

배변 · 배뇨장애 치료효과를 극대화한 스마트 헬스케어장치 구현

Implementation of Smart Healthcare Device for Maximizing an Medical Impediment Care Effectiveness in Evacuation and Urination

조 상* , 강 병 모* , 윤 달 환*★

Zhao Xiang* , Byung-Mo Gang* , Dal-Hwan Yoon*★

Abstract

In this paper, we have developed the intellectual kegel trainer with the bio-feedback. The one is smart health care system that can treat an evacuation impediment and urination polyuria with the low frequency stimulation module. Then this detects the shrinkage power of the pelvis muscles and correlates an smart phone entertainment application program for the users. In order to recover the function of pelvic muscles, we use the intellectual smart health care trainer with several biofeedback function. Such a trainer makes to strength the weakness pelvic muscles by biofeedback training and get exercise the pelvic muscles in physical suppress. The biofeedback training against the physical suppress can have strengthen the pelvic muscles and can display the operation graph of strengthen movement in monitor. Finally, It can be ensured the safety through EMI and performance test.

요 약

웃 입은 상태에서도 협소한 회음부 공간에 제품을 위치시켜 외부로 들어나지 않고, 부담 없이 저주파자극치료를 할 수 있도록 저주파모듈의 컴팩트한 배변배뇨장애 치료용 스마트 헬스케어 시스템을 개발한다. 이 시스템은 사용자 골반저근의 수축력을 감지하여 스마트폰 엔터테인먼트 앱과 연동되도록 함으로써, 사용자가 거부감 없이 능동적 운동 치료를 병행할 수 있는 배변배뇨장애 치료를 위한 스마트 헬스케어장치이다. 바이오피드백을 통한 운동 과정은 모니터링 할 수 있고, 측정된 데이터를 메모리에 저장함으로써 근육강화 훈련의 향상을 비교평가할 수 있다. 마지막으로 시제품의 전자파 방사 및 성능에 관한 시험을 통해 안전성을 확보한다.

Key words : kegel trainer, the pelvic muscles, strength, the operation graph, biofeedback training

* Dept. of Electronics Engineering, Semyung University

★ Corresponding author

E-mail: yoon dh@semyung.ac.kr, Tel: +82-43-649 1308

※ Acknowledgment

Manuscript received Mar. 11, 2018; revised Mar. 22, 2018 ; accepted Mar. 23, 2018

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

I. 서론

요실금은 남녀노소 다양한 연령대에서 발생하고, 특히 중년 이후의 여성에서 발생빈도가 높다. 통계에 의하면 요실금은 전체 성인여성의 30~40%에 이르는 매우 많은 환자가 고통을 받는 질환이면서도, 전체 환자의 23%만이 병원을 찾는 등 질환을 타인에게 들어내기를 꺼려하는 특성이 있다. 따라서 요실금은 삶의 질적 향상이나 개인의 위생개선 및 이를 관리하는데 많은 비용이 들어 수십 년 전부터 발병에 대한 역학적인 연구가 필수 과제였다.

요실금 치료는 치료기 사용자 본인이 스스로 골반저근을 수축 운동하는 치료가 관련 질환에 가장 효과가 좋음에도 불구하고, 치료기에서 어떠한 자극도 없기 때문에 자극치료에 대한 소비자의 요구가 많았다. 본 논문에서는 과민성 방광 등 전기 자극치료의 필요성이 대두되면서 저주파 자극치료와 골반저근 운동치료를 병행할 수 있는 제품을 개발한다.

II. 요실금과 치료방법

인체에서 방광(bladder), 요도(urethra), 질(vagina) 및 대장(bowel)은 골반저근육(pelvic floor muscle)이 지탱해 준다. 그림 1에서 (a)는 약화된 골반저근이 요도의 오줌을 지탱해 주지 못하여 요실금이 발생하는 경우이고, (b)는 운동을 통하여 강해진 골반저근의 크기가 커져서 요실금증을 치료하는 경우를 나타낸다.

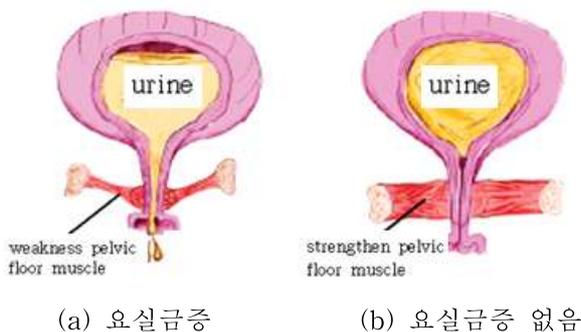


Fig. 1 Comparison of the pelvic floor muscle.
그림 1. 골반저근의 비교

항문거근 중 치골미골근 부위가 수축하면 그 길이가 짧아지고 두꺼워져 골반저근의 구멍이

가로로 좁아지고, 아울러 전후 직경이 줄어들어 골반장기를 위로 밀어 올려준다. 따라서 반사적인 수축훈련 반복을 통한 골반저근운동을 함으로써 치골미골근이 강화되고, 방광경부와 근위부 요도를 밀어 올려 복강내에 위치하도록 함으로써 수동적 요자제 능력을 회복하게 된다[1].

여성요실금은 남성보다 흔하며, Hunskar 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 있다. 젊거나 중년의 여성에게는 대체로 복합성 요실금과 노인일수록 복합성 요실금이 더 흔하다. 전체적으로 복합성 요실금(49%)이 가장 많았고, 다음으로 복합성 요실금(29%) 및 절박성 요실금(21%) 순으로 나타난다[3, 4].

임산부에서 요실금 유병률은 31~60%였고, 대부분 자연 소실되는 것으로 알려졌으나[5], 다른 연구자들은 임신중 요실금의 발생이 나중에 나이가 들어서 요실금이 생길 수 있는 원인이 될 것이라 추측하기도 한다.

남성의 요실금도 여성과 마찬가지로 나이가 들면서 요실금 빈도가 증가하지만, 모든 면에서 여성 유병율의 절반인 것으로 알려진다. 남성 요실금의 유병률은 3~11% 였으며, 60세 이상 남성의 유병률은 19%였다[6]. 그 중 절박성 요실금이 40~80%로 가장 많았고, 다음으로 복합성 요실금 10~30%, 복합성 요실금 10%이하로 나타났다[7].

요실금 치료방법에는 생활습관 개선, 골반저근육을 통한 물리치료, 방광행동치료 및 각종 기구를 통한 운동치료 등이 있다. 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, 방광단련 및 방광교육으로 불리며, 하부요로계 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 골반저근수축운동을 도입한 후 다양한 방법이 개발되었다[10]. 기구를 활용한 골반저운동으로 질원뿔(vaginal cone)을 사용한 방식, 바이오피드백, 기능성 전자기극 및 체외자기장(ExMI)을 이용한 방식 등이 있다[9]. 이외에도 Introl™이 고안되었으나 사용되지 않고 있으며, 새로운 종류가 계속 개발되고 있다. 최근 수술적 치료는 인조 테이프로 늘어진 골반근육을 들어 올려서 지지해주는 TOT, TVT 등의 요실금 수술이 성행되고 있으나 수술적 치료라는 심리적 부담감을 갖게 되며, 요도와 방광을 인조 테이프로 차지 않도록 지지해 줄뿐, 출산 후 벌어진 자궁을 원상태로 회복시켜 주거나, 골반강 내부의 혈류작용을 향상시키는 등의 생체기능 자체를 회복시키는 효과는 기대하기 어려운 한계점이 있다[11].

본 연구는 U헬스 케어 단말기로 사용가능하도록 사용의 편의성, 치료효과 향상을 목표로 기술 개발로 향후 U헬스케어센터와 연계된다. 특히 소비자의 운동데이터를 헬스케어센터로 전송하여 연령, 체형 및 근력 등에 맞는 맞춤형 운동패턴을 제공하고 이를 소비자에게 전송해 줌으로써, 단순한 기능을 넘어 실질적인 치료효과를 극대화 할 수 있도록 관리 가능하며, 소비자의 운동데이터는 중앙 서버에 수집 및 분석되어 보다 나은 운동패턴을 예측하고 개발할 수 있는 빅데이터 자료로도 활용가능하다.

III. 스마트폰 연동 저주파 치료기 구현

사용자 본인이 스스로 골반저근을 수축 운동하는 운동치료가 요실금 관련 질환에 가장 효과가 좋으나, 치료기 자체의 전기적 자극치료에 대한 소비자의 요구가 많고, 과민성 방광 등 전기 자극치료의 필요성도 대두됨으로써 저주파 자극치료와 골반저근 운동치료를 병행할 수 있는 제품을 개발한다[12].

옷 입은 상태에서도 협소한 회음부 공간에 제품을 위치시켜 외부로 들어나지 않고, 부담 없이 저주파자극치료를 할 수 있도록 저주파모듈의 컴팩트한 시스템을 고안한다. 또한 사용자 골반저근의 수축력을 감지하여 스마트폰 엔터테인먼트 앱과 연동되도록 함으로써 사용자가 재미있게 질환

을 치료할 수 있도록 한다.

(1) 근력감지모듈 개발

사용자가 옷 입은 상태에서도 회음부의 협소한 공간을 통해 몸속 골반근육의 수축력을 감지할 수 있도록 근력감지부의 컴팩트화 설계가 필요하다. 골반근육의 수축력을 감지하기 위해서는 근력감지부가 사용자의 양쪽 골반뼈 사이의 협소한 회음부 공간을 통해 몸속 골반근육과 접촉되어야 한다. 이때 골반근육과 접촉되는 모듈 상단부의 폭이 매우 중요하며, 모듈 상단부가 양쪽 골반뼈 사이의 협소한 공간을 통해 사용자의 골반근육에 접근될 수 있도록, 30mm×33mm×125mm의 컴팩트한 사이즈로 모듈을 설계 및 제작한다.

그림 2의 회로보드(PCB) 내부는 센서와 연결된 근력감지회로와 감지된 골반저근의 수축력 데이터를 사용자의 스마트폰으로 전송하기 위한 블루투스 통신회로, 내장된 배터리와 연결된 충전회로 등이 구비된다. 이때 골반저근의 수축력이 센서로 전달되는 과정을 최대한 간소화시켜서 외부와 간섭되지 않도록 함으로써 감지정확도를 ±5% 이내로 향상시켰다.

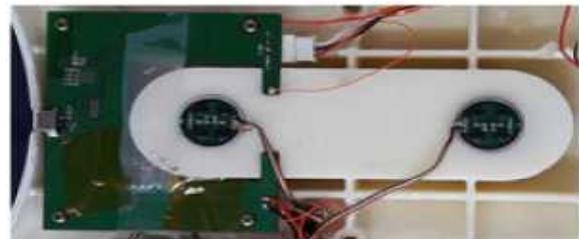


Fig. 2. Main PCB
그림 2. 메인 PCB

그림 3은 그림 2의 근력감지기로 감지된 골반근력 데이터는 무선통신을 통해 스마트폰으로 전송되며, 실시간 데이터는 메인 PCB와 골반근력의 수축력을 ±5% 이내로 감지하는 근력감지 정확도를 갖는다.





Fig. 3. Strengthen power detection in the pelvic muscles.
그림 3. 근력 감지기

근력 강화용 저주파 구동모듈은 0~100 Hz, 펄스폭 약 250μs 범위에서 저주파 펄스를 골반저근에 원활하게 전달할 수 있는 전극과 근육운동을 유도하기 위한 펌웨어 회로를 개발한다.

신호를 처리하는 경우 센서신호를 증폭시키고, 증폭된 신호 $s(n)$ 은 QFT(Quick Fourier Transform)을 이용하여 전력스펙트럼 $S(k)$ 를 구한다. 이때 $S(k)$ 는 길이-N인 복소 데이터 수열에서 DFT(Discrete Fourier Transform)는 다음과 같이 정의된다[13].

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

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

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 식(2)처럼 우수부와 기수부를 갖는다.

$$e^{-j2\pi \frac{nk}{N}} = \cos(2\pi \frac{nk}{N}) - j \sin(2\pi \frac{nk}{N}) \quad (2)$$

만일 복소 데이터 $s(n)$ 이 실수부와 허수부로 나누어지고, 각 부분이 우수대칭부와 기수대칭부를 가진다면 식(3)처럼 쓸 수 있다.

$$s(n) = u(n) + jv(n) \quad (3)$$

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

여기서 실수부의 우수부 $v_e(n)$ 와 기수부 $v_o(n)$, $\theta_{nk} = 2\pi nk/N$ 부호를 이용하여 식(1)을 식(4)처럼 표현할 수 있다.

$$S(k) = \sum_{n=0}^{N-1} [u(n) + jv(n)] [\cos\theta_{nk} - j \sin\theta_{nk}] \quad (4)$$

기함수 주기의 적분수치에 대한 합은 0이고, 그 반주기에 대한 우함수의 합은 전체 주기에 대한 합의 반이 된다. 식(4)를 $0 \leq k \leq N-1$ 에서 이용한 DFT의 계산은 곱셈에 있어서 1/2, 덧셈에 있어서 1/2이 사용된다. 이는 시간함수 n에 대하

여 sine 및 cosine함수의 대칭특성을 이용하였고, 길이가 복잡함과는 무관하다.

계산상의 복잡도는 복소연산이 마지막 단계에서만 발생하기 때문에, QFT 알고리즘은 실시간 데이터의 DFT에 잘 맞는다[14]. 이러한 QFT 알고리즘을 통해 얻은 각 채널의 신호는 데이터 길이에 따라 여러 가지 주파수 성분의 잡음을 갖게 된다. 이때 수집된 각 채널마다 신호가 정보를 갖고 있는지 여부를 판단해야 한다. 따라서 각 주파수에 대한 스펙트럼을 이용하여 신호 $x(n)$ 에 대한 k 번째 주파수의 신호전력 P_s 와 SNR(signal to noise ratio)을 아래 식처럼 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. $SNR [dB]$ 은 원하지 않는 주파수 성분이 존재하는 것인지 여부만을 판단하는 것이지, 실제 정확한 S/R은 아니다.

실수와 복소수 데이터에서 QFT에 필요한 실수 곱셈수 O_M 과 덧셈수 O_A 는 각각 다음과 같다[26].

$$O_M = \frac{N}{2} \log_2(N) - \frac{11}{8} N + 1 \quad (7)$$

$$O_A = \frac{7}{2} N \log_2(N) - 3N + 2 \quad (8)$$

표 1은 FFT와 QFT 알고리즘 연산수를 비교한다. 여기서 실수 데이터에 대한 연산수는 QFT가 훨씬 효과적임을 알 수 있다[15].

Table 1. Comparison of FFT and QFT

표 1. 실수데이터 FFT와 QFT의 비교

Size	Real data FFT		Real data QFT	
	Multiplier	Adder	Multiplier	Adder
N				
16	26	122	11	66
64	162	710	105	482
256	898	3870	673	2818
1024	4610	19582	3713	14580

데이터 길이가 커질 때, Cho와 Temes가 사용했던 오차수정 방법들을 필요에 따라 QFT에 적용할 수 있을 것이다. 센서로부터 얻어진 신호를 QFT 처리하여 얻어진 P_T 로 임계치(Th)에 따라

사용자의 운동을 그래프로 처리한다. 그림 4는 강도 10 ~ 90 범위내 저주파 구동 펄스파형 사례를 나타낸다.



Fig. 4. Pulse waveform of low frequency.
그림 4. 저주파 펄스 파형

(2) 스마트폰 GUI 개발

스마트폰의 GUI(graphic user interface)는 소비자의 감성을 자극하는 UI 및 캐릭터를 디자인하고, 지속적 치료가 가능하도록 흥미를 유발할 수 있는 게임 콘텐츠 APP을 2개 개발한다.

그림 5는 저주파 자극모드를 나타낸다. 화면의 AnyKegel①을 클릭하여 프로그램을 실행시키면, 저주파 버튼을 클릭하여 저주파 자극모드를 선택한다. 화면의 모드 버튼③을 이용하여 자극의 파형을 선택하고, 시간버튼④를 이용하여 1~20분까지 작동시간을 조절 한 후, 강도(intensity) 버튼⑤으로 강도를 1~100단계까지 조절하면서 저주파 자극 치료를 시행한다.

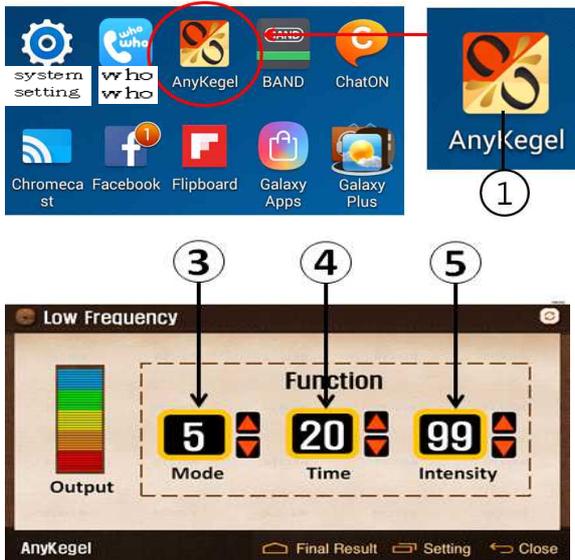


Fig. 5. Stimulation mode of low frequency.
그림 5. 저주파 자극모드

케겔운동은 그림 5에서 AnyKegel①을 클릭하여 프로그램을 실행하고, 케겔 운동모드를 선택한다. 화면에서 그래프, 게임1, 게임2 등 원하는 연습을 선택한다. 그래프⑧을 따라서 골반근육에 힘을 주면 골반근육의 힘이 센서를 통해 감지되어 그래프⑨로 표시되고, ⑩은 엔터테인먼트 화면을 나타낸다. 그림 6은 케겔운동 모드 선택을 통해 운동화면과 근육운동을 나타낸다.

사용자 저주파 모듈의 저면과 덮개에는 서로 대응되는 위치에 영구자석을 설치하여 덮개가 물티슈를 닦은 상태에서 자력에 의해 견고하게 고정된 상태를 유지하도록 한다. 이렇게 하면 물티슈가 덮개에 의해 덮여져서 고정되므로, 물티슈가 속옷과 직접 접촉되지 않아 옷을 적시지 않고 깔끔하게 사용할 수 있게 된다.

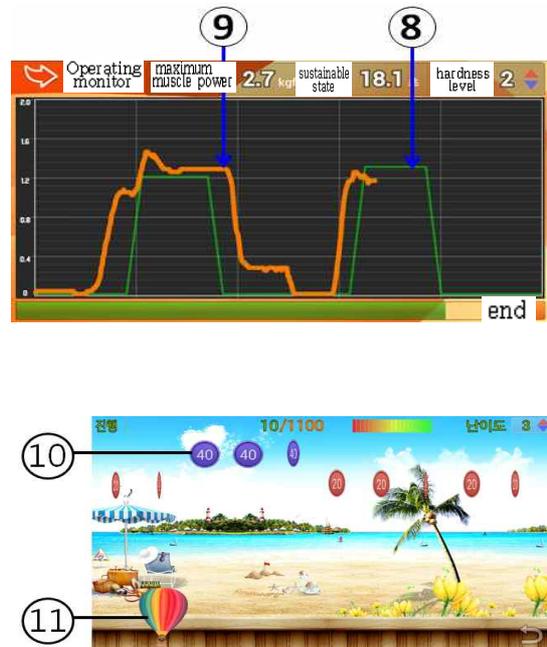


Fig. 6. Monitoring display and maximum muscle power, Kegel operation mode.

그림 6. 모니터링 화면과 최대 근육 운동, 케겔 모드

(3) 제품 디자인 개발

제품 디자인의 기본 콘셉은 휴대하기 간편하고 소비자 감성을 자극하는 3D 디자인으로, 이를 토대로 속옷 안쪽의 회음부에 깔고 앉아 사용할 수 있도록 치료기 모듈의 컴팩트화, 시제품의 내구성 테스트와 디버깅을 반복하면서 제품 품질향상시킨다. 그림 7은 3D 설계한 제품을 나타낸다.

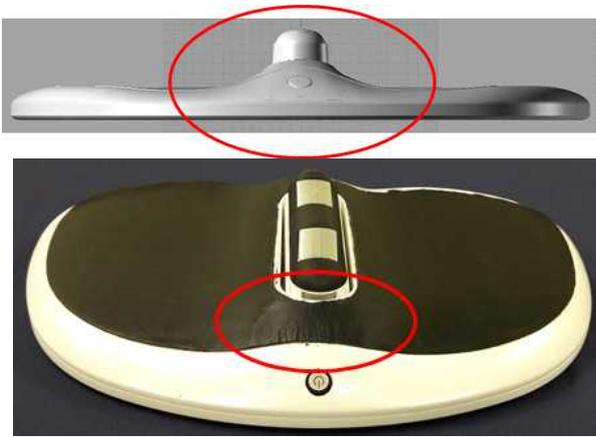


Fig. 7. 3D design diagram

그림 7. 3D 디자인도

지금까지 논의된 기구 등은 질삽이형이 주로 사용되면서 환자의 편의성, 불결감 및 수치심 등이 문제가 되고 있으며, 환자의 편의성 및 효과면에서 더욱 개발이 필요하다.

(4) 실험 결과

한국융합시험연구원(KTR)에서 전자파안전에 관한 공동기준규격 MRK-000019E을 기준으로 전자파 전도시험, 전자파 전도시험, 방사시험, 정전기방전(ESD) 시험, 방사성 RF 전자기장 시험, 과도현상(EFT) 시험, 서지시험, 전원주파수 입력부 전원변화 및 자기장 시험 등을 시험한 결과 모두

또한 성능에 관한 시험에서 모드별로 출력 단자에 500 Ω 무유도 저항을 접속하여 최대주파수를 측정하고, 각 모드 및 단계별 강도를 설정하여 최대출력전압 및 전류를 측정하여 결과 안정판정을 받았으며, 펄스폭 또한 안정성능을 판정받았다.

표 2는 모드와 단계별 최대 출력전압 및 전류 성능평가를 위한 표를 나타낸다. 전류 전압에 대한 안정성능은 디지털 신호를 사용하고 저주파를 적용함으로써 전자장에 대한 안정성을 얻는다.

Table 2. Maximum output voltage and current.

표 2. 최대출력 전압과 전류

mode stage	1	2	3	4	5
1	12 V / 4 mA under				
20	20 V / 7 mA under				
40	26 V / 9 mA under				
60	32 V / 11 mA under				
80	38 V / 13 mA under				
100	43 V / 15 mA under				

표 3은 사용자에게 불안감을 줄 수 있는 외장 누설전류와 환자누설전류 기준치와 측정치를 나타낸다. 누설전류 시험을 실시한 결과 기준치 이하로 나타났다. 여기서 S.P(standard permission)는 표준 허용치, M.V(measurement value)는 측정치를 나타낸다.

Table 3. Comparison of leakage current.

표 3. 누설 전류 시험 기준치와 측정치 비교

Terms	Steady state (mA)		Single disorder(mA)		
	S.P	M.V	S.P	M.V	
Ext. leakage current	0.1	0.001	0.5	-	
Pat. leakage current	dc	0.01	0.001	0.05	-
	ac	0.1	0.001	0.5	-

표 4는 허용오차 ±30 % 범위내 최대 출력주파수를 모드별로 측정하여 나타낸 데이터이다. 여기서 S.V(standard value)는 기준치이고, M.V는 측정치를 나타낸다.

Table 4. Maximum output frequency.

표 4. 모드별 최대 출력 주파수

	S.V(Hz)	M.V(Hz)	Error(%)
mode1	80	78.5	-1.88
mode2	100	97.6	-2.40
mode3	60	59.2	-1.33
mode4	80	78.5	-1.88
mode5	100	97.5	-2.50

표 5는 허용오차 ±30 % 범위내 기준치와 측정치로 펄스폭을 나타낸 것이다.

Table 5. Comparison of pulse width.

표 5. 모드별 기준치와 측정치 펄스폭 비교

	S.V(μS)	M.V(μS)	Error(%)
mode1	250	243.63	-2.55
mode2	250	244.29	-2.28
mode3	250	243.24	-2.70
mode4	250	244.47	-2.21
mode5	250	243.21	-2.72

IV. 결론

배뇨배변장애를 치료하기 위해 거부감이 없이 옷 입은 상태로 속옷 안쪽 회음부에 넣고 깔고 앉아서 골반근육에 저주파펄스를 인가하는 수동적 전기 자극치료와 골반근육의 수축력을 감지하여 스마트폰 앱과 연동시키는 능동적 운동치료를 병행할 수 있는 스마트 헬스케어장치를 개발하였다. 따라서 기존 제품들의 단점을 해결함은 물론, 치료의 다양성도 향상시켰고, 또한 사용자가 재미있는 스마트폰 게임 등을 즐기다보면 자동적으로 질환이 치료되도록 하여 치료지속성도 향상시킨 새로운 시스템이다.

이외에도 골반근육 장애와 관련된 요실금, 변실금, 전립선질환, 성기능장애 등 다양한 질환의 예방 및 치료에 사용 가능하다.

References

- [1] Society of Korea Evacuation and Urination, "Evacuation and Urination," 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 Consulation on Incontinence*, United Kingdom : Health Publications, pp 255-312, 2005
- [3] Samuelsson E, Victor A, Tibbin G, "A population study of urinary incontinence and nocturia among women aged 20-59 years," *Acta Obstetricia et Gynecologica Scandinavica*, vol.76, no.1, pp.74-80, 1997. DOI:10.3109/00016349709047789
- [4] Hannestad Y, Rortveit G, Sandvik H, Hunskaar S, "A community - based epidemiological survey of female urinary incontinence : the Norwegian EPINCONT study," *Journal of Clinical Epidemiology*, vol.53, no.11, pp 1150-1157, 2000.DOI: 10.1016/S0895-4356(00)00232-8
- [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 Journal*, vol.7, no.2, pp 69-73, 1996.DOI: 10.1007/BF01902375
- [6] malmsten UG, Milsom U, Norlen LJ, "Urinary incontinence and lower urinary tract symptoms : an epidemiological study of men aged 45 to 99 years," *The Journal of Urology*, vol.158, no.5, pp.1733-1737, 1997.DOI:10.1016/S0022-5347(01)64113-2
- [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-perceptioin." *International Journal of Urology*, vol.7, no.3, pp.95-103, 2000.DOI:10.1046/j.1442-2042.2000.00147.x
- [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 longitudinal study in women." *BJU Inthernational*, vol.92, no.1, pp.69-77, 2003.DOI:10.1046/j.1464-410X.2003.04271.x
- [9] Cammu H, Van Nysten M, "Pelvic floor exercise versus vaginal weight cones in genuine stress incontinence," *Europe J Obstet Gynecol Reprod Biol*, vol.77, no.1, pp.89-93, 1998.DOI: 10.1016/S0301-2115(97)00237-6
- [10] Glavind K, Nohr SB, Walter S, "Biofeedback and physiotherapy versus physiotherapy alone in the treatment of genuine stress urinary incontinence," *International Urogynecol Journal*, vol.7, no.6, pp.339-343, 1996.DOI: 10.1007/BF01901111
- [11] Erlandson BF, Fall M, Carlsson CA, "The effect of intravaginal electronical simulation on the feline urethra and urinary bladder," *Scand J Urol Nephrol*, vol.44, no.5, pp.235-237, 1977.
- [12] Takahashi S, Kitamura T, "Overactive bladder : magnetic versus electrical simulation," *Current Opinions in Ob & Gy*, vol.15, no.5,

pp.429-433,

2003.DOI:

10.1097/01.gco.0000094705.87578.f5

[13] 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, no.3, pp.1184-1200, 1993.DOI: 10.1109/78.205723

[14] J. F. Kohne, *A Quick Fourier Transform Algorithm*, NAVAL ELECTRONICS LAB CENTER SAN DIEGO CA, 1970.

[15] H. Guo, G. A. Sitton & C. S. Burrus, "The Quick Fourier Transform : an FFT based on symmetrics," *IEEE Trans. on Signal Processing*, vol. 46, no.2, pp. 335-341, 1998.DOI: 10.1109/78.655419

Dal-Hwan Yoon (Member)



1984 : BS degree in Electronic Engineering, Hanyang University
1986 : MS degree in Electronic Engineering, Hanyang University
1994 : PhD degree in Electronic Engineering, Hanyang University

1987. 7 ~ 1994. 6 : Professor in Electronic Engineering, Korea

Millitary Academy. 2005. 7 ~ 2009. 2 : President of HIWIN Co. Ltd. 1995. 3 ~ Professor in Electronic Engineering, SeMyung University

Main : Communication and Signal Processing, Medical Signal Processing, LED&IT Convergence , Fuel Heater & Test System for Cars, Plants.

BIOGRAPHY

Xiang Zhao (Member)



2013.8 : BS degree in Electrical Engineering, Semyung University.

2013.3 ~ current : MS course of Electrical and Electronic Engineering, Semyung University.

2014. 04 ~ current : AnyWood Co. Ltd. Research & Development Institute, Researcher
Main : Communication and Signal Processing,

Byung-Mo Kang (Member)



1995: BS degree in Mechanical Engineering, Inha University

2004. 4 ~ President of Furun Medical Co. Ltd.,
Main : Patient, Medical System, Kegel Trainer