

# 개인용 저주파 자극기의 특성분석 및 Prototype개발

## A Prototype Development of Personal Low-frequency Stimulator with Characteristic Analysis

\*이 기 송, 이 동 하, 유 재 택

\* 안양대학교 전기전자공학과(전화:011-355-9293, E-mail : kslsein@hanmail.net )  
 안양대학교 전기전자공학과(전화:016-653-8375, E-mail : dhli8375@lycos.co.kr)  
 안양대학교 전기전자공학과(전화:019-392-0972, E-mail : jtyoo@aycc.anyang.ac.kr.)

**Abstract :** A personal low-frequency stimulator is a portable device to relax muscle pains of a person. The stimulator generates combined low-frequency pulses to be applied to pads attached to painful muscles. This paper reports a development of such device with its characteristic analyses. The major components of our stimulator are MCU, high-voltage generating circuit part, high-voltage switching circuit part, input switch part and display unit. High-voltage generating circuit is designed by using a boost converter circuit and allows user control of the output voltage. High-voltage switching circuit, controlled by MCU, generates output voltage to be applied to pads. Input switch part is composed of power supply, intensity selection, mode selection and memory. Display unit adopts a text LCD module to display modes, intensity, output frequency and user set-up time. Our designed safety circuit, to protect human body from possible electric shock, slowly increases the output voltage to the selected output intensity. It continuously checks the output pulse shape and disable the output when dangerous pulses are detected. This paper also shows some experimental results.

### 1. 서 론

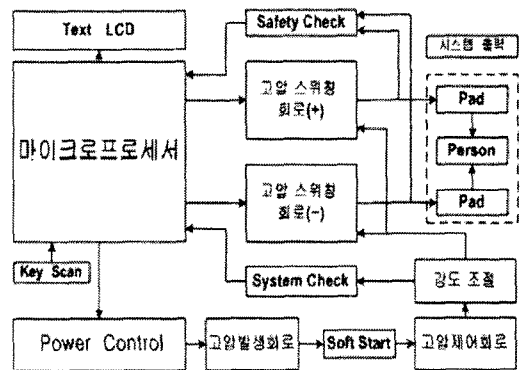
통증을 없애는 것은 의학에 있어서 가장 중요한 문제의 하나이다. 몇 세기에 걸쳐 통증에 대처할 수 있는 수단은 여러 가지의 진통제 뿐이었다. 그러나 통증의 신경생리학적인 특성에 대하여 새로운 관찰을 시작하며 통증에 관한 연구는 많은 진전을 보였다. 사람이 느끼는 통증은 심한 자극에 의해 발생되거나, 혹은 자연 발생되는 경우도 있다. 이러한 통증은 신경세포에 의해 감지되며 감지된 통증은 척수내의 신경세포의 연결부등의 경로를 통해 대뇌에 전달됨으로서 통증을 느끼게 한다. 통증을 느끼는 강한 영향은 척추의 신경활동에 계속적으로 나타나는데 이러한 통증을 방지시켜 주는 신경세포도 있다. 이러한 신경세포는 물린이나 전기자극에 의해 활동하여 통증을 완화시켜 준다. 따라서 통증부위에 근육수축이 되질 않을 정도의 저주파의 자극을 실시하면 통증완화에 큰 효과가 있음이 이미 학계에 보고 된 바 있다.

저주파 자극기란, 저주파 펄스를 복합적으로 구성하여 인체의 근육을 자극하여 통증부위의 근육통을 완화시키는 기기이며, 저주파 자극기의 성능과 출력 module의 조합이 매우 중요하면서도 system이 고압으로 동작하기 때문에 고장으로 인한 사용자의 안전성을 중요시하여야 하므로 본 논문에서는 물리치료 대응으로

사용하는 저주파 자극기의 성능 분석 및 prototype 개발에 관한 연구결과를 보여준다.

### II. 시스템 설계

시스템의 전체 블록도는 아래의 그림 1과 같다.



<그림 1> System Block 도

저주파 자극기의 구조는 크게 나누어 중앙처리장치, 고압발생회로, 고압제어회로, 고압스위칭회로, key scan,

표시부로 구성되며 사용자의 안전을 위하여 2중 안전 장치로 구성되어 있다.

Key Scan부의 스위치 입력에 따라 동작을 선택할 수 있으며 통중에 따라 4가지 모드로 구분된다. Mode 스위치 입력에 의해 Mode A(두드리기), Mode B(주무르기), Mode C(누르기), Mode D(사용자 모드)를 선택할 수 있고, Timer 스위치 입력에 따라 동작제한 시간 15분/30분을 선택할 수 있으며 Hold 스위치에 의해 현재 발생하는 pulse를 기억하여 사용자 모드로 선택할 수 있다. 표시부는 text LCD를 사용하여 현재 출력중인 Mode와 주파수, 동작제한 시간과 System 및 Safety ERROR 등을 표시한다.

### III. 주요부분의 설계 및 특성

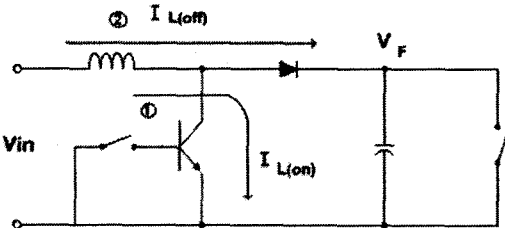
본 절에서는 저주파 자극기의 주요부분의 설계 및 특성에 대하여 기술한다.

#### 1. 마이크로프로세서

동작 주파수는 4MHz이며 전전지의 사용을 위해 4.5V의 전원전압으로 설계하였다. 마이크로프로세서는 8-bit CPU 및 8-channel의 10-bit ADC, ROM, RAM을 내장하고 있는 다기능 마이크로프로세서를 선정하였다. 시스템을 check하기 위해 1ms 주기로 timer interrupt를 수행시켰으며 인체에 출력되는 펄스는 마이크로프로세서 출력포트의 제어에 의해 이루어진다.

#### 2. 고압 발생 회로

그림 2의 승압형 DC-DC 컨버터를 사용하여 3V의 전압을 직류 100V로 승압한다. Tr이 ON되면 ①의 루트로 전류가 흘러  $V_{in}$ 으로부터 초크코일 L에 에너지가 축적된다. 이때 Diode는 역바이어스 된다. 그리고 Tr이 OFF되면 전류는 ②의 루트로 바뀌고 초크코일 L에 축적된 에너지가 Diode를 통해 출력으로 방출되어 출력 전압이 상승하게 된다.

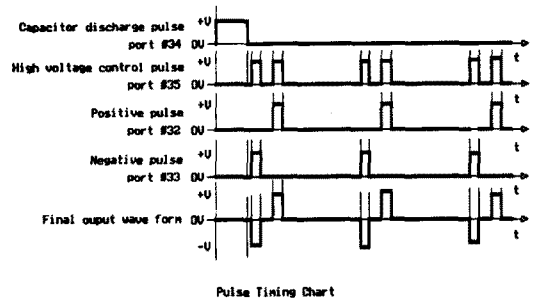


<그림 2> 고압 발생 회로

#### 3. 고압 제어 회로

고압 발생회로에서 발생한 직류 100V를 Positive Pulse와 Negative Pulse를 같은 시간동안 출력하여 강도 조절기의 입력 단에 보낸다. 그림 3은 MCU의 펄스

타이밍 차트를 보여준다.

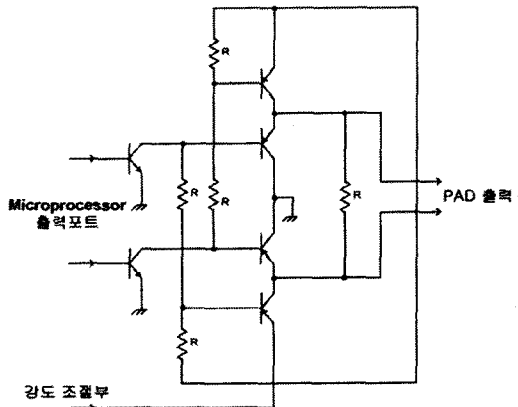


Pulse Timing Chart

<그림 3> 고압 제어 회로의 출력

#### 4. 고압 스위칭 회로

고압 제어회로에 의해 ON/OFF되는 100V를 강도 조절기의 저항값을 조정하여 고압 스위칭 회로에 0 - 100V를 공급한다. 발생한 0 - 100V의 전압을 각 모드 모듈의 Positive / Negative 펄스가 전압에 실려서 접착페드로 출력된다. 그림 4는 고압 스위칭 회로를 보여준다.



<그림 4> 고압 스위칭 회로

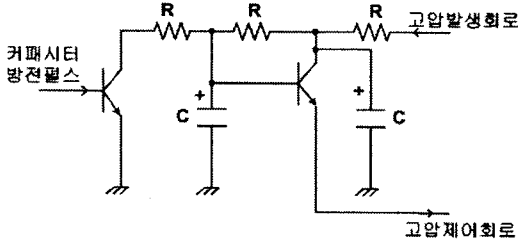
#### 5. 안전 장치부

인체는 전기 신호에 민감하므로 인체보호를 위하여 안전장치부를 설계하여 추가하였다.

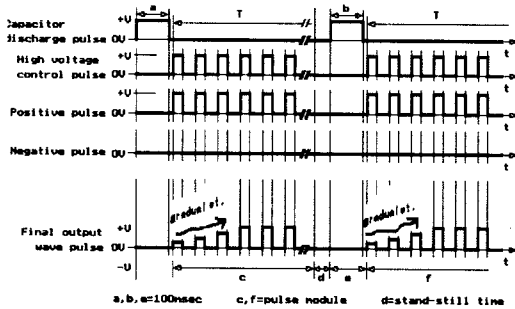
##### 5-1. Soft Start

마이크로프로세서의 capacitor discharge pulse에 의한 콘덴서의 충/방전을 이용하여 각각의 출력 파형 모듈의 시작부분에서 사용자가 선택한 출력의 세기보다 약하게 출발하여 점차 출력전압을 증가시켜주어 갑작스런 출력 증가로 인한 shock를 방지시켜 준다. 따라

서 인체가 느끼는 출력세기에 대한 적응을 위해 각 과형 모듈의 앞부분에서 약하게 인체에 가해지도록 하는 것이다. 그림 5는 soft start 회로를 보여주고, 그림 6은 simulation 결과로 나타난 pad 출력파형이다.



<그림 5> Soft Start 회로



<그림 6> 패드 출력파형

### 5-2. System Check

1 msec마다 마이크로프로세서로 출력 펄스를 feed back하여 정상적으로 pulse가 출력되는지 검사하며 만일 출력 펄스가 마이크로프로세서로 3초 이상 feed back되지 않으면 회로의 고장으로 펄스가 출력되지 않는 것이므로 LCD에 "System Error"라고 표시하고 system을 정지한다.

### 5-3. Safety Check

1 msec마다 마이크로프로세서로 출력 펄스폭을 feed back하고 그 값을 count해서 프로그램된 값과 비교하여 만일 출력 펄스의 통전 시간이 최대 2 msec 보다 크거나 같으면 인체에 쇼크를 줄 수 있는 전압으로 판단하고 LCD에 "Safety Error"라고 표시하고 system을 정지한다. 이러한 검사는 자극기 내부의 회로 결합으로 인하여 사용자의 인체에 전달될 수 있는 위협으로부터 차단하기 위함이다.

### 6. 접촉패드

자극을 주기 위한 목적으로 인체에 붙여 사용한 접촉패드의 전기 저항은 35Ω이다.

## IV. 시스템의 동작 및 구현 결과

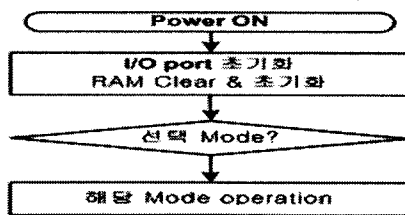
Prototype을 구현하여 동작시켰으며 동작 및 결과는 다음과 같다.

### 1. 시스템 동작

강도 조절 다이얼을 ON하여 전압이 인가되면 기본으로 설정된 Mode A와 동작제한 시간 15분이 Text LCD에 Display되고 Mode 스위치에 의한 해당 Mode의 펄스 모듈 순서에 따라 동작하게 된다. 고압발생회로에서 증폭된 직류 100V의 전압이 Soft start를 기본으로 하여 시작한다. 고압제어신호와 Plus나 Minus 신호가 함께 출력된다. 고압제어신호는 100V의 전압을 강도 조절기에 인가되어 사용자가 선택한 전압의 세기로 고압 스위칭 회로에 전달하게 된다. 마이크로프로세서는 1차 안전장치에 전달된 고압 신호의 폭을 검사하여 안전한 펄스 폭과 일치될 때 사용자가 선택한 전압 고압 스위칭 회로부에 전달한다. 만일 안전장치에서 검사된 고압 펄스의 폭이 일치되지 않는 경우가 발생하면 인체에 유해한 펄스임을 감지하고 모든 펄스의 출력을 중지한다. 사용자가 선택한 전압을 해당 Mode의 +/- 펄스가 고압 스위칭 회로부에 의해 스위칭된다. 스위칭된 펄스는 2차 안전 장치에 의해 1차 안전 장치에서 검사한 것과 같은 방법에 의해 검사하며 최종 출력단에 전달한다.

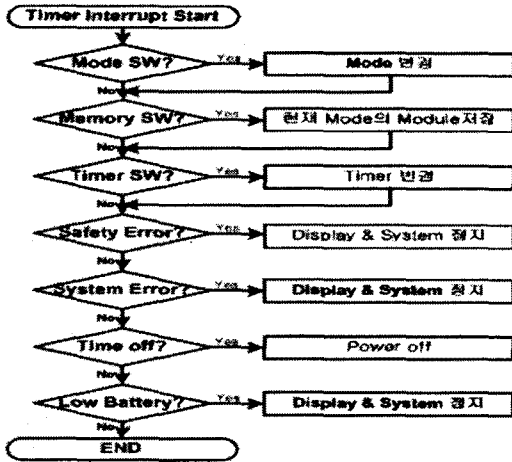
### 2. Flowchart

그림 7은 시스템 flowchart를 보여주고, 그림 8은 인터럽트 flowchart를 보여준다.



<그림 7> 시스템 flowchart

시스템을 초기화 한 후 기본 동작으로 설정된 Mode A를 실행하며 Mode 스위치에 의해 두드리기 A Mode, 주무르기 B Mode, 누르기 C Mode와 사용자가 저장한 모듈을 출력하는 D Mode를 실행하며 각각의 프로그램 모듈을 순서적으로 반복 진행한다. Timer 스위치에 의해 15분이나 30분의 동작제한 시간을 설정할 수 있고 Memory 스위치에 의해 사용자가 원하는 모듈을 RAM에 저장하여 Mode D에서 저장된 순서대로 반복 출력된다.

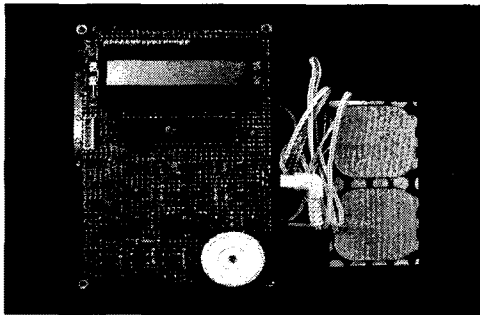


<그림 8> 인터럽트 flowchart

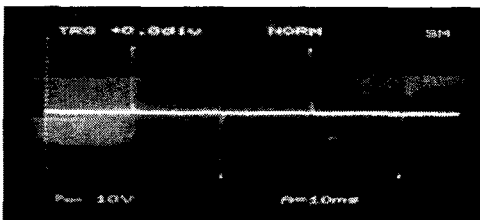
MCU 내부의 1 ms의 주기로 수행되는 Timer Interrupt 서비스루틴에서 Mode, Timer, Memory 스위치를 검사하여 스위치 입력에 따라 기능들을 수행하고 System 이 고장인지 검사하고 그로 인한 Safety 검사 및 Low battery 검사도 함께 수행한다.

### 3. 구현

아래 그림9는 제작된 prototype의 사진이다. 7 cm 폭의 LCD가 가장 큰 size 로서 제품 제작시에는 매우 작은 크기로 제작이 가능함을 보여준다.



<그림 9> Prototype 사진



<그림 10> 측정한 Pad 출력파형

그림 10은 Pad에서의 출력 파형을 보여준다.

## V. 결론

본 논문에서는 개인용 저주파 자극기의 동작원리를 분석하고 이에 대한 안전장치를 추가하여 Prototype를 개발 한 것에 관하여 기술하였다. 인체보호를 위한 안전장치는 사용자가 정한 강도의 전압까지 서서히 증가하도록 하였고, 출력파형을 2중으로 검사하여 유해한 파형이 출력되는지 검사하며, 유해파형 발생시 짧은 시간 내에 출력을 정지시키도록 하였다. 그리고 개발된 기기의 prototype 및 이를 이용한 시험적인 사용결과를 보였으며 구현시킨 System의 LCD와 마이크로프로세서의 동작전압이 5[V]로 높지만 3[V]의 저전압 소자를 선정한다면 저전압 저전력의 소형 system을 구현할 수 있다. 끝으로, 사용자의 근육통에 더 적합한 파형발생을 위하여서는 차후에 임상시험 data를 필요로 한다.

## 참고문헌

- [1] D.Ottoson, T.Lundeberg 저, 통증의 치료, 1991
  - [2] 민경옥 저, 전기치료학 I · II, 1998
  - [3] 이재형 저, 임상전기치료학, 1998
  - [4] 식품의약품안전청 고시 제 1999-64호(의료용구의 전기,기계적 안전에 관한 공통기준 규격)
  - [5] ANSI/AAMI NS4-1985 American National Standard for Transcutaneous Electrical Nerve Stimulator
- [ CE 관련 ]
- [6] EN60601-1 (1988) General requirement for safety +A1 (1991) +A2 (1995)
  - [7] EN60601-1-2 (1993) Electromagnetic compatibility requirements and tests
  - [8] EN60601-1-4 (1996) Medical Electrical Equipment Part 1 : General Requirement for safety  
4. Collateral standard: Programmable Electrical Medical System
  - [9] EN60601-2-10 (1987) Specification for nerve and muscle stimulators
  - [10] EN980 (1996) Graphical symbols for use in the labeling of medical devices
  - [11] prEN1041 (1993) Specification for information supplied by the manufacturer of medical devices
  - [12] EN1441 (1994) Risk analysis
  - [13] EN30993-1 (1994) Biological evaluation of medical devices