

휴대폰 내장을 위한 경피신경 자극치료기의 설계 및 구현

우상효[†], 윤기원^{**}, 이정현^{***}, 박희준^{****}, 원철호^{*****}, 조진호^{*****}

요 약

최근 휴대폰의 성능이 향상되면서 다양한 부가기능을 내장한 멀티미디어 폰이 등장했다. 특히 웰빙에 대한 관심이 증가하여 바이오 기능을 휴대폰에 내장 하기위한 다양한 시도가 있어 왔다. 여러 가지 바이오 기능 중 경피 신경 전기치료기는 혈액 순환의 개선과 통증 억제의 기능이 있으므로 이를 휴대폰에 내장시키면 언제 어디서나 쉽게 전기 자극을 통해 혈액 순환을 개선하고 통증 억제를 할 수 있는 장점이 있다. 경피 신경 전기치료기를 휴대폰에 내장시키기 위해서는 소형 및 저전력의 자극모듈이 필요하며, 모듈이 오동작할 경우에도 사용자의 안전을 보장할 수 있어야 한다. 본 논문에서는 소형의 승압기를 이용하여 휴대폰에 내장가능 한 전기자극기를 설계 및 제작하였으며, 사용자의 안전을 위해 자극기의 출력단에 충전된 전체 에너지가 한꺼번에 출력되어도 인체에 무해하도록 설계하였다. 구현한 자극기 모듈의 검증을 위하여 소형의 마이크로 프로세서를 이용하여 테스트 시스템을 구현하여 성능을 검증하였다.

Design and Implementation of Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation System for the Integration with Mobile Phone

Sang-Hyo Woo[†], Ki-Won Yoon^{**}, Jyung-Hyun Lee^{***}, Hee-Joon Park^{****},
Chul-Ho Won^{*****}, Jin-Ho Cho^{*****}

ABSTRACT

Recently, performance of the mobile phone has increased dramatically. Due to this, it is possible to integrate various biotechnology. There are many ventures to integrate biotechnology with mobile phone, because of increasement interest of peoples well-being. The transcutaneous electrical nerve stimulation can improve the circulation of blood and suppress a pain. To integrate the transcutaneous electrical nerve stimulation with mobile phone, it is necessity to make small, low power, and safe module. In this paper, the transcutaneous electrical nerve stimulation module is designed and implemented by small boost convertor. The value of tank capacitor, which is the total stimulus energy to human, can be chosen to insure safe condition. To confirm the operation of designed module, a small micro-controller is used to make system and test the module. The implemented system is small and consumes a low enough power to be integrated with mobile phone.

Key words: Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation(경피신경 전기자극기), Electrical Stimuli(전기 자극), Mobile Phone(휴대폰)

※ 교신저자(Corresponding Author) : 조진호, 주소 : 대구광역시 북구 산격동 1370번지(702-701), 전화 : 053)950-5538, FAX : 053)959-5538, E-mail : wgundan@paran.com
접수일 : 2005년 8월 19일, 완료일 : 2005년 11월 17일
[†]경북대학교 전자전기컴퓨터학부 (E-mail : wgundan@paran.com)
^{**}경북대학교 전자전기컴퓨터학부 (E-mail : ohora0923@hotmail.com)
^{***}경북대학교 전자전기컴퓨터학부

(E-mail : pung@palgong.knu.ac.kr)
^{****}경북대학교 전자전기컴퓨터학부 (E-mail : hjpark@knu.ac.kr)
^{*****}정회원, 경일대학교 컴퓨터제어·전기공학부 (E-mail : jhcho@ee.knu.ac.kr)
^{*****}정회원, 첨단 감각기능 회복장치 연구소
※본 연구는 산서전자 (주) 의 연구비 지원으로 수행되었음.

1. 서 론

최근 휴대폰의 성능 향상과 더불어 바이오 테크놀로지 관련 기능을 휴대폰에 내장시키기 위한 연구가 활발히 진행되고 있으며, 그에 따른 다양한 제품들이 개발되고 있다[1,2]. 다양한 바이오 테크놀로지 중 경피신경 자극치료기는 전기 자극을 통하여 혈액 순환을 촉진하여 노폐물의 처리를 원활하게 하고 혈액 순환을 돕는 역할을 한다[3,4]. 또한 피로에 강한 지근과 근력의 증가를 유도하며, 운동과 병행하면 체지방의 감소를 촉진시키는 것으로도 알려져 있다[5-7].

이밖에 경피신경 자극치료기는 진통의 억제기능도 있는 것으로도 알려져 있다. 전기 자극을 경피신경을 통하여 인가하게 되면 통각 신경 $A\beta$ 가 흥분되어 그 자극을 뇌로 전달하며 전달된 자극은 뇌에서 β -endorphin의 생성을 유도하고 이로 인해 척수에서는 손상된 세포에서 오는 자극을 감소시킴으로써 통증을 감소를 유도한다[8,9].

이와 같이 다양한 효능이 있는 경피신경 자극치료기를 휴대폰에 내장하고 자극 패드를 휴대폰의 스테레오 오디오 단자에 연결할 수 있도록 하면 자극을 언제 어디서나 간단히 가할 수 있다는 장점이 있다. 그러나 치료용으로 사용되는 상용의 경피신경 자극치료기[10]는 일반적으로 고가의 부피가 큰 장비들이며 전기자극시 큰 소비전력을 요구하므로 휴대폰에 내장시키기에는 부적합하다. 그러므로 휴대폰 내장형 자극기는 소형의 저전력 모듈이 요구된다.

소형의 전기 자극기를 제작하기 위해서는 전기 자극에 의한 근수축의 과정을 살펴볼 필요가 있다. 일반적으로 강시 곡선 (strength duration curve)에서 보이는 기전류 (rheobase)와 시치 (chronaxie)보다 큰 전기 자극을 주게 되면 골격근의 근섬유에서 필라멘트의 미끄러짐의 수축을 유발하여 근육을 수축시킨다. 이때 ATP (adenosine triphosphate)의 분해를 유발하고, 열을 발생시켜 혈액 순환을 향상시킨다. 이때 근육의 사용이 과도할 시 근육내의 젖산 등의 물질이 축적되는 근피로가 일어나게 된다.

근육의 수축을 유발하는 전기자극을 가하기 위해서는 전류 강도 (current intensity), 도통시간 (duration of current flow), 최대 강도에 도달하는 시간의 설정이 중요하다. 특히 소비 전류를 줄이기 위해서는 전류 강도를 높이고 도통시간을 단축시켜야

한다. 그 외에도 전기 자극으로 통증을 유발하지 않기 위해서는 다수의 통각 신경인 $A\delta$, C 를 자극하지 않아야 하므로 도통시간은 짧아야 한다. 그러므로 도통시간은 $A\delta$, C 의 시치보다 짧게 인가되어야 한다 [11]. 결과적으로 전력 소비를 줄이고 통증을 주지 않기 위해서 짧은 시간 동안 자극을 인가하여야 하며 짧은 시간 동안의 자극에도 원하는 효과를 얻기 위해서는 전류 강도의 상승을 필요로 한다. 그러므로 경피신경 자극과 같이 높은 임피던스에서 전류 강도의 상승을 위해서는 높은 출력 전압이 요구된다.

기존의 소형 전기자극회로 중 Bourret[12]등은 전류 거울회로 (current mirror)를 이용하여 신경에 삽입이 가능한 초소형의 전기자극기를 구현하였다. 이 회로는 전류 거울과 DAC (Digital to Analog Converter)을 내장하고 있어 외부에서 쉽게 출력 전류를 제어할 수 있으며 넓이가 0.0256 mm^2 밖에 되지 않는 장점이 있다. 하지만 전류 거울회로를 이용하므로 경피신경 자극과 같이 높은 임피던스를 가지는 곳에서 의도된 전류를 흘릴 수 없으며 출력 전압이 낮으므로 신경을 자극할 수 없는 단점이 있다.

Woodward[13]등은 외부 잡음이 인체에 가해지는 것을 방지하기 위하여 오프 아이솔레이터를 사용하였다. 이 회로는 일반 전원을 사용할 시 들어올 수 있는 외부잡음으로부터 인체를 보호하는데 효과적이다. 그러나 이와 같은 방식은 출력 전압이 고정될 뿐만 아니라 높은 입력전압을 사용하는 문제가 있어 소형으로 제작하는데 문제가 있다.

그 외 전기자극기로 사용가능한 회로로는 Howland 전류 펌프회로[14]가 있다. 이 회로는 연산 증폭기를 이용하므로 일정한 전류를 출력할 수 있고 쉽게 구현할 수 있는 장점이 있다. 그러나 출력 전압이 공급되는 전압의 최대 2배 밖에 되지 않아 3.7 V의 휴대폰의 전원으로는 경피신경의 자극에 필요한 전류를 출력할 수 없는 단점이 있다.

그밖에 경피신경 자극기는 인체에 전기 자극을 주는 것이므로 전기 자극이 세포에 손상을 주는 것을 방지하여야 한다. Lilly[15]등은 전기 자극이 세포에 손상을 주지 않게 하기 위하여 양방향의 자극 파형을 통하여 세포 및 신경에 손상을 주는 것을 최소화 하였다.

본 논문에서는 휴대폰에 내장 가능할 정도로 소형이며 저전력인 경피신경 자극치료기를 구현하였다.

저전력으로 경피신경을 자극하기 위하여 소형의 승압회로 전압을 승압하고, 승압된 전압은 충전 커패시터에 저장되므로 충전 커패시터의 용량을 조절하여 출력되는 최대 에너지를 제한한다. 또한 저장된 전압을 H-브리지 회로를 이용하여 다양한 패턴의 양방향 자극을 출력하여 세포에 손상을 최소화 하였다. 그밖에 소비 전력을 줄이기 위하여 출력단의 충전 커패시터에 저장된 전압의 값을 ADC (Analog to Digital Convertor)로 측정하여 목표 전압보다 낮을 경우에만 승압회로를 동작시키도록 하여 소비전력을 감소시켰다. 그리고 인가되는 전기 자극이 심근의 운동에 영향을 주지 않기 위하여 전기 자극시간을 심근의 시치의 1/10인 200 usec로 고정하였다. 그 외 승압회로의 작동 시간을 체크하여 과도한 에너지가 출력되는 것을 감시하고 자동적으로 자극을 중단시킬 수 있도록 하였다. 휴대폰에 내장하기 전에 구현된 모듈을 검증하기 위하여 별도의 소형 마이크로프로세서를 이용하여 시스템을 구현하여 동작을 검증하였다.

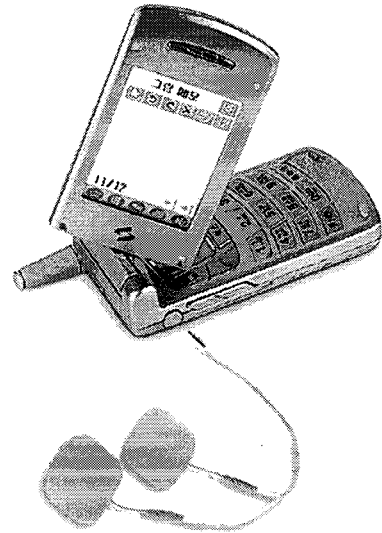


그림 1. 경피 신경 전기 자극기가 내장된 휴대폰의 예시도

2. 전체 시스템의 설계

구현한 경피신경 전기자극기가 휴대폰에 내장되면, 그림 1과 같이 절 타입의 자극 패드를 휴대폰에 스테레오 오디오 단자에 연결할 후, 휴대폰에 내장된 전기 자극 프로그램을 실행하여 자극의 강도, 주기 그리고 모드를 선택하면, 휴대폰의 중앙처리장치가 구현된 모듈을 제어하여 원하는 전기자극 패턴을 패드로 출력을 한다. 그러므로 사용자는 패드를 휴대폰과 함께 휴대하고 다니면 언제 어디서나 간단히 패드를 부착하여 전기자극을 가하여 혈액 순환을 촉진시키거나 통증을 감소시킬 수 있다.

휴대폰에 경피신경 전기자극기를 내장하기에 앞서 모듈의 동작을 검증할 수 있도록 그림 2의 블록도와 같이 별도의 시스템을 설계하였다. 제작된 모듈의 동작 및 상태를 확인할 수 있도록 키패드와 LCD를 마이크로프로세서에 연결하였으며 외부에서 전기 자극 명령이 들어오면, 마이크로프로세서는 승압회로를 제어하여 승압하고, H-bridge를 통하여 양방향의 전기 자극을 패드로 출력한다. 또한 마이크로프로세서의 프로그램을 C언어를 사용하여 휴대폰에 중

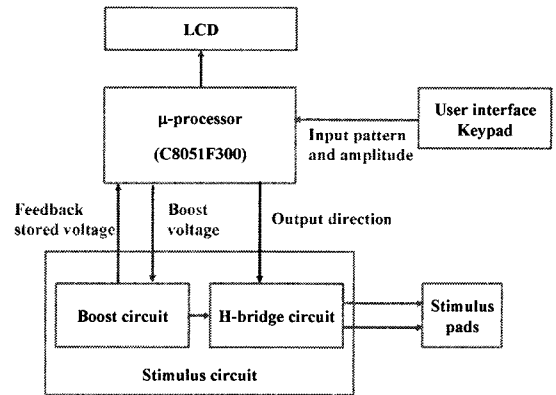


그림 2. 경피 신경 전기자극기 모듈의 간단한 블록도

앙처리장치에 쉽게 포팅이 가능하도록 하였으며, 마이크로프로세서에 내장된 타이머를 이용한 주기적인 제어 신호를 출력하므로 중앙처리장치에서의 처리시간을 감소시켜 부하를 적게 준다.

2.1 고전압 발생부

경피신경의 자극에 필요한 소비 전력을 줄이기 위해서는 충분히 높은 전압을 생성이 필요하고 이를 위하여 그림 3과 같이 소형화가 용의한 Boost converter를 이용하여 고전압 발생부를 구현하였다. 구현한 회로의 전력의 소비를 줄이기 위하여 C3에 충전된 전압을 ADC로 체크하고 목표 전압보다 낮을

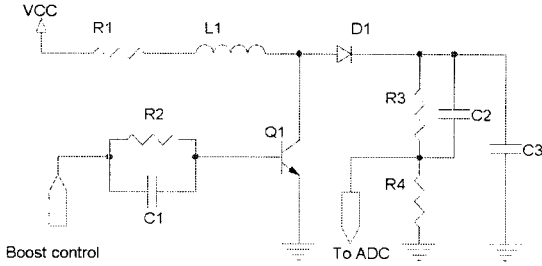


그림 3. 전압 승압을 위한 Boost converter

경우에만 승압한다. 그리고 코일에서 승압되는 전압은 코일에 흐르는 전류의 시간에 대한 미분 값에 비례하므로 Q1 트랜지스터의 하강시간을 감소시키기 위하여 C1을 R2에 병렬로 연결하였다. 또한 C3에 충전된 전체 에너지가 피부로 전달되어도 안전하도록 식 (1)을 이용하여 C3의 값을 조절하였다.

$$\frac{1}{2} CV^2 < VIT = I_{max}^2 (R_{skin} + 2R_{pad}) T$$

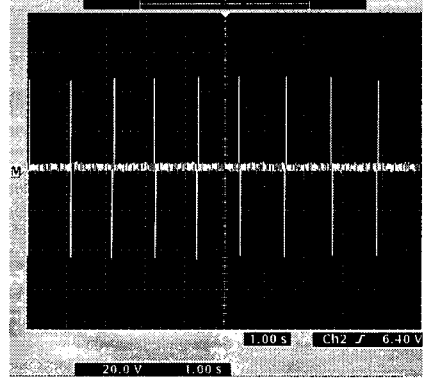
$$C < \frac{2I_{max}^2 (R_{skin} + 2R_{pad})}{V^2} \quad (1)$$

I_{max} = 안전전류 (2mA), R_{skin} = 최소 피부 임피던스 ($200\Omega cm^2$),
 R_{pad} = 최소 패드 임피던스 ($200k\Omega cm^2$),
 T = 방전시간, V = 최대 출력 전압.

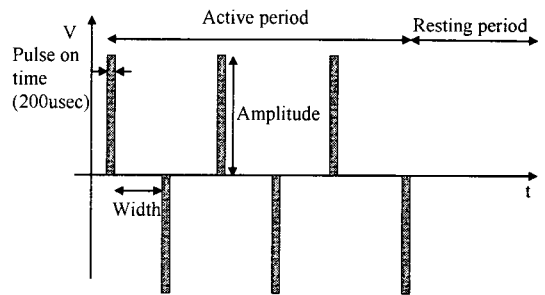
2.2 양방향 출력 회로

단방향의 전기 자극은 전하량의 균형이 맞지 않아 세포에 손상을 줄 수 있으므로, H-bridge 회로를 이용하여 그림 4의 (a)와 같이 양방향으로 전기 자극을 출력하도록 하였다. 또한 그림 4의 (b)와 같이 출력 방향, 폭, 주기, 자극 시간의 조절을 마이크로프로세서가 H-bridge 회로를 이용하여 제한한다.

전기 자극이 심근의 운동에 영향을 주지 않도록 하기 위하여 전기 자극 시간을 심장의 시치인 2 msec의 1/10인 200usec로 설정하였다. 시치는 기 전류의 두 배의 강도로 자극하여 흥분이 일어나는데 걸리는 시간으로 흔히 근육의 수축에 필요한 최소 시간으로 정의한다. 또한 전기 자극 시간을 200usec로 설정하게 되면 통증을 거의 유발하지 않는다. 그 이유는 통증을 전달하는 섬유는 그림 5와 같이 A_δ , C, AB 섬유로 구성되어 있으며 A_δ 섬유는 예리한 통증을 전달



(a)



(b)

그림 4. (a) 실제 구현한 자극 파형 (b) 전기 자극 파라미터들

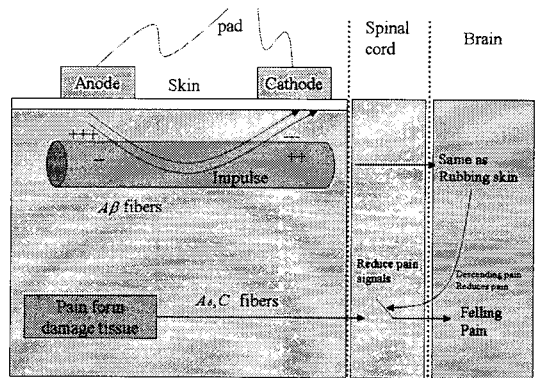


그림 5. 전기 자극이 AB 섬유를 자극하여 통증을 완화시키는 과정

하고, C 섬유는 느리고 둔한 통증을 전달한다. 이 두 섬유는 통증을 전달하는 주된 섬유로서 그 시치가 최소 450usec이므로 구현된 자극기는 통증을 유발시키지 않는다. 단 AB 섬유의 시치 200usec이므로 자극이 뇌로 전달이 되면, 이때 뇌는 피부를 문지룰 때와 같은 느낌을 받아 β -endorphin라는 진통효과를 가

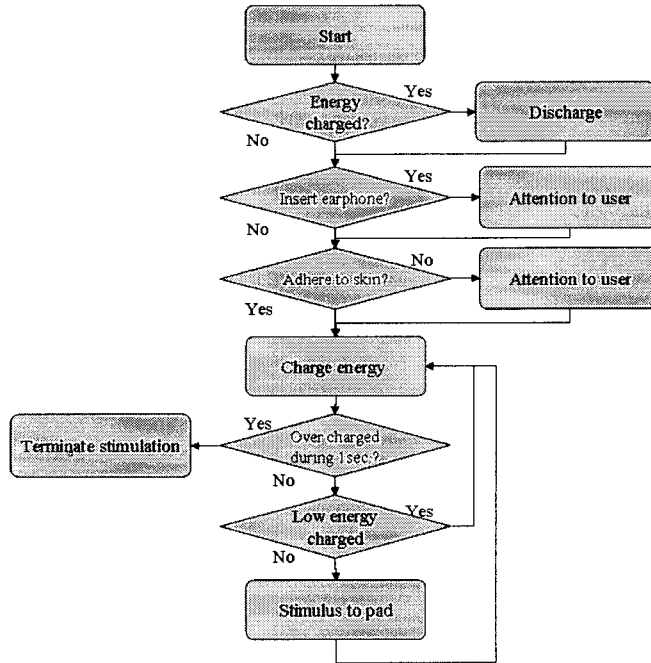


그림 6. 전기 자극기의 순서도

진 물질이 생성되어 고통이 감소하고, 척수에서는 손상된 세포에서 오는 자극을 감소시켜 전체적으로 통증을 감소시킨다.

2.3 제어부

제어부는 소형 8051 (silicon laboratories, USA)을 사용하였으며, 이는 휴대폰 내장 시 휴대폰의 프로세서로 대체될 부분이다. 제어부의 동작 순서는 그림 6과 같다. 프로세서는 오동작으로 커패시터에 에너지가 충전된 상태에서 재시작 되었을 경우를 대비하여 그림 7과 같이 초반에 커패시터를 방전한다. 다음으로 전기 자극을 출력하는 상태에서 패드를 피부에 부착 시, 갑작스러운 자극에 의한 놀람 또는 거부감이 있으므로 이를 방지하기 위하여 패드의 피부 부착 여부를 피부 임피던스를 이용하여 판단하게 된다. 즉 마이크로프로세서는 미세한 전기 자극을 출력 시 부하에 따른 승압회로의 평균 동작횟수를 내장하고 있어, 승압회로의 1초당 동작 횟수를 체크하여 패드가 피부에 접촉되었는지를 판단하여 사용자에게 주의 를 준다.

또한 사용자의 부주의로 이어폰을 삽입한 상태에서 자극을 인가할 경우 이어폰의 부하가 75Ω이므로

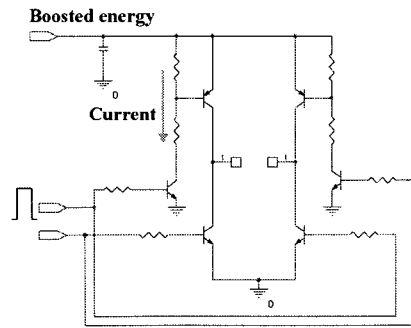


그림 7. H-bridge를 이용한 커패시터를 방전시키는 과정

충전횟수의 급격한 증가를 감지하여 경고 메시지를 보낼 수 있다. 위 과정을 거치면 그림 8과 같이 전압을 목표치까지 승압하여 커패시터에 충전한 후 입력된 자극의 패턴에 따라 전기 자극을 패드로 출력한다. 전기 자극을 출력 시 커패시터의 평균 충전횟수가 과도하게 높으면 패드가 단락된 것으로 판단하여 수행을 중지시킨다.

2.4 외부 인터페이스 및 자극패드

외부의 키패드는 자극의 세기, 주기, 그리고 자극 시간을 입력 받기 위하여 사용하였으며 LCD는 마이

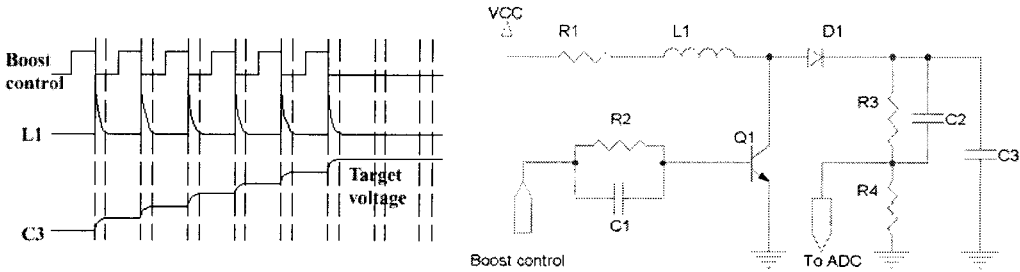


그림 8. 커패시터를 충전하는 승압회로의 동작 과정

크로프로세서의 현재 상태를 나타내도록 하였다. 자극패드는 넓은 부위의 골격근에 효과를 주기 위하여 넓은 면적을 가지면서도 사용하기 편한 젤 타입의 표면전극 TenzPad (Bio Protech Inc, Korea)를 사용하였다.

3. 시스템의 제작 및 실험

본 논문에서 설계 및 구현한 모듈은 그림 9와 같이 가로 20mm, 세로 20mm 및 두께 2.3mm의 크기로 제작되어 휴대폰에 내장 및 삽입이 용의하도록 제작하였다. 또한 휴대폰에 내장할 경우 내부 컨트롤러 및 외부 인터페이스는 휴대폰에 내장된 장치를 사용함으로써 이를 제거한 자극부분은 그림 7의 음영 부분만이므로 총 2.5cm²의 면적에 구현할 수 있다.

제작된 시스템은 충전된 전압의 값을 ADC로 측정 한 후, 목표 전압보다 낮을 경우에만 승압회로를 동작시킴으로써 불필요한 전력의 소비를 줄여 휴대폰의 배터리로 장시간 동작이 가능하게 하였다.

또한 ADC를 이용하여 제어할 경우에 소비 전력의 감소를 보기 위하여, ADC를 사용할 경우와 사용하지 않을 경우, 그리고 크기가 36cm²이며 3V로 동작하는 a 사의 제품과 비교하였다. 측정 방법은 부하를

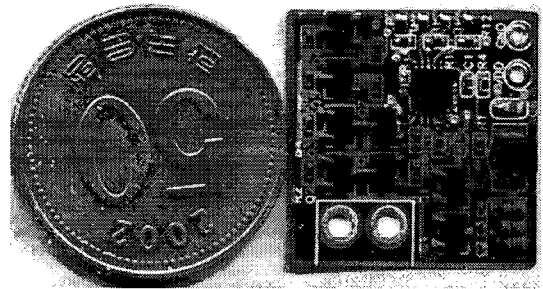


그림 9. 구현한 경피신경 전기자극기

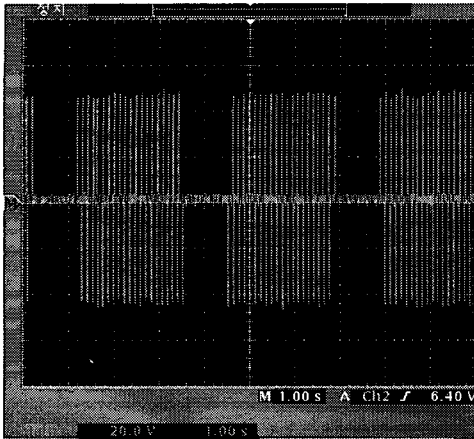
100kΩ, 출력 전압이 18-22V, 자극 주파수가 4Hz일 때 소비 전류를 측정하기 위해서 4초 동안 기준저항 10Ω에 양단의 전압차를 오실로스코프 TDS 3052 (Tektronix, USA)을 이용하여 측정한 결과는 표1과 같다.

ADC를 사용한 모듈이 표1에서와 같이 ADC를 사용하지 않은 경우 보다 47%의 소비전력 감소를 보였으며, 상용 제품 a에 비해서는 86%의 소비전력의 감소를 보였다.

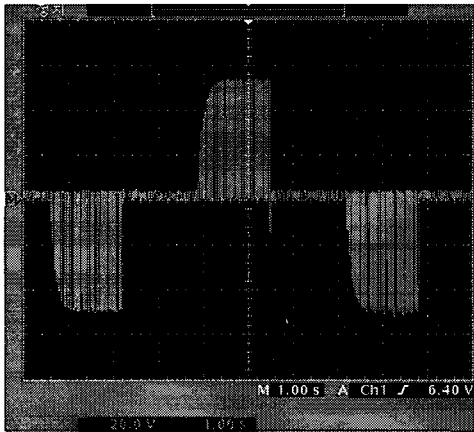
전기 자극은 가해지는 주파수에 따라 사용자의 느낌이 다르므로 자극의 세기와 주파수 그리고 방향을 조합하여 두드림, 누름, 주무름의 느낌을 주도록 프로그램 하였으며 그림 10은 출력 가능한 자극파형 중 2개이다.

표 1. ADC를 이용한 모듈과 사용하지 않은 모듈과 상용 제품과의 전류 소모 차이

	Average current (mA)	Average power consumption (mW)	Stimuli voltage (V)	Load resistor (Kohm)	Stimuli frequency (Hz)
Within ADC	3.5	12.95	18	100	4
Without ADC	6.5	24.05	18	100	4
Potable commercial product	25	75	22	100	4



(a)



(b)

그림 10. (a) 구현한 자극 파형 1, (b) 구현한 자극 파형 2

구현된 전기 자극기의 성능의 검증을 위하여 경북대병원 재활의학과 재활전문의와 상담하여 약소한 설문조사를 하였다. 방법은 평소에 운동을 잘 하지 않는 남녀 10명을 대상으로 팔 굽혀 펴기를 50회를 실시한 다음, 왼쪽 또는 오른쪽 팔 한곳에만 전기 자극을 매일 3회 15분을 가한 다음, 5일간 고통을 느끼는 정도를 1-10단위로 나누어서 설문조사에 응하게 하였다. 그림 11는 10명이 5일간 전기 자극을 가한 팔과 그렇지 않은 팔의 통증을 느끼는 정도를 나타낸 그림이다.

4. 결 론

본 논문에서는 혈액순환 개선, 통증 완화 등의 다

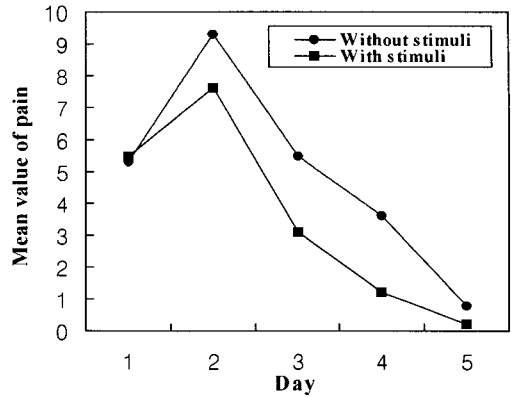


그림 11. 5일간 전기 자극을 가한 팔과 그렇지 않은 팔의 통증 경감 그래프

양한 장점이 있는 경피신경 자극기를 휴대폰에 내장 가능하도록 초소형 및 저전력으로 제작하고 이를 위한 제어 알고리즘을 실험을 통해 확인 하였다. 특히, 휴대폰에서 가장 큰 문제인 소비전력을 ADC를 이용한 제어를 통해 최소화 하였다.

전기 자극은 심근의 동작에 영향을 주지 않기 위하여 도통시간을 200 usec로 고정하여 안전성을 확보 하였으며 이는 통각신경을 거의 자극하지 않으므로 전기 자극 시 통증을 느낄 수 없으며, 통각 신경 중 Aβ를 집중 자극하여 β-endorphin증가를 유도해 통증완화를 유도한다. 또한 전기자극 에너지가 충전되는 커패시터의 값을 조절하여 출력되는 에너지를 제한하였다. 그리고 H-bridge 회로를 통해 전기 자극을 양방향으로 출력하여 세포에 손상이 가지 않도록 설계하였다. 그밖에 승압회로의 동작을 체크하여 과도한 에너지가 출력되는 것을 방지하였으며, 피부 임피던스에 의한 승압회로의 변화를 감지하여 자극 패드의 미 부착 및 오디오 선의 연결을 감지하여 사용자에게 경고를 줄 수 있도록 하였다.

구현한 소형의 모듈은 검증을 위하여 10명을 대상으로 간단한 임상 조사를 실시하였으며, 이로부터 구현된 자극기가 통증 회복에 역할을 하는 것을 볼 수 있다. 본 연구는 휴대폰의 바이오 메디컬 분야의 응용 기술 개발을 확대시키는 효과가 있을 것으로 기대되며 추후 전문의와 함께 더 많은 동물 또는 인체 실험을 통한 효율성을 검증할 것이다.

참 고 문 헌

[1] 안보섭, 조진호, 김명남, "전두엽에서의 EOG 제

거용 다채널 뇌파 적응 필터,” *한국멀티미디어 학회 춘계학술발표대회 논문집*, 제7권, pp. 859-862, 제1호, 2004.

[2] [http://news.naver.com/news/read.php?mode=LSD&office_id=001&article_id=0000991219 §ion_id=103&menu_id=103](http://news.naver.com/news/read.php?mode=LSD&office_id=001&article_id=0000991219§ion_id=103&menu_id=103), Korea.

[3] Hornig B., Maier V., and Drexler H., “Physical training improves endothelial function in patients with chronic heart failure,” *Circulation*, Vol. 93, pp. 210-214, 1996.

[4] Augustinsson L., Bohlin P., Bundsen P., *et al*, “Pain relief during delivery by transcutaneous electrical nerve stimulation,” *Pain*, Vol. 4, pp. 59-65, 1977.

[5] Peggie C. Kwan K., and BSc, MPhil, “Contemporary trends in Electrical Stimulation: The Frequency- Specificity Theory,” *Hong Kong Physiother. J.*, Vol. 13, pp. 23-27, 1992.

[6] Jancik J., Dobsak P., Eicher J.-C., *et al*, “Increase in muscle strength after low-frequency electrical stimulation in chronic heart failure,” *Scripta medica*, Vol. 76, No. 5, pp. 285-290, 2003.

[7] 김성수, 신말순, 배종진, 유재현, 김재등, 강선연, 이경진, “비만여성의 저주파 온열 복합처치와 운동요법에 따른 체구성 성분 및 신체 둘레의 변화 연구,” *한국사회체육학회지*, 제19호, pp. 1071-1082, 2003.

[8] 김형남, 박래준, “경피신경 자극과 미세전류신경근 자극이 β -endorphin과 동통역치에 미치는 영향,” *대한물리치료학회지*, 제9권, 제1호, pp. 103-115, 1997.

[9] MELZACK R., “Pain mechanisms A new theory,” *Science* Vol. 150, pp. 971-979, 1965.

[10] <http://www.lifemeditech.co.kr/productgangpi.htm>, Korea.

[11] David P., Michael N., *Design and development of medical electronic instrumentation*, WILEY-INTERSCIENCE press, U.S.A.

[12] Bourret, Sawan M., and Plamondon R., “Programmable High-Amplitude Balanced Stimulus

Current-Source-for Implantable Microstimulators,” *IEEE/EMBS Proceedings - 19th International Conference*, pp. 1938-1941, 1997.

[13] Woodward W., “Optically isolated precision bipolar current source,” *Electronic Design*, pp. 130-132, 1998.

[14] <http://eportal.apexmicrotech.com/mainsite/pdf/an20u.pdf>, U.S.A.

[15] J. C. Lilly, *injury and excitation by electric currents*: Chapter 6 in *Electrical stimulation of the brain*, University of Texas Press, U. S. A, pp. 60-64.



우 상 호

2004년 경북대학교 전자전기컴퓨터학부 졸업(공학사)
 2004년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
 2006년~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정

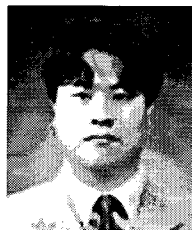
관심분야 : 생체신호처리, 텔레메트리, DSP



윤 기 원

2004년 경북대학교 전자전기공학부 졸업(공학사)
 2004년~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)

관심분야: 생체신호계측, 텔레메트리



이 정 현

2002년 경북대학교 전자전기공학부 졸업(공학사)
 2004년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
 2004년~현재 경북대학교 대학원 전자공학과 박사과정

관심분야 : 의료영상분석, 집적회로설계, RF 시스템, 생체신호처리, 텔레메트리



박 희 준

1999년 경북대학교 전자전기공학
부 졸업(공학사)

2001년 금오공과대학교 대학원
전자공학과 졸업(공학석
사)

2001년~현재 경북대학교 대학원
전자공학과 박사 과정

2005년~현재 계명대학교 의과대학 의료정보학교실 연
구강사

관심분야 : 생체신호처리, 텔레메트리



원 철 호

1992년 경북대학교 공과대학 전
자공학과 졸업(공학사)

1995년 경북대학교 대학원 전자
공학과 졸업(공학석사)

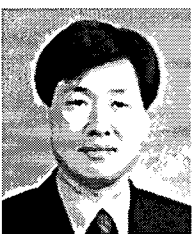
1998년 경북대학교 대학원 전자
공학과 졸업(공학박사)

1998년~1999년 계명대학교 의과
대학 의공학교실 연구강사

1999년~2002년 Univ. of Iowa, Post. Doc. Fellow

2002년~현재 경일대학교 제어계측공학과 조교수

관심분야 : 의용계측, 의학영상처리, 컴퓨터 비전



조 진 호

1988년 경북대학교 대학원 전자
공학과 졸업(공학박사)

1991년~1992년 University of
Iowa, 교환교수

1984년~현재 경북대학교 전자전
기컴퓨터학부 교수 및
병원 의공학 과장(겸무)

2000년~현재 경북대학교 의과대학 의공학교실 주임교수

2002년 12월~현재 보건복지부지정 첨단감각기능회복
장치연구소 연구소장

관심분야 : 생체 전자, 생체 신호 처리, 의용 센서시스템,
완전이식형 인공중이, 초소형 텔레메트리 시
스템 등