

http://dx.doi.org/10.7236/JIIBC.2013.13.1.9

JIIBC 2013-1-2

지능형 비삽입식 요실금 치료기의 구현

Implementation of Intellectual Noninsertion Kegel Trainer

윤달환*, 연상호**, 강병모***

Dal-Hwan Yoon, Sang-Ho Yeun, Byung-Mo Kang

요 약 본 논문에서는 비삽입식 지능형 요실금치료기를 개발한다. 대부분 요실금 치료기는 환자의 질내에 붓을 삽입하여 괄약근의 운동을 촉진하는 삽입식을 채택하고 있어 불편감과 수치심을 유발함은 물론, 환자가 외적으로 밝혀 지기를 가장 꺼려하는 형태이다. 이에 반해 지능형 비삽입식은 괄약근 하부로 압력센서장치를 구비하고 모터 구동압력을 통해 얻어지는 신호를 DSP 마이크로프로세서로 처리하여 환자가 자신의 괄약근 운동상태를 모니터링을 함으로써 치료 기능을 수행한다. 따라서 괄약근의 반복되는 운동을 통하여 기능을 강화시켜줌으로써 환자에게 주었던 불편감이나 수치심을 없애는 물론 치료에서도 탁월한 결과를 입증한다.

Abstract In this paper, we have developed the intellectual kegel trainer with the biofeedback. The pelvic muscles of female are composed of a slow twitch fiber and a fast twitch fiber. If two twitch fiber be not well done, then the urine be frequently called by nature. In order to recover the function of pelvic muscles, we use the kegel trainer with biofeedback training. Such a trainer make strengthen the weakness pelvic muscles by biofeedback training and get exercise the pelvic muscles in physical suppress of 10 kg. The biofeedback training against the physical suppress can have strengthen the pelvic muscles and can display the operation graph of strengthen movement in monitor.

Key Words : kegel trainer, biofeedback, twitch fiber, pelvic muscles, monitor

1. 서 론

요실금은 남녀노소 어느층에서도 발생할 수 있고, 특히 중년 이후의 여성에서 발생빈도가 높다는 것이 오래 전부터 알려져 왔다. 삶의 질적 향상이나 개인의 위생개선 및 이를 관리하는데 많은 비용이 들어 수십 년 전부터 요실금 발병에 대한 역학적인 연구가 필수 과제였다.

ICS(국제 요실금학회)에서 승인된 요실금 분류는 복압성 요실금(stress urinary incontinence), 절박성 요실금

(urge urinary incontinence), 복합성요실금(mixed urinary incontinence), 무의식성 요실금(unconscious urinary incontinence), 지속성 요실금(continuous urinary incontinence), 야뇨증(nocturnal enuresis), 배뇨후 요점적(postmicturition dribble), 일류성 요실금(overflow urinary incontinence), 요도의 요실금(extraurethral urinary incontinence) 등이 있다.^[1]

복압성 요실금은 분만 후 골반근육(pelvic muscles)이 완으로 방광과 요도가 처지는 것이 주된 원인이며, 소변

*정회원, 세명대학교 전자공학과, **정회원, 토목공학과

***정회원, (주)퓨런메디칼

접수일자 : 2012년 12월 4일, 수정완료 : 2013년 1월 12일

게재확정일자 : 2013년 2월 8일

Received: 4 December 2011 / Revised: 12 January 2013 /

Accepted: 8 February 2013

**Corresponding Author: yoondh@semyung.ac.kr

Dept. of Electronic Engineering, Semyung University, Korea

이 새지 않게 막아주는 요도괄약근 약화가 원인이다.^[2] 임신부의 분만시 골반근육이 잡아당겨지면서 음부신경이 손상되고 근육과 인대가 찢어지는 직접적인 손상이 생길 수 있다. 이 때문에 골반근육이 약화되고 방광, 요도, 자궁이 처지며 배에 힘이들어 가는 상황(기침, 재치기, 웃음)이 되면, 방광과 요도가 더욱 처져 요도저항이 감소하여 소변이 샌다.

절박성 요실금은 요절박과 동시에 또는 직후에 요누출이 일어나는 증상을 말한다. 복합성 요실금은 복잡성과 절박성 요실금이 같이 있는 상태로 불수의적인 요누출이 요절박과 함께 재치기나 기침에 의해 유발되는 것을 의미한다. 무의식성 요실금은 불수의적인 요누출이 무의식적으로 일어나는 것을 의미하고, 지속성요실금은 요누출이 지속적으로 일어나는 것을 말한다. 야뇨증은 수면중에 비억제성 요누출이 일어나는 것을 말하고, 배뇨후 요점적은 배뇨직후에 불수의적인 요누출이 일어나는 상태를 말한다. 이외에도 일류성과 요도의 요실금은 요도의 다른 통로로 요누출이 일어나는 상태이다.

본 논문에서는 비삽입식 지능형 요실금치료기를 개발한다. 기존 대부분 요실금 치료기는 치료시 환자의 질에 삽입하는 삽입식을 채택하고 있어 불결감과 수치심을 유발함은 물론, 환자가 외적으로 밝혀지기를 가장 꺼려하는 형태이다. 이에 반해 본 연구에서는 비삽입식을 채택하여 기존 환자에게 주었던 불결감이나 수치심을 없애는 물론 치료에서도 탁월한 결과를 입증하였다.

II. 요실금과 치료이론

1. 요실금

여성요실금은 남성보다 흔하며, Hunzkaar 등은 젊은 여성에서 요실금이 증가하다가 중년여성에서 최고점에 이르며, 노인여성에서는 완만한 증가를 보인다고 보고하였다.^[2] 심한요실금의 경우라도 6 ~ 11% 정도의 유병률 차이가 나는 정도이지만, 요실금 형태에 따른 비율은 나이에 따라 차이가 있었다. 젊거나 중년의 여성에게는 대체로 복잡성 요실금이 많았으며, 노인에게는 복잡성 요실금이 더 흔하였다. 전체적으로 복잡성 요실금(49%)이 가장 많았고, 다음으로 복합성 요실금(29%) 및 절박성 요실금(21%) 순으로 나타났다.^[3,4]

임산부에서 요실금 유병률은 31 ~ 60%였고, 대부분

자연 소실되는 것으로 알려졌다나,^[5] 다른 연구자들은 임신중 요실금의 발생이 나중에 나이가 들어서 요실금이 생길 수 있는 원인이 될 것이라 추측하기도 한다.

그림 1은 임신부의 자궁(uterus), 방광(bladder), 요도(urethra), 대장(bowel) 및 골반저근육(pelvic floor muscle)의 위치와 모습을 나타낸다.

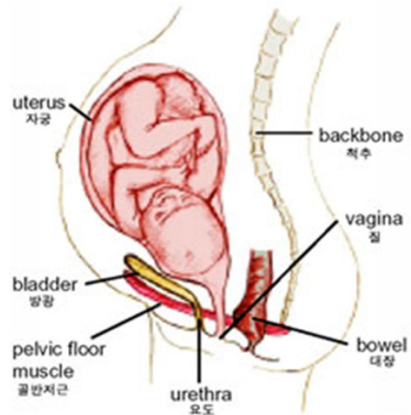


그림 1. 임신 모습과 방광을 지탱하는 골반저근
Fig. 1. Structure of pelvic floor muscle

그림 1처럼 유아기 여성의 질(vagina)을 통하여 분만되면, 방광을 지탱해 주던 골반근육이 약화된다.

남성의 요실금도 여성과 마찬가지로 나이가 들면서 요실금 빈도가 증가하지만, 모든 면에서 여성 유병율의 절반인 것으로 알려졌다.^[2] 남성 요실금의 유병률은 3 ~ 11% 였으며, 60세 이상 남성의 유병률은 19%였다.^[6] 그중 절박성 요실금이 40 ~ 80%로 가장 많았고, 다음으로 복잡성 요실금 10 ~ 30%, 복잡성 요실금 10%이하 순으로 나타났다.^[7]

2. 치료이론

요실금 치료방법에는 생활습관 개선, 골반저근육을 통한 물리치료, 방광행동치료 및 각종 기구를 통한 운동치료 등이 있다.^[1]

식생활 또는 생활습관과 요실금의 과학적 연관성은 부족하지만, 채소나 과일섭취는 만성변비에 의한 복잡상승을 줄여줌으로써 골반근육신경 기능에 해로운 영향을 줄일 수 있다. 따라서 비만은 복잡성 요실금에 위험요인으로 작용하며, 과다한 탄산음료나 수분섭취는 요실금

증상을 악화시킨다.^[8]

방광 행동치료(behavioral therapy)는 방광훈련, 방광 단련 및 방광교육으로 하루요르게 기능에 대한 교육, 수분섭취 제한, 배뇨간격의 조절 및 골반저 운동을 통하여 요절박이나 요실금 증상의 감소를 목적으로 한다.

골반저근운동 치료는 1948년 미국의 산부인과 의사 Arnold Kegel이 산후 요실금의 치료와 예방으로 골반저 근수축운동을 도입한 후 다양한 방법이 개발되었다. 최근 이 방법은 케겔운동(Kegel exercise) 또는 골반저운동으로 부르며, 반복적이며 꾸준한 연습을 통하여 골반저 근강화운동으로 근육용적을 증가시켜 방광과 요도를 구조적으로 지지시킴으로써 요도하강을 방지한다는 것이다. 그림 2는 골반저근의 패턴을 비교한다.

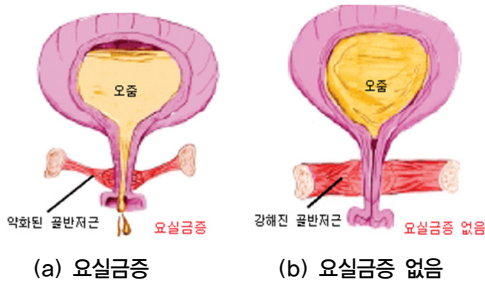


그림 2. 약화된 골반저근과 강해진 골반저근의 비교
Fig. 2. Comparison of a weak and strong pelvic floor muscle

그림 2(a)는 약화된 골반저근이 요도의 오줌을 지탱해 주지 못하여 요실금이 발생하는 경우이고, (b)는 운동을 통하여 강해진 골반저근의 크기가 커져서 요실금증을 치료하는 경우를 나타낸다. 즉 항문거근 중 치골미골근 부위가 수축하면 그 길이가 짧아지고 두꺼워져 골반저의 구멍이 가로로 좁아지고, 아울러 전후 직경이 줄어들어 골반장기를 위로 밀어 올려준다. 따라서 반사적인 수축 훈련 반복을 통한 골반저근운동을 함으로써 치골미골근이 강화되고, 방광경부와 근위부 요도를 밀어 올려 복강 내에 위치하도록 함으로써 수동적 요자제 능력을 회복하게 된다.

기구를 활용한 골반저운동으로 질원뿔(vaginal cone)을 사용한 방식, 바이오피드백(biofeedback), 기능성 전기 자극(functional electrical stimulation : FES) 및 체외자기장(extracorporeal magnetic innervation : ExMI)을 이용한 방식 등이 있다.

질원뿔을 이용한 골반저운동 기구는 1985년 Plevnik 이 제시하였으며, 20 ~ 100 gm의 질원뿔을 질내에 삽입하여 골반저의 인식과 운동효과를 높이는 방식이다. 질내에 삽입한 질원뿔이 빠져나가려는 느낌을 환자가 인지하면 빠져나가지 않도록 감각생체피드백(sensory feedback)으로 수축운동을 반복적으로 유발함으로써 점진적 근섬유 수 증가 및 근저강화로 복잡성요실금을 치료하는데 효과가 있다. 그러나 치료 성공률에 있어 일정하지 않고, 치료효과를 크게 기대할 수 없다.^[9]

바이오피드백은 근전도 전극을 골반저근에 부착하고, 탐침(vaginal probe)을 질이나 항문에 삽입하여 신체적 혹은 생리적 현상을 눈이나 귀로 확인하고 증폭시켜, 골반저근과 복근의 근전도를 동시에 측정하면서 골반저근의 훈련을 통해 요실금을 치료하는 장치이다. 이러한 바이오피드백의 대상 근육은 치골미골근으로 항문거근, 외항문 괄약근 및 외요도 괄약근과 함께 수축하며, 치료자가 치료를 하기 위해 생리적 자료를 그래프로 보여주거나 환자가 스스로 깨닫고 자기조절을 하도록 도와준다. 이는 배뇨장애 영역에서 복잡성요실금과 과민성 방광에 성공적으로 적용되고 있으며, 치료에 대한 표준화는 이루어지지 않고 있으나, 1회 30분이상 지속하고 최소한 1주에 2회 이상, 1개월 이상으로 교육하여야 한다.^[10,11] 그림 3은 질삽입형 바이오피드백 요실금치료기를 나타낸다.

전기자극 방식은 질이나 항문에 전극을 삽입한 다음 외부 전류를 체내에 흐르게 하고, 음부신경과 천골신경을 자극하는 방법이다. 복잡성 요실금에서는 요도괄약근을 강화하고, 질박성 요실금을 포함한 과민성 방광에서는 천수반사구를 통하여 골반저와 방광을 치료하는데 효과가 있다.



그림 3. 질삽입형 바이오피드백 요실금치료기
Fig. 3. Biofeedback urinary incontinence trainer of the vagina insertion type

기본적으로 35 mA 이하의 낮은 전류에서는 골반저근만 영향을 받으며, 질내 자극시 65 mA이상, 항문 자극시 40 mA 이상 높은 전류를 사용하면 골반저근 수축과 방

광이완의 두가지 효과가 나타난다. 요도괄약근 수축을 위해서 20 ~ 50 hZ의 주파수가 필요하며, 방광활동 억제 를 위해서는 5 ~ 10 hZ의 주파수가 필요하다.^[12]

전기자극은 치료기간에 따라 만성전기자극(chronic electrical simulation)과 급성최대자극(acute maximal simulation)으로 나눈다. 만성전기자극은 환자가 기계를 구입 후 35 mA 이하의 전류를 사용하여 하루에 3 ~ 6시간씩 3 ~ 6개월간 집에서 시행한다. 급성 최대자극은 환자가 참을 수 있는 최대 전류를 사용하여 1주에 1 ~ 3회, 1회당 15 ~ 30분씩, 4 ~ 6주간 치료하는 방법으로 주로 병원에서 사용한다. 이러한 전기자극의 치료효과에는 골반저운동과 병용하여 사용함으로 35 ~ 70% 호전률에 0 ~ 50%의 완치율이 보고되었다.^[13]

체외자기장은 미국식약청(FDA)이 인가한 치료방법으로 환자가 자기장의 자극코일이 심어있는 치료의자에 앉으면 의자 밑에서 자기장이 나와 골반저근이 분포된 부위에 조사된다.^[14]

자기장은 복잡성 요실금 외에 과민성방광, 만성골반통 및 배뇨장애 등에 이용되나 심장박동기를 장착하거나 체내에 이식물을 삽입한 환자는 금기하며, 임신 및 고열 등의 환자에도 금기한다. 그러나 효과적인 치료를 위해 구체적인 자기장의 세기, 빈도 및 시간 등의 표준화가 연구되어야 한다. 그림 4는 산모의 골반근육 회복을 위한 다양한 체조를 실시하는 모습입니다.



그림 4. 골반근육 강화 훈련 모습
Fig. 4. A strength training figure of pelvic muscle

지금까지 논의된 기구 등은 질삽입형이 주로 사용되면서 환자의 편의성, 불편감 및 수치성 등이 문제가 되고 있으며, 환자의 편의성 및 효과면에서 더욱 개발이 필요하다.

III. 지능형 비삽입식 요실금치료기 구현

그림 3에서 보여지는 것처럼 대부분의 요실금치료기는 질삽입형이다. 여성환자의 경우 불편감은 물론, 요실금 치료시 밀폐된 공간에서 개인이 해야 하는 어려움도 따른다. 따라서 대부분 환자의 경우 질관을 들어내기 꺼려하는 반면에 생활의 불편함은 이루 말할 수 없을 정도이다. 2003년 글로벌 인포메이션에 따르면 전체 환자의 23%만 병원치료를 하는 것으로 조사되었고, 미국의 경우 National association of continence에 따르면 요실금 환자의 64%가 패드를 착용하면서 계속 방치하는 것으로 나타났다.

가. 요실금 치료기 하드웨어 구현

본 연구의 개발 목표는 옷을 입은 상태로 그래프를 보면서 바이오피드백을 통해 골반저근 운동을 할 수 있는 비삽입형 요실금치료기이다. 표 1은 시스템의 개발스펙을 나타낸다.

표 1. 비삽입형 요실금 치료기 스펙

Table 1. Specification of noninsertion type urinary incontinence

구분	항목	내용
전원	입력	AC220V, 50Hz/60Hz, 1.5A
	출력	DC 12V, 4A
	소비 전력	48W (MAX)
물리적 특성	본체크기	400mm×400mm×90mm
	무게	5kg
골반근력측정	측정범위	0 ~ 20kgf
	정밀도	± 7% 이내
복압	측정범위	0 ~ 11kg
	정밀도	± 7% 이내
통신	유선	RS - 232 시리얼
핸드셋	화면크기	3.2인치 TFT LCD

그림 5는 표 1의 스펙을 기본으로 개발한 시스템의 하드웨어 블록도를 나타낸다. 환자의 체중을 센서가 감지하면, 그에 맞는 체중을 고려하여 골반저근쪽으로 압력을 가한다. 가해진 압력은 증폭과정과 신호처리 과정을 통하여 디스플레이 장치로 전달된다.

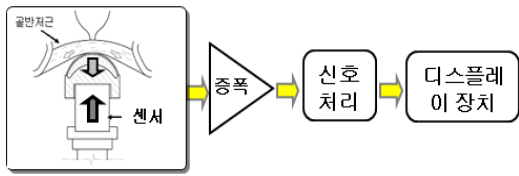


그림 5. 시스템의 동작 흐름도
Fig. 5. Flow diagram of system operation

환자의 골반근육에 최적한 운동압력을 센서로 감지하면 치료기를 동작시켜 운동환경을 조성한다. 환자가 골반저근에 받은 압력에 대해 골반근육을 수축하면 근육의 강도(strength)가 감지되어 바이오피드백 디스플레이 모니터에서 그래프나 숫자로 최고근력이나 수축시간 및 난이도 등이 표시된다.

그림 6는 H/W PCB 회로와 저반근 훈련장치를 나타낸다. 저반근 훈련모터는 바탕부에 하중센서장치가 부착되어 있다.

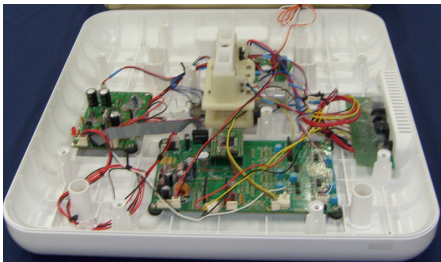


그림 6. H/W 본체 및 구동부
Fig. 6. H/W body and derive part

온도보상회로를 구비한 골반저근 근력측정용 센서모듈(Sensor Module)은 0 ~ 30kgf 범위로 하며, 센서신호를 처리하기 위하여 액추에이터(Actuator)를 구동하는 임베디드회로를 개발한다. 이때 16 MHz ATmega128을 이용하며, 150 kgf 이상에서도 견딜 수 있도록 한다.

사용자가 치료기 본체에 착석할 때마다 그 위치가 조금씩 달라지는데, 이렇게 사용자의 착석위치가 바뀌어져서 센서모듈에 작용되는 힘이 한쪽으로 치우친 편심하중으로 작용되더라도 골반근육의 움직임(수축/이완)을 0.1kgf 단위로 정확하게 감지할 수 있도록 한다. 또한 치료기 사용에 따라 본체의 온도가 상승되더라도 항상 일정한 상태에서 골반근력을 측정할 수 있는 온도보정을 실시한다. 그림 7(a) 1차 센서부, (b) 착석 위치 변화시 전후방향 편심하중에 대한 2차 센서부이고, (c) 좌우 한쌍

의 센서를 이용하여 전후좌우 모든 방향의 편심하중에 대한 3차 센서부이다.

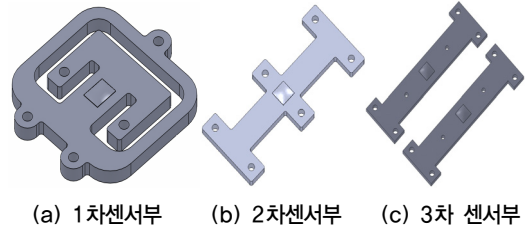


그림 7. 센서 모듈 구조
Fig. 7. Structure of Sensor module

액추에이터(Actuator)의 구동은 사용자가 평상시 사용하지 않던 골반근육을 정확하게 인지하여 수축 및 이완할 수 있는 최적 운동환경을 조성해주어야 한다. 사용자마다 키나 몸무게 등 신체적 조건이 다르기 때문에 이에 맞는 운동환경을 조성해 주기 위해서는 액추에이터의 구동높이가 충분히 확보되어야 하며, 치료기 본체는 그 높이가 너무 높을 경우 착석시 불편감을 초래하기 때문에 높이는 최소화하면서 구동높이를 설계한다. 또한, 사용자가 항상 정해진 사용법대로만 사용하지 않기 때문에 우발적인 상황에서도 구동부가 손상되지 않도록 2중 안전장치를 고려하여 설계한다. 그림 8의 왼쪽그림은 편심하중을 보강하고, 모터의 소음 및 파워를 보강함과 동시에 구동부 높이를 20mm로 슬림화 하였으며, 상하 운동에 따른 이중 안전장치를 고려하여 설계한 과정을 나타낸다.

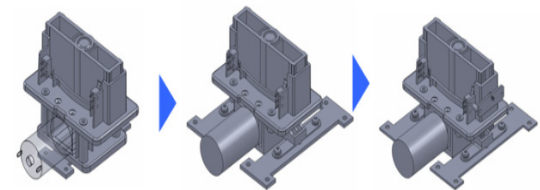


그림 8. 액추에이터 주변부
Fig. 8. Actuator Parts

제어보드(control board)는 센서부에서 골반근육 근력에 따른 아날로그 신호를 입력받아 이를 적절히 증폭하고 필터링하여 A/D신호로 변환한 후 마이크로프로세서에 신호를 전달한다. 이 센서부의 신호를 기초로 액추에이터를 구동하여 사용자의 골반근육에 최적한 운동 환경

을 조성해줌은 물론, 골반근력 데이터를 통신을 통해 모니터 단말기에 전송하여 사용자가 자신의 골반근육 움직임을 그래프로 볼 수 있도록 설계한다. 그림 9는 제어 회로를 나타낸다.



그림 9. 제어 시스템
Fig. 9. Control system

전원부를 포함한 전체적인 시스템은 의료기기 인허가 기준인 IEC 60601-1의 규격에 적합하도록 누설전류, 리플노이즈, 내전압 시험 등을 고려하여 설계한다.

나. 신호구동 소프트웨어

그림 10은 전체 시스템의 소프트웨어(software) 흐름도를 나타내며, 바이오피드백을 통하여 모니터에 디스플레이하는 알고리즘이다.

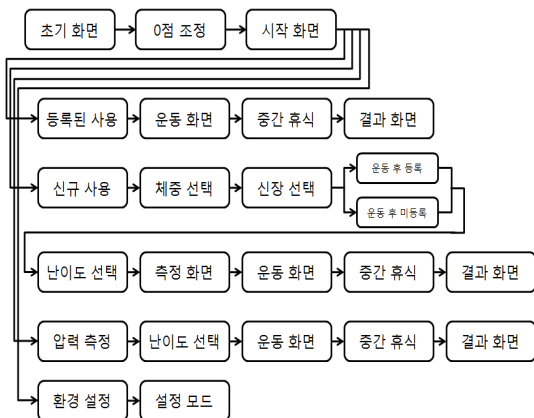


그림 10. 시스템 소프트웨어 흐름도
Fig. 10. Flow diagram of system software

모니터 시작 화면에서 체중, 신장 등 기본정보를 입력하고, 난이도 선택 및 운동량측정에서 센서 신호를 처리

한다. 그림 5에서 신호처리부의 센서신호 $s(n)$ 은 QFT (Quick Fourier Transform)을 이용하여 운동에 따라 스펙트럼 $S(k)$ 를 구한다. 이때 $S(k)$ 는 길이-N인 복소 데이터 수열에서 다음과 같이 정의된다.^[15]

$$S(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi \frac{nk}{N}} \quad (1)$$

$$k = 0, 1, 2, \dots, N-1$$

식(1)은 기저함수 cosine과 sine의 각 우수 및 기수 대칭특성을 이용하여 연산 효율을 개선할 수 있는 커다란 능력을 갖고 있다. 따라서 Kernel 또는 기저함수 확장은 우수부와 기수부를 갖는다.^[16] 만일 복소 데이터 $s(n)$ 이 실수부와 허수부로 나누고, 각 부분이 우수대칭부와 기수대칭부를 가진다면 식(2)처럼 쓸 수 있다.

$$s(n) = u(n) + jv(n) \quad (2)$$

$$= [u_e(n) + u_o(n)] + j[v_e(n) + v_o(n)]$$

$v_e(n)$ 는 우함수, $v_o(n)$ 는 기함수로 나누어지고, $\theta_{nk} = 2\pi nk/N$ 부호를 이용하여 우함수와 기함수로 나누어 계산하면 식(3)처럼 표현할 수 있다.

$$S(k) = \sum_{n=0}^{N-1} [u(n) + jv(n)][\cos\theta_{nk} - j\sin\theta_{nk}] \quad (3)$$

기함수 주기의 적분수치에 대한 합은 0이고, 그 반주기에 대한 우함수의 합은 전체 주기에 대한 합의 반이 된다. 따라서 식(3)은 식(4)처럼 구해진다.

$$S(k) = 2 \sum_{n=0}^{N/2-1} [u_e(n) \cos\theta_{nk} + v_o(n) \sin\theta_{nk}] \quad (4)$$

여기서 $0 \leq k \leq N-1$ 이다. 식 (4)를 이용한 DFT의 계산은 식(1)~(6)을 이용하여 계산하는 만큼의 곱셈에 있어서 1/2, 덧셈에 있어서 1/2이 사용된다. 이는 시간함수 n에 대하여 sine 및 cosine함수의 대칭특성을 이용하였고, 길이가 복잡함과는 무관하다. 따라서 센서신호에 대한 스펙트럼을 이용하여 신호 $x(n)$ 에 대한 신호전력 P_s 식 (5)처럼 구한다.

$$P_T = \sum_{k=0}^{N-1} S(k)^2 \quad (5)$$

$$SNR = \frac{P_S}{P_N} [dB], \quad P_N = P_T - P_S \quad (6)$$

여기서 P_S 는 정보를 가진 신호의 전력이고, P_N 은 잡음의 전력을 나타낸다. 식 (6)은 시스템의 성능을 평가하는 요소로 전원부를 포함한 의료기기는 IEC 60601-1의 규격에 적합하도록 누설전류, 리플노이즈, 내전압 시험 등을 고려하여 설계하는데 사용한다. 모터 센서로부터 얻어진 신호를 QFT 처리하여 얻어진 P_T 로 모터 구동과 정에서 임계치 신호(Th)에 따라 사용자의 운동을 그래프로 처리한다.

다. GUI(Graphic User Interface)

그림 11은 GUI(Graphic User Interface) 화면으로 사용자가 절차를 따라 치료를 시행한다.



그림 11. GUI 응용 S/W
Fig. 11. GUI application S/W

그림 11에서 ①은 최고근력 아이콘으로 골반근육의 최대 수축력을 나타내며, ②는 수축시간으로 골반근육을 수축한 상태로 유지하고 있었던 시간을 나타낸다. 그 이유는 골반근육에 힘을 주어 운동효과를 얻기 위함이다. ③은 난이도로 사용자의 근력 등 신체적 능력에 따라 운동 난이도를 조절하기 위한 것으로, 1단계부터 10단계까지 사용자의 능력에 따라 조절할 수 있다. ④는 난이도 조절버튼으로 사용자의 신체적 능력에 따라 운동 난이도를 증감시켜 조절하기 위한 버튼이다. ⑤는 목표그래프로 사용자에게 달성하여야 할 목표치를 제시하는 그래프로 그래프가 상승하는 구간에서는 골반근육에 최대한 힘을 주고, 그래프가 하강하는 구간에서는 골반근육을 이

완하도록 유도한다. ⑥은 근력그래프로 골반근육 수축 정도를 나타내는 그래프이다. 골반근육을 수축하면 위로 올라가고, 이완하면 아래로 내려온다. 따라서 사용자의 목표 그래프 ⑤는 P_{Th} 로 사용자가 달성하기 위해 $P_{Th} \geq P_T$ 를 달성해야 한다. 만일 $P_{Th} < P_T$ 일 경우, 근력그래프 ⑥은 아래로 감소하여 목표치와 비교되고 사용자에게 운동 강도를 조절하도록 유도한다.

IV. 실험 결과

골반근육은 완근(slow twitch fiber)과 속근(fast twitch fiber)으로 구성되고, 완근은 방광과 요도를 지속적으로 탄력 있게 지지하며, 속근은 기침 할 때처럼 복압의 순간적인 상승에 대해 신속히 대응한다. 그림 12(a)는 완근 강화시 훈련모드, (b)는 속근강화시 훈련 모드를 나타낸다.



(a) 완근강화 (b) 속근강화

그림 12. 골반근육 강화 훈련 그래프
Fig. 12. Graph for strengthening the twitch fiber

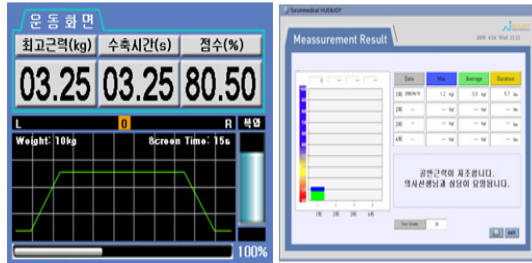
그림 13은 회음 질압과 변비를 측정하는 그래프이다.



(a) 회음질압 측정 (b) 변비측정

그림 13. 회음질압과 변비 측정 그래프
Fig. 13. Graph for measuring the perineum pressure and constipation

그림 14(a)는 개인용 운동화면, (b)는 사용자의 데이터를 일자별로 나타낸 그래프이다.



(a) 개인별 운동화면 (b) 일자별 데이터 기록

그림 14. 운동화면과 데이터 기록
Fig. 14. Movement monitor and data recoding

이처럼 사용자(환자)가 스스로 생리적 파라미터를 조절할 수 있도록 환자의 골반근육의 수축과 이완에 따라 시각적, 청각적인 응답을 하며, 환자의 불편을 줄이면서 요실금 증상을 완화할 수 있어야 한다.

실험을 위하여 논문[17]은 환자는 복잡성 요실금으로 진단된 여성과 표준 패드검사 (standardized pad test)에서 2g 이상의 요누출(leakage)이 있는 경우로 선정한다. 제외기준으로 절박요실금이 주된 복잡성요실금 환자, 진성요실금 환자, 일류성 요실금환자, Visit 1이전 14일 이내에 일체의 전기 자극치료, 방광훈련을 시작한 경우, Visit 1이전 7일 이내에 과민성방광 등 방광기능에 영향을 줄 수 있는 약물치료를 받은 경우, 스크리닝에서 소변검사 결과 확인된 요로감염, 골반장기탈출증 (grade 2이상)이 동반된 경우, 인공심장 박동기 착용자, 임부 또는 소변 임신검사 양성 반응자, 또는 시험 도중에 임신의사가 있는 피험자, 뇌졸중, 다발경화증, 척수손상 또는 파킨슨병과 같은 신경계 장애, 연구기간 동안 다른 임상연구에 참여하거나 참여 계획이 있는 경우, 연구에 신뢰성 있는 방식으로 참여할 수 있는 능력에 지장을 주는 모든 의학적 또는 심리적 조건 또는 사회적 환경에 처한 피험자 및 시험자가 판정할 때 어떠한 이유에서든 시험을 완료할 가능성이 낮은 피험자로 정하여 실험한다.

복잡성 요실금 환자를 대상으로 한 실험결과 모든 요실금 증상을 유의하게 호전시켰으며, 골반근력도 유의하게 향상시켰다[17]. 또한, 환자들의 약 98%가 치료에 혜택을 얻었고, 94%가 치료에 만족함을 나타내었다.

V. 결론

요실금은 질환을 타인에게 들어내기를 꺼려하는 특성으로 인해 수치심을 느끼지 않으면서 간편하게 치료할 수 있는 치료기의 요구가 크게 증가되고 있다. 현재까지 전 세계적으로 모두 질내 삽입형 치료기로 사용시 심한 수치심과 불결감 등으로 인해 소비자들의 요구를 전혀 만족시켜주지 못하여 기저귀 등을 착용하면서 방치하고 있는 실정이다. 따라서 본 연구에서는 옷을 벗지 않고 편리하게 치료할 수 있는 요실금 치료기를 개발하였다.

특히 치료기의 핵심기술인 체외형 바이오피드백을 통하여 반복적인 운동을 활성화함으로써 삽입식이 주는 불쾌감을 해소함은 물론, 간편하고 사용자가 개인적으로 활용할 수 있는 장점이 있다.

참고문헌

- [1] Korea Dysuria Society, “배뇨장애와 요실금,” 일조각, pp.409-443, 2009, 5
- [2] Hunskaar S, Burgio K, Clark A, Lapitan M, Nelson R, Sillen U, et al, “Epidemiology of urinary(UI) and faecal(FI) incontinence and pelvic organ prolapse(POP),” 3th International Consultation on Incontinence, United Kingdom : Health Publications, pp 255-312, 2005
- [3] Samuelsson E, Victor A, Tibbin G, “A population study of urinary inconvience and nocturia among women aged 20-59 years,” Prevalence, well-being and wish for treatment. Acta Obstet Gynecol Scand, pp 74-80, 1997
- [4] Hannestad Y, Rortveit G, Sandvik H, Hunskaar S, “A community - based epidemiological survey of female urinary incontinence : the Norwegian EPINCONT study. Epidemiology of Incontinence in the Country of Nord-Trøndelag. J Clin Epidemiol, Vol.53, pp 1150-1157, 2000
- [5] Burgio KL, Locher JL, Zyczynski H, Hardin JM, Singh K, “Urinary incontinence during pregnancy in a racially mixed sample : characteristics and predisposing factors,” International Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct, Vol.7, pp 69-73, 1996

- [6] malmsten UG, Milsom U, Norlen LJ, "Urinary incontinence and lower urinary tract symptoms : an epidemiological study of men aged 45 to 99 years," J Urol, Vol.158, pp.1733-1737, 1997
- [7] Ueda T, Tamaki M, Kageyama S, Yoshimura N, Yoshida O, "Urinary incontinence among community-dwelling people aged 40 years or older in Japan : pervalence, risk factor, knowledge and self-perception. Int J Urol, Vol.7, pp.95-103, 2000
- [8] Dallosso HM, Mcgrother CW, Matthews RJ, Donaldson MMK, Leicesstershire MRC incontinence study group. "The association of diet and other lifestyle factors with overactive bladder and stress incontinence : a longtitudinal study in women. BJU, Vol.92, pp.69-77, 2003
- [9] Cammu H, Van Nylen M, "Pelvic floor exercise versus vaginal weight cones in genuine stress incontinence," Europe J Obstet Gynecol Reprod Biol. vol.77, pp.89-93, 1998
- [10] Glavind K, Nohr SB, Walter S, "Biofeedback and physiotherapy versus physiotherapy alone in the treatment of genuine stress urinary incontinence," Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct, vol.7, pp.339-343, 1996
- [11] Wilson PD, Berghmans B, Hagen S, et al. "Adult conservative management," 3rd ed. Plymouth. UK : Health Publications Ltd, 2005
- [12] Erlandson BF, Fall M, Carlsson CA, "The effect of intravaginal electrical simulation on the feline urethra and urinary bladder," Electrical parameters, Scand J Urol Nephrol, vol.44, pp.235-237, 1977
- [13] Sand PK, Richardson DA, Staslein DR, Swift SE, Appell RA, Whitmore KE, et al. "Pelvic floor electrical simulation in the treatment of genuine stress incontinence : a multicenter, palcebo-controlled trial." Am J Obstet Gynecol, vol.173, pp.72-79, 1995
- [14] Takahashi S, Kitamura T, "Overactive bladder : magnetic versus electrical simulation," Current Opinions in Ob & Gy vol.15, pp.429-433, 2003
- [15] H. V. Sorensen and C. S. Burrus, "Efficient computation of the DFT with only a subset of input or output points," *IEEE Trans. Signal processing*, vol. 41, pp. 1184-1200, Mar. 1993.
- [16] H. Guo, G. A. Sittou & C. S. Burrus, "The Quick Fourier Transform : an FFT based on symmetrics," *IEEE Trans. Signal Processing*, Vol. 46, No.2, pp. 335-341, Feb. 1998
- [17] Keu Sung L, Duck Hyun H, Yeong Suk L, Sun Woo L, Myung Su J, "Clinical Experiment Report using Medical Trement System", Samsung Seoul Hospital, Seoul Asan Hospital, Furenmedical Co. Ltd.. 2009

저자 소개

윤 달 환(정회원)



- 1984년 : 한양대학교 전자공학과 졸업
- 1986년 : 한양대학교 대학원 석사
- 1994년 : 한양대학교 대학원 박사
- 1987년 7월 ~ 1994년 6월 : 육군사관학교 전자공학과 교수
- 2005년 7월 ~ 2009년 2월 : (주)하이원 대표

- 2003년 9월 : 제4회 중소기업 기술혁신상, 부총리겸 교육부장관상(제8309호)
 - 2007년 12월 : 충북 벤처기업인상 수상(제 2007-32호)
 - 2010년 5월 : 교육과학기술부장관상, 표창장(제7891호)
 - 1995년 3월 ~ 현재 : 세명대학교 전자공학과 교수
- <주관심분야 : 통신신호처리, 의용신호처리, LED융합회로 인터넷방송통신 등>

연 상 호(정회원)



- 1983년 2월 : 서울대학교 토목공학과 (공학사)
- 1985년 2월 : 서울대학교 토목공학과 (공학석사)
- 1990년 2월 : 서울대학교 토목공학과 (공학박사)
- 1995년 8월 : 삼성전자, 삼성SDS(선임 연구원, 팀장)

- 1998년 3월 ~ 현재 : 세명대학교 토목공학과 교수
- <주관심분야 : 공간정보처리 및 원격탐사, 디지털영상처리, 컴퓨터매핑시스템, 바이오바이크시스템, GIS/GPS, CM, Ubiquitous, 인터넷방송통신 등>

강 병 모(정회원)



- 1995년 : 인하대학교 기계과 졸업
- 2004년 ~ 현재 : ㈜퓨런메디칼 대표
- 2005년 : 전국 의료기기 창업경진대회
우수상
- 2006년 : SW 신사업 아이디어 공모대
회 입상
- 2008년 : 강원도지사 표창

<주관심분야 : 의료기기, 의료스포츠키기 설계>