

CONTENTS

|기조강연| 01

재활공학의 역할

김종배 부소장

김문상 임원

국립재활원 재활연구소

한국과학기술연구원

|튜토리얼| 16

재활공학 기술 및 신경재활

류제청 연구실장

김한준 교수

임창환 교수

유우경 교수

근로복지공단 재활공학연구소

서울대학교

한양대학교

한림대학교

|전문가 강연| 26

첨단 재활공학 기술

전도영 교수

이양수 교수

서강대학교

경북대학교

|초청강연| I 29

첨단의료기기개발지원센터

강혁기 과장

김선일 센터장

박종백 센터장

지식경제부

오송 첨단의료기기개발지원센터

대구 첨단의료기기개발지원센터

|초청강연| II 33

지경부 R&D 성과 발표

조병림 상무

류제청 연구실장

홍성화 교수

김종열 선임연구본부장

LG전자 Convergence 연구소

근로복지공단 재활공학연구소

삼성서울병원

한의학연구원

|초청강연| III 42

IT 기기의 표준화와 의료기기

김승환 부장

한국전자통신연구원

구정철 부장

TTA 표준화본부 표준기획부

|초청강연| IV 45

재활복지 명품화 연구회

김영호 교수

연세대학교

문인혁 교수

동의대학교

이용혁 교수

한국산업기술대학교

POSTERS 49

학회장 인사말

2012년도 추계학술대회에 즈음하여



의공학회 회원여러분 안녕하십니까?

단풍이 진하게 물든 아름다운 경희대학교 캠퍼스에서 금년도 추계 의공학회를 개최하게 된 것을 회원여러분들과 함께 기쁘게 생각합니다. 이번 학회는 인류의 신체장애를 해소시키는데 필요한 최신 기술을 다루는 “Biomedical and Rehabilitation Engineering for Better-Quality of Life” 라는 주제를 가지고 여러분들을 초대하게 되었습니다. 1979년 창설된 본 학회는 3,000여명의 회원을 가지는 학회로서 2006년 세계의공학회를 성공적으로 개최한 바 있고 앞으로 더욱 학회의 능력을 신장시켜 세계의 의공학 발전을 지속적으로 선도해야할 위치에 서 있습니다.

이번 추계학회에는 최신 재활공학 기술에 대한 기초강연과 유익한 관련 연제들 외에도 우리나라의 의료기기 산업 육성의 중추가 될 국가 첨단의료복합단지의 추진계획소개와 지경부의 주요의료기기 R & D 과제들의 성과 소개 등 최근 국내 의료기기 개발 현황을 한눈에 볼 수 있도록 프로그램을 마련하였습니다. 또한 다양한 국내의료기 회사들의 전시부스를 설치하여 발전하는 국내 의료기기 산업을 둘러 볼 수 있는 기회도 제공하게 되었습니다. 이와 같이 열심히 준비한 이번 학회에 회원 여러분들께서 빠짐없이 참석하시어 새롭고 풍부한 논문들의 발표와 함께 기탄없는 토론의 장이 펼쳐지기를 기대합니다.

경희대학교는 우수 의공학 인재 양성의 요람으로서 우리나라의 의공학 발전에 크게 이바지해 오셨습니다. 이번 학술대회를 위해 준비에 열과 성을 다하신 조민형 조직위원장을 비롯한 경희대학교 관계자 여러분께 특히 감사를 드립니다. 그리고 이태수, 문치웅 학술이사를 포함한 학회 임원진께도 진심으로 감사를 표합니다.

감사합니다.

2012년 11월 10일

대한의용생체공학회 제46회 추계학술대회
회 장 조진호 올림

조직위원장 인사말

2012년도 추계학술대회를 맞이하여



2012년도 대한의용생체공학회 추계학술대회를 경희대학교에서 개최하게 되어 매우 기쁘게 생각하며 회원 여러분을 진심으로 환영합니다.

의과대학, 한의과대학, 치의과대학, 약학대학 등 의생명 관련 단과대학을 모두 갖춘 경희대학교는 1998년도에 국내 의료공학의 발전과 고급 융합 인력의 교육을 위하여 생체의공학과를 학부에 개설하였습니다. 비록 역사는 길지 않지만, 10명의 소속 전임 교수들은 그동안 많은 발전을 이루어 연구재단 우수연구센터, 보건복지부 연구센터 등을 운영하였고, 최근에는 IT 융합 연구 센터도 설립하였으며 이러한 성과는 교내외의 많은 관심을 받고 있습니다. 이번 대한의용생체공학회 학술대회의 유치는 그 동안의 성과에 더하여 새로운 발전의 계기가 될 것으로 기대합니다.

이번 대회를 준비해 주신 이태수, 문치웅 학술이사를 비롯한 학술위원회와 학회 관련 분들에게 감사드리며, 시설 지원을 해주신 경희대학교 관계자들에게도 진심으로 감사드립니다.

가을철, 단풍이 들어 아름다운 캠퍼스를 즐기시면서 학문적 교류를 통하여 풍성한 학문성도 가져가시기 바랍니다.

저희 조직위원회는 참석자 여러분의 편안함을 돕기 위하여 최선의 노력을 다하겠습니다.

감사합니다.

2012년 11월

대한의용생체공학회 제46회 추계학술대회
조직위원장 조 민 형 올림

대한의용생체공학회 제19대 임원

직 책	성 명	소 속
명예회장	정도연	서울대
회 장	조진호	경북대
수석부회장	선 경	고려대
부회장	최귀원	KIST
	나학록	씨유메디컬 사장
감 사	김희찬	서울대
	홍성화	성균관대
총무이사	김한성	연세대
기획이사	허 영	지식경제부
	김인영	한양대
재무이사	김명남	경북대
	김성민	동국대
학술이사	이태수	충북대
	문치웅	인제대
편집이사	이상훈	고려대
	이재성	서울대
	이경중	연세대

직 책	성 명	소 속
교육이사	이상민	인하대
	지영준	울산대
	오정환	부경대
국제협력이사	김법민	고려대
	김태성	경희대
정보이사	안원식	서울대
	노정훈	부산대
산학협력이사	박희병	한국의료기기협동조합
	강태건	한국의료기기산업협회
	최보영	가톨릭대
	이종민	경북대
회원관리이사	김동욱	전북대
	김성환	서울대
	서종범	연세대
협동(특임)이사	송시영	연세대
	이두용	KAIST
	김윤년	계명대
	정동근	동아대

정보위원회

직 책	성 명	소 속
정보이사	노정훈	부산대
정보이사	안원식	서울대
위원	서광석	서울대
위원	최성욱	강원대

직 책	성 명	소 속
위원	공현중	서울대
위원	신범주	부산대
위원	정동근	동아대

학술위원회

직 책	성 명	소 속
학술이사	이태수	충북대
학술이사	문치웅	인제대
위원	박재석	고려대
위원	황도식	연세대
위원	조형준	UNIST
위원	이봉수	건국대
위원	정의현	GIST
위원	김상효	경원대
위원	김재훈	성균관대

직 책	성 명	소 속
위원	조영호	국립암센터
위원	정동근	동아대
위원	김태성	경희대
위원	양윤석	전북대
위원	이원진	서울대
위원	오정환	부경대
위원	구용숙	충북대

교육위원회

직 책	성 명	소 속	직 책	성 명	소 속
교육이사	이상민	인하대	위원	이석재	서남대
교육이사	지영준	울산대	위원	김경환	연세대
교육이사	오정환	부경대	위원	지영준	울산대
위원	박현진	가천대	위원	이우철	을지대
위원	심은보	강원대	위원	문치웅	인제대
위원	박장연	건국대	위원	유문호	전북대
위원	태기식	건양대	위원	이종민	한양대
위원	조민형	경희대	위원	류근택	강동대
위원	최연호	고려대	위원	김주명	광양보건대
위원	이기영	관동대	위원	남태희	동주대
위원	박해암	남부대	위원	이주원	안동과학대
위원	윤의철	대구가톨릭대	위원	권기진	영남이공대
위원	최승한	대구한의대	위원	한현용	춘해보건대
위원	이동훈	동명대	위원	변장수	폴리텍3대학
위원	임용규	상지대			

편집위원회

직 책	성 명	소 속	직 책	성 명	소 속
편집이사	이상훈	고려대	위원	이계한	명지대
편집이사	이재성	서울대	위원	이성재	인제대
편집이사	이경중	연세대	위원	이수열	경희대
위원	권성훈	서울대	위원	이우철	을지대
위원	김동욱	전북대	위원	이종민	한양대
위원	김한성	연세대	위원	임도형	세종대
위원	남기창	연세대	위원	임창환	한양대
위원	남윤기	KAIST	위원	정동근	동아대
위원	송병섭	대구대	위원	한동근	한국과학기술연구원
위원	신정욱	인제대	위원	이 전	연세대
위원	엄광문	건국대			
위원	유선국	연세대			

조직위원회

직 책	성 명	직 책	성 명
위원장	조민형	위원	이보름
위원	김태성	위원	김소희
위원	박경모	위원	김재관
위원	변경민	위원	

영문편집위원

성 명	소 속
Eung Je Woo	Kyung Hee University
Chang-Hwan Im	Yonsei University
Hee Chan Kim	Seoul National University
Jong-Mo Seo	Seoul National University
Soo Yeol Lee	Kyung Hee University
Beop-Min Kim	Korea University
Jae Sung Lee	Seoul National University
Jun-Kyo Francis Suh	Korea Institute of Science and Technology
Dong Keun Han	Korea Institute of Science and Technology
Eun-Bo Shim	Kangwon National University
Bo-Young Choe	The Catholic University of Korea
Dae Sung Yoon	Yonsei University
In Young Kim	Hanyang University
Kyung Sun	Korea University
Sun Gun Chung	Seoul National University

2012년 추계학술대회 프로그램 일정

● 주제: Rehabilitation Engineering for Better Quality of Life

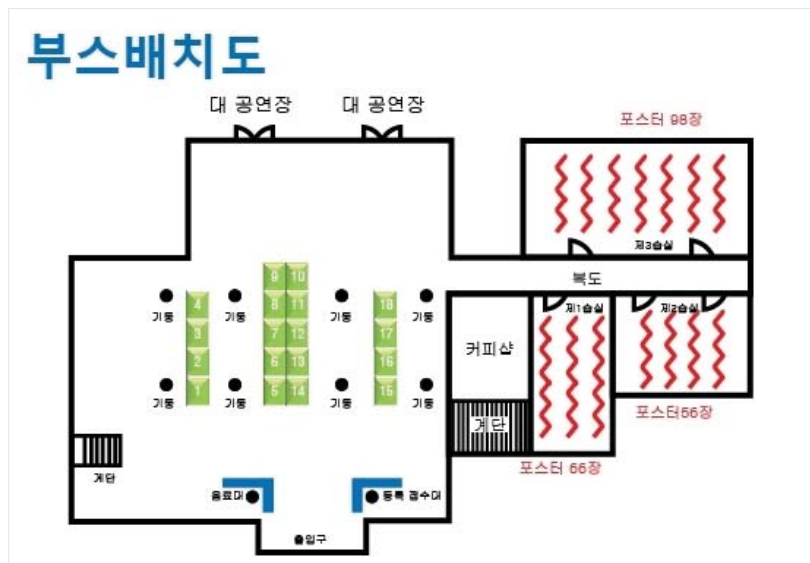
- 주 최: 대한의용생체공학회
- 주 관: 대한의용생체공학회, 경희대학교
- 일 정: 2012년 11월 10일(토)
- 장 소: 경희대학교 국제캠퍼스(수원) 예술디자인대학

11월 10일 (토)		
시 간	내 용	비 고
09:30~09:50	등 록	로 비
09:50~10:00	개 회 식 (축사 : 경희대학교 부총장)	
10:00~11:00	[기 조 강 연] 좌장: 김희찬 교수 (서울대)	
	· 김중배 과장 (국립재활원 재활연구소) 장애문제 해결에 있어서 재활공학의 역할	· 김문상 박사 (한국과학기술연구원) 노인 인지훈련로봇
11:00~12:20	[튜 토 리 얼] 좌장: 김성필 교수 (고려대)	
	· 류재청 박사 (재활공학연구소) 고객니즈에 맞춘 재활의료기기 기술 및 전망	· 김한준 교수 (서울대학교) Management of patients with Parkinson Disease
	· 임창환 교수 (한양대학교) EEG-Based Brain-Computer Interfaces for Communication and Control	· 유우경 교수 (한림대학교) Novel Approaches for Understanding the brain Plasticity in Neurorehabilitation
12:20~13:20	점심(학생회관), 평의원회(#102호)	
13:20~14:00	[전 문 가 강 연] 좌장: 권대규 교수 (전북대)	
	· 전도영 교수 (서강대학교) 입는로봇의 설계이슈와 활용	· 이양수 교수 (경북대학교) 보행훈련을 위한 의료기기
14:00~15:30	[첨 단 의 료 기 기 개 발 지 원 센 터] 좌장: 이상훈 교수 (고려대) (대강당)	[지 경 부 센 터 별 연 구 과 제 소 개] 좌장: 홍성화 박사 (삼성서울병원) (#102호)
	· 좌장 개요 및 발표자 소개	· 조병림 박사 노약자/장애인 근력보조 시스템
	· 강혁기 과장 의료기기 산업 발전 전략	· 류재청 박사 Barrier-free 재활보조장치
	· 김성일 센터장 ((전)의공학회 제7대 회장) 오송첨단의료기기개발지원센터 발전방향	· 홍성화 박사 환경적응 무선제어 보청기
	· 박종백 센터장 대구첨단의료기기개발지원센터 발전방향	· 김종열 박사 사상체질기반 진단/치료기
15:30~16:00	포스터(심사, 전시는 중일), 휴식	#116호 #118호
16:00~17:30	[I T 기 기 의 표 준 화 와 의 료 기 기] 좌장: 김인영 교수 (한양대) (대강당)	[재 활 복 지 명 품 화 연 구 회] 좌장: 류재청 박사 (재활공학연구소) (#102호)
	· 김승환 부장 개인건강기기(Personal Health Device) 표준화 동향	· 김명호 교수 재활의료기기 기술 및 산업동향
	· 구경철 부장 정보통신(ICT) 표준화의 개념 및 Health ICT 소개	· 문인혁 박사 고령친화 재활복지기기 현황 및 전망
17:30~19:00	· 이응혁 교수 IT 융합 재활의료기기 현황 및 전망	
	짜즈공연 (서근영 코이어) (故)고창순 명예회장 추모 행사 우수 논문상 및 우수 전신논문상 시상, 경품추천 총회 및 폐회식	대강당
19:00~21:00	만 찬	우정원

• 경희대학교 국제캠퍼스 예술디자인대학 평면도



학회장 평면도



※ 참가비 납부방법

2012 추계	사 전	당 일
일 반	10 만원	12 만원
학 생	5 만원	6 만원
비회원 일반	11 만원	14 만원
비회원 학생	7 만원	8 만원
학부생(참관)	2 만원	2 만원

• 학술대회 논문발표자는 반드시 학회 회원으로서 연회비 납부와 사전등록비를 각각 따로의 계좌번호 입금처리를 하여 주셔야만 하오니, 이점 착오 없으시길 바랍니다.

• 사전등록비 납부방법: 국민은행: 계좌번호: 031-01-0420-215(예금주: 대한의용생체공학회)

• 연회비 납부방법: 국민은행: 계좌번호: 031-25-0006-795(예금주: 대한의용생체공학회)

2012년도 제46회 대한의용생체공학회 추계학술대회

기조강연



좌장 | 김희찬 교수 (서울대학교)

『재활공학의 역할』

- **The Role of Rehabilitation to Solve the Disability Problem**
김종배 부소장
국립재활원 재활연구소
- **Robot-Assisted Cognitive Training System for elderly people**
김문상 임원
한국과학기술연구원



The Role of Rehabilitation to Solve the Disability Problem

이름: 김종배

직위: 부소장

소속: 국립재활원 재활연구소

기타: 피츠버그대학교 재활과학기술과 Adjunct Professor

Abstract

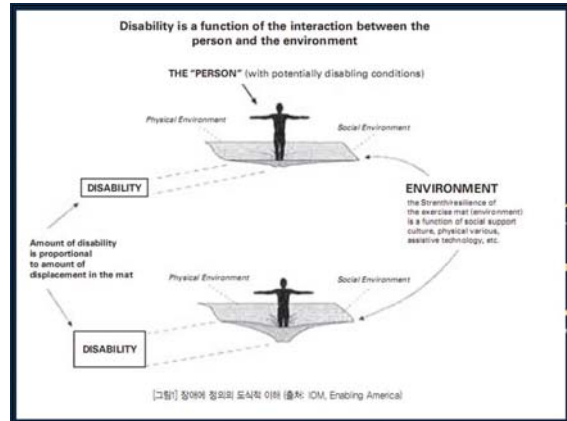
According to the contemporary paradigm of disability and by the definition of a sociomedical model, the New IOM model, the amount of disability that a person experiences is a function of the interaction between the person and the environment. That is, the disability is determined by the person and the environment, not only by the person. The disability can be mitigated by restoring function in the individual (e.g., nerve regeneration and ROM) or by expanding access to the environment (e.g., building ramps and functional wheelchairs). Rehabilitation science and engineering, defined as encompassing basic and applied aspects of the health sciences, social sciences, and engineering as they relate to restoring human functional capacity and improving a person's interactions with the surrounding environment, is beginning to emerge as an organized, multidisciplinary field of study. I want to introduce some rehabilitation engineering technologies (e.g. rehabilitation robotics and BCI) and social services (e.g., sports and leisures) which were developed in order to enable and empower the person with potentially disabling condition and improve their quality of life.

Brief Biosketch

Jongbae Kim, Ph.D. works for National Rehabilitation Research Institute, Seoul, Korea as Vice-Director and University of Pittsburgh as an Adjunct Professor. He received Ph.D. degrees and worked as a Postdoctoral Fellow and Assistant Professor in the Department of Rehabilitation Science and Technology, University of Pittsburgh. Within rehabilitation science he specializes in telerehabilitation, virtual reality application, adaptive computer input/output device, and rehabilitation robotics. Currently he directs around 10 government-funded research and service projects including rehabilitation robot translational researches and assistive technology R&D and service projects in Korea. While he was studying the MS program at KAIST, he became spinal cord injured as the result of fall and became quadriplegic. It is his sincere hope that his experiences with SCI for 27 years can be used to help develop solutions for improving educational, vocational and quality of life aids and services for future generations of people with SCI and other disabilities.

장애문제 해결에 있어서의 재활공학의 역할

김중배
국립재활원 재활연구소

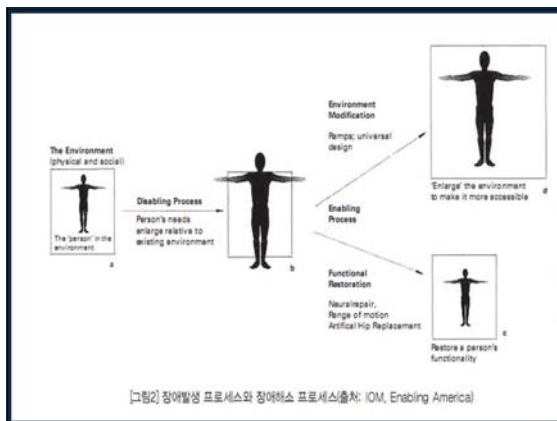


New IOM model

- **The Environment** The environment is represented as a flexible three-dimensional mat in the new model. The strength and resilience of this mat are proportional to the quantity and quality of accessible support systems and the existence of various barriers.
- **Stronger mats equate with more supportive environments**, for example, access to appropriate health care, the availability of assistive technology and social support networks, and receptive cultures. **Weaker mats equate with nonsupportive environments**. For example, physical barriers, discrimination, lack of accessible and affordable assistive technology, and lack of appropriate health care result in greater displacement of the mat and, therefore, cause greater disability.

New IOM model

- Thus, a person with a given level of impairment or functional limitation (i.e., **potential disability**) will **experience greater disability (more displacement of the mat) in a less supportive environment than he or she would experience in a more supportive environment** (indicated by a stronger mat and less resulting displacement).
- The amount of disability is proportional to the amount of displacement in the mat that represents the environment.



New IOM model

- A person who does not manifest disability is fully integrated into society and therefore has full access to both: 1) social opportunities (employment, education, parenthood, leadership roles, etc.) and 2) physical space (i.e. space access equivalent to persons without disabling conditions).
- A person with **potentially disabling conditions** has increased needs (expressed by the size of the individual) and is dislocated from their prior integration into the environment.

The rehabilitative process attempts to rectify this displacement, either

- by **restoring function in the individual** or
- by **expanding access to the environment** (e.g., building ramps).

This model does **not** mean to imply that the two methods (which may be generally characterized as cure and care) are **mutually exclusive**. Indeed, the most effective rehabilitation programs include both.

Rehabilitation Engineering

New IOM model [Enabling America, Brandt & Pope 1997]

Rehabilitation science and engineering.

- defined in this report as encompassing basic and applied aspects of the **health sciences, social sciences, and engineering** as they relate to **restoring human functional capacity and improving a person's interactions with the surrounding environment**.
- is beginning to emerge as an **organized, multidisciplinary** field of study.



Restoring Human Functional Capacity

- Cure SCI, Brain Injury & Stroke

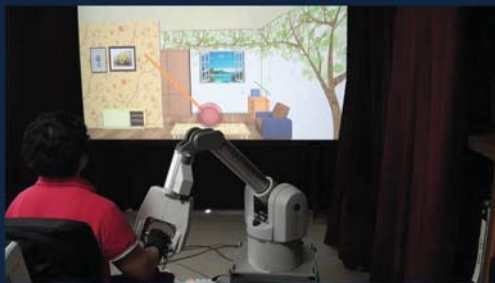
Forum	Last Post	Threads	Posts	Members
Brain Injury & Stroke Research Recent brain injury and stroke studies	Human induced abductor sternocleidomastoid by jk2012 09-18-2012 10:17 AM	355	462	initiator State Tanzania
Neurodegeneration Research Alzheimers, Parkinson's, & Alzheimer's disease	Scientists aim to start stem cell by jk2012 09-17-2012 10:10 PM	230	269	initiator State Tanzania
Multiple Sclerosis Research (1 viewing) Recent research on multiple sclerosis	Charles Raza, Raza, Raza, J. Raza, Raza by jk2012 07-12-2012 10:10 PM	300	496	initiator State Tanzania
Neurogenic Pain Research Recent pain research articles	Inhibition of RGS-induced ERK by jk2012 07-08-2012 10:10 PM	331	418	initiator State Tanzania
SCI (Animal) Research Recent scientific articles on spinal cord injury	Effects of Diet and/or Exercise by jk2012 09-14-2012 10:17 AM	982	1,238	initiator State Tanzania
SCI (Clinical) Research Recent clinical spinal cord injury articles	Transmission of low-intensity vibrations by jk2012 09-12-2012 10:17 PM	873	1,176	initiator State Tanzania
SCI (Relevant) Research Relevant scientific documents related to SCI	Physical modalities in the treatment of by jk2012 09-12-2012 10:17 PM	230	292	initiator State Tanzania
Stem Cell Research Recent studies including stem cells	Generation of stem cells by jk2012 09-17-2012 10:14 AM	584	606	initiator State Tanzania
Transverse Myelitis Research Recent research on transverse myelitis	Intensified research by jk2012 09-17-2012 10:14 AM	118	149	initiator State Tanzania

Restoring Human Functional Capacity Therapeutic ROBOT



Restoring Human Functional Capacity Therapeutic ROBOT

몰입감이 있는 상지 운동 시스템 (국립재활원)



Restoring Human Functional Capacity Therapeutic ROBOT

뇌성마비 아동 체간훈련장치 (국립재활원)



Improving A Person's Interactions With The Surrounding Environment

Forum
SCI Community Forum
Assessments & Feedback (1 viewing) Site view, search, navigation, and recommendations
Brain Injury (2 viewing) For people and families with brain injury
Care (1 viewing) Health and services for those with spinal cord injury and related disabilities
Control (1 viewing) Prosthetics, robotics, and related subjects
Conferences (1 viewing) News and events of local research and therapies
Cost (1 viewing) Health and costs of local research and therapies
Equipment (1 viewing) Assessing, obtaining, and other devices
Exercise & Recovery (1 viewing) Exercises for health and recovery
Family (1 viewing) For family members and family matters
Fund (1 viewing) All about fund for equipment and health
Funding, Legislation, & Advocacy (1 viewing) Funding and legislation, regulation, and advocacy
Healthcare and Home Design (1 viewing) Assessing, obtaining, and usability
Life (1 viewing) Questions and answers for life
Mobile Systems (1 viewing) For and to assist
Non-SCI (1 viewing) For people, families, and friends with recent spinal cord injuries
Pain (1 viewing) Experiences and treatments of pain
Recreation, Sports, Travel, & Hobbies (1 viewing) Recreational, sports, travel, and hobbies
Science, Medicine, & Technology (1 viewing) Recent medical and technology, and the latest they have

New IOM model

- Psychological and Social Environments
 - Discrimination
 - Access to health and medical care
 - Appropriate care
 - Access to technology
 - Culture
 - Employment
 - Family
 - Economy
 - Community organizations
 - Access to social services
 - Traits and personality factors
 - Attitudes and emotional states
 - Access to fitness and health-promoting activities
 - Education
 - Spirituality
 - Independence

New IOM model

- Physical Environments
 - Architecture
 - Transportation
 - Climate
 - Appropriate technology
 - Geography
 - Time

Mobility

- Power Assist



- Manual/Power Alternative



Mobility

- Optional Functions:
 - Tilt, Recline, Seat elevation, Leg elevation, Standing



Mobility

- Alternative Control System



호흡스위치 전동컨트롤 헤드스위치 전동컨트롤 턱조이스틱 전동컨트롤

Mobility

- Assisted Walking Robot System



호흡스위치 전동컨트롤 헤드스위치 전동컨트롤 턱조이스틱 전동컨트롤

Mobility

- Robotic Wheelchair

- iBot



- Gennymobility



Mobility

- Robotic Mobilization Device



Mobility

- Assisted Walking Robot System

– 개인 가정용 하지 Exoskeleton Robot은 결국 하반신마비 장애인의 휠체어(세계시장 2조원)를 대체할 것이다.

- Ekso (미국)
- Rewalk (이스라엘)
- HAL-FIT (일본)
- WPAL (일본)
- Rex (뉴질랜드)



Information Technology

Adaptive Input device for High-Quad

- 인테그라마우스



입, 턱, 볼 등 얼굴의 움직임을 통해 조이스틱을 조작하고 호흡을 통해 마우스의 클릭기능을 대체할 수 있는 특수마우스



장애인에게 컴퓨터는 살아 내는 선물이다

Adaptive Input device for High-Quad

- 스마트나브/헤드마우스의 스트림



사지를 사용하기 어려운 분들이 머리의 움직임 통해 (적외선 및 난반사 스티커 활용) 일반 마우스의 기능처럼 컴퓨터의 커서를 컨트롤 할 수 있는 특수 마우스



Adaptive Input device for High-Quad

- 안구마우스



안구 마우스

Environment Control Unit

- Voice or switch



BCI Emergency Call



1) Signal acquisition
- Neuronal activities within the brain are recorded by using mindset.
- Mindset consists of one forehead sensor and ear contacts.



BCI ECU



미국 NeuroSky사와 국립재활연구소 공동개발
3 channel bio signals (brain wave, blink, jaw clench)
ECU & Computer Mouse



통합제어

QoLT Testbed
Smart Model Room
국립재활원 사회복귀프로그램



New Challenge: Mobile & Smart

- Smart Phones
- iPad, Tab,
- Slate PC



전동휠체어 기반 스마트 단말기 장착 시스템

- 사용자의 특성에 따라 선택하도록 2가지 타입의 시제품 개발

	Tray type	Pocket type
장착방식	전동휠체어 팔걸이에 브라켓을 끼고 빼는 형태	장착시스템을 팔걸이 밑에 접어서 넣을 수 있는 형태
기능	전체 시스템 on, 전방 회전, 스마트 단말기 거치대(plate) tilting과 기능을 사용할 수 있도록 함	Tray type과 기능에 장착시스템을 접어서 보관 할 수 있도록 함.
특징	미 사용시엔 장착시스템을 탈착하여 보관할 수 있음. 브라켓만 따로 장착된다면 전동휠체어가 아니어도 장소에 상관없이 사용 가능함.	미 사용시엔 장착시스템을 접어서 보관할 수 있음.
동작 영상	Tray type	Pocket type

국립재활원 재활연구소

중증 장애인용 스마트폰 어플리케이션 개발

기존 생체신호 인터페이스를 활용한 어플리케이션 개발

- MindWave



- iNurosky의 스마트폰 대상 생체신호 인터페이스
- 뇌파 (attention 및 meditation)와 눈 깜빡임 (blink) 신호 측정 및 무선 (bluetooth)을 통해 스마트폰으로 신호 전송



국립재활원 재활연구소

전신마비장애인을 위한 스마트폰 제어를 위한 생체신호 인터페이스 개발

기존 제품 조사

제품명	제품 적용 구성도	기능
EasyBlue		Answer a call on/off Redial Reject a call
Tecla		"Tecla Access"는 기존의 스마트폰 단말기와 터치식 인터페이스를 스위치 형태의 인터페이스로 대체하기 위해 개발된 제품으로, 크게 "Tecla Access app"과 "Tecla Access shield"로 나뉜다.
바이오서라운드		현재 고종욱 박사를 주축으로 개발되고 있는 생체신호 기반 환경 제어 시스템으로써, 블루투스 이어폰 형태의 인터페이스를 통해 뇌파를 기록하여 주변 환경을 제어하는 시스템. 블루투스 이어폰에 뇌파를 전송할 수 있는 전극단자를 일체화함으로써 뇌파를 분석할 수 있는 휴대용 기기(스마트폰 등)를 구비할 경우 즉시 뇌파상태에 따라 사용자가 적절한 조치를 취할 수 있도록 한 제품.

국립재활원 재활연구소

Access to Medical Service

- 2008년 장애인 실태조사에 따르면 장애인들의 복지 욕구 가운데 의료보장이 30.1%로 소득보장(21.9%), 주거보장(15.4%)을 제치가 가장 높은 것으로 나타나고 있다.
- 2005년 서울의대 의료관리학 교실에서 발표한 연구에 의하면 지체장애 환자의 재활의료 서비스에 대한 미충족 필요가 91.4%에 달하고 뇌병변 장애도 89.2%에 이르는 등 지체 및 뇌병변장애 재활의료서비스에 대한 미충족 의료가 매우 큰 것으로 소개하였다.

Access to Medical Service

- 의료서비스 접근성 보장은 특히 욕창, 방광염의 위험에 항상 노출되어 있는 척수장애인 등 신경마비 장애인들에게는 학교, 직장 등 사회로 복귀하기 위해서 필수적으로 가장 우선적으로 해결되어야 한다.
- Smart-Health,
- Smart-Rehab

Smart-Rehab Service



Sports & Leisure

- 장애인의 사회참여 증대에 따라 삶의 질의 향상에 대한 기대가 높아짐
- 스포츠 레저 활동을 통한 정신적 육체적 건강증진 욕구 향상
- 비장애인이 하는 모든 스포츠 레저에 도전

Icesledge Hockey

<http://www.kihad.com>



장애인 아이스슬레지 하키를 위한 인체형상 맞춤형 슬레지 개발



3D 스캔 기술을 활용하여 장애 유형별 인체 형상 3차원 모델링

- SCI형,
- 한 다리 절단형,
- 양다리 절단형



국립재활원 재활연구소

아이스슬레지 버킷 · 이너 제작



국립재활원 재활연구소

3D동작분석을 통한 성능평가 실험

- 분석변인 : X-factor, 상체움직임에 따른 아이스슬레지의 움직임, 슬레지의 속도변화, 신체중심 이동 범위



국립재활원 재활연구소

Snow Skiing

<http://kasa.kosad.kr>

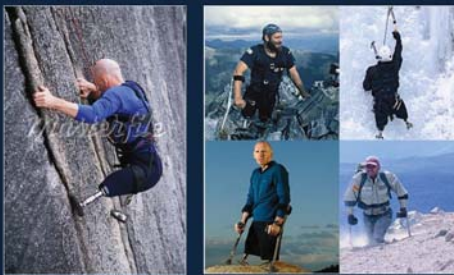


장애인 스키용 인체영상 맞춤형 시팅시스템 개발 (2013)

- 재활공학기술 적용을 통한 장애인선수들의 경기력 향상
- 2018 평창동계 Paralympic에서 기술에 의한 경기력 향상을 보여줌으로 국위선양

Mountain Climbing

<http://www.nolimitstahoe.com>



Surfing

<http://www.theywillsurfagain.org>



Sports & Leisure for Quad

- Hand Bike



Sports & Leisure for Quad

- Hand Bike



- Indoor Hand Bike



- Beach Wheelchair



- Wheelchair Dancing

25/07/2012

- 장애인도 사회적·물리적 환경이 개선되면 똑같이 일할 수 있다. 그래서 이런 장애인에 대한 편견 때문에 장애극복을 용인할 장애인도 무능력자로 만드는 많은 사람들의 오해에 이렇게 우리고 싶다.
 - “우리로 스코틀랜드를 가고, 판검사 될 수 있어!”
 - “우리로 스코틀랜드 타고 농구, 테니스, 골프, 사이클, 당신들이 하는 것 뭐든지 할 수 있어!”
 - “휠체어 탔다고 오해하지 마라! 마음만은 100% 전력 질주하는 우사인 볼트야!”
- [김종배, ‘장애에 대한 오해’, 안전지식날 걸음, 2012. 7. 1]

끝!



Robot-Assisted Cognitive Training System for elderly people

이름: 김문상

직위: 임원

소속: 한국과학기술연구원

기타: 프론티어 지능로봇사업단장

Abstract

This paper describes the overview of the development and operation of a robot-assisted cognitive training system. Adapting clinically-endorsed methodologies and utilizing robotic technologies, we have designed and built an innovative cognitive training system that enhances the cognitive abilities of the elderly people. The training system utilizes various robotic technologies such as human detection and emotional expression to provide ample interaction between humans and robots during the game-type trainings. In addition, the system evaluates and tracks the performance of trainees using 3D sensors and smart devices. As a testbed project for the system, we have operated the cognitive training programs for 3 months in 3 different countries. The medical examination from the project shows significant improvements on their cognitive abilities, which proves its effectiveness of the training system.

Brief Biosketch

Munsang Kim received the B.S. and M.S degree in Mechanical Design from the Seoul National University in 1980 and 1982 respectively and the Dr.-Ing. degree in Robotics from the Technical University of Berlin, Germany in 1987. Since 1987 he has been working as a research scientist at Korea Institute of Science and Technology. He lead the Advanced Robotics Research Center from 2000 to 2003 and became the director of the “Intelligent Robot – The Frontier 21 Program” since Oct. 2003. His current research interests are design and control of novel mobile manipulation systems, haptic device design and control, and sensor application to intelligent robots.

Center for Intelligent Robotics

Robot-Assisted Cognitive Training System for elderly people

Mun Sang Kim

www.irobotics.re.kr

Center for Intelligent Robotics

21C Frontier Program | Center for Intelligent Robotics

Director	Dr.ing. Mun Sang Kim
Administering Institute	Korea Institute of Science and Technology
Duration	10 years (2003-2013)
Budget	80 million USD
Research Fields	26 fields/R&D of core technologies for Intelligent Robots, including System Integration, manipulation, vision-voice recognition, etc.
Funded & Sponsored by	Ministry of Knowledge Economy, KOREA
Address	LI205, Korea Institute of Science and Technology(KIST), 39-1 Hawolgok-dong Seongbuk-Ku Seoul, Korea
Research Background	Need to Develop World-leading Core Technologies in Robot Intelligence Confront the problems of the aging society
Objective	Ensuring Robot Intelligence
Strategy	Realize a Robot Intelligence Architecture Framework Develop Dependable Recognition technologies Promote Effective Integration technologies Evaluate the developed technologies by applying to elder care robot

KIST KOREA INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY | Leading Global Institute for the future

- Since its inception in 1986, KIST has played an integral part in Korean scientific and technological development.
- Contributed to the industrial modernization and the speedy economic growth of Korea.
- Produced the distinguished scientists and technicians and the matrix of lots of Korean governmental & private institutes.

Center for Intelligent Robotics 3 Technical Grand Challenge

- To build the robot's intelligence and knowledge-based System**
Intelligent Error and exception Handling to satisfy 100% task completion
- To secure the manipulation technology for setting and clearing the table**
Providing a Sandwich and washing dishes using two "hands"
- To realize emotional robots' expressions, based on natural user recognition**
Understand the user's intention and automatically generate robot's expression

R&D ROADMAP for 3 GRAND CHALLENGE

Intelligence Architecture of KIST - CIR

Knowledge-driven Integration

- Ontology-based Knowledge Management System
- Sharable & Grow-able Knowledge base
- Open & Distributed Architecture
- 3 Major Components
 - Knowledge Base Facts, Assertions
 - Knowledge Sources, Business Rules
 - Task and Knowledge Manager, Process and Control
- Exception handling, robust to errors

Center for Intelligent Robotics 5 Major Robots

SILBOT

- for elder care
- cognition training games
- for English teaching (ENGKEY)
- remote native instructor class
- autonomous robot class for review

CIROS 3.0

- for home errands
- world-class speed
- brings items from refrigerator
- sets & clears meals
- pours water into a cup
- carries items to and fro

MINI-ENGKEY

- a minimized version of ENGKEY
- private lessons at home
- games, security
- telecommunication service
- auto-navigation
- remote control
- easy battery charging
- projector included

MERO

- for elder care
- cognition training games
- for information service
- bank, hospital, theater, etc.
- portal info, entertainment

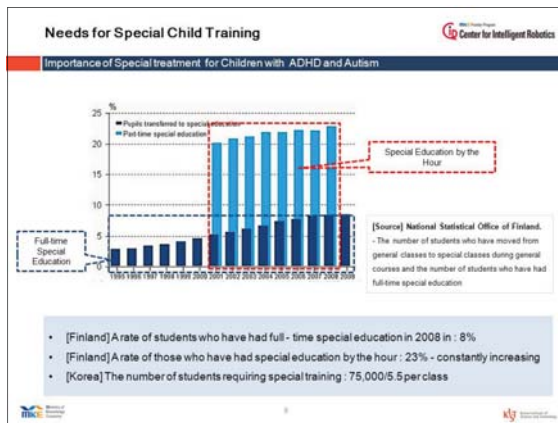
KIRO 3.0

- for show host (MC)
- world-class HRI tech
- facial expression, lip-synch
- announcement (TTS)
- sing & dance
- omnidirectional walk

INTRO FILM OF Robots

Needs for Cognitive Training for the Elderly

- An aging rate in major advanced countries is expected to reach by more than 25% in their total population.
- Of the total elderly at over 65, 5~10% have dementia.
- Research results show that cognitive training improves cognitive functions and brain functions.
- Helsinki city in Finland, inputs 60% of its total budget to welfare projects (0.2 billion euro supported in 2009)
- Helsinki city in Finland, needs 517 of the elderly (Care Center) vs. 300 of nursing personnel



Problems and Analysis on Welfare Systems

Northern Europe

- This region **absolutely lacks** in professional care personnel.
- Astronomical costs** are required to be input to nurture special professional personnel in Europe.
- This region is **absent in proper systems** for cognitive training.

➔ **Robot technologies are regarded as an ultimate alternative.**

Why Robots for Cognitive Training ?

- Lack of specially trained teachers
- Very interesting !
- Upgrade is very simple
- The quality of education is same everywhere.
- Cheap !
- Autism and ADHD children give more attention to robots.

SILBOT

* Called "ENGKEY", as an English Teaching Robot

- Using the expression simulator: easy production and auto-creation of various expressions
- Telepresence Functions
- Using the head monitor: tele-presence, sound ranging, keyword recognition
- Omnidirectional auto-navigation
- Interlocked with smart pad & external sensors (kinect, camera)

head and arm opened / closed

[Dimension]
1045(H) x 800(W) x 800(D) mm
[Weight]
~20kg
[Wheel]
Omni Direction Wheel
Bumper Switch X 3 / MAX. 1.5m/s
2000mah motor x 2
[Power]
Li-FaH4 24V, using 2 Packs(20Ah)
[Sensor]
Solar Sensor(SU-PSD8)/Microphone(H)
Full Color LED / Matrix(LED)
Touch sensor(10) / Infrared Cam(3)
[Degree of Freedom (DOF)]
Arm: 3 DOF x 2 / Head: 2 DOF / Mobile: 3DOF
*Touch LCD display x 1(head)

SILBOT Avatar

Teachers in Philippines / Real-time face recognition

INTERACTIVE FACE ROBOT MERO

- Information service & Entertainment robot: Company Ads, service guide, duet show in public places
- Elder care robot: cognition training game, portal info(health, horoscope, weather, traffic, etc.) service
- Customer-facing Interaction: auto-creation of situational robot expressions, plenty of facial gestures, sound localization, user's face recognition

Camera view facial expression and gesture recognition / Knowledge based intelligence / Variety of educational and informative content / Interactive system / 1728 face / 4DOF neck

[Dimension]
365 (H) x 208.2 (D) x 642.89 (W) mm
[Weight]
about 4 kg (including the cover & base)
[Degree of Freedom (DOF)]
21 (DOF)
- Face: 17DOF (eyebrow, eyelid, pupil, lip, used Motor: Hitec HS65-HLHG-223MG)
- Neck: 4DOF (upper neck, lower neck), used Motor: ROBOTIS RX-64 (Control: Communication)
[Power]
RS-232, RS-485
[Sensor]
3V, 15V
- MSC: Bone 6, back 2 / LED: ear 2(left, right) / Base 4(right-left/forward-back) / Webcam: forward 2 (no cam in right-left eye) / FAX: 3 (base), neck1, neck2, right-left part of joint-motor)

Key technologies of SILBOT & MERO

Dependable Recognition Functionalities

- User Identification: Using camera system and SmartPad Device the robots can recognize the users ID and track the movement.
- Eye contact: Robot can find the user's face and keep eye contact.
- Finish and Danish words recognizer
- Sound source localizer up to 3m

Acting Performance

- Lip sync and Various expression ability using face and gesture
- Autonomous navigation and Collision avoidance for safety: Robot knows where it is and find ways to go.
- Omni-directional movement

Interaction

- Smart Pad Interface: Every user gets Smart Pad to interact with robots
- Autonomous Data Storage: robot stores game scores of the users

THE 50 BEST INVENTIONS OF 2010

KIST ENGLISH TEACHING ROBOT SILBOT, MERO

TIME MAGAZINE [2010.11.22]

2011 Elder Care Robot, Overseas Test-Bed Pilot Project

Period Oct 2011 – Feb 2012

Objective To complete the overseas Test-bed robot project successfully which provides the cognition training games and special education service using the robots SILBOT & MERO, then finally create a new business model for commercialization of the robots developed by KIST.

Place

- Kustaankartano Center, Helsinki, Finland (8 classes)
- Vika Garden, Aarhus, Denmark (8 classes)
- Gangnam-gu Center, Seoul, Korea (3 classes)

Consortium

- GAHA Company: General Project Management
- Center for Intelligent Robotics of KIST: Provide the Robotic system for project
- Roboware Co., Ltd: Production of the Robots
- Samsung Medical Center Co., Ltd: Planning the Robotic Cognition Training Games
- City of Helsinki / City of Aarhus: Support of project operation in Vika Garden, Aarhus, Denmark

Training & Curriculum Timetable

Training	Cognition Game Program			Evaluation
October	November	December	January 2012	After
Beginning of education & training for the local operation team in early September	Period: 3 months (Mon-Fri for 12 weeks) Time: 90 min/day			Program may continue in Helsinki

Cognitive Game using 'SILBOT'

Focusing on robots' mobility and dynamic expressions

Move Like Me Evaluation of motion of the elderly / Recognition using a 3D sensor

Follow Me Difficult level adjustment – number of grids, foothold rotation/using motion of the elderly, a floor detection sensor

Cognitive Game using 'MERO'

Focusing on emotional communication with robots

Smile Happy Showing the score (happy point) after capturing and recognizing the smiling faces by cam in real time

Clean Up Remembering the instruction of the robot and doing / following what it makes afterwards on the PAD

What is useful for Your Brain?

Relationships between Cognition training program & Cognitive domains

Frontal Lobe	Parietal Lobe
Major Control: Attention / Verbal Fluency (left) / Movement Control / Planning / Emotion Control	Integrating sensory info / Parietal system / Calculation / Manipulation of objects (right) / Spatial sense (left)
RHYTHM TOUCH Enhance the Attention ability BINGO Strengthen the brain functions related to inference & determination LUCKY CATCH Enhance the Attention ability	FOLLOW ME Improve the visuospatial processing HIT THE NUMBER Improve the Prominent role in math KING OF CALCULATION Improve the Prominent role in math PICTURE PUZZLE Improve the visuospatial processing BRICK PUZZLE Improve the visuospatial processing
Temporal Lobe Auditory perception / Verbal comprehension (left) / Memory	
MOVE LIKE ME Improve Memory function KNOWING YOU, KNOWING ME Improve Memory function CLEAN UP Improve Language function ROBOTCON Strengthen the visual memory	PICK THE PAIR Improve Memory function SING SING SING Improve Memory function STORY MEMORY Improve Memory function Q&A WHAT? Improve Language function

ELDER CARE ROBOT

Robot-based, Cognition Training Game Service to prevent Dementia

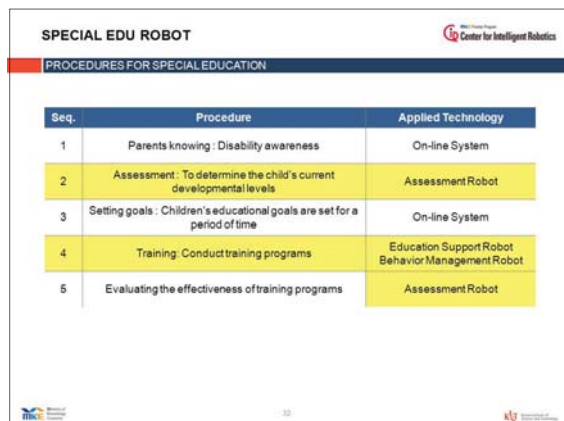
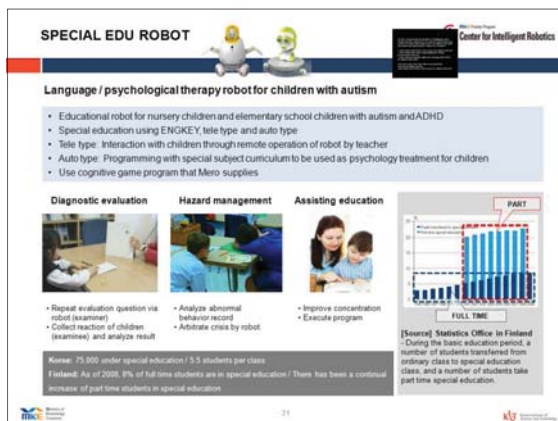
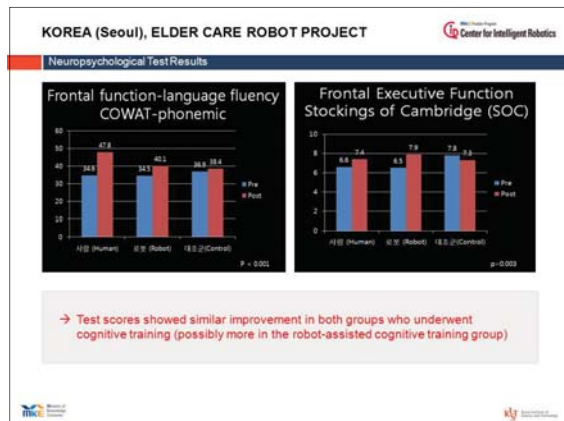
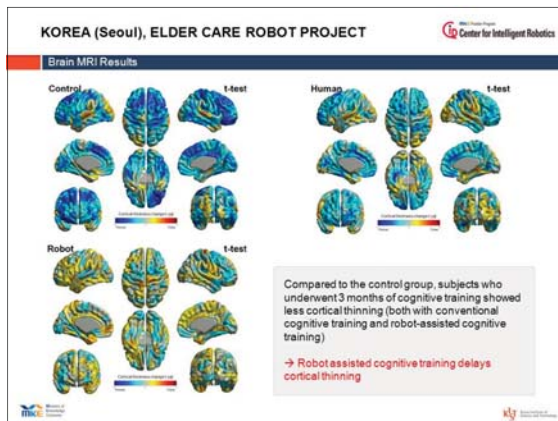
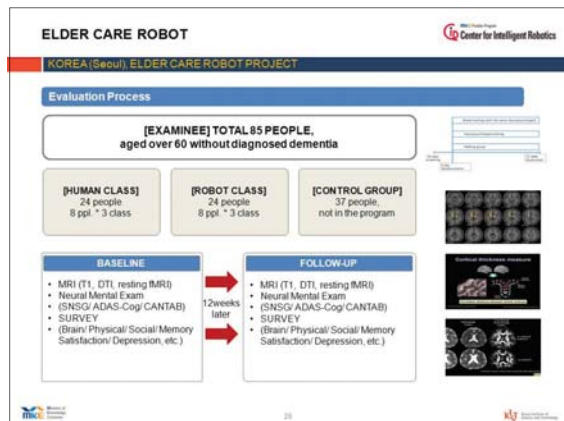
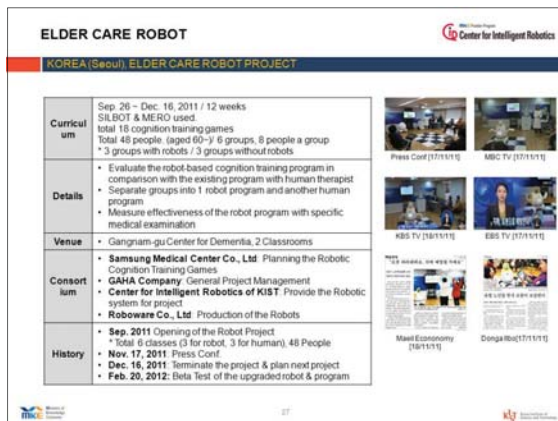
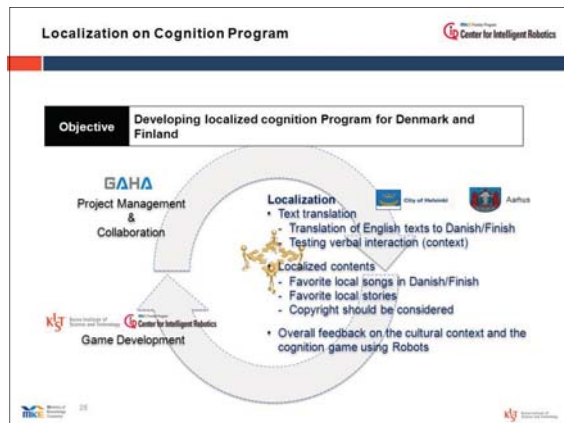
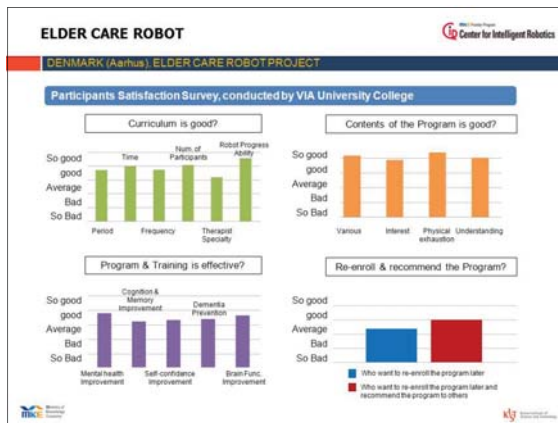
Using Robot	Name of Cognition Training Game (Pursuing time: min)	Effectiveness of Game
SILBOT (6)	MOVE LIKE ME(3)	Memory function improvement
	FOLLOW ME(3)	Improve visuospatial processing
	ROBOTCON(3)	Strengthen the visual memory
	RHYTHM TOUCH(3)	Attention enhancement
	SING SING SING(3)	Memory function improvement
	HIT THE NUMBER(3)	Improve facility in math
	SMILE HAPPY(15)	Refreshment during all games
	KNOWING YOU KNOWING ME(3)	Memory function improvement
	STORY MEMORY(3)	Memory function improvement
	BINGO(3)	Strengthen the brain functions related to inference & determination
MERO (11)	KING OF CALCULATION(3)	Improve facility in math
	PICK THE PAIR(3)	Memory function improvement
	GUESS WHAT(3)	Language function improvement
	CLEAN UP(3)	Language function improvement
	LUCKY CATCH(3)	Attention enhancement
	PICTURE PUZZLE(3)	Improve visuospatial processing
	BRICK PUZZLE(3)	Improve visuospatial processing
	ROBOTCON	Strengthen the visual memory
	KNOWING YOU KNOWING ME	Memory function improvement
	BINGO	Strengthen the brain functions related to inference & determination

ELDER CARE ROBOT, Cognition Training Games (16 Units)

ELDER CARE ROBOT

DENMARK (Aarhus), ELDER CARE ROBOT PROJECT

Curriculum	Details	Venue	Consortium	History
<ul style="list-style-type: none"> Nov 7, 2011 – Feb 10, 2012 / 12 weeks SILBOT & MERO used total 16 cognition training games Total 48 people (aged 66~y) 6 groups, 8 people a class 	<ul style="list-style-type: none"> Provide with the Elder Care Robots to centers for elder in Helsinki, Finland Service of Dementia Prevention program with cognition training games for the elderly 	Vika Garden, 2 Classrooms	<ul style="list-style-type: none"> City of Aarhus: Support of project operation in Vika Garden, Aarhus, Denmark GAHA Company: General Project Management Center for Intelligent Robotics of KIST: Provide the Robotic system for project Roboware Co., Ltd: Production of the Robots Samsung Medical Center Co., Ltd: Planning the Robotic Cognition Training Games 	<ul style="list-style-type: none"> Nov. 2010: Denmark Care Ware Net visited to KIST Feb. 2011: MOU between KIST & City of Aarhus Nov. 07, 2011: Opening of the Robot Project Nov. 11, 2011: Press Conf. & Signing Ceremony (Letter of Intent) - KIST & GAHA & City of Aarhus Feb. 10, 2012: Terminate the project & plan to establish Joint Venture Com with KIST & City of Aarhus



SPECIAL EDU ROBOT

ROBOT APPLICATIONS 1. ASSESSMENT

Assessment Robot



- Measure the same questions. Do not be able to additional questions.
- To gather the information of child response and analyze the results.
- It takes about 1 ~ 2 hour.

Assessment is required(1 year)

Children with Disabilities(Special Schools): 150,374

Assessment: 142,076

Examples

SPECIAL EDU ROBOT

ROBOT APPLICATIONS 2. BEHAVIOR MANAGEMENT

Crisis Intervention, ex) situations suddenly occur

- Situation 1. Situation suddenly screaming**
- Robots' Role**
 - Sound detection and behavior analysis. Transfer of information to teachers
 - To gather the information about children's facial expressions, sounds, movement etc and save the child's data about before & after behavior analysis
- Situation 2. Out-of-Seat behavior**
- Robots Role**
 - Out-of-Seat behavior detection. Approaching to the child. Behavioral interventions for child provides the multimedia content
 - recording the child's movement for 30minute

SPECIAL EDU ROBOT

ROBOT APPLICATIONS 2. BEHAVIOR MANAGEMENT

TELEPRESENCE: remote class by Teacher

Classroom, friendly Students-Robot Interaction

Native teacher, Remote Robot control

expression, navigation, tracing

INTERNET

AUTONOMOUS: Robot leading Class

Song & Chant, Role-Playing, Word & Sentence Pronunciation, Puzzle Games

SPECIAL EDU ROBOT

ROBOT APPLICATIONS 2. BEHAVIOR MANAGEMENT

Class A, Class B, Class C, Class D, Class E, Class F, Class G, Class H, Class I, Class J

Central Remote Control Room connected to every Class

SPECIAL EDU ROBOT

ROBOT APPLICATIONS 3. EDUCATION SUPPORT

Educational situation

- Children and teachers will conduct an Individualized Education.
- The robot provides a teacher-led training program

How to Apply



- Providing education at a particular time
- Attention Improvement Training Conducted twice a day
- To save the child's responses(Look, move, click the screen, etc.)

Effective steps for improving education

- Homes and schools via the Internet offers the same program
- Automatically move to the upper level at the completion of tasks

SPECIAL EDU ROBOT

ROBOT APPLICATIONS 3. EDUCATION SUPPORT

FUTURE PLAN

1. International Collaboration is being planned with the Dep. for Children with Special Needs of the City of Aarhus : Budget of 350,000 Euro for 2013 is already set for the Education Robot collaboration with KIST.
2. KIST, Sigong Media(Ltd.), Daegu University, Flowgames are cooperating to make robot contents for this purpose since 2011 June.
3. From 2013 Jan. to 2013 March prototyping a first dedicate application is planned.
4. The KIST invested Robot Venture "RoboCare" will join from Oct. this year.

좌장 | 김성필 교수 (고려대학교)

류제청 연구실장
근로복지공단 재활공학연구소

김한준 교수
서울대학교병원

임창환 교수
한양대학교 공과대학 생체공학과

유우경 교수
Hallym University College of Medicine, Korea



Management of patients with Parkinson Disease

이름: 김한준

직위: 교수

소속: 서울대학교병원

Abstract

Clinical Approach of Development of Surgical Robot

Parkinson disease (PD) is the second most common neurodegenerative disorder after Alzheimer's dementia. Its main pathology is degeneration of dopaminergic neurons in midbrain substantia nigra, which results in the dysfunction of basal ganglia circuit. Currently, treatment for PD is only symptomatic and dopaminergic medication is the mainstay of treatment. Dopaminergic medication is very effective for the motor symptoms of PD, but many patients experience complications from medication in 5 years or more. In the last decade, deep brain stimulation was developed to manage this long-term complications.

Brief Biosketch

Han-Joon Kim is Clinical Assistant Professor of Department of Neurology and Movement Disorder Center at Seoul National University Hospital. He graduated Seoul National University for MD in 1997 and received PhD in Neuroscience in 2012. He has more than ten year's clinical experience in neurology, especially in the field of movement disorders including Parkinson disease.

Management of patients with Parkinson Disease

Han-Joon Kim, MD. PhD.

Clinical Associate Professor
Department of Neurology and Movement Disorder Center
College of Medicine, Seoul National University

Parkinson Disease: Introduction

Parkinson Disease: 역학

- 대표적인 이상운동 질환(Movement disorder)
: 75% of cases seen in specialized movement disorder clinics

- 발병 연령
- 20 미만 ~ 80세 이상
- 평균: 55세 전후

유병률 (국내) (Seo et al. 2007)
0.37% (1.47% for age > 60)

연간 발생률
4.9 to 26/100,000

Increases with aging (Bower et al. 1999)

0.8/100,000 (0-29yrs)
115/100,000 (50-99yrs)
305/100,000 (80-99)

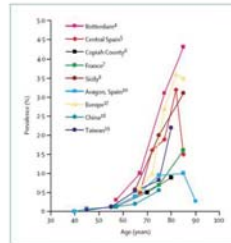
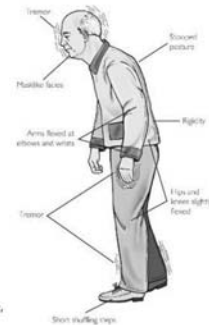


Figure 1. Population-based prevalence studies of Parkinson's disease

Parkinson Disease: 증상

- 증상 (운동증상)
 - 안정 상태에서의 진전(떨림)
 - 강직
 - 서동(느린 동작)
 - 균형장애(잘 넘어짐)
 - 구부정한 자세
 - 보행 동결 증상
- 비대칭적 증상

- 무표정, 눈물 감박이지 않음, 목소리 및 발음 변화, 보행 시 팔을 흔들지 않음, 손동작이 어둔해짐, 보폭이 짧은 중추장애, 다리 굴림.....



Parkinson Disease: 증상

- 비운동성 증상
 - 떨림, 동작의 느려짐, 강직, 보행장애, 균형장애 등의 '운동성 증상' 외에도 파킨슨병 환자들은 파킨슨병이 없는 사람들에 비해 여러 가지 증상들을 경험하며 호소함
- 이러한 증상들을 비운동성 증상 (non-motor symptoms)이라고 부름

Parkinson Disease: 증상

- 비운동성 증상(Non-motor symptoms)
 - 신경정신계 증상 (neuropsychiatric)
 - 수면장애 (sleep)
 - 자율신경계 증상 (autonomic)
 - 소화기계통 증상 (gastrointestinal)
 - 감각증상 (sensory)
 - 기타 (miscellaneous)

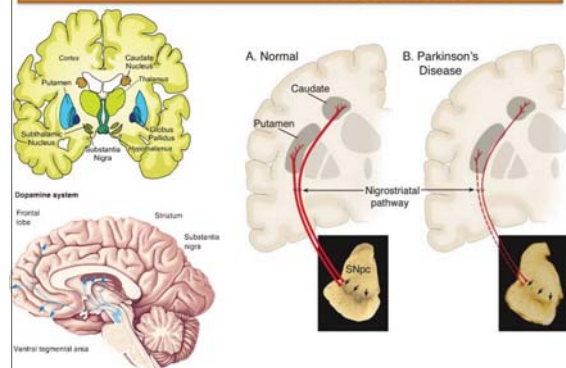
Parkinson Disease: 병리 및 병태생리

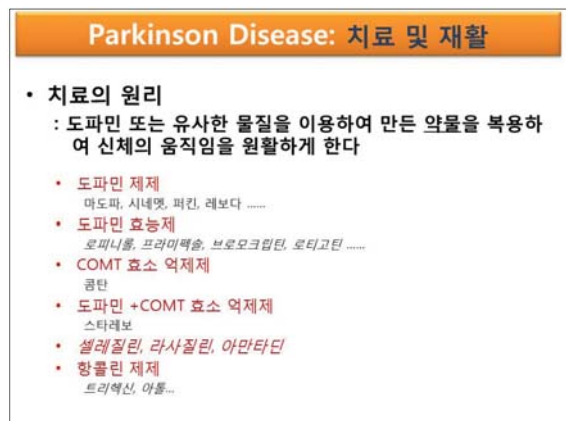
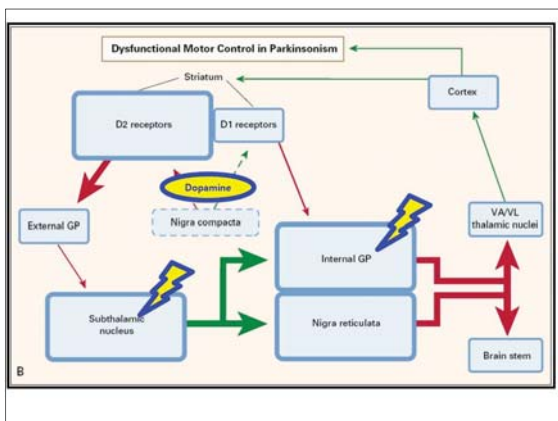
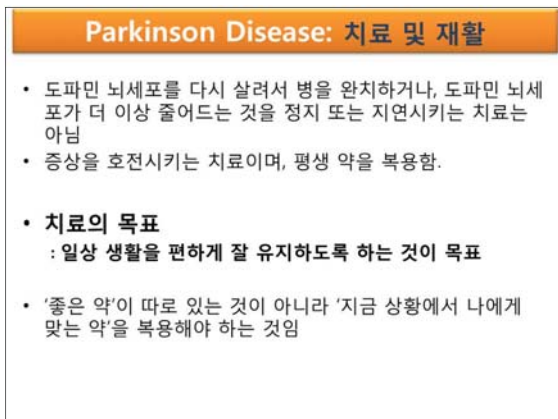
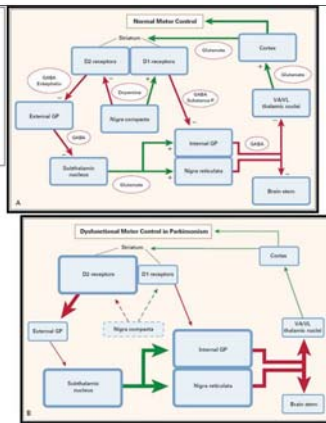
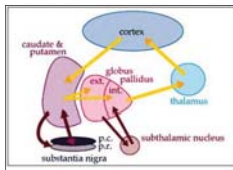
- 파킨슨병의 원인



파킨슨병은 뇌 흑질(substantia nigra)의 도파민 뇌세포가 서서히 줄어들어 원활한 움직임에 장애를 포함한 여러가지 증상이 생기는 신경퇴행성질환(neurodegenerative disease)임

Parkinson Disease: 병리 및 병태생리





Parkinson Disease: 치료 및 재활

• 치료의 한계

파킨슨병은 약물치료의 효과가 매우 좋다.



약물치료의 한계: 후기 운동 합병증

: 치료 시작 3-5년 후 약 반수의 환자에서 나타난다.
: '5년 지나면 약효가 없어진다'는 것은 잘못된 이해임

1. 증상 동요
2. 레보도파 유발성 이상운동증(몸꼬임)

Parkinson Disease: 치료 및 재활

후기 운동 합병증: 증상동요

• 증상동요(wearing-off, fluctuations)란?

- 파킨슨병 운동증상에 대한 치료약물의 효과는 매우 좋아서, 약을 안 먹는 경우에 비해 훨씬 잘 움직이고 덜 떨게 된다. 특히 초기 환자의 경우에 이러한 효과는 더욱 뚜렷하다.
- 하지만, 약물치료 후 2-5년 정도의 시간이 지나면서, 많은 환자들에서(레보도파치료 시작 후 5년 후 약 50%, 8년 후 약 80%) 증상동요가 시작된다.

Parkinson Disease: 치료 및 재활

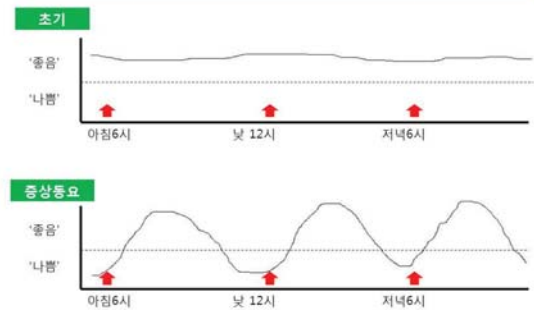
후기 운동 합병증: 증상동요

• 증상동요(wearing-off, fluctuations)란?

- 파킨슨 약의 효과가 확실히 있으나, 예전과 같은 용량의 약을 먹어도 이전보다 **약효의 지속시간이 짧아져, 약의 효과가 다음 약을 먹을 때까지 지속되지 않는 현상**을 말한다
- 다음 약을 먹고 그 효과가 나오기까지 파킨슨병 증상이 심해졌다가, 약 기운이 다시 돌면 파킨슨병 증상이 완화됨

Parkinson Disease: 치료 및 재활

후기 운동 합병증: 증상동요



Parkinson Disease: 치료 및 재활

후기 운동 합병증: 이상운동증

- 증상동요가 나타나는 환자에서 레보도파-유발성 이상운동증(**몸꼬임**)이 동반되기도 한다
 - 손, 발, 팔, 다리, 몸통, 고개...
 - 본인은 잘 모르는 경우도 많으며 (특히 몸 꼬임 발생 초기) 불편해 하지도 않는 경우가 많음
 - 심해지면 많은 불편을 초래함



Parkinson Disease: 치료 및 재활

후기 운동 합병증: 치료

- 파킨슨약의 복용 횟수를 늘려서 약 기운이 떨어지기 전에 다음 약을 먹도록 하거나
 - 한번에 먹는 파킨슨약의 용량 또는 종류를 늘려서 약효가 오래가도록 한다
 - 약효가 오래 지속되도록 개발된 파킨슨약을 사용한다
- 조절이 잘 되지 않는 경우가 많음
- 수술(뇌심부자극술, deep brain stimulation)을 고려

Parkinson Disease: 치료 및 재활

후기 운동 합병증: DBS

- 비정상적(병적)으로 작동하는 뇌의 부위에 전극을 삽입하고 이를 통하여 지속적으로 전기자극을 주어 비정상적으로 작동하는 신경회로를 조절하여 증상을 호전시키는 치료방법



Parkinson Disease: 치료 및 재활

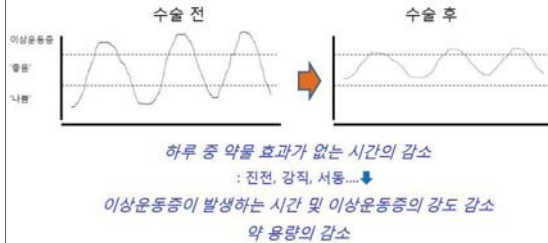
후기 운동 합병증: DBS

- 수술 후 환자의 몸 안에는 전극(뇌), 배터리(가슴), 그리고 연결선이 삽입된 상태로 지내며,
- 약 용량을 조절하듯이 증상에 따라 전기 자극의 강도를 조절하면서 지내게 됨
 - : 전기 자극 조절은 신경과 외래 진료를 통해 시행됨
- 수술 후 약을 크게 줄일 수 있으며, 약을 완전히 끊고 전기자극만으로 지낼 수 있게 되는 경우도 있음

Parkinson Disease: 치료 및 재활

후기 운동 합병증: DBS

- 어떤 증상이 호전되는가?
 - 운동증상 및 후기 운동 합병증



Parkinson Disease: 치료 및 재활

후기 운동 합병증: DBS

- 다음의 증상들은 수술 후 호전되는 경우도 있으나 대개는 호전되지 않음
 - 발음이상, 삼킴 장애
 - 보행 동결 증상 (특히 악기운 있을 때 나타나는 보행 동결)
 - 자세 불안, 잘 넘어지는 증상
- 기억력 장애, 치매
- 우울증
- 후각이상 등 대부분의 비운동성 증상

Parkinson Disease: 치료 및 재활

비약물성 치료

- 초기
 - 스트레칭, 심폐 지구력 훈련
 - 근력 강화 운동
- 중기
 - 스트레칭, 심폐 지구력 훈련
 - 보행 재훈련, 작업/언어치료, 음악을 사용한 훈련
- 후기
 - 자세 교육, 휠체어 처방
 - 보조 훈련

Parkinson Disease: 치료 및 재활

보조기 (보행)



Parkinson Disease: 치료 및 재활

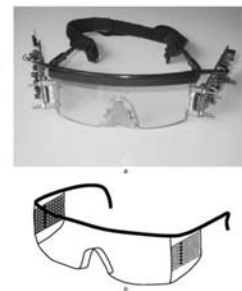
보조기 (보행)



Parkinson Disease: 치료 및 재활

보조기 (보행)

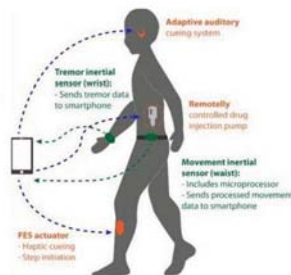
Med. Biol. Eng. Comput., 2004, 42, 328-332
Technical Note
Microprocessor-controlled optical stimulating device to improve the gait of patients with Parkinson's disease
M. Ferrarin¹, M. Brambilla^{1,2}, L. Garavito^{1,2}, A. Di Ciano^{1,2}
¹Centro di Biomeccanica Fisiologica, Fondazione Don Carlo Gnocchi (IRCCS), Milan, Italy
²Department of Biomechanics, Politecnico di Milano, Milan, Italy



Parkinson Disease: 치료 및 재활

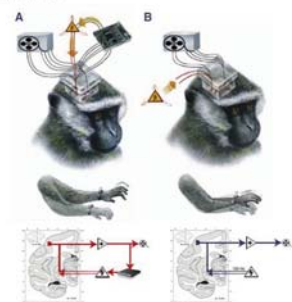


Fig. 1. iPhone wireless accelerometer application for characterizing Parkinson's disease tremor.



Parkinson Disease: 치료 및 재활

Neuron 72, 370-384, October 20, 2011
Closed-Loop Deep Brain Stimulation Is Superior in Ameliorating Parkinsonism
Boris Roth^{1,2}, Maya Bruch², Pia Wittenberg^{1,2}, Michael Winkler-Danowski^{1,2}, Susanne N. Huber², Zoltan Nusser^{1,2}, Oliver Paulus^{1,2}, and Hagen Borchers^{1,2}



감사합니다



EEG-Based Brain-Computer Interfaces for Communication and Control

이름: 임창환

직위: 교수

소속: 한양대학교 공과대학 생체공학과

기타: 대한뇌기능매핑학회 총무이사 / 한국생체전자기학회 이사

Abstract

Brain-computer interface (BCI) is a novel mode of communication that translates brain signals into simple commands that can control external devices or into messages with which one can communicate. The major targets of BCI systems have been disabled individuals who cannot freely move or control specific parts of their body because of serious neurological disease or injury, such as amyotrophic lateral sclerosis and brainstem stroke. Since many of these patients do not have cognitive impairment, their brain activity can be used as a source for communication. Among the various types of human brain mapping techniques used for implementing BCI systems, EEG has been the most widely used modality because it is noninvasive, economical, and, harmless. One of the most important factors necessary for materializing a successful EEG-based BCI system is the selection of appropriate mental tasks that can elicit distinct task-specific brain activity patterns. In this talk, recently developed BCI paradigms based on the selective attention to visual, auditory, or tactile stimuli will be introduced focusing on those achieved by the Computational Neuroengineering Laboratory of Hanyang University, e.g., “Classification of Selective Attention to Auditory Stimuli (J. Neurosci. Methods, 2011)”, “Implementation of a Mental Spelling System with a QWERTY-Style Keyboard Based on SSVEP-based BCI (J. Neurosci. Methods, 2012)”, “Decoding Spatial Patterns of Visual Stimuli with SSVEP (in preparation)”, “Modified Pattern-Reversal Visual Checkerboard Stimuli for Multi-Class SSVEP-based BCI (IEEE Trans. Biomed. Eng., in revision), and so on.

Brief Biosketch

Professor Chang-Hwan Im graduated from the School of Electrical Engineering, Seoul National University in 1999. He received his M.S. and Ph.D. at the same university in 2001 and 2005, respectively. He worked as a post-doctoral associate at the Department of Biomedical Engineering, University of Minnesota, MN, USA, from 2005 to 2006. From 2006 to 2011, he worked for the Department of Biomedical Engineering, Yonsei University, Korea, as an Assistant/Associate Professor. From 2011, he has been working for the Department of Biomedical Engineering, Hanyang University as an Associate Professor.

His research interests cover various fields of computational neuroengineering, especially brain-computer interfaces (BCI), diagnosis of neuropsychiatric diseases, noninvasive brain stimulation, and dynamic neuroimaging. He has authored more than 80 articles in SCI(E)-indexed international journals such as Journal of Neuroscience Methods, Human Brain Mapping, Physics in Medicine and Biology, and Brain Topography. He also served as Associate/Guest editors of SCI(E) journals such as Computational and Mathematical Methods in Medicine and Journal of Applied Mathematics.

He is currently a director of the Computational Neuroengineering (CoNE) Laboratory of Hanyang University. He is also a secretary of general affairs in the Korean Human Brain Mapping Society and a director of the Korean Bioelectromagnetics Society.

2012년도 제46회 대한의용생체공학회 추계학술대회

전문가 강연

좌장 | 권대규 교수 (전북대학교)

『첨단 재활공학 기술』

- **입는로봇의 설계이슈와 활용**
전도영 교수
서강대학교 기계공학과
- **보행 훈련을 위한 의료기기**
이양수 교수
경북대학교 의학전문대학원 의학과



입는로봇의 설계이슈와 활용

이름: 전도영

직위: 교수

소속: 서강대학교 기계공학과

Abstract

본 발표에서는 거동이 불편한 장애인의 운동/재활훈련 및 일상동작을 보조해 주기 위한 새로운 형태의 입는 로봇에 대해 소개한다. 척수손상이나 뇌졸중 등으로 인한 중증 장애인들은 기립 및 보행이 불편하여 일상생활에 어려움을 겪고 있으며 대부분의 생활을 휠체어나 침상에서 보내게 되어 운동이 부족하고 건강유지가 어렵다. 이들에게 운동은 상당히 필요하나 보조 인력의 부족으로 운동이나 재활 훈련을 수행하는 데 많은 제약이 따른다. 로봇 기술을 이용하여 이러한 중증 장애인의 거동을 보조해 주기 위하여, 휠체어결합형 하지 운동/재활훈련 시스템과 보행보조로봇 SUBAR를 개발하였다. 발표에서는, 시스템 개발에서의 설계 이슈와 입는 로봇의 성능을 향상시키기 위한 다양한 지능형 제어/모니터링 알고리즘에 대해 논의하고, 시스템의 활용분야를 제시한다.

Brief Biosketch

1984년 서울대학교 기계공학과(공학사). 1991년 미국 캘리포니아 버클리대학 기계공학과(공학박사). 1992년~1994년 미국 마이애미대학 기계공학과 조교수, 1994년~현재 서강대학교 기계공학과 교수. 2004년~2005년 서강대학교 연구처장. 2005년~2006년 국가과학기술자문회의 위원, 2003년~2008년 대통령자문 정책기획위원회 위원.

관심분야는 인간의 동작보조 및 재활훈련을 위한 입는로봇, 다양한 기계 시스템의 성능향상을 위한 정밀제어, 지능형 감지/진단 시스템 및 MR유체 응용 연구.



보행 훈련을 위한 의료기기

이름: 이양수

직위: 교수

소속: 경북대학교 의학전문대학원 의학과

Abstract

보행 훈련은 재활치료 분야에서 가장 많이 행해지고 있을 뿐 아니라 가장 효과적인 재활치료 가운데 하나이다. 재활치료의 효과를 높이기 위해서는 과제(task)와 관련된 동작을 반복하여 더 많이 수행하는 것이 필요하다. 훈련의 양을 증가시키기 위해 추가적인 인력, 그룹 훈련, 의료기기를 사용할 수 있다. 치료사에 의해 일대일로 이루어지는 훈련은 의료기기가 필요하지는 않지만 의료비의 상승을 초래하기 때문에 이를 통해 치료의 양을 늘리는 데는 어려움이 있다. 또 그룹 훈련은 질병 초기의 환자나 장애가 심한 환자에게는 적합하지 않다. 적절한 의료기기를 이용하면 의료비의 큰 증가 없이 치료의 양을 늘릴 수 있어 재활치료의 효과를 늘리는데 도움이 될 수 있다.

보행 훈련을 하는 방법에는 과제 특이적(task specific) 훈련과 과제 지향적(task-orientation) 방법이 있다.

과제 특이적 훈련은 치료사의 도움과 의료기기를 이용하여 보행 자체를 훈련하는 방법이다. 지면에서의 보행 훈련, 평행봉에서의 보행 훈련, 체중지지 보행 훈련, 체중지지 트레드밀 보행 훈련, 로봇 보행 훈련이 과제 특이적 훈련 방법인데 일반적으로 고가의 기계가 필요하고 치료사와 환자의 부담이 크다.

과제 지향적 훈련은 먼저 보행에 필요한 근력, 균형능력, 관절 가동 범위를 회복시킨 후 보행 훈련을 실시하는 것을 말한다. 훈련에 필요한 기계의 기기가 저렴하고 환자와 치료사의 부담이 적다.

이러한 훈련에 사용되는 의료기기에 대하여 그 장단점을 알아보고 향후 보행 훈련을 위한 의료기기 개발에 대한 방향에 대하여 논의하고자 한다.

Brief Biosketch

1988년 경북의대 졸업

1994년 재활의학 전문의 취득

2001년 영남대 생리학 박사학위 취득

2007-2008년 University of North Carolina 연구교수

1994-현재 경북대 재활의학교실 전임강사, 조교수, 부교수, 교수

2004. 9 - 2006. 3 대한재활의학회 대구경북지회 지회장

2008. 3-2011. 12 경북대학교병원 재활의학과장

2009년- 현재 대구경북권역 심뇌혈관질환센터 재활센터장

연구관심분야: 재활훈련, 재활의료기기 개발

저서: 뇌졸중 환자의 보행 훈련(청년 의사)

특허 및 기술이전

- 국내특허 9건, 미국특허 2건

- 기술이전 3건

- 슬라이딩 재활훈련기 (식약청 등록), 수직 균형훈련기(식약청 허가)

좌장 | 이상훈 교수 (고려대학교)

강혁기 과장
지식경제부 바이오헬스과

김선일 센터장
오송 첨단의료기기개발지원센터

박종백 센터장
대구경북첨단의료산업진흥재단 / 첨단의료기기개발지원센터



의료기기 산업 발전 전략

이름: 강혁기

직위: 과장

소속: 지식경제부 바이오헬스과

Abstract

의료기기 산업은 고부가가치, 고임금의 선진국형 지식기반 산업으로서 안전성, 신뢰성이 요구되는 산업입니다.

오늘날 인구의 고령화와 건강에 대한 관심이 고조되면서 의료기기 산업은 미래 대한민국의 새로운 먹거리를 창출할 신성장동력 산업으로 급부상하고 있습니다. 2011년 의료기기 분야 세계시장 규모는 2,733억불이었고 2016년에는 3,487억불로 성장할 것으로 예상됩니다. 국내에서도 최근 10년간 연평균 9%의 높은 성장세가 지속되는 등 시장이 확대되고 있습니다.

현재 국내 의료기기 산업은 중소기업이 대다수를 차지하고 있으나, 점차 강소기업이 등장하고 삼성, SK, LG 등 대기업의 진입으로 한 단계 약진할 수 있는 전기를 마련하고 있습니다. 특히 한국은 세계 최고의 IT 기술력 및 제조산업 기반, 우수한 의료서비스 인력 등 인프라가 풍부합니다. 이러한 높은 잠재력에 더하여 정부의 수요자 연계형 의료기기 R&D 지원에 의해 앞으로 한국의 의료기기 산업은 더욱 발전할 것으로 기대됩니다.

지식경제부는 의료기기 산업 발전을 위해 사업화 역량 강화, 비교우위 분야 특화, 수입대체 및 수출 산업화라는 추진 전략을 수립하고 있습니다. 이를 수행하기 위해 산업융합원천기술개발사업, 핵심의료제품화기술개발사업, IT 연계형 패키지형 병원 수출 등의 사업을 추진하고 있고, 대구와 오송 지역에 첨단의료기기개발지원센터를 건립하여 의료기기 산업을 육성하고 있습니다. 이러한 R&D의 연구개발 지원과 인프라 구축으로 의료기기 산업이 글로벌 경쟁력을 갖추고, 앞으로 대한민국이 의료기기 수출 국가로 도약하길 기대합니다.

Biosketch

성균관대 화학공학 석사

지식경제부 바이오헬스과장



Strategies and Activities in the Medical Device Development Center of DGMIF

이름: 박종백 (Park, JongBaek)

직위: 센터장

소속: 대구경북첨단의료산업진흥재단 / 첨단의료기기개발지원센터

Abstract

An overview of the Foundation, DGMIF(Daegu-Gyeongbuk Medical Innovation Foundation), is to be discussed including history and current status of setting up laboratories, research direction and its role within Korea. As a member of DGMIF, the medical device development center will be described in terms of its R&D topics, operation strategies and international collaborations. An observation on the market side for medical devices will be discussed as well to have more understanding on the background of the establishment of the organization.

Brief Biosketch

JongBaek Park is the president of the center for medical device development at DGMIF, which is a Korean government supported foundation established in Dec. 2010, to support and promote medical industry in Korea. He received B.S. from Electronic Engineering at Seoul National University in 1978, M.S. from KAIST in 1980, and Ph. D. from Computer Engineering at Syracuse University in 1993, respectively.

Before joining DGMIF, he had been involved in developing medical diagnostic equipments including ultrasound and digital X-ray, and therapeutic medical devices at Siemens company from 2003 through 2009, and at Alpinion Medical System after the period, both as vice president of the companies. He also worked at Samsung Electronics company from 1983 to 2000 with focus on multimedia system research for consumer/mobile devices. Currently, his R&D area includes imaging and medical surgery system mainly for practical and commercial applications.

초청강연 II



좌장 | 홍성화 박사(삼성서울병원)

『지경부 센터별 연구과제 소개』

- **노약자/장애인을 위한 근력보조 시스템**
조병림 상무
LG전자 Convergence 연구소
- **Barrier-free 재활보조장치**
류제청 연구실장
근로복지공단 재활공학연구소
- **환경적응기능을 갖는 무선제어기반 보청기**
홍성화 교수
삼성서울병원
- **사상체질기반 진단/치료기**
김종열 선임연구본부장
한의학연구원



노약자/장애인을 위한 근력보조 시스템

이름: 조병림

직위: 상무

소속: LG전자 Convergence 연구소

Abstract

본 과제는 지식경제부 산업융합원천기술개발사업 중 의료기기 분야로서, 노약자와 장애인을 위한 모바일 플랫폼 기반의 생활지원 시스템과 상지 근력 보조 시스템을 개발하는 것을 목적으로 함. 전체 시스템은 ADL(Activities of daily living) 지원을 위한 착용형 및 견착형 상지 외골격 근력 보조 시스템과 Smart Mobile Walker로 구분됨. 각 시스템은 모듈화 설계를 기본으로 하고 통합된 사용이 가능하며 각각의 센서 신호들과 구동 신호들을 공유하여 최적의 생활 및 근력 지원이 가능하도록 개발 하고자 함. 다양한 수요자 Need 및 평가 반응을 위한 참여형 연구를 토대로, 인체 생체 역학 및 로봇 공학 기술을 적극 활용하고 있으며, 센서 및 구동 핵심 부품을 자체 확보하고자 함. 또한, IT 융복합을 통한 편의성 제공을 추구하고 있음.

Brief Biosketch

조병림 상무는 LG전자 Convergence 연구소 팀장으로, 지경부 “노약자/장애인을 위한 근력보조 시스템 개발” 과제 총괄 책임자임. 한국과학기술원에서 전력전자 분야 박사학위를 하였으며, CE Show Innovation 수상 2회, 한국 전자부품 기술대상 수상 1회, IR52 장영실상 수상 1회 경력 있음.

반드시 읽으십시오!


지식경제부 산업융합원천기술개발사업

노약자/장애인을 위한 근력보조 시스템 개발

1. 과제 개요
2. 추진 체계
3. 연구 내용
4. 연구 성과

2012. 11. 10

Convergence 연구소



1. 과제 개요

국민의 삶의 질 향상에 기여할 수 있는 국가 R&D 사업 적극 참여

- 고령친화 스마트 제품 의료기기분야의 핵심 기술 개발 및 제품화를 위해 분야별 전문 연구기관 및 산업계 추진 체계로 IT 융복합 의료기기 국내 연구 기반 마련 및 사업화 추진

개요

□ 과 제 명 : 노약자/장애인을 위한 근력 보조 시스템 개발

□ 주관기관 : LG전자 (주)

□ 총괄책임자 : 조병림 상무

개발 목표

생활지원분야
이동 및
근력 보조
핵심 기술
개발

이동 보조

보행보조 앉게서기

근력 보조

근력 보조 잡기 보조

Fact, Strong & Smart

1/5

2. 추진 체계

추진 전략

- 다양한 수요자 Need 및 평가 반영 참여형 연구
- 현재 생체 역학 및 로봇 공학 기술 활용
- 센서 및 구동 핵심 부품 자체 확보
- IT 융복합을 통한 편의성

수요자 중심 평가 프로세스

이동 및 근력 보조 시스템 모듈화/통합화

LG전자 KITECH KETI

핵심 부품 모듈 개발

Life Science Technology KETI

작동형 상지 근력 보조 시스템

작동형 보행 보조 시스템

Fact, Strong & Smart

2/5

3. 연구 내용

수요자 중심 평가 프로세스

- 사용자 및 임상전문가 참여 연구를 통한 요구 수집
- 사용자별 주요 일상 생활 동작 데이터베이스 및 적용 시나리오
- 시스템 사용성 평가 및 사례 분석

Smart Mobile Walker

- 앉기, 서기 보조 가능한 보행 보조 시스템
- 앉기, 서기 메커니즘 구현 및 제어 (4자유도)
- 앉을 기능 구현을 통한 사용자 편의 (자동구동)
- 사용자 동작 피로 파악 기반 Compliance 제어
- 장애물 감출 / 자세 측정 모듈
- IT 통합화 모듈 응용
- 성능 및 안전성 평가 개선안 (국립재활원 협업)

Fact, Strong & Smart

3/5

3. 연구 내용

상지 근력 보조 시스템

관측형 상지 근력보조 시스템 개발

- Serial 및 Wrist 운동 기반 메커니즘 (10자유도)
- 광학 파지 메커니즘
- 학습형 HMI 인터페이스 및 제어기 구현

하체 근력 보조 시스템

현수상장 장애인을 위한 보행 보조 시스템 (6자유도)

- 앉기/서기, 보행 패턴 생성 및 안전성 제어
- 편미비 장애인/노약자를 위한 보행 보조 시스템
- 견속과 환속을 고려한 하체 Exoskeleton
- 정상 동작 패턴 응용 보행 패턴 생성 알고리즘 개발

핵심 부품 모듈 개발

문구속성 및 관절 및 근력 신호 측정 모듈 개발

- EMG / ECG 와 근력보조 시스템 인터페이스
- 생체신호 처리 알고리즘
- 구동 모듈
- 하이브리드 환구동 모듈
- Flat 한 구동 모듈

Fact, Strong & Smart

4/5

4. 연구 성과

장성적 성과

노약자/장애인을 위한 생활지원 및 근력보조시스템 기술 확보

- 생활지원 및 근력보조시스템 핵심 기술
- 평가 및 임상시험 대응 기술
- 생체신호 획득과 분석을 통한 기반 및 응용 기술
- 핵심 모듈의 제품화를 통한 사업성 확보

노약자/장애인 삶의 질적 향상이라는 공공 복지차원

- 일상 생활 지원을 통하여 노인 자원 사회적 비용 절감

정량적 성과

목적		논문발표		
출판	등록	계	국내	국외
(국내/국외)	(국내/국외)	(국내/국외)	국내	국외
16/0	2/0	12/0	22	11
			33	

• KROCC 2012, "노약자/장애인을 위한 재활로봇" 세션 진행 (10분)

• URAN 2012, "ARL Support System for the Elderly and Disabled" 세션 진행 예정 (5분)

Fact, Strong & Smart

5/5



배리어프리 재활보조장치 개발

이름: 류제청

직위: 연구실장

소속: 근로복지공단 재활공학연구소

기타: 지식경제부 산업원천기술개발사업 “배리어프리 재활보조장치 개발” 총괄 책임자

Abstract

인구고령화와 난치성질환 및 교통사고·산업재해로 거동이 불편한 사람이 폭발적으로 늘고 있는 가운데 최근 재활공학연구소에서 배리어프리 전동휠체어 3종을 순수 국내기술로 개발하였다.

수동휠체어는 이용자가 손의 힘을 이용해 움직이므로 장거리 주행시 피로하고 오르막길을 올라가기 어려워 최근에는 전동 또는 전동·수동 겸용 휠체어가 보편화되고 있다. 그러나 독일 일본 등 외국산 선도제품의 가격이 700만~1000만원에 달해 경제사정이 어려운 이용자에게는 부담이 커 가격을 낮춘 국산제품의 시판이 절실히 요구돼 왔다.

지식경제부의 산업원천기술개발사업에 의한 초경량전동휠체어 등 3종의 개발은 고령사회대비 각종 재활보조장치(침단이동기기, 생활지원기기)의 글로벌 산업경쟁력을 높여 후발개도국(중국)의 기술 진입 장벽 형성과 선진국 제품과 품질 경쟁을 통하여, 향후 5년내 1,000억원이상의 부가가치 창출 가능할 것으로 예상된다.

Brief Biosketch

류제청박사는 현재 재활공학연구소의 연구실장이며, 지식경제부 산업원천기술개발사업 ‘배리어프리 재활보조장치 개발’의 총괄책임자이다. 그는 중앙대학교 기계공학과에서 박사학위를 취득했다.

그는 수전동 휠체어 등 장애인 이동기기의 개발에 많은 관심을 가지고 있으며, 마비장애인의 보행을 위하여, 로봇기술을 이용한 착용형 보행보조장치의 개발도 하고 있다. 또한 MR를 이용한 노인용 척추재활운동측정장치나 편마비환자의 보행훈련을 위한 언로딩시스템과 같은 다양한 재활훈련장치의 개발도 하고 있다.



환경적응기능을 갖는 무선제어기반 보청기

이름: 홍성화

직위: 교수

소속: 삼성서울병원

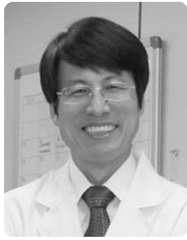
기타: 삼성서울병원 연구부원장

Abstract

인간에게 있어 청각각 기능의 손실은 말과 언어라는 의미전달 및 정보교환의 수단이 부분적으로나마 단절됨을 의미하여 이로 인해 일상생활에서 많은 불편을 감수하게 할 뿐 만 아니라 정서적, 심리적으로 부정적인 영향을 미친다. 오늘날 복잡한 사회에서 선천적 또는 후천적인 청각 손실에 대해 많은 문제가 제기되고 있다. 2006년 미 국립보건원 (NIH-NIDCD)의 발표에 따르면 1,000명 중 3명 신생아가 선천적인 난청을 가지고 태어나고 있고, 또한 전 세계적인 고령화 추세로 65세 이상의 인구에서 3명중 1명, 75세 이상에서는 2명중 1명이 노인성 난청으로 고통 받을 정도로 ‘난청’이 실버 의료 및 복지 분야에서의 하나의 핵심 키워드로 부각 되고 있다. 더구나 우리나라의 경우 21세기 들어 전 세계 유례없는 급격한 고령화 사회가 진행되고 있어 향후 난청자 수는 지금까지와는 달리 크게 늘어날 것으로 보이며, 이에 따라 보청기 사용자의 수는 크게 늘어날 것으로 전망된다. 하지만, 현재 국내의 난청 회복 기초 연구 및 이에 기반 한 보청기 기술 개발 연구는 선진국에 비해 후발적 위치에 있는 것이 사실이며, 관련 시장 또한 전량 수입에 의존하고 있어 기술 자립이 시급한 상황이다. 디지털 보청기는 IT/BT 융합 기술 의료기기의 결정체라고 회자될 만큼 여러 분야의 전문적인 기술들이 유기적으로 결합되는 융합 기술 확보가 관건이다. 이에 본 과제는 지난 2008년 12월부터 지식경제부의 지원으로 ‘환경적응 기능을 갖는 무선제어 기반 보청기’ 개발을 목표로 삼고 삼성전자, 삼성서울병원을 중심으로 10여개 학계와 산업체가 유기적으로 구성되어 보청기 핵심기술 개발 및 유효성 평가를 위한 임상 시험이 진행 중이며, 총 5년의 연구기간 중 마지막 연차를 진행 중이다.

Brief Biosketch

2011.11 ~ 현재	삼성서울병원 연구부원장
2008.12 ~ 현재	지식경제부 보청기 사업 총괄 책임
2005.01 ~ 2010.06	삼성서울병원 임상시험 센터장
1997.03 ~ 현재	성균관대학교 의과대학 이비인후과학교실 교수
1996.09 ~ 1998.08	미국 아이오와대학교 연구전임의
1996	서울대학교 의과대학 이비인후과 박사 졸업
1991	서울대학교 의과대학 이비인후과 석사 졸업
1984	서울대학교 의과대학 학사 졸업



사상체질기반 진단/치료기

이름: 김종열

직위: 선임연구본부장

소속: 한의학연구원

기타: 과학기술연합대학원대학교 전임교수 / Integrative Medicine Research
부편집장

Abstract

한방의료기기는 세계적으로 이 분야의 특허출원이 증가하면서 발전기를 예고하고 있다. 특허건수의 증가에 비해 출원인수는 크게 증가하지 않고 있는데 이는 해당 의료기기 분야가 아직 발전 초기임을 보여주는 것이어서 적은 투자로 큰 산출을 얻을 수 있는 시기이기도 하다. 특히 특허 출원 증가가 한국에서 집중적으로 이루어지고 있다는 점에서 우리나라가 경쟁력을 갖고 있는 분야이기도 하다.

특히 사상체질의학을 기반으로 한 진단 및 치료기기는 우리나라 고유의 기술 영역으로 세계 의학의 세가지 큰 흐름인 맞춤의학, 비침습진단 및 예방의학에 매우 잘 부합되는 분야이다. 한의학적 진단은 망진(보는 진단), 문진(듣고 냄새 맡는 진단), 문진(문답에 의한 진단), 절진(만져보는 진단) 등 인체 오감을 이용한 4진법으로 이루어진다. 이러한 한의학 진단법은 잘 훈련된 한의사의 경우 절정의 정밀도를 보여주기도 하지만, 전체적으로는 한의사의 감각 특성에 따라 측정 내용이 달라지기도 하고 같은 한의사라도 기분과 상황에 따라 재현성이 크게 떨어지기도 한다.

오감형 진단기기란 시각, 청각, 촉각 등 방면의 첨단 센서를 이용하여 오감 진단 내용을 정량화해내는 기기를 말하는데, 맥진기, 설진기, 음성진단기, 안면진단기, 체질설문지 등이 초기 수준으로 개발되어 있다. 최근에는 이러한 발전 성과를 U-Health 분야에 적용하기 위한 연구가 이루어지고 있다. 일반 가정에서 아침 저녁으로 맥, 안색, 혀, 음성, 피부 상태 등을 측정하고 여러 증상들을 문답하여 그 날의 체질별 건강수준 진단값을 계산함으로써, 본인에게는 그 날의 건강정보를, 주치의에게는 여러 가지 진단정보를 제공하는 것이 이 연구의 목적이다.

특히 체질진단기기 분야에서는 안면의 형태와 안색을 진단하는 안면진단기, 음성을 분석하는 음성진단기, 설문을 통해 체질을 진단하는 체질설문지 등의 연구가 활발히 이루어지고 있다. 얼굴윤곽선 형태와 이목구비의 모양, 배치, 색깔 분포 등으로부터 선천적으로 타고난 내부 장기 기능의 강약과 후천적 건강 상태 등을 파악하는 진단법이 한의학에는 발달해왔다. 우리는 안면진단기를 통해 현대적 형태 및 색상 분석 기법을 개발하고 적용해 이러한 진단법을 정량화하고 있다.

또한 여러 가지 전자기 파동 에너지를 이용한 침뜸 효과에 대한 연구가 진행되고 있다. 날카로운 형태의 침자극과 초점화된 온열자극인 뜸자극은 레이저, 자기장, 저주파 등으로 구현할 수 있다. 다만 가장 효과적인 강도와 주파수대를 선택하는 문제와 초점화된 자극이 가능하도록 기기화하는 문제가 해결되어야 한다. <본 연구는 지식경제부 고령친화형 사상체질기반 진단/치료기 개발 과제(10028404)의 지원을 받아 수행되었습니다.>

Brief Biosketch

김종열 박사는 한국한의학연구원의 선임연구본부장과 정책연구센터의 센터장을 겸임하고 있으며, 원광대학교에서 한의학 박사를 취득하였습니다.

그는 맥박, 혀, 혈자리 등을 이용한 진단 및 치료 장치를 개발하여 특허를 받는 등 한의학의 표준화를 위해 힘써왔으며 사상의학에 관련 된 수편의 논문을 발표하였습니다.

사상체질기반 진단/치료기

한국한의학연구원 김 종 열

목차

- I. 표현형 맞춤의학
- II. 체질 건강 진단 자극 시스템
- III. 활용방안 및 파급효과

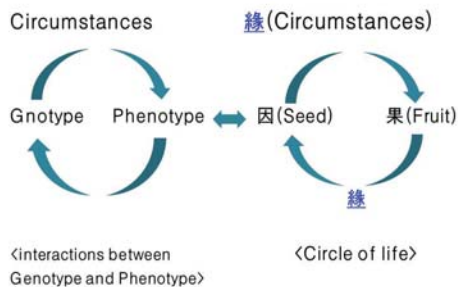
표현형 맞춤의학

Eastern vs. Western approaches for the Individualized Medicine

West : a recent effort to overcome the limit of the standardized medicine



Geno-Phenotype and Seed-Fruit Theory



Globalization of the Eastern Individualized Medicine

- Subjective diagnoses → objectify
- Diagnosis and treatment → standardize
- Develop medical devices
- Accumulate objective data in large scale
- The field of the ubiquitous healthcare will offer the best opportunity for these works!

체질 건강 진단 자극 시스템

2단계 대표성과: 통합 시스템 목업 구축



상용화 수준의 맥진장치/침뜸 모사 자극기 개발

- 원격 맥진을 위한 인체 적응 및 소형화 탁상용 맥진기
- 휴대용 맥진기
- 내구성 강한 맥진 센서
- 맥진 재현 장치
- 고휘자 조작성 용이한 자극기 상호연동 가능한 모듈 통합형 자극 시스템



진단/치료 콘텐츠 개발

- 맥파 분석 및 허실/지삭/부침 진단 알고리즘
- 탁상용/휴대용 맥진기 사용자 인터페이스
- 만성위염 환자 구별 가능한 맥진 인자 발견
- 콘텐츠 연동형 치료가이드 시스템
- 체질건강 수준별 치료 알고리즘
- 진단연계 체질별 병증별 자극 프로토콜

체질건강지수(SHI) 유효성 임상시험

체질건강지수 임상데이터 수집 순서

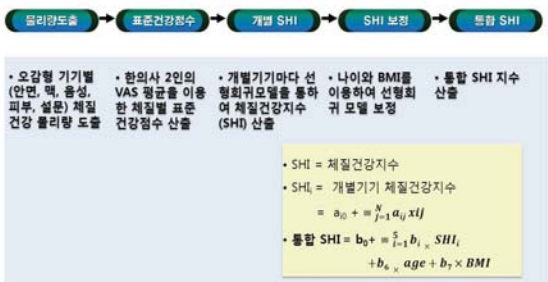


체질건강지수(SHI) 유효성 임상시험

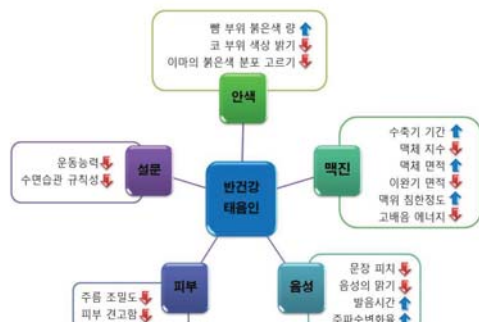
체질건강지수 임상데이터 수집 순서



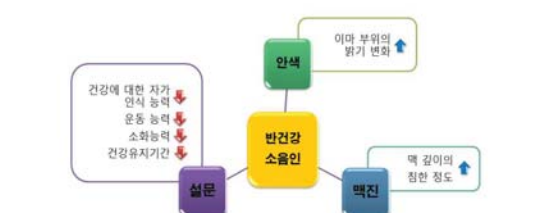
체질 건강지수(SHI) 알고리즘 개발



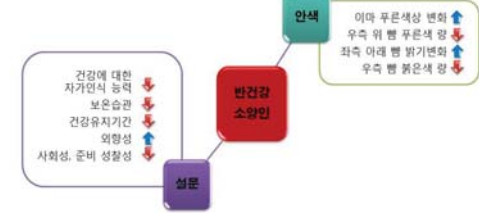
체질 건강지수(SHI) 결과 - 태음인

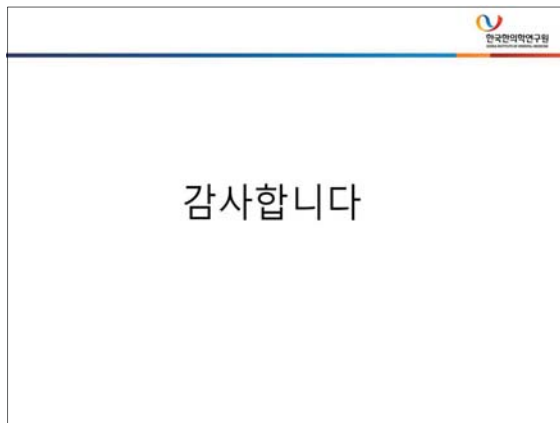
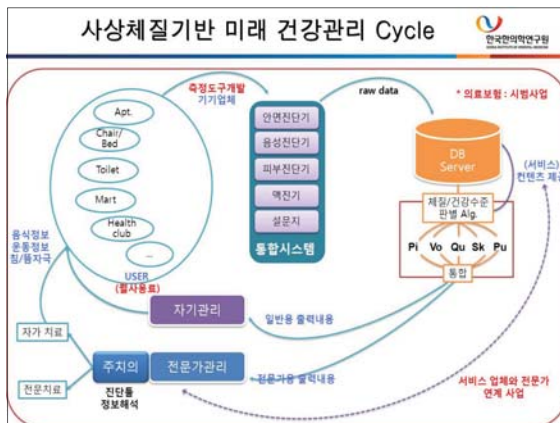
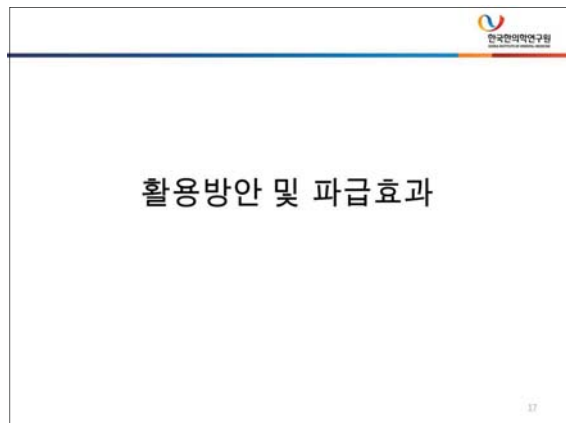


체질 건강지수(SHI) 결과 - 소음인



체질 건강지수(SHI) 결과 - 소양인





2012년도 제46회 대한의용생체공학회 추계학술대회

초청강연 III

좌장 | 김인영 교수 (한양대학교)

『IT 기기의 표준화와 의료기기』

- **개인건강기기(Personal Health Device) 표준화 동향**
김승환 부장
한국전자통신연구원
- **정보통신(ICT) 표준화의 개념 및 Health ICT 소개**
구경철 부장
TTA 표준화본부 표준기획부



정보통신(ICT) 표준화의 개념 및 Health ICT 소개

이름: 구경철

직위: 부장

소속: TTA 표준화본부 표준기획부

기타: OSIA(개방형컴퓨터통신연구회) 이사

Abstract

손안의 TV로 시작된 지상파DMB, 이동 중에도 인터넷 이용이 가능한 와이브로, 사회적 낭비를 줄이고 소비자의 편의를 높이기 위해 만들어진 휴대전화 충전기 등 이들은 모두 ICT 표준을 바탕으로 한 서비스 및 제품으로 우리 생활에서 밀접하게 사용되고 있다.

정보통신 산업은 전통적인 산업과 달리 여러 가지 유관 분야가 서로 영향을 주면서 결합되어 있는 네트워크 특성을 가지고 있다. 따라서, ICT (Information and Communication Technology, 정보통신기술) 표준을 획득한 기업은 그 표준과 관련된 기업의 복잡한 경제 네트워크에 막대한 영향력을 가지고 시장을 장악하게 된다.(Winner takes all) 특히 특허기술을 표준화할 경우 로열티 수입뿐만 아니라 시장에서의 독점력을 강화할 수 있어 기업들은 자사의 특허기술을 보다 많이 표준에 반영하기 위한 노력을 기울이고 있다.

CT 표준이란 유무선 통신망으로 연결되어 있는 각종 정보시스템이 다양한 형태의 정보통신 서비스를 제공하거나 이용하는 데 있어 필요한 통신 주체 간에 합의된 규약 즉 프로토콜의 집합으로 정의할 수 있으며, 표준화는 표준을 제정하고 이것을 활용하는 조직적 활동을 의미한다. 본 강의에서는 ICT 표준화의 개념과 생활 속의 표준과 에피소드 등을 소개하고, ICT융합분야에서 Health ICT 동향을 소개한다.

Brief Biosketch

한양대학교 공과대학 산업공학과 학사('88) 및 석사('92)

KAIST 산업공학과 박사과정 수료('97)

배재대학교 컴퓨터공학 박사('12)

한국전자통신연구원(ETRI) 팀장('92~'01)

한국정보통신기술협회(TTA) 표준기획 부장('01~현재)

ITU-T TSAG('97~'01), PP('02, '06), ITU-R WRC('07) 한국대표

주요관심분야 : 표준화 전략맵, 광인터넷, ICT융합분야

좌장 | 류제청 박사 (재활공학연구소)

김영호 교수
연세대학교 의공학부

문인혁 교수
동의대학교

이응혁 교수
한국산업기술대학교 전자공학과



Neuromusculoskeletal Systems: Motion-related Researches

이름: 김영호

직위: 교수

소속: 연세대학교 의공학부

기타: 보건복지부 의료기기개발촉진센터장 / 前 (재)원주의료기기테크노밸리 원장

Abstract

Human motion, a very complicated energy-efficient action, is governed by the complicated neural system, and then optimally controlled by the musculoskeletal system. Today, various neuromusculoskeletal diseases are rapidly growing and their related markets also increased. In order to understand and treat these pathological motion-related diseases, motion analysis is required.

Motion analysis, particularly gait analysis in this presentation, is a multi-disciplinary study composing of kinematics, kinetics, physiological measurements and energy consumption. It improves functional outcomes and quality of life for individuals with any movement disorder at any age. We apply the latest technology and professional knowledge to measure, evaluate, and understand human movement. Some previous studies related to the motion analysis or the development of rehabilitation devices will be presented. Owing to the fast development of computing power and network systems, motion analysis will be refined and be involved in better technologies. In the future, it will be much more helpful to understand the mechanisms of movements, to predict movements before and after clinical treatments, and to design and evaluate movement-related medical devices including robotic systems.

Brief Biosketch

Youngho Kim is the Professor of the Department of Biomedical Engineering, Yonsei University, and the Director of Medical Device Development and Promotion Center from the Ministry of Health and Welfare. He received both MS and Ph.D in Biomedical Engineering from the University of Iowa.

He has worked various researches in biomechanics and rehabilitation engineering, particularly in motion analysis. He has been also involved with many governmental researches in upper and lower extremity robotic systems for rehabilitation training.



기타: 고령친화용품표준화센터소장 역임

In this presentation, the current situation and visions of assistive products for seniors are presented. The representative public service system is the long-term care insurance system controlled by the Ministry of Health and Welfare. When the insurance system started, totally 16 items were provided for the elderly persons to classified the level 1, 2, and 3. The system was gradually changed. When the system started, the users classified in level 3 could purchase or rent all items. However since 2010, some items were changed as only rental items due to the budget for welfare. And items to be supplied also changed. The brief information is also presented.

Inhyuk Moon received the Ph.D. degree from Osaka University, Japan in 1999. From 2002 to 2005, he worked at the Korea Orthopedics and Rehabilitation Engineering Center (KOREC) as a leader of electronics-control team. In 2005, he joined the Department of Mechatronics Engineering, Dong-Eui University, where he is currently an Associate Professor. He has been working in ISO TC173 (Assistive product) as an expert since 2006. Since 2008 he was the director of Center for Standardization of Assistive Products for Seniors and in a committee of designation of excellent assistive products for seniors in Korea Health Industry Development Institute. His research interests include powered prosthesis and orthosis and rehabilitation mechatronics.



IT 융합 재활의료기기 현황 및 전망

이름: 이응혁

직위: 교수

소속: 한국산업기술대학교 전자공학과

기타: IT융합재활의료기기연구센터장

Abstract

재활의료기기는 고령자 및 장애인의 의료재활과 원활한 사회복귀를 위해 손실된 신체기능을 정상으로 회복시키기 위한 의료기기를 말한다. 최근에 인구의 고령화, 각종 사고, 약물 남용, 공해, 불치병 등으로 인해 장애를 유발시키는 요인이 증가하여 장애 인구가 증가하고 장애인에 대한 생활 및 교육 시설에서 개인 생활 보조 서비스 같은 일상생활 지원에 대한 욕구도 높은 수준이다. 이것을 이루기 위해서는 각 개인의 독특한 욕구에 적합한 의학적, 심리적, 교육적, 직업적 측면이 서로 관련된 전문 분야의 재활 서비스가 요구된다. 국외의 재활의료기기 산업은 IT(Information Technology), RT(Robotics Technology), NT(Nano Technology)와 융합된 우수한 연구와 제품이 연구 개발되고 있는 현실이지만, 국내 산업은 영세하고 취약한 산업 구조로 인해 산업화 전략이 미흡하고 고급 인력 부족으로 인해 IT, RT, NT 등의 기술의 요소 기술이 융합된 체계적인 연구개발 전략이 필요한 현실이다. 현재 정부의 적극적인 지원으로 재활의료기기에 IT, RT, NT, BT(Bio Technology)가 융합된 휠체어, 지팡이, 재활 로봇과 같이 이동 및 과 같이 일상생활을 편리하게 하는 기기, 재활 훈련 시스템과 같이 치료 훈련을 위한 기기, 전동 의수, 전동 의지와 같이 신체 기능을 대체하는 기기 그리고 장애인들의 능력을 개발하기 위한 기기에 관련된 연구 개발이 진행되고 있다. 이러한 연구개발의 결과로 우수한 제품으로 발전하여 장애자의 삶의 질은 한 층 더 발전할 것이다.

Brief Biosketch

이응혁 센터장은 인하대학교 대학원에서 공학박사 학위를 받았으며, 현재 한국산업기술대학교 전자공학과 교수와 IT융합재활의료기기 연구센터장을 맡고 있다. 현재까지 재활분야를 포함한 서비스 로봇 및 휴대용 의료 단말에 대한 연구를 수행하여 오고 있으며, 대표적인 수행과제로는 지체부자유자를 위한 다기능 전동 휠체어 개발, 계단승월이 가능한 시각장애인 유도 로봇 개발, 노인 건강 모니터링을 위한 영상정보 추출기술 개발, USN 기반의 응급구조 모니터링을 위한 WPAN 모듈 및 적용 기술 개발, AI 기반 개인 적응형 U-health를 위한 무선센서 네트워크 시스템 개발, LifecareBot 구현을 위한 임베디드 제어 플랫폼 및 감정 인터랙션 기술 개발, 노약자/장애인을 위한 근력보조 시스템 개발 사업의 일부로 Smart Mobile Walker 조작 의도 파악 알고리즘 개발 및 성능 평가 등이 있다. 특히, 2004년부터 지능형 보행보조 시스템에 관한 연구를 수행하여 현재 (주)청우메디칼을 통해 사업화를 추진하고 있다. 이러한 연구 결과를 토대로 현재에는 지식경제부의 ITRC 사업인 IT융합 재활의료기기연구센터를 운영하고 있으며, 바이오피드백을 이용한 맞춤형 무선 동력 의지 시스템에 관한 연구를 산학협력체제를 갖추어 연구개발 중에 있다.

POSTERS



- Biomedical Engineering Education and Career
- Biomedical Optics
- Biomedical Robotics
- Cardiovascular Engineering
- Medical and Bio-informatics
- Medical Imaging
- Medical Nano and Microtechnology
- Neural Engineering
- Orthopedic and Rehabilitation Engineering
- Respiratory Engineering
- System Biology, Physiological Modeling
- Tissue Engineering and Biomaterials
- u-Health, e-Health, m-Health Technology

진단용 초소형 X선 튜브의 선질 평가

김주혜¹, 안소현¹, 오윤진¹, 지윤서¹, 허장용¹, 이레나^{2*}

¹이화여자대학교 의과학과, ²이화여자대학교 의과대학 이대목동병원 방사선종양학과

Evaluating beam quality of the diagnostic miniature X ray tube

J.Kim¹, S.An¹, Y.Oh¹, Y.Ji¹, J.Huh¹, R.Lee¹

¹Department of Medical science, Ewha womans university, Seoul, Korea

²Department of Radiation Oncology, School of Medicine, Ewha womans university, Seoul, Korea

*renalee@ewha.ac.kr

Abstract

Recently, a miniature X ray tube has been developed for radiotherapy. For using diagnostic purpose, the miniature X ray tube requires an inherent filter and a collimator. In this study, using Piranha, the HVL was measured for evaluation of beam characteristics of the miniature X ray tube on which a collimator and inherent filter were mounted. Through an another measurement using Al filter, we evaluated the accuracy of the HVL automatic measurement value provided by the Piranha detector. In the case that the inherent filter was not mounted on, the HVL obtained from use of the automatic HVL calculation function provided by Piranha detector was 50% higher than the HVL estimated using Al filter. However, when the inherent filter was mounted on, the HVL automatic measurement value using the Piranha detector was approximately 15% lower than the estimated value using Al filter. It implies that the HVL automatic measurement can be used to estimate the HVL of the miniature X ray tube with the inherent filter mounted on without a more complicated measurement method using Al filter. Through this study, if the miniature X ray tube applied collimator and inherent filter mounted on, it is expected that the miniature X ray tube can be used for diagnostic purpose.

연구 배경

X선은 1896년 뢰트겐에 의해 처음 발견된 이래로 방사선 진단 및 치료 분야에서 광범위하게 이용되고 있다. 최근 개발된 방사선 치료용 초소형 X선 튜브는 튜브를 목적 부위에 직접 삽입하기 때문에 다양한 각도로 X선 조사가 가능하고, 목적 부위외의 피폭선량을 최소화는 장점을 가진다. 현재는 초소형 X선 튜브가 방사선 치료용으로 국한되어 사용되지만, 방사선 진단 분야의 적용이 가능하다면 의료 분야의 새로운 장을 열 것으로 기대된다[1-4].

초소형 X선 튜브는 본래 치료용으로 설계되었기 때문에 진단용 장비에 적합한 콜리메이터, 고유 필터 등이 필요하다[5]. 따라서 자체 제작한 콜리메이터와 고유필터를 적용하여 진단 장비에 적합한 빔 특성을 나타내는지 확인하고자 하였다.

본 연구에서는 Xoft社에서 방사선 치료를 목적으로 제작, 상용화 된 Axxent 장비의 초소형 X선 튜브와 자체 제작한 콜리메이터와 필터를 사용하여 kV-X선 빔의 특성 평가 방법 중 하나인 반가층(Half Value Layer, HVL)을 측정하였다. 이를 위해 Si PIN Photodiode type의 Piranha 검출기(Piranha, RTI, Sweden)[6]를 사용하여

반가층과 선량, 선량률 측정하였고, 측정의 정확성을 평가하였다.

연구 방법

Xoft 社의 초소형 X선 튜브는 최대 50 kV, 300 μ A까지 작동 가능하며[3,7], 본 연구에는 50 kVp, 300 μ A, 10초의 조사 조건으로 사용하였다. 반가층 측정을 위해서 초소형 X선 튜브와 Piranha 검출기의 거리를 15 cm를 유지하고 2개의 격막 물질을 Piranha 검출기에서 10 cm 거리에 나란히 위치하였다. 두 격막 물질 사이의 간격은 5 cm로 설정하여 그 간격 사이로 X선이 나갈 수 있도록 설계하였다.[8]

초소형 X선 튜브는 제작한 콜리메이터를 장착한 상태로 콜리메이터 홀에 고유필터를 장착하거나 미장착한 상태에서 Piranha 검출기를 이용하여 선량, 선량률과 반가층 값을 각각 측정하였다. 그리고 초소형 X선 튜브와 격막 물질 사이에 알루미늄 필터를 놓고 두께를 변화시켜 가면서 두께별 알루미늄 필터에 의한 선량률 감소량을 통해 반가층을 측정하였다. 측정된 반가층은 Piranha 검출기에서 자동 측정한 반가층과 비교하여 측정의 정확성을 평가하였다.

연구 결과

Piranha 검출기를 사용해 자동으로 측정한 반가층은 고유필터를 미장착한 경우에서 실제 반가층 측정값에 비해 50% 높게 측정되어 적용이 불가능했다. 그러나 고유필터를 장착한 경우에는 실제 반가층 측정값과 약 15%의 차이로 감소되었다. 이때 반가층 값은 보건복지부령 349호 “진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙”에 따른 진단용 X선 장비의 기준에 적합함을 확인하였다 [9]. 따라서 진단 장비에 적합한 콜리메이터, 고유필터를 적용한다면 방사선 치료용으로 제작된 초소형 X선 튜브를 진단용으로도 사용할 수 있을 것으로 기대된다.

Acknowledgements

본 연구(논문)는 지식경제부의 사업원천기술개발사업(10035527)과 정부(교육과학기술부)의

재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행하였음 (2010-0024314)

참고 문헌

- [1] Derek Liu, Emily Poon, Magdalena Bazalova, et al., “Spectroscopic characterization of a novel electronic brachytherapy system”, *Phys Med Biol.* 53 (2008) 61-75
- [2] Derek Man Chun Liu, *Characteristic of novel electronic brachytherapy system*, Medical Physics Unit McGill University, Montreal. Aug 2007
- [3] 조성호, 김소영, 안소현, 임수미, 이레나. “치과 영상용 삽입형 초소형 X 선 튜브의 가능성 연구”, *Journal of the Korean Society of Radiology.* vol 6, No. 1
- [4] 조성호, 김동영, 백광우, 이레나: 신개념 치과용 X 선 영상장치 소개-강내형 X 선 튜브. *전자공학회 논문지* 제 48 권 제 4 호 pp.350-357 (2011)
- [5] Stewart C. Busong, “Radiologic Science for Technologists-Physics, Biology, and Protection” 8th edition. Stewart C. Busong, ScD., FACR, FACMP. Mosby (2004)
- [6] C J Hourdakakis, A Boziari and E Koumbouli, “The effect of a compression paddle on energy response, calibration and measurement with mammographic dosimeters using ionization chambers and solid-state detectors”, *Phys Med Biol.*, 54 (2009) 1047-1059
- [7] Catherine C. Park, Alison Bevan, et al., “Emerging technology committee report on electronic brachytherapy. Electronic brachytherapy working group”, *Evaluation subcommittee of ASTRO's emerging technology committee*, May 2008
- [8] C.M.Ma, C.W.Coffey, L.A.DeWerd, et al., “AAPM protocol for 40-300 kV x-ray beam dosimetry in radiotherapy and radiobiology.” *Med Phys.* 28 (6), June 2001
- [9] “진단용 방사선 발생장치의 안전관리에 관한 규칙”. 보건복지부령 349 호 (2006)

체간 기울임 운동이 체간 근력에 미치는 효과

신선혜¹, 유미², 정구영³, 유창호⁴, 정호춘⁵, 권대규^{4,6*}

¹전북대학교 대학원 헬스케어공학과, ²전북대학교 자동차·금형기술혁신센터,

³ 전북대학교 헬스케어기술개발사업단, ⁴ 전북대학교 바이오메디컬공학부,

⁵(주)사이버메딕, ⁶전북대학교 고령친화복지기기연구센터

Effect on the Trunk Muscular Strength with Trunk Tilt Exercise

S. H. Shin¹, M. Yu², G. Y. Jeong³, C. H. Yu⁴, H. C. Jeong⁵, T. K. Kwon^{4,6†}

¹Department of Healthcare Engineering, Chonbuk National Univ.,

²Automobile-parts & mold Technology Innovation Center, Chonbuk National Univ.,

³Center for Healthcare Technology Development, Chonbuk Univ.,

⁴Division of Biomedical Engineering, Chonbuk National Univ.,

⁵CyberMedic Co., ⁶Center for research of welfare of elder, Chonbuk Univ.

*kwon10@jbnu.ac.kr

Abstract

In this study, we analyzed the effect of trunk muscle strength in the trunk tilt training. Spinal stabilization is known to be an essential approach in the treatment of patients with low back pain. Training was performed for 4 weeks using 3D trunk stabilization exercise device. As a result, we could find that trunk tilt exercise have a effect for improving trunk muscle strength. The future works will be focused on the evaluation of trunk muscle strength according to body tilt patterns.

연구 배경

척추 안정화 운동은 통증이 없는 범위 내에서 움직임이 수행될 수 있는 훈련으로, 현재는 요통 환자의 치료에 필수적인 접근방법으로 알려져 있다[1]. 척추 안정화 운동의 목적은 신경과 근육의 조절 및 협응력을 유지하면서 근육의 움직임 조절 능력을 회복시키기 위한 것이며, 척추 안정화 근육의 동시 수축능력과 체간 근력을 강화시켜 척추에 가해지는 부하를 가장 잘 적응할 수 있는 자세인 척추 중립자세에서 안정성을 유지할 수 있게 하는 것이다[1-3]. 최근에는 척추 주변 근육들을 활성화 시켜 통증 감소와 질환 예방을 위한 3차원 척추 안정화 운동 장비들이 개발되고 있으며, 이를 이용한 연구가 활발히 이루어지고 있다.

본 연구에서는 3차원 척추안정화 운동기기를 이용하여 체간 기울임 운동에 따른 4주간의 훈련

이 체간 근력에 미치는 효과를 분석하고자 하였다.

연구 방법

본 연구에서는 3차원 척추안정화기기(SpaceBalance 3D, CyberMedic Co., Korea)를 이용한 체간 기울임 훈련이 체간 근력에 미치는 효과를 평가하기 위하여 20대 성인 남성 20명을 대상으로 4주간의 기울임 훈련을 진행하였다. 기울임 훈련은 피험자가 직접 체간을 A(anterior), P(posterior), R(right), L(left)의 4가지 방향으로 30°로 기울인 후 10초간 유지하는 동작으로 진행하였으며, 한 방향 당 10번씩 총 3set로 구성되었다. 체간 근력의 평가는 Biodex System 3(Biodex, USA)를 이용하였으며, 훈련 전, 훈련 2주 후, 훈련 4주 후에 요추의 근력을 측정하였다.

4전극 시스템을 이용한 인체 임피던스 특성연구

김민수¹, 조영창³, 손창식¹, 정선주¹, 박희준², 김윤년^{1,2}

¹계명대 생체정보기술개발사업단, ²계명대학교 의공학과, ³경운대 항공정보통신학과

Study on Characteristics of Bioimpedance for Human body using Four electrode system

M.S. Kim¹, Y.C. Cho³, C.S. Son¹, S.J. Jung¹, H.J. Park², Y.N. Kim^{1,2}

Biomedical Information Technology Center, Keimyung University, Daegu, Korea

*msk0328@kmu.ac.kr

Abstract

Bioimpedance electrode system(BES) is a non-invasive, easy to implement measurement method that allows determining the water content of a patient. However, stable long term measurements are difficult to perform. The measurement conditions and hardware specifications of BES devices must be well chosen in order to get correct and reproducible results. During our study, the whole body impedance as well as the thoracic impedance of the subjects was measured. We believe that the BES developed in this study is highly reliable and scientifically applicable to clinical characteristics of the human being's impedance. In future research, we plan to monitoring of body fluid in patients with lung edema using this BES.

연구 배경

최근 생체 임피던스 측정 방법을 이용하여 체내 진단정보를 효과적으로 획득하기 위한 새로운 연구방법들이 개발되고 있으며, 이에는 임피던스 단층촬영장치(impedance tomography)개발, 채액 성분 및 체지방 성분 분석을 위한 연구 등이 있다[1]-[2]. 임피던스 분석방법은 규모가 작고 간단한 장치로써도 비침습적으로 장시간, 연속적인 진단이 가능한 장점을 가지고 있으며, 또 피부의 임피던스는 피부의 노화 및 병리적 상태 혹은 약물의 주입에 따르는 특성을 반영할 수 있기 때문에 많은 연구들이 이루어지고 있다.

특히 이 분야는 임상환자에게 적용한 연구로 임피던스 측정기술을 이용한 만성심부전환자 및 폐부종 환자를 대상으로 하는 임피던스를 측정하여 수폐검출을 위한 최적의 전극위치 및 주파수 범위를 선택하는 연구들이 이루어지고 있다 [3]-[4]. 본 연구에서는 피부의 정량 해석을 위해서는 실제 측정 데이터에 기초한 모델을 기반

으로 생체의 전기회로모델의 파라메타값 및 주파수에 따른 임피던스 변화 범위를 정하고 앞으로 폐부종환자를 대상으로 하는 연구를 위한 기초기술을 확보한다.

연구 방법 및 자료

본 연구를 수행하기 위한 생체임피던스 전극시스템은 lock-in amp., constant voltage source, Labview control system으로 구성하였다. 생체임피던스를 측정하기 위한 전극법은 4전극을 이용하였으며(그림 1), 전류를 인가하는 전극과 전압강하를 측정하는 전극으로 구성되었다. 전류와 전압을 이용한 몸의 임피던스 계산은 옴의 법칙을 이용하여 계산한다. 피시험자 4명을 대상으로 앉은 자세로 측정을 실시하였으며, 측정주파수 범위는 1kHz-100kHz, 인가전류는 100mA로 정하여 실험을 실시하였다. 본 연구의 실험결과를 검증하기 위해서 등가회로모델을 설계하였으며,



Frequency	Re(Ω)	Im(Ω)
100 kHz	45	-22
100 kHz	48	-22
100 kHz	50	-18
100 kHz	52	-18
100 kHz	55	-18
100 kHz	58	-18
100 kHz	60	-22
100 kHz	65	-25
100 kHz	70	-28
100 kHz	75	-32
100 kHz	80	-37
100 kHz	90	-40
100 kHz	100	-43
1 kHz	45	-24
1 kHz	48	-24
1 kHz	50	-20
1 kHz	52	-20
1 kHz	55	-20
1 kHz	58	-20
1 kHz	60	-24
1 kHz	65	-27
1 kHz	70	-28
1 kHz	75	-31
1 kHz	80	-37
1 kHz	90	-40
1 kHz	100	-43
1 kHz	110	-40

The top diagram shows a parallel circuit with two branches. The first branch contains a resistor labeled R1. The second branch contains a resistor labeled R2 in series with a capacitor labeled C. The bottom diagram is a Nyquist plot showing the imaginary part of the impedance, $\text{Im}(\Omega)$, on the vertical axis (ranging from 0 to -60) versus the real part of the impedance, $\text{Re}(\Omega)$, on the horizontal axis (ranging from 0 to 120). The plot shows a series of data points forming a semi-circular arc in the lower half-plane. The leftmost point of the arc is labeled '100kHz' and the rightmost point is labeled '1kHz'.

Acknowledgements

이 연구는 지식경제부 지방기술혁신사업(RTI 04-01-01)지원으로 수행되었음.

참고 문헌

- [1] S. Grimnes, "Impedance measurement of individual skin surface electrodes," *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 21, pp. 750-755, 1983.
- [2] Ø. G. Martinsen, S. Grimnes, and J. Karlwen, "Electrical methods for skin moisture assessment," *Skin Pharmacol.*, vol. 8, pp. 237-245, 1995.
- [3] G. Medrano, "Modeling the Influence of Body Position in Bioimpedance Measurements," *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS* Lyon, France 2007.
- [4] L. Beckmann, D. Riesen, S. Leonhardt, "Optimal electrode placement and frequency range selection for the detection of lung water using Bioimpedance Spectroscopy," *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS* Lyon, France 2007.

환자 안전을 위한 일반촬영기기의 관리방안

오인택¹, 진경원¹, 김종순¹, 신동익¹, 주세경^{1,2}, 허수진^{1,2}

¹ 서울아산병원 의공학과, ² 울산대학교 의과대학 의공학교실

Improvement methods for patient safety in General X-ray system

I.T. OH¹, K.W. Jin¹, J.S. Kim¹, D.I. Shin¹, S. Joo^{1,2}, S.J. Huh^{1,2}

¹Department of Biomedical Engineering, Asan Medical Center.

²University of Ulsan College of Medicine, Seoul, Korea

Abstract

Though the reduced cost of computed tomography (CT) scan made decreased use of general X-ray system, general X-ray examination is still preferred and increasing since the dose is lower than that of CT. With the increasing X-ray examination there are increasing risks of accidents, such as, re-examination and falls. In this paper, we suggest several methods for the reduction of these safety problems in general X-ray system. The results of the proposed methods showed that reduction of re-examination by 51.6% and safety issues by 41.9%.

서론

일반촬영기기는 방사선 발생 장치를 사용하여 인체를 투과한 X-선이 필름이나 디지털 디텍터에 도달함으로써 영상을 형성하는 기기이다.

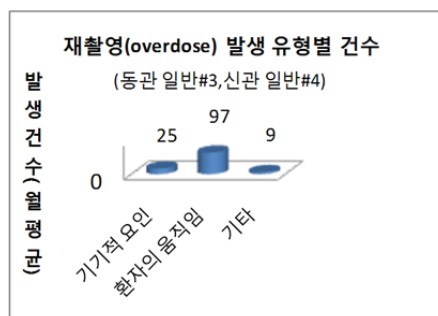
현재 서울아산병원에서 일반촬영검사를 실시할 수 있는 기기는 General X-ray system을 포함하여 38대를 운영하고 있다. 이러한 기기들의 사용시 발생하는 재검사, 혹은 기기 자체적인 오류 및 고장으로 인한 재촬영으로 인해 환자의 방사선 피폭이 증가하고 있는 추세이다. 또한, 기기적인 문제 및 낙상으로 인하여 환자가 안전 사고의 가능성에 노출되어 있는 상황이다.

이에 본 활동은 일반촬영기기의 환자의 방사선 피폭 노출의 감소 및 환자안전사고 방지라는 측면에서 접근하였으며, 그 위험 요소를 제거함으로써 안전한 기기 사용 환경을 지원하고자 한다.

의General X-ray system 및 수술실, 중환자실에서 사용중인Mobile X-ray system 대상으로 개선활동을 진행하였다.

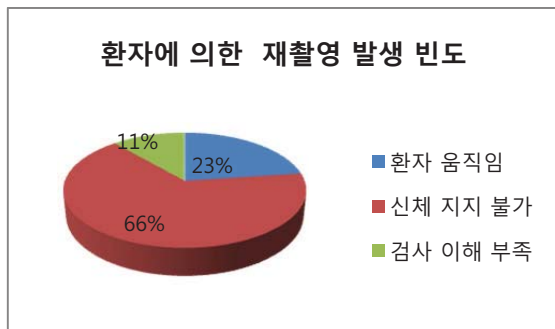
2. 재촬영 및 안전 사고 위험 분석

영상의학과 일반촬영 unit내 촬영 건수 데이터베이스(기간 : 2012년 3월 ~ 2012년 9월)를 통계 처리하여 일반 촬영 재촬영 건수를 월 평균 내어 [그림1]과 같이 분석한 결과 촬영실 내 기기 자체 오작동(기기 내부적 요인) 25건, 환자가 움직여 발생한 건수 97건, 그 외 사용자 오류, 접수 오류, 추가 처방 오류 등의 재촬영 건수가 9건으로 확인되었다.



[그림1] 재촬영(Overdose) 빈도 분석

일반촬영 검사를 하는 환자들의 특성상 재촬영의 상당부분이 환자와 관련된 부분에서 발생한다. [그림2]에서는 환자에 의한 오류를 유형별로 나타내었다. 환자를 지지하는 보조 장치의 부재 및 촬영 순간에 환자의 움직임으로 인해 재촬영을 하는 경우가 66%로 가장 많았으며, 환자가 스스로 신체를 고정하지 못하는 경우, 검사 이해 부족으로 촬영을 다시 한 경우 순으로 파악되었다.

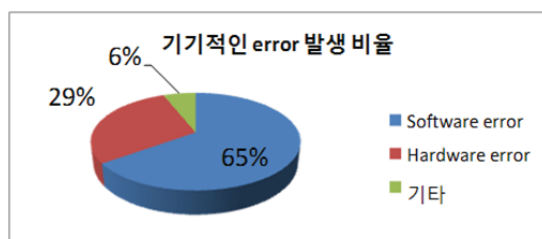


[그림2] 환자의 움직임 재촬영 빈도

2) 기기에 의한 오류

기기 오류로 인해 재촬영을 하는 경우로 이 경우에는 재촬영을 하지 않더라도 over exposure가 되는 경우도 통계에 포함시켰다.

기기 오류는 크게 software 오류와 hardware 오류로 나눌 수 있는데, 먼저 software 오류란 기기를 구동시키는 console PC가 멈추거나 올바르게 조작을 하였는데도 촬영 조건이 제대로 반영되지 않는 경우를 말하며, Hardware 오류는 기기 구조적인 설계 결함을 말한다.

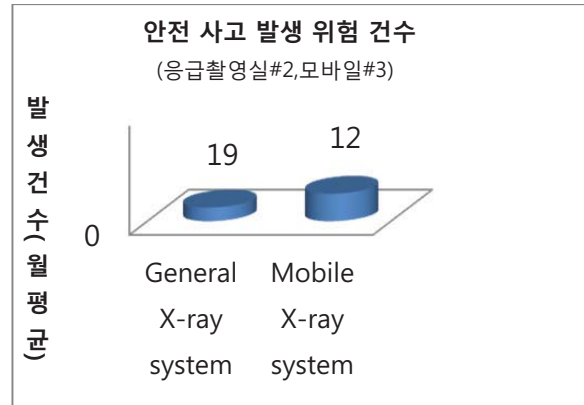


[그림3] 기기적인 error 발생 비율

3) 안전 사고 위험 분석

응급촬영실의 General X-ray system 및 수술지원실의 Mobile X-ray system의 안전 사고 발생 건수를 조사하였다.

General X-ray system은 환자 낙상 가능성 및 장비 충돌의 경우가 많았으며, Mobile X-ray system은 구동 시 기기 control의 어려움 및 기기 충돌의 경우가 있었다.



[그림4] 안전사고발생 위험 건수

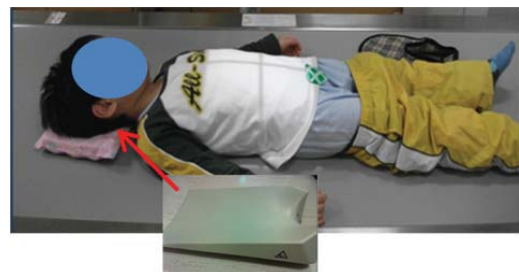
3. 개선활동

1) 재촬영 방지 활동

① 환자 지지 보조 장치 제작

환자 촬영 중 재검사가 많은 부분을 차지하는 것이 부비동(Waters) 촬영이다.

이 검사는 보통 Table 및 Wall stand에서 행해지며, Wall stand에서는 몸을 지지할 수 있는 환자가 촬영하며, Table에서는 몸을 지탱하기 힘든 환자가 머리를 뒤로 젖힌 채 Tube를 위치를 조정하여 부비동을 촬영한다. 이 때, 촬영자가 환자의 머리에 각을 준 채 촬영을 하게 되면, 원하는 포지션을 잡기도 힘들뿐만 아니라 움직임으로 인한 재촬영이 자주 발생하게 된다. 이 부분에 초점을 맞추어 환자의 머리를 고정할 수 있는 보조 장치를 제작하는 개선활동을 하였다.



[그림5] 지지 장치 및 촬영 포지션

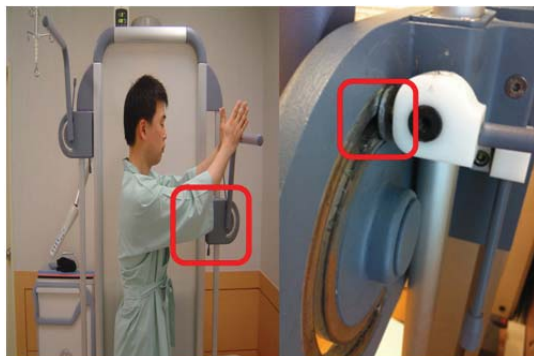
② 기기적인 결함 및 software 개선활동
환자의 whole spine 촬영은 검사부위를 세 부분으로 나누어 촬영하고 이를 재구성하게 된다. 이 검사는 환자의 움직임을 최소화하기 위해 patient barrier라는 지지 장치에 올라가 손잡이를 잡고 촬영을 하는데 이 손잡이가 환자에 의해 흘러내리는 문제가 있어 별도의 고정용 와서를 장착하여 손잡이와 지지대간의 마찰력을 극대화하였다.

또한, 장비를 구동하는 O/S를 현재 리눅스 M4 버전에서 M5 버전으로 Upgrade 하여 예기치 않게 workstation 이 다운되는 오류를 개선할 수 있었다.

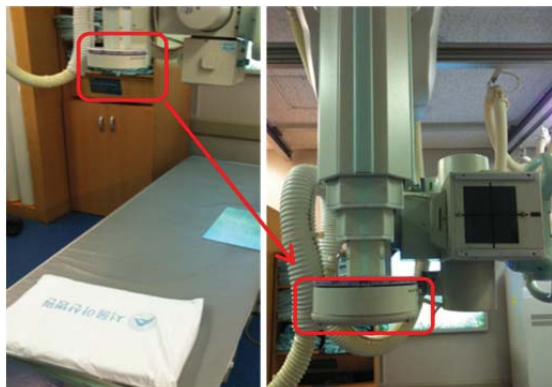
2) 환자 안전 사고 개선 활동 진행

① Column head 충격 방지 cover 제작

환자가 X-ray 촬영을 마친 후, 일어설 때, 신체를 [그림7]의 column 하단부에 부딪혀 안전사고가 발생하는 경우가 빈번하여 column 하단부에 고무 커버를 장착하였다.



[그림6] Handle 와서 장착 모습



[그림7] Column cover장착 모습

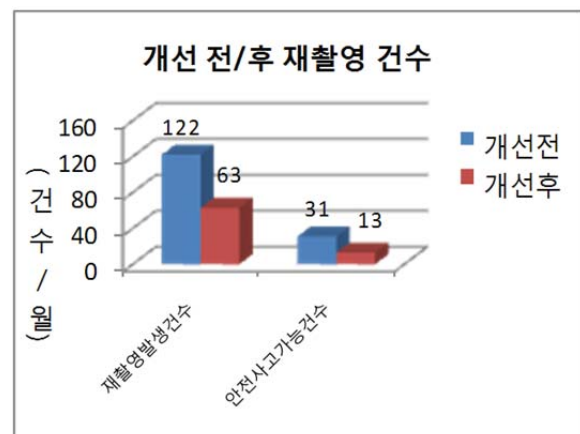
② Mobile X-ray 구동부 개선 작업

Mobile X-ray 구동시 원하지 않는 방향으로의 이동은 안전사고의 원인이 된다. 이러한 부분을 해결하기 위해 바퀴 내부의 베어링을 구동성과 이동성이 좋은 것으로 개선하였으며 마모된 wheel의 테두리 고무를 가공하여 평탄화하고, 오염된 부분을 cleaning 하여 원활한 구동을 가능하게 하였다.

또한, arm을 고정하는 release/rock solenoid를 기존의 제품보다 흡착력이 강한 제품으로 교체하여 arm의 의도하지 않는 움직임으로 인한 안전사고를 예방하였다.

4. 활동 효과

본 개선활동에서는 재촬영발생 건수, 안전사고 발생건수로 분석하여 개선 정도를 나타내었다. 데이터 분석 결과 개선 전보다 재촬영 발생건수는 51.6%, 안전사고발생가능 건수는 41.9% 감소한 것을 확인할 수 있었다.



[그림8] 개선 전/후 건수 비교(월)

결론

많은 환자를 촬영하는 일반촬영실은 재촬영 및 안전사고의 발생 가능성이 높은 곳이라고 할 수 있다. 이러한 곳에서 촬영되는 환자들은 방사선 피폭뿐 아니라 불완전한 지지 및 고정으로 인하여 발생하는 낙상 등의 2차적인 위험요소에 많은 노출이 되어 있다.

이러한 문제를 해결하기 위한 개선활동으로 환자의 재촬영건수를 줄임으로써 환자의 방사선 피폭

상기의 활동을 통해 얻어진 결과를 적용이 가능한 기기 전체로 확대한다면 보다 정확하고 신속한 검사와 안전한 촬영 환경이 유지될 수 있을 것이라 기대한다.

참고 문헌

- [1] 진단방사선원리, 박수성, 대학서림, 1990
- [2] Definium8000 Service Manual, GE healthcare
- [3] Shimadzu 150B-40, Service manual
- [4] 서울아산병원 영상의학팀 일반촬영 manual, 박성민
- [5] 회로이론, Floyd, Pretice hall, 2001
- [6] Innovision Service manual, Shimadzu

의료기기 유지보수 자료의 효율적인 관리방안

신상영¹, 조성범¹, 진경원¹, 김종순¹, 신동익¹, 주세경^{1,2}, 허수진^{1,2}

¹서울아산병원 의공학과, ²울산대학교 의과대학 의공학교실

An efficient way to manage database of maintenance protocols for medical equipments.

S.Y. Shin¹, S.B. Cho¹, K.W. Jin¹, J.S. Kim¹, D.I. Shin¹, S. Joo^{1,2}, S.J. Huh^{1,2}

¹Department of Biomedical Engineering, Asan Medical Center,

²University of Ulsan College of Medicine, Seoul, Korea

Abstract

The purpose of the maintenance of medical equipment is that provide optimal medical environment to patient by increasing the utilization and performance of medical devices. The data occurred in the process of these maintenance is constantly being used. Therefore, the effective use of the data to improve the quality of maintenance is an important part. In this paper, we introduce a plan for how to manage it more effectively and recognize the importance for materials needed for maintenance.

서론

의료기기 유지보수는 의료기기의 가동률과 성능을 높여 환자의 진료에 최적의 의료환경을 마련해 주는데 있다.

이러한 유지보수를 실행하는 과정에서 발생하는 많은 data는 지속적으로 발생하는 고장에 대처하기 위해서 사용되고 활용된다.

따라서 자료의 효과적인 활용이 유지보수의 질적 향상에 중요한 부분을 차지하게 된다고 할 수 있다.

본 논문에서는 유지보수에 필요한 자료에 대한 중요성을 인식하고 이를 보다 효과적으로 관리하는 방안에 대한 방법을 소개하고자 한다.

본론

유지보수 과정에서 사용되는 자료에는 수리방법, 모식도, 매뉴얼, 기기 수리에 필요한 부품에 대한 정보, error log, 통계분석 자료, 기기이론, 예방점검 방법 등 활용할 수 있는 자료의 종류가 매우 다양하다. 이러한 자료들은 대부분이 유지보수를 진행하는 병원 engineer가 필요로 하게

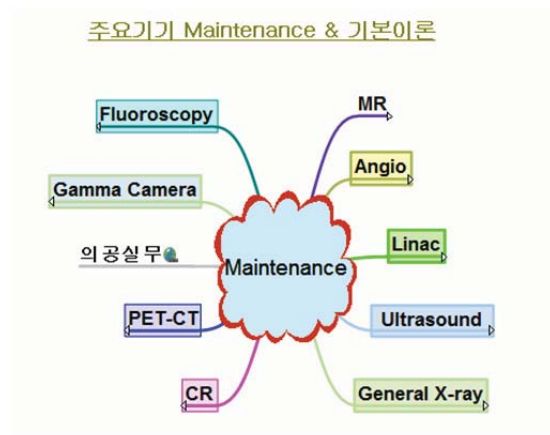
되며, 어떻게 활용하는가에 따라 다른 결과를 받게 된다. 따라서, 이러한 자료의 효과적인 활용을 위해서는 이를 취합하고 관리, 활용하는 방법에 대한 논의가 필요하게 된다.

현재 제조사에서는 이러한 자료를 폐쇄적으로 관리하고 있으며, 이로 인해 사용자들의 정보에 대한 접근성이 용이하지 않게 되어 있다. 이로 인해, 대부분의 자료는 engineer의 개인적인 경험과 필요에 따라 간략하게 정리하고 활용 된다. 이러한 과정에서 보다 편리하고 효과적인 방법을 사용하게 된다면, 의료기기의 유지보수를 진행함에 많은 도움이 될 것이다.

본 원에서는 앞에서 언급한 자료의 효과적인 활용을 위해 지속적인 노력을 기울여왔으며, 그 결과 전자 매뉴얼, maintenance guide book과 같은 매뉴얼 제작과 각종 프로그램을 활용하여 취합하는 작업을 해 왔다. 이러한 작업을 통해 작성된 자료는 그 양이 해마다 증가하였고, 이를 효과적으로 관리하기 위한 방안을 강구하게 되었다. 초기에는 access 프로그램과 전사적 자원 관리 프로그램(ERP)을 이용하여 자료의 관리를 행하였으나, 자료의 양이 방대해지고 좀더 세부적인 내용과 첨부 파일의 활용을 위해 한층 더

효과적인 프로그램인 마인드맵(MindMap)을 사용하게 되었다. 이 프로그램은 앞에서 언급한 자료를 쉽게 정리하고, 자료를 원하는 사람은 빠르게 자료에 접근할 수 있는 장점이 있다.

우선, 의료기기를 주요 기기별로 (MR, Angio, Linac, Ultrasound, General X-ray, Gamma camera, Fluoroscopy, PET-CT, CR등)으로 분류하였다.



[그림1] 기기군 분류

세부사항으로 수리방법, 예방점검, 안전점검, 기기 이론, 기기의 통계분석, 예러 내용, 수리부품 자료, 기기목록으로 분류하여 저장하였다. 각각의 세부항목은 pull down 형태로 세부 목록을 나타내어 사용자가 편리하게 확인할 수 있도록 구성하였다.

세부사항의 분류 및 자료의 양은 아래의 [표1]과 같다.

내용	자료건수
수리방법	202
예방/안전점검	15
기기이론	22
기기의 통계 분석	10
예러 내용	78
수리부품 자료	102
기기 목록	35

[표1] 자료의 내용과 작성건수

각각의 자료는 문서작성 프로그램을 활용하여 [그림2]와 같이 사진을 이용하여 작업 시 편리하게 확인할 수 있도록 하였으며 기기를 처음 대

하는 engineer라도 쉽게 접근할 수 있도록 하였다.



[그림 2] 기기수리방법

예방점검의 경우 필요한 check sheet와 항목별 점검 방법, 측정기의 사용 방법을 추가하였으며, 그 외 기기를 이해하기 위한 교육자료인 기기이론 및 기기 현황을 수시로 upgrade 하였다. 또한 별도의 예러내용을 통해 고장발생시 쉽게 해결이 가능하도록 하였고 수리에 필요한 부품에 대한 성능, 역할, 구입방법 등의 정보를 기록하여 동일 고장 및 유사고장 발생시 대처할 수 있도록 하였다. 이를 [표 1]에 있는 세부사항으로 분류한 내용에 링크시키는 방법으로 자료를 정리하였다.

결론 및 제언

현재 의료기기는 복잡하고 소형화 되며 유지보수에 필요한 자료가 제조사에서 충분히 제공되지 않고 있으며 제공되는 자료에 대한 이해도가 낮아 활용도가 떨어진다. 이로 인해 의료기기의 유지보수를 수행하는데 어려움이 있다. 따라서, 현장에서 발생하는 자료의 수집 및 이를 활용하는 것은 매우 중요하며 필수적인 사항으로 받아들여 진다. 또한, 대형기기에서부터 소형기기에 이르기 까지 적용범위는 아주 넓다. 현재 작성된 자료는 영상 기기 위주로 되어 있었으며, 현재 소형기기까지 그 범위를 확대하고 있다. 작성된 자료는 유지보

- [2] MR System manual, Philips, Siemens
- [3] Angio System manual, Philips, Siemens
- [4] Ultrasound System manual, Philips, Siemens
- [5] General X-ray System manual, Shimadzu, Hitachi
- [6] Fluoroscopy System manual, Shimadzu
- [7] Gamma System manual, Siemens, GE
- [8] CR System manual, Fuji
- [9] PET-CT System manual, Siemens, GE
- [10] 디지털 마인드맵, 글로벌

[1] C-series Clinac System manual, Varian

결론 및 제언

본원에서는 4종 의료기기의 관리 프로세스 개선을 통하여 수리 건수는 전년 대비 140건에서 131건으로 약 6.4% 감소 하였으며, 수리비는 19,892,200원에서 15,980,400원으로 약 20% 감소하였다.

향후에도 지속적인 관리와 정밀한 예방점검을 시행한다면 환자를 위한 진료환경을 개선하고 적정 수리비 내에서 안정적으로 의료기기를 관리할 수 있을 것으로 판단된다.

참고 문헌

- [1] Hall micro 100 pneumatic instruction manual, ConMed
- [2] Operating table service manual, Maquet
- [3] Endoscope system service manual, Stryker
- [4] Operating microscope service manual, Carl Zeiss

기의 국제권고 사항인 EN285: 2006의 공급수, 증기의 세정도 기준은 Table.1과 같다.

Table.1 Suggested maximum values of steam contaminants, EN285:2006

contaminants in condensate and feed water		
Inspection Item	Condensate	Feed water
Evaporation residue	≤1.0 mg/kg	≤10 mg/kg
Silicon dioxide, SiO ₂	≤0.1 mg/kg	≤1 mg/kg
Iron	≤0.1 mg/kg	≤0.2 mg/kg
Cadmium	≤0.005 mg/kg	≤0.005 mg/kg
Lead	≤0.05 mg/kg	≤0.05 mg/kg
Rest of heavy metals Except iron, Cadmium, lead	≤0.1 mg/kg	≤0.1 mg/kg
Chloride(Cl ⁻)	≤0.1 mg/kg	≤2 mg/kg
Phosphate	≤0.1 mg/kg	≤0.5 mg/kg
Conductivity(at 20℃)	≤3μs/cm	≤5μs/cm
pH value (degree of acidity)	5 to 7	5 to 7.5
Appearance	colourless clean without sediment	colourless clean without sediment
Hardness (ions of alkaline earth)	≤0.02 mmol/l	≤0.02 mmol/l

2. 실험

2-1 시료의 채취

EN285를 보면 응축수, 공급수로 나누어 각 성분별 기준을 권고하고 있다. 멸균 증기의 품질을 확인하기 위해 각 3개의 시료를 채취하였다. 첫째 시료는 보일러 공급전의 연수기를 통한 응수의 상태를 파악하려 하였고 둘째 시료는 중앙공급실 멸균기 연결전단의 Steam Separator 응축수로 멸균기 공급전의 증기 성분을 확인 하기위해 채취하였다. 셋째 시료는 연수보다 강화된 약제부 R/O (Reverse Osmosis) 공급수로 원내 정수 System을 활용한 물 상태를 확인하려 채취하였다. 이중 EN285:2006과 비교분석하려는 ①, ②의 시료 채취위치는 Fig.1과 같다.

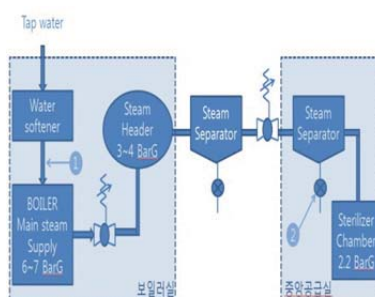


Fig.1 증기공급 구성도

채취한 시료의 보관 용기는 유리병 이며 Washer&Disinfector를 활용하여 세정하고 살균 하였으며 건조 상태에서 채취한 시료로 행균 작업 후 담아서 분석을 의뢰 하였다.

2-2 성분 분석결과

3개의 시료를 한국 화학 융합 시험연구원(KTR: Korea Testing & Research Institute)에 검사를 의뢰하였다. 중금속 관련 검사는 ICP Mass(Inductively Coupled Plasma Mass Spectrometry)를 이용하여 시료내의 질량 검사를 실시하였으며 검사 결과는 Table.2와 같다. 각 시료 분석결과 발암물질로 알려진 Lead, Cadmium, Zinc등의 중금속은 모든 시료에서 미 검출(0.001mg/kg이하)되었다. 그러나 Silicon Dioxide, Chloride, Conductivity 분석에서는 권고치(Table.1) 이상이 검출되었는데 이는 보일러 공급수가 권고치 기준을 벗어난 상태에서 공급이 되었고 보일러 보호제등으로 많은 이온성분을 함유하게 되어 나온 결과로 확인된다. 이와 더불어 R/O 시료 분석 결과를 보면 모든 항목이 EN285:2006의 권고사항과 일치함을 확인할 수 있었다.

Table.2 성분 분석 결과표

Contaminants in condensate and feed water			
Inspection Item	Condensate	Feed water	R/O
Silicon dioxide, SiO ₂	6.3 mg/kg	3 mg/kg	0.1mg/kg
Iron	0.01mg/kg	0.01mg/kg	0.01mg/kg
Cadmium	미검출	미검출	미검출
Lead	미검출	미검출	미검출
Zinc	미검출	미검출	미검출
Chloride(Cl ⁻)	12 mg/kg	3mg/kg	0.1mg/kg
Conductivity (at 20℃)	139μs/cm	53μs/cm	2μs/cm
pH value (Degree of acidity)	7.55	6.79	7.29

미검출:0.001mg/kg 이하

고찰

병원에서 사용되는 증기는 난방, 가습, 온수, 멸균에 구분 없이 공급되고 있어서 멸균 증기 관련 권고 사항과 비교하여 질 관리가 미흡했음을 확인할 수 있었다. EN285:2006 권고사항에 부합하는

세정도를 유지하려면 첫째로 공동으로 사용하는 증기의 공급관을 보일러의 용도별로 구분이 필요하고 둘째로 멸균기 관련 공급증기는 증기 발생 전부터의 공급수 수질관리가 필요함을 확인할 수 있었다. 현재의 연수기를 거쳐 공급하는 물을 사용해서는 EN285: 2006 권고사항을 충족할 수 없으므로 정수기능을 가진 R/O System을 설치하여 사용하여야만 권고사항을 충족할 수 있을 것이다. 이러한 건물설비의 교체, 보완, 재 시공이 어렵다면 현재 소형화되어 공급이 시작되는 1차증기(6~7Bar)를 이용하여 2차 증기(3~3.5Bar)를 생성하는 Clean Steam Generator의 설치가 좋은 대안이 될 수 있을 것이다.

참고 문헌

1. Quality requirements for pure steam logfile no.5/2012
2. Clean steam in the pharmaceutical industry:PDH course K109
3. The application of steam quality test limits
4. European standard EN285:2006

바늘 삽입형 중재시술의 시뮬레이션용 CT 이미지 변형 알고리즘

이동준, 이두용*

KAIST 기계공학전공

CT Image Warp Algorithm for Needle Intervention Simulation

D. J. Lee, D. Y. Lee*

Division of Mechanical Engineering, KAIST, Daejeon, Korea

*leedy@kaist.ac.kr

Abstract

CT images are changed whenever they are newly scanned for checking the path of the needle during needle intervention simulation. However, there is no new scanned CT image during needle intervention simulation. Also, a capacity for saving CT images is limited. This paper proposed CT image warp algorithm for needle intervention simulation for these reasons. This algorithm consists of three parts which are transforming DICOM images to BITMAP images, creating meshes on the transformed images, and applying mapping functions for deforming the meshes. CT images are warped partly through this algorithm.

연구 배경

바늘 삽입형 중재시술을 통하여 질병이 의심되는 조직의 검사를 수행한다. 이를 위해 의사는 환자 몸 내부의 조직을 스캔된 CT 이미지를 통하여 암과 같은 질병이 의심되는 부분을 파악한다. 이 때, 환자의 움직임이나 호흡 때문에 스캔할 때 얻어지는 CT 이미지가 달라지게 된다. 실제 시술에서는 바늘 삽입 경로를 수정할 때마다 CT 이미지를 스캔하여 이를 확인할 수 있지만 시뮬레이션을 통하여 시술을 연습하는 과정에서는 매번 새로운 CT 이미지를 구하기가 힘들다. 호흡에 의해 변형된 CT 이미지들, 환자의 움직임에 따른 CT 이미지들을 모두 저장해 놓고 사용하기에는 요구되는 데이터의 용량이 너무 커지는 단점이 있다. 이를 해결하기 위해 새로운 CT 이미지를 출력시키는 것이 아니라 저장된 이미지를 변형시키는 방법을 이용할 수 있다. 본 논문에서는 바늘 삽입형 중재시술 시뮬레이션을 위한 사용자 인터페이스에 출력되는 CT 이미지의 변형을 위한 알고리즘에 대해 다룬다.

연구 방법

CT 이미지가 횡단면으로 스캔되었다고 가정하면, 환자가 몸을 움직이거나 호흡할 때, 복부나 흉부에 해당하는 부분은 이전에 비해 확대되거나 축소될 수 있고 위치도 변할 수 있다. 하지만 척추뼈와 같은 부분은 위치는 변할 수 있어도 확대되거나 축소될 수 없다. 이로 인해 변형되는 CT 이미지는 부분적으로 확대되거나 축소되며 위치가 변하는 부분이 있고 변하지 않는 부분이 있을 수 있다. 즉, 이전의 CT 이미지에 비해 부분적인 변형이 일어나야 한다.

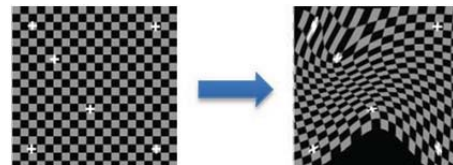


그림 1. 메쉬 워핑 기법

CT 이미지를 부분적으로 변형시키기 위해 영상 처리 기법중의 하나인 워핑(Warping) 기법[1]을 사용할 수 있다. 워핑 기법은 먼저 이미지를 그림1 와 같이 여러 메쉬(mesh)들로 나눈다. 이러

대와 접촉해 있지 않은 복부 및 흉부 부분이다.
매핑 함수를 적용시킨 결과는 그림 2 (b)와 같다.

결론 및 차후 연구 계획

바늘 삽입형 중재시술 시뮬레이션을 위한 사용자 인터페이스의 CT 이미지를 변형시키는 원인에 대해 분석하였다. 그리고 CT 이미지를 변형시키는 알고리즘을 영상 처리 기법 중의 하나인 워핑 기법을 기반으로 구현하였다. 하지만 현재 알고리즘은 변형될 부분의 노드와 변형되지 말아야 할 부분의 노드를 직접 지정해 주어야 한다. 즉, 매핑 함수를 미리 정의해 주어야 한다. 이로 인해 각각의 CT 이미지에 대해서 다양한 매핑 함수를 지정해 주어야 한다. 그러므로 향후에는 3D 장기 및 뼈 모델에 따라 매핑 함수가 정의되어야 한다. 이를 기반으로 3D 모델의 변형에 따른 CT 이미지 변형에 관한 연구를 진행할 계획이다. 뿐만 아니라 CT 이미지를 변형하는 데에 있어 생성되는 메쉬의 간격이나 모양의 최적화에 관한 연구 또한 진행될 계획이다.

Acknowledgements

본 논문은 지식경제부 산업융합원천기술개발사업 (No.10041618, 방사선 피폭 저감 및 시술 정확도 향상을 위한 복부 및 흉부 1cm급 병소 생검 및 치료용 바늘 삽입형 영상중재시술 로봇시스템 개발) 및 2012년도 두뇌한국21사업에 의하여 지원됨.



[1] Nur Arad, Nira Dyn, Daniel Reissfeld, Yehezkel Yeshurun, 1994, "Image Warping by Radial Basis Functions: Application to Facial Expressions", *Graphical Models and Image Processing*, Vol. 56, No. 2, pp.161~172

[2] Will Schroeder, Ken Martin, Bill Lorensen, 2006, "The Visualization Toolkit", 4th Ed, Kitware, pp.387~397

$$\circ \gg \hat{\dots} \hat{1} - \hat{1}, \quad \dots \alpha$$

모델의 위치 변화를 회전 중심축과의 최단거리 방향을 정의하고 회전시키는 방법으로 구현했다(그림 2).

Figure 1 consists of two sub-images. Sub-image (a) shows a helical spring with a green dot at the top. Sub-image (b) shows a coiled spring with a green dot at the top.

그림 1. 초기 모양에 따른 두 가지 대표적인 코일 모델 (a) Helical coil (b) 3D coil

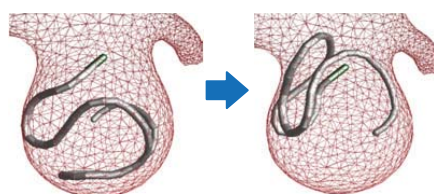


그림 2. 회전입력(rotation input)에 따른 코일
모델의 변형(counter clockwise)

Acknowledgements

참고 문헌

[1] Baik, Min-Woo, "Complications in Endovascular surgery for Aneurysm", Korean J Cerebrovasc Dis, Mar; 3(1), pp 34-37, 2001.

[2] Mark R. Harrigan and John P. Deveikis, Handbook of cerebrovascular disease and Neurointerventional technique, Humana Press, pp.143-177, 20

연구 결과

$$f_46'' \cdot \circ \cdot \quad \cdot \quad \circ \quad \gg \wedge \wedge \quad \mathbb{Z}' - \mathbb{Z}, \quad \dots \alpha$$

투시영상 자동 녹화를 위한 혈관조영장치와 동영상 녹화장치의 녹화신호 전달 방법

김기태*, 이창한**

건국대학교병원 의공학팀

Signal transmission method between Angiography System and DICOM Gateway for automatic fluoroscopy image recording

G. T. Kim*, C. H. Lee**

Department of Biomedical Engineering, Konkuk University Medical Center, Seoul, Korea

*imabme@kuh.ac.kr, **20050154@kuh.ac.kr

Abstract

The fluoroscopy video is used for diagnosis review, teaching and research. These day, the fluoroscopy video can be saved by using DICOM Gateway for Endo-Videoscope System. Because of non continuous fluoroscopy acquisition, the saved video has black images or user has to move to DICOM Gateway to record video during examination. In this paper, we propose the effective method for automatic fluoroscopy image recording between Angiography System and DICOM Gateway. The proposed method is using both the Wireless USB Switch and Fluoroscopy footswitch signal. In this way, the user is free from the constraints of space and convenient.

연구 배경

병원에서 X-ray를 이용한 시술이나 수술에서 저장된 투시영상은 진단 목적 외에도 의료진의 교육과 학술적 연구의 목적으로 사용된다[1,2]. 투시영상을 녹화하는 초기의 방법은 Video Recorder를 이용하는 것이었다. 최근에는 PC(Personal Computer) 기반의 영상녹화 장치를 이용하거나 동영상 녹화기능이 있는 내시경 영상 저장장치(DICOM Gateway)를 이용하고 있다. 그러나 사용자가 시술도중에 녹화장치로 이동하여 녹화와 정지를 수시로 반복하거나 시술 전체를 녹화한 뒤 나중에 필요한 영상만을 편집하는 수고를 감수하여야 한다[1].

본 논문에서는 투시영상의 자동녹화를 위하여 투시영상장치의 일종인 혈관조영장치와 동영상 녹화장치의 연결과 혈관조영장치에서 녹화신호를 동영상 녹화장치로 전달하는 방법에 대하여 고찰하였다.

연구 방법

본원에서 투시영상의 녹화가 가장 빈번히 일어나는 소화기병센터의 Digital Angiography System(S사)과 동영상 녹화장치(M사)를 본 실험에 사용하였다.

보통의 Angiography System은 그림 1과 같이 어떠한 형태로든 외부장치를 연결하여 제어할 수 있도록 단자를 내장하고 있다[3].

RoomLight+, RoomLight- 신호는 시술실의 조명을 On/Off 하는 용도로 사용되는 신호이며 XrayInd+, XrayInd- 신호는 X-ray가 발생되고 있음을 알리기 위하여 전등을 On/Off 하는 용도로 사용되는 신호이다.

기 때문에 중심을 잃을 수 있는 문제가 있었고 XrayInd(+, -) 신호를 이용한 경우에도 녹화가 필요하지 않는 환자의 경우에도 필요 없이 녹화가 되는 문제를 가지고 있다.

Wireless USB Switch 를 이용한 경우에는 필요한 영상만을 발동작 없이 손으로 가능하며 동영상 저장장치로 이동하지 않아도 됨으로 사용하기 편리하였다. 필요한 경우 투시영상 모두를 녹화할 수 있도록 XrayInd(+, -) 신호도 Wireless USB Switch 에 연결하여 사용한다면 그 활용도는 배가될 것이다.

참고 문헌

- [1] 엄태웅, 김기태, “투시진단 의료기기의 효과적인 동영상 저장 방법” 대한의용생체공학회 추계학술대회, 2010.
- [2] David L. Wilson, “X-ray Fluoroscopy System Design: Lessons from Image Perception Studies,” Proceeding of the First Joint BMES/EMBS conference, Oct. 13-16, 1999.
- [3] Digial Angiography System Service Manual.
- [4] DICOM Gateway Service Manual.

대뇌광학윈도우 모델을 이용한 고유광학현미경법

연찬미¹, 김소영², 정의현^{1,3*}

¹GIST 의료시스템학과, ²GIST 대학 전기전산전공, ³GIST 기전공학과

Intrinsic optical signal microscopy with mouse cranial window model

Chanmi Yeon¹, So Young Kim, Euiheon Chung^{1,3*}

¹Dept. of Medical System Engineering,

²Electrical Engineering and computer Science Conc.,

³School of Mechatronics, GIST, Gwangju, South Korea

*ogong50@gist.ac.kr

Abstract

Optical imaging is an emerging technique for functional imaging of the nervous tissue. Intrinsic optical signal (IOS) imaging represents intrinsic activity-related changes in tissue reflectance that are based on hemodynamic changes such as hemoglobin concentration and oxygenation changes, cytochrome oxidation change, and light scattering. Therefore, IOS reflects metabolic activity of cortical neurons. For IOS imaging, we developed mouse cranial window model and applied whitelight and 530 nm LED light to collect images with color CCD camera and scientific CMOS camera.

연구 배경

최근, 수명증가로 인한 퇴행성 뇌질환의 발병이 급증하고 있다. 특히 전기자극, 초음파, 광유전학적 자극치료 등을 통해 뇌졸중 병변 부위의 신경세포의 활성을 조절하여 신경회로 및 뇌가소성 증진효과를 밝히기 위한 연구가 활발히 진행 중이다. 뇌의 특성과 기능을 이해하기 위해서는 개별 신경세포의 활동보다는 신경세포의 집단의 활동을 연구할 필요가 있다.

광학적 방법을 사용하면 전기적 신호를 기록하기에는 너무 작거나 손상 입기 쉬운 돌기(spine)에서도 기록을 할 수 있다는 장점이 있다 [1]. 그 중 고유 광학 신호 (intrinsic optical signal, IOS) 이미징은 세포의 팽창, 혈류의 변화 등으로 일어나는 hemoglobin 농도와 oxygenation changes, cytochrome oxidation change, light 신호를 관찰하는 것으로, 상이한 파장의 빛에 대해서 반응하는 분자의 흡광도가 다르기 때문에 특징적인 신호가 관찰된다.

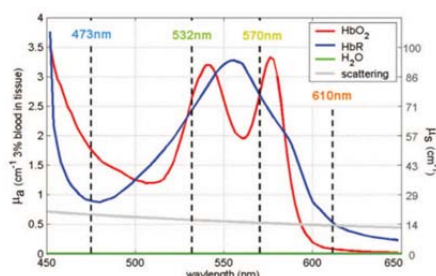


Figure 1 Absorption spectra of oxy- & deoxy- hemoglobin [2]

532 nm 는 isosbestic point로서 (hemoglobin과 deoxy hemoglobin의 흡광도가 같아지는 파장) 이 파장에서 흡광도는 혈액 내 산소량과는 무관하여 IOS 이미징에서 base signal로 이용된다 [3]. 610nm 주변대의 파장은 산소의 결합에 민감하고, 850nm 주변의 파장은 혈류량의 변화에 민감하다 [4].

본 연구에서는 전임상 모델에서 뇌졸중 병변의 신경가소성 변화 관찰을 위하여 IOS 이미징 시



Figure 2 Mouse cranial window model

연구 방법

본 연구에 사용된 동물은 C57BL/6 마우스로, 대뇌 피질 관찰을 위해 최소 24시간 전에 cranial window surgery를 진행하였다. ketamine 14 mg/mL, xylazine 1.4 mg/mL in PBS 혼합액 160 μ L를 복강주사하여 마취하였다. 후두부와 전두부 사이의 두피를 제거한 후, 5 mm 구경의 드릴을 이용하여 lamda와 bregma 중앙의 두개골을 제거하였다. 대뇌 위에 PBS를 2-3방울을 떨어뜨린 후 기포가 생기지 않도록 하여 6 mm 직경의 둥근 커버글라스를 씌웠다. 커버글라스와 주변의 피부조직을 cyanoacrylate glue와 Ortho-jet powder를 혼합하여 접착시켰다.

본 연구에서는 Olympus BX51WI 현미경을 이용하였으며, 입사광으로는 백색광과 530 nm LED(Thorlabs, M530L2)를 사용하였다. 20x objective lens(Olympus, UIS2)를 통해 광각(wide-field) 이미지를 관찰하였다. 검출부(detector)로는 Canon사의 G12와 Andor사의 Neo sCMOS 카메라를 사용하였다.

연구 결과

sCMOS 카메라를 사용한 측정에서 글로벌 셔터를 사용했으며, 노출시간은 0.05초였다. 측정된 이미지의 field of view는 $70\text{ }\mu\text{m} \times 83\text{ }\mu\text{m}$ 이다. Hemoglobin은 450 nm 이전의 파란빛과 550 nm 부근의 녹색 빛을 강하게 흡수 하기 때문에, 혈관 부위는 강한 붉은 빛을 띤다. 조직부위는 산란특성이 강하여 옅은 분홍 빛을 띤다. 뇌의 혈관은 전두 부분으로부터 나뭇가지 모양으로 퍼져 있으며 수 μm 두께의 모세혈관까지 관찰이 가능했다.

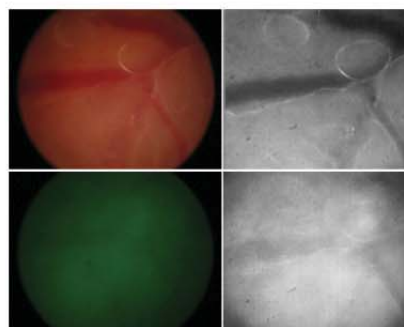


Figure 3 Intrinsic optical signal images of blood vessels in mouse brain ($70\text{ }\mu\text{m} \times 83\text{ }\mu\text{m}$) (a)&(b) white light images (c)&(d) 532 nm illumination images, (a)&(c) color images detected by G12, (b)&(d) gray images detected by Neo sCMOS [3].

Acknowledgements

본 연구는 광주과학기술원 바이오광학영상센터(K0267C), 의료시스템공학연구소(iMSE), 2012년도 첨단산업기술기초연구사업, 그리고 교과부 한국연구재단 바이오·의료기술개발사업(No.2011-0019619)과 일반연구자지원사업(2012R1A1A1A1012853)의 지원을 받아 수행된 연구임.

참고 문헌

1. Baker BJ, Kosmidis EK, Vucinic D, Falk CX, Cohen LB, Djuricic M, Zecevic D. Imaging brain activity with voltage -and calciumsensitive dyes. *Cell Mol Neurobiol* 25, 245-282(2005).
2. Bouchard, M. B., Chen, B. R., Burgess, S. A., Hillman, E. M., Ultra-fast multispectral optical imaging of cortical oxygenation, blood flow, and intracellular calcium dynamics, *Opt Express*, 17, 15670-15677 (2009).
3. Harrison, T. C., Sigler, A., Murphy, T. H., Simple and cost-effective hardware and software for functional brain mapping using intrinsic optical signal imaging. *J Neurosci Methods*, 182, 211-218(2009).

4. Pouratian N, Cannestra AF, Martin NA, Toga AW. Intraoperative optical intrinsic signal imaging: a clinical tool for functional brain mapping. *Neurosurg Focus*, 13, 1-9 (2002).

이 두 개의 비전 정보는 3차원 맵을 형성하여 그림2와 같이 표현된다. 그림2에서 보는 바와 같이 일정 영역의 손이 접근을 하면 이를 판단하여 손의 영역을 표현해 줄 수 있다.



그림 2. Vision, Depth, 3D맵

손의 면적 판단은 그림 3의 프로그램으로 3개의 픽셀 정보로 표현할 수 있다.

```
if (area > 6500 && area < 7500)
{
    Console.WriteLine(string.Format("바위 바위 area={0}", area));
}
else if (area > 9500 && area < 10500)
{
    Console.WriteLine(string.Format("보 바위 area={0}", area));
}
else if (area > 13000 && area < 15500)
{
    Console.WriteLine(string.Format("보 보 area={0}", area));
}
else
{
    Console.WriteLine(string.Format("      area={0}", area));
}
```

그림 3. 면적 계산을 위한 프로그램

그림3에서 언급한 바와 같이 실험은 키넥트 센서에서 일정 위치에 손이 접근 했을 시 단위면적당 손의 면적을 계산하고 그 모양을 산출하여 의료영상을 제어하는데 목적을 두었다. 손의 제스처는 (1)주먹,주먹 경우 : move, (2) 주먹, 손바닥 경우 : rotation, (3)손바닥, 손바닥 경우 : zooming으로 나눠 실험을 하였다. 그림 4은 그 실험 결과를 표시하였다.

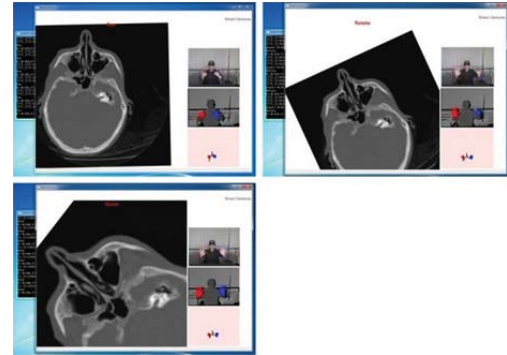


그림 4. 의료영상검색 (pan, rotation, zoom)

실험 결과 거리에 따른 손의 위치를 정확히 추적하였으며 손의 모양도 정확히 검출하였다.차후의 실험으로는 현재는 손의 위치가 일정한 위치에서만 작동을 하는 것으로 실험을 하였다. 그러나 손의 위치가 Z축을 기준으로 앞뒤에 위치시켜 동작이 될 수 있도록 연구할 계획이다. 또한 손의 모델링을 통한 정확한 손의 제스처 인식도 병행할 예정이다.

참고 문헌

- [1] Luigi Gallo, Alessio Pierluigi Placitelli, Mario Ciampi, "Controller-free exploration of medical image data: experiencing the Kinect," *Computer-Based Medical Systems (CBMS), 2011 24th International Symposium on*, pp.1-6, 2011.
- [2] Iason Oikonomidis, "Efficient Model-based 3D Tracking of Hand Articulations using Kinect," *BMVC 2011 The 22nd British Machine Vision Conference*, 2011.
- [3] 김영재, 김태윤, 김석기, 이승현, 김광기, "의료 영상 탐색을 위한 키넥트 기반 사용자 인터페이스," *대한의용생체공학회 춘계학술대회*, vol.45, pp.239-240, 2012.

소형 형광 내시경을 이용한 마우스 혈관 이미징

오경석¹, 김기현² 정의헌^{1,3*}

¹GIST 기전공학부, ²POSTECH 기계공학과, ³GIST 의료시스템학과

Imaging of Mouse Blood Vessels with Miniature Fluorescence Endoscope

Gyungseok Oh¹, Ki Hean Kim², Euiheon Chung^{1,3*}

¹School of Mechatronics, ³Dept. of Medical System Engineering, GIST, Gwangju, South Korea. ²Dept. of Mechanical Engineering, POSTECH, Pohang, South Korea

*ogong50@gist.ac.kr

Abstract

Early detection and removal of precancerous lesions has been shown to reduce death toll associated with epithelial cancer. One of the hallmarks of cancer is vascular changes associated with angiogenesis. We developed a miniature frontal view fluorescence endoscope system with fiber bundle to observe vascular structures of mouse organs. To analyze the architecture of vessels of the intestinal mucosa, we used a custom-built in vivo fluorescence endoscope with fiber bundle. Following intravenous injection of the vascular tracer, we acquired in vivo and ex vivo images of mouse's vascular structure of several organs by detecting fluorescence signal within vessels.

연구 배경

신생혈관생성(Angiogenesis)은 대표적인 종양의 특성들 중 하나이다[1]. 종양 세포는 숙주의 스트로마(host stroma)와의 상호작용을 통하여 종양에 산소와 영양소를 공급하기 위해 혈관을 만드는 성장인자를 분비한다. 종양 병변에는 정상 부위에 비해 혈관의 형태와 기능이 구별되며, 이러한 특성을 이용하여 종양병변을 내시경으로 진단에 이용할 수 있다. 사람의 대장암을 진단하기 앞서 마우스를 이용한 전임상 실험이 필요하다.

본 연구에서는 전임상 모델에서 대장암을 조기 진단하기 위한 형광 내시경시스템을 구축하여 마우스의 혈관의 모습을 관찰하였다.

연구 방법

본 연구에서는 이미징 파이버 다발(FIGH-10-500N, Fujiikura)을 이용한 소형 형광내시경

(Fig.1)을 이용하여 마우스의 혈관의 모습을 in vivo 및 ex vivo로 획득하였다.

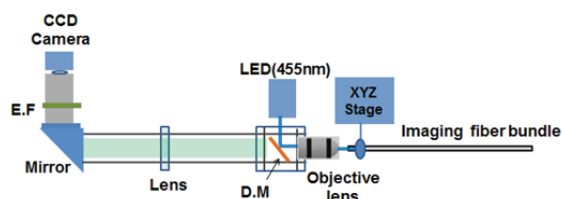



Fig.1. Schematic diagram of miniature fluorescence endoscope. (E.F: Emission Filter, D.M: Dichroic Mirror.)

샘플을 관찰하는 프로브는 직경이 0.6mm인 이미징 파이버 다발(imaging fiber bundle)을 사용하였다. 파이버 다발 끝 단의 이미지 정보는 추가적인 대물렌즈(Plan N 10X, NA: 0.4)와 튜브렌즈를 통해 CCD 카메라에 이미지를 형성하게 된다(Fig1). 사용된 이미징 파이버 다발 안에는 10,000개의 직경이 2.9 μm 인 파이버들이 들어



A circular sample, likely a wafer, is shown with a scale bar indicating 100 μm . The sample surface features a grid of small, dark, rectangular features arranged in rows and columns. The features are more densely packed in some areas than others.

FITC-Dextran (500KDa, Sigma-Aldridge, 10mg/ml in PBS)를 C57BL/6 마우스에 intravenous injection 후 이미지 파이버 다발을 이용해서 형광 신호를 검출하였다. FITC-dextran은 혈관의 모습을 분석하기 위한 vascular tracer로 사용된다[2]. 형광 이미징을 위한 광원으로는 파장이 455nm인 LED를 사용하였고, 형광 신호를 검출하는 emission filter는 531 ± 20 nm (Semrock)을 사용하였다. 실험은 in vivo 상태에서 대장 벽의 혈관의 이미징과 ex vivo 상태에서 마우스의 방광과 작은 창자를 이미징 하였다.

in vivo 와 *ex vivo*에서 마우스 몸 안의 혈관모습을 관찰 하였다.

FITC 를 마우스의 retro-orbital sinus 쪽에 100 μ l 를 주입한다. FITC 주입 후 5 분정도 지난 뒤, 파이버 번들 다발을 마우스 대장에 넣어서 대장 벽 쪽에 있는 혈관을 관찰하였다. FITC 로부터 emitted 되는 광 신호가 파이버 다발을 통해서 CCD 에 검출된다. 대장 벽에 있는 혈관의 모습이 별집모양으로 된 것을 관찰 할 수 있다(Fig.3.(b)~(c)).

FITC-Dextran 을 주입하고 5 분 후에 마우스를 sacrifice 시킨 뒤, 방광(bladder)과 소장(small intestine)을 적출하여 이미징 하였다. 파이버 번들 다발을 이용해서 bladder 와 small intestine 에 접촉하여 fluorescence 신호를 관찰 하였다. 밝은 형광 신호들이 FITC 가 들어있는 혈관의 모습이다(Fig.4).

Acknowledgements

$$f_4 6'' \cdot \circ \cdot \quad \cdot \quad \circ \quad \gg \wedge \wedge \quad \mathbb{Z}' - \mathbb{Z}, \quad \dots \alpha$$

3. Kim, P. et al. In vivo wide-area cellular imaging by side-view endomicroscopy. *Nature Methods* 7, 303-305 (2010).

4. Chen, X., Reichenbach, K.L. & Xu, C. Experimental and theoretical analysis of core-to-core coupling on fiber bundle imaging. *Optics Express* 16, 21598-21 (2008).

5. 오경석, 김기현, 정의현. 정면 촬영용 이미징
파이버 형광 내시경 개발. 대한의용생체공학회
2012 년도 춘계학술대회 초록집, 95~96 쪽
(2012).

펄스옥시미터 시뮬레이션을 위한 보정 알고리즘 개발

김진태, 전아영*, 나재석, 이상훈, 박근철, 노정훈, 전계록

부산대학교 의공학교실

Implementation of Curve Algorithm for Pulse Oximeter Simulation

A.Y. Jeon*, J. S. Nah, S. H. Lee, G. C. Park, J. H. Ro, G. R. Jeon

Dept. of Biomedical-engineering, Pusan National University, Yangsan, Korea

*valonica@nate.com

Abstract

Normal pulse oximeters adopt alternating light sources with two different wavelengths for the blood oxygen measurement. From the principles of the pulse oximeter measurement, only the pulse modulation ratio R of the two different-wavelength light affects to the SpO_2 value. In this study, an artificial finger was designed which receives the alternating pulsed light from the pulse oximeter under test, and emits amplitude modulated light signal to the pulse oximeter to mimic the oxygen concentration. The simulator scans the ratio R and gathers SpO_2 values from the oximeters under test. The result is compared with that of standard products for the assessment. A computerized system which control and gathers data from the implemented artificial finger was also developed.

연구 배경

제조사마다 교정을 위한 색인표의 기준이 달라서 색인표에 대한 정보가 없는 펄스 옥시미터는 교정이 불가능하다. 따라서 새로운 제품이 출시될 경우에도 그에 따른 색인표를 입력하거나 가능한 시뮬레이션 장비를 또다시 구매해야 하는데, 지금까지 단일 교정기 장비로는 가지고 있는 모든 펄스 옥시미터의 교정이 힘들었다. 따라서 본 논문에서는, 실험을 통하여 펄스 옥시미터의 색인표를 구축할 수 있는 시뮬레이터 시스템을 제작하고 이를 통해 다양한 펄스 옥시미터를 하나의 장비만을 통해 교정할 수 있도록 색인표 데이터베이스를 구축하는데 목표를 두었다. 이는 새로운 펄스 옥시미터 장비를 시장에 나오는 경우 임상에서 사용되는 장비를 점검해야하는 병원의 입장에서는 꼭 필요한 기능이라고 하겠다.

연구 방법

1. 시스템 설계 및 사용자 인터페이스

본 연구의 방법을 확인하기 위해 대상으로 한 펄스 옥시미터는 600~700 nm 파장 영역의 적색 가시광과 800 ~ 900 nm 파장 영역의 적외선 광을 펄스 형태로 교대로 신체, 특히 손가락 부위에 조사하고, 투과한 광의 맥동 성분을 측정하여 R비를 결정하고, 내부 색인표에 의해 산소포화도를 표시하는 장비 형이다. 이와 같은 형태의 펄스 옥시미터의 교정을 위해 손가락을 투과한 광에 있어 맥파에 의한 맥동 성분을 시뮬레이션 하는 시스템을 설계하였다.

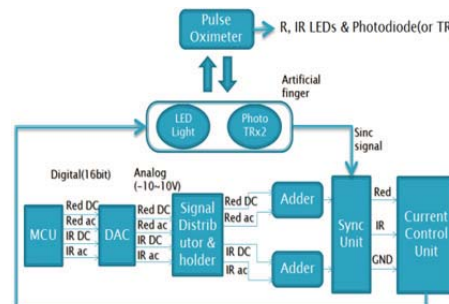


Fig. 1. Block diagram of pulse oximeter simulator

그림 1은 본 논문에서 구현한 시뮬레이터의 블록 선도이다. 투과광의 맥동 신호를 구현하기 위해 적색광과 적외선 광에 있어 각각 작은 교류성분(ac)과 큰 직류성분(DC)으로 구분하여 하나의 고정밀 디지털-아날로그 변환기(Digital-to-Analog Converter, DAC)를 순차적으로 동작하여 모두 네 가지의 전압 레벨을 출력하였다. 적색광의 ac 값과 DC값, 적외선광의 ac값과 DC값 총 네 가지의 신호가 DAC에서 -10V ~10V의 전압 범위로 출력된다. 전압의 형태로 바뀐 신호는 신호 분배 회로를 통해 각각의 신호로 나뉘어지고 이는 샘플 홀더와 가산 회로를 통하여 완전한 적색 신호와 적외선 신호로 바뀌게 된다. 이는 다시 동기화 회로에서 펄스 옥시미터와 동기화된 펄스 신호로 출력되고 전압-전류 변환 회로를 통하여 시뮬레이터의 발광다이오드를 구동하도록 구현하였다.

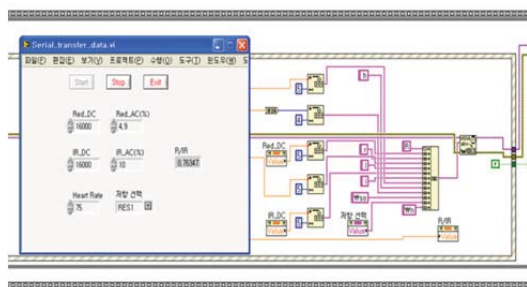


Fig. 2. User interface of system.

그림 4는 시스템의 ratio와 BPM 및 베이스 전류의 크기 조절을 위하여 설계된 사용자 인터페이스이다. 사용자 인터페이스는 시스템과 RS-232 통신을 하며 사용자가 지정한 DC, ac 레벨과 BPM 설정을 기기에 전송한다.

2. 구현 시스템 테스트

그림 3는 펄스 옥시미터의 프로브에 장착되어 사용되는 인조 손가락의 모습이다. (a)는 수광부로서 펄스 옥시미터의 발광부에서 나오는 광을 구별하여 받아들인다. (b)는 받아들인 빛을 처리하고 동기화시켜 ratio와 BPM이 포함된 PPG waveform 형태로 출력하여 주는 LED이다. 그림 4은 시스템의 인조 손가락을 펄스 옥시미터에 장착시켜 테스트를 진행하는 모습이다. 사용자가 설정한 ratio 및 BPM을 펄스

옥시미터가 분석하여 출력해 주는 결과를 볼 수 있다.

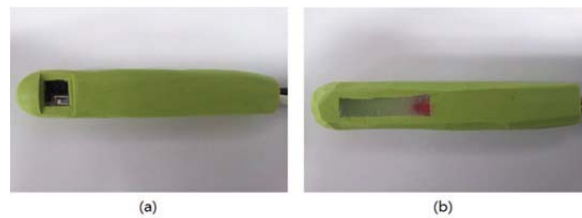


Fig. 3. The artificial finger of system: (a) emitter (b) luminous.



Fig. 4. Simulation of pulse oximeter.

연구 결과

위와 같은 기본 실험 및 데이터 구축의 준비단계가 완료된 후 사용자 인터페이스를 통하여 두 가지 빛의 맥동성분의 비율을 변화시켜가며 데이터베이스를 구축하였다. 실험은 R과 IR의 DC에 대한 비율을 1%부터 시작하여 10%까지 0.1% 단위로 바꾸면서 측정하였다.

IR	1	11	12	13	14	15	16	17								
1	81	1	85	0.90863	88	0.812993	92	0.768067	95	0.712844	96	0.664695	97	0.623107	98	0.588157
11	74	1.10255	81	1	85	0.90204	88	0.84653	92	0.784524	96	0.721852	96	0.665754	97	0.616508
12	69	1.20121	75	1.09546	81	1	85	0.922611	89	0.856277	91	0.798787	95	0.748404	95	0.704096
13	62	1.30197	70	1.18031	76	1.08888	81	1	85	0.928102	88	0.865797	91	0.812167	95	0.761159
14	55	1.40281	64	1.27466	71	1.18785	77	1.07747	82	1	85	0.932661	88	0.874114	91	0.822279
15	47	1.50379	57	1.3664	65	1.2819	72	1.18021	78	1.07197	82	1	85	0.937025	88	0.88459
16	41	1.60468	51	1.45823	59	1.38603	66	1.28264	74	1.14402	79	1.06721	82	1	85	0.940696
17	34	1.70563	44	1.55015	53	1.48206	61	1.38054	69	1.21613	74	1.13448	78	1.06304	82	1
18	32	1.8073	38	1.64217	48	1.58456	55	1.38813	64	1.28832	70	1.20183	74	1.12834	79	1.05936
19		34	1.74238	42	1.58996	50	1.48999	59	1.38698	66	1.28624	71	1.19751	76	1.11878	
20		32	1.82849	37	1.67344	45	1.54893	54	1.48293	61	1.38732	67	1.28254	72	1.17826	
21				32	1.758	40	1.62395	49	1.50534	56	1.40427	62	1.31394	68	1.23781	
22					35	1.70005	45	1.57782	52	1.47189	58	1.37362	64	1.28741		
23					32	1.77823	40	1.60538	48	1.53958	54	1.44262	60	1.35708		
24							36	1.73322	44	1.60734	50	1.50611	56	1.41168		
25							32	1.79573	39	1.67535	46	1.56967	52	1.47039		
26									35	1.74306	41	1.63129	48	1.53644		
27										32	1.81103	38	1.68698	44	1.59635	
28												35	1.76075	40	1.66162	
29													32	1.82455	36	1.71635
30															33	1.77644
31															32	1.8386

Fig. 5. The Database of pulse oximeter A

즉, 그림 5와 같이 R의 비율이 1%일 때를 기준으로 IR의 비율을 1%부터 10%까지 0.1% 단위로 바꾸면서 측정 후 기록하고, 또 다시 R의 비율을 1.1%로 바꾸고 IR의 비율을 1%에서 10%까지 바뀌가면서 측정하는 방법으로 R의 비율이 10%가 될 때까지 데이터를 구축하였다. 실험은 모듈형 펄스 옥시미터인 Strong-703A모델(이하 모델 A)과 병원에서 널리 사용되고 있는 펄스 옥시미터인 OXIMAX N-560(MEDIANA, Korea) 모델(이하 모델 B)을 대상으로 진행하였다. 원하는 AC 값을 전송한 후 펄스 옥시미터에 나타나는 SpO2 값이 안정될 때까지 기다린 후 결과를 기록하였으며, 결과 값이 잦은 변동을 보일 때는 더 자주 나타나는 값을 중심으로 기록하였다. SpO2 값을 기록하며 프로그램으로 계산된 R/IR의 ratio를 함께 기록하였다. 모델 A의 경우 ratio 값이 매우 낮아질 경우 SpO2를 나타내지 않거나, ratio값이 매우 높아질 경우 SpO2 수치가 32% 아래로 내려가지 않았다. 이러한 경우 해당하는 값들은 기록에서 제외하였다. 이와 같은 방법으로 데이터 구축을 완료한 후, 기록된 SpO2 수치와 바로 옆에 함께 기록된 ratio 수치를 기준으로 모든 데이터를 한곳에 모아 ratio를 기준으로 오름차순 정렬을 한 후 ratio와 SpO2의 관계 그래프를 도출하였다. 그 결과 그림 6과 같은 그래프를 도출할 수 있었다.

Fig. 6. The comparison of SpO2 by experiment or calculated with pulse oximeter A

- [1] M. Taketani and M. Baudry, *Advances in Network Electrophysiology: Using Multi-Electrode Array*, New York, USA: Springer, 2006.
- [2] G. W. Gross, B. K. Rhoades, H. M. Azzazy, and M. C. Wu, "The use of neuronal networks on multielectrode arrays as biosensors," *Biosensors Bioelectron.*, vol.35, pp.553-567, 1995.

MEMS 적외선 광원 및 광 모듈을 이용한 호기말 이산화탄소 측정

박광범¹, 박준식¹, 이기영², 강동주²

¹전자부품연구원 차세대융합센서연구센터, ²(주)바이오넷

Measurement of EtCO₂ using MEMS IR light source and the optical module

K. B. Park*, J. S. Park, K.Y. Lee, D. J. Kang

Smart Sensor Convergence Center of KETI*, Bionet Co., Ltd.

*parkkb@keti.re.kr

Abstract

We have fabricated the optical module and micro infrared light source for measurement of EtCO₂ in human breath using thermopile sensor and MEMS technology. Micro infrared light source was fabricated using polysilicon and micromachining process. In order to heavily dope the polysilicon to reduce its electrical resistivity, polysilicon was doped with POCl₃ using thermal diffusion. Our non-dispersive infrared(NDIR) sensing module was fabricated using the micro infrared light source and a thermopile sensor to measure breathing carbon dioxide. The carbon dioxide concentration was measured from 0 to 10000ppm using the sensing module. Successfully, breathing carbon dioxide was measured continuously.

연구 배경

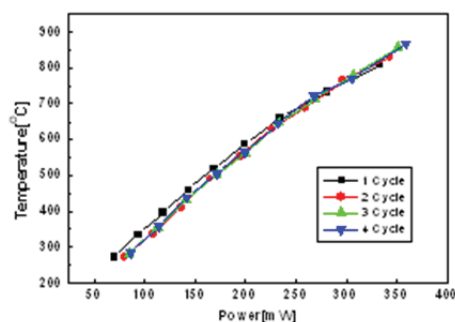
사람은 호흡을 통해 체내에 산소 공급과 교환가스들의 배출이 이루어진다. 최근 들어 체내가스 교환을 통해 배출되는 극미량의 가스들을 측정하여 사람의 암 등과 같은 질병들을 사전에 진단하려는 개발들이 발표되고 있다. 특히 호흡기 계통의 질병에 대해서는 진단 결과의 신뢰성이 높은 것으로 보고되고 있다. 현재 사람의 호흡 가스를 측정하여 환자의 상태를 모니터링에 적용되는 대표적인 가스로 이산화탄소 가스 분압을 모니터링함으로써 체내에서 가스 교환이 상태 등을 확인할 수 있는 모니터링기술이 상용화되어 있다. 임상적으로 이산화탄소 가스의 분압 측정에는 동맥혈 이산화탄소가스 분압과 호기말 이산화탄소가스 분압(EtCO₂)이 사용되고 있다. 넓이 보급되어 사용되고 있는 호기말 이산화탄소가스 측정은 비침습적 방법으로 손쉽게 연속적으로 측정할 수 있는 장점을 갖고 있다. 본 논문에서는 휴대용 호기말 이산화탄소가스 측정

휴대용 capnometer 개발을 위한 저전력 구동 적외선 광원과 이를 이용한 광 모듈을 제작하여 EtCO₂를 측정하였다[1].

연구 방법

본 연구에서는 호기말 이산화탄소 분압 측정을 위한 저전력 구동이 가능한 EtCO₂ 센싱 모듈 제작을 위해서 MEMS기술을 이용하여 마이크로 적외선 광원을 제작하고 이를 이용하여 비분산 적외선(NDIR) 방식 EtCO₂ 광 모듈을 제작하였다. 이산화탄소 가스는 적외선 4.26um 흡수 스펙트럼을 갖고 있기 때문에 EtCO₂ 광 모듈은 적외선 광원, 적외선 밴드패스 필터, 적외선 센서 등으로 구성되었다. 적외선 광원의 구동 소비전력을 최소화함으로써 EtCO₂ 광 모듈의 저전력 구동을 가능하게 하며 휴대성을 높일 수 있다. 저전력 구동 마이크로 적외선 광원 제작에 LPCVD 및 이온주입 기술을 사용한 폴리실리콘 박막과 마이크로머시닝기술(MEMS)을 사용한 멤

그림 1. (a) 적외선 광원 소비전력 vs. 동작온도, (b) 제작 EtCO₂ 광 모듈을 이용한 연속 이산화 탄소 측정



- [1] Michael B. Jaffe, "Infrared measurement of Carbon Dioxide in the Human Breath: Breathe-Through Device from Tyndall to the Present Day", Anesthesia & Analgesia, Vol107, No3, 2008
- [2] M. Boutchick, K. Ziouche, "Characterization of Phosphorus and Boron Heavily Doped LPCVD Polysilicon Film in the Temperature Range 293-373K", IEEE Electron Device Letters Vol23, No3, 2002

² 고려대학교 구로병원 순환기내과 심혈관센터

*hyoo@kaist.ac.kr

Acknowledgements

이 연구는 교육과학기술부 한국연구재단 우수
신진연구과제(2012041203)와 핵심공동연구과
제(2012046108)의 지원을 받아 수행하였음.

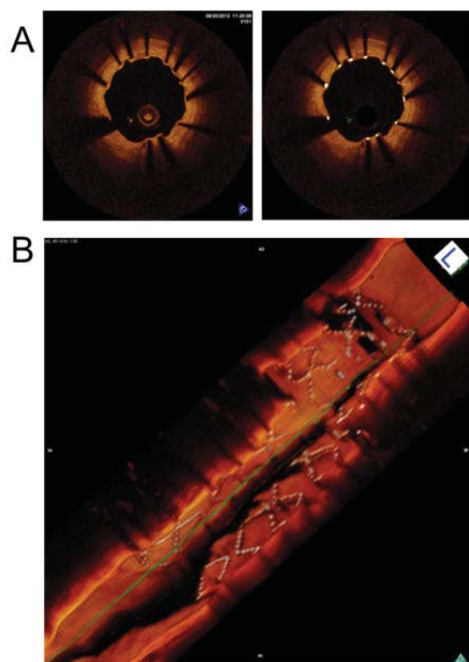


그림 1. (a) 2차원 혈관내 OFDI 영상(왼쪽)과 분할영역을 색갈코딩한 영상(오른쪽), (b) 혈관내 OFDI 영상의 3차원 렌더링.

참고 문헌

- [1] D. Lloyd-Jones et al., “Heart disease and stroke statistics-2009 update,” *Circulation* vol.119, pp.480-486, 2009.
- [2] D. Huang et al., “Optical coherence tomography,” *Science* vol.254, pp.1178-1181, 1991.
- [3] G. J. Tearney, et al., “Three-dimensional coronary artery microscopy by intracoronary optical frequency domain imaging,” *JACC Cardiovasc. Imaging*, vol.1, pp.752-761, 2008.
- [4] H. Yoo and J. W. Kim et al., “Intra-arterial catheter for simultaneous microstructural and molecular imaging in vivo,” *Nature Medicine*, vol.17, pp.1680-1684, 2011.

연구 결과

그림 1은 스텐트 시술을 받은 follow up 환자의 영상을 보여주고 있다. 2차원 영상에서 스텐트와 가이드와이어가 관찰 된다. 분할된 구역에 색깔코딩을 적용하고 카테터 신호를 제거하여 혈관벽의 구조를 보다 명확히 표현할 수 있다. 2차원 영상을 모아 렌더링을 한 3차원 영상에서 혈관의 형태와 스텐트의 구조가 명확하게 관찰된다. 이 연구 결과에서처럼 색깔코딩된 혈관내 OFDI 3차원 영상을 이용할 경우 미세한 혈관내 구조 변화에 대한 정보를 명확하게 확인할 수 있다.

표 1. 환자 정보

	Age(Y)	Gender	Duration of illness(M)	MAS *
Case 1	37	M	22	2
Case 2	75	F	11	1
Case 3	49	F	8	2
Case 4	72	F	30	2
Case 5	59	M	72	2

MAS * (Modified Ashworth Scale): 근긴장 평가 기준으로 0-4 grades 로 분류된다.

레이저 치료에 의한 근긴장도 변화는 16분 동안 2분 간격으로 측정하였으며, 레이저의 조사시간은 전반 8분으로 제한하였다. 그림 1은 전체적인 시스템과 측정방법을 나타낸 모식도이다.

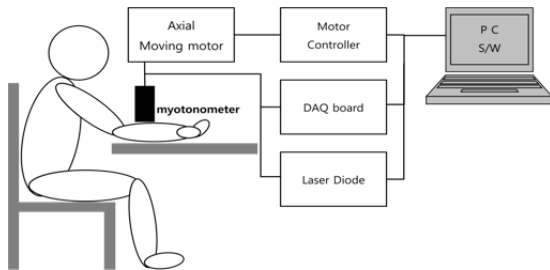


그림 1. 전체 시스템 및 측정 방법 모식도

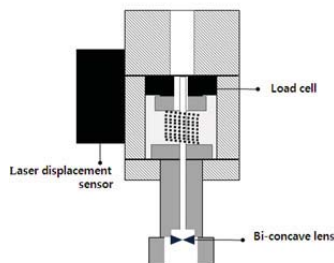


그림 2. Myotonometer 단면 모식도

Myotonometer는 로드셀, 레이저 변위센서, 및 레이저 다이오드($\lambda=808\text{ nm}$, $P = 240\text{mW}$, spot size = 1cm^2)로 이루어져 있으며(그림 2), 전완근에 수직 조사하였다. 정확한 실험을 위해 Axial moving motor(Z725B, Thorlabs)와 Motor Controller(T-cube TDC001, Thorlabs)를 사용하여 측정속도를 일정하게 유지함으로써 노이즈를 최소화 하였다.

연구 결과

표 2. Laser-ON과 Laser-OFF에서의 Muscle hardness value(E) 값

	LASER ON				
Measure time(min.)	0	2	4	6	8
Case 1	1.94	1.09	1.36	1.03	1.02
Case 2	1.59	1.06	1.04	0.49	0.35
Case 3	2.24	1.61	1.87	0.83	1.25
Case 4	2.10	1.74	1.65	1.54	1.61
Case 5	0.47	0.35	0.36	0.34	0.34

	LASER OFF			
Measure time(min.)	10	12	14	16
Case 1	0.82	0.92	0.86	1.48
Case 2	0.26	0.38	0.26	0.34
Case 3	1.55	1.67	1.33	3.09
Case 4	1.67	1.82	1.71	1.73
Case 5	0.35	0.33	0.32	0.35

표 2는 Laser-ON/OFF에 따른 근강직의 변화를 2분 간격으로 측정하여 E 값(muscle hardness value)으로 표현한 것이다. E는 $E=Id(1-\mu^2)(y-x-1)$ 식으로 표현 할 수 있으며, I는 influence coefficient (0.85), d는 Myo-tonometer rod의 직경(15mm), μ 는 Poisson's ratio(0.5), x는 변위, y는 힘이다. E 값의 감소는 근육 긴장의 완화를 의미하는 것으로, Laser-ON에서는 E 값이 감소하는 경향을 보이며 Laser-OFF에서는 E 값의 증가하는 경향을 보였다.

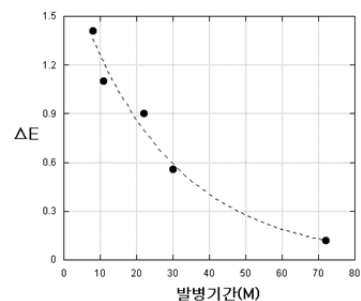


그림 3. 환자들의 발병기간(M)에 따른 $\Delta E(0\sim 6$ 분까지의 E 변화량)의 변화

그림 3은 환자들의 발병기간(M)에 따라 0~6분까지의 E 변화량인 ΔE 의 변화를 그래프로 나타낸 것으로, 발병기간에 따라 ΔE 의 값이 지수함수적으로 감소하는 것을 볼 수 있다. 이는 같은 레이저치료에 있어서 발병 초기에 더 높은 치료효과를 얻을 수 있다는 것을 의미한다. 본 실험에서 HILT와 Myo-tonometer를 이용한 실시간 모니터링을 통해 뇌졸중 환자의 강직된 근육의 완화 효과를 정량적으로 분석할 수 있었다.

Acknowledgements

이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No.2011-0004662)

참고 문헌

- [1] N. J. O'Dwyer, P. D. Neilson, "Spasticity and muscle contracture following stroke," *Brain*, vol.119, pp.1737-1749, 1996.
- [2] F. Sakai, S. Ebihara, M. Akiyama, M. Horikawa, "Pericranial muscle hardness in tension-type headache; A non-invasive measurement method and its clinical application," *Brain*, vol.118, no.2, pp.523-531, 1995.

피부 타입에 따른 레이저 제모의 파장별 온도 분포 연구

김지현, 윤종인*

대구가톨릭대학교 의료과학대학 의공학과

Temperature distribution profile in skin types on the wavelength dependence for laser hair removal

J.H. Kim, J.I. Youn*

Department of Biomedical Engineering, College of Medical Science,
Catholic University of Deagu

*jyoun@cu.ac.kr

Abstract

Recently, laser hair removal has been widely used that the selective absorption of light by melanin causes damage to hair follicles. Although melanin in skin varies over the skin types, commercial lasers for hair removal are used without the consideration of skin types. In this study, we simulated the temperature distribution in multi-layer tissue including hair and suggested the optimal laser wavelength depending on skin types for hair removal.

연구 배경

제모는 먼도, 화학적 제모, 왁싱, 전기분해, 레이저 제모 등을 통해 이루어진다. 특히 레이저 제모는 통증과 부작용이 거의 없다는 점에서 임상에서 널리 이용되고 있으며 최근에는 가정용 레이저 제모기를 이용한 self-treatment가 사용되고 있다.

레이저 치료 시 광원과 조직간의 상호 작용을 고려하는 것은 최적의 치료 효과를 이끌어 낼 수 있다. 광원과 조직 간의 선택적 흡수는 광원의 파장과 조직의 흡수계수에 의해 결정되며 조사된 광원 에너지는 발색단(chromophores)에 의해 흡수된다. 레이저 제모 메커니즘 역시, 열적 에너지를 이용하여 표피의 1-2mm 하부에 위치한 모발의 bulge와 3-7mm에 위치한 papilla의 발색단인 멜라닌을 타겟으로 모발을 파괴하는 것이다. 그러나 피부에도 많은 양의 멜라닌이 포함되어 있기 때문에 멜라닌 농도가 높은 일부 피부 타입에 대해서는 열에 의한 조직 손상의 우려로 레이저 제모의 적용이 제한된다. 그럼에도 불구하고 현재 사용되는 레이저 제모기들은 피부

타입을 고려하지 않은 단파장(one wavelength)의 광원을 사용하였다.

따라서 본 연구에서는 모근을 포함한 다층 생체 조직의 피부 타입에 따른 파장에 대한 수학적 모델링을 통해 온도 분포를 검증하였고, 피부 타입에 따른 최적 파장을 제시하고자 하였다.

연구 방법

본 연구에서는 유한요소법을 이용하여 모근을 포함한 다층 생체 조직을 2차원 축대칭 모델로 디자인 하였다(그림 1).

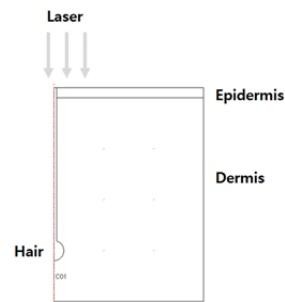


그림 1. Geometry of tissue modeling

모델링에 적용된 파장은 현재 레이저 제모기로 널리 사용되고 있는 694nm (ruby laser), 755nm (alexandrite laser), 810nm (Diode laser), 1064nm (Nd:YAG laser)로 정하였다. 피부 타입은 Caucasian과 Asian으로 분류하였으며 Caucasian은 Blond hair, Asian은 Black hair로 정하였다.

표 1과 표 2는 피부 타입별 흡수계수를 나타낸 것이다.

표 1. Absorption coefficient of Caucasian

wavelength [nm]	694	755	810	1064
Epidermis	0.063	0.054	0.0603	0.035
Dermis	0.028	0.027	0.0268	0.026
Hair	3.963	3.148	2.96	0.5

Absorption coefficient [cm^{-1}]

표 2. Absorption coefficient of Asian

wavelength [nm]	694	755	810	1064
Epidermis	2.29	1.7	2.11	0.57
Dermis	0.033	0.029	0.026	0.028
Hair	10	7.685	6.39	1.267

Absorption coefficient [cm^{-1}]

온도 분포는 Bioheat equation (식1)에 근거하여 이루어지는데, 외부 광원에 의한 공간적 열원과 신진대사와 혈행에 의한 열원을 통해 조직 내 온도 분포를 나타낸다.

$$\delta t s \rho C \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{\text{met}} + Q_{\text{ext}} \quad (\text{식1})$$

T 온도 [$^{\circ}\text{C}$]
 $\delta t s$ 시간 상수
 ρ 조직의 밀도 [kg/cm^3]
 C 조직의 비열 [$\text{J}/\text{kg}^{\circ}\text{C}$]
 k 조직의 열전도도 [$\text{W}/\text{cm}^{\circ}\text{C}$]
 ρ_b 혈액의 밀도 [kg/cm^3]

C_b 혈액의 비열 [$\text{J}/\text{kg}^{\circ}\text{C}$]
 ω_b 혈액 관류율 [$\text{mL}/(\text{g}^{\circ}\text{min})$]
 T_b 혈액 온도 [$^{\circ}\text{C}$]
 Q_{met} 신진대사 열원 [W/cm^3]
 Q_{ext} 외부 열원 [W/cm^3]

연구 결과

유한요소법을 이용한 레이저 파장에 따른 Caucasian과 Asian의 온도 분포는 각각 그림 2와 그림 3과 같다.

Caucasian은 단파장(short wavelength) 적용 시 Hair follicle 위주로 충분한 열 분포가 이루어졌다. 그에 반해 장파장(long wavelength)을 적용한 경우, Hair follicle에 충분한 온도 분포뿐만 아니라, 심부 정상 조직에까지 열 에너지가 전달되어 심부 조직 열 손상이 생길 수 있다(그림2).

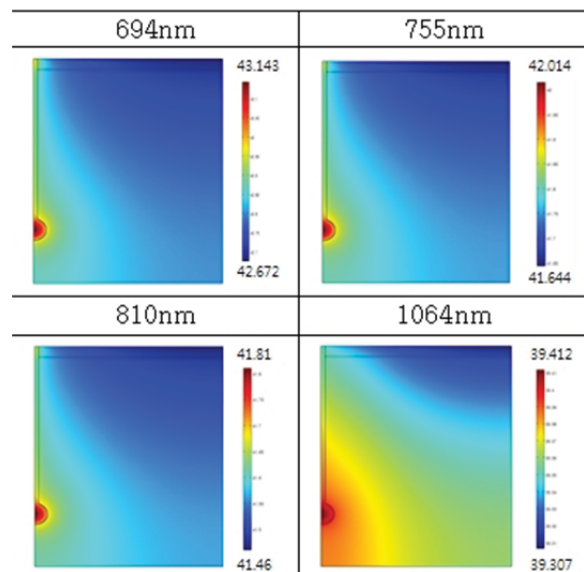


그림 2. Caucasian의 파장별 온도 분포 결과

Asian은 단파장일 경우, 표피에서 열이 축적되고 Hair follicle까지 전달되지 못하므로 제모를 위한 파장으로서 적합하지 않으며, 장파장일수록 심부 열감이 효율적으로 전달되었다(그림 3).

고출력 레이저 치료 효과 규명을 위한 변형된 Lambert-Beer 법칙 기반의 확산 분광 모니터링 시스템 개발

김지현, 윤종인*

대구가톨릭대학교 의료과학대학 의공학과

Development of diffuse optical monitoring system based on the modified Lambert-Beer Law for High Intensity Laser Therapy

J.H. Kim, J.I. Youn*

Department of Biomedical Engineering, College of Medical Science, Catholic University of
Deagu

*jyoun@cu.ac.kr

Abstract

Recently, High Intensity Laser Therapy (HILT) has introduced, but the efficacy of HILT has not been fully proved due to the absence of non-invasive assessment and feedback data in real time. In this study, we developed a diffuse optical monitoring system combined with a therapeutic laser to evaluate HILT based on the modified Lambert-Beer Law. To minimize interference between a therapeutic laser and the monitoring system, the laser wavelength for HILT was chosen to 808nm, one of the isosbestic points, and the monitoring system was detected OHb and Hb based on modified Lambert-Beer Law. The results showed that our developed monitoring system is suitable to monitor the effect of HILT.

연구 배경

레이저 치료는 광자에 의한 조직의 광화학적 반응을 유도하는 것으로 미토콘드리아 활동성 증가에 의한 ATP, RNA, 단백질 합성 및 신진대사 향상에 의해 치료 효과를 나타낸다. 일반적으로 적외선 또는 근적외선 파장의 광원을 1~5mW/cm²의 낮은 에너지를 적용한 저출력 레이저 치료(Low Level Laser Therapy, LLLT)가 적용되었으나 최근 많은 양의 열 에너지를 조직 내 전달하는 고출력 레이저 치료(High Intensity Laser Therapy, HILT)가 소개되었다. HILT는 LLLT에 비해 단시간 내 높은 치료 효과를 기대할 수 있으나 그에 대한 정량적인 연구는 미비한 실정이다.

본 연구에서는 HILT효과의 실시간 관찰을 위한 확산 분광 모니터링 시스템(Diffuse Optical Spectroscopy, DOS)을 개발하고자 하였다. DOS

는 산소헤모글로빈(OHb)과 탈산화헤모글로빈(Hb)에 대한 높은 흡수도를 가지는 광원을 통해 뇌, 근육 그리고 다른 조직의 OHb와 Hb농도를 비침습적으로 측정한다. HILT 광원은 높은 에너지를 조사하게 되므로 DOS의 측정값에 간섭을 일으키게 된다. 따라서 본 연구에서는 치료 시스템을 위한 HILT 광원의 최적 파장 선택과 변형된 Lambert-Beer 법칙 기반의 알고리즘 적용을 통해 치료 효과 규명을 위한 모니터링 시스템인 DOS를 개발하고자 하였다.

연구 방법

HILT의 실시간 모니터링을 구현하기 위해 치료 시스템과 모니터링 시스템 간의 간섭이 최소화 되도록 각각 구성한 후, 한 프로브 내 시스템을 융합하였다.

1. 치료 시스템을 위한 HILT 광원 파장 선택 및 온도 심부 분포 조사

HILT 광원은 DOS 시스템과 간섭을 최소화함과 동시에 충분한 치료 효과를 나타내는 파장을 선택하고자 하였다. DOS는 OHb와 Hb의 흡수계수가 동일한 등흡광점 (590nm, 808nm)을 중심으로 더 낮은 파장과 더 큰 파장을 이용해야 하므로 DOS에서는 808nm 파장을 사용하지 않게 된다. 따라서 808nm파장의 레이저 다이오드 (Laser diode, LD)를 HILT 광원으로 적용하게 되면(그림1), HILT와 DOS간의 간섭을 최소화할 수 있게 된다.

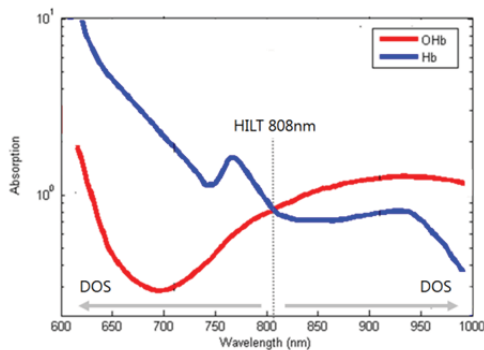


그림1. HILT 광원 파장(등흡광점, 808nm)과 DOS에서 요구하는 파장

그리고 유한요소법을 이용하여 808nm 광원 조사에 의한 다중 생체 조직의 온도 분포를 예측하여 심부까지 808nm 광원이 열감을 전달할 수 있는지에 대해 확인하였다.

2. 모니터링 시스템을 위한 DOS 알고리즘 도출
기존 DOS 시스템은 730, 750, 800, 830, 850nm를 적용한 시스템 또는 775, 826, 850, 910nm를 적용한 시스템 등과 같이 808nm과 근접한 파장들을 포함하기 때문에 HILT 효과 모니터링을 위한 DOS 시스템으로 기존에 사용되었던 파장을 적용할 경우 HILT와의 간섭이 유발된다. 따라서 HILT의 808nm Bandwidth의 파장을 제외한 730, 770, 850, 880nm를 DOS 시스템에 적용하고자 하며, 변형된 Lambert-Beer 법칙을 이용하여 OHb와 Hb의 농도를 측정하고자 하였다.

매질의 광 흡수율은 매질 내에 존재하는 광흡수체들의 농도 합에 비례한다는 Lambert-Beer 법

칙에 의한 광 흡수율은 OD(Optical density)에 관한 식으로 나타난다(식1).

$$OD = \text{Log} \left(\frac{I_0}{I} \right) = \epsilon c L \quad (\text{식 1})$$

여기서, OD 는 optical density, I_0 는 조사된 광원의 세기, I 는 투과된 광원의 세기, ϵ 는 헤모글로빈의 소멸계수, c 는 헤모글로빈 농도, L 은 광원의 경로 길이를 의미한다.

위 식을 확장하여 OHb 와 Hb 농도에 대해 식(2)와 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{pmatrix} \Delta [\text{OHb}] \\ \Delta [\text{Hb}] \end{pmatrix} = \frac{1}{d \times \text{DPF}} \begin{pmatrix} \epsilon_{\text{Hb}}^{\lambda_1} & \epsilon_{\text{OHb}}^{\lambda_1} \\ \epsilon_{\text{Hb}}^{\lambda_2} & \epsilon_{\text{OHb}}^{\lambda_2} \\ \dots & \dots \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} \Delta OD \\ \Delta OD \\ \dots \end{pmatrix} \quad (\text{식 2})$$

여기서, $\Delta[\text{OHb}]$ 와 $\Delta[\text{Hb}]$ 는 OHb 와 Hb 의 농도 변화를 각각 나타낸 것이고, $d \times \text{DPF}$ 는 광자의 이동 거리, ϵ 는 OHb 와 Hb 의 각각 파장에 대한 소멸계수를 나타내며, 소멸계수란 광 에너지가 물체를 지날 때 감쇠하는 비율을 의미한다.

따라서 730, 770, 850, 880nm 에서 OHb 와 Hb 의 소멸계수를 대입한 최종 알고리즘을 그래픽 언어인 LabVIEW 에 적용하여 OHb 와 Hb 농도 변화의 측정 및 저장이 가능하게 구현하였고, 기존에 808nm 대역의 파장을 포함한 DOS 시스템과 HILT 의 808nm 대역을 제외한 새로운 알고리즘의 730, 770, 850, 880nm 을 적용한 시스템 각각에 대해, 808nm LD 를 조사함에 따라 나타나는 간섭 현상을 측정하였다.

3. 시스템 융합

DOS 광원은 백색광원을 사용하였고 감지부는 컴퓨터와 연결되어 LabVIEW 를 통해 신호를 나타내었고, HILT 광원은 808nm LD 를 이용하였다. 세 부품은 각각 광파이버들과 연결되며 그 광파이버들은 하나의 프로브로 제작되었다.

Detection of DNA Hybridization Using Angle Scanning or Reflectance Intensity-Based Measurement in SPR Biosensor

We demonstrate that surface plasmon resonance (SPR) technique is feasible in detecting DNA hybridization by using angular interrogation or intensity-based measurement methods. First, we measure the DNA reaction on a gold film for a fixed wavelength at $\lambda = 633$ nm. By varying the incidence angle, SPR angle shift is determined, which corresponds to the degree of surface biointeraction. Second, for fixed wavelength and incidence angle, reflectance intensity is measured when the DNA hybridization occurs. Both approaches are found to be effective in sensing the surface reactions of interest.

DNA 중합반응 측정을 위해 사용된 실험 방법은 그림 1과 같다. 35개의 염기를 갖는 DNA 시퀀스가 임의로 제작되었는데, 여기서 앞부분의 15개 염기는 모두 티민으로 중합반응의 효율을 높이기 위한 스페이서로 이용되었고, 염기서열 끝에는 싸이올기를 붙여 수용체가 금 표면에 잘 붙도록 하였다[2]. 이후 MCH 단분자막을 기판 표면에 흡착시켜 DNA가 붙지 않은 나머지 영역을 채우고 DNA 중합반응이 잘 일어나도록 하였다.

(a) Immobilization of the capture probe

Au

5'-TTTTTTTTTTTTTTTATTGGACACGAGACGCAATG

(b) Hybridization of the target probe

Au

5'-TTTTTTTTTTTTTTTATTGGACACGAGACGCAATG

5'-TTTTTTTTTTTTTTTATTGGACACGAGACGCAATG

3'-AAAAAATTTTAACTGTGCTCTGCGTTAC

한편, 측정 셋업은 He-Ne 레이저를 이용하였는데, 고정된 입사각을 이용하는 반사도 측정 실험에서는 가장 큰 반사도 변화를 보여주는 조건으로 입사각을 결정하였다. 각도 주사 방식의 실험에서는 두 개의 회전 스테이지를 이용하여 0에서 80도까지 입사각을 변화시켰고, chopper와 lock-in 증폭기를 이용하여 측정 결과의 노이즈 특성을 개선하였다.

각도 주사 방식과 반사도 측정 방식을 이용하여 모두 성공적으로 DNA 중합반응을 검출할 수 있었다. 실험 결과의 정량화를 위해서는 각도 주사 방식이 효과적이었으나, 실험의 편의성 및 측정의 효율성 측면에서는 반사도 측정 방식에서 우수한 특성을 확인할 수 있었다. 한편, 노이즈 특성은 각도 주사 방식이 더 우수하여 측정결과의 오차가 상대적으로 작은 것을 알 수 있었다. 논문 길이의 제한으로 인해 자세한 측정 결과를 넣을 수 없으나, 각도 주사 방식과 반사도 측정 방식 모두 DNA 중합반응을 비롯한 각종 바이오 분자반응을 실시간으로 정량적으로 측정하기에 충분한 우수한 특성을 보여줌을 확인할 수 있었다.

논문저자 가운데, 정이내 및 유경훈 학생은 상기 연구 결과에 공동으로 1저자로 기여하였음.

- [1] K. M. Byun, "Development of nanostructured plasmonic substrates for enhanced optical biosensing," *Journal of the Optical Society of Korea* **14**, 65-76, 2010.
- [2] S. A. Kim, K. M. Byun, K. Kim, S. M. Jang, K. Ma, Y. Oh, D. Kim, S. G. Kim, M. L. Shuler, and S. J. Kim, "Surface-enhanced localized surface plasmon resonance biosensing of avian influenza DNA hybridization using subwavelength metallic nanoarrays," *Nanotechnology* **21**, 355503, 2010.

가적으로 형성하는 것으로 모델링하였다. 이러한 DNA 중합반응에 의해 DNA 층의 굴절률은 1.40 (ssDNA)에서 1.50(dsDNA)으로 증가하며, DNA 층의 두께를 0에서 50 nm까지 변화시키면서 최적의 감도 특성을 보여주는 구조를 결정하였다. 본 연구에서는 이러한 주기적인 구조에서의 광학적 특성을 분석하기 위해 엄밀결합파동 분석법을 이용하였으며, 충분한 수의 회절차수를 계산에 포함하여 결과의 수렴성과 정확성을 보장할 수 있도록 하였다[2].

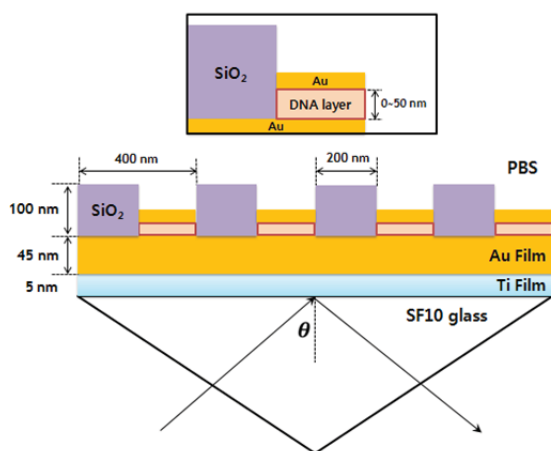


그림 1. 본 연구에서 제안하는 SPR 센서 구조

연구 결과

DNA 결합층의 두께에 따른 센서의 감도 특성은 그림 2와 같다. SiO2 격자 및 금속 나노입자가 적용되지 않은 기존의 SPR 구조에서는 DNA 층의 두께가 증가할수록 공명각의 변화가 선형적으로 커지는 것을 알 수 있다. 그러나 제안하고 있는 구조에서는 DNA 층의 두께와 감도 특성의 상관관계가 선형적이지 않으며, 10 nm 이상의 DNA 층에서는 오히려 센서 특성이 나빠지는 결과를 보여주었다. 이것은 DNA 층 위에 형성되는 10 nm 두께의 Au 층이 국소표면플라즈몬공명 현상을 일으키면서 다양한 플라즈몬 모드가 형성되어 비선형적 효과가 나타나기 때문이다. 이러한 결과를 토대로 제안하고자 하는 SPR 구조는 10 nm 이하의 DNA 두께에서 기존 구조에 비해 우수한 특성을 갖는다. 실제로 DNA 중합반응을 검출하는 바이오센서 실험에서 이용되는 DNA의 두께는 대부분 10 nm를 넘지 않기 때문에 본 연구에서 제안

하는 구조가 기존 구조에 비해 좋은 감도 특성을 가짐을 이론적으로 보여줄 수 있다고 하겠다.

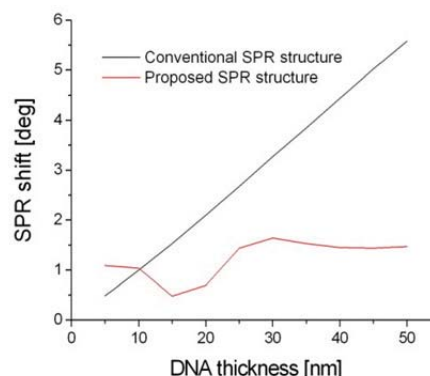


그림 2. DNA 층의 두께에 따른 감도 특성

Acknowledgements

본 연구는 한국연구재단 과제(2010-0005137)의 지원을 받아 수행되었음.

참고 문헌

- [1] L. A. Lyon, M. D. Musick, and M. J. Natan, "Colloidal Au enhanced surface plasmon resonance immunosensing," *Anal. Chem.* 70, 5177-5183, 1998.
- [2] L. Li, "Multilayer modal method for diffraction gratings of arbitrary profile, depth, and permittivity," *J. Opt. Soc. Am. A* 10, 2581-2591, 1993.

PBS solution

Dielectric grating

Λ

d_g

Gold film

Prism

θ_{SPR}

I_{TM}

OR

대적으로 낮지만, 두 가지 다른 물질을 하나의 센서칩을 이용하여 연속적으로 측정할 수 있다는 점에서 충분한 장점을 갖는다고 할 수 있다. 앞으로 그림 1에서와 같이 실제 제작된 센서칩을 이용하여 적절한 표면 처리를 통해 각기 다른 시료를 검출할 수 있음을 실험적으로 증명하는 작업을 진행할 예정이다.

반응위치	공명각		Shift
	<u>결합층 굴</u> 절률 1.4	<u>결합층 굴</u> 절률 1.5	
Au	63.92도	64.03도	0.11도
SiO ₂	63.91도	64.02도	0.11도

본 연구는 한국연구재단 과제(2011-0029485)의 지원을 받아 수행되었음.

- [1] H. J. Lee, D. Nedelkov, and R. M. Corn, "Surface plasmon resonance imaging measurements of antibody arrays for the multiplexed detection of low molecular weight protein biomarkers," *Anal. Chem.* 78, 6504–6510, 2006.
- [2] L. Li, "Multilayer modal method for diffraction gratings of arbitrary profile, depth, and permittivity," *J. Opt. Soc. Am. A* 10, 2581–2591, 1993.

확산광학을 이용한 심부모세혈류 측정

이기준

싱가폴 난양공대 의공학과

Diffuse Correlation Spectroscopy for Deep Tissue Blood Flow Monitoring

K. Lee*

Division of Bioengineering, School of Chemical and Biomedical Engineering, Nanyang Technological University, Singapore

*kjlee@ntu.edu.sg

Abstract

Diffuse correlation spectroscopy (DCS) is a promising optical modality that measures deep tissue blood perfusion. The blood flow index (BFI) is obtained by analyzing the autocorrelation function of the time-course optical transmission data based on diffuse correlation equation. In this paper, we show recent advances in DCS instrumentation and analysis focusing on the use of software correlator and other model-free methods. Being non-invasive and portable, DCS is a very promising bedside perfusion monitoring modality that can be applied to any part of the exposed body, finding applications in stroke monitoring, cancer therapy monitoring, foot ischemia monitoring, and so on.

연구 배경

지난 십여년간 확산광학(Diffuse Optics)은 이론적 그리고 실험적으로 눈부시게 발전해왔다[1]. 뇌과학 분야에서는 근적외선 분광법(Near Infrared Spectroscopy, NIRS)가 상용화되어 기능성자기공명방법(fMRI)에 버금가는 유용한 도구로 자리잡았고, 유방암진단이나 혈관질환 진단을 위한 확산광학 단층이미징방법(Diffuse Optical Tomography, DOT)도 활발히 연구되고 있다. 특히 최근에는 확산상관분광법(Diffuse Correlation Spectroscopy, DCS)가 개발되어 상당한 깊이의 모세혈류를 측정하는 방법으로 각광받고 있다[2].

본 논문에서는 DCS의 원리와 실험장비들을 알아보고, 그 성능을 발전시키기 위한 최근의 노력들을 간략히 소개하려 한다. 상대적으로 복잡하지 않은 광학적 방법들을 이용해 매우 유용한 혈

류를 비침습적으로 측정하는 방법이므로 많은 임상적 가치가 있다고 생각된다.

연구 방법

처음 개발된 DCS실험장치는 매우 긴 가간섭거리(coherence length)를 가진 레이저광원, 광자갯수를 셀수 있는 광측정기(Photon counting Avalanche Photodiode), 그리고 그 광자개수정보를 상관함수로 바꾸어주는 Hardware Correlator로 이루어져 있었다. 그 기본원리는 다음과 같다. 빛이 강산란계에 입사한 후 다시 표면의 한점에 다다르기까지는 많은 상이한 빛의 진행경로들이 가능하고, 그로인해 샘플의 표면에는 간섭효과로 인한 스펙클이 생기게 된다. 표면상의 한점을 택하여 그 스펙클의 시간변화를 모니터하면, 샘플내부의 산란입자들의 움직임이 빠르면 빠를 수록 스펙클의 시간변화는 점점 빨리 자기유사성을 잃어간다는 것을 알 수 있다.

치를 개발하여 매우 좋은 결과들을 얻고 있다 [3]. 그 원리는 아래와 같다.

$$G_1(\vec{r}, \tau) = \left\langle E(\vec{r}, t) E^*(\vec{r}, t + \tau) \right\rangle$$

그리고 이 필드자기상관함수는 아래와 같은 방정식을 만족한다.

$$\left(-\frac{1}{3\mu} \nabla^2 + \mu_a + \frac{1}{3} \alpha \mu_s k_0^2 \langle \Delta r^2(\tau) \rangle \right) G_1(\vec{r}, \tau) = S(\vec{r})$$

여기서 k_0 는 매질안에서의 빛의 공간주파수, α 는 움직이는 산란입자들이 차지하는 공간적 비율, $\langle \Delta r^2(\tau) \rangle$ 는 산란입자들의 평균변위를 뜻한다. 우리가 실제로 실험적으로 측정할 수 있는 양은 필드자기상관함수가 아닌 세기자기상관함수이며, 이들은 아래의 관계를 지니고 있다.

$$g_2(\tau) = 1 + \beta |g_1(\tau)|^2$$

여기서 g_1 과 g_2 는 각각 규격화된 필드와 자기상관함수이고, β 는 측정기의 크기와 스펙클의 크기에 관련된 상수이다.

위에 기술한 광확산방정식을 반무한계(semi-infinite space)에서 풀면 아래와 같은 해를 구할 수 있다.

$$G_1(r, \tau) = \frac{3\mu_s'}{4\pi} \left[\frac{\exp(-k_D(\tau)r_1)}{r_1} - \frac{\exp(-k_D(\tau)r_2)}{r_2} \right]$$

여기서 k_D 는 산란입자의 운동과 관련된 함수이며, 다른 상수들은 문헌에 정의되어 있다. 따라서 실험으로 얻어진 자기상관함수를 위의 모델로 근사함으로써 산란입자들의 확산 정도를 알아낼 수 있다.

위에 기술한 DCS의 원리를 통해 자기상관함수의 계산이 DCS에서는 매우 중요한 부분임을 알 수 있다. 보통의 DCS실험장치들은 하드웨어 상관장치를 이용하지만, 우리는 소프트웨어 상관장

$$G_{\gamma} = F^{-1} \{ F \{ I(t) \} \square F \{ I'(t) \} \}$$

여기서 왼쪽항은 세기자기상관함수이고 오른쪽 항의 F 는 푸리에변환을 의미한다. 위의 관계식을 빠른푸리에변환(FFT)를 써서 프로그래밍하면, 매우 빠르고 정확한 상관함수를 얻을 수 있다.

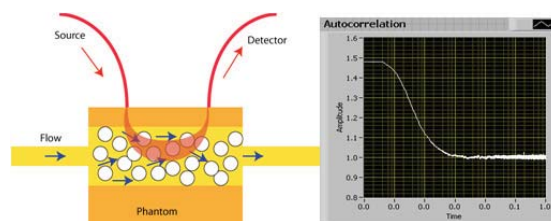


그림 1. DCS의 테스트를 위한 모의유속팬텀의 단면(왼쪽)과 소프트웨어를 통해 얻어진 자기상관함수의 예(오른쪽)

DCS의 실험은 먼저 유속이 컨트롤될 수 있는 팬텀모형을 통하여 이루어졌다. 그림 1에서 볼 수 있는 바와 같이, 785nm 파장의 빛이 샘플에 입사하고, 약 2cm정도 떨어진 곳에 위치한 측정기로 투과된 빛을 측정한다. 하나의 광원-측정기 짝은 그림에 묘사된 바나나형태의 공간 안에 있는 유속에 감응하게 된다. 유속팬텀은 인간의 피부와 비슷한 광학적성질을 띠도록 디자인되었고, 내부의 원통형관에 작은 유리구슬들을 넣어 모세혈관의 혈류와 흡사한 무작위한 방향의 유속이 생기게끔 만들었다. 광자계수기의 출력을 LabVIEW소프트웨어를 이용해 자기상관함수를 계산하면 그림 1의 오른쪽과 같은 감소하는 함수를 얻을 수 있다. 빠른 유속은 그 감소율이 현저히 빠르고 이는 아래 연구결과에 보여진다.

DCS가 예상한대로 유속을 측정할 수 있음을 확인한 후, 인체를 이용한 혈류측정을 시도하였다. 사용한 방법은 혈압측정기에 딸린 압력기를 이용해 건강한 남성의 상박에 200mmHg정도의 압력을 가하고 얼마 후 그것을 풀어줌으로써 하박 부위에 반응성 과혈류(reactive hyperemia)가 측정되는지를 보았다. 광위와 측정기 사이의 간

적은 1.5cm 정도로 유지하였다. 다음 장에 결과가 그래프로 보여진다.

지금까지는 수학적 모델을 이용한 BFI의 계산을 소개하였지만, 보다 효과적으로 BFI를 계산해내는 방법들이 많이 연구되고 있다. 실제로 샘플엔트로피(sample entropy)를 이용하여 모델이 필요 없는 DCS가 개발되고 있고, 이와는 별도로 CCD카메라를 이용하여 시간에 따른 광세기측정이 전혀 필요 없는 DCS도 개발되고 있다. 이들의 결과는 현재 논문계류중으로 이 논문에 게재할 수 없지만, 전통적인 DCS방법보다 훨씬 나은 장점들을 보유하고 있으며 앞으로도 많은 발전이 기대되고 있다.

연구 결과

유속의 변화에 따른 자기상관함수의 변화는 아래와 같다. 유속을 0에서부터 0.325ml/s까지 단계적으로 조절했을 때 자기상관함수는 점점 빠른 감소율을 보인다. 이를 앞서 기술한 모델로 근사하면 유속지표(blood flow index)를 얻을 수 있다.

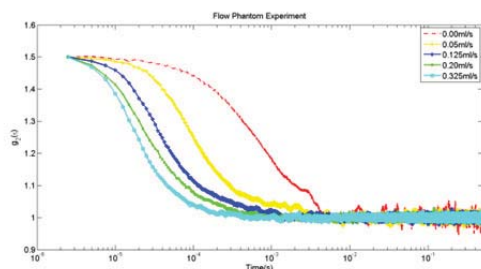


그림 2. 유속변화에 따른 자기상관함수의 변화. 자체 제작한 유속팬텀을 사용하였고, 소프트웨어 자기상관기를 이용하였다.

인체를 이용한 혈류측정의 결과는 그림 3과 같다. 아무 압력이 가해지지 않을 때 혈류는 안정적인 수치를 보였고, 압력을 상승시켜 동맥이 완전히 막힌 상태에서는 매우 낮은 혈류수치를 보인다. 그리고 압력을 풀었을 때에는 혈류가 정상치보다 세배이상 순간적으로 증가함을 잘 볼 수 있다. 모든 상관함수 계산은 소프트웨어를 통해 이루어졌고, 약 1초에 하나 꼴로 혈류지표를 계산해 낼 수 있다.

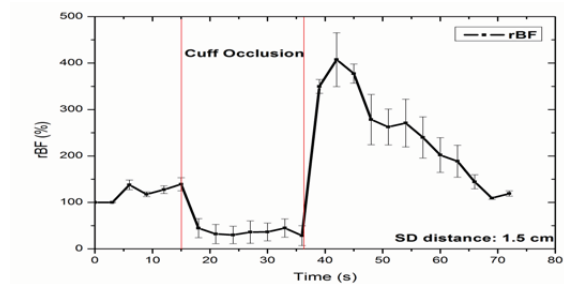
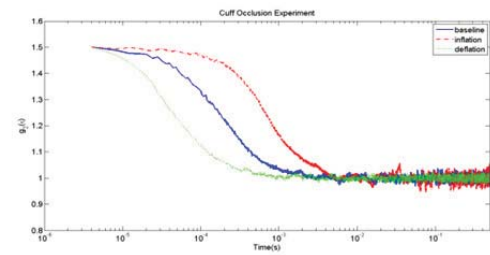


그림 3. 인체의 팔에 압력을 가하였을 때의 혈류 변화. (위)압력가하기 전, 가한 후, 그리고 압력을 없앴을때의 전형적인 자기상관함수 예. (아래) 시간에 따른 혈류지표(BFI)변화

Acknowledgements

이 연구는 싱가포르 교육청 AcRF Tier 1과제의 지원을 받아 수행하였음.

참고 문헌

- [1] T. Durduran, R. Choe, W.B. Baker, and A.G. Yodh, "Diffuse optics for tissue monitoring and tomography," Rep. Prog. Phys., vol. 73, (no. 7), pp. 076701, Jul 2010.
- [2] G.Q. Yu, "Near-infrared diffuse correlation spectroscopy in cancer diagnosis and therapy monitoring," Journal of Biomedical Optics, vol. 17, (no. 1), pp. 010901, Jan 2012.
- [3] J. Dong, R. Bi, J.H. Ho, P.S.P. Thong, K.-C. Soo, and K. Lee, "Diffuse correlation spectroscopy with a fast Fourier transform-based software autocorrelator," Journal of Biomedical Optics, vol. 17, (no. 9), 2012.

보행장애 진단을 위한 무릎관절 각도 측정용 광섬유 각도센서

김선근, 유옥재, 서정기, 신상훈, 한기택, 전다영, 이봉수*

건국대학교 의료생명대학 의학공학부 의공학 실용기술 연구소

Fiber-optic Goniometer to Measure Knee Joint Angle for the Diagnosis of Gait Disturbance

S. G. Kim, W. J. Yoo, J. K. Seo, S. H. Shin, K.-T. Han, D. Jeon, B. Lee*

School of Biomedical Engineering, Research Institute of Biomedical Engineering,
Konkuk University, Chungju

*bslee@kku.ac.kr

Abstract

Continuous measurement of the angle of knee joint provides important medical information with Alzheimer's disease. In this study, a fiber-optic goniometer was fabricated using a bending loss of a plastic optical fiber for measuring knee joint angle. We measured the output voltage variations of a proposed fiber-optic goniometer according to the angle of knee joint.

연구 배경

관절의 움직임을 측정하는 것은 질병의 진단 및 치료에 있어서 매우 중요한 역할을 한다. 특히, 보행과 관련된 무릎관절의 각도변화를 측정하는 것은 보행장애를 대표적인 증상으로 갖는 퇴행성 뇌질환인 알츠하이머병(Alzheimer's disease)에 있어 조기진단에 유용하게 활용될 수 있다. 이에 따라 보행을 측정하고 비교 분석하는 연구 및 장치의 개발이 활발하게 이루어지고 있다[1]. 하지만 관절각도 및 보행측정 장비인 의료용 측각도계(goniometer) 및 스트레인게이지(strain-gauge), 3D-적외선 카메라 보행분석 시스템을 비롯한 기존의 보행 분석용 장치들의 경우, 측정자의 주관성, 한정된 측정공간 및 기계적 변형과 같은 여러 단점을 가진다[2].

본 연구에서는 기존 측정장비의 단점을 보완하기 위하여, 높은 정확도를 가지고 실시간 모니터링이 가능한 광섬유 기반의 무릎관절 각도센서를 제작한 뒤 성능평가를 수행하였다.

연구 방법

본 연구에서는 계단형 굴절률(step-index)을 가지는 1 mm 직경의 멀티모드(multi-mode) 플라스틱 광섬유를 사용하였다. 무릎관절의 굽힘 운동 시 발생하는 벤딩 손실(bending loss)의 효율을 높이기 위해 1 mm 간격으로 클래딩(cladding)을 제거함으로써 광섬유의 외부 표면에 격자(lattice)를 제작하였고, 이를 통해 광섬유는 감지부 및 광 신호 전송부로서의 역할을 동시에 수행하게 된다.

그림 1은 광섬유의 굽힘 각도에 따른 광섬유각도센서의 출력신호를 측정하기 위한 실험구성을 보여준다. 광원으로는 광섬유용 430 nm 발광다이오드(light emitting diode, LED), 광 계측소자로는 포토다이오드(photodiode)를 사용하였다. 광원으로부터 방출된 빛은 15 cm 길이의 플라스틱 광섬유를 통해 포토다이오드로 전송된다. 이때, 광섬유의 굽힘 각도에 따라 벤딩 손실이 발생되고, 랩뷰(LabVIEW) 프로그램을 통해서 광섬유 각도센서의 출력신호를 실시간 모니터링 및 저장하게 된다.

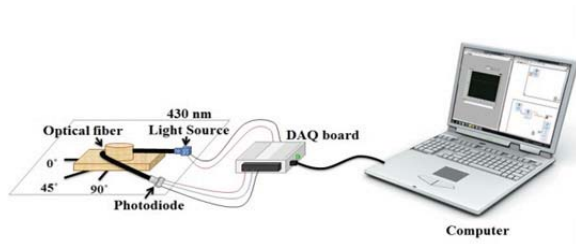


그림 1. 광섬유의 굽힘 각도에 따른 광 신호의 변화를 측정하기 위한 실험구성

그림 2는 무릎관절의 굽힘 운동을 측정하기 위해 제작된 광섬유 각도센서를 보여준다. 무릎관절의 축을 기준으로 평행하게 광섬유 각도센서를 신축성 밴드에 부착하여, 굽힘 운동 시 광섬유 각도센서가 동시에 움직이도록 제작하였다.

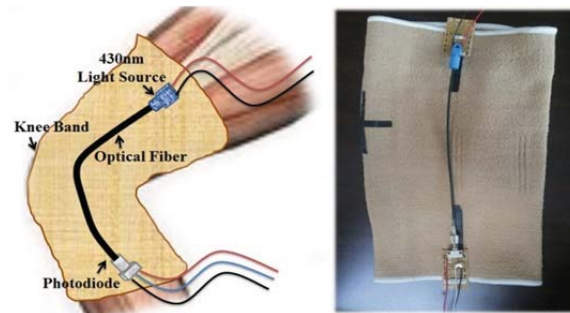


그림 2. 무릎관절의 굽힘 운동을 측정하기 위해 제작된 광섬유 각도센서

연구 결과

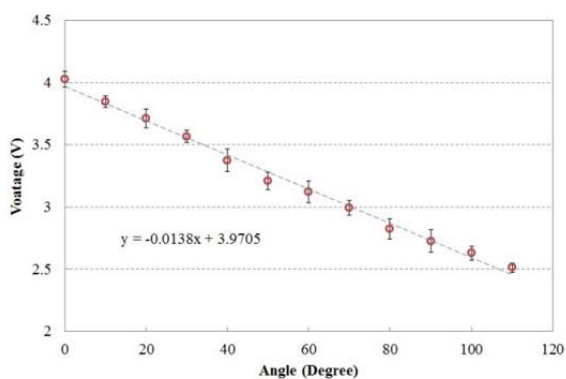


그림 3. 광섬유의 굽힘 각도에 따른 전압변화

그림 3은 광섬유의 굽힘 각도에 따른 광섬유각도센서의 출력신호를 보여준다. 실험결과, 0°에서 110°까지 각도변화에 따라 출력전압이 선형적으로 감소하는 것을 확인할 수 있다.

그림 4는 무릎관절의 굽힘 운동 시 광섬유 각도센서를 이용하여 측정한 실시간 출력전압의 변화를 보여준다. 측정결과, 무릎관절의 반복적인 굽힘 운동과 동시에 광섬유 각도센서의 출력신호가 변하는 것을 알 수 있다.

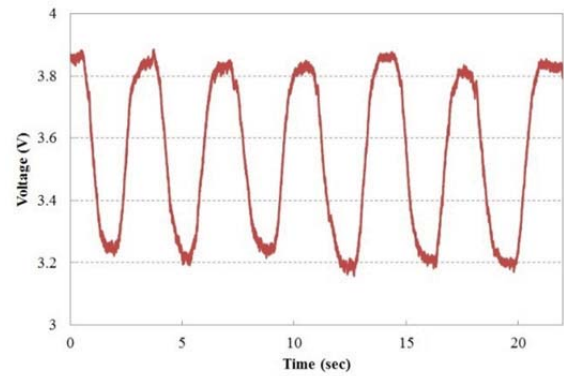


그림 4. 무릎관절의 굽힘 운동에 따른 광섬유 각도센서의 실시간 출력신호 모니터링

본 연구에서는 플라스틱 광섬유 기반의 무릎관절 각도 측정용 각도센서를 제작하여 보행 시, 무릎 굽힘에 의한 센서의 출력신호 변화를 측정하였다. 앞으로의 연구방향은 센서의 민감도 향상 및 피측정자의 보행패턴 분석 시스템 개발이며, 본 연구 결과를 기초로 하여 보행장애의 진단 및 재활치료 시 회복 정도를 판단할 수 있는 광섬유 보행센서의 개발이 기대된다.

Acknowledgements

본 연구는 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2012037783).

참고 문헌

- [1] 최진승, 오호상, 강동원, 문경률, 최미현, 이수정, 정순철, 탁계래, “보행과 인지기능을 통한 알츠하이머 치매와 초기인지장애, 일반 고령자의 비교,” 한국정밀공학회, Vol. 10, pp. 1403-1404, 2010.
- [2] D.A Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, 3rd edition, New York, USA; Wiley & Sons, 2005.

(multi-channel analyzer, MCA)(그림 1-b)로 전송되어 에너지 스펙트럼으로 측정된다.

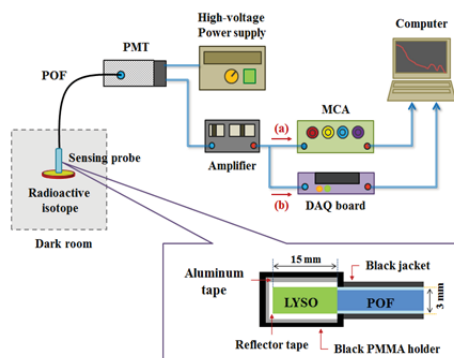


그림 1. 광섬유 감마프로브 시스템의 구조

연구 결과

그림 2는 LYSO의 면적에 따른 섬광량 측정 결과를 보여주며, MCNPX 코드를 이용하여 획득한 전산모사 결과와 비교하였다. 실험결과, LYSO의 면적이 커질수록 계수된 섬광량이 커지는 것을 확인할 수 있으며 전산모사와의 오차는 8% 이내인 것으로 나타났다.

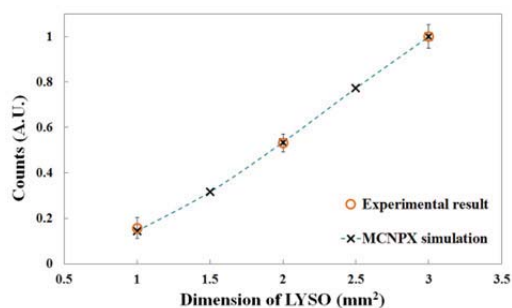


그림 2. LYSO의 면적에 따른 섬광량의 변화

그림 3은 광섬유의 길이에 따른 섬광량의 변화를 보여준다. 본 실험에 사용된 LYSO는 그림 2에서 가장 많은 섬광량이 계측된 3 x 3 x 15 mm³ 크기의 결정을 사용하였다. 광섬유의 길이가 길어짐에 따라 측정되는 섬광량이 선형적으로 감소하는 것을 확인할 수 있고, 광섬유 길이(x)와 계수된 섬광량(y) 사이의 관계는 $y = -78.619x + 832.84$ 로서 1차식의 함수를 가지며, 이때의 정확도는 99.71%로 나타났다.

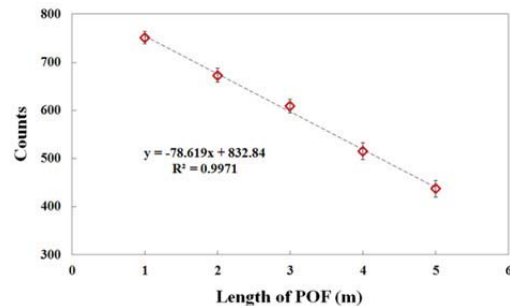


그림 3. 광섬유의 길이에 따른 섬광량의 변화

그림 4는 광섬유 감마프로브를 이용하여 측정된 코발트(Co-60) 감마선원의 에너지 스펙트럼을 보여준다. Co-60에서 방출되는 감마선 피크 에너지는 1173 및 1332 keV로 각각 1 : 1의 비율로 방출된다. 측정된 스펙트럼을 통하여 Co-60의 광전 피크(photopeak)를 확인할 수 있고, LYSO의 크기에 따른 실험결과, 1332 keV에서 측정된 섬광량이 그림 2의 결과와 마찬가지로 선형적으로 변하는 것을 확인하였다.

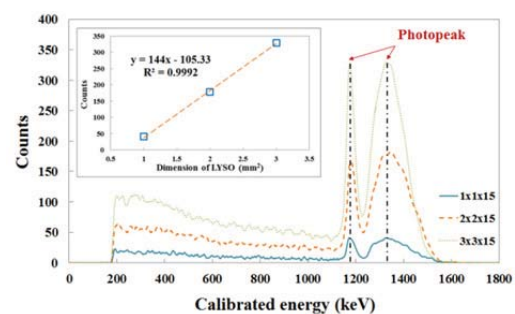


그림 4. Co-60의 에너지 스펙트럼 변화

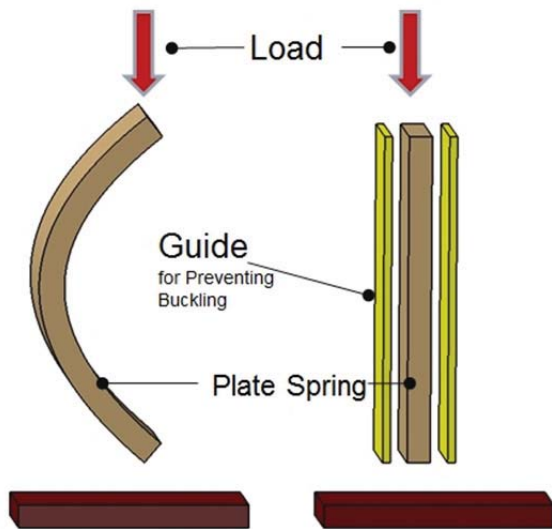
Acknowledgements

본 연구는 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No.20120004876 and No. 2012045539).

참고 문헌

[1] 양묘근, 광철은, 심용걸, 김희중, 최용, 정준기, 이명철, 고창순, “소형 계수용 및 영상용 감마프로브 시스템의 설계와 성능평가,” 의공학회지, 제 18 권, 제 3 호, pp. 291-299, 1997.

은 와이어시스템을 이용한 기존 방식에 비해 장력뿐만 아니라 압축력을 하나의 스프링으로 전달이 가능하기 때문에 기계적 구조와 제어도 간단하다.



The behavior of the plate spring with guide

그림 1. 일반적인 판 스프링과 가이드가 설치된 판 스프링

연구 결과

판 스프링을 이용하여 단일 공 수술로봇을 설계하고 3차원 조형기를 활용하여 그림 2와 같이 프로토타입을 만들 수 있었으나 강도가 약해 로봇의 성능을 평가 할 수 없었다. 현재 정확한 평가를 위해 스테인리스스틸을 사용하여 부품을 가공 중이며, 이후에 토크 테스트, 신뢰성 테스트, Workspace 생성등을 통해 로봇의 성능을 평가 할 계획이고 수술로봇의 마스터부분 또한 설계하여 의사들의 임상실험을 통해 실제 수술상에서의 성능 또한 평가 할 계획이다.

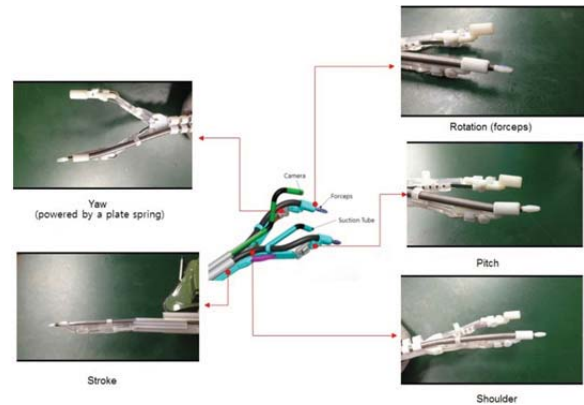


그림 2. 판 스프링을 이용한 단일 공 수술 로봇 설계와 각 시술 부의 prototype

Acknowledgements

본 연구는 DGSIT 특성화 지원 융합과학 중점센터 운영사업(12-BD-0402), MIREBrain 도약 프로그램의 지원을 받아 수행되었음.

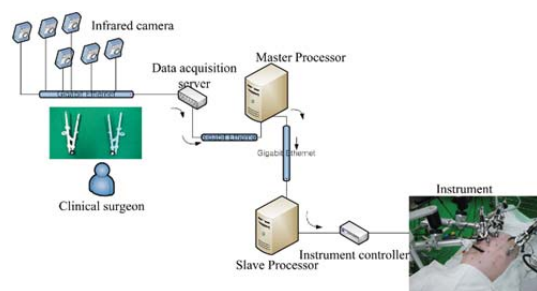
참고 문헌

- [1] Georges-Pascal Haber, Riccardo Autorino, et al. SPIDER Surgical System for Urologic Procedures With Laparoendoscopic Single-Site Surgery: From Initial Laboratory Experience to First Clinical Application, EUROPEAN UROLOGY 61(2012)415-422
- [2] Kai Xu, Roger E. Goldman, et al. "System Design of an Insertable Robotic Effector Platform for Single Port Access (SPA) Surgery", The 2009 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems October 11-15, 2009 St. Louis, USA
- [3] Marco Piccigallo, Paolo Dario, et al. "Design of a Novel Bimanual Robotic System for Single-Port Laparoscopy" IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS, VOL. 15, NO. 6, DECEMBER 2010.

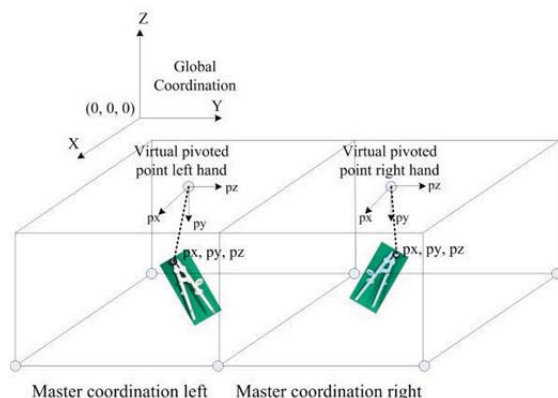
술도구를 제어하는 무구속 마스터 인터페이스가 가능함을 확인, 검증 한다. 이를 통해 수술 수행 시 동작이 좀 더 자연스러우므로 직관적이며 기민한 움직임을 구현할 수 있다.

연구 방법

같은 종류의 혈당 측정기 2대로 혈당을 같은 환자에서 측정한다고 가정하여 측정값과 참값을 10 분마다 5시간 동안 무구속 마스터 인터페이스를 구성하기 위해 적외선 카메라 6대를 대상이 잘 검출될 수 있도록 배치하고 마커를 정해진 마스터 인터페이스 포셉에 왼쪽과 오른쪽 각각 3개씩 부착한다.



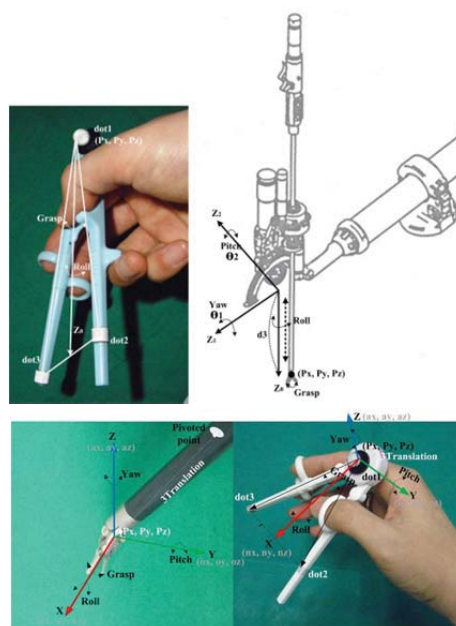
6대의 카메라(MX3+ TM Model; Vicon Motion Systems, Oxford, UK)를 사용하여 측정된 적외선 영상 데이터는 그림과 같이 적외선 영상 데이터 획득 허브에 연결되어 전달된다. 서버와 연결된 마스터 프로세서(xw4400 workstation; Hewlett-Packard, CA, US) (Windows RTX; IntervalZero; US) 에서 카메라 제어 응용 프로그램과 캘리브레이션 완드를 사용하여 카메라의 전역좌표계를 설정하고 이로부터 좌우 3차원 좌표계를 별도로 설정한다.



손동작이 촬영되기 시작하면 영상데이터가 적외선 카메라, 데이터 수집서버, 마스터 프로세서, 슬레이브 프로세서를 따라 수술도구 컨트롤러를 통해서 수술도구를 제어하게 된다. 슬레이브 프로세서 (Linux Ubuntu 11.04; Canonical Ltd.; UK) 는 마스터 프로세서와 UDP연결을 통해 데이터 패킷을 받으며 한 개의 팔을 동작하기 위해 다섯 개의 모터 컨트롤러(EPOS 24/5; Maxon motor; Swiss)와 CAN(Control Area Network)(CAN 4xHS; Kvaizer; Sweden) 로 연결되어 있으며 다섯 개의 모터(EC motor ;Maxon motor; Swiss) 가 각각 모터 컨트롤러에 연결되어 있다.

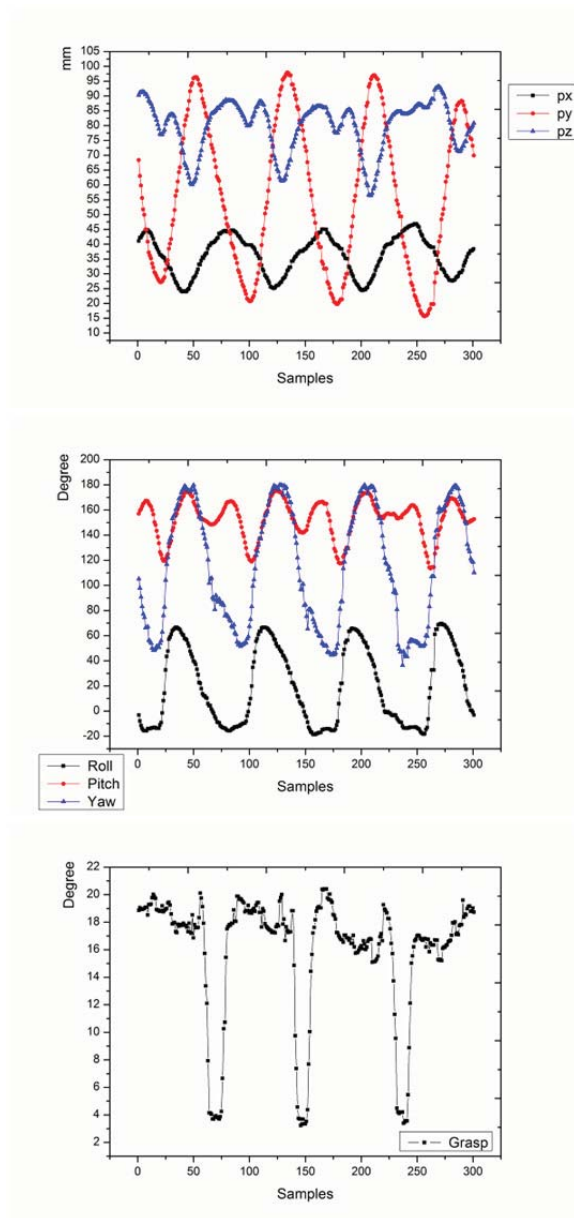


데이터는 마스터에서 7개의 자유도(px, py, pz, roll, pitch, yaw, grasp)를 넘겨주고 px, py, pz를 이용하여 슬레이브 로봇의 엔드이펙터의 위치션을 구하고 나머지 roll, pitch, yaw는 손목의 동작을 결정한다. 이 무구속 마스터 시스템은 아래 그림에서 보는바와 같이 5자유도 및 7자유도 수술로봇에 모두 사용할 수 있다.



연구 결과

다음 그래프에서 보는 바와 같이 마스터에서 슬레이브에 전달되는 px, py, pz 및 손목의 roll, pitch, yaw 와 grasp 데이터를 슬레이브에서 기록하여 나타내었다.



결론

이 논문에서 우리는 손동작을 제한하는 하드웨어 핸들을 사용하지 않고 높은 시공간적 해상도의 적외선 카메라로 무구속 마스터의 동작을 분석하여 결과를 확인함으로써 자연스러운 움직임이 가능함을 확인할 수 있었고 측정결과를 통해

사용가능성과 정확성이 검증되었다. 하지만 반사형 마커(Passive marker)를 사용함으로써 생기는 원하지 않는 적외선이 검출되어 필요로 하는 마커 위치만을 추적하는데 어려움이 있었고 또한 불필요한 적외선 성분을 제거 하더라도 사각지대에 있는 마커는 검출이 어려우므로 손 동작 시 사각지대가 생기지 않도록 카메라 배치를 하는 것이 중요하다. 가능한 한 카메라 대수를 확보하여 여러 대의 카메라가 마커를 검출하도록 환경을 구성하는 것이 앞으로 해결해야 할 과제라 할 수 있다.

참고 문헌

- [1] Mitsuishi M., "Medical Robot and Master Slave System for Minimally Invasive Surgery," in *Complex Medical Engineering, 2007. CME 2007. IEEE/ICME International Conference on*, 2007, pp. 8-13.
- [2] Y. Komoguchi, *et al.*, "Redundancy resolution of a 7DOF haptic interface considering collision and singularity avoidance," in *International Conference on Intelligent Robots and Systems Acropolis Convention Center*, Nice, France, 2008, pp. 3513-3518.
- [3] GAV Christiansson and E. Fritz, "A novel planar 3-DOF hard-soft haptic teleoperator," in *Sencond Joint EuroHaptics Conference and Symposium on Haptic Interface for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, 2007, pp. 361-366.
- [4] HW Kim, *et al.*, "Singularity-free load distribution algorithms for a 6DOF parallel haptic device," in *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, New Orleans, 2004, pp. 298-304.
- [5] K Nagase and S. Katsura, "Bilateral control considering singularity based on observation of torque error," in *The 11th IEEE International Workshop on Advanced Motion Control*, Nagaoka, 2010, pp. 744-749.

- [6] T. Molet, *et al.*, "A Real Time Anatomical Converter For Human Motion Capture," in *In Eurographics Workshop on Computer Animation and Simulation* 1996.
- [7] JH Chung, *et al.*, "Implementation of foldable 3DOF master device to handle a large glass plate," in *International Conference on Intelligent Robot and Systems* Louis, 2009, pp. 741-747.
- [8] LJ Socco, *et al.*, "On the use of scaling matrices for task specific robot design," *IEEE transactions on Robotics and Automation*, vol. 15, pp. 958-965, 1999.
- [9] MJH Lum, *et al.*, "Optimization of a spherical mechanism for a minimally invasive surgical robot: Theoretical and experimental approaches," *IEEE transactions on Biomedical Engineering*, vol. 53, pp. 1440-1445, 2006.
- [10] T Huang, *et al.*, "Optimal kinematic design of 2 DOF parallel manipulators with well shaped workspace bounded by a specified conditioning index," *IEEE transactions on Robotics and Automation*, vol. 20, pp. 538-543, 2004.
- [11] A.G. Kirk, *et al.*, "Skeletal Parameter Estimation from Optical Motion Capture Data," in *CVPR 2005*, 2004, pp. 782-788.
- [12] J. Borenstein and L. Feng, "Gyrodometry: A New Method for Combining Data from Gyros and Odometry in Mobile Robots," in *Proceedings of the 1996 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Minneapolis, 1996, pp. 423-428.
- [13] J. Deutscher, *et al.*, "Articulated body motion capture by annealed particle filtering," in *Computer Vision and Pattern Recognition, 2000. Proceedings. IEEE Conference on*, SC, USA, 2000, pp. 126-133.
- [14] Y. Nishida and K. Kitamura, "Quick Realization of Function for Detecting Human Activity Events by Ultrasonic 3D Tag and Stereo Vision," in *IEEE International Conference on Pervasive Computing and Communications*, 2004, pp. 43-54.
- [15] T.L. Grigorie and D.G. Sandu, "The influences of the gyro sensors' errors on the attitude calculus," in *49th International Symposium ELMAR 2007*, Zadar, 2007, p. 85.
- [16] F. Wang, *et al.*, "Gait analysis and validation using voxel data," in *31st Annual International Conference of the IEEE EMBS*, Minneapolis, Minnesota, 2009, p. 6127.
- [17] H.M. Je, *et al.*, "Hand gesture recognition to understand musical conducting action," in *IEEE International Conference on Robot & Human Interactive Communication*, Jeju, Korea, 2007, p. 163.
- [18] J.E. McNamara, *et al.*, "Motion capture of chest and abdominal markers using a flexible multi-camera motion-tracking system for correcting motion-induced artifacts in cardiac SPECT," in *Nuclear science symposium conference record, 2007.*, Honolulu, HI, 2007, p. 4289.
- [19] W. Tian, *et al.*, "Spatio-temporal characteristics of human gaits based on joint angle analysis," in *3rd IEEE International Conference on*, Chengdu, 2010, p. 439.

In-vivo와 In-vitro 실험을 통한 폐쇄형 지혈 클립 및 장착 장치의 성능검증

이상봉^{1,3}, 조성연², 박상재², 차은종³, 김광기¹

¹국립암센터 융합기술연구부 의공학연구과, ²국립암센터 간암센터, ³충북대학교 의과대학 의공학교실

Performance Evaluation of Closed Loop-Shaped Hemostatic Clip and Its Applicator Through In-vivo and In-vitro Experiments

S. B. LEE^{1,3}, S. Y. CHO², S. J. PARK², E. J. Cha³, K. G. KIM¹

¹Biomedical Engineering Branch, Division of Convergence Technology, National Cancer Center, Gyeonggi-do, Republic of Korea,

²Center for Liver Cancer, National Cancer Center, Gyeonggi-do, Republic of Korea,

³Biomedical Engineering Department, School of Medicine, ChungBuk National University

¹taz230@ncc.re.kr, ²cho1414@ncc.re.kr, ²spark@ncc.re.kr, ³ejcha@chungbuk.ac.kr,

¹kimkg@ncc.re.kr

Abstract

A closed loop-shaped hemostatic clip and its applicator have been being developed for minimally invasive cancer surgery. Conventional U-shaped clips are often used to stop bleeding during laparoscopic surgery. However, surgeons find it difficult to apply conventional U-shaped clips to certain surgical procedures such as partial clamping of a blood vessel. Also, U-shaped clips cannot be easily applied when a clip applicator is positioned orthogonal to the cross section of a blood vessel to be clamped. These issues can be resolved by changing the shape of the clip from the open U-shape to a closed loop configuration. Based on this idea, we built the first prototype of a closed loop-shaped hemostatic clip and its dedicated applicator last year. We have developed the second prototype with a novel clipping mechanism to avoid spring back of the clip and designed the third prototype with an internal forcep to locate an invisible bleeding point and stop bleeding temporarily in advance of clamping. (This work was supported by a grant from the National Cancer Center(1010260)).

연구 배경

개복 및 복강경 수술 시 실수 혹은 사고로 인해 중·대구경 혈관에서 출혈이 지속되면 심각한 문제를 야기할 수 있으므로 신속하게 지혈해야 한다. 따라서, 출혈 부위를 신속히 지혈시킬 수 있는 지혈 클립을 개발할 필요가 있다[1].

기존 U자형 클립은 클립 장착 장치의 길이 방향과 폐색해야 하는 혈관 단면의 방향이 수직인 경우에는 적용하기 어려우며, 혈관을 이중 폐색하려고 할 때 두 개의 U자형 클립을 평행하게 적

용시키는 것이 쉽지 않다. 따라서, 폐쇄형 지혈 클립을 개발하였고, 이를 적용할 수 있는 전용 장착 장치도 함께 개발하였으며 In-vivo 와 In-vitro 실험을 통한 클립과 장치의 성능검증을 하였다.

연구 방법

그림1은 개발한 지혈 클립 및 장착 장치를 보여주고 있는데, 지혈 클립을 파지한 상태로 Ø12의 복강경 포트를 통과하도록 설계하여 복강경 시

술에서 사용할 수 있도록 제작하였다. 클립 및 장착 장치의 시제품의 지혈 성능을 확인하기 위한 In-vitro 실험을 그림2와 같이 수행하였다. 인체와 비슷한 맥동을 가지는 인공심장 수압 챔버에 연결된 인공혈관을 클립 시제품으로 폐색시킨 후 일정 시간 이상 최고 압력 200mmHg 이상 맥동을 주어 클립 유지하는지 관찰하는 것을 통해 밀폐 성능을 확인하였다.

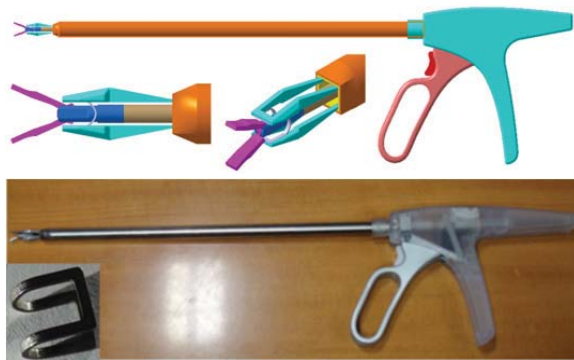


그림 1. 지혈 클립 및 장착 장치



그림 2. In-vitro 실험

연구 결과

In-vitro 실험을 관찰한 결과 최소 24시간 이상 인공혈관의 폐색을 유지함을 확인할 수 있었다. In-vitro 실험을 통해 만족스러운 결과를 얻었으므로 추가적으로 12주령 Rat 4마리로 그림3과 같이 In-vivo 실험을 진행 하였다.

Rat은 생명에 지장이 없는 혈관을 클립으로 지혈한 후 일주일 후 지혈클립 성능 상태를 확인 하였는데 만족스런 결과를 확인 하였다.

Rat은 크기가 작아 복강경수술이 아닌 개복수술을 수행 하였지만 추후 대동물 실험을 통한 복강경 수술을 수행할 예정이다.

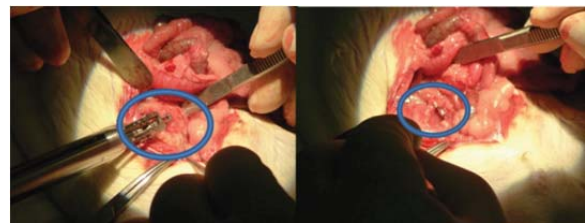


그림 3. In-vivo 실험

Acknowledgements

본 연구과제는 국립암센터 기관고유과제의 지원(1010260)의 지원을 받아서 수행 되었음.

참고 문헌

[1] S. Y. Cho, S. J. Park, S. H. Kim, S. S. Han, Y. G. Kim, K. G. Kim, H. T. Kim, H. H. Kim. Patent Application No. 10-2009-0086286

¹huzhenkai@ncc.re.kr, ²joyh@ncc.re.kr

In this paper a concept of a closed loop of telemanipulated robot surgery system with force feedback is proposed. For the design of the telemanipulated robot surgery system, a commercial haptic device is used as master to control a slave — a home-made 2-DOF compliant forceps with force-sensing capability. Direct measurement of the pulling and grasp force is possible at the forceps bonded with strain gauges. Two DC motors are fixed on the slave to drive the slave to grasp and pull. The slave and the master are respectively connected with two PCs. Data transmission between the master PC and the slave PC is realized via UDP communication. A software platform on the two PCs is designed to coordinate operation of the master and the slave. We evaluated the force feedback by asking an operator to manipulate the master to control the slave to grasp and pull, and he successfully felt the force feedback within imperceptible time delay.

Robot-assisted surgery is enhancing the ability of surgeons to perform minimally invasive procedures by scaling down motions and adding additional degrees of freedom to instrument tips. Thousands of general, urologic, and cardiac surgical procedures were performed worldwide in the last year with robotic surgical systems. [1]. Despite these successes, progress in this field is limited by an unresolved problem: the lack of haptic (force and tactile) feedback to the user. For example, the robotic surgical instrument “da Vinci” was announced by Intuitive Surgical, Inc., in 1998. The daVinci is used for clinical trials; however, there is no feedback of force sensation. The operator obtains the remote information by visual feedback only. This requires the integration of haptic sensors into the instruments used by surgical robots,

In this study, we designed a robot surgery system with both telemanipulation and force feedback. We designed a 2 degree of freedom (DOF) compliant forceps as slave robot. Pulling and grasp operation of the slave is actuated via two direct current (DC) motors. Strain gauges are bonded on the forceps as force sensor. Pulling and grasp forces are measured via a data acquisition (DAQ) board. Both DC motors and DAQ are connected with a slave personal computer (PC). We use a commercial haptic interface as master. This master is connected with a master PC. Slave PC and master PC are communicated via user datagram protocol (UDP) communication.

Methods

A home-made 2-DOF compliant forceps was designed as a slave robot as shown in Fig. 1 [2]. Two strain gauges (nominal resistance 120 Ω , gauge length 0.8 mm, and gauge factor 2.1, model KFG-1N-120-C1-11, KYOWA Inc., Japan) are mounted on top and bottom surfaces of each of two flexure hinges. Two strain gauges on one flexure hinge are used to set up a half-type Wheatstone bridge configuration so that bending strain of each hinge is only measured. As shown in Fig. 2, the gain of the strain gauge amplifiers (model SCC-SG03, National Instrument Inc., USA) is 100, and the data acquisition board (model PCI-6062E, National Instrument inc., Austin, TX) with 16-bit A/D converters is used for the measurement. The grasp and pulling forces are, respectively, imposed to the forceps by the brushless dc motors 1 and 2 (model EC16, Maxon Motor Inc., Sachseln, Switzerland) through the crank-slider linkages. The data acquisition board is connected and communicates with a slave PC.

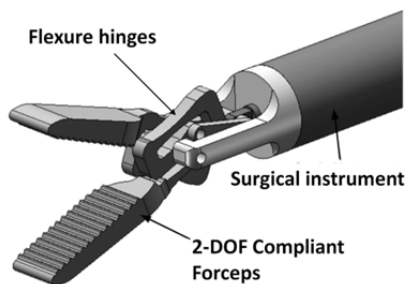


Figure 1. 2-DOF compliant forceps

A commercialized haptic interface (PHANTOM Premium 1.5/6DOF, SensAble Inc., USA) was utilized as mater. With the PHANTOM, we passed over the design of mechanical interface with feel which is a doubtlessly complicated job to do. This haptic device supplies programmable interface to get coordination of its handle during manipulation

in real time, and also to set output force which affects its manipulation at the mean time. Thus, the position information of master is acquired and used to control the operation of slave. Meanwhile, the sensing forces on slave forceps are sent from slave PC to master PC to control the output force of master as force feedback.

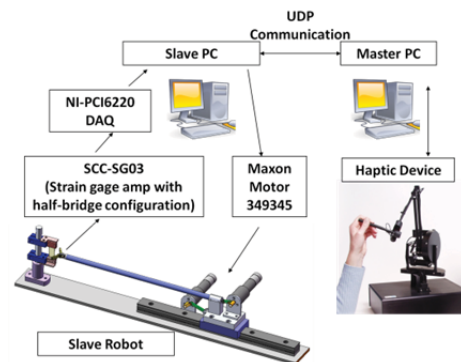


Figure 2. Hardware configuration for telemanipulated force feedback system

Results

As shown in Fig. 3, a software platform was developed to coordinate the operation of the master and the slave. On the slave PC, we designed a LabVIEW program (LabVIEW2010, National Instrument Inc., USA) acquiring the sensing force obtained from the strain gauges bonded on the forceps. We evaluated the accuracy by forcing the forceps to grasp and pull a load cell. The relative error is 6.29% for pulling force, and 2.338% for grasp force [2]. This sensing force information was then sent to internet via UDP.

On the master PC, a C (VC++ 6.0, Microsoft Inc., USA) based program was designed to receive the sensing force information from the slave. To evaluate the UDP communication between the slave and the master, we compared the receipt data on the master PC and the sent data on the slave PC and found them accordant very well. Then, the receipt

data was used to set output force of the master device. The master PC was also programmed to get coordinates of handle of master device, and send to internet via UDP.

Another C program on the slave PC was designed to receive the coordinates of master handle and send to motor driver to control the slave to grasp and pull. The grasping and pulling an object can cause sensing force on slave forceps. As a return, the sensing force affected by the master control will finally return to call output force of the master.

As presented above, the master and the slave composes a closed loop of telemanipulation with force feedback. We evaluate the synchronism of telemanipulation and force feedback by asking an operator to manipulate the master to control the slave to grasp and pull an object. And he felt feedback force within imperceptible time delay.

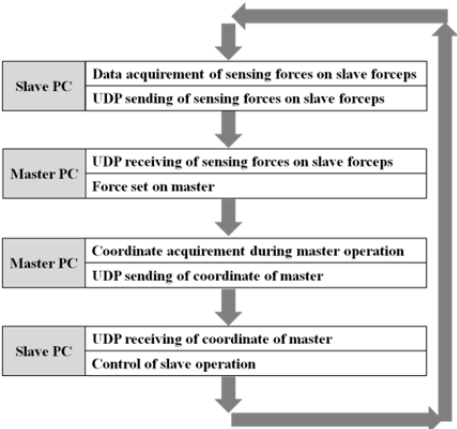


Figure 3. Software configuration for telemanipulated force feedback system

References

[1] A. M. Okamura, “Methods for haptic feedback in teleoperated robot-assisted surgery”, *Industrial Robot*, Vol. 31, No. 6, pp. 499–508, 2004.

[2] M. B. Hong, Y. H. Jo, “Design and Evaluation of 2-DOF Compliant Forceps with Force-Sensing Capability for Minimally Invasive Robot Surgery”, *IEEE Transactions on Robotics*, Issue: 99, pp. 1–10, 2012.

종양경계표시 Delta robot 정역기구학 분석 및 제어응용

김중근

국립암센터 의공학연구과

Breast tumor boundary marking Delta type robot Forward and inverse kinematics analysis and its application to control

J. G. Kim*

Department of Biomedical Engineering, National Cancer Center, Ilsan, Korea

*solafide@ncc.re.kr

Abstract

To avoid excessive surgical removal in breast tumor operation, close detection of tumor boundary is absolutely needed. For the exquisite detection of tumor boundary, MRI based tumor detection technology can be an alternative in that an operating surgeon can easily detect tumor from a diseased area. Under the MRI condition, it is necessary to adopt MRI compatible robot platform to mark tumor area according to the tumor detection program using MRI image. In this study, inverse and forward kinematics analysis and its application to control robot is based on the Delta robot as a MRI compatible robot platform.

연구 배경

현재까지 국내외에서 유방보존술을 계획하고 MRI를 실시한 경우, 상당수 환자에서 원래 계획 하였던 수술보다 더 많은 유방조직을 절제한 것으로 드러났다. 이러한 사실은 MRI 유도 하의 경계표시방법이 유방보존술에 필요하며, 체계적인 방법의 종양표시가 중요하다는 것을 시사하고 있다. 본 연구에서는 MRI로 얻은 영상을 3차원 가상공간에 복원시켜 종양의 위치 및 범위를 자동적으로 정확히 표시하는데 robot platform으로써 사용되는 Delata Robot에 관하여 정역기구학적 분석 및 제어응용을 다룬다.

연구 방법

1. 종양경계표시 Delta Robot 역기구학 분석

1.1. 전체형상 및 목적

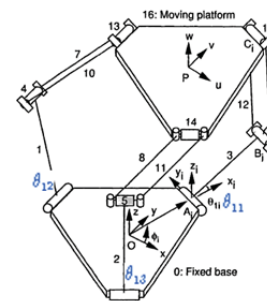


그림 1. 종양경계표시 Delta robot 전체형상

다음 그림에서의 joint별 각도를 산출하여 actuator를 사용하여 joint를 회전시킴으로써 moving platform을 구동한다. (3개 Robot 다리별 θ_{1i} 계산. $i = 1, 2, 3$)

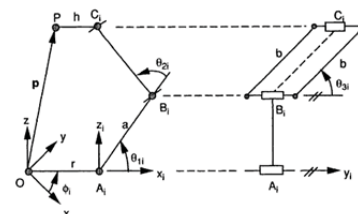


그림 2 Delta robot 정면 및 옆모습

MR 기반 수술로봇의 내비게이션 기술

이상준¹, 조영호²

국립암센터 융합기술연구부 의공학연구과

Navigation Technology for MR Guided Surgery Robots

SangJoon Lee¹, Yung-Ho Jo²

National Cancer Center Biomedical Engineering Research Department

¹slee@ncc.re.kr, ²joyh@ncc.re.kr

Abstract

Unlike other medical robots, Magnetic Resonance (MR) guided robots are very limited in using existing image navigation technologies due to MR devices' various restrictions. In this paper we discuss how to control a robot that operates outside of MR gantry, based on MR images and relayed by IR camera device.

연구 배경

현존하는 컴퓨터 단층촬영 (CT) 기반 의료용 로봇들은 갠트리 안에서 동작이 가능하기 때문에, 수동 구동형 로봇들은 실시간 CT 영상을 직접 보면서 구동이 가능하며 [1] 자동 구동형 로봇들 또한 CT와 로봇 간의 캘리브레이션 기술만으로 구현이 가능하다. [2] 하지만 MR 기반 의료용 로봇의 경우 로봇이 갠트리 안에서 동작하는 것이 불가능하기 때문에, 제3의 영상장비의 중계를 받아 로봇을 갠트리 밖에서 구동하는 방식을 사용하게 된다. 본 논문에서는 적외선 (IR) 카메라를 사용하여 MR 영상과 로봇 사이의 영상정합을 중계하는 방법에 대해 소개한다.

연구 방법

IR 카메라가 나타낼 수 있는 영상정보는 수 개의 적외선 마커가 표시하는 개개의 좌표 정보로 한정되고, 때문에 우리가 이용할 수 있는 영상정합 기술 또한 한정된다. 우리는 우선 IR과 MR 환경에서 동시에 기능할 수 있는 통합형 마커를 제작하여 촬영하였다. 해당 마커들의 좌표값을 추출한 후, 이 값들을 이용해 MR과 카메라 사이의 좌표변환을 역산하고, 이 좌표 변환을 환자 내부의 종양 좌표에 대입한다. 이 방법을 사용하면

본래 IR 카메라에서는 관측할 수 없는 환자 내부의 종양 좌표 정보를 카메라 기준의 좌표로 계산하는 것이 가능하다.

MR 영상장치와 IR 카메라 장비는 둘 다 높은 정확도의 직교좌표를 제공하기 때문에, 주로 회전(수식 (1)), 이동, 비례 축소(수식 (2)) 및 좌우 반사를 위시한 아핀 변환을 계산하는 것으로 두 좌표계 간의 영상정합이 가능하다. 3차원 좌표계 간의 영상정합을 위해서는 세 개 이상의 마커가 필요하기 때문에 [3], 본 실험에서도 세 개의 통합 마커를 사용하였다.

카메라 기준의 목표 좌표를 얻은 다음에는(수식 (3)) 이 좌표를 다시 로봇 기준의 좌표로 재변환하여 실제 로봇의 구동에 사용한다(수식 (4)). 이 변환 또한 앞서 서술한 아핀 변환을 이용하여 처리 가능하다. 하지만 로봇은 자체적으로 영상 처리를 할 수 없기 때문에, 설계도 상에서 특정 가능한 로봇의 주변 위치를 사전에 정하고 IR 마커를 부착한 후 캘리브레이션을 진행한다.

MR 장비와 IR 카메라 간의 영상정합 및 IR 카메라와 로봇 간의 캘리브레이션이 완료되면, 수술자가 MR 영상에서 특정하는 환자 내부의 종양 좌표들을 2단계 영상정합을 통해 로봇이 구동 가능한 좌표로 변환하여 얻을 수 있다. 그리고 최종적으로 우리가 구동하는 로봇의 구조에

맞는 역기구학을 사용하여 로봇의 구동계 모터에 명령을 내릴 수 있게 된다.

$$\begin{bmatrix} C_{1x} & C_{2x} & C_{3x} \\ C_{1y} & C_{2y} & C_{3y} \\ C_{1z} & C_{2z} & C_{3z} \end{bmatrix}_{\substack{IR_Camera_Input \\ Orthonormal_Basis}} = Rot_{mc} * \begin{bmatrix} m_{1x} & m_{2x} & m_{3x} \\ m_{1y} & m_{2y} & m_{3y} \\ m_{1z} & m_{2z} & m_{3z} \end{bmatrix}_{\substack{MRI_Input \\ Orthonormal_Basis}}$$

$$\begin{bmatrix} r_{1x} & r_{2x} & r_{3x} \\ r_{1y} & r_{2y} & r_{3y} \\ r_{1z} & r_{2z} & r_{3z} \end{bmatrix}_{\substack{Robot_Control_Point \\ Orthonormal_Basis}} = Rot_{cr} * \begin{bmatrix} C_{1x} & C_{2x} & C_{3x} \\ C_{1y} & C_{2y} & C_{3y} \\ C_{1z} & C_{2z} & C_{3z} \end{bmatrix}_{\substack{Camera_Control_Point \\ Orthonormal_Basis}} \quad (1)$$

$$S_{mc} = \frac{|C_1 C_2|}{|m_1 m_2|} \quad S_{cr} = \frac{|r_1 r_2|}{|C_1 C_2|} \quad (2)$$

$$C_t = C_1 + S_{mc} \cdot (Rot_{mc} * \overrightarrow{m_1 m_t}) \quad (3)$$

$$r_t = r_1 + S_{cr} \cdot (Rot_{cr} * \overrightarrow{C_1 C_t}) \quad (4)$$

m: Coordinates measured from MR device
c: Coordinates measured from IR camera
r: Coordinates determined from Robot blueprint
Rot: Rotation matrix between two coordinate systems
s: Scale factor between two coordinate systems

연구 결과

첫 번째 실험은 유방 팬텀의 주변에 다섯 개의 IR-MR 통합 마커를 붙이고 (사진 1) 이를 MR 장비와 IR 카메라에서 각각 촬영하는 방식으로 진행하였다(사진 2). 그 후 얻은 좌표 정보 중 세 개를 이용하여 영상정합을 계산하고, 이를 나머지 두 좌표 정보에 대입하여 변환한 좌표 정보와 관측된 좌표 정보를 비교하였다. MR 장비와 IR 카메라의 내부 오차는 각각 1mm 미만이다. IR-MR 통합 마커는 완전일치형 마커[4]를 사용하는 것

이 최선이나 본 실험에서는 탈착형 부품을 이용해 MR 마커와 IR 마커를 교체하는 방식을 사용하였다. 최종적으로 계산된 좌표값과 관측된 좌표값 사이의 오차는 평균 1mm에 최대 2mm 정도로 나타났다.

마찬가지로 IR 카메라와 로봇 간의 캘리브레이션을 실험하기 위해 IR 마커들을 로봇 구조물 상의 세 특정 위치에 부착하였다(사진 3). 그리고 이를 이용해 로봇 구조물 상의 다른 특정 위치의 좌표 정보를 계산한 후 계산상 거리와 설계도상 거리를 비교하였다. 이 실험에서 나타난 오차는 0.3mm 이하였다(사진 4). 향후 이러한 기술들을 이용해 MR 장비와 로봇 구동 간의 완전한 자동화 제어 중개 모듈을 완성시키고 이를 임상 단계까지 사용할 수 있게 되기를 기대한다.

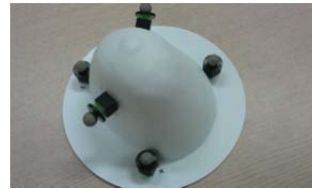


Fig 1. IR markers attached around Breast Phantom

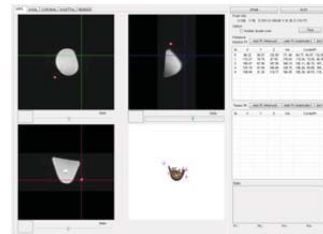


Fig 2. Obtaining coordinates from MR image

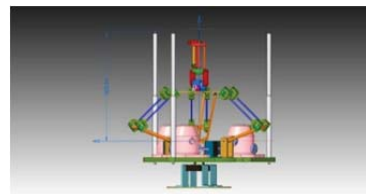


Fig 3. Marker placing on the specified robot positions

보를 제공하는 시스템이다. 임상적용 전, 그 기능확인을 위하여 임의의 형상을 개발된 소프트웨어를 통해 인지 할 수 있는지 확인하였다. 이후, 모형의 경계를 검출하고 내부의 좌표를 모니터에 출력시키도록 하였다. 시술자는 모니터상의 Graphical User Interface (GUI)를 통해 시술 범위가 될 영역을 검토 하도록 하였으며, 좌표 값을 전송하여 로봇이 제모를 수행하도록 하였다. 로봇은 수집된 좌표를 Pick and Place 운동을 하며 차례로 이동하여, 중복되는 부위를 최소화 하고 누락되지 않도록 하였다. 이 때, Ultra-Sound Sensor를 사용하여 로봇의 제모기 Output-Window가 피부표면에 정확히 닿을 수 있도록 하였고, 시술도중 일어날 수 있는 과도한 압력 발생으로 인한 환자의 부상을 방지하기 위해 Output-Window 주위에 Contact 센서를 부착하여 Safety Measures를 구현하였다.

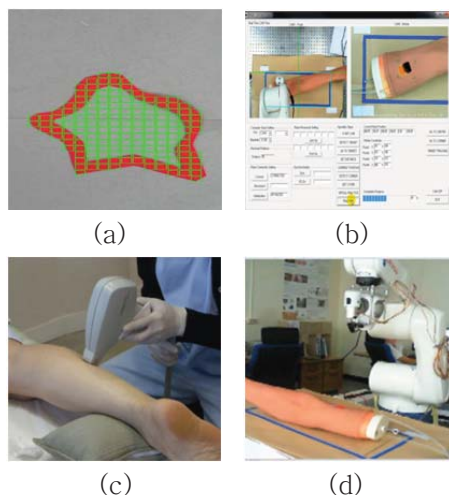


그림 1. (a) 임의의 형상에서 얻은 내부 좌표 (b) 사용자 인터페이스 (c) 기존 레이저 제모시술 (d) 제모 로봇

연구 결과

본 연구에서는 시술자가 제모대상 부위를 직접 설정하고 모니터로 실시간 확인할 수 있는 GUI를 개발 하였고, 로봇 컨트롤 알고리즘을 소프트웨어(C++)로 작성하여 Pick and Place 운동이 구현됨을 확인 하였다. C++을 이용한 영상처리로 형상을 인지하고, 형상내부의 좌표 데이터를 받아서 로봇의 Pick and Place 운동 범위로 활용 하였다.

또한, Pick and Place운동의 정확도를 다음과 같이 실험을 하였다. (그림 2.)에서의 네 꼭지점 부분에 14mm x 14mm 크기의 마커를 두고, 로봇이 자동적으로 마커 위로 이동했을 때와 수동으로 조작하여 마커 위로 움직였을 때의 로봇 좌표를 비교하여 보았다. 그 결과, 표 1.과 같이 x, y 좌표 각각 1mm이내의 오차를 보였다. 로봇 제어와 컴퓨터 영상의 조합은 레이저 제모시술에 있어서, 시술자의 반복적인 작업을 대체함으로써, 시술자의 물리적인 스트레스를 줄여주고, 선택적 자동 제모 시술을 가능하게 하며, 누락 또는 Over-exposure부위를 실시간 확인 가능하게 함에 따라 유용할 것으로 예상된다.

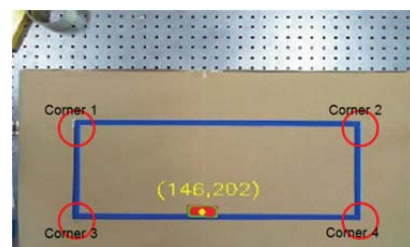


그림 2. 정확도 실험

표1. 정확도 실험 결과

	Corner 1	Corner 2	Corner 3	Corner 4
자동적 제어	(464.71, 234.66)	(468.49, -245.21)	(283.08, 234.05)	(286.46, -246.5)
수동적 제어	(464.7, 235.5)	(468.5, -244)	284, 234.50	(286.5, -246.5)
오차(mm)	y 오차 +0.84	y 오차 +1.21	x 오차 +1 y 오차 +0.45	오차 없음

Acknowledgements

본 논문은 서울 오션 아쿠아리움으로부터 지원 받았음.

참고 문헌

- [1] Goldberg, MD. "Current therapy Laser hair removal." Wiley. (2002): 561-67. Print.
- [2] Nanni C, et al., "Laser-assisted hair removal: Side effects of Q-switched Nd:YAG, long-pulsed ruby, and alexandrite lasers" Journal of the American Academy of Dermatology, 1999, Pages 165-171.
- [3] A Preliminary Study on the Robot-assisted Automatic Hair Removal System 추계 대한의용생체공학회, 2010, H. W. Lim

다목적 의료기기 이송기구의 설계

정현철^{1*}, 손재범¹, 김광기¹, 박창민²

¹국립암센터 융합기술연구부 의공학연구과, ²서울대학교병원 방사선과

Design of Multi-Purpose Medical Instrument Driving Platform

H. Jung^{1*}, J. Son¹, K. G. Kim¹, C. M. Park²

¹Biomedical Engineering Branch, Div. of Convergence Tech., National Cancer Center,

Korea, ²Department of Radiology, Seoul National University Hospital, Korea

*71957@ncc.re.kr

Abstract

The rapid evolution of robotic technology made it to penetrate into medical applications, of which safety criterion is considered one of most strict. While many state-of-art medical robots have shown satisfactory performance, their roles are still limited because of their cost, size, and environmental susceptibility. Therefore robots having ability to handle special practice are strongly demanded. In this paper, we design a medical instrument driving platform for various medical purposes. This platform provides at least three degrees of freedom, which orientates and drives an attached instrument in tasks such as real-time computed tomography biopsy.

연구 배경

로봇기술의 빠른 발전은 의료계에의 적용까지 그 영역을 넓혀왔다. 복강경 수술 등의 외과수술 분야는 치료를 위한 로봇공학의 적용이 가장 활발하게 일어나고 있다. 가장 잘 알려져 있는 로봇수술기로는 Intuitive Surgical사의 DaVinci가 복강경 수술을 비롯한 복잡한 시술에서 괄목할 만한 성과를 보이고 있다[1]. 하지만 가격, 크기, X-ray와 같은 민감한 환경 등으로 인해 그러한 로봇들[2-6]은 그 역할을 제한 받고 있다. 한편, 특수한 목적을 위해 개발되는 로봇은 시장성이 제한된다. 이러한 장단점을 커버하기 위해 다목적 플랫폼 개발이 필요하다. 이 연구에서 우리는 CT에서 사용할 수 있는 크기와 재질을 가진 3자유도의 다목적 의료기구 이송장치를 개발하였다.

연구 방법

방사선을 이용한 영상장치에서 다양한 작업[7]을 할 수 있게 하기 위해 여러 가지 시술과정에서 의료기구가 사용되는 시나리오를 수립하였고 각 시술마다 다른 컴포넌트가 부착될 수 있어야 한다는 결론을 내렸다. 많은 경우에 피부에의 가상의 중심점을 기준으로 의료기구와 병변에 이어진 선이 회전운동을 하여 방향을 잡고, 그렇게 결정된 방향을 따라 삽입과 추출을 할 수 있어야 한다. 이는 2자유도의 구면운동과 1자유도의 직선운동이 만족시키게 된다. 또한, 시술자는 원하는 때에 언제라도 직접시술로 전환할 수 있기 위해 순간적으로 의료기구를 제외한 플랫폼 전체가 제거될 수 있기를 원했다. 상용 CT 보어는 70~85cm의 직경을 가지므로 전체 시스템의 높이는 누워있을 환자를 고려하여 30cm 이하로 결정하였다. CT 스캐너의 폭이 4cm 이므로 그 범위에는 재질을 비금속으로 하여 간섭과 노이즈를 최소화하였다.

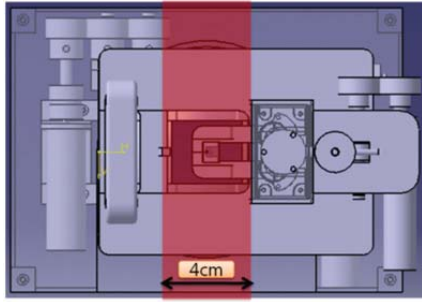


그림 1. 작업공간과 CT 스캐너 범위

그림 2는 CATIA를 이용한 다목적 의료기구 이송장치의 가설계이다. 크게 3가지 주요 구성요소: 조향 플랫폼, 이송 플랫폼, 그리고 기구 부착부로 이루어져 있다.

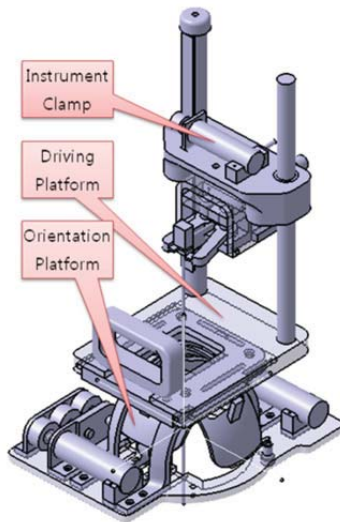


그림 2. 다목적 의료기구 이송장치

연구 결과

두 개의 구형 쉘을 직교하게 겹쳐 조향 플랫폼을 구성하였다. 모터가 기어를 통해 각 쉘을 구동시키면 상부에 얹혀있는 이송플랫폼이 기울어 조향 플랫폼이 향하고 있는 방향으로 향한다.

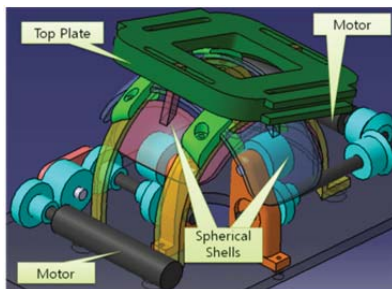


그림 3. 조향 플랫폼

제안된 설계에서 주요하게 고려된 적용 중 한가지는 시술자가 방사능 피폭으로부터 벗어나야 한다는 점이다. 확실한 방법은 시술자가 그러한 환경으로부터 완벽하게 격리되는 것이며 master-slave형 원격조작 시스템의 구성이 최선이다. 다른 주안점은 시스템의 동적 안정성이다. 이송 플랫폼의 위치에도 불구하고 전체 시스템의 충분한 안정성을 보장하기 위해 무게중심을 가능한 낮게 위치시키려 했다.

이 연구에서 우리는 새로운 의료기구 이송장치 플랫폼을 제안하였다. 이 플랫폼은 부착된 의료기구를 30°까지 조향이 가능하며 그 방향을 따라 이송이 가능하다. 각각의 구성 요소는 모듈화되어 시술자의 필요에 따라 다양한 작업을 수행할 수 있다. 또한 본 플랫폼은 로봇 팔의 끝에 부착하여 시스템의 일부로 활용도 가능하다.

Acknowledgements

이 연구는 국립암센터 기관고유과제(NCC0810 122-3)의 지원을 받아 수행하였음.

참고 문헌

- [1] S. Horgan, et al., "Robots in Laparoscopic Surgery" J. laparoendoscopic & advanced surgical techniques, pp. 415-9, 2001.
- [2] D. Sun, et al., "A Novel End-Effector Design for Robotics in Image Guided Needle Procedures," NIH Public Access Author Manuscript, pp. 91-7, 2006.
- [3] L. Jean-Alexander, et al., "Development of the Miniaturised Endoscope Holder LER for Laparoscopic Surgery," J. Endourology, Vol. 21, No. 8, pp. 911-4, 2007.
- [4] S.E Song, et al., "Development of a Pneumatic Robot for MRI-guided Transperineal Prostate Biopsy and Brachytherapy: New Approaches," IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation, pp. 2580-5, 2010.
- [5] K. Liang, et al., "Simulation of Autonomous Robotic Multiple-Core Biopsy by

3D Ultrasound Guidance," Ultrasonic Imaging, Vol. 32, pp. 118-127, 2010

[6] S. R. H. Barrett, et al., "A remote needle guidance system for percutaneous biopsies," ASME Int. Design Engineering Technical Conf., Sep. 24-8, 2005.

[7] B. Maurin, et al., "A parallel robotic system with force sensors for percutaneous procedures under CT- guidance," Med. Image Computing on Intelligent Robots and Systems, pp. 2538-43, 2004.

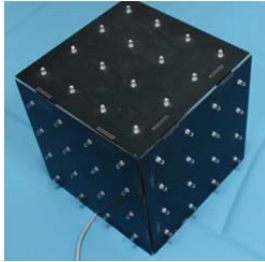


그림 1. (a) Wiimote (b) IR LED 설정 박스 (c) IR-Teg(LEDs)

그림 2는 환자용 침대 위에 사람이 누워있는 기준으로 IR-Teg(LEDs)가 수직 위쪽 방향을 바라보는 위치에 흉부에 고정을 하였다. 기계프레임에 고정된 두 대의 위모트는 수직 아래쪽 방향을 바라보는 위치에 IR-Teg(LEDs)와 일직선 상에 3D 모션 측정을 할 수 있다.

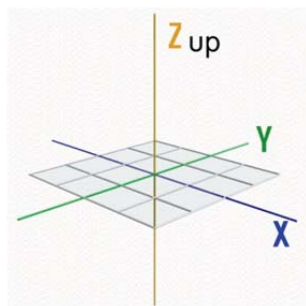


그림 2. 위 리모트 컨트롤러를 이용한 호흡 주기를 측정 셋업 (a)실험 대상 (b)3차원 좌표

연구 결과

위모트 측정은 초당 12프레임과 mm단위로 관측하였고, 결과는 4개점의 각각 x방향, y방향, z방향 값의 평균을 얻었다.

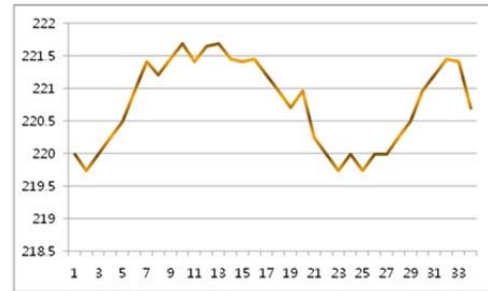


그림 3. x방향의 호흡 주기(12Frame/sec)

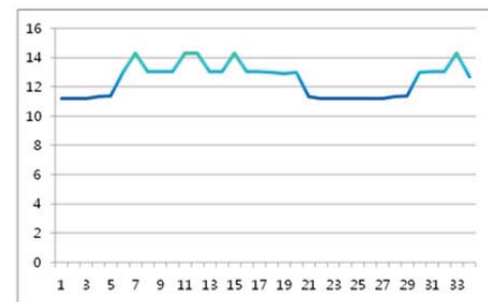


그림 4. y방향의 호흡 주기(12Frame/sec)

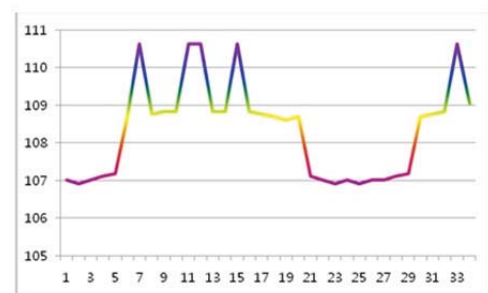


그림 5. z 방향의 호흡 주기(12Frame/sec)

참고 문헌

- [1] J. Guirao, J.G. Bellika, L. Fernande and V. Traver, "Respiration tracking using the Wii remote game controller," *Studies in Health Technology and Informatics*, vol.169, pp.455-459, 2011.
- [2] J. Kim, K. Nam, I. Jang, H. Yang, K. Kim and J. Hwang, "Nintendo Wii Remote Controllers for Head Posture Measurement: Accuracy, Validity, and Reliability of the Infrared Optical Head Tracker," *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, vol.53, pp.1388-1396, 2012.

Hands On Throttle And Stick(HOTAS)을 이용한 복강경수술도구 개발

김원식^{1,*}, 이치원², 윤치열², 노승우², 이충희², 김희찬¹, 김성완^{1,+}

¹서울대학교 의과대학 의공학교실

²서울대학교 공과대학 바이오엔지니어링 협동과정

Development of Laparoscopic Tool Control System Using a HOTAS

W. S. Kim*, C. Lee, C. Yoon, S. W. Noh, C. H. Lee, H. C. Kim, S. Kim+

Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea

Interdisciplinary Program of Bioengineering, College of Engineering, Seoul National University, Seoul, Korea

*kimws0301@naver.com, +sungwan@snu.ac.kr

Abstract

The pre-prototype was developed for the next-generation surgical robot system with Hands-On-Throttle-And-Stick (HOTAS) system. Compared to the previous version of the prototype, which have the structural insecurity and low performance, improvements have been made in actuator replacement, reducing the size and weight, developing the control algorithm through LabVIEW program and the simplification of the structure. Further studies will be conducted for comparative study on the efficiency and fatigue analysis between da Vinci surgical robot and surgical robot system with HOTAS.

연구 배경

기존의 다빈치 수술 로봇을 조작 하기 위해서는 손과 발을 사용하는 콘솔을 사용해야 한다. 시술자의 손목 움직임을 동일하게 End-effector에 구현해 주지만, 콘솔에서의 일정한 자세로 장시간 수술을 하다 보면 경직된 자세로 인한 시술자의 피로도가 증가하게 되고, 그에 따라 수술의 안정성 또한 보장되지 못한다. 그렇기 때문에 한 손을 이용하여 수많은 동작과 기능을 수행하게 해주는 Pilot Stick (Hands-On-Throttle And Stick, HOTAS)[1]을 이용하여 새로운 수술 도구 조작 시스템인 Pre-prototype을 개발 하였다. 본 연구에서는 Pre-prototype의 구조와 액츄에이터의 성능을 개선하기 위해 Prototype을 개발 하였다. 6축 로봇 팔과 결합을 하기에 적합하도록 무게 및 크기를 줄이고 End-Effector의 효과적인 Feedback 제어를 위해 고성능 액츄에이터

로 변경하여 수술용 로봇 팔의 효율과 안정성을 높이는 것이 이 연구의 목적이다.

연구 방법

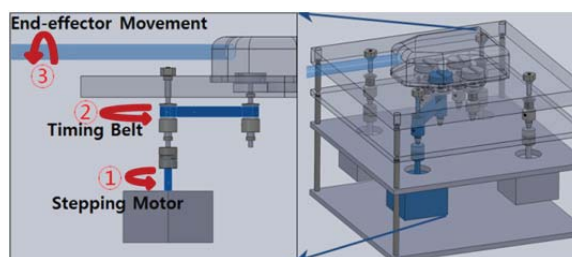


그림 1. 기존 타이밍폴리 기반 End-effector 거치대

연구 결과

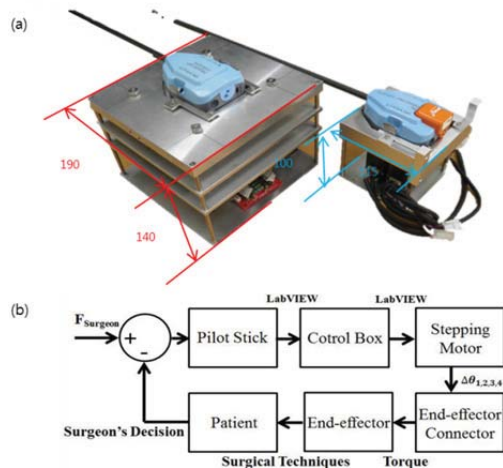


그림 2. (a) Pre-Prototype과 Prototype 크기 비교 (b) Prototype Control Flow

그림 1의 기존 Pre-prototype의 동력 전달 방식인 타이밍벨트/풀리를 직접 구동방식으로 대체하면서 크기와 무게는 줄이면서 동력전달의 효율과 정밀도를 높였다. 또한 기존의 구동부인 스텝핑 모터를 서보모터로 교체하여 기존 구동의 한계 각도인 1.8도를 넘어 더욱 정확한 각도 제어를 할 수 있게 개선하였다. 서보모터의 제어는 NI사의 PXIe를 이용하여 LabVIEW 기반의 알고리즘으로 구성하였다. 제어 알고리즘을 통해 End-effector의 집계부를 오일러 각도계 기준으로 Rolling, Pitching, Yawing이 모두 가능하도록 설계 및 개발하였다. 또한 집계부의 속도 정밀도를 조절 할 수 있고 정확한 위치정보를 이용하여 탈조에 의한 오류를 개선할 수 있게 하였다.

이를 이용해 본 연구를 기반으로 개선된 Prototype이 실제 수술환경에서 쓰일 수 있도록 추가적인 자유도를 주기 위하여 6축 자유도를 가진 로봇팔에 장착하여 기존의 복강경 수술 도구 및 복강경 수술로봇과의 피로도, 효율성의 비교 분석 (Peg-board Task, Rodgers Muscle Fatigue Analysis)을 진행할 예정이다[2].

본 연구를 통하여 그림 2 의 (a)와 같이 End-effector 를 조작할 수 있는 Pre-prototype 을 Prototype 으로 개선하였다. 작고 가벼워진 구조로 6 축 로봇과 연계가 용이해 졌고, 기존의 스테핑 모터를 강한 토크와 미세각도 제어, 엔코더를 장착한 서보모터로 교체함으로써 조직을 잡고 자르는 충분한 힘과 자유도 그리고 피드백제어를 가능하게 개발하였다[3].

Acknowledgements

본 연구는 2012년도 한국연구재단 일반연구자
지원사업(2012-0001638)에서 연구비를 지원
받아 연구되었음.

참고 문헌

- [1] C. E. Wyllie, "Aircraft side hand controllers—where to from here," *Proceedings of the IEEE, Aerospace and Electronics conference*, 1988, pp. 454–460.
- [2] Park YH, et al., "Comparison of laparoendoscopic single-site radical nephrectomy with conventional laparoscopic radical nephrectomy for localized renal cell carcinoma," *Journal of Endourology*, Vol. 24, pp. 997–1003, 2010.
- [3] Stephanie Greenish, et al., *Teleoperators and Virtual Environments (Measurement, Analysis and Display of Haptic Signals During Surgical Cutting)*, MIT Press, 2002, pp. 626–651.

바늘 중재시술 훈련 시뮬레이션을 위한 바늘 삽입 반력 모델

김청준, 이두용*

한국과학기술원 기계공학전공

Model of reflective force of needle insertion for training simulation of needle intervention

C. J. Kim, D. Y. Lee*

Division of Mechanical Engineering, KAIST, Daejeon, Korea

*leedy@kaist.ac.kr

Abstract

Doctors depend considerably on the haptic sensation of hand gripping the inserted needle in the needle intervention,. Haptic interface of needle intervention training simulation enables doctors to feel the realistic haptic sensation, and it helps doctors to train the needle insertion procedure. This paper designs the reflective force model of the inserted needle to apply to haptic interface of needle intervention training simulation. The force models are designed based on viscoelastic and friction models. The ultimate objective of this paper is modeling the reflective forces that can imitate the reflective forces sensed by doctors at the real needle insertion procedure.

연구 배경

바늘중재시술은 환자의 신체에 바늘을 삽입하여 질병을 진단하거나 치료하는 시술이다. 바늘중재시술에서는 시술자가 목표한 지점에 정확하게 바늘을 도달시키는 것이 중요하다[1]. 이때 바늘의 삽입경로 주변에 뼈, 혈관, 신경 등의 위험요소가 많을수록 시술의 난이도는 어려워진다. 이러한 난도가 높은 시술일수록 시술자의 높은 숙련도를 요구하며, 이 숙련도는 결국 다양한 경우에 대한 많은 경험으로부터 얻어진다. 하지만 현실적으로 시술자가 시술에 앞서 미리 많은 경험을 쌓기는 어렵다. 따라서 시술자의 숙련도를 향상하기 위하여 여러 가지 경우에 대한 시술을 경험하고 훈련할 수 있게 하는 바늘중재시술 훈련용 시뮬레이션이 필요하다. 바늘중재시술 훈련용 시뮬레이션은 가상환경을 통해서 시술을 진행하고, 동시에 햅틱 인터페이스를 통해서 사용자에게 반력을 제공해주는 역할을 한다.

바늘삽입 시 시술자가 상당 부분 촉각에 의존하기 때문에, 바늘중재시술 훈련용 시뮬레이션의 훈련 효과를 증대시키기 위해서는 최대한 실제와 유사한 촉각을 구현하는 것이 중요하다. 이를 위해서는 햅틱 인터페이스가 사용자에게 어느 정도의 반력을 전달하여야 하는지를 결정하는 것이 필요하다.

최근 바늘 삽입 반력모델에 관한 연구로는 대표적으로 [1]이 있다. [1]은 바늘 삽입 반력의 구성요소를 탄성과 마찰력, 절단력으로 설계하였으며, 각 요소를 각각 2차 다항식과 modified Karnopp 마찰모델, 상수로 모델링하였다. 하지만 이 논문에서는 사람의 피부와 수직으로 삽입되는 경우의 반력만을 다루고 있으며, 또한 오직 1자유도의 바늘 축 방향 반력만을 설계하였다. 실제 바늘 중재시술에서는 사람의 피부와 수직으로 바늘을 삽입하는 경우는 드물며, 위험인자를 관통하지 않는 경로를 통하여 바늘을 삽입하기 위하여 피부와 비스듬하게 바늘을 삽입하는 것이 일반적이다.

본 논문에서는 축 방향 반력뿐만 아니라 회전방향 반력을 함께 설계함으로써, 좀 더 확장된 경우에 대한 바늘 삽입 반력모델을 설계한다. 본 연구의 궁극적인 목표는 실제 시술 시 사용자가 느끼는 반력을 구현할 수 있도록 햅틱 인터페이스가 제공해야 하는 반력모델을 설계하는 것이다.

목표 시스템

본 논문에서 설계하는 반력모델의 타겟 시스템은 3 자유도의 포지션 센싱(z, θ_x, θ_y)과 3자유도의 반력(F_z, M_x, M_y) 출력이 가능한 햅틱 인터페이스이다. 그림 1과 같이, 출력되는 3자유도의 반력 중, 1자유도는 바늘의 축 방향 반력(F_z)이며, 나머지 2자유도는 바늘의 회전에 대한 반력(M_x, M_y)이다. 본 논문에서는 이 3자유도의 포지션과 3자유도의 반력의 관계를 정의하는 반력모델을 설계하였다.

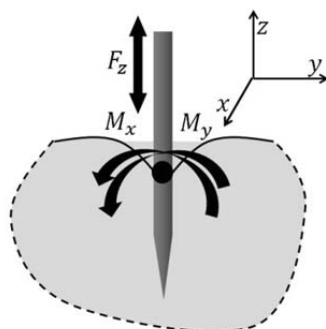


그림 1. 햅틱 인터페이스의 3자유도 반력

연구방법 및 결과

일반적으로, 바늘 삽입 시, 바늘에 작용하는 반력은 크게 바늘이 사람의 피부를 뚫기 전의 경우와 후의 경우로 나뉘며[2], 본 논문에서도 경우를 나누어 설계하였다.

Case 1. 바늘이 피부를 관통하기 전

바늘이 사람의 피부와 접촉을 하기 전에는 아무 반력도 발생하지 않으며, 바늘이 일단 사람의 피부와 접촉하면 반력이 발생하게 된다[3]. 바늘이 사람의 피부와 수직인 방향으로 삽입되는 경우, 바늘에 작용하는 반력은 축 방향의 반력(F_z)만이

발생하게 된다. 이는 식 (1)과 같이 하나의 점탄성 모델로 설계될 수 있으며, 그림 2와 같이 개략적으로 표현된다. (단, 그림 2의 점탄성 모델은 임의의 점탄성 모델로 표현한 것이며, Kelvin-Voigt 점탄성 모델[4]과는 관련이 없다.)

$$F_z = f_{viscoelastic}, \quad (F_z < F_{fracture}) \quad (1)$$

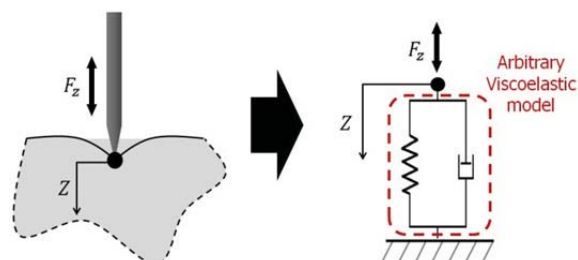


그림 2. 바늘이 피부를 관통하기 전, 바늘을 피부와 수직으로 삽입하는 경우의 반력모델

이를 바늘이 피부와 비스듬하게 삽입되는 경우로 확장하면, 두 개의 점탄성 모델을 이용하여 반력모형을 설계할 수 있다. 그 결과, 바늘의 반력을 축 방향 반력(F_z)과 회전방향 반력(M_x)을 통해서 구현할 수 있으며, 각 반력은 식 (2)와 (3)과 같이 설계된다. 설계된 모델은 그림 3과 같이 개략적으로 표현된다.

$$F_z = \sin\theta \cdot F_{x'} + \cos\theta \cdot F_{y'} \quad (2)$$

$$\mathbf{M}_x = \overrightarrow{PO} \times (\cos\theta \cdot \mathbf{F}_t + \sin\theta \cdot \mathbf{F}_n) \quad (3)$$

여기서 점 P는 사용자의 손과 바늘이 접촉하는 점을 의미한다.

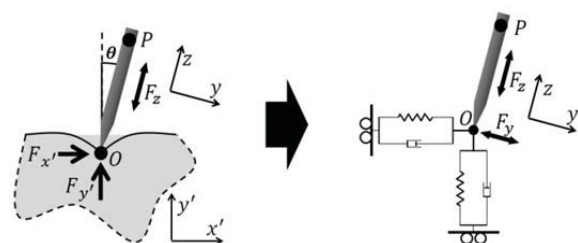


그림 3. 바늘이 피부를 관통하기 전, 바늘을 비스듬하게 삽입하는 경우의 반력모델

이때 반력 $F_{x'}$, $F_{y'}$ 은 각각 점탄성 모델로 설계될 수 있으며, 마찬가지로 그림 3에서의 점

탄성 모델은 Kelvin-Voight 점탄성 모델과는 관련 없는 임의의 모델이다.

Case 2. 바늘이 피부를 관통한 후의 경우

바늘이 사람의 피부를 뚫은 후의 경우, 반력을 크게 축 방향 반력(F_z)과 회전방향 반력(M_x)으로 나누어 설계하였다.

축 방향 반력(F_z)는 바늘의 옆면과 바늘을 둘러싸고 있는 조직의 사이에서 발생하는 마찰력과 바늘 끝이 조직을 절단해나가면서 발생하는 절단력으로 구성된다. 바늘이 삽입될 때에는 마찰력과 절단력, 모두 반력으로서 작용하지만, 바늘이 회수될 때에는 절단력은 작용하지 않고 마찰력만이 작용한다. 따라서 이를 고려하여 축 방향 반력(F_z)은 식 (4)와 같이 설계되었다.

$$F_z = \begin{cases} f_{friction} + f_{cutting}, & (v_z > 0) \\ f_{friction}, & (v_z < 0) \\ 0, & (v_z = 0) \end{cases} \quad (4)$$

여기서 $f_{friction}$ 은 마찰력을 의미하고, $f_{cutting}$ 은 절단력을 의미한다.

마찬가지로 바늘이 피부를 뚫은 후, 바늘을 둘러싸고 있는 조직들에 의하여 바늘은 회전방향에 대해서 고정된다. 바늘을 잡고 있는 이 힘들 때문에 사용자가 회전방향으로 포지션 입력을 주었을 때, 회전방향 반력이 발생하게 된다. 회전방향 반력(M_x)은 식 (5)와 같이 각 노드에서의 모멘트의 합으로 설계하였으며, 그림 4와 같이 개략적으로 표현된다.

$$M_x = \sum_{i=1}^n r_i \times f_{gripping}(y_i) \quad (5)$$

여기서 r_i 는 삽입점 O와 i번째 노드 사이의 길이이며, $f_{gripping}(y_i)$ 는 각 i번째 노드에 작용하는 조직들이 바늘을 잡고 있는 고정력이다. 노드의 총 개수를 의미하는 n은 바늘이 삽입된 길이에 비례하도록 설계되었으며, 이는 주변 조직들이 바늘을 잡고 있는 힘의 크기가 바늘이 삽입된 깊이와 비례하기 때문이다. 각 노드의 고정력 ($f_{gripping}$)은 각각 하나의 점탄성 모델로 설계할 수 있으며, 마찬가지로 그림 4

의 점탄성 모델도 Kelvin-Voight 점탄성 모델과는 관련이 없는 임의의 모델을 의미한다.

그림 5와 같이, 사용자가 삽입된 바늘에 힘을 가하여 $\Delta\theta$ 만큼의 회전을 만들면, 각 노드의 점탄성 모델에 Δy_i 의 변형이 발생한다는 가정으로부터 회전방향 반력이 설계되었다. 이때 회전각도 $\Delta\theta$ 와 각 노드의 변형 Δy_i 의 관계는 다음과 같다.

$$\Delta y_i = \frac{l}{n} i \Delta\theta$$

따라서 회전방향 반력(M_x)은 다음과 같이 설계된다.

$$M_x = \sum_{i=1}^n r_i \times f_i \left(\frac{l}{n} i \Delta\theta \right)$$

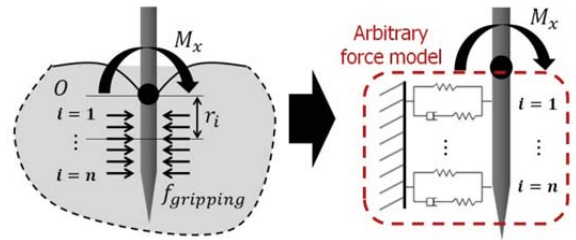


그림 4. 피부 관통 후, 회전방향 반력에 대한 반력모델

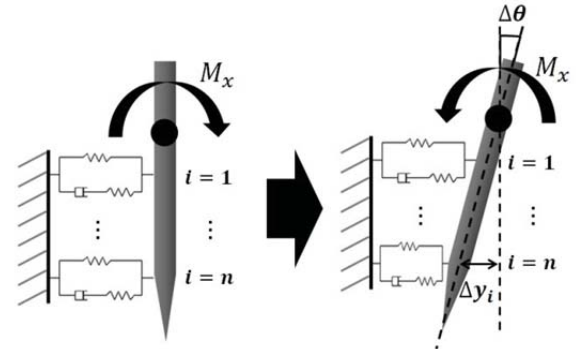


그림 5. 피부 관통 후, 바늘의 회전 발생 시, 회전방향 반력모델

고찰

본 논문에서는 바늘중재시술 훈련용 시뮬레이션에 사용하는 햅틱 인터페이스에 적용하기 위하여, 바늘 삽입 시 사용자가 느끼는 반력 모델의 구성요소를 설계하였다. 하지만 반력모델을 구성하는 점탄성 모델과 마찰력 모델, 절단력 모델의 구체적인 모델은 본 논문에서 언급

하고 있지 않다. 따라서 각 모델은 실제 시술 시의 반력을 잘 구현하기 위한 가장 적절한 모델로 선택되거나 설계되는 추가적인 연구가 필요하다. 또한, 본 논문에서는 단층에 구조에 대한 삽입만을 고려하였으며, 바늘을 삽입 또는 회수하는 한정된 경우의 반력만을 설계하였다. 실제 햅틱 인터페이스에 적용하기 위해서는 다층 환경을 비롯하여 바늘 삽입 시 경로를 수정하는 등, 다양한 경우에 대해서 반력모델을 확장하는 것이 필요하다. 또한, 실제 바늘 삽입 시, 바늘 끝 모양에 따라 바늘이 미세하게 휘어지며 삽입되는 경우가 존재하지만, 본 논문에서는 바늘에 휘어짐이 발생하지 않는다고 가정하여 설계를 진행하였다. 바늘이 휘어지며 삽입되는 경우, 삽입 후 바늘의 탄성에 의하여, 바늘의 휘어진 정도와 방향에 따라 회전방향 반력이 발생하여 반력에 영향을 주게 된다. 이 문제를 해결하기 위해서는 바늘 끝단의 모양과 바늘의 지름, 바늘의 삽입깊이에 따른 회전방향 반력에 대한 정확한 모델링이 필요하며, 이에 대한 연구는 추후 진행될 예정이다.

Acknowledgements

본 논문은 지식경제부 산업융합원천기술개발사업 (No. 10041618, 방사선 피폭 저감 및 시술 정확도 향상을 위한 복부 및 흉부 1cm급 병소 생검 및 치료용 바늘 삽입형 영상중재시술 로봇시스템 개발) 및 2012년도 두뇌한국21사업에 의하여 지원되었음.

참고 문헌

- [1] Niki Abolhassani, Rajni Patel and Mehrdad Moallem, "Needle insertion into soft tissue: A survey", Medical engineering & physics, Vol. 29, pp. 413-431, 2007
- [2] Allison M. Okamura, Christina Simone and Mark D. O'Leary, "Force modeling for needle insertion into soft tissue", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, No 10, Vol. 51, pp. 1707-1716, 2004
- [3] L. Barbe, B. Bayle, M. de Mathelin and A. Gangi, "In vivo model estimation and haptic characterization of needle insertions", The International Journal of Robotics Research, Vol. 26, No. 11-12, pp. 1283-1301, 2007
- [4] C. E. Jamison, R. D. Marangoni and A. A. Glaser, "viscoelastic properties of soft tissue by discrete model characterization", J. Biomechanics, Vol. 1, pp. 33-46, 1968

획득된 데이터의 처리는 Cortex-M3 (32-bit ARM core)를 사용하였다. 그림 1은 데이터의 검출을 위한 소프트웨어 흐름도이다. 혈압신호의 분석에는 최대진폭 알고리즘을 사용하여 혈압 오실레이션 성분의 최대 진폭점에서의 압력을 MAP로 검출하였고, SBP와 DBP는 각각 혈압 오실레이션 최대 진폭에 0.60, 0.70의 특성비율을 적용했을 때 검출되는 지점의 압력을 검출하였다.



그림 1. 데이터획득을 위한 소프트웨어 흐름도

코르트코프음의 분석은 심장의 각 beat별로 신호를 분할하여 Zero Padding하여 2n개로 맞추고, 10~50Hz대역의 파워스펙트럼 밀도 성분 변화를 추출하였다. 그림 2에서와 같이 파워스펙트럼 밀도의 변화에서 동맥 폐색 후 감압시 그 크기가 최대가 되는 지점값의 50%이상이 되는 지점의 압력값을 코르트코프음으로 구한 수축기혈압(SBP_K)으로 정의하고 이를 이용하여 오실로메트릭방법으로 검출된 혈압값을 보상하였다.

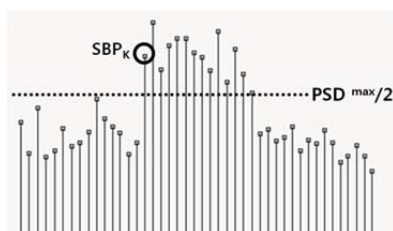


그림 2. 파워스펙트럼 밀도의 변화율을 이용한 수축기 혈압(SBP_K) 시점검출

2. 실험 방법

총 121명(남자 94명, 여자 29명)의 성인을 대상으로 실험을 실시하였다. 표 1은 121명의 피검자의 기초 정보를 나타낸다. 대상의 선정에 있어서는 실험 전 설문을 통해 고혈압, 심장 질환 및 지병 유무, 흡연 여부를 확인하여 기록하였고, 혈액의 흐름 및 혈관 상태에 안정유도를 위해 실험 전 4시간 동안 물을 제외한 음식물, 흡연 및 과도한 운동을 금지하였다.[3] 또한 전체 실험 대상자를 66명의 실험군과 55명의 대조군으로 나누어 혈압검출 알고리즘을 검증하였다.

표 1. 피검자 기초 정보

	Experimental Group (n = 66)	Control Group (n = 55)
age	34.79 ± 26.87	37.19 ± 18.25
height	166.37 ± 10.88	167.06 ± 10.11
weight	66.08 ± 16.38	70.77 ± 15.75

기준 혈압은 Welch Allyn사의 전자혈압계(Welch Allyn® Model 53000, Beaverton, OR)를 사용하였으며, 측정을 위한 커프는 왼팔 상완에 위치하였다. 오른팔 손목에는 손목 혈압 측정을 위한 손목 커프가 위치하였다. 전체적인 실험 과정은 그림 3과 같이 진행하였다. 혈압의 측정은 실험 대상자가 의자에 편하게 기대어 앉은 상태에서 진행되었고, 실험 전 10분의 휴식을 통한 안정상태 유도가 끝나면 두 번의 기준 혈압의 측정, 개발된 시스템을 통한 손목혈압의 측정 순으로 실시하였다. 측정한 기준혈압의 차이가 10mmHg 이내의 조건을 만족하지 못하는 경우 재측정 하였으며 기준혈압이 오차 범위를 만족하는 경우에 한하여 두 측정 데이터의 평균 혈압을 기준 혈압으로 제시하였다. 매 측정 마다 혈관계의 회복시간을 고려하여 5분 동안의 휴식을 취하였다.

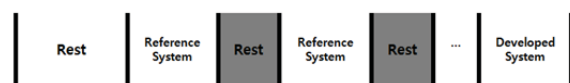


그림 3. 임상실험 프로토콜

연구 결과

1. 기준 혈압과 보정 혈압의 검출 결과

그림 4는 대조군의 수축기, 이완기, 평균 혈압 각각에 대한 기준 혈압과 보정 혈압의 상관성 분석 결과이다. 모든 통계적 유의수준은 $p < 0.05$ 로 설정하여 95% 신뢰구간 이내에서 수축기혈압($r=0.89$), 이완기혈압($r=0.95$), 평균혈압($r=0.94$)으로 모두 유의함을 확인할 수 있었다.

또한 표 2에서는 전체 피검자 데이터에 대한 보정 전후에 대한 혈압의 오차율에 대해 기술통계분석을 실시한 결과를 나타내고 있다. 보정 전의 수축기, 이완기, 평균 혈압의 평균과 표준편차는 모두 AAMI 기준인 $5 \pm 8 \text{ mmHg}$ 이상으로 기준 보다 높게 측정되었다. 보정 후 혈압은 $5 \pm 8 \text{ mmHg}$ 이내로 모두 AAMI 기준을 만족시켰으므로 효과적인 보정이 이루어졌음을 확인할 수 있다.

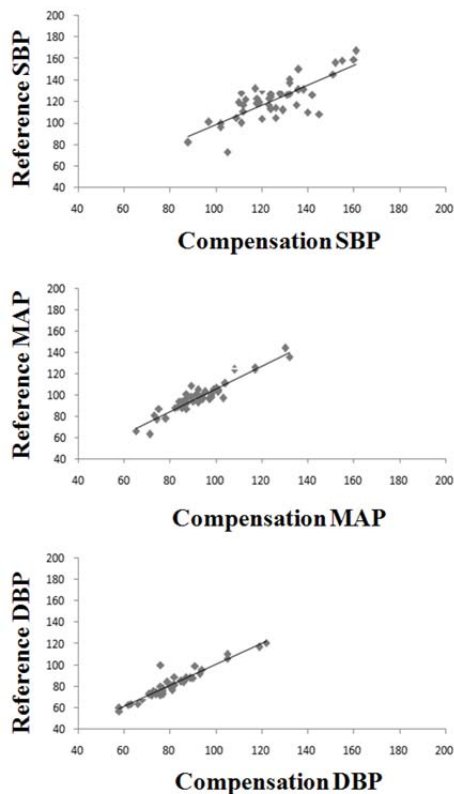


그림 4. 기준 혈압과 보상 혈압((a) 수축기 혈압, (b) 평균 혈압, (c)이완기 혈압)에 대한 상관분석

표 2. 보정 전후에 대한 혈압의 오차율

(단위 : mmHg)

	평균	표준편차
<u>SBPraw_err</u>	12	8.71
<u>SBPcomp_err</u>	3	3.92
<u>MAPraw_err</u>	6	4.54
<u>MAPcomp_err</u>	4	4.17
<u>DBPraw_err</u>	8	6.64
<u>DBPcomp_err</u>	2	1.82

결론

본 논문에서는 고혈압 진단의 기본이 되는 가정 및 일상 생활에서의 주기적인 혈압 측정의 편의성 및 정확성 향상을 위해 손목에서의 혈압 측정 방법의 정확도 향상에 대한 연구를 진행하였다. 진진법의 주요 측정 인자인 코르트코프음의 파 위스펙트럼 밀도분석을 통해 혈압 측정의 오차를 줄이고자 하였다. 121명의 실험대상자(남자 94명, 여자 29명)를 대상으로 Welch Allyn사의 전자혈압계를 통한 기준 혈압과 손목의 혈압을 측정하였으며, 코르트코프음의 측정을 통하여 혈압의 오차를 보정하였다. 기준 혈압과 보정된 혈압 사이의 오차는 수축기 혈압의 경우 3 ± 3.92 , 평균 혈압의 경우 4 ± 4.17 , 이완기 혈압의 경우 2 ± 1.82 의 결과를 보여 AAMI 기준을 만족시켰다.

본 연구에서 제안한 코트코프 음을 이용한 방법은 오실로메트릭 방법의 전자 혈압계의 오차를 보정해 줄 수 있음을 확인하였다. 향후의 많은 피검자에 대한 임상실험이 이루어진다면 보다 정확한 혈압의 보정이 이루어질 것이다.

참고 문헌

- [1] Ursino, M., Cristalli, C., “A mathematical study of some biomechanical factors affecting the oscillometric blood pressure measurement”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 43, pp. 761-778, 1996

- [2] V. Jazbinsek, J. Luznik, Z. Trontelj, "Non-Invasive Blood Pressure Measurements : Separation of The Arterial Pressure Oscillometric Waveform From the Deflation using Digital Filtering", *EMBECE'05*, 2005
- [3] Jason WD, Paul AM, James DS and Charles LS, "Effects of caffeine on blood pressure, heart rate, and forearm blood flow during dynamic leg exercise", *Journal of Applied Physiology*, July 1, 1998 vol. 85 no. 1 154-159

연구 방법

가온기는 (주)세운메디칼에서 개발중인 직접 가열 방식의 수액/혈액 가온기를 사용하였으며, 가온 성능과 안전성을 확인하기 위하여 혈액의 가온 전후의 혈액의 유변학 적인 성능을 평가하기 위해 Deformability, Critical Stress, Aggregation 실험을 진행 하였다.



돼지의 혈액을 이용하였으며, 혈액백을 통하여 혈액을 채혈 및 보관하였다. 4~5일 동안 혈액을 4℃ 냉장 보관하였으며, 이를 평가하기 위한 방법으로 위하여 모의 체외순환장치의 입/출력에 실험용 온도센서를 장착하고 온도의 변화를 관찰하고 가온 전 후의 혈액을 혈유변화 검사 장치를 이용하여 관찰 하였다.

연구 결과

$$f_46'' \cdot \circ \cdot \quad ; \circ \gg^{\wedge\wedge} z' - L, \dots \alpha$$

참고 문헌

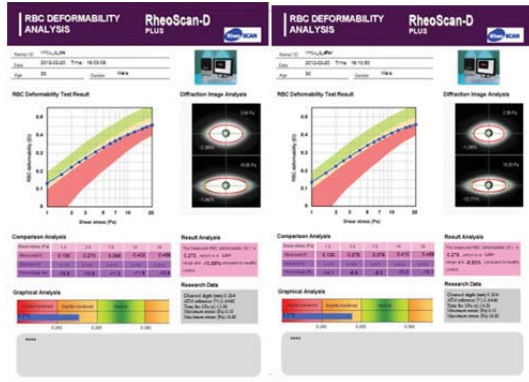


Figure 3 적혈구 변형률의 결과 리포트

Acknowledgements

이 연구는 보건복지부 보건의료연구개발사업(A111020) 과제의 지원을 받아 수행하였음.

- [1] Iserson KV., "Blood warming: current applications and techniques," *Transfusion*, Vol. 31, Issue 6, pp. 558-571, 2003.
- [2] Sona G., Amir., etc. al., "Introduction two new devices for blood warming," *J. of research in medical sciences*, Vol. 17, special issue, part 2, pp. 282-286, 2012.
- [3] Jung SW, Han TH, Lee JY, Kwak IS, Jung MH, Won RS, and Choi YR, "Performance characteristics of high efficiency fluid and blood warmer using print circuit board at various flow rates," *Korean J. Anesthesiol*, Vol. 51, Issue 5, pp. 598-605, 2006.

연구 방법

본 연구는 5명의 피험자를 대상으로 서울대학교 병원 검사실에서 진행되었으며 모든 피험자는 심전도, 연속 혈압, 광용적맥파 측정 기기를 착용하고 Tilt Table에 누워 실험에 임하였다. 각 실험은 25분간 진행되었고 Supine - 45° Head up tilting - Supine - 45° Head up tilting - Supine 상태에서 각 5분씩 측정이 진행되었다. 측정된 모든 신호는 후처리 방식을 통해 필터링 후 각 유효 파라미터를 추출하였고 그 중 맥파 도달시간은 심전도의 R peak와 손가락에서 측정된 광용적맥파의 Foot point 사이의 시간을 추정하였다. 상관분석을 위해 추출된 파라미터인 심박, 수축기 및 이완기 혈압, 광용적맥파 정보는 시간 영역에서 200Hz로 다시 샘플링 하였고 다시 샘플링 된 정보를 기반으로 파라미터 간 Sequence 분석 및 피어슨 상관계수 ($P < 0.05$)를 통해 평가되었다.

연구 결과

데이터의 분석 결과 PAT 정보는 심전도와 높은 상관성을 보였으나 수축기 및 이완기 혈압과의 상관성은 낮은 것으로 확인되었으며 PAT의 변량과 수축기, 이완기 혈압의 변량 사이의 상관성 분석 결과 역시 상관도가 낮은 것으로 확인되었다. 그리고 각 파라미터들 사이의 Sequence 분석 결과 역시 상관도를 확인할 수 없었다. 위의 모든 결과는 호흡의 통제 및 정보 제거 없이 분석된 결과로서 추후 호흡 성분을 고려한 데이터 분석을 통하여 혈압과 PAT간의 상관성 분석을 진행해 보아야 할 것으로 판단된다.

Acknowledgements

이 연구는 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국과학창의재단(학부생연구프로그램사업)의 지원을 받아 수행된 연구임.

참고 문헌

- [1] Roland Asmar, Annie Rudnichi, Jacques Blacher, Ge' rard M. London, and Michel E. Safar, *Pulse Pressure and Aortic Pulse Wave Are Markers of Cardiovascular Risk in Hypertensive Populations*, Am J Hypertens, 2001.
- [2] Kannel WB, *Blood pressure as a cardiovascular risk factor: prevention and treatment*, JAMA, 1996.
- [3] Fortino, G., *PPG-based Methods for Non Invasive and Continuous Blood Pressure Measurement: an Overview and Development Issues in Body Sensor Networks*, Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA), 2010.
- [4] W. Chen, T. Kobayashi, S. Ichikawa, Y. Takeuchi, and M. C. Wu, *Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration*, Biosensors Bioelectron., Medical and Biological Engineering and Computing, 2000.

KLT 알고리즘 이용한 코로트코프 사운드 잡음 제거

홍성준, 송수화, 조재성, 박영민, 이종실, 김인영*

한양대학교 의용생체공학과

Noise reduction in Korotkoff sound using KLT algorithm

S. J. Hong, S. H. Song, J. S. Cho, Y. M. Park, J. S. Lee, I. Y. Kim*

Dept. of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea

*iykim@hanyang.ac.kr

Abstract

Blood pressure is one of the most important indicators in the evaluation of the cardiovascular disease such as hypertension. The auscultatory method is the gold standard for the non-invasive blood pressure measurement. However, this method still has various sources of potential errors such as the variance of the observer's skill to detect the exact Korotkoff sound. Therefore, we developed Digital Sphygmocorder for replay blood pressure.

Nevertheless, this method has the drawbacks such as the inaccuracy the weakness by the environmental noise and motion artifact as the digitizing.

In order to minimize these drawbacks, this study suggests a new method using a KLT (Karhunen- Loeve transform) algorithmic signal-processing, and we validated KLT algorithm method apply 10 subject.

연구 배경

혈압 측정 방법 중 청진법은 사람의 청각을 이용하여 직접 측정하는 방법으로 가장 정확하게 수축기 혈압과 이완기 혈압을 측정할 수 있어서 혈압 측정의 골드 스탠다드 방법으로 많이 이용하고 있다. 하지만, 청진법의 단점은 주변 환경에 의해 발생하는 노이즈 또는 움직임에 의한 노이즈로 인하여 정확한 혈압측정이 어렵다는 단점이 있다.

본 연구에서는 청진법의 단점을 보완하기 위하여 KLT 알고리즘을 이용하여 코로트코프 사운드 신호의 특성을 명확히 하고, 주변 환경에 의한 노이즈 및 움직임에 의한 노이즈를 제거 하는 것을 목표로 하고 있다.

연구 방법

본 연구에서는 Sphygmocorder를 이용하여 초당 2~3mmHg/sec로 커프의 압력을 감압하였고 커프의 신호를 획득하는데 이용하였다[1].

코로트코프 사운드는 TMS320C5515 DSP보드 (Texas Instruments Inc, USA)를 이용하여 획득하였다. 커프 신호(24bits/sample)의 샘플링 주파수는 100Hz, 코로트코프 사운드는 (12bits/sample)는 3000Hz로 측정하였다.

일반적인 KLT Algorithm은 PCA(Principal Component Analysis) 기반의 신호처리 방식으로 비선형적인 신호를 선형계획법을 이용하여 선형화로 변환하고, 변환 시 발생하는 오차가 최소가 되는 Covariance matrixes를 결정 하여 노이즈를 제거하는 방식으로 기존에는 Speech Enhancement 방식에 널리 사용되는 알고리즘이다. 본 연구에서는 코로트코프 사운드 신호와 음성신호가 가지고 있는 특성이 비슷하므로 코로

KLT 알고리즘을 적용하기 위하여 코르토코프 사운드가 발생하는 부분과 발생하지 않는 부분을 시간에 따른 신호 크기의 변화를 이용하여 구별 하였다. 코르토코프 사운드 신호가 발생하는 부분을 Clean Signal이라 가정하고 Clean Signal과 Noise Signal의 KLT eigenvectors를 수식1과 수식2와 같이 계산 하였다.

$$\varepsilon_N^2 = tr(E[\varepsilon_N(n)\varepsilon_N^T(n)]) \quad (2)$$

$$\text{Subject to: } \frac{1}{K} \overline{\varepsilon_N^2} \leq \sigma^2$$

KLT 알고리즘 적용전과 적용 후 혈압의 수축기와 이완기를 비교 결과 수축기의 평균과 표준편차는 각각 -0.06mmHg, 1.25로 차이가 없었으며 이완기의 평균과 표준편차는 각각 1.76mmHg, 2.72로 나타났다.

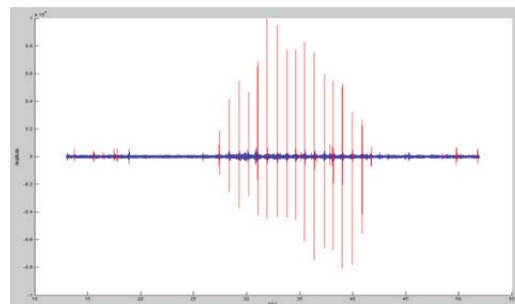


그림1. KLT 적용 전(파란색), 적용 후(빨강색)

	Average(mmHg)	Standard deviation
SBP	-0.06	1.76
DBP	1.25	2.72

- [1] Jongshill Lee, Daekyu Park, Hongsic Oh, Inyoung Kim, Dongfan Shen, Youngjoon Chee, “Digital recording system of sphygmomanometry”, Blood Pressure Monitoring, vol.14, no.2, 2009.
- [2] Afshin Rezayee, Saeed Gazor, “An Adaptive KLT Approach for Speech Enhancement”, IEEE Transactions on speech and audio processing, vol.9, no.2, 2011.

정규화된 히스토그램은 밑의 수식과 같이 7개의 계급(L1, L2, L3, C, R3, R2, R1)으로 나누고, 각 계급에 해당하는 RR 간격의 개수를 $P_i (i = 1, 2, \dots, 7)$ 로 정의 하였다. 그리고 각 계급에 해당하는 RR 간격의 개수(P_i)를 전체 RR 간격의 개수(N)로 나누어 $p_i (i = 1, 2, \dots, 7)$ 를 구하였다.

$$\begin{aligned} L1 : RR_{min} &\leq RR_i \leq RR_{min} + \alpha, P_1 \\ L2 : RR_{min} + \alpha &\leq RR_i \\ &\leq RR_{min} + \alpha + 2H_l, P_2 \\ L3 : RR_{min} + \alpha + 2H_l &\leq RR_i \\ &\leq RR_{min} + \alpha + 4H_l, P_3 \\ C : RR_{mean} - H_l &\leq RR_i \leq RR_{mean} + H_r, P_4 \\ R3 : RR_{mean} + H_r &\leq RR_i \leq RR_{min} + 3H_r, P_5 \\ R2 : RR_{mean} + 3H_r &\leq RR_i \leq RR_{max} - \alpha, P_6 \\ R1 : RR_{max} - \alpha &\leq RR_i \leq RR_{max}, P_7 \end{aligned}$$

두 집단의 RR 간격의 정규화된 히스토그램의 예시를 그림1에 나타냈다. 정상인 경우 RR 간격의 변화가 크지 않아 정규화된 히스토그램이 고르게 분포 되어 있는 반면, PVC가 포함된 경우 비정상적으로 발생하는 PVC로 인해 RR 간격의 변화폭이 크기 때문에 정규화된 히스토그램의 분포가 중앙에 집중되어 있는 것을 볼 수 있다. 이러한 두 집단의 정규화된 히스토그램의 분포 차이는 PVC 환자를 구별할 수 있는 가능성을 보여준다.

RR 간격의 정규화된 히스토그램으로부터 중앙값의 비율 CER, 히스토그램의 평형 정도를 나타내는 CE, 각 요소의 에너지 분포를 반영하는 RIEn을 다음 수식과 같이 계산 하였다.

$$\begin{aligned} CER &= \frac{p_4}{p_1 + p_2 + p_3 + p_4} \\ CE &= \sum_{i=1}^7 p_i^2 \\ RIEn &= - \sum_{i=1}^7 p_i \times \ln p_i \end{aligned}$$

정상 심전도와 PVC를 포함한 심전도의 비교를 위해 두 집단의 각 지표에 대해 평균±표준편차를 계산하였다. 또한 t-검정을 실시하여 p값이

0.01 미만일 경우 통계적으로 유의한 차이가 있다고 판단하였다.

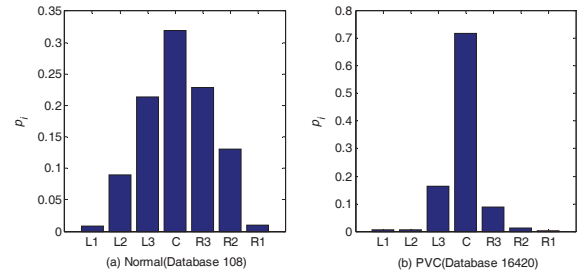


그림1. RR 간격의 정규화된 히스토그램 예시

연구 결과 및 고찰

두 집단의 정규화된 히스토그램으로부터 계산한 CER, CE, RIEn의 분석 결과를 표1과 그림2에 나타냈다. CER과 CE의 평균은 PVC 집단이 정상 집단 보다 높았고, 특히 CER의 평균이 큰 차이를 보였다. 반대로 RIEn은 PVC 집단이 정상 집단보다 낮게 나타났다. t-검정을 실시한 결과, 두 집단 간의 CER, CE, RIEn의 p값이 0.01 미만으로 모든 지표가 통계적으로 유의한 차이가 있음을 보여 준다.

표1. 두 집단간의 CER, CE, RIEn 분석결과

Index	Normal	PVC	p-value
CER	3.56±1.78	16.13±15.21	0.007
CE	0.29±0.03	0.51±0.15	0.000
RIEn	1.40±0.09	0.98±0.29	0.000

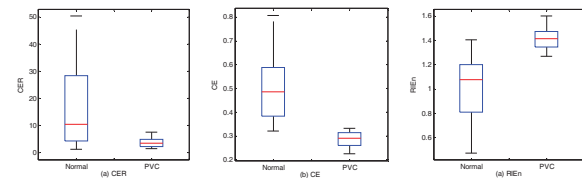


그림2. 두 집단간의 CER, CE, RIEn의 박스 그래프

하지만 PVC가 너무 많을 경우, 히스토그램의 L1, L2, R2, R1이 상승하여 정상 집단과 비슷한 분포를 보여주었다.

결론

본 논문에서는 PVC를 추정하기 위해 정상 집단과 PVC 집단으로 나누고, RR 간격의 정규화된 히스토그램을 그렸다. 그리고 히스토그램의 분포 특성을 나타내는 CER, CE, RIE_n을 계산하여 두 집단간의 차이를 비교 하였다. 그 결과 3개의 지표 모두 두 집단간에 유의한 차이를 보였으며, 이 지표들을 이용해 PVC를 추정할 수 있는 가능성을 제시하였다. 하지만 PVC가 많이 발생할 경우에는 히스토그램 분포가 정상 집단과 비슷해져 PVC를 구별하는데 어려움이 있다. 그래서 향후 RR_{range} 등을 이용한 지표를 만들어, 더욱 정확하게 PVC를 추정할 수 있도록 연구하고자 한다.

Acknowledgements

이 연구는 지식경제부 신성장동력장비경쟁력강화사업(10040408, 인체용 수면 무호흡 방지 양압호흡기 개발) 과제의 지원을 받아 수행하였음.

참고 문헌

- [1] 진승원, 김재형, 노태호, 조은주, 김희열, 이만영, 김종진, 박준철, 채장성, 홍순조, 최규보, “심실 조기 수축의 발생 부위 및 연결 간격의 차이에 따른 혈액학적 변화”, *Korean Circulation J*, vol.29, pp.697-704, 1999.
- [2] Md Meganur Rhanman, “Illuminating of Premature Ventricular Contractions of Heart using Fractal Dimension and Poincare plot methods”, *IJASETRUSA*, vol.1, pp.42-51, 2012.
- [3] Chegyu Liu, Peng Li, Lina Zhao, Jing Yang, Changchun Liu, “Evaluation Method for Heart Failure Using RR Sequence Normalized Histogram”, *Computing in Cardiology*, vol.35, 2011.
- [4] Jiapu Pan, Willis J. Tompkins, “A Real-Time QRS Detection Algorithm” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.BME-32, 1985.

휴대용 수액/혈액 가온기의 성능평가를 위한 사용자 인터페이스에 관한 연구

송승준¹, 손호성², 최재순³, 안치범^{1,4}, 이정주¹, 성경^{1,2,4}

¹고려대학교 한국인공장기센터, ²고려대학교 의과대학 흉부외과,

³서울아산병원 아산생명과학연구원 의공학연구개발센터, ⁴고려대학교 의과대학 의공학교실

A Study on User Interface for Performance Evaluation of Portable Blood/fluid-warming System

S. J. Song^{1*}, H. S. Son², J. Choi³, C. B. Ahn^{1,4}, J.J. Lee¹, K. Sun^{1,2,4}

¹Korea Artificial Organ Center, Korea University,

²Department of Thoracic and Cardiovascular Surgery, College of Medicine, Korea University,

³Medical Engineering R&D Center, Asan Institute for Life Sciences, Asan Medical Center and Ulsan University College of Medicine, Seoul, Korea,

⁴Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Korea University

*semosong@korea.ac.kr

Abstract

Administration of cold intravenous fluids and blood can produce substantial hypothermia, although the net effect of infusing cold solutions into the body depends on many factors such as tissue blood flow, rate of body heat generation, rate of heat loss to the outside environment, and temperature gradients within the body. A variety of commercial devices are available for warming intravenous fluids and blood. The purpose of the present study is to develop a user interface and firmware for compact portable blood/fluid warming system on the basis of the direct heating method, leading to the confirmation of the feasibility of this system through various mock-up tests.

연구 배경

수액 및 혈액의 가온 요법은 수술 환자의 수술 후 정상체온 회복을 위하여, 크게 체외가온법과 체내 가온법으로 구분된다[1]. 체내 가온법 중 적극적 중심부 외적 가온요법(active core exogenous warming)은 가온 수액을 주입하거나 가온하여 가온하여 흡입하도록 하거나 가온 수액으로 체강을 세척하는 것으로, 이 경우 수액이나 혈액을 가온 시킬 때 사용하는 것이 바로 수액/혈액 가온기이며 이에 대한 연구가 활발히 진행 중에 있다[2-3]. 이에 본 연구는 고유개념의 고속 수액/혈액 유입을 위한 고성능 순간 가

온 방식의 가온기를 개발함에 있어 기본적인 가온 성능과 안전성을 확인하기 위하여 다양한 센서들의 측정 및 정량화가 가능한 형태의 사용자 인터페이스를 개발하였다. 이를 바탕으로 수액/혈액 가온기에 대한 기본연구로서 다양한 센서들의 정밀성 및 정확성을 확인하고, 실험을 통한 적용성 검증을 목적으로 계획되었다.

연구 방법

휴대용 수액/혈액 가온기 시스템의 가온효과에 대한 다양한 조건 하의 성능 실험을 위하여 본

연구에서는 모의 체외순환장치를 바탕으로 한 실험용 온도센서 측정 시스템을 고안하였다.

이를 위하여 모의 체외순환장치의 입/출력에 실험용 온도센서를 장착하고, 이를 온도센싱 전용의 센서보드를 개발하여 피드백 받도록 구성하였다. 또한, 다양한 혈액 속도를 구현하고 유량에 따른 온도 변화 등의 특성들을 확인하기 위하여 상기 개발된 체외순환장치의 출력측에 미세 무게변화를 측정하기 위한 별도의 정밀전자저울(EK-6100, AND 사, 대한민국)을 적용하여 시간에 따른 무게의 변화량을 유량으로 환산하여 적용하였다.

자동 유량/온도 저장을 위한 사용자 인터페이스의 개발을 위하여 LabViewTM(National Instrument Inc., U.S.A.)을 기반으로 소프트웨어를 개발하였으며, 이는 온도센싱을 위한 별도의 DAQ 보드(NI9211, National Instrument Inc, U.S.A.)를 구성하여 소프트웨어적으로 온도정보를 전달받도록 구성하고, 전자저울의 경우 시리얼통신을 통한 데이터 전달에 의하여 순차적(초당 1회)으로 유량과 온도의 측정이 가능하도록 구성하였다. 온도의 측정 주기는 10Hz이며, 이를 moving average method를 적용한 평균값을 저장하도록 구성하였다. 또한, 측정된 데이터는 텍스트 혹은 그와 유사한 엑셀파일 등과 같은 포맷으로 자동 저장 가능한 형태로 개발하여 오프라인 상에서 이를 분석하고 활용하도록 구성하였다.

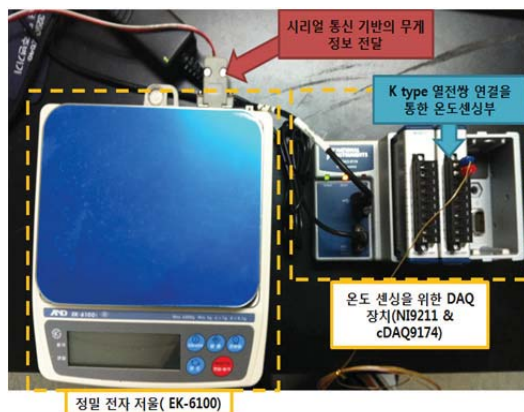
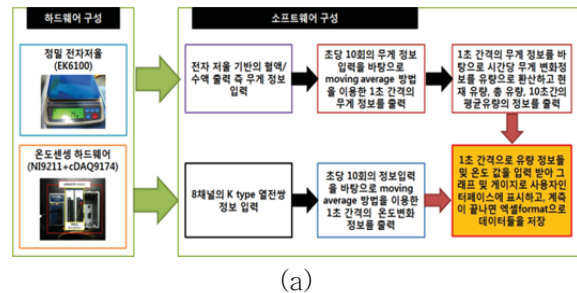
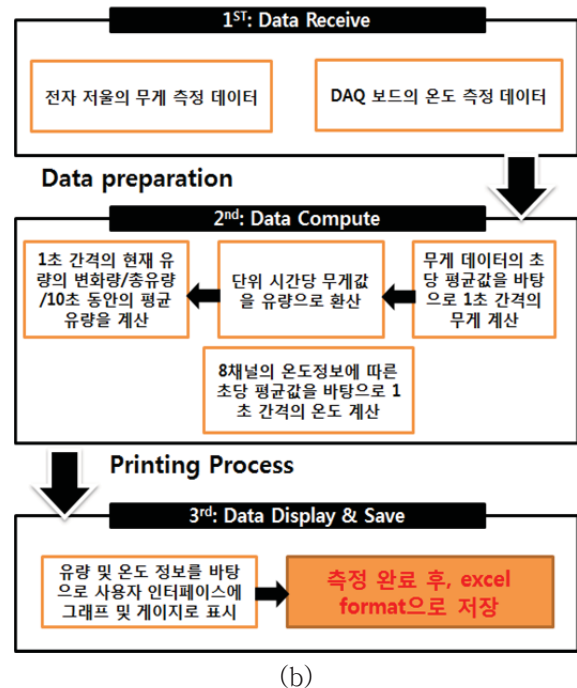


그림 1. Overview of the developed mockup extracorporeal circulation support system



(a)

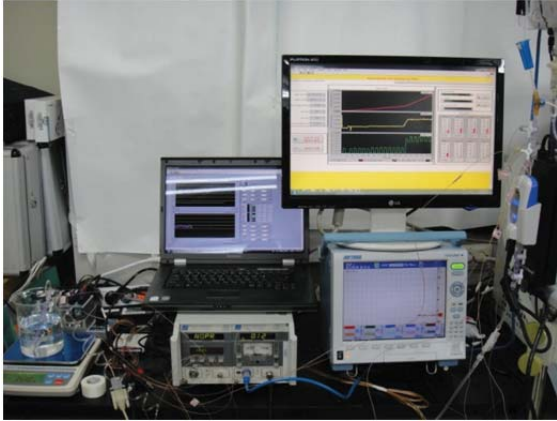


(b)

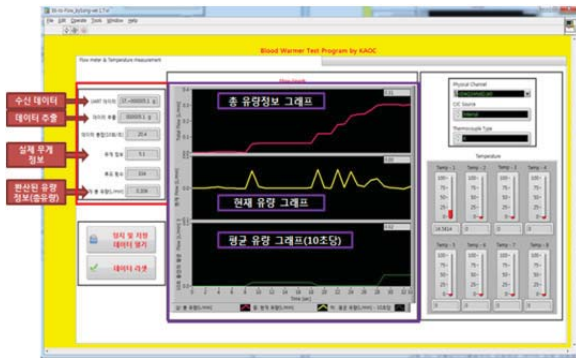
그림 2. Hardware & software description: (a) is a hardware description and software block diagram and (b) is a software process

연구 결과

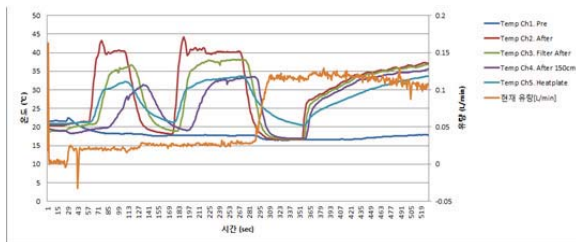
본 연구에서 개발된 모의 체외순환장치 및 이를 위한 사용자인터페이스를 바탕으로 혈액/수온 가온기의 가온 성능을 확인하기 위한 기본 연구로서의 온도 및 유량 측정에 관한 in-vitro 시험을 수행하였다. 이를 통하여 모의 체외순환장치의 유량 대비 가온성능을 측정하고 이를 데이터로 저장하기 위한 기초 실험을 수행하였고, 이를 통하여 정밀하고 정확한 혈액/수온 가온기의 성능평가를 위한 모의시험장치의 적용 가능성을 확인하였다. 추후 유량의 측정을 위하여 별도의 유속/유량 센서를 적용한 연구가 진행될 예정이다.



(a)



(b)



(c)

그림 3. Experiment: (a) is experimental set-up, (b) is a developed user interface and (c) is an experimental result.

Acknowledgements

이 연구는 보건복지부 보건의료연구개발사업 (A111020) 과제의 지원을 받아 수행하였음.

참고 문헌

- [1] Iserson KV., "Blood warming: current applications and techniques," *Transfusion*, Vol. 31, Issue 6, pp. 558-571, 2003.
- [2] Sona G., Amir., etc. al., "Introduction two new devices for blood warming," *J. of research in medical sciences*, Vol. 17, special issue, part 2, pp. 282-286, 2012.
- [3] Jung SW, Han TH, Lee JY, Kwak IS, Jung MH, Won RS, and Choi YR, "Performance characteristics of high efficiency fluid and blood warmer using print circuit board at various flow rates," *Korean J. Anesthesiol*, Vol. 51, Issue 5, pp. 598-605, 2006.



그림 1. PSL-ECG 12BD

2. 다중 전극 제작

설계된 전극은 점착을 통한 피부 부착형 전극 형태로 디자인 되었으며 점착을 위한 재질로는 유연하고 통기성 및 절연성이 좋은 PE Foam을 사용하였다. 생체신호 측정을 위한 센서의 재질로는 염화은(Ag/AgCl)을 사용하였으며 피부저항을 최소화하여 동적 잡음의 영향을 덜 받는 구조를 위하여 Solid type Hydrogel을 사용하였다.

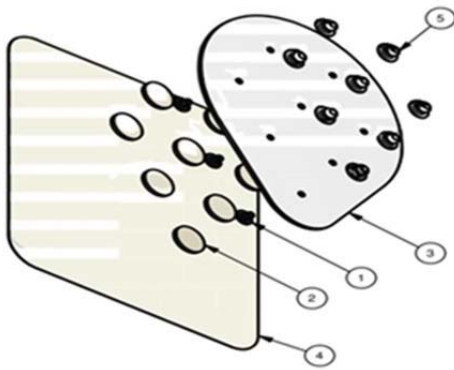


그림 2. 설계된 다중전극 부품도

표 1. 각 구성 부품의 특징

번호	부품	특징
①	Ag/AgCl	심전도 측정 센싱 원자재
②	Hydro gel	전해질 및 점착력 제공, solid type hydrogel
③	PE Form	유연성, 강부도체, 생체적합성 점착제 사용
④	PET Sheet	투명 PET
⑤	Carbon Snap	심전도 측정 케이블 연결부

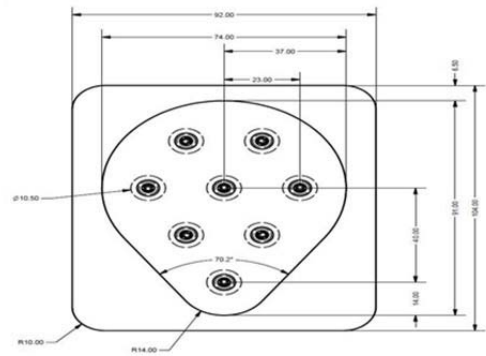


그림 3. 설계된 다중전극의 상세도면

신경망 기반의 심전도 신호 특징 추출 연구[1]에 따라 비 중복 면적 분산측정법에 적용하여 특징지점을 갖는 7개의 전극과 접지로 사용될 전극 1개를 하여 총 8개의 전극을 위치시켰다. 일반적으로 쓰이는 심전도 측정 케이블 연결 단자의 크기를 고려하여 전극간 거리를 제한하였으며 다중전극의 배치가 하나의 늑간을 충분히 포함할 수 있는 넓이를 유지 하면서 각각의 흉부 심전도 지점에 침범하지 않는 넓이로 제한하여 설계하였다. 설계한 전극의 제작은 생체 측정 전극 제작 업체인 (주)휴레브에 의뢰하였다.

3. 알고리즘

다중 전극으로 측정된 심전도 신호 중 가장 적합한 하나의 신호만을 선택하기 위해 알고리즘을 구현하였다. 일반적으로 쓰이는 심전도 측정 케이블은 10개의 전극만 측정 가능함으로 사지전극에 4개를 배치시키고 흉부 전극에 배치할 6개를 이용하여 다중전극으로부터 6개의 신호를 받았다.

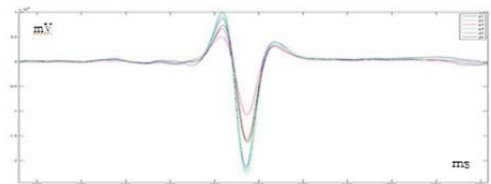


그림 4. 다중전극으로 측정한 심전도 V1

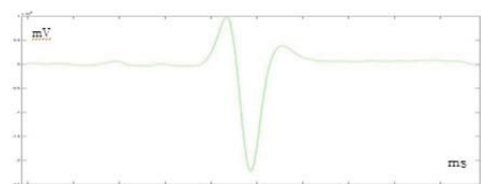


그림 5. 알고리즘을 통해 추출된 심전도 V1

V1부터 V6까지 측정된 다중전극 파형은 전체적으로 비슷한 양상을 갖지만 피크 값에서 차이를 보이는 것을 알 수 있다. 각 파형의 특성인 피크 값의 차이를 비교하기 위해 실험을 하였다. V1부터 V6까지 전문의가 정해진 지점에 단일전극을 부착시켜 심전도를 측정(Data 1)하고 동일 지점을 포함하는 부위에 다중전극을 부착시켜 심전도를 측정(Data 2)하여 두 신호의 Correlation Coefficient 값을 구하였다. 심전도의 비교범위는 S-Peak를 기준으로 각각 ± 1000 포인트로 하여 한 주기를 포함할 수 있는 범위로 제한하였다. S-Peak 다중 전극으로 심전도를 측정할 때 주기마다의 순서가 뒤바뀌지 않으며 각 전극의 위치마다의 선형적 변화율을 갖는 특징이 있어 이를 기준으로 하였다. correlation coefficient는 Data1과 Data2사이의 특성치의 관련성 정도를 가리키는 지수이며, 그 정도를 -1과 +1의 사이의 값으로 나타낸다. 두 데이터 Data1(x_1, x_2, \dots, x_n)과 Data2(y_1, y_2, \dots, y_n)가 얻어졌을 때의 상관계수를 구하는 식은 다음과 같다.

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}}$$

< 표 2 >는 Data2의 각각의 6개 신호와 Data1과의 correlation coefficient 과정을 V1부터 V6까지 동일하게 적용한 값이다. P1부터 P6는 하나의 흉부리드를 측정할 때 다중전극에 위치한 각각 포인트의 신호이다.

표 2. Data1과 Data2의 correlation coefficient

	P1	P2	P3	P4	P5	P6
V1	0.726	0.784	0.871	0.621	0.584	0.522
V2	0.823	0.924	0.787	0.629	0.702	0.594
V3	0.798	0.821	0.846	0.642	0.579	0.541
V4	0.678	0.598	0.662	0.871	0.735	0.584
V5	0.796	0.962	0.807	0.611	0.584	0.609
V6	0.742	0.519	0.599	0.728	0.911	0.803

위 과정을 다섯 번 반복하여 가장 큰 Correlation Coefficient의 크기를 갖는 심전도 순위를 정하였다. < 표 3 >에서 얻은 S-Peak에서의 절대값 순서를 나타내며 기입된 값은 다섯

번의 실험 중에 가장 큰 Correlation Coefficient를 가졌을 경우의 수이다.

표 3. 가장 큰 Correlation Coefficient를 갖는 경우

	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th
V1	1	4	0	0	0	0
V2	1	3	1	0	0	0
V3	0	4	0	0	1	0
V4	2	3	0	0	0	0
V5	0	5	0	0	0	0
V6	1	4	0	0	0	0

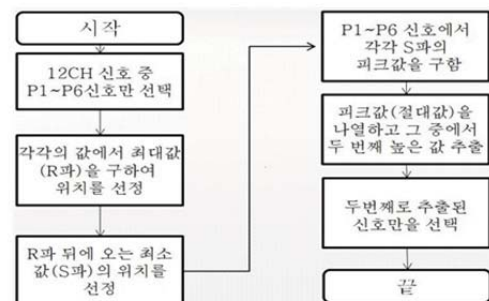


그림 6. 최적신호 알고리즘 순서도

확률적으로 절대값의 크기 순서로 두 번째에 해당되는 신호와 가장 큰 Correlation Coefficient를 갖는 것을 알 수 있었다. 이 데이터를 통해 S-Peak를 기준으로 절대 값의 크기를 비교했을 때 2번째 큰 신호를 선택하는 알고리즘을 설정하였다.

4. 연구 대상

연구에 참여한 피검자는 Y대학 재학생 20대 남성 2명으로서 의학적 검사결과 건강상 이상이 없고 심장 질환이 없는 자를 선정하였다. 사전에 심전도 측정 방법에 관한 설명을 충분히 하였다.

5. 사전 검사

본 실험을 위한 사전 검사로 피검자의 12채널 심전도를 측정하였다. 전문의가 직접 심전도 측정을 했으며 본 실험 시 심전도 측정 기준을 삼기 위해 사지전극 및 흉부전극 지점을 표시하여 동일한 지점을 기준으로 정하였다.

6. 실험설계

다중 전극 및 알고리즘의 측정 성능을 검증하기 위해서 두 종류의 심전도 측정한다. 전문의가 정해진 지점에 단일전극을 부착시켜 심전도를 측정(Data1)하고 동일 지점을 포함하는 부위에 다중전극을 부착시켜 심전도를 측정(Data2)을 하여 알고리즘을 통하여 얻은 최적신호와 전문의가 알려준 지점의 심전도와 correlation coefficient를 구하고 다른 신호보다 높은 수치를 갖는지 확인한다.

7. 심전도 측정

본 실험에서의 심전도 데이터는 초당 4000 포인트로 30초간 얻는다. Data1과 Data2을 V1부터 V6까지 동일한 과정을 거쳐 데이터를 획득하여 저장한다. < 그림 6 >은 다중전극으로 12채널 심전도 측정을 실시한 피검자의 모습과 다중전극에 케이블 연결 모습이다.



그림 7. 피검자에게 다중전극 부착

연구 결과

< 표 4 >는 피검자의 심전도 중 절대 값의 크기 순서로 두 번째에 해당되는 신호와 전문의가 정해 준 지점에 단일전극을 부착시켜 측정한 신호와의 Correlation Coefficient값이다.

표 4. 기준신호와 최적신호의 Correlation Coefficient

피검 자	V1	V2	V3	V4	V5	V6	평 균
1	0.88 2	0.83 7	0.84 3	0.83 3	0.79 2	0.75 1	0.82 3
2	0.79 2	0.66 2	0.79 2	0.81 1	0.73 1	0.84 8	0.77 3

표 5. S-Peak 순서에 따른 Correlation Coefficient

순서	1st	2nd	3rd	4th	5th	6th
평균	0.709	0.798	0.563	0.498	0.416	0.530

< 표 5 >는 다중 전극으로 측정한 심전도의 한 주기에 대하여 S-Peak에서의 절대 값의 크기순서로 각각의 심전도와 전문의가 정해진 지점에 단일전극을 부착시켜 측정한 신호와 Correlation Coefficient값을 나타낸 것이다. 연구 결과 다중전극으로 측정한 심전도 신호 중 S-Peak에서의 절대 값 크기가 두 번째에 해당되는 신호가 가장 높은 유사 정도(correlation coefficient=0.798, 강한 양적 선형 관계)를 갖는 것을 알 수 있다.

결론

본 연구에서는 정확하고 간편하게 심전도 전극을 배치하여 적합한 12채널 심전도 신호를 얻기 위해 일체화된 다중전극을 설계, 제작하였으며 최적신호 검출 알고리즘을 제안하여 비전문가가 다중전극으로 측정한 심전도와 전문의가 정해진 지점에 단일전극으로 측정한 심전도의 상관관계(Correlation Coefficient)를 구해보았으며 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. Correlation Coefficient값이 더 높지 않은 이유는 동시에 측정된 심전도 데이터가 비교가 아니며 측정에 사용된 단일전극과 다중전극이 똑같은 재질로 만들어진 전극이 아니다. 또한 두 데이터가 완전히 같은 지점을 측정한 값, 즉 전극의 위치가 완전히 똑같은 지점을 측정하지 못한 것으로 사료된다.

2. 대략적인 위치를 제시해주고 비전문가가 다중 진극을 배치시켜 심전도를 측정한다. 본 연구에서 제안한 최적신호 검출 알고리즘 통해 선택된 하나의 심전도 데이터와 전문의가 정해진 지점에서의 측정 심전도 데이터와 correlation coefficient가 평균적으로 0.798(강한 양적 선형 관계)의 값을 갖는 것으로 나타났다. 이를 통하여 전문가가 심전도를 측정하지 않더라도 본 연

구에서 제작한 다중전극이 유사한 정도를 갖는 심전도 신호로 측정 될 수 있음을 알 수 있었다.

참고 문헌

- [1] 신동근 “신경망 기반의 심전도신호 특징 추출 및 선택에 의한 부정맥 진단” 2010
- [2] 류경호 “응급의료용 12 채널 3part 일체형 심전도 전극 개발” 2010
- [3] 이강휘 “패치형 바이폴라 심장활동 모니터링 시스템을 이용한 스트레스 상태의 HRV 평가” 한국 감성과학회지, PP.161-168, 2009
- [4] 김홍래, 이충일, 이충근, 이명호, 김현준, 최의중, 김용준 “MEMS 기술과 유연인쇄기관 기술을 이용한 단일지점 검침 심전도 센서 ” 센서학회지, 18(5)359 -364 1225-5475, 2009
- [5] 전계록, 정동근, 김기련, 신범주 “심전도와 맥파 신호 검출을 위한 센서 시스템의 구현” 한국산학기술학회논문지 10(5)992-999 1229-8832, 2009
- [6] G.E.Bergeo, R.D.Squires and W.C.Sipple "Electrocardiogram Electrocardiogram 36 recording with pastless electrode", IEEE Trans. BiomedEng., Vol.BEM-18, pp.206-211, 1971.
- [7] W.H.Ko, M.R.Neuman, R.N.Wolfson, and E.T.Yon, "Insulated active electrodes", IEEE Trans. Lnd. Elect. Contr. Instrum., Vol LECI-17, pp.195-198, 1970.
- [8] M.J.Burke and D.T.Gleeson, "Amicropo-werdryelectrode ECG preamplifier", IEEE Trans. BioMed. Eng., Vol.47, No.2, pp.155-162, 2000.
- [9] N.V.Thakor, J.G.Webster and W.J.Tompkins, "Optimal QRS detector", Medical and Biological Engineering, Vol.21, No.3, pp.343-50, 1983.

보행 중 심박, 호흡, 움직임의 위상 동기역학적 특성 분석

김상경¹, 김고근², 이원규¹, 윤희남¹, 정다운¹, 박광석³

¹서울대학교 공과대학 협동과정 바이오엔지니어링전공,

²기초과학연구원 인지 및 사회성 연구단,

³서울대학교 의과대학 의공학교실

Analysis of Phase Synchronization of Cardiac-Respiratory- Locomotor Dynamics during Walking

S. K. Kim¹, K. K. Kim², W. K. Lee¹, H. N. Yoon¹, D. W. Jung¹, K. S. Park³

¹Interdisciplinary Program of Bioengineering, Seoul National University,

²Center for Cognition and Sociality, Institute for Basic Science,

³Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University

¹skkim@bmsil.snu.ac.kr, ³pks@bmsil.snu.ac.kr

Abstract

Many studies have demonstrated that there are phase synchronizations between weakly coupled oscillators which can be biological or non-biological systems. Cardiac rhythm is also modulated by other oscillating systems such as respiration and rhythmic movements. In this study, we investigated the complex relationship between cardio-locomotor coupling (CLC), cardio-respiratory coupling (CRC), and locomotor-respiratory coupling (LRC) during walking. Five healthy young persons (29.2 ± 2.23 years) were participated in this study. ECG, respiration, and three-axis acceleration were recorded during treadmill walking at three different speeds. The analysis of the experimental records revealed that CRC indexes (ρ_{C-R}) and LRC(ρ_{L-R}) indexes were decreased at higher walking speed whereas CLC(ρ_{C-L}) indexes were increased. This may indicate that the cardiac rhythm is entrained more by locomotion than by respiratory rhythm when the muscle contracts intensively.

연구 배경

심박 리듬은 신체 내부, 외부의 많은 요소들에 의해서 조절된다. 특히 심박과 호흡과 같이 반복적인 움직임을 나타내는 생체 시스템은 상호 관계성을 나타내며 서로 일정한 정수 비율로 동기화되어 나타나는 특성이 있다는 연구가 계속해서 보고되고 있다[1-5]. 뿐만 아니라 생체 시스템끼리의 동기역학적 특성은 생리학적인 상태를 반영한다는 논문도 보고되고 있다. [2,5]. 기존에는 인체 내의 각 기관을 개별적으로 해석하면서 생체 신호를 독자적으로 해석하는 연구가 대부분이었다. 하지만 각 기관은 전체를 구성하는 부

분으로서 서로 상호작용하고 있기 때문에 보다 총체적인 해석이 필요하다. 이 때 위상 동기화 분석 방법을 이용하면 생체 신호끼리의 상호 관계성에 대한 보다 심층적인 해석이 가능하다. 본 연구에서는 심박, 호흡, 반복적인 움직임이 서로 밀접하게 관계되어 있다고 보고 보행 속도가 달라질 경우 나타나는 호흡과 보행 주기의 변화와 이로 인해 생기는 심박, 호흡, 보행 주기 사이의 관계성 변화에 대해 위상 동기화 분석 방법을 이용하여 고찰해보고자 한다.

연구 방법

본 연구에서는 5명의 건강한 성인(평균나이: 20.2 ± 2.23 , 남자 2명, 여자 3명)을 대상으로 실험을 진행하였다. 실험은 운동 전 휴식, 2km/h, 3km/h, 4km/h 속도로 보행, 운동 후 휴식의 순서대로 이뤄지며 각각 10분씩 진행되어 한 사람당 총 50분 동안 진행된다. 측정된 신호는 심전도, 호흡, 신발에서의 가속도 신호이며 모두 BIOPAC MP250을 사용하여 250Hz의 샘플링 주파수로 동시에 측정하였다. 위상 동기화 분석을 하기 위해 심전도 신호에서는 R-wave를 검출하였고 신발에서의 가속도 신호에서는 발뒤꿈치가 닿는 순간(initial contact)을 검출하여 Phase를 계산하였다[1].

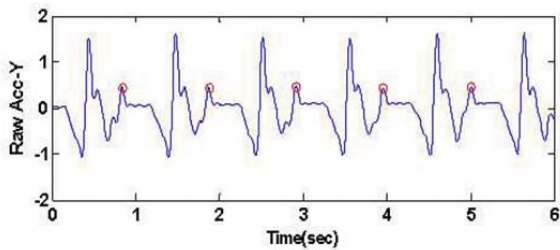


그림 1. 신발에서의 가속도 신호 및 뒷꿈치가 발에 닿는 순간 (initial contact)

호흡은 0.1~1Hz로 필터링한 후 힐버트 변환을 이용하여 위상을 구하였으며, 동기화 지표(SI)는 Shannon entropy를 이용하여 위상차의 분포를 정량화시킨 p 를 사용하였다[2-3]. 여기에서 사용한 동기화 지표는 1일 경우 완전히 동기화된 것을 의미하며 0이면 전혀 동기화되지 않는다는 것을 의미한다. 동기화 지표는 평균주파수 비율을 중심으로 1/4 간격의 비율에 대해 모두 구하였으며 이 중 가장 큰 값을 선택하였다.

연구 결과

분석 결과 각각 1/4 간격으로 동기화 지표를 구하였을 때 특정 비율에서만 높게 나타나는 것을 확인할 수 있었다. 하지만 그 비율이 꼭 평균 주파수 비율과 일치하는 것은 아니었다. 한편 그림 2에서 나타난 바와 같이 순간 주파수 비율은 속도가 빨라질수록 심박-호흡, 심박-걸음의 경우

모두 감소하며 변화폭은 감소하는 것을 확인할 수 있었다. 하지만 걸음과 호흡의 순간 주파수 비율은 걸음속도가 빨라져도 크게 변화하지 않았다.

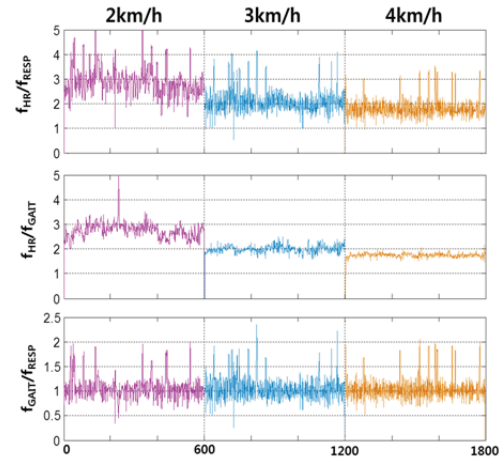


그림 2. 보행 속도 변화에 대한 순간 주파수 비율

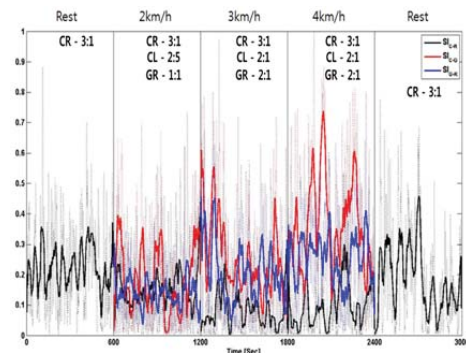


그림 3. 속도 변화에 따른 순간 동기화 지표의 변화 (C-R: 심박-호흡, C-G: 심박-보행, G-R: 보행-호흡)

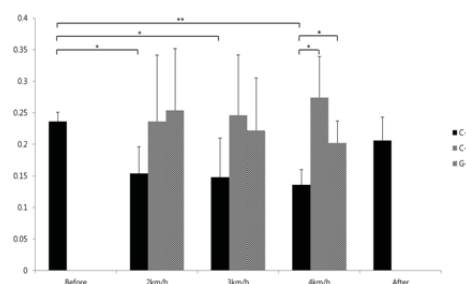


그림 4. 속도에 따른 평균 동기화 지표의 변화 (C-R: 심박-호흡, C-G: 심박-보행, G-R: 보행-호흡)

그림 3에서 나타난 바와 같이 보행 속도의 증가에 따라 심박-보행의 동기화 지표는 증가하는 반면 심박-호흡 및 보행-호흡의 동기화 지표는 감

대동맥 벽면전단응력 측정에 대한 수학적 기법의 적용

이나희^{1,2}, 김정훈¹, 박지은¹, 권주영¹, 도영해², 박철우³, 이종민^{1,4}

¹경북대학교 의용생체공학과, ²수학과, ³기계공학과, ⁴영상의학과

Revisiting Mathematical Method for Aortic Wall Shear Stress

N. H. Lee^{1,2}, J. H. Kim¹, J. E. Park¹, J. Y. Gwon¹, Y. H. Do², C. W. Park³, J. M. Lee^{1,4}

¹Department of Biomedical Engineering, ²Mathematics, ³Mechanical Engineering and Radiology, ⁴School of Medicine, Kyungpook National University, Daegu, South Korea

Abstract

Wall shear stress is one of the most important factors in the localization and the development of arterial disease and can be measured by multiplying wall shear rate by viscosity. In this study, Magnetic Resonance Imaging (MRI) was performed with velocity encoded phase contrast sequence to get velocity profiles of blood flow. Velocity was calculated by pixel-by-pixel based from images. Wall shear rate measurement equations for given velocity values were induced using Lagrange's polynomial interpolation of degree one, two and three. Wall shear stress was calculated using three types of equation and verified by an aortic flow model system.

연구 배경

우리 몸의 각 조직은 혈액을 통하여 산소와 영양분을 공급받는다. 혈류동은 심장과 혈관의 특성에 영향을 받으며, 유동이 원활하지 않으면 조직의 기능이 저하되거나 괴사가 진행된다. 이와 관련하여 혈류동을 관측, 해석하고 혈류역학적 인자들과 혈관 질환의 상관 관계를 밝히고자 하는 연구가 지속적으로 진행되어왔다. 그러나 혈류동은 생체 내 환경과 심장에 의한 박동성, 불규칙한 혈관 형상에 의해 매우 복잡한 형태를 가진다. 또한 체내(in vivo)에서 혈류역학적 인자를 측정하더라도 유동의 와류 현상과 측정 기기로 인한 오차로 인해 신뢰도가 떨어진다. 이에 따라 혈류동 해석을 위한 체외(in vitro) 측정 기법 개발에 관한 연구가 이루어지고 있으며, 신뢰도 높은 측정 값을 통한 혈관 질환의 근본적 원인 규명의 필요성이 대두되고 있다.

주요한 혈류역학적 인자 중 하나인 벽면 전단 응력 (Wall Shear Stress, WSS)은 혈류의 흐름으로 인해 혈관 벽이 받는 힘으로 혈류동의 이상 징후와 동맥 경화의 진행 정도를 예측하는데 사

용될 수 있다고 알려져 있다. 본 연구에서는 자기 공명 영상 (MRI)을 이용하여 혈류 속도를 측정하고 이로부터 다양한 차수의 보간법(interpolation method)을 사용하여 WSS 측정 기법을 개발 하였다.

연구 방법

혈류 속도의 측정에 있어서는 위상 대조 (Phase Contrast) 기법을 사용하여 촬영한 MR 영상을 기반으로 하였으며, 이로부터 픽셀 단위의 속도 값을 계산하였다. 벽면에서의 속도 변화율에 해당하는 벽면 전단율 (Wall Shear Rate, WSR)은 픽셀 별로 얻어진 속도 데이터로부터 보간법을 사용하여 함수를 구하고, 벽면에 해당하는 위치의 미분값으로 계산 할 수 있다. 본 논문에서는 라그랑주 보간법(Lagrange's polynomial interpolation method)을 이용하여 벽면에서 혈관 중심 방향으로 거리에 대한 속도 값을 반영하는 다항식을 찾았다. WSS를 계산하고자 하는 벽면 픽셀을 (x0, y0) 좌표에 대응시키고, 이로부터 중심 방향으로 인접한 픽셀들을 순서대로 (xi,

연구 결과

$$\tau_w = \frac{\Delta P \times D}{4L} \quad (1)$$

Time	Control (WSS)	10% TBSA (WSS)	20% TBSA (WSS)
0	5	5	5
2	10	10	10
4	20	25	25
6	50	65	110
8	85	105	125
10	40	45	40
12	25	25	25
14	15	15	45
16	10	10	10
18	5	5	-10
20	0	0	0
25	0	0	0
30	0	0	-20
35	0	0	0
40	0	0	0

Acknowledgements

[2] Christopher P., et al. *Quantification of wall shear stress in large blood vessels using Lagrangian interpolation functions with cine phase-contrast magnetic resonance imaging* (2002). Annals of Biomedical Engineering, vol.30 pp.1020-1032.

Department of Biomedical Engineering, School of Electrical Engineering,
University of Ulsan, Ulsan, Korea
*hsyoo@ulsan.ac.kr

The RF antennas in Magnetic Resonance Imaging (MRI) systems induce scattered electric field in the medical implant, and the principal bioeffect is tissue heating. In this work, a noble method to reduce the scattered field has been proposed. In this proposed method, metal nails have been placed along the length of the medical lead. The scattered electric field is calculated near the lead tip at 64 MHz for a model implant by using Ansoft HFSS. By using this method, a significant decrease in the scattered electric field has been observed.

Magnetic Resonance Imaging (MRI) has become the one of the most popular imaging procedure for diagnosis. Unlike conventional radiography and computed tomographic imaging, MRI has many advantages, including its no ionizing nature and the ability to discriminate different soft tissues without contrast media. However, the substantial benefits of MRI are often not applicable to those patients who have implanted medical devices such as pacemakers (PM), implantable cardioverter devices (ICD) and deep brain stimulators (DBS). These implanted medical devices interact with the magnetic fields in MRI and one of the remaining challenges is the tissue heating (Fig. 1) by the induced scattered electric field from radio frequency (RF) antennas in the MRI systems [1].

As shown in Fig. 2, The model implant considered for the calculations is a 40-cm long insulated wire with 1 cm removed insulation (Teflon) at one side end. The wire diameter is 1.6 mm and the outer insulation diameter is 2.5 mm. The constitutive parameters of the embedding medium corresponding the human tissue are $\epsilon_r=60$, $\sigma=0.6$ S/m. The scattered electric field has been calculated near the end of the lead tip at 64 MHz (1.5T MRI system) and Ansoft HFSS has been used for the simulation.

In order to reduce the scattered electric field near the lead tip which is responsible for heating, proposed metal nails have been placed along the length of the lead. The number of nails in one turn (N_n) and the number of nails set (N_s) have been varied to check the variation of the scattered electric field near the lead tip.

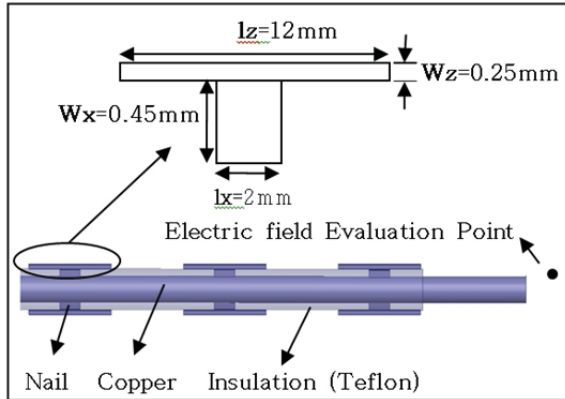


Fig. 2. The model of the lead implant with proposed nails

Results

The magnitude of scattered electric field can be reduced significantly by introducing nails (Fig. 3). By increasing the nails set (N_s) dramatically decreases the electric field. However, by increasing nails in one turn (N_n) doesn't necessarily decrease the electric field at all points. Fig. 4 shows, $N_n=1$, $N_s=30$ configuration produces the best result overall, whereas $N_n=1$, $N_s=20$ configuration increases the electric field within the last 10 cm of the lead. For $N_n=1$, $N_s=10$ configuration, the electric field increases at all points. Fig. 5 indicates the changes in electric field when no. of nails in one turn (N_n) varied. When ' N_n ' increased from $N_n=1$ to $N_n=3$, electric field rises for last 12 cm of the lead.

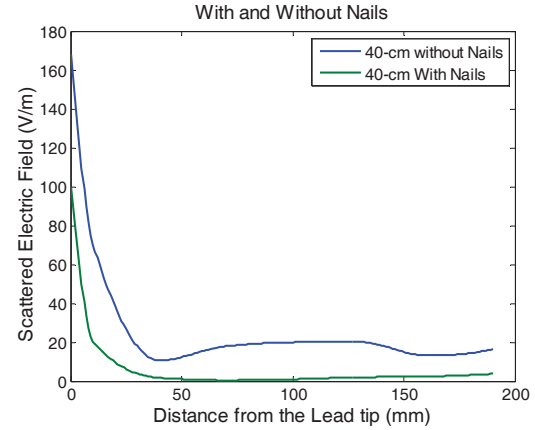


Fig. 3. Simulation results for with and without nails configuration of 40-cm lead

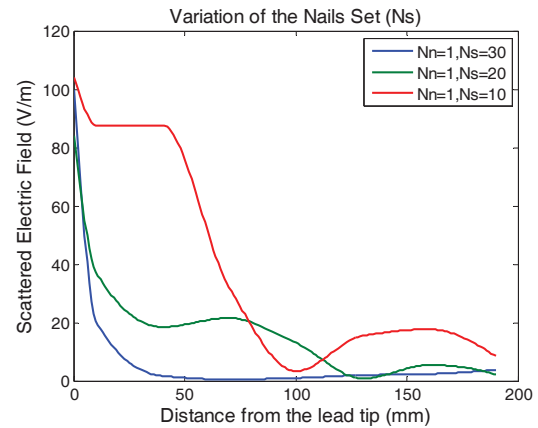


Fig. 4. Simulation results for variation of nails set (N_s)

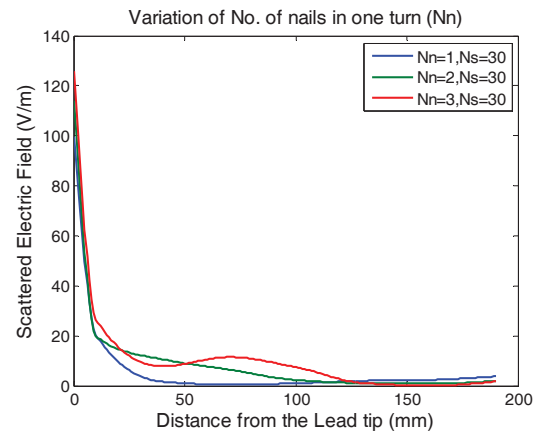


Fig. 5. Simulation results for variation of nails in one turn (N_n)

Conclusion

The MRI heating problem with ICD or pacemaker has become a major concern over the past few years. In this paper, by introducing nails in the medical implant provide a way to reduce the E-field near the lead tip. In future, it is necessary to check the result for other cases such as; different lengths of medical implant (e.g;20cm, 60cm), different nail dimensions at different MRI frequencies (128 MHz, 300MHz) as well.

Acknowledgements

This work was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea (NRF) funded by the Ministry of Education, Science and Technology (2011-0014776).

References

- [1] S. M. Park, R. Kamondetdacha, and J. A. Nyenhuis, "Calculation of MRI-Induced Heating of an Implanted medical lead wire with an electric field transfer function," *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol.26, Issue 5, pages 1278-1285, November 2007.
- [2] E. Mattei, M. Triventi, G. Calcagnini, F. Censi, W. Kainz, G. Mendoza, H. I Bassen, and P. Bartolini, "Complexity of MRI induced heating on metallic leads: Experimental measurements of 374 configurations," *Biomedical Engineering Online*, vol.7, 2008.

지배적인 주파수 비율은, 동기역학 특성이 증가한다고 알려진 [2] non-REM 수면 중, 깊은 수면 (Deep Sleep)에서의 심박과 호흡의 비율 (dominant Deep Ratio: dDR)과 이것의 상반된 특성을 갖은 REM 수면의 심박과 호흡의 비율 (dominant REM Ratio: dRR)로 고정하였다.

연구 방법

Bent Tube Typed Pulsatile Ventricular Assist Device의 안정성을 평가하기 위하여 체외에서 두 개의 VAD를 이용하여 두 개의 VAD를 병렬로 연결하여 하나의 VAD를 자연심장으로 가정하고, 다른 하나의 VAD의 동작을 정지 시킨 후 정지된 VAD의 박출량과 총 박출량을 측정하였다. 또한, 30kg의 개를 대상으로 동물 실험을 실시하였으며, 수술은 개흉술(Thoracotomy)로 진행되었으며, Inlet Cannula를 심첨(Apex)에 연결하고, Outlet Cannula를 하행대동맥(Descending Aorta)에 연결하여 VAD에 연결하였다. 연결 후 VAD의 작동 상태를 확인한 후 VAD가 정지되었을 때의 박출량 및 혈액주머니의 움직임を確認하고, Computed Tomography(CT)를 이용하여 VAD의 혈액 흐름 및 정지되었을 때 혈액의 역류 및 혈액 주머니 내의 Valve의 움직임을 관찰하였다.

연구 결과

Bent Tube Typed Pulsatile Ventricular Assist Device의 안정성을 평가한 결과, 그림 1과 같이 체외에서 기능이상을 가정한 상화에서 자연심장으로 가정한 VAD의 움직임에 의해 정지된 VAD에서 0.3L/min 정도의 유량이 발생하는 것을 확인하였다. 또한 개를 대상으로 한 동물실험에서 그림 2와 같이 VAD를 정지 시킨 후 대동맥의 유량과 VAD의 유량을 측정한 결과 VAD의 유량은 감소하나 지속적으로 박출하는 것을 확인할 수 있다. 또한, CT를 통하여 Valve의 움직임을 관찰한 결과 심장의 박동에 따라 개폐됨을 확인하였다. Valve의 개폐는 혈액의 역류를 방지하고, 기능 이상 시에도 혈액을 박출하여 안정성을 향상 시킬 것으로 보여진다.

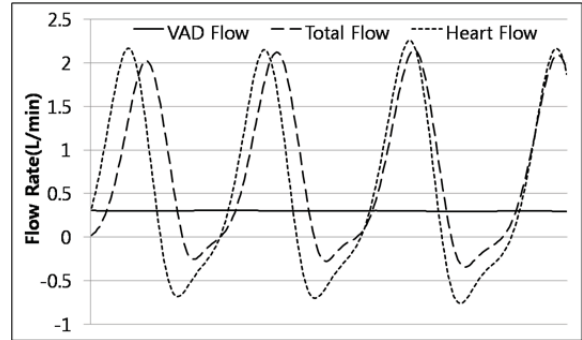


그림 1. 체외에서 VAD의 기능 이상을 유발한 후
정지된 VAD와 총 박출량

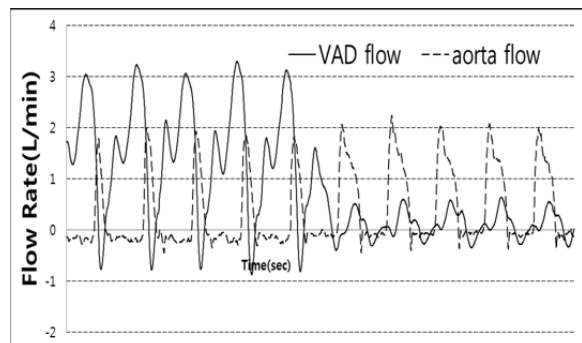


그림 2. 개를 대상으로 실시한 동물실험에서 VAD를 정지시킨 후 VAD 및 Aorta의 박출량 변화

Acknowledgements

본 과제(결과물)는 교육과학기술부의 재원으로
한국연구재단의 지원을 받아 수행된 산학협력
선도대학 육성사업의 연구결과입니다.

참고 문헌

- [1] A. J. Moskowitz and A. D. Weinberg, *Quality of Life with an Implanted Left Ventricular Assist Device*, Ann Thorac Surg, 1997

식도 심음과 식도 내부 압력의 임상적 관련성

신지윤¹, 김공¹, 배진호², 신영덕², 차은종¹, 이태수¹

충북대학교 의용생체공학과, 충북대학교 마취통증의학교실*

Clinical relation of esophageal heart sound and pressure

Ji Yun Shin^{1*}, Kong Kim¹, Jin Ho Bae², Young Duck Shin², Eun Jong Cha¹, Tae Soo Lee¹

Department of Biomedical Engineering¹ and Department of Anesthesiology and Pain

Medicine², Chungbuk National University

*lion0344@chungbuk.ac.kr

Abstract

Esophagus is closely located to heart and affected by heart-beating sound and vibration. Heart sound measured in esophagus plays an important role in monitoring anaesthetized patient. In this study, the sound and pressure were measured in canine esophagus and analyzed to know their clinical meaning. In the result of animal experiment, the pressure waveform showed the synchronicity with cardiac and respiratory cycle, from which we could estimate the respiratory rate. In addition, the pressure amplitude, calculated from the difference of systolic and diastolic blood pressure, showed high correlation with the heart sound amplitude. Therefore, the measurement of esophageal pressure can provide not only the information about cardiac and respiratory condition, but useful tool for monitoring the anaesthetized patient in operation.

연구 배경

식도 심음은 심장에서부터 전달된 심음을 식도에서 측정하는 것을 말한다. 수술 중에는 식도청진기를 사용하여 식도 심음을 청진하는데 이는 심장의 수축력과 관련된 정보를 제공함으로써 환자의 마취 상태와 건강 상태를 모니터링 하는데 중요한 역할을 한다[1, 2].

식도는 대동맥활(aortic arch)의 뒤쪽을 통해 약간 오른쪽으로 치우쳐 심장막(pericardium)과 왼심방(left atrium) 뒤를 지난다. 따라서 심장의 수축과 이완, 대혈관, 기도에 의해 발생하는 소리와 진동이 식도에 전달되게 된다.

이에 본 연구에서는 식도 내부 압력과 심음을 동시에 측정하여 압력 파형의 변화 양상을 관찰하고자 하였다. 또한 혈압의 변화에 따라 식도 내부 압력이 어떻게 달라지는지 살펴보고 이러한

변화와 식도 심음의 임상적 관련성을 파악하고자 하였다.

연구 방법

식도 심음과 식도 내부 압력을 측정하기 위해서 본 연구에서 개발한 디지털 식도청진기 시스템을 이용하였다. 디지털 식도청진기 시스템은 마이크로폰과 압력센서를 식도카테터에 연결하여 마취환자의 심음과 식도 내부 압력을 측정하고 이를 분석할 수 있는 시스템이다.

실험은 윤리위원회의 승인(IRB: 2011-02-005)을 받아 충북대학교 실험동물지원센터에서 진행하였으며, 생후 1년 된 수컷 비글(beagle) 4 마리를 대상으로 하였다. 실험 대상을 흡입 마취제를 이용하여 마취한 후에 식도에 디지털 식도청진기가 연결된 카테터를 삽입하였다. 활력징후가 안정화 되는 것을 확인하고 데이터를 2분간 획

혈압의 증가에 따른 변화율(HP/Basal)을 비교한 결과 표 3과 같이 나타났다. 수축기와 이완기 압력의 차가 증가할수록 제 1심음과 제 2심음의 크기는 커지는 것으로 나타났으며, 수축 시간은 짧아질수록 제 1심음의 크기가 증가하는 것으로 나타났다[표 3].

표 3 압력 파형의 변화율과 심음 크기 변화율 비교

	RMS value	Multiple Correlation Coefficient
SP-DP	S1	0.9041
	S2	0.8543
Systolic Time	S1	0.9103
	S2	0.5074
SPDP & Systolic time	S1	0.9287
	S2	0.9866

연구 결론

본 연구에서는 식도에서 심음과 내부 압력을 측정하고 심음의 변화에 따른 압력 파형의 변화를 연구하였다.

식도 내부 압력은 심주기에 따라 수축기에 전에 압력이 증가하고 수축기 말에 압력이 감소하는 양상을 나타내었으며, 이와 더불어 호기에 전체적인 압력이 증가하고 흡기에 감소하는 양상을 나타내었다. 이러한 변화는 심음 파형에서 보이는 심주기 및 호흡 주기와 일치하였다.

수술실은 수술 도구, 의료 장비 및 의료진에 의해서 다양한 소음이 존재하는 곳이다. 비록 식도에서 측정하는 심음은 다른 부위에서 측정하는 것에 비하여 잡음에 영향을 덜 받지만 잡음에 의한 영향을 무시할 수 는 없다. 그러나 식도 내부에 측정한 압력은 심음에 비해 외부 잡음에 의한 영향을 거의 받지 않으므로, 심음 측정이 어려운 환경에서 추가적인 정보를 제공 받을 수 있을 것이다.

압력 파형을 이용하여 호흡수를 검출한 결과 심음에서 측정한 호흡수와 동일한 결과를 나타내었으며, 신호처리 과정이 간결하고 피크 검출이 심음에 비하여 쉬운 장점이 있었다. 또한 전체적인 호흡주기와 변화 양상을 시각적으로 관찰하기 편리한 장점이 있었다.

심음 파형과 비교를 통해 압력 파형의 진폭의 크기는 수축기 압력과 이완기 압력의 차를 의미하는 것을 알 수 있었으며, 이는 혈압이 크고 수축력이 클수록 커지는 것을 알 수 있었다. 또한 SP-예가 커질 수록 심음의 크기도 커지는 것으로 나타났다.

그리고 수축기 압력과 이완기 압력의 시간 차는 수축 시간을 의미하며 수축 시간이 짧을수록 제 1심음의 크기가 커지는 것으로 나타났으며, 수축 시간이 짧아질수록 제 1심음의 크기도 커지는 것으로 나타났다.

따라서 압력 파형의 진폭과 주기의 정량적인 분석은 심음과 함께 환자의 심혈관계 상태를 파악하는데 매우 유용할 것이다.

Acknowledgements

이 연구는 2012년도 광역경제권 연계협력사업 및 한국연구재단(2012-010951)의 지원을 받아 연구하였음.

참고 문헌

[1] Murray L. Rice and D. John Doyle, "Comparison of Phonocardiographic Monitoring Locations," *IEEE-EMBC and CMBEC*, vol. 1, pp. 685-686, 1995.

[2] Manecke GR Jr and Poppers PJ, "Esophageal stethoscope placement depth: its effects on heart and lung sound monitoring during general anesthesia," *Anesth Analg*, vol. 86, No. 6,pp. 1276-1279, 1998.

기저선 변동 신호가 포함된 광용적맥파로부터
실시간 최정점 검출을 위한 변형된 형태학적 필터의 설계

장대근¹, 장재근², 우말 파르크², 박지훈¹, 한민수¹, 박승훈²

¹KAIST 전기 및 전자공학과, ²경희대학교 생체의공학과

Design of the Modified Morphological Filter for the Real-Time Pulse Peak Detection from the Baseline-Wandered PPG Signals

D. G. Jang¹, J. K. Jang², U. Farooq², J. Park¹, M. Hahn¹, and S. H. Park^{2*}

Department of Electrical Engineering, KAIST, Daejeon, Korea

Department of Biomedical Engineering, Kyunghee University, Suwon, Korea

*parksh@khu.ac.kr

Abstract

In this paper, we design a modified morphological filter (MMF) for the real-time pulse peak detection in baseline-wandered photoplethysmogram (PPG) signals. To eliminate baseline wandering components the PPG signal is first opened by a structuring element for removing peaks in the signal. Then pits in the resultant waveform are removed by a closing operation using the other structuring element. Both structuring elements are selected as two horizontal line segments of zero amplitude, but with different length. The baseline-removed PPG signals are finally obtained by subtracting the results from the original signals. Using the simulated PPG samples, we demonstrate that the MMF provides a lower computational burden and the minimum distortion compared to the conventional methods. The proposed method is therefore highly appropriate to real-time applications using the PPG signals.

연구 배경

광용적맥파(PPG; photoplethysmogram)는 1860년 대 Etienne-Jules Marey가 요골동맥파형을 기록하는 장치를 개발하면서 현재까지 활발히 연구되고 있다 [1]. 광용적맥파의 대표적인 응용 분야로 생체신호 모니터링(혈중 산소포화도, 심박수, 혈압, 심박출량, 호흡), 심혈관계 평가(동맥 질환, 동맥 유순도, 혈관 노화 등), 자율신경 기능 평가(혈관운동기능, 온도조절, 혈압 및 심박변이도 등)가 있다 [2].

지침(指尖)에서 측정되는 광용적맥파는 측정 원리에 의해 본질적으로 파형 내 기저선 변동 성분을 포함하고 있다 [3]. 즉, 피검자의 호흡 활동, 교감신경의 활성화, 체온조절작용 등에 의하여 신체 내부에 저주파 성분이 발생하게 되어 광용적

맥파에 기저선 변동 신호가 나타나게 된다. 이러한 기저선 변동 신호는 광용적맥파를 이용한 건강상태 평가 시 오진의 가능성을 높이는 요인으로 작용한다 [3].

생체신호 모니터링 등 광용적맥파를 이용한 몇몇 응용분야에서는 기저선 변동 신호의 제거와 더불어 실시간 분석을 요구한다. 일반적으로 광용적맥파의 실시간 처리를 위해서는 계산량, 메모리 용량 등 일괄처리(batch-processing) 방식에 비하여 고려하여야 할 사항이 더 많다.

본 논문에서는 광용적매크가 포함하고 있는 기저선 변동 성분을 최정점 정보의 왜곡없이 제거하고 적은 계산량과 메모리 사용을 통하여 실시간 검출이 가능한 변형된 형태학적 필터링 방법을 제안하였다.

광용적맥파에 내재되어 있는 기저선 변동 성분을 제거하기 위하여 다양한 방법들이 제안되었다. 대표적인 기저선 변동 제거 방법으로 대역통과필터(bandpass filter), 적응필터(adaptive filter), 웨이블릿 필터(wavelet filter) 등이 있다. 종래의 널리 사용되는 방법은 대역통과필터를 이용한 방법이다. 일반적으로 광용적맥파는 0.15-20 Hz의 대역폭을 가지므로 이를 제외한 나머지 주파수 성분들을 제거하도록 대역통과필터를 설계함으로써 광용적맥파의 기저선 성분을 제거할 수 있다 [3]. 하지만 대역통과필터를 이용한 방법은 고정된 차단 주파수에 의해 중복파, 절흔 등의 임상 정보가 왜곡되는 단점이 있다 [1].

적응필터를 이용한 방법의 대표적인 예는 최소 제곱평균(LMS; least mean square)나 재귀적 최소자승법(RLS; recursive least square) 필터를 이용하는 것이다 [4]. 이러한 방법은 기준 신호(reference signal)를 정확하게 알고 있을 경우 최적의 성능을 나타낸다. 하지만 통상 임상에서 측정된 광용적맥파의 경우 기준 신호를 정확하게 알 수 없으므로 적응필터를 적용하는 데 문제점이 있다 [1].

웨이블릿 필터를 이용한 방법의 경우 시간-주파수 분석을 통하여 광용적맥파의 기저선 변동 신호를 효과적으로 제거한다 [1]. 광용적맥파를 몇 개의 신호로 분해하고 분해된 신호 중 광용적맥파와 관련된 성분을 제거한 채 결합함으로써 기저선 변동 성분이 제거된 광용적맥파를 얻을 수 있다 [5]. 하지만 이 방법의 경우 비정상성(nonstationary) 기저선 변동 성분이나 잡음을 제거하기 위하여 스케일(scale)과 문턱치(threshold)를 적응적으로 변화시킬 수 없다는 단점이 있다 [1].

형태학적 연산 (Morphological Operations)

형태학적 연산은 신호의 형태(shape) 정보를 이용하는 비선형 분석법에 해당한다 [6]. 형태학적 연산은 기본적으로 침식(erosion) 연산과 팽창(dilation) 연산으로 이루어진다. 이와 더불어 형태

학적 연산은 침식 연산과 팽창 연산을 조합하여 열기(opening) 연산과 닫기(closing) 연산을 포함한다.

형태학적 연산의 침식 연산과 팽창 연산은 식 (1)과 (2)에 의해 정의된다.

$$(f \ominus k)(m) = \min_{n=0, \dots, M-1} f(m+n) - k(n), \quad (1)$$

$$\text{for } m = 0, \dots, N - M.$$

$$(f \oplus k)(m) = \max_{n=m-M+1, \dots, m} f(n) + k(m-n), \quad (2)$$

$$\text{for } m = M-1, M, \dots, N-1.$$

식 (1)과 (2)에서 f 와 k 는 각각 N 개의 값을 가지는 입력 신호와 M 개의 값을 가지는 구조 성분(structuring element)을 나타낸다. 일반적으로 구조 성분은 대칭성(symmetric)을 나타내며, 입력 신호의 크기는 구조 성분의 크기 보다 크다고 가정한다 [6],[7]. 식 (1)과 (2)로부터 유도되는 열기 연산과 닫기 연산은 각각 식 (3)과 (4)에 의해 결정된다.

$$f \circ k = f \ominus k \oplus k \quad (3)$$

$$f \bullet k = f \oplus k \ominus k \quad (4)$$

식 (3)과 (4)를 해석하면, 열기 연산은 입력 신호에 대하여 구조 성분을 한 샘플씩 이동하면서 구조 성분에 가장 높게 닿는 입력 신호 성분을 선택하는 것이다. 반대로 닫기 연산은 가장 낮게 닿는 입력 신호 성분을 선택한다.

연구 방법

광용적맥파의 기저선 변동 성분을 예측하기 위하여 먼저 광용적맥파 신호를 구조 신호(ko)를 이용하여 연다(open). 이는 광용적맥파에 포함되어 있는 피크 성분을 제거하는 것을 의미한다. 광용적맥파의 피크 성분을 제거한 후 그 결과 신호로부터 다른 크기의 구조 신호(kc)를 이용하여 닫기 연산을 수행한다. 이는 결과 신호에 포함되어 있는 밸리 성분을 제거하는 것을 나타낸다. 본 연구에서는 구조 신호 ko와 kc의 크기를 각

동 성분을 제거하는 것을 확인할 수 있다. 그림 1은 변형된 형태학적 필터를 이용하여 추정된 기저선 변동 신호를 나타낸다.

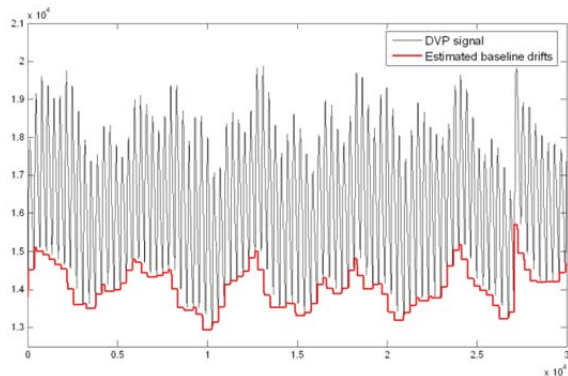


그림 1. 변형된 형태학적 필터를 이용한 광용적 맥파의 기저선 변동 제거

Acknowledgements

"본 연구는 지식경제부 및 정보통신산업진흥원의 대학 IT연구센터 육성지원 사업의 연구결과로 수행되었음" (NIPA-2012-(H0301-12-2001))

참고 문헌

[1] T.H. Kim et al., *Biofunctional Medicine*, Seoul, Korea: Kunja Press, 2008.
 [2] J. Allen, "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement," *Physiol. Meas.*, vol. 28, pp. R1-R39, 2007.

[3] D.G. Jang, J.K. Jang, U. Farooq, S.H. Park, and M. Hahn, "Removal of baseline wandering signal from the photoplethysmography using the empirical mode decomposition," in *the 45th KOSOMBE Conference*, Gwangju, 2012.
 [4] N.V. Thakor and Y.S. Zhu, "Application of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancellation and arrhythmia detection," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, pp. 785-794, 1991.
 [5] W.W. Dai, Z. Yang, S.L. Lim, O. Mikhailova, and J. Chee, "Processing and analysis of ECG signal using nonorthogonal wavelet transform," in *the 20th Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, Hong Kong, 1998.
 [6] C.H. Chu and E.J. Delp, "Impulsive noise suppression and background noise normalization of electrocardiogram signals using morphological operators," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 36, pp. 262-273, 1989.
 [7] Y. Sun, K.L. Chan, and S.M. Krishnan, "ECG signal conditioning by morphological filtering," *Comp. Biol. Med.*, vol. 32, pp. 465-479, 2002.
 [8] M. Blanco-Velasco, B. Weng, and K.E. Barner, "ECG signal denoising and baseline wander correction based on the empirical mode decomposition," *Comp. Biol. Med.*, vol. 38, pp. 1-13, 2008.

표 2. 예측성능 비교 (로지스틱 회귀분석 모형 vs. 신경망 모형)

Mea- sure	LR	NN				
		HN	HN	HN	HN	HN
		(2)	(3)	(4)	(5)	(6)
Avg.	76.6	82.3	79.2	78.5	76.6	76.7
ACC	(10.6)	(7.6)	(7.0)	(8.5)	(10.5)	(8.6)
Avg.	81.4	87.3	80.4	83.2	77.7	80.5
SENS	(11.8)	(10.5)	(11.8)	(12.8)	(11.1)	(12.9)
Avg.	75.1	78.2	78.3	74.7	76.0	73.8
SPEC	(11.3)	(15.3)	(14.6)	(18.6)	(15.2)	(15.6)
Avg.	73.1	78.2	77.4	75.8	73.9	72.9
PPV	(9.8)	(10.3)	(12.8)	(13.6)	(12.8)	(11.3)
Avg.	84.4	89.3	84.0	85.5	80.6	83.0
NPV	(9.4)	(8.2)	(8.5)	(9.3)	(10.2)	(9.0)
Avg.	77.8	81.9	78.6	77.6	76.4	76.2
GEO	(7.9)	(8.0)	(6.9)	(9.3)	(10.3)	(8.9)

연구 결과

심부전과 관련된 위험인자로는 표 1과 같았고, 이를 근거로 10-fold 교차검증을 수행한 결과, 신경망 모형의 경우 은닉층 노드 수를 2개로 하였을 때 가장 좋은 결과를 제공하였으며, 3개 혹은 4개 일 때 로지스틱 회귀분석 모형과 유사한 결과를 제공할 수 있었다.

Acknowledgements

이 연구는 2012년도 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업지원(2012-0004520)과 지식경제부 지방혁신사업(RTI04-01-01)지원을 받아 수행하였음.

참고 문헌

- [1] A.S. Maisel, P.A. Krishnaswamy, R.M. Nowak, J. McCord, J.E. Hollander, P. Due, et al., "Rapid measurement of B-type natriuretic peptide in the emergency diagnosis of heart failure," *N Engl J Med.*, vol.347, pp.161-167, 2002.
- [2] 이건우, 박규남, 최승필, 이미진, 이원재, 김한준, "울혈성 심부전 예측에 대한 혈청 NT-proBNP 와 BNP 의 비교 분석," *대한응급의학회지*, 제 17 권, 제 4 호, pp.291-299, 2006.
- [3] C.S. Son, Y.N. Kim, H.S. Kim, H.S. Park, M.S. Kim, "Decision-making model for early diagnosis of congestive heart failure using rough set and decision tree approaches," *J Biomed Inform*, vol.45, no.5, pp.999-1008, 2012.

사용한 약물은 겐타마이신(gentamicin)으로 이 약물은 전정기관의 유모세포를 파괴하는 효과를 가진 약물이다. 이 방법을 이용하여 일측 전정기관장애 동물 모델을 유도하였다.



그림 3. 회전 자극을 통한 기니피그의 전정기능을 평가

그림 3은 동물 회전 자극기를 통해 기니피그의 전정기능을 평가하는 실험을 보여 주고 있다. 기니피그의 안구에 자기 탐지 코일을 연결한 후 회전자극을 주어 전정기관을 자극하고 이에 따라 기니피그에서 측정된 전정안반사의 이득을 확인하였다.

이득은 안구운동의 느린 성분의 최고속도와 회전자의 최고속도의 비율로, 회전의자와 반대측으로 향하는 안구운동의 최대 속도가 회전의자의 최대 속도와 동일한 경우 이득이 1이 된다. 이득은 다음과 같이 나타낼 수 있다. [2]

$$\text{이득(Gain)} = \frac{\text{느린성분의 안구운동속도}}{\text{회전의자의 회전속도}}$$

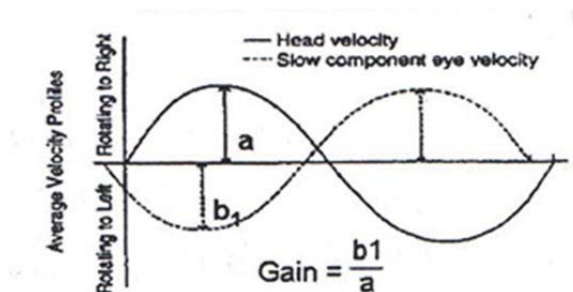


그림 4. 회전자극에서 전정안반사의 이득

본 논문의 실험에서는 전정장애 동물모델을 검증하기 위해 일측 전정장애 동물모델 유도 수술 전과 후의 이득을 비교했다. 실험 대상은 두 마

리의 기니피그이며 동물 회전 자극기를 이용한 회전자극의 운동 각도와 속도를 변경하며 진행하였다. 각 실험에서의 움직임 각도는 60, 90, 120, 180도이고 속도는 0.32, 0.16 Hz이다. 동물 회전 자극기를 이용한 전정안반사 실험을 통한 결과로 이득을 계산하고 일측 전정장애유발 전/후의 이득을 비교했다.

연구 결과

그림 5는 회전 자극을 가한 기니피그의 안구 운동상태를 보여준다. Red line과 Blue line은 자기장 센서로 동물의 안진을 측정된 결과이다. 이때 Red line은 눈의 세로방향 운동(y축), Blue line은 눈의 가로방향 운동(x축)을 의미한다. Magenta line은 자극기의 동작 상태를 보여준다. 본 실험에서는 가로방향으로만 회전하면서 자극하였다. Matlab을 이용하여 측정 결과의 일정구간을 지정하면 분석하고 이득을 받을 수 있다.

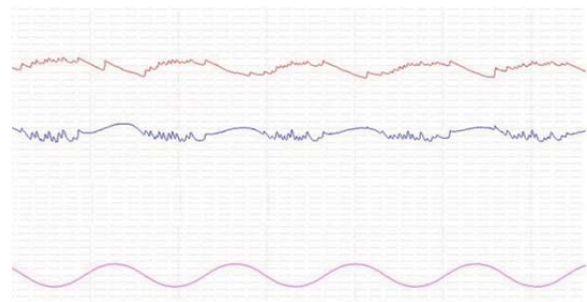


그림 5. 동물 회전 자극기 실험 결과 화면

표 1. 회전자극 실험 전/후의 데이터 변화

각도와 속도	NO.1 이득		NO.2 이득	
	수술전	수술후	수술전	수술후
60/0.32	0.5572	0.2021	0.7408	0.7274
90/0.32	0.8005	0.3541	0.8363	0.5361
120/0.16	0.6687	0.2241	0.5493	0.4644
180/0.16	0.6732	0.2820	0.5331	0.4606

표 1에 따르면 이득은 각도와 속도에 따라서 변화하는 것을 확인할 수 있고 같은 각도와 속도의 경우에도 수술 전/후에 있어서의 이득의 차이를 볼 수 있다. 기니피그를 수술을 한 후에 이득의 수치가 떨어진 것을 보여준다. 더 확실한 결과를 얻기 위해서는 앞에서 언급한 위상, 대칭 등의 다른 지표들도 고려하여 분석하고 후처리 분석 방법

의 도입이나 다른 판독 지표를 찾는 등의 추가 연구도 필요할 것이다.

Acknowledgements

이 논문은 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 중점연구소 지원사업으로 수행된 연구임(2012-0005858).

[1] 최정석, 장태영, 김규성. “전정기능과 공간정위” 항공우주의학회지, 19(1): 1-7, 2009

[2] 이광선, “평형장애의 진단과 치료”, *대한이과연구회*, 105-113 쪽, 1998 년

참고 문헌

~f46", . . ° ' ' ' 2 ° » ^ ^ 1 ' -L, ' α

폐경기 후 여성의 골밀도 측정을 위한 골다공증 위험 예측 모델

김성권^{1,2}, 유태근³, 최준열^{1,4}, 김덕원^{1,2,3,4*}

¹ 연세대학교 의과대학 의학공학교실, ² 연세대학교 생체공학협동과정,

³ 연세대학교 의학전문 대학원, ⁴ 연세대학교 의과대학 의과학과

Osteoporosis risk prediction for bone mineral density assessment of postmenopausal women

S. K. Kim^{1,2}, T. K. Yoo³, J. Y. Choi^{1,4}, D. W. Kim^{1,2,3,4*}

¹Department of Medical Engineering, Yonsei University College of Medicine,

²Graduate Program in Biomedical Engineering, Yonsei University,

³Department of Medicine, Yonsei University College of Medicine,

⁴Brain Korea 21 Project for Medical Science, Yonsei University College of Medicine, Seoul, Korea

*kdw@yuhs.ac

Abstract

A number of clinical decision tools for osteoporosis risk assessment have been developed to select postmenopausal women for the measurement of bone mineral density. We developed support vector machine (SVM) and logistic regression (LR) models with the aim of more accurately identifying the risk of osteoporosis in postmenopausal women in comparison to the ability of conventional clinical decision tool. In conclusion, SVM may be an effective tool for identifying postmenopausal women at high risk for osteoporosis.

Introduction

Fracture due to osteoporosis is one of the major factors of disability and death in elderly people [1]. Osteoporosis is common in postmenopausal women but is asymptomatic until a fracture occurs.

A number of epidemiological studies have developed the osteoporosis risk assessment instrument (ORAI) as a clinical decision tool for osteoporosis risk assessment to select postmenopausal women for the measurement of bone mineral density (BMD). However, the decision tool has the limitation of low accuracy for clinical use [2].

Machine learning is an area of artificial intelligence research using statistical method for clinical data classification. Support vector machines (SVM) have been widely used approaches in machine learning. Logistic regression (LR) is used as the gold standard method for analyzing binary medical data. In this study, we developed the prediction models for osteoporosis using SVM and LR. We compared the performance of the machine learning methods and ORAI using accuracy and area under curve (AUC) of the receiver operating characteristic (ROC) by 10-fold cross validation.

We collected data from Korean postmenopausal women based on the Korea National Health and Nutrition Examination Surveys (KNHANES) conducted in 2010. BMD was measured by DEXA using Hologic Discovery (Hologic Inc., Bedford, MA). In this study, 1674 women who were determined to have physiologically postmenopausal status were included. We categorized the postmenopausal women into a control group and an osteoporotic group with low BMD ($T\text{-score} \leq -2.5$) at any site among total hip, femoral neck, and lumbar spine measurements. The data were separated randomly into two independent data sets: training and test sets. The training set (1000 subjects), comprised of 60% of the entire dataset, was used to construct models based on SVM and LR. ORAI was calculated according to its formula. We used 10-fold cross validation on the training set, and the performance was measured on the test set. The test set (674 subjects), comprised of 40% of the entire dataset, was used to assess ability to predict osteoporosis in postmenopausal women.

We determined the order of the variables with the embedded method of SVM and decreased the number of variables to determine the best subset using backward elimination [3]. For LR, we used the forward stepwise method for variable selection. Finally, we evaluated diagnostic abilities including not only accuracy, but also AUC, sensitivity, and specificity. To compare the performance of models, we generated the ROC curves. We used MATLAB 2010a (Mathworks Inc., Natick, MA) for the analysis of machine learning and SPSS 18.0 (SPSS Inc., Chicago, IL) for logistic regression.

Table 1 summarizes the results of variable selection used in machine learning and conventional methods. Table 2 shows diagnostic performance of ORAI, LR, and SVM. SVM predicted osteoporosis risk with an accuracy of 76.7%, an AUC of 0.827, sensitivity of 77.8%, and specificity of 76.0%. Figure 1 shows the ROC curves of SVM, LR and ORAI in predicting osteoporosis at any site. The SVM model was the best discriminator between controls and women with osteoporosis. Although the difference of the accuracies between SVM and ORAI is 2%, it is not small due to many subjects.

Variables	Machine learning methods		Conventional method
	SVM	LR	ORAI
Age	0	0	0
Height	0		
Weight	0	0	0
Body mass index	0		
Waist circumference			
Pregnancy			
Duration of menopause	0	0	
Duration of breast feeding	0		
Estrogen therapy	0		0
Hypertension	0		
Hyperlipidemia	0	0	
Diabetes mellitus	0	0	
Osteoarthritis	0	0	
Rheumatoid arthritis			
History of fracture			

Any site (total hip, femoral neck, or lumbar spine)				
	Accuracy (%)	AUC	Sensitivity (%)	Specificity (%)
SVM	76.7	0.827	77.8	76.0
LR	74.6	0.809	77.8	72.7
ORAI	74.5	0.782	65.1	79.7

Due to high dimensionality, variable selection was a necessary technique to make an effective prediction model and to improve prediction performance [3]. We determined the order of the variables with the embedded method of each machine learning method and decreased the number of variables to determine the best subset using backward elimination for SVM, RF, and ANN. For LR, we used the forward stepwise method for variable selection.

We evaluated the area under the curve (AUC) to assess diagnostic abilities of machine learning methods because AUC is known as a stronger predictor of performance especially with regard to imbalanced problem [4]. We used MATLAB 2010a (Mathworks Inc., Natick, MA) for the analysis of machine learning and SPSS 18.0 (SPSS Inc., Chicago, IL) for LR.

Results

Table 1 summarizes the results of variable selection used in machine learning. Figure 1 shows the prediction performance of 10-fold cross validation of the machine learning methods. The mean and standard deviation of AUCs were calculated from 10 validation results. For the first design, the predictors of the design came from selected variables shown in Table 1. The second design provided additional variables such as vitamin D, PTH, and blood pressure to construct prediction models.

$$f_{46}'' = \frac{1}{\sqrt{2}} \left(f_{46} - f_{47} \right)$$

Variables	Machine learning methods			
	SVM	RF	ANN	LR
Age	0	0	0	0
Height	0	0	0	
Weight	0	0	0	0
Body mass index	0	0	0	
Waist circumference		0		
Pregnancy		0	0	
Duration of menopause	0	0	0	0
Duration of breast feeding	0	0	0	
Estrogen therapy	0			
Hypertension	0	0		
Hyperlipidemia	0	0		0
Diabetes mellitus	0	0	0	0
Osteoarthritis	0	0	0	0
Rheumatoid arthritis				
History of fracture			0	

A bar chart comparing the Area Under the Curve (AUC) for four machine learning models: SVM, RF, ANN, and LR. The y-axis represents AUC, ranging from 0.74 to 0.9. The x-axis lists the models. For each model, two bars are shown: a light gray bar for 'Trained with characteristics' and a dark gray bar for 'Trained with characteristics + clinical measurements'. Error bars are present for all data points. A horizontal bracket with an asterisk (*) above it spans the SVM bars, indicating a statistically significant difference ($p < 0.05$) between the two training sets for this model.

Model	Trained with characteristics (AUC)	Trained with characteristics + clinical measurements (AUC)
SVM	~0.82	~0.825
RF	~0.83	~0.83
ANN	~0.79	~0.79
LR	~0.795	~0.785

We found that there was no significant difference between the two experimental designs with the same machine learning methods. Therefore, traditional clinical factors, including vitamin D and PTH, were not included in the final prediction model. We also found that SVM of the first design performed better than ANN and LR using a two-tailed paired t-test. As a result, SVM model was the best discriminator between controls and women with osteoporosis, due to the fact that SVM showed the highest AUC value among machine learning methods.

This work was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korea government (MEST) (No. 2012R1A2A2A03045612).

- [1] D. Marshall, O. Johnnell, and H. Wedel, "Meta-analysis of how well measures of bone mineral density predict occurrence of osteoporotic fractures," *BMJ*, vol.312, pp.1254-1259, 1996.
- [2] Y. J. Choi, H. J. Oh, D. J. Kim, Y. Lee, Y. S. Chung, "The prevalence of osteoporosis in Korean adults aged 50 years or older and the higher diagnosis rates in women who were beneficiaries of a national screening program: The Korea National Health and Nutrition Examination Survey 2008-2009," *J Bone Miner Res*, vol.27, pp.1879-1886, 2012.
- [3] Y. Saeys, I. Inza, and P. Larrañaga, "A review of feature selection techniques in bioinformatics," *Bioinformatics*, vol.23, pp.2507-2517, 2007.
- [4] S. Kotsiantis, D. Kanellopoulos, and P. Pintelas, "Handling imbalanced datasets: A review," *GESTS Int T Comput Sci Eng*, vol.30, pp.25-36, 2006.

고효율 절연형 전원 장치를 위한
역률보상 스위칭 컨버터 개발에 관한 연구

김형식, 홍상표, 최미현, 연홍원, 윤희정, 김현주, 이인화, 유나래, 정울호, 김현정, 정순철
건국대학교 의료생명대학 의공학과 의공학 실용기술 연구소

A Study of Power Factor Corrected Switching Converter for High-Efficient Isolated Power Supply

H. S. Kim, S. P. Hong, H. W. Yeon, M. H. Choi, H. J. Yoon, H. J. Kim,
I. H. Lee, N. R. Yu, Y. H. Chung, H. J. Kim, S. C. Chung*

Department of Biomedical Engineering, Research Institute of Biomedical Engineering,
College of Biomedical & Health Science, Konkuk University, Chungju, Korea

*scchung@kku.ac.kr

Abstract

In this study, interleaved flyback topology was proposed to improve the power factor of the isolated power supply. Medical devices that uses high-voltage and current power supply should have high power factor and must be isolated from human. Pspice simulation was performed to compare conventional isolated switching converters and interleaved flyback topology. The result shows that the power factor improvement of proposed topology was about 18.4%.

연구 배경

교류에서 부하가 순수 저항 부하가 아닌 커패시턴스와 인덕턴스의 성분을 포함할 때 입력 교류 전원과 전류 사이에 위상차를 발생시킨다. 전압과 전류의 위상차는 피상(apparent) 전력, 실효(active) 전력, 무효(reactive) 전력을 발생시키고 이는 전원 장치의 효율과 직접적으로 관련된다[1]. 그러나 이는 공급되는 전압과 소비되는 전류의 형태가 사인파(sinusoidal)일 경우에만 해당하며 실제 부하의 비선형성 때문에 소비되는 전류의 형태는 상당한 고조파 왜곡(distortion)을 가진다. 전압과 전류의 위상차와 고조파 성분은 전원 장치의 효율을 저하시킨다. 교류의 입력 전력에 대한 효율은 피상전력과 실효전력의 비인 역률(power factor)로 표현한다[2]. 전원 장치의 역률이 작으면 유입전류의 증가로 기기의 열이 발생하거나, 배선의 전압 강하, 단자 전압의 왜곡을 초래하여 본래의 기기뿐만 아니라 동

일 전원선에 연결된 다른 기기에도 피해를 발생시키고, 특히 고조파 전류는 전자기기의 진동에 의한 이상음, 전자파에 의한 오작동, 과열 등을 발생시킨다[3].

의료용 영상 장치, 치료기기, 및 기타 진단 장치의 전원은 고전압/고전류의 전력을 사용하기 때문에 설계 시 반드시 역률이 고려되어야 하고 동시에 인체에 대한 안전을 확보하기 위하여 반드시 절연(isolation)되어야 한다. 일반적으로 절연형 전원은 forward 또는 flyback 방식을 많이 이용한다. 본 연구에서는 flyback 방식의 전원을 병렬로 연결하고 PWM (pulse width modulation) 제어를 통하여 높은 역률을 가지면서도 고전압/고전류의 출력을 발생시킬 수 있는 절연형 전원 장치를 제안하였다.

연구 방법

그림 1에 본 논문에서 제안한 인터리브(interleave) flyback 방식의 회로의 블록도를 나타내었다.

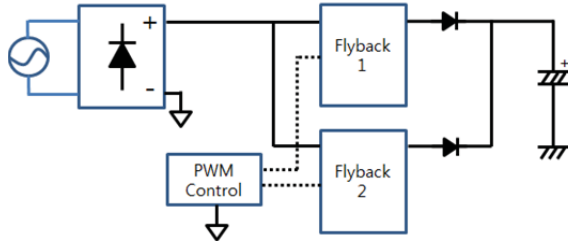


그림 1. 고효율 전원장치를 위한 시뮬레이션 회로 블록

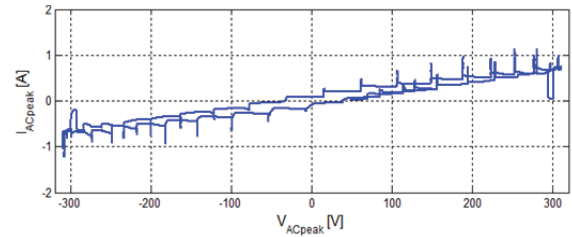
전자회로 시뮬레이션 툴인 Pspice (Cadence Inc., USA) 를 이용하여 기존의 절연형 전원과 제안한 방식의 역률을 비교하였다. 해석 조건은 입력 교류 전압 311 V_{peak}, 입력 교류 주파수는 60 Hz, PWM 스위칭 주파수 2.5 kHz (50% 듀티비) 였고 정상상태(steady state)의 데이터를 분석에 사용하였다.

연구 결과

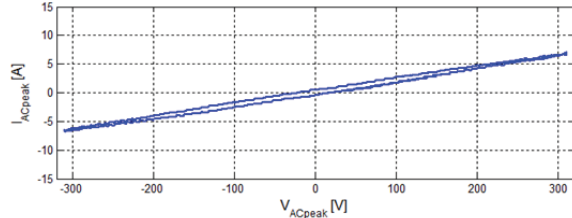
본 연구에서는 고전압과 고전류를 사용하는 의료용 전원 장치에서 인터리브 방식으로 플라이백 스위칭 컨버터를 사용하여 고효율과 절연 성능을 동시에 만족하는 전원 장치를 설계하고 시뮬레이션을 통하여 검증하였다.

동일한 입력과 출력 조건에 대한 시뮬레이션 결과 기존의 flyback 방식은 입력 전류-전압 곡선에서 전류의 고조파 성분 때문에 곡선이 선형적이지 않았고 역률은 0.603이었다. 본 논문에서 제안한 방식의 경우 전류-전압 곡선은 거의 선형이었고 역률은 0.960으로 약 18.4%의 역률 개선 효과를 관찰할 수 있었다(그림2).

제안한 방식은 전력 변환을 위한 스위칭 컨버터를 병렬로 접속하고 출력 필터를 공유하는 방식으로 회로의 크기가 커지는 단점이 있지만 입력과 출력의 낮은 리플 전류와 고조파 왜율 그리고 입력 전압과 전류의 위상차가 거의 없어 향후 절연형 고효율 전원 장치에 활용될 수 있을 것으로 생각된다.



(a)



(b)

그림 2. (a)기존 flyback 방식의 I-V curve, (b)제안한 방식의 대한 I-V curve

Acknowledgements

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2012-007998).

참고 문헌

- [1] A. Simon and O. Alejandro, Power Switching Converters, New York, USA: CRC Press, 2011.
- [2] M. R. Sahid, N. A. Azli and N. D. Muhamad, "Study on the performance of the boost power factor correction circuit with variable inductor current sense resistor values," in *the 5th International Conference on Power Electronics and Drive Systems*, Malaysia, 2003.
- [3] O. Garcia, J. A. Cobos, R. Prieto, P. Alou and J. Uceda, "Single phase power factor correction: A survey," *IEEE Transactions on Power Electronics*, vol. 18, pp.749-755, 2003.

(permanent magnet)을 이용하였다. 구동부의 동작은 3축 가속도 센서와 온도센서를 이용하여 측정하였다.

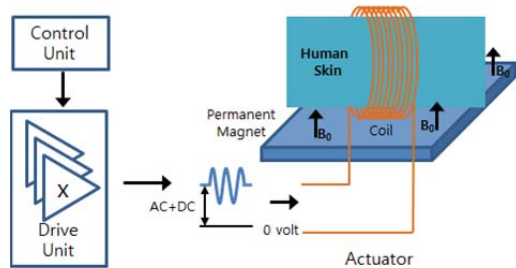
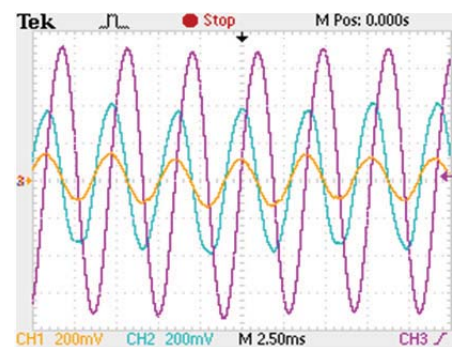


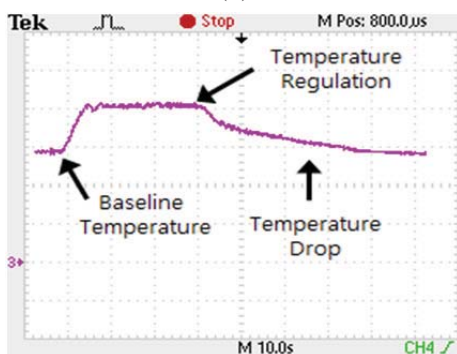
그림 1. 진동감 온감 동시 자극 장치

연구 결과

그림 2에 3축 가속도계와 온도 센서로부터 측정된 구동기의 진동 형태와 온도의 변화를 나타내었다. 진동자극은 입력의 정현파 형태를 안정적으로 유지하였고, 온감 자극은 자극 온도의 조정기능이 안정적으로 동작하는 것을 확인하였다. 그러나 온감 자극의 기준온도로(baseline temperature)의 복귀는 오랜 시간이 소요되어 향후 이에 대한 보완 연구가 필요할 것으로 생각된다.



(a)



(b)

그림 2. (a)진동감 자극 출력 (b)온감 자극출력

본 논문에서 개발된 촉각 자극기는 기존에 사용된 동역학적 자극기와 비교하여 시스템의 구성이 간단하고 사용이 간편하고 특히 진동감과 온감이라는 두 가지의 동역학적 자극을 제시할 수 있기 때문에 뇌과학, 신경과학, 행동 과학 등의 다양한 분야에서 활용될 수 있을 것이라 생각된다.

Acknowledgements

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2012-007998).

참고 문헌

- [1] V. G. Chouvardas, A. N. Miliou and M. K. Hatalis, "Tactile displays: Overview and recent advances," *Displays*, vol.29, pp. 185-194, 2008.
- [2] W. Christian, C. Victor, S. Jonas, K. Raimund and S. K. Spyros, "A portable and low-cost fMRI compatible pneumatic system for the investigation of the somatosensory system in clinical and research environments," *Neuroscience Letters*, vol. 398, pp. 183-188, 2006.

자기장 기반 위치추적 장치와 가상현실을 이용한 경막외강 내시경술 지원 수술 내비게이션 시스템의 개발

전상서¹, 김재도², 홍재성¹

¹대구경북과학기술원 대학원 로봇공학전공, ²고신대학교 복음병원 정형외과

A Surgical Navigation System for Epiduroscopy using Magnetic Position Tracking System and Virtual Reality

Sangseo Jeon¹, Jaedo Kim², Jaesung Hong^{1*}

¹Department of Robotics Engineering, DGIST, Daegu, Korea,

²Department of Orthopedics in Kosin University Gospel Hospital, Busan, Korea

*gumpmv@dgist.ac.kr

Abstract

Epiduroscopy is a medical procedure to eliminate lesions in the patient body by using endoscopy. This procedure is especially effective for chronic low back pain, and lumbar herniated intervertebral disc. However, epiduroscopy has a radiation exposure problem for both a patient and surgeon in that it is usually performed under the guidance of fluoroscopy. In this regard, this article proposes an improved method of surgical navigation for the epiduroscopy using a magnetic position tracking system. The combination of the existing epiduroscopy and magnetic position tracking technology is expected to reduce the amount of radiation exposure during epiduroscopy.

연구 배경

경막외강 내시경술(Epiduroscopy)은 요통 환자의 진단과 치료에 있어 효과적인 방법으로써 널리 시행되고 있는 시술법 중 하나이다. 인체 표피 상의 작은 천공을 통해 직경 1mm 내외의 초소형 내시경을 체강 내로 삽입하여 통증의 직접적인 원인이 되는 부위를 찾아 병소에 정확하게 레이저를 조사하여 제거하기 때문에 만성 요통, 요추 추간판 탈출증에 대해 최소 침습적이면서도 매우 효과적인 치료방법이다[1]. 하지만 내시경의 정밀한 위치 파악을 위해 형광투시영상의 유도 하에 시술이 진행되는 경우가 대부분이므로 환자와 시술자 모두 과도한 양의 방사선에 피폭된다는 문제점이 있다[2]. 이에 본 논문에서는 기존의 경막외강 내시경술과 자기장 기반 위치추적 시스템을 함께 사용함으로써, 내시경의 체강 내 위치 파악을 위해 X선 영상진단 장치를

사용하는 빈도를 줄여 방사선 피폭량을 현저히 감소시킬 수 있는 수술 내비게이션 방법을 제안하고자 한다.

연구 방법

환자의 체강 내에 삽입된 내시경 및 환자의 위치를 실시간으로 추적하기 위해 자기장 기반 위치추적 시스템(AURORA, NDI, Canada)을 사용한다. 또한 실시간으로 추적되는 내시경 및 환자간의 상대적 위치관계를 시각화하기 위해 오픈 소스 3차원 시각화 플랫폼(3D Slicer, NAMIC)을 사용하며, 수술 내비게이션을 위한 환자의 시술 전 진단영상과 실제 환자간의 좌표계 정합은 포인트 기반 영상정합(point to point registration)을 통해 이루어진다[3].

따라서 계산된 내부 파라미터를 이용하여 카메라와 체스보드 간의 정확한 관계를 도출해내었다. 또한 광학식 위치 추적장치를 이용하여 체스보드와 카메라에 부착된 마커와의 관계를 찾아내어 카메라와 카메라 내부에 존재하는 초점과의 관계를 계산하였다. 이와 같은 방법으로 계산된 데이터를 자체 제작한 소프트웨어 프로그램에 적용하여 수술용 내비게이션을 위한 증강현실을 구현하였다.

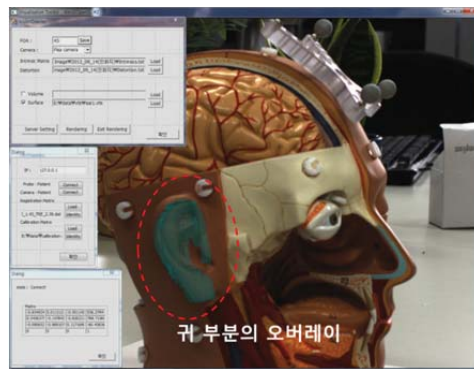


그림 2. 증강현실 기반의 소프트웨어 프로그램

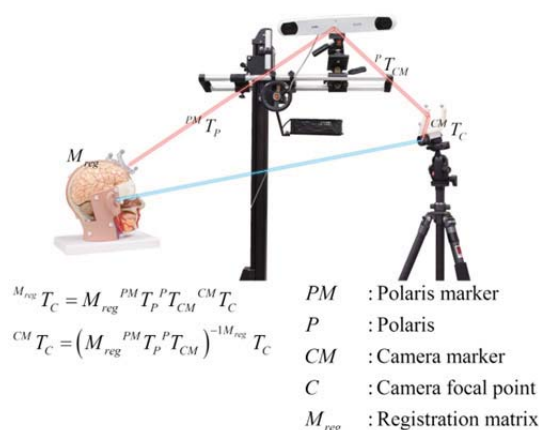


그림 1. 카메라 초점과 환자 좌표계의 관계

연구 결과

VTK(visualization tool kit)와 OpenCV (computer vision)를 이용하여 자체 제작한 증강현실 소프트웨어 프로그램에 계산된 카메라의 초점과 환자 사이의 관계를 대입하여 수술용 내비게이션에 이용될 수 있는 증강현실을 구현하였다. 실험을 통하여 광학식 위치추적 장치와 마커간의 누적 오차 및 카메라 캘리브레이션에 따른 오차가 발생하는 것을 알 수 있었다. 알고리즘 개선을 통하여 개발된 시스템의 정밀도를 높인다면 보다 정밀한 수술용 내비게이션 시스템이 될 것이라 기대된다.

Acknowledgements

본 연구는 부분적으로 의료영상기반 이비인후과 및 신경외과 수술용 최소침습 다자유도 수술로봇시스템 기술개발 과제(100-40097)와 교육과학기술부에서 지원하는 대구경북과학기술원 특성화 지원 융합과학 중점센터 운영사업(12-BD-0402) 그리고 MIREBrain 도약 프로그램의 지원을 받아 수행하였음.

참고 문헌

- [1] 서병국, 강갑철, 박종일, “컴퓨터 기반 수술시 환부표시를 위한 직접투사형 증강현실 인터페이스”, 의공학회지, vol. 28, pp. 786-790, 2007.
- [2] J. Marescaux and L. Soler, “Image-Guided Robotic Surgery”, Semin. Laparosc. Surg., vol. 11, pp. 113-122, 2004.
- [3] S. Kim, J. Hong, S. Joung, A. Yamada, N. Matsumoto, S. I. Kim, Y. S. Kim, and M. Hashizume, “Dual surgical navigation using augmented and virtual environment techniques”, Int. J. Optomechatroni., vol. 5, pp. 155-169, 2011.

Total mAs 1654	Total DLP 46				
	Scan	KV	mAs / ref.	CTDIvol	DLP
Patient Position F-SP					
Topogram	1	80			
Chest Portion	2	80	55 / 100	1.44	46

Fig 1. CT Scanner에서 제공하는 선량보고서에 나타나는 CTDI와 DLP 값

CTDIvol과 DLP 값은 Optical Character Recognition(OCR) 기법을 포함하는 내부 소프트웨어를 통해 선량보고서에서 추출하였다. 환부의 크기는 slice 두께와 영상의 개수를 고려하여 각각의 Slice를 Region-Growing 분할기법을 사용하여 구하였으며, 하나의 영상에서 환부의 면적과 동일한 면적을 가지는 유효직경은 관심환부(Organ of Interest)의 평균으로 계산하였다.

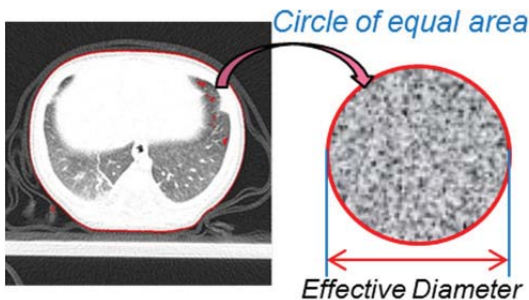


Fig 2. 원본 CT 영상과 분할된 영역(좌), 분할된 영역과 동일한 면적을 가지는 유효직경

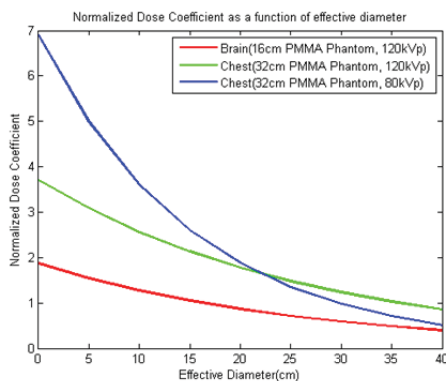


Fig 3. 80kVp와 120kVp에서 16cm과 32cm PMMA Phantom을 기준으로 한 정규화 선량계수

그림 3에 나타난 것과 같이, 고정된 관전압과 정수부분에만 나타난 정규화 선량계수는 2차 기하모형을 이용하여 구하였으며, 나이와 스캔하는

환부에 따른 k-value 또한 2차 기하모형을 이용하여 구하였다.

Table 1. 나이와 환부에 따른 k-value

$k(mSv \times mGy^{-1} \times cm^{-1})$					
Organ	0 Yr	1 Yr	5 Yr	10 Yr	Adult
Head	0.011	0.0067	0.0040	0.0032	0.0031
Chest	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014

선량보고서에 나타난 DLP값과 정규화 선량계수(흉부 : f^{32} , 뇌 : f^{16})와 k-value를 이용하여 SSDE(Size-Specific Dose Estimates)를 구하였다. [1],[2]

$$SSDE = DLP \times f^{16/32} \times k(mSv \times mGy^{-1} \times cm^{-1})$$

연구 결과

뇌와 흉부의 평균 유효직경

0~10세의 소아 뇌의 평균 유효직경은 10.73 cm로 16cm PMMA Phantom의 67%이며, 흉부의 평균 유효직경은 13.4cm로 32cm PMMA Phantom의 41.8%이었다.

선량보고서에 나타난 유효선량과 환자의 신체크기를 고려한 선량예측(SSDE)

선량보고서에 나타난 유효선량은 120kVp 뇌 촬영에서 1.056~3.61mSv, 80kVp 흉부 촬영에서 0.292~1.7mSv, 120kVp 흉부 촬영에서 0.66~3.33mSv로 나타난 것에 반해, 환자의 환부 크기를 고려하여 선량을 예측하였을 때, 120kVp 뇌 촬영에서 선량보고서보다 1.23배 높은 1.28~4.75mSv, 80kVp 흉부 촬영에서 선량보고서보다 2.44배 높은 0.66~4.17mSv, 120kVp 흉부 촬영에서 선량보고서보다 2.48배 높은 1.69~8.53mSv로 나타났다. 어린 환자일수록 유효직경이 작으며, 더 많은 방사선 선량의 피폭을 받는 것을 확인할 수 있다.

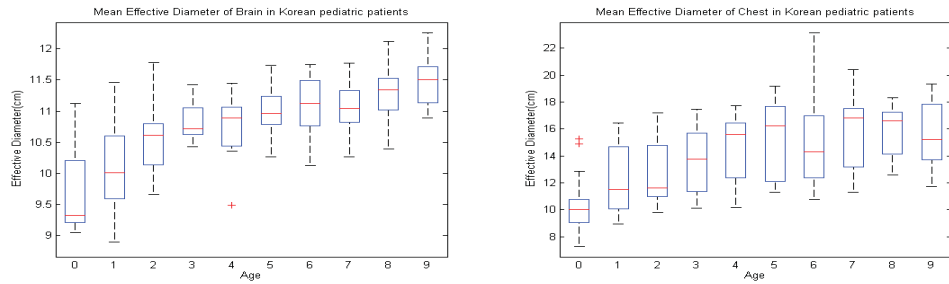


Fig 1. 한국 소아의 뇌(좌), 흉부(우)의 유효직경

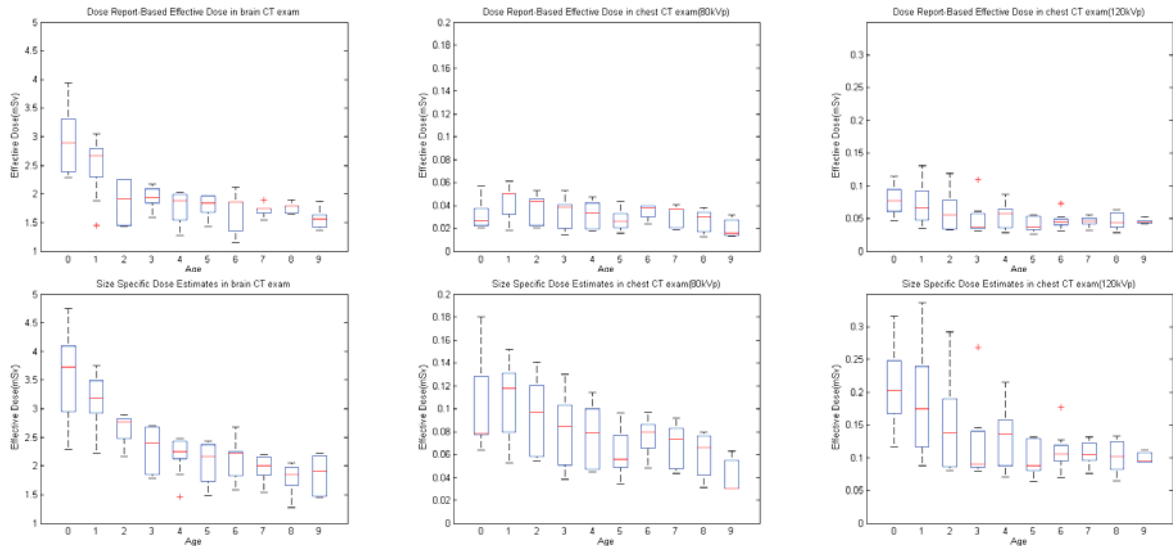


Fig 2. 선량보고서에 나타난 유효선량(위 3 개 그래프)과 SSDE(아래 3 개 그래프)

결론

본 연구에서는 환자의 환부크기를 고려한 선량 예측 값(SSDE)이 선량보고서에 나타난 유효선량보다 1.23~2.48배 높은 것을 확인하였다. 현재의 선량보고서에 나타난 유효선량 값은 SSDE값으로 수정되어 사용되는 것이 바람직하며, ALARA 원칙을 이행하기 위한 소아 CT Protocol을 최적화하는 노력이 필요하다.

Acknowledgements

이 연구는 2012년도 교육과학기술부의 재원으로 첨단의료기기사업본부-신기술융합형성장동력사업의 지원을 받아 수행된 연구임 (2012K001498).

참고 문헌

- [1] Boone JM, Strauss KJ, Code DD et al, "Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations", AAPM Report No. 204, 2011.
- [2] AAPM Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee, "The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT", AAPM Report No. 96, 2008.

집속형 초음파 조사 시 Egg white 팬텀을 이용한 변성 형성의 특성 연구

김미선¹, 김주영¹, 정현두¹, 민정화², 노시철³, 최흥호¹

¹인제대학교 의용공학과*, ²인제대학교 의료영상과학과, ³한국국제대학교 방사선학과

A Study of Lesion Formation Characteristics of Egg White Phantom during Focused Ultrasound Sonication

M. S. Kim¹, J. Y. Kim¹, H. D. Jung¹, J. H. Min², S. C. Noh³, H. H. Choi¹

¹Department of Biomedical Engineering, Inje University, Gimhae, Korea*,

²Department of Medical Imaging Science, Inje University, Gimhae, Korea,

³Department of Radiological Science, International University of Korea, Jinju, Korea

*slr21@naver.com

Abstract

In this study, we evaluate lesion formation of Egg white phantom at the low intensity during focused ultrasound sonication. The ultrasound pulses were produced by a 1.1 MHz concave type focused transducer. The range of intensity was 10~100 W (step of 10 W), exposure time was 60s. In order to observe lesion, we recorded the shape of lesion by camera and B-Mode image device. The lesions were individually cigar, ellipse, tadpole, and cone shape according to the change of intensity. The Egg white phantom is suitable observing process of lesion formation.

연구 배경

초음파는 인체에 무해하며, 비침습적인 장점이 있어 진단 영역뿐만 아니라 치료 영역에도 널리 사용되고 있다. 최근 각광을 받고 있는 HIFU (High Intensity Focused Ultrasound)는 초점 영역에서 발생하는 고열을 이용하여 종양 조직을 괴사시키는 치료 초음파의 한 분야이다. 하지만 종양 조직뿐만 아니라 주변 조직의 변성이 문제시 되고 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 초음파 조사 강도에 집속영역에서의 효과와 이에 따른 조직의 변성 형태를 이해하는 것은 중요하다. 이에 변성의 형성 과정을 육안으로 관찰할 수 있는 투명한 젤 타입의 BSA 팬텀과 Egg white 팬텀을 이용한 연구가 이루어져왔다[1]. In vitro 실험에서 HIFU 조사에 따른 변성의 형태는 열적 효과에 의한 시가(cigar) 형태와 캐비테이션 효과에 의한 올챙이(tadpole) 형태로 나

타났으며, 조사 강도가 커질수록 초점 영역에서 트랜스듀서 방향으로 변성이 증가하였다[2]. 또한 HIFU 조사 시 실시간으로 나타나는 B-Mode 이미지의 과다반사 영역은 팬텀 내의 기포 생성과 관련이 있다고 보고되었다[3]. 하지만 이러한 연구들은 고강도 영역에서 수행되었으므로 저강도의 영역에서의 변성 형성 특징으로 정의하기에는 무리가 있다.

따라서 본 연구에서는 집속형 초음파 조사 시 저강도 영역에서 Egg white 팬텀의 변성형성 과정과 B-Mode 이미지를 비교하여 변성 형성의 특성을 평가하고자 한다.

연구 방법

본 연구에서는 저장도 집속형 초음파 조사에 따른 변성을 관찰하기 위해 polyacrylamide 젤 팬팅과 열적 변성의 표시자인 단백질 성분의 egg

white를 30% 혼합하여 팬텀을 제작하였다. 제작된 팬텀의 특성은 음속 1,512.2 m/s, 밀도 1.014 g/cm³로 측정되었다. 표 1은 팬텀 성분의 구성비를 보여주고 있다.

표 1. Egg white 팬텀 구성비

성분	200ml (ml)	중량 비 (%)
Distilled water	84	42
40% Acrylamide	40	20
10% APS	1	0.5
TEMED	0.6	0.3
Egg white	60	30
1M Tris	14.4	7.2

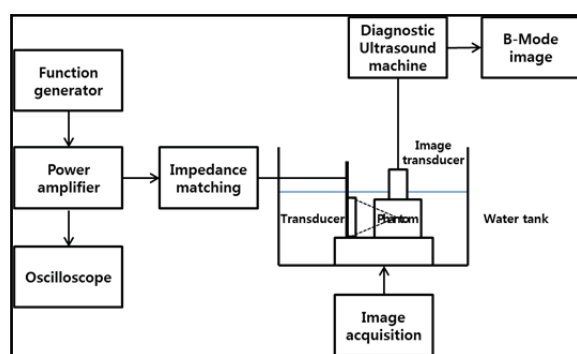


그림 1. 실험 셋업의 개략도

초음파 조사는 중심주파수 1.1 MHz의 곡면형 단일 트랜스듀서(H-101 모델, SonicConcepts, USA)를 사용하였으며, 100 μ s 주기, 10 cycle의 3.5 Vp-p 버스트파와 연속 구형파 여기 신호를 이용하여 초음파를 조사하였다. 조사강도는 10~100 W의 범위에서 10 W 간격으로 변화시켰으며, 조사시간은 60초로 설정하였다. 초음파가 조사되는 동안 팬텀의 변성 과정을 관찰하기 위해 디지털카메라와 초음파 장비를 이용하여 실시간으로 동시에 기록하였다. 그림 1은 실험 셋업의 개략도이다.

연구 결과

Egg white 팬텀의 시각적인 변화와 B-Mode 이미지를 통하여 초음파 조사 강도에 따른 변성 형성의 특성을 평가하고자 하였다. 캐비테이션 현상의 발생 유무와 변성 형성의 특성을 파악하기 위해 변성의 형태 및 B-mode 이미지에서의 과다반

사 영역을 관찰하였으며, 변성이 처음 형성되는 시간을 측정하였다. 관찰 결과, 10 W에서 시가 형태의 변성이 형성되었으며, 20 W에서 트랜스듀서 방향으로 꼬리가 있는 작은 올챙이 형태가 관찰되었다. 30 W에서는 타원형의 변성이 관찰되었으며, 40~80 W까지 트랜스듀서 방향으로 머리가 있는 올챙이 형태가 확연하게 관찰되었다. 반면 90~100 W에서는 올챙이 형태를 넘어서 콘 형태가 관찰되었다. 또한 40 W 이상의 강도에서는 변성이 형성된 초기 지점으로부터 트랜스듀서 방향으로 길어졌으며, 강도가 증가할수록 더 많이 이동하는 추세를 보였다. 그림 2는 초음파 조사 강도에 따른 변성 형태의 변화를 보여주고 있다.

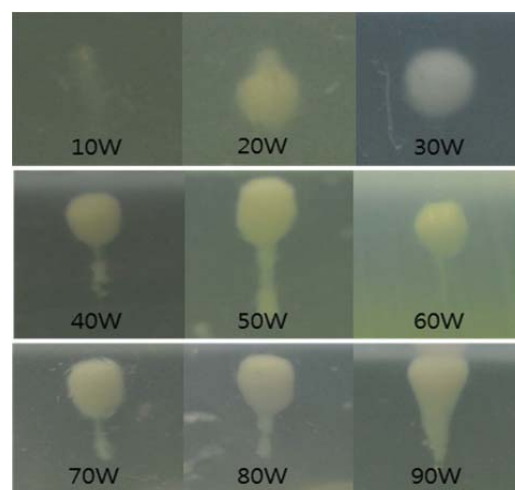


그림 2. 조사 강도에 따라 형성된 변성의 형태

변성이 처음 형성되는 시간은 10 W에서 20 W의 강도의 변화에서 30초에서 3초로 갑자기 감소하였지만, 20 W 이상의 강도에서는 1~3초의 범위로 유지되었다.

B-Mode 이미지의 관찰 결과, 10 W에서는 과다 반사 영역이 형성되지 않았지만, 20 W 이상의 강도에서는 과다반사 영역이 관찰되었다. 그림 3은 초음파 조사가 끝나기 직전의 10 W와 40 W에서의 B-Mode 영상을 나타낸다.

사전 통계정보와 Level Set 방법을 이용한 유방 밀도 자동 측정 기법

김영우¹, 홍병우, 김승자, 문우경², 김종효^{1,2,3}

¹서울대학교 의과대학 방사선응용생명과학 협동과정,

²서울대학교병원 영상학과,

³서울대학교 융합과학기술대학원 융합과학부

Automated mammographic density estimation by using prior statistics and energy minimization with level set method

Y. Kim¹, B. W. Hong, S. J. Kim, W. K. Moon², J. H. Kim^{1,2,3*}

¹Interdisciplinary Program in Radiation Applied Life Science, Seoul National University
College of Medicine, Seoul, Korea,

²Dept. of Radiology, Seoul National University Hospital, Seoul Korea,

³Dept. of Transdisciplinary Studies, Graduate School of Convergence Science and
Technology, Seoul National University, Suwon, Korea

*kimjhyo@snu.ac.kr

Abstract

This paper presents a fully automated scheme for mammographic density estimation by using prior statistics and energy minimization. We first extract the prior statistics of glandular and fatty regions by locating pre-defined region of interests (ROIs) and calculating statistical parameters from them. By using these parameters, the probability maps of glandular and fatty tissues are generated with Parzen window which are used to compute the prior probability of a given Full-Field Digital Mammogram (FFDM). We also define the energy functional that is to be minimized when the contour reaches the desired boundary between the glandular and fatty tissues. In this energy functional, the prior probability and region information are integrated. Then, Euler-Lagrange equation is utilized to derive the contour evolving force. The experimental result suggests that our proposed scheme has a potential for use in fully automated breast density estimation.

연구 배경

유방암은 최근 서구에서뿐만 아니라 우리나라 여성들에게도 증가하는 질병 중에 하나이다[1]. 유방암의 예후인자는 조직학적 분화도, 액와림프절 전이, 종양의 크기, 발병 당시 연령, 에스트로겐 및 프로게스테론 수용체 양성 여부, c-erbB2 수용체 양성 여부 등 생리학적으로 중요한 인자들이 있지만 최근 유방촬영술(mammography)의 발달로 이와 같은 인자를 확인하기 전 조기 선별 검사로 유방 X-선 영상이 많이 사용되고 있다

[2]. 북미와 유럽에서는 1960년대부터 국가의 지원 하에 선별 유방 촬영술을 시행하여 유방암 조기 발견에 노력한 결과 유방암으로 인한 사망률이 감소하였음을 보고하고 있다. 유방 X-선 영상에서는 주로 종괴(mass)나 미세석회화(microcalcification)를 검출하여 유방암의 위험도를 측정하지만 최근 들어 유방촬영술에서 전반적인 유방 밀도(breast density)를 암 스크리닝에 이용하려는 시도가 많아지고 있다[3-4]. 유방 밀도가 암 발생 위험도와 상관관계가 있다는 것은 1976년 Wolfe에 의해 처음 보고 되었

다[5]. 그 이후 현재까지 높은 유방 밀도가 유방 촬영술에서 유방암 검출률을 감소시키는 것과 별개로 독립적인 유방암 발생 위험인자라는 것이 많은 연구를 통해서 밝혀지고 있다[6].

유방 X선 영상에서의 유방밀도란 전체 유방의 영역에서 지방을 제외한 유방 조직의 밀도를 뜻한다. 이와 같은 유방밀도를 측정하는 것은 유방암의 조기선별검사로 유용하게 쓰인다. 즉, 유방 조직 밀도가 높은 것이 단순히 종양을 감추는 것만이 아니고 그 자체가 높은 유방암 위험을 나타낸다는 것이 여러 논문을 통해 발표되었다. 유방 밀도를 자동으로 측정하는 것은 정량적이고 재현성 있는 검진을 위해 필수적이며, 특정 환자에 대한 회고진단에도 유용하게 사용된다. 이 연구의 목적은 유방 X선 영상에서 정량적인 유방밀도를 측정하여 보다 재현성 높은 검진에 이용할 수 있는 CAD 시스템을 개발하는 것이며, 이를 위하여 사전 통계 정보와 정의된 energy functional을 최소화하기 위하여 level set 방법을 이용한다.

연구 방법

본 연구에서 제안하는 방법은 유방 X선 영상의 사전 통계 정보와 주어진 영상에서의 영상 특성을 결합하여 하나의 energy functional을 정의한 후 이 functional을 level set 방법을 이용하여 최소화함으로써 주어진 유방 X선 영상에서 지방을 제외한 유방 영역이 경계를 측정하는 것이다. 즉, 유방 X선 영상의 사전 통계 정보를 전역적인 정보로 이용하고, 영상 특성을 지역적인 정보로 이용하여 궁극적으로는 전문의가 유방 밀도를 측정하는 방식을 따르도록 설계되어 있다. 우선 유방 X선 영상에서 사전 통계 정보를 추출하기 위하여 그림 1과 같은 관심영역을 지정한다.

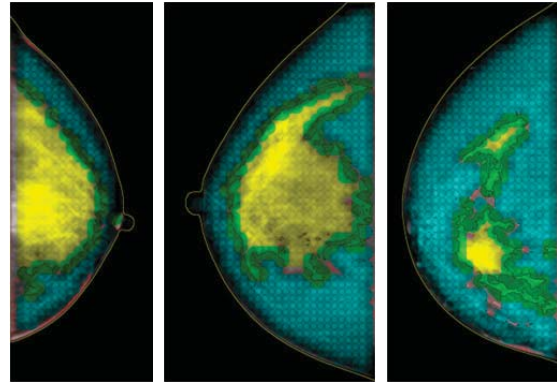


그림 1. 유방 X선 영상에서 사전 통계 정보를 추출하기 위하여 관심영역을 지정하는 과정

그림 2는 그림 1의 관심 영역에서 추출한 통계 정보인 평균과 표준 편차를 2차원 산포도로 나타낸 것이고, 그림 3은 2차원 산포도를 이용하여 생성한 유방 실질 조직 영역의 확률 맵을 나타낸다.

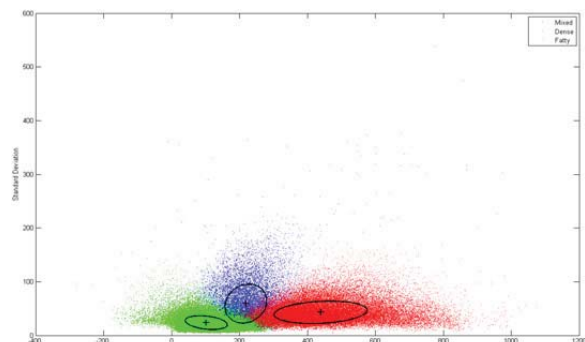


그림 2. 추출한 통계 정보를 나타낸 2차원 산포도

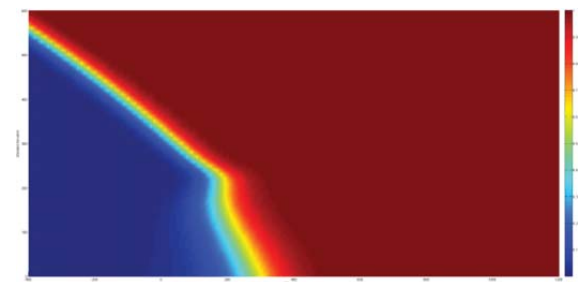


그림 3. 유방 실질 조직 영역의 확률 맵

그림 3의 확률 맵과 주어진 영상의 특성을 결합하여 유방 밀도를 측정하기 위하여 식 (1)과 같이 energy functional을 정의하고, 이로부터 식 (4)와 같이 Euler-Lagrange 방정식에 따라 식 (5)가 유도되고 이 식에 따라 초기 contour가 진

화하여 최종적으로 지방과 유방 실질 조직 영역의 경계 지점에서 contour가 멈추는 과정을 거친다.

$$E(\phi(x), \mu_i, \mu_o) = E_{prior}(\phi(x)) + E_{image}(\phi(x), \mu_i, \mu_o) \quad (1)$$

$$E_{prior}(\phi(x)) = - \int_{\Omega} \log P_D(x) H(\phi(x)) dx - \int_{\Omega} \log P_F(x) (1 - H(\phi(x))) dx \quad (2)$$

$$E_{image}(\phi(x), \mu_i, \mu_o) = \int_{\Omega} (f(x) - \mu_i)^2 H(\phi(x)) dx + \int_{\Omega} (f(x) - \mu_o)^2 (1 - H(\phi(x))) dx + \int_{\Omega} |\nabla H(\phi(x))| dx \quad (3)$$

$$\frac{\partial \phi(x)}{\partial t} = - \frac{\partial E(\phi(x), \mu_i, \mu_o)}{\partial \phi(x)} \quad (4)$$

$$\frac{\partial \phi(x)}{\partial t} = \delta(\phi(x)) \left[\operatorname{div} \left(\frac{\nabla \phi(x)}{|\nabla \phi(x)|} \right) - (f(x) - \mu_i)^2 + (f(x) - \mu_o)^2 + \log \frac{P_F(x)}{P_D(x)} \right] \quad (5)$$

연구 결과

그림 4는 식 (5)에 따라서 초기 contour가 진화하는 과정을 보여준다.

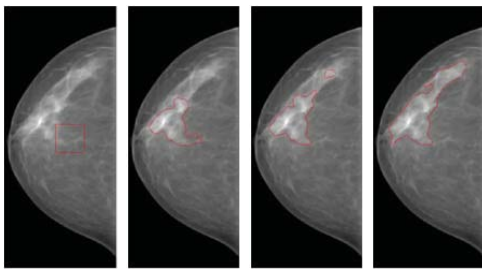


그림 4. 초기 contour의 진화 과정. 왼쪽부터 차례로 0, 20, 40, 300회의 iteration을 나타냄

그림 5의 상단에는 영상의학과 전문의가 수동으로 측정한 유방 밀도 측정 결과를, 하단에는 본 연구에서 제안한 방법으로 측정한 결과가 나타나 있다.

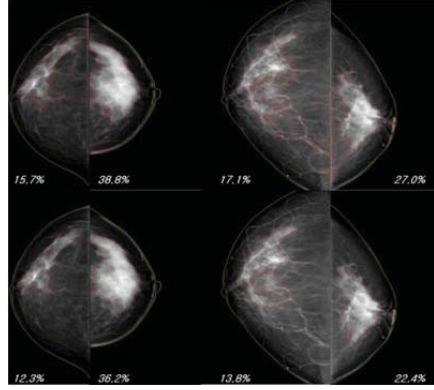


그림 5. 영상의학과 전문의가 측정한 유방밀도(상단)와 제안한 방법으로 자동 측정한 유방밀도 (하단)

Acknowledgements

이 논문은 2012년도 교육과학기술부의 재원으로 첨단의료기기사업본부-신기술융합형성장동력사업의 지원을 받아 수행된 연구임 (2012K001498).

참고 문헌

- [1] 대한가정의학회. 한국인의 평생건강관리. 개정판. 계축문화사 2003;71-79
- [2] 유근영, 노동영, 이은숙. 유방암의 조기 검진. 대한의사협회지 2002; 45(8):992-1004.
- [3] 강은영, 신진희, 강성구, 황유나, 차은숙, 송상욱. 한국 여성에서 방사선학적 치밀 유방과 유방암 위험 요인과의 연관성. 가정의학회지 2007; 28: 937-942.
- [4] 허민희, 이해경, 강완남, 윤찬석, 고승상, 이윤희. 유방암 선별검사: 선별 유방촬영술에 대한 한 기관에서의 10 년간 의학적 감사. Journal of Breast Cancer 2008; December 11(4):180-6.
- [5] Wolfe JN. Risk for breast cancer development determined by mammographic parenchymal pattern. Cancer 1976;37(5):2486-92.
- [6] Harvey JA, Bovbjerg VE. Quantitative assessment of mammographic breast density: relationship with breast cancer risk. Radiology 2004;230(1):29-41.

자기공명분광법을 이용한 급성스트레스에 따른 신경전달물질 변화 분석

김상영¹, 장은주², 홍관수², 이도완¹, 최보영¹

¹가톨릭대학교 의과대학 의공학교실, ²한국기초과학지원연구원 자기공명영상팀

¹H-MRS study for acute stress-induced changes in neurotransmitter level in rat brain

S.Y. Kim¹, E.J. Jang², K.S. Hong², D.W. Lee¹, B.Y. Choe^{1*}

¹Department of Biomedical Engineering, The Catholic University of Korea, Korea,

²Division of Magnetic Resonance Research, Korea Basic Science Institute

*bychoe@kaist.ac.kr

Abstract

The present study aimed to determine whether acute restraint stress induces the changes in neurotransmitter level, especially glutamate, in rat brain and to examine whether 1 hour-recovery time after the termination of stress can revert to its pre-stress state. In vivo ¹H-NMR spectra were acquired from the cerebral cortex and hippocampus (control: N=10, stress: N=10, stress + 1 h rest: N=10) immediately or after 1 h rest from restraint stress. We found that acute restraint stress induced significant increase in glutamate concentrations in the cerebral cortex and the hippocampus of rat. However, the level could not revert to its pre-stress state by the end of 1 h-recovery period in cerebral cortex of rats. Our finding may provide important evidence for altered glutamatergic activity after the stress.

연구 배경

Glutamate는 신경계에서 주요 신경전달물질(neurotransmitter)로써, 전두엽(prefrontal cortex)에서는 업무기억능력을 위해 신경계의 흥분성을 조절하는 중요한 대사물질이다. 지금까지 보고된 바에 의하면 다양한 스트레스로 인한 세포 내 glutamate uptake의 증가로 신경세포에서의 glutamate efflux 또한 증가한다고 보고되고 있다. 전두엽 뿐만 아니라 스트레스에 관여된 뇌의 부위는 해마(hippocampus)이다. 해마에서는 시상하부-하수체부신계(hypothalamic-pituitary-adrenal (HPA) axis)의 피드백 조절에 있어서 중요한 역할을 한다. 이는 사람의 감정과 인식에 중요한 역할을 하는 전두엽과 연결되어 있으며, 스트레스에 대한 반응과 밀접한 관련을 가지고 있다. 따라서 본 연구는 급성스트레스 동물모델에서 전두엽과 해마 부위의 신경전달물질

의 변화를 자기공명분광법(proton magnetic resonance spectroscopy, ¹H-MRS)을 통해 분석하고, 한 시간의 회복시간 후의 변화 또한 확인하고자 한다.

연구 방법

모든 동물실험 프로토콜은 가톨릭대학교 실험동물윤리위원회(IACUC)에서 승인을 받았으며, 총 30 마리의 쥐(SD rats)를 사용하여 실험을 진행하였다. 동물은 1 시간 동안 급성 스트레스를 가한 그룹(N=10), 1 시간 스트레스 후 1 시간 회복시간을 준 그룹(N=10), 그리고 아무 스트레스를 가하지 않은 그룹(N=10)으로 나누었다. 자기공명분광법을 실험을 위해 모든 동물을 흡입마취를 하였으며, 장비는 Bruker 4.7 T MRI 장비를 사용하였다. 두 부위(전두엽, 해마)에서의 스펙트럼을 획득하기 위한 파라미터는 다음

과 같다 (PRESS sequence, TR/TE = 4500/20 ms, voxel size = 30 ul, 384 acquisition, 2048 complex data points, spectral width = 4000 Hz). 각 부위에 대한 Raw data는 LCModel을 사용하여 각 대사물질에 대한 절대농도를 산출하였다. 통계처리는 PASW 18.0 소프트웨어를 사용하였고, One-Way ANOVA test와 Bonferroni post hoc test를 시행하여 그룹 간의 대사물질 농도 차이를 비교 분석하였다.

연구 결과

그림 1은 각 뇌 부위 (전두엽, 해마)에서 얻은 대표적인 스펙트럼을 보여주고 있다. One-Way ANOVA 검증을 통해 두 부위 모두에서 glutamate의 농도가 그룹간의 차이를 보임을 알 수 있었다 (전두엽: $F(2, 24) = 6.008$; 해마: $F(2, 24) = 4.590$, $P = 0.021$). 또한 사후검증을 통해서, 전두엽에서는 스트레스 그룹에서 glutamate의 농도가 컨트롤 그룹에 비해 유의적으로 높게 나왔으며 ($P = 0.008$; 20.4 % elevation in mean Glu level), 그 레벨은 한 시간의 회복시간 이후에도 컨트롤 그룹에 비해 유의적으로 높게 확인되었다 ($P=0.039$; 16.41 % elevation in mean Glu level). 그리고 해마 부위에서는 glutamate와 glutamate + glutamine의 농도가 컨트롤 그룹에 비해 유의적으로 높게 나왔으며 (Glu: $P = 0.018$, Glu + Gln: $P = 0.027$), 1 시간의 회복 시간 후에는 컨트롤 그룹과 유의적인 차이가 나타나지 않았다 (그림 2).

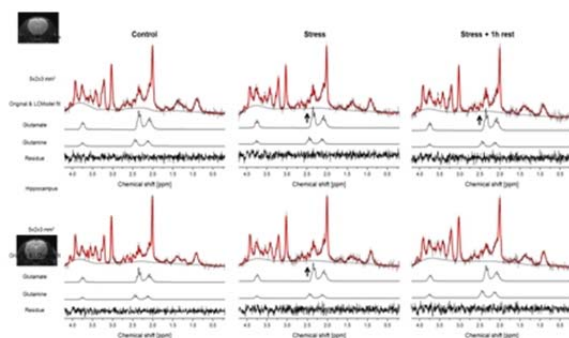


그림 1. 위쪽은 뇌의 전두엽에서 얻은 스펙트럼이며, 아래쪽은 뇌의 해마에서 얻은 스펙트럼을 보여줌. 첫번째 열은 컨트롤 그룹의 대표 스펙트럼,

두번째 열은 스트레스 그룹의 대표 스펙트럼, 세번째 열은 회복그룹의 대표 스펙트럼의 보여줌.

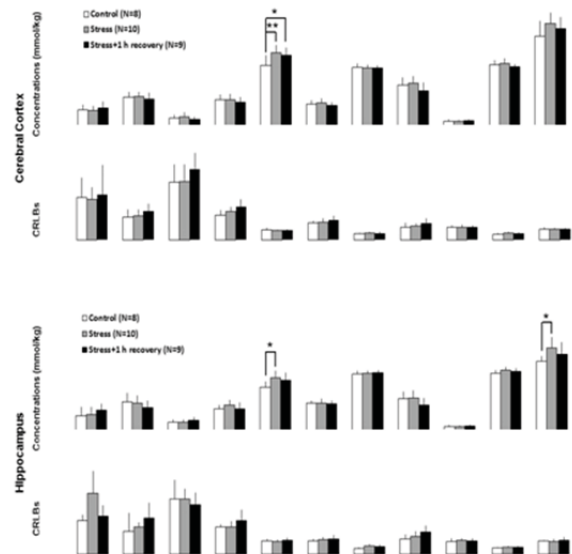


그림 2. 각 뇌 부위와 그룹에서 각 대사물질에 대한 절대농도.

Acknowledgements

본 연구는 한국연구재단의 일반연구지원사업 기본연구과제 (2010-0008096)와 원자력기초공동연구소사업 (2009-0078390), 중견연구지원사업 도전 (도약) 연구 (2012-007883)의 지원을 받아 수행하였다.

참고 문헌

1. Goldman-Rakic PS (1995) Cellular basis of working memory. *Neuron* 14:477-485.
2. Lisman JE, Fellous JM, Wang XJ (1998) A role for NMDA-receptor channels in working memory. *Nat Neurosci* 1:273-275.
3. Gilad GM, Gilad VH, Wyatt W, Tizabi Y (1990) Region-selective stress-induced increase of glutamate uptake and release in rat forebrain. *Brain Res* 525: 335-338.
4. Keefe KA, Sved AF, Zigmond MJ, Abercrombie ED (1993) Stress-induced dopamine release in the neostriatum: evaluation of the role of action potentials in

nigrostriatal dopamine neurons or local initiation by endogenous excitatory amino acids. *J Neurochem* 61:1943-1952.

5. Karreman M, and Moghaddam B (1996) Effect of a pharmacological stressor on glutamate efflux in the prefrontal cortex. *Brain Res* 716:180-182.

6. Young E, Haskett RF, Murphy-Weinberg V, Watson SJ, Akil H (1991) Loss of glucocorticoid fast feedback in depression. *Arch Gen Psychiatry* 48:693-699.

7. Sapolsky R (2001) Depression, antidepressants, and the shrinking hippocampus. *Proc Natl Acad Sci USA* 98:12320-12322.

뇌 구조 MR 영상을 이용한 알츠하이머성 치매의 진행 과정에 따른 대뇌 피질 및 하부 구조 분석

정원범¹, 이영민², 문치웅¹

¹인제대학교 의용공학과 / UHRC, ²부산대학교 의과대학 부산대학교병원 정신과

Analysis of brain cortical thickness and subcortical volume on the Alzheimer's disease progression using MRI

W.B. Jung¹, Y.M. Lee², C.W. Mun¹

¹Dept. of BME & UHRC, Inje University, Gimhae, Gyeongnam, South Korea,

²Dept. of Psychiatry, Medical School, Pusan National University, Pusan National University
Hospital

Abstract

As the intermediate states progressive to Alzheimer's disease (AD) with respect to normal elderly, mild cognitive impairment (MCI) and subjective memory impairment (SMI) have been widely established. Early detection of comprehensive changes in neuropathology is necessary for treating with disease process-modifying drugs and aims at delaying disease progress. In this study, we evaluated the brain cortical thickness and subcortical volume in patients with SMI, MCI and AD. The brain regional atrophies on pathological conditions of AD were dominantly affected in medial temporal lobe areas. It is considered that this result would be applied to classify the disease progressive conditions automatically.

연구 배경

알츠하이머성 치매 (Alzheimer's disease, AD)는 기억력 감퇴와 함께 언어 장애 및 판단력 저하 등 여러 영역의 인지능력이 손상되어 일상 생활에 장애를 유발하는 대표적인 퇴행성, 진행성 신경질환이다. 이러한 질환의 진행과 관련하여 고령, ApoE (Apolipoprotein E) ε4 유전자형, 교육 수준 등이 위험요인으로 고려된다. 일상생활 수준을 유지하는 능력은 있으나, 동일 연령에 비해 임상적 지표에 따른 객관적인 인지 기능은 저하되어 있는 상태를 경도인지장애 (Mild cognitive impairment, MCI)로서 분류된다. 이는 매년 65세 이상의 정상 노인에서의 AD 전환율이 1-2%인 것에 비해 MCI의 경우 약 10-15%가 AD로 전환되는 것을 고려하여 AD의 전구 단계로서 간주된다[1]. 또한, 객관적인 기억 문제는 시사되지 않으나, 주관적으로 기억력 저하를 호소하는

주관적 기억 장애 (Subjective memory impairment, SMI)는 점차적인 노화와 그에 따른 기억 및 인지 기능의 감퇴를 고려할 때, MCI와 AD로 진행될 위험도가 높은 것으로 보고된다 [2]. 신경병리학적인 변화가 감지되기 이전의 조기 진단은 약물적/비약물적 치료를 통한 질병 진행의 지연 및 치료 계획을 수립하기 위해 중요하다. 그러므로 본 연구에서는 고해상도의 다중평면으로 해부학적 관찰이 가능한 뇌 MR 영상을 이용하여 AD 진행 정도에 따른 대뇌 피질 및 뇌 하부영역에서의 구조적 변화를 분석하고, 이를 구분할 수 있는 마커를 확인하고자 한다.

연구 방법

뇌 구조적 MR 영상은 3T MRI에서 각 그룹 별로 SMI 30명, MCI 22명, AD 30명에 대해 획득하였다 (Table 1).

참고 문헌

- [1] Petersen, R.C., et al., *Current concepts in mild cognitive impairment*. Archives of neurology, 2001. **58**(12): p. 1985
- [2] van Oijen, M., et al., *Subjective memory complaints, education, and risk of Alzheimer's disease*. Alzheimer's and Dementia, 2007. **3**(2): p. 92-97.

직접 역 필터링은 영상의 잡음을 고려하지 않아 열화영상에서의 잡음을 증폭 시켜 열화영상조차 알아 볼 수 없었다. Wiener 필터링은 복원된 영상의 경계선 부분에서 해상도 향상을 확인 할 수 있었다. CLS 필터링의 경우 복원된 영상이 열화 영상에 비해 해상도 향상이 Wiener 필터링에 크게 나타나지 않았다. 고주파 필터의 경우 경계선 부분이 뚜렷하게 나타났지만 잡음이 증가하고 그로 인한 인공물(artifact)이 발생하고 저 주파수 대역의 정보를 잃어 Wiener 필터나 CLS 필터가 더 좋은 결과를 보여주는 것을 확인 할 수 있었다. 또한 각 영상의 가운데를 관심영역(사각형)으로 하여 얻은 단면에서도 이를 확인 할 수 있다.

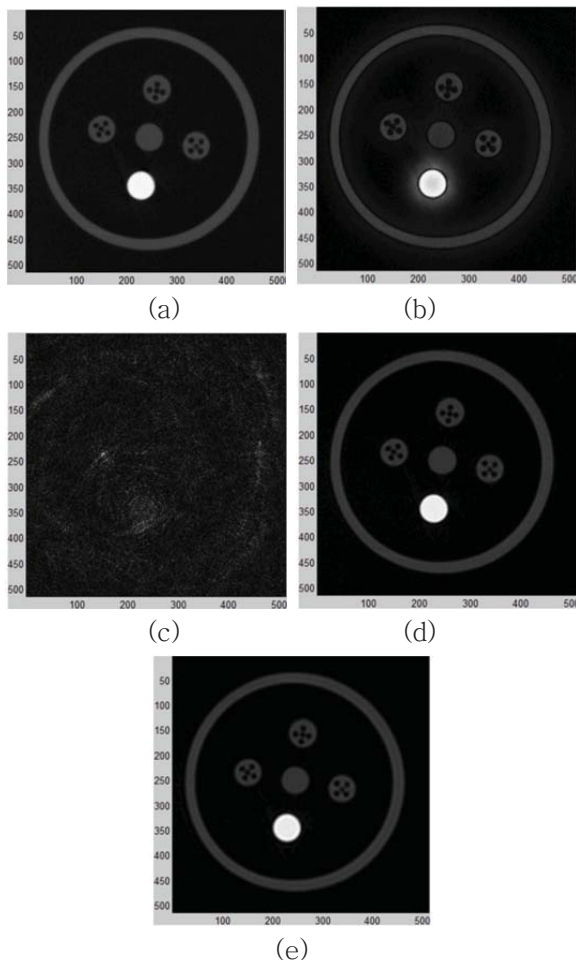


그림 1. Contrast phantom

(a) 열화된 영상 (b) 고주파 필터링 (c) 직접 역 필터링 (d) Wiener 필터링 (e) CLS 필터링

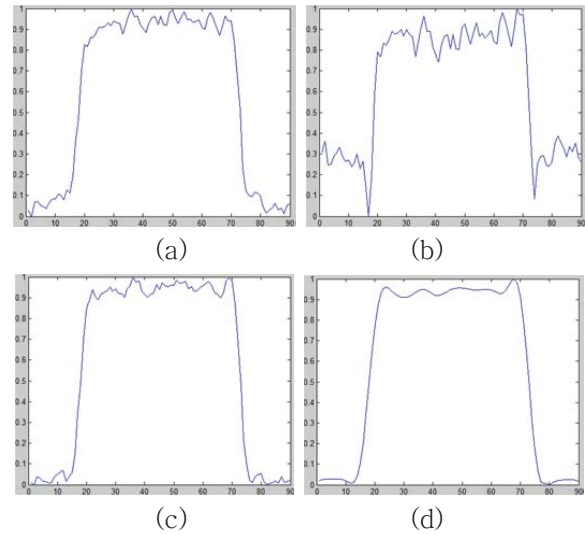


그림 2. 관심영역의 단면

(a) 열화된 영상 (b) 고주파 필터링
(c) Wiener 필터링 (d) CLS 필터링

참고 문헌

- [1] William K. Pratt, "Digital image processing", John Wiley & Sons, Inc. New York, NY, pp. 319-369, 2001.
- [2] Mark R. Banham and Aggelos K. Katsaggelos, "Digital Image Restoration", IEEE signal processing magazine, Vol1. 14, No. 2, pp. 24-41, 1997.

Voxel by voxel의 각 집단의 R2' 값(voxel의 intensity)의 평균을 이용한 3D image T-test를 통해 control 군과 RLS군을 비교하였다.

연구 결과

P<0.05이하의 voxel 80 cluster를 가진 부위만을 추출하였다.

측두엽(Temporal lobe)을 제외한 나머지 영역에서는 좌뇌와 우뇌 모두 비슷한 결과를 나타냈으며 뇌의 밑바닥 부분에서는 철의 농도가 증가하고 있으며 두개골 부위로 z축이 상승할 수록 철의 농도가 줄어드는 것으로 나타났다.

반면에 측두엽에서는 감소되는 소견 없이 모두 증가함을 나타내고 있다.

또한 부해마(parahippocampal) 영역에서는 좌뇌 우뇌 모두 증가하는 것이 관찰 되었으며 뇌량밑구역(Subcallosal)는 철 농도가 현저히 감소하는 것을 나타내었다.

또한 소뇌의편도(cerebellar tonsil)에서 철의 농도 감소가 발생하였다.

The screenshot shows the T2relaxometry Editor software. The main window is titled "T2relaxometry Editor". It features a menu bar with "File", "Edit", "View", "Tools", and "Help". Below the menu bar is a toolbar with buttons for "Directory", "QUIT", "Focus", "Align", "R2 Calc", "T2map", "Single Cal", "Cancel", "Mask", "SPMABLE", "T2map", "R2 Calc", "R2 fit", "R2 fit conv", "R2 fit conv", "Overlay view", and "T2/T1 Check". The main workspace is divided into three panels. The left panel shows a list of brain regions (Striatum, Hippocampus, Amygdala, etc.) and a corresponding list of T2 values. The center panel displays an axial brain slice with a red region of interest. The right panel shows a graph of T2 relaxation times (ms) versus T2 relaxation rate (1/s). The graph includes a fitted curve and data points, with a legend indicating "T2 fit model = 69". Below the graph, the text "a = 114 g = 127 intensity = 4301" is displayed.

그림 2. 두 그룹간의 T-test 결과 ($p < 0.05$)

$$f_46'' \cdot \circ \cdot \quad \cdot \quad \cdot \quad \circ \quad \gg \wedge \dots \pm - \mathbb{E}, \quad \dots \alpha$$

참고 문헌

- [1] Iron: An Essential Nutrient | Fact Sheet No. 9.356 | J.Anderson and C. Fitzgerald
- [2] Age-related Iron Deposition in the Basal Ganglia: Quantitative Analysis in Healthy Subjects | Domenico Aquino, MSc Alberto Bizzi, MD Marina Grisoli, MD Barbara Garavaglia, PhD Maria Grazia Bruzzone, MD Nardo Nardocci, MD Mario Savoiardo, MD Luisa Chiapparini, MD
- [3] Principles Of Neurology[2], McGraw-Hill | Raymond D. Adams, Mauriece Victor, Allan H. Ropper, 980-983 (1998)
- [4] Human Brain Iron Mapping Using Atlas-Based T2 Relaxometry | Khader M. Hasan,* Indika S. Walimuni, Larry A. Kramer, and Ponnada A. Narayana | Magnetic Resonance in Medicine 67:731-.739 (2012)
- [5] MR Imaging of Human Brain at 3.0T: Preliminary Report on Transverse Relaxation Rates and Relation to Estimated Iron Content | Neil Gelman, PhD Jay M. Gorell, MD Peter B. Barker, PhD Ralph M. Savage, BS Eric M. Spickler, MD Joseph P. Windham, PhD Robert A. Knight, PhD
- [6] Algebraic T2 estimation improves detection of right temporal lobe epilepsy by MR T2 relaxometry | Robert K. Kosior M. Louis Lauzon Paolo Federico Richard Fray

정상인 경부 척수에 대한 확산텐서영상 변수의 정량화

손봉경¹, 한용희², 곽소영², 문치웅^{1,2,3*}

¹인제대학교 의료영상과학대학, ²인제대학교 의용공학과, ³인제대학교 UHRC

Quantitation of diffusion tensor imaging parameters in cervical spinal cord of normal

B. K. Son^{1*}, Y. H. Han², S. Y. Kwak², C. W. Mun^{1,2,3*}

¹College of medical imaging, Inje University, Gimhae, S. Korea,

²Department of Biomedical engineering, Inje University, Gimhae, S. Korea,

³UHRC, Inje University, Gimhae, S. Korea

*mcw@inje.ac.kr

Abstract

The aim of this study is to quantify the parameters which reflect the spinal cord characteristics, such as fractional anisotropy and mean diffusivity in cervical spinal cord of normal volunteers. Normal subjects underwent 3T MRI to acquire the diffusion tensor images. FA and MD values are measured from C4–5 to C2–3 by dividing the dorsal, ventral, and lateral part. The results indicate that different spinal cord level shows subtle changes between FA and MD although all participants in cervical are intact. Therefore these findings could be useful as a basis of normal data, especially when compare with patient.

연구 배경

인체의 척수는 뇌와 함께 중추신경계를 구성하는 신경세포 집합체로써, 뇌와 신체 사이에서 양방향 통신의 매개체 역할을 하며, 척추와 뇌척수액이 흐르고 있는 뇌척수막에 둘러싸여 보호되고 있다. 단면으로 보면 중심부는 'H'모양을 한 회백질(gray matter)로 구성되어 있으며, 그 겉면은 동그란 백질(white matter)로 둘러싸여 있다. 회백질을 중심으로 앞쪽을 후삭(dorsal funiculus), 양 옆쪽을 측삭(lateral funiculus), 뒤쪽을 전삭(ventral funiculus)으로 나누며, 척수 앞쪽인 후삭은 주로 감각신경을 제어하고, 측삭과 전삭은 주로 운동신경을 제어한다.

최근 들어 경부 척수 손상에 따른 형태적 특징 및 생리적 변화를 영상을 통해 정량화 하려는 연구가 다양하게 시도되고 있으며, 특히 비침습적인 자기 공명 영상을 이용한 연구가 활발하게 진행되고 있다.[1,2] 그러나 기존의 자기공명 영상을 이용한 연구에서는 척수의 관심영역을 광범

위하게 설정했기 때문에 특정 영역(예; ventral, dorsal, lateral part)에 대한 비교가 힘들뿐만 아니라, 척수의 각 위치 별(예; C1, C2, ..., C7) 차이를 고려하지 않았기 때문에 환자를 대상으로 한 연구에서 저마다 다른 통계적인 차이를 나타내기도 한다. 이는 척수손상의 정도를 객관적으로 평가 하는데 있어 큰 오류를 범할 수 있다. 따라서 척수 손상과 관련한 연구에 대한 정상인의 기준을 마련하고자 하였다. 본 연구에서는 확산텐서영상을 이용하여 정상인 경부 척수의 위치 별/영역 별 비등방성 지수와 평균 확산지수를 측정하여 정량화 하였다.

연구 방법

3T MRI 장치 (Verio, SIEMENS, Germany)를 이용하여 정상인 8명 (남자: 5, 여자: 3, 평균 나이: 33.5)을 대상으로 연구를 수행하였다. MRI 촬영은 우선 T2 강조 영상을 이용하여 해부학적 영상을 획득한 뒤, EPI 펄스열

뇌 MRI 영상을 이용한 한국인과 서양인의 뇌 형태적 특징 비교

정원범, 강민재, 문치웅

인제대학교 의용공학과 및 UHRC

Comparison of brain morphology between Korean and Caucasian using MRI

W.B. Jung, M.J. Kang, C.W. Mun

Dept. of BME & UHRC, Inje University, Gimhae, Gyeongnam, South Korea

Abstract

Brain template using imaging techniques provides the brain anatomical information on brain structural changes in voxel-based morphometry and brain activity in functional MRI. Human brains are variable between individuals dependent on age, race, gender and pathological conditions. Since MNI 152 brain template used as standard reference image currently in brain study was constructed on Caucasian young subjects, Construction of subject-specific brain template elucidating the brain structural characteristics was recommended for accuracy spatial normalization and segmentation. In this study, we compared the global and local brain morphology between Korean young and Caucasian young and constructed the Korean young brain template.

연구 배경

다수의 뇌 MRI 영상을 기반으로 뇌 구조적/기능적 변화를 분석하기 위한 통계적 영상 처리 방법에서는 동일한 표준 공간으로의 정규화 과정 (spatial normalization)이 필수적이며, 뇌 하부 조직이나 관심영역에 대한 체적 측정 및 자동적 영상 분할을 위해 기준 영상(brain template or atlas)이 요구된다. 이러한 기준영상은 주로 해부학적 정보를 가진 영상으로서 기능적 영상과의 매핑 및 해부학적 영역 구분 등에 있어 중요하다 [1]. 인간의 뇌는 유전적 요인 및 환경적 요인 등 인종, 연령, 성별 및 신경학적 상태에 따라 그 크기와 모양 등이 달라질 수 있으므로, 뇌 MRI 영상을 이용한 공간 정규화 및 영상 분할과 같은 처리 과정에서는 분석 대상자의 특성을 고려한 기준영상을 사용해야 영상 처리간 발생하는 오차를 최소화하고, 정확한 결과를 확인할 수 있다. 현재 국제 표준으로 통용되고 있는 MNI152 뇌 표준판 (MNI 152 brain template)은

젊은 정상 서양인을 대상으로 개발된 것으로 알려져 있다. 그러므로 본 연구에서는 비슷한 연령대의 젊은 정상 한국인과 서양인의 뇌 MRI 영상을 이용하여 전체적인 뇌의 크기 및 형태의 차이와 국소적인 영역의 차이를 확인하기 위해 뇌 하부 구조 중 좌·우 해마에서의 체적 및 형태의 차이를 확인하고, 또한 젊은 정상 한국인을 대상으로 한 뇌 표준판을 제작하여 MNI 152 국제 뇌 표준판과 비교 분석하고자 한다.

연구 방법

뇌 MR 영상은 정상 한국인 남성 16명을(29.7 ± 4.66 세) 대상으로 3T MRI에서 획득한 T1 강조 영상과 MNI152 template 제작 시 사용된 ICBM (International Consortium for Brain Mapping, <http://www.loni.ucla.edu/>)에서 승인 받은 정상 서양인 남성 16명(28.8 ± 3.44 세)에 대한 T1 강조 영상을 이용하였다. 뇌의 전체적인 크기 및 형태는 Figure 1과 같이 skull이 제거된 영상을

이용하여 길이, 넓이 및 높이에 대한 복셀 개수를 (1X1X1 mm³, isotropic resolution) 측정하여 비교하였으며, 해마 영역에 대한 체적 측정 및 형태 분석은 FSL (FMRIB Software Library, FMRIB, Oxford, UK)에서 연동되는 FIRST tool을 이용하여 수행하였다. 젊은 정상 한국인을 대상으로 제작한 뇌 표준판은 대상자 중 가장 변형이 작은 뇌를 선정하여 이를 기준으로 선형 변환을 수행한 후, 변형된 뇌 영상을 평균하여 선형 뇌 표준판을 제작하여 전체적인 뇌의 위치를 조정하고, 이에 대해 다시 비선형 변환을 통해 국소적인 영역의 위치를 조정하여 이를 평균함으로써 최종적인 뇌 표준판을 제작하였다. 표준판의 크기 및 형태를 비교하기 위해 MNI 152 뇌 표준판과 공간적 위치를 맞춰 그 차이를 확인하였다.



(a) Length (b) Width (c) Height
Figure 1. Measurement of brain size and shape

연구 결과

Table 1은 본 연구에서 사용된 한국인과 서양인의 뇌 영상에 대한 전체적인 뇌의 크기 및 형태를 나타낸다. 서양인이 한국인에 비해 뇌의 길이는 더 길지만, 넓이 및 높이가 작으며, 비율을 통한 뇌의 형태에서도 차이가 있음을 확인할 수 있다.

Table 1. Comparisons of brain size and shape

Variable	Kor.sub	MNI.sub	p-value
Length (mm)	158.9±6.94	175.3±10.49	P<0.01
Width (mm)	146.1±5.78	135.5±6.90	P<0.01
Height (mm)	133.1±3.89	125.1±5.73	P<0.01
W/L	0.92±0.06	0.78±0.07	P<0.01
H/L	0.84±0.05	0.72±0.05	P<0.01
H/W	0.91±0.05	0.93±0.07	P=0.53

뇌 하부 구조에 대해 좌·우 해마 영역에서의 체적에서는 통계적으로 유의한 차이가 없었지만,

Figure 2와 같이 해마 영역 내에서의 국소적인 형태적 차이는 확인할 수 있었다. 해마 표면에서의 색의 변화는 평균 위치 (Red color)에서부터 그룹간의 차이의 정도를 나타내며, vector의 방향은 형태적 변형의 방향을 나타낸다. 이를 통해 한국 대상자에 대한 해마의 경우 Figure 2(a)와 같이 좌·우 모두 뇌의 Width 방향에 일치하는 변형이 있고, 서양인의 경우 Figure 2(b)와 같이 뇌의 Length 방향에 따른 해마 형태의 변형이 있음을 알 수 있다. Figure 3은 제작된 젊은 정상 한국인에 대한 뇌 표준판과 통용되는 MNI 152 뇌 표준판을 나타낸다. MNI 152 뇌 표준판에 대한 모든 대상자의 특징을 비교하지는 못했으나, Table 1과 같이 각 대상자에 대한 뇌의 형태적 특징이 반영되었음을 알 수 있다.

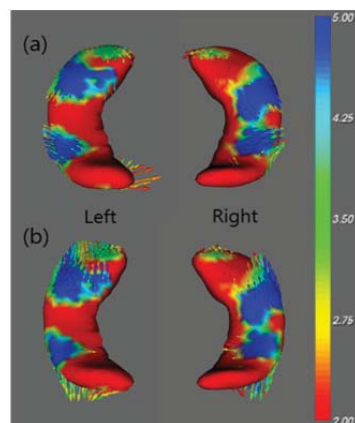


Figure 2. Shape analysis of localized hippocampus

(a) Kor.sub > MNI.sub, (b) MNI.sub > Kor.sub

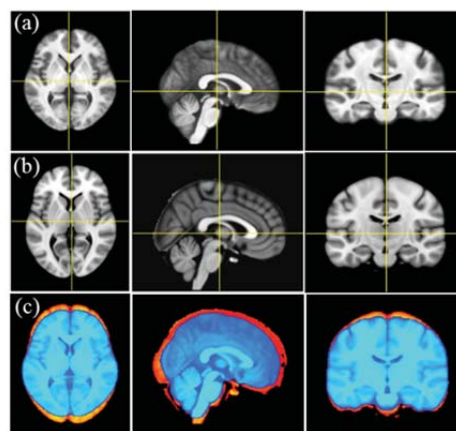


Figure 3. Comparison of brain template shape
(a) Kor.sub template, (b) MNI 152 template,
(c) (a, Blue) overlaid with (b, Red)

참고 문헌

- [1] J. Ashburner and K.J. Friston. *Nonlinear spatial normalization using basis functions*. Hum.Brain Mapp. 1999:7:254-266
- [2] Smith S.M, Jenkinson M, et al. *Advances in functional and structural MR image analysis and implementation as FSL*. NeuroImage 2004;23:208-219

239

X-ray 의료 영상 시스템 적용을 위한 대면적 Scintillator 제작 연구

김진선^{1*}, 신정욱², 오경민², 송용근², 김대국¹, 김성현², 박지균³, 남상희^{2,4}

¹인제대학교 의료영상과학대학원, ²인제대학교 의용공학과,

³한국국제대학교 방사선학과, ⁴인제대학교 의료영상연구소

Research of Large area Scintillator Production for the Application of X-ray Medical Imaging Systems

J.S. Kim^{1*}, J.W. Shin², K.M. Oh², Y.K. Song², D.K. Kim¹, S.H. Kim², J.K. Park³, S.H. Nam^{2,4}

¹Department of Medical Image Science, Inje University, Gimhae, Korea,

²Department of Bio-Medical Engineering, Inje University, Gimhae, Korea,

³Department of Radiological Science, International University of Korea, Jinju, Korea,

⁴Medical Image Research Center, Inje University, Gimhae, Korea

*kjs@ril.inje.ac.kr

Abstract

In clinical X-ray medical imaging systems are need to the excellent image quality with low exposure dose of patient. In this study, Gd₂O₂S: Tb phosphor powder are synthesized. Phosphor films make as large area of 225cm² size by Screen-printing method. In order to evaluate the possibility of combining as the detectors, large-area Film Uniformity was analyzed. As a result, the thickness of the sample 161.39 ~ 191.07um by FE-SEM. And phosphor particle size was confirmed by the size of 3 ~ 5um. MTF were analyzed using Edge phantom images. Each sample, the value was no difference.

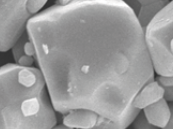
연구 배경

현재 임상에서 X-ray 의료 영상 시스템 이용 시에는 환자의 낮은 피폭선량과 더불어 우수한 영상의 질이 요구되고 있다. 이러한 의료 영상 시스템 중 대부분의 검출기에 이용되는 간접방식은 입사된 X-선을 가시광으로 변환하고 이 가시광 빛을 CCD/CMOS에 접목시켜 전기적 신호로 변환하여 영상을 획득하는 방법이다. 이를 위해서는 X-선을 가시광으로 변환하는 형광체가 이용되며, 형광체 Powder를 이용하여 Film으로 제작하기 위해서는 PVD법과 Screen-printing법이 대표적이다. 본 연구에서는 형광체 Gd₂O₂S:Tb powder를 합성하고 Screen-printing법을 이용하여 선행연구인 25cm² 크기의 Unit-cell 제작 실험을 바탕으로 225cm² 크기의 대면적 Film을 제작하였다. 또한 제작된 대

면적 Film의 Uniformity 특성 분석을 통하여 검출기로써의 접목가능성을 평가하고자 한다.

연구 방법

형광체 Powder 제작을 위해 저온 액상법을 이용하여 모체(Host)로는 각 Gadolinium (Gd), Sulfur(S)를 이용하고 활성제(Activator)로 Terbium(Tb)을 합성한다. 건조된 합성 powder를 N₂분위기에서 850℃의 온도에서 1시간 동안 소결하여 최종적으로 3~5um 크기의 형광체를 제작한다. 합성된 형광체 Powder와 Gel을 혼합하여 액상으로 제작한 후 Screen-printing장비의 Squeeze를 이용하여 Substrate위에 도포한다. 액상상태의 시료를 1회 도포 시 평균 30um 두께로 증착되며 최종적인 Film은 160 ~ 190um로 제작한다. Substrate는 100℃이상의



WD17.5mm 15.0kV x9.0k 5um

그림2. 형광체 Powder의 FE-SEM 영상

연구 결과

제작된 시편의 Thickness Uniformity를 분석하기 위하여 시편의 Edge, Center 부분을 무작위 추출하여 FE-SEM 영상을 획득하였다. 그 결과 161.39~191.07um (평균 177.93um)의 Thickness를 나타내었으며 -9.67 ~ +6.88% 오차를 보였다.[그림 1] 또한 형광체 입자 크기는 3~5um의 크기로 확인되었다.[그림 2]

제작된 Film을 이용하여 Line Phantom 영상을 획득한 결과 4lp/mm 이상의 영역까지도 구분이 가능하였다.[그림 3]



그림3. 형광체 Film의 Line Phantom 영상

구간 별 Film에서 Edge Phantom 영상을 이용하여 획득된 MTF 값은 큰 차이를 보이지 않았다. [그림 4]

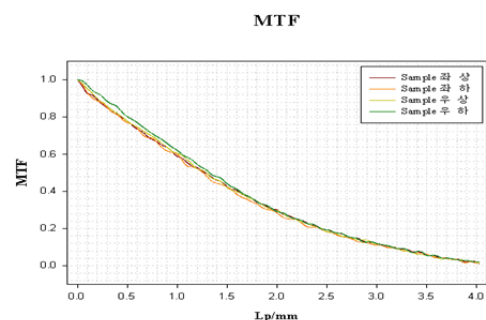
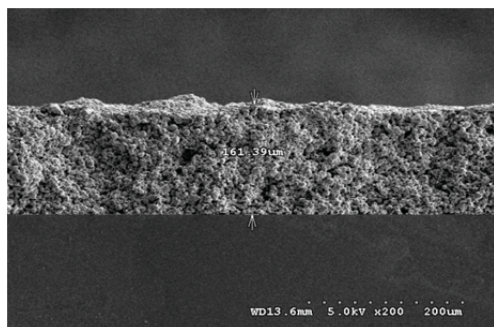


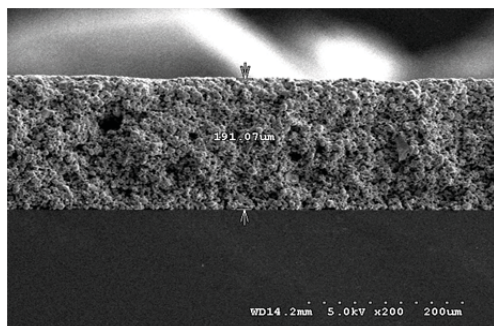
그림 4. 형광체 Film의 MTF

Acknowledgements

본 연구는 지식경제부와 한국산업기술진흥원의
전략기술인력양성사업으로 수행된 결과임.
본 연구는 지식경제부 산업원천기술개발사업의
지원을 받아 수행하였음(No. 10038652).



(a)



(b)

그림1. 형광체 Film의 FE_SEM 영상 (a) Thickness 161.39um (b) Thickness 191.07um

Parylene박막 형성에 따른 비정질 셀레늄 기반 X-선 검출기의 전기적 특성평가

김대국¹, 오경민², 조규석², 이지윤², 노성진², 차병열³, 윤경준³, 남상희^{1,2,3,4}

¹인제대학교 의료영상과학 대학원, ²인제대학교 의용공학과,

³김해 의생명센터, ⁴인제대학교 의료영상연구소

Parylene Coated Formation on the a-Se X-ray Detector in Electrical Property

D.K. Kim¹, K.M. Oh², K.S. Jo², J.Y. Lee², S.J. Noh², B.Y. Cha³, K.J. Yoon³, S.H. Nam^{1,2,3,4}

¹Inje Univ. Dept of image & science, ²Inje Univ. Biomedical Engineering,

³Gimhae Bio-Medical Center, ⁴Inje Univ. Medical image research center

dakkik@ril.inje.ac.kr

Abstract

The medical image using DR(Digital Radiography) of X-ray diagnostics to existent there direct method with indirect method. Direct method is using transfer photoconductor to X-ray. The most commercialized a variety photoconductor is a-Se. In this paper, produced various positions on parylene coating to a-Se based X-ray detector and measured to dark current with sensitivity in the same condition. The measured results, a-Se based X-ray detector on the parylene coated property of low sensitivity and low dark current. However, electrical property is a-Se based X-ray detector on the parylene coated better than a-Se based X-ray detector non-parylene coated.

연구 배경

최근 의료영상분야의 X-선을 이용한 진단영역에서는 이전의 필름형식의 radiography가 아닌 디지털 방식인 DR (Digital Radiography)에 관한 연구가 보편적으로 사용되며 그에 관한 기술이 거듭 발전하고 있는 추세이다.

DR은 검출방식에 따라 광도전체(Photoconductor)를 변환체로 이용하는 직접방식과 형광체(Scintillator)를 변환체로 이용하는 간접방식이 있다.

직접방식의 변환체로 이용되는 광도전체는 a-Se, CdTe, HgI₂, PbI₂, PbO 등이 있으며, 상용화된 변환체로는 a-Se이 가장 보편적으로 이용되고 있다. a-Se은 높은 밴드갭 에너지에 따른 고전압 인가로 변환체와 회로의 손상을 초래하여 수명

저감의 요인이 될 수 있다. 또한 낮은 원자번호로 흡수효율이 떨어지는 단점이 있다.

그러나 PVD(Physical Vapor Deposition)방식에 따른 대면적 구현이 가능하고, 저렴하며, 비저항이 높아 다른 광도전체보다 누설전류가 크게 낮은 장점을 지니고 있다.

본 논문에서는 기존의 산화막이 아닌, 절연성과 방수효과가 뛰어나고 투명한 코팅 박막으로서 최근 반도체 코팅박막으로 각광받고 있는 parylene을 a-Se기반의 X-선 검출기샘플에 다양한 위치에 코팅한 후, 일반 chest X-선 조건인 70kvp 100mA 0.03s에 대한 전기적 특성을 측정하였다.

X-선 검출기샘플은 네 가지의 구조로 제작되었는데, 하부에서부터 ITO glass, a-Se, Au구조는 1번 샘플, ITO glass, a-Se, parylene, Au는 2번 샘플, ITO glass, parylene a-Se, Au는 3번 샘플,

ITO glass, parylene a-Se, parylene, Au는 4번 샘플로 동일한 조건에서 측정하였다.

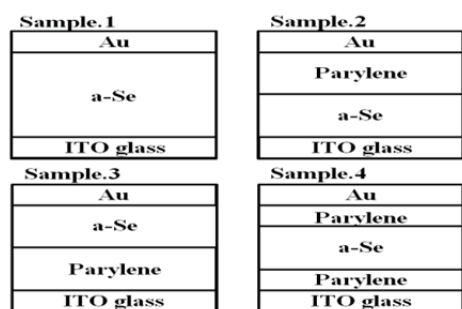
측정결과 parylene코팅박막이 형성된 샘플은 민감도(Sensitivity)가 떨어지는 단점이 있지만 그에 반대로 암전류(Dark current)가 떨어져 향상된 신호대잡음비(Signal to Noise Ratio)를 확인할 수 있었다.

연구 방법

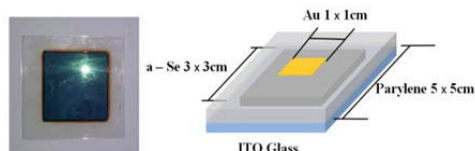
a-Se기반의 X-선 검출기샘플 제작을 위해 bottom substrate는 ITO glass를 사용하였으며, PVD방식을 이용하여 a-Se를 증착 하였다.

증착 시, 진공도는 $3.2 \pm 1.1 \times 10^{-5}$ Torr이었으며, $290 \pm 10^\circ\text{C}$ 에서 2시간 동안 a-Se powder를 기화 시켜 두께 $100\mu\text{m}$ 의 a-Se층을 제작 하였다. parylene박막 코팅은 반도체 보호에 용이한 C-type parylene을 CVD(Chemical Vapor Deposition)방식을 이용하여 고온에서 기화, 열 분해를 거쳐 박막을 코팅하였다.

그리고 검출기샘플에 전압인가를 위해 상부에 PVD방식으로 Au를 증착하였다. 제작된 X-선 검출기샘플의 전기적 특성을 확인하기 위해 암실의 공간에서 두께 $1\mu\text{m}/10\text{V}$ 즉, $+1000\text{V}$ 를 인가하여 암전류를 측정하였으며, 일반 chest X-선 촬영조건인 70kvp 100mA 0.03s를 조사하여 민감도를 측정하였다.



(a)



(b)

그림 1. (a) 제작된 각각의 X-선 검출기샘플 구조 (b) 제작된 X-선 검출기샘플의 모식도

연구 결과

제작된 X-선 검출기샘플 1번부터 4번 샘플까지 암전류 및 민감도를 동일한 조건에서 측정한 결과, parylene박막이 코팅되지 않은 1번 시편의 민감도는 $3.896\text{nC}/\text{cm}^2$ 가 측정된 반면, 암전류가 $3.864\text{nA}/\text{cm}^2$ 로 가장 높은 암전류값이 측정됨에 따라 제작된 시편 중 SNR이 22.006으로 전기적 특성이 가장 떨어지는 것을 확인할 수 있었다. 그에 반대로 4번 샘플은 증착된 a-Se양단에 parylene박막이 코팅되어 암전류가 $0.0143\text{nA}/\text{cm}^2$ 으로 제작된 샘플 중 가장 낮은 암전류가 측정되었지만, 민감도 역시 $0.024\text{nC}/\text{cm}^2$ 로 제작된 시편 중 가장 낮은 민감도를 확인되었다. 2번 샘플의 암전류는 $0.1877\text{nA}/\text{cm}^2$, 민감도는 $0.901\text{nC}/\text{cm}^2$ 으로 133.695의 비교적 우수한 SNR을 도출할 수 있었으며, 3번 샘플은 $0.0951\text{nA}/\text{cm}^2$ 의 암전류와 $2.614\text{nC}/\text{cm}^2$ 의 민감도로 614.668의 SNR을 도출하여 제작된 시편 중 가장 뛰어난 전기적 특성을 나타내었다. 이는 X-선 검출기에 코팅된 parylene박막이 샘플 외부로부터의 노이즈를 차단하고 X-선 검출기에서 reatout되는 신호 가운데 노이즈를 필터링 함으로써 노이즈가 저감되는 것을 확인할 수 있었다. 그에 따른 민감도의 저감을 확인할 수 있었으나, 도출한 SNR로 확인 하였듯, parylene박막이 코팅되지 않은 샘플보다, parylene박막이 코팅된 샘플의 전기적 특성이 우수함을 검증하였다.

Acknowledgements

본 연구는 교육과학기술부와 한국연구재단의 지역혁신인력양성사업 및 지식경제부 산업원천 기술개발사업의 지원을 받아 수행하였음(No. 10038652).

참고 문헌

- [1] Jiong Chen. et al. Feasibility of amorphous selenium based photon counting detectors for digital breast tomosynthesis. Proc. of SPIE Vol. 7258 72581G-1
- [2] S. O. Kasap and J. A. Rowlands, Direct-conversion flat-panel X-ray image sensors for digital radiography. Proc. IEEE, vol. 90, no. 4, pp. 591--604, Apr. 2002

Beat frequency 초음파 측정을 통한 Vibro-acoustography의 실험적 검증

이수아, 정종섭*

동국대학교-서울캠퍼스 바이오시스템대학 의생명공학과

Experimental Demonstration of Vibro-acoustography by Measuring Beat Frequency Ultrasound

S. A. Lee, J. S. Jeong*

Department of Medical Biotechnology, Dongguk University-Seoul, Korea

leesua809@dongguk.edu, *jjsspace@dongguk.edu

Abstract

Vibro-acoustography is a medical imaging modality capable of imaging the elastic responses of biological tissues generated by acoustic emission based on raster scanning. In this scheme, a confocal transducer simultaneously transmits two continuous waves to the target for generation of localized oscillation with slightly different frequency range from dozens to hundreds of KHz. Since vibro-acoustography can provide a high contrast ultrasound image, it has been frequently used for micro-calcification imaging in breast and so on. In this paper, a beat frequency a core component to perform of vibro-acoustography was experimentally measured using prototype ultrasound transducers.

연구 배경

탄성 영상 (elastography)은 초음파를 사용해서 정상 조직과 종양 조직의 기계적인 성질 차이를 보여주는 방법으로서 최근에는 상용 초음파 장비에 적용되어 유용하게 사용되고 있다. 이 기법은 병변 경계면의 구분이 상대적으로 명확하기 때문에 정상조직과 종양의 구분이 용이하다는 장점이 있으나 병변의 크기가 작은 경우 대상체 구분이 모호하며, 대상체의 응력장(stress-field) 패턴이 외부 요소에 취약하다는 문제점을 가지고 있다 [1]. 이러한 한계를 극복하기 위한 방법들 중의 하나로서, 초음파의 방사력(radiation force)을 기반으로 한 기술들이 제안되었으며, 이중 vibro-acoustography는 대상체에 국부적인 방사력을 생산하고, 그 결과로 유도된 음향기반 탄성 반응을 raster 기법을 사용해서 초음파 영상으로 전환 시키는 기법이다[2]. Vibro-acoustography 영상에 사용되는 방사력은 특정

영역에 대해 진폭 변조된(amplitude modulation) 낮은 주파수 영역의 신호를 생성하기 때문에, 조사대상체가 마이크로 단위의 세밀한 물질이라 하더라도 그 대상체의 기계적인 특성 (mechanical property)에 관한 정보를 높은 해상도에서 얻을 수 있다. 본 논문에서는 변환자 시작품들을 사용해서 vibro-acoustography 영상 구현의 핵심 요소인 beat frequency 초음파를 실험적으로 측정하였다.

연구 방법

중심 주파수의 차이가 수십에서 수백 KHz가 되는 두 종류의 초음파를 동시에 송신하여 대상체의 특정 영역에서 교차시킨다. 두 연속적인 음파가 교차하게 되면 신호가 진폭 변조를 하게 되는데, 이 과정은 하기 삼각 함수 공식을 이용하여 표현될 수 있다.

$$\cos(f_1 t) \cdot \cos(f_2 t) = \frac{1}{2} [\cos((f_1 + f_2)t) + \cos((f_1 - f_2)t)]$$

$$\sin(2\pi f_1 t) + \sin(2\pi f_2 t) = 2 \cos\left(2\pi \left(\frac{f_1 - f_2}{2}\right)t\right) \sin\left(2\pi \left(\frac{f_1 + f_2}{2}\right)t\right)$$

여기서 포락선을 나타내는 코사인 함수의 주파수 $f_1 - f_2$ 가 실제 vibro-acoustography 영상 구현의 기본이 되는 beat frequency가 된다.

연구 결과

그림 1은 공초점 초음파 변환자를 사용해서 beat frequency 초음파를 수신 하기 위한 실험적 도식이다.

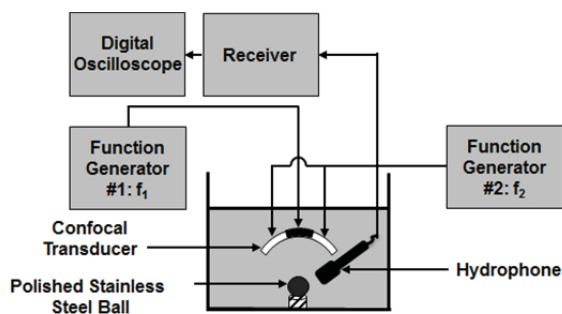


그림 1. Vibro-acoustography의 구현을 위한 실험 장치 구성 블럭도.

그림1에서처럼 3.3 MHz와 3 MHz의 서로 다른 주파수를 갖는 초음파가 대상체에 동시에 주사 되었고, 대상체에서 방출된 음향, 즉 beat frequency 초음파 및 변조 신호가 PVDF copolymer로 만들어진 하이드로폰을 통해 수신 되었다. 수신된 신호는 디지털 오실로스코프를 통해 실시간으로 모니터링 할 수 있었다. 즉 이러한 실험 과정을 통해 두 초음파의 주파수 차이 값인 300 KHz의 beat frequency가 실시간으로 측정될 수 있음을 확인하였다 (그림 2).

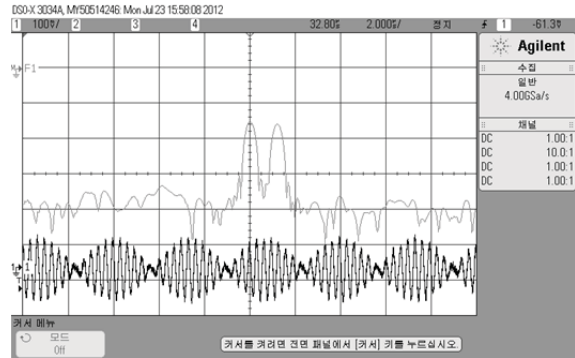


그림 2. 하이드로폰으로 측정된 300 KHz beat frequency 초음파 파형.

Acknowledgements

이 연구는 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임(2012R1A1A1044159).

참고 문헌

- [1] Mostafa Fatemi and James F. Greenleaf, "Vibro-acoustography: An imaging modality based on ultrasound-stimulated acoustic emission," *Proc. Nat. Acad. Sci. USA*, vol. 96, pp. 6603-6608, June 1999.
- [2] Azra Alizad, Lester E. Wold, and James F. Greenleaf, "Imaging mass lesions by vibro-acoustography: Modeling and Experiments," *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 23. no. 9, pp. 1087-1093, Sep. 2004.

뇌의 좌우 연결성과 좌우 비대칭성과의 상관관계

박준성¹, 윤의철², 서상원³, 나덕렬³, 이종민¹

¹한양대학교 의용생체공학과, ²대구카톨릭대학교 의용생체공학과, ³서울삼성병원 신경과

The relationships between structural Interhemispheric connectivity and brain morphological asymmetry

J. S. Park¹, U. C. Yoon², S. W. Seo³, D. L. Na³, J. M. Lee¹

¹Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, South Korea,

²Department of Biomedical Engineering, College of Health and Medical Science, Catholic University of Daejeon, Gyeongsan-si, Gyeongbuk, South Korea,

³Department of Neurology, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine

Abstract

The constraints on fast inter-hemispheric communication in large-brained species may contribute to the development intrahemispheric networks, which might promote the development of brain lateralization. We hypothesized that the interhemispheric connectivity accounts for the inter-individual variability in morphological asymmetry. We investigated that the relationships between structural interhemispheric connectivity and cortical morphological asymmetry in default mode network regions. Structural interhemispheric connectivity was inversely related with cortical morphological asymmetry in the region of posterior cingulate and precuneus. These results indicate that increased structural interhemispheric connectivity in DMN may affect reduced brain lateralization.

연구 배경

우리의 뇌는 좌우가 형태적으로 다르다는 것이 알려져 있다. 그 원인으로 뇌가 진화하면서 뇌의 크기가 커지고 이에 따라 상대적으로 거리가 먼, 좌반구와 우반구간의 연결성이 줄어들고 이에 따라 각각의 반구에서의 네트워크가 발달하여, 좌우의 형태가 달라졌다는 가설이 있다. 본 연구에서는 위의 가설을 바탕으로 뇌의 구조적 좌우 연결성과 형태적 좌우 비대칭성간의 음의 상관관계가 있을 것이라는 가설을 세웠다.

연구 방법

구조적 좌우 연결성과 뇌의 좌우 형태적 비대칭성 간의 관계를 분석하기 위하여 본 연구에서는 휴지상태에서의 기능 뇌 자기 영상과 확산텐서 영상을 이용하였다. 휴지상태에서의 기능 뇌 자기 영상을 이용하여 기존에 많은 연구가 되어져 있는 휴지상태네트워크를 정의하고 해당영역을 뇌 표면모델 상에서 정의하였다. 정의된 영역 안에서 뇌 표면 두께를 측정하여 좌, 우 뇌의 형태적 비대칭성을 뇌 표면 두께의 좌우 차이로 정량화 하였으며, 확산텐서 영상을 이용하여 뇌의 좌우 연결성을 정량화 하였다 [1]. 정량화된 뇌의 비대칭성과 좌우 연결성간의 상관관계를 일반선형모델 통계분석 방법을 사용하여 나이, 성별, 뇌 크기를 통제해준 상태에서 분석하였다.

연구 결과

본 연구에서는 구조적 좌우 연결성과 좌우 뇌의 형태적 비대칭성간의 관계를 휴지상태 네트워크 상에서 분석하였다. posterior cingulate and precuneus 영역에 대해서 대뇌피질 두께의 좌우 비대칭성과 좌뇌와 우뇌의 구조적 연결성간의 유의미한 음의 상관관계를 보였으며, 이는 좌뇌와 우뇌의 구조적 연결성이 좋은 사람일수록 좌뇌와 우뇌의 형태가 비슷한 것으로 해석될 수 있다. 이는 뇌의 좌우 비대칭성이 좌뇌와 우뇌의 소통과 관련이 있다는 가설을 뒷받침해 주는 결과이다.

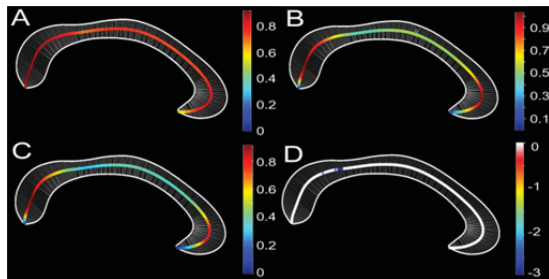


그림 1. A : 뇌간모델에 매핑된 뇌의 마이크로 구조를 반영하는 FA값, B : 뇌간의 두께, C : 뇌의 좌우 연결성 정량화 (FA x 뇌간의 두께), D : posterior cingulate and precuneus 영역의 뇌 좌우 비대칭성과 뇌의 좌우 연결성과의 상관관계 분석 결과 (유의미한 영역만 표시되었으며 색은 beta coefficient를 의미함)

Acknowledgements

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 20120008757).

참고 문헌

- [1] J.S. Park, U.Yoon, K.C. Kwak, S.W. Seo, S.I.Kim, D.L.Na, J.M.Lee. The relationships between extent and microstructural properties of the midsagittal corpus callosum in human brain. *NeuroImage*. 56:174–184. 2011.

슈퍼복셀 알고리즘을 이용한 간섭성 반스톡스 라만 산란(CARS) 현미경 영상 내 폐암세포핵 분할

강미선, 이정엄, 김명희*
이화여자대학교 컴퓨터공학과

Segmentation of lung cancer cell nuclei in CARS microscopy images using supervoxel algorithm

Mi-Sun Kang, Jeong-Eom Lee, Myoung-Hee Kim*

Department of Computer Science and Engineering, Ewha Womans University, Seoul, Korea

*mhkim@ewha.ac.kr

Abstract

CARS microscopy is a high-resolution, label-free imaging technique and has a great potential for real time cancer diagnosis. In this paper, we propose a segmentation method for lung cancer cell nuclei extraction in CARS(Coherent Anti-stokes Raman Scattering) microscopic image. Because 3D CARS images have low signal-to-noise (SNR) and uneven background, 3D segmentation is a challenging problem. The proposed method integrates supervoxel algorithm with machine learning. The experimental result shows that our method is feasible.

연구 배경

미국에서는 물론 우리나라에서도 폐암은 암으로 인한 사망 중 가장 흔한 원인이다. 폐암은 5년 생존율이 약 15%에 불과할 정도로 악성이다. 폐암은 흉부 엑스선촬영, 흉부 전산화단층촬영, 가래 세포 검사 등을 통해 진단하는데, CARS(Coherent anti-Stokes Raman scattering, 간섭성 반스톡스 라만 산란) 현미경을 이용한 세포 영상을 통해 암을 진단할 수 있다.

CARS 현미경 기술은 바이오 의료기기 분야에서 아주 중요하다. CARS 현미경은 비선형 광학 레이저 이미징 기술을 이용한 것으로, 아무런 형광 물질 없이도 생체를 관찰할 수 있다. 일반적으로 생체조직을 관찰하기 위해서는 조직체에 염색이나 형광물질을 투입하여야 하지만, CARS 현미경은 그럴 필요가 없어 안전하게 생체를 관찰할 수 있게 해준다. 또한, CARS 현미경은 고해상도의 3차원 세포 영상을 실시간으로 관찰할 수 있게 해주기 때문에, CARS 현미경 영상에 대한 관심이

높아지고 있다. 하지만, CARS 현미경 영상은 낮은 신호 대 잡음비(SNR), 영상의 복잡성, 잡음 및 불균일 배경 등의 문제점을 갖고 있다. 이러한 문제점은 CARS 현미경 영상 분석의 자동화를 어렵게 한다[1].

본 논문에서는 CARS 현미경을 이용하여 촬영된 폐암 세포 영상으로부터 세포핵을 분할하는 방법을 제안한다. 세포핵 분할은 세포 영상 분석을 자동화하는데 매우 중요하며, 영상 내 세포 관련 정보 획득에도 필수적이다. 특히 3차원 CARS 현미경 영상은 2차원 영상보다 훨씬 많은 정보를 제공할 수 있으므로, 본 논문에서는 3차원 영상에 대하여 세포핵 분할 방법을 적용한다.

본 연구의 궁극적인 목적은 그림 1에 나타난 바와 같이 3차원 CARS 현미경 영상으로부터 세포핵을 자동으로 분할하는 것이다. 이를 위해 본 논문에서는 슈퍼복셀(supervoxel) 알고리즘과 SVM(support vector machine) 분류기를 이용한 세포핵 분할 방법의 가능성을 확인하고자 한다.

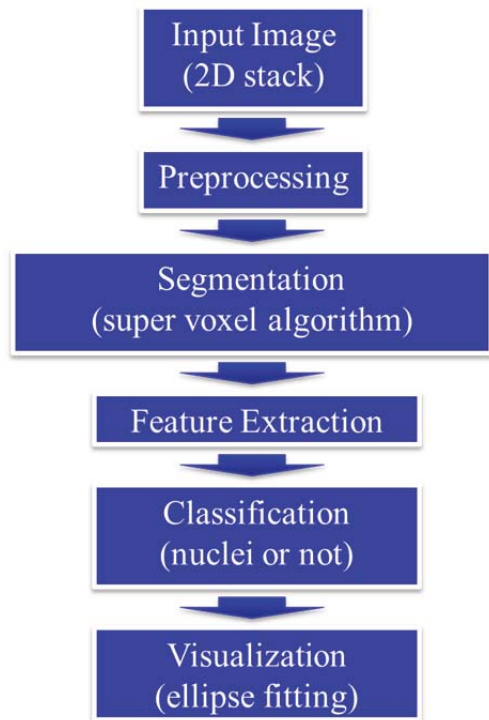


그림 1. flowchart

연구 방법

본 논문에서는 CARS 현미경으로 촬영한 폐암 세포의 2D stack 영상을 이용한다. 이 영상은 잡음이 많아 히스토그램 평활화 등으로 전처리하였다. 전처리한 영상을 슈퍼복셀 알고리즘을 이용하여 분할한다. 분할된 슈퍼복셀들 중 세포핵 부분과 그렇지 않은 부분을 수작업을 통해 몇 개 선택하여 특징점을 추출하고 SVM 분류기를 학습시킨다. 학습된 SVM 분류기는 나머지 슈퍼복셀들이 세포핵인지 배경인지 구분하는데 사용되며, 분류된 결과를 가시화하여 보여준다.

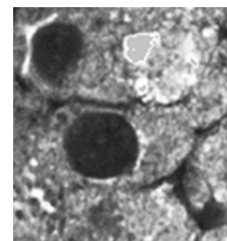
슈퍼복셀 알고리즘은 슈퍼픽셀(superpixel) 알고리즘을 3차원으로 확대한 것이다. 슈퍼픽셀 알고리즘은 원영상을 특징이 비슷한 작은 균일영역으로 세분화하는 방법이다. 본 논문에서는 슈퍼복셀의 초기 크기를 분할해야 하는 암세포의 크기와 유사하게 지정한 후 밀집성을 매개변수로 조정하여 세분화하였다. 앞서 언급한 밀집성이란 슈퍼복셀의 모양의 닮은꼴 정도를 의미한다. 슈퍼픽셀과 슈퍼복셀을 구하는 방법은 다양하나 본 논문에서는 SLIC (Simple Linear Iterative Clustering) 방법[2]을 이용하여 슈퍼복셀을 구하였다.

본 논문에서는 세분화된 영역에서 세포핵 영역과 그 외의 영역을 분류하기 위한 특징점으로 슈퍼복셀의 평균 밝기값과 복셀의 크기를 사용하였다.

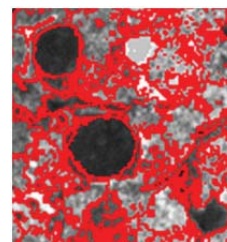
연구 결과

폐암은 조직형에 따라 크게 소세포 폐암(small cell lung cancer)과 비소세포 폐암(non-small cell lung cancer)로 구분되는데, 본 논문에서는 비소세포인 adenocarcinoma를 촬영한 CARS 현미경 영상을 사용하였다. 슈퍼복셀 알고리즘을 이용하여 세포핵을 분할한 결과는 그림 2에 나타내었다.

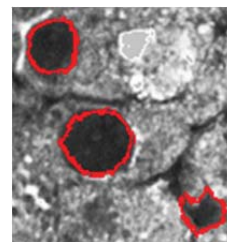
본 논문에서 사용한 현미경 영상의 배율은 60x이며 획득된 영상의 크기는 512X512X111이다. Intel Xeon 프로세서 E5-2650(2.00GHz)가 탑재된 컴퓨터에서 슈퍼복셀 알고리즘을 수행하여 영상을 세분화하는데 소요되는 시간은 약 200분이며 특징점을 추출하고 분류하는데 소요되는 시간은 약 5분이다.



(a) 원영상



(b) 슈퍼복셀 알고리즘 적용 결과 영상



(c) 세포핵 분할 영상

그림 2. 영상 세분화 후 세포핵 추출 결과

본 연구에서 사용된 3차원 CARS 현미경 영상은 미국 텍사스주 휴스턴 Methodist병원 연구기관의 Dr. Stephen Wong으로부터 제공 받아서 수행되었으며, 이에 감사 드립니다.

- [1] A. Hammoudi, F. Li, Z. Wang, M. Thrall, Y. Massoud, and S. Wong, “Automated Nuclear Segmentation of Coherent Anti-Stokes Raman Scattering Microscopy Images by Coupling Superpixel Context Information with Artificial Neural Networks” in *the 2nd International Workshop on Machine Learning in Medical Imaging(MLMI)*, Toronto, Canada, 2011.
- [2] R. Achanta, A. Shaji, K. Smith, A. Lucchi, P. Fua, and S. Süsstrunk, “*SLIC Superpixels Compared to State-of-the-art Superpixel Methods*”, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 34, no. 11, pp. 2274–2282, 2012.

단층검사(Computed Tomography: CT) 영상으로 확인한 병변의 크기가 1.5 cm 보다 큰 경우에만 검사를 시행하였다.

2. 방사성 의약품

방사성 동위원소는 2-[fluorine-18] Fluoro-2-deoxy-D-Glucose(18F-FDG)를 사용하였으며, 대상 환자에게 FDG 370 MBq를 Dynamic 18F-FDG PET을 얻는 순간부터 30초에 걸쳐 정맥주사 하였다.

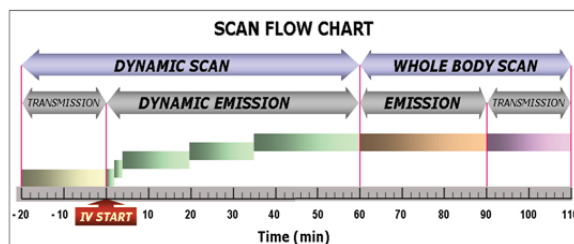


Fig 1. For Dynamic acquisition, a 60-min protocol were used, the protocol included twelve 10-s, four 30-s, sixteen 60-s, five 300-s, one 900-s. After dynamic acquired, we scanned 18F-FDG PET static whole body image.

3. 영상획득과정

Blank Scan을 25분 시행 후 감쇄 보정을 위해 20분간 투과스캔(Transmission Scan)을 시행하였다. 기기는 PET advance(General Electric Medical System, Milwaukee, Wis., U.S.A.)를 사용하였고, 고유분해능(Intrinsic Resolution)은 4.8 mm 의 반치폭(Full Width at Half Maximum: FWHM)이며, 1330개의 횡축영상을 획득하였다. 종축 가시영역(longitudinal field of view)은 15.2 cm로 각 영상간격은 4.25 mm로 검사를 시행하고 모두 바로 누운 자세를 취하였다. Dynamic 18F-FDG PET에서 방출스캔(Emission Scan)은 12 frame / 10초, 4 frame / 30초, 16 frame / 60초, 5 frame / 300초, 1 frame / 900초로 총 60분에 걸쳐 영상을 획득하였다(Fig. 1). Dynamic 18F-FDG PET 검사 후, 18F-FDG PET 전신검사를 진행하였다. 획득한 횡축영상은 Nyquist frequency의 cut-off는 8.5로 하여 Hann filter를 사용하여 재구성 하였으

며, 2D-OSEM 방식을 이용하였다. 또한, Subset 16회, Iteration 2회 반복 실시하였다.

4. 영상분석

객관성을 기한 SUV값을 구하기 위하여, 두 사람의 조사 관찰자가 각각의 위치를 확인하여 관심 영역(Region of Interest: ROI)를 그렸다. 이때 두 관찰자의 의견이 일치했을 경우에만 유용한 정보로 간주하였다. 그려진 ROI는 Dynamic 18F-FDG PET에서 획득한 영상에 정확히 표시하여 TAC로 분석하였고, 보다 심층적 방법으로 SUV를 이용하여 시간에 따른 SUV-DC성향을 분석하였다.

TAC와 SUV-DC는 체장조직에 운반되어 섭취되는 모두 시간의존인 생물학적 영향의 이론적 가설에 의하여 세가지로 세분화 하였다. Phase I은 세포막내에 흡수된 18F-FDG의 흐름에 따른 특징을 가지게 되며, 최초의 당이 세포 내에 흡수되어 최고조에 이른 후 급격하게 흡수율이 증가되는 양상으로 나타난다.

최고조에 이른 후, 18F-FDG 흡수는 정맥의 흐름에 따라 감소되는 경향을 가진다 (Phase II). 마지막으로 18F-FDG는 지속적으로 당 운반자와 phosphorylation를 경유하여 세포 내에 유입되며, 각 특징에 따른 섭취율이 달라진다. 지속적으로 세포 사이의 농축되어 섭취율이 증가하는 성향은 악성종양의 경우 관찰되었다(Phase III).

연구 결과

Time-Activity Curves(TAC) and the Standardized Uptake Value-Dynamic Curve (SUV-DC)의 각 구간은 가설에서 제시한 바와 마찬가지로 각각의 TAC와 SUV-DC는 몇 가지 특징적인 양상으로 구분된다. 또한 SUV-DC는 TAC와 비슷한 경향으로 나타난다.

1. 대조군 (정상군)

대조군의 TAC와 SUV-DC는 Phase I, II 에서 다른 군과 비슷한 성향을 나타냈지만, Phase III에서는 지속적으로 감소하는 성향을 나타냈다.

2. 췌장염군

췌장염군의 TAC와 SUV-DC는 Phase I 과 Phase II 에서 모두 비슷하게 증가하는 경향을 보였으나 Phase III에서는 주목할 만한 증가를 보이지 않았다. 다만, 급성 췌장염의 경우 Phase III에서 급속하게 증가하였으며, 만성 췌장염에서는 급성 췌장염과 같은 Phase III의 급격한 증가를 나타내진 않았다. 췌장염군의 대상 중 한 경우만 급성 췌장염으로 나타났고 나머지는 모두 만성 췌장염으로 나타났다. TAC는 SUV-DC와 흡사한 결과를 나타냈다.

3. 췌장암군

췌장암군에서는 다른 군에 비하여 주목할 만한 특징을 가진 그래프 성향을 나타냈다. 분명한 것은 Phase III의 TAC와 SUV-DC가 다른 군과는 달리 급격하게 증가하는 성향을 나타냈다.

4. 표준화섭취율(Standardized Uptake Value: SUV) 분석

Dynamic 18F-FDG PET 시행 후 전신검사를 하고, 반복 재구성 후 획득한 영상에서 SUV값을 얻었다. 각각의 SUV와 P-value를 Table 1(Table 1이 없습니다)에 나타내었다. 특이한 점은 Dynamic 18F-FDG PET 검사 후 전신검사의 SUV값을 측정하였기 때문에 각각의 수치는 최초 Dynamic SUV값 보다 높게 나타났다.

[1] Mulholland GK, "Simple rapid hydrolysis of acetyl protecting groups in FDG synthesis using cation exchange resins," *Nucl Med Biol.*, vol. 22, pp. 19-23, 1995.

[2] Hamberg LM, Hunter GJ, Alpert NM, Choi NC, Babich JW and Fischman AJ, "The dose uptake ratio as an index of glucose metabolism: useful parameter or over simplification?," *J Nucl Med.*, vol. 35, pp. 1308-1312, 1994.

[3] Lowe VJ, Kim H, Boyd JH, Eisenbeis JF, Dunphy FR and Fletcher JW, "Primary and recurrent early stage laryngeal cancer: preliminary results of 2-[fluorine 18]fluoro-2-deoxy-d-glucose PET imaging," *Radiology*, vol. 35, pp. 1965-1969, 1999.

[4] Michael Zimny, Hans-Juergen Kaiser and Joachim Wildberger. "Analysis of FDG uptake with hybrid PET using standardized uptake values," *Eur J Nucl Med.*, vol. 28, pp. 586-592, 2001.

[5] Freeny PC, Marks WM, Ryan Ja and Traverso LW, "Pancreatic ductal adenocarcinoma: diagnosis and staging with dynamic CT," *Radiology*, vol. 166, pp. 99-104, 1988.

개인 뇌의 구조적 형태에 특성화된 서피스 기반의 브로드만 영역 지도

구윤정¹, 윤의철², 박준성¹, 윤혁진¹, 이동영³, 이종민¹

¹한양대학교 생체의공학과, ²대구가톨릭대학교 의공학과, ³서울대학교병원 정신건강의학과

Surface-based Brodmann's area atlas optimized individual brain with structural characteristic

Y. J. Koo¹, U. C. Yoon², J. S. Park¹, H. J. Yun¹, D. Y. Lee³, J. M. Lee^{1*}

¹Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea,

²Department of Biomedical Engineering, Catholic University of Daegu, Gyeongsan-si, Korea,

³Department of Psychiatry, Seoul National University, Seoul, Korea

Abstract

In previous works or present works, we have been used volume-based Brodmann's area map template as defining region of interest to analysis brain. However, Brodmann's areas define on cerebral cortex. Then, volume-based template is difficult to explain about accurate Brodmann's areas. This work suggests surface-based Brodmann's area map template. Also, this template is able to well define accurate regions because this template is constructed minimal deformation target(MDT) template brain that is optimized individual brain with various folding pattern or gyrus and sulcus. In addition, this template can show hidden cortex such as medial temporal region, sylvian fissure.

연구 배경

브로드만 영역 지도(Brodmann's area map)는 Korbinian Brodmann에 의해 1909년도에 발견되었다[1]. 브로드만 영역은 뇌의 피질의 세포층의 분포로서 나뉘지게 되며 구조적으로 다른 특성을 가지게 되며, 기능적인 면에서도 각 브로드만 영역마다 다른 기능을 담당하게 된다. 이전 연구뿐만 아니라 현재 연구에서는 볼륨기반의 브로드만 영역 템플릿을 연구에 사용하고 있다. 그러나, 브로드만 영역은 대뇌 피질 즉, 회백질에서 정의되는 영역이므로 볼륨 기반의 템플릿은 정확한 브로드만 영역을 제대로 정의할 수 없는 한계점이 발생하며 복잡한 개인의 뇌 구조의 특성을 반영하지 못하는 문제가 발생하였다. 본 연구에서는 정확한 영역을 정의할 수 있는 복잡한 뇌 구조를 반영한 서피스 기반의 브로드만 영역 지도 템플릿을 제안한다.

연구 방법

정확한 브로드만 영역을 정의하기 위해서 신경과 전문의가 좌뇌와 우뇌에 각각 39개의 영역을 볼륨공간에서 그리는 작업을 수행하였다. 볼륨으로 이루어진 영역들은 40962개의 점(vertex)과 삼각형(mesh)들로 이루어진 각각 좌뇌, 우뇌의 회백질 서피스 공간에 맞춰지게 된다[2]. 각 서피스 상의 점에는 브로드만 영역을 나타내는 1에서 39까지의 지표 값이 할당되게 된다. 그러나 볼륨 공간에서 정의된 인접한 영역들을 서피스 공간으로 변환하면 서피스 상의 점들에서 하나 이상의 값들이 존재하는 문제가 발생하게 된다. 이러한 점들은 이웃한 점들의 지표 값의 분포를 분석하여 가장 분포가 높은 지표 값으로 다시 할당하게 되어서 하나의 값을 갖도록 해준다. 그러나, 이런 과정들로도 처리 되지 않은 점들은 SUMA를 통해 정의한다. 또한, 뇌실(ventricle), 뇌량(corpus callosum)의 영역은 브로드만 영역

이 존재 하지 않으므로 그 영역(mask)에 잘못 할당된 지표 값은 제거해준다. 최종 적으로, 각 반구는 각각 1*40962 행렬(matrix)을 가진 브로드만 영역 템플릿을 생성한다.

연구 결과

본 연구에서 생성한 기준 서피스 모델상에 정의된 템플릿은 부정확한 영역을 정의한 다른 템플릿에 비해 뇌 고랑이나 뇌 이랑과 같은 피질의 구조적인 특징을 가진 개인 뇌에 정확한 브로드만 영역을 정의할 수 있다. 또한, 대칭적인 패턴을 가지고 있는 타 템플릿에 비해 이 템플릿은 좌뇌, 우뇌가 각각 다른 패턴을 가지고 있으며, 따로 처리할 수 있게 된다. 뇌의 주름으로 인하여 정의하기 힘든 영역 중에 예를 들어, 내측두엽(medial temporal lobe)에 정의된 영역(BA27, BA28, BA34, BA35, BA36)뿐만 아니라 외측열(sylvian fissure)에 정의된 영역(BA41, BA42)을 보다 정확하게 정의할 수 있다. 또한, 이 템플릿은 1차원 배열로 이루어져 있어서 여러 소프트웨어에 적합성이 뛰어나며, 그룹에 대한 연구를 진행할 때 그룹의 서피스 공간을 맞추어서 분석이 가능한 장점을 가지고 있다.

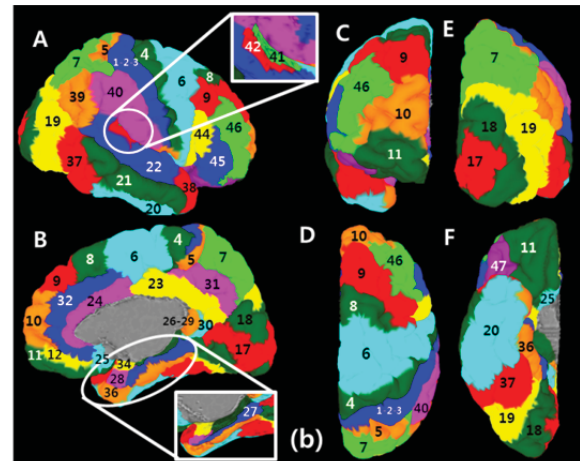
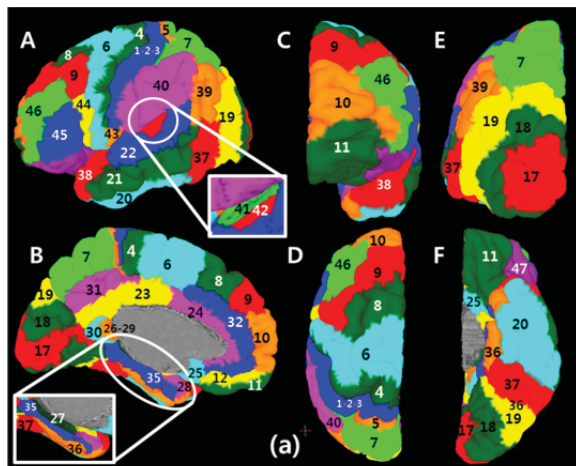


그림 1. (a) Left Brodmann's area template (b) Right Brodmann's area template

[A: Lateral view, B: Medial view, C: Front view, D: Top view, E: Back view, F: Bottom view]

Acknowledgements

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 20120008757).

참고 문헌

- [1] Zilles K, Amunts K. "Centenary of Brodmann's map-conception and fate." *Nature Review Neuroscience*, vol.11, pp.139-145, 2010.
- [2] Kiho Im, Jong-Min Lee, Oliver Lyttelton, Sun Hyung Kim, Alan C. Evans, Sun I. Kim, "Brain Size and Cortical Structure in the Adult Human Brain", *Cerebral Cortex*, vol.18, pp.2181-2191, 2008.

PET 영상과 CT 영상의 동위상 정보를 제공하여 정확한 해부학적, 기능적 영상을 동시에 얻을 수 있다. 그러나 이러한 장점에도 불구하고 CT 기반의 PET/CT 감쇄보정은 단점을 가지고 있다. PET/CT 검사에서는 CT 영상의 인공물로 인해 PET/CT의 감쇄보정에 영향이 있을 수 있는 것이다[1,3]. CT 기반의 감쇄보정 영상은 X-ray의 감쇄 차이를 영상으로 획득하여 PET 영상의 감쇄된 영상을 보정하는데, CT 영상은 X-ray의 특성상 선속 경화 인공물로 인해 영상에 영향을 미칠 수 있고, PET/CT 영상에서 선속이 경화된 CT 영상이 감쇄보정에 이용되어 PET 영상에서도 영향을 미칠 수 있다. 이러한 현상은 인공 심장 박동기, 금속 치과 재료, 정형외과에서 쓰는 인공관절 등이 CT 영상에서 X-ray 선속 경화로 인해 인공물이 발생하고, 이것은 PET 영상에서 영향을 미치고 있다[2,4,5]. 특히, 구강 내에서의 금속 치과 재료로 인한 인공물에 의해 PET/CT 검사에서 두경부의 정확한 판독이 어렵다. 그래서 본 연구는 치과재료에 의한 인공물이 PET/CT 영상에 미치는 영향에 대해 알아보고자 하였다.

연구 방법

1. 실험방법

팬텀 실험방법은 NEMA PET Phantom™ (NU2-1994)을 사용하여 치아모형을 삽입하여 진행하였다. 치아모형은 금속 임플란트와 금속 보철이 매식된 것을 각각 팬텀 내에 넣고 고정된 후 물을 가득 채우고 18F-FDG 3.7 kBq/g을 주입하였다. 그리고 60분 후에 CT 검사를 진행한 후 2분간 PET 방출영상을 1 bed 획득하였다. PET/CT검사를 시행한 환자 중 구강 내 질환이 없는 환자 200명(연령범위: 평균 38±7.89세)을 후향적으로 조사하였다.

환자들은 검사 전 최소 8시간 이상 금식하였고, 검사직전 혈당은 모두 6.69 mmol/l(120 mg/dl) 이하였다. 방사선 동위원소 주사 전 약 15분간 안정을 취하며 약 500~1000 ml의 물을 마시도록 한 후, 약 5.6 MBq/kg(0.11 mCi/kg)의 18F-FDG를 정맥 주사하였다. 주사 후에는 근육의 섭취 증가를 막기 위해 움직임을 제재하였으며 60분간 누운 자세로 안정을 취하도록 하였다. 검

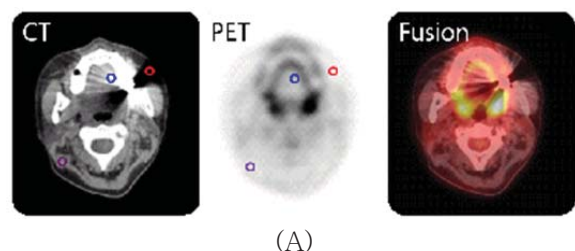
사 전 배뇨하여 방광을 비우도록 하였고, 바로 누운 자세에서 뇌 기저부에서 대퇴부의 중간 지점까지 검사에 임하였다. 조영제를 사용하지 않은 CT(Non-contrast CT)를 약 1분간 촬영한 후 약 12분간(2분/Bed) PET 방출영상(PET Emission)을 5~7 Bed 획득하였다.

2. 영상획득방법

장비는 PET/CT Discovery 600(GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA) Scanner를 사용하여 3D 방법으로 촬영하였으며, 크리스탈은 BGO를 사용하였다. 고유 분해능 (Intrinsic Resolution)은 4.29 mm의 반치폭 (FWHM)을 사용하였고, DFOV (Display Field Of View)는 500 mm, 3D 재구성 방법은 OSEM을 사용하였고, subset 16회, iterative 2회 반복 실시하였다. CT는 16 Slice로 구성되어있고, 120 kVp, 10 mAs 조건으로 피치는 1.15, 테이블 속도는 27 mm/s, Slice Thickness는 2.5 mm로 영상을 구현하였다.

3. 영상분석방법

임상실험은 치아에 치과 보철을 매식한 환자 20명과 매식하지 않은 환자 20명을 대상으로 같은 단층상의 PET/CT 영상에서 인공물의 영향이 없는 부분(Non-streak artifact region), 어둡게 인공물이 나타난 부분(Dark streak artifact region), 밝게 인공물이 나타난 부분(Bright streak artifact region), 이렇게 3군데의 지름 16 mm의 관심영역을 설정하여 CT 영상의 CT 값(CT number)과 PET 영상의 표준섭취계수(SUV; Standard uptake value) 변화를 5회 측정하여 평균을 분석하였다(Fig. 1). 팬텀 실험도 동일하게 진행되었다. 통계분석은 대응표본 T-test를 이용하였다.



(A)

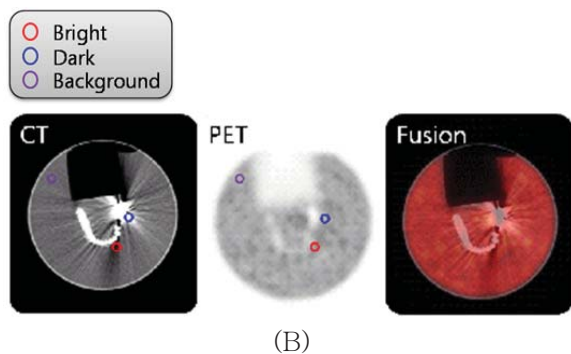


Fig 1. An analyzed CT and AC PET images. ROI of the patient (A), ROI of the phantom(B).

연구 결과

치아 보철을 매식한 환자의 CT 에서 CT 값이 인공물의 영향이 없는 부분은 최고 65.28 ± 11 , 평균 46.21 ± 1 , 어둡게 인공물이 나타난 부분은 최고 -333.5 ± 135 , 평균 -463.07 ± 211 이고, 밝게 인공물이 나타난 부분은 최고 635 ± 221 , 평균 515.57 ± 207 이었다. 인공물의 영향이 없는 부분은 어둡게 인공물이 나타난 부분에 비해 약 1102.01 % 감소되었고, 밝게 인공물이 나타난 부분은 1866.77 % 증가하였다. PET 검사에서 표준섭취계수가 인공물의 영향이 없는 부분은 최고 0.79 ± 0.15 , 평균 0.8 ± 0.15 , 어둡게 인공물이 나타난 부분은 최고 0.76 ± 0.43 , 평균 0.76 ± 0.43 이고, 밝게 인공물이 나타난 부분은 최고 1.54 ± 0.55 , 평균 1.52 ± 0.56 이었다. 인공물의 영향이 없는 부분에 비해 어둡게 인공물이 나타난 부분은 약 19.64 % ($p < 0.05$) 감소되었고, 밝게 인공물이 나타난 부분은 90.17 % ($p > 0.05$) 증가하였다.

치아 보철을 매식한 팬텀의 CT 에서 CT 값이 인공물의 영향이 없는 부분은 최고 18.6 ± 10.1 , 평균 6 ± 4.2 , 어둡게 인공물이 나타난 부분은 최고 -241 ± 26 , 평균 -423 ± 98 이고, 밝게 인공물이 나타난 부분은 최고 459 ± 64 , 평균 252 ± 22 이었다. 인공물의 영향이 없는 부분은 어둡게 인공물이 나타난 부분에 비해 약 1301.21 % 감소되었고, 밝게 인공물이 나타난 부분은 4206.77 % 증가하였다. PET 검사에서 표준섭취계수가 인공물의 영향이 없는 부분은 최고 1.18 ± 0.59 , 평균 1.18 ± 0.47 , 어둡게 인공물이 나타난 부분은 최고 1 ± 0.34 , 평균 1 ± 0.24 이고, 밝게 인공물이 나타난 부분은 최고 1.6 ± 0.75 , 평균 1.4 ± 0.54 이었

다. 인공물의 영향이 없는 부분에 비해 어둡게 인공물이 나타난 부분은 약 18.1 % ($p < 0.05$) 감소되었고, 밝게 인공물이 나타난 부분은 18 % ($p > 0.05$) 증가하였다.

치아 임플란트를 매식한 환자의 CT 에서 CT 값이 인공물의 영향이 없는 부분은 최고 62.25 ± 13 , 평균 44.83 ± 13 , 어둡게 인공물이 나타난 부분은 최고 -522.25 ± 333 , 평균 -649.58 ± 363 이고, 밝게 인공물이 나타난 부분은 최고 1021 ± 372 , 평균 801.08 ± 348 이었다. 인공물의 영향이 없는 부분은 어둡게 인공물이 나타난 부분에 비해 약 1548.88 % 감소되었고, 밝게 인공물이 나타난 부분은 1796 % 증가하였다. PET 검사에서 표준섭취계수가 인공물의 영향이 없는 부분은 최고 0.75 ± 0.16 , 평균 0.74 ± 0.15 , 어둡게 인공물이 나타난 부분은 최고 1 ± 0.43 , 평균 0.99 ± 0.42 이고, 밝게 인공물이 나타난 부분은 최고 1.5 ± 0.46 , 평균 1.45 ± 0.4 이었다. 인공물의 영향이 없는 부분에 비해 어둡게 인공물이 나타난 부분은 약 19.1 % ($p < 0.05$) 증가되었고, 밝게 인공물이 나타난 부분은 96.62 % ($p > 0.05$) 증가하였다.

치아 임플란트를 매식한 팬텀의 CT 에서 CT 값이 인공물의 영향이 없는 부분은 최고 37 ± 23 , 평균 33 ± 12 , 어둡게 인공물이 나타난 부분은 최고 -138 ± 96 , 평균 -347 ± 121 이고, 밝게 인공물이 나타난 부분은 최고 463 ± 263 , 평균 297 ± 87 이었다. 인공물의 영향이 없는 부분은 어둡게 인공물이 나타난 부분에 비해 약 1014.72 % 감소되었고, 밝게 인공물이 나타난 부분은 967.42 % 증가하였다. PET 검사에서 표준섭취계수가 인공물의 영향이 없는 부분은 최고 1.4 ± 0.72 , 평균 1.4 ± 0.52 , 어둡게 인공물이 나타난 부분은 최고 1.3 ± 0.42 , 평균 1.3 ± 0.33 이고, 밝게 인공물이 나타난 부분은 최고 1.5 ± 0.46 , 평균 1.4 ± 0.4 이었다. 인공물의 영향이 없는 부분에 비해 어둡게 인공물이 나타난 부분은 약 14.1% ($p < 0.05$) 감소되었고, 밝게 인공물이 나타난 부분은 7.0 % ($p > 0.05$) 증가하였다.

참고 문헌

- [1] Waheeda Sureshababu and Osama Mawlaqwi, "PET/CT Imaging Artifacts", *J*

Nucl Med Technol., vol. 33, pp. 156–161, 2005.

[2] Hiroaki Shimamoto, Naoya Lalimoto, Kouichi Fujino, Seiki Hamada, Eku Shimosegawa and Shumei Murakami, “Metalic artifacts cause by dental metal prostheses on PET images: a PET/CT Phantom study using different PET/CT scanners,” *Ann Nucl Med.*, vol. 23, pp. 443–449, 2009.

[3] Sandra J. Rosenbaum, Thomas Lind, Gerald Antoch and Andreas Bockisch, “False-Positive FDG PET Uptake—the Role of PET/CT,” *Eur Radiol.*, vol. 16, pp. 1054–1064, 2006.

[4] Ehanb M. Kamel, Cyrill Burger, Alfred Buck, Gustav K. von Schulthess and Gerhard W. Goerres, “Impact of Metalic dental implants on CT-based attenuation correction in a combined PET/CT scanner,” *Eur Radiol.*, vol. 13, pp. 724–728, 2003.

[5] Gerhard W. Georres, Thomas F. Hany, Ehab Kamel, Gustav K. von Schulthess and Alfred Buck, “Head and neck imaging with PET and PET/CT artifacts from dental metallic implants,” *Eur J Nucl Med.*, vol. 29, pp. 367–370, 2002.

초음파 조영제의 임상 혈액 분석 평가 및 입자량의 정량적 평가

박진감, 신운철, 박동희, 문상협, 손정우, 원종호, 서종범

연세대학교 보건과학대학 의공학과

Clinical blood analysis assessment of ultrasound contrast agents and quantitative evaluation of the amount of the particles

J. G. Park and U. C. Shin and D. H. Park and S. H. Moon and J. W. Son and J. H. Won and

J. B. Seo

Department of Biomedical Engineering, College of Health Sciences, Yonsei University

Abstract

This study is to evaluate the detection characteristics and calculate quantitatively to the amount of particle of ultrasound contrast agents(UCA). Fabricating albumin UCA and lipid UCA were increased in the WBC value and decreased PLT value such as HGB value on test after mixing with normal human bloods. Definity® was a significant increase in the WBC value and decreased significantly in the PLT value. In tests using automatic chemistry analyzer, Albumin was uniformly reduced depending on the ratio of the increase in volume by ALB test, Lipid UCA was uniformly reduced depending value on the ratio of the increase in volume (less than 30ul) by T-G.

Our results were that UCA may affect to resulting value in clinical blood analysis and the amount of particle of UCA could be calculated using automatic chemistry analyzer quantitatively.

서론

초음파 영상이 의학적으로 광범위하게 활용되면서 영상의 질을 개선하기 위해 혈관 내에서 안정적으로 존재할 수 있는 미소기포로 이루어진 초음파 조영제가 개발되었다.[1] 미소기포의 크기는 2-10um이며, 생물학적 적합성을 띄는 protein, lipid, biopolymers 등으로 만들어 졌다. 미소기포 내부는 perfluorocarbon, sulfur hexafluoride 등 인체의 무해한 가스로 채워져 있다. [2]

최근 초음파 조영제는 고강도 집속 초음파 기술의 발전과 함께 내 외부에 다양한 추적물질 및 치료제를 탑재하고 목표로하는 장기나 표적에게 약물을 전달하는 약물전달시스템(drug delivery system, DDS) 연구에 적용되어 개발되고 있다.[3] 따라서 초음파 조영제는 정량적인 약물 전달 및 목적부위의 질환 정보에 대한 효과적인

획득을 위해 그 크기, 형태, 입자량이 목적에 맞게 제작되어야 하고, 혈액 내에서 안정화 되어 있어야 한다.

본 연구에서는 Perfluorobutane (Alpolo, USA)을 이용하여 Albumin과 Lipid shell로 구성된 초음파 조영제를 제작하고 임상 적용중인 초음파 조영제인 Definity®과 함께 임상 혈액 화학분석기 (Automatic chemistry analyzer) 및 자동혈구계산기(Automated blood cell counter)를 이용하여 검출 특성 및 혈액 내 특이반응 유무를 간접적으로 비교함으로써 초음파 조영제 사용후의 혈액 검사 결과에 미치는 영향을 평가하고, 입자수에 대한 정량적 평가 가능성을 확인하고자 하였다.

연구 방법

1. Albumin shell 조영제 제작 방법

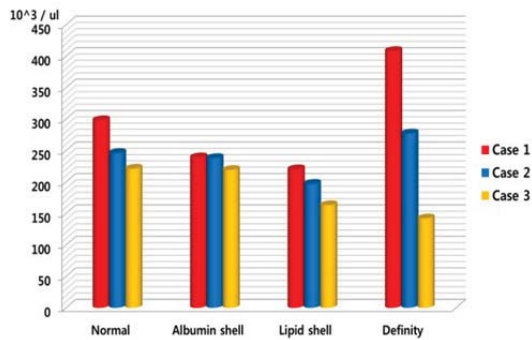


그림 4. Platelet (PLT)

WBC 항목에서 Albumin shell 초음파 조영제는 평균 45.82%, Lipid shell 초음파 조영제는 평균 123.23%, Definity®의 경우 평균 694.25%로 계수값이 증가하였으나, PLT 항목에서 Albumin shell 초음파 조영제는 - 평균 7.34%, Lipid shell 초음파 조영제는 평균 -24.06%, Definity®의 경우 평균 -24.77%로 계수값이 감소하였다.

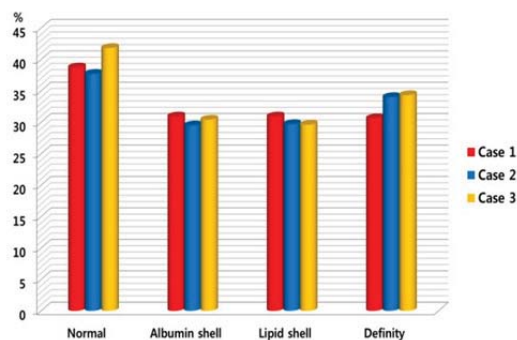


그림 5. Hematocrit (HCT)

HCT 항목에서 Albumin shell 초음파 조영제는 평균 -23%, Lipid shell 초음파 조영제는 평균 -23.37%, Definity®의 경우 평균 -16.14%로 계수값 감소율이 낮음을 확인하였다.

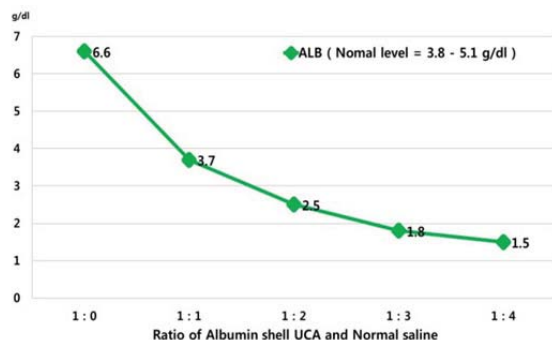


그림 6. Albumin (ALB)

Albumin shell 초음파 조영제는 혈액화학 검사에서 검사항목 중 ALB 검사에서만 반응을 나타내었으며, Normal saline을 각각 1:1, 1:2, 1:3, 1:4 배 희석시킨 후 측정된 결과 값이 각각 3.7(g/dL), 2.5(g/dL), 1.8(g/dL), 1.5(g/dL)로 부피증가에 의한 측정값이 반으로 감소 됨을 확인하였다.

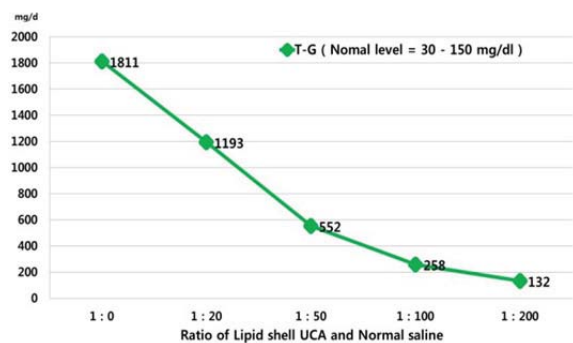


그림 7. Triglyceride (TG)

Lipid shell 조영제는 혈액화학 검사에서 검사항목 중 TG 검사에서만 반응을 나타내었으며, Normal saline을 각각 1:20, 1:50, 1:100, 1:200 으로 희석시킨 후 측정된 결과 값이 각각 1193(mg/dL), 552(mg/dL), 258(mg/dL), 132(mg/dL)로 측정값이 반으로 감소 됨을 확인하였다.

결론 및 고찰

Albumin shell 초음파 조영제는 Blood cell count 검사 결과에서 자체 조영제만으로는 어떤 항목으로 계수되지 않았으나, 정상혈액과 혼합 후의 검사결과에서는 백혈구의 증가와 혈소판의 계수의 감소특성을 나타내어 혈구 계산에 영향을 주고 있음을 확인하였다. Blood chemistry 검사에서는 Normal saline을 이용한 부피 증가율에 따라 정량적으로 단위질량당 분포가 일정하게 감소하고, 다른 검사 항목에서는 측정되지 않음으로써 ALB 검사법을 이용하여 그 양을 정량적으로 측정하고 조절할 수 있음을 확인하였다. Lipid shell 초음파 조영제는 Blood cell count 검사 결과에서 자체 조영제만으로도 WBC, PLT 검사항목에서 계수되고 정상혈액과 혼합 후의 검사결과에서도 WBC 계수값의 증가와 PLT 계수값의 감소특성을 나타내어 혈구 계산에 영향을 주고 있음을 확인하였다. Blood chemistry 검

사에서는 Normal-saline을 이용한 부피 증가율에 따라 정량적으로 단위질량당 분포가 일정하게 감소하고 다른 검사 항목에서는 측정되지 않음으로써 TG 검사법을 이용하여 그 양을 정량적으로 측정하고 조절할 수 있음을 확인하였다.

Definity® 초음파 조영제는 정상혈액과의 혼합 후 검사결과에서 WBC 검사항목에서 높은 계수값 증가와 PLT 검사항목에서 높은 계수값 감소 특성을 나타내어 혈구 계산에 크게 영향을 주고 있음을 확인하였다.

이 연구에서는 임상에 적용되는 초음파 조영제가 임상 혈액 분석 측정값에 영향을 주고 있음을 확인함으로써 혈액과의 반응 또는 초음파 조영제 사용 후 임상 혈액 검사 시 검사 결과에 영향을 줄 수 있음을 평가하였다. 또한 Automatic chemistry analyzer를 사용하여 초음파 조영제의 양을 정량적으로 측정할 수 있는 가능성을 제시하였다.

향후 제시된 연구방법은 초음파 조영제의 제작, 방사선 동위원소의 표지 및 초음파 조영제를 이용한 약물전달 시스템 연구에 있어서 정량적 계산 도구 및 초음파 조영제 사용에 따른 임상 혈액 검사결과 판정에 기여할 것으로 기대된다.

Acknowledgements

이 논문은 2011년 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 <실감교류인체감응솔루션> 글로벌프론티어사업으로 수행된 연구임 (한국연구재단-M1AXA003-2011-0032035).

참고 문헌

- [1] Kilbanov AL, "Targeted delivery of gas-filled microspheres", contrast agents for ultrasound imaging. Adv. Drug Deliv. Rev. 1999;37:139-57
- [2] Goldberg BB, Raichen JS, Forsberg F, "Ultrasound Contrast Agent: Basic principles and clinical application 2nd ed", Martin Dunitz 2001
- [3] Schroeder A, Kost J, Barenholz Y, "Ultrasound, liposomes, and drug delivery: principles for using ultrasound to control the release of drugs from liposomes" Chemistry and Physics of Lipids. 2009;162:1-16

초음파 탄성영상을 위한 횡방향 스펙클 추적 알고리즘

김경희

연세대학교

A lateral speckle tracking algorithm for ultrasound elastography

K. H. Kim*

Department of Biomedical Engineering, Yonsei Univ, Wonju, Korea

*darkbeam@vonsej.ac.kr

Abstract

Speckle tracking is widely used for elastography in ultrasound imaging. Traditional speckle tracking algorithms accurately detect axial motion, but have difficulty detecting lateral motion, even with a significant computational burden. A modified cross correlation algorithm with a synthetic lateral phase has been developed to reduce the computation time, allowing for real-time implementation. The modified algorithm yields results comparable to those of existing lateral displacement tracking methods. With the modified method, lateral movement in the micrometer range can be successfully tracked while reducing computational time by more than a factor of two.

연구 배경

최근 각종 암질환을 진단을 위한 초음파 탄성영상 이미징이 사용되어진다[1-2]. 이는 병리학적인 변화가 탄성에 변화를 야기하기 때문이다. 유방의 암종은 일반세포에 비해 단단하고, 전립선 암의 경우 일반세포에 비해 탄성도가 떨어진다[2]. 이런 이유로 초음파 탄성영상은 암 진단 도구로 중요도가 상승하고 있다[3].

초음파 탄성영상은 변형과 그에 따른 변화를 추적하는 것을 필요로 한다. 이 논문에서는 변형을 생성하는 많은 방법 중에 20년 이상 사용되어진 준정적력 방식을 사용하였다[4]. 최근 음향 복사력 이나 초음파를 이용하여 생성한 횡파를 이용한 변형 방식이 사용되어지는데 이는 준정적력 방식으로는 내부 장기에 직접적으로 변형을 가해 주기 힘들기 때문이다[4].

변화를 추적하는 방법으로는 많은 경우 스펙클 추적이 이용된다[2, 5]. 스펙클 추적을 이용하면 국소 변화량을 추적할 수 있으므로 국부적 탄성 특성을 확인할 수 있다. 본 논문에서는 여러가지

스펙클 추적 방식중 위상을 이용한 위상 상호상관법을 이용하였다[5].

위상 상호상관법을 이용한 종 변위 스펙클 추적의 경우 정확도가 높지만 횡 변위의 경우 높은 정밀도로 변위를 추적하는 것이 어렵다. 그래서 고정밀 횡 변위 추적을 위한 여러가지 방법들이 시도되어졌다. 하지만 대부분의 방법은 높은 계산량을 수반하는 것이 큰 문제이다. 이 논문에서는 Chen et al.의 알고리즘을 개선하여 실험 및 시뮬레이션을 수행하였다[6].

연구 방법

스펙클 추적 방식의 경우 일반적으로 이전 영상과 변형된 이후 영상의 상호 상관을 이용한다. 앞에 기술한 것과 같이 횡 변위 추적은 종 변위 추적과 달리 높은 계산량과 낮은 정밀도로 인한 오류를 수반한다. 이는 종 방향으로의 MHz 단위의 높은 반송 주파수가 존재하는 반면 횡 방향으로의 반송 주파수가 존재하지 않기 때문이다. 또한, 횡 방향의 해상도가 종 방향에 비해 10배 정도 낮아 횡 방향의 변화량을 정밀하게 추정하기

가 쉽지 않다. 그래서 횡 방향에 대한 정밀한 변위 추적은 반복적인 보간법을 사용하더라도 추적하기 힘들다.

높은 정밀도의 횡 변위 추적을 위해서 해석 영상을 이용한 방식이 사용 될 수 있다. 앞서 설명한 방식 중 높은 정밀도를 위해 해석 영상을 이용한 Chen의 알고리즘이 존재하지만 계산량이 많아 긴 시간이 소요되는 것이 주요 문제점이다. 이 논문에서는 계산 시간의 문제를 해결하는데 주력하였다.

그림1은 본 논문에서 제시한 알고리즘의 전체적인 처리 과정을 나타낸다.

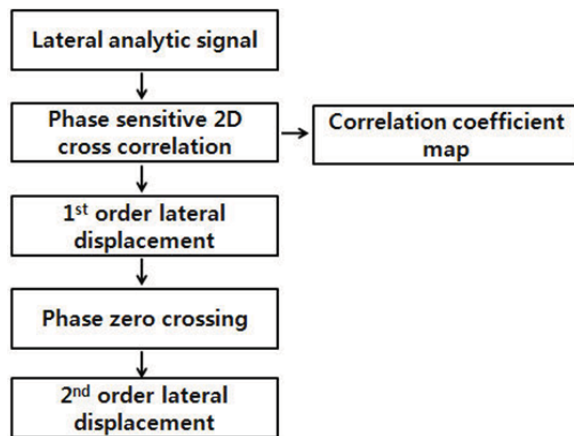


그림1. 제시된 알고리즘의 플로우차트

제시된 알고리즘에서는 Chen의 방식과는 다르게 그림2에서 보여지듯 주파수영역의 절반 성분을 제거하여 해석 영상을 생성하여 반송 주파수를 생성하는 방식을 이용하였다.

표1은 제시된 알고리즘과 기존의 Chen의 알고리즘의 계산 횟수를 나타낸 것으로 기존 방식에 비해 제시된 알고리즘의 계산량이 약 1/3 정도 수준임을 알 수 있다.

표1. 각 알고리즘의 계산 횟수

	Chen	제시된 알고리즘
상관계수	2	1
상관계수 필터	2	1
복소수곱	2	0
선형보간	8	1

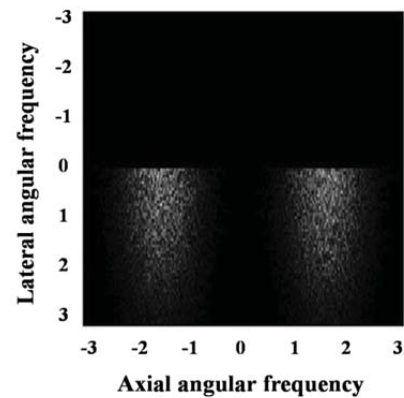


그림2. 횡 방향 해석 영상

제시된 알고리즘의 검증을 위해 시뮬레이션과 실험이 수행 되었다.

시뮬레이션은 7.5MHz 선형 탐촉자로 가정하였고, 2cm x 2cm의 균일한 팬텀이 사용되었다고 가정하였다. 총 샘플링 개수는 800(종방향) x 65(횡방향) 이고, 상관 계수를 얻기 위한 커널 크기는 55(종방향) x 7(횡방향) 으로 설정하였고, 109(종방향) x 13(횡방향) 의 로우패스 필터를 적용하였다. 커널 크기는 기존의 논문을 참고하여 결정하였다[2].

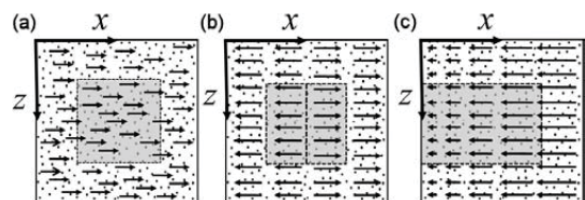


그림3. 시뮬레이션 설정 (a) 균일한 이동. (b) 분할 이동. (c) 압축

시뮬레이션은 그림3과 같이 총 3가지 방법으로 1 μm , 2 μm , 3 μm , 5 μm , 7 μm , 10 μm 만큼 변위를 준 데이터와 이전 데이터를 획득하였다.

실제 실험은 총 2가지 실험이 수행되었다. 그림4는 한쪽 방향으로 균일한 변위를 주기 위한 실험 설정으로 시뮬레이션의 그림3(a)에 해당하는 실험이다. 총 20세트의 실험을 수행하였으며 이동 전 영상과 10 μm 를 이동한 후의 영상을 대조하여 20세트의 평균값을 취하여 알고리즘을 검증하였다.

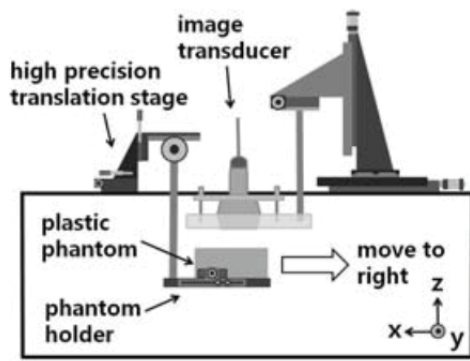


그림4. 이동 실험 설정

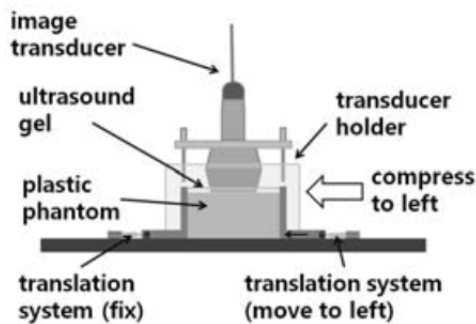


그림5. 압축 실험 설정

그림5는 균일한 압축을 주는 실험설정으로 그림 3(c)에 해당하는 실험이다. 트랜슬레이션 시스템에 팬텀을 균일하게 압축할 수 있는 평판을 연결하고 반대편 평판에 고정된 팬텀을 20 μ m 압축하여 전, 후의 영상을 얻어 두 영상에 대하여 알고리즘 수행하여 검증하였다.

연구 결과

Chen의 방식과 제시된 알고리즘을 비교한 시뮬레이션 결과 내용을 표2에 정리하였다.

표2. 시뮬레이션 결과

변위 (μ m)	Chen 알고리즘		제시된 알고리즘	
	평균	편차	평균	편차
1	1.17	0.20	1.3	0.32
2	2.12	0.18	2.25	0.33
3	2.84	0.23	2.65	0.36
5	5.10	0.25	4.92	0.33
7	7.07	0.20	6.73	0.30
10	10.38	0.30	9.90	0.32

시뮬레이션 결과 계산량의 부담을 줄였음에도 기존 방식의 정확도에 준하는 결과를 얻었다. 기존 방식에 비해 편차가 높은 것은 기존 방식의 경우 필터를 2번 적용했지만 제시된 알고리즘의 경우 필터를 1번만 적용했기 때문이다.

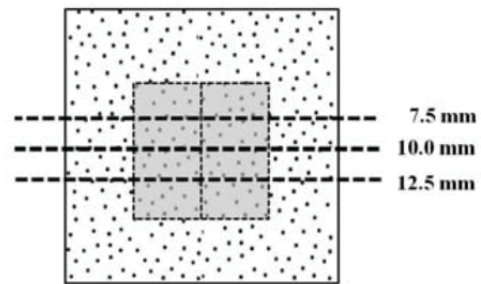


그림6. 형 변위 추적을 수행한 위치

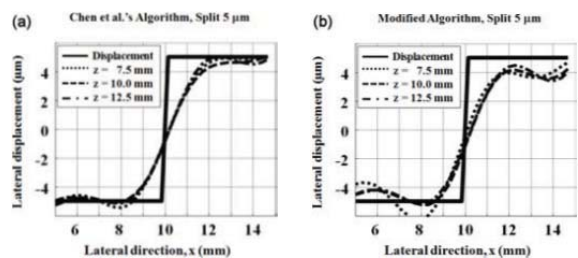


그림7. 시뮬레이션 (b)의 형 변위 추적 결과 (a) Chen의 알고리즘. (b) 제시된 알고리즘

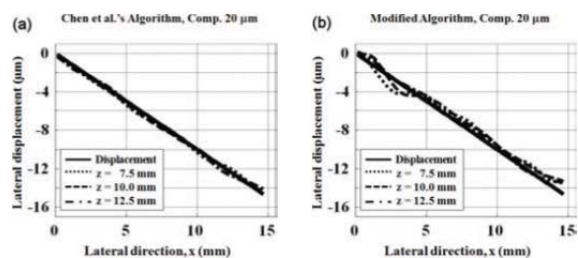


그림8. 시뮬레이션 (c)의 형 변위 추적 결과 (a) Chen의 알고리즘. (b) 제시된 알고리즘

그림6에 표시된 3줄의 데이터를 샘플링 해 두 알고리즘의 플럭추에이션 차이를 그림7과 그림8에서 비교하였다.

실제 실험 결과로는 이동 실험을 수행한 결과는 총 20세트의 평균이 13.99 μ m, 표준편차는 0.74 μ m로 약간 과추정 되었다.

압축 실험을 수행한 결과는 그림9로 시뮬레이션 (c)와 같은 방식으로 샘플링 하였다. 이상적인 기

역경제권선도산업지원의 지원을 받아 수행된
광역경제권선도산업 기술개발사업 연구임
(R0001198).

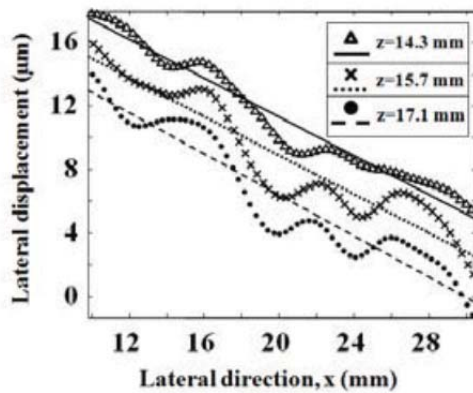


그림9. 실제 실험 결과

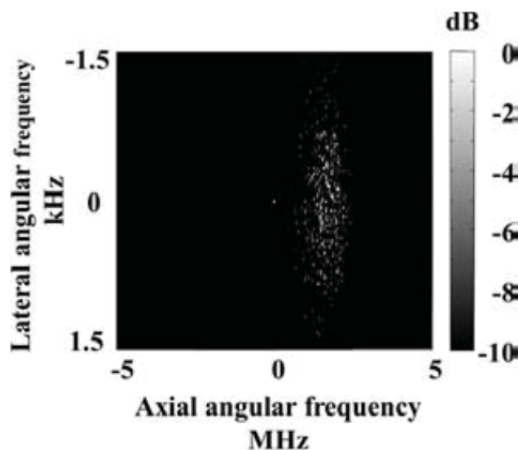


그림10. 빔포밍 된 데이터의 주파수 특성.

두 실험에서 동일하게 과추정된 이유는 이론적으로 횡 방향 반송 주파수가 0인 반면 실제 수집한 데이터는 그림 10과 같이 주파수 특성이 오류가 발생 되기 때문이다. 이 오류는 반송주파수 팩터를 수정하여 쉽게 교정할 수 있다. 새로이 제시된 알고리즘은 기존 알고리즘에 비해 약 1/3 정도의 계산량만을 요구하므로 실시간 탄성영상을 구현할 수 있는 가능성을 제시하였다.

Acknowledgements

이 연구는 2011년 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 <실감교류인체감응솔루션> 글로벌프론티어사업으로 수행된 연구임. (한국연구재단-M1AXA003-2011-0032035). 지식경제부의 재원으로 (재)강원광

참고 문헌

- [1] J. Ophir, S. K. Alam, B. Garra, F. Kallel, E. Konofagou, T. Krouskop and T. Varghese, "Elastography: ultrasonic estimation and imaging of the elastic properties of tissues," *J. Engin. Med.* 213, 203, 1999.
- [2] L. Pallwein, M. Mitterberger, P. Struve, G. Pinggera, W. Horninger, G. Bartsch, F. Aigner, A. Lorenz, F. Pedross and F. Frauscher. "Real-time elastography for detecting prostate cancer: preliminary experience," *Brit. J. Urol.*, vol.100, pp.42, 2007.
- [3] H. Zhi, B. Ou, B. M. Luo, X. Feng, Y. L. Wen and H. Y. Yang, "Comparison of ultrasound elastography, mammography, and sonography in the diagnosis of solid breast lesions.," *J. Ultrasound Med*, vol. 26, pp.807, 2007.
- [4] J. Bercoff, M. Tanter and M. Fink, "Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping," *Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 51, pp.396, 2004.
- [5] M. A. Lubinski, S. Y. Emelianov and M. O'Donnell, "Real-time elastography for detecting prostate cancer: preliminary experience," *Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 46, pp.82, 1999.
- [6] X. Chen, M. J. Zohdy, S. Y. Emelianov and M. O'Donnell, "Lateral speckle tracking using synthetic lateral phase," *Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 51, pp.540, 2004.

¹Department of Biomedical Engineering, Kyung Hee University, Yongin, Korea,

Results

The conductivity values of ablation lesion were significantly changed with the increase of exposure time and fixed RF power of 50 W. With RF powers of 30 and 50 W, significant differences between the coagulation necrosis and hyperemic rim were observed for more than 5 minutes and 3 minutes, respectively. At 70 W, all cases showed significant differences except 3 minutes. The positive correlation between the exposure times and rCCRs was observed in both two ablation areas ($p < 0.01$).

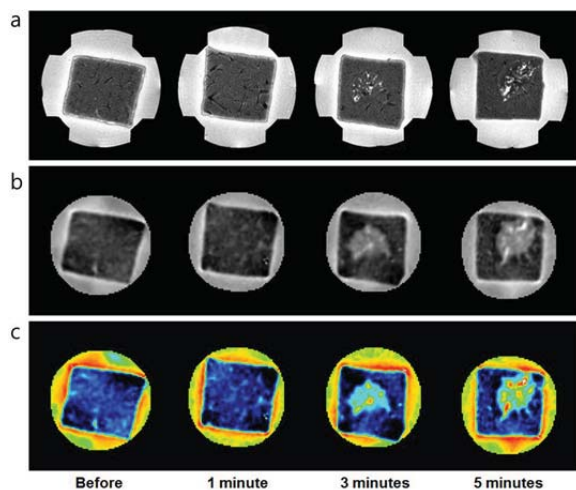


Fig. 1. Time-course variation of liver tissue before and after RF ablation at 50 W. (a) T2 weighted, (b) reconstructed conductivity, and (c) color-coded conductivity images obtained before and after 1, 3, and 5 minutes of ablation time.

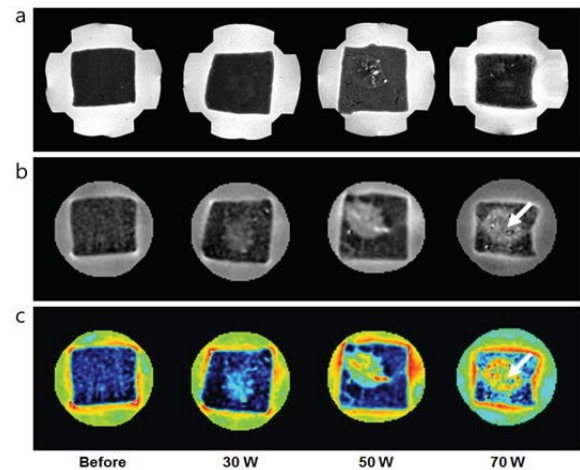


Fig. 2. Power-dependent variation of liver tissue before and after RF ablation with the same exposure time of 5 minutes. (a) T2 weighted, (b) reconstructed conductivity, and (c) color-coded conductivity images from the ablation lesions using a power-controlled mode at 30, 50, and 70 W

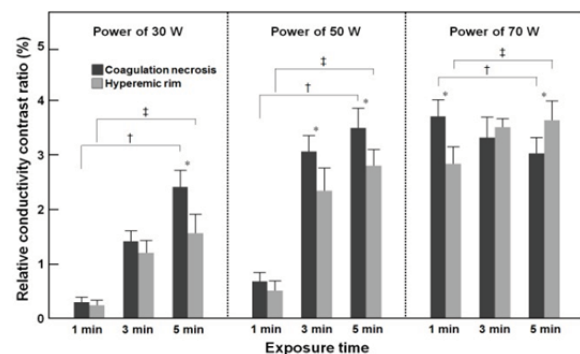


Fig. 3. Relative conductivity contrast ratio (rCCR, %) of liver tissues by different exposure times and RF powers.

Reference

- [1] D. Haemmerich, D.J. Schutt, "Electrical conductivity measurement of excised human metastatic liver tumours before and after thermal ablation," *Physiol. Meas.*, 2009; 30: 459-466.
- [2] E. J. Woo, J. K. Seo, "Magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT) for high-resolution conductivity imaging," *Physiol. Meas.*, vol. 29, pp. R1-R26, 2008.

*ejwoo@khu.ac.kr

272

To validate the designed phantom, we simulated the same experimental environment and confirmed the internal temperature map with spatial and time resolution. The designed MREIT experiments enabled to analyze the temperature distribution via recovering the electrical conductivity. We compared the real phantom experiments results to the simulated temperature distribution by using the profiles of the magnetic flux density images and the reconstructed conductivity images.

Results

Figure 1 shows the magnetic flux density (B_z) images of monitoring data set from 10 to 330 minutes. The internal distribution of the B_z at each measured time T_{ti} , $t_i = 10, \dots, 330$. The conductivity images in Figure 2(a) show the different contrast variation between inside and outside hollow cylinders. Figure 2(b) shows the simulated relative temperature variation maps corresponding to the conductivity contrast variation maps in Fig. 2(a). Figure 3 is the profiles of the conductivity images in Figure 2. The profile images of the reconstructed conductivities clearly reflected the temperature variations.

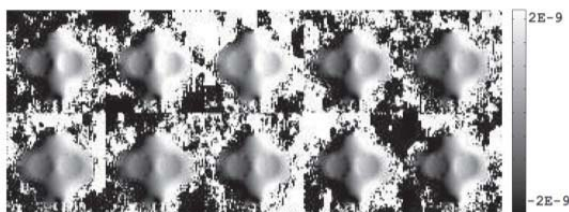


Figure 1. Magnetic flux density images of monitoring set from 10 to 330 minutes.

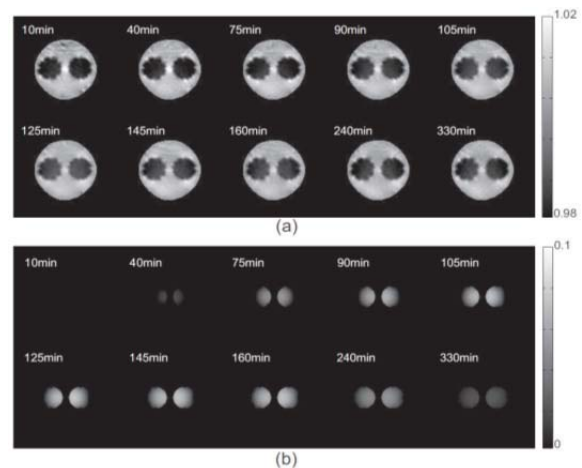


Figure 2. (a) Reconstructed conductivity images from 10 to 330 minutes. (b) Simulated relative temperature maps comparing to the reference temperature map at 220 by solving the heat transfer equation.

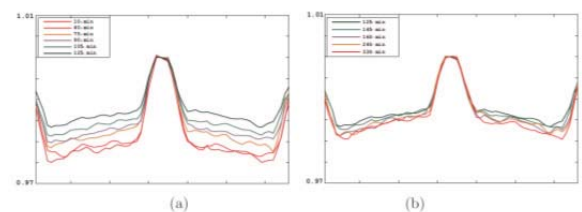
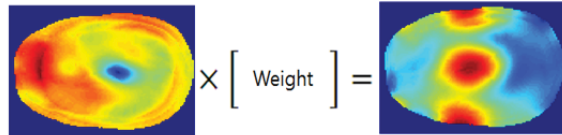


Figure 3. (a) Conductivity Profile within 10 and 125 minutes and (b) within 125 and 330 minutes.

Reference

- [1] E. J. Woo, J. K. Seo, "Magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT) for high-resolution conductivity imaging," *Physiol. Meas.*, vol. 29, pp. R1-R26, 2008.
- [2] Oh T I, Kim Y T, Minhas A, Seo J K, Kwon O I and Woo E J 2011 Ion mobility imaging and contrast mechanism of apparent conductivity in MREIT *Phys. Med. Biol.* 56 2265-77.

$$\begin{bmatrix} \vdots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \vdots \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} \text{Weight} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \vdots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \vdots \end{bmatrix}$$


9.4 T Humanhead model

Figure 1. B1+ 분포의 행렬식 표현

$$\begin{bmatrix} \text{Weight} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \vdots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \vdots \end{bmatrix}^{-1} \times \begin{bmatrix} \vdots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \vdots \end{bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} \text{Weight} \end{bmatrix} = \text{B1+ map} \times \text{ROI mask}$$

관심 영역

Figure 2. B1+ 분포에 pseudoinverse를 적용한 행렬식 표현

그리고 B1+ 분포의 행렬식에서 행과 열을 동일한 비율로 줄여 weight를 pseudoinverse 방법을 사용하여 구하고 적용해본다. MRI 영상은 B1+ 분포와 비례하기 때문에 계산해야하는 B1+ 분포의 크기가 줄어들면 MRI 촬영 시간이 단축 될 수 있다.

연구 결과

고해상도 MRI 시스템은 신호 대 잡음비 (SNR)가 뛰어나기 때문에 뇌질환을 진단하는데 중요한 도구로 사용된다. 그러나 고해상도 MRI 시스템에서는 파장이 인체보다 더 작기 때문에 B1+ 자장이 불균일하게 형성된다. 따라서 이를 해결하기 위해 다채널 RF coil에 인가되는 요소들을 pseudoinverse 방법을 통해 조절하여 뇌의 영역을 다양하게 선택적으로 볼 수 있게 하였으며 또한 compressed B1+ 방법을 통해 실제 MRI 시스템에서 B1+ 분포를 추출해 내는 시간을 단축하여 전체 촬영시간을 단축 할 수 있을 것으로 판단 된다.

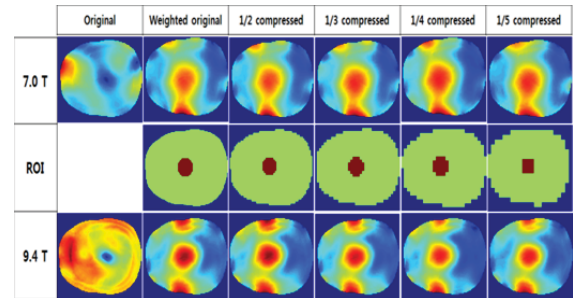


Figure 3. Compressed B1+ 후 pseudoinverse를 통한 영상의 지역화

Acknowledgements

이 연구는 울산대학교 LINC 캡스톤 디자인(이 익창출형 과제) 지원사업에 의해 현재 수행 중임. [과제 제목 : 고해상도 자기공명영상장치에서의 뇌질환을 위한 빠른 영상처리법]

참고 문헌

- [1] Hyongsuk Yoo, et al, "A method to localize RF B1 field in high field magnetic resonance imaging systems", IEEE Trans on Biomedical Engineering, 2012
- [2] 김홍준, 유형석, "7 T MRI 에서의 다양한 RF 코일에 대한 B1+ 비교", 전자과학회, 2012

Medipix2와 인공지능망을 이용한 멀티에너지 X선의 물질 깊이 재건

이우진¹, 김대승¹, 이상윤¹, 이원진²

¹서울대학교 협동과정 방사선응용생명과학, ²서울대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실

Material depth reconstruction of multi-energy X-ray using neural network with Medipix2

W. J. Lee^{1*}, D. S. Kim¹, S. Y. Woo¹, W. J. Yi²

¹Interdisciplinary Program in Radiation Applied Life Science, College of Medicine, Seoul National University, Seoul, Korea,

²Department of Oral and Maxillofacial Radiology, School of Dentistry, Seoul National University, Seoul, Korea

*lwj0616@snu.ac.kr

Abstract

The objective of the study was to show that, in X-ray imaging, four types of materials depth can be effectively reconstructed with the use of an energy resolved photon-counting detector and neural network. This method is enabled via the use of recently developed energy resolved photon-counting detector (Medipix2) with single thresholds, which allow measurements of the X-ray attenuation at multiple energies. To demonstrate this capability, we used eight-threshold energy images. We reduced noises using wavelet transform. The training phantom was fabricated and used for training neural network. Feedforward neural network was used to fit multi-energy images to material depth images. Compared to energy integrated images, an energy resolved detector could efficiently reconstruct material depth.

연구 배경

최근 들어, 기술의 발전에 힘입어 광계수형(photon-counting) X선 디텍터가 유망한 기술로 각광받고 있으며, 환자의 피폭선량감소와 정확한 조기진단이 가능한 특징이 있다. 광계수형디텍터는 X선 광자의 에너지를 검출하고 그 수를 계수하여 대역별로 구분하여 영상화 할 수 있으므로 물질의 감쇠계수(attenuation coefficient)가 에너지대역 마다 다른 특성을 이용하면 2차원 X선 영상에서도 물질의 두께분포를 알 수 있다. 본 논문에서는 Medipix2(X-ray imatek, Spain) 디텍터를 이용해 멀티에너지영상을 얻고 인공지능망을 이용해 물질을 선택적으로 영상화하는 동시에 물질의 두께를 복원 할 수 있는 방법을 고찰해 보았다.

연구 방법

X선 영상 촬영은 관전압 80 kVp, 관전류 300 μ A (Source-Ray, USA) 과 같은 조건으로 촬영 되었으며. Medipix2 디텍터(X-ray imatek, Spain)는 다음과 같은 조건으로 촬영되었다(그림 1). 노출시간 1000 ms, FBK(Feedback voltage)는 128(1.23 v), THR(Threshold value)는 0~370(1.23 ~ 1.09 v). 여기서 THR에 해당하는 값이 에너지 선택적 영상화를 가능하게 하는 주요 변수이며 8 keV 에서 80 keV까지 에너지를 선택적으로 받아들일 수 있다. 현재 디텍터는 단일 문턱치값으로 영상을 받아들이므로, 여러 에너지대역 영상을 얻기 위해서 얻고자 하는 대역의 수만큼 영상을 획득하여야 한다. 본 연구에서는 8개의 에너지 bin을 사용하였으며, 사용된 에

너지 bin은 2, 10, 17, 23, 28, 32, 35, 37번째 에너지 bin이며, 각각의 에너지 bin의 폭은 10 THR이다(그림 2).



그림 1. 실험에 사용 된 X선 소스와 Medipix2 디텍터.

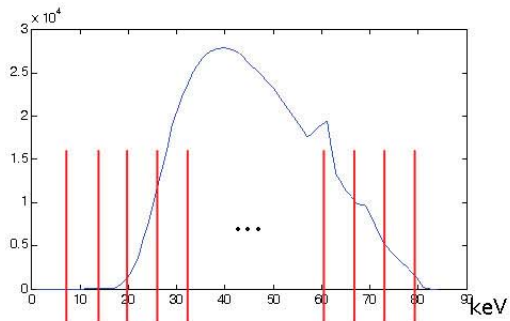


그림 2. 실험에 사용된 X선 소스의 스펙트럼 시물레이션 및 영상획득 에너지대역. 8 ~80 keV 대역을 370~0 THR 값으로 받아들였으며, 에너지대역 폭은 10 THR이다.

물질의 두께를 측정하기 위해 실험에 사용될 팬텀영상을 제작하였으며, 각각의 물질은 Acryl, Poly-urethane, Silicon dioxide, Polyether 와 같으며 (그림 3) 각각의 팬텀은 서로 다른 두께로 구성되어 있다.

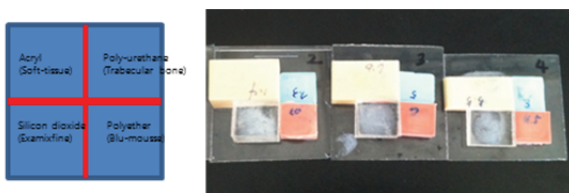


그림 3. 실험용 팬텀 및 물질 구성.

각 에너지대역 별 촬영한 영상은 인공지능망의 8개의 입력노드로 들어갔으며, 은닉층(hidden layer)의 노드 수는 40로 지정되었으며, 출력층의 노드는 4개로 지정되었다. 오차값은 0.00001

이내로 설정하였다. 각각의 출력노드는 해당 물질의 깊이를 출력한다.

연구 결과

그림 4는 에너지 대역 별 영상을 획득한 결과를 나타내며, 웨이블릿대역의 Approximation band를 이용하여 노이즈저감 후 평균 5dB의 향상이 있음을 확인 할 수 있었다.

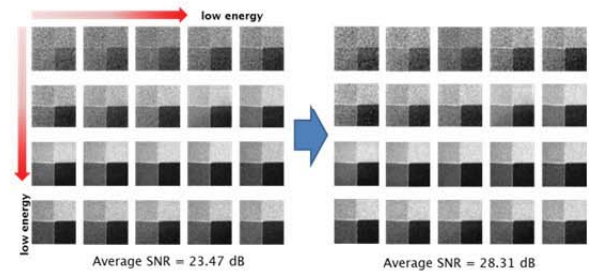


그림 4. 팬텀의 에너지 대역 별 영상획득 및 wavelet transform 후 노이즈 저감영상.

획득된 팬텀의 에너지 대역별 영상을 입력으로 하여 인공지능망을 훈련하였으며, 새로운 팬텀을 이용하여 테스트에 적용한 결과 에너지 대역 별 영상이 물질 별 깊이영상으로 효과적으로 분리됨을 볼 수 있다.

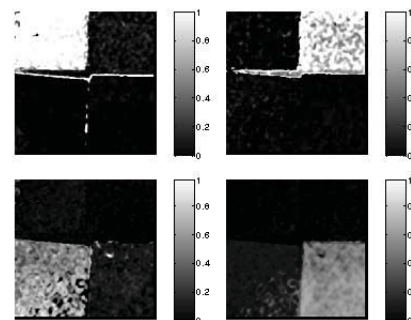


그림 5. 테스트 팬텀을 이용하여 물질 선택적 영상화 및 물질 깊이 복원

Acknowledgements

본 연구는 지식경제부 산업원천기술개발사업으로 지원된 연구결과입니다[10038695].

액상세포검사에 적용할 수 있는 영상처리 알고리즘 개발

오한영^{1*}, 김성현², 김동욱^{3,4}, 김현창⁵

¹전북대학교 헬스케어공학과, ²전북대학교 헬스케어기술개발사업단,

³전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부, ⁴전북대학교 고령친화복지기기연구센터, ⁵(주)패스텍

Development of image processing algorithms available application in liquid cytology

H. Y. Oh^{1*}, S. H. Kim², D. W. Kim^{3,4}, H. C. Kim⁵

¹Department of Healthcare Engineering, Chonbuk National Univ,

²Center for Healthcare Technology Development, Chonbuk National Univ,

³Division of Biomedical Engineering, Chonbuk National Univ,

⁴Research Center of Healthcare & Welfare Instrument for the Aged, Chonbuk National Univ,

⁵PATHtech Co.,Ltd

Abstract

The purpose of this study is to develop the image processing algorithm of uterine cervical cells for the early diagnosis of cervical cancer. We used smear slides and stained through the liquid cells device on Pap smear staining. We obtained 10 microscope image samples of x400 magnification from smear slides. Image processing algorithm was developed based on National Instrument's Vision Development Software. And then we extracted the area of nucleus within cells acquired by the developed algorithm. As a result, we were able to extract approximately on the average 70% of the nucleus's area. However, we found that it cannot be splitted perfectly between the overlapping cells. Future works will be forced on the progress of the split in the overlapping cells.

연구 배경

최근 우리나라 여성의 자궁경부암 발생률은 보편화된 자궁경부암 선별 검사로 인해 발생률이 점차 줄어들고 있지만, 아직도 위암, 유방암과 함께 가장 많이 발생하는 암이다. 자궁경부암은 장기간에 걸친 전구 병변을 거쳐 침윤암으로 진행하며 효과적인 선별검사 방법이 있어 예방이 가능한 질환이다[1]. 자궁경부암의 조기 전암 단계에서의 검진은 인체의 탈락세포를 이용하는 자궁경부 세포진 검사(Pap Smear)가 주로 사용되어 왔으나, 표본 채취과정에서 검체가 균일하게 도말되지 않거나 부유물 등이 배경에 잡음이 나타날 수 있는 단점으로 인해 액상세포검사(Liquid-Based Cytology) 법이 개발되었고, 현

재 국내의 약 15%가 액상세포검사 방법을 이용한 진단이 시행되고 있다. 하지만 염색이 완료된 슬라이드의 임상 진단에서 수작업으로 수없이 발생하는 영상을 해석하는 것은 번거로운 작업이며 또한 정확도 면에서도 전문가마다 상이할 수 있으며 시간에 따라 동일한 전문가의 수작업 결과는 다를 수 있다[2]. 이런 관점에서 영상 처리 기술을 응용한 세포의 자동 추출이 필요하며 동시에 실시간 처리로 다양한 세포의 영상의 중요 정보를 획득하여 진단이나 치료에 요긴하게 활용해야 한다. 따라서 본 논문에서는 액상세포검사가 가장 많이 시행되고 있는 자궁경부세포를 대상으로 핵의 영역을 자동으로 추출하는 알고리즘을 개발하고자 한다.

연구 방법

액상세포 검사를 위해 채취된 자궁경부 세포의 10예를 대상으로 400배의 배율에서 촬영된 영상을 NI사의 Vision Development를 이용하여 영상에서 보이는 염증세포를 제외 하면서 핵을 Detecting 할 수 있도록 하는 알고리즘을 그림 1과 같이 구현하고 촬영된 영상에 적용하여 Detecting의 정확도를 평가하였다.

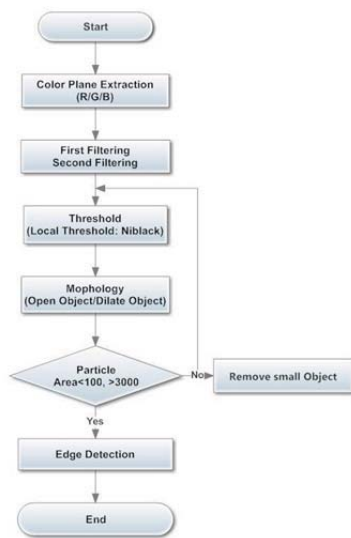


그림 1. Detecting 알고리즘 Flowchart

연구 결과

본 연구에서는 자궁경부에서 추출된 세포의 핵의 영역을 추출하는 영상처리 알고리즘을 개발하고 세포의 핵을 Detecting 정확도를 평가하였다. 그 결과 그림 2와 같이 핵 영역을 De-tecting 하였다.

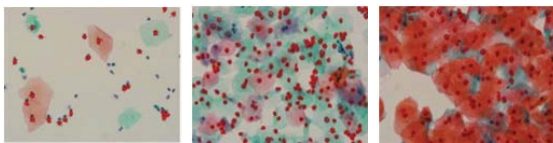


그림 2. 세포 내 핵 영역 Detecting 결과

*붉은색 점 : Detecting된 핵

염증 세포를 제외한 검사하고자 하는 세포에서 핵 영역 Detecting에 대한 정확도는 표 1과 같이 나타나 평균적으로 약 70%의 Detecting 정확도를 보였다.

표1. 세포에 따른 Detecting 정확도

	검사세포 핵의 수	Detecting 된 핵의 수	정확도
1	29	20	69
2	36	26	72
3	17	12	71
4	43	30	70
5	70	50	71
6	119	80	67
7	51	36	71
8	87	60	68
9	128	88	69
10	20	15	75
평 균			70.3

결론

본 연구는 자궁경부에서 추출된 세포의 핵의 영역을 추출하는 영상처리 알고리즘을 개발을 목적으로 하였다. 그 결과 약 70%의 핵 영역을 Detecting 할 수 있었지만, 세포와 세포간의 중첩으로 인해 Detecting이 안 되는 경우도 있었다. 추후에는 중첩된 세포들의 분할과 고차원적인 알고리즘 개발로 세포 내 핵의 Detecting 정확도를 높여야 할 것이다.

Acknowledgements

본 논문은 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 산학협력선도대학(LINC) 육성사업의 연구결과입니다.

참고 문헌

- [1] D. S. Jang, K. B. Kim, "Nucleus Extraction of Uterine Cervical Pap-Smears Using Marker Information and Watershed Algorithm" *Korea Multimedia Society*, pp.252-256, 2008.
- [2] S. J. Eun, T. K. Whangbo, "Adjacent Object Segmentation Method Using Geometric Information in Cell Images", *Korean Institute of Information Scientists and Engineers*, vol.38, no.1, pp.296-299, 2011.

다채널 전극 프로브를 이용한 정밀 전도도 측정방법

원주호, Bishal Karki, 위헌, 김태의, 오동인, 우응제*

경희대학교 생체의공학과, 임피던스영상신기술 연구센터

Development of multi-electrode probe for conductivity reconstruction

J. H. Won, B. Karki, H. Wi, T. E. Kim, T. I. Oh and E. J. Woo*

Department of Biomedical Engineering, Kyung Hee University, Gyeonggi-do, Korea,

Impedance Imaging Research Center, Kyung Hee University, Gyeonggi-do, Korea

*ejwoo@khu.ac.kr

Abstract

The tetrapolar electrode configuration is conventionally used for bioimpedance measurements. It includes errors from negative sensitivity regions and effects when high conductivity contrast objects placed in the outside region of interest. We proposed a novel method using circular array of electrodes to improve detectability due to focusing energy underneath the electrode. This method used a multi-electrode probe and a localized electrical energy concentration method for reconstructing conductivity. We compared the proposed method to the tetrapolar electrode measurements. It is able to outperform the tetrapolar electrode method in conductivity estimation.

연구 배경

조직의 생체임피던스 스펙트럼은 진단 의료 정보를 제공할 뿐만 아니라 조직의 생리학, 병리학적인 판단을 하는데 이용된다[1,2]. 조직 검사를 위해 적출하는 과정에서 조직의 변성을 일으킬 수 있어 in vivo 상 측정이 요구된다[2]. 일반적으로 전극의 분극 임피던스의 비이상적인 효과를 줄이기 위해 4전극법을 이용한 표면 측정을 사용하는데, 4전극법은 측정구조에 의한 negative sensitivity regions으로 인해 발생하는 오차를 포함한다[3]. 본 연구에서는 4전극법의 문제점을 개선하고자 작은 면적 내에 다수의 전극을 배치하여 도전율측정의 정확도를 개선하는 연구를 수행하였다.

연구 방법

기존에 사용되어 왔던 4전극법 같은 경우, 그림 1(a)과 같이 바깥쪽 두 전극 사이에 전류를 주입하고, 다른 두 개의 전극에서 전압을 측정하여 임피던스 값을 측정한다. 다중전극 프로브는 그림 1(b)과 같이 두 개의 원형에 16개의 전극을 배치하고, 중앙에 접지를 두어, 총 28번의 독립적 측정을 통해 전극 아래의 임피던스를 복원한다[4].

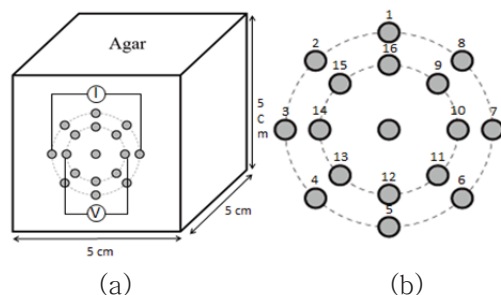


그림 1. (a) 4전극법, (b) 다중 전극 프로브

4전극법과 다중전극법의 정확도를 비교하기 위해, $5 \times 5 \times 5 \text{ cm}^3$ 크기의 정육면체 아크릴 틀에 0.13, 0.27, 0.6 그리고 0.9 S/m 의 전도도를 갖는 아가 팬텀을 만들어, 두 가지의 방법으로 측정했다. 또, 관심영역(ROI) 밖의 임피던스 변화가 측정값에 미치는 영향을 평가하기 위한 실험을 수행하였다. 그림 2와 같이 $9 \times 9 \times 9 \text{ cm}^3$ 크기의 정육면체를 $3 \times 3 \times 3 \text{ cm}^3$ 크기의 27개 block으로 가정하고 block5, 6, 9, 14, 15 그리고 block18의 위치에 다른 도전율을 갖는 block(0.16 S/m)을 0.6 S/m 도전율을 갖는 다른 block들 내에서 이동하면서 그 결과를 확인하였다.

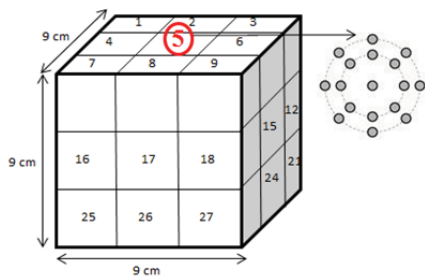


그림 2. Region of interest 실험 방법

연구 결과

첫 번째 실험을 위해 제작된 아가팬텀의 실제도전율은 평면형 전극 틀을 이용하여 측정하였고, 그 결과 0.13, 0.27, 0.6, 0.9 S/m 을 얻었다. 표면측정을 사용한 4전극법은 0.155, 0.244, 0.702 그리고 0.992 S/m . 다중 전극법으로 획득한 결과는 0.143, 0.265, 0.639 그리고 0.864 S/m 으로 각각 표 1과 같은 오차율을 보였다.

표 1. 두 가지 방법으로 측정한 값의 오차(%)

conductivity value [S/m]	0.13	0.27	0.6	0.9
Tetrapolar Meas. Error[%]	16.0 2	18.2 9	18.0 4	10.0 3
Multi-elec. Meas. Error[%]	10.0 0	1.85	6.50	4.00

두 번째 ROI 실험에서 얻은 결과는 관심영역 밖에 물체가 놓인 경우(block14, 15, 18, 6, 9) $0.6 \pm 0.1425 \text{ S/m}$ 의 전도도가 측정이 되어 관심영역 밖

의 다른 전도도로 인한 영향을 적게 받음을 확인할 수 있었다. Block5에서는 0.163 S/m 으로 실제 전도도와 가깝게 추정해 내는 것을 확인하였다. Block5 와 14을 비교해 보면, 두 경우 모두 전극 아래의 관심영역 부분의 값을 정확하게 추정해 내는 것을 확인할 수 있었다.

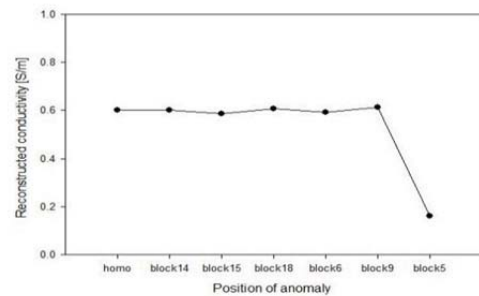


그림 3. 전도도가 다른 물체의 위치에 따른 측정값

결론

기존의 4전극법이 가지는 문제점을 개선하고자, 다중전극을 이용한 임피던스 측정방법을 제안하였고, 비교실험 결과 다중전극을 사용하는 새로운 방법이 10% 이하의 더 작은 오차로 실제값을 추정해 낼 수 있음을 확인하였다.

Acknowledgements

이 연구는 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(20100018275).

참고 문헌

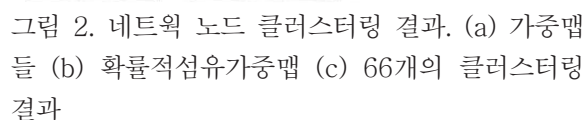
- [1] Gabriel S., Lau R.W. and Gabriel C.: 'The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz' *Phys. Med. Biol.*, 1996, 41, p. 2251-69.
- [2] Blad B. and Baldetorp B.: 'Impedance spectra of tumour tissue in comparison with normal tissue; a possible clinical application for electrical impedance tomography' *Physiol. Meas.*, 1996, 17 A105-15.

[3] Grimnes S. and Martinsen O. G.: ‘Sources of error in tetrapolar impedance measurements on biomaterials and other ionic conductors’ *J. Phys. D: Appl. Phys.*, 2007, 40, p. 9-14

[4] H. Kwon, H. Wi, B. Karki, E.J. Lee, A. McEwan, E.J. Woo, J.K. Seo and T.I. Oh: ‘Bioimpedance spectroscopy tensor probe using multi-electrode for anisotropic measurements’, On processing.

그림 1. 공통공간에 가중맵이 옮겨지는 플로차트
(a) 구조영상 (b) 확산텐서영상과 가중맵 (c) 구조맵플롯 (d) 신경섬유추적 결과

클러스터링 알고리즘을 통해 생성된 네트워크 노드는 신경섬유주적 결과에 의존한다. 실제 뇌의 네트워크 분석에서 사용되는 섬유의 연결패턴을 확률적으로 접근해 클러스터링을 했기 때문에 각각의 클러스터는 높은 그룹 일관성을 가지고 있다.



이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 20120008757).

- [1] Sporns O, Chialvo DR, Kaiser M, Hilgetag CC. Organization, development and function of complex brain networks. *Trends Cogn Sci* 2004; 8: 418–25.
- [2] Zalesky A, Fornito A, Harding IH, Cocchi L, Yucel M, Pantelis C, *et al*. Whole-brain anatomical networks: does the choice of nodes matter? *Neuroimage* 2010; 50: 970–83.
- [3] Zhu D, Li K, Guo L, Jiang X, Zhang T, Zhang D, *et al*. DICCOL: Dense Individualized and Common Connectivity-Based Cortical Landmarks. *Cereb Cortex* 2012.
- [4] Lazar M, Weinstein DM, Tsuruda JS, Hasan KM, Arfanakis K, Meyerand ME, *et al*. White matter tractography using diffusion tensor deflection. *Hum Brain Mapp* 2003; 18: 306–21.

록 검출기를 구성한다. 이때 신호 압축 기법을 사용하여 각 채널들의 신호를 열과 행으로 수집하여 측정 모듈의 부하를 줄인다. 각 SiPM 채널은 3 x 3 x 20 mm³ 크기의 LGSO 섬광결정과 결합하여 감마선 이벤트를 검출하도록 하였다. 시간을 측정할 수 있는 TDC를 FPGA에 구현하여 입사된 감마선의 시간정보를 계측 가능하도록 하였을 뿐 아니라 FPGA에 구현된 TDC 모듈과 time over threshold (TOT) 기술을 적용시켜 ADC나 QDC의 구성 없이 입사된 감마선의 에너지를 측정할 수 있게 개발하였다.

연구 결과

9개의 SiPM을 기본으로 검출기를 구성할 수 있는 고속 진단회로를 구성하였다. 작은 크기의 고속 증폭기를 사용하여 배치의 효율성을 높였으며 신호전송 시 생길 수 있는 신호선 길이의 차이를 최소화하도록 설계하였다. 섬광결정간의 위치를 고정하기 위하여 3D 프린터로 섬광결정을 고정할 수 있는 틀을 제작하였다.

검출기를 구성할 9개의 SiPM에 대한 기본적인 특성을 확인하기 위하여 각 채널 별로 개별적인 break-down 전압 및 시간 분해능을 측정하였다. Level discriminator (LED)를 사용하여 LED의 기준전압과 SiPM에 적용되는 전압을 각각 조정하여 데이터들을 획득하고 조건에 따라 분석하였다 (그림 1).

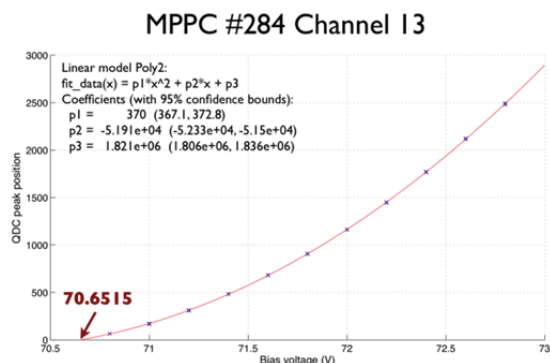


그림 1 인가전압에 따른 SiPM peak position 관계 곡선. 붉은색 fitting 곡선을 구하여 해당 채널의 break-down 전압을 얻을 수 있다.

1개의 SiPM만을 연결하여 신호 압축기법에 대한 성능평가를 수행하였다. 기준이 되는 빠른 PMT와 함께 동시 감마선을 검출하였다. 그 결과 신호 압축 기법을 도입하였음에도 불구하고 개별적으로 신호를 읽어 분석하는 방법과 그 결과를 비교하였을 때 큰 차이 없는 결과를 획득하게 되었다 (그림 2). SiPM만의 시간분해능은 평균 261 ps로 측정되었다.

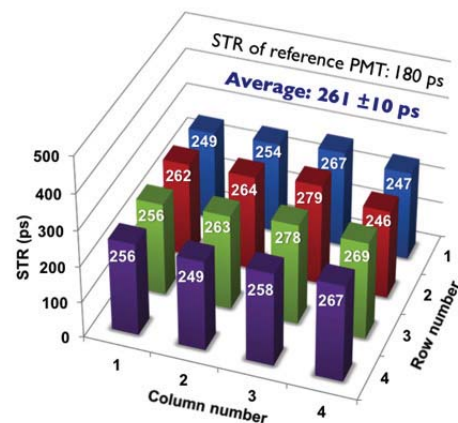


그림 2 신호 압축 기법을 사용하여 측정한 16 채널 SiPM의 시간분해능

현재 9개를 모두 연결한 구성에 대하여 실험을 수행 중에 있으며, 앞서 개발된 FPGA기반의 TDC를 이용하여 최종 실험을 수행할 예정이다.

CPU 단일 명령 다중 자료 처리를 이용한 거리 기반 영상 재구성 속도 개선

김경윤*, 이재성
서울대학교병원 핵의학과

Performance improvement of image reconstruction based on the Distance-Driven Method with Single Instruction Multiple Data of CPU

K. Y. Kim*, J. S. Lee

Department of Nuclear Medicine, Seoul National University Hospital, Seoul, South Korea

Abstract

Modern technology of CPU can support the Single Instruction Multiple Data (SIMD) by using of extended registers. In this study, we applied the SIMD to the iterative reconstruction with system modeling of Distance-Driven Method (DDM) which shows high accuracy in projection and backprojection with low calculation burden. We used SIMD library of Intel® SSE 4.2 with Xeon X5650 CPU. Improved reconstruction method with SIMD shows better performance than method without SIMD. Furthermore, this research will be applied to the larger data size PET image reconstruction and fused with other parallel library.

연구 배경

의료 영상 재구성 분야에서 더 높은 정확도를 가지는 영상을 얻기 위하여 다양한 시스템 모델링 방법들이 제안되고 있다. 하지만 시스템 모델링이 정확해 질수록, 실제 PET의 기하학적 구조에 적용시키는 경우 연산량이 대단히 증가하게 되어 반복적 영상 재구성에 시간이 오래 걸리는 문제가 있다. 이를 해결하기 위하여 CPU와 GPU의 병렬 연산, CPU와 GPU의 동시 사용 전략 등을 적용하여 속도 향상을 시도하고 있다. [1]
본 연구에서는 SIMD 방법 중 하나인 인텔 CPU의 SSE 4.2를 적용하여 동시에 여러 데이터를 처리할 수 있도록 프로그램을 구현하였다. 또한 Look-up-Table (LUT) 를 사용하지 않고 실시간으로 가중치를 계산하여 영상 재구성을 진행한 결과와의 비교를 통해 향후 더 큰 크기의 LUT를 필요로 하는 영상 재구성에서의 SIMD의 적용 가능성을 살펴보았다.

연구 방법

- 1) Distance-Driven Method (DDM)
기존의 pixel 기반 재구성과 ray 기반 재구성에 나타나는 결함을 해결하고자 제안된 시스템 모델링 방법으로써, pixel과 detector의 경계 좌표를 임의의 한 축으로 투영시켜 겹치는 길이를 기준으로 가중치를 계산하는 방법이다. DDM의 경우 기존의 불연속적인 데이터로부터 나오던 재구성 결함을 최소화 함과 동시에 적은 연산량 증가를 가져오는 장점을 가지고 있다. [2, 3]
본 연구에서는 projection과 backprojection의 시스템 모델링으로 DDM을 적용하여 반복적 영상 재구성을 시행하였다.
- 2) Single Instruction Multiple Data (SIMD)
CPU는 메인 메모리로부터 내부의 register로 데이터를 불러와 명령을 처리하는 방식으로 동작한다. 최근의 CPU는 일반 register의 32-bit 크기보다 훨씬 큰 register를 제공하여 한번에 많

은 데이터를 처리할 수 있도록 기능을 제공하고 있다. (그림 1)

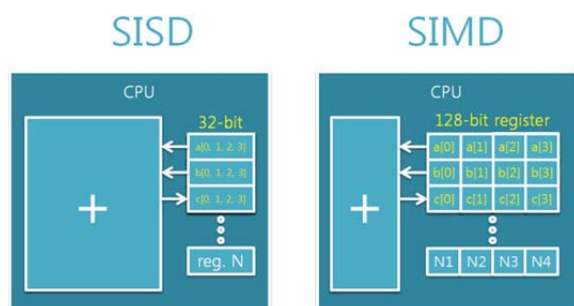


그림 1. Diagram of comparing SISD with SIMD by the inner side of CPU registers

본 연구에서는 인텔 SSE 4.2 기반의 128-bit register를 이용하여 반복적 영상 재구성 과정에서 영상 갱신을 동시에 4개 pixel씩 처리할 수 있도록 프로그램을 구현하여 성능 향상을 확인하였다.

연구 결과

본 연구에서는 1개 링 구조에 192개의 크리스탈을 가진 2D PET에서 DDM을 적용해 영상 재구성을 진행하였다.

128x128 크기 영상에 대한 재구성 시간 비교 결과는 다음과 같다. (그림 2)

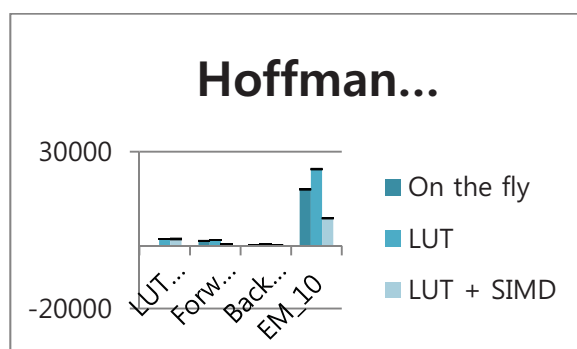


그림 2. Comparing the time results of 128x128 image reconstruction with on-the-fly, with LUT, and with LUT+ SIMD in debug mode

성능 비교 결과, debug 모드 기준으로 LUT에 SIMD까지 적용한 재구성 시간은 실시간 가중치 계산으로 인한 결과보다 2배 정도 더 빠른 성능 향상을 확인할 수 있었다. 하지만 단순 LUT만 사

용한 결과는 메모리 정렬이 되지 않아 실시간 계산을 통한 재구성 시간보다 느리게 나타났다.

256x256 크기 영상에 대하여 적용해 본 결과는 다음과 같다. (그림 3)

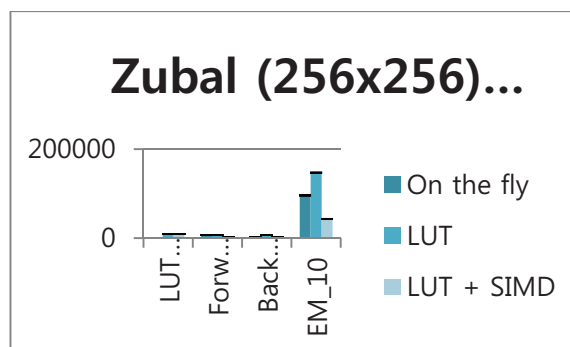


그림 3. Comparing the time results of 256x256 image reconstruction with on-the-fly, with LUT, and with LUT+ SIMD

데이터의 크기가 증가하더라도 성능 향상은 2배 정도로 유사함을 보였다. 이는 곧 더 큰 LUT를 사용하더라도 동일한 방식의 SIMD 적용을 통한 성능 향상을 기대할 수 있었다.

성능 비교 과정에서 빌드 모드를 release로 선택하면 단순 LUT만 이용한 경우의 성능 향상이 더 크게 나타났지만, 다른 병렬화 라이브러리와 확장성 관점에서 debug 모드 성능 향상의 유의미성을 찾을 수 있었다.

참고 문헌

- [1] G. Y. Kim, S. M. Kim, J. S. Lee, "CPU와 GPU 동시 사용을 통한 영상 재구성", *대한의용생체공학회*, pp. 306-307, 2012
- [2] B. De Man and S. Basu, "Distance-driven projection and backprojection", in *IEEE Nuclear Science Symposium Conference*, Norfolk, pp. 1477-1480, 2002
- [3] B. De Man and S. Basu, "Distance-driven projection and backprojection in three dimensions", in *Physics in Medicine and Biology*, pp. 2463-2474, 2004

세포배양 관찰을 위한 마이크로 스케일 임피던스 영상 시스템의 개발

최승혁, 김태의, 위헌, 오동인, 우응제

경희대학교 생체의공학과, 임피던스영상신기술 연구센터

Development of micro-EIT system for cell monitoring

S. H. Choi, T. E. Kim, H. Wi, T. I. Oh* and E. J. Woo

Department of Biomedical Engineering, Kyung Hee University, Gyeonggi-do, Korea,

Impedance Imaging Research Center, Kyung Hee University, Gyeonggi-do, Korea

*tioh@khu.ac.kr

Abstract

Microscopic electrical impedance tomography (micro-EIT) has a potential to monitor the physiological state of cells by measuring admittivity changes over time noninvasively. The previous micro-EIT system had too large scale of sensing electrodes and container to monitor cells or tissues. In order to improve the spatial resolution of reconstructed image, we have developed a micro-EIT system included micro-scale sensing electrodes and a small container. The volume of hexahedral sample container was $8 \times 8 \times 4 \text{ mm}^3$. It included total 128 voltage sensing electrodes with diameter of $400 \text{ }\mu\text{m}$ and $400 \text{ }\mu\text{m}$ distance between successive electrodes. Attaching 3×3 pieces of current injection electrodes on the left and right side of a container, we could inject current three different ways. Due to the miniaturization of the container and electrode, the measurement data included more noise and effects of high contact impedance. We adopted a buffer with high input impedance at the input stage of each measurement channels. Also, we applied the automatic calibration for compensating non-ideality of measurement channels. It will be used for true microscopic admittivity imaging during cell cultures.

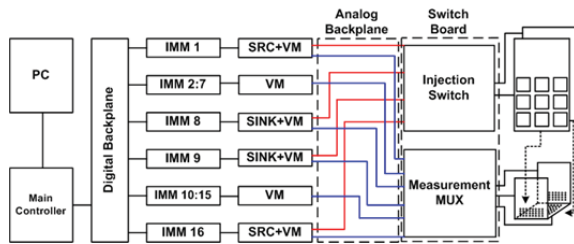
연구 배경

세포를 이용한 기초 생물학, 약학 연구와 재생 의학의 발전에 따른 효과적 조직배양을 위해 세포 또는 생체조직의 3차원 배양기술과 이를 실시간으로 살아있는 상태에서 모니터링하는 기술에 대한 연구가 진행되고 있다[1]. 그 중, 직육면체 모양의 측정용기를 사용하는 micro-EIT 방법은 기존의 EIT 시스템과 달리 전류주입전극과 전압 측정전극을 분리하고, 다양한 전류주입패턴을 이용하는 대신 2가지 전류패턴과 많은 수의 전압 측정전극을 사용함으로써 공간 분해능을 개선시켰다[2]. 그러나, 기존의 micro-EIT 시스템은 mm단위의 측정전극과 약 20000 L 용량의 용기구조로 인해 세포 배양 과정을 실제로 모니터

링 하기에 문제가 되었다. 본 연구에서는 공간분해능을 개선하고 세포, 조직수준에서의 실험을 수행하고자 마이크로 단위의 측정전극을 포함하는 소용량 측정용기를 제작하고, 높은 접촉저항으로 인한 측정성능의 저하를 막기 위한 시스템 보정과 추가회로를 적용한 micro-EIT 시스템을 제작한다.

연구 방법

개선된 micro-EIT는 그림 1과 같이 한 개의 정전류원과 16채널의 전압측정기, 스위칭 네트워크와 측정부로 구성된다.



직경이 400 mm인 금 코팅된 전극 128개가 측정용기의 앞, 뒤, 밑면에 위치하며, 측정용기의 용량은 256 L ($8 \times 8 \times 4 \text{ mm}^3$)이다. 측정용기는 양 측면에 3×3 배열의 전류 주입용 전극이 각각 9개씩 있다. 이를 이용하여 측정 용기 내부에 3가지 다른 방향의 전류를 주입할 수 있다.

마이크로 전극의 큰 접촉저항으로 유발되는 부하효과와 잡음을 줄이기 위해 각각의 전극에 신호용 버퍼를 추가하였고, 총 세 가지의 자동 보정 기능을 구현하였다. 전류 출력단에서 DC offset을 최소화하고, 출력 임피던스를 10M 이상으로 보정한다. 마지막으로 전압 측정단에서 측정 채널간의 오차를 보정한다. 총 128개의 배열전극을 스위칭 네트워크를 통해 순차적으로 측정하며, 전압 측정 시 인접한 두 전극 사이의 전압 차를 측정한다.

연구 결과

시스템 성능 평가 결과 자동 보정 기능 사용 후 DC Offset은 3.16 μA 에서 0.24 μA 로 감소되었다. 출력 임피던스는 1 M Ω 이하에서 10 M Ω 이상으로 보정되었고, 전압 측정단에서 증폭기의 오차가 833 μV 에서 32 μV 로 보정된 것을 확인할 수 있었다.

1 $\Omega \cdot \text{m}$ 의 저항률을 갖는 생리식염수가 담긴 측정 용기 내에 2.5 $\Omega \cdot \text{m}$ 저항률을 갖는 당근을 직경이 각각 2 mm, 3 mm인 구 모양으로 잘라 용기의 6 시 방향, 9시 방향에 위치시키고, 1kHz 정현파 전류를 인가하여 데이터를 획득했다. 측정된 데이터를 이용한 전압 분포도는 그림 2, 3과 같다. 이로부터 각 전류 주입법과 물체의 크기, 위치에 따라서 전압 분포도가 다르게 나타나는 것을 확인할 수 있다.

본 연구를 통해 자동 보정 기능이 구현된 micro-EIT 시스템을 개발하였고, 소형 측정용기와 전극을 통해서 이전 시스템과 비교하여 다른 성능 저하는 없이, 공간분해능이 향상된 것을 확인하였다.

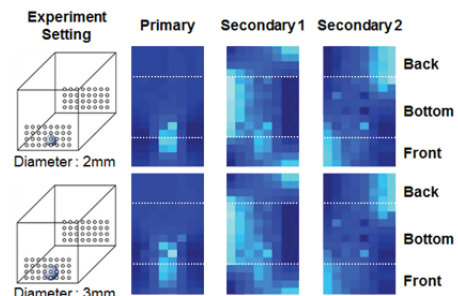


그림 2. 전압 분포도 (물체의 위치: 6시 방향)

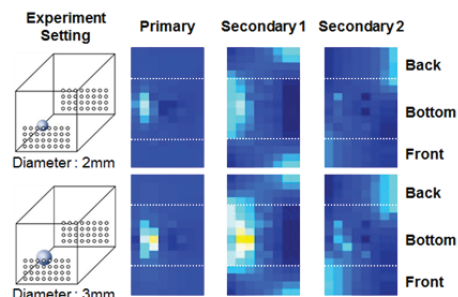


그림 3. 전압 분포도 (물체의 위치: 9시 방향)

Acknowledgements

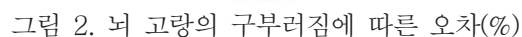
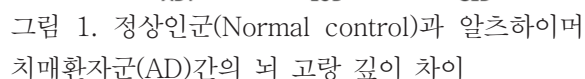
이 연구는 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(20110022779).

참고 문헌

- [1] I. Giaever and C.R. Keese "Use of electric fields to monitor the dynamical aspect of cell behavior in tissue culture", *IEEE Transactions*. vol. 33, pp.242-247, 1986.
- [2] Q. Liu, T.I. Oh, H. Wi, E.J. Lee, J.K Seo and E.J. Woo "Design of a microscopic electrical impedance tomography system using two current injections" *Physiol. Meas.* vol. 32, pp.1505-1516, 2011.

적응형 거리측정 변환은 다익스트라 알고리즘을 이용하여 뇌의 겉면을 기준으로 뇌 고랑 내부영역의 직교좌표를 통과하면서 대뇌 피질 모델의 꼭지점(vertex) 간의 최소경로를 계산한다.

각각의 뇌 고랑 측정 알고리즘이 뇌 구조의 변화에 따라 어떠한 특징을 가지고 있는지를 보기 위하여 뇌 고랑의 모양과 유사한 시뮬레이션 뇌 고랑 모델을 구성하였다. 시뮬레이션 뇌 고랑 모델의 깊이와 각 방법으로 측정된 깊이 간의 차이를 통하여 구조적인 특성에 따른 알고리즘의 정확성을 보았다. 그림 2를 통하여 보듯이 뇌 고랑의 구부러진 정도(degree)가 크더라도 적응형 거리측정 변환의 오차는 다른 알고리즘과 달리 큰 차이를 보이지 않는 것을 볼 수 있다.



이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 20120008757).

[1] Im K, Lee JM, Seo SW, Hyung Kim S, Kim SI, Na DL. Sulcal morphology changes and their relationship with cortical thickness and gyral white matter volume in mild cognitive impairment and Alzheimer's disease. *Neuroimage* 2008; 43: 103–13.

[2] Dijkstra EW. A note on two problems in connection with graphs. *Numerische Mathematik* 1959; 1: 269–271.

대뇌피질 두께와 회백질/백질 조직 대비의 종적 변화

전세운¹, 윤의철², 김은경¹, 서상원³, 나덕렬³, 이종민^{1*}

¹한양대학교, ²대구카톨릭대학교, ³성균관대학교

Longitudinal change of cortical thickness and gray/white matter contrast

S. Jeon¹, U. Yoon², E. K. Kim¹, S. W. Seo³, D. L. Na³, J. M. Lee^{1*}

¹Hanyang University, ²Catholic University of Daegu, ³Sungkyunkwan University School of Medicine

seun.jeon@gmail.com

Abstract

Reduced cortical thickness is a result of gray matter loss reflecting cortical degeneration, which is correlated with the cognitive decline. Likewise, tissue contrast alteration is the result of increased water content in WM and progressive neuronal loss in GM. We hypothesized micro structural change observed by tissue contrast may reflect macro structural change in the later stage by cortical thickness. In summary, observation of tissue contrast was more sensitive comparing with cortical thickness method in the earlier aging. Especially, large regions in the frontal area were overlapped between earlier tissue contrast change and later cortical thickness change in the longitudinal analysis. Therefore, observation of tissue contrast change may reflect later thickness change, which can be used as a biomarker reflecting cortical atrophy and cognitive decline in aging.

연구 배경

대뇌피질 두께 감소는 회백질의 쇠퇴에 의한 것으로서 인지기능 저하를 반영한다. 이와 마찬가지로 백질 회백질의 상대적 조직간 대비의 저하도 회백질 쇠퇴와 백질 조직의 증가된 물 성분을 반영하는 지표이다 [1, 2]. 우리는 조직간 대비로서 얻을 수 있는 마이크로 구조가 대뇌피질 두께 감소와 같은 매크로 구조의 변화를 선 반영하는 지표라고 가정하고 실험을 진행하였다.

연구 방법

이 실험에서는 3T MRI를 사용하여 13명의 정상 노인의 두뇌 영상을 얻었다. 촬영 초기, 그로부터 1년후, 그리고 3년후의 시간적 차이를 두고 MRI에서 구조적 영상을 얻었다. 모든 영상으로

부터 대뇌피질 모델을 재구성하였고 이를 통하여 대뇌피질 두께를 측정하였다. 또한 추체 세포가 주로 분포 되어 있는 대뇌피질 두께의 35% 지점에서 회백질의 밝기를 추출하고, 또 백질/회백질 경계로부터 1mm 안쪽의 지점에서 백질의 밝기를 추출하여 조직간 대비 값을 얻었다. 각 대뇌피질 두께와 백질/회백질 대비 추출은 동일한 모델의 81,924개의 버텍스에서 수행되었으며 모든 영상에 걸쳐 동일하게 처리되었다. 통계 처리는 각 추출된 값에 대해 혼합효과모형을 일반 선형모형에 적용하여 결과를 얻었다.

연구 결과

조직간 대비의 변화는 대뇌피질 두께 변화와 비교하여 볼 때 좀더 높은 감도를 보였다. 특히 이전의 조직 변화 영역이 이후의 대뇌피질 두께 변화

따라서 조직간 대비 변화는 이후의 대뇌피질 두께 변화를 반영하는 지표로 사용 될 수 있을 것으로 본다. 또한 인지기능 저하와 회백질 위축을 반영하는 바이오마커로서 사용될 수 있을 것으로 예상한다.

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 20120008757).

- [1] Magnaldi, S., Ukmar, M., Vasciaveo, A., Longo, R., Pozzi-Mucelli, R. S., Contrast between white and grey matter: MRI appearance with ageing, *European Radiology*, Volume 3, Issue 6, December 1993, Pages 513-519, ISSN 0938-7994, 10.1007/BF00169600
- [2] D.H. Salat, J.J. Chen, A.J. van der Kouwe, D.N. Greve, B. Fischl, H.D. Rosas, Hippocampal degeneration is associated with temporal and limbic gray matter/white matter tissue contrast in Alzheimer's disease, *NeuroImage*, Volume 54, Issue 3, 1 February 2011, Pages 1795-1802, ISSN 1053-8119, 10.1016/j.neuroimage.2010.10.034.
- [3] June Sic Kim, Vivek Singh, Jun Ki Lee, Jason Lerch, Yasser Ad-Dab'bagh, David MacDonald, Jong Min Lee, Sun I. Kim, Alan C. Evans, Automated 3-D extraction and evaluation of the inner and outer cortical surfaces using a Laplacian map and partial volume effect classification, *NeuroImage*, Volume 27, Issue 1, 1 August 2005, Pages 210-221, ISSN 1053-8119, 10.1016/j.neuroimage.2005.03.036.

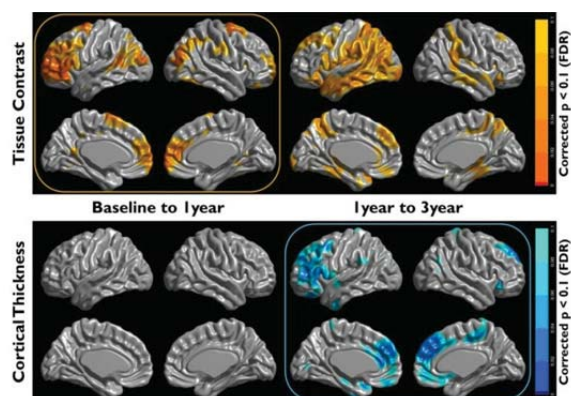


그림 1. 조직간 대비 변화(상)와 대내피질 두께 변화(하)

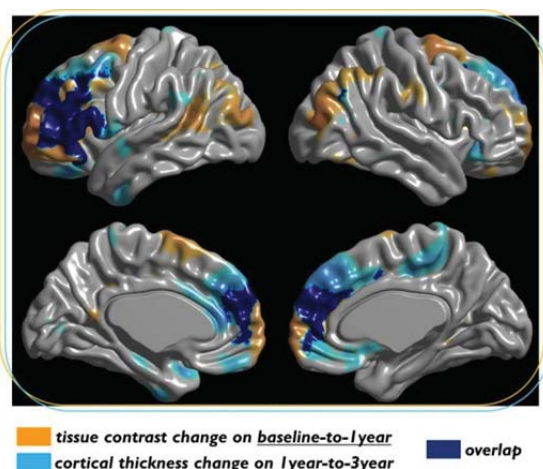


그림 2. 시간이 다른 두 변화의 공통되는 영역

Simulation **Experiment**

(a) $\sigma_{in} = 1.0$ $\sigma_{out} = 0.02$ $\sigma_{in} = 0.72$ $\sigma_{out} = 0.21$

(b)

(d)

그림 1. Simulation (좌), phantom 실험 (우)의 도전을 영상. (a) 잡음이 없는 경우의 도전율 영상. 실험 영상은 도전을 측정기를 이용한 측정값이다. (b) Filtering이 없는 경우의 도전율 영상, (c) Gaussian kernel (5x5, 표준편차 1)을 이용한 도전을 영상, (d) Total variation 제한 복원 기법을 이용한 도전율 영상.

Acknowledgements

이 논문은 2012년도 지식경제부와 한국산업기
술진흥원의 전략기술인력양성사업 및 교육과학
기술부의 재원으로 한국과학재단의 지원
(2012-009903)으로 수행된 연구임.

[1] W. T. Joines, Y. Zhang, C. Li, R. L. Jirtle. “The measured electrical properties of normal and malignant human tissues from 50 to 900 MHz,” *Med Phys.*, vol.21(4), pp.547-550, 1994.

- [2] T. Voigt, H. Homann, U. Katscher, O. Doessel, "Patient-individual local SAR determination: In vivo measurements and numerical validation," *Magn Reson Med.*, vol.68(4), pp.1117–1126, 2012.
- [3] J. K. Seo, M. O. Kim, J. Lee, N. Choi, E. J. Woo, H. J. Kim, O. I. Kwon, D. H. Kim, "Error analysis of nonconstant admittivity for MR-based electric property imaging," *IEEE Trans Med Imaging.*, vol.32(2), pp. 430–437, 2012.
- [4] A. L. van Lier, D. O. Brunner, K. P. Pruessmann, D. W. Klomp, P. R. Luijten, J. J. Lagendijk, C. A. van den Berg, "B1(+) phase mapping at 7 T and its application for in vivo electrical conductivity mapping," *Magn Reson Med.*, vol.67(2), pp.552–561, 2012.

이용하여 표준의료영상(digital imaging and communications in medicine, DICOM)파일로 획득하였으며, 5mm 간격의 bone 알고리즘 영상으로 재구성하여 의료영상저장전송 시스템(picture archiving and communication system, PACS)을 이용하여 저장과 전송을 하였다. 대퇴골 영상 분석도구로는 Osirix DICOM viewer ver.3.9.4(Pixmeo, Apple Inc., USA)와 Matlab 2010a ver. 7.10.0.499가 사용되었다.

2. 분석방법

중심좌표는 z-축을 기준으로 5mm 간격으로 대퇴체부의 좌표 값을 찾았고 2차원 측정방식과 3차원 측정방식으로 나누어 x-축과 y-축의 휨 정도를 반영하는 curve를 구하였다.

각 좌표에 관한 곡률을 구하여 구간별 휨 정도를 반영하였으며 활용한 수식은 아래에 제시하였다. 수식 (1)은 2차원 곡률수식이며, 수식 (2)는 3차원 곡률수식이다.

$$K = \frac{|x'y'' - y'x''|}{(x'^2 + y'^2)^{3/2}} \dots \dots \dots (1)$$

$$K = \frac{\sqrt{(z''y' - y''z')^2 + (x''z' - z''x')^2 + (y''x' - x''y')^2}}{(x'^2 + y'^2 + z'^2)^{3/2}} \dots (2)$$

또한 분산된 좌표값을 보정하기 위해 curvefitting tool을 이용하였고 그 과정을 그림 1에 요약하였다.

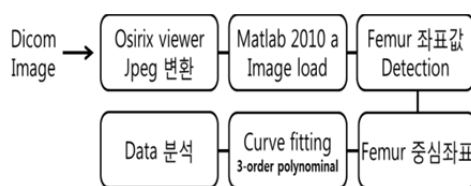


그림 1. 중심좌표 분석 diagram

연구 결과

1. 구간별 좌표 값 그래프

z축에 따른 5 mm 구간별 x, y 좌표 값을 연결한 그래프를 아래 그림 2와 그림 3에 제시하였으며 그래프는 대퇴체부의 육안적 3D 재구성 영상도 그림 4에 제시하여 비교하였다. 그림 4의 좌측 그

림은 X축 3D 영상이며, 우측 그림은 Y축 3D 영상이다. 이는 대퇴체부의 모양을 잘 반영하고 있다.

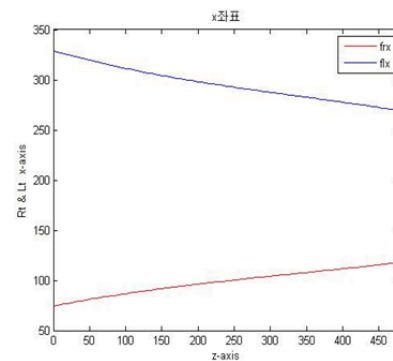


그림 2. X-좌표 plot

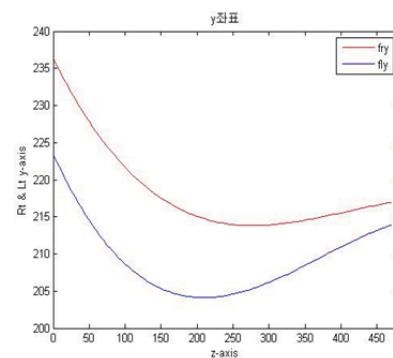
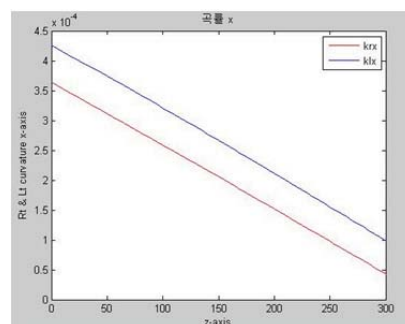


그림 3. y-좌표 plot

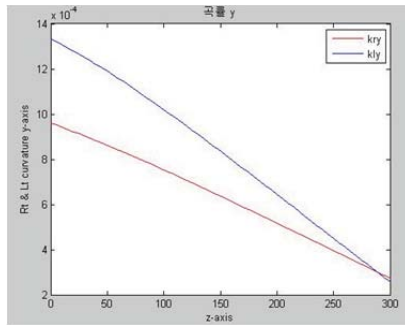


그림 4. 대퇴골의 3D 영상

2. 2 차원 곡률 그래프



(a) X 좌표의 곡률 그래프



(b) Y 좌표의 곡률 그래프
그림 5. 대퇴골 곡률 그래프

Z 축을 중심으로 한 2차원 곡률 그래프는 x-좌표 그래프와 y 좌표 그래프로 구분되며 그 결과를 그림 5의 (a)와 (b)에 제시하였다.

x-좌표의 곡률은 좌측 대퇴골의 구간별 휨 정도가 우측보다 심하며 근위부(그래프의 좌측)와 원위부(그래프의 우측)간 차이는 없는 것으로 해석할 수 있고 y-축 곡률은 좌측 대퇴골의 구간별 휨 정도가 근위부에서 심하고 원위부에서는 좌우측에 차이가 없음을 알 수 있다.

3. 3차원 곡률 그래프

Z 축을 중심으로 한 3차원 곡률 그래프는 x-축(좌우방향 휨 정도), y-축(좌우방향 휨 정도) 값을 동시에 반영한다는 장점이 있으며 이를 그림 6에 제시하였다.

대퇴골 근위부(그래프의 좌측)보다는 원위부(그래프의 우측)의 구간별 휨 정도가 더 심하다는 것을 알 수 있고 우측 대퇴골 보다는 좌측 대퇴골의 휨 정도가 약간 심하다는 것을 알 수 있으며 이러한 경향은 육안으로는 구분하기 어려운 부분이다.

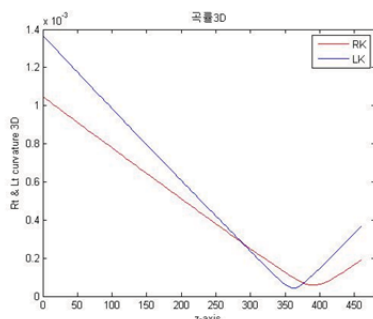


그림 6. 3D 곡률그래프

고찰 및 결론

본 연구에서는 대퇴체부의 휨 정도를 파악하기 위해 대퇴부 단층촬영상에서 중심 좌표를 구하는 방법을 제시하였다. 제시한 바와 같이 2차원 및 3차원적 중심좌표 측정 방법에서 동일한 결과를 얻었다.

Matlab을 이용한 중심좌표 측정방법은 대퇴체부의 휨 정도를 객관적으로 반영할 수 있는 방법이 될 것이며 향후 더 많은 case의 정상군과 비정상군을 비교하여 차이를 분석한다면 정형외과적 수술에 도움이 될 것이라 사료된다.

Acknowledgements

이 연구는 2012년 광역경제권 연계협력사업 및 한국연구재단의 지원(No. 2012-010951)을 받아 수행하였음.

참고 문헌

- [1] 양환덕, 김태균, 김영진, 박진영, “60 세 이상 환자에서 감마 금속정을 이용한 대퇴골 전자간부 골절 치료 후 기능적 회복 평가,” *Journal of the Korean Fracture Society*, vol. 18, No. 4, 2005.
- [2] Hakki Muammer Karakas and Ahmet Harma, “Femoral shaft bowing with age: a digital radiological study of Anatolian Caucasian adults,” *Turkey Society of Diagn Interv Radiol*, vol. 14, pp. 29-32, 2008.
- [3] Sung Kwan Hwang, Dong Hyun Kang, Tae Yeon Cho and Chang Ho Lee, “Comparison of Conventional and Digital Templating Technique in Total Hip Arthroplasty,” *J Korean Hip Soc*, vol. 22, No. 1, pp. 73-78, 2010.
- [4] Ryuji Nagamine, Sanshiro Inoue Hiromasa Miura, Shuichi Matsuda and Yukihide Iwamoto, “Femoral shaft bowing influences the correction angle for high tibial osteotomy,” *Journal of Orthopaedic Science*, vol. 12, pp. 214-218, 2007.

대뇌 피질모델링 기술을 이용한 평균확산도 지도 매핑 기술

권오훈¹, 윤의철², 권훈기¹, 서상원³, 김선일¹, 나덕렬³, 이종민¹

¹한양대학교 의용생체공학과, ²대구카톨릭대학교 의공학과, ³성균관대학교 의과대학 삼성의료원 신경과

Cortical Surface Based Mean Diffusivity Mapping Method

O. H. Kwon¹, U. C. Yoon², S. W. Seo³, D. L. Na³, J. M. Lee¹

¹Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea,

²Department of Biomedical Engineering, Catholic University of Daegu, Gyeongsan-si, South Korea,

³Department of Neurology, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine

Abstract

In recent years, some researchers have been interested in investigating a property of cortical GM with cortical surface model that reconstructed from T1-weighted volume. However, diffusion weighted image suffers from substantial geometric distortion. The geometric distortion makes it difficult to align non-diffusion weighted volume (b0 volume) to an undistorted, high resolution anatomical volume. The purpose of this study was to suggest a method for correcting coregistration error between T1-weighted volume and B0 volume using the information of cortical thickness (Thickness Guided Mapping, TGM). The main concept of TGM is that the boundary between GM and CSF is redefined by profiling MD value toward inward and outward direction.

연구 배경

확산 텐서 영상을 통해 얻어지는 평균확산도 지도는 대뇌 회백질의 미시적 성질을 분석하는데 많이 이용되어왔다. 기존의 분석 방법은 볼륨 기반의 정량적 분석이 주를 이루고 있으나, 대뇌 회백질의 복잡한 접합 구조 때문에 기존 볼륨 기반 분석에는 부분용적효과 등의 한계점이 존재한다. 최근 많은 연구자들이 구조자기공명영상을 통해 얻어진 대뇌 회백질 모델을 이용하여 기존의 볼륨 기반 분석 방법의 한계점을 극복하려고 있다. 대뇌 피질 모델 기반의 분석방법은 확산텐서 영상과 구조자기공명영상의 영상정합을 바탕으로 최근린 보간 방법을 통해 볼륨 공간의 평균확산도 값을 대뇌 피질 모델의 vertex에 할당하게 된다. 하지만 확산 텐서 영상은 영상 촬영시 존재하는 기하학적 공간 왜곡 현상으로 인해 구조자기공명 영상과 영상정합시 정확하지

못한 영상정합이 발생할 수 있다. 또한 부정확한 영상정합은 최근린 보간 방법 수행시 뇌 척수액이나 백질 영역의 평균확산도 값이 대뇌 회백질 영역에 할당될 수 있는 문제점이 있다. 이에 본 연구에서는, 구조자기공명영상을 통해 얻어지는 대뇌 피질 두께 정보를 이용하여 기존 연구보다 정확하게 볼륨 공간의 평균확산도 값을 대뇌 피질 모델에 할당하고자 한다.

연구 방법

본 연구의 자기공명영상 데이터는 33명의 젊은 정상인을 가지고 진행 하였으며, 구조자기공명영상의 경우 MNI anatomical pipeline으로, 확산텐서 영상의 경우, FMRIB Software Library를 사용하여 처리하였다.

• 변형 모델 기법의 일종인 Constrained Laplacian-Based Automated Segmentation

- 백질 구조 모델과 회백질 구조 모델은 일대일로 연결되어 있는 방향을 중심으로 평균 확산지도의 값을 프로파일링하고, 프로파일의 1차미분에 최대값을 새로운 회백질/뇌척수액 경계로 설정한 후, 대뇌 피질 두께의 $\frac{1}{2}$ 만큼 들어간 위치의 값을 대뇌 피질 모델에 할당한다.

서피스 상에서의 기능적 연결성을 기반으로 한 내측 전두엽의 분할

김한수¹, 윤의철³, 박준성¹, 차정호¹, 김숙희², 서상원², 나덕렬², 이종민^{1*}

¹한양대학교 의용생체공학과, ²삼성의료원 신경과, ³대구가톨릭대학교 의공학과

Functional connectivity based parcellating of medial frontal cortex on surface

H. S. Kim¹, U. C. Yoon³, J. S. Park¹, J. H. Cha¹, S. H. Kim², S. W. Seo², D. L. Na², J. M. Lee^{1*}

¹Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, South Korea,

²Department of Neurology, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine, Seoul, South Korea,

³Department of Biomedical Engineering, College of Health and Medical Science, Catholic University of Daegu, Gyeongsan-si, South Korea

*jmlee@bme.hanyang.ac.kr

Abstract

Functional magnetic resonance imaging(fMRI) is important method to investigation of human brain function. Recently, resting state functional connectivity MRI studies are increase in functional brain imaging field. Using resting state functional connectivity, various studies were parcellate human brain as functional subregions[1],[2]. However, these studies were analyzed in volume space. Analyze in volume space is seldom considered of the topology of the human brain. Especially, this problem is severely occur in spatial smoothing procedure. In this study, to overcome disadvantage of volume based analysis, we parcellate the medial frontal cortex(MFC) based on whole brain functional connectivity in surface space.

연구 배경

기능적 자기공명영상(fMRI)은 뇌의 기능을 연구하는 데에 있어 많이 사용되어 왔고, 근래에는 휴지 상태(resting state)에서 뇌의 어느 영역이 기능적으로 연결이 되어 있는지에 대한 연구들이 많이 진행되어 왔다. 이러한 기능적 연결을 이용하여 뇌의 특정영역을 sub-region으로 나누고, 이렇게 나뉘어진 sub-region들이 뇌의 어느 영역과 연관이 있는지에 대하여 보고하는 연구도 있었다. 하지만 기존 연구의 경우 volume 기반에서 분석이 되어 왔는데, 이는 뇌의 topology를 거의 고려하지 않으며, 특히 signal to noise ratio나 statistical smoothness에 큰 영향을 주는 smoothing 과정에서 문제를 야기한다. 따라

서 본 연구에서는 volume 기반의 단점을 보완하기 위하여 surface 기반의 방법을 이용하여 medial frontal cortex(MFC)영역을 2개의 sub-region으로 나누는 방법을 제안한다.

본 연구는 구조적으로 MFC영역이 Supplementary motor area(SMA)와 preSMA로 나뉘는 것처럼 기능적으로도 유사하게 나뉘는 것이라는 가정하에 진행한다.

연구 방법

데이터는 12명의 T1-weighted image와 resting state fMRI를 사용하였으며, 각 subject마다 MFC region of interest(ROI)를 T1 상에서 manual하게 그렸다. 개인 데이터 공간에 그려진

ROI는 공통공간으로 normalize된 후, 모두 더하여 probabilistic ROI형태로 만든 후, threshold(value>9, 75%)하여 정의하였다. 정의된 MFC ROI와 fMRI데이터는 T1을 이용하여 추출한 surface model에 mapping한다. Surface에 올라간 fMRI 데이터는 8mm FWHM Gaussian kernel을 이용하여 smoothing 해주었다. MFC ROI내의 각각의 vertex를 seed로 하여 나머지 모든 vertex와의 상관관계를 계산해 whole brain connectivity를 계산하여 functional connectivity map을 생성하였다. 이렇게 만들어진 functional connectivity map은 각 vertex의 signal이 나머지 모든 vertex들과 어떤 관계를 가지고 있는지에 대한 패턴을 보여주게 된다. 이 패턴의 비슷한 정도를 측정하기 위하여 cross correlation coefficient를 계산하여 similarity matrix를 생성하고, 모든 subject에서 구해진 similarity matrix를 합하였다. 그 후 합해진 similarity matrix를 이용하여 spectral clustering(K = 2, 3)를 적용해 MFC ROI를 두 부분의 sub-region으로 나누었다.

연구 결과

MFC ROI는 좌뇌와 우뇌 모두 anterior와 posterior 두 개와 세 개의 sub-region으로 기능적 분할되었다. 두 개로 분할된 결과는 preSMA(anterior)와 SMA(posterior)로 영역으로 보여지며, 세 개로 분할된 결과는 anterior preSMA(anterior), posterior preSMA(middle), SMA(posterior)로 보여진다. 결과는 좌, 우 모두 비슷한 형태로 분할되었다.

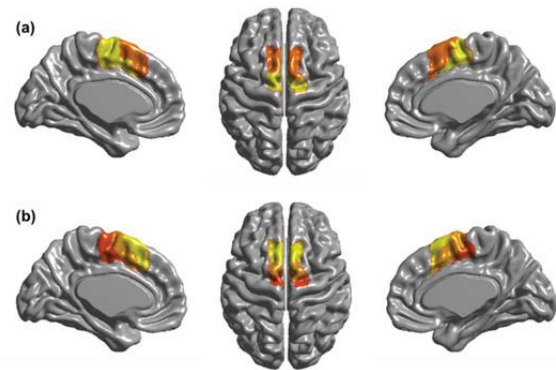


그림 1. (a),(b) surface 기반으로 MFC ROI를 functionally parcellation (K = 2, 3)

Acknowledgements

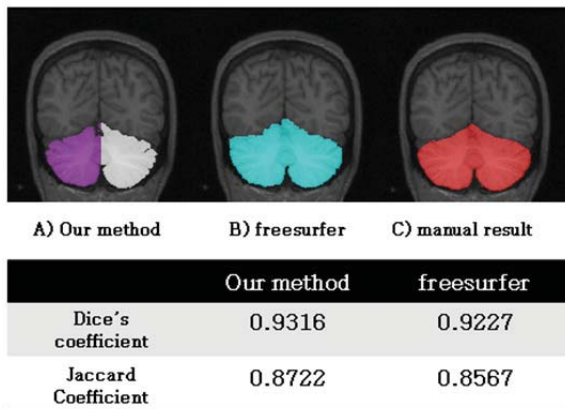
이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 20120008757).

참고 문헌

- [1] Kim, J.H., Lee, J.M., Jo, H.J., Kim, S.H., Lee, J.H., Kim, S.T., Seo, S.W., Cox, R.W., Na, D.L., Kim, S.I., Saad, Z.S., 2009. Defining functional SMA and pre-SMA subregions in human MFC using resting state fMRI: functional connectivity-based parcellation method. Neuroimage 49, 2375–2386.
- [2] Deen B, Pitskel NB, Pelphrey KA (2011) Three systems of insular functional connectivity identified with cluster analysis. Cereb Cortex 21:1498–1506.

연구 결과

본 연구결과의 정확도를 측정하기 위해 LONI probabilistic brain atlas (LPBA40) database[4]의 데이터를 사용하여 측정하였다. LPBA 40 dataset 은 수동으로 정의한 소뇌 영역을 골드 스탠다드로 제공한다. 본 연구에서 자동으로 추출한 소뇌 영역과 수동으로 정의한 소뇌 영역을 Dice similarity index와 Overlap ration를 이용하여 비교한 결과 . Dice's coefficient 0.9316, Jaccard coefficient 0.8722 의 결과를 얻었다. 상용 프로그램과의 결과를 비교하기 위해서 freesurfer 를 사용하였는데 이 프로그램에서는 Dice ' s coefficient 0.9227, Jaccard coefficient 0.8567 의 결과를 얻었다.



Acknowledgements

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 20120008757).

참고 문헌

- [1] Zhao, L, Ruotsalainen, U., Hirvonen, J., Hietala, J., Tohka, J. 2010. Automatic cerebral and cerebellar hemisphere segmentation in 3D MRI: Adaptive disconnection algorithm. Medical Image Analysis 14, 360-372.
- [2] Hwang, J., Kim, J., Han, Y., Park, H., 2011. An automatic cerebellum extraction method in T1-weighted brain MR images using an active contour model with a shape prior. Magnetic Resonance Imaging
- [3] Kapur, T., Grimson, W.E., Wells III, W.M., Kikinis, R., 1996. Segmentation of brain tissue from magnetic resonance images. Med. Image Anal. 1, 109-127.
- [4] Shattuck, D., Mirza, M., Adisetiyo, V., Hojatkashani, C., Salamon, G., Narr, K., Poldrack, R., Bilder, R., Toga, A., 2008. Construction of a 3D probabilistic atlas of human cortical structures. NeuroImage 39, 1064-1080.

그래프컷 알고리즘을 이용한 해마 영역 자동 분할

곽기창¹, 윤의철^{2*}, 이동균¹, 김건하³, 서상원³, 나덕렬³, 심학준⁴, 이종민¹

¹한양대학교 의용생체공학과, ²대구가톨릭대학교 의공학과,

³ 서울삼성의료원 신경과, ⁴ 티아이메디컬시스템즈

Fully-automated approach to hippocampus segmentation using a graph-cuts algorithm

K. C. Kwak¹, U. C. Yoon^{2,*}, D. K. Lee¹, G. H. Kim³, S. W. Seo³,

D. L. Na³, H. J. Shim⁴, J. M. Lee¹

¹Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea,

²Department of Biomedical Engineering, College of Health and Medical Science, Catholic University of Daegu, Gyeongsan-si, Korea,

³Department of Neurology, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine, Seoul, Korea,

⁴TI Medical Systems, Seoul, Korea

*yoonuc@cu.ac.kr

Abstract

The hippocampus analysis is one of the research interests in the clinical field. The robustness and accuracy of the segmentation is a key term for quantitative analysis of the hippocampus. In this work, we proposed automatic method for the hippocampus segmentation using the graph cuts algorithm. For graph-cuts algorithm, we defined seeds using the partial volume estimated images and registered prior information. We applied our method to the normal subjects and patients contained manually labeled set. We used for Dice similarity index in validation for segmentation accuracy. The proposed method demonstrated accurate, robust, and reliable results for hippocampus segmentation.

연구 배경

뇌의 자기공명영상은 질병과 관계된 해부학적인 정보를 주는데 유용하다. 이러한 정보의 양적 분석은 임상 연구에 중요한 역할을 한다. 그 중에서도 해마는 치매, 경도인지장애 그리고 정신분열증에 많은 영향을 끼치는 영역이라고 알려져 왔다[1,2]. 예전부터 해마의 볼륨을 자동적이고 정확하게 측정하려는 노력이 많이 있어왔고 이를 바탕으로, 이 연구에서는 그래프컷 알고리즘 [3]을 활용하여 해마의 분할을 하고자 한다.

연구 방법

해마의 맵을 기반으로 정규 공간에 비선형 정합을 수행하고 이를 이용해 그래프 컷 알고리즘에 필요한 foreground와 background를 자동적으로 정의한다. 보다 정확하게 foreground와 background를 정의하기 위하여 PVE (Partial Volume Estimation)을 통해 에러를 보정한 후 그래프 컷 알고리즘에 적용시킨다.

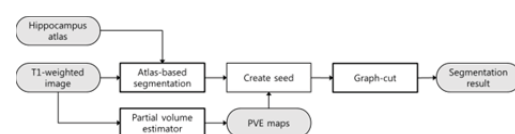


그림 1. 전체 방법에 대한 순서도

연구 결과

단순히 해마의 맵을 기반으로 정규 공간에 비선형 정합을 수행한 결과(atlas-based segmentation)와 그 결과를 이용해 그래프컷에 적용시킨 결과를 비교해봤을 때, 정확도가 약 10% 이상이 개선되었다. FP(false positive)와 FN(false negative)도 크게 개선되었다.

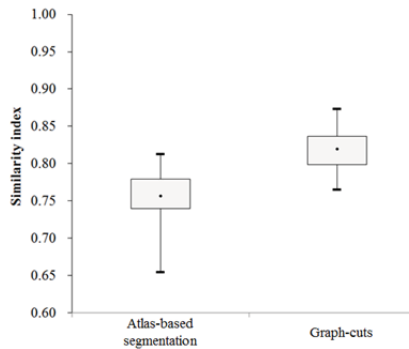


그림 2. 각 방법 SI(similarity index)를 비교한 상자 도표

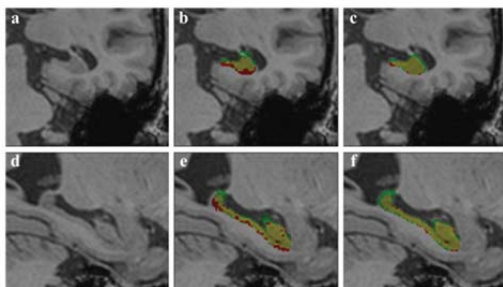


그림 3. 노란색 : 정답과 겹쳐진 볼륨, 초록색 : FP, 빨간색 : FN

(a,d) 분할 할 이미지

(b,e) 해마의 맵을 기반으로 정규 공간에 비선형 정합을 수행한 결과

(c,f) 그래프컷 알고리즘을 사용한 결과

Acknowledgements

이 연구는 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단 중견연구자지원사업(2012-0008757)의 지원을 받아 수행된 연구임.

참고 문헌

- [1] H. Braak, E. Braak, "Neuropathological staging of Alzheimer-related changes," *Acta Neuropathol* 82:239-259, 1991.
- [2] C. R. Jack, M. M. Shiung, J. L. Gunter, P. C. O'Brien, S. D. Weigand, D. S. Knopman, B. F. Boeve, R. J. Ivnik, G. E. Smith, R. H. Cha, E. G. Tangalos, R. C. Petersen, "Comparison of different MRI brain atrophy rate measures with clinical disease progression in AD," *Neurology* 62:591-600, 2004.
- [3] Y. Boykov, O. Veksler, R. Zabih, "Fast approximate energy minimization via graph cuts," *IEEE T Pattern Anal* 55:1009-1019, 2001.

AAL 아틀라스의 휴지상태 기능적 자기공명 영상 신호 유사성

차정호, 윤의철, 조항준, 서상원, 나덕렬, 이종민

한양대학교 의생명공학전문대학원 생체의공학과, 대구가톨릭대학교 의료과학대학 의공학과,
미국국립보건원 국립정신보건원 과학통계연산부, 성균관대학교 삼성서울병원 신경과

The similarity of resting-state fMRI time series in AAL atlas

J. H. Cha, U. C. Yoon, H. J. Jo, S. W. Seo, D. L. Na, J. M. Lee

Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, South Korea,
Department of Biomedical Engineering, College of Health and Medical Science, Catholic
University of Daegu, Gyeongsan-si, Gyeongbuk, South Korea
Scientific and Statistical Computing Core, National Institute of Mental Health, National
Institutes of Health, Bethesda, MD 20892, USA
Department of Neurology, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of
Medicine, Seoul, South Korea
cjhh@bme.hanyang.ac.kr

Abstract

Several studies have been increased in terms of network analysis using graph theory. To construct brain networks, they mainly employed an automated anatomical labeling atlas to parcellate the brain into 90 regions of interest (ROI). The purpose of our study was to evaluate similarity of RS-fMRI time series in each ROI. We evaluated variation based on the inter-voxel cross-correlation of image voxels in the RS-fMRI and created variation map. The high z value regions are associated core regions of default mode network. The low z value regions may contain registration error, inter-subject variation and significant signal loss regions.

연구 배경

휴지 상태의 기능적 연결성은 최근 뇌의 연결성을 연구하기 위해 많이 사용된다. 그래프 이론을 이용하여 여러 연구들, 특히 휴지 기능적 자기공명 영상 연구에서, 네트워크 분석이라는 이름으로 많이 연구하고 있다. 기능적 네트워크를 만드는 데 있어 automated anatomical labeling (AAL) 아틀라스 [1] 를 많이 사용한다. 하지만 이러한 관심 영역 (ROI)의 사용은 사람간의 차이점과 ROI에서의 신호 차이는 고려하지 않고 단순히 평균화 하여 그 영역을 대표하는 신호로 사용한다. 하지만 이러한 사용은 노이즈 성분이 많이 들어가게 되고, 다른 ROI의 신호도 들어가는 문제점을 가지고 있다. 이와 관련하여 이 연구에서

는 AAL 아틀라스를 가지고 각 ROI의 휴지상태의 기능적 자기 공명 영상의 신호가 얼마나 비슷한지를 확인하였다.

연구 방법

33 명의 오른손 잡이 남자 ((나이±분산): 29.85 ±2.84)가 이 실험에 참여하였다. Philips Iтера Achieva 3.0 Tesla 스캐너로 구조적 T1 이미지와 Echo planar imaging (EPI) 를 사용한 기능적 MRI 이미지를 100개를 얻었다. 모든 전처리 과정은 AFNI [2]를 사용하여 처리하였다. 기존에 알려진 전처리 방법을 따라 처리하였다 [3]. 그 후, ROI안의 회백질 정보만을 이용하기 위해 회백질 마스크로 찍어냈다. 마지막으로 남은 신호

영상 신호의 유사성을 계산하기 위해서 1개의 ROI에서 한 복셀과 나머지 복셀과의 상관관계를 계산한 후, 평균화 하여 전체 ROI안의 복셀과 얼마나 비슷한지를 나타나게 하였다. 이러한 처리를 AAL의 각 ROI에서 반복하여 AAL 아틀라스의 ROI 안 신호 유사성을 나타낸 뇌 지도를 만들었다.

AAL 아틀라스의 ROI 안 신호 유사성을 나타낸 뇌 지도는 그림 1과 같다. 높은 z 값 ($z > 0.4$)을 가진 영역 (그림 2 (a))은 다음과 같다: (1) Rolandic operculum, (2) posterior cingulum gyrus, (3) left superior occipital gyrus, (4) superior parietal gyrus, (5) right inferior parietal gyrus, (6) supramarginal gyrus, (7) angular gyrus, (8) Heschl gyrus. 낮은 z 값 ($z < 0.2$)을 가진 영역 (그림 2 (b))는 다음과 같다: (1) inferior temporal gyrus, (2) thalamus, (3) putamen, (4) gyrus rectus, (5) superior frontal gyrus (orbital part). 가장 높은 z 값은 0.71이고 left posterior cingulum gyrus 이다. 가장 낮은 z 값은 -0.06이고 right precuneus에 위치한다.

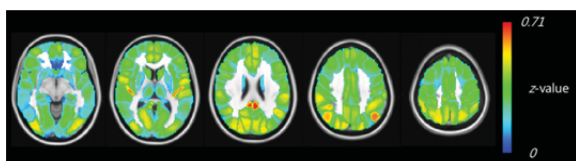


그림 1. AAL 아틀라스의 ROI 안 신호 유사성을 나타낸 뇌 지도

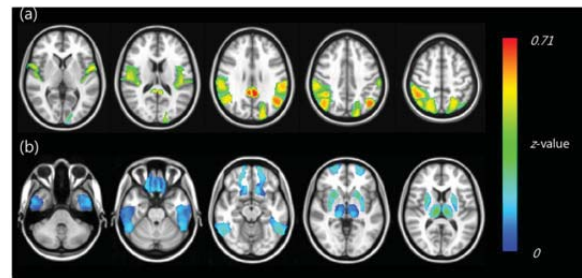


그림 2. (a) 높은 z 값 ($z > 0.4$)을 가진 영역
(b) 낮은 z 값 ($z < 0.2$)을 가진 영역

This work was supported by the National Research Foundation of Korea(NRF) grant funded by the Korea government(MEST) (2012-0008757).

- [1] N. Tzourio-Mazoyer, B. Landeau, D. Papathanassiou, F. Crivello, O. Etard, N. Delcroix, et al., "Automated anatomical labeling of activations in SPM using a macroscopic anatomical parcellation of the MNI MRI single-subject brain," *Neuroimage*, vol. 15, pp. 273-89, Jan 2002.
- [2] R. W. Cox, "AFNI: software for analysis and visualization of functional magnetic resonance neuroimages," *Comput Biomed Res*, vol. 29, pp. 162-73, Jun 1996.
- [3] H. J. Jo, Z. S. Saad, W. K. Simmons, L. A. Milbury, and R. W. Cox, "Mapping sources of correlation in resting state fMRI, with artifact detection and removal," *Neuroimage*, vol. 52, pp. 571-82, Aug 15 2010.

중이 내 망간 주입 후 소리자극에 따른 청각신경경로 영상화

한 문¹, 장용민^{1,2,3*}

¹경북대학교 대학원 의용생체공학과, ²경북대학교 의학전문대학원 분자의학교실,

³경북대학교병원 영상의학과

Middle ear manganese administration can reveal differences in auditory neural signal propagation for acoustic stimuli with different frequencies

Moon Han¹, Yongmin Chang^{1,2,3*}

¹Department of Medical & Biological Engineering, Kyungpook National University,

²Department of Molecular Medicine, College of Medicine, Kyungpook National University,

³Department of Radiology, College of Medicine, Kyungpook National University

*ychang@knu.ac.kr

Abstract

While it is well known that the middle ear is unique in its ability to transmit sounds to the cochlea, the biomechanical basis for sound transmission at various frequencies is poorly understood, which has clinically important consequences. More specifically, while it is believed that the middle ear plays a key role in sound transmission, it is largely unknown that how the sound at different frequencies propagates from middle ear to central auditory system. The imaging techniques such as MRI and CT are helpful in providing an adequate morphologic pictures of middle ear but neural activity related with sound propagation cannot be evaluated by these conventional imaging techniques. Manganese-enhanced MRI (MEMRI), which makes use of the fact that paramagnetic manganese ions (Mn²⁺) enter synaptically activated neurons through voltage-gated calcium channels and results in signal enhancement on T1-weighted MRI images, is increasingly used for the functional characterization of the auditory system. In this study, using MEMRI with intratympanic administration, we investigated how the sound at different frequencies propagates from middle ear to central auditory system. Furthermore, we also investigated the possible relationship between sound intensity and auditory neural activity.

연구 배경

Manganese-enhanced MRI (MEMRI)는 특정 신경세포의 흥분으로 MnCl₂가 전압 개폐성 칼슘 채널(voltage gated calcium channels)을 통해 뉴런(neuron)으로 유입되고 축삭이동(axonal transport)을 통해 영상화하는 현상을 이용한 것으로 유입되는 양이 자극에 비례하여 세포내로 들어갈 수 있다는 사실과 뇌의 특정부위의 신경

경로 연결을 관장하는 중추로의 추적이 가능하다는 점에서 후각, 시각, 체성감각 경로등 기능적 뇌영상 방법으로 연구되어지고 있으며 분자영상방법으로 유용하다.[1]-[5] MnCl₂을 이용한 기능적 청각신경전도로에 대한 연구로 복강내(peritoneal cavity) 주입 및 소리자극에 의한 전달효과에 대해 많은 연구가 진행되어 왔으나 망간의 독성으로 인한 부작용과 생리적 원인의 불충분한 기능적 특이성으로 제약이 없지 않

았으며 최근 와우로의 직접적인 소량의 MnCl₂ 투여로 빠른 생체 내 구역화를 통한 기능적 연구가 진행되고 있다.

본 연구에서는 중이 내 공간으로 주입된 MnCl₂가 청각신경경로를 통해 전달되는 현상을 망간을 주입하지 않은 대조군과 조용한 상태, 일정한 물리적 음압하에 연속적인 10kHz, 40kHz 소리 자극을 받는 비교군으로 나누어 두 군간 어떠한 차이점이 나타나는지 영상화하고 분석하여 MEMRI가 청력의 기능적 평가에 유용한가를 알아보고자 하였다.

연구 방법

MR영상획득은 9.4tesla 직경 72mm의 표면RF receive coil을 이용하여 SE T1-강조영상을 획득하였다. 이때 사용한 parameter는 TR=600ms, TE=13.82ms, Matrix=256*256, Slice Thickness=0.5mm, Spacing=0mm, NEX=6, FOV=36*27mm, 이 사용되었으며 총 영상획득 시간은 11분 34초였다.

각 시간 포인트 당 SD-Rat을 5마리씩 망간을 주입하지 않은 대조군과 조용한 상태, 10kHz, 40kHz 소리자극을 받은 비교군으로 나누었다. 동물들은 5% isoflurane (Choongwae Pharma. Corp., Seoul, Korea) 호흡 마취 후 MnCl₂ (0.5 mol/L) 수용액을 0.25 mmol/kg 용량으로 30-gauge 주사바늘을 이용하여 중이내로 주입하였다. 외부 자극이 없는 조용한 상태에 놓인 군과 연속적인 소리 자극을 받는 10kHz, 40kHz의 순음을 스피커를 통해 90db의 물리적 음압이 되도록 음압측정기로 측정하고 연속적으로 노출 되도록 하였다.

영상 분석은 일반적 청각신경경로인 cochlea (C), cochlear nerve (Co), cochlear nucleus (CN), superior olivary complex (SOC), lateral lemniscus (LL), inferior colliculus (IC) and auditory cortex (AC) 에서 총 9군데를 ROI 분석 기법으로 신호강도를 측정하여 SNR change(%)로 나타내었다.

$$\text{SNR change (\%)} = \frac{(\text{SNR}_A - \text{SNR}_B)}{\text{SNR}_B} \times 100.$$

연구 결과

그림1은 기본 청각 경로와 정상 쥐 중이 내에 망간 주입 24시간 후 주파수 차이에 의한 신호 향상 정도를 각 구조물에서 명확하게 보여준다. 신호가 향상된 청각 구조는 C, Co, CN, SOC, LL, IC, AC 이다.

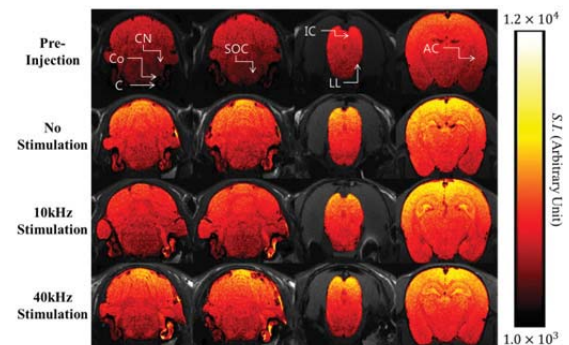


그림.1 망간 주입 24시간 후 청각 경로에서의 신호 향상 정도.

그림2는 망간 주입 후 청각경로의 각 구조물에서의 ROI 분석 기법으로 분석한 신호 향상 패턴이다. 초기 시점 (망간 주입 후 3시간)에서 소리 자극이 없는 군과 10kHz, 40kHz 자극에서 높은 신호 향상을 보여 주었다. 그러나, 이후 시간 포인트 (망간 주입 후 3시간 이후)에서 소리자극이 없는 군 보다 10kHz, 40kHz 자극에서 높은 신호 향상을 보여 주었다. 두 주파수에서는 40kHz 자극이 10kHz 보다 높은 신호 향상을 보여 주었다.

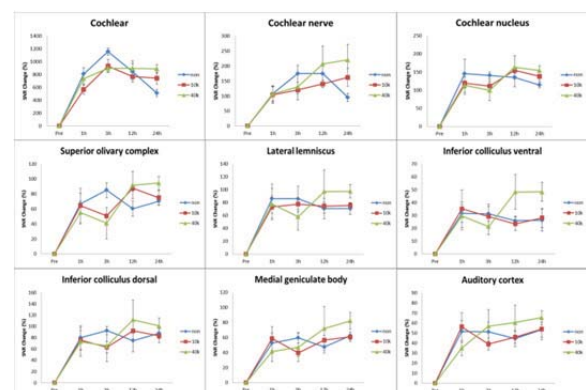


그림2. 청각 경로에서 ROI 분석 기법으로 한 SNR change.

이 연구는 중이 내에 망간 주입 후 다른 주파수의 음향 자극에 대한 청각 신경의 신호 전파 차이를

[3] Silva, A. C., Lee, J. H., Aoki, I., and Koretsky, A. P., "Manganese-enhanced magnetic resonance imaging (MEMRI): methodological and practical considerations," *NMR Biomed*, 17(8), pp. 532-543, 2004.

[4] Wadghiri, Y. Z., Blind, J. A., Duan, X., Moreno, C., Yu, X., Joyner, A. L., and Turnbull, D. H., "Manganese-enhanced magnetic resonance imaging (MEMRI) of mouse brain development," *NMR Biomed*, 17(8), pp. 613-619, 2004.

- [5] Bearer, E. L., Falzone, T. L., Zhang, X., Biris, O., Rasin, A., and Jacobs, R. E., "Role of neuronal activity and kinesin on tract tracing by manganese-enhanced MRI (MEMRI)," *Neuroimage*, 37 Suppl 1, pp. S37-46, 2007.

PET/CT 영상을 이용한 11C-PIB PET에서의 새로운 뇌 마스크킹 방법

김찬미¹, 윤의철³, 권훈기¹, 이동균¹, 서상원², 나덕렬², 이종민¹

¹한양대학교 생체의공학과, ²삼성서울병원 신경과, ³대구가톨릭대학교 의공학과

A novel method of brain masking from 11C-PIB PET using dual-modality PET/CT imaging

Chan Mi Kim^{1*}, Uicheul Yoon³, Hunki Kwon¹,

Dong-Kyun Lee¹, Sang Won Seo², Duk L. Na², Jong-Min Lee¹

¹Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, South Korea,

²Department of Neurology, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine, Seoul, South Korea,

³Department of Biomedical Engineering, College of Health and Medical Science, Catholic University of Daegu, Gyeongsan-si, South Korea

*sies44@bme.hanyang.ac.kr

Abstract

The multimodal imaging study which had used functional PET imaging, there were necessary of combined of high-resolution anatomical MRI to improve of localization of neural activation. To improving co-registration accuracy, the main focus is preprocessing by brain masking from PET images. However, the conventional brain masking methods are difficult to apply for 11C-PIB PET image that was one of the regional specific binding PET with regional inhomogeneous concentration. In this study, we propose a novel method for brain masking of PIB-PET image using brain mask on CT image obtained from PET/CT scanner to improve co-registration accuracy.

연구 배경

많은 뇌 신경학적 연구에서 다중영상 분석기법의 적용은 단일영상으로 얻을 수 있는 정보의 한계를 보완할 수 있도록 도와주었으며, 특히 알츠하이머병에서 인지장애를 더욱 빨리 진단할 수 있도록 하였다.

양전자방출단층촬영(PET)영상을 사용한 뇌 분석의 경우, 활성화된 신경세포의 정확한 위치를 표현하기 위해서 높은 해부학적 정보를 갖고 있는 자기공명영상(MRI)과 결합 해야 할 필요가 있으며, 이때 두 영상간의 정확한 결합이 요구된다. 그 동안 다중영상간의 결합 정확도를 높이기 위하여 PET영상에서 적용 가능한 뇌 마스크킹(brain masking)방법들이 제안되어왔다. 이전 FDG-

PET을 이용한 연구에서 뇌 마스크킹을 적용 할 경우, 적용하지 않을 때 보다 높은 영상결합 정확도를 보였으며, 그 중 Brain Extraction Tool(BET)을 사용할 경우 가장 높은 정확도를 나타내었다[1].

하지만 [11C]PIB-PET을 비롯한 많은 특이 집적(regional specific binding)되는 PET의 경우, 뇌 영역에 불균등하게 집적되므로 영상강도(intensity)에 영향을 받는 BET방법을 사용하는데 문제가 있다.

본 연구에서는 이러한 문제를 해결하기 위하여 PET/CT로부터 얻은 CT로부터 생성한 뇌 마스크(brain mask)를 이용하여 [11C]PIB-PET에서의 새로운 뇌 마스크킹 방법을 제안하고, 영상결합

의 정확도 측정을 통해 기존 방법과의 비교 및 평가를 시행하고자 한다.

연구 방법

연구에 사용된 알츠하이머병 환자군 총 39명의 데이터는 삼성서울병원에서 각 T1-MRI, [11C]PIB-PET/CT로 촬영되었다.

T1-MRI 영상은 자장불균등 보정작업을 거친 후 BET방법을 사용하여 뇌 영역을 추출하고, 동일인의 CT영상과 PET영상도 뇌 영역을 추출해낸다. 뇌 CT영상은 그 후 선형 영상 정합(linear registration)과정을 거쳐 PET영상에 맞춰지고, CT로부터 정의된 뇌 영역은 이진형 마스크(binary mask)로 변형시킨다. 그 뒤 CT에서 생성한 뇌 마스크를 이용하여 PET영상에서 뇌 마스크를 실행한다.

본 뇌 마스크 방법과 기존 방법간의 비교 및 평가는 PET과 T1-MRI영상간의 영상결합 정확도 측정을 통해 이루어진다. 영상결합 정확도는 T1-MRI영상으로부터 정의된 고 집적영역(high-binding regions)과 저 집적영역(low-binding regions)안의 평균 집적량을 계산하여 측정한다 [2].

연구 결과

본 뇌 마스크 방법을 사용한 경우, 기존 BET방법을 사용한 경우보다 T1-MRI영상과의 결합 정확도가 확연하게 증가하였으며, t검정을 이용한 통계적 결과에서도 유의미한 차이를 보였다($p < 0.001$). 또한, 아무것도 적용되지 않은 PET을 이용한 결과와의 비교에서도 역시 유의미한 차이를 보였다($p < 0.001$).

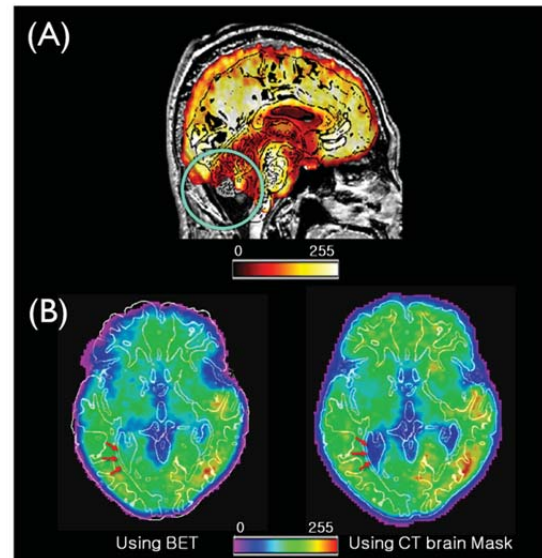


그림 1. (a) [11C]PIB-PET에서 기존의 BET방법을 사용할 때의 문제점 (b) 기존의 BET방법을 사용한 경우의 영상결합 결과(좌)와 CT로부터 정의한 뇌 마스크를 이용한 뇌 마스크 방법을 사용한 경우의 영상결합 결과(우)

Acknowledgements

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 20120008757).

참고 문헌

- [1] J. C. 442 12ek, *et al.*, " Fast and robust registration of PET and MR images of human brain," *NeuroImage*, vol. 22, pp. 434-442, Jan 2004.
- [2] DeLorenzo, *et al.*, " A new method for assessing PET-MRI coregistration," *Proceedings of SPIE—Medical Imaging*, vol. 7259, 2009.

Megavoltage (MV) 에너지를 이용한 NPS의 평가

민정환^{1,2}, 유광열¹, 김현수¹, 강병삼¹, 손진현¹, 박훈희¹, 정재용², 최보영²

¹신구대학교 방사선과, ²가톨릭대학교 의과대학 의공학교실 생체의공학연구소

Assessment of the Noise Power Spectrum (NPS) of megavoltage X-ray energies

J. W. Min^{1,2}, K. Y. Lyu¹, H. S. Kim¹, B. S. Kang¹, J. H. Son¹,

H. H. Park¹, J. Y. Jung², B. Y. Choe²

¹Department of Radiological Science, Shingu University College of Korea,

²Department of Biomedical Engineering, Biomedical Research Institute,

College of Medicine, The Catholic University of Korea

Abstract

The purpose of this study was to compare different NPS methodologies by using megavoltage X-ray energies. The NPS evaluation methods in diagnostic radiation were applied to therapy using the International Electro-technical Commission standard (IEC 62220-1). A Kodak 2000 RT photo-stimulable phosphor-based computed radiographic (CR) system showed that the normalized noise power spectrum (NNPS) curve gradually decreased, in compliance with increasing spatial resolution. In addition, each detector showed a different reactivity of the NPS to megavoltage. The present study revealed that various factors could be employed to produce megavoltage imaging (MVI) of the NPS and as a baseline standard for NPS control in MVI.

연구 배경

방사선 치료영역에서 NPS 평가에 적용 되어질 수 있는 기준이 없기 때문에 우리는 진단 영역과 MVI 영역의 factor들을 비교하는 방법론을 제시한다. NPS는 이론적으로 MVI영역의 penumbra 와 flatness 그리고 의학 영상화 시스템의 noise 점유를 묘사하는 중요한 요소이다. Penumbra 와 flatness 는 치료영역에서 point dose값과 3차원적 선량 분배로 표현 되어진다. 또한, 진단영역에서의 NPS 측정들은 2차원적 fast Fourier transform (FFT)인 의학 영상으로부터의 white images 를 사용하는 방법들이다. 최근에 AAPM 과 IEC 는 penumbra, flatness, NPS 측정들을 기준화 하였다. 진단영역의 영상은 IEC의 기준 측정 방법으로 측정 되어져 왔다. 그러나 치료영역에서 NPS 방법론들을 구체적으로 제안하는

방법이 없다. Penumbra 와 flatness는 NPS와 유사한 noise 점유 특성이 있다. 그래서 penumbra 와 flatness 는 IEC 62220-1 RQA5 방법들을 사용하여 측정되었다. 본 연구의 목적은 megavoltage X-ray 에너지를 사용하여 측정에서 NPS 방법론들을 비교하는 것이다.

연구 방법

2D FFT는 ROI영상에서 실행되었으며 축적 보정은 전체 영상크기에 추출 ROI에 의해 계산되었다. NPS 분석의 중요한 요인들은 아래와 같이 묘사된다. 우리는 1024×1024 2D white images 사용하였고 NPS data를 비교하였다.

처음엔 영상 data는 256×256 으로부터의 각각 영상 overlapping 의 중심과 49 장의 ROI image section 으로부터 획득되었다. 집단 영역에

서 우리는 검출기들에 따라서 IEC 62220-1 에 의해 정의된 방법을 사용하였고 공간주파수에 따라 noise 변화에 관해 비교를 하였다. 두번째 영상 data는 256×256 으로부터의 각각 영상 non-overlapping 의 중심과 16 장의 ROI image section 으로부터 획득되었다. 세번째 영상 data는 256×256 으로부터의 각각 영상 overlapping 의 중심과 36 장의 ROI image section 으로부터 획득되었다. 네번째 영상 data는 256×256 으로부터의 각각 영상 non-overlapping 의 중심과 12 장의 ROI image section 으로부터 획득되었다. 마지막으로 영상 data는 512×512 으로부터의 각각 영상 overlapping 의 중심과 9 장의 ROI image section 으로부터 획득되었다.

연구 결과

저 주파수 영역에서 시스템적 증가는 오류 처리 영상의 고정된 패턴으로 인해 관찰되었다. 또한 고 주파수 영역에서 점차 감소하는 패턴이 관찰되었다. 0.3 cycles/mm 이하의 ROI 주파수에서 NPS는 시스템적 증가 패턴을 보였다. 이 연구에서 우리는 0.3 cycles/mm 이상의 주파수 ROI는 NPS 측정에 매우 적절하다는 것을 알았다. 현재 연구들은 ROI 크기가 완전히 NPS의 커브 모양에 영향을 주지 않는 것을 보여준다. 그러나 우리는 약간의 편차와 다양한 ROI의 NPS 커브를 획득하기 위해 큰 ROI를 제안한다. 우리는 overlapping ROI와 non-overlapping ROI 사이의 관계를 비교하였다. 현재 연구는 모든 주파수 종류의 NPS data가 약간의 차이를 만든다는 것을 보여준다. 그러나 overlapping ROI가 평균 영역을 감소시키는 불확실한 요인을 제거하는 것을 제안한다. 그림 1은 NPS의 가장 좋은 결과를 보여준다. 다양한 위치를 기초로 한 NPS 측정들에서 NPS 커브들은 크게 변하지 않았다. Edge 영역 주변에 증가하는 noise 점유가 있었다. MVI의 QA는 반응영과 유사한 방법으로 측정이 되었기 때문에 우리는 그림 2의 반응영 방법을 추천하지 않는다.

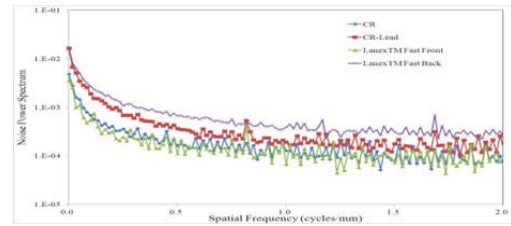


그림 1. IEC 방법을 이용한 공간주파수 노이즈 변화

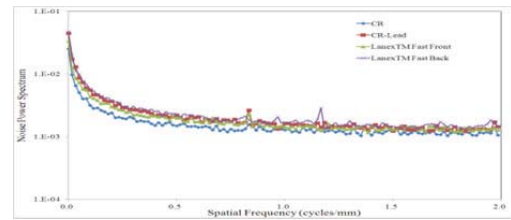


그림 2. IEC 방법을 이용한 반응영

Acknowledgements

이 연구는 지식경제부 신성장동력장비 경쟁력 강화사업 (10040427)의 지원을 받아 수행하였습니다.

참고 문헌

- [1] Gopal A, Samant SS. Validity of the line-pair bar-pattern method in the measurement of the modulation transfer function (MTF) in megavoltage imaging. *Med Phys* 2008; **35**: 270-279
- [2] Tanaka R, Ichikawa K, Mori S *et al.* Simulation approach for the evaluation of tracking accuracy in radiotherapy: a preliminary study. *J Radiat Res* 2012; **53**: 1-6
- [3] Park H-S, Cho H-M, Jung J *et al.* Comparison of the image Noise Power Spectra for Computed Radiography. *J Korean Phys Soc* 2009; **54**: 236-2

세포 배양액에 담근 Indium Tin Oxide 전극의 순환전압전류 측정

최원석, 조성보*

가천대학교 의공학과

Cyclic voltammetry of indium tin oxide electrode immersed in a cell culture medium

W.S. Choi, S. Cho*

Department of Biomedical Engineering, Gachon University

*sbcho@gachon.ac.kr

Abstract

Label-free and real-time detection of DNA, proteins, or cells using electrochemical methods is used for the diagnosis of diseases or the development of medicaments. In this study, the cyclic voltammogram of 10 mM $\text{Fe}(\text{CN})_6^{3-/4-}$ with 0.1 M KCl electrolyte on the indium tin-oxide electrode immersed in a cell culture medium was measured. With an increase of immersing time, the cathodic peak current was decreased and the potential difference of the cathodic/anodic peak currents was increased.

연구 배경

질병진단 및 신약개발 산업에서 비표지 및 실시간으로 DNA, 단백질, 또는 세포의 상태와 반응을 검출하려는 연구가 활발하며 그러한 방법들 중 하나로 미세한 전극 시스템을 이용한 전기화학 분석기술이 있다. 다양한 전기화학 분석 기술 중 순환전압전류 측정법은 전극 표면에 흡착된 물질 종류 및 농도에 따라 결정되는 산화, 환원 전류의 형태를 분석하여 흡착 물질을 분석하는 기술이다 [1]. 기준전극에 대한 작동전극의 전위를 초기 전위로부터 산화 (혹은 환원), 환원한계 전위 (혹은 산화한계 전위)를 거쳐 원래의 전위로 되돌아오도록 시간에 따라 변화시키면서 작동전극과 보조전극 사이에 흐르는 전류를 측정하여 전류 대 전압 곡선을 분석한다.

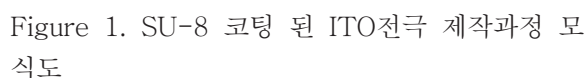
본 논문에서는 동물 착생 세포가 전극 표면에 부착하는 메커니즘을 연구하기 위한 첫 단계로 전극 면에 혈청이 포함된 세포 배양액 전 처리 시 전극의 전기화학적 특성 변화를 순환전압전류 측정 기술을 이용해 연구하고자 한다. 혈청 (serum)에 포함된 albumin, fetuin, fibronectin 등의 다양한 단백질들은 세포의 흡착과 흡착 후

생장 및 활성을 촉진한다 [2]. 실험을 위해 indium tin oxide (ITO) 기반의 전극 칩을 제작한 후 전극의 전기화학적 특성을 검증하였다. 그리고 나서 전극 면에 fetal bovine serum (FBS)를 포함한 세포 배양액을 접촉한 시간을 달리 하여 순환전압전류 곡선을 측정하였다.

연구 방법

전극 제작

전극 제작 공정의 개요를 Fig. 1에 나타내었다. 슬라이드 글라스 (75 mm × 25 mm × 1.1 mm) 표면에 ITO를 두께 460nm로 증착 후 (태양광학), 광섬유레이저 가공 시스템을 (코썸 싸이언스) 사용해서 작동전극, 보조전극, 전송선과 전송선 끝 단자의 형상을 제외한 나머지 부분의 ITO를 제거하였다. 이때 사용한 광원의 파장과 세기는 각각 1080 nm와 10 W이었다.

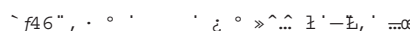


A composite image. The top half is a green background with a large black circle. The bottom half shows a clear, rectangular, multi-lobed object, possibly a mold or a piece of equipment, with a red arrow pointing to it from the green area.

Figure 2. 반경 $200\mu\text{m}$ 의 작동전극(x 200)과 폴리에스티렌 챔버가 부착된 ITO 전극칩.

제작한 ITO 전극의 전기화학적 특성을 평가하기 위해 10mM K₄Fe(CN)₆가 포함된 0.1M KCl 용액과 Ag/AgCl 기준전극을 넣은 후 전기화학측정기를 (CompactStat, Ivium) 이용해 주사속도를 달리하여 순환전압전류를 측정하였다. 세포 배양액을 (RPMI 1640, 10% FBS, 1% antibiotic-antimycotic, 10 mM HEPES, 50 μ M 2-mercaptoethanol) ITO 전극칩에 넣고 5% CO₂ 및 36.5 $^{\circ}$ C의 배양기 (VS-9160C, 비전과학) 내에서 반응시킨 후 배양액을 제거하고 전극면을 증류수로 세척한 뒤에 상기 방법에서 주사속도를 50 mV/s로 하여 순환전압전류를 측정하였다. 또한 Trypsin/EDTA x10을 전극면에 반응시켜 단백질을 제거한 후 순환전압전류곡선을 측정하였다.

제작한 ITO 작동 전극의 전위를 $-200\text{ mV} \sim 800\text{ mV}$ 로 다양한 scan rate으로 순환시켰을 때 전극 면에서의 $\text{Fe(CN)}_6^{3-/4-}$ 의 산화 및 환원에 따른 전압전류 곡선을 Fig. 3a에 나타내었다. 산화 peak 전류는 주사속도가 10 mV/s 일 때 $1.015\text{ }\mu\text{A}$, 30 mV/s 일 때 $1.495\text{ }\mu\text{A}$, 60 mV/s 일 때 $1.924\text{ }\mu\text{A}$ 로 속도가 증가할수록 산화 peak 전류가 증가하는 경향을 확인할 수 있었다. 주사속도가 증가하면 전극 계면으로부터 확산층이 충분히 확장되지 않아 계면의 확산물질 농도 기울기가 증가하게 되고 이에 따라 확산 수송 및 전류가 증가하게 된다.



국소표면플라즈몬공명 구조에서 유한차분시간영역 계산의 수렴성 연구

박서연, 이민주, 김낙현, 변경민*

경희대학교 전자정보대학 생체의공학과

Convergence of Finite-Difference Time-Domain Method in Localized Surface Plasmon Resonance Structures

S. Y. Park, M. J. Lee, N. H. Kim, and K. M. Byun*

Department of Biomedical Engineering, Kyung Hee University, Yongin, Korea

*kmbyun@khu.ac.kr

Abstract

In this study, we investigate the convergence of finite-difference time-domain (FDTD) method in nanograting-based localized surface plasmon resonance (LSPR) structures. Near-field distributions are calculated when the iteration number (N) of FDTD varies at a wide range. We present that the maximum field amplitude occurring at the corner of gold nanograting saturates at the N value larger than 200,000 for both transmission and reflection-type LSPR configurations.

연구 배경

국소 표면 플라즈몬 공명 (Localized surface plasmon resonance, LSPR) 원리를 이용한 광학적 방식의 바이오센서는 구조가 단순하고 측정이 빠르고, 정량적이며, 비표지 특성의 장점으로 인해 지금까지 다양한 바이오 시료의 결합 반응을 측정하는데 이용되어 오고 있다. 특히 금속 나노구조 모서리 근처에서 형성되는 플라즈몬 필드의 고집속 특성을 이용하고자 하는 다양한 시도가 최근 많은 주목을 받고 있다. 예를 들면, 유리 기판 위에 주기적인 금속 나노구조를 올리고 수직한 방향으로 기판 아래에서 백색광을 입사하는 투과형 LSPR 구조를 일반적으로 많이 이용하고 있으며, 최근에는 표면 플라즈몬이 형성되는 금속 박막 위에 추가로 금속 나노구조를 형성시키고, 여기서 안테나 효과에 의해 집중되는 LSPR 모드를 이용하는 반사형 구조에 대한 연구도 활발히 진행 중이다.

이러한 반사형 또는 투과형 플라즈모닉 기판 표면에서 일어나는 LSPR 현상을 정량적으로 분석하기 위해 유한차분 시간영역 (Finite-difference time-domain, FDTD) 방법이 자주

이용되고 있다. 이 방법을 이용하면 기관에서의 근접장 분포를 시각적으로 표현하는 것이 가능하다. 본 연구에서는 FDTD 방법을 통해 얻어진 필드 분포 특성의 정확성을 검증하기 위해 계산의 반복 회수에 따른 결과의 수렴성을 이론적으로 분석하고자 하였다.

연구 방법

FDTD 계산에 사용된 반사형 및 투과형 LSPR 구조의 모습은 그림 1과 같다. 먼저 반사형에서는 SF10 소재의 유리 기판 위에 금과 크롬 박막이 각각 45 nm와 2 nm 증착된다. 그리고 100 nm 주기, 50 nm 선평의 금 나노격자가 10 nm의 두께로 패턴을 형성하고 있다. 이 때 633 nm 파장의 빛이 입사하는 경우, PBS 버퍼 환경에서 68.73도에서 공명각이 발생하므로 이것을 FDTD 계산의 입사조건으로 하였다. 한편, 투과형 구조에서는 SF10 유리 기판 위에 바로 금 소재의 나노격자가 분포하며, 주기, 선평 및 두께는 반사형의 경우와 동일하게 정의하였다. 투과형 구조에서 백색광이 수직으로 입사하는 경우, 699 nm에서 공명 파장이 결정되었다.

Figure 10 consists of two subplots, (a) and (b), showing the peak amplitude of E_x versus iteration number. Both plots have an x-axis labeled 'Iteration number' ranging from 0 to 1,000,000. Subplot (a) has a y-axis labeled 'Peak amplitude of E_x ' ranging from 0 to 50. The curve starts at 0, rises sharply to about 42 by iteration 100,000, and then stabilizes with small oscillations around 41. Subplot (b) has a y-axis labeled 'Peak amplitude of E_x ' ranging from 0 to 30. The curve starts at 0, rises sharply to about 27 by iteration 100,000, and then stabilizes around 27.

(a) Schematic diagram of a plasmonic structure. The structure consists of a gold (Au) layer on a silver (Ag) substrate, with a thin chromium (Cr) layer in between. The Au layer has a periodic grating structure with a period $\Delta = 100$ nm and a grating height of 10 nm. The substrate is labeled 'SF10'. The incident light is labeled $\lambda = 633$ nm. The angle of incidence is labeled θ .

(b) Schematic diagram of a plasmonic structure. The structure consists of a gold (Au) layer on a silver (Ag) substrate. The Au layer has a periodic grating structure with a period $\Delta = 100$ nm and a grating height of 10 nm. The substrate is labeled 'SF10'. The incident light is labeled 'White light'. The angle of incidence is labeled θ .

연구 결과

Acknowledgements

본 논문의 저자 가운데, 박서연과 이민주 학생은 상기 연구결과에 공동으로 1저자로 기여하였음.

인유두종바이러스 유전자 검출을 위한 400nm급 나노갭 진단 칩 개발

윤종수¹, 한정현¹, 김형경¹, 김나령¹, 박희준², 엄년식^{1*}

¹(주)유바이오메드, ²계명대학교 의과대학 의공학과의

Development of 400nm gap chip for detecting human papillomavirus gene

J. S. Yun¹, J. H. Han¹, H. K. Kim¹, N. R. Kim¹, H. J. Park², N. S. Eum^{1*}

¹U-BioMed Inc.,

²Dept. of Biomedical Engineering, School of Medicine, Keimyung University

*spr815@hanmail.net

Abstract

The purpose of this research is to detect human papillomavirus(HPV) type 16, 18 specifically that are the cause of cervical cancer by a nano-gap method. Gold-deposited glass substrate is used for nano-gap fabrication. Nano-gap fabrication was that UV curing resin was dispensing straightly on both sides of a glass. After covering a upper glass, UV curing resin hardens under the constant pressure. Nano-gap size was determined by metal deposition of constant thickness on a glass by mask patterning. After then, deposited metal thickness and mask pattern were obtained by using scanning electron microscope(SEM). The thiol-functionalized complementary gene with HPV 16 synthesized the part of full gene from 21th to 41th and from 7851th to 7860th(each 21base, 20base). The thiol-functionalized complementary gene with HPV 18 synthesized the part of full gene from 35th to 54th and from 7825th to 7845th(each 20base, 21base). Thiol function group of synthesized complementary gene can be immobilized to gold substrates. Current was flowing by combination of complementary gene and target gene between nano-gap substrates. Current is amplified by charge-charge interaction between target gene and positive charged gold nanoparticles. Space of nano-gap and morphology of nano particle are obtained by using scanning electron microscope(SEM) and gold nanoparticles surface charge was measured by the zeta potential.

연구 배경

자궁경부암은 전 세계 여성에게 발생하는 암 중 두 번째로 발병률이 높은 암으로 유일하게 예방이 가능한 암이다. 선진국에서는 암 발생률이 점차 감소하는 추세이나 개발도상국, 후진국에서는 여전히 발병률이 매우 높다.

주요 발병원인은 인유두종바이러스(human papillomavirus, HPV) 감염으로 특히 16, 18번 유전자가 가장 고위험군으로 알려져 있다.

현재 자궁경부암 진단법으로 세포진검사가 가장 보편적인 검사법이나 위음성률이 높으며, 자궁경

부 확대촬영검사는 육안으로 판별이 가능하나 조직에 전이되기 전에는 발견이 어렵다. 유전자를 이용한 DNA PCR(Polymerase Chain Reaction)검사는 높은 민감도와 신뢰성이 있으나 DNA 증폭단계에서 오랜 시간이 소요되고 고가의 증폭장비를 필요로 한다.

본 연구는 나노갭 공간에서 인유두종바이러스 존재 유무를 전기적 신호로 검출함을 기본 원리로 하여 진단 시간이 짧고 높은 민감도와 신뢰성을 갖는 나노갭 센서칩을 개발하고자 한다[1].

참고 문헌

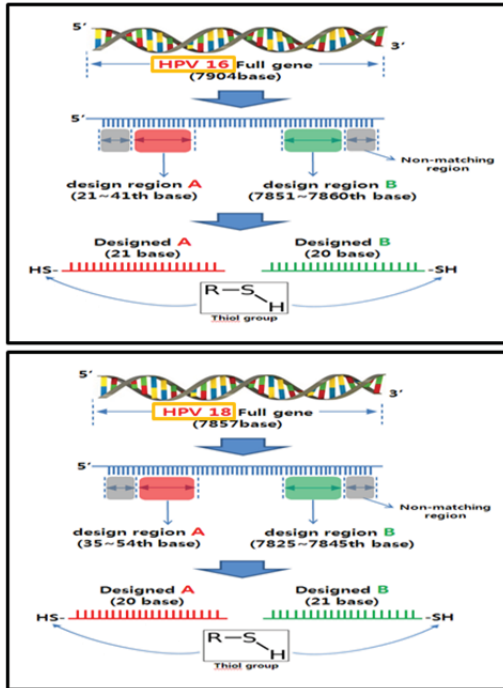


그림 3. 상보유전자 제작 모식도

Acknowledgements

이 연구는 지식경제부의 연구개발특구육성사업의 지원을 받아 수행하였음.

- [1] Xing Chen, Zheng Guo, Gui-Mei Yang, Jie Li, Min-Qiang Li, Jin-Huai Liu, , Xing-Jiu Huang, Electrical nanogap devices for biosensing, 13(11), pp. 28-41, 2010.
- [2] Somenath Roy , Xiaojun Chen , Mo-Huang Li , Yanfen Peng , Franklin Anariba and Zhiqiang Gao, “Mass-Produced Nanogap Sensor Arrays for Ultrasensitive Detection of DNA”, journal of American chemical society, 131(34), pp 12211-12217, 2009.
- [3] Tapan K. Sau and Catherine J. Murphy Self-Assembly Patterns Formed upon Solvent Evaporation of Aqueous Cetyltrimethylammonium Bromide-Coated Gold Nanoparticles of Various Shapes, 21(7), pp 2923-2929, 2005.

¹(주)유바이오메드, ²대구가톨릭대학교 의공학과

*spr815@hanmail.net

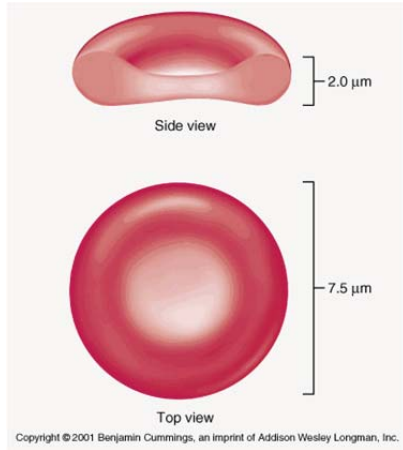


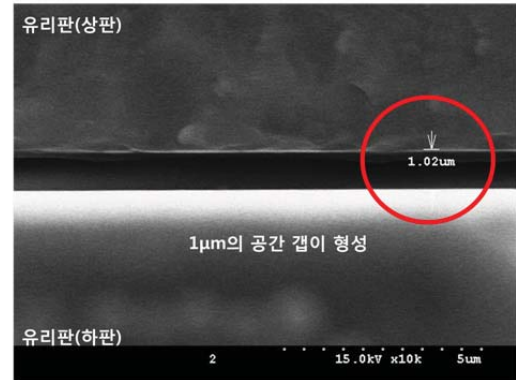
그림 1. 적혈구 크기

연구 방법

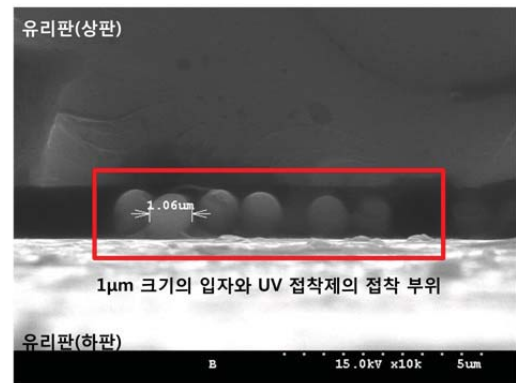
혈장분리 필터는 유리판에 균일한 크기를 갖는 마이크로 비드를 UV접착제와 일정 비율로 혼합한 다음 좌우측면에 일정량을 선 도포시키고 유리판 상부를 덮어 일정 압력 하에 UV경화를 시키는 방법으로 제작하였다. 제작방법이 매우 단순하고 비드의 크기에 따라 갭의 조절이 가능하였다. 공간 갭은 $1\ \mu\text{m}$ 비드를 이용하여 제작하고 그 특성을 평가하였다. 공간 갭의 크기는 주사전자현미경(Scanning Electron Microscopy)을 이용하여 확인하였고, $1\ \mu\text{m}$ 고분자 비드를 이용하여 필터 효과를 확인할 수 있었다. 마지막으로 공간 갭 사이로 떨어뜨려 혈구 세포 분리여부를 광학현미경을 이용하여 확인하였다.

연구 결과

주사전자현미경(Scanning Electron Microscopy)을 이용하여 혈장분리 필터의 공간 갭과 유로를 확인할 수 있었다(그림 2). 그 결과, 공간 갭은 사용한 비드의 크기와 같이 약 $1\ \mu\text{m}$ 임을 확인하였고 일정한 유로가 형성됨을 확인하였다(그림 3(a)). 고분자 비드를 이용하여 필터 효과를 확인하였고(그림 3(b)), 혈액을 이용하여 혈구 세포가 분리됨을 관찰하여 공간 갭 필터를 이용한 혈구세포의 분리가 가능함을 확인하였다(그림 3(c)).

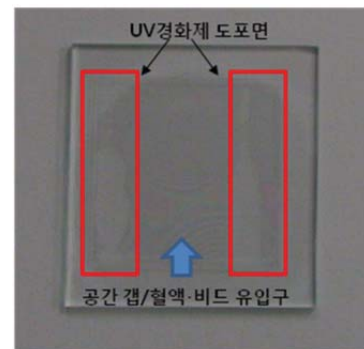


(a)



(b)

그림 2. 마이크로 필터 공간 갭 SEM 이미지



(a)



(b)

(c)

그림 3. 제작된 마이크로 갭 필터 및 실험결과 (a) 제작된 마이크로 갭 필터 (b) 고분자 비드를 이용한 필터효과 (c) 전혈을 이용한 혈구분리

Acknowledgements

본 연구는 중소기업청에서 지원하는 2011년도 산학연협력 기업부설연구소 지원사업(No. 00045692)의 연구수행으로 인한 결과물임을 밝힙니다.

참고 문헌

- [1] H. Tsutsui, T.Kawano, "Blood plasma separator using micro pillars arranged like a labyrinth", *15th International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences*, Seattle, Washington, 2011.
- [2] Huang, X.-J, Choi, Y.-K., Im, H.-S., Yarimaga, O., Yoon, E., Kim, H.-S., "Aspartate Aminotransferase (AST/GOT) and Alanine Aminotransferase (ALT/GPT) Detection Techniques", *Sensors*, vol. 6, no.7, pp. 756-782, 2006.

손정우, 박동희, 박진감, 원종호, 문상협, 신운철, 서종범

연세대학교 보건과학대학 의공학부

Study of iron oxide transdermal drug delivery using ultrasound and ultrasound contrast agent

J.W.SON, D.H.PARK, J.G.Park, J.H.WON, S.H.MOON, W.C.SHIN, J.B.SEO

Department of Biomedical Engineering, College of Health Sciences, Yonsei University

Abstract

IN comparison with traditional drug delivery, transdermal drug delivery using ultrasound has advantages. Cavitation effect which is occurred by ultrasound is the vital mechanism. Ultrasound contrast agent helps to make the cavitation effect. In this study, iron oxide indicator of TEM and ultrasoud contrast agent(UCA) were used to evaluate transdermal drug delivery on mouse's ventral skin. In the TEM image, iron oxide was transmitted at all cases. Comparing control, the iron oxide was found deep layer at the case of adding UCA.

연구 배경

약물을 인체 내로 전달하는 전통적인 방법에는 경구투여, 주사가 있다. 경구투여 방법은 소화작용으로 인해 효율이 낮고 주사방식은 고통이 수반된다. 그래서 고안된 방식이 피부를 통한 약물 전달 방식으로 약물의 확산을 이용하여 통증이 없고 효과를 오래 지속 시키는 장점이 있다. 하지만 피부를 통한 약물 전달에서 피부의 각질층의 보호 작용으로 인해 약물의 투과를 방해한다. 이런 제한점을 극복하기 위해 전기침공, 삼투, 초음파 등의 방법이 사용되는데 그 중 초음파 방법은 초음파가 발생시키는 캐비테이션 효과를 이용한다.[1] 캐비테이션 효과란 초음파에 의해 발생하는 현상으로 초음파의 압축과 이완 작용으로 인해 미세 기포를 진동시켜 폭발하게 되면 에너지를 방출한다. 피부 표면에서의 캐비테이션 현상에 의해 발생한 에너지에 의해 미세 통로를 만든다.[2] 이러한 초음파를 이용한 피부 약물 전달의 효과와 약물이 침투한 피부 층을 관찰하기 위해 투과전자현미경(TEM) 영상에서 추적 가능한 10nm크기의 산화 철을 이용하여 확인이 가능하다. 피부 표면의 미세기포의 존재로 인해

약물 전달이 발생하긴 하지만 크기가 다른 미세 기포로 인해 캐비테이션 효과가 효율적이지 않다. 본 연구에서는 초음파와 조영제를 이용하여 캐비테이션 효과를 극대화 하고 이를 통한 약물 전달을 투과전자현미경(TEM) 영상에서 산화 철의 투과를 이용해 검증하였다.

연구 방법

8주령의 ICR 마우스를 마취제 졸레틸을 이용하여 복강 마취 후 제모크림을 이용해 배 부분 털을 제거한다. 마우스의 털은 많은 공기를 함유하고 있어 초음파 전달의 방해 요인이 되며 약물의 피부접촉을 방해하는 요인이 된다.

실험에 사용되는 약물은 투과전자현미경(TEM)의 인디케이터로 사용되는 산화 철(Iron oxide)로 10nm크기의 나노 입자로 oleic acid 용매와 1 : 1로 혼합하여 실험을 진행하였다. 사용한 초음파 조영제(UCA)는 Definity® (Bristol-Myers Squibb medical Imaging INC. USA)를 산화 철과 1 : 1000 비율로 혼합하여 사용하였다.

마취 상태의 마우스를 배쪽이 위로 향하도록 바닥에 놓고 제모 된 부위가 노출 되도록 한다. 약

물을 고정할 구멍이 뚫린 팬텀을 마우스의 배에 고정을 하고 약물을 채운 후 초음파를 조사한다. 사용한 초음파 조건은 중심주파수가 1Mhz의 음파 변환기를 이용해 duty 1%에서 330mW/cm²의 에너지로 동물로부터 2mm 띄우고 30분간 조사를 한다.

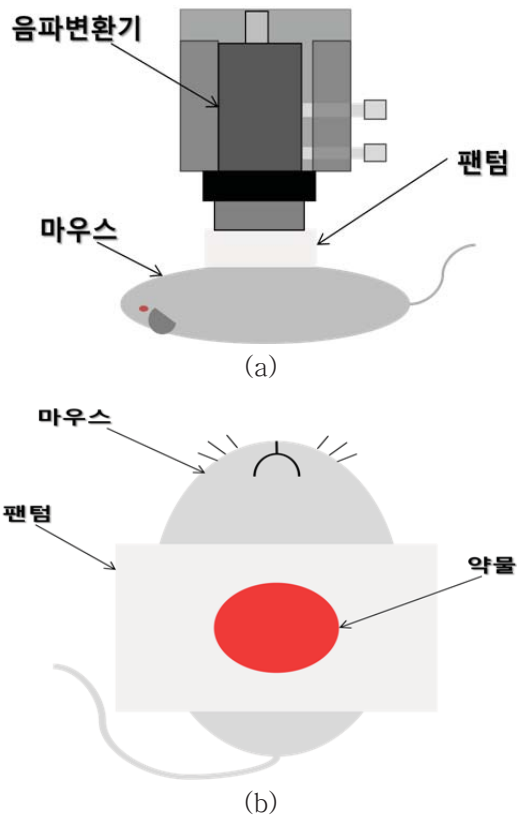


그림 1. (a) 초음파 조사 시스템 측면도 (b)마우스 배위의 약물 고정 평면도

실험은 2가지 경우로 대조군은 산화 철 용액을 피부에 접촉시키고 초음파를 조사한 것이고, 실험군은 산화 철 용액에 초음파 조영제를 혼합하여 초음파를 조사한 경우이다.

표1. 실험 약물 조건

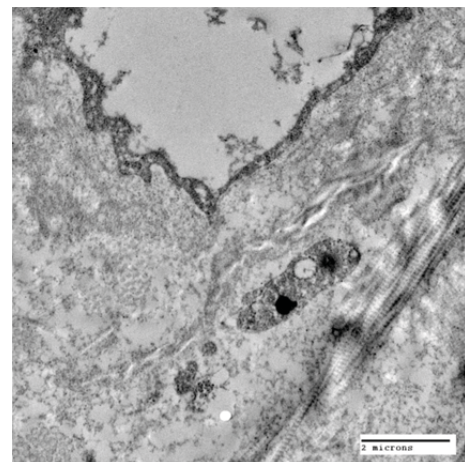
조건	Control	US+ UCA
약물	산화 철	산화 철+ 초음파조영제

초음파를 조사 후 마우스를 경추 탈골을 이용하여 죽인 후 피부를 채취하여 고정액(2.5% 글루

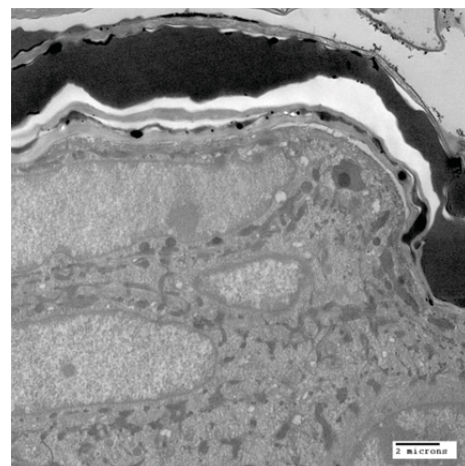
탈 알데하이드)에 보관하여 투과전자 현미경을 이용하여 피부내의 산화 철을 관찰 한다.

연구 결과

피부의 각질층은 다양한 층으로 구분되어 있고 투과전자현미경(TEM)으로 촬영한 영상에서 각질층의 층이 관찰된다. 산화 철은 TEM 사진에서 검은 알갱이로 나타나고 이를 통해 약물 투과의 정도를 분석 가능하다.



(a)



(b)

그림 2. (a) 대조군의 투과전자 현미경 영상 (b) 실험군의 투과전자 현미경 영상

그림2의 (a)대조군에서 산화철은 각질층의 상부 첫 번째 층에 집중되어 있고 그 아래층까지 산화 철의 침투를 확인 할 수 있다. 그림2 (b)의 초음파 조영제를 첨가하여 약물을 전달한 경우 산화 철이 상부의 첫번째층에서 5번째 층까지 관찰된다. 초

L자형 마이크로 구조물을 이용한 이중 마이크로 입자의 트랩

이기훈, 박호현, 정윤혁, 박중열

중앙대학교 기계공학부

Trapping Heterogeneous Microparticles in L-shaped Microstructure

G. H. Lee, H. H. Park, Y. H. Chung, J. Y. Park*

School of Mechanical Engineering, Chung-Ang University, Seoul, Korea

*jrpark@cau.ac.kr

Abstract

Poly(dimethylsiloxane) (PDMS) is a most widely used material in bio-related MEMSs (Micro-Electro-Mechanical Systems) since it has advantageous characteristics suitable for cellular experiments. Trapping heterogeneous particles (including cells) has been desired in cell-cell interaction or cell fusion studies. We have taken note about the elasticity of PDMS to utilize it for microparticle-trapping mechanism. First we performed computer simulation to find a proper design of L-shaped microwell array and to estimate the size/shape change of microstructure, and then we conducted experiments on stretchable PDMS-based L-shaped microstructure array to show its capability in trapping heterogeneous particles. The proposed method will be useful in bio-MEMS platforms for cellular interaction studies.

연구 배경

PDMS(poly-dimethylsiloxane)는 소수성, 낮은 표면장력, 저독성, 무취, 무산패, 그리고 고탄성의 성질[1] 을 가지고 있는 재료로써 그 특성이 Bio-MEMS (Bio-Micro-Electro-Mechanical Systems)에 적합하여 가장 널리 사용되는 재료 중 하나이다[2],

PDMS를 이용한 다양한 마이크로 채널(microchannel), 마이크로 웰(microwell) 등의 장치가 개발되어왔으나 대부분 PDMS 몰드(mold)의 형상을 수동적인 방법으로 이용하였을 뿐 PDMS의 재질의 특성을 이용한 기능성은 간과되어왔다. 본 연구에서는 PDMS의 특성 중 하나인 고탄성에 주목하고 이 특성을 이용하여 변형이 가능한 기능적인 마이크로 구조물 패턴을 구현하고자 하였다. 이 방법을 이용하면 마이크로 입자를 트랩하는데 유용하며 형상학적 변화를 주면 이중(heterogeneous) 마이크로 입자를 하나의 마이크로 구조물에 트랩이 가능하다. 이 방법은 쉽게 세포에 적용이 가능하다.

그림 1은 L모양의 마이크로 구조물을 이용하여 각각 다른 종류의 마이크로 입자를 각 branch에 하나씩 트랩하는 방법을 도식화한 것이다. PDMS를 잡아 늘리는 힘의 방향을 조절함에 따라 세포 트랩과 배양에 적합한 공간을 확보할 수 있는 것이다.

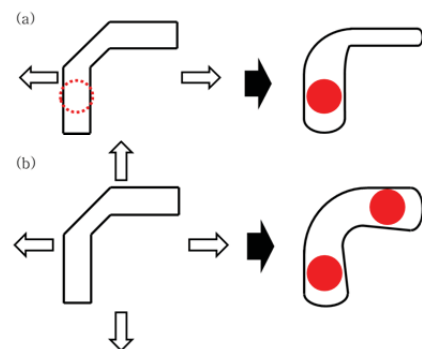


그림 1. (a) 좌우로 stretching시에 L형 구조물의 변화 및 마이크로 입자(혹은 세포)의 트랩. (b) 상하좌우로 stretching시의 L형 구조물의 변화.

PDMS가 Stretching하는 과정에서 받는 힘은 그림 4와 같이 각 모서리 안 15개 점에 각각 $5 \times 105 \text{ N}$ 의 점 하중 (point load)으로써 경계조건을 주었으며, 세포트랩을 위한 stretching에는 좌측과 우측 모서리에, 세포배양을 위한 stretching에는 상하좌우 모든 모서리에 점 하중 조건을 주었다.

A. 시뮬레이션

그림 4. 시뮬레이션의 경계조건. (a) 좌우 stretching. (b) 상하좌우 stretching.

L형 마이크로 PDMS의 제작을 위해 SU-8 포토 레지스트(photoresist) 기법을 사용하였다. 4인치 실리콘 웨이퍼에 SU-8용액을 도포한 후(그림 5-a), L형 마이크로 구조물의 필름마스크(film mask)를 제작, 그 후 UV 노광장치로 현상, SU-8 몰드를 제작하였고(그림 5-b), 제작한 몰드에 경화제를 교반한 PDMS를 부어 경화시킨 뒤 L형 구조물을 완성하였다(그림 5-c, 5-d).

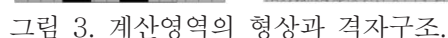
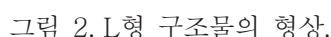


Figure 1 consists of four schematic diagrams labeled (a) through (d), illustrating the lift-off process.
 (a) A black rectangular layer labeled 'SU-8' is shown on a white base labeled 'Wafer'.
 (b) A white layer labeled 'Film mask' is placed over the SU-8. Two downward arrows labeled 'UV Light' indicate irradiation through the mask.
 (c) A hatched rectangular layer labeled 'PDMS' is shown on top of the SU-8 and film mask.
 (d) The SU-8 layer is being lifted off at an angle, indicated by a diagonal line. The label 'Lift-off' is placed next to the moving layer.

그림 5. PDMS의 제작과정.

PDMS의 stretching과 release를 위하여 그림 6과 같은 기구를 제작하였으며, 이 기구를 이용하

여 PDMS를 상하좌우로 당기는 작업을 수행 후, L형 구조물에 지름 15 μm 크기의 폴리머 비드 (polymer-bead)를 트랩하고 현미경으로 관찰 하였다.



그림 6. Stretcher.

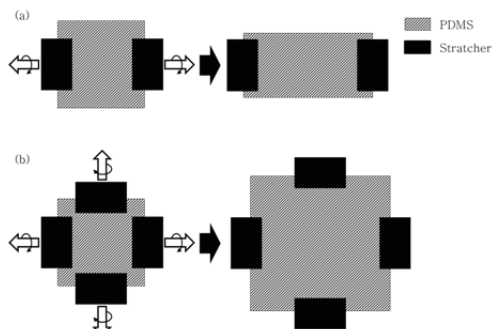


그림 7. Stretcher의 작동.

연구 결과 및 토의

A. 시뮬레이션

Ansys의 Static Structural 모듈을 이용한 해석 결과는 그림 8과 같으며, 세포가 트랩되는 L-well 폭의 변화는 좌우방향 stretching의 경우 폭이 10 μm 에서 18.9 μm 로 89%, 상하좌우 stretching의 경우 10 μm 에서 15.8 μm 로 58% 늘어나는 결과를 볼 수 있다. 이를 토대로 폭이 10 μm 인 L-well은 지름이 18 μm 의 세포를 트랩할 수 있을 것이다.

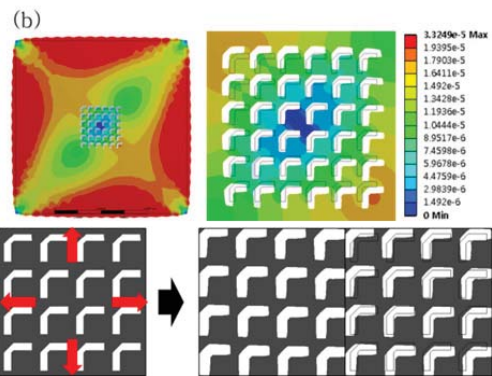
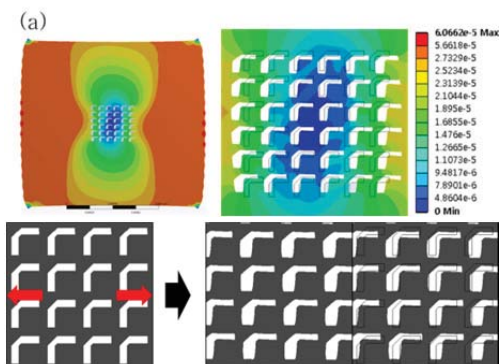


그림 8. 시뮬레이션 해석 결과. (단위: m) (a) 좌우 stretching. (b) 상하좌우 stretching.

B. 실험

Stretcher를 이용한 L-well stretching 실험은 사진촬영 후 ImageJ 프로그램을 이용하여 폭의 변화를 측정하였으며, 그 결과는 좌우 stretching은 폭 10 μm 의 L-well이 21.7 μm 로 117% 상하좌우 stretching은 폭 10 μm 의 L-well이 17.4 μm 로 74%의 변화를 보여주었다 (그림 9).

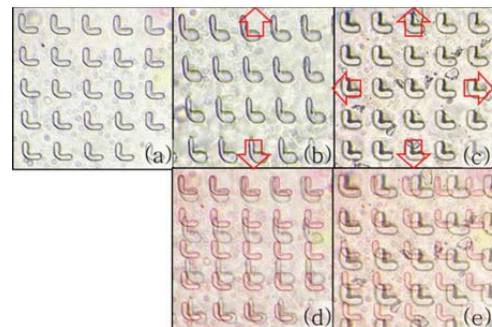


그림 9 L-well의 stretching 결과. (a) Release상태. (b) 상하로 잡아당긴 상태. (c) 상하좌우 방향으로 잡아 당긴 상태. (d), (e) Release상태와 stretching 상태 비교.

해석 결과와 실험 결과가 좌우 stretching의 경우 14.8%, 상하좌우 stretching은 10.1%의 오차가 있는데 이 오차의 원인으로서는 해석을 위해 설정한 구속조건인 고정 지지점이 주요한 원인으로 보인다 (그림 10).

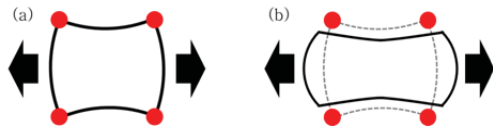


그림 10. 시뮬레이션 해석에서 사용된 가상 고정 지지점. (a) 해석을 위해 구속조건으로 설정한 고정지지점 (붉은색 점). (b) 실제 실험에서 붉은 고정 지지점은 존재하지 않음.

비드를 투입한 실험에서는 각각의 L-well에 15 μ m 지름의 비드를 가로 well, 세로 well에 하나씩 트랩하는데 성공하였으며 stretching 방향을 이용하여 전체 well의 면적을 늘리는 것도 성공하였다 (그림 11).

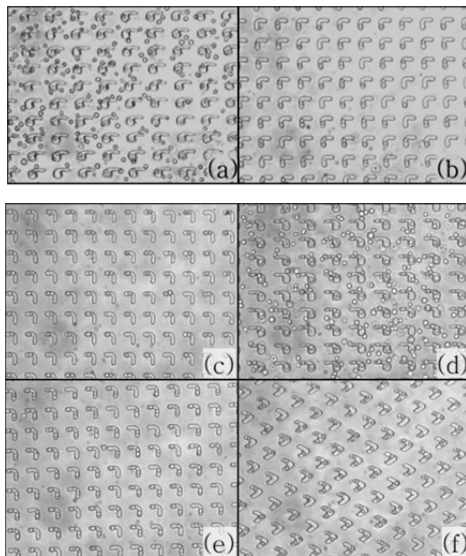


그림 11 비드의 트랩과정. (a) L-well의 stretching 및 첫 번째 비드의 트랩. (b) Release 및 트랩되지 않은 비드의 제거. (c) L-well의 회전. (d) stretching 및 두 번째 비드의 트랩. (e) Release 및 트랩되지 않은 비드의 제거. (f) 세포 배양 및 융합을 위한 4방향 stretching.

이 연구를 통해 L-well PDMS 구조물에 탄성을 이용한 트랩기능은 세포 등 작은 입자에 대해 효과적임을 알 수 있었다. 이 기술은 각기 다른 종류의 세포를 하나의 L-well에 트랩 할 수 있기 때문에 다양한 세포 융합, 암 전이 등의 관련 연구에 적용할 수 있을 것이다.

Acknowledgements

이 연구는 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임 (2012R1A1A1015181).

참고 문헌

- [1] E. Berthier, E. W. K. Young, and D. Beebe, "Engineers are from PDMS-land, Biologists are from Polystyrenia", *Lab on a Chip*, vol. 12, pp.1224-1237, 2012.
- [2] DOW CORNING, "DOW CORNING® 200 Fluid Product Information"
- [3] X. Lu and Y. Kang, "Cell fusion as a hidden force in tumor progression", *Cancer Research*, vol. 15, pp.8536-8539, 2009.

궁둥신경손상으로 인한 하지의 편마비가 양측 정강 뼈 해면골에 미치는 영향

박지형¹, 정영진¹, 서동현¹, 고창용², 김한성^{1*}

¹연세대학교 보건과학대학 의공학과 & 프라운호퍼 의료기기 공동연구센터, ²재활공학연구소 연구실

Effect of Hemiplegia Induced by Sciatic Nerve Injury on both Tibia Trabecular Bone of C57BL/6 Mouse

J.H. Park¹, Y.J. Jung¹, D.H. Seo¹, C.Y. Ko², H.S. Kim^{1*}

¹Department of Biomedical Engineering & Yonsei Fraunhofer IZFP Medical Device Lab, Yonsei University, ²Research Team, Korea Orthopedics & Rehabilitation Engineering Center

*hanskim@yonsei.ac.kr

Abstract

It is widely known that sciatic nerve injury (SNI) can negatively affect the biomechanical characteristics of the musculoskeletal system. However, there were no studies that evaluated and compared denervated side with another side limb at the same time. Sixteen male 12-week-old mice were allocated into two groups: HEMI (Right Sciatic nerve denervated) and CON. Both limbs were scanned using micro-CT at 0 week and 4 weeks. There were significant differences in BMD and all structural parameters ($p < 0.05$). These result means that SNI can induce bone loss in the both side tibiae. However, there was different aspect of bone loss between left and right tibiae.

연구 배경

하지의 운동을 담당하는 신경 중의 하나인 궁둥신경은 대퇴부 이하 근육들의 운동을 관장하는 신경으로 사고나 여러 원인으로 재생 및 회복이 불가능해지면 하지의 마비가 발생된다[1]. 그렇게 되면 하지 뼈에 작용하는 부하가 감소 또는 무부하 환경이 발생되고 뼈 손실이 발생된다고 보고되고 있다[2]. 이러한 뼈 손실은 뼈 항상성의 불균형으로 나타나며 궁둥신경 손상이 파골세포와 조골세포에 영향이 있음을 보고하고 있다[3]. 또한 궁둥신경절제로 하지는 보행 중 체중을 지지하는 기간과 하지에 걸리는 부하가 변하여 비정상 보행이 유발된다. 하지만 궁둥신경절제술을 하지 않은 반대쪽 하지에 관한 연구는 거의 없는 실정이므로 본 논문은 궁둥신경 손상 하지와 신경손상이 발생되지 않은 하지의 정강

뼈 해면뼈의 생체역학적 특성이 어떻게 다른지 연구하고자 하였다.

연구 방법

본 실험은 연세대학교 동물 보호 및 사용에 관한 가이드라인과 법규에 따라 수행 되었다 (YWC-110408-2). C57BL/6 마우스 (12주령) 수컷 16마리 ($25 \pm 1g$)를 정상군 (CON)과 한쪽궁둥신경절제군 (HEMI)으로 나누었다. HEMI 군은 궁둥신경을 절제 후 피부를 봉합하였다. 모든 외과적 처치는 흡입마취제 (Isofluran, 하나제약)로 마취 후 수행되었다. 생체 내 미세단층촬영 시스템 (Skyscan 1076, Bruker microCT, Belgium)으로 양측 정강뼈를 궁둥신경절제술 시행 전(0주)과 4주 후에 촬영 하여 쥐의 양측 정강 뼈 해면골의 BMD (g/cm^3) 및 구조적 파라미터를 계산하였다. 구조적 파라미터는 뼈 체적 비

및 진단 시 공동신경이 손상되지 않은 하지 역시 고려해야 하며 그에 따른 치료계획 및 방법을 세우는 것이 필요하다.

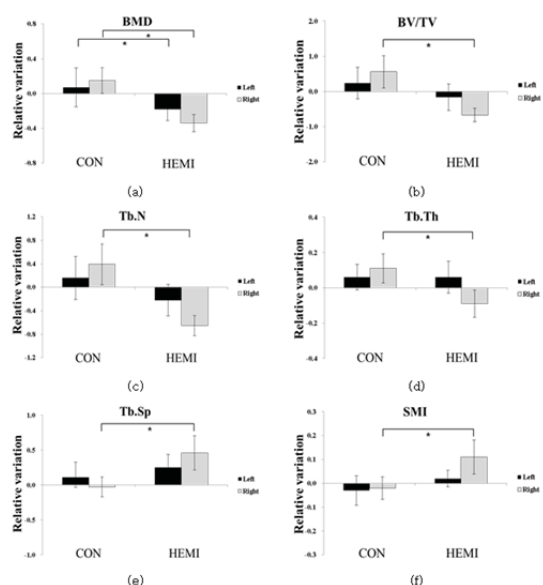


그림 1. 0주차에 대한 4주차의 BMD 및 구조적 파라미터 상대값 (a) BMD, (b) BV/TV, (c) Tb.N, (d) Tb.Th, (e) Tb.Sp, (f) SMI, *: p<0.05

연구 결과

0주의 구조적 파라미터 및 BMD 결과를 기준으로 4주일때의 상대값을 그림 1에 나타내었다. 공동신경절제 4주후에 HEMI의 양쪽 정강뼈에서 BMD, BV/TV, Tb.N, Tb.Th, Conn.Dn의 감소와 Tb.Sp, SMI가 증가하는 경향을 보였으며, CON의 오른쪽 정강뼈에서는 BMD, BV/TV, Tb.N, Tb.Th, Conn.Dn가 증가하며 Tb.Sp, SMI는 감소하는 경향을 보였다. 이와 같은 경향은 3D 모델로도 확인 할 수 있다(그림 2). 본 연구를 통하여 한쪽의 공동신경 손상은 반대쪽 하지의 정강뼈 해면뼈에도 영향이 미침을 확인하였다. 하지만 뼈의 손실 정도와 특성은 차이가 있었다. 이로써 한쪽 하지의 공동신경 손상으로 인한 편마비 환자의 치료

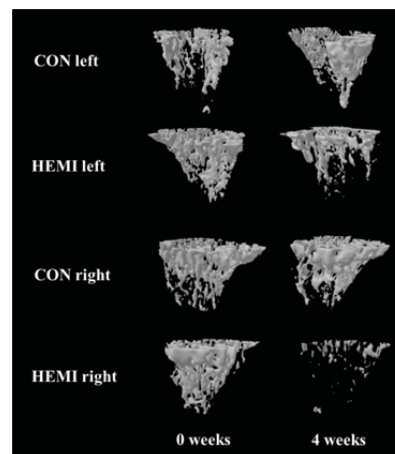


그림 2. 정강뼈 해면골 구조의 변화

Acknowledgements

이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의
재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된
해외우수연구기관유치사업 연구임(2010-
00757).

참고 문헌

- [1] F.J. Villarejo, A.M. Pascual, "Injection injury of the sciatic nerve (370 cases)." *Childs Nerv Syst.*, vol.9, no.4, pp229-232, 1993.
- [2] S. Judex, X. Lei, D. Han, C. Rubin, "Low-magnitude mechanical signals that stimulate bone formation in the ovariectomized rat are dependent on the applied frequency but not on the strain magnitude." *J Biomech*, vol.40, pp.1333-1339, 2007.
- [3] H. Suyama, K. Moriwaki, S. Niida, Y. Maehara, M. Kawamoto, O. Yuge, "Osteoporosis following chronic constriction injury of sciatic nerve in rats." *J Bone Miner Metab.*, vol.20, pp.91-97, 2002.

시상 국소적 뇌전위의 시간-주파수 분석에 기반한 대뇌피질 전기자극의 통증 완화효과 분석

배은경¹, 류상백¹, 김진형², 임창균³, 장진우², 신형철³, 김경환¹

¹연세대학교 보건과학대학 의공학과,

²연세대학교 신경외과 뇌과학 연구소, ³한림대학교 의과대학 생리학교실

Characterization of analgesic effects based on time-spectral analysis of local field potentials in ventral posterolateral thalamus by electrical stimulation of anterior cingulate cortex

E. K. Bae¹, S. B. Ryu¹, J. H. Kim², C. Im³, J. W. Chang², H-C. Shin and K. H. Kim¹

¹Department of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University,

²Department of Neurosurgery and Brain Research Institute, Yonsei University College of
Medicine,

³Department of Physiology, College of Medicine, Hallym University

Abstract

Since anterior cingulate cortex (ACC) is known as an important role in descending inhibitory modulation of pain, electrical stimulation of ACC is studied as a promising treatment for neuropathic pain. Several results of animal behavioral studies reported the analgesic effect by ACC stimulation in neuropathic pain model rats. In this study, we investigated the characteristics of somatosensory-evoked changes of local field potentials (LFPs) recorded from ventral posterolateral thalamus in neuropathic pain model rats using time-spectral analysis and tried to modulate LFPs by applied various stimulation frequency to ACC.

연구 배경

통증은 몸 안팎의 위협으로부터 몸을 보호하기 위한 경고 신호로 생존을 위해 필요한 감각정보이다. 그러나 신경계의 구조적 손상이나 기능적 이상으로 발생하는 난치성 통증인 신경병증성 통증은 통증원인의 유무와 관계없이 수시로 통증을 느끼며 치료가 어렵다고 한다[1].

신경병증성 통증의 대표적인 증상은 외부자극없이 저절로 통증을 느끼는 자발통, 무해자극에 통증을 느끼는 이질통, 유해자극에 대해 정상사람보다 더 큰 통증을 느끼는 통각과민이 있다. 치료법은 약물치료, 외과적 수술법이 주로 사용되는데, 신경 흥분을 가라앉히기 위한 항 우울제, 마약성 진통제, 소염 진통제 등이 사용되었으나 약물 중독의 위험과 약물 부작용의 위험성이 크

다. 외과적 수술법으로는 통증을 느끼는 신경을 차단하는 신경절제술이 사용되고 있으나, 영구적으로 신경에 손상을 주기 때문에 위험부담이 높다.

최근, 신경병증성 통증의 기존 치료법의 한계점으로 인해, 전기자극 기법이 연구되고 있다. 전기자극 기법은 직접 뇌에 전기 자극을 가하여 뇌의 신경 흥분성을 조절하는 방식으로, 장치를 환자에 최적화 할 수 있어 증상 완화에 효과적이며 뇌에 큰 상처를 주지 않기 때문에 안전하다.

전기자극에 의한 통증 통증조절은 행동반응을 통해 확인된바 있으나[2], 그 메커니즘은 현재까지 명확하지 않다. 또한, 전기자극 기법의 치료 효과를 높이기 위해서는 적절한 전기자극 위치와 전기자극 조건 (자극 세기, 자극 주파수, 진폭, 자극 패턴)이 고려되어야 하며, 이는 행동지표뿐

만 아니라, 뇌 신경신호 분석을 통한 통증특이적 지표에 기반하여 결정되어야 한다(그림1).

본 연구는 신경병증성 통증모델 쥐의 시상 국소적뇌전위의 시간-주파수 분석을 통해, 뒷발통증 자극에 의한 신경병증성 통증특이적 지표를 추출하고, 다양한 자극 주파수의 전기 자극을 대뇌피질에 가하여 자극 주파수에 따른 통증지표의 변화를 통해 통증완화 특성을 분석하고자 한다.

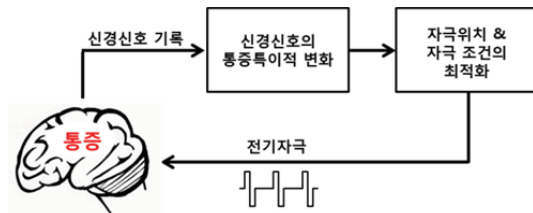


그림1. 신경신호의 통증특이적 지표에 기반한 전기자극 조건 결정과정

연구 방법

말초신경 손상으로 신경병증성 통증이 유발된 SNI (Spared nerve injury) 통증모델 쥐를 사용하였다. 쥐를 25% urethane으로 마취하여 뇌 정위 수술기구에 고정한 뒤, 두개골에 구멍을 뚫어 bregma를 기준으로 감각시상에 기록전극을 삽입하고, 앞피대뇌피질에 자극전극을 삽입하였다. 뒷발통증자극은 동맥집계를 통해 동일 자극이 20초간 가해졌고, 10 - 130 Hz의 다양한 자극주파수로 전기자극 (양극성 자극, 자극세기 100 μ A, 펄스폭 60 μ s) 하였다.

시상에서 기록된 국소적뇌전위는 집단 뉴런의 중첩되고 동기화 된 신경활동 정보를 포함하고 있으며, 활동전위 등의 고주파 성분이 제거를 위해 1-200Hz의 대역통과필터가 적용되었다. 국소적뇌전위의 시간에 따른 주파수 변화를 분석하기 위해 시간 - 주파수 분석 방법 중 하나인 단기 푸리에 변환 (short time Fourier transform)을 적용하였으며, 최종적으로 자극 이전의 평균파워로 정규화된 단기 푸리에 변환 (Normalized short time Fourier transform)을 적용하여 통증자극에 의해 유발된 주파수 특성의 시간에 따른 변화를 분석하였다.

연구 결과

A. 통증자극의 신경응답 비교

정상 쥐 군과 통증모델 쥐 군에서 20초간 동일한 뒷발통증자극을 하면, 두 집단 모두 자극구간에서 낮은 주파수 대역 (1- 10 Hz) 파워의 감소와 높은 감마(80- 150 Hz)파워의 증가가 나타났고, 특히 통증모델 쥐 군의 감마파워 증가는 정상 쥐 군보다 유의하게 높은 결과를 보였고, 낮은 주파수 대역파워는 차이가 없었다(그림 2).

자극종료 이후 20초 구간에서 두 주파수 대역의 파워를 비교해 보면, 감마대역파워와 낮은 주파수 대역 파워 모두 집단간 유의한 차이가 나타났다. 통증모델 쥐 군에서 관찰된 통증에 의한 과도한 감마파워의 증가와 낮은 주파수 대역의 감소가 통증자극이 종료된 이후에도 지속된 반면, 정상 쥐 군은 자극 종료된 이후, 즉시 자극 이전 상태로 회복이 되었다. 이는 두 대역의 회복시간 비교를 통해서도 확인할 수 있었다.

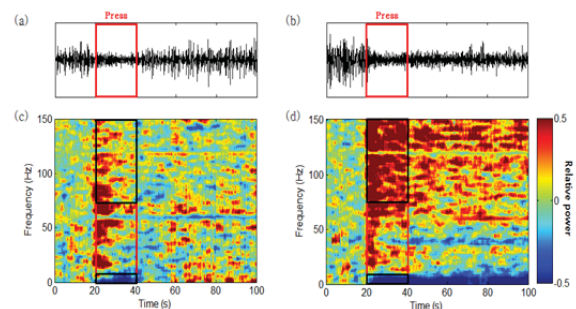


그림2. (a) 정상 쥐와 통증모델 쥐에서 뒷발통증 자극에 의한 신경응답 (a) 정상쥐의 국소적뇌전위 (b) 통증모델 쥐의 국소적뇌전위 (c) 정상 쥐의 정규화 된 스펙트로그램 (d) 통증모델 쥐의 정규화 된 스펙트로그램

B. 대뇌피질 전기 자극 효과

전기 자극 구간에서는 자극 아티팩트로 인해 주파수 대역이 오염되어 주파수 분석이 어렵기 때문에 자극종료이후 구간 (20초)의 감마 대역 파워, 낮은 주파수 대역 파워와 각 대역 파워의 회복시간을 통증지표로 정하였다. 10, 50, 90Hz, 130 Hz의 다양한 자극율로 대뇌피질을 자극한 결과, 전기자극주파수가 높아짐에 따라, 통증모델 쥐 군의 통증에 의해 과도하게 증가된 감마파워가 서서히 감소되며, 특히 50 Hz 이상의 자극 주파수로 전기

결론적으로 본 연구는 시상 국소적 뇌전위의 시간-주파수 분석에 기반하여 결정된 통증지표가 대뇌피질 전기 자극에 의해 정상 수준으로 변조될 수 있으며 특히, 자극 주파수에 영향을 받는 통증 완화특성을 갖고 있음을 시사하고 있다. 이 결과를 바탕으로 추후 행동반응과 신경신호 기반 통증지표의 통합적 분석을 통해 환자에게 최적화된 자극 조건 결정이 가능할 것으로 예상한다.

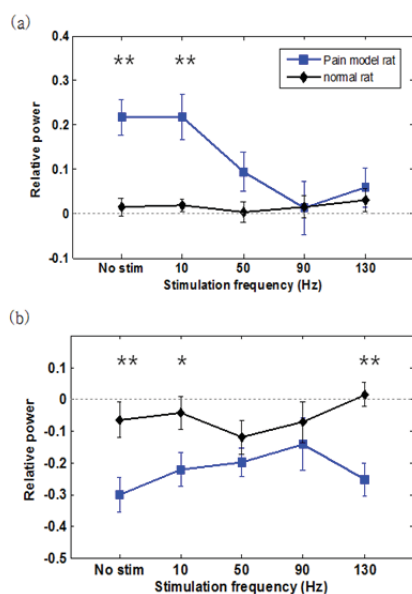


그림 3. 뒷발통증자극과 전기 자극 시, 자극종료 이후 구간 (20초)에서의 집단 간 파워 비교 (a) 감마 대역파워 비교 (b) 낮은 주파수 대역파워 비교

또한, 통증모델 쥐 군의 감마대역파위와 낮은주파수 대역파위의 회복시간도 전기자극주파수가 증가함에 따라, 유의하게 짧아짐이 관찰되었다.

본 연구는 지식경제부 기술혁신사업 (10033812)과 교육과학기술부의 글로벌프론티어사업 (2011-0031867)의 지원을 받아 수행되었음.

참고 문헌

- [1] M. Backonia, "Defining Neuropathic pain", *Anesth. Analg.*, vol. 97 no. 3, 2003
- [2] S. I. Park, J. H. Oh, Y. S. Hwang, S. J. Kim, J. W. Chang, "Electrical stimulation of the anterior cingulate cortex in a rat neuropathic pain model," *Acta Neurochir Suppl.*, vol. 99, pp. 65-71, 2006.

청각적 oddball 작업 수행 시 난이도에 따른 교차 주파수 결합 변화

이종구, 최정우, 차광수, 김경환

연세대학교 의공학과

Changes in cross-frequency coupling due to the difficulty of auditory oddball task

J. K. Lee, J. W. Choi, K. S. Cha, K. H. Kim

Department of Biomedical Engineering, Yonsei University, Wonju, Korea

Abstract

We investigated the changes in cross-frequency coupling (CFC) due to difficulty of auditory oddball task. For both task conditions, Theta-Gamma band coupling was detected at frontal and parietal regions during oddball task. However significantly reduced and delayed Theta-Gamma band coupling was identified for difficult condition. These results imply that task difficulty affect communication of different frequency bands during cognitive process.

연구 배경

Oddball 작업은 인지신경과학 분야에서 주의, 작업 기억 등과 관련된 다양한 인지기능 평가에 활용되고 있다. 이러한 연구들에는 뇌전도(Electroencephalogram, EEG)를 이용한 사건 관련 전위(Event-related potential; ERP)와 뇌전도의 주파수 특성을 확인하기 위한 스펙트럼 또는 시간-주파수 분석 방법 등이 널리 사용되어왔다. 그러나 최근 서로 다른 주파수 사이의 상호작용을 통하여 인지기능을 연구하려는 시도가 주목 받고 있다[1]. 이러한 상호작용은 국소 영역과 넓은 범위의 신경네트워크 사이의 정보 전달 및 통합과정에서 발생하는 것으로 예상되고 있으며, 특히 세타(Theta, 4-8 Hz)대역과 감마(Gamma, 30-60 Hz)대역의 결합은 해마와 전두엽 피질 사이의 작업기억 과정과 연관된 것으로 알려져 있다 [2]. 본 연구에서는 교차 주파수 결합에 기반하여 청각적 oddball 작업의 난이도에 따른 차이를 비교함으로써 작업 난이도가 대뇌의 정보처리과정에 어떠한 영향을 미치는지 관찰해 보고자 하였다.

연구 방법

신경과적, 정신과적 질환경력이 없는 16명의 대학생들에게 실험을 진행하였다. 두 가지의 서로 다른 주파수를 갖는 순음들을 목표자극과 표준자극으로 제시하여 목표자극에 대해서만 피험자가 마우스 왼쪽버튼을 클릭하도록 지시하였으며, 목표자극의 순음 주파수 변화를 통하여 작업의 난이도를 조절하였다. 목표자극의 주파수는 2000 Hz로 동일하게 설정하였으며, 쉬운 난이도에서 목표자극의 주파수는 1000 Hz, 어려운 난이도에서 목표자극은 1900 Hz로 설정하였다. 실험을 수행하는 동안 기록된 64-채널 뇌전도를 이용하여, 신호의 특정 주파수 대역의 위상(phase)이 다른 주파수 대역의 진폭(amplitude)과 동기화 되는 정도를 반영하는 동기화 지수(Synchronization Index; SI)를 계산한 후, 작업 난이도간 통계적 비교를 수행하였다[3].

연구 결과

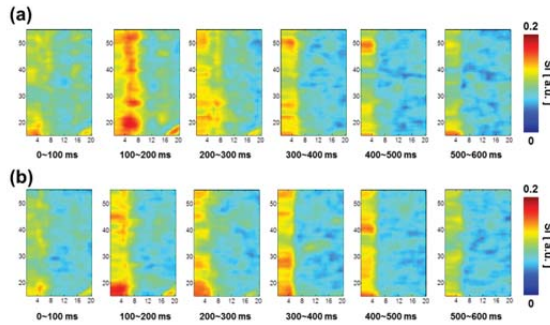


그림 1. 전전두 중앙부에서의 시간 구간 별 교차 주파수 결합 패턴 (a) 쉬운 난이도 (b) 어려운 난이도

그림 1은 전전두 중앙부(midline prefrontal region, Fpz)에서의 시간 구간(100 ms 간격) 별 교차 주파수 결합 패턴을 나타낸다. 두 난이도 모두 100-300ms에 세타 대역과 다른 주파수 대역 간의 결합이 강하게 나타나는 것을 확인할 수 있었다.

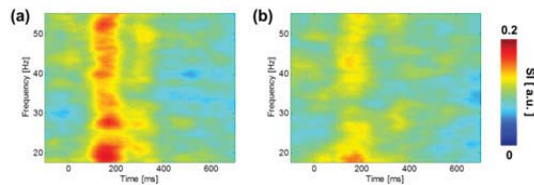


그림 2. 전전두 중앙부에서의 세타-감마 결합의 시간에 따른 변화 (a) 쉬운 난이도 (b) 어려운 난이도

그림 2는 전전두 중앙부에서의 세타-감마 결합의 시간에 따른 변화 패턴을 시간-주파수 영역에서 나타내고 있다. 두 난이도 모두 약 200 ms에 뚜렷한 세타-감마 결합이 관찰되었으나, 높은 작업 난이도에서 유의하게 감소된 것을 확인할 수 있었다(대응표본 t-검정, $p < 0.001$).

본 연구에서는 작업 난이도가 증가할 수록 교차 주파수 결합이 감소된다는 사실을 확인하였다. 이는 작업 난이도의 증가가 국소영역과 넓은 범위의 신경망 사이의 정보통합에 영향을 준다는 사실을 의미하며, 특히 전전두엽 영역에서 이러한 차이가 발생한 것으로 보아 작업기억과 관련된 정보처리 과정의 변화가 반영된 것으로 예상된다[3].

Acknowledgements

이 연구는 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국 연구재단의 지원을 받아 수행된 연구이며(No. 20120005797), 교육과학기술부의 (No. 2012047773)의 지원을 받아 수행되었음.

참고 문헌

- [1] R. T. Canolty and R. T. Knight, "The functional role of cross-frequency coupling," *Trends Cogn. SCI.* vol. 14, issue. 11, pp.506-515, 2010
- [2] M. X Cohen, "Assessing transient cross-frequency coupling in EEG data," *J. Neurosci. Meth.* vol. 168, issue. 2, pp.494-499, 2008.
- [3] N.Axmacher, M.M.Henseler, O.Jensen, I.Weinreich, C.E.Elger, J.Fell, "Cross-frequency coupling supports multi-item working memory in the human hippocampus", *PNAS*, Vol. 107, pp. 3228-3233, 2011

영장류에서의 뇌경막외 피질뇌파(epidural ECoG) 유용성 연구

최호석¹, 이제연¹, 황종호¹, 조현성¹, 김인영¹, 이경민², 장동표^{1*}

¹한양대학교 의공학교실, ²서울대학교 신경과

The effectiveness of epidural ECoG in primate

H. S. Choi¹, J. Y. Lee¹, J. H. Hwang¹, H. S. Cho¹, I. Y. Kim¹, K. M. Lee², D. P. Jang^{1*}

¹Dept. of Biomedical Eng., Hanyang Univ., Seoul, Korea,

²Dept. of Neurology, Seoul National Univ., Seoul, Korea

*dongpjang@gmail.com

Abstract

Recently, several studies report of using EECOG (epidural ECoG). In this study, we aimed verifying the usability of implanted EECOG in primate. So electrodes were implanted at rhesus monkey(M14). Then M14 was assigned to response to the color change. The pattern of the EECOG ERP was shown glaring difference between before and after the perception of the color change. As a result we can approve the efficiency of EECOG and determine the possibility of Brain-computer interface based on this research.

연구 배경

뇌피질뇌파(ECoG: electrocorticogram)는 두피 뇌파(EEG: electroencephalogram)보다 뇌파의 근원에 가깝고, 신호의 선명도가 높은 것으로 알려져 있다. 최근 몇몇 연구들은 기존의 뇌경막하 ECoG(subdural ECoG)보다 덜 침습적이고 뇌에 외상을 주지 않으며 감염의 우려가 적은 뇌경막외 ECoG(EECoG: epidural ECoG)를 이용하는 방법으로 실험을 진행하고 있다. 하지만 EECOG의 유용성에 대해서는 아직까지 잘 알려져 있지 않다.

본 논문에서는 EECOG 전극을 삽입한 영장류의 뇌파를 분석하여 그에 대한 유용성 평가를 하는 것을 목표로 한다.

연구 방법

Rhesus monkey(M14)에 32채널의 전극으로 제작된 패치 2개를 좌반구의 dorsal parietal cortex와 frontal cortex의 posterior쪽을 덮을 수 있도록 부착한다. 전극은 금전극과 polyimide

판으로 이루어져있으며 전극간 간격은 3mm로 하였다.

EECoG 전극에 대한 유효성을 평가하기 위해 전극 삽입 전, 전기화학임피던스분광학실험(EIS test: Electrochemical Impedance Spectroscopy test)를 진행하였다. 두 개의 패치 모두 500kΩ 이하의 임피던스를 가졌고 특히 1kHz에서는 대부분의 전극의 임피던스가 100kΩ 보다 작았다.

패치 삽입 4개월 후 ERP 측정을 위해, M14에게 스크린 가운데의 점 색깔 변화와 눈 움직임 방향에 대한 실험을 진행하고 이를 EECOG로 측정하였다.

실험의 분석은 MATLAB을 이용하였다. 필터링 주파수는 0.1~50Hz를 사용하였고 샘플링 주파수는 512Hz로 하였다. 그리고 ICA를 이용하여 실험과 관계없는 노이즈를 제거한 후 사건관련 전위(ERP) 분석을 하였다.

연구 결과

색깔이 바뀌는 것을 인지하는데 걸리는 일반적인 시간이 300ms 정도 걸림을 감안하여 300ms

총 53개의 전극이 ERP분석에 이용되었다. 64채널 EECog 전극 중 접지로 사용한 2개의 전극을 제외하고 9개의 전극이 손상되었으나 ERP분석에는 큰 영향을 미치지 않았다. 실험 결과 EECog의 유용성을 확인할 수 있었고 이를 기반으로 한 BCI 연구의 가능성을 확인할 수 있었다.



참고 문헌

- [1] Lee KM, Keller EL (2008) Neural activity in the frontal eye fields modulated by the number of alternatives in target choice. *J Neurosci* 28 2242–2251.
- [2] Schall JD, Hanes DP (1993) Neural basis of saccade target selection in frontal eye field during visual search. *Nature* 366: 467–469.
- [3] Umeno MM, Goldberg ME (1997) Spatial processing in the monkey frontal eye field. I. Predictive visual responses. *J Neurophysiol* 78: 1373–1383.

영장류에서의 Saccade에 대한 뇌경막외 피질뇌파(epidural ECoG)분석

이제연¹, 최호석¹, 김태경¹, 육순현¹, 이경민², 김인영¹, 장동표^{1*}

¹한양대학교 의공학교실, ²서울대학교 의과대학 신경과

Investigation of Brain activity related to Saccadic eye movements using epidural ECoG in primate

J.Y. Lee¹, H.S. Choi², T.K. Kim³, S.H. Yook¹, K.M. Lee², I.Y. Kim¹ and D.P. Jang^{1*}

¹Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea,

²Department of Neurology, Seoul National University, Seoul, Republic of Korea

*dongpjang@gmail.com

Abstract

The Frontal Eye Field have been shown to play a role in much broader behavioral contexts, such as target selection, adjustment of on-going saccades and inhibition of reflexive saccades. However, whether the FEF is causally involved in these various visual and cognitive functions remains unclear. Here, using novel behavioral tasks and epidural ECoG, we aimed at dissecting cognitive processes underlying the visuo-oculomotor transformation often ascribed to this area. The left LIP area seems to largely participate in making saccade movement, especially to bottom direction. The electrodes over frontal area showed widespread negative activity pattern relative to execution of saccadic movement.

연구 배경

Frontal Eye Field(FEF: 전두안운동야)는 움직임 준비나 목표물 설정, 빠른 눈 움직임(saccade)의 통제와 같은 다양한 역할을 수행한다고 알려져 있다[1, 2]. 최근 몇몇 연구들은 FEF가 시각적 예측과 시각적 집중의 이동에 대해 생성하고 유지하는 인지의 주체 역할을 한다고 보고되고 있다[3, 4]. 하지만 대부분의 FEF의 다양한 시각적, 인지적 기능에 대해서는 아직까지 잘 알려져 있지 않다.

본 논문에서는 새로운 행동 실험과 뇌경막외 피질뇌파(epidural ECoG)를 이용하여 FEF의 기억과 인지적인 기능에 대해 알아보는 것을 목표로 한다.

연구 방법

Rhesus monkey(M14) 에 32채널의 전극으로 제작된 패치 2개를 좌반구의 dorsal parietal cortex와 frontal cortex의 posterior쪽을 덮을 수 있도록 부착하였다. 전극은 금전극과 polyimide 판으로 이루어져있으며 전극간 간격은 3mm로 하였다.

본 실험을 진행하기 전, M14에게 색깔에 대해 saccade할 각도를 기억시키는 훈련을 미리 해두었다. 실험은 스크린 가운데에 회색 점(fix spot)이 나타나는 것으로 시작하였다. Fix spot이 나타난 후 100ms 후에 눈을 움직일 방향에 대한 선택지(alt spot)가 4방향의 구석에 회색으로 제시되도록 하였다. 그 후 500 혹은 700ms후에 fix spot이 색깔이 바뀌며 실험동물이 saccade할 방향을 알려주고, 400 혹은 600ms 후에 fix

Saccade movement에 따라 뇌파는 목표 자극의 방향에 특성화된 활성화 양상을 보여주었다. Parietal 영역은 saccade movement에 따라 전체적으로 활성화 되는 양상을 보였고, frontal 영역은 그에 반해 넓게 퍼진 비활성화 패턴을 보여주었다. 특히 parietal 영역 내에서도 LIP 영역에 해당되는 전극이 높은 활성화 정도를 보였다. 그리고 목표 자극의 위, 아래 방향에 따라서도 눈에 띄는 차이를 보였는데, 위 방향의 자극에 비해 아래 방향의 자극에 대해서는, parietal 영역의 높은 activation 정도와 frontal 영역의 deactivation 양상을 보였다.

그림1. Task procedure와 Electrode position

실험의 분석은 MATLAB을 이용하였다. 필터링 주파수는 0.1~50Hz 를 사용하였고 샘플링 주파수는 512Hz로 하였다. 그리고 ICA를 이용하여 실험과 관계없는 노이즈를 제거하였다. 인지력 분석을 위해 fix spot이 사라지는 시점을 기준으로 -100~500ms를 epoch로 설정하여 사건관련 전위(ERP) 분석을 하였다.

연구 결과

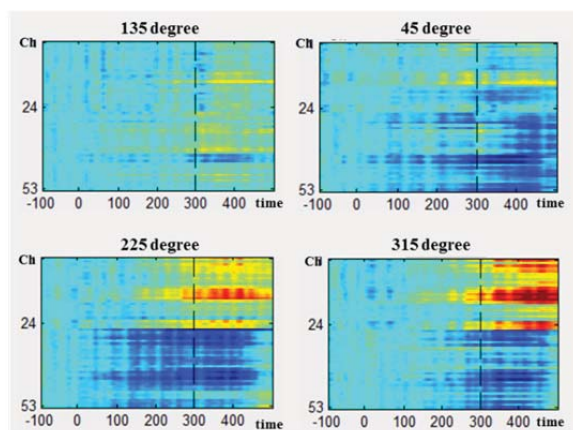


그림2. Saccade movement에 따른 ERP

Acknowledgements

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단(나노-소 재기초원천기술개발사업)의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. 2012M3A7B4035199).

참고 문헌

- [1] Lee, K.M. and E.L. Keller, Neural activity in the frontal eye fields modulated by the number of alternatives in target choice. *The Journal of Neuroscience*, 2008. 28(9): p. 2242-2251.
- [2] Schall, J.D. and D.P. Hanes, Neural basis of saccade target selection in frontal eye field during visual search. *Nature*, 1993. 366(6454): p. 467-469.
- [3] Thompson, K.G. and N.P. Bichot, A visual salience map in the primate frontal eye field. *Progress in brain research*, 2005. 147: p. 249-262.
- [4] Umeno, M.M. and M.E. Goldberg, Spatial processing in the monkey frontal eye field. I. Predictive visual responses. *Journal of Neurophysiology*, 1997. 78(3): p. 1373-1383.

인터리브 고속 스캔 순환 전압전류법

김수진^{1*}, 이호종¹, 오윤배¹, 홍성준¹, 장동표¹, 김인영²

¹한양대학교 의생명공학전문대학원 생체의공학과, ²한양대학교 의용생체공학과

Interleave Fast Scan Cyclic Voltammetry

S.J. Kim^{1*}, H.J. Lee¹, Y.B. Oh¹, S.J. Hong¹, D.P. Jang¹, I.Y. Kim²

¹Department of Biomedical Engineering, Graduate School of Biomedical Science & Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea,

²Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea

*sujin@bme.hanyang.ac.kr

Abstract

Fast Scan Cyclic Voltammetry is one of electrochemical methods that uses detect sort of neurotransmitters in-vivo experiment recently. It's powerful measuring method because of its higher time resolution and tinier size of electrode than any other method. Also, modified scan-waveform allows observer to detect specific target molecule. In other words, FSCV have a defect in distinguish the kind of solute or detect solutes more than 2 at the same time. In this paper, we propose interleave FSCV that might be a solution of those problems. It is not only has extended voltammograms, but also shows different characteristic from previously FSCV.

연구 배경

고속 스캔 순환 전압전류법 (Fast Scan Cyclic Voltammetry)은 전기화학적 측정방법 중의 하나이다. 다른 전기화학적 측정방법에 비하여 빠른 시간 분해능과 작은 크기의 전극을 사용하기 때문에 체내 (in-vivo)에서 신경전달물질을 측정할 때 많이 사용하는 기술이다[1]. 전극에 가하는 파형에 따라서 원하는 특정 물질을 중점적으로 관측할 수 있으나 반대로 말하자면 특정 물질 외에는 볼 수가 없다. 고속 스캔 순환 전압전류법의 스캔 파형은 일반적으로 사용하는 삼각파 ($-0.4V > 1V > -0.4V$, $400V/s$)와 세로토닌 측정을 위한 N자 파 ($0.2V > 1V > -0.1V > 0.2V$) 등이 있다[2]. 본 연구에서는 고속 스캔 순환 전압전류법에서 스캔 하는 전압의 파형을 변형하여 한 주기 (100ms) 내에서 일정한 시간의 간격을 두고 서로 다른 두 개의 파형을 주어 (예를 들어 삼각파와 N자 파형) 각각에서 얻어지는 볼타모그램을 저장한다. 파형에 따라 물질

이 다른 반응을 하는 특성을 이용하여 얻어지는 두 가지의 불타모그램을 통해 과형을 바꾸지 않고도 다양한 물질을 측정할 수 있다.

연구 방법

고속 스캔 순환 전압전류법은 전극에 가하는 스캔 파형을 변형하여 같은 환경에서 다른 특징의 볼타모그램을 얻을 수 있다. 본 연구에서는 기존의 방법의 한계를 극복하고자 지금까지 사용되어온 대표적인 두 스캔 파형인 삼각파와 N자 파형을 번갈아 가면서 연속으로 사용한다. 전극을 -0.4 V로 유지하다가 삼각파 이후 0.2 V로 유지 후, N자 파형으로 스캔을 한다. 시험관 조건 (in vitro) 실험에서는 유량을 2ml/min인 플로우 셀을 이용하여 데이터를 획득하였다. 측정 대상으로 도파민과 세로토닌(Sigma-Aldrich, MO, USA)을 사용하였다. 모든 데이터는 같은 환경에서 실험하였으며, 모든 물질은 측정하기 전에 만들어서 사용하였다. 다중펄스로 측정된 데이터는 소

제안된 다중펄스를 사용하여 측정된 결과에서 가장 먼저 눈에 띄는 부분은 N자 파형에서도 도파민이 반응하였다는 점이다. 이는 삼각파형이 N파형에 영향을 미치는 것을 보여준다. 즉, 서로 다른 두 파형을 번갈아 가면서 사용하면 각각의 볼타모그램이 그대로 나오는 것이 아니라 하나가 다른 하나에 영향을 받아 조금 다른 형태의 볼타모그램을 획득할 수 있다는 것이다. 뿐만 아니라 한번에 얻는 볼타모그램도 하나가 아닌 2개로 더 많은 데이터를 확보할 수가 있다.

Acknowledgements

반면에, N자 과형으로 할 경우에는 도파민은 거의 반응을 하지 않았다. 앞서 삼각파로 할 때 40nA 까지 나온 것과 비교하면 5% 수준이다. 하지만 세로토닌의 반응은 삼각파형보다 더욱 크게 보인다.

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임(2012R1A1A2044174).

- [1] S. Hochstetler..., "Detection of Secretion with Electrochemical Methods," ... of North Carolina at Chapel Hill, 1998.
- [2] B. Jackson, and S. Dietz..., "Fast-scan cyclic voltammetry of 5-hydroxytryptamine," *Analytical chemistry*, 1995.

주파 과도응답은 Wagenaar 가 제안한 SALPA 알고리즘[2]을 수정하여 사용하였다.

연구 결과

낮은 이득의 증폭기를 사용한 결과, $\pm 1V$ 범위 내의 전극전위를 측정할 수 있으며, 자극 직후의 과도응답을 증폭기의 비 포화범위에서 볼 수 있었다. 자극이 끝난 후의 과도응답에서 수정된 SALPA를 적용한 결과 자극 3.4ms 후 일관성 있게 나타나는 활동전위를 기록할 수 있었다. 수정된 알고리즘이 적용된 활동전위는 모양의 왜곡이 있지만 크기는 200Hz로 필터링 된 활동전위크기의 79%이다. 이는 활동전위 검출에 있어서 역치로 사용하는 노이즈 표준편차의 5배보다 크며 이는 이 시스템을 사용하여 자극직후 활동전위를 측정하기에 적합하다는 것을 의미한다.

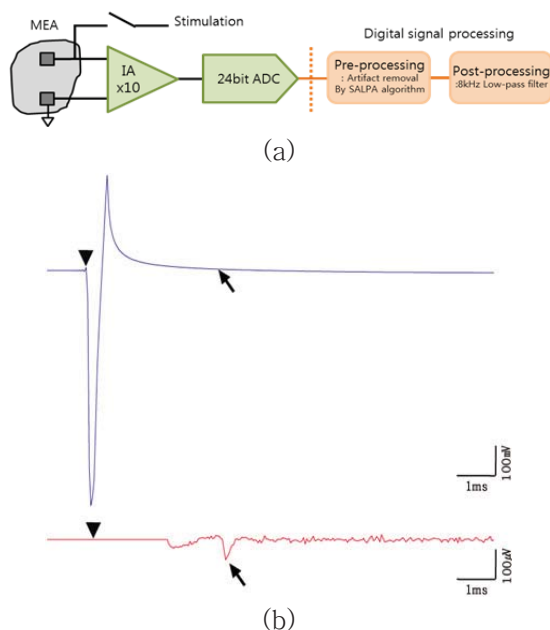


그림 1. (a) 시스템의 블록 다이어그램 (b) 자극 동안의 과도응답과(위) 기록된 신호에서의 SALPA적용(아래). 삼각형은 자극시점을 의미하며 회살표는 활동전위를 나타냄.

결론

기존의 시스템에서 측정할 수 없었던 자극 직후의 신경신호를 단일 증폭단과 고해상도의 디지털 변환 그리고 디지털 신호처리 방법을 통해 자극 후 최소 3.4ms의 활동전위를 측정할 수 있으며, 자극전극에서의 자극효율을 위한 연구에 필요한 시스템이다.

Acknowledgements

이 논문은 교육인적자원부의 재원으로 한국연구재단 중견연구자지원사업단(2009-0080081), 도약과제(2012007327)의 지원을 받아 수행된 연구임.

참고 문헌

- [1] A. C. Smith and A. E. Grumet, "Electric Stimulation Parameters for an Epi-Retinal Prosthesis by Andrew Eli Grumet in partial fulfillment of the requirements for the degree of at the Thesis Supervisor Electric Stimulation Parameters for an Epi-Retinal by," *Electrical Engineering*, 1999.
- [2] D. a Wagenaar and S. M. Potter, "Real-time multi-channel stimulus artifact suppression by local curve fitting.," *Journal of neuroscience methods*, vol. 120, no. 2, pp. 113-20, Oct. 2002.

개발된 시스템은 National Instrument사의 신호 획득장비(DAQ, PCI-6256)를 기반으로 구성하였다. 전극으로부터 측정된 신호는 headstage amplifier를 통해 100배 증폭된 후 band-pass filter를 거쳐 1.5Hz ~ 8kHz의 범위를 가지게 되며 이 신호를 DAQ의 아날로그-디지털 변환기(ADC)를 통해 변환하여 PC에서 처리할 수 있도록 한다. 스파이크 검출 및 파라미터 변경 알고리즘을 거쳐 생성된 자극 파형은 DAQ에서 디지털-아날로그 변환기(DAC)를 통해 preamplifier로 전달되어 자극에 적합한 신호로 변환된다. 개발된 시스템의 유용성을 검증하기 위해서 시뮬레이터를 사용하였다. 기존에 측정된 스파이크 신호를 wave파일로 변환하여 시뮬레이터에 입력함으로써 실제 파형이 발생하는 것과 같은 효과를 얻을 수 있으며, 이 실험에서 사용된 파일은 기존 측정 데이터에 변형을 가하여 일정 기간 동안 신경의 발화율이 증가하다가 다시 감소하는 패턴을 반복하는 특성을 갖도록 하였다. 제시된 자극은 총 4번의 구간으로 나누어 측정되었으며, 1-2 번 구간에서 증가, 3-4번 구간에서 감소하는 발화율을 나타냈다.

연구 결과

시뮬레이터를 통해 발생한 신호는 개발된 closed-loop 시스템을 통해 정상적으로 획득되는 것을 확인했다. 이를 이용하여 파라미터 변경 알고리즘을 적용한 결과 신경의 발화율이 증가하는 1, 2번 구간에서는 자극전압이 증가하는 추세를 나타냈으며, 신경의 발화율이 감소하는 3, 4번 구간에서는 자극의 전압이 감소하는 추세를 나타내며 알고리즘이 정상적으로 적용되는 것으로 확인되었다.

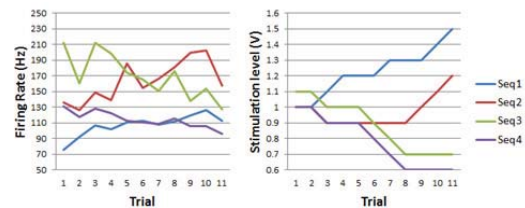


그림 2. 획득된 신경발화율과 그에 적응하는 자극 파라미터의 시간적 변화

토의

본 연구는 DBS의 수행에 있어서 환자와 의사 모두의 부담을 덜 수 있는 closed-loop 시스템의 개발을 목표로 하였으며 차후에 동물실험을 수행하여 실제 모델을 토한 검증을 수행함으로써 임상에 적용할 수 있을 것이다.

Acknowledgements

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단 (나노-소재기초원천 기술개발사업)의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. 2012M3A7B4035199).

참고 문헌

- [1] D. Pinault, et al., "Special feature: deep brain stimulation," Eur. J. Neurosci., Vol. 32, pp. 1067-1069, 2010.
- [2] S. Santaniello, et al., "Closed-Loop Control of Deep Brain Stimulation: A Simulation Study," IEEE Trans. on Neural Syst. Rehabil. Eng., vol. 19, pp. 15-24, 2011.
- [3] E. B. Montgomery, et al., "Mechanisms of action of deep brain stimulation (DBS)," Neurosci. Biobehav. Rev., vol. 32, pp. 388-407, 2008.

뇌 시상하핵 심부 자극술에 의한 신경전달물질 분비 측정 및 기능적 변화 관찰

오윤배*, 조경원, 장동표

한양대학교 의용생체공학과

Subthalamic Nucleus Deep Brain Stimulation Induced Neurotransmitter Release Detection and Functional Change Measurement

Y. B. Oh*, K. W. Jo, D. P. Jang

Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea

*yoonbae@bme.hanyang.ac.kr

Abstract

Deep Brain Stimulation(DBS) is thought to be alternative and most effective therapeutic method for neuropathological disease. In case of Parkinson's disease, Subthalamic nucleus(STn) has been most promising target for electrical stimulation to relieve parkinsonian symptoms. Although DBS implantation underwent 80,000 times, its chemical mechanism hasn't proved yet. In this work, we measure variation of neurotransmitter concentration level induced by DBS in STn using Fast Scan Cyclic Voltammetry(FSCV). FSCV has been shown to be useful to measure dynamic change of neurochemicals in the extracellular fluid of brain. We could detect changes of dopamine level in Striatum(STr) induced by DBS of STn.

연구 배경

뇌 심부 자극술은 현재까지 여러 신경 병리학적 질병을 항 약물성 방법으로 치료 할 수 있는 가장 효과적인 방법이다. 파킨슨씨 병과 같은 신경 질환 질병 외에도 강박장애, 우울증 등 정신 질환과 관련해서도 뇌 심부 자극술이 시행되고 있으며 증상이 호전된 결과들이 보고되고 있다[2, 3]. 하지만 실제 뇌 심부 자극술이 미치는 영향에 대해서는 기술력의 한계로 이해 및 정량적 파악이 어려운 실정이다. 특히 최근 파킨슨씨 병 환자들의 증상 완화에 효과적으로 알려진 뇌 시상하핵 자극술과 관련하여 운동 영역을 관장하는 뇌 기저핵의 신경전달물질 변화에 대한 보고가 전무하다. 본 연구에서는 고속 스캔 전압전류법 (Fast Scan Cyclic Voltammetry, FSCV)을 사용하여 시상하핵 심부 자극술이 미치는 영향을 신경전달물질 변화 측정을 통해 밝혀내고자

한다. 고속 스캔 순환 전압전류법은 체내에서 화학 물질 변화 측정으로 신경전달물질의 분비 정도를 알 수 있는 기술로, 기존의 다른 방법들에 비하여 시간 및 공간적 해상도가 μs , μm 단위로 실시간 측정 가능하다는 장점이 있다. 본 연구에서는 Rat brain (Sprague Dawley)의 STn 고주파 자극에 따른 Striatum의 신경전달물질 변화를 측정하고 자극량과 신경전달물질 분비간의 관계를 밝히고자 한다.

연구 방법

고속 스캔 순환 전압전류법은 체내에서 전압을 $-0.4V \sim 1.4V \sim -0.4V$, 삼각파 모양으로 10Hz의 주기로 스캔 하면서 이에 따라 발생하는 전류를 측정하는 기술로 미량의 화학적 물질 변화를 측정할 수 있는 기술이다. 뇌 시상하핵 자극에 따른 파킨슨씨 병의 증상 완화와 신경전달물질 분

Acknowledgements

참고 문헌

이전의 연구들에 의해 STn의 고주파 자극이STn과 substantia nigra compacta (SNc) dopaminergic neuron들을 활성화 시킨다고 알려져있다[4, 5]. 그에 따라 SNc와 직접적으로 Medial Forebrain Bundel(MFB)에 의해 연결되어 있는 미상핵에서 도파민 분비가 유도되어야 한다. 실험 결과 실제로 STn의 자극으로 도파민이 미상핵 대부분의 깊이에서 관찰되었다 (그림2). 몸의 운동행동과 관련이 있다고 알려진 미상핵의 도파민 변화가 대조군에서 관찰 되었으므로 후에 질병 모델 및 무마취 상태에서와 관찰이 필요하다.

- [1] Lipsman, N., J.S. Neimat, and A.M. Lozano, *Deep brain stimulation for treatment-refractory obsessive-compulsive disorder: the search for a valid target*. Neurosurgery, 2007. **61**(1): p. 1-11; discussion 11-3.
- [2] Hardesty, D.E. and H.A. Sackeim, *Deep brain stimulation in movement and psychiatric disorders*. Biological psychiatry, 2007. **61**(7): p. 831-5.
- [3] Lee, K.H., Chang, S.Y., Roberts, D.W. & Kim, U. *Neurotransmitter release from high-frequency stimulation of the subthalamic nucleus*, J. Neurosurg. 2004., 101, 511-517.
- [4] Lee, K.H., Roberts, D.W. & Kim, U. *Effect of high-frequency stimulation of the subthalamic nucleus on subthalamic neurons: an intracellular study*. Stereotact. Funct. Neurosurg. 2003, 80, 32-36.

다양한 신호대 잡음비에 따른 안정상태 시각유발전위의 주파수 검출을 위한 알고리즘 비교 모의 실험 연구

김현석¹, 이홍지¹, 박광석²

¹서울대학교 공과대학 협동과정 바이오엔지니어링전공, ²서울대학교 의과대학 의공학교실

A Simulation Comparison of CCA, EMD and PSDA for frequency detection of SSVEP depending on various SNR

H. S. Kim¹, H. J. Lee¹, K. S. Park²

¹Interdisciplinary Program of Bioengineering, Seoul National University,

²Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University

¹khs0330kr@bmsil.snu.ac.kr, ²pks@bmsil.snu.ac.kr

Abstract

Steady-state visual evoked potential (SSVEP)-based brain-computer interface systems have been widely used due to its minimum training requirement, simple implementation and high information transfer rate. There are several methods to detect frequencies of SSVEP. In this paper, we used synthetic SSVEP signals that had various signal-to-noise ratios and evaluated the performances of power spectral density analysis, canonical correlation analysis and empirical mode decomposition analysis. Canonical correlation analysis showed best performance among the methods.

연구 배경

안정상태 시각유발전위 (Steady-State Visual Evoked Potential, SSVEP)는 외부에서 특정 주파수로 시각적 자극을 줬을 때 뇌의 시각 영역에서 같은 주파수의 뇌파가 유발되는 것을 말한다. SSVEP는 구현이 간단하며, 잡음에 강건하고, 높은 정보전달속도로 인해 뇌-컴퓨터 인터페이스 (Brain-Computer Interface, BCI)에 많이 응용되고 있다[1]. SSVEP의 주파수를 검출하는 방법은 파워스펙트럼밀도분석법 (Power Spectral Density Analysis, PSDA), 정준상관분석법 (Canonical Correlation Analysis, CCA), 경험적 모드 분해법 (Empirical Mode Decomposition, EMD) 등이 있다. CCA와 EMD가 각각 PSDA에 비해 성능이 우수하다는 보고는 있었으나 두 방법의 성능비교는 보고된 바 없다. 따라서 본 논문에서는 다양한 주파수 대역에서 신호대잡음비 (Signal-to-Noise Ratio, SNR)에 따른 기존의

주파수 검출 알고리즘들의 성능을 시뮬레이션을 통해서 검증하였다.

연구 방법

SSVEP 시뮬레이션 신호는 512Hz 샘플링 주파수, 1초 길이의 정현파 신호에 가우시안 노이즈를 더하여 생성하였다. 신호대잡음비는 -3dB에서 -21dB까지 1dB간격으로 정하였다. 목표 주파수는 60Hz LCD 모니터를 통해 자극 가능한 주파수인 5.45, 8.57, 12, 15, 20Hz (하모닉 없음)와 6.66, 7.5, 8.57, 10, 12, 15, 20Hz (하모닉 있음)의 저주파수 대역과 LED를 통해 만들 수 있는 30~39Hz (1Hz 간격)의 고주파수 대역을 사용하였다. PSDA는 가장 기본적인 주파수 검출 방법으로 가장 파워가 큰 주파수를 검출하는 방식으로 구현하였다. CCA는 두 변수 집단 사이의 연관성을 구하는 다변수 통계 분석 방법이다 [2]. 이미 알고 있는 목표 주파수의 정현파 신호

들과 뇌파 신호와의 상관관계를 구하여 가장 큰 상관계수의 주파수를 선택하였다. EMD는 비선형 및 비정상 신호를 분석하는데 효과적인 적응 신호 처리 기법이다 [3]. 뇌파 신호를 EMD를 이용하여 고유 모드 함수로 분해한 후 FFT와 CCA를 적용하여 주파수를 검출하는 방법을 비교해 보았다.

연구 결과

모든 경우에 대해서 CCA가 성능이 가장 좋았다. 하모닉 성분이 포함되지 않은 저주파수 대역에서는 PSDA가 EMD보다 성능이 좋게 나왔으나 하모닉 성분이 포함된 저주파수 대역에서는 EMD와 CCA가 비슷하게 나왔고 고주파수 대역에서는 EMD가 PSDA보다 높은 성능을 보였다.

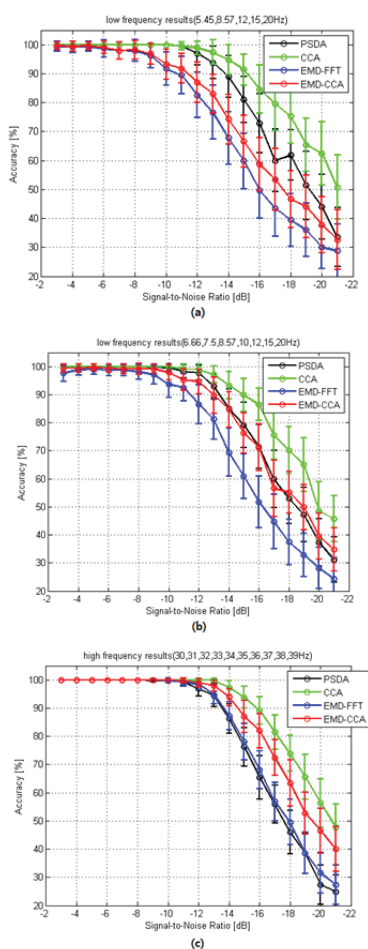


그림1. (a) 5.45, 8.57, 12, 15, 20Hz에 대한 알고리즘 비교 (b) 6.66, 7.5, 8.57, 10, 15, 20Hz에 대한 알고리즘의 성능 비교 (c) 30~39Hz에 대한 알고리즘의 성능 비교

Acknowledgements

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의
 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업의
 지원을 받아 수행된 연구임 (No.2012-
 0006551).

참고 문헌

- [1] S.G. Mason, A. Bashashati, M. Fatourehchi , K.F. Navarro and G.E. Birch, "A Comprehensive Survey of Brain Interface Technology Designs", *Ann Biomed. Eng.*, vol. 35, pp. 137-169, 2007.
- [2] Z. Lin, C. Zhang, W. Wu and X. Gao, "Frequency recognition based on canonical correlation analysis for SSVEP-based BCIs" *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 53, pp. 2610-2614, 2006.
- [3] C.H. Wu, H.C Chang, P.L. Lee, K.S. Li, J.J. Sie, C.W. Sun, C.Y. Yang, P.H. Li, H.T. Deng and K.K. Shyu, "Frequency recognition in an SSVEP-based brain computer interface using empirical mode decomposition and refined generalized zero-crossing", *J Neurosci. Methods.*, vol. 196, pp.170-181, 2011.

파킨슨병 환자의 DBS 수술을 위한 마취방법과 STN single unit activity의 관계 분석

박은경¹, 송인호², 김희평¹, 백선하³, 김인영^{1*}, 김선일²

¹한양대학교 생체의공학과, ²오송첨단의료산업진흥재단 첨단의료기기개발지원센터

³서울대학교 신경외과학교실

Analysis of relation between anesthetic methods and STN single unit activity for DBS implantation in patients with Parkinson's disease

E. K. Park¹, I. H. Song², H. P. Kim¹, S. H. Paek³, I. Y. Kim^{1*}, Sun I. Kim²

¹Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea,

²Medical Device Development Center, Osong Medical Innovation Foundation, Chungwon,

Korea, ³Department of Neurosurgery, Seoul National University, Seoul, Korea

*iykim@hanyang.ac.kr

Abstract

Deep brain stimulation (DBS) of the subthalamic nucleus (STN) is widely used in the way of Parkinson's disease (PD) treatment. DBS surgery is usually performed with the patient under local anesthesia (LA) in most hospitals. However, the number of patients may not be operated under local anesthesia (LA). These patients may be operated under general anesthesia (GA). Anesthetic drugs for GA are known to interfere with intraoperative microelectrode recording (MER). For all these reasons, the debate is still in progress regarding the usefulness of GA during DBS surgery. In this research, we evaluated whether the differences in anesthetic methods may affect on STN single unit activity. Our research represents the comparison of STN single unit activity under both LA and LLGA. The results suggest that the difference in anesthetic methods do not directly affect STN single unit activity, including the mean firing rate and the oscillatory activity.

연구 배경

뇌심부 자극 (deep brain stimulation, DBS) 은 파킨슨병, 근육긴장이상, 진정, 만성통증 등의 다양한 질환을 가지고 있는 환자들에게 뇌의 특정 부위에 전극을 삽입을 한 후, 전기 자극을 주어 증상을 완화시키는 방법으로서 최근 각광받고 있으며, 파킨슨병 환자의 뇌심부 자극을 위한 목표점으로 시상하핵 (subthalamic nucleus, STN) 이 현재 임상에서 많이 이용되고 있다 [1,2]. 전극을 정확하게 삽입하기 위하여 수술 전에 MRI

영상과 함께, 수술 중 미세전극기록 (microelectrode recording, MER) 방법이 사용되고 있으며, 이것은 MRI 영상을 이용하여 계산된 목표점에 전극을 정확하게 삽입하는데 큰 도움을 주고 있다 [3,4]. 그러므로, 대부분의 병원에서 DBS 수술은 정확한 MER과 수술 중 자극의 효과를 테스트하기 위해 local anesthesia (LA) 를 이용하여 시행되고 있다. 하지만, 장시간에 걸친 DBS수술 과정을 견뎌 낼 수 없거나, 수술에 대해 심한 공포심을 가지고 있고, 또는 통제가 불가능한 운동증상을 동반하고 있는 환

자들에게 LA상태에서 DBS 수술을 진행하는 것은 환자와 의사에게 상당히 큰 부담으로 작용한다. 일부 병원에서는 이러한 문제점을 가지고 있는 환자들을 대상으로 LA가 아닌 general anesthesia (GA) 상태에서 DBS 수술을 진행하였다. 그러나 Aeyal Raz등의 연구에서 DBS 수술 과정 중에 GA를 유도하기 위해 주로 사용되는 마취제인 propofol은 STN의 neuronal activity를 현저히 낮추기 때문에 MER을 이용해 정확한 위치를 찾는 것을 방해 한다는 연구 결과를 보고하였으며, Anwen M. Harries등의 연구에서는 GA를 이용하여 LA 상태에서 측정된 STN의 neuronal activity와 비슷한 MER 결과를 얻을 수 있었고, 임상적으로 차이가 없었다는 결과를 보고하였다 [5]. 오늘날 DBS 수술을 수행하기 위해 GA를 이용하는 것에 대해 여전히 많은 논쟁이 되고 있다. 만약 DBS 수술에 GA를 이용하는 것이 LA를 이용하는 것보다 환자에게 더 유용하고, 이것이 환자에게 도움이 된다면, 마취 방법의 차이와 STN의 single unit activity의 관계에 대한 분석은 반드시 필요하다. 본 연구에서는 파킨슨병 환자를 대상으로 LA 와 낮은 단계의 GA (low level of general anesthesia, LLGA)를 이용하여 DBS 수술을 진행하였고, 수술 과정 중 MER을 이용해 기록된 STN의 neuronal activity를 single unit으로 분류하였으며, 이것에 대해 정량적으로 분석하고자 한다.

연구 방법

수술은 서울대학교병원 파킨슨센터에서 파킨슨병을 진단받고, 양측의 STN에 DBS 수술이 예정된 8명의 환자를 대상으로 진행되었으며, 동일한 환자에서 LA 와 LLGA 가 DBS 수술 중 STN의 neuronal activity에 미치는 영향을 확인하기 위해 환자의 왼쪽 STN은 LA를 이용하여 환자의 의식이 깨어있는 상태에서 두개골 천공(burr hole)을 통해 미세전극을 삽입하면서 Leadpoint microrecording system (Medtronic, USA)을 이용해 STN의 neuronal activity를 기록하였다. 다음으로 오른쪽 STN은 propofol과 remifentanil을 이용해 LLGA상태를 유도하여 환자의 의식이 없는 상태에서, 왼쪽과 같은 방법으로 STN의 neuronal activity 를 기록하였다.

Firing pattern analysis

STN의 firing pattern은 Kaneoke 에 의해 제안된 방법을 사용하여 burst와 non-burst의 두 가지 패턴으로 분리하였다 [6]. 여기서 burst pattern은 Poisson 분포와 통계적으로 ($P < 0.05$) 다른 특성을 가지고, burst당 최소 4개의 spikes가 포함되며, 최소 300개 이상의 spikes를 포함하는 spike train에서 정의되었다. 그리고 non-burst pattern은 대칭적인 discharge density histogram을 가지며, discharge density histogram이 Poisson 분포와 일치하는 것으로 정의하였다.

Oscillatory activity

STN의 oscillatory activity는 spike trains에서 neuronal refractory period에 의해 나타나는 artifactual autocorrelations을 제거하기 위해 개발된 global spike shuffling method를 이용하여 0.24~200Hz 사이의 oscillatory activity를 분석하였다 [7]. 뉴런의 refractory period에 의해 나타나는 lower frequencies에서의 왜곡은 normalizing spectrum을 실제 spectrum에 나누어 주어 주는 방식으로 보정하였다. 이러한 보정 과정을 통해 얻은 spectrum 데이터 중에 0~200Hz사이에서 confidence level ($P < 0.01$)을 초과하는 것만을 선택하였다.

연구 결과

본 연구에 참여한 8명의 파킨슨병 환자의 STN으로부터 MER을 이용하여 기록된 multi unit activity 는 PCA(principal component analysis)를 이용하여 single unit activity로 분류하였으며, LA상태에서 78개와 LLGA상태에서 66개의 single unit activity를 획득하였다

1. Mean firing rate

LA상태에서 기록된 STN single unit의 spikes에 대한 mean firing rate은 38.7 ± 16.8 spikes/s ($n=78$, 11.2 ~ 84.1 spikes/s) 이고, LLGA상태에서는 35.5 ± 17.2 spikes/s ($n=66$, 8.5~84.3 spikes/s) 로서, 두 그룹의 mean firing rate에 대한 Mann-Whitney test 결과 두 그룹간에 통계적

으로 유의미한 차이가 없었다 ($P = 0.218$).

2. Firing pattern

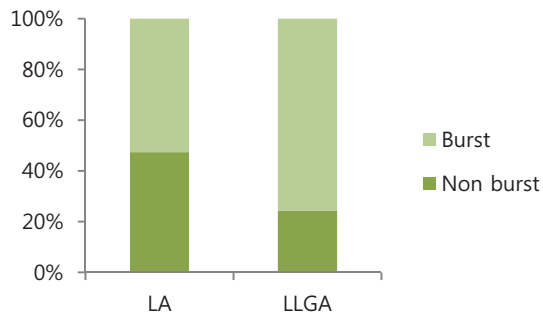


그림 1. LA와 LLGA 상태에서 STN firing pattern의 분포

STN의 firing pattern은 burst와 non-burst의 두 가지 패턴으로 분리하였다. LA와 LLGA상태에서 기록된 STN single unit 의 firing pattern은 LA 상태에서 burst와 non-burst패턴이 각각 52.6%와 47.4%가 분포하고 있었으며, LLGA 상태에서는 75.8%와 24.2%의 패턴분포를 확인 할 수 있었다. 두 그룹에 대한 패턴 분포의 차이는 chi-square test를 이용하여 통계적으로 비교 분석 하였으며, 분석 결과 LA와 LLGA 상태에서 firing pattern 분포는 통계적으로 유의미한 차이를 보여 주고 있었다 ($P = 0.003$).

3. Oscillatory activity

LA와 LLGA상태에서 측정된 STN의 spike trains에 대해 global spike shuffling method를 이용하여 0.24~200Hz 범위에서 oscillatory activity를 분석하였다. 분석 결과 LA상태의 STN에서 측정된 뉴런 중 60.3% ($n=47$)와 LLGA상태에서 측정된 53.0% ($n=35$)의 뉴런이 0.24~200Hz의 범위에서 유의미한 oscillation을 가지고 있었으며, 전체의 뉴런 중 LA상태에서 15.4% ($n=12$)와 LLGA상태에서 12.1% ($n=8$)의 뉴런이 두 개 이상의 주파수 밴드에서 유의미한 oscillation을 가지고 있음을 확일 할 수 있었다. 그리고 각 주파수 밴드에서 oscillatory activity는 LA와 LLGA 상태 사이에 통계적으로 유의미한 차이가 없음을 보여주고 있다.

표 1. LA와 LLGA 상태에서 유의미한 oscillation을 가지는 뉴런의 비율

Proportion of cells (sig. oscillations)	LA[%]	LLGA [%]	<i>P</i>
0.24-200Hz	60.3	53.0	0.403
0.24-3Hz	12.8	6.1	0.259
3-8Hz	3.8	4.5	1.000
13-30Hz	5.1	4.5	1.000
30-60Hz	3.8	9.1	0.301
60-100Hz	12.8	7.6	0.414

토의 및 고찰

현재 파킨슨병 환자를 위한 DBS 수술은 대부분의 병원에서 LA를 이용하여 시행되고 있다. 하지만 장시간의 수술을 견뎌 낼 수 없고, 의식이 깨어있는 상태에서 수술을 받는 것에 대해 심각한 공포심을 가지고 있는 환자, 그리고 통제가 불가능한 운동증상을 가지고 있는 환자들에게 LA 상태에서 DBS 수술을 진행하는 것은 상당히 어렵다. 따라서 이러한 환자를 대상으로 몇몇 병원에서 LA가 아닌 GA상태에서 DBS 수술을 진행하고 있다. 그러므로, 만약 DBS 수술 과정에서 GA를 이용하는 것이 LA를 이용하는 것보다 환자에게 보다 유익한 도움이 된다면, 이러한 마취방법의 차이가 STN의 single unit activity에 어떠한 영향을 미치는지에 대한 것을 확인하는 연구는 반드시 필요하다. 본 연구결과에서 파킨슨병 환자의 DBS 수술을 위해 사용하였던 LA와 LLGA가 STN의 single unit activity에서 mean firing rate에는 영향을 미치지 않지만, firing pattern은 LLGA상태가 LA 상태에 비해 더 많은 burst 패턴이 분포하고 있다는 결과를 보여주고 있다. 그리고STN의 oscillatory activity 분석은 LA와 LLGA 상태 사이에 통계적으로 유의미한 차이가 없는 것을 확인 할 수 있었다. 따라서 본 연구결과는 파킨슨병 환자를 대상으로 STN에 DBS수술을 진행 할 때에 LA와 GA중 어떠한 마취 방법을 이용하는 것이 환자에게 더 편리하고, 유용한 것인지를 객관적, 정량적으로 연구하기 위한 토대를 제시하고 있다. 추후 본 연구결과와 함께 DBS 수술과정에 사용하는 마취방법의 차이가 실제 파킨슨병 환자의 임상적 수술결

과에는 어떠한 차이를 나타내는지에 대한 분석이 필요 할 것이며, 이러한 연구는 결국 DBS 수술을 받는 환자에게 보다 유익하고, 편리한 마취 방법을 제시 할 수 있을 것이다.

Acknowledgements

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단(나노-소재기초원천기술개발사업)의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. 2012M3A7B4035199).

참고 문헌

[1] Morten L. Kringelbach, et al., "Translational principles of deep brain stimulation," *Nature Reviews Neuroscience*, vol. 8, pp. 623-635, 2007.

[2] Alim Louis Benabid, et al., "Deep brain stimulation of the subthalamic nucleus for the treatment of Parkinson's disease," *The Lancet Neurology*, vol. 8, issue 1, pp. 67-81, 2009.

[3] M M Lanotte, et al., "Deep brain stimulation of the subthalamic nucleus: anatomical, neurophysiological, and outcome correlations with the effects of stimulation," *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, vol. 72, issue 1, pp. 53-58, 2002.

[4] George J. Counelis, et al., "Bilateral subthalamic nucleus deep brain stimulation for advanced PD: Correlation of intraoperative MER and postoperative MRI with neuropathological findings," *Movement Disorders*, vol. 18, issue 9, pp. 1062-1065, 2003.

[5] Sutcliffe AJ et al., "General anaesthesia for deep brain stimulator electrode insertion in Parkinson's disease," *Acta Neurochir.*, vol. 153, no. 3, pp. 621-627, 2011.

[6] Y. Kaneoke and J. L. Vitek, "Burst and oscillation as disparate neuronal properties," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 68, no. 2, pp. 211-223, 1996.

[7] Michal Rivlin-Etzion et al., "Local Shuffling of Spike Trains Boosts the Accuracy of Spike Train Spectral Analysis," *J Neurophysiol.*, vol. 95, no. 5, pp. 3245-3256, 2000

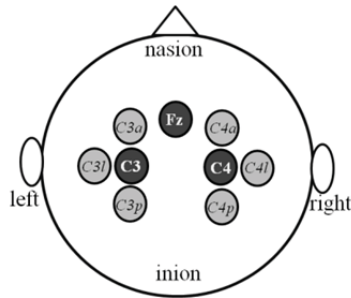


그림 1. 부착한 전극의 위치

측정된 뇌파는 전처리 분석을 통하여 MI와 관련 있는 뮤, 베타 밴드를 포함하는 8-30 Hz로 필터링하였다. 그 후 (1) power spectral density (PSD), (2) phase locking value (PLV), (3) PSD+ PLV, (4) cross-correlation (CC)를 이용하여 특징을 추출하였으며 그 방법은 다음과 같다. (1) FFT를 이용하여 9개 전극에서 1 Hz 간격의 23개 주파수 밴드에서 PSD 특징을 추출하였다. (2) 각 C3, C4에 인접한 전극들끼리의 전극 쌍을 제외한 15개의 전극 쌍에서 PLV 특징을 추출하였다. (3) PSD, PLV 특징을 결합하였다. (4) Fz를 기준으로 하여 C3, C4와 인접한 전극의 교차 상관성을 계산하여 6개의 통계적 특징 (평균, 표준 편차, 비대칭도, 첨도, 최대값, 최소값)을 추출하였다.

이렇게 추출된 4가지 특징들 중에 최적의 특징을 추출하기 위하여 순차적 특징 선택 알고리즘 (sequential forward selection: SFS)을 이용하여 각 특징 별로 10개의 특징을 선택하였다. 선형 분류기인 linear discriminant analysis (LDA)을 이용하여 분류하였으며 이 때 Over-fitting을 방지하기 위하여 5-fold cross validation을 사용하였다. 이 때, 트레이닝 데이터는 [Fz, C3, C4]에서 추출한 특징을 사용하고, 테스트 데이터는 7개의 데이터 셋 ([Fz, C3, C4], [Fz, C3a, C4], [Fz, C3l, C4], [Fz, C3p, C4], [Fz, C3, C4a], [Fz, C3, C4l], [Fz, C3, C4p])에서 추출한 특징을 사용하여 4가지 특징의 분류 정확도의 계산하였다. 또한, 새롭게 개발한 지표인 electrode location changes (ERL)을 사용하여 전극의 위치 변화가 분류 정확도에 미치는 영향을 직관적으로 조사하였다. ERL 지표는 0에 가까울수록 전극 위치가 변화하더라도 분류 정확도에 영향을 미치지 않음을 의미한다.

연구 결과

그림 2는 4가지 특징에 대한 분류 정확도와 ERL 분포를 각각 적색 점과 청색 점으로 표현한 것이다. 결과로부터 CC 특징을 사용했을 때 분류 정확도가 가장 높았으며, ERL 분포도 가장 0에 가까운 것을 확인할 수 있었다. 이는 곧 전극의 위치가 변화하더라도 높은 신뢰도를 갖는 특징은 CC 특징임을 의미한다.

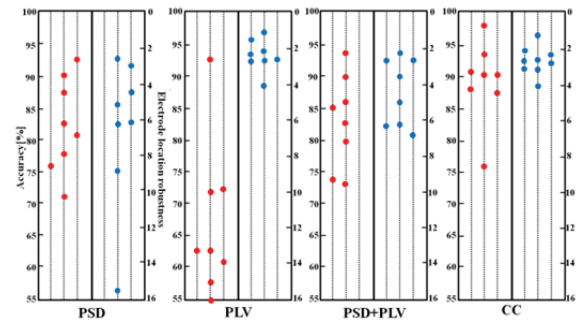


그림 2. 4가지 특징의 분류 정확도와 ERL 분포

Acknowledgements

이 논문은 2012년도 정부 (교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2011-0027859).

참고 문헌

[1] G. Phurtscheller, C. Neuper, "Motor imagery direct communication," Proceedings of the IEEE, vol.89, pp.1123-1134, 2001.

Implementation of a Hybrid Mental Typewriter System Using Steady State Visual Evoked Potential (SSVEP) and Web-Cam Eye-tracking

367



그림 1. 하이브리드 정신적 타자기

우선 사용자가 자신이 원하는 문자를 일정 시간 응시하는 동안 후두엽에 부착된 3개의 전극 (Oz, O1, O2)을 이용하여 뇌파를 측정한다. 측정된 뇌파에서 주파수 분석을 통해 SSVEP 파워 값을 계산한 후, 사용자가 어떤 문자를 응시하고 있는지에 대한 1차 분류를 수행한다. 뇌파 측정과 동시에 웹카메라를 이용하여 초당 30프레임으로 눈동자를 촬영하며, 각 프레임마다 시선의 방향을 좌, 우로 판별한다. 각 프레임의 시선 정보는 사용자가 한 문자를 응시하는 동안 저장되어 최종적인 시선의 방향이 결정된다. SSVEP 정보로 분류된 문자의 좌, 우 위치와 웹카메라로부터 결정된 시선의 방향을 비교하여 일치하면 타이핑하고, 불일치하면 타이핑하지 않고 경고음을 출력한다. 따라서 1차 분류 결과에 의해 발생하는 시선과 반대 방향의 오타를 방지할 수 있다. 그림 2는 문자들의 위치를 좌, 우측으로 구별하는 기준이다.

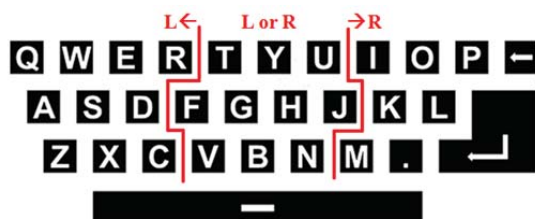


그림 2. 문자 방향의 기준

본 연구에서 소개하는 하이브리드 정신적 타자의 성능이 어느 정도로 개선되었는지를 확인하기 위하여 총 10명의 피험자가 온라인 실험에 참여하였다. 실험에는 총 68개의 문자로 구성된 15개의 영어 단어가 사용되었으며, 피험자는 목적을 고정한 채로 눈동자만을 움직여 해당 문자를 응시하였다. 제시하는 단어를 완벽하게 타이핑할

때까지의 문자 수를 측정하였으며, 오타가 발생할 경우 ‘백스페이스’를 응시하여 수정하게 하였다.

연구 결과

표 1은 온라인 실험 결과이며, 결과로부터 68개의 문자를 타이핑할 때, 시선 추적기를 이용하여 평균 16.6타의 오타를 방지할 수 있는 것을 확인하였다. 이는 곧 오타를 수정하기 위하여 ‘백스페이스’를 응시하는 시간이 단축되므로 같은 시간 동안 더 많은 문자를 타이핑 할 수 있다는 것을 의미한다. 연구 결과로부터 본 연구에서 소개한 하이브리드 정신적 타자기의 가능성을 확인하였으며 현재 환자 대상 실험을 계획하고 있다.

표 1. 온라인 실험 결과

피험자	총 타이핑된 문자의 수	시선 추적기로 방지한 오타의 수
1	101	21
2	123	17
3	106	18
4	91	9
5	92	11
6	85	11
7	109	18
8	124	32
9	97	16
10	98	13

Acknowledgements

이 논문은 2012년도 정부 (교육과학기술부)의
재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업의
지원을 받아 수행된 연구임(No. 2011-
0027859).

참고 문헌

- [1] H.-J Hwang, J.-H. Lim, Y.-J. Jung, H. Choi, S.W Lee and C.-H. Im, "Development of an SSVEP-based BCI spelling system adopting a QWERTY-style LED keyboard," *Journal of Neuroscience Methods*, vol.208, pp.59-65, 2012.

정신적 타자기를 위한 최적의 키보드 배치 설계

황한정¹, 박선애², 임창환^{1*}

¹한양대학교 전기생체공학부 생체공학전공, ²서울대학교 전기공학부 생체공학전공

Design of Optimal Keyboard Layouts for a Mental Speller

H.-J. Hwang¹, S.-A. Park², C.-H. Im^{1*}

¹Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea,

²Department of Electrical Engineering, Seoul National University, Seoul, Korea

h2j@hanyang.ac.kr, psa1510@elecmech.snu.ac.kr, *ich@hanyang.ac.kr

Abstract

Conventional mental spelling systems developed using brain-computer interface (BCI) technology generally require subjects' eye movements in order to accurately produce a target character. For the mental spelling systems, we introduce optimal keyboard layouts that can guarantee the least eye movements. The total eye-scanning distance was calculated for each keyboard layout generated using genetic algorithm, and then optimal keyboard layouts with shortest eye-scanning distance were found. We tested most frequently used 268 English words, and compared the eye-scanning distances estimated for the proposed optimal keyboard layouts and conventional ones. As a result, our proposed optimal keyboard layouts could significantly reduce the average moving distance by approximately 1.4 times.

연구 배경

신체 일부가 불편한 사람들이 뇌파를 이용하여 단절된 외부 세계와 의사 소통 할 수 있도록 도와주는 뇌-컴퓨터 접속(brain-computer interface: BCI) 연구의 대표적인 활용 분야는 생각만으로 타이핑을 하는 정신적 키보드이다. BCI 기술을 이용한 대부분의 정신적 키보드는 정확한 타이핑을 위해 눈동자 움직임이 동반되어야 하기 때문에, 눈동자 움직임의 동선을 고려한 키보드 디자인이 시스템 성능 향상에 도움을 줄 수 있다. 하지만, 아직까지 관련 연구가 보고되고 있지 않다. 따라서 본 연구에서는 유전 알고리즘을 이용하여 정신적 타자기 사용시 눈동자 움직임을 최소화 해줄 수 있는 최적의 키보드 배치에 대한 연구를 수행하였다.

연구 방법

최적의 키보드 배치를 탐색하기 위해 최적화 알고리즘 중 하나인 유전 알고리즘을 이용하였다. 해집단(population)의 개수는 40개로 설정하였으며, 해집단의 각 개체는 영문 알파벳 25개('Z' 제외)를 5행, 5열 매트릭스에 랜덤하게 배치한 키보드에 관한 정보를 가지고 있으며, 각 매트릭스 요소 사이의 이동 거리는 사전에 저장해 두었다. 유전 알고리즘에서 생성된 각 개체에 대하여 가장 많이 사용되는 영어 단어 268개를 눈으로 타이핑할 때 필요한 이동 거리를 계산하여 적합도를 계산한다. 각 iteration 마다 40개의 개체 중 랜덤하게 2개의 개체를 10쌍 선택 한 다음, 순서 교차(order crossover)를 통해 10개의 새로운 개체(offspring)를 생성한다. 기존 해집단에서 적합도가 가장 좋지 않은 10개의 개체를 새로 생성한 10개의 개체로 대체한 후, 앞서 수행한 과정을 2000회 반복 수행하였다. 반복 시행 중 전역 탐색 성능을 더욱 향상 시키고자 랜덤하

개 변이(mutation) 과정을 수행하였다. 이러한 과정을 2000번 반복 수행 한 후, 가장 적합도가 높은 3개의 개체를 선택하였으며, 이 3개의 개체가 가지고 있는 키보드 배치와 알파벳 순서로 배치한 키보드의 성능을 비교하였다.

연구 결과

그림 1은 앞서 설명한 유전 알고리즘을 이용하여 최적화된 3 종류의 키보드 배치를 나타내고 있다. 매트릭스 각 요소의 가로와 세로를 '1' 이라고 가정하고 영어 단어 중 가장 많이 쓰이는 268개의 단어를 이용하여 한 문자에서 다른 문자로 이동할 때의 평균 거리를 계산한 결과 (a), (b), (c) 키보드 각각 1.92, 1.91, 1.91이었다. 대부분의 정신적 타자기 시스템에서 주로 사용하는 알파벳 순서대로 정렬된 키보드 배치를 이용하여 동일한 영어 단어를 테스트 한 결과 문자와 문자 사이의 평균 이동 거리가 2.68 였다.

그림 1. 최적화 된 키보드 배치. 하늘색 바탕위의 문자 'A', 'E', 'I', 'O', 'R'은 영어 알파벳중 가장 많이 쓰이는 5개 문자를 나타냄.

한 문자에서 다른 문자로 이동하는 키보드 사이의 거리가 크게 줄어든 가장 큰 이유는 그림 1에 나타난 것처럼 영어 알파벳 중 가장 많이 쓰이는 5개의 알파벳('A', 'E', 'I', 'O', 'R')이 키보드에서 중앙에 위치해서 전체적인 이동 거리가 줄어들었기 때문이다.

BCI 기술을 이용한 정신적 타자기의 경우 피험자가 원하는 문자에 시선을 고정시키고 주의 집중(overt attention)을 할 때, 그로 인해서 유도되는 뇌파를 이용하여 피험자의 의도를 파악한다. 과거 BCI 연구 문헌에 따르면, 눈의 시선을 움직이지 않고 타이핑 하고자 하는 문자에 주의를 집중(covert attention)하는 것 만으로 해당 문자를 타이핑 하는 것이 가능하다고는 하지만, 그 성능이 전자(overt attention)의 경우보다 현저히 떨어진다 [1]. 따라서 본 연구에서 제안하는 최적화 된 키보드 배치는 향후 정신적 타자기 시스템 개발시 동일한 단어 혹은 문장을 타이핑 하고자 할 때 눈의 이동 거리를 줄여 피험자의 피로도를 경감시켜 줄 수 있을 뿐만 아니라, 타이핑 속도를 향상 시켜 줄 수 있을 것으로 기대된다.

Acknowledgements

이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2011-0027859).

참고 문헌

- [1] P. Brunner, S. Joshi, S. Briskin, J. R. Wolpaw, H. Bischof and G. Schalk, “Does the ‘P300’ speller depend on eye gaze?,” *Journal of Neural Engineering*, vol. 7, pp. 056013, 2010.

연구 결과

그림 1은 2007년부터 2011년 까지 국제 학술지에 발표된 BCI 논문의 총 편수를 나타내고 있다. 매년 발표되는 BCI 연구 논문이 꾸준히 증가하고 있으며, 특히 뇌파기반 BCI 연구 논문이 크게 증가하였음을 확인 할 수 있다.

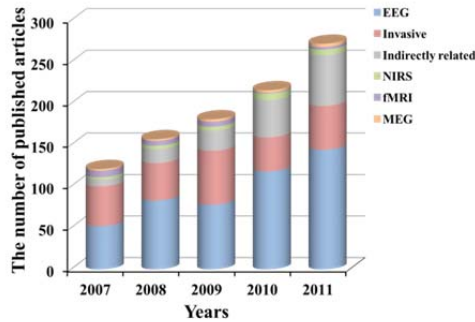


그림 1. 최근 5년간 출간된 BCI 연구 논문

그림 2는 뇌파기반 BCI 연구 논문을 실험 패러다임에 따라 분류한 결과를 나타내고 있다. 최근 5년간 운동심상(motor imagery)를 활용한 BCI 논문이 가장 많이 발표되었지만, 그 비율이 매년 감소하고 있음을 확인 할 수 있다. 이와 반대로, 시각 P300과 정상상태시각유발전위(SSVEP)를 이용한 BCI 논문의 수가 꾸준히 증가하고 있다. 또한, 2010년부터는 2개 이상의 패러다임을 동시에 사용하는 hybrid BCI에 관한 연구도 보고되고 있다.

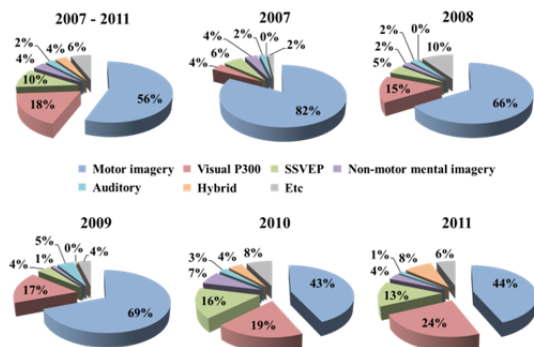


그림 2. 실험 패러다임에 따른 BCI 논문 비율

그림 3은 연구 목적에 따른 분류 결과를 나타내고 있다. 분류 정확도 향상을 위한 특징 추출, 분류 알고리즘 개발 등의 방법론적인 개선을 주 목적으로 하는 연구가 주를 이루었으나, 최근에는 그 비율이 줄어들고 새로운 실험 패러다임과 실용적인 BCI 어플리케이션 개발에 연구 개발의 중점을 두고 있음을 확인 할 수 있다.

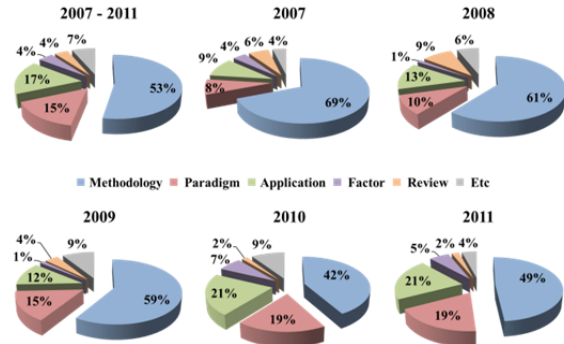


그림 3. 연구 목적에 따른 BCI 논문의 비율

기타 주제에 대한 조사 결과들은 제한된 지면 관계상 학회에서 발표할 예정이다.

Acknowledgements

이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. 2012R1A2A2A03045395).

참고 문헌

- [1] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, T. M. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control," Clinical Neurophysiology, vol. 113, pp. 767-791, 2002.

공간 탐색 동안 새로움 인식에 대한 인간 해마의 뇌파 반응 연구

이호종¹, 박진식², 김태경¹, 이제연³, 최호석¹, 이준창¹, 최정봉¹, 김인영³, 장동표¹

¹한양대학교 의생명공학전문대학원 생체의공학과, ²서울대학교 의생명연구원, ³한양대학교 의공학교실

Human Hippocampal Neural Oscillations In Novelty Detection during Spatial Navigation

H. J. Lee^{1*}, J.S. Park², T. K. Kim¹, J. Y. Lee³, H. S. Choi¹, I. Y. Kim³, D. P. Jang¹

¹Department of Biomedical Engineering, Graduate School of Biomedical Science & Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea,

²Department of Neuropsychiatry and Clinical Research Institute, Seoul National University Hospital, Seoul, Korea,

³Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea

*hojong777@bme.hanyang.ac.kr

Abstract

Intracranial EEG (iEEG) recorded neural oscillations by electrodes implanted directly inside the brain. Since these recordings measure brain activity with higher spatial and temporal resolution than other recording techniques, it is suitable to understand the neural basis of cognitive function. In human iEEG recordings were possible with exceptional patients such as epilepsy. Spatial navigation and novelty detection are crucial cognitive functions to the daily living of all mammals. In particular, novelty detection is a prerequisite for the efficient encoding of events into memory. The hippocampus has long been linked with spatial navigation and novelty detection. The purpose of this study was to examine the unknown mechanisms related to novelty detection during spatial navigation in human hippocampus.

연구 배경

Intracranial EEG (iEEG)는 뇌 속에 직접 전극을 삽입하여 neural oscillations를 측정하는 방법이다. 이 방법은 다른 측정 방법보다 높은 공간과 시간적 해상도를 가지고 뇌 활동을 측정할 수 있기 때문에 인지 기능의 기전을 이해하는데 가장 적합한 방법이 된다.

공간 탐색과 새로움 인식은 모든 포유동물들의 일상생활에서 아주 중요한 인지 기능 중 하나이다. 특히 새로움 인식은 어떤 중요한 이벤트를 효율적으로 기억하기 위해 반드시 전제 되어야 한다. 해마는 이러한 공간 탐색과 새로움 인식과 밀접한 관련이 있는 영역으로 익히 알려져 있지만[1], 공간 탐색 동안의 새로움 인식과 관련된

인간 해마의 뇌파에 대해서는 아직 많이 밝혀져 있지 않다. 따라서 본 연구에서는 공간 탐색 동안 새로운 인식과 관련된 인간 해마의 알려지지 않은 메커니즘을 통해 알아보고자 한다.

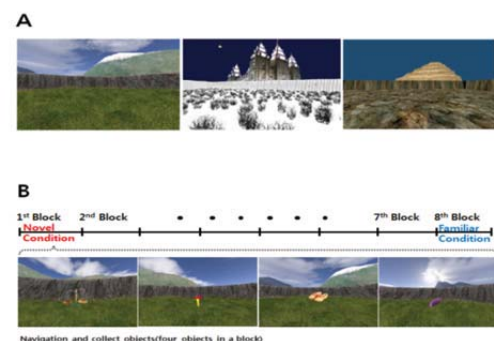


Figure 1 Three different Environment (A) and Experiment protocol (B)

연구 방법

본 연구에서는 완전하게 새로운 환경을 제공하기 위해 가상현실 기술을 이용하였으며[2], 새로움 인식에 대한 반응을 관찰하기 위해 가상현실 과제는 총 3회의 서로 다른 환경으로 나누어 졌다. 실험참가자는 새로운 가상현실 공간을 키보드를 사용하여 탐색하고 보이는 사물을 잡는 과제를 수행하는 동안 그 공간에 익숙해지게 된다. 좌우 해마에 전극을 시술한 7명의 간질환자가 실험에 참여하여 3회의 과제를 수행하였으며, 모든 피험자에게 땅 위에 보이는 사물의 위치를 최대한 정확히 기억하며 잡으라는 지시를 하였다. 가상 환경에 대한 낯선 상태와 익숙한 상태를 확인하기 위해 제일 먼저 Navigation Performance에 대한 분석을 수행하였으며, 환경에 대해 낯선 상태와 익숙한 상태에서의 뇌파를 비교하였다. 또한 Pepisode 값을 각 주파수 대역에서 분석하였고, 환경에 대한 새로움 정도와 세션에 따라 해마의 뇌파 변화가 발생하는 지 알아보기 위해 반복측정 분산분석 방법을 이용하였다.

Pepisode 알고리즘[3]은 oscillatory episode를 발견하기 위한 알고리즘이다. oscillatory episode란 특정 주파수 f^* 에서의 power가 power threshold(PT)를 time threshold(DT) 이상의 시간 동안 초과하는 것으로 정의한다. PT와 DT를 사용하는 Pepisode 알고리즘을 통해 EEG 신호의 많은 background noise를 제거할 수 있고 주파수에서 일정시간 이상 지속되는 high-power rhythmic activity를 확인 할 수 있다.

연구 결과

낯선 상태와 익숙한 상태를 확인하기 위해 Navigation Performance에 대한 분석을 수행한 결과, 과제를 수행함에 따라 탐색 시간이 짧아지는 것으로 나타났다. 환경에 대한 새로움 인식에 대한 분석 결과에서는 좌측 해마의 delta와 theta oscillations가 낯선 상태에서 익숙한 상태보다 유의미하게 낮게 나타났다.

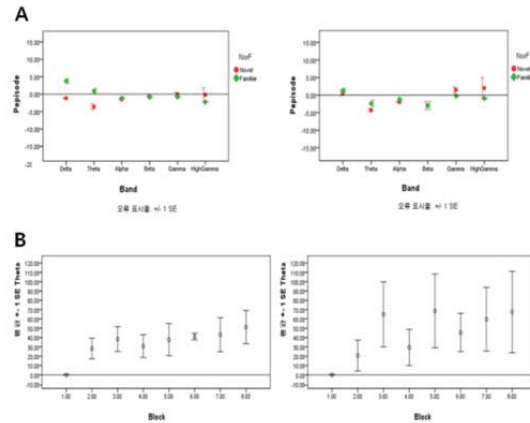


Figure 2 (A) Comparing Novel condition and Familiar Condition with Band Pepisode value. (B) Trend of theta band related block.

토의

왼쪽 해마의 theta oscillations이 낯선 상태와 익숙한 상태에 따라 눈에 띄는 차이를 나타내는 것을 볼 수 있었다. 이러한 결과는 동물을 이용한 연구결과와 유사성을 보인다. 따라서 인간의 Novelty Detection에 theta oscillations이 중요한 역할을 하고 있음을 알 수 있다.

Acknowledgements

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. 2010-0020787).

참고 문헌

- [1] Jeewajee et al 2008, Hippocampus, 'Environmental novelty is signaled by reduction of the hippocampal theta frequency.'
- [2] Doeller et al 2008, PNAS, 'Parallel and independent processing of environmental boundaries and landmarks in hippocampus and striatum.'
- [3] Jeremy et al 2001, J Neurophysiology, 'Distinct patterns of brain oscillations underlie two basic parameters of human maze learning.'

Zigbee기반의 무선제어 완전이식형 신경자극기 제어시스템 개발

강태경¹, 김재인¹, 염지수¹, 유현지¹, 이성은², 이예나¹, 황서영¹,

엄경식², 박주형², 김현준², 김성준², 전상범^{1*}

¹이화여자대학교 전자공학과, ²서울대학교 전기정보공학부

Wireless Controlled Fully Implantable Neural Stimulation System Using Zigbee Protocol

T. Kang¹, J.Yeom¹, J.Kim¹, H.Yoo¹, S.Lee², Y.Lee¹, S.Hwang¹,

K.Eom², J.Park², H.Kim², S. Kim², S.Jun^{1*}

¹Department of Electronics Engineering, Ewha Womans University, Seoul, Korea.

²Department of Electrical Engineering and Computer, Seoul National University, Seoul, Korea

*juns@ewha.ac.kr

Abstract

The implantable neural stimulation system is used widely for various neural prosthetic systems as well as for animal studies in neuroscience. Although there exist various types of clinical neural stimulation system, it is still difficult to control the stimulation parameters once the system is implanted into the biological body. Especially, it is needed that the stimulation parameters can be controlled by the external device when the characteristics of the electrode–tissue interface changes or when the tests with various stimulation parameters are required. In the present study, we implemented the implantable neural stimulation system which can be wirelessly controlled using a Zigbee protocol. The implantable system comprises an ASIC current stimulator and a MCU–based controller with a Zigbee antenna. The internal system receives the information of stimulation parameters wirelessly from the Labview–based external controller. This system can be applied to animal behavioral studies with implanted neural stimulators as well as clinical neural prosthetic systems.

연구 배경

이식형 신경자극기는 현재 다양한 신경보철시스템뿐만 아니라 다양한 실험동물에 적용되어 신경과학 연구에 활용되고 있다. 이식형 신경자극기는 체내에 이식된 후에 전극계면의 변화나 자극강도의 조절 등의 이유로 자극조건을 변화시켜주는 것이 필요한 경우가 빈번히 발생한다. 그러나 현재 인공와우 (cochlear implant)나 심뇌부자극기 (deep brain stimulation system)와 같이 의료용으로 사용되는 시스템의 경우에도 자극 파라미터를 조절하는 것은 별도의 장치를 사

용하지 않으면 불가능한 경우가 대부분이다. 특히 실험동물에 신경자극기를 이식하여 다양한 신경과학 연구를 진행하는 경우에는 자극조건을 자유롭게 변화시키면서 그 효과를 관찰하는 것이 필요함에 불구하고, 이식 전에 결정된 자극파라미터를 조절하기 위해서는 재수술을 통해 시스템을 꺼내는 것이 필요한 실정이다.

본 연구에서는 Zigbee 프로토콜을 이용하여 이식된 신경자극시스템을 외부 PC환경에서 구축된 Labview 소프트웨어를 통해 제어하는 방법을 구현하였다.

연구 방법

본 연구에서 개발하고자 하는 Zigbee 기반의 무선 제어 시스템은 동물 체내에 이식된 소형 뇌 자극 또는 기록형 시스템의 자극파형의 크기, duration, 자극 주기(frequency)와 같은 신경 자극 조건이나 preamplifier의 gain이나 filter의 bandwidth와 같은 신경신호 기록 조건을 조절하기 위한 것이다. 뿐만 아니라, 본 연구에서는 소형 동물에게 이식하여 자유롭게 움직이는 상태에서 자극을 인가하기 위한 시스템을 기반으로 하였다. 또한 내부 이식체의 장기간 이식(chronic implantation)을 목표로 하며, wireless 하게 전원 또한 공급되어야 한다. 따라서 배터리가 내부 이식체에 존재하지 않고, 외부에서 전원을 공급하는 power cage 시스템을 근간으로 한다.

외부 코일로 구성된 power cage에서 2.5 MHz의 주파수로 전원을 공급하기 때문에, 이와 다른 2.4 GHz 대역의 주파수를 캐리어 주파수로 사용하는 Zigbee를 제어 신호 전송 protocol로 결정하였다[1]. Zigbee는 다른 무선 프로토콜에 비하여 신뢰도가 좋고, 소모 전력의 양도 적은 것으로 알려져 있으며[2], 본 연구그룹의 지난 연구 결과에서 Zigbee 프로토콜은 동물의 피부를 통과하여 내부 이식체로 전달될 때에 낮은 에러율로 올바른 데이터가 전송됨을 확인할 수 있었다[3].

본 제어시스템은 그림 1에서와 같이 AVR(ATmega128, Atmel사, USA)과 XBEE Pro(XBee-Pro ZB, Digi International, USA)를 이용한 시스템 회로 구성과 LabVIEW(ver. 2009, National Instrument, 미국)기반의 제어프로그램으로 구성되어 있다.

시스템의 제어 대상은 본 연구그룹에서 설계하고 IDEC MPW를 통하여 제작된 custom neural stimulation chip[3]이며, 표 1과 같은 자극 조건을 programming된 LabVIEW를 이용하여 이를 제어한다.

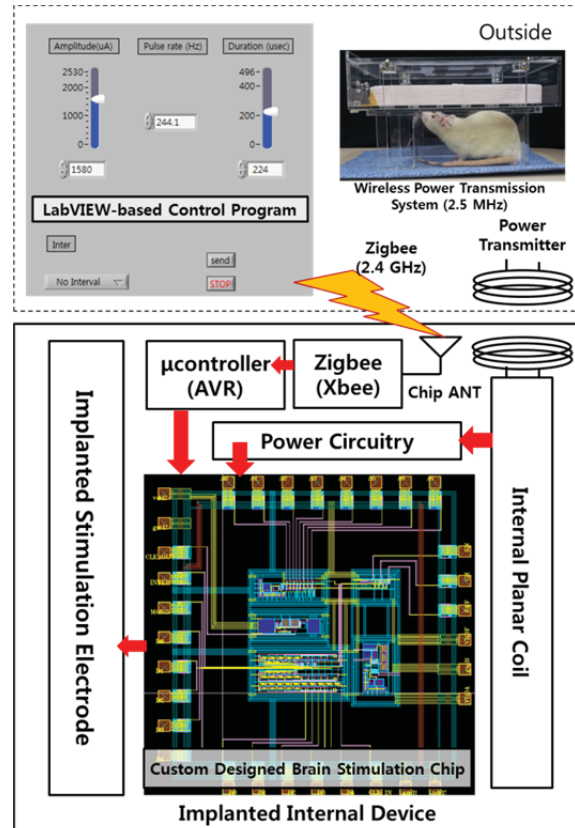


그림1. 무선 신경 보철 장치 block diagram 및 시스템 구성도.

표 1. neural stimulation chip specification

Technology		SAMSUNG CMOS 0.18μm
Die size		2.5 x 2.0 mm
Internal oscillator		2MHz (500ns pulse)
External oscillator enable		(x: ext. osc. dependent var.)
Stimulation	Duration	32x ~ 1024x (μs)
	Phase interval	Same as duration
	Pulse interval	1024x ~ 32768x (μs)
	Amplitude	10 - 2550μA (10μA resolution)
# of stim. Channel		1
Supply voltage		3.0 V

또한 제작된 시스템에서는 ADC를 통해서 현재 내부 시스템에서 외부 제어 명령어대로 수행되는 지를 모니터링 하도록 구성되어 있다.

연구 결과

소형 시스템으로 제작되기 전, 그림 2와 같은 예비실험에서 외부 제어신호와 동일하게 내부 이식체 시스템부가 정확히 동작함을 확인할 수 있었다.

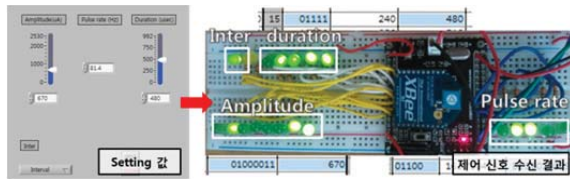


그림2. 제어 신호 수신 결과

또한, 그림 3과 같이 테스트 파형을 인가하였을 때, 구성된 ADC회로에서 외부 모니터링시스템으로 내부 시스템의 상태를 전송함을 확인할 수 있었다.



그림3. 내부 시스템 상태 수신 결과.

Acknowledgements

이 논문은 2011년 정부(교육과학기술부)의 재원으로 (재)스마트 IT 융합 시스템 연구단(글로벌프론티어사업)의 지원을 받아 수행된 연구임 (SIRC-2011-0031866).

참고 문헌

- [1] "A tilted dual transmitter coil assisted uniform wireless power transfer system in implantable device," Kyungsik Eom, Joonsoo Jeong, Junghoon Kim, Jung Tae Kim, Hyowon Moon, Soowon Shin, Jeong Hoan Park, Su Jin Yoo, Sung June Kim, The 8th Scientific Meeting for the Asian Australasian Society of Stereotactic & Functional Neurosurgery (AASSFN) in 2011, June 16-18, 2011, Ramada Plaza Jeju Hotel, Jeju, Korea.
- [2] "생체통신을 위한 Zigbee 기반의 무선전송시스템 효율 측정", 권태목, 김진규, 송기윤, 이성은, 김성준, 제 45 회 대한의용생체공학회 춘계 학술대회, 2012.05.11-12, 광주과학기술원
- [3] "Miniaturized Fully Implantable DBS System for Animal Study," Sung Eun Lee, Jin Hyung Kim, Seung Woo Lee, Kyou Sik Min, Jin Ho Kim, Wonhee Lee, Kyungsik Eom, Junghoon Kim, Joon Soo Jeong, Jin Kyu Kim, Jung Hoan Park, Ho Seung Lee Jin Woo Chang, Sang Beom Jun, and Sung June Kim, The 8th Scientific Meeting for the Asian Australasian Society of Stereotactic & Functional Neurosurgery (AASSFN) in 2011, June 16-18, 2011, Ramada Plaza Jeju Hotel, Jeju, Korea.

초음파 뇌자극을 통한 간질모델 Rat의 EEG억제

문상협, 원종호, 곽필애, 박동희, 박진감, 손정우, 손영민, 서종범

연세대학교 의공학과, 카톨릭대학교 의과대학 신경과학교실

Suppression of epileptic EEG in Rat model through transcranial ultrasound brain stimulation

S. H. Moon and J. H. Won and F. A. Kwak and D. H. Park and J. G. Park
and J. W. Son and Y. M. Son and J. B. Seo

Dept. of Biomedical Engineering, Yonsei University, Wonju, Korea,

Dept. of Neuroscience, School of Medicine, Catholic University, Seoul, Korea

*shnoom@naver.com

Abstract

Transcranial ultrasound brain stimulation is an advanced non-invasive energy transmission technique that has high spatial resolution. If this skill suppresses seizure then we have great opportunity for using brain science research. In this study, we made seizure rat model and stimulate anteroventral thalamic nucleus (AVVL, AVDM) for suppress epileptic EEG by ultrasound and electricity. These two method shows that stimulation is effective for suppress seizure EEG.

연구 배경

최근 뇌의 활성화와 억제에 대한 기전 및 뇌자극을 통한 조절에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 특히 물리적인 방법, 전기, 자기, 초음파 등의 방법을 통한 뇌 자극은 여러 분야에서 다양한 성과를 내고 있다. 그 중에서도 비침습적인 방법들이 선호되어 연구되고 있으며 초음파는 전기 혹은 자기를 이용한 방법에 비해 공간해상도가 높은 방법으로 여겨지고 있다[1].

간질은 뇌의 과도한 활성화로 나타나는 병리현상으로 증상의 완화를 위해 억제가 필요하다. 간질은 뇌의 Hippocampus 부위에 있는 전배시상핵(AVVL)이 과도하게 활성화되며 다른 부위로 전파된다. 이때 AVVL에 전기적인 자극을 주면 활성화가 억제되는 현상이 나타난다[2][3].

하지만 전기자극은 외과적인 수술을 통해 AVVL에 전극을 삽입하는 침습적인 방법이므로 비침습적인 초음파 뇌자극으로 간질을 억제하는 연구가 필요하다.

본 연구에서는 Rat의 간질모델에 비침습적 초음파 뇌자극 실험을 하였고 그때의 뇌파를 측정하였다. 또한 비교 분석을 위한 전기 자극 실험을 수행하여 획득된 두 EEG신호의 주파수 분석을 수행하였다.

연구 방법

- Pentobarbital 0.3ml를 복강 주사하여 마취시킨 Rat(오리엔트바이오, SD, 9주령, 300g, SPF)를 Stereotaxic으로 두부 고정.
- 두피를 rostral방향에서 세로로 3cm가량 절개하고 두피를 벌려 고정한 뒤 그림 1과 같은 형태로 EEG측정용 전극을 대뇌에 삽입 후 dental cement 도포.

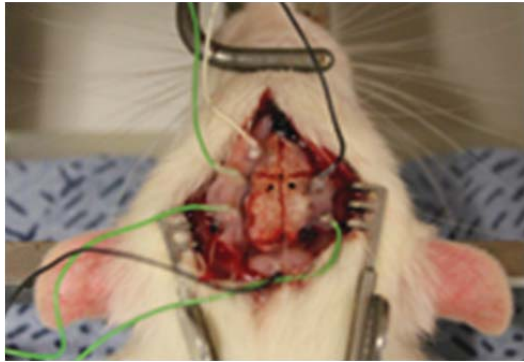


그림1. EEG전극 위치
(Bregma 기준 가로/세로 1.5mm, 깊이 5.5mm)

- 1Mhz Focused 음파변환기의 초점(34mm)이 전배시상핵(AVVL, AVDM) 위치에 오도록 Stererotoxic을 조정하여 정렬.
- 초음파가 통과할 수 있도록 그림2와 같이 창이 있는 깔때기에 비닐을 부착한 후 degas된 물을 담아 두개골 위에 올려놓고 비닐과 두개골 사이에 초음파 젤 도포.

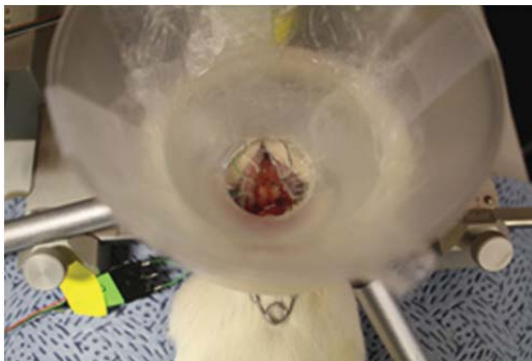


그림2. 초음파 조사를 위한 window

- EEG측정 장비인 Grass 15LT(Grass technologies, USA)를 사용하여 신호를 증폭하였으며 polyview16(Grass technologies, USA)프로그램으로 모니터링 및 기록.
- 이후 10분간 정상뇌파를 측정하고 pilocarpine을 290mg/kg의 용량으로 투여하여 20분 뒤 간질이 유발되고 10분간 간질 뇌파를 기록.
- 이후 표X와 같은 parameter로 초음파 에너지를 조사하여 그 동안의 뇌파를 기록.

표1. 초음파 조사 조건

강도(W/cm ²)		5 W/cm ²	
PRF(sec)	1	Duty	10%
자극	시작(sec)	끝(sec)	비고
1	2573	2873	
2	3473	3773	

- 상기 실험과정 중 음파변환기 대신 전배시상핵 위치에 전기 자극용 전극을 삽입하여 표2와 같은 전기자극에 대한 뇌파를 기록.

표2. 전기 자극 조건

전압	5V	
주파수	130Hz	
Duration	10sec	
자극시간	시작(sec)	끝(sec)
1	1240	1250
2	2340	2400
3	2600	2630
4	3080	3110

- 기록된 EEG신호는 FFT을 기반으로 시간-주파수 분석을 위한 알고리즘을 제작하여 그래프로 표기.

연구 결과

전기자극에 대한 EEG신호의 주파수분석 결과는 그림3과 같이 나타났으며 첫 번째 자극 후 100초 동안 5Hz 이상의 주파수성분이 줄어드는 억제현상이 나타난 것을 확인했다. 이후 반복적인 자극에 대해서는 자극구간에서만 억제되는 것으로 확인했다.

이중 주파수 시각 자극 방법에 따른 안정상태 시각유발전위 기반 뇌-컴퓨터 인터페이스

장민혜¹, 이승민¹, 박광석²

¹서울대학교 협동과정 바이오엔지니어링, ²서울대학교 의과대학 의공학교실

SSVEP-based BCI systems with different dual-frequency visual stimulation methods

M. H. Chang¹, S. M. Lee¹, K. S. Park^{2*}

¹Interdisciplinary Program of Bioengineering, Seoul National University, Seoul, Korea,

²Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University, Seoul, Korea

*pks@bmsil.snu.ac.kr

Abstract

Dual-frequency SSVEP shows more than two harmonic frequencies, which raises hopes to generate more stable and efficient BCI system especially when there are only few stimulation frequencies. In this paper, two different dual-frequency visual stimulation methods were compared; current dual-frequency stimulation (Dual-frequency SSVEP) and amplitude-modulated stimulation (AM-SSVEP). For the both stimulation, the harmonic frequencies interestingly appeared at the same frequencies. And offline BCI performance showed 89.2% and 85.8% of accuracies, respectively.

연구 배경

뇌-컴퓨터 인터페이스(Brain-computer interface, BCI)는 사용자의 뇌 활동을 읽어 그 의도를 파악하고 최종적으로 컴퓨터나 기계 등이 사용자의 의도대로 작동하도록 하는 기술로, 차세대 인터페이스 기술로 최근 각광받고 있다. BCI 기술에 이용되는 뇌 활동의 종류는 다양하며, 그 중에서도 뇌파(EEG)를 이용하는 방법은 두피 위에서 비침습적으로 뇌활동을 측정하고 비용이 비교적 저렴하다는 점에서 많이 연구되고 있다. 특히 일정한 주파수로 깜빡이는 시각 자극을 볼 때 발생하는 안정상태 시각유발전위(Steady-state visual evoked potential, SSVEP)를 이용한 BCI는 다른 뇌파에 비해 신호의 크기나 특성(SNR)이 좋고 적은 훈련으로도 높은 정확도를 나타내는 장점이 있어 이를 활용한 많은 연구 결과가 보고되어 왔다.

최근 서로 다른 두 주파수로 깜빡이는 LED들을 하나의 시각 자극으로 두어 다양한 주파수에서 피크를 유발하는 이중-주파수 안정상태 시각유발전위 기반 BCI 시스템이 보고된 바 있다. 이때 시각 자극을 제공하는 방법은 각각 서로 다른 두 주파수로 깜빡이는 두 개의 LED를 하나의 집단으로 묶어 보여주는 방법(Dual-frequency SSVEP) [1, 2]과, 자극 신호 자체를 서로 다른 주파수 신호의 곱으로 만들어 하나의 LED 밝기가 해당 자극 신호를 따라 변하도록 하는 방법(AM-SSVEP) [3]이 있다. 본 연구에서는 두 가지 자극에 의해 유발된 SSVEP들의 특성을 살펴보고 나아가 오프라인 BCI 시스템 성능을 비교하고자 한다.

이 결과를 바탕으로 오프라인 BCI 시스템의 성능을 비교하기 위하여 CCA 적용 시 f1, f2 또는 fc-fm, fc+fm을 포함한 하모닉 주파수의 조합을 고려하였다. 따라서 각 피험자 마다 가장 좋은 성능을 보이는 하모닉 주파수 조합을 구하고 그 때의 정확도를 비교하였으며, 그 결과는 표2와 같다.

표 2. 오프라인 BCI 실험 결과

Subject	Dual-frequency SSVEP		AM-SSVEP	
	정확도	Y_CCA	정확도	Y_CCA
1	95%	f_1, f_2, f_1+f_2	97.5%	$f_c \pm f_m, 2f_c$
2	87.5%	f_1, f_2, f_1+f_2	75%	$f_c \pm f_m, 2f_m$ 또는 $f_c \pm f_m, 2f_c, 2f_m$
3	85%	$f_1, f_2, f_1-f_2 $ 또는 $f_1, f_2, f_1+f_2, f_1-f_2 $	85%	$f_c \pm f_m, 2f_c, 2f_m, f_m$

Acknowledgements

이 연구는 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. 2012-0006551).

참고 문헌

- [1] K. -K. Shyu, P. -L. Lee, Y. -J. Liu, and J. -J. Sie, “*Dual-frequency steady-state visual evoked potential for brain computer interface*,” *Neuroscience Letters*, vol. 483, pp. 28-31, 2010.
- [2] M. H. Chang, and K. S. Park, “*Steady-state visual evoked potential to dual-frequency stimulation for brain-computer interface*”, in the *Proceeding of Berlin BCI Workshop*, Berlin, Germany, 2012.
- [3] M. H. Chang, S. M. Lee, and K. S. Park, “A preliminary study of SSVEP using amplitude-modulated visual stimulus,” in the *Proceeding of Conference of the KOSOMBE Conference*, Seoul, Korea, 2011.

간질 모델에서의 초음파 뇌자극에 대한 간질 억제반응에 관한 연구

원종호, 박동희, 박진감, 문상협, 손정우, 서종범

연세대학교 보건과학대학 의공학과

A study of antiepileptic brain stimulation using ultrasound in the epilepsy rat model

J. H. Won and D. H. Park and J. K. Park and S. H. Moon and J. W. Son and J.B. Seo

Department of Biomedical Engineering, College of Health Sciences, Yonsei University,

Wonju, Korea

*zxas123@nate.co.kr

Abstract

Brain stimulation using ultrasound has an advantage that it is capable of harmless targeting unlike other brain stimulating methods. Human's brain divide into its own function. By stimulating each part of the brain using ultrasound, it is possible to enable or disable its function. The purpose of this experiment is to find the condition of ultrasound irradiation, that is needed to stimulate a brain, by adjusting Pulse Repeat Frequency(PRF). Obtained EEG data of the epileptic rat with 5W/cm² intensity, and PRF 100Hz,1500Hz using 1.1MHz transducer. As a result confirmed a suppression of epilepsy by analyzing the signal frequency of obtained EEG data

연구 배경

최근 다양한 방법으로 뇌자극이 연구되고 있다. 뇌자극의 방법 중 약리학적, 화학적 방법은 정확한 targeting이 어려우며, 뇌심부자극술(Deep Brain Stimulatin, DBS)과 같은 전기적 방법은 정확한 targeting를 제공하지만 뇌 심부에 전극을 삽입하기 위한 수술이 요구 된다. 경두개 자기 자극(Transcranial magnetic stimulation, TMS)와 경두개 직류전기자극(Transcranial direct current stimulation, tDCS)는 침습적 방법이 아니지만 낮은 공간해상도를 가지고 있다.1) 위의 여러 방법들의 제한점을 극복하기 위하여 초음파(High Intensity Focused Ultrasound, HIFU)를 활용한 뇌자극에 관한 연구에 사용되고 있다.

HIFU는 비 침습적으로 정확하게 target영역 까지 에너지를 전달 할 수 있어2) 치료용에 사용된다.

우리의 뇌는 각각의 기능을 담당하는 영역으로 나누어져 있다. 각각의 영역들의 활성화 또는 억제를 위하여 정확한 영역에 자극을 가능하게 하기 때문에 본 연구에서는 HIFU를 사용하였다. 간질은 뇌에서 흥분이 반복적으로 발생되어 뇌의 구조와 기능을 변화를 유발해 한가지 증상이 반복적인 발작이다.3) 간질로 인하여 활성화되어 있는 영역을 초음파 자극을 하여 억제를 유발시키는 연구이며, 사용된 트랜스듀서의 조사조건 중 펄스반복주기에 변화를 주어, 초음파 뇌자극의 parameter을 찾기 위한 연구이다. 뇌자극을 검증할 수 있는 방법으로 간질 모델의 시상영역에 초음파 자극을 하였을 때, 간질의 억제를 펄스 신호에 따른 그 영향을 EEG신호의 주파수 분석을 통한 정량적인 분석을 하고자 한다.

그림3. 실험2의 EEG신호의 주파수 분석

본 연구에서 간질모델에 초음파를 조사하였을 때, 실험을 통하여 PRF에 향후 반복실험을 통하여 PRF와 간질 억제에 대한 연구를 진행하고, 이 연구결과를 바탕으로 PRF의 중간값을 연구하고, 초음파 조사에 대한 효과적인 간질의 억제를 위하여 다양한 주파수 및 펄스모형, Intensity를 조정하여 최적의 초음파 초음파 조사조건을 찾기 위한 연구가 필요하다.

Acknowledgements

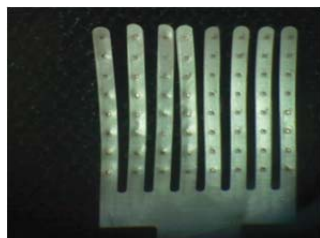
이 논문은 2011년 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 <실감교류인체감응솔루션> 글로벌프론티어사업으로 수행된 연구임(한국연구재단-M1AXA003-2011-0032035).

참고 문헌

- [1] Yusuf Tufail, "Transcranial Pulsed Ultrasound Stimulates Intact Brain Circuits", Neuron, vol.66, pp.681-694, 2010
- [2] GUOLIANG XU, "FOLLOW-UP OF HIGH-INTENSITY FOCUSED ULTRASOUND TREATMENT FOR PATIENTS WITH HEPATOCELLULAR CARCINOMA", Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 37, No. 12, pp. 1993-1999, 2011
- [3] Gary W. Mathern, Thomas L. Babb, The pathogenic and progressive features of chronic human hippocampal epilepsy," Epilepsy Research, Vol.26, pp151-161, 1996

실리콘 웨이퍼에 부착된 액정폴리머 위에 티타늄(Ti) 500 Å, 금(Au) 3000 Å을 증착한다. AZ4330(AZ Electronic Materials)을 사진 공정 장비(MA6/BA6; SUSS MicroTec, Garching, Germany)를 이용하여 패터닝한 후, 이에 금도금을 하여 두꺼운 전극패턴을 형성한다. 이후 불필요한 seed layer를 왕수($\text{HCl}:\text{HNO}_3=3:1$)와 회석된 불산($\text{HF}:\text{H}_2\text{O}=1:100$)을 이용하여 습식 식각(wet etching)한다. 마지막으로 시스템 연결용 패드와 전극사이트 부분이 미리 레이저(Flex5330, Electro Scientific Industries, Portland, OR)로 형성된 절연용 액정폴리머 층을 열압착 과정을 통하여 라미네이션 한 후, 다시 레이저 커팅을 하여 전극을 완성한다.

(a)



(b)

연구방법의 공정과정을 통해 제작한 전극은 그림1. 와 같다. 전극의 총 길이는 6 cm이고, 채널 부분은 8개의 shank로써 각각의 shank마다 130 μm X 130 μm 정사각형 모양인 8개의 site가 있다. Shank는 손가락 모양의 형태로 쉽게 휠 수 있도록 만들어서 다채널 전극이 뇌의 표면에 쉽게 붙을 수 있도록 해주었다 [7].

현재 이와 같이 제작된 액정폴리머 플렉서블 평판형 전극의 신경 자극용 전극 및 신경신호 기록용 전극으로서의 특성을 검증 중에 있으며, 이를 이용한 동물실험에도 적용을 계획 중에 있다. 이번 연구에서 제안한 액정폴리머 기반의 플렉서블 평판형 다채널 미세전극은 기존 신경 전극들의 여러 가지 한계점들을 극복할 수 있다는 장점을 가지고 있을 뿐만 아니라, 제작 단가를 낮추어 실험자들의 실험에 따라 다량 생산이 가능하다는 측면에서 신경생리학을 비롯한 신경과학 연구 발전에 이바지 할 수 있을 것이라 생각한다.

This work was supported in part by the Brain Korea 21 Project (Seoul National University and Yonsei University, 2012), grants from the Industrial technology Development Program of the Ministry of Knowledge Economy of Korea, the research program (10033657-2012-21) of the Ministry of education, science, and Technology of Korea.

- [1] M. Hajj-Hassan et al, "NeuroMEMS: Neural probe microtechnologies", Sensors, vol.8, pp.6704-6726, 2008
- [2] C. Hassler et al, "Polymers for Neural Implants", Polymer Physics, vol.49, pp.18.33, 2011
- [3] M. J. Chen et al, "Design and Development of a Package Using LCP for RF/Microwave MEMS Switches", IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol.54, No.11, pp.4009-4015, 2006
- [4] R. N. Dean et al. "Realization of Ultra Fine Pitch Traces on LCP Substrates", IEEE Transactions on Components and Packaging Technologies, vol.31, No.2, pp.315-321, 2008

[5] C. J. Lee, S. J. Oh, J. K. Song and S. J. Kim, "Neural signal recording Using Microelectrode arrays Fabricated on Liquid Crystal Polymer Material", Materials Science and Engineering C, vol.24, no.1, pp. 265-268, 2004

[6] S. W. Lee et al, "Development of microelectrode arrays for artificial retinal implants using liquid crystal polymers", Invest. Ophthalmol. Vis. Sci, vo.50, pp.5859-5866, 2009

[7] B. Rubehn et al, "A MEMS-based flexible multichannel ECoG-electrode array" *J. Neural Eng*, vol.6, 036003, 2009

연구 방법 및 결과

기존 연구에서는 인젝션 금형을 통해서 제작한, 외벽이 1 mm인 두꺼운 폴리머 패키지에 대한 헬륨 리크 테스트를 진행하였다. 약 3 시간 동안 가상리크가 발생하였으며, 그 시간이 지난 이후에 헬륨 리크 값이 안정되는 것을 확인하였다. 본 연구에서는 유기체인 폴리머의 표면에 헬륨이 흡착되지만 두께가 얇을 경우 빠르게 방출 될 것이라는 가설 하에 100 μm 두께의 얇은 액정 폴리머(LCP) 필름을 이용하여 헬륨 리크 테스트를 진행하였다. 1 장의 필름과 20 장의 필름(두께 약 2 mm)에 대한 헬륨 리크 테스트를 진행하였고, 가상리크가 발생하는지에 대한 확인을 해보았다. (헬륨 리크 테스트는 Method 1014, MIL-STD-883을 이용하였으며, INFICON UL-200을 사용하였다.)

그리고 100 μm 두께의 얇은 폴리머 필름 두 장을 접합하여 만든 패키지에 대해서도 헬륨 리크 테스트를 수행해보았다.

연구 결과

표 1. 폴리머 두께에 따른 헬륨에 대한 가상 리크 측정 결과

Thickness	Virtual Leak (immediate meas. leak)
1 mm ^[5]	About 3×10^{-7}
A Film consisting of 1 layer (1 x 100 μm in thickness)	$< 1 \times 10^{-12}$
A Film consisting of 20 layers (20 x 100 μm in thickness)	$< 1 \times 10^{-12}$

표 1과 같이 매우 얇은 액정 폴리머 필름(100 μm)와 접합하지 않은 여러 장의 액정 폴리머 필름에 대해서 헬륨 리크 테스트를 진행하였을 때에는 두꺼운 폴리머와 다르게 어떠한 가상리크도 발생하지 않음을 확인할 수 있었다. 이는 얇은 필름에서 헬륨 바밍(bombing)을 하는 과정에서 충분한 헬륨이 흡수되지 않거나, 혹은 흡수된 헬륨이 매우 쉽게 빠져나오기 때문에 관찰되는 현상이라고 생각된다. 또한 충분한 부피를 갖는 여러 장의 필름에 대해서 테스트하였을 때에도, 한 장의 필름에

대한 테스트와 같은 결과가 나온 것으로 보아, 가상리크는 부피와는 관련성이 적다고 생각된다.

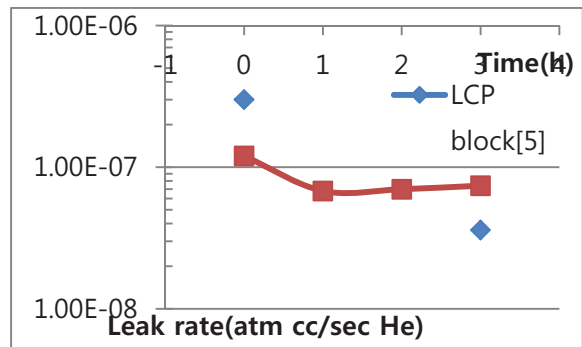


그림 1. 패키지에 대한 헬륨 리크 테스트 결과

그림 1은 100 μm 두께의 폴리머 필름 두 장을 접합하여 만든 패키지에 대한 시간별 헬륨 리크 테스트 결과이다. 테스트를 시작하고 1시간도 지나지 않아서 리크가 안정된 값을 나타내는 것을 확인할 수 있었다. 패키지의 외벽 두께가 매우 얇기 때문에 가상리크가 거의 발견되지 않는 것이라 생각된다. 헬륨 리크 수치는 MIL-STD-883의 조건에 거의 근접한 결과를 보였다. 이는 접합조건을 개선함으로써 해결할 수 있을 것으로 보인다. 이러한 결과를 놓고 보았을 때, 100 μm 정도의 매우 얇은 필름을 이용하여 패키징 하였을 때, 가상리크는 헬륨 리크 테스트로 측정하지 못할 정도로 매우 작은 값이며, 충분히 기존의 헬륨 리크 테스트 방법으로도 가능하다고 결론 내릴 수 있다. 그리고, 유기체인 폴리머에서 발생하는 헬륨의 가상리크 현상은 폴리머의 레이어 두께에 관계가 있을 것이다.

연구 토의

본 연구에서는 한 장의 필름과 20장의 필름에 대해서 실험을 수행하여, 기존의 두꺼운 폴리머에 대한 실험과의 비교를 위해서 언급한 두 가지 결론을 얻을 수 있었다. 첫 번째는 금속이나 글래스에 대해서 적용할 수 있었던 헬륨 리크 테스트 방법을 매우 얇은 두께의 폴리머 필름에 대해서도 적용이 가능하다는 것이다. 두꺼운 폴리머에 비해 매우 적은 가상리크가 발생하기 때문이고, 이러한 성질은 그 특성 값이 고유 성질에 따라 조금씩 다르겠지만 실험에서 사용된 LCP 이

추후 연구로는 LCP의 열가소성 특성을 이용하여 열접합을 통해 두꺼운 필름을 제작하였을 때의 가상리크에 대한 연구가 필요하다. 열접합을 통해 두껍게 LCP를 가공하였을 때, 헬륨을 트랩할 수 있는 공간이 생길 가능성이 있고, 이를 통해 두께와 헬륨 확산과의 관계를 도출할 수 있을 것이다. 또한, 이러한 연구를 통해 열접합을 통해 외벽의 두께를 두껍게 만든 패키지에 대한 헬륨 리크 테스트의 가능성 및 신뢰성을 높일 수 있다.

This work was supported in part by the Brain Korea 21 Project (Seoul National University and Yonsei University, 2012), grants from the Industrial Technology Development Program of the Ministry of Knowledge Economy of Korea, the research program (10033657-2012-21) of the Ministry of Education, Science, and Technology of Korea.

- [1] So Hyun Bae, Jeong-Hwan Che, Jong-Mo Seo, Joonsoo Jeong, Eui Tae Kim, Seung Woo Lee, Kyo-In Koo, Gregg J Suaning, Nigel H Lovell, Dong-Il "Dan" Cho, Sung June Kim, Hum Chung, "In Vitro Biocompatibility of Various Polymer-based Microelectrode Arrays for Retinal Prosthesis", *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, Vol. 53, No. 6, pp. 2653-2657.
- [2] Lee Seung Woo, Min Kyou Sik, Jeong Joonsoo, Kim Junghoon, and Kim Sung June, "Monolithic Encapsulation of Implantable Neuroprosthetic Devices Using Liquid Crystal Polymers", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, Vol. 58, no. 8, pp. 2255-2263, 2011.
- [3] M. J. Chen, A.-V. Pham, C. Kapusta, J. Iannotti, W. Kornrumpf, N. Evers, and J. Maciel, "Design and development of a package using LCP for RF/Microwave MEMS switches," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 54, no. 11, pp. 4009-4015, Nov. 2006.
- [4] K. Aihara, M. J. Chen, and A.-V. Pham. "Development of thin-film liquid crystal polymer surface mount packages for Ka-band applications," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 56, no. 9, pp. 2111-2117, Sep. 2008.
- [5] K. Aihara, M. Chen, C. Chen, A. Pham, "Reliability of Liquid Crystal Polymer Air Cavity Packaging" *IEEE TRANSACTIONS ON COMPONENTS, PACKAGING AND MANUFACTURING TECHNOLOGY*, VOL. 2, NO. 2, FEBRUARY 2012.

신경자극용 유연성 전극의 가속성능 테스트

권태목*, 김진원, 김성준

서울대학교 공과대학 전기컴퓨터공학부

Accelerated Soak Tests of Flexible Neural Stimulation Electrodes

Taemok Gwon*, Jin Won Kim, and Sung June Kim

Department of Electrical Engineering and Computer Science, College of Engineering,

Seoul National University

*eatbambam@gmail.com

Abstract

Polymers have been used in neural electrodes because of their biocompatibility, flexibility, and chemical resistance. Liquid crystal polymer (LCP) has a very low degree of moisture absorption(0.04%) and offers monolithic encapsulation by fusion bonding. In this study, LCP-based neural electrode with open windows was evaluated by in vitro soak test using leakage current measurement. The test was performed in 95°C phosphate-buffered saline(PBS) solution and detected leakage current at IDE patterns within three days. Furthermore, using titanium adhesion showed no leakage current within 2 weeks.

연구 배경

신경보철 장치(neural prosthetics)는 인체 내에서 신경세포를 전기적으로 자극하여 신경질환을 완화 및 치료하는 장치이다. 신경보철 장치의 구성성분 중에서 생체 자극용 전극 부분은 전기적인 자극 신호를 발생하여 생체 내의 신경세포에 전달하는 기능을 담당한다. 신경보철 장치가 이식되는 환경은 인체내의 많은 신경 조직들이 존재하는 환경이므로 유연한 기관의 현재 많이 이용하고 있다.

생체 자극용 전극 제작에 있어서 기관으로 사용하는 물질로 현재 많이 사용하는 것이 폴리머 물질이다. 폴리머 물질을 이용한 생체 전극은 실리콘을 이용한 전극보다 좀더 유연한 전극 제작이 가능하며, 공정 비용이 더 싸고 화학적 내약품성, 생체호환성 등의 성질에서 장점이 있다[1]. 현재 많이 사용되고 있는 폴리머 물질로 폴리이미드(Polyimide), 페릴린-씨(Parylene-C), SU-8 등이 있다. 하지만, 이러한 폴리머 물질은 기본적으로 수분에 대해 완벽한 밀폐가 어렵기 때문에

[2] 폴리머 물질의 수분 흡수가 전극 제작에 있어 매우 중요하게 고려해야 할 사항이다.

LCP는 폴리머 물질 중에서 매우 낮은 0.04% 미만의 수분 흡수율을 보인다. 수분이 풍부한 생체 내 환경에서 볼 때, 기존의 폴리이미드의 수분 흡수율(2.8%)에 비해 현저히 낮은 수분 흡수율과 열을 가해 원하는 모양의 성형이 가능하다는 점 등으로 인해 LCP는 생체 전극 제작용 물질로서 주목 받고 있다[3]. LCP는 열을 이용하여 접합이 가능하다는 장점이 있지만, 생체 자극용 전극에 주로 이용되는 금속 물질인 금과의 접합성이 검증되지 않았다.

생체 자극 시스템의 패키지에 대한 테스트 방법으로 시험관 soak 테스트(In vitro soak test)가 널리 이용되고 있다. 이를 위한 테스트 디자인은 IDE 패턴을 수분 침투가 일어날 것으로 예상되는 지점에 삽입하여 전극 또는 시스템으로의 수분 침투를 탐지한다. LCP의 경우, 전극의 열린 윈도우가 없고 IDE 패턴을 삽입한 상태에서 열을 이용한 완전한 밀봉에 대한 soak 테스트는 폴리이미드와 페릴린-씨에 비해 매우 안정화된 수준인 것으로 알려져 있다[4]. 하지만, 수분의

주요 침투 경로 중의 하나인 생체 자극 전극의 열린 윈도우 부분에서의 수분 침투를 확인하는 것이 필요하다.

본 연구에서는 LCP를 이용한 전극의 soak 테스트를 함에 있어 IDE패턴을 이용하여 각 채널에서의 수분 침투를 확인하였다. 그리고 전극 상층부 LCP와 금속 도체 물질간의 접합성을 높이기 위한 방법으로 티타늄 접합층 사용을 제안해 보았으며, 사용 유무에 따른 결과를 비교하였다.

연구 방법

본 연구를 위해서 사용한 LCP기반의 테스트용 전극 샘플은 그림1과 같다. 그림 1에서는 IDE패턴을 이용하여 수분 침투를 알아 보는 방법으로, 전극을 쉼서 95도의 phosphate-buffered saline(PBS) 용액에 담그고 직류 전압 2V를 가하고 Pico Ampere Meter를 이용하여 2주동안 전류를 측정하였다.

또한, LCP와 전극 도체 물질간의 접합성을 높이기 위한 방법으로 티타늄 접합층을 사용하는 것의 효과를 검증하기 위해서 상층부 LCP의 열 접합 시, 티타늄을 사용한 것과 사용하지 않은 것 두 가지의 테스트 샘플을 제작하였다. 티타늄을 사용한다는 점 이외에 다른 모든 조건을 동일하게 하고 실험하였다.

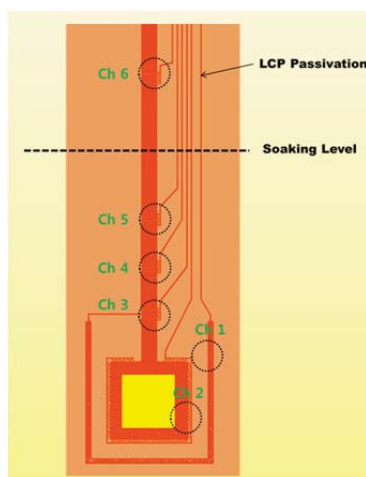


그림 1. IDE패턴을 이용한 테스트 샘플 도면

연구 결과 및 토의

그림 2는 IDE패턴을 이용하여 soak 테스트를 한 결과를 나타낸 것이다. 티타늄 접합층을 이용하지 않은 샘플의 수분 침투는 채널 2, 3, 4, 1, 5의 순서로 침투가 일어 났고, 실험 2일 쯤부터 수분 침투가 일어난 것을 알 수 있다.

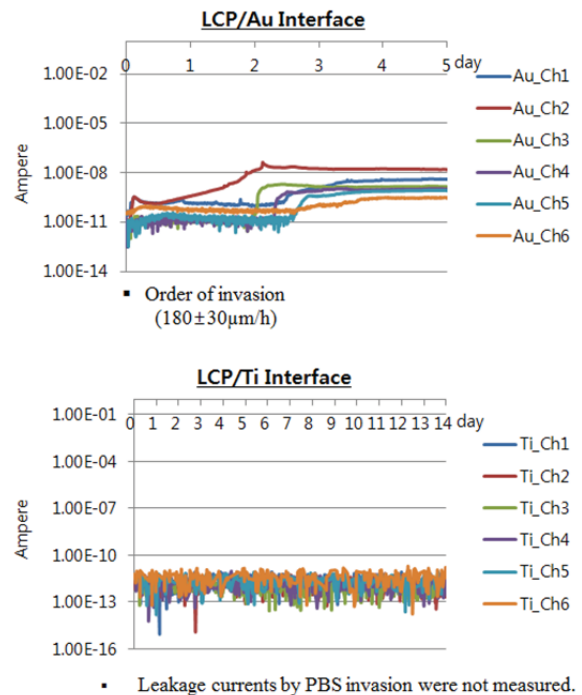


그림 2. IDE패턴을 이용한 soak테스트 결과

티타늄 접합층을 사용한 샘플은 2주동안 누설 전류가 발생하지 않은 것으로 나타났고, 이로부터 전극의 도체 물질로 사용한 금과 LCP간의 접합을 향상시키기 위한 방법으로 티타늄을 이용하는 것이 효과적이라는 것을 알 수 있다.

그림 3은 테스트를 시행한 후 각각의 샘플의 상태를 나타낸 사진이다. 보는 것과 같이 티타늄 접합층을 사용한 샘플의 경우 전극이 원래의 형태를 유지하고 있는 것을 알 수 있고 이를 바탕으로 티타늄이 LCP와 금과의 접합을 향상시키는데 도움을 주는 것을 확인하였다.

음성 자극에 대한 Brain Auditory Cortex Response 측정을 통한 Neural encoding 증명

김종인¹, 조동래², 이보름^{1,2}

¹GIST 의료시스템학과*, ²GIST 기전공학부

Validating neural encoding to speech in brain by estimating the response of brain auditory cortex to the envelope of speech

J. I. Kim¹, D. R. CHO², B. R. Lee^{1,2}

¹Department of Medical System Engineering (DMSE), Gwangju Institute of Science and
Technology (GIST), South Korea*,

²School of Mechatronics, GIST, Gwangju Institute of Science and Technology (GIST), South
Korea

*kimji@gist.ac.kr

Abstract

One of the best way for validating neural encoding is to record responses to the speech envelope. In this study, we adapted Hilbert and Logarithm transform into speech stimulus and compared it with EEG signal using windowed cross correlation method. In conclusion, we found the similarity between two signals.

연구 배경

일반적으로 뇌는 Speech 와 Non-Speech 자극에 대해서 다른 반응을 보이는 것으로 알려져 있다. Non-speech 자극이 Speech 자극과 음향적으로 유사한 특성을 가진 경우에서도 뇌에서는 다른 반응(Hemodynamic/ Electric/ Magnetic Activity)이 유발된다. 이러한 반응은 뇌의 우 반구 보다 좌 반구 에서 더 확실하게 관찰된다.[1] 본 논문에서는 Speech 자극에 대한 auditory cortex의 반응을 측정 함으로서 Speech에 대한 뇌의 Neural encoding을 증명하고자 한다.

연구 방법

Cortical response를 측정하는 방식은 크게 Transient response와 Steady state response가 있다.[1] Transient response의 경우 측정의 신뢰도가 높고, 음향자극에 대한 민감도가 높은 장점을 가지고 있으나 Speech 자극의 순간적 변화를 구별하는 것에 큰 어려움을 가지고 있다.

이를 해결 하기 위해서 많은 연구들에서는 하나의 full speech가 아닌 개별적인 짧은 speech 자극에 대한 transient response를 측정하는 방식을 도입하였다. 하지만 짧은 자극에 대한 반응과 연속적인 speech 자극에 대한 auditory cortex의 반응이 다르다는 점에서 transient response는 한계를 가지고 있다.[1] 따라서 본 실험에서는 개별적 speech 자극에 대한 transient response를 보는 것이 아닌 speech 신호의 temporal amplitude envelope에 대한 auditory cortex의 envelope following response를 측정하였다. 실험에 사용된 자극은 English native speaker 가 발음한 “Jazz Cause”라는 연속된 두 단어로서 자극의 길이는 2초, 샘플링 주파수는 4.4khz 이다. 앞에서 준비 된 자극은 에티모틱 리서치 社의 ER-4P(커널타입) 이어폰으로 환자에게 제공되었으며, 추후 trial 각 분석을 위한 정확한 자극 시점을 제공받기 위해 E-Prime을 사용하여 100회 자극(inter-stimulus duration 3s)을 가하였다. EEG는 international 10-20 방법에 따라 T3, T4, T5,

correlation에 변화가 발생하였다. Time에 대해서 cross correlation을 평균화 한 결과 brain response를 175ms 지연 시켰을 때 최대 cross correlation이($r=0.35$) 발생하였다.

Preprocessing

획득된 데이터의 신호 대 잡음 비(SNR) 향상을 위해 99 Trial(잡음이 많은 1개 trial은 제외)에 대해서 grand average 한 뒤 cutoff 2~20hz IIR bandpass (order 10, butterworth) filter를 적용하였다.

자극 신호의 경우 Figure 1의 과정을 거친 후 뇌파와 cross correlation을 구하였다.

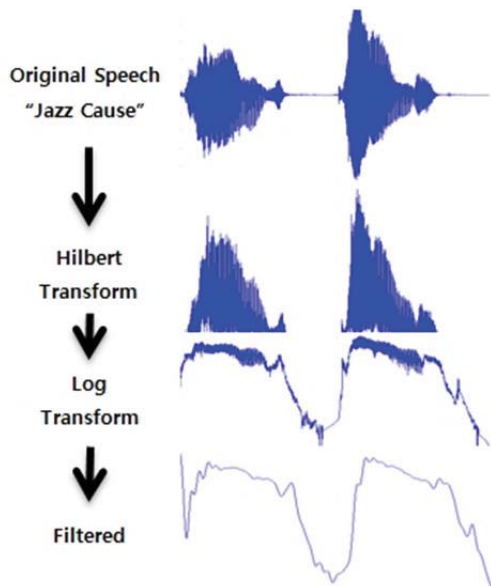


Figure 1 Speech 신호의 amplitude envelope를 구하기 위해 원 신호에 Hilbert transform을 취함. (두번째 행), Psycho-physical, electrophysiological 반응은 자극 magnitude의 log 스케일에 비례하므로 envelope에 logarithm을 취함. (세번째 행), EEG 신호와의 Sample 수를 맞추기 위하여 down sampling후 cutoff 2~20hz IIR bandpass (order 10, butterworth) 적용 (네번째 행)

연구 결과

Windowed cross correlation 결과 figure 2와 같이 brain response의 lag에 따라서

따라서 Brain response를 175ms 지연 시킨 후 speech envelope 신호와 동시에 플롯 한 결과 크기는 다소 차이가 있었으나 두 신호 사이에 상당히 유사한 추세의 변화를 확인 할 수 있었다. 이는 speech 신호에 대해서 brain auditory cortex가 neural encoding을 수행 하고 있다는 결정적 증거이다.

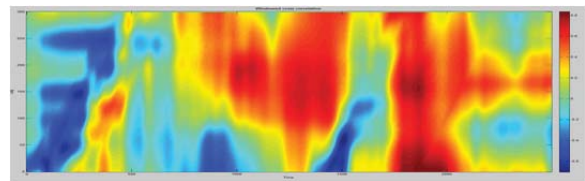


Figure 2 brain response의 lag에 따른 speech envelope과의 correlation 변화 (y-axis, lag 0~300ms/ x-axis, time 0~2500ms)

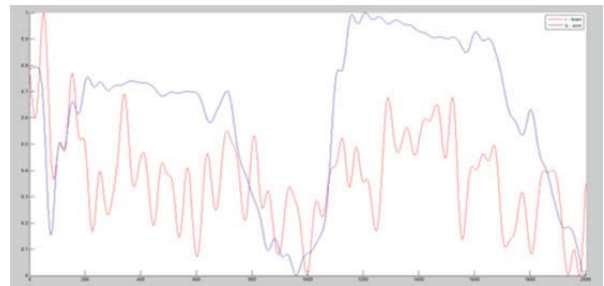


Figure 3 175ms 지연 시킨 brain response(빨강)와 speech envelope(파랑)

Acknowledgements

본 연구는 교육과학기술부 파이오니아 과제
의 지원을 받아 수행되었습니다.

참고 문헌

- [1] Steven James Aiken, “Cortical responses to the speech envelope”, *Ear and Hearing*, 29, 139-157, 2008

연구 방법

송신코일의 움직임에 의한 효율변화를 줄이고 효율을 높이기 위해, 아래 그림1 과 같이 레조네이터 기반의 유도결합을 설계하였다. [3,4]

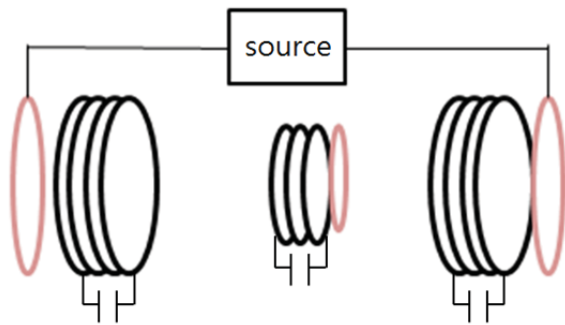
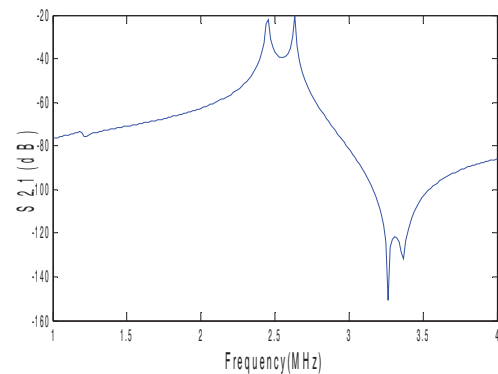


그림 1. 레조네이터 기반의 유도결합을 이용한
듀얼 송신코일 장치

구성된 듀얼 송신 장치가 최대의 전력 전송을 이루기 위해서는 송수신 코일이 서로 공진을 시켜야 한다. 단일 송신 코일의 경우, 외부 캐패시터(capacitor)를 이용하여 동일 공진 주파수(resonance frequency)를 갖게 만들었다. 하지만, 위와 같이 듀얼 송신코일의 구조에서는 두 송신코일이 가까워 질 경우, 주파수 분리(frequency splitting) 현상이 발생하기 때문에 새로운 튜닝 방법이 필요하다. 이번 연구는 Ansoft HFSS V11를 이용하여 공진 주파수에서의 자기장 분포를 확인하여 최적의 공진 주파수를 찾았다.

연구 결과

아래 그래프1 과 같이 듀얼 송신코일의 경우, 공진 주파수가 두 개로 분리가 되는 현상을 볼 수 있다. 분리된 공진 주파수 중 낮은 공진 주파수를 시스템 공진 주파수로 선택하여 사용 할 경우, 그림2 (a) 와 같이 두 송신 코일 사이에 자기장이 고르게 분포됨을 알 수 있다. 반면, 높은 공진 주파수를 선택할 경우, 그림2 (b) 와 같이 두 송신 코일 사이에 자기장이 상쇄됨을 알 수 있었다.



그래프 1. 듀얼 송신 코일의 S21 그래프

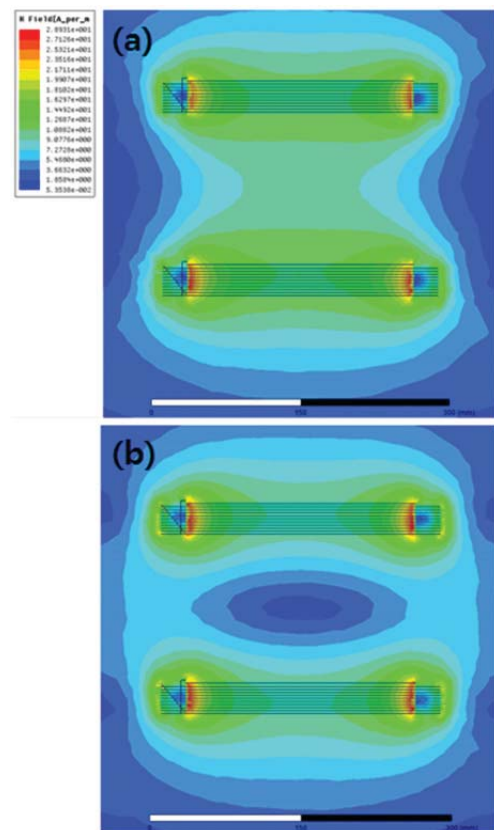


그림 2. 공진 주파수에 따른 듀얼 송신 코일 사이의 자기장 분포. (a) 낮은 공진 주파수, (b) 높은 공진 주파수

따라서, 듀얼 송신코일을 제작할 경우, 다음과 같이 낮은 공진주파수를 시스템 공진 주파수로 선택하여 사용하여야 듀얼 송신 코일 사이에 균일한 자기장 분포를 얻을 수 있다.

Acknowledgements

This work was supported in part by Korean Government R&D Projects, Ministry of Education, Science and Technology (10033657-2012-21), Public Welfare & Safety research program through the National Research Foundation of Korea funded by the Ministry of Education, Science and Technology (2011-0020987), ISRC of Seoul National University (SNU), and Ministry of Knowledge and Economy (10033657), and by the Brain Korea 21 Project, the Department of Electrical Engineering, Seoul National University in 2011.

참고 문헌

[1] G. Wang, W. Liu, M. Sivaprakasam, and G.A. Kendir, "Design and Analysis of an Adaptive Transcutaneous Power Telemetry for Biomedical Implants", IEEE Transaction on Circuits and Systems, vol. 52, no. 10. 2005.

[2] A. Kurs, A. Karalis, R. Moffatt, J. D. Joannopoulos, P. Fisher, and M. Soljacic, "Wireless Power Transfer via Strongly Coupled Magnetic Resonances", Science, vol 317, no. 5834, pp,83-86, 2007

[3] "Stable Power Delivery System for Experimental Animal Implantable Devices using Cylindrical Type Coil", 엄경식, 이승우, 정준수, 김성준, 제 44 회 대한의용생체공학회 추계학술대회, KIST 국제 협력관, Nov. 11. 2011.

[4] "A tilted dual transmitter coil assisted uniform wireless power transfer system in implantable device," Kyungsik Eom, Joonsoo Jeong, Junghoon Kim, Jung Tae Kim, Hyowon Moon, Soowon Shin, Jeong Hoan Park, Su Jin Yoo, Sung June Kim, The 8th Scientific Meeting for the Asian Australasian Society of Stereotactic & Functional Neurosurgery (AASSFN) in 2011, Ramada Plaza Jeju Hotel, Jeju, Korea, June 16-18, 2011.

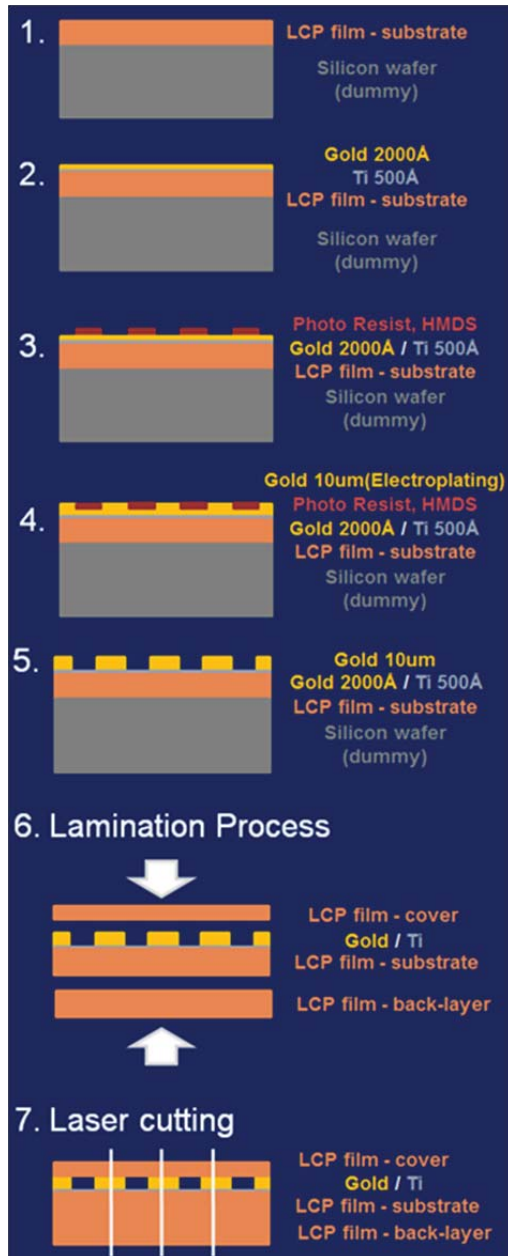


그림1. LCP 기반의 3D 신경 기록 전극 어레이의 제작을 위한 2D 신경 기록 전극 제작 과정

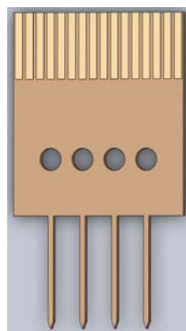


그림2. LCP 기반의 2D 신경 기록 전극의 디자인

이와 같은 3D 신경 기록 전극 어레이 제작과정은 기존의 LCP기반 3D 신경 기록 전극 어레이 연구의 제작과정[5]에 전극의 사이트(site)물질인 금을 도금(Electroplating)하는 과정(그림 1의 4번째 과정)을 추가하였다.

그림1의 과정을 통해 제작된 LCP 기반의 신경 기록 전극은 임피던스 측정기를 이용하여 전기 화학적 임피던스를 측정하였다.

또한 힘/토크 센서(force/torque sensor, Nano17, Pinnacle Park Apex, NC)를 이용하여 신경 기록 전극 어레이 삽입시 발생하는 삽입힘(insertion force)을 측정하는 기계적 특성 테스트를 진행 중에 있다.

연구 결과 및 토의

LCP기반의 3D 신경 기록 전극 어레이는 그림3과 같다. 그림3의 3D 신경 기록 전극 어레이는 총 16개의 자루(shank)로 구성되며 각 자루는 4개의 전극 사이트(site)가 패턴 되어있다.

기록 전극 사이트는 면적이 $500\mu\text{m}^2$ 이며 1kHz에서의 전기 화학적 임피던스는 $195.99 \pm 72.37\text{k}\Omega$ 이다. 기존에 보고되었던 지름 $70\mu\text{m}$ 의 원형 사이트(면적:약 $3846.5\mu\text{m}^2$)를 갖는 LCP기반의 탐침형 신경 기록 전극의 전기 화학적 임피던스가 1kHz에서 $1.79 \pm 0.68\text{M}\Omega$ 이었던 사실[1]과 전극의 전기화학적 임피던스의 값은 면적에 반비례한다는 사실에 기반했을 때, 이는 기존의 전극 대비한 오더(order) 이상의 작은 값을 알 수 있다. 이와 같이 작은 값의 전기 화학적 임피던스를 갖게 된 이유는 그림1의 제작과정에서 도금 공정이 추가되었기 때문이다. 도금 공정이 추가됨으로써 기록 전극의 표면이 기존의 전극 제작 과정[1,5]에서 사용되었던 얇은 금 박막에 비해 거친(rough) 표면을 갖게 되어 전극의 전기 화학적 임피던스가 낮아지는 효과를 얻게 된 것이다. 또한 도금 공정을 추가함으로써 전극 제작 과정 중 열압착 과정(Lamination Process)에서 기존의 얇은 박막의 금 도선의 끊김이 잦아 그로 인해 낮았었던 전극 제작 수율(Yield)이 증가하는 효과도 얻을 수 있었다.

Biphasic 전류 자극의 극성 효과에 의해 유발되는 *rd1* 마우스(망막 변성 마우스 모델)의 망막 신경절 세포 반응 비교

안근노, 이왕우, 제설아, 구용숙

충북대학교 의과대학 생리학교실

Comparison of Retinal Ganglion Cell(RGC) Responses in *rd1* mice by Polarity Effect of Biphasic Current Pulse

K. N. Ahn, W. W. Lee, S. A. Jae, Y. S. Goo

Department of Physiology, Chungbuk National University School of Medicine, Cheongju,

361-763, Republic of Korea

Abstract

Extracting optimal electrical stimulation parameters for the retinal prosthesis is one of the most important elements for the success of retinal prosthesis. For this purpose here we used charge balanced biphasic current pulse and we tested if polarity effect of 1st phase in biphasic pulse and modulation of symmetric and asymmetric pulse make any differences in RGC responses.

연구 배경

성인에서 실명에 이르게 하는 망막 질환으로는 RP(retinitis pigmentosa)와 AMD(age related macular degeneration)가 있다. 이 질환을 가진 환자들의 시력을 회복시키기 위한 가장 실현 가능한 치료 방법으로 인공시각 장치를 이식하려는 시도가 세계적으로 여러 연구팀에 의해 진행되고 있다. 성공적인 인공 시각 장치의 개발에 다양한 분야의 연구가 함께 필요하지만 최적의 전기 자극 파라미터를 정하는 일은 핵심 요소 중 하나이다. 본 연구팀에서는 지난 연구에서 전류 자극과 전압 자극의 조건을 변조시키면서 각 자극에 대한 이상적인 파라미터를 제시했었다[1]. 이번 실험에서는 전류 자극의 극성 및 파라미터를 변조시키면서 망막 신경절 세포에서 나타나는 반응 양상을 비교해 보았다. 전류 자극 조건만을 사용한 이유는 전극을 통하여 실제로 인가되는 전류 값을 알고 있기 때문에 Charge Density를 쉽게 비교할 수 있고 현재 세계 유수의 연구팀에서 전류 자극의 결과를 보고 하므로 전압 자극에 비해 강점이 있기 때문이다.

연구 방법

생후 8주령 이상의 망막 변성 모델인 *rd1* 마우스에서 망막을 박리한 후 8*8의 60개의 디지털 신호 기록 채널을 가지는 평판형 다채널 전극 위에 망막 신경절 세포층이 전극을 향하도록 부착(epi-retinal configuration)하고 MEA1060시스템을 사용하여 망막 파형을 기록(bandwidth : 10-3000Hz)하였다. 가운데 하나의 전극을 자극 채널로 사용하는 Mono polar 방식으로 자극을 인가하였고 Symmetric Biphasic Pulse 형태와 Asymmetric Bi-phasic Pulse 형태로 Anodic-phase 1st 전류 자극과 Cathodic-phase 1st 전류 자극을 1초에 한 번씩 각 50번 반복 인가하였다(그림 1). 자극 시간 변조는 30 uA로 자극 세기를 고정한 채 60-1000 us까지 변조하였고, 자극 세기 변조는 500 us로 자극 시간을 고정한 채 2-60 uA까지 변조하였다. 자극 인가 전후 400 ms를 비교하여 자극 이전보다 이후의 Spike 수가 1.3배 이상이라면 자극에 대해 반응하는 신경절세포로 정의하고 이런 세포만을 대상으로 결과를 분석하였다.

연구 결과

Symmetric 형태와 Asymmetric 형태의 Anodic phase-1st Biphasic Pulse와 Cathodic phase-1st Biphasic Pulse 두 가지 자극 모두에서 자극의 세기 및 지속 시간이 변화함에 따라 반응이 잘 변조되는 것을 확인하였다(그림2). 역치에서는 Anodic Phase-1st 형태와 Cathodic Phase-1st 형태의 자극 사이에 큰 차이점을 발견하기 어려웠으나 그 보다 큰 자극의 세기에서 세포 반응의 포화 지점까지 항상 Anodic-phase first Biphasic Pulse 자극 보다는 Cathodic-phase first Biphasic Pulse 자극에서 Amplitude 변조 실험과 Duration 변조 실험 모두 더 작은 크기의 자극으로도 최대반응이 유도됨을 확인하였다(그림3). Sigmoidal curve fitting을 통하여 역치 전하 밀도를 구하였을 때 Symmetric Pulse 자극 보다는 Asymmetric Pulse 자극에서 항상 낮은 값을 보였다.

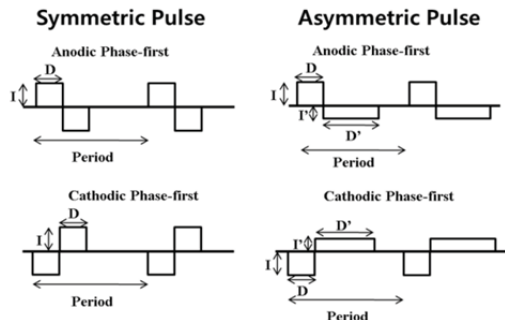


그림1. 인가해준 전류 자극 펄스의 형태.

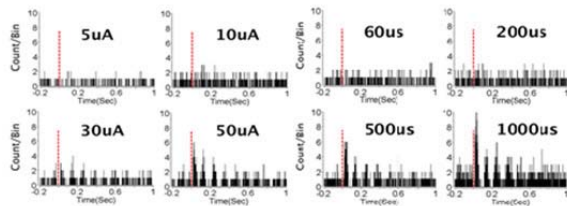


그림2. 전류 자극에 대해 특징적인 반응을 보이는 망막 신경절 세포의 반응 예.

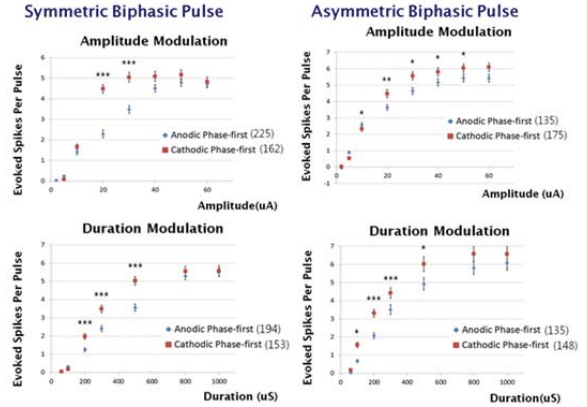


그림3. Symmetric 형태와 Asymmetric 형태의 자극 조건에서 변조 실험의 결과.

표1. 망막 신경절 세포 반응의 역치 (Threshold)와 역치 전하 밀도(Threshold Charge Density).

Symmetric Pulse	Duration Modulation		Amplitude Modulation	
	Anodic Phase-first	Cathodic Phase-first	Anodic Phase-first	Cathodic Phase-first
Threshold	112.86 μ s	108.7 μ s	5.61 μ A	6.17 μ A
Charge Density (μ C/cm ²)	479.24 μ C/cm ²	461.57 μ C/cm ²	397.03 μ C/cm ²	436.7 μ C/cm ²
Asymmetric Pulse	Duration Modulation		Amplitude Modulation	
	Anodic Phase-first	Cathodic Phase-first	Anodic Phase-first	Cathodic Phase-first
Threshold	90.25 μ s	67.38 μ s	3.43 μ A	4.07 μ A
Charge Density (μ C/cm ²)	383.23 μ C/cm ²	286.12 μ C/cm ²	242.75 μ C/cm ²	288.04 μ C/cm ²

Acknowledgements

Ministry of Health & Welfare (A050251), MEST (2009-0065444, 2010-0020852).

참고 문헌

[1] Goo YS, Ye JH, Lee S, Nam Y, Ryu SB, Kim KH. Retinal ganglion cell responses to voltage and current stimulation in wild-type and rd1 mouse retinas. *J Neural Eng.* 2011;8:035003.

표면 근전도를 기반 최대 우도 추정법을 이용한 9가지 방향 분류

유송현¹, 송지현¹, 홍기환², 이상민^{1,2}

¹인하대학교 전자공학과, ²인하대학교 정보전자공동연구소

Nine directions classification using Maximum Likelihood Estimation based on Surface Electromyography

S. H. Yu¹, J. H. Song¹, K. H. Hong², S. M. Lee^{1,2*}

¹Department of Electronic Engineering, Inha University,

²Institute for Information and Electronics Research, Inha University

*sanglee@inha.ac.kr

Abstract

In this paper, 9 directions which can be used as input data were classified using Maximum Likelihood Estimation (MLE) based on surface electromyography (sEMG) of both forearms. 5 subjects who participated in the experiment and estimated movements for the subjects are 3 kinds in each forearm. And then the features of obtained electromyography signal are combined to classify 9 directions. According to the research results, we confirmed that 9 directions average classification accuracy by each feature is 95.8%.

연구 배경

현재 뇌전도(EEG: electroencephalography), 근전도(EMG: electromyography) 등 생체 신호를 이용하여 인간이 컴퓨터를 사용하는 데 있어서의 인터페이스로 사용하거나 재활 기기 구동 제어 등을 위한 명령어를 생성시키는 기술로써 생체 신호 기반의 HCI(Human Computer Interface)에 관한 연구가 주목 받고 있다 [1]. 특히 근전도 신호의 경우 피검자에게 편리하게 적용할 수 있고, 신호 획득이 용이하여 근전도를 이용한 HCI 연구가 활발히 진행 중에 있다.

근전도를 이용한 HCI의 일환으로 한 손을 사용하여 근전도 신호를 입력 받아 실제 동작을 인식 후 장치를 제어하는 연구가 진행되었다 [2]. 하지만, 한 손을 사용한 근전도 측정 실험의 경우, 다양한 동작의 패턴을 분류하기에는 한계가 있어 기존의 연구 방법과는 다른 연구 방법의 도입이 필요하다. 따라서 본 논문에서는 HCI를 구현하기 위한 어플리케이션을 고려해서 양 전완의 표면 근전도 신호 기반 최대 우도 추정법(MLE: Maximum Likelihood Estimation)을 이용하여

양 손목의 동작을 추정한 후 9가지 방향을 분류하는 방법에 대해서 제안하였다. 분류하는 방향은 상, 하, 좌, 우, 좌상, 좌하, 우상, 우하 그리고 휴식 총 9가지이다. 분류한 방향을 입력 데이터로 사용하여 로봇을 움직이거나 게임 등의 어플리케이션에 적용 시킬 수 있다. 또한, 양 손으로 동작을 취하여 9가지 방향을 분류하는 방법인 한 손에서 표면 근전도를 측정하여 9가지 방향을 분류하는 방법보다 정확도가 높고 양 손을 이용하여 재활에 임하는 것이 더 활동성을 높임으로써 신체의 재활에 더 효과적일 것이다.

연구 방법

본 논문에서는 HCI를 구현하기 위해 게임 등의 어플리케이션을 제작하고자 조이스틱(Joy stick)에 착안하여 손 목 동작을 결정하였고 피검자가 취하는 동작은 왼 손목은 상, 하, 휴식을 오른 손목은 좌, 우, 휴식으로 각 손목마다 3가지 동작을 정의한다. 근전도 전극은 기본적으로 양 팔의 전완근에 부착하였고, 근전도 신호는 하나의 운동 단위를 이루는 근섬유의 수가 사람마다 달

라서 동일한 동작에 대한 근전도 신호의 패턴 및 크기가 다르기 때문에 근전도 신호가 명확하게 발생하는 위치로 전극 부착 위치를 조정하였다.

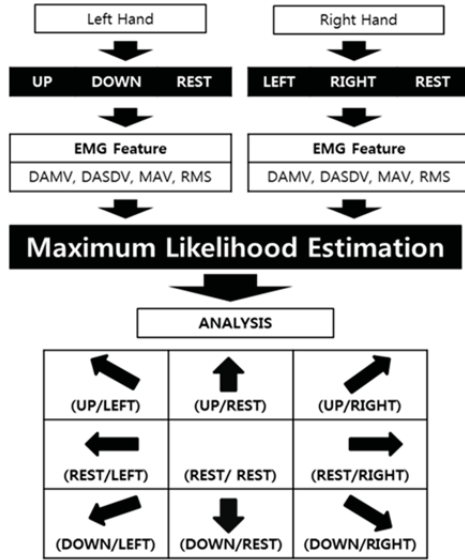


그림 1. 연구 절차 블록 다이어그램
Fig. 1. The block diagram of the research procedure

근전도 신호가 불안정하면 주파수 영역에서 분석하는 방법인 푸리에 변환은 적합하지 않기 때문에 근전도 신호의 진폭 특성을 고려한 절대 차분 평균값 (DAMV), 절대 차분 표준 편차 (DASDV), 절대 적분치 (MAV), 제곱 평균 제곱근 (RMS) 등을 선택하여 근전도의 원 신호로부터 특징 점을 추출하고 그 식은 다음과 같다 [3].

$$DAMV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N-1} |x_{i+1} - x_i| \quad (1)$$

$$DASDV = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (x_{i+1} - x_i)^2} \quad (2)$$

$$MAV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |x_i| \quad (3)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i)^2} \quad (4)$$

최대 우도 추정 법은 우도 함수를 최대화하는 파라미터 θ 를 결정하는 방법이다. 파라미터

$\theta = (\theta_1, \dots, \theta_M)$ 집합으로 구성된 어떤 확률 밀도 함수 $P(x|\theta)$ 로부터 관측된 표본 데이터 집합을 $x = (x_1, \dots, x_n)$ 라고 할 때, 이 표본들로부터 파라미터를 추정하기 위해 $P(x|\theta)$ 는 식 (5)와 같이 표현된다 [4]. 식 (5)는 확률 함수이므로 가장 큰 확률 값을 발생시키는 θ 값을 추정 값으로 결정한다.

$$P(x|\theta) = \prod_{k=1}^n P(x_k|\theta) \quad (5)$$

$P(x|\theta)$ 는 파라미터 θ 에 의한 데이터 집합의 우도(Likelihood)함수이다. 이 우도 함수의 곱을 합으로 바꾸기 위해서 로그를 취하게 되는 데 식 (6)으로 정의 된다. 식 (6)을 로그-우도(log) 함수라고 하며 함수는 단조 증가 함수이므로 우도를 최대화 하는 파라미터 θ 를 찾기 위해 θ 에 관한 편미분식을 0으로 두게 되고 식 (7)로 정의 된다.

$$\frac{\partial}{\partial \theta} P(x|\theta) = \sum_{i=1}^n \log P(x_i|\theta) \quad (6)$$

$$\frac{\partial}{\partial \theta} \log P(x|\theta) = -\sum_{i=1}^n \frac{\partial}{\partial \theta} \log P(x_i|\theta) = 0 \quad (7)$$

본 논문에서는 식 (7)을 통하여 최적화된 파라미터 θ 를 찾아 우도비 검증(LRT) 판별 함수를 이용하여 근전도 데이터가 주어질 경우에, 이 데이터가 어느 동작 그룹에 속하는 지를 결정한다. 본 논문에서는 양 전완에서의 근전도 신호에서 추출한 특징 점을 조합하여 9가지 방향을 결정한다. 추출한 특징 점을 조합하는 방법은 표 1과 같다.

표 1에 나와 있는 조합 방법대로 각 손목에서의 근전도 특징 점을 조합하여 해당되는 방향을 결정짓고 이에 대한 인식 율로 연구 결과를 도출한다.

표. 1. 9가지 방향을 분류하기 위한 근전도 신호의 특징점 조합 방법

Table. 1. The combination method of EMG feature for 9 directions classification

LEFT WRIST	RIGHT WRIST	DIRECTION
Up	Left	<i>Up_Left</i>
Up	Rest	<i>Up</i>
Up	Right	<i>Up_Right</i>
Rest	Left	<i>Left</i>
Rest	Rest	<i>Rest</i>
Rest	Right	<i>Right</i>
Down	Left	<i>Down_Left</i>
Down	Rest	<i>Down</i>
Down	Right	<i>Down_Right</i>

연구 결과

본 논문에서는 신체 건강한 20대 여성 5명을 대상으로 양 전완에 전극을 각각 4개씩 부착하여 총 4채널로 근전도를 측정하였다. 근전도 실험 대상자들은 각 동작을 5초간 취하고 각 동작 사이에는 5초씩 휴식을 가졌다. 측정된 근전도 신호를 166ms 크기의 윈도우 창을 이용하여 한 동작 당 30개의 블록을 만들고 각 블록이 근전도 특징 점으로 계산되며 최대 우도 추정 법에 적용시켜 패턴 분류 알고리즘의 학습(train) 데이터로 사용된다. 테스트 데이터는 같은 방법으로 획득하였으며 근전도에 피로도가 있을 경우, 정확한 근전도 신호의 측정이 어렵다는 점을 고려하여 피검자는 다음 날 같은 시간에 근전도 측정 실험에 다시 임하였다 [5]. 근전도 데이터의 특징 점을 표면 근전도 기반 패턴 분류 알고리즘에 적용하여 동작을 분류 하였고 분류된 특징 점을 조합하여 9가지 방향을 결정하였다. 그림 2는 9가지 방향을 분류하기 위해 각 손목의 3가지 동작을 최대우도 추정법을 이용하여 분류하여 그래프상에 나타낸 것이다.

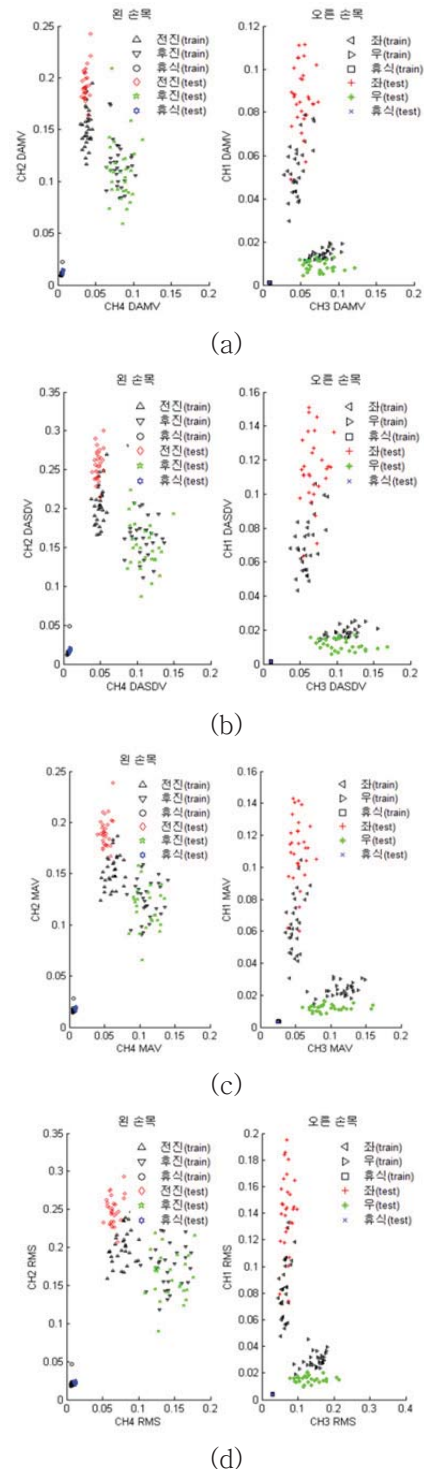


그림 2. MLE 기반의 동작 분류 결과

(a) DAMV (b) DASDV (c) MAV (d) RMS

Fig. 2. The results of MLE based motion classification (a) DAMV (b) DASDV (c) MAV (d) RMS

맞춤형 저항성 운동이 가능한 상지운동기구의 효용성 평가

정현두¹, 김주영¹, 문동준¹, 민정화², 노시철³, 최흥호¹

¹인제대학교 의용공학과*, ²인제대학교 의료영상과학과, ³국제대학교 방사선학과

Analysis on the Effectiveness of Designed Upper Extremity Motion Apparatus for Customized Resistance Training

H. D. Jung¹, J. Y. Kim¹, D. J. Moon¹, J. H. Min², S. C. Noh³, H. H. Choi¹

¹Department of Biomedical Engineering, Inje University, Gimhae, Korea*,

²Department of Medical Imaging Science, Inje University, Gimhae, Korea,

³Department of Radiological Science, International University, Jinju, Korea

*goda12@naver.com

Abstract

In this study, in order to evaluate the effectiveness of developed upper extremity exercise apparatus for the various movements, the muscle fatigue was analyzed using the EMG signal during resistance exercise. First, we analyzed the EMG signal generated by dumbbell exercise to confirm the muscle fatigue from five healthy men without musculoskeletal disease. And then, we performed the same analysis by using developed device. In accordance with the increase of the exercise confirmed the effectiveness of upper extremity exercise apparatus for the observed changes in muscle fatigue resistance exercise. Consequently, the developed exercising equipment was considered as suitable with the effectiveness for the patients who need plenty of exercise.

연구 배경

저항성 운동은 근 골격계 발달을 위한 가장 효과적인 운동방법으로 알려져 있으며, 신경과 근육 사이의 상호작용을 증진시킬 수 있도록 신체를 자극시키는 역할을 한다[1]. 현재 보편적으로 행하여지고 있는 저항성 운동은 자신의 체중 등 무게 저항을 이용하거나, 스프링 또는 고무밴드를 이용하여 탄성력을 이용하여 수행된다. 일반적으로 근력증진을 위해서는 현재보다 높은 단계의 일, 즉 과부하 상태의 운동이 필요한데, 근 수축 시 당사자가 현 상태를 유지하더라도 과부하가 이루어지지 않는 상태로 근력운동을 수행하면 효과적인 근력강화를 기대하기는 힘들다. 이에 본 연구에서는 개인의 근 상태에 적합한 운동 부하를 제어할 수 있는 상지 운동기구를 개발하였

으며, 개발된 상지 운동기구의 운동효용성을 평가하기 위하여 근피로도의 변화를 관찰하였다.

연구 방법

본 연구에서는 선행연구를 통하여 제작된 상지 운동기구를 사용하였다. 제작된 상지 운동기구는 다양한 운동이 가능하고 개인에 적합한 운동 부하를 제어할 수 있는 기능을 갖는다[2]. 맞춤형 저항성 운동이 가능한 상지 운동기구의 외부 및 내부 구성은 그림 1,2와 같다. 기어헤드 모터와 전자 클러치에 의해 운동부하가 발생되고, 자체적으로 개발한 프로그램을 통해 운동부하가 제어된다. 이 운동기구는 상지 저항운동인 등척성, 등속성 운동 및 근육의 단축성, 신장성 운동이 가능하며 또한, 당김 줄을 잡아당기는 자세에 따라 굴곡, 신전, 내전, 외전 운동이 가능하다.

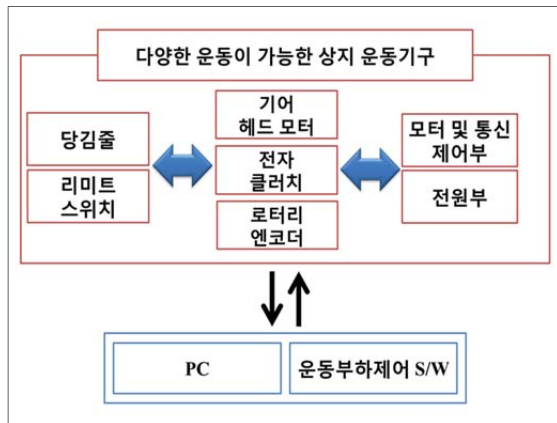


그림 1. 다양한 운동이 가능한 상지 운동기구의 내부구성 블록도

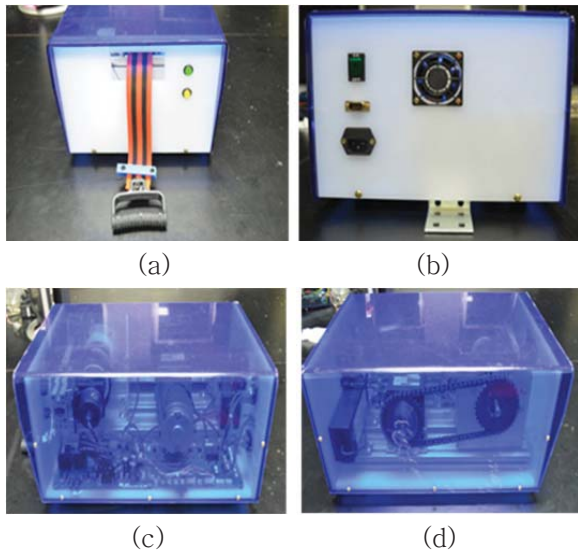


그림 2. 상지 운동기구의 외부구성 (a) 앞, (b) 뒤, (c) 좌, (d) 우

이와 같이 개발된 상지 운동기구의 효용성을 확인하기 위해 3 kg 무게의 덤벨(dumbbell)을 이용한 운동에서 나타나는 근 피로도와 개발된 운동기구를 이용한 근 피로도를 비교 분석 하였다. 피험자로는 근 질환이 없는 건강한 남성 5 명을 선별하였으며, 운동 부하 10 N ~ 50 N의 범위 내에서 굴곡, 신전운동을 수행하였다. 운동은 5 초 주기로 근 수축과 근 이완 동작을 반복하도록 하였으며, 총 운동 시간은 5분으로 설정하였다. 본 연구에서는 근전도 신호를 이용하여 근 피로도를 측정하기 위하여 중심 주파수(MDF, Median Frequency), 평균 주파수(MNF, Mean Frequency), 적분 근전도(IEMG, Integrated EMG)를 하였다[3,4].

근전도 신호는 상완 이두근에서 Ag/AgCl 전극과 근전도 측정 장비인 iDAQ400 model(Physiolab Inc., Korea)을 사용하여 획득하였고, 획득된 근전도 신호는 Matlab 2010 (Mathworks Inc., USA)를 이용하여 분석하였다. 각각의 분석 요소들은 개인의 근상태 차이를 고려하여 평균화 처리하였으며, 측정된 모든 피험자 데이터를 평균 처리하여 변화를 관찰하였다. 그림 2는 각각 덤벨과 개발된 상지 운동기구를 이용한 굴곡 운동을 보여주고 있다.

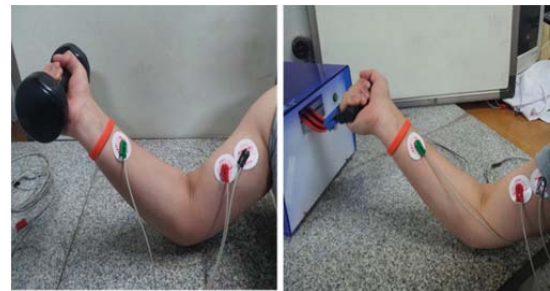


그림 2. 상지 운동 실험 셋업

연구 결과

본 연구에서는 맞춤형 저항성 운동이 가능한 상지 운동기구의 효용성을 평가하기 위하여 덤벨을 이용한 등척성 운동 시 변화되는 근 피로도를 측정하고 개발된 상지 운동기구의 운동 결과와 비교하였다. 덤벨을 이용한 굴곡 운동에서의 근전도 신호는 그림 3에서와 같이 운동시간에 따라 MDF와 MNF가 감소하고, IEMG는 증가하는 추세를 보였다. 신전 운동에서도 유사한 결과를 확인할 수 있었다(그림 4).

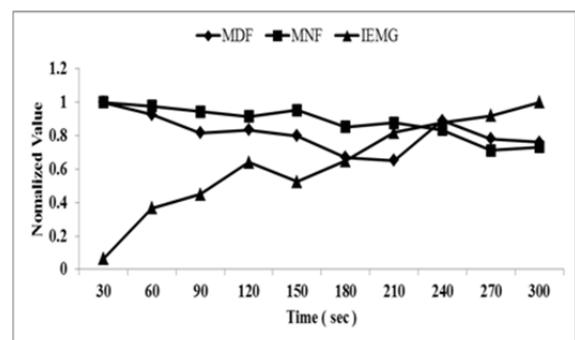


그림 3. 덤벨을 이용한 굴곡 운동 시 이두근의 근 피로도

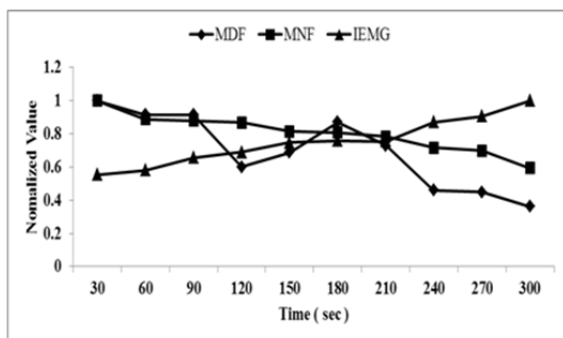


그림 4. 덤벨을 이용한 신전 운동 시 이두근의 근 피로도

개발된 상지 운동 기구를 이용한 굴곡, 신전 운동의 결과는 전체적으로 덤벨을 이용한 운동과 유사하게 MDF와 MNF는 감소하고, IEMG는 증가하는 추세를 나타내었다. 그림 5 에서부터 그림 10은 개발된 운동기구를 이용하여 굴곡 및 신전 운동 시, 각 부하에 대한 결과를 보여주고 있다.

운동에 따른 EMG 신호는 30 N 이하에서는 변화를 보이지 않았다. 이는 피험자에게 적용된 부하가 작아 운동의 효과가 발생하지 않았기 때문인 것으로 판단되었다. 30 N 이상에서는 운동기구의 부하와 운동시간이 증가함에 따라 MDF와 MNF는 감소하고, IEMG 값은 증가함이 확인되었으며, 부하의 크기가 증가할수록 변화량 또한 증가함이 확인되었다. 이를 통하여 개발된 시스템을 이용하여 운동을 수행할 때, 피험자에게 적절한 부하를 제공할 수 있다는 것을 확인할 수 있었으며, 근 피로도가 변화하는 경향을 모니터링 함으로써 피험자에 적절한 부하를 적용할 수 있을 것으로 판단되었다.

본 연구를 통하여 개발된 상지 운동기구의 효용성을 확인할 수 있었으며, 단일 운동 기구를 이용하여 맞춤형 상지 운동이 가능한 기구로서 활용이 가능할 것으로 사료되며, 차후 다양한 부하의 변화와 개인의 운동 부하 조건을 고려한 평가를 통하여 보다 폭넓은 운동성 평가가 가능할 것으로 판단된다.

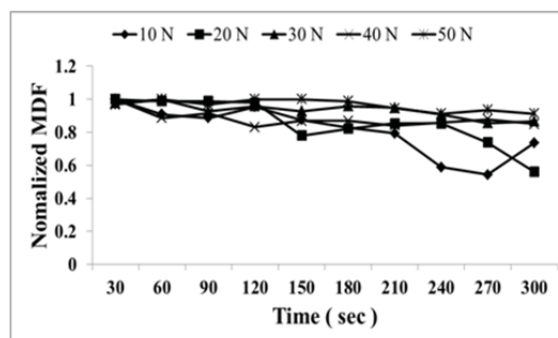


그림 5. 개발된 운동기구를 이용한 굴곡운동 시 이두근의 MDF 변화

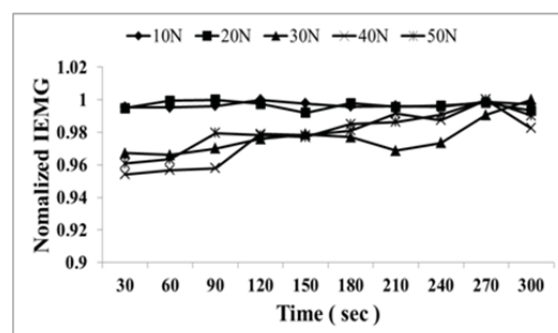


그림 6. 개발된 운동기구를 이용한 굴곡운동 시 이두근의 MNF 변화

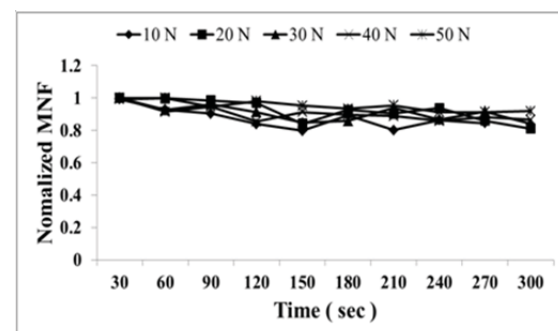


그림 7. 개발된 운동기구를 이용한 굴곡운동 시 이두근의 IEMG 변화

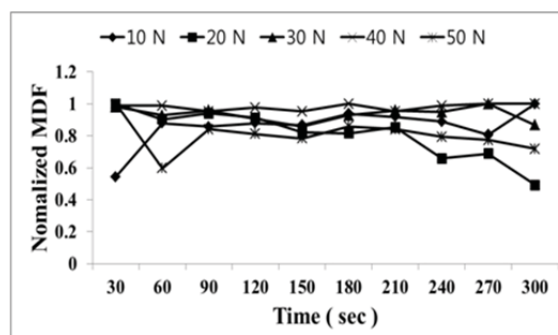


그림 8. 개발된 운동기구를 이용한 신전운동 시 이두근의 MDF 변화

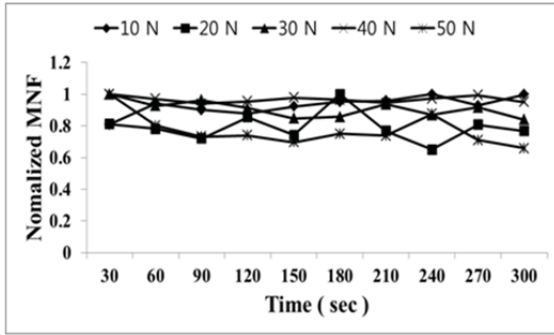


그림 9. 개발된 운동기구를 이용한 신전운동 시 이두근의 MNF 변화

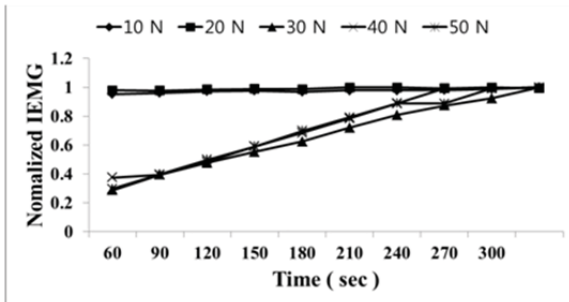


그림 10. 개발된 운동기구를 이용한 신전운동 시 이두근의 IEMG 변화

참고 문헌

- [1] Baechle TR, Earle RW, "Essentials of strength training and conditioning. 2nd ed.", Human Kinetics, Champaign (IL), 2000
- [2] H. D. Jung, J. Y. Kim. Y. H. Lee et. al., "Evaluation of the rehabilitation system with active load control by using EMG bio-feedback", *Journal of Rehabilitation*, vol.6, pp. 51-58, 2012.
- [3] Phinyomark, A., Limsakul, C., Phukpattaranont, P, "A novel feature extraction for robust EMG pattern recognition", *J. Comput.*, vol 1, no. 1, pp. 71-80, 2009.
- [4] Eleanor criswell, "cram's introduction to surface electromyography", 2nd Ed, pp.5-7, 2005.

측두골에 위치하는 완전 이식형 보청기용 무선 전력 전송 장치 구현

한영길¹, 정의성², 임형규¹, 이장우¹, 박일용³, 이선중³, 조진호^{1*}

¹경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터학부, ²경북대학교 의공학연구소, ³단국대학교 의공학연구실

Implementation of Wireless Power Transmission Device for Fully Implantable Hearing Devices Located on Temporal Bone

Y. G. Han¹, E. S. Jung², H. G. Lim¹, J. W. Lee¹, I. Y. Park³, S. J. Lee³ and J. H. Cho^{1*}

¹Graduate School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook Natl. Univ.,

²Institute of Biomedical Engineering Research, Kyungpook Natl. Univ.,

³Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Dankook Univ.

*yg625han@naver.com

Abstract

As the number of people who have difficulty in hearing increases, fully implantable hearing aids are developing. Because it is impossible to change the battery required for these devices, a development of wireless charge system is needed. In this paper, a loop type coil was fabricated to charge fully implantable hearing aids, considering implant size, space, and skin depth. And experiments were performed to figure out the characteristic of the current charge for each distance altering inductance of coil. The proposed device show stable charge with 10 mA charging current for 10 mm of distance between transmitting and receiving coil.

연구 배경

최근 산업화 및 고령화 시대에 따른 소음 환경에 대한 노출 빈도의 증가로 인하여 난청자의 수가 급증하고 있다. 난청자의 치료를 위해 일반적으로 공기 전도형 보청기가 많이 이용되고 있으나 미용상의 문제로 인해 난청자들이 꺼려하는 경향이 있어서, 이에 대한 대안으로 완전 이식형 보청기 (fully implantable middle ear hearing device)의 연구가 활발히 진행되고 있다[1]. 완전 이식형 보청기는 공기 전도형 보청기와 달리 이물감이 없고, 하울링 (howling)을 줄일 수 있는 장점을 가지고 있으나, 완전 이식형 보청기의 구동에 필요한 전지가 체내에 삽입되어 있기 때문에 이식형 보청기의 형태에 알맞은 무선 충전 방식을 결정해야 한다.

본 논문에서는 완전 이식형 보청기의 구동에 필요한 전지를 무선 전력 전송 방식으로 충전하기

위하여 송수신용 루프형 (loop type) 코일을 제작하였고, 측두골에 이식되었을 때 피부조직의 두께를 고려하여 송수신 코일 간의 거리 차가 최대 8 mm일 경우에도 안정적으로 충전을 할 수 있는 송수신 모듈을 제작하였다.

연구 방법

본 연구에서는 무선 전력 송수신 방식으로 완전 이식형 보청기 내에 있는 전지를 충전하기 위하여 루프형 송수신 코일을 설계하였다. 루프형 코일은 근역장 (near-field)에서 대부분의 에너지가 자기 에너지로 존재하고, 에너지 전달 또한 자기장을 매개로 이루어져 있어 물체에 대한 투과력이 우수한 특성을 가지고 있다[2].

송수신 코일의 크기는 이식될 측두골 부근의 이식 공간과 완전 이식형 보청기의 크기를 고려하여 외경을 28 mm, 내경을 26 mm로 제한하였고,

0.09 mm 두께의 코일을 이용하여 제작하였다. 각 코일은 제작이 용이하도록 그림 1과 같이 동일한 형상으로 제작하였다.

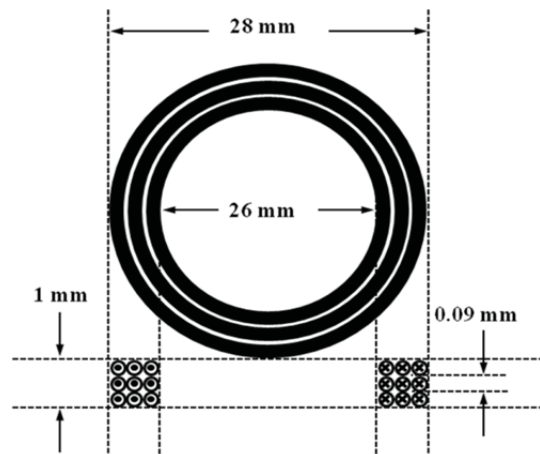


그림 1. 제안한 무선 전력 송수신 코일의 형태

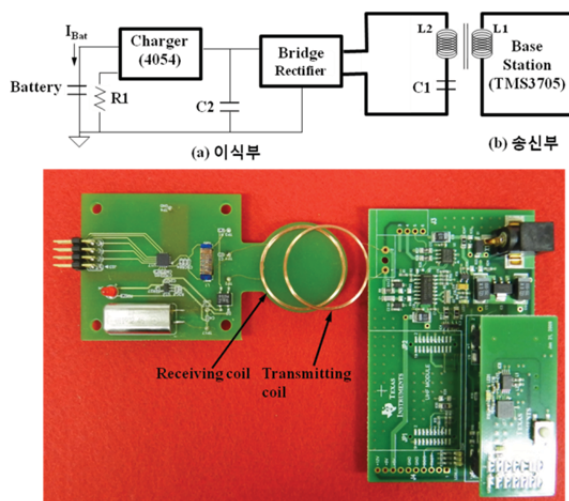


그림 2. 무선 전력 송수신 충전 회로의 블록선도 및 송수신부 사진

송신 시스템은 그림 2와 같이 134.2 kHz의 주파수에서 동작하는 TMS37157 (Texas Instrument) IC를 이용하여 구현하였고[3], 수신 시스템은 LC 직렬 공진과 브릿지회로, 충전 IC (LTC4054L, Linear Tech.), 38 mAh 용량의 이식형 배터리 (R10499, Greatbatch Inc.)를 이용하여 구현하였다.

연구 결과

제작한 송수신 코일과 송수신 모듈을 이용하여 송수신 코일 간의 거리와 송수신 코일의 인덕턴스를 변화시켜 가면서 배터리로 유입되는 전류 (I_{Bat})를 측정하였다. 코일의 인덕턴스는 3종류 (416 μ H, 383 μ H, 204 μ H)를 사용했으며, 송수신 코일의 간격을 2 mm 간격으로 변화시키면서 측정하였고, 그림 3의 결과를 얻을 수 있었다.

결과를 살펴보면 204 μ H 코일은 5 mm의 송수신 거리에서 정상적으로 동작하나, 8 mm 가 넘는 거리에서 충전 전류가 급격히 감소하므로 목적에 적합하지 않을 것으로 판단된다. 그리고 383 μ H와 416 μ H는 5 ~ 10 mm까지 약 10 mA의 전류로 충전시킬 수 있기 때문에 목적에는 적합하나, 416 μ H의 코일이 383 μ H보다 더욱 우수한 특성을 보였기 때문에 최종적으로 416 μ H의 코일을 선택하였다.

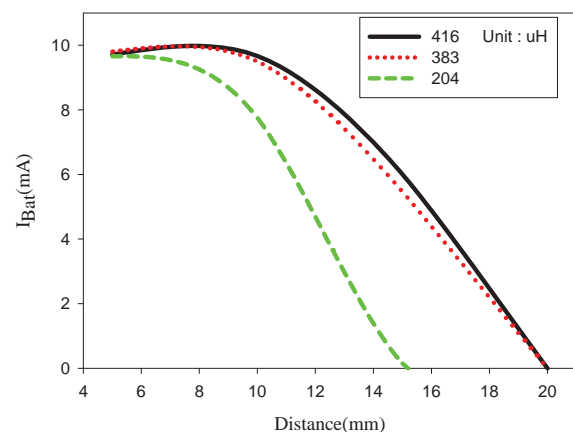


그림 3. 송수신 코일 간의 거리 변화에 대한 충전 전류

결론 및 고찰

본 논문에서는 134.2 kHz의 주파수를 이용하는 TMS37157 IC를 기반으로 하는 무선 전력 송수신 모듈을 제작하였다. 이를 이용하여 8 mm의 거리에서도 무선 전력 전달이 원활하게 이루어지도록 송수신 코일의 인덕턴스를 변화시키면서 실험을 수행하여, 가장 우수한 결과를 보이는 송수신 코일의 인덕턴스를 결정하였다.

참고 문헌

이 연구는 2011년도 식품의약품안전청 ‘무채혈
혈당측정기의 평가 가이드라인 개발 연구’ 과
제(과제번호 12172미래평551)의 지원을 받아
수행하였음.

- [1] J.H. Cho, Y.H. Yoon, M.K. Kim, H.G. Lim, and I.Y. Park, "Fully-implantable middle ear hearing device in Korea: Current status," in Proc. *3th International Symposium on Advanced Technology for Recovery of Human Sensibility*, Daegu, Korea, October 2005.
- [2] 박영진, "무선전력전송, 무선충전 기술 및 표준화 동향," *TTA Journal*, 제 138 호, pp.34-39, 2011 년 11 월.
- [3] K. Aslanidis and J. Wyatt, "LF HDX System Parameter Calculation for TMS37157 (PaLFI)," *Texas Instruments Application Note*, July 2010.

태블릿 PC를 이용한 인지재활 프로그램의 개발

박혜정¹, 조종현¹, 임윤희², 여정진², 유문호¹, 양윤석¹

¹전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부, ²전북대학교 공과대학 대학원 헬스케어공학과

Development of Cognitive Evaluation and Rehabilitation Program Using Touch-Pad Interface

H. J. Park¹, J. H. Jo¹, Y.H. Lim², J. J. Yeo², M. H. Ryu¹, Y. S. Yang¹

¹Division of Biomedical Engineering, Chonbuk National Univ.,

²Dept. of Healthcare Engineering, Chonbuk National Univ.

Abstract

This study aims to develop a touchpad-based application for cognitive rehabilitation of brain-diseased patients. Touch-based interaction of the device is expected to provide easy and effective training of cognitive ability. Its greater mobility, convenience, and functional affordance over similar computational approaches based on desktop will increase the continuity and consistency of the training. Training content for 5 cognitive areas were developed based on concurrent researches and clinical guidelines. Field test is being arranged to ensure clinical validity as well as the usability of the prototyped application.

연구 배경

뇌손상 환자 대다수가 인지 기능 장애와 같은 후유증을 겪고 있으며, 특히 외상성 뇌손상의 경우 집중력과 기억력 등의 능력이 저하되어 삶에 부정적인 영향을 미치는 것으로 보고되고 있다.

전통적인 인지재활 치료방식은 평가 및 진단이 어려울 뿐 아니라, 환자의 자발적 참여 동기부여가 어려워 많은 전문 인력이 필요하다.

Rehacom이나 Comcog와 같은 컴퓨터를 이용한 전산화 인지재활 프로그램은 치료자 개입이 줄어들고 환자의 동기부여와 객관적이고 정확한 그리고 지속적인 데이터를 얻을 수 있는 장점이 있다[1]. 하지만 불편한 휴대성과 제한된 인터페이스, 고가의 비용, 언어적·문화적 차이로 인한 문제점으로 인해 국내 환자에 적용하는데 한계가 있다.

이러한 문제를 해결하기 위해서는 보다 저렴한 기기 혹은 주변의 활용 가능한 플랫폼을 적절히 활용하는 방안이 필요하며, 최근 개인 사용자에게 활발히 보급되고 있는 터치패드/태블릿 PC는 이를 위한 훌륭한 도구가 될 수 있다.

본 연구에서는 터치 인터페이스가 가능한 태블릿PC를 이용함으로써 컴퓨터 기반 인지 재활 프로그램의 장점을 보다 쉽고 직관적으로 사용할 수 있으며, 흥미로운 애플리케이션을 통해 지속적인 몰입을 가능케 하며, 다양한 멀티미디어 상호 작용을 통해 인지재활 효과를 증진시키는 것을 목적으로 하였다. 또한 자유로운 네트워크 통신 환경을 활용하여 의사-환자간 실시간 피드백과 스코어링 데이터베이스를 구축하였다.

인지 재활 프로그램

A. 인지 영역별로 세분화된 애플리케이션 개발

본 프로그램은 Android Operation System을 기반으로 한 모바일 애플리케이션으로 구현되었다. 태블릿 PC의 프로토타입으로는 갤럭시 탭 10.1 (SHW-M380W, Samsung Co.Ltd, Korea)를 사용하였다. 안드로이드의 기본 개발 언어가 자바를 이용하여 이클립스 환경에서 개발하였다.

애플리케이션은 그림 1와 같은 총 5가지 콘텐츠로 구성하였으며 각 콘텐츠는 일반적인 인지재

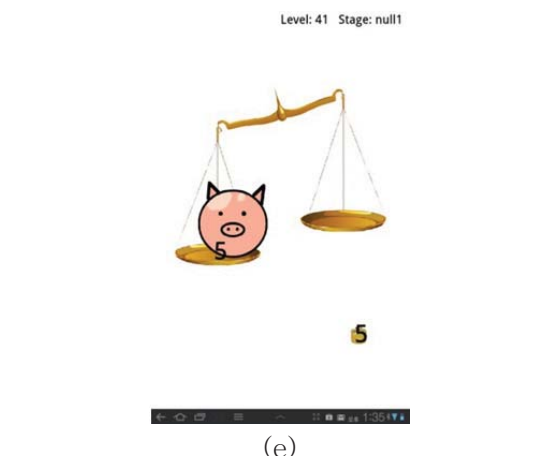


그림 1-(a)는 시공간 인지 훈련을 위한 콘텐츠이다. 제시된 블록을 알맞은 곳에 끼워 넣는 훈련으로, 전통적인 인지 재할 훈련 도구인 패턴 블록 끼우기를 참고하여 만들었다. 쉬운 난이도는 블록의 크기가 크고, 블록을 끼우는데 힌트가 되는 보조선을 제공한다. 중간 난이도는 블록의 크기가 작으며, 보조선은 없으나 블록의 고유한 형태를 노출하여 정답 유추가 가능하도록 한 것이 특징이다. 어려운 난이도는 블록의 크기를 작게, 블록의 요철이 드러나지 않는 문제를 통하여 사용자가 다양한 방법으로 문제를 해결할 수 있도록 하였다.

터치 조작에 익숙하지 않은 사용자를 위하여 손가락 터치가 제대로 입력이 되었는지를 명확히 표현해 주기 위하여, 블록을 터치했을 때 블록 아래 그림자로 입체감을 표시하였다. 훈련 평가는 주로 블록을 알맞은 자리에 끼우는데 까지의 경과 시간을 포함한 훈련 진행 기록을 수치화하여 저장한다.

그림 1-(b)는 주의 집중력을 훈련을 위한 콘텐츠이다. 보기에 제시된 그림과 같은 선택지의 그림을 찾는 훈련으로, 전통적인 인지 재할 훈련 방법인 그림 비교하기를 참고하여 만들었다. 쉬운 난이도는 선택지의 그림이 2개이며, 중간 난이도는 4개, 어려운 난이도는 6개이다. 화면에서 보기의 그림과 같은 그림에 반응하여 터치하는 집중력 훈련으로 다른 콘텐츠보다 즉각적인 반응이 요구가 된다.

제시된 그림들에 집중을 해야 하기 때문에, 가능한 다른 시각적인 효과는 최소화 하였다. 수행능력을 평가하기 위해, 총 경과시간과 정답과 오답의 개수를 측정하여 저장하였다.

그림 1-(c)는 기억력 훈련을 위한 콘텐츠이다. 카드 짝 맞추기 훈련으로, 뒤집혀 있는 카드 중 같은 그림을 찾아야 한다. 익숙한 카드 맞추기 게임을 난이도에 따라 카드의 개수를 달리하여 구성하였다. 첫 번째 난이도는 총 4개의 카드가 나오고 두 번째 난이도는 6개의 카드가 나오며,

세 번째 난이도는 8개, 마지막으로 네 번째 난이도에선 12개의 카드가 나온다.



그림2. 기억력 콘텐츠에서 익숙한 사물이나 인물 사진을 활용한 카드 맞추기 훈련 화면

특히 일상생활 복귀에 도움이 되도록 사용자에게 익숙한 인물이나 사물의 사진을 태블릿에서 바로 촬영하여 카드게임의 카드로 사용할 수 있도록 하는 기능을 추가하였다.

그림 1-(d)는 언어 능력 훈련을 위한 콘텐츠이다. 각 화면에 제시된 문제의 의도에 맞는 단어 나 문장을 고르는 훈련이다. 쉬운 난이도는 단어를 들려주고, 그 단어를 선택지에서 찾는 훈련과 제시된 그림을 보고 그에 알맞은 단어를 찾는 훈련으로 구성이 되어있다. 중간 난이도는 지문을 읽고 상황에 맞지 않는 단어를 찾는 훈련이다. 어려운 난이도는 끝말잇기 훈련으로 처음 제시된 단어의 끝말을 찾는다. 복합적인 재활 훈련 효과를 염두에 두고 멀티미디어 콘텐츠로 구현하였다.

그림 1-(f)는 문제 해결 능력 훈련을 위한 콘텐츠이다. 주어진 추를 이용하여 제시된 상황에 맞게 저울 위로 추를 올려 저울을 수평으로 만드는 훈련이다. 쉬운 난이도에서는 저울의 한쪽에 무게가 썬진 추가 올려져 있고 저울이 수평이 되도록 사용자가 반대편에 알맞은 무게의 추를 올려놓는 것이다. 중간 난이도에서는 저울의 왼쪽에 추 대신 무게가 썬진 물건이 올라가 있다. 어려운 난이도에서는 무게가 쓰이지 않은 물건이 한쪽에 올려져 있는 상황에서 사용자가 저울의 움직임을 이해하고, 무게 추를 이용해 문제를 해결할 수 있도록 하였다.

모든 콘텐츠들은 다양한 난이도의 문제은행 방식을 도입하여, 환자의 인지능력에 따른 훈련 할 수 있도록 하였다. 환자의 재활 훈련 과정을 체계적으로 데이터화하기 위해, 스테이지가 해결될 때마다, 난이도, 경과시간, 오답율 등을 사용자 기기와 원격 서버의 데이터베이스에 저장하여, 필요 시 훈련 내용과 점수를 확인할 수 있도록 하였다. 의사나 치료사가 환자의 훈련에 관한 평가 지표로 활용하는데 도움을 줄 목적으로 하였다.

이름	성별	나이	난이도	경과시간	오답율
1	남	7	2012.10.01		
2	남	10	2012.10.01		
3	남	9	2012.10.01		
4	남	9	2012.10.01		
5	남	8	2012.10.01		
6	남	7	2012.10.01		
7	남	6	2012.10.01		
8	남	6	2012.10.01		
9	남	26	2012.10.01		
10	남	3	2012.10.01		
11	남	3	2012.10.01		
12	남	12	2012.10.01		
13	남	27	2012.10.01		
14	남	12	2012.10.01		
15	남	21	2012.10.01		
16	남	42	2012.10.01		
17	남	12	2012.10.01		
18	남	3	2012.10.01		
19	남	3	2012.10.01		
20	남	3	2012.10.01		
21	남	9	2012.10.01		
22	남	3	2012.10.01		
23	남	3	2012.10.01		
24	남	3	2012.10.01		
25	남	3	2012.10.01		
26	남	3	2012.10.01		
27	남	3	2012.10.01		
28	남	3	2012.10.01		
29	남	3	2012.10.01		
30	남	4	2012.10.01		
31	남	8	2012.10.01		
32	남	8	2012.10.01		
33	남	4	2012.10.01		
34	남	3	2012.10.01		
35	남	6	2012.10.01		

그림 3. 환자의 훈련 결과가 나타나는 화면

재활 훈련에 몰입이 쉽도록 콘텐츠 전반에 걸쳐 다양한 음향효과와 디스플레이 기술을 활용하였다.

인지 기능에 장애가 있는 환자들은 또한 편측 무시를 가지고 있는 경우가 많다. 이 편측 무시는 한 쪽 방향을 무시하는 것으로 인지력에 영향이 미치고 인지 치료에도 영향을 미친다. 따라서 편측 무시를 겪고 있는 환자들을 고려하여 좌측 또는 우측에 붉은 띠가 나타나게 하였다. 붉은 띠가 나타남으로 인해서 환자들이 편측 무시가 있는 쪽을 자연스럽게 의식하도록 하였다.



그림4. 편측 무시 환자를 고려한 붉은 띠 예시 화면

정원창 및 고막의 음향 신호 인가에 따른 등자뼈 응답특성 측정

신동호¹, 김동욱¹, 정의성², 성기웅³, 조진호^{1*}

¹경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터학부, ²경북대학교 의공학연구소, ³경북대학교병원 의공학과

Measurement of Stapes Response Characteristics with Driven Acoustic Signal on Round Window and Ear Drum

D. H. Shin¹, D. W. Kim¹, E. S. Jung², K. W. Seong³ and J. H. Cho^{1*}

¹Graduate School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook Natl. Univ.,

²Institute of Biomedical Engineering Research, Kyungpook Natl. Univ.,

³Department of Biomedical Engineering, Kyungpook National University Hospital

*jhcho@ee.knu.ac.kr

Abstract

In this paper, human cadaver temporal bones were stimulated in the forward direction by an ear drum sound source, and in the reverse direction by a round window (RW) sound source. For each stimulus type, stapes response characteristics were measured. The result of experiment for ear drum stimulation was higher than RW case by around 10 dB in low frequency and 20 dB in high frequency. The results show a loss of acoustic signal for round window stimulation and this is because fluid of inner ear has high impedance. Therefore, to transmit energy to inner ear, the high impedance of round window should be overcome.

서론

최근 정원창 구동 보청기의 연구가 활발히 진행되고 있다. 기존의 이소골 구동 방식은 내이의 난원창 (oval window)을 통해 순방향 (forward direction)으로 신호를 인가하는 형태이다. 이는 소리 자극에 의한 청취경로를 그대로 이용하는 방법으로 진동을 발생시키는 장치가 이소골 (ossicle chain)에 거치되어 이소골을 진동시켜 내이에 신호를 인가하게 된다.

반면, 정원창 구동 방식은 내이의 정원창 (round widow)을 통해 역방향 (reverse direction)으로 신호를 전달하는 방식으로 이 경우는 음향 청취 경로를 그대로 이용하기 때문에 신호 전달에 최적화 되어있는 이소골의 등자뼈 족판 (stapes footplate)이 내이의 유체와 완벽한 임피던스 매칭이 되어있기 때문에 임피던스 매칭에 대해 고려할 필요가 없다. 그러나 정원창 구동 방식은

이소골 구동 방식과 달리 정원창에 직접적으로 신호를 전달하는 방법이다. 이와 같이 신호가 정원창에 그대로 입사하게 된다면 가벼운 매질인 공기에서 무거운 매질인 유체로 전달되기 때문에 임피던스의 현저한 차이로 인하여 대부분의 신호가 반사되어 소실된다. 이처럼 이소골은 내이로 전달되는 신호의 손실을 최소화하는 역할을 하게 되는데 이소골을 통하지 않고 직접적으로 내이로 신호를 전달하게 된다면 임피던스 차이로 인해 많은 손실이 발생할 것이다.

본 논문에서는 이를 확인하기 위해 인체 측두골 (human cadaver temporal bones)을 이용하여 고막과 정원창에 직접 음향신호를 인가하여 등자뼈의 진동 특성을 측정하여 비교하였다.

실험 방법

본 실험에 사용된 3개의 인체 척두골은 ASTM (American society for testing and materials) 표준 규격 F2504 제시된 기준에 적합한 것을 사용하였다[1]. 그리고 외이도에는 3 cm 길이의 플라스틱 튜브를 사용하여 각각의 척두골이 가지는 편차를 최소화 하였다. 또한, 등자뼈의 특성을 측정하기 위해 등자뼈의 중앙에 반사체를 부착하였으며, 측정 장비인 레이저 도플러 진동 측정기 (laser Doppler vibrometer)의 레이저 입사 각도는 반사체와 이루는 각도가 60도를 넘지 않은 상태로 실험 환경을 구축하였다.

실험 방법은 각각의 인체 측두골에 94 dB SPL에 해당하는 음향 신호를 외이도를 통해 고막에 인가 후 등자뼈의 진동특성을 측정하였다. 그리고 정원창 소와 (niche)를 통해 94 dB SPL에 해당하는 음향 신호를 인가 후 등자뼈의 진동 특성을 측정하였다.

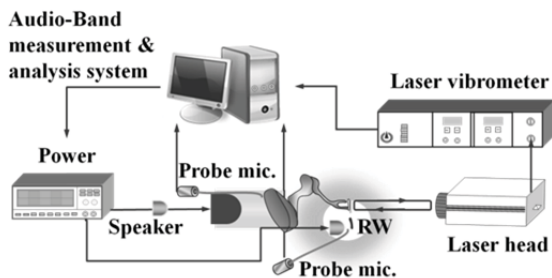


그림 1. 정원창 및 고막의 음향 신호 인가에 따른 등자빠 응답특성 측정을 위한 실험 환경

실험 결과

인체 측두골을 이용해 측정된 실험 결과는 그림 2와 같다. 외이도를 통해 고막에 음향 신호를 인가한 경우와 정원창 소와에 음향 신호를 인가한 경우 유사한 계형을 보이고 있다. 그러나 외이도를 통해 고막에 음향 신호를 인가 한 실험 결과보다 정원창 소와에 음향 신호를 인가한 경우 저주파 대역에서 약 20 dB, 고주파 대역에서 약 10 dB 차이를 보였다.

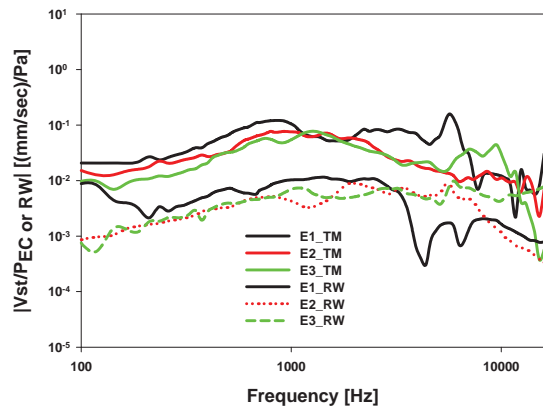


그림 2. 정원창 및 고막의 음향 신호 인가에 따른 등자뼈 응답 특성

결론

본 논문에서는 정원창 및 고막의 음향 신호인가에 따른 등자뼈의 진동 특성을 측정하였다. 측정 결과를 보면 정원창 소와에 음향 신호를 인가한 경우보다 고막을 통해 음향 신호를 인가한 경우에 등자뼈의 진동 특성이 높게 나타났다. 이러한 결과로 비추어 볼 때 음향 신호가 가벼운 매질인 공기에서 무거운 매질인 유체로 전달되면서 음향 임피던스의 차이로 인해 상당한 신호가 소실된 것으로 확인되었다.

따라서, 정원창 구동 보청기의 트랜스듀서가 내
이에 효율적으로 신호를 전달하기 위해서는
정원창의 높은 임피던스를 극복해야만 할 것으
로 판단된다.

Acknowledgements

본 연구는 "지식경제부", "한국산업기술진흥원", "대경광역경제권 선도산업지원단"의 "광역경제권 선도산업 육성사업"으로 수행된 연구결과입니다.

참고 문헌

- [1] ASTM F2504-05, *Standard Practice for Describing System Output of Implantable Middle Ear Hearing Devices*, USA, 2005.

혀에 부착이 가능한 유연성 미세 전극

우상호¹, 송병섭^{2*}

¹대구대 재활과학대, BK21 팀, ²대구대 재활과학대

Flexible Microelectrode Array System for Dysarthria Rehabilitation

S. H. Arman Woo¹, B. S. Song^{2*}

¹BK21 team, College of Rehabilitation Science, Daegu Univ.,

²College of Rehabilitation Science, Daegu Univ.

*bssong@daegu.ac.kr

Abstract

Flexible Microelectrode array system is based on advanced neuronal signal measurement technique, surface micropatterning, microelectrode array technology, and flexible electrode technology for attaching the electrode to the tongue. The combination of these techniques allows us to design and analyze live tongue signal at the in-vivo environment. In this article, novel flexible microelectrode array for tongue is proposed: The proposed array is flexible enough to attach to the tongue and has microelectrode patterning for measuring action potential while speak or moving the tongue. This novel idea can provide new opportunities in the fusion of these technologies to apply them in neurobiology, neuroscience, and rehabilitation areas.

연구 배경

인간의 혀는 다수의 근육세포로 이루어져 있으며, 서로가 네트워크를 형성하여 뇌에서 보내는 신호에 따라 다양하게 형상을 변화시킨다. 이러한 혀의 움직임에 따라 발음이 변화하게 되면, 많은 발음 장애 환자들이 신경, 정신, 그리고 근육에 문제점에 의하여 발음 장애가 발생한다. 또한 혀는 음식물을 삼키고 분절하는 기능이 있으며, 혀에 문제가 발생한 환자들은 음식물을 제대로 삼키지 못하는 문제점들도 있다. 기존에 혀의 움직임을 측정하는 방법들은 여러 가지가 있다. 팔라토미터 (palatometer)의 경우 입안에 마우스 피스 형태에 접촉된 센서를 삽입하면 혀가 위 천장에 부착이 되면 부착된 범위가 측정되는 방식이다. 이러한 방식은 음식물의 삼킴 및 혀의 움직임을 간접적으로 볼 수 있는 장점이 있으나, 혀의 전기적인 신호를 볼 수는 없다.

다른 방법으로는 초음파를 이용한 방법이 있으며, 이는 혀가 아래턱에 접촉된 상태 유무를 알 수 있는 장점이 있다. 그러나 이 방법은 측정이 용의하지 않고, 신호의 분석이 어려운 단점이 있다.

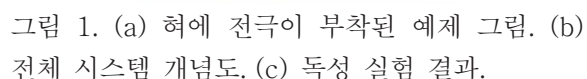
그외 Xueliang 등은 혀에 자석을 부착을 통하여 외부에서 혀의 움직임을 측정하는 시스템을 제안하였다. 이 방법은 홀 센서 (hall sensor)를 이용하여 계측하므로 정확성이 매우 떨어지며, 다채널로 측정을 할 수 없는 단점이 있다.

그러므로 본 논문에서는 혀에 부착이 되어 혀의 전기 신호를 측정할 수 있는 유연성 미세 전극을 제안한다. 제안된 전극은 혀에 부착이 가능할 정도로 부드러워야 하며, 혀의 일정 부분에서 전기 신호의 측정이 가능하다.

연구 방법

그림 1은 제안된 시스템의 개념도이다. 그림 1(a)는 기존의 혀를 자극하여 방향을 알려주는

그림 1. (b)는 제안된 시스템의 개념도이며, 유연성 전극이 시그널 컨디셔너 (signal conditioner)를 통과하여 증폭되어 측정되는 형태이다.



단하고, 이 물질의 안정성을 시험하기 위하여 세포 독성 실험을 수행하였다. 실험에 사용된 세포는 C2C12 (skeletal muscle cells)이며, 표준 배양 환경에서 배양 후 hemocytometer를 이용하여 대조군과 실험군의 세수수의 차이가 없음을 측정하였다.

또한 추후에는 허의 움직임을 유추할 수 있도록 휘어짐 정도를 측정할 수 있는 유연선 센서가 부착될 예정이며, 이를 위하여 유연선 변형 감지 센서의 제작이 필요하다.

- [1] H. J. Sedwick and R. E. Brawley, "Palatometer," *American journal of orthodontics and oral surgery*, vol. 24, pp. 673-674, 1938.
- [2] H. Xueliang, et al., "A Magneto-Inductive Sensor Based Wireless Tongue-Computer Interface," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 16, pp. 497-504, 20

정상의 경우와 정원창 구동 시 청각 전달 경로를 블록선도로 비교하면 그림 1과 같다. 정상적인 청각 전달 경로의 경우 그림 1(a)처럼 소리는 고막 (tympanic membrane)을 거쳐 이소골에서 증폭되고 달팽이관의 난원창 (oval window)을 자극하며, 달팽이관에서 발생한 전기 신호는 청신경을 통해 대뇌로 전달된다. 이와는 달리 정원창으로 진동 자극을 인가하는 경우엔 그림 1(b)와 같이 달팽이관으로부터 대뇌로는 정상적인 흐름으로 신호가 전달되지만, 이소골을 거치지 않으므로 이소골이 가지고 있는 고유의 특성이 나타나지 않는다.

이소골의 주파수 특성은 그림 2와 같이 미국 재료 시험 협회 (American Society of Testing and Materials, ASTM)의 표준으로 규정되어 있으며, 사람의 이소골은 약 1 kHz를 중심으로 공진 특성을 갖는다 [8]. 따라서 본 논문에서는 기존에 제안한 3코일형 전자기 진동체[9]가 약 1 kHz의 공진 특성을 나타내게 함으로써, 이소골과 유사한 주파수 특성을 강제로 가지도록 제작한다.

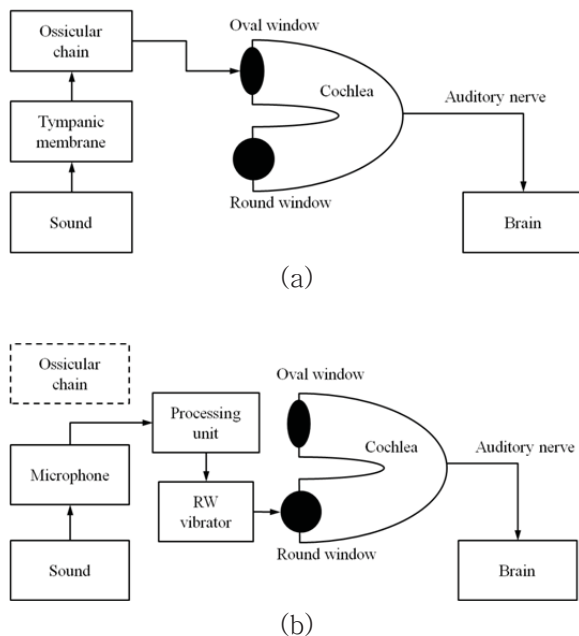


그림 1. 자극의 위치에 따른 청각 전달 경로; (a) 정상적인 청각 전달 경로의 경우, (b) 정원창 구동 시 청각 전달 경로

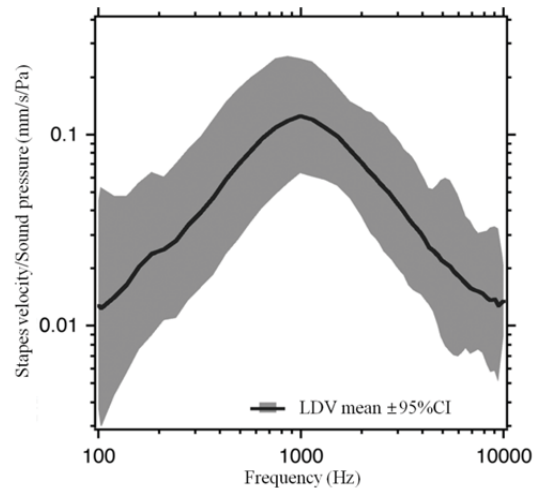


그림 2. 미국재료시험협회에 규정되어 있는 등자 뼈의 진동 특성 (ASTM-F2504)

이소골 특성이 반영된 정원창 자극용 진동체

이소골의 특성을 반영하기 위해, 3코일 진동체의 기본 구조, 외형, 자석의 크기를 그대로 유지한 상태에서 진동막의 형태만 변화시켜 전체 특성을 조절하였다. 이와 같이 제작한 진동체는 레이저 진동 측정기 (laser vibrometer, OFV-551, Polytec)를 이용하여 진동 특성을 측정하였고 그림 3과 같은 결과를 얻을 수 있었다.

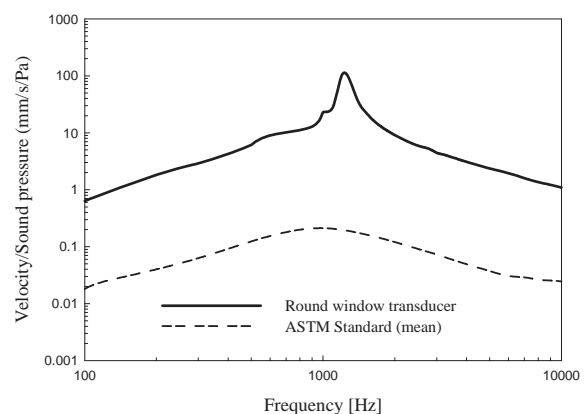


그림 3. 제안한 3코일형 전자기 진동체의 주파수
별 진동 특성 측정

제안한 진동체는 그림의 실선에 나타난 것처럼 약간 날카로운 공진 특성을 보이지만 점선에 나타난 정상인의 평균값에 비해 약 40 dB의 이득을 얻을 수 있었으며, 전반적으로 목표로 하는 1 kHz 부근에 공진점이 형성되어 있기 때문에 이소콜이 제거

[3] D. S. Haynes, J. A. Young, G. B. Wanna, and M. E. Glasscock, "Middle ear implantable hearing devices: An overview," *Trends in Amplification*, vol.13, no.3, pp.206-214, September 2009.

[4] J. H. Spindel, P. R. Lambert, and R. A. Ruth, "The round window electromagnetic implantable hearing aid approach," *Otolaryngologic Clinics of North America*, vol.28, no.1, pp.189-205, February 1995.

[5] 이철희, *임상의를 위한 두정부 해부학*, 대한
민국, 법문사, 2004.

[6] S. P. Schraven, B. Hirt, E. Goll, A. Heyd, A. W. Gummer, H. P. Zenner, and E. Dalhoff, "Conditions for highly efficient and reproducible round-window stimulation in humans," *Audiology & Neurotology*, vol.17, no.2, pp.133-138, 2012.

[7] Y. Shimizu, S. Puria, and R. L. Goode, "The floating mass transducer on the round window versus attachment to an ossicular replacement prosthesis," *Otology & Neurotology*, vol.32, no.1, pp.98-103, January 2011.

[8] ASTM F2504-05, *Standard Practice for Describing System Output of Implantable Middle Ear Hearing Devices*, USA, 2005.

[9] K. W. Seong, M. W. Kim, J. H. Lee, M. N. Kim, and J. H. Cho, "Design of a new vibration transducer for implantable middle ear hearing devices," *IEEJ Transactions on Electrical and Electronic Engineering*, vol.5, no.5, pp.608–610, September 2010.

연구 방법

제작된 이식형 듀얼 마이크로폰 구조도 및 토끼의 이식한 사진은 그림 1과 같다. 하나의 케이스 몸체에 두 개의 진동막과 ECM을 서로 다른 방향으로 배치함으로써, 원하는 신호와 잡음 신호의 크기차이를 유발하도록 설계하였다. 제작된 마이크로폰의 사이즈는 직경 15 mm, 높이 4.5 mm이며, 진동막의 유효직경은 10 mm이다. 제작에 사용된 ECM은 감도 -30 dB (0 dB = 1 V/Pa)이며, 각 접합 부분은 생체 적합 본드 (Medicure-222, Dymax)를 이용하여 밀봉 처리하였다.

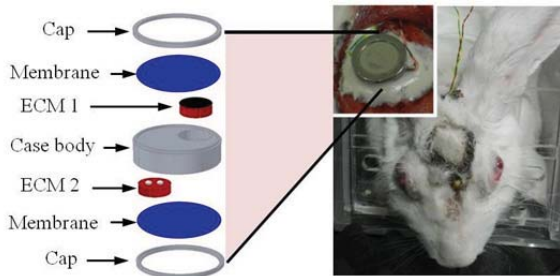


그림 1. 제작된 이식형 듀얼 마이크로폰 구조도 및 토끼의 이식된 사진

제작된 이식형 듀얼 마이크로폰을 토끼의 이마에 이식하고 본 시멘트 (Polycarboxylate cement, Shofu)를 이용하여 고정하였다. 토끼 귀의 사이즈 및 저작운동시 진동효과 등을 고려하여 이마아래 두개골에 이식하였으며, 이식 후 피부가 마이크로폰의 진동막에 충분히 접촉될 수 있도록 4주가 지난 다음 실험을 수행하였다. 성능 평가를 위한 실험환경 블록도는 그림 2와 같다.

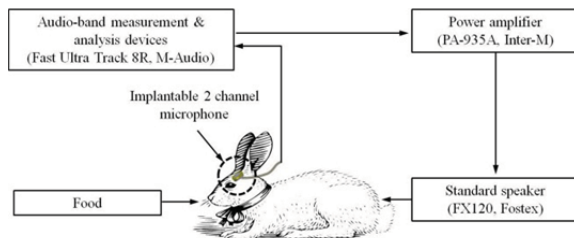


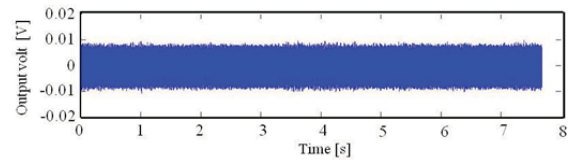
그림 2. 성능평가를 위한 실험환경 블록도

동물실험은 배경 잡음 (background noise)이 약 20 dB SPL인 음향 챔버 내에서 수행하였다. 컴

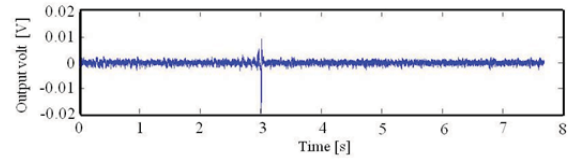
퓨터와 연결되는 음향 신호 분석기 (fast ultra track 8R, M-Audio)와 표준 스피커 (FX120, Fostex)를 통해 약 80 dB SPL의 1 kHz 순음을 인가하였으며, 동시에 토끼에게 사료를 주어 저작운동을 유발시켰다. 그리고 이식된 마이크로폰을 통해 획득된 신호를 MATLAB 프로그램을 이용하여 LMS 알고리즘 (least mean square algorithm) 기반의 적응필터를 구현한 다음 신호처리 하였다. 적응필터의 스텝 사이즈 파라미터 (step size parameter)는 0.5, 필터차수 (filter order)는 128로 설정하였다.

연구 결과

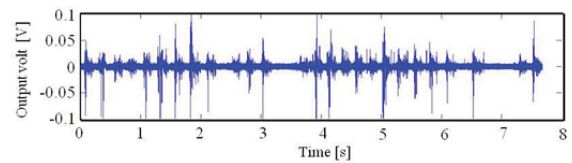
실험을 통해 측정된 데이터와 신호처리 후 데이터는 그림 3과 같다.



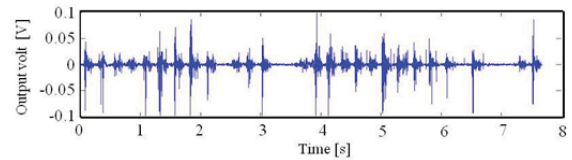
(a)



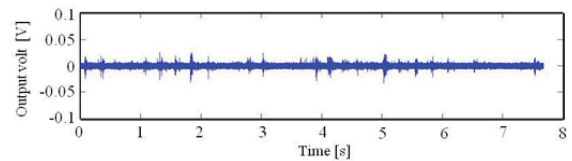
(b)



(c)








(d)



(e)

표 1. 욕창 예방을 위한 7가지 자세

No	Positions	Position figure
1	Supine position	
2	Supine position (Head 15°)	
3	Supine position (Foot 15°)	
4	Lateral position with 15° rotation (right)	
5	Lateral position with 30° rotation (right)	
6	Lateral position with 15° rotation (left)	
7	Lateral position with 30° rotation (left)	

실험에 사용한 7가지 자세는 표1과 같고, 병원에서 실시하는 욕창 방지 프로토콜에 근거하여 선정하였다.

연구 결과

실험 결과 실험 대상의 몸무게와 체형에 따라 최고 압력값의 차이는 나타났으나, 압력이 집중되는 부위가 견갑골과 엉덩이 부위로 동일하게 나타났다.

표 2. 자세별 최대 집중 압력(견갑골, 엉덩이)의 평균값

평균 압력(mmHg)	1	2	3	4	5	6	7
오른쪽 견갑골	23.17± 6.78	23.89± 6.2	23.81± 5.63	19.58± 6.15	19.30± 9.62	24.93± 7.27	26.07± 8.57
왼쪽 견갑골	20.75± 6.34	22.07± 5.21	21.78± 6.03	21.99± 4.68	22.65± 5.92	17.71± 6.05	17.13± 6.99
오른쪽 엉덩이	23.07± 6.14	24.08± 5.91	24.25± 9.36	21.17± 6.09	21.02± 3.83	26.70± 7.99	28.23± 11.61
왼쪽 엉덩이	22.94± 3.84	23.99± 4.13	23.85± 4.88	27.74± 8.43	28.15± 6.6	21.30± 7.76	20.64± 5.24

자세에 따라 견갑골과 엉덩이 부위에 차이를 나타내었고, 자세에 따라 왼쪽과 오른쪽 부위의 압력 부위가 달라지는 것을 확인하였다. 이번 연구 결과를 통하여 기존의 교대 부양 방식의 공기압 매트리스 보다는 자세 변환이 가능한 공기압 방식의 매트리스를 이용할 경우, 집중 압력 부위에 압력이 집중되는 시간을 더욱 효과적으로 분산시키고, 욕창 예방에 효과를 가져올 수 있을 것으로 사료된다.

Acknowledgements

이 연구는 중소기업기술혁신개발사업과제(S1072518)과제의 지원을 받아 수행하였음.

참고 문헌

- [1] Rosen J, Mittal V, Degenholtz H, et al., "Ability, incentives, and management feedback: organizational change to reduce pressure ulcers in a nursing home," J Am Med Dir Assoc, Vol. 7, pp. 141-146, 2006.
- [2] Catz A, Thaleisnik M, Fishel B, et al., "Recovery of neurological function following spinal cord injury in Israel," Spine, Vol. 27, pp. 1733-1738, 2002.
- [3] McClement E. Pressure sores. Nursing, Vol. 2, No. 21, 1984.
- [4] Dickerson, S. S., "Guidelines for evaluating tools for clinical decision making," The Journal of Nursing Education, Vol. 26, No. 5, pp. 215-220, 2001.

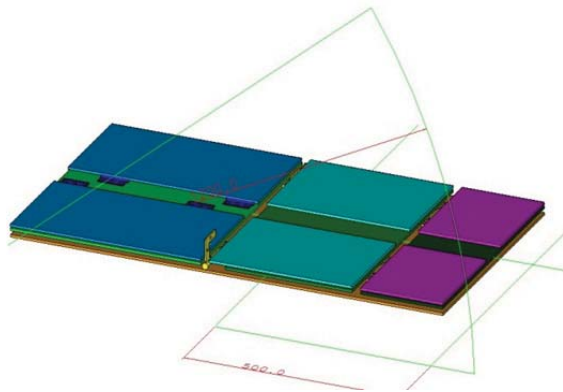


그림 2. 공기압 튜브 시스템 구성도(2단)

연구 결과

공기압 튜브 시스템은 아래 그림 3과 같이 제작되었다. 총 6개의 부분으로 나뉘어 좌·우측이 각각 변화 가능하고, 위아래 방향으로 3부분으로 구분된 형태로, 상체 올림 및 하체 올림 등 그림 4와 같이 자세 변환이 가능하도록 제작되었다.



그림 3. 공기압 튜브 시스템



그림 4. 자세 변경시 공기압 튜브 시스템

공기압 매트리스와 자세 변경이 가능한 구조물을 아래 그림과 같이 일체화하여, 자세 변환 실험이 가능하도록 그림 5와 같은 형태로 매트리스가 개발되었다. 개발된 매트리스는 욕창 예방용 9가지 자세로 체위 변경이 가능하다. 자동 체위 변경 매트리스를 이용하여, 매트리스 특성에 따른 공기압 분포와 자세 변환시 압력 집중 변화량을 실험을 통해 확인한 후, 집중 압력을 분산시키고, 집중 부위를 변화 가능한 자세 변화 알고리즘을 개발한다.



그림 5. 자동 채워 변경이 가능한 매트릭스

면, 주변의 도움 없이도 환자가 욕창 예방 가능할 것으로 사료된다.

추후 연구 진행을 통해 환자가 안정감을 느낄 수 있는 자세와 일정환 시간 간격을 유지하며 자동 자세 변환 알고리즘을 추가한다면, 욕창 예방이 필요한 마비 환자들에게 유용할 것으로 예견된다.

Acknowledgements

이 연구는 중소기업기술혁신개발사업과제 (S1072518)과제의 지원을 받아 수행하였음.

참고 문헌

- [1] Chung-hwi Yi, Han-sung Kim, Won-gyu Yoo, Min-hee Kim, Oh-yun Kwon, "The Effects of Different Types of Automated Inclining Bed and Tilt Angle on Body-Pressure Redistribution," ADVANCES IN SKIN & WOUND CARE, VoL. 22 No. 6, 2009.
- [2] Dickerson, S. S., "Guidelines for evaluating tools for clinical decision making," The Journal of Nursing Education, Vol. 26, No. 5, pp. 215-220, 2001.
- [3] Pieper B. "Mechanical forces: pressure, shear and friction," In Acute and Chronic Wounds, R. Bryant and D Nix., 2007.

2-체절 발모델을 이용한 정상인과 무지외반증 환자의 중족족지관절 역학적분석

정보라, 김승현, 김영호*

연세대학교 의공학과

Mechanical Role of the Metatarsophalangeal Joint in Normal Subjects and Hallux Valgus Patients

B. R. Jeong, S. H. Kim, Y. H. Kim*

Department of Biomedical Engineering and Institute of Medical Engineering, Yonsei

University, Gangwon, Korea

*younghokim@yonsei.ac.kr

Abstract

The purpose of this study was to determine the kinetic role of the metatarsophalangeal (MP) joint during barefoot walking in normal group and hallux valgus (HV) patients. A two-segment foot model was applied to determine the moment and power of the MP joint using inverse dynamics. Twenty-two normal subjects and two HV patients were selected for the study. Results showed that no significant differences in the maximum MP joint moment between the two group. However, the energy absorption was significantly smaller in the HV patients (4.2 %GC•J/kg) than in the normal group (6.56 %GC•J/kg) ($p<0.05$).

연구 배경

발은 보행에 있어 에너지를 저장 및 방출하여 체중을 지지한다. 또한 몸무게를 지지하고 몸을 이동시키는 역할을 하기 때문에 충격을 흡수할 수 있는 구조를 가진다[1].

발의 전족부에서 중족골들과 지절골들의 사이에 위치한 중족족지관절은 전족부의 광범위한 지지 역할을 한다[2]. 발바닥접지기에는 체중이 발의 뒤꿈치와 전족부로 분리된다. 하지만 중간입각기와 발뒤축 들림기에는 체중의 중심이 앞으로 이동하면서 체중이 거의 전족부로 집중이 된다.

중족족지관절의 생체역학적 기전을 설명하기 위해 많은 연구들이 이루어져 왔다. Miyazaki 등[3]은 중족족지관절에서 발생하는 모멘트가 발목 관절에서 발생하는 모멘트의 20% 정도 라고 발표하였다. 또한, Stefanysyn 등[4]은 뛰거나 뽀박질하는 동안 중족족지관절의 에너지 흡수를 분석하였다. 이들은 발뒤축 들림이 이후에 모든

지면반발력이 중족족지관절에 작용한다는 가정을 하였다. 하지만 이 가정은 실제 발의 압력이 동과 다르기 때문에 이러한 가정을 보완한 분석 방법이 적용되어야 할 것이라고 예상된다.

무지외반증은 비교적 흔한 질환으로 족무지의 외측변위와 제1중족골의 내측 변위 변형, 그리고 점진적인 제1중족족지관절의 아탈구가 동반된다[5]. 이러한 무지외반증 환자의 경우 체중의 지탱과 같은 중족족지관절의 생체역학적 역할이 제대로 수행되지 못할 것이라 예상된다.

본 연구에서는 정상인과 무지외반증 환자의 보행에 있어서 중족족지관절의 생체역학적 역할을 두 개의 체절로 나뉘어진 발 모델을 통해 분석하였다.

연구 방법

본 연구에서는 신경근골격계에 이상이 없는 성인 22명을 정상인 피실험자 (나이: 26 ± 1.65 세,

키: $172 \pm 4.78\text{cm}$, 몸무게: $69.22 \pm 9.85\text{kg}$)로 선정하였다. 또한, 2명의 무지외반증 환자 피실험자 (HV1-나이: 23세, 키: 165cm , 몸무게: 65kg , HV2-나이: 56세, 키: 155cm , 몸무게: 53kg)로 선정하였다.

16개의 반사마커를 피실험자의 하지에 Helen Hayes 마커셋[6]에 맞게 부착시키고, 중족족지관절을 정의하기 위해 3개의 추가 마커를 첫 번째 중족족두의 측면 및 다섯 번째 중족족두의 측면, 엄지발가락의 측면에 부착하였다[7]. 총 10회의 보행을 반복하였고, 보행하는 동안 6대의 적외선 카메라(VICON NEXUS, VICON Motion system Ltd., UK)를 이용하여 200Hz의 샘플링율로 운동학적 데이터를 얻었다. 또한, 운동역학적 데이터를 얻기 위해 2개의 힘 측정판(5233A2, Kistler Instrument AG, Switzerland)과 1개의 압력측정시스템(MatScan, Tekscan Inc., USA)을 추가하여 각각 1000Hz, 100Hz의 샘플링율로 지면반발력 데이터를 획득하였다. 이렇게 측정된 데이터는 보간법을 이용하여 200Hz로 변환 후 운동역학적 데이터와 동기화시켰다.

보행 시 압력센서에서 측정된 발바닥 압력분포를 이용해 전체 압력 중 전족부에 해당하는 압력의 비를 이용하여 힘 측정판에서 측정된 지면반발력에 곱하여 전체 지면반발력 중 전족부에 해당하는 지면반발력의 크기를 측정해 모델에 적용하였다. 여기서, 전족부에 작용하는 수직성분의 지면반발력 비율과 수평성분의 지면반발력 비율은 같다고 가정하였다. 이 모든 데이터를 이용해 역동역학을 수행하여, 관절 모멘트와 파워를 시상면에서 분석하였다.

연구 결과

그림 1은 보행시 정상인과 무지외반증 환자의 중족족지관절의 모멘트이다. 본 연구에서는 압력 매트 데이터 분석모델에 적용시켜 입각기에도 전족부에 생성된 압력을 통해 보행의 전체 주기에서 중족족지관절의 기전을 관찰할 수 있다. 점선은 환자의 중족족지관절 모멘트이고, 실선은 정상인의 중족족지관절 모멘트이다. 모멘트의 최대값이 환자의 경우 큰 것으로 보이지만, 통계적으로는 유의한 차이가 없었다.

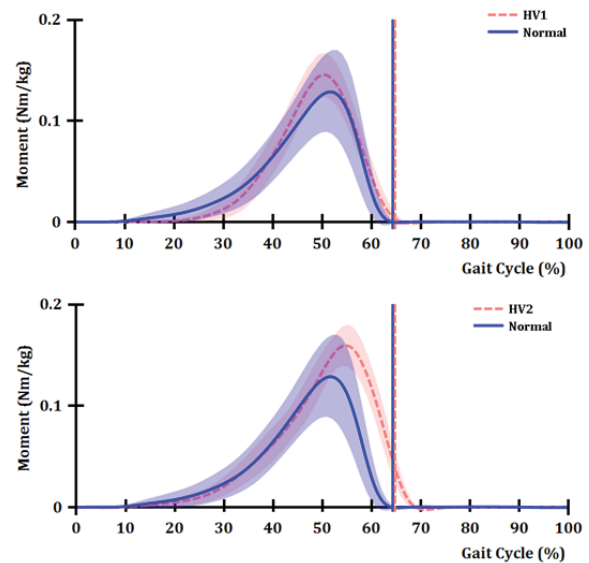


그림 1. 정상인과 환자의 중족족지관절 모멘트

그림 2는 보행시 정상인과 무지외반증 환자의 중족족지관절 일률이다. 점선은 환자의 중족족지관절 일률이고, 실선은 정상인의 중족족지관절 일률이다. 두 그룹 모두 발뒤축 들림기와 발가락 들림기 사이에 상당한 에너지 흡수가 발생한다. 하지만 무지외반증 환자의 경우 중족족지관절의 전체 에너지 흡수량이 정상인보다 현저히 적은 것을 알 수 있다.

본 연구에서 사용된 모델은 향후 전족부를 세분화한 4-체절 모델로 발전시켜 외반 정도가 심한 무지외반증 환자 또는 중족족지관절과 연관이 있는 다른 질환으로도 그 적용 범위를 확장할 수 있을 것이라 사료된다.

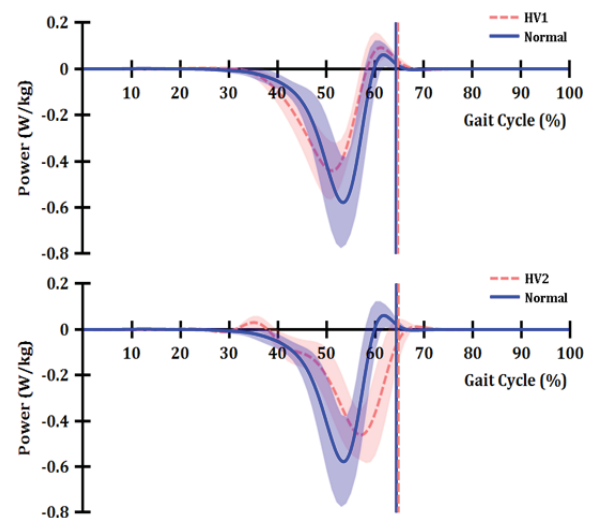


그림 2. 정상인과 환자의 중족족지관절 일률

Acknowledgements

본 연구는 지식경제부 기술혁신사업(산업원천 기술개발사업:10032055) 및 지식경제부와 한국산업기술진흥원의 지역산업기술개발사업(70011192)으로 수행된 연구결과입니다.

참고 문헌

- [1] 이경태, *족부정형외과학*, 대한민국: 군자출판사, 2004.
- [2] Perry J, *Gait Analysis - Normal and Pathological Function*, USA: SLACK Inc., 1992.
- [3] S. Miyazaki and S. Yamamoto, "Moment acting at the metatarsophalangeal joints during normal barefoot level walking", *Gait & Posture*, vol.1, pp.133-140, 1993.

- [4] Stefanyshyn D.J, Nigg B.M "Mechanical Energy Contribution of the Metatarsophalangeal Joint to Running and Sprinting", *J Biomech.*, vol.30, pp. 1081-1085, 1997.
- [5] Coughlin M. J, "Hallux valgus", *J Bone Joint Surg Am.*, vol.66, pp.932-966, 1996.
- [6] Davis R.B, Tyburski D, Gage J.R, "A Gait Analysis Data Collection and Reduction Technique", *Hum Mov Sci.*, vol.10, pp.575-587, 1991.
- [7] Kim Y.H, Kim S.H, "Kinetic Role of the Metatarsophalangeal Joint in Normal Walking: Joint Moment and Power", *IJPEM*, vol.13, pp.1481-1485, 2012.

두근에서 측정하였다. 팔꿈치관절 각도, 각속도, 토크는 등속성운동장치에서 측정되었으며 근전도 신호와 함께 1kHz로 수집하였다. 전극은 일반적인 양극표면전극을 사용하였다 (지름 14 mm, 전극간 거리 18 mm; Noraxon, AZ, US). 매 세트마다 팔꿈치 굴곡 운동부분을 기준으로 10개의 세그먼트로 나누어 분석하였다. 결과 비교를 위해 기존의 근피로지수인 중앙주파수 (F_{med})와 Dimitrov의 근피로지수 (F_{Insm5})를 사용하였다. FI_{hrIOPT} 는 다음 수식으로 계산되었다.

$$FI_{hrIOPT} = \int_{t_{start}}^{t_{end}} \frac{LE_{OPTHzHPF}(t)}{LE_{200HzLPF}(t)} dt / (t_{end} - t_{start})$$

t_{start} 와 t_{end} 는 반복되는 운동의 시작과 끝 시간이다. $LE_{200HzLPF}(t)$ 는 근전도 신호를 200Hz 저대역필터시킨 후 3Hz로 선형포락화 한 신호이고, $LE_{OPTHzHPF}(t)$ 는 근전도 신호를 최적화된 OPTHz로 고대역필터 시킨 후 3Hz로 선형포락화 시킨 신호이다. 고대역필터의 정지주파수는 관절과피와의 상관계수를 최대화 하도록 최적화되었다.

모든 변수는 첫 번째 세트의 처음 두 번의 운동의 평균으로 정규화되었고 FI_{Insm5} 는 비선형적인 특성으로 인해 로그변환 되었다.

연구 결과

FI_{hrIOPT} 고대역필터의 최적화된 정지주파수는 369.6 ± 35.3 Hz로 대퇴직근의 상관계수가 가장 높았던 주파수와 비슷하였다 [5]. 다른 근육에서 측정된 신호의 정지주파수가 비슷하다는 것은 근육의 크기와 상관없이 어떤 근육에도 동일한 정지주파수를 적용할 수 있다는 가능성을 시사한다.

그림 1에서 볼 수 있듯이 기존 논문들의 결과와 같이 관절파워, F_{med} , FI_{hrIOPT} 는 횡수가 늘어날수록 크기가 감소하였고 [5], F_{Insm5} 는 증가하였다 [2]. 이는 근섬유전도속도가 감소하고 속근의 활성화가 줄어들었기 때문이다 [6].

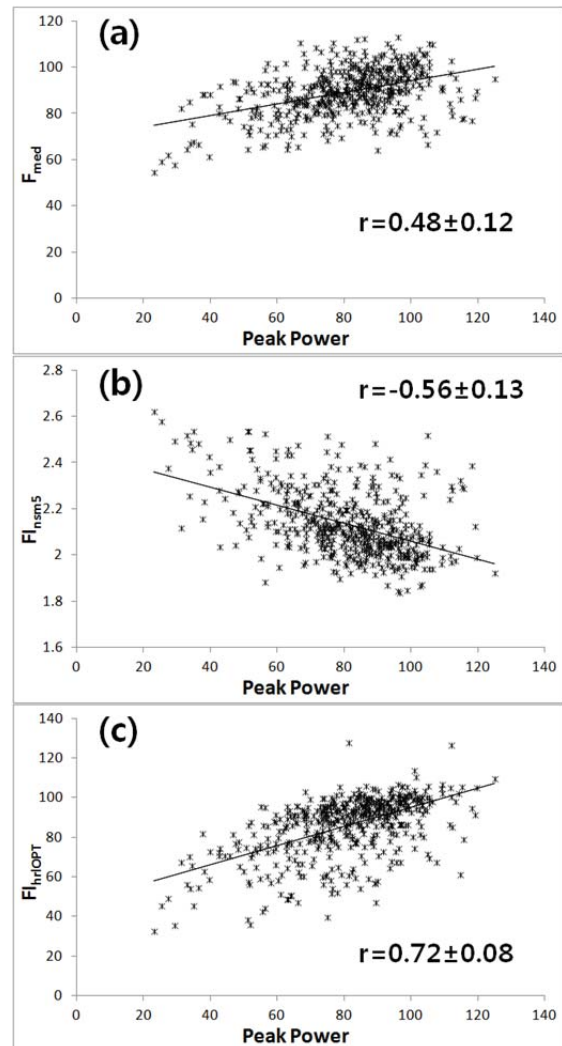


그림 1. 모든 피험자의 관절파워와 근피로지수의 선형 분포도 (a) 관절파워와 중앙주파수 (b) 관절파워와 FI_{Insm5} 의 로그 (c) 관절파워와 FI_{hrIOPT}

관절파워와 근피로지수간의 상관관계는 F_{med} 가 0.48 ± 0.12 , F_{Insm5} 가 -0.56 ± 0.13 , FI_{hrIOPT} 가 0.72 ± 0.08 이었다 (그림 1). 상관계수를 최적화 한 만큼 FI_{hrIOPT} 가 가장 높은 상관계수를 보였고, F_{Insm5} 도 F_{med} 보다 상관계수의 절대값이 높았다. 이는 F_{med} 보다 새로운 근피로지수가 동적 운동상황에서 더욱 정확하게 피로를 추정할 수 있음을 보여준다.

이 연구의 한계점은 근전도 전극을 한가지만 사용하여 전극간 거리, 전극 종류 등에 대한 영향을 볼 수 없었다는 것이다. 차후 전극간 거리와 전극의 종류를 여러가지로 측정하여 일

반적으로 사용될 수 있는 정지주파수를 찾아내야 할 것이다.

결론

이 연구는 최적화를 통해 필터기반 근피로지수의 일반적인 정지주파수를 찾으려는 것이다. 최적화 결과 필터기반 근피로지수는 다른 근피로지수에 비해 관절과워와 높은 상관관계를 보였고, 찾아낸 정지주파수는 기존 논문에서 제시된 다른 관절의 정지주파수와 유사하였다. 따라서 360Hz의 정지주파수가 1.8cm 전극간 간격의 근전도 실험에서 일반적인 정지주파수로 적용될 수 있다고 할 수 있다.

Acknowledgements

본 연구는 지식경제부 기술혁신사업(산업원천 기술개발사업:10032055)으로 지원되었으며, 또한 지식경제부와 한국산업기술진흥원의 지역 산업기술개발사업으로 수행된 연구결과입니다.(70011192)

참고 문헌

[1] A. J. Cheng and C. L. Rice, "Fatigue and recovery of power and isometric torque following isotonic knee extensions," *J Appl Physiol.*, Vol. 99, No. 4, pp. 1446-1452, 2005.

[2] G. V. Dimitrov, T. I. Arabadzhiev, K. N. Mileva, J. L. Bowtell, N. Crichton and N. A. Dimitrova, "Muscle fatigue during dynamic contractions assessed by new spectral indices," *Med Sci Sports Exerc.*, Vol. 38, No. 11, pp. 1971-1979, 2006.

[3] F. Bellemare and A. Grassino, "Evaluation of human diaphragm fatigue," *J. Appl. Physiol.*, Vol. 53, No. 5, pp. 1196-1206, 1982.

[4] H. Sato, "Functional characteristics of human skeletal muscle revealed by spectral analysis of the surface electromyogram," *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, Vol. 22, pp. 459-516, 1982.

[5] J. Kim, S. Park, S. Ahn and Y. Kim, "A Novel Approach of Defining Fatigue Indices with sEMG Power during Isotonic Contractions," *J. Precis. Eng. Manuf.*, Vol. 13, No. 6, pp. 977-83, 2012.

[6] P. V. Komi, P. Tesch, "EMG frequency spectrum, muscle structure, and fatigue during dynamic contractions in man," *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.*, Vol. 42, No. 1, pp. 41-50, 1979.

POSIT 알고리즘을 이용한 3차원 CT 영상의 자연 두부 위치 획득 및 재현 방법

김대승¹, 이우진¹, 최순철², 이삼선², 허민석², 허경희², 황순정³, 이원진²

¹서울대학교 의과대학 방사선응용생명과학 협동과정, 치학연구소 및 BK21,

²서울대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실, 치학연구소 및 BK21,

³서울대학교 치과대학 구강악안면외과학교실, 치학연구소 및 BK21

A Method for Acquisition and Simulation of a Natural Head Position for 3-Dimensional CT using POSIT Algorithm

D. S. Kim¹, W. J. Lee¹, S. C. Choi², S. S. Lee²,

M. S. Heo², K. H. Heo², S. J. Hwang³, W. J. Yi²

¹Interdisciplinary Program in Radiation Applied Life Science major, College of Medicine, BK21, and Dental Research Institute, Seoul National University,

²Department of Oral and Maxillofacial Radiology, BK21, and Dental Research Institute, School of Dentistry, Seoul National University,

³Department of Oral and Maxillofacial Surgery, BK21, and Dental Research Institute, School of Dentistry, Seoul National University

Abstract

Orthognathic surgery is performed to improve facial esthetics and masticatory function for the patients with orthofacial deformity. Accurate orthognathic surgery planning and operation are the key factors to successful surgery with esthetical improvement. In this study, we acquired a natural head position three-dimensionally and re-oriented the CT data according to the acquired natural head position. 7 ceramic sphere markers were attached to the orthofacial area of the phantom. CT scan was performed with the markers attached and the photography was also taken while the phantom was positioned into the natural head position. The position of the markers in CT data and photography were acquired respectively, and these position data was used to perform POSIT algorithm. As a result of POSIT algorithm, transformation matrix of 3D data was calculated and applied to the CT data. The CT data of phantom was re-oriented to the natural head position properly and this method can be used to enhance the accuracy of the orthognathic surgery planning and operation.

연구 배경

악교정 수술은 악안면 기형환자의 심미적, 기능적 향상을 위해 널리 이루어지는 수술이다. 악교정 수술의 정확한 진단과 시술은 심미성 향상이라는 측면에서 매우 중요한 사안이다 [1, 2]. 그러나 기존 환자의 연조직을 고려하지 않은 안면

골격을 기반으로 한 진단 및 시술의 경우 특히 비대칭 환자의 경우 올바르게 않은 시술 결과를 초래할 수 있는 문제점을 가지고 있다. 이러한 측면에서 연조직에 기반한 환자의 자연 두부 위치 획득은 매우 중요하며 기존의 2차원적인 자연 두부 획득이 아닌 3차원 CT 데이터에 적용 가능한 방법의 개발이 필요한 상황이다 [3].

본 연구에서는 연조직을 기반으로 환자의 자연 두부 위치를 획득하여 3차원 CT 데이터에 적용하는 새로운 방법을 개발하였다.

연구 방법

환자의 두개골을 대신 할 팬텀의 안면부에 구형의 세라믹 마커를 부착하였다. 총 7개의 마커를 팬텀의 안면부에 부착 후 CT 촬영을 진행하였으며 또한 자연 두부 위치로 가정한 자세에서 사진 촬영을 실시하였다. 정확한 자연 두부 위치 획득을 위하여 사진 촬영 시 수평기를 이용하여 사진기를 최대한 수평면에 위치시킨 후 촬영을 실시하였으며 이미지 상의 중앙점을 팬텀 안면의 중앙점에 위치하도록 높낮이를 조절하여 자연 두부 위치의 Pitch 값의 정확도가 향상되도록 하였다. 촬영된 사진과 CT상에서 마커들의 위치를 각각 획득하고 그것을 이용 POSIT (Pose from Orthography and Scaling with Iterations) 알고리즘을 실행하였다.

연구 결과

사진 상의 마커의 2차원 좌표를 기준으로 CT 상 마커의 3차원 좌표를 POSIT 알고리즘을 이용하여 정합하였다. 반복적인 계산을 통해 마커의 3차원 좌표의 2차원 평면상의 투영된 위치와 2차원 사진 상의 마커의 위치가 일치되는 최적화된 변환 매트릭스를 계산하였다. 계산된 4 by 4 형태의 변환 매트릭스를 axis angle로 변환하여 3차원 CT 데이터 영상에 적용하였다. 개발된 방법은 매우 간편하고 빠르게 환자의 3차원적인 자연 두부 위치를 측정 후 CT 데이터에 적용 가능하였으며 추후 악교정 수술 진단 및 수술에 활용이 가능할 것으로 기대된다.

Acknowledgements

본 연구는 지식경제부 산업원천기술개발사업으로 지원된 연구결과입니다[10038695].

참고 문헌

- [1] Xia JJ, McGrory JK, Gateno J, Teichgraber JF, Dawson BC, Kennedy KA, Lasky RE, English JD, Kau CH, McGrory KR. A new method to orient 3-dimensional computed tomography models to the natural head position: a clinical feasibility study. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011;69(3):584-91.
- [2] Sanjeev Kumar Verma, Sandhya Maheshwari, Sanjay N Gautam, KC Prabhat, Shailendra Kumar. Natural head position: key position for radiographic and photographic analysis and research of craniofacial complex. *J Oral Bio Craniofac Res*. 2012;2(1):46-49
- [3] Damstra J, Fourie Z, Ren Y. Simple technique to achieve a natural position of the head for cone beam computed tomography. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2010;48(3):236-8.

1	이름	나이	성별	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	합
2	김민	25	여	1	0	1	2	2	1	0	1	1	1	10
3	김민	24	남	0	0	0	1	1	3	2	0	2	0	9
4	김민	24	여	1	0	0	0	0	3	0	0	0	0	8
5	김민	26	남	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
6	김민	26	남	1	0	0	1	1	0	0	1	0	0	4
7	김민	23	남	1	0	0	1	1	0	0	1	1	1	6
8	김민	21	여	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1
9	김민	25	여	1	0	0	1	1	0	0	0	0	1	4
10	김민	21	남	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1
11	김민	23	남	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1
12	김민	23	남	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
13	김민	24	남	0	0	0	1	1	0	0	0	1	0	3
14	김민	25	남	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
15	김민	23	남	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
16	김민	21	남	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
17	김민	24	남	1	1	1	1	1	1	1	0	0	1	8
18	김민	25	남	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
19	김민	20	남	0	0	0	0	3	0	0	0	0	0	3
20	김민	20	남	0	0	0	2	0	1	0	0	0	0	3
21	김민	25	여	1	0	0	1	1	0	1	0	0	0	4
22	김민	23	여	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	1
23	김민	23	여	0	4	0	0	1	0	0	0	0	0	5
24	김민	25	남	0	0	0	1	0	2	0	1	0	0	4
25	김민	23	여	1	0	0	1	1	1	0	0	1	0	5
26	김민	23	여	1	0	0	0	2	1	0	0	0	0	4
27	김민	23	여	0	0	0	1	4	1	0	0	0	0	6
28	김민	25	남	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	1
29	김민	24	여	0	0	4	1	2	0	1	0	1	0	9
30	김민	24	남	1	0	0	1	2	2	0	0	1	0	7

그림1. 피험자 정보

센서의 크기 자체가 초소형이므로 인체에 부착하기 쉬우며, 고정시키기에도 쉽다. 무게가 약 200g으로 피험자는 센서의 무게를 의식하지 않고 측정이 가능하다.



그림2. 센서

소프트웨어 측정 장비로는 Labview를 이용하여 구성하였다.

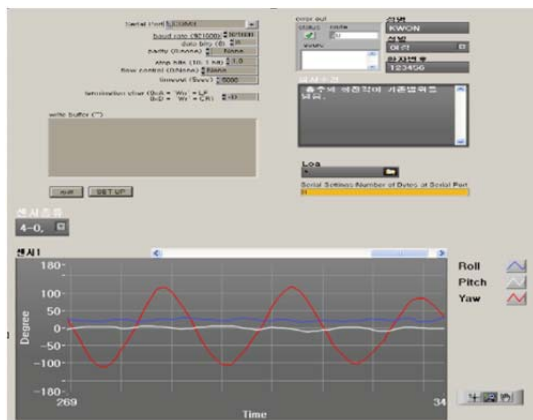


그림3. front panel

측정 방법으로는 피험자 동일인에게 2번으로 일반상태 1회 측정 후 거북목 상태를 10분간 유지한 후 한 번 더 측정을 하였다.

측정 순서로는 관성센서를 정수리에 고정 한다. 밴드로 고정하면 피험자가 불편함을 많이 느끼고 의식하기 때문에 머리띠 위에 센서를 고정하여 측정하였다. 피험자는 정면을 보고 안정을 취하고 Roll, Pitch, Yaw 값이 0의선 근처에 위치하게 되면 측정을 실시한다.



그림 4. 피험자의 측정 모습

측정하는 방향은 피험자가 편안한 방향(left or right)을 시작으로 좌우 왕복을 1세트라 정하고, 총 5세트 반복 운동을 실시한다. 이때 중간에 멈춤 없이 최대한으로 돌리고 연속적으로 실시하여야 한다. 앞서 거론한 Roll은 머리가 좌우로 기울어지는 것을 말하며 +는 왼쪽 -는 오른쪽을 의미하고 Pitch는 머리가 상하로 움직이는 운동을 말하며 +값은 위로 -값은 아래로 고개가 젖혀진 것을 말한다. 그리고 Yaw는 머리가 좌우로 회전했을 때 나오는 값이며 +는 오른쪽 -는 왼쪽을 의미하고 있다.

결과 및 토론

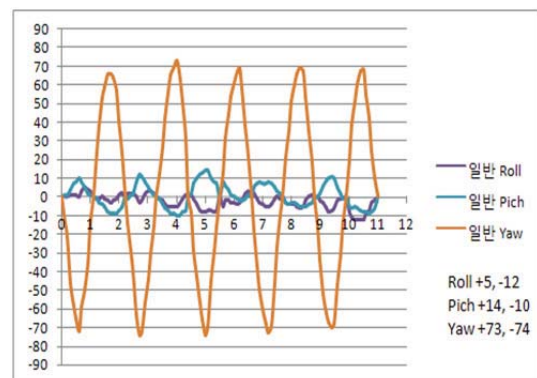


그림5. 일반 상태

관성측정장치를 이용한 정상인의 흉요추 가동범위조사

권순지, 조은혜, 신상훈

상지대학교 한방의료공학과

The range of normal person's rotation movement of lumbar and thoracic with IMU sensor

S. J. Gwon, E. H. Jo, S. H. Shin

Department of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju, Korea

tnswls1a1@naver.com

Abstract

The purpose of this study is to find the range of normal person's motion by measuring the rotation movement of lumbar vertebra and thoracic vertebra with a IMU sensor. we can get data by storing it from the program after attaching IMU sensor to the thoracic vertebra's start point and lumbar vertebra's end point. we can get thoracic vertebra and lumbar vertebra's ROM by finding the difference of them through the analysis. We measured 38 healthy person. As a consequence, the average of thoracic vertebra and lumbar vertebra's ROM is 45.76° to the right and 43.63° to the left. 70-year-old male and female, golf athletes were measured and compared. we will express that Microelectromechanical System - Inertial Measurement Unit which is advanced fastly can get exact and detailed data within the easy and short time while invading the old method which is hard to use and takes too many time.

연구 배경

척추측만증이나 다른 척추질환을 가지고 있는 사람들은 정상인들과 다른 허리 회전도를 가진다. 척추의 유연성 정도는 척추정렬변화를 의미하며 척추정렬의 변화는 순간회전중심의경로의 위치에 영향을 주며 다른근육들에 의해 발생하는 모멘트에도 영향을 준다. 또한 요추의 척추주위 근육의 비대칭성은 한쪽 요추의 자세적 회전이거나 또는 한쪽척추주위근이 더 큰 부피를 가졌기 때문이다. 이러한 모멘트와 비대칭성의 정도를 가늠할 수 있는 지표는 흉추와 요추의 가동범위이다. 이러한 가동범위를 측정하기 위하여 종래의 흉, 요추 ROM 측정방법에는 흉, 요추를 x-ray로 촬영하여 회전 각도를 계산하는 방식, 흉곽을 제거한 사체를 이용하는 방식, 갈비뼈에 부착된 등뼈의 기하학적 모델을 이용하는 방식 등으로 측정하였다. 하지만 이러한 방법들은 측

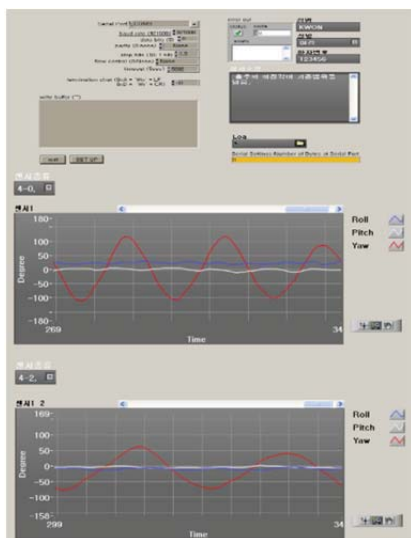
정시간이 오래 걸리고, 실제 진단에 사용하는 데는 무리가 있다. 따라서 흉, 요추의 가동범위를 이전에 시도되지 않은 새로운 방식인IMU센서를 이용하여 잴 수 있는 방법을 제시하려고 한다. 이러한 관성측정장치는 이전 방법과 다르게 흉, 요추 가동범위를 측정하기에 소형화, 경량화, 저전력 장점이 있다.

본 연구는 관성측정장치를 이용하여 흉,요추의 가동범위를 측정하려 한다.

연구 방법

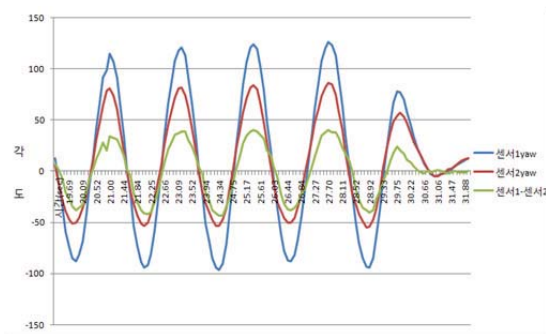
1. 하드웨어

측정에 사용될 IMU은 3축 자이로센, 3축가속도센, 3축지자기센서로 구성되어 있는 MEMS이며, 기존 동작분석장치의 거의 모든 단점을 극복할 수 있다. 일단 센서의 크기는 32mm x 21mm 로 초소형이므로 인체에 부착하기 쉬우며, 고정시키



전운동이 관성의 힘으로 측정되지 않도록 천천히 운동을 진행하게 하였다. 이를 통해 측정한 각도의 차를 이용하여 흉, 요추의 ROM을 산출하였다.

5. 평가지표



그래프1. 20대 1명의 Yaw데이터

흉추의 Yaw데이터와 골반의 Yaw데이터의 초기값을 맞춰준 후 두 값의 차의 최대값과 최소값을 산출하였다. 그래프1은 20대 측정자들 중 무작위로 선택한 한명의 데이터로 파랑색이 흉추의 Yaw값이고 빨간색이 골반의 Yaw값이다. 초록색은 이 두 값의 차로 흉, 요추의 회전도를 나타낸다. 0을 기준으로 +값의 데이터는 대상자가 오른쪽으로 회전했을 때이고, -값의 데이터는 대상자가 왼쪽방향으로 회전했을 때이다.

결과 및 토론

표1. 측정결과

단위: degree(°)

	평균	표준편차
20대 오른쪽	45.76	8.19
20대 왼쪽	43.63	6.98
70대 오른쪽	15.5	0.5
70대 왼쪽	18.5	2.48
운동인 오른쪽	68	-
운동인 왼쪽	39	-

측정결과 20대 건강남여 표준치는 오른쪽 45.7° 왼쪽 43.63°으로 양쪽의 평균차는 2.13°로 크지 않으며, 이는 척추가 균형을 이루고 있음을 알 수

있다. 또한 평균값은 척추 각분절의 운동분포표에 나온 값과 거의 일치했다. 표준편차는 왼쪽이 오른쪽보다 신뢰도가 높게 나왔다. 70대의 측정결과, 20대 평균에 크게 못 미치는 값으로 오른쪽 30.26°, 왼쪽25.13°로 차이로 매우 컸다. 20대의 회전도와 70대의 회전도가 크게 차이 나는 이유는 척추 사이에 있는 추간연골의 노화로 인하여 회전에 저항이 생기기 때문으로 생각된다. 또한 오랜 중력에 의한 척추모양의 변화로 인해 회전도에 변화가 온 것으로 추정한다. 반면, 오랜 시간 골프를 한 운동인의 경우 오른쪽과 왼쪽의 회전도가 29°로 크게 차이가 났으며, 이것은 정상인의 좌우차 2.13°에 비해 약14배 차이가 났다. 이러한 큰 차이는 골프를 하면서 오른쪽 회전운동을 많이 하게 되는데, 이로 인해 오른쪽의 회전도가 커진 것으로 보인다. 정상인과 비교했을 때 왼쪽4.63°, 오른쪽22.24°의 차이가 있었으며, 왼쪽의 경우 정상인과 크게 차이가 없었다.

이로써 종전과는 다른 방식으로도 정상인의 흉, 요추 ROM을 측정할 수 있게 되었다. 실제 측정 시간과 분석시간은 한 명당 5분이 채 걸리지 않았으며, 측정대상자를 상대로 인터뷰한 결과 실험에 대한 피로도도 적었다. 이러한 방식은 실제 몸에 직접적으로 센서를 피부에 최대한 가깝게 부착하기 때문에 x-ray방식이나 다른 모형으로 회전각도를 추정하는 방식보다는 더 편리하고 실제 흉, 요추의 ROM을 잘 나타낸다고 할 수 있다. 본 연구는 20대 건강남녀에 대비되는 허리에 통증을 호소하는 70대남여 2명과 운동인1명을 비교군으로 설정하여 비교하는 것에 큰 의의가 있었다. 앞으로 이러한 측정방식을 임상분야에 도입한다면 여러 연구결과들을 얻을 것이라고 기대된다.

참고 문헌

- [1] Shirley Sahrman, 팔다리 목뼈와 등뼈의 운동계 손상 증후군, 정담미디어, 2011
- [2] ShirleyA.Sahrman, 운동손상증후군의 진단과 치료 (Diagnosis and treatment of Movement ImpairmentSyndromes)-
- [3] 김현호, 김정균, 서재호·박영재, 박영배; 만성척증장치를이용한동태손상증후군의 평가가능성에관한고찰 2011;15(3):223-234

자동제어 알고리즘을 이용한 거울상 편마비측 상지 재활로봇

범재원^{1,2}, 남형석^{1,2}, 이치원³, 박성우¹, 김원식¹, 정선근², 김희찬^{1,3}, 김성완^{1,3*}

¹서울대학교 의과대학 의공학교실, ²서울대학교 의과대학 재활의학교실,

³서울대학교 공과대학 바이오엔지니어링 협동과정

A Mirror Robot for Rehabilitation of Hemiplegic Arm Using Automatic Control Algorithm

J. Beom^{1,2}, H. S. Nam^{1,2}, C. Lee³, S. W. Park¹, W. S. Kim¹,

S. G. Chung², H. C. Kim^{1,3}, S. Kim^{1,3*}

¹Department of Biomedical Engineering, Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea, ²Department of Rehabilitation Medicine, Seoul National University College of Medicine, Seoul, Korea, ³Interdisciplinary Program of Bioengineering, Seoul National University College of Engineering, Seoul, Korea

*sungwan@snu.ac.kr

Abstract

Functional recovery of hemiplegic arm in stroke patients is considerably achievable by applying mirror therapy. So, a real-time mirror robot using automatic control algorithm is developed. The movement of healthy arm is recognized through Attitude and Heading Reference System (AHRS) sensors, and then transmitted to elbow and wrist joint motors of the hemiplegic side according to the arm dynamics model. To ensure the safety of the hemiplegic arm, limits of acceleration & deceleration, maximal velocity, and range of motion are set. With this robot, stroke patients are expected to present brain neuroplasticity by proprioceptive input as well as mirror effect.

연구 배경

뇌졸중 등의 뇌신경질환 재활 분야에서 로봇을 이용한 재활치료의 효과가 입증되어 있으며, 특히 회복이 느린 상지 기능을 향상시키기 위한 로봇들이 개발되어 있다[1,2]. 한편 건측 상지의 움직임을 이용하여 마비된 상지와 관련된 운동 피질의 활성화를 유발함으로써 뇌 가소성 증진을 유도하는 거울상 치료(mirror therapy)의 효과가 증명되어 있다[3]. 거울상 치료란, 건강한 쪽 팔을 움직이면서 동시에 거울에 비쳐진 반대쪽(마비측) 팔로 시선을 향하여 마치 마비측 신체가 정상적으로 움직이는 것 같은 착각(illusion)을 유발함으로써 뇌에서 거울상 뉴런(mirror neuron)을 활성화시키고 뇌 가소성을 증진시키

는 방법이다. 이는 결국 편마비측 상지의 근력 및 기능 향상과 직결된다.

이에 본 논문에서는 많은 분야에서 이용되고 있는 공학적 자동제어 기술을 재활치료에 응용하여 착용 가능한 상지 재활로봇을 개발함으로써, 뇌질환으로 인한 상지 편마비 환자의 치료에 효과적으로 활용하고자 한다. 또한 단순한 착각 유발이 아니라 실제 편마비측 상지의 움직임을 수동적으로 가능하게 하여 고유감각(proprioception)을 증진시키고, 기존의 거울상 치료에 비해 뇌 가소성 및 환측 상지의 기능 회복을 더욱 촉진시키고자 한다.

연구 방법

건강한 상지 움직임에 대한 움직임 궤적 정보를 AHRS(Attitude and Heading Reference System) 센서를 통해 입력받고, 공학적 자동제어 알고리즘을 통해 재활로봇의 외골격의 각 축이 건축 팔의 움직임 궤적을 반대로 그리도록 모터의 위치 정보를 제어하여, 결과적으로는 환측 팔이 마치 거울에 보이는 것처럼 구동되도록 하였다. 모터에 위치정보를 제공 하기 위한 상지 움직임에 대한 동역학적 모델은 단단한 보와 그 사이를 연결하는 관절의 운동역학으로 나타낼 수 있다. 환측 팔의 경우 건강한 팔의 움직임과는 다른 양상을 보인다. 즉, 마비된 근육에 의해 원하는 시간 내에 움직이지 못하거나, 움직임을 위해 필요한 충분한 토크를 팔에 제공하지 못하는 것이다. 따라서 재활 훈련을 할 수 있도록 재활로봇(외골격 매니플레이터)과 편마비 환자의 환측 상지를 연결하여 건축 상지의 움직임을 환측 상지에 전달해 주는 시작품을 제작하였다.

연구 결과

손과 전완부, 반침대 판에 부착된 세 개의 AHRs 센서를 통해 편측 상지의 움직임을 인식하여, LabVIEW 알고리즘을 통해 반대측 상지가 움직일 수 있는 로봇을 개발하였다. 이는 팔꿈치 및 손목 관절에 모터를 장착을 한 2축 로봇 형태이다. 편마비측 상지의 모터 구동 시 가속도 및 감속도를 반영하였고, 경직이 있는 상지에서 근육 및 힘줄 손상을 방지하기 위해 모터의 최대 제한 속도 및 관절 가동범위를 설정하였다. 또한 모터의 누적된 오차를 없애기 위한 보정 기능(calibration)을 추가하였다.

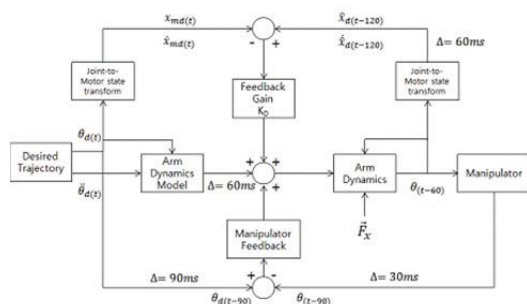
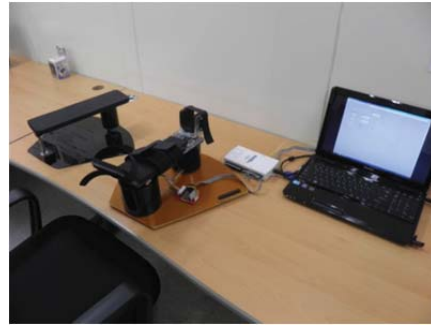


그림 1. 상지 재활로봇의 제어 블록선도



(a)



(b)

그림 2. (a) 2축 상지 재활로봇, (b) 건강한 자원자에서 좌측 상지에 부착된 AHRS 센서를 통해 우측 팔에서 움직임을 구현하는 모습

참고 문헌

- [1] A. C. Lo, P. D. Guarino, L. G. Richards, J. K. Haselkorn, G. F. Wittenberg, D. G. Ferman, R. J. Ringer, T. H. Wagner, H. I. Krebs, B. T. Volpe, C. T. Bever Jr, D. M. Bravata, P. W. Duncan, B. H. Corn, A. D. Maffucci, S. E. Nadeau, S. S. Conroy, J. M. Powell, G. D. Huang, and P. Peduzzi, "Robot-assisted therapy for long-term upper-limb impairment after stroke," *N Engl J Med*, vol.362, pp.1772-1783, 2010.
- [2] T. Nef, M. Mihelj, and R. Riener, "ARMin: a robot for patient-cooperative arm therapy," *Med Biol Eng Comput.*, vol.45, pp.887-900, 2007.
- [3] H. Thieme, J. Mehrholz, M. Pohl, J. Behrens, and C. Dohle, "Mirror therapy for improving motor function after stroke," *Cochrane Database Syst Rev.*, vol.3, CD008449, 2012.

뇌전도의 SEP 진폭분석을 통한 체성감각자극의 sub-threshold 추정에 관한 연구

소하주¹, 김성현², 김동욱^{2,3*}

¹전북대학교 대학원 헬스케어공학과, ²전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부,

³전북대학교 고령친화복지기기연구센터

The study on the sub-threshold of somatosensory stimulation based on the SEP amplitude analysis

H. J. So¹, S. H. Kim² and D. W. Kim^{2,3*}

¹Department of Healthcare Engineering, Chonbuk National University, Korea,

²Division of Biomedical Engineering, Chonbuk National University, Korea,

³Bioengineering Research Center for the Aged, Chonbuk National University, Korea

¹hajunala@jbnu.ac.kr, ²prite7@empal.com, ^{2,3*}biomed@jbnu.ac.kr

Abstract

The present study was conducted to estimate sub-threshold stimulus intensities that can influence the body in performing an objective measurement for individual thresholds of somatosensory stimuli from outside based on EEG. The experiment was conducted with the somatosensory stimulus and EEG analysis systems, five male adults were involved. The somatosensory stimulation was used, these stimulation was applied to the tibialis anterior tendon of the subjects, and their brain waves were measured at the same time. As a result, we can confirm that fingers were more sensitive to somatosensory stimuli than tibialis anterior tendons. Also, sub-threshold stimulus may derive a significant response from the body.

연구 배경

체성감각은 자세를 유지하거나 환경의 변화에 신속하게 반응하기 위하여 필요한 자동적인 조정에서 중요한 역할을 수행하며 시각, 전정감각과 더불어 안정적인 자세를 확보하기 위한 필수적인 정보이다. 이러한 이유에서 체성감각을 자극하여 인체의 자세안정성을 높이기 위한 시도가 계속되고 있다. 외부에서 입력된 체성감각자극과 자세안정성과의 관계를 연구한 선행연구자들은 체성감각자극이 인체의 자세를 조절하고 움직임을 통제하는 고유감각 피드백을 활성화시키기 때문에 자세안정성 향상에 유의미한 영향을 미침을 제안하였다[1]. 하지만, 일부의 연구에서는 체성감각자극은 다른 감각자극과 비교하였을 때 역치가 낮아 인체의 불쾌감이나 통증을

유발하는 경우가 있고, 이는 오히려 인체에 스트레스로 작용할 가능성이 있음을 보고한 연구가 있다[2].

이에 체성감각자극이 유발하는 불쾌감이나 통증을 감소시키기 위하여 감각기관의 민감도와 관련 있는 개인의 감각 역치를 측정하기 위한 연구와 감각역치보다 작은 체성감각자극을 인체에 적용하였을 때 나타나는 영향을 관찰하기 위한 연구가 진행되고 있으나[3], 아직 미흡한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 외부에서 입력되는 체성 감각에 대한 개인적 역치를 객관적으로 측정하고, 인체에 영향을 미칠 수 있는 역치보다 작은 감각자극의 강도를 뇌파의 유발전위 분석을 통하여 추정하였다.

연구 방법

본 실험은 외부에서 유입되는 간섭을 최소화하기 위하여 암실에 체성감각자극시스템과 뇌파분석시스템을 구축하여 진행하였다. 피험자에게 체성감각자극을 유입시키기 위한 체성감각자극시스템은 기계적인 진동을 생성하는 선형 진동소자를 사용하여 자체 제작하였고, 본 실험에서는 절대민감도가 가장 높은 250Hz의 진동주파수를 갖는 자극을 사용하였다[4]. 체성감각자극의 유입에 의하여 발생하는 인체의 반응을 뇌파로 살펴보기 위해서 뇌파수집시스템(Brain-Product) 및 뇌파분석시스템(BESA)을 사용하였으며, 뇌파는 국제적으로 공인된 10-20 전극배치법을 기반으로 대표성을 갖는 7개 영역(F3, F4, C3, Cz, C4, P3, P4)에 전극을 배치하여 수집하였다. 실험은 신경학적인 질병이 없는 성인 남성 5명을 대상으로 진행되었다. 본 실험에서는 체성감각자극의 강도를 상승시키거나 하상시키는 과정을 반복하며 피험자가 인지하는 체성감각자극의 역치강도를 획득하였고, 이를 세분한 체성감각자극을 피험자의 전경골건에 인가하면서 동시에 뇌파를 측정하였다. 뇌파는 자극이 인가된 시점에 생성된 마커를 기준으로 100~150ms (N150) 와 220~350ms (P260)에 발생하는 SEP의 진폭 크기를 추출하여 비교하였다.

연구 결과

인체에 인가되는 체성감각자극에 대한 역치를 피험자의 응답에 기반하여 측정한 결과는 다음과 같다. 전경골건에 250Hz의 체성감각자극을 인가하였을 때 피험자는 0.285Vrms의 강도에서 체성감각자극을 인지하였고, 손가락에 250Hz의 체성감각자극을 인가하였을 때에는 0.017Vrms의 강도에서 체성감각자극을 인지하였다. 같은 주파수를 가진 체성감각에서 측정한 역치보다 작았다.

표 1. 체성감각유발전위가 발생하기 시작하는 시점의 체성감각자극의 강도(%)

	N150	P260
C3	53.5	91.5
Cz	65	96
C4	30	96

손가락과 전경골건에서 측정한 역치를 기준으로 하여 세분화한 체성감각자극을 전경골건에 유입시켰을 때 나타난 체성감각유발전위 분석 결과는 다음과 같다. 안정 시 획득한 뇌파와 비교하여 체성감각유발전위의 변화가 발생하기 시작한 시점에 인가된 체성감각자극의 강도는 C3영역에서는 72.5%, Cz영역에서는 80.5%, C4영역에서는 63%로 분석되었다. 본 실험에서는 영역별로 차이는 있었지만, 전경골건과 손가락에서 획득한 역치강도의 차의 약 80% 수준의 감각자극을 전경골건에 인가하게 되면 체성감각유발전위를 발생시킬 수 있었다. 추가적인 연구가 필요하겠지만, 이와 같은 방식을 사용하여 전경골건 이외의 부위에서도 산술적 계산을 통하여 역치보다 작은 감각자극의 강도 설정할 수 있을 것으로 추정된다.

Acknowledgements

This work was supported by the Grant of the Korean Ministry of Education, Science and Technology. [Mid - Career Researcher Program (1201000345)]

참고 문헌

- [1] P. Cordo, V.S. Gurfinkel, L. Bevan and G.K. Kerr, "Proprioceptive consequences of tendon vibration during movement", *Journal of Neurophysiology*, vol.74, pp.1675-1688, 1995.
- [2] K.A. Kaczmarek, J.G. Webster, P. Bach-y-Rita and W.J. Tompkins, "Electrotactile and vibrotactile displays for sensory substitution systems", *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, vol.38, pp.1-16, 1991.
- [3] A. Chatterjee, P. Chaubey, J. Martin and N. Thakor, "Testing a Prosthetic Haptic Feedback Simulator with an Interactive Force Matching Task", *Americal Academy of Orthotists & Prosthetists*, vol.20, pp.27-66, 2008.
- [4] G.A. Gescheider, S.J. Bolanowski, J.V. Pope and R.T. Verrillo, "A four-channel analysis of the tactile sensitivity of the fingertip: frequency selectivity, spatial summation, and temporal summation", *Somatosensory and Motor Research*, vol.19, pp.114-124, 2002.

으며, 이를 통하여 폐기능 평가 파라미터의 직접적 검출을 통해 정상군과 COPD 군의 분류 가능성을 확인하였다.

연구 방법

1. 임피던스 폐기능 평가 파라미터 측정 시스템
그림 1과 같이 제안된 IPFS는 4전극 임피던스 시스템으로, 직접 디지털 파형합성(Direct Digital Synthesis, DDS) 소자를 통해 100kHz의 정현파를 생성한다. 생성되어진 정현파는 Howland current source를 통하여 1mA 정전류로 변환·주입된다. 사용되어진 4개의 전극 중 2개의 전극은 전류 전극으로, 나머지 2개의 전극은 전압 전극으로 사용된다. 모든 전극은 반영구적 사용을 위해 크롬 도금되었으며, hand-held 타입으로 제작되었다.

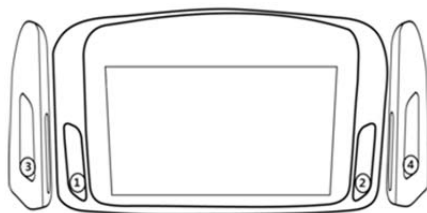


그림 1. Hand-held 타입 전극 형태; 전압 전극(1, 2), 전류 전극(3, 4)

그림 2는 제안된 IPFS의 시스템 블록도이다. 양손에서 측정된 호흡에 전압 신호는 차동 증폭된 후, 전과정류기를 통해 오른손, 흉곽 왼손에 대한 DC 신호로 검출된다. 검출되어진 DC 신호는 호흡에 대한 AC 신호를 포함한다. 호흡에 대한 AC 신호만의 검출을 위해, 제안된 IPFS는 인체의 기본 임피던스 신호의 제거가 가능한 PWM 피드백 시스템을 포함한다.

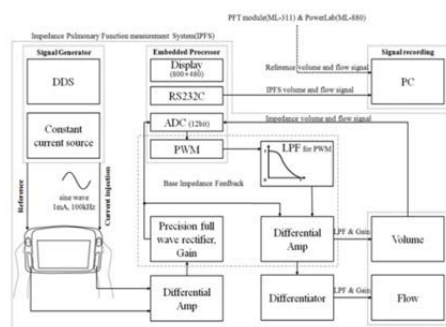


그림 2. 제안된 IPFS의 시스템 블록도

PWM 피드백 시스템의 펄스는 Cortex-M3 (32-bit ARM core)의 12bit 아날로그디지털 변환기를 통해 디지털화된 DC 임피던스에 비례하여 선형적으로 펄스 폭 제어가 가능하다.

따라서 오른손, 흉곽, 왼손, 그리고 호흡에 대한 임피던스 신호는 PWM 피드백 시스템의 출력과 차동증폭 되며, 호흡에 대한 AC 임피던스 신호만의 검출이 가능하다. 또한 검출되어진 호흡에 대한 임피던스 신호, 즉 호흡에 대한 pulmonary volume 신호는 미분을 통해 폐기능 평가 파라미터 검출을 위한 pulmonary flow 신호로 변환된다.

호흡에 대한 pulmonary volume과 flow signal은 7인치 LCD(800×480)에 표시된 후, 결과를 PC 전송한다.

2. 실험 방법

실험은 정상군(17명), COPD군(13명), 총 30명에 대해 수행하였다. 정상군은 18세 이상으로, 과거 폐질환의 병력이 없는 사람을 대상으로 시행되었으며, COPD군은 18세 이상으로 폐질환의 병력이 있거나, 현재 폐질환을 가지고 있는 환자들을 대상으로 시행되었다. 표 1은 30명의 피검자들에 대한 기초 정보를 나타낸다.

표 1. 피검자 기초 정보

	Normal (n = 17)	COPD (n = 13)
Gender (Male/Female)	3/14	6/7
Height (cm)	162.47 ± 7.37	156.15 ± 8.66
Weight (kg)	59.47 ± 12.47	56.38 ± 11.50
Age (yr)	26.29 ± 5.63	70.85 ± 11.44
BMI	22.38 ± 3.53	23.06 ± 4.40

연구 결과

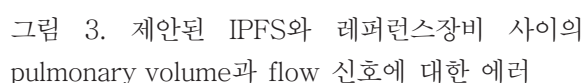
1. 자세에 따른 측정 결과

IPFS에 대한 측정 자세에 따른 영향을 조사하기 위해 피검자를 대상으로 누운, 선, 앉은 자세에 대한 일호흡을 시행하였다. 각 자세를 유지한 상태에서 5분 이상 휴식을 취한 뒤 누운 자세, 선 자세, 앉은 자세 순으로 측정하였다. Table2는 정상

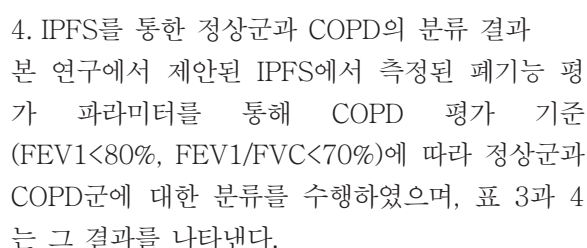
세 가지 다른 자세에 대해 정상군과 COPD 군의 차이는 없었으며, COPD 그룹의 경우 세가지 자세 모두에서 정상군에 비해 낮은 일호흡용적 결과를 나타냈다.

V_T^*	Sitting	Supine	Standing
COPD	264.7 ± 39.82	265.0 ± 43.09	265.6 ± 41.59
Normal	457.9 ± 52.99	458.6 ± 54.30	458.0 ± 53.02
All subjects	374.2 ± 108.13	374.7 ± 109.11	376.6 ± 106.40

Pulmonary volume과 flow 신호는 정상군과 COPD군의 분류없이 전체 30명의 피검자에 대해 시행되었다. 그림 3는 제안된 IPFS와 레퍼런스 장비인 PFT module(ML-311)에 대한 pulmonary volume과 flow 신호에 대한 에러율을 나타낸다. 그 결과 일용적 호흡(Tidal volume or Natural breath)에서는 volume ($1.86 \pm 0.49\%$), flow($2.68 \pm 0.43\%$)의 에러를 확인하였으며, 강제 호흡에서는 volume($2.47 \pm 0.56\%$), flow($3.21 \pm 0.58\%$)의 전체 5% 미만의 오차율을 확인하였다.



X축은 레퍼런스 장비의 폐기능 평가 파라미터에 대한 데이터이며, Y축은 제안된 시스템에서 검출되어진 폐기능 평가 파라미터이다. 각각의 폐기능 평가 파라미터에 대한 상관계수는 유의수준 95% 이하에서 FEV1/FVC (0.972), FVC (0.977), FEV1 (0.968), 그리고 PEF (0.955)로 산출되었다.



	FVC (L)	FEV ₁ (L)	FEV ₁ /FVC (%)	PEF (L/s)
Spirometry	2.46 ± 0.87	1.43 ± 0.55	58.89 ± 17.96	4.47 ± 1.92
IPFS	2.43 ± 0.89	1.42 ± 0.51	60.24 ± 14.97	4.29 ± 1.10
Error ratio (%)	4.32 ± 3.14	4.92 ± 3.26	5.37 ± 4.79	7.78 ± 4.01

표 4. IPFS의 정상군에 대한 폐기능 평가 파라미터 결과

	FVC (L)	FEV ₁ (L)	FEV ₁ /FVC (%)	PEF (L/s)
Spirometry	3.86 ± 0.65	3.42 ± 0.59	88.68 ± 5.46	9.07 ± 1.80
IPFS	3.88 ± 0.48	3.42 ± 0.48	88.03 ± 6.50	9.21 ± 1.52
Error ratio (%)	5.13 ± 3.44	6.33 ± 2.76	4.26 ± 3.52	6.00 ± 3.50

정상군과 COPD 두 그룹 모두에서 오차율이 10% 이하로 산출됨에 따라 제안된 IPFS를 통해 검출되어진 폐기능 평가 파라미터가 유의성 있음을 확인하였다.

결론

본 연구는 기존 폐기능 평가 장비의 단점과 임피던스 방법의 단점을 동시에 보완할 수 있는 임피던스 폐기능 측정 파라미터 검출 시스템(IPFS)을 개발하였으며, 시스템의 검증을 위해 첫 번째로, 세 자세에 대한 일호흡 용적의 비교하였고, 두 번째로, pulmonary volume과 flow 신호의 일치도를 평가하였다. 또한 세 번째로 폐기능 평가 장비의 파라미터인 FVC, FEV₁, FEV₁/FVC, PEF에 대해 상호 비교를 수행하였다. 이 결과를 바탕으로 정상군과 COPD군에 대한 분류를 수행하였으며, 두 그룹 모두에서 통계적으로 10% 이내의 오차를 보임에 따라 제안된 IPFS가 정상군과 COPD군의 분류가 가능함을 확인하였다.

결론적으로, 본 논문에서 사용된 임피던스 method는 새로운 방법에 대한 연구는 아니다. 그러나 본 연구는 임피던스 method를 이용해 측정 환경의 영향을 제거한 새로운 폐기능 평가 파라미터 검출 시스템인 IPFS를 제안하였다. IPFS는 임피던스 방법을 이용한 최초의 폐기능 평가 파라미터의 직접적인 검출이 가능한 시스템이며, 이를 통하여 정상군과 COPD군의 분류가 가능함을 확인하였다.

참고 문헌

- [1] S. Burge, J. Wedzicha, "COPD exacerbations: definitions and classifications", *European Respiratory Journal*, vol.21, pp.46s-53s, 2003.
- [2] D. Mannino, G. Watt, D. Hole, C. Gillis, C. Hart, A. McConnachie, G. Davey Smith, M. Upton, V. Hawthorne, D. Sin, "The natural history of chronic obstructive pulmonary disease", *European Respiratory Journal*, vol.27, pp.627, 2006.
- [3] R. Agarwal, R. Yadav, S. Anand, J. Suri, J. Girija, "Electrical impedance plethysmography technique in estimating pulmonary function status", *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol.31, pp.1-9, 2007.
- [4] B. Celli, W. MacNee, A. Agusti, A. Anzueto, B. Berg, A. Buist, P. Calverley, N. Chavannes, T. Dillard, B. Fahy, "Standards for the diagnosis and treatment of patients with COPD: a summary of the ATS/ERS position paper", *European Respiratory Journal*, vol.23, pp.932, 2004.
- [5] V. P. Seppa, J. Viik, J. Hyttinen, "Assessment of pulmonary flow using impedance pneumography", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.57, pp.2277-2285, 2010.
- [6] M. Folke, L. Cernerud, M. Ekström, B. Hök, "Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical care", *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol.41, pp.377-383, 2003.
- [7] E. Goldensohn, L. Zablow, "An electrical impedance spirometer", *Journal of Applied Physiology*, vol.14, pp.463-464, 1997.
- [8] J. H. Houtveen, PFC. Groot, EJC de Geus, "Validation of the thoracic impedance derived respiratory signal using multilevel analysis", *International Journal of Psychophysiology*, vol.59, pp.97-106, 2006.

형이 발생하는 과정에서 손상과 관련된 특정 파라미터가 일정 값을 넘게 되면 해당 node에 한하여 폐포 모델을 이용한 응력계산을 수행하고 이 값을 폐 모델의 다음 계산에 반영한다. 이 때 폐 모델의 변형률(deformation gradient)값을 폐포 모델의 경계조건에 사용하여 경계값 문제(boundary value problem)를 풀게 되고, 이렇게 계산된 폐포 모델의 1차 피올라-키르히호프 응력의 부피 평균값을 폐 모델의 해당 node에서의 1차 피올라-키르히호프 응력으로 사용한다. 폐의 계층적 구조 모델을 이용한 일련의 계산과정들을 그림 1을 통하여 나타내었다. 이 연구는 폭풍파로 인한 폐 손상 중 폐 좌상의 예측에 초점을 두고 있다. 폐 좌상 예측에 사용되는 파라미터는 최대주변형률과 최대주변형률의 속도로 폐 좌상과 가장 밀접한 연관이 있다[4].

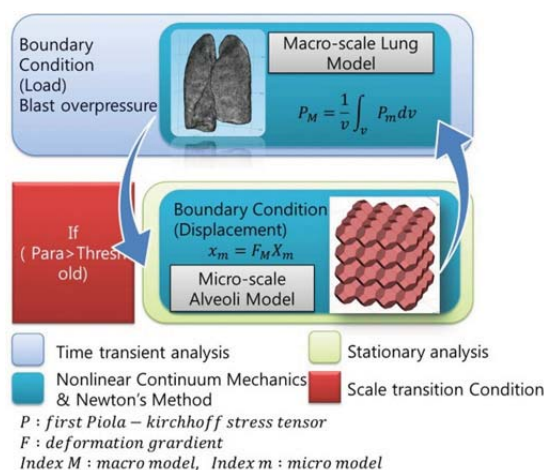


그림 1. 폐의 계층적 구조 모델의 모식도

연구 결과

본 연구에서는 폐의 계층적 구조 모델을 이용하여 폭발 상황에서의 폐와 폐포의 최대주변형률과 변형 속도를 획득하고 이들의 역치값을 바탕으로 폐의 손상 예측에 적용할 수 있는 모델을 제시하였다. 특정 파라미터를 이용하여 폐 모델과 폐포 모델이 상호작용하는 과정을 'COMSOL4.3'을 통하여 구현하였다. 그림 2는 구현 결과를 낸다. 향후 폐 모델과 폐포 모델의 실제 형태와 물성치를 적용하여 모델을 완성할 것이다.

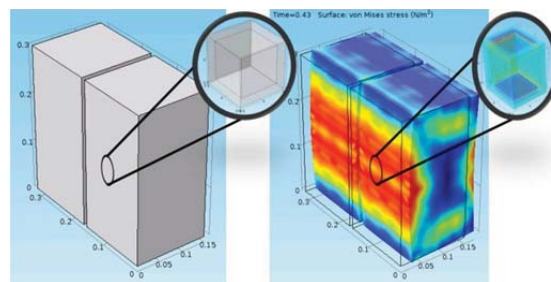


그림 2. COMSOL4.3을 통한 계층적 구조 모델 구현. 오른쪽 그림의 색은 모델의 von Mises stress를 나타낸다.

Acknowledgements

이 논문은 국방과학연구소 생존성 기술 특화연구센터의 사업으로 지원받아 연구되었음(계약번호 UD1200190D).

참고 문헌

- [1] A.J. Brooks, *Ryan's Ballistic Trauma*, Springer, 87-100, 2011
- [2] Lena Wiechert, "Advanced Multi-scale Modelling of the Respiratory System", *Fundamental Medical and Engineering Invest. on PAR*, Vol. 116, 1-32, 2011
- [3] J. Bonet and R.D. Wood, *Nonlinear Continuum Mechanics for Finite Element Analysis*, CAMBRIDGE University Press, 2008.
- [4] F. Scott Gayzik, "Finite element-based injury metrics for pulmonary contusion via concurrent model optimization", *Biomech. Model Mechanobiol*, Vol. 10, 505-520, 2011

진단폐활량계 성능 비교를 위한 기류 발생 시스템

이인광^{1*}, 이유미¹, 이태수¹, 차은종¹, 안성봉², 이동훈², 김경아¹

¹충북대학교 의과대학 의공학교실, ²한국연구재단 전자정보·융합연구단

Air flow generator system for the quality evaluation of spirometer

I. K. Lee^{1*}, Y. M. Lee¹, T. S. Lee¹, E. J. Cha¹, S. B. Ahn², D. H. Lee², K. A. Kim¹

¹Biomedical Engineering Department, Chungbuk National University,

²Division of Electrical Engineering, Information Science and Convergence Research,

National Research Foundation of Korea

*kwang4005@nate.com

Abstract

The present study developed an air flow generator system with standard syringes usually adapted for spirometer calibration. It consisted of servo—motor, driver, linear robot, and controller operating as a whole integrated system capable of generating air flows at different speeds on two identical 3L syringes. Experiments demonstrated high accuracy in both flow and volume generation as required such that relative errors were approximately 2.1% and 0.5%, respectively.

연구 배경

진단폐활량계는 환자의 폐에서 나오거나 들어가는 공기의 양을 측정하여 폐의 기능을 진단하는 의료기기이다[1]. 폐 기능은 환자의 코를 집게로 막고, 입에 기류변환기를 연결한 후 정해진 호흡 방법으로 호흡하면서 측정한 기류신호로부터 진단하는데, 임상적으로 중요한 진단변수로는 노력성폐활량(FVC, Forced Vital Capacity), 1초간 노력성폐활량(FEV1, Forced Expiratory Volume in 1 second), 최대호식기류(PEF, Peak Expiratory Flow rate) 노력성 호식 중간기류(FEF25~75%, Forced mid-Expiratory Flow rate), 일초출(FEV1%, FEV1/FVC) 등이 있다 [2].

2011년 6월에 발표된 식품의약품안전청의 진단
폐활량계 성능평가 가이드라인에서는 표준과형
발생장치나 3리터 캘리브레이션 시린지로 각 진
단변수들의 측정 정확도가 성능 기준에 부합하
는지 평가하도록 제시하고 있다[3]. 그러나 표준
과형발생장치는 용적이 큰 시린지를 서보모터로
제어하므로 시스템의 전체 부피가 커지고 시스

템을 제어할 수 있는 컴퓨터를 따로 구동시켜야 하는 제약이 따른다. 또한 3리터 캘리브레이션 시린지는 시험자가 수동으로 다양한 속도로 차례 동작시켜야 하는 번거로움이 있다[3]. 따라서 폐활량계의 성능평가 및 캘리브레이션시 다양한 속도로 정확한 용적의 공기를 간편하게 반복적으로 폐활량계에 제공해 줄 수 있는 장치가 필요하다. 이에 본 연구에서는 3리터 시린지 및 서보 모터, 드라이버, linear robot, 컨트롤러를 하나의 패널에 결합시켜 자동으로 3리터 시린지 두 대를 동시에 구동시킬 수 있는 장치를 개발하였다. 또한 선형변위센서를 장착하여 진단폐활량계에 제공해 주는 공기의 정확한 용적과 기류신호를 산출하도록 하였다. 따라서 본 연구결과는 진단폐활량계의 성능 검증 및 서로 다른 두 제품의 성능비교에 활용할 수 있을 것이다.

연구 방법

내경이 100[mm]인 3리터 캘리브레이션용 시린지 두 대를 평행하게 장착시키고, 시린지의 시간에 따른 이동상환을 전기신호로 측정하기 위한

선형변위센서의 축과 시린지의 축을 고정하였다. 서보 모터를 이용하여 정확하게 3리터의 공기를 토출시키기 위해 시린지 축의 이동거리를 382[mm]로 설정하였다. 시린지의 이동 속도는 서보모터의 단위시간당 회전수로 제어되며, 0~15[LPS]의 기류범위에서 변화하도록 하였다. 상기 범위내에서 임의의 최대기류를 설정하면 최대기류로 1회 왕복운동하는 모드와 최대기류를 기준으로 5단계의 속도로 총 10회 연속 왕복 운동이 가능하도록 설계하였다. 본 연구에서 개발한 기류 발생 시스템의 용적 정확도를 확인하기 위한 실험을 수행하였다. 1회 왕복운동모드에서 최대기류를 2~12[LPS]에서 2[LPS] 간격으로 시린지를 구동하면서 선형변위센서로부터 출력전압을 측정하였다. 이를 용적신호로 변환한 후, 시간에 대해 수리미분하여 기류신호를 산출하였다. 기류신호로부터 각 스트로크의 용적과 최대기류를 산출하여 표준값과 비교하였다.

연구 결과

본 연구에서 개발한 기류 발생 시스템의 실험사진을 그림 1에 제시하였다. 앞 패널은 시스템 컨트롤러 부분으로, 전원, 최대기류 및 왕복 회수의 설정, 시작 및 중지 버튼 등으로 구성하였다. 우측 중앙에는 서보모터를 위치시켜 다양한 속도로 시린지를 구동시킬 수 있게 하였으며, 선형변위센서의 이동축과 시린지의 구동 축을 연결하여 시린지의 위치 변화를 정확하게 측정하도록 하였다. 용적 및 기류 정확도 측정 실험 결과를 표 1에 제시하였다. 평균용적은 2.98[L]로서 평균 상대오차는 약 0.5%였고, 단계별 최대기류의 평균상대 오차가 약 2.1%로서 매우 정확한 기류 및 용적 제공이 가능함을 확인하였다.

본 연구에서 개발한 기류 발생 시스템은 병원용 진단폐활량계의 캘리브레이션시 사용하는 3리터 시린지를 장착하였고, 0~15[LPS] 범위내에서 자동으로 구동되므로 병원에서 수동으로 진행되는 진단폐활량계 캘리브레이션 작업을 대체할 수 있을 것이다. 또한 시린지 두 개를 동시에 구동하므로 두 대의 진단폐활량계를 동시에 캘리브레이션 하거나 기기간의 성능 비교에 활용할 수 있을 것이다.

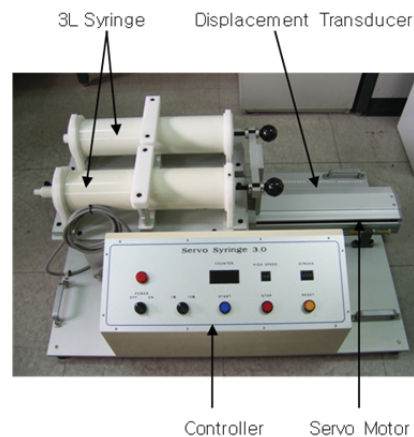


그림 1. 기류 발생 시스템의 실험 사진

표 1. 표준값과 측정값의 비교

표준최대 기류[LPS]	측정최대기 류[LPS]	상대오차 절대값(%)	표준용 적[L]	측정용적[L]	상대오차 절대값(%)
2	2.04909	2.45450	3	2.98447	0.51767
4	4.11343	2.83575	3	2.98491	0.50300
6	6.07861	1.31017	3	2.98552	0.48267
8	8.19328	2.41600	3	2.98555	0.48167
10	10.19762	1.97620	3	2.98531	0.48967
12	12.21229	1.76908	3	2.98320	0.56000
평균		2.12695	평균		0.50578

참고 문헌

- [1] 나승권, “의용기계공학”, 상학당, 2007
- [2] Lauralee Sherwood, “생리학”, 라이프사이언스, 2005
- [3] 식약청, 식품의약품안전평가원, “단폐활량계 성능평가 가이드라인”, 2011

일렛은 본 측정과는 무관하게 삽관시 튜브의 경도를 보조하는 역할을 하는 기구로서 적외선 센서를 스타일렛의 끝단에 장착함으로써 환자에게 추가적인 기구의 삽입이 필요하지는 않다.

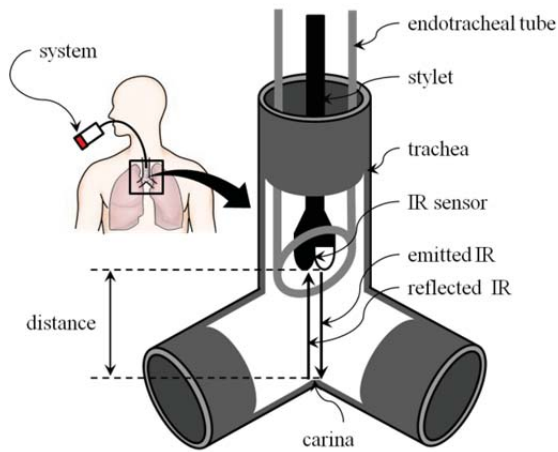


그림 1. 시스템의 모식도

이 실험에는 기관 삽관의 경험이 없는 대학생 자원자 10명이 참여하였고, 5개의 신선한 돼지 기도(vocal to carina distance: 214 ± 27 mm)를 사용하였다. 시술자들에게 마네킨의 기도를 이용하여 다음과 같은 과정을 미리 교육하였다. : #1. 적외선 센서 스타일렛을 튜브의 끝 경사면 중간에 위치하도록 한다. #2. 성문을 확인 후 튜브를 성문을 통과하여 전진하도록 하였다. #3. 센서의 LED 에서 빨간 불이 들어 오는 경우(20mm) 튜브의 진행을 정지하도록 하였다. #4. 정지 후 성문부에서 보이는 튜브의 마킹된 숫자를 보고 뒤로 임의적으로 20mm 뒤로 빼도록 하였다. #5. 그 뒤 스타일렛을 튜브에서 빼도록 하였다. 그 후 10명의 참여자들은 random order 에 따라 blind(시료 A~E)하게 5개의 돼지의 기관에 천을 덮어 시술자가 어떤 시료인지 모르게 한 상태에서 샘플마다 위에 나열된 과정을 시행하였다. 그 후 미리 만들어 놓은 절개면을 통하여 버니어 캘리퍼스를 사용하여 carina에서 튜브의 끝까지의 거리를 mm단위로 측정하였다.

연구 결과

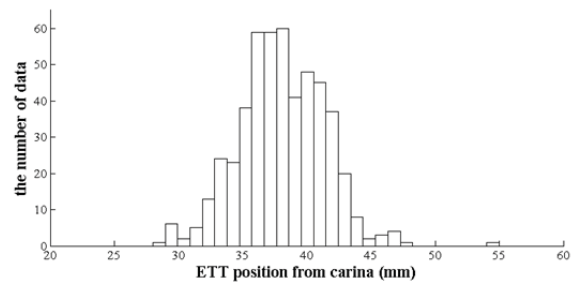


그림 2. 결과 히스토그램

각 시료당 10회의 시도가 이루어져 총 500회의 시도가 이루어졌다. 전체 데이터의 $\text{mean} \pm \text{sd}$ 값은 37.9 ± 3.5 mm 이었고, 최소값은 28mm이고 최대값은 55mm이며 95% 신뢰구간은 37.6-38.2mm이었다. 또한 그림 2와 같이 500회 (100%) 모두 carina로 부터 20-60 mm 이내에 위치하였다. Carina로 부터 30-50 mm의 놓인 경우는 491회 (98.2%) 였다. 하지만 실험에서는 돼지의 기도를 사용하였다. 살아있는 사람의 기관 내벽의 적외선 반사율은 돼지의 기도와 다를 수 있다. 따라서 살아 있는 사람에 대한 캘리브레이션(x-ray를 이용)과 검증은 여전히 필요로 한다.

참고 문헌

- [1] Neumar RW, Otto CW, Link MS, et al. Part 8: Adult advanced cardiovascular life support. Circulation 2010; 122: S729-67.
- [2] OWEN RL, CHENEY FW. Endobronchial intubation: A preventable complication. Anesthesiology 1987; 67(2): 255.

판막 폐쇄부전에 따른 에너지관점에서의 심실의 박동 효율 예측: 시뮬레이션 연구

임기무¹, 전재원², 심은보²

¹금오공과대학교 메디컬 IT 융합공학과, ²강원대학교 기계의용공학과

Prediction of Ventricular Energy Efficacy according to the Severity of Cardiac Valve Regurgitation: Simulation Study

KM Lim¹, JW Jeon², EB Shim²

¹Department of Medical IT Convergence Engineering, Kumoh National Institute of
Technology,

²Department of Mechanical & Biomedical Engineering, Kangwon National University

*kmlim@kumoh.ac.kr

Abstract

Cardiovascular response varies according to the severity of cardiac valve regurgitation. In this study, we predict ventricular energy efficacy according to the severity of aortic and mitral valve regurgitation with computational method. We developed electromechanical model of human ventricle which is coupled hemodynamic model of atrium and circulatory system in order to simulate valve regurgitation. For both cases, stroke work was decreased with sever regurgitation, ATP consumption is increased for aortic regurgitation and decreased for mitral regurgitation.

연구 배경

중등도 이상의 대동맥판막 폐쇄 부전증에서는 시간이 지남에 따라 심장 기능이 저하되는 만성 심부전증이 발생할 수 있기 때문에 조기 진단후 예방을 하는 것이 중요하다. Uretsky et al. [1]은 역류혈류부피와 좌심실 말기확장부피와의 관계를 실험적으로 규명하였다. 이 데이터는 말기 확장부피를 통해 혈류의 역류의 정도를 가늠하는데 도움이 된다. 본 연구에서는 이론적인 방법을 통해 실험적 연구인 Uretsky et al. [1]의 결과를 재현하고 (모델 검증), 더 일반화된 관계식을 유도 하고자 한다. 이를 통해 대동맥 판막 폐쇄부전의 정도에 따라 심장의 에너지관점에서 박동 효율을 예측한다.

연구 방법

Human 심실에 대해 삼차원 CT 이미지 기반 전기역학적 모델과 혈관계 lumped 모델을 연성하여 전체 심혈관 시스템을 구현하였다. 생리학적으로 심장을 통한 전기적 파동은 각 심근세포를 탈분극 시키고, 이것은 세포 내 Ca release를 유도한다. 세포내 Ca는 트로포닌 C에 바인딩함으로써, cross-bridge cycling을 유발한다. Cross-bridge cycling을 통해 심근세포가 능동적 장력을 만들고 결과적으로 심실이 수축과 이완을 하게한다. 이러한 일련의 생리학적 과정을 수학적으로 모델링 하였다. 자세한 모델링에 대한 Vurev et al. [2]에 잘 나타나 있으며, Fig. 1이 구현된 모델의 모식도이다.

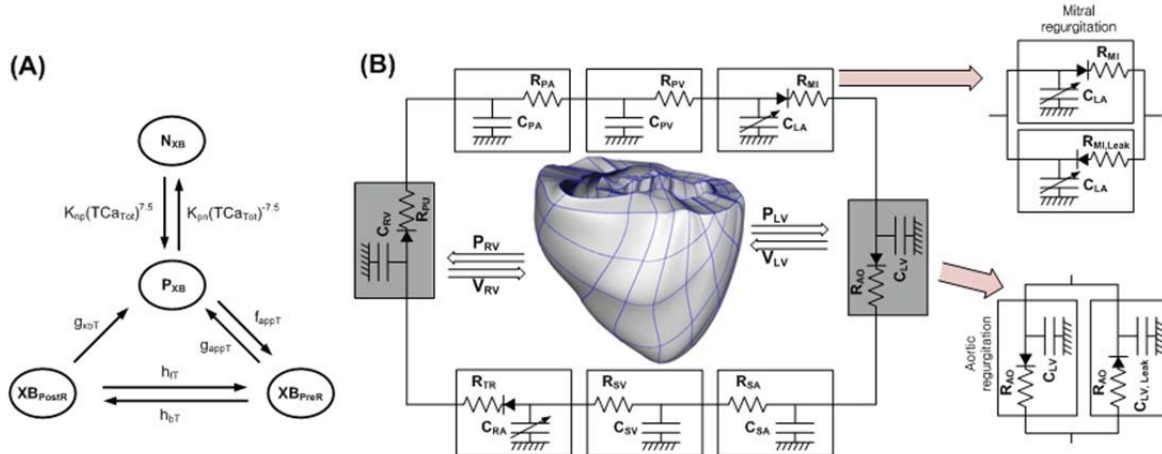


Fig. 1. Schematic diagram of the finite-element ventricular electromechanical model coupled with the circulatory model. P_{RV} , RV pressure; V_{RV} , RV volume; P_{LV} , LV pressure; V_{LV} , LV volume; R_{PA} , pulmonary artery resistance; C_{PA} , pulmonary artery compliance; R_{PV} , pulmonary vein resistance; C_{PV} , pulmonary vein compliance; R_{MI} , mitral valve resistance; C_{LA} , left atrium compliance; R_{AO} , aortic valve resistance; R_{SA} , systemic artery resistance, $R_{SA,LABP}$, the resistance of IABP-implemented systemic arteries; C_{SA} , systemic artery compliance; R_{SV} , systemic vein resistance; C_{SV} , systemic vein compliance; R_{TR} , tricuspid valve resistance; C_{RA} , right atrium compliance; and R_{PU} , pulmonary valve resistance. $C_{SA,LABP}$ is calculated by the product of C_{SA} and scale factor for the IABP effects.

연구 결과

ATP 소비율은 대동맥 폐쇄부전이 심할수록 이 증가하며, 방실판 폐쇄부전이 심할수록 감소하였다 (Fig. 2a). Stroke work 는 역류부피가 25 ml 이상에서 두 경우 모두 감소하였고, 이하에서는 두 경우 모두 증가하였다. (Fig. 2b). 결론적으로 대동맥 폐쇄부전의 경우에 역류부피가 25 ml 이상의 경우에 ATP 소비율이 증가할수록 stroke work 는 감소하는 경향을 보였다. 방실판폐쇄부전의 경우에 역류부피가 25ml 이상의 경우에 ATP 소비율이 감소할수록 stroke work 이 감소하는 경향을 보였다.

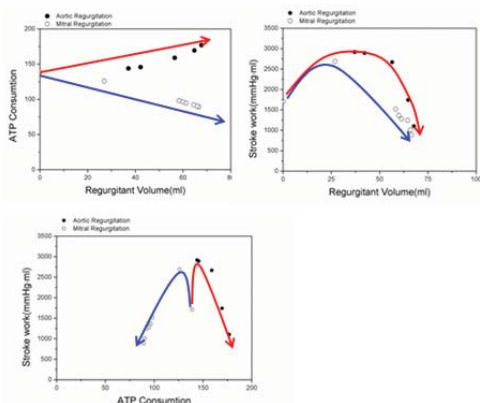


Fig. 2 ATP consumption according to regurgitant volume (a), Stroke work according to regurgitant volume (b), and stroke work according to ATP consumption (c). dark circle, aortic regurgitation; open circle, mitral regurgitation.

참고 문헌

- [1] Uretsky S, A Supariwala, P Nidadovolu, SS Khokhar, C Comeau, O Shubayev, F Campanile, and SD Wolff (2010) *Quantification of left ventricular remodeling in response to isolated aortic or mitral regurgitation*. J Cardiovasc Magn Reson. 12: 32.
- [2] Gurev V, T Lee, J Constantino, H Arevalo, and NA Trayanova (2011) *Models of cardiac electromechanics based on individual hearts imaging data: image-based electromechanical models of the heart*. Biomech Model Mechanobiol. 10: 295-306.

금오공과대학교 메디컬 IT 융합공학과

kmlim@kumoh.ac.kr

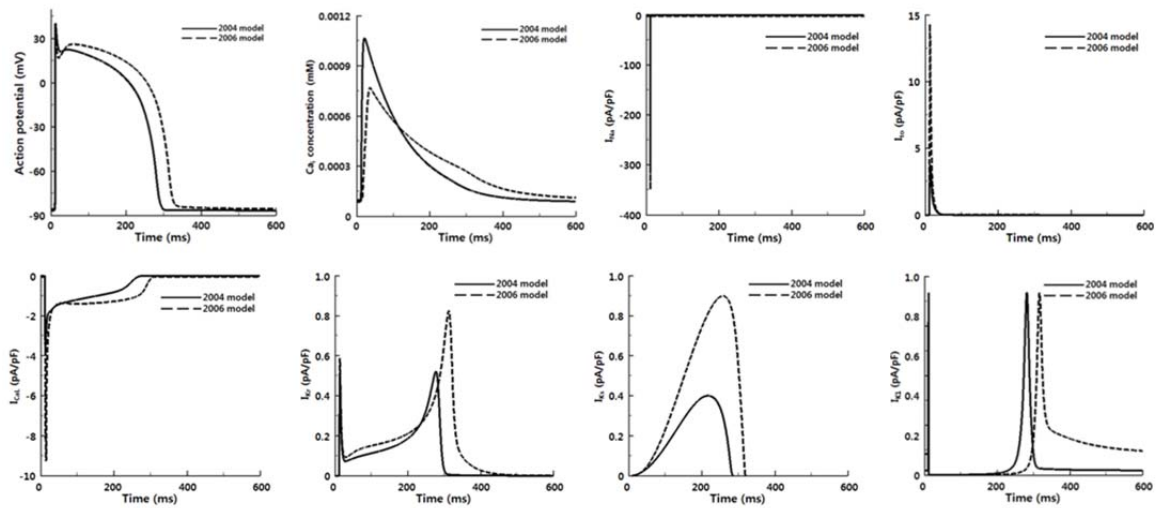


Figure 1. Steady-state action potential (a), calcium transient (b), and major ionic currents; fast sodium current (c), transient outward current (d), L-type calcium current (e), slow delayed rectifier current (f), rapid delayed rectifier current (g), and inward rectifier current (h) under 1 Hz pacing. Straight line, results from TN2004 model; dashed line, results from TN2006 model.

(APD₉₀). The aim of this work was to do preliminary study to predict cardiac instability by investigating combined effects of APD&CV restitution relationship.

Material and Methods

The cell membrane is modeled as a capacitor connected in parallel with variable resistances and batteries representing the different ionic currents and pumps. The electrophysiological behavior of a single cell can be described with the following differential equation [3]

$$\frac{dV}{dt} = -\frac{I_{ion} + I_{stim}}{C_m} \quad (1)$$

where V is voltage, t is time, I_{ion} is the sum of all transmembrane ionic currents, I_{stim} is the externally applied stimulus current, and C_m is cell capacitance per unit surface area.

Results

Figure 1 shows an AP, a calcium transient and the major ionic currents generated by the

model under 1-Hz pacing for the parameter setting corresponding to a human epicardial cell. We compared the TN2006 model with the TN2004 model. Both of those models have similar pattern, but slightly different in duration and amplitude. Using the validated model of cardiac electrophysiology, we can investigate the combined effect of action potential duration restitution and conduction velocity restitution relationships on cardiac instability in the future.

References

- [1] K. H. W. J. ten Tusscher, D. Noble, P. J. Noble and A. V. Panfilov. A model for human ventricular tissue. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 286: H1573–H1589, 2004.
- [2] K. H. W. J. ten Tusscher, and A. V. Panfilov. Alternans and spiral breakup in human ventricular tissue model. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 291: H1088–H1110, 2006.
- [3] Hodgkin AL and Huxley AF. A quantitative description of membrane current and its application to conduction and excitation in nerve. *J Physiol* 117: 500–544, 1952.

청각 모델 시냅스 출력과 등청감 곡선 관계 분석

김동영¹, 송지현¹, 홍기환², 심현민², 이상민^{1,2*}¹인하대학교 전자공학과, ²인하대학교 정보전자공동연구소

Analysis of Correlations between Equal Loudness Contour and Synapse Output of Auditory Model

D. Y. Kim¹, J. H. Song¹, K. H. Hong², H. M. Shim², S. M. Lee^{1,2*}¹Department of Electronic Engineering, Inha University,²Institute for Information and Electronics Research, Inha University

*sanglee@inha.ac.kr

Abstract

In this letter, we propose correlation analysis between equal loudness contour and synapse output of auditory model. This analysis shows similar Equal Loudness Contour under 4kHz but ELC of 4~7kHz show a bigger estimate. We should consider this work in all its aspects and find a Correlation diagram between human and cat model in ELC data.

연구 배경

사회전반적인 의학이 발전하고 다방면에서 고도의 기술이 개발된 환경 속에서 한국인 남성의 평균수명은 77세로 11년만에 5년이 늘어났으며, 이처럼 인류는 지속적으로 인간의 평균수명이 연장되고 있는 사회를 맞이하고 있다. 또한 환경부의 보고에 의하면 인구가 밀집된 도시의 인구 및 차량 증가에 따라 도시의 소음원이 늘어났다고 보고하였으며 소음에 노출된 사회환경에 전체적인 난청인의 비율이 증가하는 추세이다. 보청기는 난청을 겪는 환자들에게 이를 보완하여 주는 보조기기로서 사람들에게 처방되고 있다. 본래 보청기의 근본적인 기능은 난청에 의해 민감감이 둔화된 환자에게 해당 주파수 대역마다 적절히 증폭된 소리를 제공하는 데에 있었다. 최근에는 이러한 자체적인 최적 증폭 기능과는 별도로 은폐 효과(Masking effect)와 같은 심리음향(Psychoacoustics) 보간법, 비선형 주파수 압착(Non-linear Frequency Compression), 음원정위법(sound localization)등 다양한 기술적 보조 수단을 개발하고 있으나 보청기 자체적인

이득 보정이라는 난제는 지속적으로 보완해야 할 근본적인 숙제로 남아 있다.

이득 보정을 제시하는 방법으로써 고양이의 청각을 모사한 모델 시뮬레이터는 이미 지난 2004년 VitaSound사에서 이 모델을 기반으로 그림1과 같은 Neuro-Compansator를 제작하였다[1-2].

그림 1의 블록 선도에서 H 블록은 정상 모델이며 \hat{H} 블록은 비정상 모델을 의미한다.

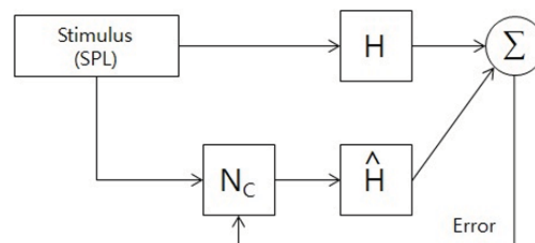
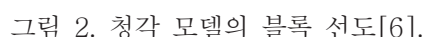


그림 1. Neuro-Compansator의 블록 선도[2].

여기서 주파수 마다 결과값을 취합하여 발생하는 오차를 Nc(Neuro-Compansator)에서 제환을 받고 최종 출력 값으로 정상 모델과 차이 나지

기저막 조율(basilar membrane tuning)은 신호 경로(C1/C2 filter), 기저막의 압축성있는 비선형성(Compressive nonlinearity of basilar membrane)은 제어 경로(Control Path filter)에서 관리한다. 즉, 신호 경로(signal Path)는 임펄스 응답(Impulse response)의 주파수 전



이음(Frequency glide)을 제공하고 제어 경로(control path)는 압축성 있는 비선형성(Compressive nonlinearity)을 묘사한다[4]. 시냅스 출력 데이터는 고양이의 소뇌 쪽 내이도에 미소 전극을 삽입하여 전압을 측정한 값이다[5].

가용된 모델의 출력 값은 고양이의 소뇌에서 측정된 전압을 PSTH(Peri Stimulus Time Histogram)로 모사한 값이다. 즉, 모델의 최종 출력 값은 그 이전 단일 시냅스 모델의 출력 값을 가우시안 잡음이 첨부된 원형 신호의 유사재현이라는 특성을 이용하여 실제 모델 분석에 쓰일 결과값으로써 그 이전단인 시냅스 모델의 출력 값을 기준으로 기존 ELC와 비교하였다.

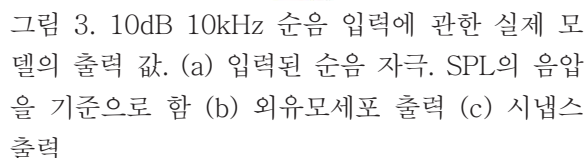


표 1. 1kHz에서 10~80dB를 부여하였을 때 출력된 모델의 출력.

m-phon	모델의 출력
10	624.78
20	1312
30	1865.7
40	2070
50	2179.4
60	2338.7
70	2532.8
80	2581.9

또한 모델의 출력 값은 고양이의 소뇌에 삽입된 전극에서 측정된 전압을 모사한 것으로 모델에 큰 음압을 입력시킬수록 큰 진폭의 파형이 출력되는 것을 확인할 수 있었다. 따라서 해당 전압의 크기가 곧 고양이의 인식과 관련이 있으며, 이는 소리 인식의 크기를 대변하는 ELC(Equal Loudness Contour)와 크게 관련이 있음을 시사한다.

여기서 사람이 인식하는 강도의 기준은 시냅스 출력 중 최대값과 안정된 곡선의 중앙 값에서 추출한 값으로 그림 3은 실제 모델의 출력 곡선이다.

기존 ELC의 phon정의와 유사하도록 위에서 인용된 청각 모델에서 도출된 데이터 중에서 1kHz 대역에서 측정된 출력값(dB)을 m-phon이라 정의하고 모델의 시냅스 출력을 찾아 모델 기반에 ELC를 묘사하였으며 이에 대한 결과는 표 1과 같다. 또한 그림 4는 인용된 모델의 시냅스 출력이 안정적인 값으로 보이는 지점인 0.03초를 기준으로 나타낸 그래프다.

연구 결과

본 논문에서 분석하고자 한 모델의 ELC는 그림 5와 같다. 해당 모델은 순음으로 자극시킨 포유류의 실제 소뇌에서 발생하는 전압을 모사한 것으로 본 연구에선 인간의 인지와 관련 있는 ELC와 상관관계를 분석하였다.

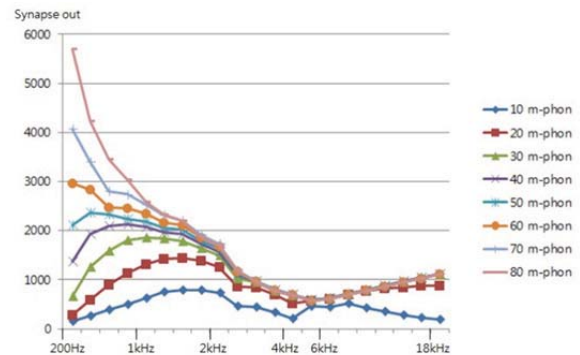


그림 4. 안정된 상태의 시냅스 출력 곡선. (0.03초)

시냅스 출력 값을 기준으로 평가한 ELC는 4kHz 이하 구간에서 기존의 ELC의 형을 잘 따르고 있으며, 4~7kHz에선 기존 ELC에서 벗어난 모습을 보였다. 하지만 주로 다루는 음성 주파수 대역이 4kHz 이하인 것을 감안하면 제한적인 음성 주파수의 음압 보정을 위한 보청기에 가용할 수 있는 가능성을 보였다.

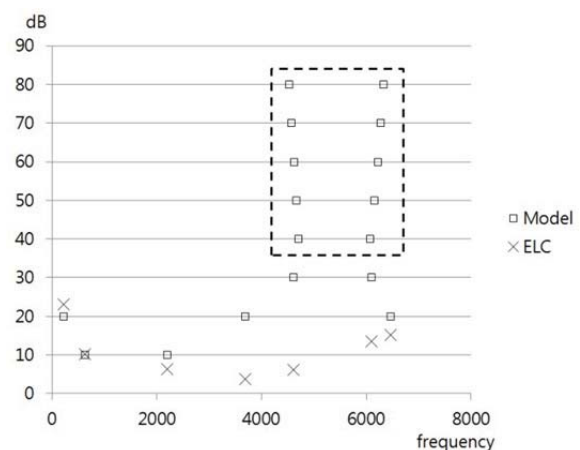


그림 5. 안정된 상태의 시냅스 출력을 기준으로 한 10 phon & 10 m-phon ELC

본 연구를 통해 동물 실험이 불가능한 환경에서 해당 모델의 출력 값과 인간을 대상으로 한 결과 값을 비교할 자체적인 상관성을 검토하는 연구를 지속할 것이며, 포유류가 인지하는 소리의 크기가 그림 3의 (c)와 같은 실제 모델의 출력으로 부터 신뢰도가 있는 구간을 찾는 추가적인 연구가 필요하다.

Acknowledgements

이 논문은 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 중점연구소 지원사업으로 수행된 연구임(2012-0005858).

참고 문헌

[1] I.C. Bruce, M.B. Sachs, E.D. Young, "An auditory-periphery model of the effects of acoustic trauma on auditory nerve responses," J. Acoust. Soc. Amer. 113, pp.369-388, 2003

[2] J. Bondy, S. Becker, Bruce I., L. Trainor, & S. Haykin, "A novel signalprocessing strategy for hearing-aid design: Neuro-compensation." Signal Processing, 84, pp.1239-1253, 2004

[3] J. Eggermont, H. Komiya, "Moderate noise trauma in juvenile cats results in profound cortical topographic map changes in adulthood," Hearing Res. 142, pp.89-101, 2000

[4] Q. Tan, L.H. Carney, "A phenomenological model for the responses of auditory-nerve fibers. II. Nonlinear tuning with a frequency glide," J Acoust Soc Am. 2003 Oct, pp.114, 2004

[5] S. Kiang, "Discharge Patterns of Single Fibers in The Cats Auditory Nerve," Research Monograph No. 35 The M.I.T. Press, Cambridge, Massachusetts, pp.3-9, 1965

[6] MS. Zilany, IC. Bruce, PC. Nelson, LH. Carney, "A phenomenological model of the synapse between the inner hair cell and auditory nerve: Long-term adaptation with power-law dynamics," J Acoust Soc Am. 2009 Nov, pp.390-412, 2009

[7] "Acoustics, Normal equal-loudness-level contours", ISO 226, 2003

개선된 체내이식형 약물 주입기

박광신^{1*}, 조영호¹, 김대현²

¹국립암센터 의공학연구과, ²마취 통증의학과

Advanced Implantable Intrathecal Pump

K.S. Park^{1*}, Y.H. Jo¹, D.H. Kim²

¹Biomedical Engineering Branch, National Cancer Center, Gyeonggi-do, Korea,

²Department of Anesthesiology & Pain Medicine, Center of Colon Center, Gyeonggi-do, Korea

*creep231@nate.com

Abstract

This paper accounted for an enhanced intrathecal infusion pump by using nerver-ried-before cerebrospinal fluids to control a pain by transplantation, The system provided the authentic administrations of morphine with one-way valve to cope with problem that cerebrospinal fluids flowed backward. Inaddition, it was possible to connect the catheters with case that the parts to hold catheter was embedded according to doctor's advices, or to create sealed-reservoir by combining case spontaneously. Moreover it accessed about a battery-life with 2 years to flow amount of morphine with 2 gram per day.

Since this medical instrument has been devised for the safety, biocompatibility, stability, accuracy, connectivity, and durability, it was possible to be substantiated that the intrathecal pump with CSF compensation made it easy to provide lucratively and draw attention to pain patients with cancer pain throughout in-vivo performance and safety evaluations.

연구 배경

척수강내 약물주입기는 경구 투여에 비해 300배, 정맥투여에 비해 100배의 효과를 지닌다. 기존 임상 예에서 하복부 피부아래 이식하여 카테터로 척수와 연결된 이식형 약제 전달 장치는 척수액에 직접적으로 소량의 물핀을 효과적으로 투여할 수 있었다 [2]. 또한 부작용이 적고 빠른 통증 경감 및 비용절감 효과가 있다고 하였다 [1].

본 이식형 척수강내 약물 주입기에는 약물 주입에 따라 펌프내 저장되는 CSF의 역류를 차단하는 원-웨이 밸브, 둘레에 오링 처리가 되어있는 다이어프램으로 케이스 조립과 동시에 실링되어 생성되는 내장형 저장고, 그리고 수술시 편의를

위한 카테터 고정장치를 두었고 in-vitro 성능 평가가 진행되었다.

연구 방법

척수강내 약물 주입기는 CSF(CelebroSpinal Fluids) 보상방식을 이용하였으며, 암성 통증 환자의 하복부에 이식하여 일정한 속도로 정량의 약액(Morphine) 주입을 목적으로 한다. 체외 모니터를 이용하여 암성통증을 전달하는 신경경로인 척수에 투여하는 약물의 유량 및 속도 등을 설정하게 된다, 약물 투여에 따라 저장되는 체액, 즉 CSF를 2주에 한번씩 몸 밖으로 배출하는 동시에 약물을 재충전한다. 박출모드로는 연속 박출, Simple Continuous, Single Bolus, Periodic Bolus, Complex가 있다. 실험은 SC모드에서 하

루에 2 gram을 박출하도록 하였으며 물핀 대신 물을 사용하여 약물과 CSF를 각각의 용기에 따로 두어 튜브 연결을 통해 진행하였다.

연구 결과

In vitro 실험에서 Sleep 상태의 전력 소모를 최소화하여 하루 전력소모량은 모터 구동 시가 대부분을 차지하였고, 배터리 수명은 2년 정도로 예측되었다.

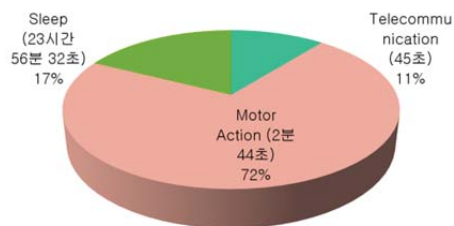


그림 1. 일일 전력 소모량 분포

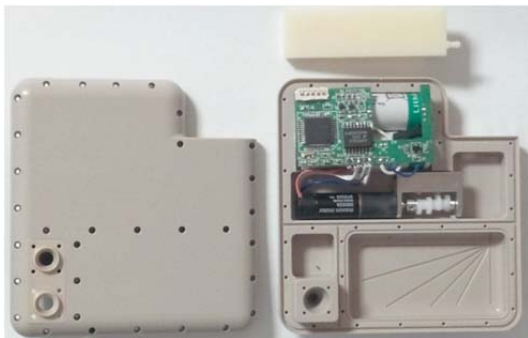


그림 2. 체내이식형 약물주입기 외형

Acknowledgements

이 연구는 국립암센터 과제로 지원을 받아 수행하였음.

참고 문헌

- [1] Lisa Stearns, Richard Boortz-Marx, Stuart Du Pen, Gerhard Friehs, Michael Gordon, Michelle Halyard, Laurel Herbst and Jennifer Kiser, "Intrathecal Drug Delivery for the Management of Cancer Pain" *The journal of supportive oncology*, vol.3, pp.399 2005.
- [2] Tomas J. Smith, and Patrick J. Coyne, "How to use implantable intrathecal drug delivery systems for refractory cancer pain" *The journal of supportive oncology*, vol.1, pp.73, 2003.

당뇨입원환자를 위한 혈당조절 모델 구현

최가람^{1*}, 김명준, 김명선¹, 이정찬², 조영민^{2,3}, 김성완^{2,3**}, 김희찬^{2,3}

¹서울대학교 공과대학 바이오엔지니어링 협동과정, ²서울대학교 의과대학 의공학 교실, ³서울대학교병원

Development of Gluco-regulation Model for Hospitalized Patients

K. R. Choi^{1*}, M. J. Kim², M. Kim¹, J. C. Lee², Y. M. Cho^{2,3}, S. Kim^{2,3**}, & H. C. Kim^{2,3}

¹Interdisciplinary Program of Bioengineering, College of Engineering, Seoul National University, Seoul, Korea,

²Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University, Seoul, Korea,

³Seoul National University Hospital, Seoul, Korea

*krchoi@snu.ac.kr, **sungwan@snu.ac.kr

Abstract

Due to a recent increase in the prevalence of diabetes, it has become one of the leading causes of hospitalized patients. Hyperglycemia could increase the chance of various health complications while slowing down the recovery rate and lengthening the hospitalization process. Most importantly, it could increase the death rate of patients, and therefore, inpatient glucose management of diabetes mellitus is necessary. In this paper, gluco-regulation model for hospitalized patient with type II diabetes which could be used to test insulin protocols has been developed based on meal glucose model. This newly developed model is able to predict the results of insulin protocols and showed similar results when compared with clinical results.

연구 배경

당뇨병 유병률의 증가로 병원에 입원하는 환자의 상당수에서 당뇨병을 가지고 있다. 고혈당이 있을 경우, 고혈당증에 의한 여러 합병증으로 인한 수술할 가능성이 높다고 알려져 있다. 또한 당뇨병자는 비 당뇨병자보다 회복 속도가 느려 수술 후 회복기간이 길어 입원 기간이 길어지며 사망 위험이 증가한다고 보고되고 있다. 따라서 입원환자에 대한 혈당 관리 (inpatient glucose management of diabetes mellitus)가 필수적이다[1].

입원 환자의 혈당 조절을 위한 인슐린 프로토콜에는 크게 두 가지가 있는데, 일정 알고리즘에 따라 기저 인슐린과 식사 관련 인슐린을 투여하는 방법 (basal bolus insulin regimen, (BBI))이 혈당의 상승에 맞춰 인슐린을 투여하는 방법 (sliding scale insulin regimen, (SSI))보다 우월

하다는 연구 결과가 지배적이며, BBI에 대한 많은 세부 가이드라인이 제시되고 있다[2]. 하지만 기존 프로토콜을 사용하기에는 오차가 있어 의사의 직감에 의해서 변경되기도 하며 다양한 환자군에게 적용될만한 표준적인 프로토콜은 없는 상태이다.

따라서 본 연구에서는 당뇨병자의 meal glucose system을 표현한 수학적 모델을 바탕으로 여러 종류의 인슐린은 피하로 주입하여 인슐린 주입에 따른 환자의 상태변화를 적절하게 예측할 수 있는 당뇨 입원 환자 모델을 구현하고자 한다. 본 입원환자 모델 연구를 통해 인슐린 프로토콜의 임상시험 수행 전 프로토콜 성능을 선행적 평가가 가능함으로써 전임상 시험 (pre-clinical trials)으로서 모델을 활용할 수 있으며, 아직 답보 상태에 있는 입원 환자의 혈당 조절의 수준을 획기적으로 개선하여 많은 수의 당뇨 환자가 혜택을 받을 수 있을 것으로 예상된다.

연구 방법

14명의 제 2 당뇨병 환자의 평균한 데이터를 이용하여 meal glucose system을 제시한 Dalla Man 논문[3]을 근거하여 모델을 구현하고 입원 환자의 상태를 반영하기 위해 변수들을 조절하여 기저 혈당과 인슐린저항성을 증가시킨다. Hovorka 논문[4]의 인슐린 주입식을 통합하여 피하(subcutaneous) 요법으로 인슐린을 주입할 수 있도록 식을 구현한다. 모델의 개괄적인 구성은 그림 1과 같다. 실제 임상환경에서 사용되는 BBI와 SSI 프로토콜을 모델에 적용하여 시뮬레이션하고, 임상 결과[2]와 같이 BBI를 적용한 시뮬레이션 결과가 SSI 적용 결과보다 혈당 조절 효과가 우수함을 나타냄으로써 모델의 유효성을 입증한다.

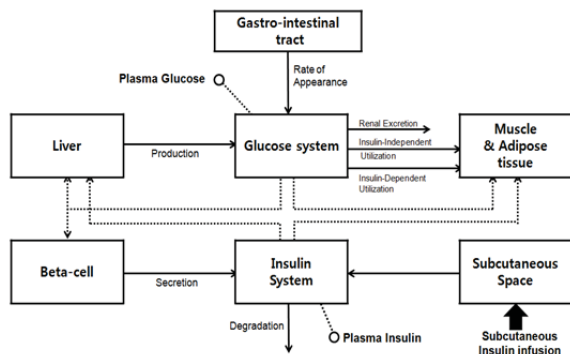


그림 1. 병실 내 당뇨병환자 구획모델

연구 결과

Matlab (Mathworks Inc., USA)을 이용하여 본 연구에서 구현한 모델의 미분방정식들을 시뮬레이션이 가능한 형태로 구현하였다. 각 시간마다 식사량을 달리하여 인슐린 주입에 따른 10일 동안의 혈당 변화를 하루 평균혈당값으로 표현하였다(그림 2). 또한 고혈당과 저혈당 발생률, 혈당 변화진폭을 나타내는 지표를 사용하여 BBI와 SSI의 혈당조절능력을 객관적으로 비교하였다(표). BBI가 SSI에 비하여 고혈당 발생률이 현저하게 낮는데 비하여 저혈당 발생률은 비슷하기 때문에, BBI를 사용하여 혈당조절을 시행할 시 혈장 글루코스 농도가 SSI보다 안전범위 (110~140mg/dl)로 조절되었다는 것을 알 수 있었다. 또한 MAGE

의 값 역시 BBI가 SSI보다 낮은 것을 확인할 수 있는데, 이는 BBI의 혈당 변화진폭이 적다는 것을 의미하며 더욱 안정적이라고 볼 수 있었다.

이러한 모든 시뮬레이션 결과는 임상결과와 같이 BBI가 SSI에 비하여 우수한 혈당 조절 능력이 있음을 보여줌으로써 모델의 유효성을 입증할 수 있었다.

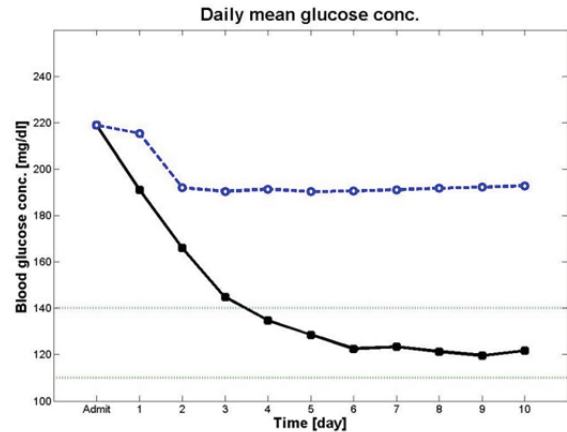


그림 2. BBI (검은색, 실선)와 SSI (파란색, 점선)를 적용했을 때의 혈당 변화

표. 인슐린 프로토콜 비교

Simulation results	BBI	SSI
Mean hGI110 (mg/dl)	0.2239	0
Mean HGI140 (mg/dl)	4.7657	93.4046
Mean HGI180 (mg/dl)	6.4465	53.4065
MAGE (mg/dl)	62.4988	92.0689
Minimum glucose (mg/dl)	96.3065	179.6825

*HGI: Hyperglycemia Index, hGI: Hypoglycemia Index, MAGE: Mean Amplitude Glucose Excursions

Acknowledgements

This work was partially supported by Research Settlement Fund for the new faculty of SNU, a grant (#2010-P3-02) of Advanced Institutes of Convergence Technology (AICT), Seoul National University and by National Research Foundation of Korea (NRF) Grant funded by the Korean Government (2010-0024462 and 2011-0009127).

참고 문헌

- [1] Clement S et al., "Management of diabetes and hyperglycemia in hospitals," *Diabetes Care* vol. 27, pp.553-597, 2004.
- [2] Guillermo E. Umpierrez et al., "Randomized study of Basal-Bolus Insulin Therapy in the Inpatient Management of Patients with Type 2 Diabetes Undergoing General Surgery," *Diabetes Care*, vol. 34, pp.256-261, 2011.
- [3] Chiara Dalla Man et al., "Meal Simulation Model of the Glucose-Insulin System", IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 54, NO. 10, OCTOBER 2007
- [4] R. Hovorka et al., "Nonlinear Model predictive control of glucose concentration in subjects with type 1 diabetes," *Physiological Measurement*, vol. 25, pp.905-920, 2004.

¹삼성서울병원 영상의학과, ²대구경북첨단의료산업진흥재단 첨단의료기기개발지원센터

Following the diversified development of cancer treatments, the issues of durability due to a prolonged life span of the patient, procedural efficiency relating to an integration of the endoscope in stent procedure, and removability of the initial stent insertion have been presented. Therefore, in order to resolve the issues raised above, the stent which combines the longitudinal flexibility and durability has been devised and this test has been organized to use and evaluate in a clinical trial as a process in continued study to commercialize following a contract with a pharmaceutical company.

대장암은 서구에서 소화기 암 중 가장 흔하고 국내에서도 식생활이 서구화됨에 따라 그 빈도가 점차 증가하고 있다. 대장 폐쇄는 악성질환에 의한 경우가 가장 많으며 대장암의 10~20%에서 부분폐쇄가 발생하고, 8~29%에서 완전 폐쇄가 발생한다. 1991년 Dhomoto가 폐쇄성 직장암에서 스텐트 삽입술을 보고한 이후 폐쇄성 대장암에서의 스텐트 삽입술이 널리 이용되게 되었다. 이 기술은 쉽고 안전하며 효과적인 방법으로 알려져 있지만, 종양의 내관으로의 성장(tumor Ingrowth)이나 스텐트의 위치이동(stent migration)과 같은 여러 합병증이 보고되어 있다. 이로 인하여 환자의 고통과 임상위험이 증가하며 의료비용이 증가하게 되었다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 본 연구진은 1996년부터 연구를 시작하여 원통방향 팽창성을 부여하는 각 스텐트의 단위구조를 내구성 강한 탄성복합체로 연결하여 길이방향 유연성이 우수한 “Flexible Covered Stent”를 개발하여 특허 출원하고 생산업체와 실시계약을 통한 상품화에 성공하여 “CHOO Stent”라는 상품명으로 국내에서 사용하는 물론 유럽 등지에 수출하여 특허수입을 올리는 연구성과를 거둔 바 있다. 그러나 그 후 여러 가지 항암치료법 등이 발전하면서 피시술자의 수명이 길어짐으로 인해 발생한 내구성 문제, 스텐트 기술이 내시경을 이용하는 방법으로 발전

하면서 생기는 시술편이성 및 삽입 초기 스텐트 이동문제 등을 해결할 필요성이 대두되어 이를 해결 할 수 있는 “길이 방향 유연성과 내구성을 겸비한 스텐트”를 고안하여 특허출원을 완료하였다. 따라서 개발한 스텐트를 임상에서 사용하기 위하여 제조회사와 계약을 체결하고 제품화를 위한 연구를 진행하고 평가하기 위해 본 시험을 계획하였다.

스텐트의 원자재(ring)를 확정하고 개발된 스텐트의 기계적 성능을 측정한다. Instron을 이용하여 팽창력(expansile force), 길이방향유연성(longitudinal flexibility), 초기탄성계수(initial modulus), 파괴강도(breaking strength) 등을 측정하고 측정은 피복을 입히기 전과 후에 각각 실시하며 그 수치가 조직에 적합하지 아닐 경우 강도를 조정하여 다시 제작한다. 동시에 스텐트 삽입을 위한 다양한 내장협착 동물모델을 개발한다. 동물모델에서의 문제점을 파악하여 스텐트의 디자인을 결정하고 스텐트와 삽입장치를 제작한다. 이후 개발한 내장협착 동물모델에 삽입하여 X-ray와 조직적출을 통해 스텐트의 유용성 및 안전성을 확인한다.

Acknowledgements

인체의 각종 관상조직의 협착증에 팽창성 스텐트를 적용하여 이를 치료하는 기술은 전신마취와 수술로 인한 침습 등이 필연적으로 동반되는 외과적 수술에 비하여 시술이 간편하고 인체에 대한 손상이 적으며 경제적이므로 그 적용이 확대되고 있는 새로운 치료법이다. 이 스텐트 삽입술의 시술성적은 스텐트와 그 삽입기구의 성능에 의하여 좌우되는 것으로 보고되고 있다. 기존의 migration 문제와 유연성 부족문제 등을 해결할 수 있는 보다 우수한 스텐트를 개발하는 동시에 새로 개발된 스텐트의 유용성과 안전성을 확인하기 위한 내장협착 동물모델을 개발하였다(그림 1).

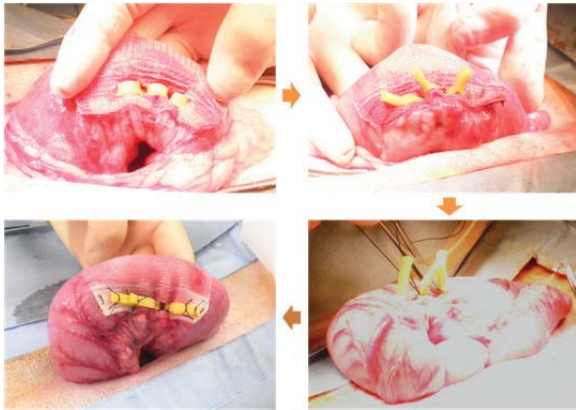


그림 1. Scaffolding mesh를 이용한 동물모델

이 연구는 SMC 연구개발과제와 지식경제부
산업융합 원천기술 개발사업(과제번호:
10041876)의 지원을 받아 수행하였음.

참고 문헌

- [1] jin Hyoung Kim, Ho-young Song, Yong-Dong Li, Ji Hoon Shin, Jung-Hoon Park, Chang-Sik Yu. "Dual-design expandable colorectal stent for malignant colorectal obstruction: Comparison of flared ends and bent ends" *AJR* 2009; 193: 248-254
- [2] Carla Ida Ripamonti, Alexandra M. Easson, Hans Gerdes. "Management of malignant bowel obstruction." *European Journal of Cancer* 2008; 44: 1105-1115
- [3] Georgios Ziakas, Eric M. Haas. "How to use stents for colorectal obstruction." *Contemporary Surgery* 2007; 63: 492-497
- [4] Todd H. Baron, Richard A. "Kozarek. Endoscopic stenting of colonic tumours." *Best practice & Research Clinical Gastroenterology* 2004; 18: 209-229

담아서 준비하였고, 나머지 1 107의 세포는 alginate에 파종하여 alginate bead 형태로 동일 tube에 준비하였다. 그리고 배양액의 피크를 확인하기 위하여 동일 tube에 배양액을 1 ml 용량으로 준비하였다. Centrifuge tube의 아랫부분은 그림 1의 획득된 영상에서와 같이 agarose gel을 이용하여 뾰족한 부분을 채워 alginate beads 및 pellet이 아래 쪽으로 가라 앉는 것을 방지하였다.

자기공명 분광을 이용한 spectrum 획득

MRS는 해운대 백병원에 설치된 3T MRI (Philips Electronics, Netherlands)와 동물용 코일을 이용하여 획득 하였다. 분광획득영역의 설정을 위하여 scout 영상을 획득한 후 SV_PRESS 펄스 열로 그림 1과 같이 agarose gel의 상부 5 5 5 mm3의 크기를 가지는 single voxel을 획득 영역으로 설정 하였다. 영상 변수는 TR/TE (Repetition Time/Echo Time)=2000/40 ms, NSA (Number of Signal Averages)=160, acquisition size=1024로 하여 MRS 데이터를 획득 하였다.

신호의 후처리

획득한 분광 데이터를 분석하기 위하여 상용화된 프로그램인 JMRUI v.4.0(EU project)을 사용하였다. FID 신호상에서 Lorentz-Gaussian 필터를 사용하여 2Hz로 line-broadening을 적용하고 1024개의 zero-filling을 수행하여 시편의 신호를 강조한 후 스펙트럼 상에서 water signal을 4.7ppm으로 재 정렬하고 위상 보정을 수행 하였다.

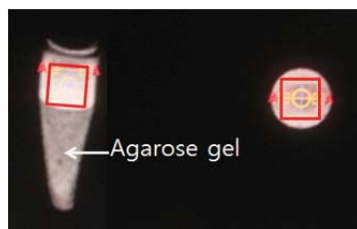


그림 1. Agarose gel을 포함한 tube 영상 및 설정된 spectrum 영역

연구 결과

그림 2는 DMEM-HG(a), 세포가 파종된 alginate bead(b), pellet(c) 으로부터 획득한 MR 분광을 비교하여 나타낸 것이다.

확인된 배양액의 피크는 3개의 분광 에서 3.33ppm과 3.70ppm에 동일하게 나타났으며, (c)의 1.16ppm에서 관찰 된 피크는 lipid로 세포 대사물질임을 확인 하였다. 하지만 alginate beads의 spectrum(b)에서는 Pellet과 동일한 펄스 열과 voxel 크기 그리고 같은 양의 세포가 포함되었지만 배양액의 피크 외에 다른 피크를 획득하지 못했다. 대사물질의 피크를 확인할 수 없었던 이유는 voxel 내부에 포함된 세포의 농도차이, MR실 내부의 차가운 온도로 인한 세포의 변질, 그리고 기준물질 미 첨가로 인해 정량화 하지 못하여 생긴 분광 간 오류 등 다양한 원인이 있을 수 있다. 서론에서 언급 하였듯이 3T MRS로 세포 신호를 획득할 수 있는 조건으로 pellet 형태의 시편에서는 세포의 수가 1 107일 때 PRESS 펄스 열을 사용하여 대사물질을 확인할 수 있지만, 다양한 변수가 원인이 되어 alginate beads 형태의 시편에서는 신호를 획득하지 못하였다.

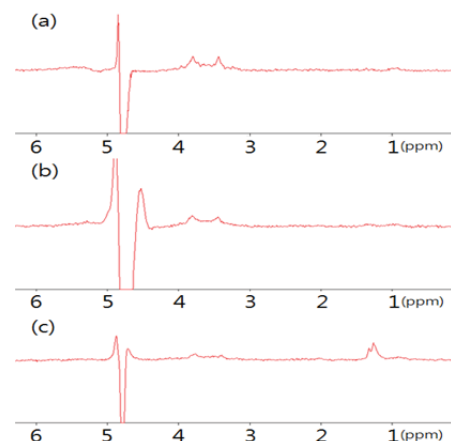


그림 2. 3T MRI를 이용해 획득한 DMEM-HG spectrum(a), 세포가 파종된 alginate beads 및 DMEM-HG spectrum(b), 세포 pellet 및 DMEM-HG spectrum(c)

차후 연구에서는 정량화 오류의 원인이 될 수 있는 온도 및 주위환경을 개발된 세포 생존 장치[2]를 이용하여 컨트롤하고, 기준물질에 관한 독성평가 결과[3]를 바탕으로 높은 재현성과 신뢰성을

[2] Bok Man Kang, et al., Verification of MR compatibility with cell survivable chamber, 2012 제 45 회 대한의용생체공학회, p. 65.

[3] So Young Kwak, et al., Cytotoxicity evaluation of TSP and D2O currently being used in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy, Tissue engineering and regenerative medicine, 2012 Vol 9, pp81-85(2012)

참고 문헌

- $$\sim f_{46}'' , \quad \cdot \circ \cdot \quad \cdot \quad \cdot \quad \circ \gg ^{\wedge} \dots \pm - \pm , \quad \cdot \quad \dots \alpha$$

혈관내피세포가 줄기세포 이동속도에 미치는 영향

김선연¹, 신지원¹, 박소희¹, 강윤경¹, 전강진¹, 현진숙¹, 오민재¹, 신정욱^{1,2*}

¹인제대학교 의용공학과,

²First Research Team/고령자라이프디자인 연구소/UHRC/심혈관 대사질환 연구센터

The Effects of Endothelial Cells (ECs) on the Migration Rate of Mesenchymal Stem Cells (MSCs)

S. Y. Kim¹, J. W. Shin¹, S. H. Park¹, Y. G. Kang¹,

K. J. Jeon¹, J. S. Hyun¹, M. J. Oh¹, J. W. Shin^{1,2*}

¹Department of Biomedical Engineering, Inje University,

²First Research Team/Inst. of Aged Life Redesign/UHRC/Cardiovascular and Metabolic Disease Center, Gimhae, Gyeongnam 621-749, Republic of Korea

*sjw@bme.inje.ac.kr

Abstract

MSCs can circulate and migrate to damaged tissue. For this, MSCs should migrate and interact with the endothelium. However, the mechanism has not been elucidated. Two groups were used to investigate the migration rate of MSCs based on the presence or absence of ECs: a culture of MSCs alone (MSC) and a co-culture of MSCs and ECs (Co-MSC). Images of migration were taken every 4 hours. The migration distance was measured using Image J. After 12 hours, Co-MSC had twice the speed compared to MSC approximately. This confirmed the effects of ECs to the migration rate of MSCs when co-cultured.

연구 배경

줄기세포 (Mesenchymal stem cells; MSCs)는 다분화능을 가진 세포로써 손상된 조직의 치료를 위해 혈관으로 이동하거나 혈관내피세포 (Endothelial cells; ECs) 사이를 통과하여 손상된 조직으로 이동한다고 알려져 있다¹. 최근 이와 관련하여 줄기세포가 접촉하게 되는 ECs와 MSCs의 접근 기전 및 상호작용에 관한 연구가 활발히 진행되고 있는 추세이다. 본 연구에서는 MSCs와 ECs의 상호 작용에 따른 MSCs와 ECs의 초기 이동 속도 및 물리적 변화를 관찰하기 위하여 ECs 유무에 따른 ECs가 MSCs의 이동 속도차이를 확인하였다.

연구 방법

ECs 유무에 따른 MSCs의 이동을 비교하기 위하여 ECs와 공배양한 MSCs (Co-MSC)와 단독 배양한 MSCs (MSC)를 실험 군으로 설정 하였다. Co-MSC는 cover glass를 이용해 세포의 이동을 막고 양쪽에 MSCs와 ECs를 각각 1x10⁴와 2x10⁴ cells/cm²의 농도로 파종하였다. 파종 12 시간 후 세포의 이동이 가능하도록 cover glass를 제거하였다. 파종 전 MSCs와 ECs는 cell tracker (Invitrogen, USA)로 형광염색 하여 세포의 움직임이 추적가능 하도록 하였다. 파종 12시간 후 각각의 세포의 이동이 가능하도록 cover glass를 제거하여 하였고 이 시간을 0 h로 지정하여 4시간 간격으로 0, 4, 8, 12 시간마다 형광 현미경 (Carl zeiss, Germany)을 이용하여 세포의 이동을 촬영하였다. 획득한 image는

마이크로 패턴화된 표면에서 중간엽 줄기세포의 기능적 신경분화

전강진¹, 신지원¹, 박소희¹, 강윤경¹, 김선연¹, 현진숙¹, 오민재¹, 신정욱^{1,2*}

¹인제대학교 의용공학과,

²First Research Team/고령자라이프디자인 연구소/심혈관 대사질환 연구센터/UHRC

Functional Neuronal Differentiation of Mesenchymal Stem Cells in Micropatterned Surface

K. J. Jeon¹, J. W. Shin¹, S. H. Park¹, Y. G. Kang¹, S. Y. Kim¹, J. S. Hyun¹, M. J. Oh¹, J. W. Shin^{1,2*}

¹Department of Biomedical Engineering, Inje University,

²First Research Team/Inst. of Aged Life Redesign/Cardiovascular and Metabolic Disease Center, UHRC, Gimhae, Gyeongnam 621-749, Republic of Korea

*sjw@bme.inje.ac.kr

Abstract

Many studies have investigated and shown that substrate morphology affects neuronal differentiation of stem cells. To evaluate neuronal differentiation in various surface morphology, we performed immunofluorescence staining and calcium imaging. Neuronal specific markers were expressed in all groups and hMSCs cultured on patterned surfaces were highly aligned as expected. In hMSCs cultured on 5um pattern, the average length of neuritis was the longest, in addition to calcium influx occurring in the cells. These results demonstrated that micropatterned substrate promoted not only morphological changes, but also functional differentiation. This experiment will serve as a guideline in designing scaffold for nervous system.

연구 배경

퇴행성 신경질환인 파킨슨병, 알츠하이머병 등과 같은 질병은 neuron의 손상에 의해 발생한다. 신경조직은 신경손상 시에 재생능력에 한계가 있고 줄기세포 기반의 치료 연구는 세포의 증식이나 분화정도에서 아직 효율적이지 못하다. 성공적인 신경 질환의 치료를 위해서는 방향성 있는 neuronal outgrowth와 신경세포로의 분화가 필수적이다. 따라서 지지체의 표면처리 또는 성장인자 등과 같은 조직공학적 요소를 조절한 많은 연구가 이루어지고 있다. 본 연구에서는 마이크로 패턴화된 지지체에 의한 줄기세포의 분화를 세포의 형상, 단백질 발현뿐 아니라 신경전달

물질에 의한 세포 내 칼슘발현으로 기능적 분화를 평가하고자 하였다.

연구 방법

지지체의 마이크로패턴은 photo-lithography기법을 이용하여 실리콘 웨이퍼를 제작하여 membrane 형태의 PDMS (polydimethylsiloxane) substrate를 제작하였다. 패턴은 groove/ridge 형태로 제작되었고, groove와 ridge의 간격이 각각 5 um, 10 um, 깊이는 3 um로 제작하였다. 한편 패턴이 없는 PDMS membrane을 대조군으로 설정하였다. Human mesenchymal stem cells을 2x10³cells/cm²의 농도로 파종하였고, 5 uM cAMP, 5 uM IBMX,

25 ng/ml NGF and 2.5 ug/ml insulin이 첨가된 NPBM medium을 이용하여 분화를 유도하였다. 신경분화를 평가하기 위해 neuronal specific marker인 β -Tubulin III와 Synaptophysin을 Immunofluorescence staining 하여 확인하였다. 세포의 형상과 neurite의 길이는 β -Tubulin III 이미지를 이용하여, Image J의 Neuron J를 이용하여 측정하였다. 신경세포로서의 기능은 calcium imaging assay를 통해 평가하였다. calcium indicator dye인 Fluo-4/acetoxymethylester로 염색한 후 neuronal transmitter인 dopamine, acetylcholine, glutamate와 KCl을 첨가하여 세포가 칼슘반응이 일어나는지를 평가하였다.

연구 결과

Neuronal specific marker는 모든 그룹에서 발현하였고 패턴화된 지지체에서 배양한 세포들은 groove의 방향으로 잘 배열된 것을 확인하였다 (그림 1). Neurite의 길이는 5 um의 패턴에서 154.3um으로 flat (89.9 um), 10 um (124.4 um) 보다 더 긴 것으로 측정되었다.

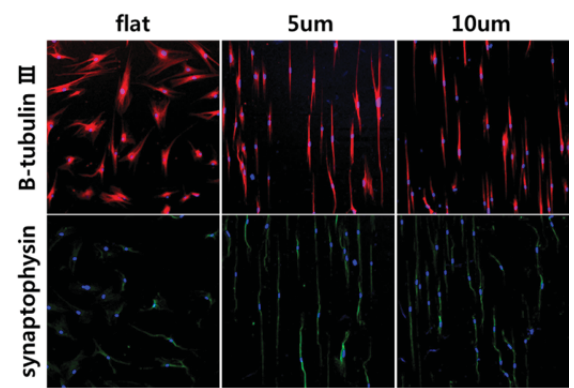


그림 1. Immunofluorescence staining (x100)

세포 내 칼슘발현은 neuronal transmitter를 첨가한 후 intensity가 10% 이상 증가한 경우를 반응하였다고 판단하였다 (그림 2). Glutamate를 제외한 모든 neuronal transmitter의 경우, 5um의 패턴에서 가장 잘 반응하였지만, glutamate는 10um의 패턴에서만 반응한 것을 확인하였다 (표 1).

추후 연구에서는 지지체의 표면형상 외에도 다양한 물리적 환경을 조절하여 물리적 환경이 줄기세포의 기능적 분화에 미치는 영향을 알아보하고자 한다.

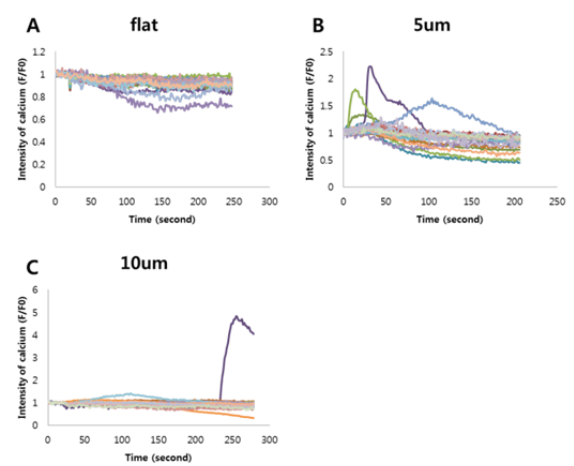


그림 2. Calcium imaging in response to dopamin

표 1. Percentage of neuronal transmitter-responsive cells

Group	Flat	5um	10um
Dopamine	0%	40.9%	14.8%
Glutamate	0%	0%	23.3%
Acetylcholine	0%	29.6%	24.2%
KCl	3.3%	36.7%	22.7%

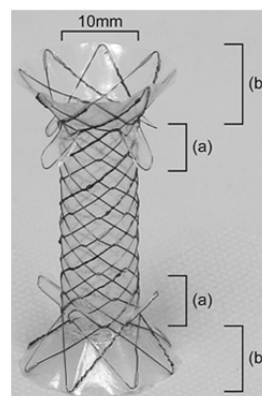
Acknowledgements

이 연구는 과 지식경제부의 지식경제 기술혁신 사업 (과제번호: 10038667)과 교육과학기술부의 중점연구소지원사업 (과제번호: 2010-0020224)의 지원을 받아 수행하였음.

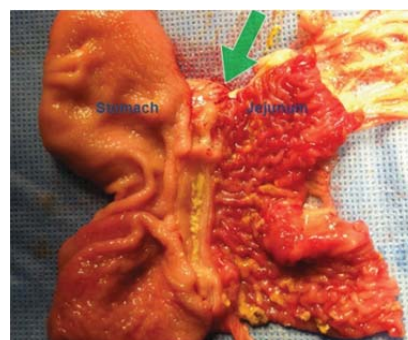
통과시킨 후 내시경적 풍선을 이용하여 위천공 부위를 확장하였다. 확장된 천공 부위를 통해 내시경을 복강내로 진입시킨 후 복강내에서 소장을 찾아내어 내시경 검자를 이용해 소장을 잡은 후 위장 내로 소장을 당겨오고, 바늘 나이프를 이용하여 소장 절개를 시행하였다. 이후 위장 내에서 소장 절개부위에 가이드 와이어를 통하여 저자들이 개발한 장문합스텐트를 삽입하였다. 최종적으로 위장 폐색 모델을 복강경 수술을 통하여 십이지장을 절개함으로써 개발하였다. 돼지 위장 폐색 모델에서 장문합 스텐트를 이용한 위소장 문합술의 효과 및 합병증을 확인하기 위해 일주일 간격으로 혈액 검사와 몸무게 측정을 하였으며 실험 시작 시의 계획에 따라 시술 7일, 14일, 28일 후에 돼지 부검을 시행하였다.

연구 결과

총 11마리의 돼지 중 소장 절개 시술 시의 사망한 1마리의 돼지를 제외하고 10마리에서 장문합 스텐트를 이용한 위·소장 문합 시술이 성공적으로 시행되었다. 시술 후 위·소장 문합 부위의 출혈이나 감염은 발생하지 않았으며 최종적인 평균 시술 시간은 21.20분 으로 기존 타 연구에서 시행된 NOTES를 이용한 위·소장 문합 시술의 평균 시간인 180.00분보다 유의하게 짧은 시간에 효과적인 시술이 가능하였다. 14일 생존 모델의 돼지 부터는 몸무게의 증가가 확인되었으며, 최대 몸무게 증가율은 100.80% 로 돼지 위장 폐색 모델에서 위·소장 문합술의 기능이 효과적임을 확인하였다. 문합 부위의 절편 채취 후 Hematoxylin and Eosin 및 Masson's trichrome을 이용한 특수 염색을 하여 시행한 현미경적 검사에서도, 성공적인 위·소장 문합을 확인하였다. 따라서 NOTES를 이용한 위·소장 문합 시술에서 저자들이 개발한 장문합 스텐트는 매우 효과적이고 안전한 의료 기술이 될 것으로 기대한다.



(가)



(나)

그림 1. (가) 저자들이 개발한 장문합 스텐트 (나) 장문합 스텐트를 이용한 성공적인 위·소장 문합술의 부검 결과

Acknowledgements

이 연구는 NCEED과제의 지원을 받아 수행하였음.

참고 문헌

- [1] Jeurnink SM, Steyerberg EW, van Hooft JE, *et al.* Surgical gastrojejunostomy or endoscopic stent placement for the palliation of malignant gastric outlet obstruction (SUSTENT study): a multicenter randomized trial. *Gastrointest Endosc* 2010;71:490-9.
- [2] Kalloo AN, Singh VK, Jagannath SB, *et al.* Flexible transgastric peritoneoscopy: a novel approach to diagnostic and therapeutic interventions in the peritoneal cavity. *Gastrointest Endosc* 2004;60:114-7.

본 연구에서는 위와 같은 검출장치의 문제점을 해결하고자 기존의 선행 연구되었던 직접방식 광도전체 물질인 HgI₂에 산화물을 혼합한 검출기를 제작하여 QA(quality assurance)용의 방사선 측정 시스템에 가장 중요한 조건인 재현성을 확인 하고자 한다.

연구 방법

방사선 검출기를 제작 하기 위해 ITO(indium tin oxide) glass 전극 기판 위에 HgI₂에 산화물을 첨가시킨 물질을 스크린 프린팅 기술로 방사선 검출기를 제작 하였다. 제작한 방사선 검출기의 재현성을 평가하기 위해 사용된 의료용 선형 가속기(Varian iX)는 선원-축간 거리(source-to axis distance, SAD) 100cm, 조사면의 크기가 10×10cm² 일 때 X-선 에너지에 따른 기준점 깊이에서 1 모니터 단위(monitor unit, MU) 당 1 cGy의 흡수선량이 전달되도록 교정되어 있다. 각 에너지에 대한 물에서 기준점 깊이는 6 MV 와 15 MV X-선에 대하여 각각 1.5 cm 및 2.6 cm 이다.

본 연구에서는 제작된 검출기의 교정을 위해 고 체팬텀(RW3 slat, PTW, Germany) 내 기준점 깊이에 위치시키고 의료용 선형가속기에서 출력 되는 6MV X-선을 대상으로 조사면 크기를 10×10cm²로 하여 100MU를 동일하게 반복 조사하여 재현성을 검증한다.

연구 결과

동일한 방사선을 10회 반복 조사하여 측정한 방사선량에 대한 방사선 검출기 신호의 재현성은 100MU 조사 시 검출기의 반응은 54.18 ± 1.1 (nC, ISD)로 1% (평균값:54.182 nC, 표준편차: 0.824) 내외로 오차범위 내의 비교적 우수한 재현성이 있음을 확인 하였으며, 이는 제작된 X선 변환물질 검출기가 방사선의 일상적인 점검에 충분히 사용될 수 있음을 의미한다.

또한 그림 1(a)에서 선형가속기에서 나오는 빔의 신호와 그림 1(b)에서 제작된 검출기의 신호가 일치하는 것을 확인 하였다. 본 연구는 차후 연구될 array 형태의 방사선 검출기의 기초 선행 연구로써 광도전체 기반의 방사선 검출기가 광 조사와

방사선 조사 시 하나의 시스템으로 방사선 치료를 검증할 것이라 사료된다.

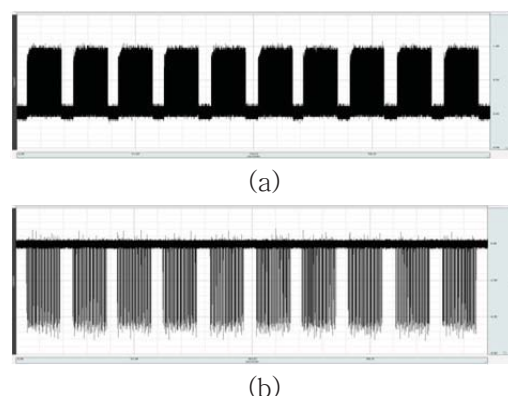


그림 1. (a) 반복 조사 시 제작된 검출기 신호 (b) 선형가속기 검출 신호

Acknowledgements

본 연구는 지식경제부와 한국산업기술진흥원의 전략기술인력양성업과 교육과학기술부 일반연구지원사업의 지원을 받아 수행된 결과임.

참고 문헌

- [1] Kim JS, Kim JS, Cho MJ, Yoon WH, Song KS. Comparison of the efficacy of oral capecitabine versus bolus 5-FU in preoperative radiotherapy of locally advanced rectal cancer. J. Korean Med. Sci. 2006
- [2] Budgell GJ, Perrin BA, Mott JH, Fairfoul J, Mackay RI. Quantitative analysis of patient-specific dosimetric IMRT verification. Phys. Med. Biol. 2005
- [3] Jursinic PA. Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements. Med. Phys. 2007
- [4] Viamonte A, da Rosa LA, Buckey LA, Cherpak A, Cygler JE. Radiotherapy dosimetry using a commercial OSL system. Med. Phys. 2008
- [5] Reft CS. The energy dependence and dose response of a commercial optically stimulated luminescent detector for kilovoltage photon, megavoltage photon, and electron, proton, and carbon beams. Med. Phys. 2009

소듐 알지네이트 하이드로젤을 적용한 3차원 바이오 프린팅에 관한 연구

송승준¹, 최재순², 박용두^{1,3}, 안치범^{1,3}, 신경^{1,3,4}

¹고려대학교 한국인공장기센터, ²서울아산병원 아산생명과학연구원 의공학연구개발센터,

³고려대학교 의과대학 의공학교실, ⁴고려대학교 의과대학 흉부외과

A Study on 3-dimensional Bioprinting Using Sodium Alginate Hydrogel

S. J. Song^{1*}, J. Choi², Y. D. Park^{1,3}, C. B. Ahn^{1,3}, K. Sun^{1,3,4}

¹Korea Artificial Organ Center, Korea University,

²Medical Engineering R&D Center, Asan Institute for Life Sciences, Asan Medical Center
and Ulsan University College of Medicine, Seoul, Korea,

³Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Korea University,

⁴Department of Thoracic and Cardiovascular Surgery, College of Medicine, Korea
University

*semosong@korea.ac.kr

Abstract

The field of tissue engineering and regenerative medicine has been much progress owing to recent remarkable advances in computer technology and precision engineering technique. Especially the development of bioprinting technique has interested many researchers. The purpose of the present study is to develop a 3-dimensional bioprinting using sodium alginate hydrogel, leading to the confirmation of the feasibility of this system through various verification experiments. We tested the three dimensional scaffold shape based layer-by-layer construction as a three dimensional fabrication feasibility tests.

연구 배경

조직공학 및 재생의학 분야는 컴퓨터기술의 발달과 정밀 공학기술의 발달로 많은 진전이 있어 왔으며, 특히 바이오 프린팅 (bioprinting) 기술을 이용한 조직과 장기의 재생은 큰 기대를 받고 있다[1-2]. 이에 본 연구는 기 개발된 고유 개념의 다중 분사체 구조의 바이오프린팅 시스템을 바탕으로 실제 인공장기 및 조직의 제작을 위한 3차원의 입체구조물 제작을 위한 적층 방식의 프린팅 적용성 연구를 수행하였다. 이를 바탕으로 적층 방식의 프린팅에 대한 정밀성 및 정확성 향상을 위한 프린팅 구동 제어 메커니즘 및 알고리즘을 실현하며, 노즐의 분사량 조절에 따

른 정확한 프린팅이 이루어 지도록 소듐 알지네이트 하이드로젤을 적용한 실험을 통한 검증 을 목적으로 계획되었다.

연구 방법

기 개발된 바이오프린팅 시스템은 3차원의 프린팅이 가능한 형태로 고 분해능의 위치제어 (x-y 축: 0.05 μ m 및 z축과 노즐축: 0.125 μ m)가 가능한 구조의 하드웨어를 실현하였고, 시스템 제어를 위한 고성능의 워크스테이션 기반의 소프트웨어를 개발하여 보다 미세제어가 가능한 구조를 실현하였다[3].

492



(b)

그림 3. Experimental results: (a) is a single layer example, (b) is a side view of a layered result

Acknowledgements

이 연구는 한국연구재단 기초연구사업(No. 2009-0076151) 과제의 지원을 받아 수행하였음.

참고 문헌

- [1] Nakamura M., "Reconstruction of Biological Three-Dimensional Tissues: Bioprinting and Biofabrication Using Inkjet Technology," *Cell and Organ Printing*, Vol. 2, pp. 23-33, 2010.
- [2] Mironov V., Kasyanov V., Drake C., and Markwald RR., "Organ printing: promises and challenges," *Regen. Med.*, Vol. 3, pp. 93-103, 2008.
- [3] Song S.J., Choi J., Park Y.D., Lee J.J., Hong S.Y., and Sun K., "A Three-Dimensional Bioprinting System for Use with a Hydrogel-Based Biomaterial and Printing Parameter Characterization," *Artif. Organs*, Vol. 34, pp. 1044-1048, 2010.

장 정도를 평가 하기 위해 배양 1일차, 3일차, 7일차, 10일차, 14일차가 되는 날 Cell Proliferation Kit I, MTT(Roche Diagnostics GmbH, Mannheim, Germany)를 첨가하여 595nm의 파장을 가지는 ELISA reader기를 통해 흡광도를 측정하였다. REVIEW™의 농도와 배양 일에 따른 세포 생존율을 확인 하기 위해 대조군(0% 농도)과 배양 1일차의 흡광도 값을 100% 정규화 시켜 표현하였다.

연구 결과

그림 1의 (a)는 REVIEW™의 농도에 따른 MDBK cell의 생존율을 나타낸 그래프이다. 첨가한 REVIEW™의 농도가 0% 에서 10%로 증가함에 따라 세포 생존율이 최소 3%, 최대 10% 증가하는 것을 확인 할 수 있었다. 또한 첨가한 REVIEW™의 농도가 높아질수록 세포 생존율은 감소하는 경향을 나타내었다. 그림 1의 (b)는 배양일수에 따른 MDBK cell의 생존율을 나타낸 그래프이다. 배양 일수가 증가함에 따라 세포 생존율 또한 증가하는 경향을 나타냈으며 20% 농도에서 14일간 배양하였을 때 최대 16% 증가하며 가장 높은 세포 성장률을 보였다. 위 결과를 통해 RPMI-1640배지에 10%의 REVIEW™를 포함한 혼합 배지를 10일 이상 배양 할 경우 대조군에 대해 10% 이상의 세포 성장률을 기대 할 수 있을 것으로 사료된다. 추후 연구에서는 REVIEW™의 농도를 0%에서 20%까지 세부적인 농도로 나누어 보다 정확한 적정 농도를 결정할 예정이다.

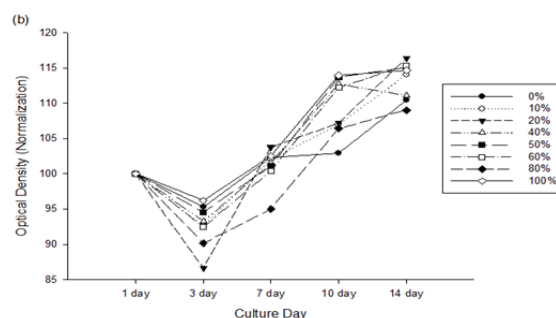
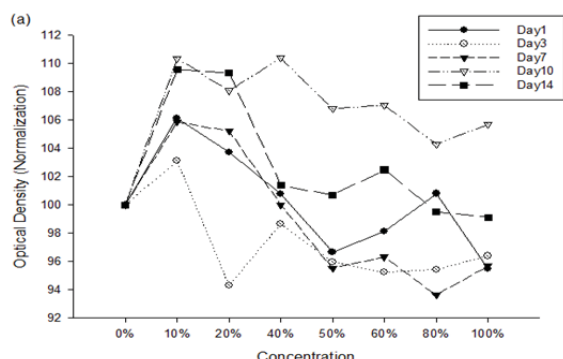


그림 1. (a) REVIEW™의 농도에 따른 MDBK cell의 생존율 그래프 (b) 세포 배양 일수에 따른 MDBK cell의 생존율 그래프

Acknowledgements

이 연구는 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업 지원을 받아 수행된 것임 (2012R1A1A4A01013961)

참고 문헌

- [1] R. Rahbari, T. Sheahan, V. Modes, P. Collier, C. Macfarlane, R.M. Badge. "A Novel L1 retrotransposon marker for HeLa cell line identification," *Biotechniques*, vol. 46, no. 4, pp.277-284, 2009
- [2] H. Eagle, "Amino acid metabolism in mammalian cell culture.s" *Science*, vol. 130, pp.432-437, 1959
- [3] M.Y. Jang, K.S. Lee, J.W. Shin and C.W. Mun, "A study on the Effects of Organism Vigor Information Solution to the Growth of Tumor-Derived Animal Cell", *J. Biomed. Eng. Res.*, vol.32, no.3, pp.185-190, 2011

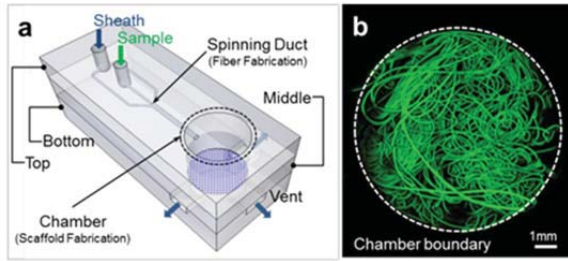


그림1. 스캐폴드 제작

공초점 현미경(Confocal microscope)을 이용하여 제작된 스캐폴드의 구조를 평가하였다. 알지네이트 용액 내에 형광의 나노 파티클(300nm Fluorescent PS bead, Thermo)을 주입하여 스캐폴드를 제작한 후, 공초점 현미경을 이용하여 Z축 방향으로 다중의 사진(Z 3D stack image)을 촬영하였다. 다공성을 평가하기 위한 식은 Eq.1과 같다.

$$Porosity = 1 - \frac{Q_{Sample} \times T}{t \times A_{Chamber}} \quad (Eq.1)$$

위 식에서 QSample은 샘플용액의 유량, T는 섬유의 사출시간, t는 스캐폴드의 높이, AChamber는 챔버의 밑면적이다.

연구 결과

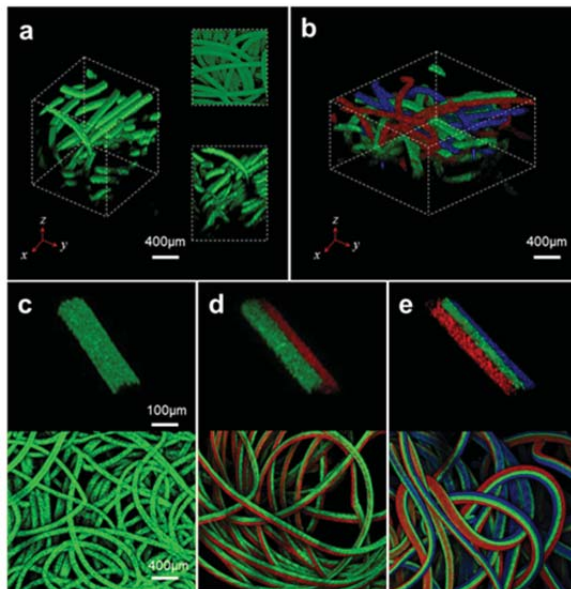


그림2. 복합적 구조를 포함하는 스캐폴드

그림1 (b)는 챔버 안에 축적된 마이크로 섬유의 형광사진이다. 그림에서 보듯이 섬유가 챔버 안에

매우 고르게 분포되어 있다. 그림 2 (a)는 3차원 형광 사진이다. 섬유가 Z 방향으로도 균일하게 분포되어 있음을 볼 수 있다. 그림 2 (b)는 한 챔버에 3개의 사출구를 연결하여 제작한 스캐폴드 사진이다. 각각의 다른 샘플을 포함하는 마이크로 섬유를 이용하여 복합적인 스캐폴드를 제작할 수 있다. 또한 샘플의 수를 조절하여 다중샘플을 포함한 마이크로 섬유를 이용하여 스캐폴드를 제작할 수 있다. (그림 2(c-e)) 그림 3은 유량에 따른 스캐폴드의 높이와 다공성을 측정한 그래프이다. 본 실험에서는 샘플의 유량을 3, 5, 7 $\mu\text{l}/\text{min}$ 으로, 버퍼의 유량을 20, 30 ml/h 로 설정하였다. 유량이 느릴수록 생성되는 스캐폴드의 다공성과 부피는 크게 증가하였다. 결과적으로 우리는 유량을 이용하여 쉽게 스캐폴드의 다공성을 조절할 수 있다.

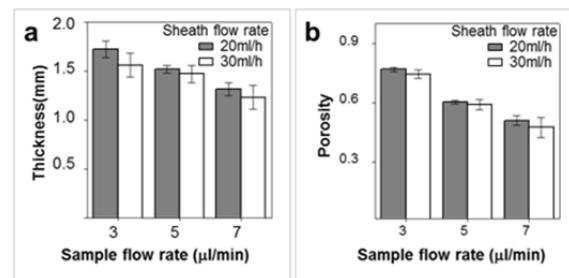


그림3. 스캐폴드의 높이 및 다공성 평가

위에서 소개된 방법을 이용하면 세포에 적합한 환경을 제공할 수 있는 스캐폴드 제작이 매우 용이하다. 향후 이 방법은 조직재생, 혈관재생, 혈관을 포함한 장기재생 연구에 매우 유용하게 사용 될 것이다.

참고 문헌

- [1] Y. T. Matsunaga, Y. Morimoto, and S. Takeuchi, "Molding Cell Beads for Rapid Construction of Macroscopic 3D Tissue Architecture," *Adv. Mater.*, vol.23, pp.H90-H94, 2011
- [2] E. Kang, S. J. Shin, K. H. Lee, and S. H. Lee, "Novel PDMS cylindrical channels that generate coaxial flow, and application to fabrication of microfibers and particles," *Lab Chip*, vol.10, pp.1856-1861, 2010.

걸음속도 추정을 위한 가속도 신호의 전처리 과정

권이석, 노연식, 윤자웅, 윤형로*

연세대학교 의공학과

Preprocessing techniques for gait speed recognition from acceleration data

Y.S.Kwon, Y.S.Noh, J.W.Yoon, H.R.Yoon*

Department of Biomedical Engineering, Yonsei, Wonju, Korea

*hryoon@yonsei.ac.kr

Abstract

In this paper, we propose preprocessing method to assume the user's horizontal velocity for gait speed recognition from acceleration data using bio-signal acquisition module in the chest belt. We explore orientation-independent features, such as user's horizontal and vertical acceleration, for five different velocities. We find using preprocessing achieve good performance for gait speed recognition.

연구 배경

정보통신 기술의 비약적인 발전은 현대인의 삶을 풍요롭게 만들고 있다. 특히 나날이 발전하는 스마트폰은 우리 일상에 뺄 수 없는 중요한 도구로 자리 잡았다. 이러한 발전은 보건의료분야에도 영향을 미치고 있다. 현재까지 외부도구를 이용하지 않는 상태에서 스마트폰 자체만으로 생체 신호를 측정하기 어렵다. 측정을 해주는 외부 도구로는 여러 가지가 있는데 운동시에 가장 많이 쓰이는 가슴벨트 착용형 심전도 전극 시스템이 있다. 현재 가슴벨트는 단순히 심전도만 측정할 뿐만 아니라 가속도, 온도, 호흡관련 신호를 측정하고 이를 스마트폰에 저장한다. 특히 가슴에 측정되는 가속도는 활동빈도 및 활동강도를 측정하는 데에 효율적인 값이다. 하지만 가슴 벨트에서 측정되는 가속도만으로 운동에 실질적인 값인 속도등을 제시하는 데에는 부족함이 있다 [1]. 이는 운동 중에 생기는 기구의 움직임 및 방향성이 가속도 값에 영향을 끼치고 있기 때문이다.

따라서 본 논문에서는 가슴벨트에서 측정된 가속도에서 사용자의 수직 및 수평성분의 가속도

성분을 추출하고 실제 속도와의 연관관계를 알아보고자 한다.

연구 방법

실험 방법

본 논문에서는 자발적으로 신청한 10명의 일반인 (평균 24.3세인 남자)를 대상으로 가슴 벨트를 이용하여 가속도를 측정하였다. 일정한 속도를 대상자에 부여하기 위하여 트레드밀상에서의 운동을 선택하였다. 대상자들은 3,4,5,6,7,8km/h로 각각 3분동안 운동을 하였다.

단말기 구성

본 논문에서 가슴벨트 착용형 단말기(그림1)를 제작하였다. 단말기는 심전도 데이터와 RR-interval, QT-interval, 체표면 온도, 신체 3축 가속도 값이 블루투스를 이용하여 전송되도록 제작하였다. MCU는 STM32F107RC를 사용하였고 3축 가속도 센서는 Freescale의 MMA7361L, 블루투스는 F1-media의 F1E21을 사용하였다. 단말기에서는 3축가속도값이 정해진 프르토크로 전송되도록 설정하였다.

연구 방법

본 연구에서는 I-Phone에서 실시간으로 심전도 신호를 수집하기 위한 ECG Module과 획득한 심기능 정보를 iPhone에 표시하기 위한 Application을 개발하였다.

진단용 심전계는 보통 0.05~150Hz, 모니터용 심전계는 보통 0.5~40Hz이지만, 본 연구에서 개발한 모듈은 심전도의 특징 파형인 QRS 특징점을 검출하는 것을 목적으로 함에 따라 심전도신호의 주파수 특성은 0.2~30Hz로 설정하였다.

- ECG Module

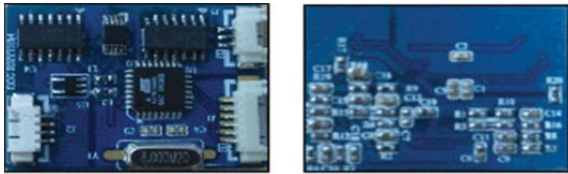


그림 1. 개발된 심전도 모듈

위의 ECG Module(35mm x 25mm x 1mm)모듈을 I-Phone케이스 내에 삽입하여 심전도 신호를 얻을 수 있게 설계하였다. 개발된 모듈은 I-Phone의 외부30pin에서 제공해주는 3.3v로 구동된다.

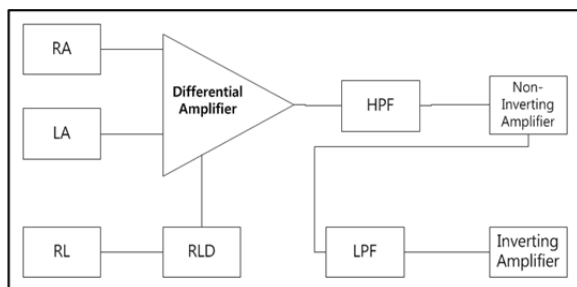


그림 2. ECG Module 흐름도

심전도계측 모듈은 반영구적으로 사용 할 수 있는 크롬전극을 이용해 수mV단위의 미세한 생체신호를 계측한다. 이 신호를 증폭한 뒤 필터를 취한다. 이 아날로그 신호를 ATmega8L에서 1kHz ADC를 통해 디지털신호로 변환한다. 변환된 데이터는 I-phone에 의해 심전도 데이터에 간섭 및 잡음의 영향을 미칠 수 있다 [3]. 따라

서 이 신호를 LPF를 취한 뒤 I-Phone으로 데이터를 전송한다.

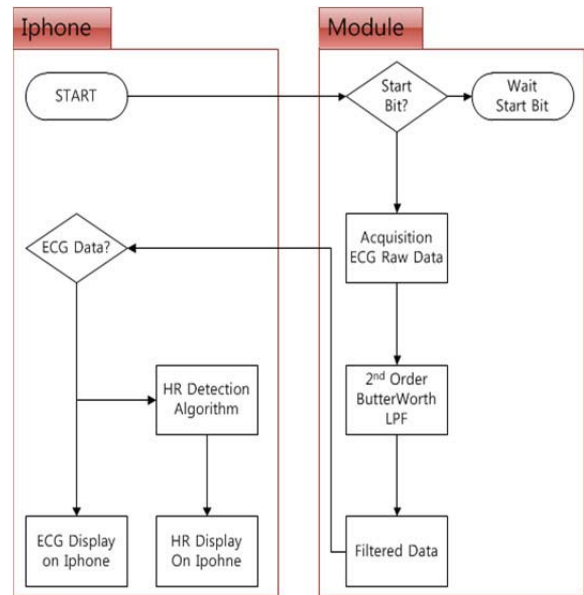


그림 3. 소프트웨어 흐름도

- I-Phone Application

본 연구에서 제시한 심전도의 정보를 제공하는 Application의 개발을 위해, Mountain Lion 10.8.2 기반에서 Xcode 4.5를 사용하였고, 운영체제는 iOS 5.1.1로 개발하였다. 또한, 심전도 데이터를 실시간으로 표시하기 위해서 픽셀 버퍼를 직접 접근이 가능한 OpenCV와 2차원 그림을 구현하는데 사용되는 Core Graphics Foundation을 연동하였다.

I-Phone에서는 모듈로부터 심전도신호를 전송받아 심전도 표시 및 HR Detection Algorithm를 통해 현재 심박수를 계산한다.

HR Detection Algorithm은 심전도의 특징점 중 가장 큰 R과 간의 시간(RRI)을 측정하기 위하여, 2차 미분된 심전도데이터의 최대점을 R Peak로 검출하였다[4].

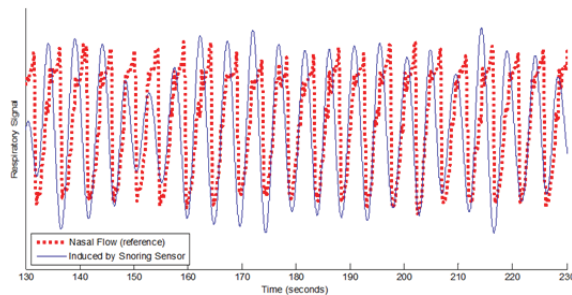


그림 7. 호흡 신호 비교

코골이 검출을 위한 과정은 전처리 과정을 거친 신호(그림 5.②)를 이용한다. 이 신호는 short-time energy(식 1)를 적용한다(그림 5.③).

$$E_n = \sum_{-\infty}^{\infty} x^2(m)h(n-m) \quad (1)$$

x 는 전처리된 신호를 의미하며, h 는 윈도우 함수를 의미한다. 이 연구에서는 131의 길이를 갖는 Hanning 윈도우를 사용하였다.

연구 결과 및 고찰

본 예비 연구를 위해 AHI(무호흡-저호흡 지수)가 7.8인 성인 남성(남, 37세, 164cm, 74.0kg)의 수면다원검사 결과를 이용하였다.

그림 6은 검출된 심박 결과로 심박 변이도를 계산하여 실제 심박 변이도와 비교한 것이다. 검출된 심박이 매우 정확하며, 코골이 감지 센서로 심박을 검출할 수 있는 가능성을 보여준다.

그림 7은 심박 변이도를 이용해 유도한 호흡 신호와 실제 호흡 기류 신호를 비교한 것이다. 호흡도 코골이 감지 센서를 이용해 유도가 가능함을 확인할 수 있다.

그림 5.④는 코골이 검출 결과를 나타낸다. 코골이 검출 결과의 평가는 시간-주파수 영역 분석 결과 및 직접 코골이 음을 듣고 평가하였다. 코골이 발생 시 신호의 크기가 급격하게 커지며, 이를 자동으로 검출할 수 있음을 시사한다.

수면 장애의 대표적인 증상인 코골이를 검출하는 연구는 지속적으로 진행되고 있다. 전통적인 측정 방법으로는 수면다원검사가 있지만, 검사가 가능한 환경이 구축되어 있어야 한다는 것과 전문가의 도움이 반드시 필요하다. 심박과 호흡, 코골이를 침대에 부착된 센서를 이용해 무구속적으로 동시에

측정하는 연구도 진행되었다[3]. 그러나 이 경우는 반드시 다수의 센서가 부착된 침대에 누워야 한다는 단점이 있다. 본 연구에서 제안한 단일 센서를 사용한 심박, 호흡 및 코골이 검출 방법은 소형의 코골이 감지 센서를 목에 부착하여 사용하는 것으로 가정에서도 쉽게 사용할 수 있는 가능성을 보여준다. 또한, 본 연구 결과를 기반으로 소형의 무선 센서를 이용해 신호를 획득하고 스마트폰에서 직접 데이터 분석이 가능할 것이다.

향후 본 연구에서 제시한 모니터링 방법을 다수의 환자들에게 적용해 평가할 필요가 있다. 또한, 무선 센서를 이용해 스마트폰에 적용한 연구가 필요하다.

결론

본 연구에서는 단일 코골이 감지 센서를 이용해 수면 중 심박, 호흡 및 코골이를 동시에 검출할 수 있는 방법을 제안하였다. 그 결과 심박, 호흡 및 코골이의 검출 가능성을 보였다. 향후 연구를 통해 가정에서도 쉽게 수면 건강을 판단할 수 있는 시스템 개발이 가능할 것으로 사료된다.

Acknowledgements

이 연구는 지식경제부 신성장동력장비경쟁력강화사업(10040408, 인체용 수면 무호흡 방지 양압호흡기 개발)에 의하여 지원되었음.

참고 문헌

- [1] CA Kushida, MR Littner, T Morgenthaler, CA Alessi, D Bailey, J Jr Coleman, L Friedman, M Hirshkowitz, S Kapen, M Kramer, T Lee-Chiong, DL Loube, J Owens, JP Pancer, M Wise, "Practice parameters for the indications for polysomnography and related procedures: an update for 2005," *Sleep*, vol.28, pp.499-521, 2005
- [2] K Wilson, R Stoohs, T Mulrooney, L Johnson, C Cuilleminault, Z Huang, "The snoring spectrum: acoustic assessment of snoring sound intensity in 1,139 individuals

undergoing polysomnography,” *Chest*, vol. 115, pp.762-770, 1999

[3] K Watanabe, T Watanabe, H Watanabe, H Ando, T Ishikawa, K Kobayashi, “Noninvasive

measurement of heartbeat, respiration, snoring and body movements of a subject in bed via a pneumatic method,” *IEEE Trans Biomed Eng*, vol.52, pp.2100-2107, 2005

일상생활 속 장시간의 무구속적인 PPG 관측을 위한 시스템의
발열 문제 개선과 예비 연구

홍승혁¹, 이종민¹, 허정¹, 윤희남¹, 박광석^{2*}

¹ 서울대학교 공과대학 협동과정 바이오엔지니어링 전공, ² 서울대학교 의과대학 의공학교실

Preliminary Study and Improvement for limiting heat of Unconstrained PPG system on clothes for Long-term Monitoring in Daily Life

S. Hong¹, J. M. Lee¹, J. H¹, H. N. Yoon¹, and K. S. Park^{2*}

¹Interdisciplinary Program of Bioengineering, Seoul National University,

²Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University

*pks@bmsil.snu.ac.kr

Abstract

Ubiquitous health care (U-health care) has been a popular issue because the concept of medicine has been changed from curing to caring. However, medical monitoring like photoplethysmography for the U-healthcare has had limit on requiring constraint for direct skin-to-sensor contact. For PPG on clothes without binding, the optimal duration of turning on the intensified LEDs was researched to make lights penetrate clothes and to limit heat in this study. Under the optimal condition, the temperature of the system was monitored in 90 minutes during measurement of PPG from left thigh on the different kinds of pants sitting on the chair.

연구 배경

Photoplethysmography(PPG)는 피부에 상해를 입히지 않는 적외선 영역의 빛을 송신한 후 감쇄되어 돌아온 빛을 수신하는 전자 장비로 주로 심장 박동으로 말초 기관에 공급되는 혈류 변화를 측정한다. 상용화된 PPG의 측정은 빛 송수신 장비를 손가락 끝 혹은 귀에 끼우거나, 이마에 접촉하는 방식으로 이뤄지며, 피측정자가 구속으로 인한 불편함을 감수해야 하므로 Ubiquitous health care가 표방하는 일상생활 속 간편한 관측에 부적합하다.

이전 연구를 통하여, 위와 같이 구속적인 측정방식을 벗어나 무구속적으로 옷 위에서 PPG를 측정할 수 있도록, 다수의 Light Emitting Diodes(LEDs)로 빛 세기를 강화한 PPG 장비를 개발하였다[1]. 이 시스템으로 옷 위에서 무구속

적인 PPG 측정은 가능하였으나, 강화된 빛을 생성하는 송신부에서 열이 발생하여 장시간 관측이 불가능하였고, 회로 냉각 장치로 이 문제를 개선하는 데에는 한계가 있음을 확인하였다[2]. 따라서 무구속적인 PPG 시스템의 발열을 억제하기 위하여, 순간 전류로 LED를 구동하는 방식을 연구하였다[3]. 나아가, 본 논문에서는 일상 생활 속 PPG를 관측하기 위한 최적의 LED 구동시간을 찾고, 안전성을 확보하기 위한 예비연구로서 의자와 허벅지의 사이에 배치한 송신부의 온도를 장시간 관측하였다.

연구 방법

이전 논문의 시스템은 옷을 투과할 수 있도록 다수의 LED로 중첩된 빛을 송신하면서 송신부의 온도도 지속적으로 상승하는 문제를 보였으므로,

LED를 연속적으로 켜둔 상태로 PPG 관측을 진행하던 기존 방식을 그림 1과 같이 기존 무구속적인 PPG 시스템의 제어부가 LED를 특정 구간 동안만 구동하는 방식으로 바꾸어 송신부에서 열이 적게 발생하도록 설계하였다. 비록 일정구간만 빛을 조사하지만, 빛의 송신 시점과 수신부의 데이터 샘플링 시점을 동기화함으로써 LED를 지속적으로 구동시키지 않아도 혈류 용적 데이터를 수집할 수 있었다[3]. 이전 순간 전류 구동방식에서는 샘플링 주기 10ms를 기준으로 1%의 duty cycle을 만족하는 100us동안의 순간 전류로 LED를 구동하도록 설정되어 있었다.

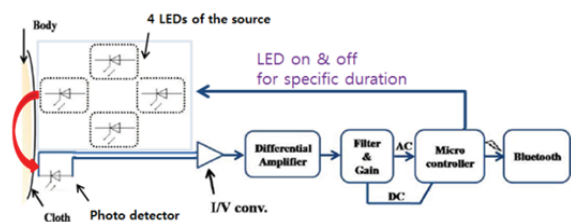


그림 1. 열의 발생이 억제된 무구속적인 PPG 시스템의 구성도

이때 LED가 허용하는 최대파워까지는 LED의 구동 시간이 늘어나면, 측정 대상에 조사되는 빛의 양도 많아져서 Signal to Noise Ratio가 향상되지만 그 결과로 더 많은 열이 발생했다. 이 특성에 주목하여, 동일한 측정환경 속에서 발산 시간을 달리하여서, 그에 따라 바뀌는 PPG 신호의 크기를 확인하는 방법으로 LED의 구동시간 대비 출력 결과를 확인하였다

이처럼, 옷 위에서 장시간 PPG 관측하는 시스템에 적합하도록 LED 구동 시간을 설정한 후, 이 시스템의 빛 송수신기기를 의자에 배치하여 다음과 같은 두 실험을 진행하였다.

첫째, 향후 일상생활 속에서 장시간 PPG 관측을 할 때 피측정자의 안전을 위하여, 90분간 실제로 의자에 앉아서 모의 일상 속 PPG 측정하고, 써미스터 기반의 온도계(thermistor-based thermometer, SKT100C, BIOPAC)로 송신기기의 온도를 관측하였다.

둘째, 의자 위에 다른 색, 다른 재질, 다른 두께로 이뤄진 바지를 착용한 상태로 앉아서 실제 일상생활 속 무자각적으로 PPG가 측정 가능할지 예비 연구를 진행했다. 이때 PPG 신호의 유효성

을 확인하기 위하여, 상용 생체 신호 취득 장비(ECG100 & MP150, BIOPAC)로 Electrocardiogram을 함께 취득, 도시하였다.

연구 결과

논문에서 제시한 시스템으로 PPG 신호를 실시간 관측하며 LED 구동시간을 변경한 결과, LED를 250us를 초과하여 구동을 하여도 250us동안 구동했을 때의 출력과 그 크기가 유사함을 알 수 있었다. 즉, 출력은 최대에 가까우면서도 열이 최소로 발생하는 LED의 구동시간은 250us이었다.

이 설정을 적용한 기기를 의자 위에 배치하고, 왼쪽 허벅지의 PPG를 관측하여 그림2에 도시하였다. 그림2에서 볼 수 있듯이 90분이라는 비교적 긴 관측시간 동안, 최초의 35.11℃로부터 최대 37.92℃까지 상승하여, 2.81℃라는 미량의 온도 상승만을 보였다.

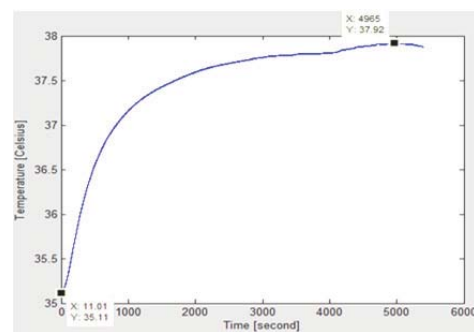


그림 2. 무구속적인 PPG 시스템 송신부에서 90분간의 온도 관측 결과

이 결과는 시스템의 LED를 연속적으로 구동시키는 기존 방식과 달리, 매 일정구간 동안만 구동시키는 방식으로 전환하면서 얻은 효과이며, 이 시스템으로 장시간 안전하게 무구속적인 PPG 측정을 하는 것이 가능함을 의미한다.

시스템의 온도 안전성은 확보되었으나, LED의 비연속적인 구동방식이 기존의 연속적인 측정방식에 비해 데이터 손실을 가져오지 않는지 확인할 필요성이 있었다. 그림3은 의자 위에 고안한 시스템을 설치한 후 허벅지에서 PPG를 관측하면서, 상용 생체 정보 취득장비로 reference인 심전도를 함께 도시한 결과이다. 착용한 의복은 일상생활에서 입는 바지로서 (ㄱ), (ㄷ)은 면, (ㄴ)은 나일론 재질

이다. 이때 PPG신호는 직물의 색보다는 재질과 두께에 의존성을 보였다.

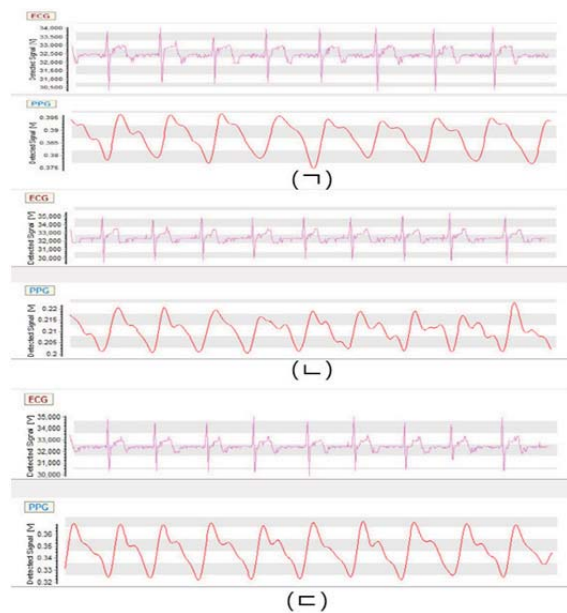


그림 3. 의자 위에 송신부를 배치, 허벅지 아래에서 측정된 PPG와 Reference 심전도:

(ㄱ) 갈색 면 바지[두께 2mm]

(ㄴ) 검은색 나일론 바지[두께 1mm]

(ㄷ) 검은색 면 반바지[두께 1mm]

이처럼 측정된 PPG는 최초에 도착하는 1차 맥파가 Reference인 ECG와 동기화되며, 반사되어 돌아온 2차 맥파와 함께 상용 PPG와 유사한 morphology를 형성하였다. 이로써 강화된 빛을 최적의 구간에 조사하도록 LED 송신부를 개선하여, 시스템의 온도는 제한하면서도 PPG를 무구속적으로 측정할 수 있었다.

추후, 이 일상생활 속에서 취득하게 될 PPG로부터 의료정보를 더 정량적으로 추출할 수 있도록, PPG의 신호 품질을 보완하는 연구를 진행할 것이다.

Acknowledgements

이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2012-0006551).

참고 문헌

- [1] Hyun Jae Baek, Gih Sung Chung, Ko Keun Kim, Jung Soo Kim, Kwang Suk Park, "Photoplethysmogram Measurement Without Direct Skin-to-Sensor Contact Using an Adaptive Light Source Intensity Control", *IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE*, VOL. 13, NO. 6, NOVEMBER 2009.
- [2] Hyun Jae Baek, Gih Sung Chung, Ko Keun Kim, Kwang Suk Park, "A Smart Health Monitoring Chair for Nonintrusive", *IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE*, VOL. 16, NO. 1, JANUARY 2012.
- [3] Seunghyeok Hong, Jong Min Lee, Hyun Jae Baek, Kwang Suk Park, "Improvement of Photoplethysmography system Using a Peak Forward Current Modulation, *Uhealthcare 2012 Conference on Ubiquitous Healthcare*, GyeongJu, Korea, 2012.
- [4] J.Allen and A.Murray, "Similarity in bilateral photoplethysmographic peripheral pulse wave characteristics at the ears, thumbs and toes," *Physiol. Meas.*, vol. 21, pp. 369-377, 2000.

2.4 GHz GFSK 무선 통신을 이용한 양이 보청기간 데이터 송수신에 대한 기초 연구

이슬비¹, 김종훈², 웨이첸¹, 김동욱¹, 정의성³, 이정현⁴, 조진호^{1*}

¹경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터학부, ²경북대학교 대학원 의용생체공학과,

³경북대학교 의공학연구소, ⁴경북대학교병원 의공학과

Basic study for the data communication between binaural hearing aids pair with 2.4GHz GFSK wireless module

S. B. Lee¹, J. H. Kim², Wei Qun¹, D. W. Kim¹, E. S. Jung³, J. H. Lee⁴, and J. H. Cho^{1*}

¹Graduate School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National University,

²Graduate School of Biomedical Engineering, Kyungpook National University,

³Institute of Biomedical Engineering Research, Kyungpook National University,

⁴Department of Biomedical Engineering, Kyungpook National University Hospital

*sblee125@gmail.com

Abstract

Binaural hearing aid is proposed in many studies with its definite advantages over monaural one. Currently introduced binaural hearing aids are Y-types with the inter-device around the wearer's neck which makes un-comfort. Therefore, a binaural hearing aid is proposed with direct 2.4GHz RF-link between the ear pieces, one of which becomes master receiving and processing the auditory signal. As the high frequency RF wireless communication is expected to be blocked by human head, in this paper, a basic experiment work was done to figure out if the wearer's head effects the RF communication. The results showed the size or even existence of the head has no effect on the 2.4 GHz GFSK wireless communication.

연구 배경

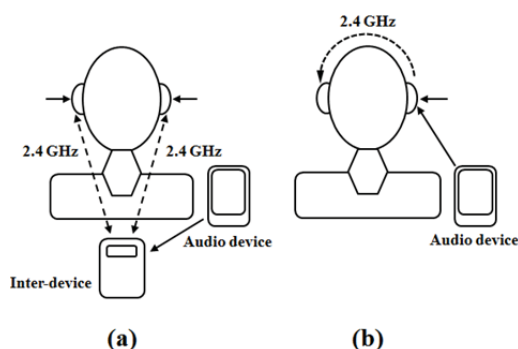


그림 1. (a) Y자형 2.4 GHz RF 통신 양이 보청기 개념도 (b) 중간 장치가 없는 Direct 2.4 GHz RF-link 양이 보청기 개념도

난청을 가진 사람이 양이 청력에 차이가 날 경우 잡음 환경에서 어음 청취력과 분별력이 현저히 떨어지게 되는데, 양이 보청기는 두 귀의 청취력을 같게 맞추어줌으로써 어음 선별이 용이하도록 한다. 또한 양이 보청기는 음원의 위치 파악이 가능하도록 하여 특정한 소리에 집중력을 높일 수 있고, 자연음에 가까운 청취가 가능하기 때문에 단일 보청기보다 더 선호된다[1]. 이러한 양이 보청기는 보청기간 오디오 데이터 및 제어 신호 송수신이 필요하게 되는데, 이 때 사용자의 편의와 미시적 요인으로 무선방식이 선호된다. 양이 보청기간 무선 통신은 900 MHz 이하 주파수 대역을 많이 이용하는데, 2.4 GHz의 고주파

대역을 이용하면 활발한 데이터 송수신으로 두 보청기를 하나처럼 제어할 수 있다[2]. 최근 Resound사에서는 이러한 장점을 가진 2.4 GHz ISM Band를 이용한 고주파 RF통신 양이 보청기를 제품화 하였다. 이 제품은 Y자형으로, 그림 1(a)에서 보여주듯이 양이 보청기의 음향신호 교환을 돕는 중계기 역할을 하게 된다. 더불어 음향 청취 시에는 이 중간장치가 음향신호를 무선으로 받아 사용자의 조건에 맞게 적절히 처리하여 양이 보청기에 2.4GHz RF 무선 통신으로 보내줌으로써 전력과 크기 제한을 해결한다[3]. 최근 작은 크기의 저전력 2.4 GHz RF칩들이 개발되면서 그림 1(b)에서처럼 중간장치의 불편함이 없는 시스템을 구현할 수 있게 되었다. 하지만 중간 장치를 거치지 않는 2.4 GHz GFSK 무선통신 방식의 양이 보청기는 데이터 송수신시에 사용자의 두부에 영향을 받을 수 있고 고주파 RF 통신에 의한 시간 지연을 피할 수 없다[4,5]. 본 논문에서는 2.4 GHz GFSK 무선 모듈을 이용하여, 양이 보청기간 데이터 송수신시에 두부에 의한 영향을 알아보기 위해 양이 간 무선 통신 지연시간과 음향 신호 파형을 측정하여 비교하는 기초 실험을 진행하였다.

실험 방법

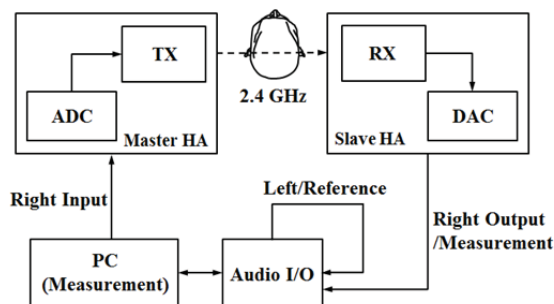


그림 2. 양이 보청기간 2.4 GHz RF통신 실험 개념도

2.4 GHz GFSK RF IC를 양이 보청기의 무선 통신 소자로 적용시킬 때의 영향을 알아보기 위해, 본 연구에서는 양이 보청기로 음향 청취 시 왼쪽 보청기가 Master가 되어 음향 데이터를 처리하여 Slave가 되는 오른쪽 보청기로 보내주는 시스템을 구성하였다. 실험 시스템에서는 실험체의

양쪽 귀 옆에 Nordic사의 2.4 GHz GFSK 방식의 저전력 음성 신호 무선 통신용 nRF24Z1 통신 모듈을 위치하여 양이 보청기를 대신하였다. 그림 2와 같이 PC에서 Master 보청기로 전송된 오디오 신호가 ADC를 거쳐 송신부로 전해지고 2.4 GHz GFSK 방식의 RF통신을 통해 Slave 보청기 수신부에 무선으로 전달된다. 이 오디오 데이터는 다시 DAC를 거쳐 오디오 입/출력단에 전달되는데, 이 신호를 Master 쪽에서 바로 출력되는 오디오 신호와 함께 Goldwave라는 전문 음향 소프트웨어를 사용하여 PC에서 음향 신호 파형과 지연시간을 측정하였다. 또한 실험체의 두상의 크기에 따른 소리 파형과 지연 시간의 차이를 측정하였다. 두상의 크기는 양이간 수평거리 d와 귀에서 정수리까지의 수직 거리 h의 곱으로 나타내었다.

실험 결과

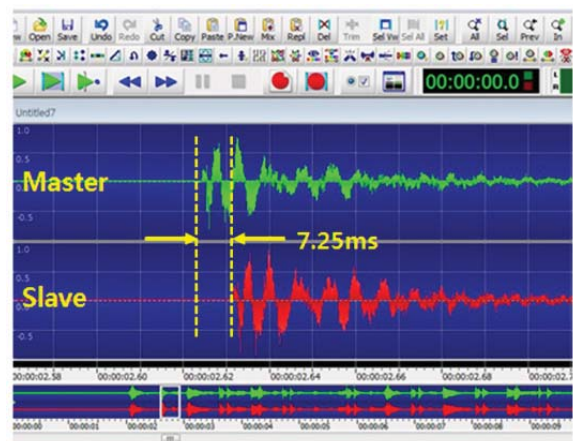


그림 3. 양이 보청기간 2.4GHz RF통신 실험 결과

표 1. 다양한 사용자 환경에 따른 양이 보청기간

성별	남		여	
	두부크기 d×h(cm)	지연시간 (msec)	두부크기 d×h(cm)	지연시간 (msec)
남	19×12	7.25	20×11	7.25
여	16×10	7.25	17×11	7.25

그림 3은 음향 신호에 대한 양이 보청기간 2.4 GHz GFSK 무선통신 실험 결과를 보여주고 있다. 위쪽은 Master의 소리 신호 파형이고 아래쪽은 Slave의 소리 파형 신호로, 두 파형이 일치함을 알 수 있다. 두 신호는 audio sampling rate가 44 kSPS일 때 7.25 ms의 지연시간을 보였는데, 이

상호상관지연변동함수를 이용한 음성도달방향 추정 알고리즘

이기현¹, 이윤정¹, 나승대¹, 성기웅², 김명남²

¹경북대학교 대학원 의용생체공학과, ²경북대학교 의학전문대학원 의공학교실

An Estimate Algorithm of Speech Arrival Direction using Cross-correlation Lag Variation Function

G.H Lee¹, Y.J. Lee¹, S.D. Na¹, K.W. Seong², M.N. Kim¹

¹Dept. of Medical & Biological Eng., Graduate School, Kyungpook National University,

²Dept. of Biomedical Eng., School of Medicine, Kyungpook National University

kimnm@knu.ac.kr

Abstract

To estimate sound direction of arrival with microphones of a hearing aid, an algorithm based on Generalized Cross Correlation (GCC) function is largely used because of its low calculation power and good performance. In this paper, we proposed Cross-correlation Lag Variation Function (CLVF) based on GCC and a novel method to estimate speech direction of arrival. The proposed algorithm calculated all directions in background noise environment with no speech signal or speech signal from front, right and left. Through computer simulation, we estimate speech direction of arrival using CLVF values of all directions.

연구 배경

음원도달방향 추정은 마이크로폰 어레이를 이용하여 화자의 위치를 찾아내기 위한 것으로 로봇, 화상회의, 무인방범 시스템, 음성개선 등의 분야에 널리 응용된다. 음원도달방향 추정 방법은 크게 마이크로폰 배열의 빔조향(beam steering)에 기반한 방법, 고해상도 스펙트럼 추정에 기반한 방법, GCC (Generalized Cross Correlation) 기반의 도달시간차이, 즉, TDOA(Time Difference of Arrival) 추정에 의한 방법 등이 있다. GCC 기반의 도달시간차이 추정에 의한 방법은 마이크로폰 쌍의 출력신호에서 한 프리필터를 곱하여 얻은 GCC 함수의 최대값을 찾는 것으로, 알고리즘이 간단하고 적은 연산량으로도 만족할 만한 성능을 얻을 수 있는 장점이 있다[1]. 본 논문에서는 GCC를 기반한 다 채널 양이 보청기에 사용하여 음성도달방

향을 추정할 수 있는 간단하고 좋은 성능의 알고리즘을 제안한다.

연구 방법

본 논문에서는 음성도달방향을 추정하기 위해 상호상관함수지연변동함수(Cross-correlation Lag Variation Function: CLVF)를 제안한다. 먼저 상호상관함수는 식(1)과 같고, 제안하는 CLVF는 식(2)와 같이 쓸 수 있다.

$$R_{xy}(t, \tau) = \frac{1}{T} \left(\sum_{i=0}^T S_x(t) S_y(t + \tau) \right) \quad (1)$$

$$CLVF_{xy}(t) = \frac{1}{T} \sum_{i=0}^T R_{xy}(t, \tau)^2 \quad (2)$$

여기서 R_{xy} 는 x 와 y 사이의 시간 t 에서의 상호상관함수이며, τ 는 상호상관함수 지연계수이다. 그리고 T 는 20ms의 윈도우 크기이고 S 는 보청기 마이크로폰에서 수집된 신호이다. 또한 제안한 알고리즘으로 음성도달방향을 추정하기 위한 실험으로 모든 방향에서 백색잡음신호를 발생시키고 전방, 우측 45도, 좌측 45도에서 각각 신호대잡음비 10의 음성신호를 발생시켰다. 보청기 마이크로폰을 통해 각각의 방향에 대해 수집된 신호를 제안하는 상호상관지연변동함수로 계산하여 모든 방향의 값을 구하였다.

연구 결과

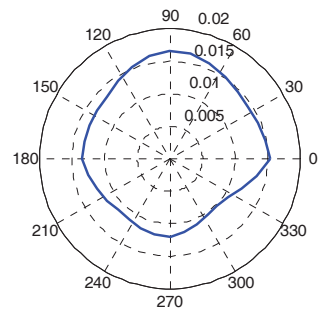
실험을 통해 계산된 전 방향의 CLVF값을 그림 1에 극도표로 나타내었다. 그림 1(a)는 음성신호 없이 배경잡음만 있는 상태로 전 방향의 CLVF값이 고른 분포를 보이는 것을 볼 수 있다. 반면 (b)는 전방, (c)는 우측, 그리고 (d)는 좌측에서 음성신호를 주는 상태로 음성신호가 들어오는 방향의 CLVF값이 다른 방향에 비해 작은 값을 나타내는 것을 볼 수 있다. 이와 같은 실험결과를 통해 CLVF값을 이용하여 음성도달방향을 추정할 수 있다.

Acknowledgements

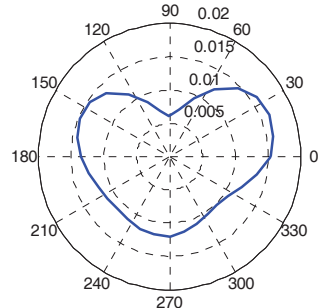
본 연구는 "지식경제부", "한국산업기술진흥원", "대경광역경제권 선도산업지원단"의 "광역경제권 선도산업 육성사업"으로 수행된 연구결과입니다.

참고 문헌

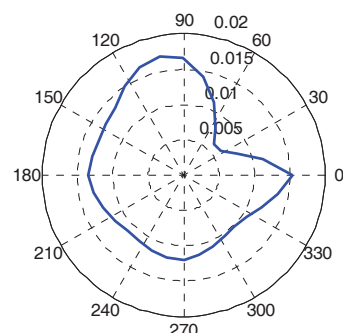
[1] 전성일, 배건성, "CPSP 문턱값 설정을 통한 음원도달 방향 추정 성능 개선," 말소리와 음성과학, 제 3 권, 제 3 호, pp. 109-114, 2011.



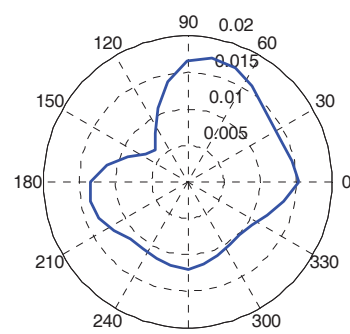
(a)



(b)



(c)



(d)

그림 1. CLVF값 (a) 배경잡음만 있는 상태, (b) 전방에서 음성신호가 들어올 때, (c) 오른쪽 45도 방향에서 음성신호가 들어올 때, (d) 왼쪽 45도 방향에서 음성신호가 들어올 때

한 심장 박동수에 대한 특성을 반영하기 위해 심장 박동수는 54에서 93으로 변화하는 심장소리를 사용했으며, 잡음의 강도에 따른 검출결과를 확인하기 위해 심장소리와 폐음의 신호 대 잡음비를 0dB, 5dB, 10dB로 변화시키면서 실험을 수행하였다.

연구 결과

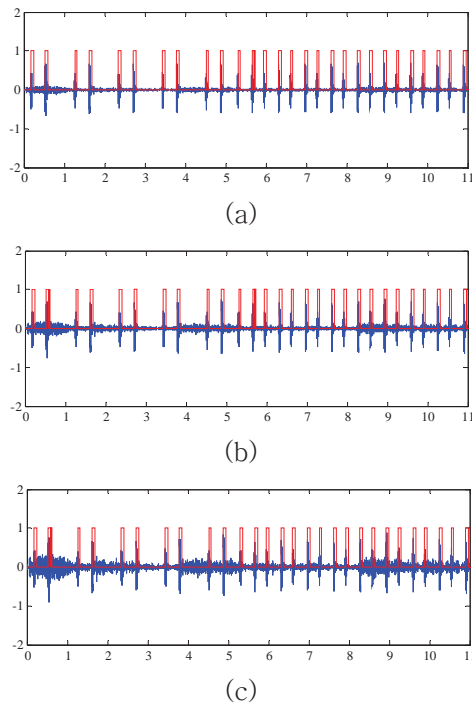


그림 2. SNR에 따른 검출 결과 (a) SNR 10dB인 경우, (b) SNR 5dB인 경우, (c) SNR 0dB인 경우

그림 2는 심장 박동수가 54에서 93으로 변화할 때, 주위의 잡음의 강도의 변화에 따른 검출 결과를 보여 주고 있다. 그림에서 보여지는 것과 같이 잡음의 강도와 상관 없이 주 성분 검출이 잘 이루어지고 있는 것을 알 수 있다.

결론

본 논문에서는 심음 향상에 적용할 수 있는 심음 주 성분 검출 법을 제안하였다. 실험 결과를 통해 주 성분을 효과적으로 검출 할 수 있음을 확인하였으며, 제안한 방법을 통해 주 성분 검출, 심음 향상을 위한 알고리즘 및 장비에 적용할 수 있을 것으로 예상된다.

Acknowledgements

이 연구는 "지식경제부", "한국산업기술진흥원", "대경광역경제권 선도산업지원단"의 "광역경제권 선도산업 육성사업"의 지원을 받아 수행하였음.

참고 문헌

- [1] 이기현, 샤논 에너지 변화량을 이용한 심장 판막 협착 검출 알고리즘, 경북대학교 석사학위논문, 2011
- [2] Yunjung Lee, Pil Un Kim, Gyhyoun Lee, Jin Ho Cho, and Myoung Nam Kim, " Single Input ANC for Suppression of Breath Sound", WASET 2010, Issue 67, pp. 571-573, 2010.
- [3] 이윤정, 이기현, 김필운, 조진호, 김명남, "가우시안 이동평균을 이용한 심음 주성분 검출법", 제 45 회 대한의용생체공학회 춘계학술대회 초록집, p 61, 2012.

김지훈^{1*}, 백현재¹, 임용규², 박광석³

¹ 서울대학교 공과대학 협동과정 바이오엔지니어링,

² 상지대학교 한방의료공학과, ³ 서울대학교 의과대학 의공학교실

A Performance Comparison of Dry-foam Type Capacitively-coupled EEG Electrodes Depending on the Contact Area

J. H. Kim^{1*}, H. J. Baek¹, Y. G. Lim², K. S. Park³

¹Interdisciplinary Program for Bioengineering, Seoul National University, Republic of Korea,

²Department of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Republic of Korea,

³Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University,
Republic of Korea

*jhkim119@bmsil.snu.ac.kr

Abstract

Previously, a dry-foam surface capacitively coupled electrode for EEG was proposed. This dry-foam surface electrode allows the users and patients to monitor EEG (or ECG) in daily life without any skin preparation. However, the input impedance of the dry-foam type electrode varies depending on the size of contact area. The capacitively coupled electrode requires at least some degree of its contact area in order to achieve high signal to noise ratio. In this study, we compared the performance of dry-foam capacitive electrodes for EEG according to its size. The outcome of this preliminary study will provide basic information to later experiments optimizing the size and the number of dry-foam type capacitive electrode channels.

연구 배경

일상 생활에서 뇌-컴퓨터 접속 기술과 관련하여 뇌파를 장기간 모니터링 할 수 있는 전극에 대한 연구가 지속되고 있다. 기존의 습식 Ag-AgCl 전극의 경우, 별도의 전도성 젤을 필요로 하며, 실험을 할 때마다 머리를 감아야 하는 불편함이 있다. 또한 시간이 지남에 따라 젤이 마르면서 전극의 임피던스가 변화하게 되는데 이는 장기간 뇌전도 모니터링에 부적합하다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 건식 뇌파전극이 개발되고 있으나, 대부분의 건식 전극은 미세한 공정을 거친 바늘을 이용해 각질층을 뚫고 뇌파를 측정하는 방식을 채택하고 있다. 이를 해결하기 위해 최근 용량성 결합을 이용하여 피부와의 직접적

인 접촉 없이 생체신호를 측정할 수 있는 전극이 많이 제안되고 있다[1]. 특히 폴리머 재질을 이용한 건식 foam 타입의 전극[2,3]은 머리의 굴곡이나 머리카락으로 인해 발생하는 잡음도 최소화시켰다는 점에서 그 의의가 크다. 그러나 이 전극은 정전 용량에 따라 신호의 품질이 좌우되기 때문에 그 면적이 작아짐에 따라 신호품질이 나빠지는 특성을 보인다. 만약 다채널 EEG 측정에 있어서는 큰 사이즈의 전극을 사용할 수 없기 때문에 적당한 크기의 건식 foam 타입 전극을 최적화시키는 작업이 필요할 것이다. 이 연구에서는 건식 foam 타입 전극의 면적에 따른 입력 임피던스를 실제로 측정함으로써 향후 건식 foam 타입의 다채널 전극 개발에 있어서 도움이 될 것이다.

지름 3.5cm, 2.5cm, 2.0cm의 원형 건식 foam 타입 EEG 전극을 사용하였다. 우선 실제 사람의 머리카락 재질로 만든 가발을 사용하여 구리판 위에 머리카락을 놓고 그 위에 전극을 놓고 파형을 측정하였다. 구리판에는 함수발생기로 0.5Hz 부터 200Hz까지의 사인파를 인가하고 전극에서 출력되는 파형의 진폭을 각 전극마다 측정하였다.

가함에 따라 voltage gain 역시 증가하는 경향을 보였다. 그림 2는 머리카락 위에 전극을 올려놓고 위에서 수직으로 누르는 압력을 변화시키기에 따라 변하는 전압의 이득을 측정한 것이다. Foam 타입 전극의 탄력성이 있고, 머리카락 위에서 세게 누를수록 두피와 전극 사이의 임피던스가 감소하는 효과가 있기 때문에 voltage gain은 추의 무게가 늘어날수록 증가하는 경향을 보인다. 이는 건식 foam 타입 전극을 사용할 때 어느 정도 이상 압력을 주어 접촉시켜야 함을 의미한다.

518

로 적용할 수 없다. 따라서 심박동 시리즈로부터 등간격으로 구성된 심박변동신호를 유도하기 위하여 신호를 4Hz의 등간격으로 다운샘플링한 다음 HRV tachogram을 구하였다. 마지막으로 HRV tachogram의 주파수 성분의 특징을 살펴 보기 위하여 Short Time Fourier Transform (STFT)을 사용하여 스펙트로그램을 계산하였다. LF/HF 비율의 증가는 교감 신경의 활성 증가를 나타내고 감소는 교감신경의 활성 감소를 나타낸다 [2]. 대부분의 OSA환자에게서 교감신경활동이 매우 높게 증가함을 알 수 있다. 따라서 본 논문에서는 자율신경계의 균형을 나타내는 지표로서 사용되는 스펙트로그램의 LF/HF를 시간별로 나타내고, 이로부터 최댓값 ($\max(\text{LF}/\text{HF})$), 최솟값($\min(\text{LF}/\text{HF})$), 평균값 ($\text{avg}(\text{LF}/\text{HF})$) 등 총 3개의 특징점들을 계산하였다.

가속도 센서는 호흡 상태와 무호흡 상태에서의 흉부의 움직임 차이를 측정하기 위해 사용되었다. 먼저 90Hz의 샘플링 주파수와 1Hz 저역 통과 필터 및 0.1Hz 고역 통과 필터를 사용하여 잡음을 제거하였고 측정된 3축 데이터의 평균값 ($\text{avg}(\text{accel.x})$, $\text{avg}(\text{accel.y})$, $\text{avg}(\text{accel.z})$)이 특징점으로 추출되었다.



그림 1. ECG와 흉부의 움직임을 동시에 측정할 수 있는 휴대형 수면 검사기기와 이를 이용한 OSA 측정 모습.

연구 결과

제안된 휴대형 수면 검사기기와 이를 통해 획득한 ECG신호와 가속도 센서 신호에서의 특징점들이 호흡과 무호흡 상태를 얼마나 정확하게 구분할 수 있는지를 살펴보기 위해 총 20개의 데이터 샘플을 획득하였다. 데이터는 정상 호흡구간으로만 구성된 데이터 10개와 정상 호흡 중 무호흡이 발생한 데이터 10개로 구성되었다. 각 데이터의 총 길이는 180초였고 무호흡이 발생한 데이터의 10개

중 5개는 5초, 나머지 5개는 10초간의 무호흡 구간을 포함시켰다. 예를 들어 5초 무호흡 데이터의 경우 먼저 87초 동안 편안한 상태로 호흡을 한 후 5초간 무호흡을 시행하고 다시 87초 간 정상적인 호흡을 하였다. 20개의 데이터 중 무호흡이 발생한 데이터 10개를 판별하기 위해 먼저 각 데이터에서 6개의 특징점들을 계산하였다. 추출된 특징점들은 boosting 알고리즘의 하나인 Adaboost 학습에 사용되었다.

학습된 모델을 평가하기 위하여 10-folds cross validation 방법을 사용하였다. 학습된 모델을 사용해 20개의 데이터를 분류해본 결과 무호흡이 발생하지 않은 데이터 10개 중 8개를 정확히 분류했으며 무호흡이 발생한 데이터 10개 중 9개를 정확히 분류함을 알 수 있었다. 즉 수면 무호흡증 컴퓨터 보조 진단 알고리즘의 성능은 민감도 90%, 특이도 80%, 그리고 정확도 85%를 나타내었다.

참고 문헌

- [1] K. J. Weatherwax, X. Lin, M. L. Marzec, and B. A. Malow, "Obstructive sleep apnea in epilepsy patients", *Sleep Med.*, vol.4, no.6, pp.517-521, 2003.
- [2] W. Massagram, "Digital heart-rate variability parameter monitoring and assessment ASIC," *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 4, no. 1, pp.19-26, 2010.

스마트폰 접속형 혈당계

이인광^{1*}, 이유미¹, 이태수¹, 차은종¹, 박귀순², 정종근², 김경아¹

¹충북대학교 의과대학 의공학교실, ²한국연구재단 전자정보·융합연구단

Glucometer operating with smart phone

I. K. Lee^{1*}, Y. M. Lee¹, T. S. Lee¹, E. J. Cha¹, K. S. Park², J. K. Jeong², K. A. Kim¹

¹Biomedical Engineering Department, Chungbuk National University,

²Division of Electrical Engineering, Information Science and Convergence Research,
National Research Foundation of Korea

*kwang4005@nate.com

Abstract

Diabetes mellitus is an important metabolic disease with increasing number of patients especially in developed societies. To regulated the blood glucose concentration at a desired level, self management is essential by performing the test at least twice a day. To present study developed a glucometer module enabling glucose measurement as well as management program connected with a smart phone. The test result is transmitted and displayed on screen by graphic on screen by graphic user interface as well as output with voice for user convenience.

연구 배경

당뇨병은 인슐린의 분비량이 부족하여 포도당과 지방 및 단백질 대사에 이상을 동반하는 혈당 상승이 특징인 선진국형 만성질환으로[1], 2007년도 전 세계의 당뇨 유병율은 5.9%를 나타내고 있다. 우리나라의 경우 생활양식의 서구화로 유병률이 점차 증가하여 2007년도에 8.6%로 세계 평균치보다 높았으며, 통계청에 따르면 2010년 사망원인의 5위를 차지할 정도로 심각한 질환이라 할 수 있다. 당뇨병은 완치는 불가능하지만 적절한 식이관리, 운동관리, 그리고 혈당변화에 따른 적절한 약물투여를 지속함으로써 정상범위의 혈당수준을 유지할 수 있어 건강한 정상인에 가까운 생활을 유지하는 것도 가능하다[2]. 따라서 당뇨 관리의 목표는 적절한 혈당 수준을 유지하는 것이며 이를 위해서는 자가관리를 통한 적절한 혈당수준 유지 및 관리가 매우 중요하다. 이러한 혈당 수준의 유지를 위해 매일 2회 이상 스스로 혈당검사를 수행하여야 한다[3]. 혈당검사 결과는 당뇨관리의 지표가 되므로 꾸준히 혈

당 검사를 수행하고 모니터링하는 것이 필수적인데, 측정과 동시에 검사 결과를 자동 저장하고 관리할 수 있는 시스템이 있다면 효과적인 질환 관리가 이루어 질 것이다.

따라서 본 연구에서는 최근 사용자 수가 급증하고 있는 스마트폰에 접속하여 혈당을 측정하고 관리할 수 있는 시스템을 개발하였다. 혈당계를 스마트폰에 체결하여 혈당 검사를 수행하면 검사 결과가 스마트폰으로 자동 전송되도록 하였으며, 이 검사 결과를 관리할 수 있는 혈당관리 프로그램을 개발하였다. 검사 결과는 graphic user interface로 표시하고 동시에 음성으로 출력하도록 하여 사용자 편의성을 증대시켰다. 또한 혈당관리 프로그램은 검사 결과를 통계 및 그래프의 형태로 제공하도록 하였다. 따라서 본 연구결과는 혈당계와 혈당 관리 프로그램이 하나의 시스템으로 구성되어 효율적인 당뇨관리가 가능할 것으로 판단된다.

글루코스는 글루코스 산화효소의 촉매작용에 의해 글루코스산으로 산화되게 되는데, 이때 글루코스 산화효소의 활성부위인 FAD(flavin adeninedi nucleotide)가 환원되어 FADH₂로 변환된다. FADH₂는 전자전달매개체와 산화환원 반응하여 FAD로 산화되고, 전자전달매개체는 환원된다. 환원상태의 전자전달매개체가 산화상태로 바뀌는 과정에서 전자를 방출함으로써 전류를 생성하므로 전극을 통해 흡수되는 전류를 측정함으로써 혈당값을 알 수 있다.

스마트폰에서 구동되는 혈당관리 프로그램은 기존 혈당계로 측정한 혈당값의 수동 입력, 스마트폰에 혈당계 연결 후 직접 혈당 측정, 저장된 측정 결과의 관리, 레포트, 설정의 5개 부분으로 구성하였다. 혈당값의 수동 입력 부분에는 입력 날짜, 시간, 측정값을 입력한 후 스마트폰 자체 DB에 저장하며, 혈당 측정 부분은 혈당계를 스마트폰에 연결하고 스트립을 삽입한 후 혈액을 주입하면 측정을 하고 화면에 출력하고 DB에 저장한다. 측정결과 관리 부분은 데이터를 출력하고 필요에 따라 부분 및 전체 삭제기능을 가지고 있다. 레포트 부분은 로그북, 혈당값의 변화 양상, 목표치와 비교분석 등의 통계 등으로 구성하였다. 설정 부분은 혈당 목표치를 설정하고 혈당 단위의 선택, 구간별 테스트 시간을 설정하도록 하였다.

본 연구에서 개발한 스마트폰 접속형 혈당계를 그림 1에 제시하였다. 혈당계의 좌측은 스마트폰에 체결되는 부분이며, 우측은 혈당 측정 스트립을 끼우는 삽입구이다. 크기는 50×30×7[mm](W×H×D)로서 휴대성을 높였다.

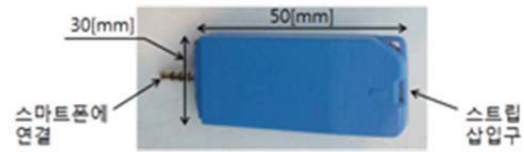


그림 1. 스마트폰 접속형 혈당계

혈당 측정 정확도를 확인하기 위해 동일한 인공혈액을 기존에 시판되고 있는 CareSense (GM505B, 아이센스, 대한민국)와 본 과제에서 개발한 혈당계에 주입하여 혈당을 측정하였으며, 각각 391[mg/dL]과 401[mg/dL]를 나타내었다. 스마트폰 기반의 혈당 관리 프로그램은 스마트폰으로 혈당을 측정하면 혈당계로부터 전송받은 데이터를 취합하고 취합된 데이터를 스마트폰 모바일 플랫폼 상에서 GUI (graphic user interface)로 표시하도록 하였다. 이는 음성과 동시에 출력되며 혈당관리를 위한 평균치와 통계기능과 같은 부가정보를 제공할 수 있었다. 따라서 본 연구에서 제시하는 스마트폰 기반의 혈당 관리 시스템은 최근 그 사용도가 다양해지는 스마트폰으로 혈당을 직접 측정하고 관리하므로 효율적인 당뇨관리가 가능할 것으로 판단된다.

- [1] 서문자 외. 성인간호학 하. 제 4 판, 서울: 수문사, 2000. pp.1140-1144
- [2] 대한당뇨병학회, 당뇨병학, 제 2 판, 서울: 고려의학, pp.303-308, 2006.
- [3] J. D. Baum, "Home monitoring of diabetic control", *Arch Dis Children*, vol.56, pp.897-899, 1981.

인체통신 채널의 거리에 따른 주파수 편이

문진희¹, 백동현², 김정훈², 정하철², 천창울³, 이상훈^{2*}

¹오송첨단의료산업진흥재단 첨단의료기기개발지원센터,

²고려대학교 보건과학대학 생체의공학과, ³서울시립대학교 전자전산공학과

Frequency shifting of channel for human body communication

J. H. Moon¹, D. H. Baek², J. H. Kim², H. C. Jung², C. Cheon³, S. H. Lee^{2*}

¹Medical Device Development Center, OSONG Medical Innovation Foundation, Korea,

²Department of Biomedical Engineering, College of Health Science, Korea University,

³Department of Electrical and Computer Engineering, University of Seoul

*dbiomed@korea.ac.kr

Abstract

Research and standardization about Human body communication (HBC) was performed because of low power consumption. IEEE 802.15.Task Group 6 (TG6) has considered 13.5, 30, 400, 800, 900 MHz as main frequencies of channels for HBC. So, we conducted experimental studies to investigate the characteristics of channels. We measured S-parameter from 550 kHz to 2 GHz with circular electrodes on human body. Over some frequency, channel's shift in frequency domain is discovered as transmission distance.

연구 배경

무선통신 기술의 발전과 스마트폰, 패드 등의 개인용 휴대기기의 보급으로, 인체에 근접한 기기 간의 통신 기술인 인체 근역 통신망(Body Area Network, BAN)에 대한 필요성이 증가했다. 특히, BAN은 낮은 전력소모로 소형화가 가능하며, 인체에 이식되거나 부착된 기기로부터 측정된 생체신호의 통신 방법으로 많은 기대를 받고 있다. 인체에 이식되거나 부착되는 기기는 이물감과 활동 제약이 없도록 매우 작고 가벼워야 하며, 장시간 사용이 가능해야 한다. 상용화에 성공한 여러 가지 통신기술을 BAN에 적용하려는 연구가 다수 진행되었지만, 최소 소모 전력 및 구조상의 소형화에 한계가 있다[1-3]. 인체를 매질로 하여 극소량의 전력으로 통신이 가능한 인체통신 (Human Body Communication, HBC)에 대한 연구와 표준화가 요구되어 진행되고 있다. 캡슐형 내시경 영상을 인체통신을 통해 높은 효율로 전송하는데 성공하여 상용화를 앞두고 있고, 통신 프로토콜을 인체 내부에서 외부로의 인체

통신 국제 표준으로 인정받았으며, 접촉에 의한 사람 사이의 정보 교환 방식의 인체통신도 국제 표준으로 인정받았다. 그러나, 피부에 부착된 기간의 통신 방식의 표준화는 아직 요원한 상태이다. IEEE 802.15.Task Group 6 (TG6) 위원회는 13.5, 30, 400, 800, 900 MHz를 주요 주파수로 인체통신 표준화를 진행하고 있다[4].

본 연구에서는 550 kHz ~ 2 GHz 주파수 영역에서, 피부에 부착된 안테나 전극간의 인체통신 채널 특성을 파악하고, 통신 거리에 따른 변화를 측정하여 분석하였다. 실험 결과, 저주파 대역에서만 연구된 기존 연구에서와는 달리, 통신 거리에 따라 단순한 송수신 효율 감소가 아닌 채널의 주파수 편이 현상을 발견하였다.

연구 방법

Polyimide에 구리 패터닝을 하여 전극을 제작하였다. 인체에 부착되는 구리 원판의 지름 D를 20, 10, 5 mm 로 하여 3가지 크기로 제작하였고 (그림1), 제작된 전극을 N-type connectors (S-

580-105, Dawootelecom Co. Ltd.)에 고정된 후, 전자파 차폐가 되어 있는 Cable (15NNF50-1.5C, Anritsu Co.)에 연결하였다. Cable은 자기장 차폐를 위한 Ferrite absorber sheets를 붙인 아크릴 관과, 전기장 차폐를 위한 Copper Sheets를 붙인 관 안에 넣어 3중 차폐를 하여 Cable이 안테나로 작용하여 발생할 수 있는 오차를 방지하였다. Cable은 이동형 벡터 네트워크 분석기(Potable VNA, MS 2024A, Anritsu co.)와 연결하였다.

그림 1. 구리로 제작된 Polyimide 전극. 피부와 접촉되는 구리 원판의 지름에 따라 3가지 크기로 제작하였다. (D:20, 10, 5 mm).

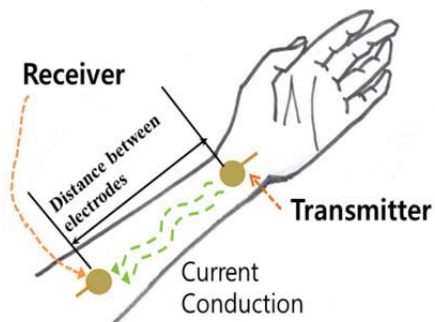


그림 2. 피부 부착 기기 사이의 인체통신을 구현하기 위해 송신 전극을 왼손 손목에 부착하고, 10, 20, 30 cm 이격하여 수신 전극을 부착하여 측정하였다.

그림 3. 같은 거리에서의 접촉 면적에 따른 전송 효율 및 통신 특성(S21).

그림 4. 같은 접촉면적에서 거리에 따른 전송 효율 및 통신 특성(S21).

30, 400, 800, 900 MHz를 주요 채널 주파수로 선택하고자 하는데 중요한 정보를 제공한다.

Acknowledgements

본 연구는 지식경제부 바이오의료기기전략기술 개발사업의 지원으로 이루어졌음(과제번호: 10031741).

참고 문헌

[1] L. Roelens, W. Joseph, E. Reusens, G. Vermeeren, and L. Martens, "Characterization of scattering parameters near a flat phantom for wireless body area networks," *IEEE Trans. Electromagn. Compat.*, vol. 50, no. 1, pp. 185–193, Feb. 2008.

[2] Y. P. Zhang and Q. Li, "Performance of UWB impulse radio with planar monopoles over on-human-body propagation channel for wireless body area networks," *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 55, no. 10, pp. 2907–2914, Oct. 2007.

[3] E. Monton, J. F. Hernandez, J. M. Blasco, T. Herve, J. Micallef, I. Grech, A. Brincat, and V. Traver, "Body area network for wireless patient monitoring," *IET Commun.*, vol. 2, no. 2, pp. 215–222, 2008.

[4] <http://www.ieee802.org/15/> (April 24, 2012).

링거백 액위 감시 시스템에 사용되는 정전용량 센서 설계를 위한 3D 유한요소해석

김종훈¹, 이슬비², 웨이첸², 신동호², 조진호^{2*}

¹경북대학교 대학원 의용생체공학과, ²경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터학부

3D finite element analysis for the design of a capacitive sensor used in intravenous drip liquid level monitoring system

J. H. Kim¹, S. B. Lee², Q. Wei², D. H. Sin², J. H. Cho^{2*}

¹Graduate School of Biomedical Engineering, Kyungpook National University,

²Graduate School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National
University

Jh850526@naver.com

Abstract

Intravenous (IV) drip bags are widely used in all kinds of treatments. It works by delivering IV solution directly into the vein. When IV solution is fully exhausted, the patient can be in dangerous situation. To solve this problem, capacitive sensor for IV liquid level monitoring was presented. In this paper, a simulation for capacitive sensor design using finite element analysis(FEA) was performed. The simulation result shows that it is possible to interpret electric field appeared on the model. Also the result shows relationship of geometry and the capacitance value.

연구 배경

링거액은 환자에게 수분이나 염분, 영양분을 신속하게 공급하는 목적으로 사용 되고 있으며 구성 성분에 따라 종류가 다양하다. 링거액은 시간이 지남에 따라서 소진되고 소진 후에 링거액을 교환하지 않는다면 환자의 혈액이 링거호스로 역류하거나 혈관으로 공기가 들어갈 수 있다. 이러한 현상들을 방지하기 위해 간호사들은 일정 시간마다 링거액을 확인하고 소진 후 교환하는 업무를 한다. 이런 간호사의 단순 반복적인 업무를 대체할 수 있다면 간호 인력의 다른 업무 부분에 있어서 부족한 부분을 해결 할 수 있다. 앞선 문제들을 해결하기 위해서 압력센서, 정전용량센서를 이용하는 방법을 제시하였다.

압력센서를 이용하는 방법은 로드 셀을 이용하여 링거액의 소진에 따른 무게를 측정하는 것으로 환자의 움직임이나 주변의 충격 잡음에 민감

하여 오보를 낼 수 있는 문제점이 있으며, 링거 거치대마다 설치해야 하는 번거로움과 경제적인 부담이 단점이다. 요즘은 정전용량 센서를 이용한 액체 측정 시스템이 많다. 정전용량센서는 두 개의 도체에 전압을 인가하면 두 도체 사이에 전하가 축적되는데 이를 이용하여 물리량을 정량화 하는 센서이다.

본 논문에서는 정전용량센서의 설계를 위하여 유한요소법(Finite Elements Method)을 이용한 시뮬레이션을 했다. 정전용량센서를 이용하는 방법은 동일한 크기의 센서 두 개를 링거백 하단에 마주보게 붙여서 링거액이 소진되면서 두 센서를 통과 했을 때의 정전용량 값 변화를 측정하여 정보 신호를 발생한다. 그래서 이 전극 크기에 따른 변화, 링거백의 두께, 링거액의 성분 변화에 따른 정전용량 값을 산출하고 그에 따른 평가를 수행하였다.

연구 방법

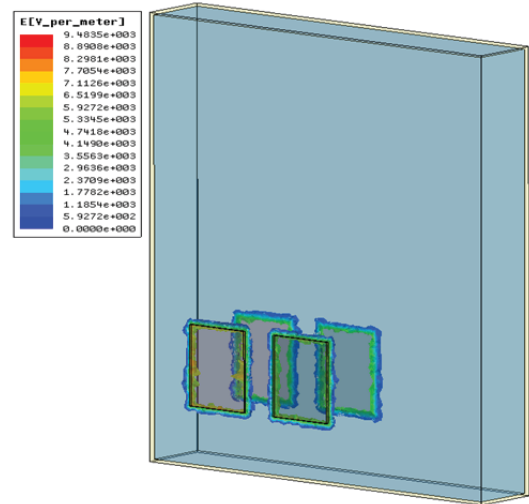
전자장을 해석하고 전기장도나 자속밀도를 산출하여 전자제품개발을 위한 설계 지원 툴인 Maxwell V13(Ansoft)를 사용하여 유한요소해석을 위한 링거백과 전극을 실제모델과 유사하게 모델링 하였다[1]. 여기서 링거백은 생리식염액 100ml 링거백을 모델로 하였다.

전극은 가로, 세로, 두께 각각 12mm, 20mm, 1mm, 링거백은 가로, 세로, 두께 각각 50mm, 100mm, 7mm로 모델링 하였다. 전극재질은 구리(상대유전율:1, 도전율:58000000)를 링거백의 재질은 폴리프로필렌(PP)(상대유전율:2.3, 도전율:0)[2]를 링거백 안에 채워진 용액은 생리식염수(상대유전율:81, 도전율:4)와 공기(상대유전율:1.0006, 도전율:0)를 사용하였다. 전극은 링거백 앞면에 2개(양극,음극) 뒷면에 2개(양극,음극)를 모델링 하였고 앞면과 뒷면에 각각 -3V와3V를 인가하였다. 전극의 면적(A)과 링거백의 두께(D)에 따른 정전용량 값을 산출하기 위하여 전극을 가로1mm씩 16mm까지, 링거백의 두께를 2mm씩 15mm까지 자동화 변수를 지정하여 생리식염수와 공기에 대한 시뮬레이션을 수행하였다.

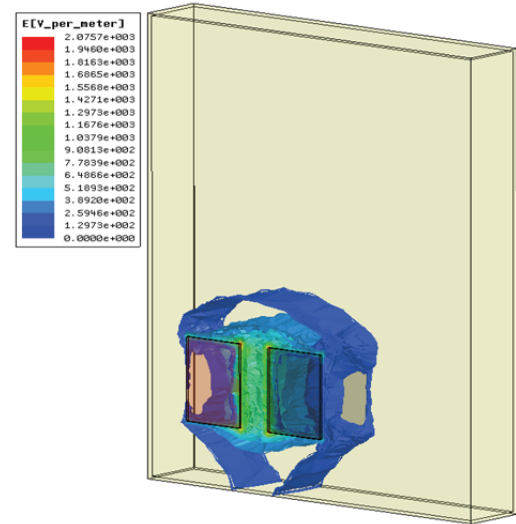
연구 결과 및 고찰

그림 1(a)에서 보는 바와 같이 링거백에 부착된 전극 주위에서만 전기장이 형성되고 링거백의 앞면과 뒷면의 전극 간에는 전기장이 형성 되지 않는 것을 확인할 수 있으며 그 이유는 PP의 유전율보다 생리식염수의 유전율이 훨씬 높기 때문이다. 따라서 전하는 링거백 재질인 PP에만 축적되고 생리식염수 부분에는 전하의 축적되지 않는다는 결과를 얻을 수 있었다.

그림 1(b)에서 보는 바와 같이 전기장이 링거백 안의 공기를 통과하여 앞면과 뒷면의 전극 간에 전기장이 형성 되는 것을 확인할 수 있으며 그 이유는 PP의 유전율 보다 공기의 유전율이 낮기 때문이다. 따라서 전기장은 공기 부분을 통과하여 양면에 부착된 전극 사이에 형성되고, 정전용량 값 산출을 위하여 부착된 전극에 자동화 변수를 적용하였다.



(a)



(b)

그림 1. 설계한 모형 시뮬레이션에 의한 전기장 분포 (a) 링거액이 생리식염수일 때 전기장 분포 (b) 링거액이 공기일 때 전기장 분포

그림 2(a)에서 보는 바와 같이 부착된 전극의 면적과 링거백 두께에 대한 정전용량 값의 그래프이며 전극의 면적이 넓어질수록 정전용량 값은 커지게 되지만 링거백의 두께는 정전용량 값에 크게 영향을 주지 않는다는 결과를 얻었다.

그림 2(b)에서는 전극의 면적이 넓어질수록 정전용량 값은 커지게 되고 전기장이 공기부분을 통과함으로써 격리되는 부분 없이 전하를 저장할 수 있는 유전체의 공간이 커지기에 정전용량 값에 링거백의 두께가 영향을 준다는 결과를 얻었다.

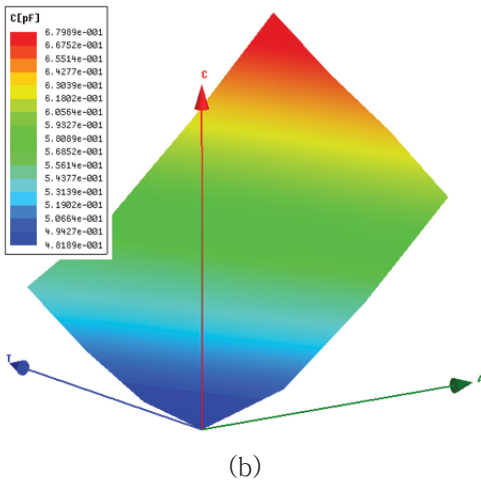
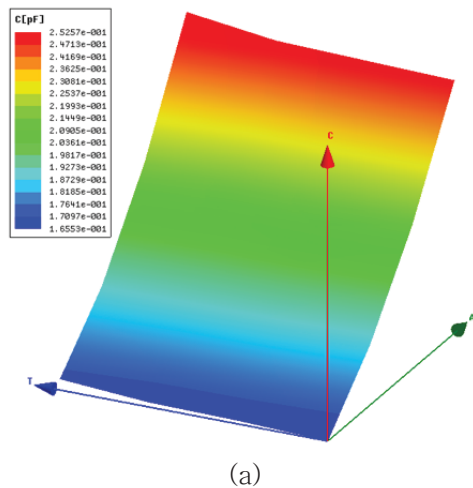


그림 2. 자동화 변수에 대한 정전용량 값을 나타내는 그래프 (a) 링거액이 생리식염수일 때 자동화 변수에 대한 정전용량 값을 나타내는 그래프 (b) 링거액이 공기일 때 자동화 변수에 대한 정전용량 값을 나타내는 그래프

이 시뮬레이션을 통하여 정전용량 센서를 이용한 링거백 액위를 측정할 수 있음을 알 수 있었고 정전용량 값은 전극의 면적에 영향이 크다는 것과 링거백 두께에는 영향이 크게 없고 링거액에 영향을 받는다는 결과를 얻을 수 있었다. 앞으로 자세한 시뮬레이션을 통한 더 정확하고 자세한 정전용량 센서 설계가 필요하다.


Acknowledgements

본 연구는 지식경제부 바이오의료기기전략기술개발사업의 지원으로 이루어졌음. (과제번호: 10031779) 본 연구는 "지식경제부", "한국산업기술진흥원", "대경광역경제권 선도산업지원단"의 "광역경제권 선도산업 육성사업"으로 수행된 연구결과입니다.

참고 문헌

- [1] <http://www.ansys.co.kr/ebu/>, U.S.A, 2012
- [2] <http://www.madisoncable.com/CableDesign2.asp>, U.S.A, 2011
- [3] Q. Wei, S. H. Woo, Z. M. Udin, D. W. Kim, C. H. Won, and J. H. Cho, "Capacitive sensor for the detection of residual quantity of intravenous drip solution in a plastic intravenous bag," *Journal of the Korean Sensor Society*, 2010, PP. 271 – 277.

코일을 감은 구조물 내부에는 강자성의 네오디뮴 자석 (Neodymium magnet)을 삽입하여 전자기 유도 방식의 발전기를 구현 하였다.



A 3D rendering of a curved, metallic, ribbed structure, possibly a duct or pipe, with a small yellow cube and a green arrow pointing towards it.

그림 1. 홀라후프 발전기 3D 도면 (a) 1/4 도면 상부, (b) 1/4 도면 하부

표 1. 홀라후프 발전장치의 주요 파라미터

Parameter	Dimension
Hula – Hoop diameter(mm)	280
" inner diameter (mm)	23
" outer diameter (mm)	26
magnet thickness (mm)	30
" diameter (mm)	20
Coil thickness(mm)	0.3
Coil turns	130
Coil layers	7

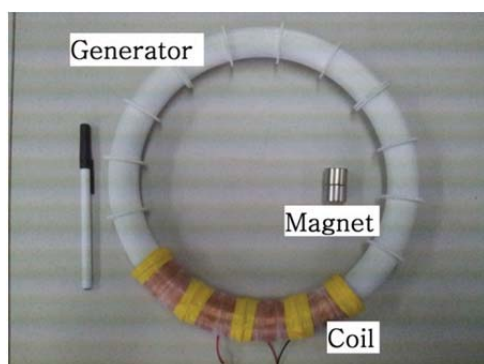


그림 2. 제작한 소형 홀라후프 발전기

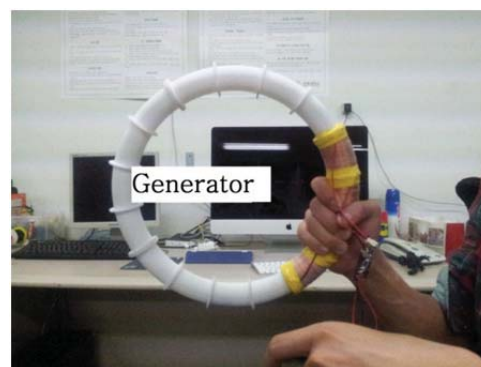


그림 4. 전력 측정을 위한 구동 실험

연구 결과

출력 측정을 위한 실험은 1분 구동- 3분 휴식의 방식으로 총 3회 실시 하였다. 출력 전력의 측정을 위해 발전기의 내부 저항인 40Ω 과 같은 크기의 저항을 출력단에 연결하고 전압을 측정하였다. 특히 실제 사용 가능한 출력을 측정하기 위한 목적으로, 그림 5의 전파 정류회로(full bridge rectifier)에 의해 정류된 출력을 사용하였다.

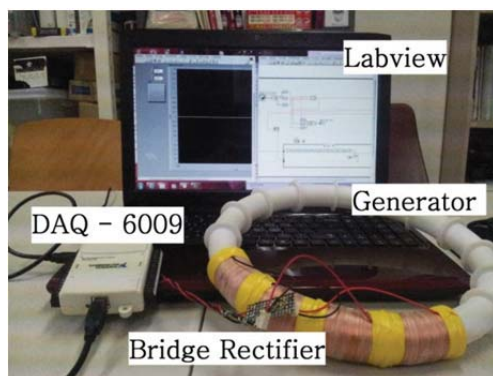


그림 3. NI USB-6009 DAQ 및 LabView

손목형 칼로리미터의 정확성 향상을 위한 퍼지 기반의 운동 상태 분류 알고리즘 개발

윤자웅*, 장시온, 노연식, 권이석, 윤형로

연세대학교 의공학과

The development of an fuzzy-based activity classification algorithm to improve the accuracy of a wrist-worn calorimeter

J. Yoon*, S. Chang, Y. Noh, Y. Kwon, H. Yoon

Department of Biomedical Engineering, Yonsei, Wonju, Korea

*yjymb@hotmail.com

Abstract

In this study, we proposed a fuzzy-based algorithm that classifies the activity state into slow walk, fast walk and run to improve the accuracy of a wrist-worn calorimeter. In addition, we applied the classified activity state to the metabolic equation proposed by ACSM guideline to estimate the energy expenditure. For the development and the verification of a fuzzy-based activity classification algorithm, we acquired signal data from 10 subjects during treadmill exercise. Using the data, we classified the activity state and estimated the speed. As a result, the activity classification using the fuzzy-based algorithm showed maximum 15.31% higher accuracy compared to that using a single variable. The estimated energy expenditure, in case of a subject with a weight of 70kg, has maximum 6.4% error based on the equation of energy expenditure estimation proposed by ACSM.

연구 배경

과거의 공공보건 의료는 치료 중심의 서비스였다. 하지만 최근에는 의료, 정보통신 기술의 발달과 함께 건강에 대한 인식이 질병의 예방으로 바뀌면서 의료 서비스의 패러다임이 변화하고 있다[1]. 이러한 패러다임의 변화는, 운동을 유도하고 운동 결과를 사용자에게 제공하여 건강을 유지하는데 도움을 줄 수 있는 방법이나 기기에 영향을 미쳤으며, 이를 위한 인체 활동 정보의 정확하고 효율적인 분류에 대한 다양한 기법들이 연구되어 왔다.

Nyan[2]등은 웨이브렛 변환을 이용하여 신호의 주파수 분석을 통해 일상생활 중의 자세 변화를 구분하였고, Lee[3]등은 왼쪽과 오른쪽 발목에 3축 가속도센서를 각각 부착시켜 걸음걸이를 단계별로 분류하였다. 하지만, 이러한 이전의 연구

들은 비교적 정확하게 인체의 활동을 구분할 수 있으나 다수의 가속도 센서를 사용해야 하므로, 사용자 편의성 측면에서 상용화 모델을 개발하는 데에는 많은 어려움이 따른다.

따라서 본 연구에서는 사용자의 편리성을 고려한 손목 부착형, 초소형, 저 전력, 무선 통신 기반의 가속도 계측 시스템을 개발하여 유산소 운동 중 천천히 걷기, 빨리 걷기, 뛰기의 총 3가지 활동을 각각 분류하여 각 상태에 따른 에너지 소비량을 추정하는 시스템을 개발하고자 한다. 이를 위하여, 동작함에 취약한 손목에 모듈을 착용함으로써 인해 발생할 수 있는 운동 상태에 대한 오차를 최소화하기 위하여 Signal Vector Magnitude (SVM)와 중심 주파수 분석을 이용한 퍼지 이론 기반의 운동 상태 분류 알고리즘을 제안한다. 또한 이렇게 분류한 운동 상태를 기반으로 American College of Sports

Medicine(ACSM) guidelines 에서 제시하는 운동 중 에너지 소비량 계산식에 적용하여 각 상태에 맞는 에너지 소비량을 추정하였다.

연구 방법

1. 운동상태 분류를 위한 퍼지 알고리즘 설계

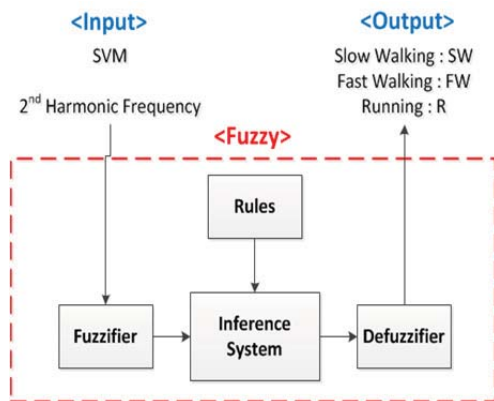


그림 1. 퍼지 추론 시스템의 구성

본 논문에서는 인간의 활동 상태를 천천히 걷기, 빠르게 걷기, 뛰기로 분류 할 때, 보다 정확한 판단을 하기 위하여 퍼지 추론 시스템(Fuzzy Inference System, FIS)을 설계하였으며, 이는 그림 1과 같이 입력 신호와 퍼지화기, 퍼지규칙을 포함한 퍼지추론, 비 퍼지화기와 출력변수의 3단계로 구성된다.

퍼지화기로 들어가는 입력변수를 얻기 위해 120Hz로 샘플링 된 3축 가속도 데이터 값을 차단 주파수가 0.1Hz인 고역통과필터를 통과시켜 지자계에 의한 오프셋을 제거한 후, SVM을 계산하였다. 첫 번째 입력은 epoch length가 10초인 SVM값이며, 두 번째 입력은 SVM 값을 FFT한 결과 나타나는 2nd Harmonic 주파수 값이다.

이를 이용하여 천천히 걷기, 빠르게 걷기, 뛰기의 세가지 상태로 구분하기 위해 사다리꼴 형 멤버쉽 함수를 이용하여 퍼지 규칙을 설정하였다. 퍼지추론 합성 규칙은 Max*Min 방법을 이용하였으며, 이렇게 합성되어 새롭게 생성된 출력 멤버쉽 함수를 비 퍼지화기의 입력 인자로 사용하였다.

퍼지추론의 결과를 정량적인 수치로 바꾸기 위하여 무게중심 법을 사용하였다.

2. 보폭을 이용한 에너지 소비량 추정

ACSM guideline에 따르면 걷기와 뛰기의 운동중에 소비하는 산소의 양을 계산 할 수 있으며, 이를 이용하여 운동 중 소비한 에너지의 양을 계산 할 수 있다.

앞서 언급한 퍼지 알고리즘을 기반으로 구별한 운동 상태를 이용하여, 운동 상태에 해당되는 에너지 소비량 공식을 선택하였으며, 이를 계산하기 위해 필요한 운동 속도는 가속도 센서로부터 추정한 보폭과 보행시간을 이용하였다. 그림 2은 운동 속도 추정에 관한 flow-chart이다.

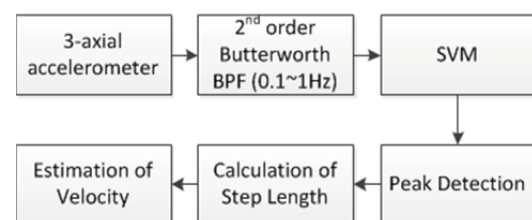


그림 2. 속도 추정 알고리즘

정상적인 유산소 운동 중, 보행 횟수와 하완의 흔들림 횟수는 같다고 가정하고, 가속도 신호로부터 계산된 SVM 의 피크를 검출하여, 운동구간당 보행 횟수를 추정하였다. 보행 거리는 실험에 사용된 트레드밀이 제공하는 정보를 전송받아 사용하였으며, 이러한 정보를 이용하여 운동 속도를 추정 한 뒤, 에너지 소비량을 계산하였다

3. 실험 방법

본 논문에서 사용된 손목 착용형 가속도 모듈은 30mm * 30mm 의 크기를 갖는 초소형 모듈로서 블루투스 무선 통신 기능을 갖추고 있다. 가속도 센서는 FreeScale 사의 MMA7361를 사용하였으며, MCU 는 12bit ADC가 내장된 Cortex-M3 기반의 STM32103RE를 사용하였다. 또한 micro SD 카드 슬롯을 장착하여 무구속적으로 데이터를 저장 할 수 있도록 하였다. 또한, 100mAh 의 Li-Polymer 배터리를 사용하여 상용전원으로 인해 발생 할 수 있는 사고를 미연에 방지하였다.

실험 데이터 획득을 위하여 건강한 성인을 대상으로 피 실험자를 모집하여 20세에서 30세 사이의 남녀 10명을 선발하였다. 피 실험자들은 정해진 프로토콜에 따라 3축 가속도 모듈을 왼쪽 손

목에 착용한 후 트레드밀 위에서 느리게 걷기, 빠르게 걷기, 뛰기의 순서대로 속력을 달리하면서 각 단계별로 3분씩 운동을 수행하였다. 운동 상태 판별이 애매한 속력 구간인 7km/h는 퍼지 알고리즘의 멤버십 함수 설정을 위해 걷기와 뛰기에서 모두 실험하였다.

연구 결과

제안하는 알고리즘의 성능을 검증하기 위하여, SVM 과 2nd Harmonic frequency를 각각 단일 입력으로 사용하여 운동 상태를 분류할 경우 발생하는 에러율을 계산하고, 이를 Fuzzy 기반의 알고리즘을 사용할 경우 발생하는 에러율과 비교하였다. (표 1)

표 1. 각 방법으로 분류한 평균 에러율 비교

평균 오차율(%)			
상태	SVM	Frequency	Fuzzy
SW	21.11	6.11	4.29
FW	21.85	20.37	17.51
R	22.00	3.11	0.71
Total	21.78	8.89	6.47

표 1에서 SVM값이 기준이 되는 상태 분류 알고리즘은 21.78%의 총 오차율을 가지고, 주파수 값이 기준이 되는 상태 분류 알고리즘은 8.89%의 총 오차율을 가진다. 반면, Fuzzy Algorithm의 총 오차율은 6.47%로 앞선 두 가지 알고리즘 보다 더 높은 정확성을 보인다.

Fuzzy Algorithm의 결과로 Running의 오차율이 SVM 만을 사용할 때에 비해 21.29%의 정확도 향상을 보이지만 Fast Walking의 경우는 4.34%로 상대적으로 작은 크기를 보인다.

ACSM guideline에서 제시하는 에너지 소비량 추정식을 이용하여 운동중 소모 칼로리량을 계산할 경우 잘못된 운동 속도의 추정으로 인한 오차가 발생 할 수 있다. 그림 2은 본 논문에서 제안한 알고리즘을 이용하여 추정된 피검자의 운동 속도에 대한 에러율을 보여준다. 각 속도에 대해 추정된 속도 값과 평균 오차율은 10% 미만으로 비교적 정확하게 속도를 추정할 수 있음을 확인하였다. 체중 70kg인 사람의 경우, 추정된 속도를 이용하

여 계산된 에너지 소비량의 최대 에러는 6.4 %이며, 제안하는 알고리즘에 의해 계산되는 에너지 소비량은 ACSM에서 제시하는 공식을 기준으로 할 때 93.6%의 정확도를 갖는다.

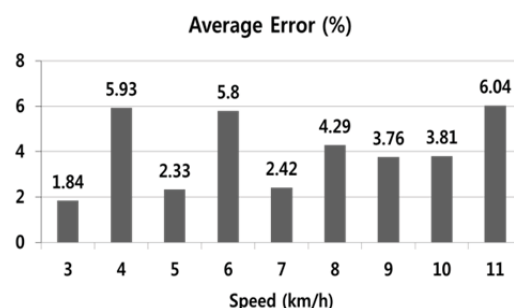


그림 2. 10명의 피검자의 데이터로 추정한 운동 속도에 대한 평균 에러율

참고 문헌

- [1] S. Park and S. Jayaraman, "Enhancing the quality of life through wearable technology," Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, vol. 22, pp. 41-48, 2003.
- [2] M.N.yan, F.E.H.Tay.manimaran, K.H.W.Seah," Garment-based detection of falls and activities of daily living using 3-axis MEMS accelerometer "JournalofPhysics : Conference Series vol.34, pp.1059~1067, 2006
- [3] J.A.Lee, S.H.Cho, Y.J.Lee, H.K.Yang, J.W.Lee," Protable activity monitoring system for temporal parameters of gait Cycles" Journal of medical systems. pp.1~8. 2009

증가하고 fast beta wave (21-23Hz)가 감소한 실험자들에 한하여 2차 실험을 실시하였다. 1차 실험 시 피험자들은 눈을 감고 앉은 자세에서 음악을 들었다. 2차 실험은 덤벨컬 운동 중 음악을 제공하지 않은 실험과 음악청취를 한 실험을 실시하여 각 실험에서 측정된 데이터를 비교하였다. 각 실험은 근피로도의 영향을 최소화하기 위해 2일 간격을 두고 시행하였으며, 동일한 시간대(14:00-17:00)에 시행하였다. 덤벨컬 운동 전과 후에는 뇌파의 변화를 알아보기 위하여 뇌전도 신호(EEG)를 측정하고 운동 중에는 근피로도의 변화 양상을 보기 위하여 근전도 신호(EMG)를 수집하였다. 반복적인 덤벨컬 운동은 피험자가 지칠 때까지 이루어졌고, 근전도는 운동 시작 후 30초부터 1분 간격으로 30초씩 측정하였다. 각 실험을 시작할 때 최대근전력(MVC)을 측정하여 덤벨컬 운동의 부하를 이것의 75%로 하였다.

- 음악 : 쇼팽의 Tristesse(이별곡), 4: 09s
- 실험 장비 : g.tec사의 g.USBamp, Biopac사의 MP150

표1. 실험 절차

준비기(25분)			휴식기(20분)	
준비 운동	휴식	MVC 측정	휴식	EEG 측정
10분	10분	5분	15분	5분
운동기(All out)			휴식기(20분)	
EMG 측정 on	EMG 측정 off	EMG 측정 on	휴식	EEG 측정
30초	1분	30초	15분	5분

연구 결과

스트레스가 증가할수록 fast beta wave에 대한 fast alpha wave의 비율이 감소한다[2]는 연구에 따라 운동 전과 후의 뇌파 변화를 분석하였다. 피험자1의 경우 음악을 들었을 때와 음악을 듣지 않았을 때 모두 fast beta wave에 대한 fast

alpha wave의 비율이 감소하였고, 음악이 제공되었을 경우가 감소율이 더 작았다. 피험자2는 음악을 듣지 않았을 경우에는 이 비율이 감소하였으나, 음악을 청취했을 경우에는 증가하는 모습을 보였다. 운동전기와 운동후기의 근전도 중간주파수의 변화를 분석한 결과, 피험자1의 경우 음악을 들었을 때가 전체적으로 중간주파수가 낮았다. 또한 중간주파수가 감소하는 기울기도 더 크다. 피험자 2의 경우는 음악이 제공되었을 때가 전체적으로 중간주파수가 더 높고, 전기와 후기사이의 중간주파수 변화율이 더 적다. 근전도의 중간주파수는 근피로도가 쌓일수록 감소한다[3].

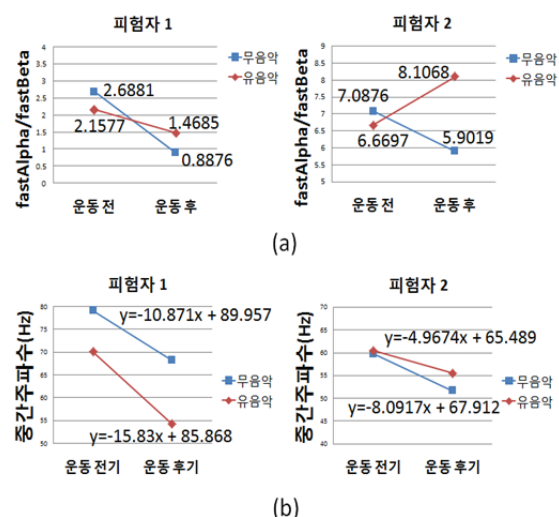


그림 1. (a) 운동 전과 후의 뇌파 변화 분석 결과
(b) 운동전기와 운동후기의 근전도 중간주파수의 변화 분석 결과

토의

선행 연구[3]의 보고에 따라 뇌파 변화의 분석 결과를 해석하면, 운동 중에 음악이 제공되었을 때 정신적 스트레스가 감소하거나, 증가하더라도 그 증가율이 음악을 듣지 않을 때 보다 작다. 이에 따라 제공된 음악이 운동 중 신체에 긍정적인 영향을 주었다고 생각된다. 근피로도는 음악을 들었을 때 적게 유발되는 경우도 있었고 그 반대의 경우도 있다. 본 연구는 최종 피험자가 2명으로 극히 적었기 때문에 실험 결과를 가지고 결론을 내리기에는 데이터가 너무 적다. 따라서 피험자 수를 늘려 추가 실험을 통해 결론을 내려야

참고 문헌

추후 많은 실험을 통해 음악에 의한 뇌파와 운동 중에 유발되는 근피로도와의 상관관계를 규명할 수 있을 것이라 예상된다. 더불어 운동 후 회복기 때의 근피로도 변화와 뇌파와의 상관관계 규명에 대한 연구도 필요하다고 사료된다.

- [1] Eliakim.M, Meckel.Y, Nemet.D and Eliakim.A, “The effect of music during warm-up on consecutive anaerobic performance in elite adolescent volleyball players”, *International Journal of Sports Medicine*, 28, pp.321-325, 2007.
- [2] 문덕홍 and 김영완, “음향진동장치에 의한 인체의 스트레스 저감 효과”, *한국동력기계공학회지*, 11(2), pp.32-37, 2007.
- [3] Kazumi Masudaa, Tadashi Masudab, Tsugutake Sadoyamac, Mitsuharu Inakid and Shigeru Katsutae, “Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions”, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(1), pp.39-46, 1999.

단일 채널 디지털 보청기를 위한 바람소리 제거 알고리즘

황종호¹, 육순현¹, 김진률¹, 강신일¹, 심현우¹, 박경석¹,
 남경원¹, 안종훈¹, 이상민², 홍성화³, 김동욱⁴, 김인영¹, 김선일⁵
¹한양대학교 의용생체공학과, ²인하대학교 전자 공학과,
³성균관대학교 의과대학 이비인후과학교실, ⁴삼성종합기술원 바이오헬스 연구실,
⁵오송첨단의료산업진흥재단 첨단의료기기개발지원센터

To design and implement an algorithm to wind noise reduction for single channel digital hearing aid

J.H. Hwang¹, S.H. Yook¹, J.Y. Kim¹, S.I. Kang¹, H.W. Shim¹, K.S. Park¹,
 K.W. Nam¹, J.H. Ahn¹, S.M. Lee², S.H. Hong³, D.W. Kim⁴, I.Y. Kim¹, S.I. Kim⁵

¹Department of Biomedical Engineering, Hanyang University,

²Department of Electronic Engineering, Inha University,

³Department of ORL-HNS, Sungkyunkwan University,

⁴(SAIT) Bio & Health Lab., ⁵OSONG Medical Innovation Foundation, Osong, Korea

Abstract

Wind noise is one of the annoying noises for hearing aids users. So many people try to reduce noise. In this paper we removed the wind noise by using Non-negative Matrix Factorization (NMF) for single channel hearing aid. First we conducted the time and SNR test by changing size of row in dictionary. We conducted objective performance compared with by changing NMF algorithm iteration. Last we conducted objective performance compared with another algorithm. As a result, it was good performance a large size of row and much better performance with more and more iteration. Generally NMF is better than another algorithm for reducing wind noise. Therefore we defined that NMF is good for reducing wind noise.

연구 배경

보청기는 난청으로 진단된 환자의 귀에 장착하여 소리를 증폭하여 주는 기구로 소리를 받는 마이크와 소리를 증폭하는 증폭기, 증폭된 소리를 내보내는 스피커로 구성이 되어 있으며, 난청인의 각각의 주파수별 청력에 맞추어 동작하게 되는 장치이다. 이러한 보청기를 착용하는 환자들에게 바람소리는 사람의 목소리를 제대로 구분하지 못하게 하는 거슬리는 잡음이다. 이러한 바람소리는 보청기 속에 있는 마이크로폰의 구조적 특징으로부터 야기된다. 마이크 전면부에 진동판(Diaphragm)이 공기 중의 미세한 압력변화를 감지하여 소리 신호를 발생시킨다.[1] 그러나

바람과 같은 공기압력의 변화가 진동판에 영향을 주면 원하는 소리와 무관한 잡음 바람소리가 발생하게 되는 것이다. 이러한 바람소리는 바람이 만들어내는 여러 공기의 변화 가운데 소용돌이 공기 흐름(Turbulent airflow)가 바람소리잡음의 주요 원인이 된다.[2]

본 논문에서는 Matlab을 이용 미리 계산된 바람의 특성 데이터인 코드북(Codebook)을 사용하여 바람소리잡음을 제거하는 알고리즘을 구현하고, 바람소리잡음 제거 성능을 기존의 다른 알고리즘과 비교해 보겠다.

연구 방법

본 논문에서 사용하고자 하는 알고리즘은 Non-negative Matrix Factorization(NMF)이다. 먼저 NMF의 원리를 보면 수식 1과 같이 행렬을 D와 C부분으로 인수분해를 한다.[3][4]

$$A = D \cdot C \quad (1)$$

D는 Dictionary의 의미로 원래 데이터 A가 지니고 있는 특성정보를 지닌다. C는 Code Matrix의 의미로 D에 담긴 각각 특성인자에 대한 발현정도를 정보로 지니고, Sparseness한 성격을 지닌다. Sparseness한 성격으로 인하여 D부분의 여러 특성이 동시에 발현되는 정도가 최소화 되어 데이터를 더욱 특징(Specific and Unique)짓는다. NMF에 사용되는 모든 각 요소들이 0이상의 값들을 지니고 있어 가산조합만으로 알고리즘이 진행된다. [5]

이러한 NMF를 음성신호 스펙트로그램에 적용하면 그림 1과 같다.

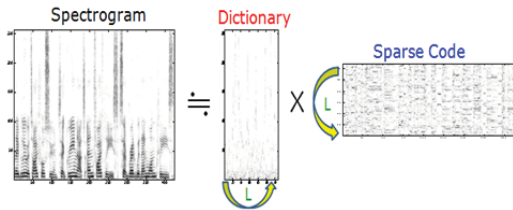


그림 1. 스펙트로그램의 NMF

그림 1에서 L의 숫자는 일치하여야 한다. 그리고 L이 길어질수록 알고리즘의 성능은 높아지고 연산량도 증가하는 관계에 있으므로, 적절한 L의 길이를 찾는 것이 중요하다.

NMF를 이용하여 바람소리잡음을 제거하는 방법은 바람소리잡음과 음성신호가 가산적(Addictive)으로 섞여 있음을 가정하고 NMF알고리즘을 실행한다. 수식 2를 보면 Noisy Signal(V)을 Speech Signal(S)와 바람소리(W)로 보여준다.[6]

$$\begin{aligned} V &= S + W = D \cdot C \\ &= D_S \cdot C_S + D_W \cdot C_W = [D_S \ D_W] \begin{bmatrix} C_S \\ C_W \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (2)$$

수식 2의 V에서 Speech Signal과 바람소리를 구분하는 것이 중요하다. 이를 위해 미리 계산된 데이터 Codebook을 만들어 사용한다. Codebook은 순수 바람소리 신호만을 NMF알고리즘을 수행하여 얻은 D를 말한다. 본 논문에서는 3초 길이의 바람소리 7개를 이용하여 Codebook을 생성하였다. 수식 2에서 DW가 바람소리잡음의 Codebook D부분에 해당한다. DW를 이용해서 DS와 CS, CW를 구해야 한다. 그러나 계산이 진행되기 전 정규화(Normalization)을 하여야 하며, 정규화 수식은 수식 3과 같다. (|| || 기호는 Euclidean norm이다).[3]

$$D = D / \|D\| \quad (3)$$

수식 2에서 DS와 CS, CW는 처음 무작위한 숫자들로 채워진다. 무작위한 숫자들로 채워져 있는 상태에서는 새로운 V'값을 가지게 되는데, 기존의 알고 있는 V값의 차이를 계산하여 V'가 기존의 V값에 수렴할 수 있도록 확률분포 적으로 DS와 CS, CW를 갱신한다. 이때 쿨백-라이블러(Kullback-Leibler)방식을 사용하여 확률분포를 계산한다. 아래의 수식 4와 수식 5, 수식 6이 DS와 CS, CW를 구하는 쿨백-라이블러 수식이다. (λ는 정규화 매개변수(Regularization parameter)로 C에 들어가는 값의 최대값을 제한한다.)

$$C_S \leftarrow C_S \odot \frac{D_S^T V}{D_S^T 1 + \lambda_S} \quad (4)$$

$$C_W \leftarrow C_W \odot \frac{D_W^T V}{D_W^T 1 + \lambda_W} \quad (5)$$

$$D_S \leftarrow D_S \odot \frac{V}{D_C} \frac{C_S^H + D_S \odot (1(D_S \odot (1(C_S^H)))}{1(C_S^H + D_S \odot (1(D_S \odot (\frac{V}{D_C} C_S^H)))} \quad (6)$$

위의 수식으로 구한 D_s 와 C_s , C_w 를 이용하여 Noisy Signal에서 수식 7과 같이 바람소리잡음을 제거하여 원래신호를 구한다.

$$\text{Noisy} - (D_w \times C_w) = \text{Noisy} - \text{Wind} = \text{Speech sound} \quad (7)$$

위와 같은 방법으로 그림 1에 나타난 L의 길이를 각각 10, 50으로 하여 알고리즘 동작에 걸리는 시간과 바람소리를 얼마나 제거 했는지 SNR 값을 측정하였다. 또한 그림 1에서 나타난 L의 값을 30으로 고정한 후 NMF에 대하여 반복횟수를 50, 100, 200, 500으로 바꾸면서 각각에 대하여 [7]

- ① Frequency weighted SNRseg Objective Speech Quality Measure (fwseg)
 - ② Itakura-Saito (IS) Objective Speech Quality Measure (IS)
 - ③ Log Likelihood Ratio (LLR) Objective Speech Quality Measure (llr)
 - ④ Segmental Signal-to-Noise Ratio Objective Speech Quality Measure (SNR, SegSNR)
 - ⑤ Weighted Spectral Slope (WSS) Objective Speech Quality Measure (WSS)
 - ⑥ Objective Speech Quality Measure (composite)
- 와 같은 객관적인 6개의 평가 방법으로 Speech quality test를 실행하였다. 또한

- ① Basic power spectral subtraction algorithm (Specsub)
- ② Spectral subtraction algorithm with reduced-delay convolution and adaptive averaging (ss_rdc)
- ③ Generalized subspace algorithm with embedded pre-whitening (klt)
- ④ A perceptually-motivated subspace algorithm (pklt)
- ⑤ Audible-noise suppression algorithm (audnoise)
- ⑥ basic iterative Wiener filtering algorithm (wiener)

와 같은 NMF와 다른 6개의 잡음 제거 알고리즘에 대해서도 위에서 언급한 6가지 방법으로 Speech quality test를 동일하게 실행 비교하였다.

본 실험에 사용된 음성 및 바람소리잡음 파일은 영문 음성 파일(IEEE corpus의 3초에 해당하는 남성음성 파일)을 이용하여 7가지 다른 바람소리잡음(Technical University of Denmark(DTU)로부터 얻은 파일들 가운데서 3초의 길이로 추출)을 0dB과 +5dB, -5dB로 합성하여 21개의 잡음 파일을 생성하여 사용하였다. 각각의 샘플링 크기와 샘플링 속도는 16-bit, 16kHz이다. 49600개의 데이터로 구성되어 있어 이를 512개씩 뽑아 50%의 중첩(overlap)을 통해 푸리에 변환을 하여 [512 by 192]크기의 스펙트로그램행렬로 변환하였다. 그림 1의 L 값은 30으로 하여 [512 by 30] X [30 by 192] 크기의 두 행렬로 NMF를 실행하였다.

연구 결과

표 1의 L의 값을 10에서 50으로 증가시킬 경우 연산 시간(Computation time)은 약 14.5초가 더 걸렸으며, SNR은 약 1.5dB의 향상을 보였다.

표 1. L의 크기에 따른 알고리즘 적용 시간과 SNR

L의 크기	10	50
시간(초)	43608748	19.120253
SNR	1.9408	3.3902

표 2 (SNR 0dB로 합성한 결과)와 표 3 (SNR +5dB로 합성한 결과), 표 4 (SNR -5dB로 합성한 결과)는 각각 SNR dB의 차이에 따른 Speech quality test결과이다. (*가 표시된 항목은 값은 작을수록 좋은 결과를 나타낸다.)

NMF의 반복횟수가 증가함에 따라 연산시간은 증가하였으나, 다른 test에서 전반적으로 점수가 향상되는 경향을 보여준다. 또한 다른 비교 알고리즘보다 더 좋은 결과를 보여주고 있음을 알 수가 있다.

표 2. SNR 0dB

	sec	fwsseg	B'	lr'	SNR	SegSNR	WSS'	composite
NMF (iter 50)	1.809	3.297	1.762	1.061	2.167	-0.879	68.892	2.262
NMF (iter 100)	3.417	3.900	1.660	0.976	2.462	-0.644	64.874	2.809
NMF (iter 200)	6.546	4.379	1.428	0.928	2.980	-0.844	64.762	2.396
NMF (iter 600)	8.801	4.666	1.364	0.886	3.097	-0.872	66.276	2.461
Specsub	0.096	6.964	9.965	0.928	2.543	0.821	68.664	2.238
ss_rdc	1.071	6.427	8.141	0.921	-2.948	-3.843	42.651	2.623
ldr	1.333	4.985	61.186	1.397	3.944	1.653	60.181	2.047
pklt	1.287	4.907	69.244	1.314	2.665	0.959	44.384	1.851
audnoise	0.262	3.810	69.962	1.542	2.809	1.986	62.365	1.241
wiener (iter 3)	0.453	0.742	68.040	1.776	-2.320	-3.365	88.661	1.016

표 3. SNR +5dB

	sec	fwsseg	B'	lr'	SNR	SegSNR	WSS'	composite
NMF (iter 50)	1.778	4.689	1.669	0.810	2.760	1.423	47.021	2.694
NMF (iter 100)	3.359	5.398	1.265	0.798	3.450	1.478	46.763	2.706
NMF (iter 200)	6.431	5.732	1.130	0.744	4.123	1.366	46.626	2.767
NMF (iter 600)	9.218	6.445	0.987	0.676	4.932	1.676	45.697	2.854
Specsub	0.094	8.169	11.223	0.831	7.695	4.055	49.228	2.667
ss_rdc	1.077	8.866	6.130	0.709	-2.927	-3.457	34.208	3.029
ldr	1.307	7.403	57.099	1.317	7.882	4.163	41.749	2.482
pklt	1.489	7.423	61.953	1.235	6.866	3.536	36.368	2.346
audnoise	0.254	4.363	60.890	1.386	6.931	3.808	46.213	1.741
wiener (iter 3)	0.455	0.819	65.287	1.763	-2.460	-3.580	91.995	1.087

표 4. SNR -5dB

	sec	fwsseg	B'	lr'	SNR	SegSNR	WSS'	composite
NMF (iter 50)	1.806	2.233	2.061	1.226	1.209	-2.309	69.043	1.887
NMF (iter 100)	3.351	2.770	1.973	1.167	0.832	-2.841	61.221	1.942
NMF (iter 200)	6.511	3.130	1.906	1.124	0.468	-3.387	64.559	1.945
NMF (iter 600)	10.859	3.309	1.869	1.104	0.333	-3.435	65.009	1.986
Specsub	0.095	4.154	10.664	1.025	-1.092	-1.539	69.092	1.607
ss_rdc	1.034	4.516	9.773	1.113	-3.823	-4.647	51.824	1.963
ldr	1.291	3.520	59.520	1.424	-0.032	-0.484	59.485	1.559
pklt	1.175	2.934	71.859	1.408	-1.853	-1.229	51.821	1.283
audnoise	0.270	1.980	75.596	1.660	-0.200	0.147	58.302	1.184
wiener (iter 3)	0.488	0.628	70.559	1.776	-2.664	-3.049	80.023	1.000

첫 번째 실험으로부터 L의 크기에 따라 성능 향상에 비해 연산시간이 급격하게 증가함을 알 수 있다. 그러므로 성능과 속도 중 어디에 비중을 주는지에 따라 L의 길이를 적절하게 선택하여야 함을 보여준다. 또한 두 번째의 실험 0dB와 +5dB, -5dB로 합성한 결과사이의 비교는 바람의 세기에 따른 결과이다. 각 세기사이에 큰 등수차이는 없었으나 -5dB로 합성한 데이터에 대한 결과가 0dB로 합성한 데이터에 대한 결과보다 동일한 평가 항목에 대해 1~3등정도 높게 나왔고, 0dB로 합성한 데이터에 대한 결과가 +5dB로 합성한 결과보다 똑같거나 1~3등정도 높게 나왔다. 즉 NNMF 알고리즘이 바람에 대해 다른 알고리즘보다 장점을 가진다고 볼 수 있다.

Acknowledgements

이 연구는 지식경제부 바이오의료기기전략기술 개발사업과 서울시 산학연 협력 사업의 지원으로 이루어졌음(과제번호: 10031764, SS100022).

참고 문헌

- [1] Chris Woolf, "How to reduce wind noise and vibration".
- [2] James M. Kates, "Digital Hearing Aids", Plural Publishing.
- [3] Kristian Timm Andersen, "Wind Noise Reduction in Single Channel Speech Signals", Kongens Lyngby 2008.
- [4] Mikkel N. Schmidt, Jan Larsen, Fu-Tien Hsiao, "WIND NOISE REDUCTION USING NON-NEGATIVE SPARSE CODING", IEEE 2007
- [5] Daniel D. Lee, H. Sebastian Seung, "Learning the parts of objects by nonnegative matrix factorization"
- [6] Lai Xiaoqiang, Li Shuangtian, Yang Jie, "Convolutional Sparse Non-negative Matrix Factorization for Windy Speech", ICSP2010 Proceedings.
- [7] Daniel D. Lee, H. Sebastian Seung, "Algorithms for Non-negative Matrix".

양이 보청기에 적용 가능한 방향성 잡음제거 기술 연구

이준창¹, 김희평¹, 김도형¹, 신호진¹, 남경원¹, 이종실¹, 이상민²,
홍성화³, 김동욱⁴, 김인영^{1*}, 김선일⁵

¹한양대학교 의용생체공학과, ²인하대학교 전자 공학과,

³성균관대학교 의과대학 이비인후과학교실, ⁴삼성종합기술원 바이오헬스 연구실,

⁵오송첨단의료산업진흥재단 첨단의료기기개발지원센터

Development of Spatial Noise Reduction Algorithm for Binaural Hearing Aids

J. C. Lee¹, H. Kim¹, D. H. Kim¹, H. J. Sin¹, K. W. Nam¹, J. S. Lee¹, S. M. Lee²,
S. H. Hong³, D. W. Kim⁴, I. Y. Kim^{1*}, Sun I. Kim^{1,5}

¹Department of Biomedical Engineering, Hanyang University,

²Department of Electronic Engineering, Inha University,

³Department of ORL-HNS, Sungkyunkwan University,

⁴(SAIT) Bio & Health Lab., ⁵OSONG Medical Innovation Foundation, Osong, Korea

Abstract

Binaural hearing aid is becoming a trend in hearing aid research field because it can provide higher noise-reduction performance than monaural hearing aid. In environments with multiple interferences, directional signal processing in hearing aids uses techniques such as differential microphone arrays and Wiener filter to improve speech intelligibility. However, these hearing aids were fixed to target sources located in front of the hearing aid user. In this paper, we suggested a preliminary binaural directionality algorithm that can focus on eight directions including forward, backward, left, right, and diagonal directions.

연구 배경

정상 청력을 보유한 사람들은 잡음 환경 하에서도 대화 상대방의 음성과 주변 잡음을 분별하여 들을 수 있지만, 감각신경성 난청자의 경우에는 청각신경의 손상으로 인해 주위에 잡음이 존재하는 상황에서 특정한 speech 신호만을 구별해내는 능력이 저하되어, 결과적으로 잡음 환경 내 음성인지능력이 현저히 떨어지게 된다. 이러한 난청자의 청각 능력을 보상하기 위해 단이형 보청기에서는 대화 상대방이 정면 방향에 있다고 가정하고 정면에서 들어오는 소리는 그대로 통과시키고 그 외의 방향에서 들려오는 모든 음향 성분들을 환경 잡음으로 간주, 해당 성분들을 강제로 감쇄시키는 방향성 잡음감쇄 기술

(beamforming)을 많이 사용하고 있다 [1]. 하지만, 일반적인 청취 상황에서 내가 듣고자 하는 음성이 꼭 전방에 있지 않을 경우가 있기 때문에 이런 경우에 단이형 보청기에서 적용된 방향성 잡음감쇄 기술은 제대로 보청을 할 수 없게 된다. 따라서, 다양한 상황에서 음성신호의 위치에 따라 방향성 잡음감쇄 기술이 개발될 필요가 있다. 본 연구에서는 양이형 보청기를 사용하여 200~5000Hz 구간에서 45° 간격으로 주 빔을 형성시키는 기술을 개발하였다.

연구 방법

단이형 보청기에 장착된 두 개의 마이크로폰 신호를 Difference Microphone Array(DMA)에 적

200~5000Hz의 대역폭에서 45°각도로 주 빔을 향하게 하는 알고리즘을 확인하기 위해서 MATLAB에서 sine wave와 Head Related Transfer Function을 곱해주므로 360°방향의 입력신호를 생성하였고, 1° 별로 두 개 마이크 간의 거리로 인한 지연시간을 계산하여 입력신호에 적용하여 줌으로서 양이 보청기의 4채널 입력 신호를 만들어 주었다. 이 신호를 45°로 주 빔을 형성하는 알고리즘에 입력 시켜 본 결과 그림 1과 같이 왼쪽, 오른쪽 보청기에서 45°의 소리는 가장 높은 파워값을 가지고 그 외의 방향에서의 소리는 줄여주는 효과를 볼 수 있었다.

복진 소견 기록 장치 개발

김도경*, 김대복**

부산대학교 한의학전문대학원 한의과학과

Development of measuring instrument for Abdominal Diagnostics

D.K. Kim*, D.B. Kim**

Department of Korean Medical Science, Pusan National University, Pusan, Korea

*fresco01@pusan.ac.kr, **macurry@naver.com

Abstract

The abdominal diagnostics is one of the diagnostic methods by abdominal palpation. The doctor's diagnosis is subjectively recorded in the medical records by handwriting with simple sketch. So it is necessary to record doctor's opinion correctively and effectively to objectify abdominal diagnosis. This study shows that developing a measuring instrument for abdominal diagnosis which is able to check pressure change and specific sound from patient body in real time.

연구 배경

환자의 복부를 촉진하여 환자의 상태를 파악하는 진단법은 동·서양 의학을 막론하고 널리 사용되어 왔다. 한의학에서는 이를 복진(腹診)이라 하여 병을 진단하고 약을 처방하는데 중요한 수단 중 하나로 여겼다. 복진은 한의사가 환자의 복부를 손으로 압력을 주었을 때 나타나는 여러 반응(통증, 소리, 온도 등)을 체크하고 그 기록을 통해 환자의 상태를 파악하는 것으로 이루어 지는데, 현재 그 결과를 언어나 그림으로 간단하게 표시를 하는 등 한의사의 주관적인 판단에 따라 기록을 하고 있다. 때문에 객관적인 복진 자료 축적과 치료 경과에 따른 미세한 변화 정도를 파악하는데 어려운 점이 있었다. 이를 극복하기 위해 본 연구에서는 보다 객관적인 복진이 이루어 질 수 있도록 실시간으로 측정 및 기록이 가능한 복진 소견 기록 장치를 설계하였고 그 개념은 그림 1과 같다.



그림 1. 장치 사용 개념도

연구 방법

복진 소견 기록 장치는 센서로 콘덴서 마이크와 전도성 실리콘 고무 테이프, 구리 테이프를 활용하여 환자 복부에 가압 시의 압력 변동과 소리를 체크할 수 있도록 제작하였다.

기기의 몸체 부분은 치과용 인상재료 중 하나인 PERFECT-F VPS (PUTTY)를 사용하여 검지 부분에 끼워서 사용할 수 있도록 하였다. 또한 센서 주변에도 같은 재료를 둘러주어 환자가 압력을 받을 때 장치의 압력으로 인한 통증을 줄이고자 하였다.

연구 방법

팔체질 맥진 특성상 누르는 가압력에 변화가 있어야 하며 그와 동시에 진단자가 서서히 손가락의 힘을 줄이면서 맥을 느껴야 하기 때문에 손가락 끝이 충분히 맥을 느낄수 있게 얇은 박막 형태의 센서를 고안하였다.(그림 1) 재료는 압력에 따라 저항이 변하는 전도성 고무 실리콘을 두께 0.3mm로 제단하여 체적 저항을 체크하기 위한 구리테이프를 아래 위로 접합하였고, 양면테이프로 두 전극과 저항을 고정한다음 절연 비닐로 마무리하였다. 센서의 전체 두께는 0.6mm로 맥진시 맥을 느낄 수 있었다.(그림 2)



그림 1. 팔체질 맥진 센서의 프로토타입



그림 2. 센서를 이용한 팔체질 진맥

연구 결과

완성된 시스템은 맥진시 가압력에 따른 저항 수치가 비교적 선형성을 보였으며, 가압력 범위는 0kgf~50kgf 였다. 센서의 각 채널에 5V의 전압이 인가되었고 가압에 따른 전압 변화율이 3채널 모두 유사하게 나왔다.(그림 3) 감압시 센서의 복원 속도 역시 맥진시 의사가 인지하는 시간 내에서는 유효한 데이터가 나왔다.

팔체질 맥진시 세 손가락을 동일한 힘으로 누른다고 생각했는데 센서를 착용하고 가압 해보니 주관적인 판단과는 틀리게 세 손가락 중 주로 중지 - 검지 - 약지 순으로 힘이 더 걸린다는 것을 알 수 있었다. 향후 임상 데이터를 통해 팔체질 맥진을 객관화 할 수 있는 토대가 될 것이다.

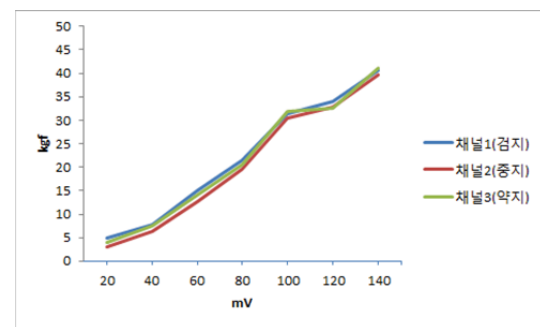


그림 3. 각 채널에 걸리는 힘에 따른 전압 변화

참고 문헌

- [1] 주석원. 8 체질 의학의 원리. 통나무
- [2] 이강재. 학습 8 체질의학. 행림서원

심전도 신호를 이용한 근 실시간 수면 중 깨어남의 검출

정다운¹, 황수환¹, 이유진², 정도연², 박광석³

¹서울대학교 공과대학 협동과정 바이오엔지니어링전공,

²서울대학교병원 수면의학센터, ³서울대학교 의과대학 의공학교실

Near real-time nighttime awakening detection with ECG signals

D. W. Jung¹, S. H. Hwang¹, Y. J. Lee², D. U. Jeong², K. S. Park³

¹Interdisciplinary Program for Bioengineering, Seoul National University, Seoul, Korea,

²Department of Psychiatry and Behavioral Science, Seoul National University College of Medicine, Republic of Korea,

³Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University

Abstract

Sleep fragmentation is one of the major causes of impaired daytime performance. In addition to sleep duration, continuity of sleep is essential for its restorative process. We have developed a simple algorithm for detection of nighttime awakenings with electrocardiogram (ECG) signals. To be more concrete, heart rate information from ECG signal was used. Four subjects (2 males and 2 females; 27.8 ± 2.5 years) participated in this study. As a result, our algorithm detected the awakening epochs (the duration of one epoch was 30 seconds) with an accuracy of 97.6% and a Cohen's kappa value (k) of 0.64 ($0.61 \leq k \leq 0.80$: Substantial agreement), which not fall behind other existing algorithms based on actigraph, or heart rate variability and respiratory effort signal. It suggests a potential of the developed algorithm with ECG signals as an adequate method that allows for detection of nighttime awakenings and estimation of sleep fragmentation.

연구 배경

수면분절(sleep fragmentation)이란 수면을 취하는 동안 자다 깨다를 반복하는 현상을 말한다. 수면분절을 겪게 되는 경우, 단기적으로는 야간 수면효율의 저하로 인한 낮 동안의 심각한 졸림 현상이 나타나고 이렇게 분절된 수면이 장기적으로 지속될 경우, 기억력의 저하와 심장을 비롯한 혈관계에 관련 질환의 발생 빈도가 증가하는 결과가 초래된다. 이는 수면의 여러 생리적 기능 중 피로회복 기능에 있어서 수면의 지속시간(sleep duration)과 함께 수면의 연속성(sleep continuity)이 필수적으로 요구된다는 사실과 연관된다[1]. 따라서 개인의 수면분절 파악은 건강 관리 및 질병 예방을 유도 할 수 있는 수단으로

서 가치가 있다. 수면분절의 파악을 위해 연구 및 개발된 대표적 시스템으로는 Actigraphy가 있는데 이는 사지의 움직임을 통해 얻어진 활동성 정보를 이용하여 수면과 일중 리듬을 평가하는 검사방법이다. 심전도나 호흡신호를 이용해 수면분절을 평가하는 방법 또한 연구되고 있는데 이 때 주로 사용되는 알고리즘은 심박변이도(heart rate variability)의 시간 영역(time domain) 및 주파수 영역(frequency domain) 분석 파라미터 또는 호흡신호의 주파수 영역 파라미터의 선택적 추출(feature extraction) 후 분류기(classifier)의 사용으로 구성된다.

본 연구에서는 심전도 신호로부터 얻은 심박수 데이터의 통계치(평균값과 표준편차) 만을 이용해 수면 중 깨어남 현상의 발생 시 이를 실시간

에 가깝게 검출하고 수면분절 상태를 모니터링 할 수 있는, 종전의 알고리즘에 비해 상당히 간단화된 구조의 알고리즘 개발을 시도하였다.

연구 방법

그림 1은 현재 심박수 데이터 샘플이 ‘수면’에 해당하는 데이터인지 또는 ‘깨어남’에 해당하는 데이터인지를 판단하기 위한 순서도이다. 이 때 사용되는 임계값(threshold)은 30초 마다 업데이트 되도록 하였다. 순서도의 과정이 30초 주기 내의 모든 심박수 데이터 샘플에 대해서 이루어지면 결국 해당 30초가 ‘수면 중 깨어남’에 해당하는 구간인지 아닌지를 판단하게 된다. 이 때 판단에 사용되는 조건으로는 ‘깨어남’에 해당하는 심박수 데이터 샘플이 총 샘플 개수의 50% 이상이면서, 이들이 연속적으로 약 15초 이상 등장해야 한다는 것이다. 이러한 과정 후 고려해준 사항으로는 이전 상태가 ‘수면 중 깨어남’에 해당하면 임계값을 업데이트 하지 않는 것과 심전도 기록이 시작된 처음 2분에 대해서는 항상 ‘수면 중 깨어남’ 상태로 전제한다는 것이다.

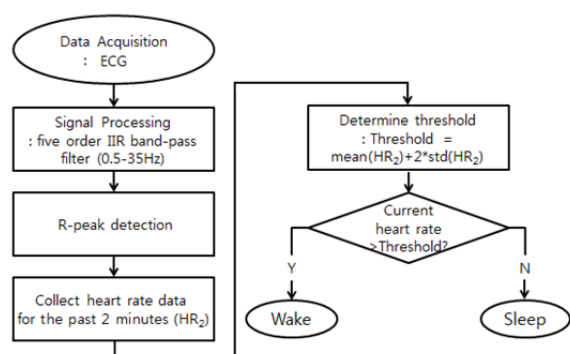


그림 1. 현재 심박수 데이터 샘플이 해당하는 상태의 판단을 위한 순서도

총 4명의 건강한 피험자를 대상으로 각각 수면 다원검사(polysomnography)를 실시했고 이때 얻은 심전도 신호를 개발된 알고리즘에 적용해 보았다.

연구 결과 및 향후 계획

그림 2와 표 1을 통해, 개발된 알고리즘이 수면 중 깨어남을 검출하고 수면분절을 평가하는데 있어서 상당한 잠재력을 가지고 있다는 것을 확인할 수 있었다.

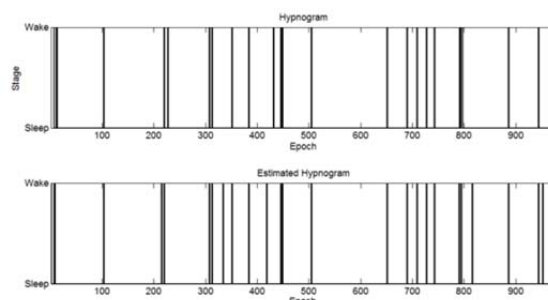


그림 2. 전체 수면구간의 수면/깨어남 상태 판단에 대해 수면다원검사로부터 보고된 결과(위)와 개발된 알고리즘으로부터 추정한 결과(아래)

표 1. 정확도(accuracy)와 Cohen's kappa 값(k)

Subject #	Accuracy (%)	k
1	97.7	0.62
2	97.6	0.55
3	97.1	0.60
4	97.9	0.77
Mean \pm SD	97.6 \pm 0.3	0.64 \pm 0.09

Acknowledgements

This work supported by the R&D program of MKE/KEIT(Grant No. 10032110).

참고 문헌

- [1] A. Laffan, B. Caffo, B.J. Swihart, N.M. Punjabi, “Utility of sleep stage transitions in assessing sleep continuity,” *Sleep*, vol. 33, no.12 pp. 1681, 2010.

결론

본 연구결과에서 마이크로 버블과 4가지 색상의 LED 조명을 이용 한 반신욕에서 다양한 효과의 증진을 살펴 볼 수 있었다. 이는 고령자를 위한 헬스케어 목욕시스템에 긍정적인 효과를 가져올 수 있다고 판단된다. 향후 아로마 테라피와 더욱 다양한 칼라자극을 이용한 목욕시스템에 대한 지속적인 연구가 필요하다고 사료된다.

Acknowledgements

이 논문은 2011년도 중소기업청의 중소기업기술혁신개발사업(과제번호:S1072062)의 지원을 받아 연구가 수행되었습니다.

참고 문헌

- [1] 민경옥, "온열 및 수치료," 서울: 대학서림, 1993.
- [2] 허경옥, "웰빙 추구 성향과 웰빙 구매 행동이 삶의 질에 미치는 영향: 다차원적 요인의 영향력 분석," 대한가정학회, vol. 45, no .9, pp.89-98, 2007
- [3] 이인희, "반신욕이 여성의 스트레스와 혈액성상 변화에 미치는 효과," 서울: 서경대학교 미용예술대학원, 2007.
- [4] 토마스 크윌, "물로 하는 24 시간 건강법," 서울: 양문 출판사, 20

uHealthcare를 위한 단층의 심부 체온 프로브 개발

심수영¹, 전효선¹, 이원규¹, 박광석²

¹ 서울대학교 대학원 바이오엔지니어링 협동과정, ² 서울대학교 의과대학 의공학교실

Development of Single layer Deep body thermometer for uHealthcare

S. Y. Sim^{1*}, H.S. Jeon¹, W. K. Lee¹, K. S. Park²

¹Interdisciplinry Program of Bioengineering, Seoul National University, Republic of Korea.

²Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University,
Republic of Korea

*kusashim@bmsil.snu.ac.kr

Abstract

Body temperature is one of the important vital signs and indicates the overall health condition. As body temperature shows different change patterns on the respective virus or bacteria, we can obtain information on inflammation and infection. Although clinicians employed various types of thermometers to monitor patient's temperature in hospital, no uHealthcare applications can monitor deep body temperature because of invasiveness and intrusiveness of conventional thermometers. Therefore, we developed a single layer deep body thermometer to monitor the deep tissue temperature in a noninvasive and nonintrusive way. We expect that this system could be applied to various uHealthcare applications.

연구 배경

체온은 대표적인 활력 징후(Vital Sign)로서 인간의 전반적인 건강 상태를 보여준다. 감염, 염증 등의 발생 시, 체온이 상승하고 다양한 질병의 종류(말라리아, 장티푸스 등)에 따라 다른 패턴의 체온 변화를 나타내기 때문에 환자의 체온 변화 양상을 지속적으로 관찰하면 감염된 바이러스에 대한 정보를 얻을 수 있다. 따라서 체온 정보를 얻고자 수은 체온계, 디지털 체온계, 적외선 체온계 등 다양한 종류의 체온계가 개발되었지만 측정 시, 피실험자의 행동을 구속하고 지속적인 모니터링이 불가능하다는 한계점 때문에 uHealthcare 기기에 적용되지 못하였다. 한편, 병원의 중환자실이나 수술실에서 환자의 심부 체온을 모니터링하기 위해 사용하는 직장 프로브나 식도 프로브는 침습성이 높아 역시

uHeathcare 기기에 적용하기에는 한계점이 있다.

최근에는 이를 극복하고자 비침습적 심부 체온계의 개발이 활발한데 이 중 대표적인 것이 2010년 개발된 Dual heat flux thermometer이다. Dual heat flux thermometer는 최초의 비침습적 심부 체온계인 Zero heat flow와 달리 히터를 사용하지 않는 구조이기 때문에 전력소모가 낮고 비침습적으로 심부 조직의 온도를 모니터링할 수 있다는 장점이 있다[1]. 그러나 두께가 두꺼워 주변 가구에 임베딩하거나 팬던트형으로 개발하기에는 적절하지 않다.

따라서 이번 연구에서는 복수 매질을 단층으로 설계하여 1 cm 두께의 심부 체온계를 제작하였다. 이는 두께가 얇고 심부 체온을 지속적으로 모니터링할 수 있으므로 향후 다양한 uHealthcare 기기에 적용될 수 있을 것으로 기대한다.

$$x'_{ch}(t) = \frac{x_{ch}(t) - \mu_{ch}}{\sigma_{ch}} \quad \text{식 (1)}$$

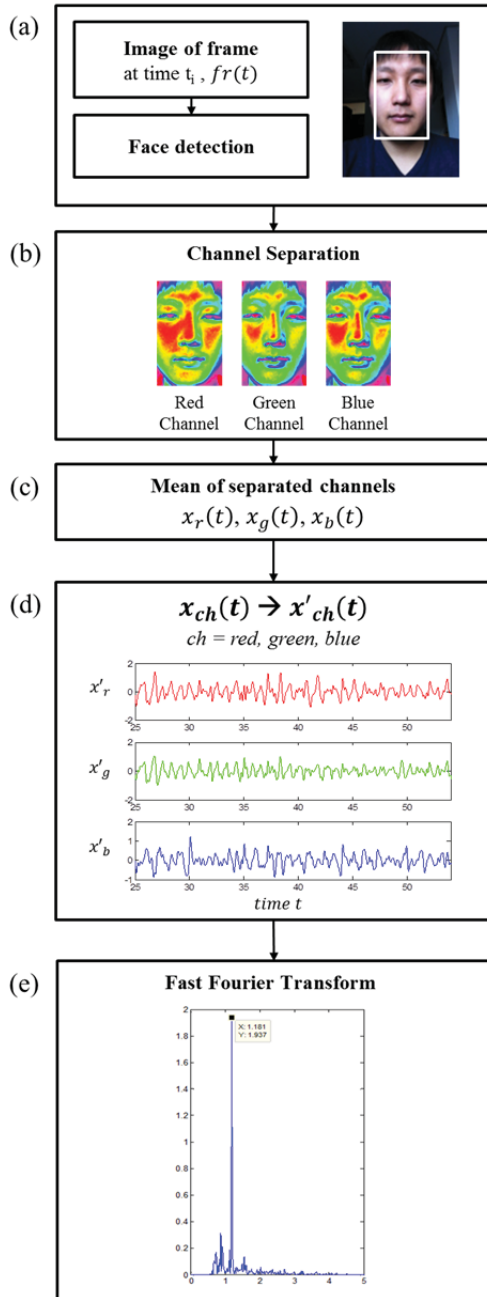


그림 1. 얼굴 영상으로부터 심박수 추출 방법 (a) 얼굴 인식 알고리즘을 통해 각 프레임의 얼굴 영역을 찾는다. (b) 각 프레임의 얼굴 영역을 R, G, B 세 개의 채널로 분리한다. (c) R, G, B 채널로 분리된 얼굴 영역을 각각 하나의 값으로 평균하고, 모든 프레임에 대한 평균값을 모아 x_r , x_g , x_b 신호를 만든다. (d) x_r , x_g , x_b 신호를 식 1을 이용하여 정규화 한다. (e) 주파수 분석을 통해

정규화 된 신호 $x'g$ 로부터 지배적인 주파수를 찾아 심박수를 추출한다.

우리는 선행 연구에서 검토한 방법론을 모바일 컴퓨팅 환경에 최적화 시켜 사용자들이 실생활 속에서 어디서든 쉽고 편리하게 자신의 정확한 심박수를 측정할 수 있는 아이폰 어플리케이션, FaceBEAT을 개발하였다.

그림 1은 본 연구팀의 선행연구에서 얼굴 영상으로부터 심박수를 추출하기 위해 적용한 방법을 보여준다.

모바일의 제한된 컴퓨팅 환경을 고려하여 그림 1의 알고리즘을 최적화하여 FaceBEAT에 적용하였다. 약 18초 가량의 비디오만 레코딩 함으로써 레코딩 시간을 절약하고, 2의 거듭제곱수의 샘플 수를 주파수 분석에 적용하여 최대오차 3.73bps이내를 유지하면서 분석 속도를 최적화하였다.

또한 얼굴 인식 알고리즘의 느린 속도 때문에 100프레임당 한번씩만 적용하여 얼굴 영역을 보정하고 사용자에게 가이드 뷰를 제공하여 촬영 시 얼굴의 위치를 올바른 위치에 두도록 유도하였다.

그림 2와 3은 FaceBEAT을 이용한 심박수 측정 장면과 어플리케이션의 사용자 UI이다.

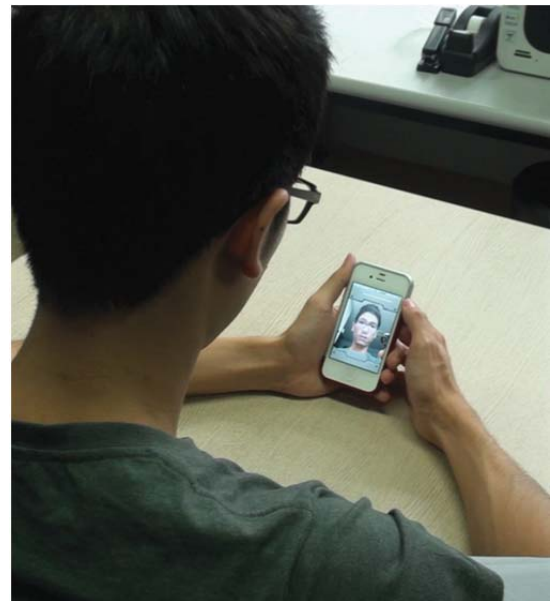


그림 2. FaceBEAT을 이용한 심박수 측정

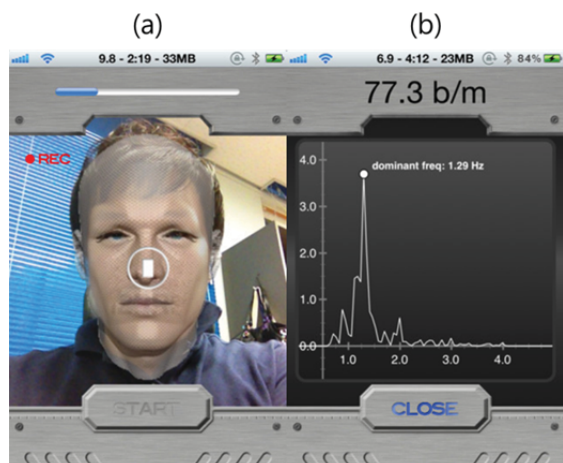


그림 3. (a) FaceBEAT을 이용한 얼굴 영상 레코딩 화면이다. 사용자가 올바른 위치에 얼굴을 놓도록 가이드 뷰를 통해 유도한다. (b) 얼굴 촬영 후 분석 결과와 함께 현재의 심박수를 보여준다.

연구 결과

남자 5, 여자 2명, 총 7명의 피실험자를 대상으로 어플리케이션의 정확도에 대한 검증 실험을 진행하였다. 우리는 조도가 고정된 실내 환경에서 피실험자에게 FaceBEAT을 이용하여 자신의 심박수를 측정하도록 요청하고 피실험자가 앱을 사용하는 동안에 심전도 신호를 함께 받아 어플리케이션의 정확도 검증을 위한 레퍼런스 신호로 활용하였다.

표 1. FaceBEAT 정확도 실험 결과

피실험자	심박수			
	FaceBEAT	레퍼런스	오차	오차율(%)
1	62.37	63.69	1.32	2.07
2	77.95	76.83	-1.12	1.45
3	67.13	67.67	0.54	0.79
4	82.51	79.68	-2.83	3.55
5	61.27	60.69	-0.58	0.95
6	84.23	84.92	0.69	0.81
7	66.24	67.15	0.91	1.36
평균			0.15	1.57

표 1은 FaceBEAT 어플리케이션에 대한 실험 결과이다. 레퍼런스 신호로부터 구한 심박수와 FaceBEAT에서 추출한 심박수간의 오차는 최대 2.83bps, 최소 0.54bps, 평균 오차 1.5bps, 평균 오차율 1.57%으로써, 98%이상의 정확도로 실시간 심박수를 측정할 수 있음을 보여준다.

향후 연구 계획

다양한 인종을 대상으로 피부색의 차이에 따른 어플리케이션의 정확도에 대한 검토가 필요하다. 조도의 변화와 움직임에 따른 노이즈를 제거하거나 완화시킬 수 있는 방법에 대한 연구를 추가적으로 진행할 예정이다. 또한 측정된 심박수를 자동적으로 기록하여 개인의 심박수 변화를 관찰 할 수 있는 기능을 어플리케이션에 추가할 예정이다.

Acknowledgements

This work is supported by the Technology Innovation Program funded by the Ministry of Knowledge Economy (MKE, Korea) and the R&D program of MKE/KEIT(Grant No. 10032110).

참고 문헌

- [1] M. Boulos, S. Wheeler, C. Tavares, and R. Jones, "How smartphones are changing the face of mobile and participatory healthcare: An overview, with example from eCAALYX," BioMed. Eng. OnLine, vol. 10, no. 1, p. 24, 2011.
- [2] S. J. Kwon, J. S. Lee, G. S. Chung and K. S. Park, "Validation of heart rate extraction through an iPhone accelerometer", In Proc. EMBC 2011.
- [3] C.G. Scully, J. S. Lee, J. Meyer, A.M. Gorbach, D. Granquist-Fraser, Y. Mendelson, and K.H. Chon, "Physiological Parameter Monitoring from Optical Recordings With a Mobile Phone", IEEE Transactions.,

Biomedical Engineering, vol. 59, no. 2, p.303–306, 2012.

[4] E. Jonathan and L. Martin, “Investigating a smartphone imaging unit for photoplethysmography,” *Physiological Meas.*, vol. 31, no. 11, p. N79, 2010.

[5] M.-Z. Poh, D. J. McDuff, and R. W. Picard, “Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation,” *Opt. Express*, vol. 18, no. 10, pp. 10762–10774, 2010.

[6] S. J. Kwon, H. S. Kim and K. S. Park, “Validation of heart rate extraction using video imaging on a built-in camera system of a smartphone”, In *Proc. EMBC 2012*.

Human Body Parts Recognition of Depth Silhouettes Using Random Forests

H. S. Gwon, H. J. Jeon, M. J. Lim, J. H. Cho, and T. S. Kim

Department of Biomedical Engineering, Kyung Hee University, Yong In, Korea

hsgwon, hjjeon1106, mjlim, jhcho, tskim@khu.ac.kr

Abstract

In this study, we present a body parts recognition method from human depth silhouettes. A set of database gets created artificially using 3D graphics processes that contains pairs of human body depth silhouettes and their pre-labeled body parts maps. This database is utilized in training Random Forests (RFs). The trained RFs are used to recognize human body parts of depth silhouettes. Our results showed the average labeling accuracy of 95% over depth silhouettes of various human poses.

연구 배경

스마트 디바이스의 발전으로 다양한 콘텐츠가 개발됨에 따라 동작 인식 기술이 주목 받고 있다. 동작 인식 기술 기반의 체험형 게임과 교육용 어플리케이션의 시장이 커지고 있으며, 앞으로는 스마트 홈, 스마트 오피스, 그리고 스마트카로 점차 응용 범위를 넓혀 갈 것으로 기대 된다. 기존의 동작 인식 방법으로는 피부색을 이용한 컬러 인식, 패턴 분석을 이용한 모양 인식, 2차원 영상 비교를 통한 스테레오 인식이 있다. 하지만 이들은 빛의 밝기, 배경의 복잡도, 근처의 장애물에 의해 인식의 정확도가 매우 감소 하는 단점이 있다 [1].

본 논문에서는 외부 환경에 대한 영향을 줄임으로써 정확도를 높일 수 있는 방법을 제안한다. 데이터베이스를 제작하여 랜덤 포레스트(Random Forests, RFs)를 훈련 시켰고, 이 과정에서 Parameter를 최적화 하여 보다 정확한 결과를 얻을 수 있게 하였다.

연구 방법

인체 바디 파트 인식을 위해 먼저 한국인의 인체 치수를 기준으로 3Ds MAX 프로그램을 이용하여 인체 표준 모델을 제작하였다[2]. 이로부터 만들어진 텍스 영상과 레이블 영상으로 데이터 베이스를 구축하여, RFs를 훈련시키는 데 사용하였다 [3]. RFs의 훈련 과정에서는 인식의 정확도를 높이기 위해 Parameter를 최적화 하는 과정을 거쳤다. Parameter 중에서 픽셀 당 특징 벡터의 개수와 윈도우 크기, 트리 개수를 변화시키면서 가장 높은 인식률을 가지는 최적화된 Parameter를 구하였고, 이를 Kinect로 촬영한 실제 Depth 영상에 적용시켜 인식된 바디파트 영상을 얻도록 하였다.

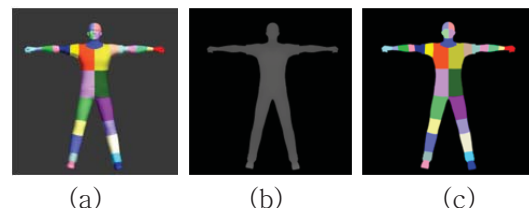


그림 1. (a) 3차원 휴먼 모델 (b) 텡스 영상 (c) 레이블 영상

연구 결과

본 연구에서는, 200개의 데이터베이스 영상을 이용하여 RFs를 훈련하였으며, 최적화된 RFs의 Parameter를 검출하였다. 또한, 실제 촬영된 Depth 영상을 이용하여 인체 실루엣의 레이블된 결과 영상을 얻었다.

RFs 과정에서 변수들을 변화시키며 분석한 결과, 벡터 쌍의 개수는 일정 수 이상이 되면 정확도의 상관 관계를 찾을 수 없었으며, 결정트리는 개수가 많을수록, 윈도우 사이즈는 120x120 또는 160x160 크기에서 가장 높은 정확도를 나타내는 것을 확인했다. 특히, 벡터쌍이 800, 윈도우 크기가 160x160, 트리 개수가 10개 일 때 평균적으로 95% 이상의 가장 높은 인식률을 나타냈다.

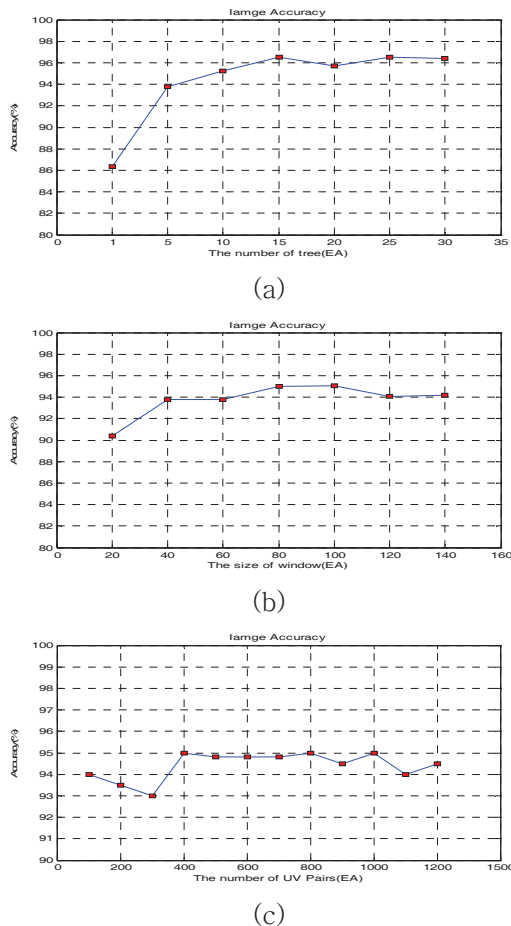


그림 2. (a) 트리 개수에 따른 정확도 (b) 윈도우 사이즈 따른 정확도 (c) 벡터 쌍의 개수에 따른 정확도

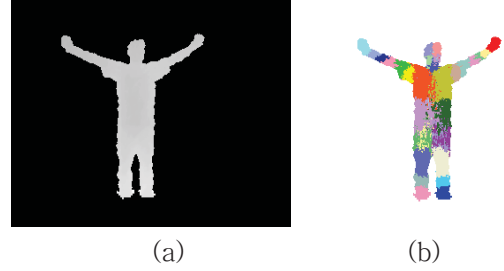


그림 3. (a) Kinect로부터 촬영된 톱스 영상, (b) 인식된 레이블 영상

그림 2는 트리 개수, 윈도우 사이즈, 벡터쌍의 개수에 따른 정확도 변화를 나타낸다. 그림3은 실제 사람의 인체를 촬영한 톱스 영상과 인식된 레이블 영상을 나타낸다.

Acknowledgements

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2012-0000609)

본 연구는 지식 경제부 및 정보통신산업진흥원의 대학 IT연구센터 육성지원사업의 연구결과로 수행되었음" (NIPA-2012-(H0301-12-1004))

참고 문헌

- [1] K. Chen, S. Gong and T. Xiang, "Human Pose Estimation Using Structural Support Vector Machines", IEEE International Workshop on Socially Intelligent Surveillance and Monitoring, pp. 846-851, Nov. 2011.
- [2] <http://sizekorea.kats.go.kr>
- [3] J. Gall, N. Razavi, and L. Van Gool, "An Introduction to Random Forests for Multi-class Object Detection", Outdoor and Large-Scale Real-World Science Analysis, vol.7474, pp.243-263, 2012.

¹가천대학교 의공학과, ²(주) 펴트 사이언스

S. G. Oh¹, D. S. Lim², and S. Cho^{1*}

*sbcho@gachon.ac.kr

Bio-impedance spectroscopy is used to characterize the electrical properties of organs or tissues determined by the cellular morphology and structure. For a portable and economic impedance measurement system, a virtual lock-in amplifier using data acquisition board and LabVIEW was constructed. The BIS system was evaluated by comparing the measured impedance spectra of parallel resistor-capacitor circuits to the calculated data. Further, the impedance of the extensor carpi ulnaris muscle was monitored during wrist motions.

최근 의공학에서는 생체 임피던스 분광측정 기술(Bio-impedance spectroscopy, BIS)을 이용한 동작분석, 인체 성분분석 등에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. BIS는 인체 내 조직의 생리적, 기능적 상태에 따라 변화하는 전기 특성을 주파수에 따라 측정함으로써 생체 내의 출혈 또는 암 발생과 진행 등에 대한 진단정보를 제공할 수 있다[1]. BIS 시스템은 생체에 미세한 전류를 인가하는 회로와, 인가한 전류에 의해 유도되는 전압을 측정하는 측정부, 이로부터 대상물의 임피던스 값을 산출하고 표시하는 회로들로 구성된다. 보다 경제적이고 소형화된 생체 임피던스 측정 시스템 개발을 목적으로 본 연구에서는 Data Acquisition (DAQ) 보드와 LabVIEW 기반의 가상 Lock-in Amplifier를 이용하여 임피던스 측정 시스템을 구축하였다. 구축한 시스템의 정확성을 검증하기 위해 직렬 또는 병렬로 조합된 저항과 커패시턴스 회로의 임피던스 스펙트

임피던스 측정 시스템은 그림1과 같이 24 bit의 분해능과 102.4 kS/s 의 처리속도를 갖는 DAQ 보드 (NI USB-4431, National Instruments)와 Labview를 이용하여 프로그래밍한 여기신호 발생기, Lock-in amp, 임피던스 계산부로 구성된다. 여기신호는 교류 사인파형으로 100 mV의 크기와 1 Hz ~ 10 kHz의 주파수를 갖도록 설계하였다. 여기신호는 직렬로 연결된 100 k Ω 의 저항 Rs를 통해 최대 1 μ A로 전류의 크기를 제한하였고 이 여기전류가 미지의 임피던스 Zx를 통과할 때 임피던스 양단에 발생하는 전위를 측정하였다. 이가한 전류와 동일한 주파수에서 측정

된 전위 신호의 크기와 위상은 Lock-in amp에 의해 추출되고 이로부터 대상물의 임피던스 크기와 위상 값을 계산하고 표시하였다.

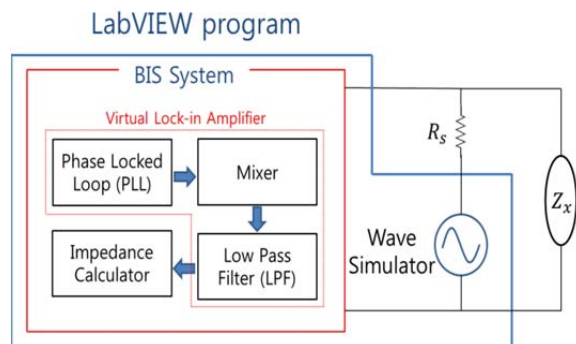


그림 1. 임피던스 측정 시스템의 구조.

구축한 임피던스 측정 시스템의 성능을 평가하기 위해 1 k Ω , 10 k Ω , 100 k Ω 의 저항과 10 nF, 100 nF, 또는 1 μ F의 커패시터가 각각 병렬로 조합된 회로의 임피던스를 측정하였다. 또한 생체 적용가능성을 평가하기 위해 노쪽손목뽕근(Extensor Carpi Ulnaris Muscle)에 Ag/AgCl 전극을 부착하고 손목을 굽히고 펴는 것에 따라 변화하는 임피던스를 관찰하였다.

연구 결과

그림 2는 저항 1 k Ω 과 커패시터 10 nF, 100 nF, 1 μ F를 각각 병렬로 연결한 회로의 임피던스 크기(그림 2a)와 위상차(그림 2b)를 계산한 값(S)과 측정한 값(M)으로 나타내었다.

그림 3은 커패시터 100 nF과 저항 1 k Ω , 10 k Ω , 100 k Ω 을 각각 병렬로 연결한 회로의 임피던스 크기(그림 3a)와 위상차(그림 3b)를 계산한 값(S)과 측정한 값(M)으로 나타내었다.

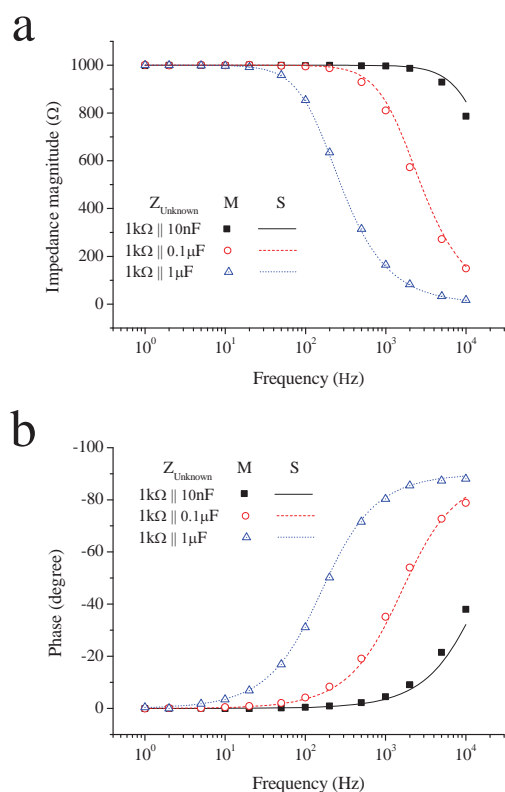


그림 2. C의 변화에 따른 R||C모델의 임피던스 크기(a)와 위상(b)을 계산한 값(S)과 구축한 BIS 시스템으로 측정한 값(M).

병렬로 연결된 저항과 커패시터 회로의 임피던스 계산값과 실험값이 유사하였고 따라서 구축한 BIS 시스템은 주파수 1Hz ~ 10kHz 사이에서 정확하게 측정 가능함을 확인하였다. 또한 본 시스템은 해당 주파수 구간에서 50 Ω ~ 1M Ω 까지 평균 오차범위 $\pm 5\%$ 이내로 정밀하게 측정할 수 있었다.

구축한 시스템을 이용해 생체 임피던스 측정 가능성을 평가 하기 위해 그림 4와 같이 노쪽손목뽕근(Extensor Carpi Ulnaris Muscle)의 두 지점에 Ag/AgCl 전극을 부착하고 주파수 1kHz 에서 손목의 움직임에 따른 임피던스의 변화를 측정하였다.

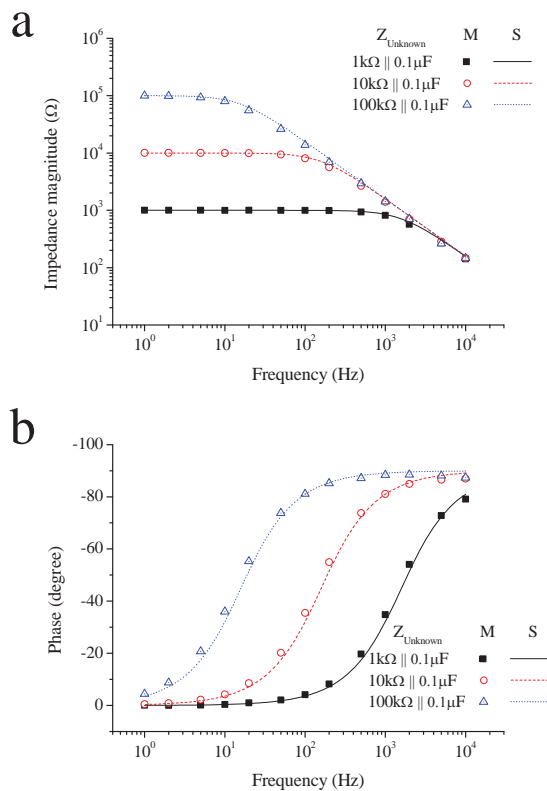


그림 3. R의 변화에 따른 R||C모델의 임피던스 크기(a)와 위상(b)을 계산한 값(S)과 구축한 BIS 시스템으로 측정된 값(M).

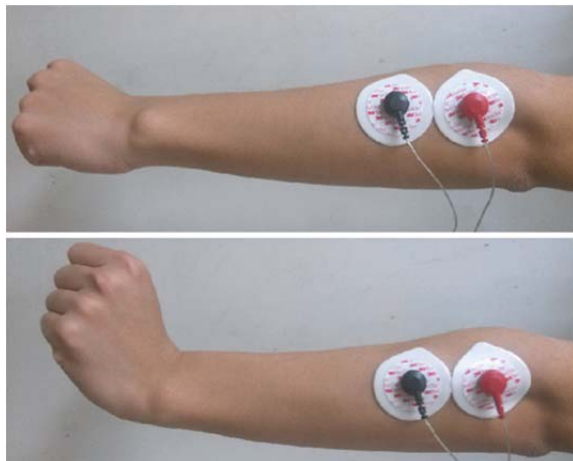


그림 4. Ag/AgCl 전극을 부착하고 손목을 젖혔다 폈다 하며 임피던스를 측정하는 모습.

측정결과 근육이 수축할 때마다 1kHz에서 측정된 임피던스의 크기가 이완기의 값보다 약 5% 증가한 반면 위상차의 절대값은 수축기에 감소하고 이완기에 증가하였다. 따라서 손목 젖힘에 따라 수축되는 근육조직의 변화는 저항 성분의 변화를 유발하는 것으로 판단된다.

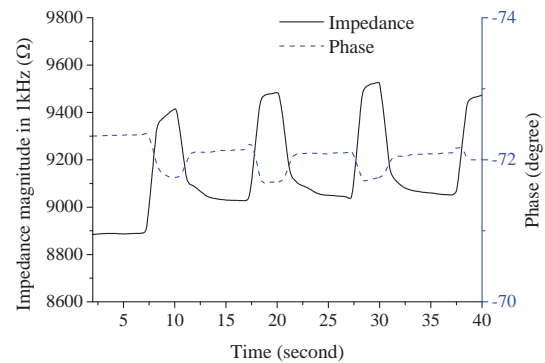


그림 5. 노쪽손목펌근의 수축과 이완에 따른 임피던스 크기와 위상 변화.

세포조직의 저항성분은 세포 형태, 크기 및 외질에 따라 결정된다는 것을 볼 때 [2] 근 수축 시 근섬유 간 간격이 좁아지는 현상이 저항성분의 증가를 일으킨 것으로 예상된다. 실험 결과 구축한 BIS 시스템을 이용한 손목 움직임에 대한 임피던스 관찰 가능성을 확인하였으며, 향후 상기 기술을 근육의 재활치료 등에 적용할 수 있을 것으로 기대된다.

Acknowledgements

이 논문은 산학협동재단의 지원과 (No. 2012-5082) 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임 (No. 20120007894).

참고 문헌

- [1] S. Grimnes, O. G. Martinsen, *Bioimpedance & Bioelectricity Basics*, Oxford, UK: Elsevier, 2008.
- [2] S. Cho, "Electrical Impedance Simulation and Characterization of Cell Growth Using the Fricke Model", *Journal of Nanoscience and Nanotechnology*, 2012, 12, 5228-5232.

사운드요법의 효과로는 긴장감을 해소 시켜주고, 불면증을 완화시키며, 심리적인 스트레스를 완화시키는 기능이 있다. 또한 음악과 진동을 몸으로 느낌으로써 α 파가 촉진된다. 이로 인하여 호르몬 분비가 조절되어 인체에 원기회복, 집중력 회복, 심신밸런스 조절 등 심신의 활성화를 유도한다.

심음 특성을 이용한 심탄도 신호의 분석

이원규¹, 백현재¹, 윤희남¹, 심수영¹, 박광석^{2*}

¹서울대학교 공과대학 협동과정 바이오엔지니어링 전공, ²서울대학교 의과대학 의공학교실

Analysis of Ballistocardiogram(BCG) with Characteristic of Heart Sound

W. K. Lee¹, H. J. Baek¹, H. N. Yoon¹, S. Y. Sim¹, K. S. Park^{2*}

¹Interdisciplinary Program for Bioengineering, Seoul National University, Seoul, Korea,

²Department of Biomedical Engineering, Seoul National University, Seoul, Korea

*pks@bmsil.snu.ac.kr

Abstract

Ballistocardiogram(BCG) was analyzed in terms of the heart sound characteristics. At the systole of cardiac cycle, reaction of blood leads to a reaction force on the body called the BCG. As we assume that vibration derived from heart sound can affect ballistocardiogram, analysis of BCG was performed at peaking frequency of heart sound about 20cycles/sec. Its characteristics of relation to systole and reflection of cardiac cycle are studied.

연구 배경

심장주기의 수축기 동안 심실에서 배출되는 혈액의 반작용으로 몸에는 반력이 작용하게 되고, 이 때 발생하는 진동을 기록하여 심탄도라고 한다[1]. 심탄도는 1939년 Starr 등에 의해 소개되었고, 이 후 심장박동과 관련된 심박출량 지표로서 심장질환의 진단 또는 심장기능 평가의 방법으로 연구가 진행되었지만 임상적으로 유용하게 사용되지는 않고 있다.

심장의 활동상태를 모니터링 하는데 보편적으로 사용되는 심전도 신호와 비교했을 때, 심탄도 신호는 사람에 따라 파형의 차이가 크고 주파수 대역 및 신호의 크기가 주위 파형의 성분과 유사한 특징이 있기 때문에 명확하게 구분하는데 어려움이 있고 피크검출의 오류발생 가능성이 높다. 심음은 판막이 닫힐 때 판막의 날개 부분과 주위의 액체들이 갑작스러운 압력 변동에 의해 진동하면서 발생하는 소리이다. 심음의 대부분은 가청 주파수 미만으로 3 내지 4Hz에서 시작하여 20Hz에서 정점에 이른다고 알려져 있다[2]. 본 연구에서는 심음의 발생을 일으키는 심장 판막,

심장벽 및 심장 주변의 큰 혈관들의 진동들이 심탄도 신호에도 반영이 된다고 가정한 후, 심탄도 신호에서 심음의 특성을 가진 요소들을 구분하여 분석해 보고자 한다.

연구 방법

본 연구에서는 PVDF 필름 센서를 이용하여 심탄도를 측정하였다. 가정 또는 사무실에서의 유비쿼터스 헬스케어 시스템에 적용하는 것을 목적으로, 의자에 PVDF 필름 센서를 설치한 후 2명의 피실험자를 앉혔을 때 발생하는 심탄도 신호를 3번씩 반복하여 데이터 수집 시스템(MP150, BIOPAC Systems Inc., Goleta, CA, USA)을 통해 1000Hz Sampling rate로 저장하였다. 또한 20Hz에서 정점에 이르는 심음 진동의 특성을 세밀하게 관찰하기 위해, Matlab 소프트웨어(R2012b, Mat Works Inc., Natick, MA, USA)를 이용하여 저주파 성분 및 잡음 성분을 제거하는 15~25Hz의 대역통과필터를 적용한 후 추출된 신호의 특성을 심전도 신호 및 심탄도 신호와 비교분석 하였다.

연구 결과

Fig. 1 은 실험에서 측정한 심전도, 심탄도 신호 및 대역통과필터를 적용한 20Hz 근방의 심탄도 추출 신호를 나타낸 것이다.

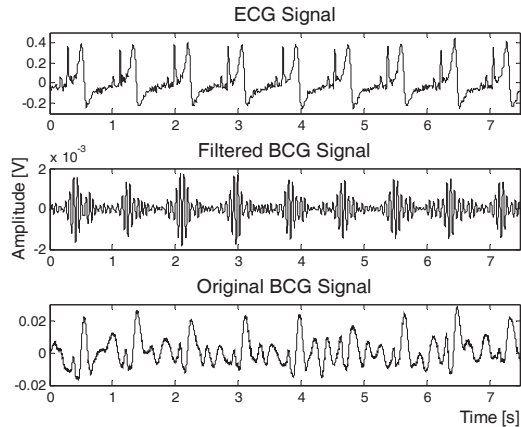


Fig. 1. Examples of the ECG, BCG, Filtered BCG (at about 20Hz) signals.

심전도를 구성하는 파형 중, QRS파와 T파는 각각 심실근이 수축하기 전의 탈분극 상태와 심실의 재분극을 상태가 기록되는 것으로 알려져 있다[2]. 또한 심탄도 신호에서 일반적으로 가장 큰 진폭으로 기록되는 J파는 등용적성 수축기(Isovolumetric contraction) 다음에 진행되는 박출기의 최대 혈액배출과 관련 있다[1].

실험결과 20Hz 근방의 심탄도 추출 신호들이 심전도의 QRS파에서 심탄도의 J파까지의 시간간격 내에 존재하는 것을 확인할 수 있었다. 이를 바탕으로 심실 수축시의 방실 판막 닫힘과 수축기 말의 반월판 닫힘에 의해 발생하는 심음의 진동 특성이 심탄도에 반영될 수 있다고 생각할 수 있었다.

다음으로 20Hz 근방의 심탄도 추출 신호가 심장주기의 특성을 반영하는지를 검증하기 위해 심전도의 RR간격과 20Hz 근방의 심탄도 성분의 피크 간격 사이의 상관관계를 구한 결과, Table I과 같이 높은 상관관계를 확인할 수 있었다.

Table I

Correlation between RR interval and Peak interval of Filtered BCG.

Subject	Trial	Number of Interval	Correlation
A	1	13	0.8950
	2	20	0.9981
	3	22	0.9226
B	1	27	0.9861
	2	34	0.8515
	3	23	0.9919

본 연구에서는 의자에서 측정한 심탄도 신호를 심음 발생과 관련된 특성을 이용하여 분석하고자 하였으며, 심탄도 신호에 심실 수축기의 판막 진동과 심장주기가 반영될 수 있는 가능성에 대하여 부분적으로 확인할 수 있었다. 추가적인 검증과 연구를 통해 무구속·무자각적으로 심장의 활동상태를 장시간 동안 모니터링하는 기술로 발전시켜 나갈 수 있을 것으로 기대한다.

Acknowledgements

This work supported by the R&D program of MKE/KEIT (Grant No. 10032110) and the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korea government (MEST) (No. 2012010714).

참고 문헌

- [1] O. T. Iran, M. Etemadi, R. M. Wiard, L. Giovannardi and G. T. A. Kovacs, "Robust ballistocardiogram acquisition for home monitoring," *Physiological Measurement*, vol. 30, pp. 169-185, 2009.
- [2] A. C. Guyton and J. E. Hall, *Textbook of Medical Physiology*, 12th ed, Philadelphia: Elsevier/Saunders, 2012.

인체 운동에너지 기반의 고효율 착용형 에너지 수확기

여정진¹, 임윤호¹, 유문호², 양윤석²

¹전북대학교 공과대학 대학원 헬스케어공학과*, ²전북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부**

High-Efficiency Wearable Energy Harvester Based on Human Kinetic Energy

J. J. Yeo¹, Y. H. Lim¹, M. H. Ryu², Y. S. Yang²

¹Department of Healthcare Engineering, JBNU, Jeonju, Korea*,

²Division of Biomedical Engineering, JBNU, Jeonju, Korea**

*yeojjin85@jbnu.ac.kr, *luhfriend1@jbnu.ac.kr, **mhryu@jbnu.ac.kr, **ysyang@jbnu.ac.kr

Abstract

In this study, we were research a technology that produce the electrical energy using kinetic energy of the human body, and it aims to minimize the consumption of kinetic energy and maximize the production efficiency of electrical energy. We developed a novel energy harvester having a mechanism that convert the instantaneous kinetic energy of the human body to continuous mechanical energy, and having a increased convenience by driving system to minimize the load of human activity. A developed energy harvester evaluated by practical driving test and it's possibility that will be utilized usefully in mobile environment is demonstrated.

연구 배경

최근 MEMS(Micro Electro Mechanical System) 기술 등을 기반으로 한 초소형 기술의 발전으로 전자기기들이 점점 더 소형화, 휴대화 되어가고 있다. 이러한 기술적 추세와 더불어 휴대형, 착용형 또는 삽입형 전자 의료기기 및 센서들의 개발 또한 탄력을 받고 있다.

하지만 이들 전자기기들은 대부분 제한된 용량의 배터리로부터 전력을 공급받기 때문에 그 사용성에 있어 커다란 제약을 받고 있다. 최근 스마트폰 배터리 사용 시간의 문제로 인해 사용자들은 무선 환경에서의 전자기기에 대한 지속적인 전력 공급 문제를 인식하게 되었으며, 특히 체내 삽입형 의료기기와 같은 경우 배터리 교체를 위해서는 수술이 필요하므로, 배터리 교체 없이 지속적으로 전력을 공급받을 수 있는 기술의 발전이 요구되고 있는 상황이다.

따라서 이러한 문제를 해결하기 위해 주변의 여러 활용 가능한 에너지를 이용해 전기에너지를 생산하여 사용하려는 시도가 늘어나고 있다. 대표적인 예로 태양광이나 풍력을 들 수 있지만 이들 방법은 날씨 및 환경 조건에 의한 영향을 크게 받는 경향이 있어 활용에 많은 제약이 따른다.

이에 반해 인체에서 발생하는 에너지를 이용하여 전기를 생산하는 방식은 언제 어느 때나 인체의 자연스러운 혹은 의식적인 활동을 통해 이루어질 수 있다. 표 1에 인체의 여러 활동에 수반되는 에너지를 일률로 나타내었다[1]. 우리가 주로 활용하고 있는 휴대형 전자기기들이 보통 수 W(Watt) 이내의 전력 소모량을 갖는 다는 점을 감안하면, 인체의 활동에는 이들 기기들을 무선 환경에서 지속적으로 작동시킬 수 있는 충분한 에너지가 잠재되어 있음을 알 수 있다.

표 1. 인체 활동의 일률

Human activity	Power (W)
Pushing a button	0.3
Shaking	0.4
Squeezing a handle	3.6
Twisting	12.6
Bending	20
Pushing	20
Turning handle	21
Pulling	23
Swinging	25
Riding a bike at 25 km/h	100

인체 활동에서 얻어지는 에너지를 전기에너지로 활용하는 최근의 연구들은 주로 무의식적인, 즉 자연스러운 활동에서 발생하는 역학적 에너지를 수확하는 데 초점을 맞추고 있다. J. Kymissis 등은 신발에 장착되어 보행 시 족부와 지면사이에서 발생하는 압력을 이용하는 에너지 수확기를 선보였으며[2], C. Lawrence 등은 보행 시 진동하는 배낭의 무게를 이용하여 에너지를 수확하는 방식을 선보였다[3]. 하지만 이러한 방식들은 전력 출력이 충분치 않거나 개발된 에너지 수확 시스템의 부피와 무게로 인해 실제 사용에 있어 한계를 가진다. 반면 대부분 크랭크 방식을 이용하는 자가발전 장치 등은 높은 출력에도 불구하고 심각한 운동 부하와 휴대의 불편함으로 인해 그 활용이 그다지 환영 받지 못하고 있다. 본 연구에서는 이러한 기존 연구들에서의 문제점들을 해결하고 인체 에너지를 보다 효과적으로 사용할 수 있는 휴대가 용이한 소형의 착용형 고효율 에너지 수확기를 개발하고자 한다.

연구 방법

무의식적인 인체의 활동에서 에너지를 얻는 방법 대신 사용자가 의식적으로 에너지 수확기를 작동하되 인체의 운동에너지 소비를 최소화하고, 구동의 편의성을 높이는 동시에 에너지 수확기의 출력을 최대로 얻고자 하였다.

발전 방식은 충분한 역학적 입력 에너지가 보장되는 작동 방식을 고려하여 piezoelectric 또는 electrostatic 방식보다 비교적 많은 출력 전류를 얻을 수 있는 electromagnetic 방식을 채택하였다.

그림 1은 에너지 수확기의 3D 모식도와 이를 통해 제작된 prototype을 나타낸다. 에너지 수확기는 그림 2와 같이 요요처럼 구동부에 고정된 줄을 손으로 잡아당김으로써 자석이 부착된 rotator가 가운데 축을 중심으로 회전하며, 코일이 심어져 있는 stator에서 유도 전류를 발생하도록 설계하였다. 두 층으로 구성된 구동부는 줄이 당겨졌다가 스프링에 의해 다시 감기는 작동 과정에서 층 사이에 장착된 기어에 의해 일방향으로만 회전을 전달하도록 되어 있어, rotator는 관성에 의해 일방향으로 회전운동을 지속하게 된다. 따라서 줄에 의한 구동이 끝난 이후에도 에너지 수확기는 관성에 의해 기계적 에너지를 저장하여 지속적으로 회전하며 전기에너지를 생성하는 것이 가능하다.

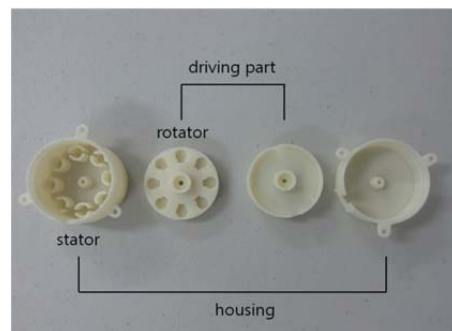
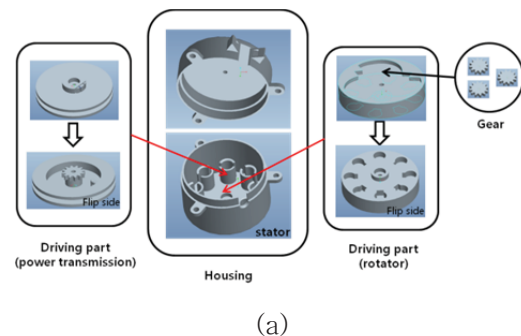
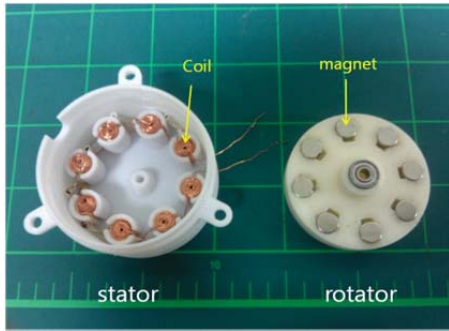


그림 1. 에너지 수확기 설계 및 구조 제작 (a) 3D 모식도 (b) 제작된 prototype



(a)

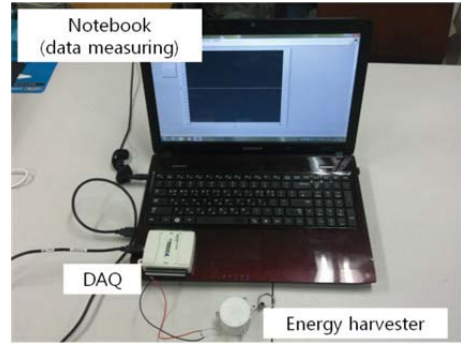


(b)

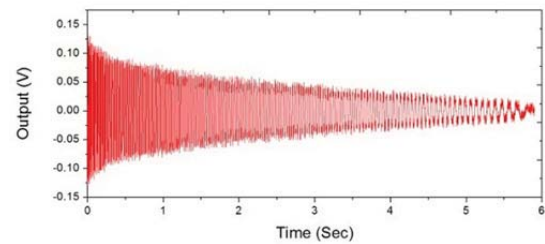
그림 2. 에너지 수확기 내부 구조 (a) 구동을 위한 와이어 및 스프링 (b) 코일과 자석 배치

연구 결과

개발된 에너지 수확기의 출력은 실제 구동 테스트를 통해 그림 3과 같이 측정되었다. 이는 한 번의 구동, 즉 에너지 수확기의 줄을 한 번 잡아 당겼을 때 나타나는 출력 파형이다. 줄을 한 번 잡아 당기는 동작을 통해 에너지 수확기가 약 6초 동안 작동하며 전기 에너지를 생성해내는 것을 볼 수 있다. 이렇듯 인체의 짧은 순간의 강한 운동에너지를 기계적 관성 에너지로 저장하여 이를 다시 전기적 에너지로 변환하는 메커니즘은 기존의 휴대용 자가 발전기들에 비해 구동 편의성 관점에서 큰 장점을 갖는다. 향후 회전 관성 증가 및 전자기계적 결합 방식의 개선을 통해 보다 적은 시간의 구동으로도 출력 개선이 가능하다. 또한 줄을 당기는 구동 방식은 현재 한 손만으로도 구동이 가능한 장점을 갖고 있으며, 인체의 여러 가지 운동에 다양한 방법으로 연계하여 활용이 가능할 것으로 생각된다.



(a)



(b)

그림 3. 에너지 수확기 출력 측정 (a) 데이터 측정 도구 (b) 에너지 수확기 출력 특성

Acknowledgements

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(2012-008332).

참고 문헌

- [1] D. Bang, H. Polinder, J. Y. Lee, S. R. Moon and D. H. Koo, "Human Powered Axial Flux Permanent Magnet Machines: Review and Comparison," *2010 IEEE Energy Conversion Congress and Exposition (ECCE)*, pp.4165-4170, September 2010.
- [2] J. Kyminsis, C. Kendall, J. Paradiso and N. Gershenfeld, "Parasitic Power Harvesting in Shoes," *IEEE International Conference on Wearable Computing*, pp.132-139, October 1998.
- [3] Lawrence C. Rome, Louis Flynn, Evan M. Goldman and Taeseung D. Yoo, "Generatting Electricity While Walking with Loads," *Science.*, vol.309, no.5741, pp.1725-1728, September 2005.

압전센서 기반의 환자 모니터링 시스템의 개발

안도현¹, 박지은¹, 권주영¹, 김정훈², 이나희³, 이종민^{1,4}

¹경북대학교 의용생체공학과, ²전자공학과, ³수학과, ⁴영상의학과

Development of Piezoelectric Sensor based Patient Monitoring System

D. H. Ahn¹, J. E. Park¹, J. Y. Gwon¹, J. H. Kim², N. H. Lee³, J. M. Lee^{1,4}

¹Department of Biomedical Engineering, ²Electrical Engineering and Computer Sciences,

³Mathematics, ⁴Radiology, School of Medicine, Kyungpook National University, Daegu,

South Korea

*tigerace5012@nate.com

Abstract

Patient monitoring system is based on advanced piezoelectric technique, and a monitoring technique that utilizes advanced digital signal processing, a standard data network (LAN) technique that serves as the media for all communications. The combination of these techniques allows us to design and analyze patient monitoring system using piezoelectric sensor. In this study, piezoelectric sensor based patient monitoring technology are studied: patient monitoring system with one or more monitoring computers, Suite software(patient information: Heart rate ,Respiration rate ,Activity, Absence) and alarms. There are new opportunities in the fusion of these technologies to apply them in u-healthcare area.

연구 배경

통계청의 자료에 의하면 2018년에는 우리나라가 고령사회(노인인구 14%)에 접어드는데 이어, 2026년에는 초고령사회(20%)로 진입할 것이라 전망했다. 이는 OECD 가입 국가 중 가장 빠른 추세이며, 이런 급속한 고령화 사회의 진행으로 고령자의 고독사가 증가하고 있는 추세이며 치매가 있는 고령자에 대한 비용 역시 급격히 증대되고 있다. 이에 대한 대책으로 다양한 환자 모니터링 시스템이 개발되고 있는 상황이다. 조지아공대는 Aware home 시스템을 개발 중이며, 이스라엘 earlysens사의 경우도 환자 모니터링 시스템을 개발하고 개발 보급하고 있다. 하지만 대부분의 선진국에서 개발 하는 시스템은 다양한 기능과 높은 감도를 제공하나 제품으로 판매될 경우 매우 고가이므로 고령층을 care하는 일반 요양원에서는 시스템을 구축하기에 매우 부

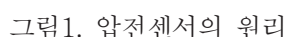
담스러운 측면이 많다. 따라서 본 연구에서는 국내에서 저비용으로 환자의 원격관리가 가능한 시스템 개발의 필요성에 착안하여 압전센서를 이용한 모니터링 시스템을 개발하였다.

연구 방법

고령자의 모니터링을 위해서는 비접촉 방식의 모니터링을 구현해야 하며 이를 위해서 압전센서를 이용해야 한다. 압전센서는 여러가지 종류가 있으나 생체센서로서 가장 적합한 것은 pvdfe 압전센서이다. Pvdfe센서는 폴리에틸렌을 기반으로 하고 있으며 연속된 두 개의 수직축-물리축과 횡축을 가지고 있으며 이 축들 사이에 빈 공간이 형성되어있다. 그 두께가 65-70um정도이며 이 센서의 빈 공간은 분자단위의 작은 입자들이 섞여있는 구조이다.

이 센서는 두께의 변화에 따라 전기적 신호를 발생시키며 이것은 능동형 캐패시터로 작용을 하여 측정부를 통하여 신호를 추출할 수 있게 된다.

[1.2]



압전센서로부터 나온 신호 분석은 controller를 통하여 필터링하여 유효신호만을 유선LAN을 통해 Server part로 전송하게 된다. Server part에서는 들어온 신호를 저장할 수 있도록 data management를 별도로 구성하였으며, 알람과 연결하여 환자가 센서 위에 있지 않을 때, 즉 전기적인 변화가 발생하였을 때 경고 할 수 있도록 하였다. 또한 환자가 센서 위에 있을 때 생체적인 진동으로부터 추출한 3가지 신호- 심박수, 호흡수, 활동성을 지속적으로 data management로 보내 신호들이 client part에서 user interface를 통해 모니터링 될 수 있도록 구성하였다.

본 연구에서는 환자가 센서 위, 즉 침상 위에 있는지 여부를 판단하는 absence 신호를 모니터링 하도록 구현 하였으며 심박수, 호흡수, 활동성의 3가지 신호에 대해서 각 환자 별 데이터를 추출 하였다. 컨트롤러로부터 샘플링 된 데이터를 각 주파수 대역 별로 필터링 하여 각 측정 범위를 심박수는 (Min/Max) 0~300 bpm, 호흡수는 (Min/Max) 0~120 bpm, 활동성은 (Min/Max) 0~2000으로 설정하여 모니터링 할 수 있게 구현 하였다. 시스템 구성 후 데이터 검증 결과 인증된

그림2. 센서 설치 및 모니터링 화면

본 연구는 지식경제부 및 정보통신산업진흥원의 대학IT연구센터육성 지원사업의 연구결과로 수행되었음 (NIPA-2012-H0301-12-2004). 이 연구는 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(2012 000 2337).

- [1] Zimo Lu, Dante J. Dorantes-Gonzalez, et al. *Four-Quadrant PVDF Transducer for Surface Acoustic Wave Detection*, Tianjin university,: Sensors 2012
- [2] Yan Yu, Xuefeng Zhao, Yang Wang, Jinping Ou “A study on PVDF sensor using wireless experimental system for bridge Structural local monitoring” *Telecommunication Systems*, July 2011.

침/뜸 자극용 프로브의 음압발생 석션시스템 개발

최효준*

(주)솔고바이오메디칼 의공학연구소

Development of Suction System for Acupuncture/Moxibustion Stimulator

HJ. Choi*

Institute of Biomedical Engineering, Solco Biomedical Co., Pyeongtaek-si, Korea

*marchje@solco.co.kr

Abstract

Traditionally, meridian stimulation using acupuncture and moxibustion was widely used as therapy to treat and improve the nature of disease. However, acupuncture and moxibustion therapy are invasive and there is risk of burn. In order to overcome such weaknesses, laser, radio frequency, and magnetic stimulators implementing acupuncture and moxibustion therapy have been researched and developed in recent studies. We are integrated stimulation suction system that can maximize the implementation of acupuncture and moxibustion therapy was developed integrating each suction system.

연구 배경

한의학적 치료 방법 중 침/뜸은 환부가 아닌 경혈 점을 자극하여 치료효과 일으키며, 이러한 치료효과를 전기적 자극으로 대체하는 기술이 개발 되었다. 개발된 전기자극기류(레이저, 고주파, 자기장)는 분리되어 독립적인 자극을 환자에게 제공된다. 하지만 단일 자극만으로 환자에게서 치료효과를 보기에는 부족한 점이 있다. 이러한 이유로 독립적인 자극기류가 통합되어 유기적이고 체계적으로 환부를 자극 할 수 있는 시스템이 필요하다. 또한 통합된 시스템에 사용되는 자극 프로브의 설계가 고려 되어야 하는데 그 이유는 자극부위의 경혈 점을 효과적으로 자극하고, 경혈 점에 효율적인 에너지 전달이 필요하기 때문이다. 효과적인 에너지 전달을 위해서는 한곳의 경혈 점을 지속적으로 자극 가능해야 하며, 피부 내부의 경혈 점까지 에너지가 잘 전달되어야 한다. 그러기 위해서 개발된 경혈자극용 프로브는 부항형태를 가지며, 음압에 의해 피부에 부착되는 방법이 사용되었다. 이러한 부항형태의 프로브가 다수 존재하는 통합형 자극기에서 효과적

으로 각각의 프로브에 음압을 발생 시킬 수 있는 석션 시스템이 필요 하며, 본 연구를 통해 통합 자극기용 석션 시스템을 개발 하였다.

연구 방법

통합시스템은 하나의 메인 컨트롤러와 3개의 자극기 모듈(레이저, 고주파, 자기장)과 석션 모듈이 분리/체결 될수 있는 형태를 가진다. 각 자극기의 프로브에 음압을 발생하기 위해 석션 모듈을 독립적으로 설계하였다. 석션을 위한 펌프모터로는 AC펌프모터를 사용하였으며, 진동모터방식으로 모터 작동 시 발생하는 소음을 최소화 하였다. 이렇게 발생된 음압은 자체 개발된 석션 탱크를 한번 거치게 되며, 프로브가 피부 부착 시 생길 수 있는 리플 현상을 줄여준다.

수면 중 스마트폰을 이용한 수면 효율 추정

황수환¹, 윤희남¹, 정다운¹, 이유진², 정도연², 박광석³

¹ 서울대학교 공과대학 협동과정 바이오엔지니어링 전공*

² 서울대학교병원 수면의학센터 ³ 서울대학교 의과대학 의공학교실**

Sleep Efficiency Estimation using Smartphone during Sleep

S. H. Hwang¹, H. N. Yoon¹, D. W. Jeong¹, Y. J. Lee², D. U. Jeong², K. S. Park³

¹Interdisciplinary Program of Bioengineering, Seoul National University*.

²Center for Sleep and Chronobiology, Seoul National University Hospital,

³Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University**

*lostzoo@bmsil.snu.ac.kr, **pks@bmsil.snu.ac.kr

Abstract

In daily life, the continuous low sleep efficiency is related to psychiatric diseases. Polysomnography is gold standard for sleep efficiency monitoring but it has many drawbacks for daily sleep monitoring. An unobstructive method for sleep/wake estimation during sleep using smartphone was proposed in this paper. Three adults were participated in this study and movement signals during sleep were collected by a smartphone 3-axis acceleration sensor. Principal components analysis was adopted for acceleration signals. Sleep/wake events were estimated based on amplitude of principal component 1. The estimation results were compared with a commercial device and the average accuracy was 91.6%.

연구 배경

일반적인 수면 모니터링 시스템에 있어서 그 결과는 수면 단계, 수면 관련 질병, 수면의 질, 수면 효율 등을 나타내어 준다. 이 결과들 중에서 수면 효율은 총 누워 있던 시간대비 실제로 잠을 잔 시간을 뜻한다. 지속적으로 낮은 수면 효율이 이어지면 피로 [1], 비만 [2], 두통[3] 등을 유발 할 수 있다고 알려져 있다. 수면 무호흡증을 진단하기 위해서는 가장 많이 사용되는 방법은 수면다원검사이다. 하지만 이 검사는 비용이 많이 들고, 자는 동안 몸에 많은 수의 전극을 붙이고 진행된다는 단점이 있기 때문에 일상생활 중에서 지속적으로 수면 효율을 모니터링 하기에는 한계가 있다. 본 논문에서는 무구속적으로 사용자의 수면효율을 측정하기 위하여 스마트폰 내 가속도계 신호를 이용하였고, 그 결과를 상용화된 장비와 비교 하였다.

연구 방법

실험에는 총 3명의 정상 성인이 참가 하였다. 무구속으로 수면 중 움직임을 측정하기 위하여 갤럭시 S3 (SHV-E210k, 삼성전자, 한국) 스마트폰을 사용자의 몸통 옆쪽에 놓고 잠을 자도록 하였고 그와 동시에 사용화된 장비인 SleepWatch (SleepWatch-0 2.0X, Ambulatory Monitoring, Inc, USA) 를 손목에 차고 실험을 진행하였다. 스마트폰에서 얻어진 3축 가속도계 신호를 MATLAB (MathWorks, USA) 소프트웨어를 통해 분석하였다. 가속도 신호가 크게 증가한 부분을 강조 하기 위하여 각 축 가속도계 신호에 1Hz high-pass 필터링을 하였고, 필터링된 각 신호를 평준화 하여 주성분 분석 기법을 이용하여 주성분 1을 추출하였다. 전 수면 구간 동안의 주성분 1의 표준편차를 구하여 그 값보다 일정 수준 이상인 부분이 발생한 구간을 수면 중 깨 구간 이라 추정하였다. 기준이 되는 값은

Leave-One-Out-Cross-Validation 기법을 이용하여 각 사용자에게 대해서 정했고 결과를 평균 내었다.

연구 결과

표 1. 상용화된 수면 효율 추정 장비에 대한 결과 비교

참가자	정확도 (%)	Kappa	수면 효율 (%)
1	95.2	0.53	96.5
2	87.4	0.52	89.6
3	92.0	0.50	90.5
평균 (표준편차)	91.6 (0.0)	0.51 (0.0)	92.2 (3.8)

표 1에 나와있듯이 상용화된 장비의 수면/각성 결과를 기준으로 하여 추정된 수면/각성에 대한 결과를 3명에 대해서 구했을 때, 평균 정확도는 91.6%, 평균 kappa 값은 0.51 이었다. 수면 효율은 평균 92.2%를 보였으며 기준 수면 효율과 상대 오차를 구해 보았을 때 평균 2.7%의 오차를 보였다.

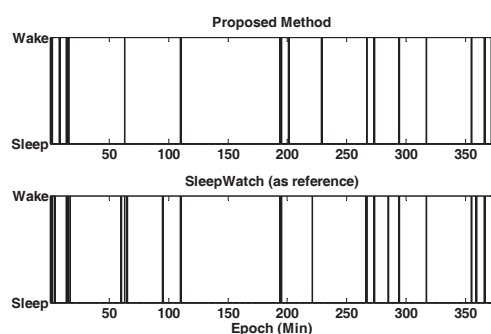


그림 1. 실험 참가자 1에 대한 전체 수면 구간 동안 추정된 수면/각성 이벤트와 기준 이벤트

그림 1은 수면 구간 동안 추정된 수면/각성 이벤트와 상용화된 장비에서 결과로 나온 수면/각성 이벤트에 대한 그림이다. 실험 참가자 1의 결과가 그림을 그리는데 사용 되었다.

참고 문헌

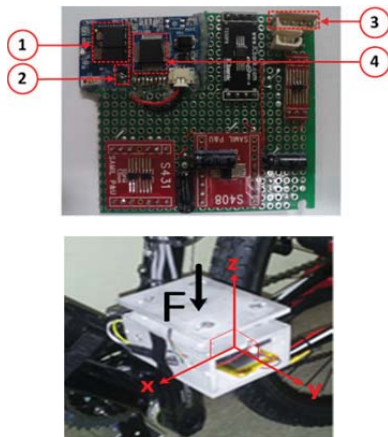
- [1] M. J. Carrington and J. Trinder, "Blood pressure and heart rate during continuous experimental sleep fragmentation in healthy adults," *Sleep*, vol. 31, pp. 1701-12, Dec 2008.
- [2] H. E. Resnick, S. Redline, E. Shahar, A. Gilpin, A. Newman, R. Walter, G. A. Ewy, B. V. Howard, and N. M. Punjabi, "Diabetes and sleep disturbances: findings from the Sleep Heart Health Study," *Diabetes Care*, vol. 26, pp. 702-9, Mar 2003.
- [3] T. Paiva, A. Batista, P. Martins, and A. Martins, "The relationship between headaches and sleep disturbances," *Headache*, vol. 35, pp. 590-596, Nov-Dec 1995.

<표 1. 피험자의 신체적 특성>

	Age (years)	Height (cm)	Weight (kg)	BMI (kg/m ²)
Mean	23.50	175.17	73.00	23.82
±	±	±	±	±
SD	1.76	5.27	9.03	3.04

2. 실험 장비

자전거 운동 시의 에너지 소비량을 측정하기 위해 호흡가스 분석기를 사용하였다. 그리고 <그림 1>과 같이 로드셀과 가속도계를 이용한 시스템 및 페달구조물을 제작하여 사용하였다.

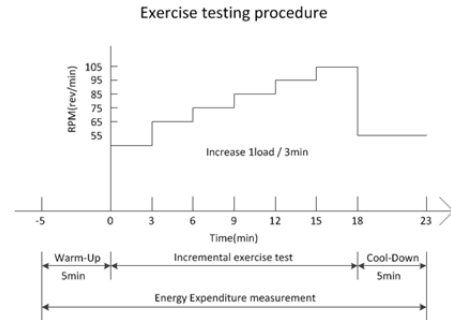


<그림 1. 제작한 보드(상)와 보드를 결합한 페달(하)>

- ① : 블루투스 모듈 ② : 가속도계
③ : 로드셀 포트 ④ : MCU

3. 실험 방법

각 피험자는 점증적 최대하 부하법(Incremental sub-maximal exercise)을 적용한 프로토콜에 따라 실험을 진행하였다[6]. 실험은 <그림 2>에 제시된 것처럼 5분간의 Warm up 단계, 3분씩의 점증적 부하단계, 그리고 5분간의 Cool down 단계로 진행되었다.



<그림 2. 실험 프로토콜>

시스템으로부터 측정된 힘과 가속도 데이터는 무선 통신을 통해 <그림 3>와 같은 LabVIEW 2010(National Instrument, USA)를 기반으로 설계된 프로그램에 전송되어 저장된다.



<그림 3. LabVIEW를 기반으로 설계된 프로그램>

4. 데이터 신호처리

가속도계에서 평가된 가속도 성분의 10초간 데이터의 누적합인 XSum, YSum, ZSum과 이들의 평균값을 나타내는 XMean, YMean, ZMean, 벡터의 크기를 나타내는 ASVM(SVM: Signal Vector Magnitude)[2][6], 그리고 이것의 누적합인 ACusum을 도출한다. 또한 로드셀에서 평가된 힘 성분의 10초간 데이터의 누적합인 LcSum과 이것의 평균값을 나타내는 LcMean, 그리고 이것의 누적합인 LcCusum을 도출한다.

5. 회귀분석

본 연구를 위한 통계 분석은 SPSS 18.0을 이용하였으며 모든 통계적 유의 수준은 $p < 0.05$ 로 설정하였다. 또한 에너지 소비량을 추정하기 위한 회귀 모형을 제시하고자 수정결정계수(Adjusted R²)를 산출하는 선형회귀분석을 실시하였다.

가속도 성분만을 고려한 에너지 추정 방식에서는 8개의 신호 처리된 데이터에 시간을 추가하여 독립변수로 사용한다. 또한 힘 성분만을 고려한 에너지 추정 방식에서는 3개의 신호 처리된 데이터에 시간을 추가하여 독립변수로 사용한다. 그리고 힘과 가속도 성분을 고려한 에너지 추정 방식에서는 가속도 성분의 8개의 데이터와 힘 성분의 3개의 데이터, 시간을 추가한 12개의 데이터를 독립변수로 사용한다.

실험 결과

1. 가속도 성분 분석 결과

가속도 성분에서 상관관계가 높은 6개의 독립변수로부터 에너지 소비량을 추정하는 <식 1>의 회귀식을 도출하였다. <표 2>에서 회귀식의 수정결정계수는 0.926이므로 이 회귀모형이 전체변동의 약 92.6%를 설명하고 있음을 알 수 있다.

$$\begin{aligned} EE_{(col)} = & 6465.282 + 1.098 \times Time \\ & + 0.585 \times Y_{Sum} + 619.387 \times X_{Mean} \\ & + 538.172 \times Z_{Mean} \\ & + (-1.574) \times A_{SVM} + 0.002 \times A_{Q_{sum}} \end{aligned}$$

<식 1>

<표 2. 가속도 성분의 선형회귀 모델의 결정계수>

	R ²	수정된 R ²	표준오차	p
가속도	.927	.926	1235.58205	.000

2. 힘 성분 분석 결과

힘 성분에서 상관관계가 높은 3개의 독립변수로부터 에너지 소비량을 추정하는 <식 2>의 회귀식을 도출하였다. <표 3>에서 회귀식의 수정결정계수는 0.894이므로 이 회귀모형이 전체변동의 약 89.4%를 설명하고 있음을 알 수 있다.

$$\begin{aligned} EE_{(col)} = & 7188.167 + 20.791 \times Time \\ & + (-1.536) \times Lc_{Mean} \\ & + (-0.001) \times Lc_{Q_{sum}} \end{aligned}$$

<식 2>

<표 3. 힘 성분의 선형회귀 모델의 결정계수>

	R ²	수정된 R ²	표준오차	p
힘	.894	.893	1485.31977	.000

3. 가속도 성분과 힘 성분 분석 결과

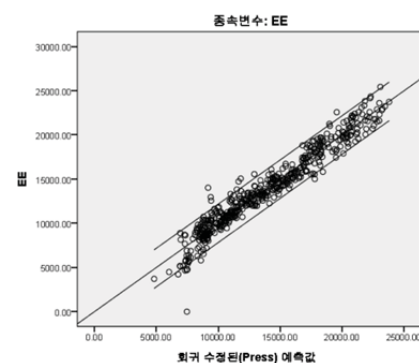
가속도 성분과 힘 성분에서의 12개의 독립변수 중 상관관계가 높은 8개의 독립변수로부터 에너지 소비량을 추정하는 <식 3>의 회귀식을 도출하였다. <표 4>에서 회귀식의 수정결정계수는 0.943이므로 이 회귀모형이 전체변동의 약 94.3%를 설명하고 있음을 알 수 있다.

$$\begin{aligned} EE_{(col)} = & 7066.154 + (-4.710) \times Time \\ & + (-25.962) \times Lc_{Mean} \\ & + (-0.002) \times Lc_{Q_{sum}} \\ & + 0.157 \times Y_{Sum} + 14.100 \times X_{Mean} \\ & + 65.353 \times Z_{Mean} + 0.042 \times A_{SVM} \\ & + 0.006 \times A_{Q_{sum}} \end{aligned}$$

<식 3>

<표 4. 가속도와 힘 성분의 선형회귀 모델의 결정계수>

	R ²	수정된 R ²	표준오차	p
가속도+힘	.944	.943	1082.12972	.000



<그림 4. 가속도와 힘 성분의 산점도>

결론

본 연구에서는 페달에 작용하는 힘을 고려하여 로드셀과 가속도계가 결합된 시스템을 개발하고 이를 이용하여 자전거 운동 중의 에너지 소비량

그렇지만 본 연구는 표본수가 적고 20대의 건강한 성인 남성을 대상으로만 실험을 실시하였기 때문에, 범용성이 좋은 에너지 소비량 추정방식을 도출하기 위해서는 다양한 연령대와 많은 수의 실험자를 대상으로 연구가 진행되어야 할 것이다.

1. 진영운, 안의수, 강현식, “신체활동 에너지소모량 측정을 위한 동작가속도계의 타당성 검정”, 대한비만학회지 Vol. 20, No. 4, pp. 185~192, 2011.
2. 이희영, 박선우, 김승현, 김영호, “다채널 가속도센서를 이용한 운동량 추정”, 한국정밀공학회, pp. 1413~1414, 2011.
3. 노형석, 김윤경, 조위덕, “3 축 가속도 센서를 이용한 실시간 활동량 모니터링 알고리즘”, 정보처리학회논문지, Vol.18-D No.2, pp. 143~148, 2011.
4. 김용현, “최대하 운동시 3 축 가속도계를 이용한 에너지 소비량 추정에 관한 연구”, 2008.
5. 주기찬, “운동처방-최신 ACSM 지침에 따른 사례연구 중심”, 대한미디어, pp. 3~4, 2004.
6. 강동원, 최진승, 문경률, 탁계래, “3 축 가속도계와 신체정보를 이용한 보행 및 주행시 에너지 소비량의 예측”, 한국운동역학회지 Vol. 18 No.4, pp. 109~114, 2008.

Town [1], and Gwangju and Hamji Park, Daegu [2].

The system not only provides as a tool for the users to assess their health and fitness status but also as the platform for establishing demographic norms, evaluating incidence, evaluating prevalence, evaluating risk factors, and evaluating the improvement/decline of users over the passage of time.

Acknowledgements

This research was supported by the MKE (The Ministry of Knowledge Economy),

Korea, under the ITRC (Information Technology Research Center) support program supervised by the NIPA(National IT Industry Promotion Agency)" (NIPA-2012-(H0301-12-2001).

References

- [1] Bitgeoul Senior Health Town, Gwangju available online: www.bitown.or.kr
- [2] Hamji Park, Daegu, u-Healthcare center: available online: www.u-health.buk.daegu.kr



Fig. 1. Overall strategy adapted by u-Healthcare Lab

맥파도달시간을 이용한 비가압 혈압추정을 위한 생체모델기반의 보정방법

백현재¹, 이원규¹, 허정¹, 박광석²

¹서울대학교 협동과정 바이오엔지니어링 전공, ²서울대학교 의과대학 의공학교실

Biomedical Model-based Calibration Method for Cuffless Blood Pressure Estimation using Pulse Arrival Time

H.J.Baek¹, W.K.Lee¹, H.Jeong¹, K.S.Park^{2*}

¹Grad. Program in Bioeng., Seoul Nat'l. Univ., Seoul, Korea,

²Dept. of Biomed. Eng., Coll. of Med., Seoul Nat'l. Univ., Seoul, Korea

*pks@bmsil.snu.ac.kr

Abstract

Pulse arrival time (PAT) based approach for cuffless blood pressure estimation is widely studied for uhealthcare applications. However, this approach is limited due to inconvenient calibration procedure which requires at least two physiological states of significantly different blood pressure. This paper shows our preliminary investigation to solve this limitation by employing physiological fluidic model as a convenient calibration method. Although current estimation did not fit well enough to substitute for conventional calibration methods, its performance will be enhanced using modified realistic biomedical model with additional individual cardiovascular parameters.

연구 배경

맥파도달시간(PAT)을 이용한 혈압 추정 기술은 가압대를 요하지 않고 심전도와 광체적흡광도의 측정만으로 혈압을 모니터링 할 수 있기 때문에 유헬스 분야의 적용에 많은 관심을 받고 있다. 현재 이 기술의 가장 큰 단점은 혈압 추정을 위한 보정 과정에서 회귀곡선을 얻기 위하여 저, 고혈압의 서로 다른 두 가지의 혈압 데이터가 필요하다. 이를 위하여 운동, 한냉혈압감시검사, 발살바조작법 등을 이용하여 인위적으로 혈압을 변동시키는 보정실험을 수행하고 있으나, 실 생활에 적용함에 있어 실용적이지 못하다. 본 논문에서는 인위적인 혈압변동 실험 없이 생리 유체역학모델을 이용한 맥파도달시간 기반의 혈압 추정 보정 방법에 대한 기초 연구에 대하여 소개한다[1].

연구 방법

혈관을 따라 진행되는 맥파에 의한 일 (힘(F) 거리(d))은 다음 식과 같이 운동에너지($1/2mv^2$)와 위치에너지(mgh)의 합으로 표현되는데, 여기서 힘은 압력차(ΔBP)와 혈관단면적(α)의 곱으로 나타내게 되므로 다음과 같은 식을 얻을 수 있다.

$$\Delta BP = \frac{1}{2} \frac{m}{ad} v^2 + \frac{m}{ad} gh$$

여기서 m/ad 는 혈액밀도(ρ), v 는 d/PAT 로 나타낼 수 있다. 문헌에 의하면, 혈관의 압력강하는 전체 인체 압력강하의 70%라고 보고되어 있기 때문에 혈압은 다음과 같이 맥파도달시간에 대하여 근사화 할 수 있다 [2].

RLS 필터를 이용한 표면 근전도 신호에서의 실시간 ECG noise 제거

이광진¹, 이보름^{1,2}

¹GIST 의료시스템학과*, ²GIST 기전공학부

Removing ECG noise from surface EMG signals using RLS filter in real time

K. J. Lee¹, B. R. Lee^{1,2}

¹Department of Medical System Engineering (DMSE), Gwangju Institute of Science and Technology (GIST), South Korea*, ²School of Mechatronics, GIST, Gwangju Institute of Science and Technology (GIST), South Korea

*lightjin619@gist.ac.kr

Abstract

Surface electromyography is used to rehabilitation and clinical treatment for muscle disease. These recordings are critically contaminated by cardiac artifact. Our objective of this study was to develop adaptive noise cancellation filter for removing electrocardiogram (ECG) noise from surface EMG in real time. The recursive-least-square algorithm enabled the filter to track EMG and effectively remove ECG noise. This adaptive filter procedure proved a reliable and efficient tool to remove ECG artifact from surface EMG in real time.

연구 배경

근전도 신호는 근육의 수축을 유발시키는 세포 내 전위변화의 집합적 활동을 피부 표면에 부착된 센서를 통하여 측정하는 것이다. 최근 이러한 근전도신호를 이용한 재활용 로봇이나, 의료진단을 위한 contents 개발이 활발히 이루어지고 있다. 하지만 근전도 신호는 많은 잡음을 포함하고 있으며, 그 중에서도 상체근육에서 신호를 획득 시에는 심전도 간섭으로 인해 근전도 분석 및 신호를 처리하는데 많은 어려움이 있다. 이러한 간섭의 문제를 해결하기 위해서 많은 방법들이 개발되었으며, 그 중에서도 Adaptive Filter는 실시간으로 변하는 신호 속의 잡음을 제거하는데 효과적인 방법이다. 이전 연구에서는 심전도 간섭을 제거하기 위하여 The least mean square(LMS) filter를 사용한 논문이 많았으나, LMS 알고리즘은 수렴속도가 느려 급격히 변하는 실시간 상황에서의 신호에는 적합하지 않다.[1] 본 논문에서는 심전도 간섭을 제거하기

위하여 LMS 알고리즘 보다 수렴 속도가 빠른 The recursive-least-squares(RLS) 알고리즘을 이용하여 실시간으로 심전도 간섭을 제거하기 위한 Adaptive noise cancellation filter를 개발하였다.

연구 방법

근전도와 심전도를 측정하기 위해서 생체신호 측정장비인 BIOPAC사의 MP150 시스템을 사용하였다. 근전도 획득 대상은 filter의 simulation을 위하여 대체적으로 심전도간섭의 영향이 없는 오른쪽 승모근과 간섭을 받는 왼쪽 승모근에서 획득하였으며, Adaptive filtering을 위한 reference 신호로 사용하기 위하여 lead I 심전도를 기록하였다. 이렇게 획득한 데이터를 이용하여 RLS filter를 simulation 뒤, 실시간 Adaptive noise cancellation filter에 적용 시험해보았다.

RLS 알고리즘을 테스트하기 위해 우선 simulation을 실시하였다. 오른쪽 승모근에서 획득한 근전도 데이터에 심전도 신호를 합친 후 RLS filter를 거쳐 간섭이 잘 제거 되도록 필터설계를 하였다[2]. 시뮬레이션 한 결과 심전도 간섭이 근전도의 주파수에 영향을 주지 않고 사라지는 것을 확인 할 수 있었다. 다음으로 설계된 filter를 가지고 심전도 간섭을 많이 받는 왼쪽 승모근에서 획득한 근전도 데이터에 심전도 간섭을 제거하였다. 그 결과 완전하지는 않지만 간섭을 제거할 수 있었다. 마지막으로 이를 가지고 실시간 시스템에도 적용을 해보았으며, 지연시간 없이 그 즉시 간섭을 제거하는 것을 확인 할 수 있었다. 아직까지는 완전하게 심전도 간섭을 제거 할 수는 없었지만, 향후 실험을 통해 간섭을 더 줄일 수 있다면 근전도 신호를 이용한 실시간 시스템 개발에 큰 효과를 가질 것으로 판단된다.

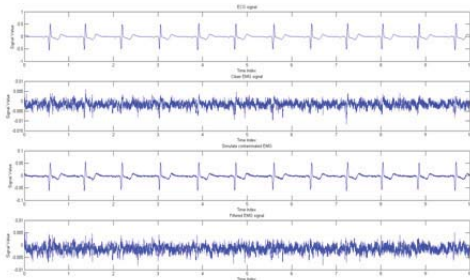


Figure 1. RLS를 이용한 시뮬레이션 그래프

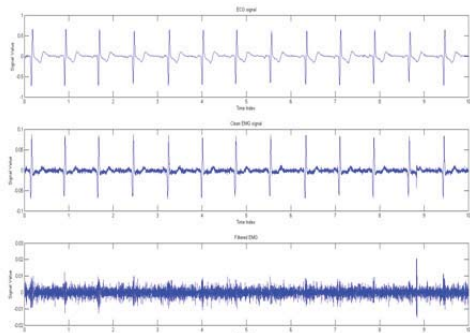


Figure 2. RLS를 이용 왼쪽 승모근의 심전도 간섭 제거 그래프. (상) Reference용 ECG데이터 (중) Raw EMG 신호 (하) 필터된 EMG 신호

Figure 3. RLS 알고리즘을 이용한 실시간 Adaptive noise cancellation

Acknowledgements

본 연구는 광주과학기술원 의료시스템공학연구소(iMSE)의 지원을 받아 수행되었습니다.

참고 문헌

- [1] C. Marque, C. Bisch, R. Dantas, S. Elayoubi, V. Brose, C. Perot, Adaptive filtering for ECG rejection from surface EMG recordings, *J. Electromyogr. Kineiol.* 15(2005) 310-315.
- [2] Simon Haykin, *Adaptive filter theory*, 436-457.

무선 성문전도를 이용한 성대 운동 모니터링

정동근¹, 김호성¹, 김광년², 김기련²

¹동아대학교 의과대학 의공학교실, ²(주)피지오랩*

Monitoring of the motion of vocal cord using wireless electroglottograph

D.K. Jung¹, H.S. Kim¹, K.N. Kim², K.R. Kim²

¹Department of Medical Engineering, College of Medicine, Dong-A University, Busan, Korea,

² PhysioLab Ltd.*

*dkjung@dau.ac.kr

Abstract

Electroglottography (EGG) is a noninvasive technique for monitoring the vibration of the degree of contact between the vibrating vocal cords during voice production. Electrical impedance is sensed using a pair of concentric electrodes placed on either side of the larynx by injecting a low-level high frequency current. In this study, we developed wireless electroglottograph using WiFi communication. Waveforms and parameters of EGG were displayed in PC monitor. This system is less restrictive to the subject and resistive to the motion artifact during EGG recording. This system will be useful in the field of voice self training and evaluation of precise phonation.

연구 배경

발성 시에 성대의 진동을 전기임피던스로 기록하는 성문전도(electroglottogram)는 성대 질환 및 발성장애를 진단하는 도구로 임상적으로 사용되고 있으며 스트로보후두경의 동기신호로도 이용되고 있다. 후두부 전방에서 한쌍의 동심원 전극을 갑상연골 위쪽의 피부에 부착하고 낮은 강도의 고주파 전류를 흘려 전극 양단의 임피던스 변화로 성문전도를 기록한다. 성문전도 파형은 성대 진동의 기계적 운동과 일치하며 성대의 개폐 시간 및 속도 그리고 기본주파수 분석에 이용된다. 기존의 성문전도시스템은 모두 전극과 기록기를 유선으로 연결하는 구축형 시스템이며 기록 시에 움직임잡음, 전원잡음 및 회로 내에서 발생하는 잡음이 신호에 혼입되어 성문전도 파형의 신호대잡음비를 떨어뜨리는 원인으로 작용하고 있다. 본 연구에서는 배터리로 구동되는 무선 성문전도시스템을 개발하여 성문전도의 신호

대잡음비를 개선시켰으며 피검자의 구속감을 완화시키도록 하였다.

연구 방법

성문전도 신호를 검출하기 위하여 한쌍의 동심원전극을 목 부위에 안정적으로 부착하도록 기구물을 고안하였으며 충전식 전원을 사용하여 전치증폭기를 구현하였다. 무선랜 모듈을 사용하여 전송된 EGG 신호는 무선AP를 경유하여 PC로 전달되어 파형 및 파라미터 분석 결과를 표시하였다. 신호의 대역폭은 10-5000 Hz로 하였으며, 24bit 해상도로 20kHz 샘플링을 하였다. 성문전도 모니터링은 PC에서 소프트웨어를 이용하여 차트형태로 파형을 모니터링하고 분석 알고리즘을 사용하여 성대의 운동성 관련 파라미터를 추출하였다.

연구 결과

본 연구에서 개발된 무선 EGG는 착용형이며 전극과 신호처리가 일체화되어 있는 형태이다(그림 1). 목 부위에서 안정적인 전극 부착상태를 유지시키기 위하여 탄성이 있는 로드를 사용하여 전극을 지지하였으며 하중이 나가는 전원 및 회로부는 목의 뒤쪽으로 위치시켰다. 이러한 구성은 전극을 벨크로밴드로 고정하는 경우보다 피검자의 구속감을 완화시킬 수 있으며 발성과정에서 발생하는 움직임잡음을 최소화시켰다. 기존 EGG 장비인 Laryngograph와 비교한 결과 동등한 신호 특성을 보였다. 성문전도 파형의 관찰 및 분석결과를 모니터링하기 위한 사용자 인터페이스를 그림 2와 같이 구성하였다. 전체 구간의 기록에서 특정 구간을 지정할 수 있으며 이 구간에 대하여 상대 진동의 파라미터를 차트 및 대푯값으로 제시하도록 하였다.

성문전도는 성대의 기능이상을 검출하는 목적으로 널리 사용되고 있지만 발성 교정 및 성대의 훈련을 위한 목적으로도 사용되고 있어 일상생활에서 EGG 사용의 대중화를 앞두고 있다. 본 연구에서 개발한 무선 성문전도시스템은 주로 성대 훈련을 목적으로 하는 용도에 적용이 가능하며 무선으로 인하여 활동성을 보장하면서 효과적으로 성대의 운동성을 평가할 수 있다.



그림1. 무선 EGG 외관

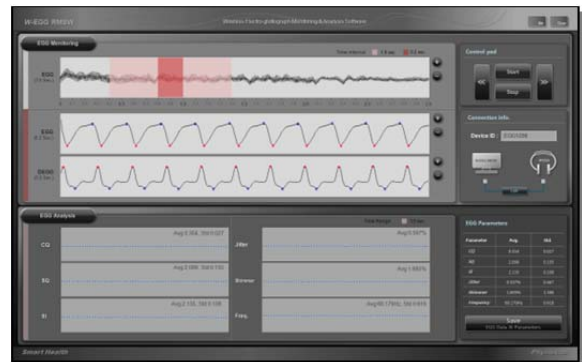


그림2. 성대 모니터링 UI

Acknowledgements

본 연구는 중소기업청 창업성장기술개발사업의 지원을 받아 수행하였음.

Unscented Kalman Filter를 이용한 PPG 신호의 기본 주파수 추정

박찬기¹, Ignatius Chong², 이보름^{1,2}

¹GIST 기전공학부, ²GIST 의료시스템학과

PPG signal's fundamental frequency estimation using Unscented Kalman Filter

Chanki, Park¹, Ignatius, Chong², B. R. Lee^{1,2}

¹School of Mechatronics, GIST, Gwangju Institute of Science and Technology (GIST), South Korea, ²Department of Medical System Engineering (DMSE), Gwangju Institute of Science and Technology (GIST), South Korea

chanki@gist.ac.kr

Abstract

Bio-signal provides information to diagnose our health condition. Specifically, quasi-periodic signal such as ECG(electrocardiogram) and PPG(photoplethysmographic) is used for HRV(heart rate variability) analysis. These signals require additional processing to analyze. Thus there are many algorithms are developed to reduce noise and extract useful information. Based on the mentioned reason, frequency estimation is an important topic. UKF(unscented kalman filter) is well known algorithm to estimate nonlinear system state. In this study we research PPG's fundamental frequency estimation using UKF with down sampling.

Introduction

생체신호를 통해 우리의 건강을 진단하는 일은 병원뿐 아니라 ubiquitous healthcare에도 매우 중요한 일이다[1]. 그 중 HRV는 그 분포를 통해서 심혈관계 질환에 대해 분석할 수 있어 매우 유용하다.

PPG나 ECG같은 quasi-periodic 신호의 주파수는 신호처리에 매우 유용하게 쓰이기 때문에 주파수를 추정하는 여러 알고리즘이 개발되어 왔다. 여러 추정 알고리즘 중 nonlinear system의 state를 추정하는 알고리즘으로 extended kalman filter, unscented kalman filter등이 유용하게 쓰이고 있다[2][3].

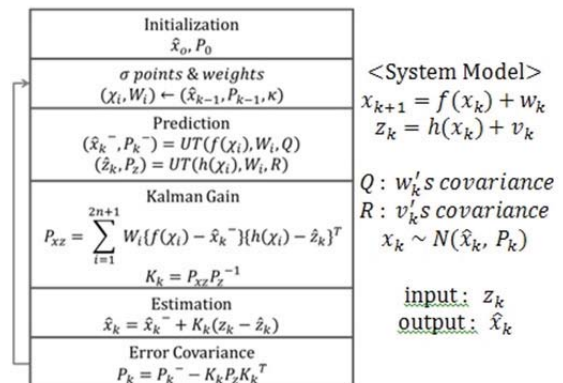
Parameter 추정에 있어서 down sampling이 computation의 양을 줄이고 추정을 향상 시킨다 [4].

이번 연구에서 기본주파수 추정을 위해 UKF를 사용하였고 수집한 data를 down sampling을 하였다.

연구 방법

UKF는 system state 변수를 예측(prediction)한 후에 추정(estimation) 하는 kalman filter의 구조를 그대로 가지고 있다.

<UKF 알고리즘>



UKF는 Unscented Transform을 이용해 state의 기대 값과 error covariance를 예측

(prediction)하고 kalman gain을 통해 최종적으로 state를 추정(estimation)한다[3].

System model은 두 개의 sinusoidal 신호로 구성하였고 θ 를 제외한 나머지 state 변수는 random walk를 따른다 가정하였다.

$$\begin{aligned} &\langle \text{System model} \rangle \\ &x_k = [A_1, \theta_1, A_2, \theta_2, f]^T \\ &x_{k+1} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & 1/fs \\ 0 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 & 2/fs \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} x_k + w_k \\ &z_k = A_1 \sin(\theta_1) + A_2 \sin(\theta_2) + v_k \end{aligned}$$

연구 결과

1. Simulation: 아래와 같은 신호를 생성하여 state를 추정하였다.

$$z_k = 270 \sin(5t) + 120 \sin(10t) + v_k$$

Observation noise에 해당하는 v_k 는 zero mean에 standard deviation이 5인 Gaussian noise를 주었다.

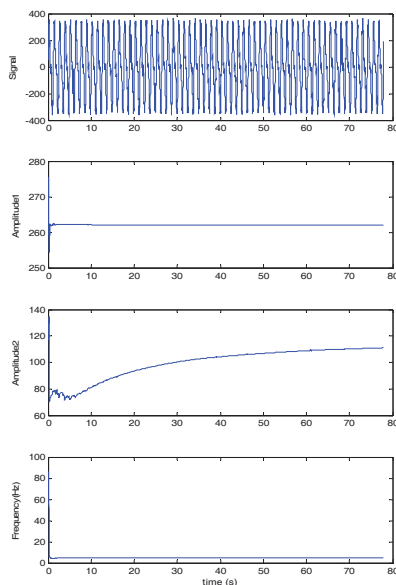


그림 1. 위에서부터 signal, A_1(270), A_2(120), f(5) 이다. 대략적으로 수렴하는 것을 확인 할 수 있다.

2. Experiment: 128Hz로 sampling한 PPG 신호를 사용하였다. 신호를 0.5~10Hz로 6차 butterworth band pass filtering을 한 후 1/10로 down sampling하여 주파수를 추정하였다.(Q=0.000001*E, R=0.9)

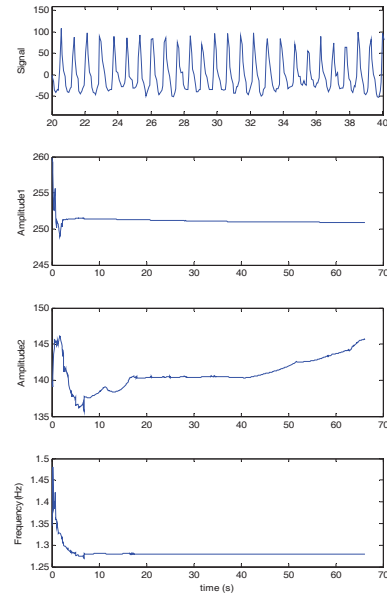


그림 2. 위에서부터 signal, A_1, A_2, f 이다. 신호로부터 주파수는 1.25Hz~1.3Hz인 것이 관찰 되고 추정 값이 근사한 것을 확인 할 수 있다.

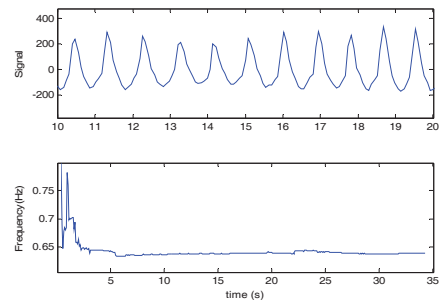


그림 3. 신호주파수가 0.55Hz가량인 것이 관찰 되고 추정 값이 0.65Hz가량이다.

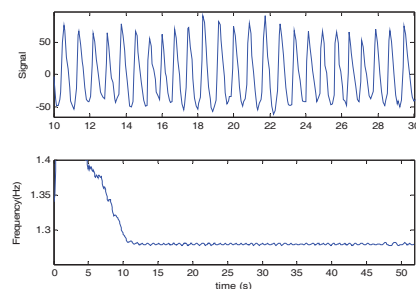


그림 4. 신호주파수가 1.25Hz가량인 것이 관찰 되고 추정 값은 1.28Hz가량이다.

Discussion

Noise covariance Q , R 에 따라 추정 값이 변하는 것을 확인 할 수 있었고 a priori knowledge인 Q , R 을 알지 못하기 때문에 heuristic하게 구하였다. Magnitude에 비해 frequency는 잘 추정되는 것을 확인 할 수 있었다.

PPG 주파수 추정에 오차가 존재하고 PPG신호에 잡음이 섞일 경우 주파수를 잘 추정하지 못하는 경우가 있어 시스템을 robust하게 구성하는 방법이 앞으로 해결해야 할 과제이다.

Acknowledgements

본 연구는 광주과학기술원 의료시스템공학 연구소(iMSE)의 지원을 받아 수행되었습니다.

참고 문헌

[1] B. Lee, J. Han, H. J. Baek, J. H. Shin, K. S. Park, and W. J. Yi, "Improved elimination of motion artifacts from a photoplethysmographic signal using a Kalman smoother with simultaneous accelerometry," *Physiological Measurement*, vol. 31, pp. 1585-1603, 2010.

[2] Shelten G. Yuen, Paul M. Novotny, and Robert D. Howe, "Quasiperiodic Predictive Filtering for Robot-Assisted Beating Heart Surgery" in *IEEE International Conference on Robotics and Automation Pasadena, CA, USA*, May 19-23, 2008, pp. 3875-3880

[3] Eric A. Wan and Rudolph van der Menve, "The Unscented Kalman Filter for Nonlinear Estimation" *Adaptive Systems for Signal Processing, Communications, and Control Symposium 2000. AS-SPCC. The IEEE 2000*, pp. 153-158

[4] Janison Rodrigues de Carvalho, Carlos A. Duque, Moisés V. Ribeiro, Augusto S. Cerqueira, Thomas L. Baldwin, and Paulo F. Ribeiro, "A PLL-Based Multirate Structure for Time-Varying Power Systems Harmonic/Interharmonic Estimation" *IEEE TRANSACTIONS ON POWER DELIVERY*, VOL. 24, NO. 4, OCTOBER 2009, pp. 1789-1800

자전거 운동 중 멀티센서 기반의 METs 추정에 따른 신체 활동량 평가

신영은, 엄영일, 최우혁, 신태민

연세대학교 보건과학대학 의공학부

Assessment of Physical Activity based on Estimation of METs using Multi-sensor during Bicycle Exercise

Y. E. Shin, Y. I. Eom, W. H. Choi, T. M. Shin

Department of Biomedical Engineering, College of Health Sciences, Yonsei University

Abstract

The purpose of this study was assessing physical activity by using simple and practical method based on estimation of METs and then determining optimal attaching position using accelerometers during bicycle exercise. We analyzed correlation between data of accelerometer and METs using SPSS and got results that the data from accelerometer attached to the ankle was most correlatable and significant. From these results, we got linear regression equation about heart rate, exercising time, data of accelerometer and METs. As a result, coefficient of correlation was 0.894 and the ankle is most suitable for assessment of physical activity during bicycle exercise.

연구 배경

자전거 운동은 체력증진 및 기초 신진대사 활성화 등 건강에 긍정적인 효과를 제공한다. 그러나 개인의 신체적 특성을 고려하지 않는 ‘무리한 운동’은 오히려 건강에 부정적인 영향을 미칠 수 있기 때문에 자전거 운동 중 정확한 신체활동량 평가가 필요하다.

이러한 신체활동량을 평가하기 위한 에너지 소비량을 나타내는 단위로서 METs가 사용되고 있으며[1], 호흡가스분석기가 신뢰성 있는 측정 방법으로 알려져 있다.

하지만 호흡가스분석기는 사용자에게 구속감을 제공하고 제한된 실험환경에서만 사용가능하다는 점에서 실용성이 떨어진다. 이러한 한계점을 보완하기 위해 가속도센서 기반의 연구가 다양하게 진행되고 있다[2,3].

그러나 가속도계를 사용한 기존의 신체활동량 평가는 대부분 상체에 센서를 부착하였기 때문에[4] 하체운동이 주가 되는 자전거 운동에 이러한 연구결과를 적용하는 것은 부적합하다.

따라서 본 연구에서는 자전거 운동 중 METs를 추정하기 위한 가속도계 부착위치를 결정하고, 이를 기반으로 자전거 운동 중 심박수 및 가속도 데이터를 이용하여 정확하고 객관적이며 정량적인 신체활동량을 평가하고자 한다.

연구 방법


1) 실험대상

피험자는 ACSM(American College of Sports Medicine) 위험분류 척도를 이용한 선별검사를 통해 저 위험 군으로 분류된 성인 남성 6명을 대상으로 실험을 진행하였다.

2) 실험도구

<그림 1(a)>와 같은 심전계 모듈과 <그림 1(b)>와 같은 3축 가속도계를 제작하여 <그림 2>와 같이 신체 각 부위에 부착하였다. 또한, 모듈로부터 전송되는 신호를 저장 및 실시간 모니터링하기 위하여 LabVIEW 2010(National Instruments) 기반의 사용자 인터페이스를 개발

Figure 1 consists of two photographs, (a) and (b), showing the physical prototypes of the proposed system. Photograph (a) shows Prototype 1, which is a blue printed circuit board (PCB) populated with various electronic components, including a large central integrated circuit (IC), several smaller ICs, resistors, and capacitors. Two circular components, likely microphones or speakers, are mounted on the left side. A 10 Euro coin is placed to the right of the board for scale. Photograph (b) shows Prototype 2, which is a smaller blue PCB with a central IC and other components. A 10 Euro coin is also placed to its right for scale. Both boards have a white connector at the bottom.



The graph illustrates the speed profile of the test. The Y-axis represents RPM (55 to 115) and the X-axis represents Time (min) (-5 to 29). The profile shows a step-wise increase in speed from 55 RPM to 115 RPM over 24 minutes, followed by a 5-minute cooldown at 115 RPM, and then a final 5-minute period at 115 RPM. The stages are: Resting (30s), Warm-up (5 min), Increase 10RPM and Load per 3min (24 min), and Cooldown (5 min).

Stage	Duration	RPM	Load
Resting	30 s	RPM = 0	Load = 0
Warm-up	5 min	RPM = free	Load = 0
Increase 10RPM and Load per 3min	24 min	55 to 115	Load = 0
Cooldown	5 min	115	Load = 1

595

추정하였고, 이로부터 얻어진 수정된 결정계수는 0.768이었다[6]. 본 연구에서 운동시간과 심박수만을 사용하여 METs를 추정했을 때의 수정된 결정계수는 0.827이었다. 가속도계 데이터를 추가하여 METs를 추정하였을 때 수정된 결정계수는 증가하며, 신체활동량을 더 정확하게 측정할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 자전거 운동 시 신체활동량을 추정하기 위해서는 발목에 가속도계를 부착하는 것이 가장 적합하다는 결과를 도출하였다.

자전거 운동 중에는 신체활동량의 정확하고 객관적인 측정을 위하여 호흡가스분석이 필요하다. 그러나 본 연구의 결론에 따라 발목에 가속도계

를 부착할 경우 심전계와 가속도계만으로도 신체활동량을 객관적이고 정량적이며 최소한의 구속감만을 제공하여 평가할 수 있다. 뿐만 아니라 제한된 실험환경이 아닌 일상생활에서도 신체활동량 평가를 가능하게 할 수 있다.

그러나 본 연구는 피험자수가 적고 개인의 신체 정보가 반영되지 않았으며, 표본이 20대의 건강한 남성으로 제한되어 있어서 실험의 결론을 다른 실험군에게 적용하는 것은 불가능 하다. 따라서 추후에는 나이, 성별, BMI 등의 피험자 정보를 반영하고, 다양한 실험 군을 대상으로 한 연구를 진행할 필요가 있다.

표 1. 심박수, 운동시간, 가속도 데이터와 METs의 상관관계

Time	HR	Chest Xsum	Chest Ysum	Chest Zsum	Chest Xmean	Chest Ymean	Chest Zmean	Chest SVM	Chest Cusum
.910**	.858**	.703**	.774**	.805**	.703**	.774**	.805**	.778**	.838**
R_arm Xsum	R_arm Ysum	R_arm Zsum	R_arm Xmean	R_arm Ymean	R_arm Zmean	R_arm SVM	R_arm Cusum	L_wrist Xsum	L_wrist Ysum
.762**	.754**	.705**	.762**	.754**	.705**	.753**	.717**	.721**	.605**
L_wrist Zsum	L_wrist Xmean	L_wrist Ymean	L_wrist Zmean	L_wrist SVM	L_wrist Cusum	Waist Xsum	Waist Ysum	Waist Zsum	Waist Xmean
.757**	.721**	.605**	.757**	.727**	.799**	.614**	.748**	.561**	.614**
Waist Ymean	Waist Zmean	Waist SVM	Waist Cusum	Leg Xsum	Leg Ysum	Leg Zsum	Leg Xmean	Leg Ymean	Leg Zmean
.748**	.561**	.762**	.832**	.494**	.679**	.580**	.494**	.679**	.580**
Leg SVM	Leg Cusum	Ankle Xsum	Ankle Ysum	Ankle Zsum	Ankle Xmean	Ankle Ymean	Ankle Zmean	Ankle SVM	Ankle Cusum
.592**	.717**	.823**	.506**	.727**	.823**	.506**	.727**	.817**	.854**

Dependent Variable : METs p < 0.01

표 2. 가속도 데이터와 심박수, 운동시간으로부터 추정한 METs 선형회귀방정식

Multiple Regression Equation	Adjusted R^2
$METs = 0.013 \times Time + 0.011 \times HR + 1.648 \times chest.X_{mean}$ $+ 2.51 \times chest.Y_{mean} + 2.345 \times chest.Z_{mean} - 0.008 \times chest.SVM$ $+ (3.240E-5) \times chest.Cusum + 0.002 \times ankle.X_{sum} + 0.379 \times ankle.Y_{mean}$ $+ 0.661 \times ankle.Z_{mean} - 0.003 \times ankle.SVM - (7.159E-6) \times chest.Cusum$ $+ 3.178$.891

표 3. 각 파라미터들의 조합을 변화하여 분석한 선형회귀수식의 수정된 결정계수

Variables	Adjusted R^2
운동시간 + 심박수	.827
운동시간 + 심박수 + 심전계에 부착된 가속도계 데이터	.859
운동시간 + 심박수 + 발목에 부착된 가속도계 데이터	.863
운동시간 + 심박수 + 심전계에 부착된 가속도계 데이터 + 발목에 부착된 가속도계 데이터	.891

참고 문헌

- [1] I. K. Jun, J. H. Yoon. Human Performance and Physiology of Exercise, DaeKung Books, 385-386, 2006.
- [2] H. Patrik Johansson, Lena Rossander-Hulth'en, Frode Slinde, Bjorn Ekblom. Accelerometry combined with heart rate telemetry in the assessment of total energy expenditure. British Journal of Nutrition, 95, 631-639, 2006.
- [3] David K. Spierer, Marshall Hagins, Andrew Rundle, Evangelos Pappas. A comparison of energy expenditure estimates from the Actiheart and Actical physical activity monitors during low intensity
- [4] D. W. Kang, J. S. Choi, K. R. Mun. A study on the Estimation Accuracy of Energy Expenditure by Different Attaching Position of Accelerometer. Korean Journal of Sport Biomechanics. Vol 19, 179 - 186, 2009.
- [5] D. W. Kang, J. S. Choi, K. R. Mun. Estimation of Energy Expenditure of Walking and Running Based on Triaxial Accelerometer and Physical Information. Korean Journal of Sport Biomechanics. Vol 18, 109-114, 2008.
- [6] H. C. Ko, W. H. Choi. Prediction the Energy Expenditure Based on Heart Rate Cycling With Wheel Rim Trainer. The Korean Society of Medical & Biological Engineering. Vol 44, P2-021, 2011.

무산소 운동 능력 기반의 생활습관 질환 예방 및 개선 운동처방 콘텐츠 개발

장재근¹, 파흐라 아누아¹, 장대근², 박승훈¹

¹경희대학교 생체의공학과, ²KAIST 전기 및 전자공학과

Development of Exercise Prescription Contents for Lifestyle related Disease Prevention and Improvement based on Anaerobic Exercise Capacity

J.K. Jang¹, F. Anwar¹, D.G. Jang², S.H. Park^{1*}

¹Department of Biomedical Engineering, Kyunghee University, Suwon, Korea,

²Department of Electrical Engineering, KAIST, Daejeon, Korea

*parksh@khu.ac.kr

Abstract

With the technological advancement, the everyday lifestyle includes very less physical activity and hypokinetic problems. These problems are treated not only through medication but also by doing adequate exercise. In this paper, we have designed personalized exercise prescription contents and developed knowledge-based rules for providing them for subjects having hypokinetic diseases. The personalized exercise prescription contents are fully designed in the form of images with brief explanation since conventional text-based contents degrade the efficacy of exercise prescription.

연구 배경

최근 생활습관과 식습관이 변화하면서 건강에 대한 관심이 점점 높아지고 있다. 이러한 변화는 현대인들의 운동 부족 및 정신적 스트레스 등을 야기하였고 이는 비만, 당뇨, 고혈압 등 생활습관병(hypokinetic disease)의 발병률을 높였다. 이러한 질환의 대부분은 생활의 개선으로 그 치료를 할 수 있다. 따라서 발생한 질병에 대한 치료뿐만 아니라 질병의 발생을 막는 예방의학적 접근으로서 운동처방이 대두되고 있다[1].

하지만 대부분의 기존 운동처방은 운동처방사의 건강정보 판독능력 및 개인의 경험적인 판단에 의해 제시되어 왔다[2]. 이러한 방법은 운동처방 작성 시 운동처방사의 주관적인 요소와 많은 시간이 요구되고 있다. 그리고 1대1 상담을 통해 운동처방이 내려지기 때문에 다수의 인원이 동

시에 서비스를 제공받을 수가 없으며 효율성 및 비용적 측면에서 많은 문제점이 드러난다.

또한 기존의 운동처방은 일체형 운동부하 검사 시스템의 미비로 인해 신체조성 정보만을 이용한 유산소성 운동 위주로 처방이 되었고 운동능력 및 체력상태를 고려한 무산소성 운동에 대한 정보는 부족한 실정이다.

따라서 본 연구에서는 생활습관 질환 예방 및 개선을 위한 맞춤형 운동 콘텐츠 및 무산소 운동능력이 포함된 운동 콘텐츠를 개발하였다.

연구 방법

A. 운동처방 지원 시스템

본 연구에서는 유/무산소성 운동능력이 동시에 측정 가능한 ㈜더힘스社의 일체형 운동부하검사 시스템(HIMS MEDICAL)을 이용하여 연구를 진행하였다.

B. 운동처방의 질적 요소

(1) 운동형태(Type of exercise)

각 개인이 선호하고 행할 수 있는 운동의 형태를 결정하는 것은 운동처방에서 우선시 고려되어야 하는 중요한 부분이다. 본 연구에서는 운동의 목적(비만, 당뇨, 혈압 관리 등)과 운동 장소(피트니스센터, 가정, 야외)에 따라 서로 다른 운동형태를 제공하였다[3].

(2) 운동강도(Intensity of exercise)

운동강도는 일정시간 내에 수행 가능한 운동량을 의미하며 운동형태와 개인의 체력수준을 고려하여 설정한다. ACSM 기준에 따르면 유산소 운동강도는 VO2max에 대한 백분율, HRmax에 대한 백분율 등을 이용하여 유산소성 운동강도를 표현한다[4]. 또한 무산소 운동강도는 1RM을 기준으로 한다. RM은 목적에 따라 서로 다른 강도를 산출하게 된다. 예를 들면, 근력강화를 목적으로 할 경우 80~85% RM으로 설정하고, 근지구력 강화 목적이라면 60% 이하의 RM으로 설정하여 이상적인 운동강도 범위 내의 강도를 권장하여 신체에 무리가 없도록 한다[5].

C. 운동처방의 양적 요소

(1) 운동지속시간(Duration of exercise)

운동지속시간은 운동강도와 관련하여 결정 되며 서로 반비례 관계가 있다[5]. 이는 운동 경험과 체력 수준을 고려하여 초/중/고급으로 나누어 운동지속시간을 결정하였다. 운동이 어느 정도 진행된 경우와 체력이 단련되면 짧게는 20분, 길게는 60분으로 수정할 수 있도록 하였다[3].

(2) 운동빈도(Frequency of exercise)

운동빈도는 처방된 운동형태, 운동강도, 운동지속시간으로 구성된 운동 프로그램을 수행 가능한 날짜수를 의미한다. 일반적으로 주당 3~5회로 하되[3] 운동 프로그램의 진행단계와 유/무산소 운동 능력에 따라 조정할 수 있도록 하였다.

(3) 운동기간(Time of exercise)

운동기간이란 주어진 운동 프로그램을 통해 운동 효과를 극대화 할 수 있는 기간을 의미한다. 사용자의 운동 목적과 체력수준, 건강상태를 종합적으로 고려하여 운동 기간을 설정하였다[5].

예를 들어 고혈압 환자의 경우 혈압 수치 안정을 목적으로 하고 HIMS MEDICAL의 근력과 VO2max 측정값을 통해 체력수준을 확인한다. 그리고 신체조성 정보를 이용한 기초 건강상태를 확인한다. 통상적으로 근기능 강화는 10~12주, 심폐기능강화는 12~14주, 유연성 향상은 8~10주 정도면 운동효과가 나타나는 것으로 보고되고 있다[5].

D. 운동처방 콘텐츠

(1) 건강상태 등급 및 단계

표 1 혈압과 혈당의 5단계 분류 및 등급 예

단계	혈압		혈당	
	분류	등급	분류	등급
1	저혈압	0	저혈당	0
2	정상혈압	1	정상혈당	1
3	경계성혈압	2	공복혈당장애	2
4	고혈압 1 단계	3	내당능장애	3
5	고혈압 2 단계	4	당뇨병	4

건강상태 등급과 단계는 성별과 연령에 따라 나누고 BMI, 심폐지구력, 근력, 근지구력 등 다양한 생리변수 정보를 ACSM 표준 범위와 비교하여 건강상태를 등급과 단계로 나타낸다[5]. 혈압과 혈당의 질환 판정은 대한고혈압학회와 대한당뇨병학회에서 제시한 기준으로 설정하였다[6][7].

(2) 운동처방 우선순위

본 논문에서는 사용자가 앓고 있는 질환과 건강상태에 따라 운동처방 콘텐츠의 우선순위를 결정하였다. 질환 기반의 경우 복합질환(당뇨/고혈압), 고혈압, 당뇨, 심장질환 순서로 우선순위를 정하였고 건강관리 차원에서는 비만관리, 균형 감각, 근육운동, 건강유지 순으로 운동순위를 정하였다. 현대인들이 흔히 앓고 있는 고혈압과 당뇨병의 질환 개선 및 관리[8]를 최우선시 하였으며 심폐질환, 비만관리, 균형 감각 개선, 근육운동, 건강유지 순으로 우선순위를 정하였다.

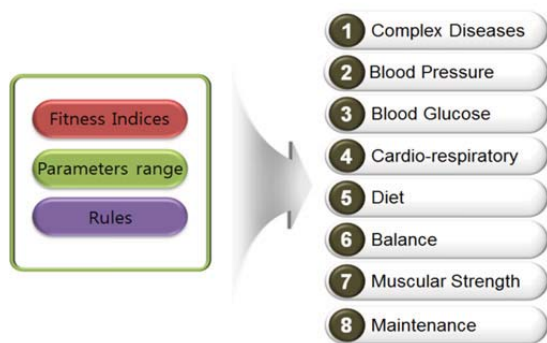


그림 1 운동능력 및 건강상태에 따른 우선순위

(3) 운동처방 템플릿

맞춤형 운동처방 시스템(HIMS EXPERT) 템플릿에는 ACSM의 운동처방 순서에 맞추어 Warm up, Stimulus, Cool down로 제공하였다[5]. 각 운동별 운동시간 및 강도 등을 제시하여 효율적인 운동처방이 이루어지도록 하였다.

연구 결과

본 연구에서는 ACSM의 운동처방 가이드라인에서 제시한 운동처방 순서를 유지하도록 설정하였으며 기본적으로 이미지와 텍스트 형태로 제공하여 이해력을 높이도록 하였다. 그리고 개인의 건강상태, 운동능력, 운동목적에 따라 구성되도록 운동처방 템플릿을 구성하였다.

기존의 유산소성 운동과 본 연구에서 무산소성 운동능력(RM)을 기반으로 한 운동 질적/양적 요소를 콘텐츠로 저작하고 운동처방 템플릿을 제공하였다.

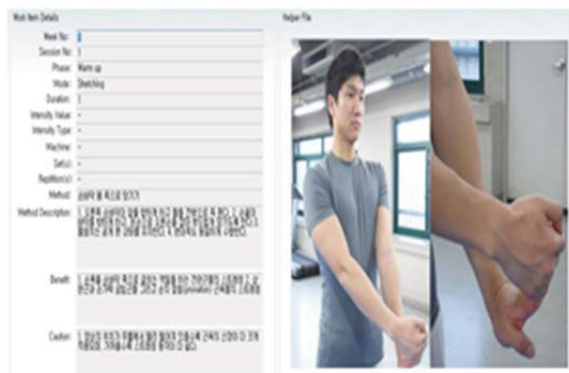


그림 2 운동처방 템플릿



그림 3 출력된 운동처방 및 운동 콘텐츠

결론

본 연구에서는 개인의 건강 및 체력상태를 고려한 유/무산소성 개인 맞춤형 운동처방 콘텐츠를 저작하였다. 우선순위에 따라 처방된 운동처방은 개인의 건강 상태, 운동능력, 개인의 선호도(운동목적, 운동환경)에 따라 구성되었으며 본 연구에서는 개인의 질환 예방 및 개선을 최우선시하였다.

기존 연구에서 문제점이었던 운동처방사의 지식과 경험에 시스템이 의존적인 문제점을 해결하기 위하여 ACSM에서 정의하는 신체조성 및 체력상태 기준과 유/무산소 운동 능력 기반의 운동 콘텐츠를 저작하였다.

향후 연구과제로 이미지와 텍스트 기반의 운동처방 콘텐츠에서 동영상, 스마트 앱 등의 멀티미디어를 활용할 수 있는 운동처방 저작에 관한 연구를 진행하고자 한다. 그리고 운동 처방을 받은 사용자들의 실제 운동 진행 상황을 모니터링하고 피드백 할 수 있는 시스템에 관한 연구를 진행할 것이다.

Acknowledgements

이 연구는 지식경제부 및 정보통신산업진흥원의 대학 IT연구센터 육성지원 사업의 연구결과로 수행되었음(NIPA-2012-(H0301-12-2001)).

참고 문헌

- [1] Korea Sport Science Institute, *The new exercise prescription for expert*. Seoul:21 Century Education Press, 2000.
- [2] R.S. Sohn, *Development of expert system for exercise prescription for hypertension management*[], Seoul:Dankook University, 2002.
- [3] E.H. Choi, J.S. Seo, *u-Health for Management of Chronic Diseases-Physical Activity and Therapeutic Exercise*, Journal of the Korean Medicine Association, pp. 1154-1163, 2009.
- [4] DC, 2005.
- [5] ACSM, *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription 8th ed*, 2009.
- [6] 대한고혈압학회, *혈압 모니터 지침*, 2007. <http://www.koreanhypertension.org>
- [7] 대한당뇨병학회, *당뇨병 치료 가이드라인*. 2011. <http://www.diabetes.or.kr>
- [8] D.H. Kim, *Effect of Exercise Prescription Program on Adult's Knowledge Related to Health, Attitude, Behaviors, and Serum Lipoprotein Values*, Journal of Korean Society for Health Education and Promotion, Vol.16, 1999.

그림 3. 측정결과 (a) ECG (b) EMG (c)HR

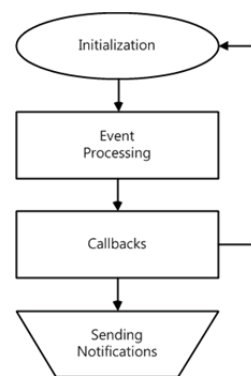


그림 4. MCU Code Flow Chart

근전도는 근육 동작시 눈에 보이지 않는 근육의 움직임을 보여주는 것으로서 근전도 장비는 근육에서 발생하는 전기신호를 측정하는 것이다. 이를 측정하기 위해 측정하려는 근육부위의 피부표면에 전극을 부착하여 표면 근전도를 측정한다. 심전도와 마찬가지로 60Hz Notch Filter를 통과한 뒤, 20Hz의 고역필터와 500Hz의 저역필터를 거친다. 그림 2(b)는 회로도 이고, 손의 압력을 측정한 EMG 신호는 그림 3(b)와 같다. 심박수는 심장이 1분 동안 뛰는 횟수를 뜻하며 심장근육이 수축, 이완에 따라 손가락 끝 모세혈관에 혈액이 모이는 현상이 생기는데 이 현상을 적외선 센서를 통해 센싱한다. (그림 2(c)). 측정 결과는 그림 3(c)와 같고 이 파형에서 1분 간의 심박수를 계산하여 심박수를 얻는다.

이와 같이 측정된 생체신호는 아날로그 신호로서 디지털 형식으로 변환하기 위해 MCU에 내장된 12bit ADC로 전달된다. 이때 신호는 0 ~ 3 V의 Full Scale을 갖는다. MCU를 구동시키기 위해서는 Microcontroller code를 사용해야 한다. 이 code는 C언어로 구현하여 CC2540DK에 설치할 수 있다. 이 code를 이용하여 칩이 생체신호를 12 bit binary word로 변환시킬 수 있고, 이 변환된 Digital Data를 수신부 측으로 송신할 수 있게 된다. 그림 4는 이러한 code의 알고리즘을 나타낸다.

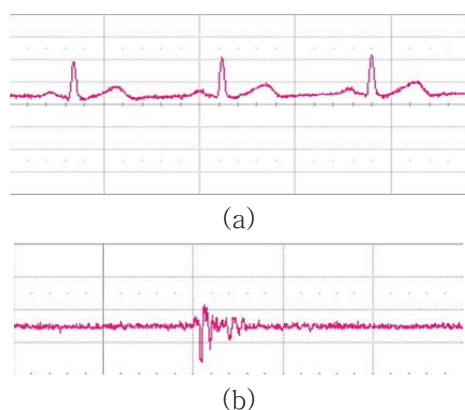




그림 5. 구현된 Graphic User Interface 화면

Initialization은 CC2540DK의 하드웨어 특성을 설정하는 함수이다. 이곳에서 측정 및 전송속도, ADC Resolution, Input/Output Pins 등을 설정해준다. Event Processing에서 Peripheral Device는 생체신호를 A-to-D 변환을 하여 저장하고, Central device는 디지털 값을 받는다. 이러한 Event 주기는 Initialization에서 설정해주고 7ms로 설정하였다.

Callbacks에서는 Central과 Peripheral Device 간의 연결 상태를 모니터링한다. 그리고 어떠한 변화가 일어나면 미리 설정한 Callback function으로 데이터를 넘겨준다.

Notification에서 Peripheral은 ADC값을 Central Device로 보내는 역할을 하고, Central Device는 받은 데이터를 UART를 이용하여 PC로 전송한다.

최종적으로 모든 생체정보는 그림 5와 같이 컴퓨터 화면에 GUI로 표시된다.

Acknowledgements

이 연구는 광운대학교 학부 연구프로그램(KWIX) 및 연구재단 일반연구자 지원사업(2012R1A1A2038649) 지원으로 수행됨.

참고 문헌

- [1] 강병수, “핸드폰 블루투스 환경에서의 생체 신호 전송 시스템”, 경북대학교 석사학위논문, 2009년 8월.
- [2] 하정서, “패치형 재택건강모니터링 시스템 구현”, 동아대학교 박사학위논문, 2010년 2월.
- [3] 방부강, “스마트 홈 환경 구축을 위한 블루투스 기반 유비쿼터스 건강 모니터링 시스템”, 서울과학기술대학교 석사학위논문, 2006년 2월.

은 무구속적 PPG 측정을 위해 연구실에서 개발한 센서 [1]의 검증을 위해 상용화된 PPG 센서와 동시에 손가락에서 신호를 측정했다. 실험 2는 수면 중 가장 많이 누워있는 자세(supine)를 고려하여 vertical하게 10cm 간격으로 4개의 센서를 일렬로 나열한 후, 등에서 PPG를 측정하였고, 실험 3은 2x2 배열로 센서를 고정하여 등에서 PPG 신호를 측정하였다. 실험 4는 실험 2와 같이 센서를 배열하고 prone 자세로 누워 가슴/배에서 PPG를 측정하였다. 각 실험에 해당하는 센서의 배열과 신체와 닿는 위치는 그림 1에 묘사된다. 심전도는 Ag/AgCl 전극을 오른쪽 팔(- & ground)과 왼쪽 팔(+)에 붙여 측정하였다. 측정된 PPG를 일차 미분한 것의 피크에서 심전도의 R 피크를 빼 것을 PAT로 정의하였다.

연구 결과

각 실험에서 계산된 PAT 값들을 표 1에 정리하였다. 실험 1의 결과를 통해 연구실에서 개발된 PPG 센서가 혈압을 추정하는데 사용되는 PAT 값을 계산하는데 이용되어도 문제가 없음을 검증하였다. 실험 2에서는 센서 3으로부터 측정된 PPG 신호를 이용한 것이 가장 비슷함을 보았으며, 흉부 위로는 reference PAT 값보다 작게 나옴, 아래로 갈수록 PAT 값이 커지는 것을 확인하였다. 또한, 실험 3에서는 센서 4로부터 계산된 PAT가 가장 근접한 값을 갖는 것을 보았다. 따라서 실험 2와 3을 종합해 본 결과, 등의 흉부 왼쪽 아래에 센서를 위치시켜 PPG를 측정하면 혈압을 추정하는데 오차가 적을 것으로 생각된다. 마지막으로 실험 4에서 prone으로 누웠을 경우에는 가슴 위쪽이나 배 아래쪽에서의 PAT 값이 reference와 비슷함을 확인하였다.

표 1. 각 실험에서의 PAT 값들 및 reference와 가장 근접한 PAT 값을 갖는 센서의 위치

Pulse Arrival Time		
experiment 1	mean_ref	0.281
	mean_finger	0.288
experiment 2 (vertical array)	mean_ref	0.278
	mean_back1	0.218
	mean_back2	0.251
	mean_back3	0.287
	mean_back4	0.316
experiment 3 (2x2 array)	mean_ref	0.311
	mean_back1	0.226
	mean_back2	0.252
	mean_back3	0.330
	mean_back4	0.323
experiment 4 (vertical array)	mean_ref	0.295
	mean_front1	0.295
	mean_front2	0.248
	mean_front3	0.315
	mean_front4	0.307

Acknowledgements

The work was supported by the R&D program of MKE/KEIT (Grant No. 10032110), Republic of Korea.

참고 문헌

- [1] H. J. Baek, G. S. Chung, K. K. Kim, J. S. Kim, and K. S. Park, "Photoplethysmogram Measurement Without Direct Skin-to-Sensor Contact Using an Adaptive Light Source Intensity Control," in *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 13, pp. 1085–1088, 2009.

스마트폰을 이용한 중환자실 LSS의료기기의 효율적 관리에 관한 고찰

김현준, 김승엽, 김원규, 김태중, 서현원, 임효순

삼성서울병원 의공기술실

A Study on the Effective Management of ICU LSS equipments using Smart Phone

H. J. Kim, S. Y. Kim, W. G. Kim, T. J. Kim, H. W. Seo, H. S. Lim

Department of Biomedical Engineering, Samsung Medical Center, Seoul, Korea

Abstract

LSS(Life Support System) is the medical device to keep patient's life. Recently, effective management of LSS is considered seriously. Also smart phone is now popular, so many researches are on the increase. In this paper, we compared and analyzed effective management of ICU LSS using RFID & barcode. As a result, we decided that QR code data recognition is the most propered using smart phone.

서론

환자의 생명과 직결되는 LSS(Life Support System)의 효율적 관리가 중요시 되고 있다.

기존에는 LSS 예방 점검 시 점검완료일, 중요부품 교체일 및 담당업체를 확인하기 위하여 기기의 Log를 확인하거나 전산상에서 로그인하여 확인하여야 하는 불편함이 있다.

현재 정보기술의 발전으로 스마트 폰이 대중화 되면서, 스마트 폰을 이용한 많은 활용 연구들이 진행되고 있다.

본 논문에서는 중환자실 LSS 의료기기의 효율적인 유지관리를 위하여 RFID & 바코드를 이용하여 성능 및 비용 등을 비교분석하고, 가장 적합한 것을 선택하여 실험적으로 그 유용성에 대하여 연구하고자 한다.

이론적 배경

1) 중환자실 LSS 의료기기

LSS 의료기기란 Life Support System의 약자로서 환자의 생명을 유지하기 위한 장치로서 중요하게 관리되어야 하는 의료기기이다.

중환자실LSS 의료기기에는 Ventilator, ECMO, Pacemaker, Defibrillator가 해당이 된다.

2) RFID & 바코드

> RFID

-Radio Frequency Identification

-사물속에 chip을 내장하여, 리더기에서 보내주는 전파를 수신하여 전류생성

> 1차원 바코드

-컴퓨터가 판독할 수 있도록 고안된 흑백 막대로 조합시켜 만든 코드

-20자리의 숫자데이터 표현가능

> 2차원 바코드(QR 코드)

-흑백 격자 무늬 패턴으로 정보를 나타내는 매트릭스 형식의 이차원 바코드

-숫자는 7,089자, 문자는 4,296자 표현가능

활용 및 분석

* LSS 의료기기의 정보저장 양식

1. 의료기기코드: 614-301-0140

2. 의료기기명: VENTILATOR

3. 일련번호: 30870

4. 사용부서: NSICU

5. 설치일자: 2007-09-28

6. 교체된 부품목록/교체날짜/다음교체일

1) battery / 2012.03.06 / 2015.03.06

- O2 Cell 청구코드 : 53XXXXX
- 업체 담당자 : XX XXX과장 000-0000

	필요정보 저장능력	구현비용	원거리인식
RFID	가능	고가	가능
1 차원바코드	불가	저가	불가
2 차원바코드	가능	저가	불가

(a)

(b)

결론

LSS 의료기기의 필요정보를 QR코드를 생성하여 활용한 결과 쉽게 기기의 부품교체주기 및 기타 정보를 확인할 수 있었다. 그러나 정보 수정시 코드를 교체해야 하는 단점이 있었다.

차후 연구과제로 QR코드의 단점인 정보보안 부분을 보완한다면 LSS 의료기기 뿐만 다른 여러 분야에도 많이 활용될 수 있으리라 판단된다.

[4] 박선하, “바코드 혁명-국내외 디자인 QR 코드에 대한 방향과 연구”, 디지털디자인학연구, Vol.11, No.1, 2010.