

비이식형 요실금 치료용 신경근 전기자극 의료기기 개발

The Development of Neuromuscular Electrical Stimulation Medical Devices for The Treatment of Non-implantable Urinary Incontinence

이 재 용* · 이 창 두** · 권 기 진†
(Jae-Yong Lee · Chang-Doo Lee · Ki-Jin Kwon)

Abstract - In this paper, the neuromuscular electrical stimulation medical devices for non-implantable incontinence treatment other than vaginal insertion type was developed and commercialized. The structure of medical devices for electrical stimulation based on the anatomy of the pelvic floor muscle designed. Then, the optimum parameters that may be effective in pelvic floor muscle electrical stimulation was set. The circuit system based on the optimum parameters were designed and manufactured. The frequency of the pulse voltage for electrical stimulation is 75[Hz], the pulse width is 300[μ s], the development of medical devices was to have seven program functions to the various treatments. The circuit system of medical devices was composed of microcontroller, comparator and converter. The performance of the developed circuit system in KTC(Korea Testing Certification) were carried out medical equipment inspection test. Test results, test specifications were satisfied with the medical device, the performance was verified to be commercialized as a medical device. The development of medical devices were validated risk assessment and product performance through a software validation. Commercialization of medical equipment was acquired to enable the certification standards of the international standard IEC 60601-1.

Key Words : International standard IEC 60601-1, Non-implantable incontinence treatment, Pelvic floor muscle, Software validation, The neuromuscular electrical stimulation medical devices

1. 서 론

최근 노령화와 건강에 대한 관심 증가로 인하여 가정에서 손쉽게 사용할 수 있는 휴대형 의료기기들이 많이 개발되고 있다. 특히, 여성의 건강과 질환을 치료할 수 있는 다양한 의료기기들이 개발되고 있다. 여성의 경우, 임신과 출산으로 골반 구조의 과도한 확장 때문에 골반근육의 수축력이 약화되어 요실금(Urinary Incontinence)이 발생하고 있다. 요실금은 자신의 의지와 무관하게 소변을 보는 현상이며, 반복되는 임신과 출산을 통하여 방광과 골반을 지지하고 있는 근육들이 점차적으로 약화되어 발생하는 질환이다. 또한, 자연분만을 자주하는 여성일수록 골반저근(PFM: Pelvic Floor Muscle)의 이완현상으로 요실금 발생빈도는 증가하고 있다.

회음 저근육 약화로 배뇨 기능 장애를 발생시켜 소변이 누출되는 요실금은 생명을 위협하는 중질환은 아니지만 환자들이 사회생활 제약, 위생상 문제뿐 만 아니라 정상적인

일상생활의 제한으로 인하여 자괴감과 우울증에 고통을 겪고 있다[1, 2].

수술이나 약물을 사용하지 않고 요실금 치료를 위한 보존요법으로 가장 대표적인 방법이 골반저근 운동이며, 골반저근 강화를 위한 “케겔운동”이 1948년 Arnold Kegel에 의하여 소개되었다[3]. 항문 괄약근을 조이는 케겔운동은 골반저근의 수축을 통하여 근육 기능과 강도를 강화시켜 요실금 예방과 치료에 광범위하게 사용되고 있는 운동 치료요법이다[4, 5]. 그러나 골반저근은 평상시 잘 사용하지 않는 근육으로 케겔운동으로 강화하기 위해서는 지속적이고 부단한 노력이 요구된다. 또한 전기자극으로 골반저근을 강화하여 요실금을 방지할 수 있는 상품화된 의료기기의 대부분이 프 로브를 여성의 질속에 삽입하여 사용하고 있어 사용상 어려움과 수치심을 유발하는 등의 문제점이 있다[6].

따라서 본 논문에서는 기존 제품의 프로브형 전극을 대체할 수 있도록 비이식형 전극을 개발하였다. 그리고, 골반저근을 효과적으로 자극할 수 있는 최적변수를 설정하였으며, 이를 기반으로 회로시스템을 설계하여 제작하였다. 또한, 케겔운동의 골반저근을 강화할 수 있는 운동을 지속성 있고 손쉽게 앉아서 치료를 수행할 수 있도록 하는 요실금 치료를 위한 신경근 전기자극 의료기기를 개발하고 관련 인증을 취득하였다.

† Corresponding Author : Div. of Biomedical Engineering, Yeungnam University College, Korea

E-mail : kjkwon@ync.ac.kr

* Dept. of Mechanical Engineering, Yeungnam University College, Korea

** Alpha Medic Co., Ltd.

접수일자 : 2015년 7월 15일

수정일자 : 2015년 8월 21일

최종완료 : 2015년 8월 26일

2. 본 론

2.1 구조 설계

2.1.1 골반저근의 해부학적 구조

골반저근(PFM)은 골반기관인 방광, 질, 요도, 자궁, 항문을 밑에서 감싸서 받쳐주는 근육 조직으로 미골근(Coccygeus)을 중심으로 항문거근(Levator ani)에 걸쳐 전체적으로 배치되어 있다. 골반저근은 괄약근의 하나로 골반의 바닥에 위치하고 있으며, 항문, 질, 요도 주변에 분포하고 있으며, 항문과 소변의 이완을 담당하는 근육이다. 그림 1은 골반의 인체 모형으로 골반저근의 위치를 나타내고 있다.



그림 1 골반 저근의 해부학적 구조
Fig. 1 Anatomy of the pelvic floor muscles

2.1.2 의료기기의 구조 설계

전기자극을 통하여 골반저근을 강화하기 위하여 골반저근 부분에 2개의 전극(넓이 5[cm]×길이 10.6[cm], STS 304)이 위치되어 있다. 골반저근(2개의 전극)과 치골부위(1개의 전극)에 전기자극을 인가할 수 있도록 3개의 전극을 사용하여 시제품을 별도로 개발하였으나, 치골부위의 전극이 위로 튀어 나와 있어 사용성과 범용성에 제약이 있어 본 논문에서는 2개의 전극으로 시제품을 개발하여 상품화하였다.

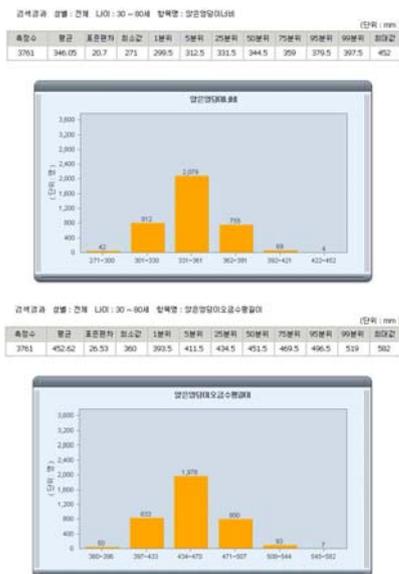


그림 2 앉은 엉덩이 너비 및 오금 수평 길이 데이터
Fig. 2 Horizontal buttock-popliteal length and width data

한국인의 30세에서 80세 사이에 있는 앉은 엉덩이 넓이는 평균 346.05[mm]정도이며, 앉은 엉덩이의 오금 수평 길이는 452.62[mm]정도이다. 이 치수를 기준으로 넓이 350[mm], 길이 410[mm], 높이 45[mm]를 가지도록 구조를 설계하였다. 길이는 다리를 벌리고 있기 때문에 약간 짧게 설계하였다. 그림 2는 한국인 인체치수조사(<http://sizekorea.kats.go.kr>)의 측정 데이터를 나타낸 것이다.

그리고 하부 설계는 일반적인 의자 및 화장실 변기 위에서도 탑재가 가능하도록 견고하게 설계하였으며, 대부분 편안하게 앉아서 골반저근에 전기자극을 받을 수 있도록 편의성과 수월성을 확보하였다. 전원, 입력버튼 및 디스플레이는 벌린 다리 사이에 위치하도록 하여 상시 프로그램 모드 변경과 전기자극 기능이 수행되고 있는 상태를 확인할 수 있도록 전면부에 위치시켰다. 그림 3은 UG Nx 7.5를 이용하여 비이식형 요실금치료용 신경근 전기자극 의료기기의 3차원 구조를 설계한 것이다.

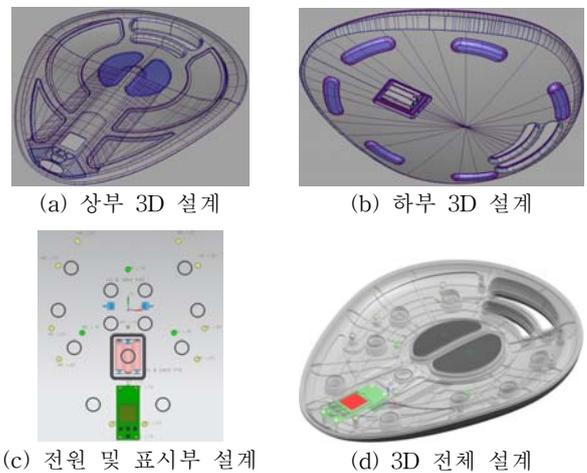


그림 3 의료기기의 3차원 구조 설계
Fig. 3 3-D structural design of medical devices

그림 4는 의료기기의 구조를 입체화시켜 제품화 가능성을 검토한 것으로 상품화를 위하여 사용자의 치료 효과성, 편의성 등을 고려하였고, 외장 색과 디자인 미적 요소를 검토하였다.

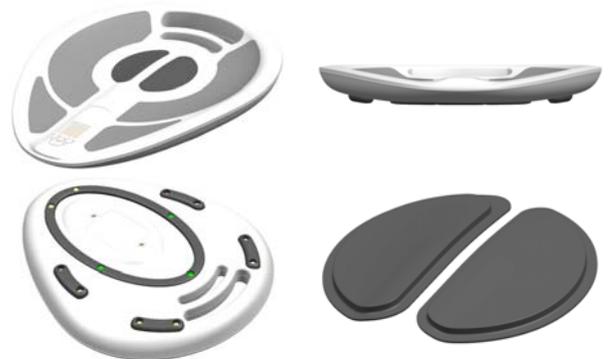


그림 4 개발 의료기기의 제품 설계
Fig. 4 Product design in the development of medical devices

2.2 골반저근 전기자극을 위한 최적 변수 설정

전기자극에 의한 골반저근의 근육강화를 위하여 인가되는 전류는 주파수, 펄스폭, 동작시간, 중지시간, 자극 파형의 상태 등에 따라 치료효과를 극대화시킬 수 있다. 따라서 최적의 전기자극을 인가하기 위하여 생체 전기자극 특성을 분석하였고, 최적 변수를 설정하였다.

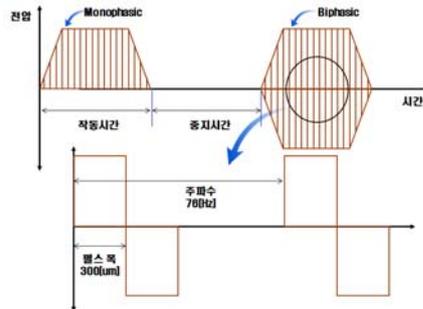


그림 5 전기 자극을 위한 펄스 파형의 변수

Fig. 5 Parameters of the pulse waveform for the electric stimulation

그림 5는 최적의 변수를 설정하기 위하여 인가 펄스 파형을 나타낸 것이다.

2.2.1 인가 주파수 설정

일반적으로 주파수는 근수축 형태와 근피로 유발에 영향을 미치고 있다. 1[Hz]의 주파수로 자극하면 단일연축(Single Contraction)이 발생하며, 점차적으로 주파수를 높이면 강직성 연축(Tetanic Contraction)이 일어나게 된다. 근육의 기능적 효과는 강직성 연축이 유발되는 전기자극을 인가하여야 한다. 임상연구에 의하면 강직성 연축을 유발시키는 주파수는 근육에 따라 다르나 대략 50[Hz]이상이면 가장 효율적으로 강직성 연축을 유발하게 된다[7, 8]. 그러나 근육에 전기자극을 하면 운동에 의한 자발적인 근수축보다 급격한 피로현상이 생긴다. 자발적인 근수축에서는 하나의 근육 내부에 있는 여러 운동단위가 골고루 동원되는 것에 비하여 전기자극을 인가하면 계속 같은 신경섬유들이 자극받게 된다. 따라서 자극 주파수를 높이면 신경과 근육의 접합부에서 자극을 전달하는 전달물질이 고갈되어 근피로 현상이 발생하게 된다. 이러한 근육의 피로현상이 기능적 전기자극의 효율성을 저해하는 주요한 요인이 된다. 따라서 이러한 근육의 피로현상을 줄이기 위하여 전기자극의 주파수를 낮추고, 파형의 변화를 주어 피로현상을 줄여야 한다. 본 논문에서는 강직성 연축을 극대화하고 근육의 피로현상을 줄이기 위하여 인가 주파수를 75[Hz]로 설정하였다.

2.2.2 인가 펄스폭 설정

전기자극으로 신경이 흥분되어 근육이 수축하기 위하여서는 펄스폭과 자극강도가 적절하게 조화를 이루어야 한다. 일반적으로 자극강도가 일정할 경우, 펄스폭이 300[μs] 근처

에서 최대 근수축이 일어나며, 펄스폭이 20~50[μs]정도로 매우 짧게 되면 자극강도가 높아야 근수축이 발생하게 된다. 임상연구에 의하면 펄스폭이 500[μs]보다 크게 되면 불쾌감을 주게 된다. 따라서 작은 전류 자극강도로 편안하게 근수축을 일으키기 위하여서는 일반적으로 100~500[μs]의 펄스폭이 가장 효율적이다[9, 10]. 본 논문에서는 최대 근수축이 발생하는 300[μs]의 펄스폭이 발생하도록 회로를 설계하였다.

2.2.3 인가 펄스의 작동 및 중지시간 설정

인가 펄스전압에 의하여 전류가 통전하여 근수축을 유발하게 되는 작동시간(On-Time)과 전류가 통전되지 않는 중지시간(Off-Time)은 일반적으로 근육 수축과 피로에 관련이 있으며, 작동시간과 중지시간의 차이를 통하여 다양한 치료효과를 얻을 수 있다. 일반적으로 전기자극 치료를 처음 수행 경우에는 작동시간을 적게 하고, 중지시간을 길게 하다가 서서히 근수축 반응을 관찰하면서 작동시간을 늘려 치료하는 것이 바람직하다. 동작과 중지시간의 비율은 치료목적에 따라 1:1부터 1:5까지 사용하고 있다[11, 12]. 본 논문에서는 인가 펄스전압의 작동시간과 중지시간을 7가지 형태로 구분하여 사용하였으며, 각기 다른 7가지 형태를 모드1~모드7까지 지원하도록 설계하였다.

2.2.4 인가 파형 설정

인가 전압파형은 단상(Monophasic)과 이상(Biphasic)의 2가지 종류가 있으며, 0전압과 +전압으로 파형이 변화되는 단상(Monophasic)인 경우에는 한 방향으로 전류가 흐르기 때문에 이온의 화학적 작용으로 피부자극이 일어나기 때문에 장시간 자극하기에는 적합하지 않다. 그러나 +전압과 -전압으로 파형이 변화되는 이상(Biphasic) 전압 파형의 경우에는 화학적 반응이 거의 일어나지 않고 두 전극에서 모두 조직을 흥분시킬 수 있는 장점이 있으며 느낌이 부드러운 일반적으로 가장 많이 사용되는 패턴이다. 본 논문에서는 인가 펄스 전압 파형을 장시간 사용이 가능하고 부드러운 자극을 인가할 수 있는 이상(Biphasic) 파형을 사용하였다.

2.3 회로시스템 및 아트웍 개발

비이식형 요실금치료용 신경근 전기자극 의료기기의 회로시스템과 아트웍을 설계하여 개발하였는데, 회로시스템은 소형 저전력으로 설계한 외부 구조에 취부가 가능하도록 하여 의료기기로서 상품화가 가능할 수 있도록 의료기기 국제규격인 IEC 60601-1의 규격인증을 만족할 수 있도록 제작하였다.

의료기기의 회로에 사용된 CPU는 저전력 및 LCD 구동이 가능한 PIC16F946 8-Bit CMOS Microcontroller를 탑재하였으며, CPU의 프로그램은 운영체제 Windows 7에서 구동이 가능한 MPLAB v.8.63 컴파일러를 사용하여 소프트웨어를 개발하였다. 전체 회로시스템은 OrCAD 9를 사용하여 설계하였고, 직류 4.5[V] 건전지(AA형, 3개)로 동작할 수 있도록 하였다.

신호처리 회로부는 모드선택과 출력조절을 위하여 스위치 및 비교기 회로로 구성하였다. 또한 안정적인 전압을 인가하기 위하여 정전압회로 및 컨버터회로를 사용하여 안정적인 펄스전압을 인가할 수 있도록 설계하였다. 그림 6은 회로시스템의 블록다이어그램을 나타낸 것이다.

그리고, 설계된 회로시스템의 회로를 기반으로 PCB를 설계 및 제작하였다. 앞에서 다리 사이로 스위치를 입력하고 출력을 볼 수 있도록 시인성과 입력이 용이성을 확보할 수 있도록 설계하였다. 그림 7은 설계된 PCB 아트웍, PCB 전자부품을 실장한 후면부, 입력버튼과 LCD를 탑재한 전면부를 나타낸 것이다.

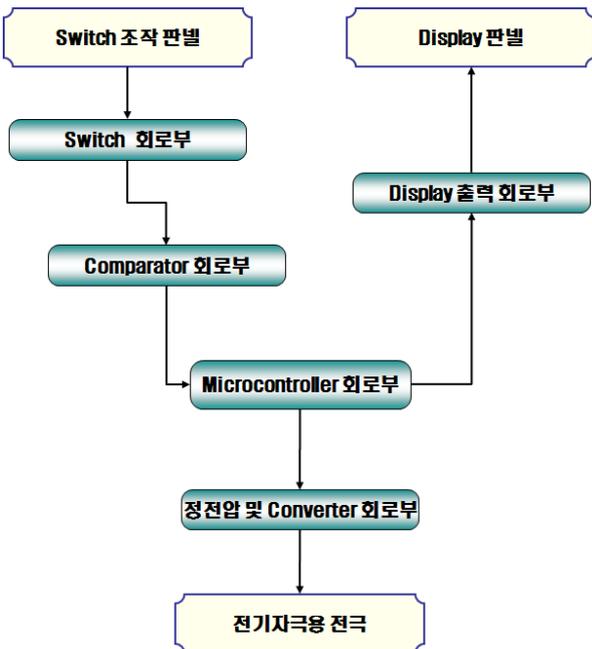


그림 6 회로시스템 블록다이어그램
Fig. 6 The block diagram of the circuit system

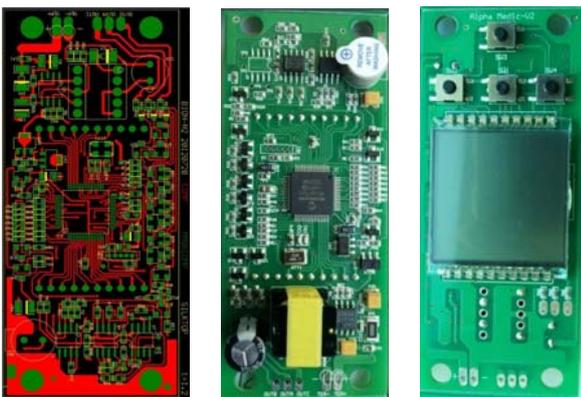


그림 7 PCB 아트웍 및 개발된 회로시스템
Fig. 7 PCB artwork and developed a circuit system

그리고 그림 8은 제작된 PCB 전면부에는 취부된 조작 판넬을 나타낸 것이다. 입력 스위치로는 전원 및 일시정지 기능의 전원 버튼, 신경근 자극을 위하여 다양한 7가지 시술

프로그램 모드를 지원할 수 있는 프로그램 버튼과 전기자극의 출력강도를 강과 약으로 1-99까지 조절할 수 있는 출력 조절기 버튼으로 구성하였다. 출력부는 LCD를 사용하였으며, 출력 주파수별 7가지 시술 프로그램 모드의 표시, 배터리 잔량표시 등 소형이지만 다양한 기능을 가질 수 있도록 회로를 설계하여 제작하였다.

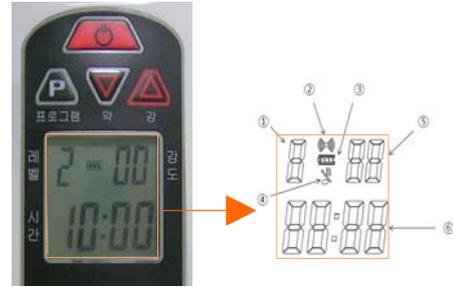


그림 8 취부된 조작 판넬
Fig. 8 The panel mounting operations

2.4 개발된 회로시스템의 출력 특성 분석

2.4.1 출력 파형 설계

요실금 신경근 전기 자극을 위하여 회로시스템의 출력 파형을 설계하였다. 골반저근의 전기 자극을 극대화하기 위하여

표 1 출력 파형 설계

Table 1 Design of the output wave

모드	패턴도	시간(sec)		반복횟수 (Cycle)	Cycle사이 중지시간 T3
		T1	T2		
1		3	3	-	-
2		4	4	-	-
3		5	5	-	-
4		7	6	-	-
5		5	2	3	10
6		7	2	5	25
7		9	3	10	50

여 분석한 최적 변수를 기반으로 회로시스템의 출력 특성을 설계하였다. 표 1은 전기자극을 위하여 출력주파수, 펄스폭, 최대 출력전류, 최대 출력전압을 각 프로그램별로 성능을 달리하도록 설계한 것을 나타낸 것이고, 표 2는 작동시간과 중지시간의 변화를 구분하여 7가지 프로그램별 출력이 되도록 설계하였다.

표 2 전기 자극을 위한 출력 성능 설계

Table 2 Output performance designed for electrical stimulation

모드	시간[sec]		출력 주파수 [Hz]	전류 [mA]	전압 [Vp-p]	펄스폭 [μ s]
	On	Off				
프로그램1	3	3	75	6.5	55	300
프로그램2	4	4	75	8	55	300
프로그램3	5	5	75	10	55	300
프로그램4	7	6	75	11	55	300
프로그램5	5	2	75	10	55	300
프로그램6	7	2	75	11	55	300
프로그램7	9	3	75	11.5	55	300

2.4.2 출력 특성 분석

개발된 회로시스템은 출력주파수 75[Hz], 펄스폭 300[μ s], 최대 출력전류 11.5[mA], 최대 출력전압 55[Vp-p]의 정전류형으로 개발하였으며, 골반저근의 전기자극을 극대화하고 치

료효과를 높이기 위하여 동작시간과 중지시간에 따라 출력 모드를 7가지 종류로 구분하여 전기자극을 인가하도록 하였다. 그림 9는 프로그램 5의 모드에 대한 출력파형 특성을 측정한 것으로, 출력 파형은 설계된 파형과 유사하게 특성을 나타내었다.

개발된 회로시스템의 출력 특성에 대한 신뢰성을 확보하기 위하여 한국기계전기전자시험연구원에서 의료기기 시험 검사를 수행하였다.

시험검사에서는 전기·기계적 안전성 시험, 전자파 장애에 관한 시험, 전자파 내성에 관한 시험, 성능에 관한 시험을 거쳐 식품의약품안전청 고시 제 2009-54호 시험규격과 방법을 만족하였고, 의료기기품목허가신청으로 상품화할 수 있도록 성능을 검증하였다. 표 3은 한국기계전기전자시험연구원에서 성능을 시험한 결과를 발췌한 것이다.

표 3 성능시험 결과

Table 3 Results of the performance test

모드	출력주파수 (Hz)	속정차 (%)	오차 (%)	전류 (mA)	속정차 (%)	오차 (%)	전압 (Vp-p)	속정차 (%)	오차 (%)	펄스폭 (μ s)	속정차 (%)	오차 (%)
프로그램1	75	76.80	+ 2.40	6.5	6.36	- 2.16	55	54.4	- 1.10	300	290	- 3.34
프로그램2	75	76.80	+ 2.40	8	8.13	+ 1.63	55	56.1	+ 2.00	300	290	- 3.34
프로그램3	75	77.01	+ 2.68	10	9.61	- 3.90	55	55.8	+ 1.46	300	290	- 3.34
프로그램4	75	77.00	+2.67	11	11.29	+ 2.64	55	55.6	+1.10	300	290	- 3.34
프로그램5	75	77.01	+2.68	10	9.62	- 3.80	55	55.5	+ 0.91	300	290	- 3.34
프로그램6	75	77.00	+2.67	11	11.18	+ 1.64	55	55.9	+ 1.64	300	290	- 3.34
프로그램7	75	77.00	+2.67	11.5	11.34	- 1.40	55	55.9	+ 1.64	300	290	- 3.34

2.4.3 소프트웨어 검증

첨단 의료기기들은 하드웨어와 소프트웨어가 연동되어 구동되고 있으며, 인체에 적용하는 것으로 인체의 유해성과 생체적합성 등을 고려하여 개발되어야 하며, 소프트웨어를 포함하는 의료기기의 운영 및 관리를 제 규정화한 것이 소프트웨어 검증(Software Validation)이다.

소프트웨어 검증은 의료기기의 유용성과 신뢰도를 증가시킴으로 결함 발생률, 리콜 및 시정조치 감소, 환자 및 의료기기 취급자에 대한 위험 감소, 의료기기 제조업체에 대한 부담 경감을 위한 것으로, 의료기기에 소프트웨어를 결합시킨 후 실제 또는 모의 사용환경에서 소프트웨어의 적절한 작동에 대한 점검을 수행하는 것이다. 개발된 의료기기의 상품화를 위하여 소프트웨어 검증을 수행하였다. 품질경영시스템(의료기기 제조, 품질관리기준)과 위험관리시스템(ISO14971)과 연동되는 범위에서 소프트웨어가 개발 및 유지될 수 있도록 하였다. 개인용 저주파 자극기의 품명으로 형명 KE-1000으로 소프트웨어 검증을 수행하였다. 전기감전, 누설전류로 인한 쇼크, 저주파에 의한 쇼크, 전극에 의한 재감염 또는 교차 감염, 기기파손 및 시술 중 외상, 저주파 출력 강도 및 모드별 쇼크 등 위험평가와 개발사양의 출력 파형에 대한 제품성능을 검증받았다.

2.5 국제 규격인증

의료기기의 상품화를 위하여 공인인증시험기관의 시험을 통하여 시제품을 검증하였으며, 의료기기로서 상품화가 가능하도록 국제규격인 IEC 60601-1의 규격인증을 획득하였다.

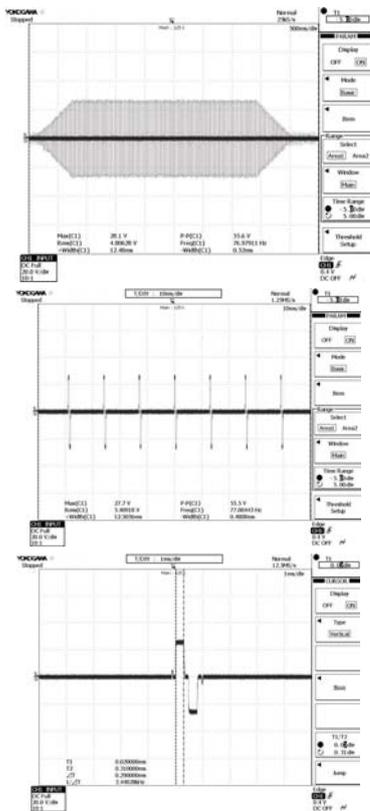


그림 9 프로그램 5의 출력 파형 특성

Fig. 9 The output waveform characteristic of the program 5

그림 11은 상품화되어 판매가 되고 있는 비이식형 요실금 치료용 신경근 전기자극 의료기기를 나타낸 것이다.



그림 11 상품화된 의료기기
Fig. 11 The commercialization of medical devices

3. 결 론

임신과 출산으로 인하여 골반 근육의 수축력이 완화된 사회적 활동과 위생상의 문제가 되고 있는 요실금을 치료하기 위하여 질내 삽입 형태가 아닌 비이식형으로 요실금 치료를 할 수 있는 신경근 전기자극 의료기기를 개발하여 상품화하였다. 골반저근의 해부학적 구조를 기반으로 의료기기의 구조를 설계하였으며, 일반 의자나 수세식 화장실 변기 위에서 편하게 앉아서 골반저근을 강화할 수 있는 편리성과 수월성을 가진 구조를 설계하였다. 그리고 골반저근에 효과적으로 전기자극을 할 수 있는 최적 변수를 설정하였으며, 이를 기반으로 회로시스템을 설계하여 제작하였다. 전기자극을 위한 인가 펄스전압의 주파수는 75[Hz], 펄스폭은 300 [μ s]를 가지며, 다양한 치료를 할 수 있도록 동작시간과 중지시간을 달리하여 7가지 기능을 가지도록 하였다. 회로시스템을 PIC16F946 8-bit Microcontroller, MPLAB v.8.63 컴파일러를 사용하여 구성하였다.

의료기기는 생체와 밀접한 관계를 가지고 있기 때문에 개발된 회로시스템을 한국기계전기전자시험연구원에서 의료기기 시험검사를 수행하였다. 시험결과, 식품의약품안전청 고시 제 2009-54호의 시험 규격과 방법을 만족하였고, 의료기기품목허가신청으로 상품화할 수 있도록 성능을 검증하였다. 또한, 개인용 저주파 자극기의 품명으로 형명 KE-1000으로 소프트웨어 검증을 수행하였다. 전기감전, 누설전류로 인한 쇼크 등 위험 평가와 개발사양의 출력파형에 대한 제품 성능을 검증받았다. 의료기기로서 제품화가 가능하도록 국제규격인 IEC 60601-1의 규격인증을 획득하였다.

References

[1] Chunmi Kim, Hongja Lee, Eunman Kim, "A Study on Urinary Incontinence Related Health Problems in Women above Middle Age in Rural Areas and Their Coping with the Problems", Korea Academy of Community Health Nursing, 24(3), pp. 368-376, 2013.
[2] Hyekeyeong Kang, Kwiryeeong Hong, "Effect of Muscle Strength Training on Urinary Incontinence and Physical Function: A Randomized Controlled Trial in Long-term Care Facilities Purpose", Journal

of Korean Academy of Nursing, 45(1), pp. 35-45, 2015.
[3] A. Kegel, "A Progressive Resistance Exercise in The Functional Restoration of The Perineal Muscles", Am J Obstet Gynecol, 56, 1948.
[4] Myeongsuk Cho, Hyekeyeong Kang, "A Comparative Study on the Effects on Urinary Incontinence between Pelvic Floor Muscle Exercise and Magnetic Stimulation Therapy Purpose", Korea Academy of Community Health Nursing, 19(4), 2008.
[5] T. Yamanishi, K. Yasuda, "Electrical Stimulation for Stress Incontinence", International Urogynecology Journal, 9, pp. 281-290, 1998.
[6] T. Yamanishi, K. Yasuda, "Randomized Double-blind Study of Electrical Stimulation for Urinary Incontinence due to Detrusor Overactivity", Urology, 55, pp. 353-357, 2000.
[7] Liberson Wt, Holmquest Hj, Scott D, Dow A, "Functional Electrotherapy: Stimulation of The Peroneal Nerve Synchronized with The Swing Phase of The Gate of Hemiplegic Patients," Arch Phys Med Rehabil, 42, pp. 101-105, 1961.
[8] Richardson DA, Miller KL, Siegel SW, Karram MM, Blackwood NB, Staskin DR, "Pelvic Floor Electrical Stimulation, A Comparison of Daily and Every-other day Therapy for Genuine Stress Incontinence", Urology, 48, pp. 110-118, 1996
[9] Bergmann S, Eriksen BC, "Anal Electrostimulation in Urinary Incontinence", Urol. Int 41, pp. 411-417, 1986.
[10] Susset J, Gatea G, Manbeck K, Susset A, "A Predictive Score Index for The Outcome of Associated Biofeedback and Vaginal Electrical Stimulation in The Treatment of Female Incontinence", J Urol. 153, pp. 1461-1466, 1995.

저 자 소 개



이 재 용 (李 在 容)

1966년 10월 10일생. 1991년 경북대 전기공학과 졸업. 1996년 동 대학원 전기공학과 졸업(박사). 현재 영남이공대 교수
Tel : 053-650-9631
E-mail : lly@ync.ac.kr



이 창 두 (李 昌 斗)

1965년 4월 21일생. 1993년 계명대 산업공학과 졸업. 현재 (주)알파메딕 대표이사.

E-mail : lcd77@naver.com



권 기 진 (權 奇 珍)

1969년 3월 10일생. 1991년 경북대 전기공학과 졸업. 1998년 동 대학원 졸업(박사). 현재 영남이공대 의료기기과 조교수.

E-mail : kjkwon@ync.ac.kr