

저주파/고주파와 냉자극을 이용한 의료용 조합 자극기의 설계 및 구현

윤완오^{1,3}, 강석엽², 정진하¹, 최상방¹

¹인하대학교 전자공학과, ²국립한국해양대학교 전파공학과, ³(주)이루다

Design and Implementation of Medical Compound Stimulator Using Low/High Frequency and Cooling Stimulation

Wan-Oh Yoon^{1,3}, Suk-Youb Kang², Jin-Ha Jung¹, Sang-Bang Choi¹

¹Department of electronic engineering, Inha University,

²Department of Radio Sciences and Engineering, Korea Maritime University, ³ILOODA Co, Ltd.

(Received August 23, 2007. Accepted January 24, 2008)

Abstract

In this paper, the study was carried out to design and implement the medical compound stimulator based on the preexisting individual medical stimulators with Low frequency, High frequency and cooling stimulation. The proposed equipment is designed to compound all the functions including a cooling stimulation with a range of 0 ~ 20 °C and the verified low and high frequencies of 250 Hz, 500 Hz, 1 KHz and 1 MHz respectively from the previous clinical experiment with a consideration of its credibility and efficiency. Also, it was constructed by using a new technique, thermoelectricity semiconductor with a consideration of miniaturization and stability. In accordance with patients' treatment purpose, the hand piece of low frequency/cooling stimulation and High frequency/cooling stimulation were separately designed for convenience. The frequency, accuracy and other factors of implemented medical compound stimulator was satisfied according to its measurement. It was also tested by Korean Testing Laboratory (KTL) for its stability and efficacy and it confirmed that the medical compound stimulator is suitable for use as it fits in with the medical equipment standards.

Key words : medical, stimulator, low frequency, high frequency, cooling

1. 서론

복잡하고 다양화된 산업 사회 구조 속에서 첨단 전자 장비의 발달과 더불어 피부 미용 기기도 과거의 온도, 열, 습도, 빛을 이용하는 일차원적이고 단순한 기능에서 벗어나 우리의 몸이 전도체라는 점을 착안하여 전·자기적 기초 원리를 이용하는 첨단 피부관리 기능으로 발달되어 지고 있다. 다양한 체질과 피부 상태에 따라 의료용 저주파(1KHz 이하), 중주파, 고주파(1MHz 이상), 전기 영동법, 냉/온 자극등과 전압과 전류를 적절히 가해서 차원 높은 처치를 함으로써 단 시간에 효율을 극대화시킬 수 있는 것이다[1,2]. 그럼에도 불구하고 현재 이러한 피부 관리기기들 중에서 약물의 침투를 효과적으로 도와주는 전기 영동법(Cryoelectrophoresis)을 이용한 저주파, 피부탄력에 도움이 되는 고주파, 모

공축소 기능에 효과적인 냉자극의 세 가지 기능을 모두 통합하여 구성되어 있는 기기는 개발 되어 있지 않은 상태이다. 고주파를 이용하여 치료를 할 경우 강력한 열이 피부 깊숙이 도달하게 되는데 이 때 표피는 급속 냉각시켜 표피에는 열손상을 주지 않으면서 진피층 온도만 순간적으로 높은 온도로 도달하게 하여 치료를 하여야 한다. 또 한 저주파를 이용한 효율적인 약물 침투를 위해서는 냉자극이 저주파와 병행 되어야 한다.

이에 본 논문에서는 상기된 3가지 자극원이 피부 관리라는 비슷한 영역에서 사용되므로 기기의 일체화시 회로의 단순화로 저가로 구성이 가능하고 사용시 공간 활용이 우수한 제품을 구성할 수 있으며, 고주파와 냉자극, 저주파와 냉자극의 병행된 효과가 단일의 효과보다 효율적이라는 것에 착안하여, 전기 영동법을 위한 의료용 저주파 및 고주파를 발생시키면서 동시에 열전반도체에 의한 냉자극이 가능한 소형의 의료용 조합 자극기에 관한 연구를 수행하고자 한다.

Corresponding Author : 강석엽
부산광역시 영도구 동삼동 국립한국해양대학교 전파공학과
Tel : 051-410-4420 / Fax : 051-404-3986
E-mail : inf-ksy@hanmail.net

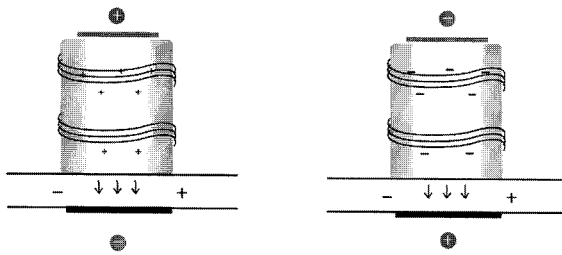


그림 1. 전기영동법의 원리
Fig. 1. Principle of Cryoelectrophoresis

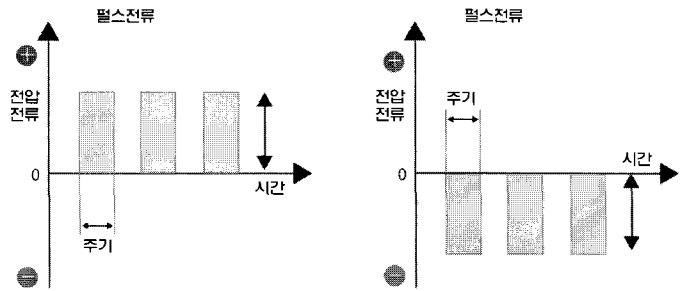


그림 2. 전기영동법의 펄스 전류
Fig. 2. Cryoelectrophoresis Pulse Current

본 논문에서 제안한 의료용 조합 자극기는 크게 시스템의 제어를 담당하는 제어부와 저주파/냉자극 핸드피스, 고주파/냉자극 핸드피스로 구성한다.

II. 의학적인 배경

A. 저주파 전기 영동법(Cryoelectrophoresis)

냉매를 이용한 전기영동법은 그림 1과 같이 전기 자극과 냉매를 약물에 가하게 되면 약물은 이온화가 되어 지고 이온화된 물질은 그 성질에 의해 양(+), 음(-)극으로, 음(-)이온은 양(+), 양(+)극으로 이동하는 현상을 말하며 이러한 현상을 이용하여 약물침투를 효과적으로 도와주는 방법이다. 일반적인 약물인 경우에는 양극에서 음극으로 이동하며 비타민C의 경우에는 음극에서 양극으로 이동하는 성질을 가지고 있다.

전기 영동법에는 직류전류(iontophoresis)와 펄스전류를 이용할 수 있는데 직류전류를 사용할 경우에는 지속적으로 전류가 흘러 피부를 손상시킬 수 있으며 물질의 전달이 짧은 단점이 있다. 하지만 그림 2와 같이 펄스 방식의 전류를 통해서 전달하게 되면 강한 에너지를 짧게 끊어서 연속적인 전달을 하게 되므로 물질의 전달이 보다 길게 되고 이러한 방법은 약물 침투에 매우 효과적이게 된다[3]. 따라서 본 논문에서는 일반적인 약물과 비타민C의 침투를 위하여 (+)펄스와 (-)펄스를 선택하여 출력할 수 있고, 약물 침투의 극대화를 위해 250 Hz, 500 Hz, 1 KHz의 주파수를 1분의 주기마다 변화시키면서 출력이 되도록 제어한다.

B. 고주파

피부 조직에 1~3MHz의 고주파를 가해 전류의 방향을 바꾸어 주면 조직을 구성하는 분자들이 이리 저리 진동하면서 회전운동, 충돌운동, 뒤틀림 운동을 하면서 서로 마찰되어 생체 열에너지를 발생한다. 피부 조직의 특정부위에 국소적으로 에너지를 전달하여 열을 발생하기 때문에 이러한 열을 심부발열이라고 한다. 심부발열이 발생하게 되면 피부 조직 온도는 6 °C ~ 7 °C 정도 상승하고

혈류량이 평상시 보다 4 ~ 5배 증가한다. 피부 조직 온도가 40 °C 이상으로 올라가면 동맥 및 모세 혈관 확장이 일어나 신체방어기전이 향상 되고, 혈액순환, 신진대사 증진으로 대사산물이 깨끗하게 되어, 산소, 영양 물질, 항체, 백혈구 등의 공급이 증가되고 모세 혈관의 정수압 증가로 림프순환이 촉진된다[4].

림프순환이 가져오는 피부에 대한 효과는 임상적으로 검증된 상태이며 이러한 의학적인 배경을 바탕으로 본 논문에서는 1 MHz의 고주파를 발생시키는 고주파 핸드피스를 구현한다.

C. 냉자극

피부에 저주파 및 고주파와 동시에 냉자극을 가하게 되면 1차적으로 전류에 의한 피부 손상을 효과적으로 보호하며, 약물의 침투시 모세혈관을 수축시켜 약물이 혈관으로 흡수되어 소모되는 것을 차단한다. 따라서 저주파와 함께 사용할 경우 약물이 모세혈관을 통해 누수 되지 않고 원하는 깊이의 피부세포까지 전달되어 효과적인 작용을 할 수 있으며 고주파와 함께 사용할 경우에는 강한 진정 효과를 얻을 수 있다. 본 논문에서는 저주파, 고주파, 냉자극의 효과를 극대화하기 위하여 저주파와 고주파 핸드피스를 따로 구현하였으며 각기의 핸드피스에는 열전반도체를 사용한 냉자극이 발생되도록 구현하며, 주파수 발생 없이 냉자극만 사용 가능하도록 제어를 할 수 있다.

III. 시스템의 설계

본 논문에서 의료용 조합 자극기 설계시, 표1에 나타낸 것과 같이 임상적인 결과로 효과가 검증된 저주파와 고주파 및 냉자극 특성이 안정적으로 출력되는 것을 주안점으로 두었으며 치료기로서 갖추어야 할 안전성과 사용자의 편의를 고려하였다. 또한 시스템은 그림 3에 나타낸 것과 같이 크게 과형 발생부, 유저 인터페이스를 위한 디스플레이부, 정전원 공급을 고려한 전원공급부, 모든 시스템을 총괄하는 제어부 그리고 냉자극 발생부와 핸드피스로 설계 · 구성하였다.

표 1. 의료용 조합자극기의 목표 성능 지수

Table 1. An object efficiency index of Medical Compound Stimulator

저주파	주파수	250Hz - 500Hz - 1KHz 1분 자동전환
	전압	15.0 Vp-p
	전류	20mA(MAX)
	극성	+/- PULSE
고주파	주파수	1 MHz
	전압	350 Vp-p
	전류	600 mA(MAX)
	펄스에너지	40 J
냉자극	저온범위	0 ~ 20 °C
	온도 상승 및 하강 시간	5분 이내

A. 주파수 발생부 및 제어부 설계

시스템은 전원이 투입되면 냉각수가 펌프로부터 열전소자, 수냉 블록을 순환하여 다시 열 교환기(Chiller)를 통해 방열하면서 핸드피스에 있는 전극에 냉자극을 공급 한다. 이때 냉자극 장치의 온도 조절은 전극에 장착된 온도센서를 통해 온도를 감지하여 열전소자에 가해지는 파워를 제어함으로써 이루어진다. 고주파 발생장치에서 발생한 1.0MHz의 고주파 전류는 유니플라 전극을 통해 피부에 가해지게 되고, 저주파 전기 자극의 경우는 본체의 신호 발생기와 증폭기로 구성된 저주파 발생기에서 발생한 저주파 자극 신호가 유니플라 전극을 통해 피부에 전달되게 된다.

B. 냉자극 장치 및 핸드피스의 설계

냉자극 장치는 고주파나 저주파에 의한 전기 자극 시 발생하는 통증을 감소시키고 과도한 열로부터 피부를 보호하기 위해 사용한다. 이러한 냉자극 장치는 핸드피스를 피부에 밀착하여 전기 자극을 가함과 동시에 전기 자극이 가하여지는 부위를 냉각시키기 위한 것으로서, 생체조직에 전기 자극을 전달하여 근육 및 신경을 자

극함으로써 근육을 부드럽게 풀어주거나 통증을 완화시키기 위해 사용된다. 피부 냉자극 장치에 사용되는 냉각 장치로는 액체질소 등의 냉매를 분사하는 방식과 열전소자를 이용하는 방식이 있다. 액화질소 등의 냉매를 이용한 장치의 경우 시술 시 피부에서 발생하는 열을 신속히 냉각시킬 수 있다. 그러나 냉매 탱크, 압력조절 장치, 분사 제어 장치 등의 시스템 구조가 복잡하고 장비를 소형화하기 어렵다. 또한 소모성의 냉매로 인해 연속사용에 한계가 있기 때문에 본 논문에서는 열전소자를 이용하여 냉자극 장치를 설계하였다.

냉자극 장치의 원리

본 논문에서 피부냉각을 위해 핸드피스에 사용한 열전소자는 그림 4와 같이 P형, N형의 열전반도체를 전기적으로 직렬, 열적으로는 병렬로 연결한 모듈의 형태로 사용되고 있다. 열전소자의 작동 원리는 P형 반도체로부터 N형 반도체로 전자가 움직일 때, 전자는 저온 측에서 열적으로 흡수함으로써 고준위 에너지 상태로 되고, 전자가 N형 반도체로부터 P형 반도체로 이동할 때는 고온 측에 열에너지를 방출하게 되어 저준위 에너지로 되어 전체적

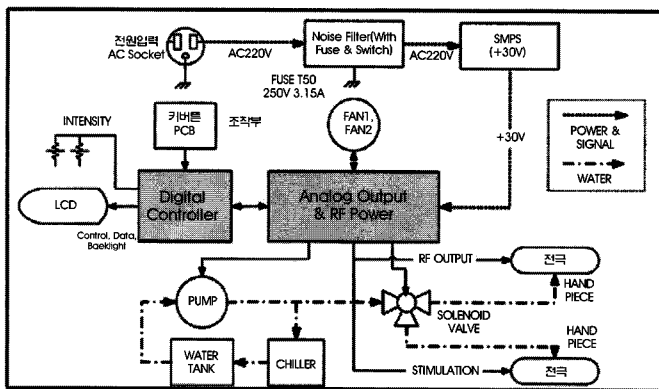


그림 3. 의료용 조합 자극기의 시스템 블록도
Fig. 3. System Block Diagram of Medical Compound Stimulator

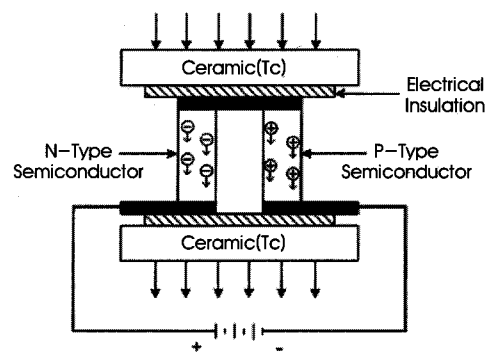


그림 4. 열전소자의 동작 원리
Fig. 4. The operation principles of a thermoelectric cooling module

으로 상부 전극에서는 흡열이 일어나고 하부 전극에서는 발열이 일어나게 된다. 열전소자의 펠티에효과에 의한 흡열 또는 발열량은 식(1)과 같이 인가 전류 I 에 비례하게 된다.

$$Q = \pi I \tag{1}$$

여기서, π 는 펠티에 계수로서 금속 반도체 접합부에서의 냉각 또는 가열에 대한 당량 전압에 해당하며 식(2)로 표시되고, 제벡 계수와와의 관계는 식(3)과 같이 주어진다.

$$\pi = \pm(\epsilon_c - \epsilon_F + ek_B T)/q \tag{2}$$

$$\pi = \alpha T \tag{3}$$

여기서, α [volt/K]는 제벡 계수, $(\epsilon_c - \epsilon_F)$ 는 평균 운동에너지, T 는 양단간의 온도이다[5-7]. 이러한 열전소자의 흡열, 또는 발열현상을 이용하여 핸드피스 전극의 온도제어를 할 수 있다.

냉각장치 및 핸드 피스의 설계

열전소자를 이용한 피부 냉각 장치에서 피부 냉각에 필요한 충분한 냉기를 얻기 위해서는 흡열량(Heat Pump Capacity)이 큰 열전소자를 이용하거나 동일한 흡열량의 열전소자를 병렬로 두 개 이상 사용하여 각각의 흡열량을 증대시키는 방법을 이용하고 있다. 이러한 방법은 열전반도체와 전극이 서로 면을 맞대고 부착되어 있는 구조로 피부 냉각에 충분한 냉기를 얻기 위해서는 열전반도체의 크기를 키우거나 열전반도체를 병렬로 여러 개 연결하여야만 하기 때문에 피부 냉각 장치의 부피가 커지고 무게가 많이 나가는 문제가 있다. 본 논문에서는 이러한 문제점을 해결하기 위해서 전극의 배면으로부터 수직으로 평행하게 연장되는 냉각핀과 수냉블록을 구성함으로써 크기를 작게 유지하면서 피부 냉각에 필요한 냉기를 적절하게 공급할 수 있는 구조로 냉각장치 설계를 하였다.

구현한 열전소자를 이용한 냉각장치 구성도는 그림 5와 같

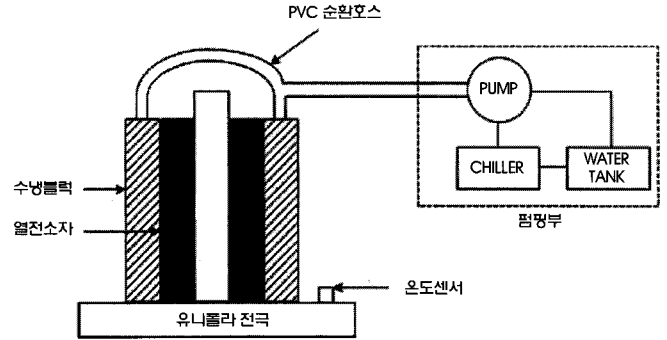


그림 5. 핸드피스의 시스템 블록도
Fig. 5. System Block Diagram of Cooling device

다. 서로 폐회로를 형성하면서 전기 자극 신호를 발생하는 유니폴라 전극은 전기를 공급받아 고주파 또는 저주파 신호를 발생시켜 피부부를 직접 자극 시킨다. 유니폴라 전극의 배면으로부터 각각 방향으로 연장 형성되도록 두 개의 펠티에 효과를 가지는 열전소자를 두었다. 열전소자에서 발생하는 불필요한 열을 두 개의 수냉블록을 두어 외부로 방출한다. 두 개의 수냉블록은 열교환 액체가 공급 및 방출됨으로써 열교환을 수행하며, 열교환 액체를 순환시키기 위하여 펌프부를 설계하여 포함시켰다. 열전소자에서 발생된 냉열은 열전소자 사이에 위치한 유니폴라 전극을 냉각시키도록 하였으며, 유니폴라 전극에 위치한 온도센서는 현재 온도상태를 제어부에 전달하게 되고 제어부는 전달받은 온도 값에 따라 열전소자에 흐르는 전류를 제어함으로써 목표하는 온도를 정확하게 제어할 수 있게 설계하였다.

IV. 시스템 구현 및 성능 평가

A. 구현

본 논문에서 제안한 저주파/고주파 냉각장치를 이용한 의료용 조

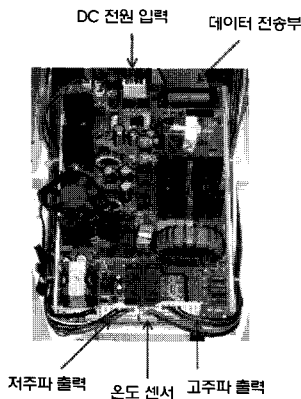


그림 6. 구현된 메인 회로부 모습
Fig. 6. A Figure of Implementation of Electricity Semiconductor

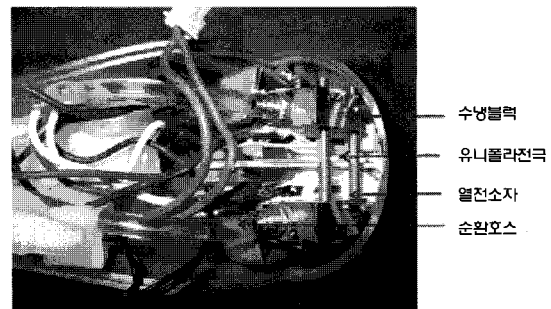


그림 7. 구현된 핸드피스의 모습
Fig. 7. Figure of implementation of Handpiece

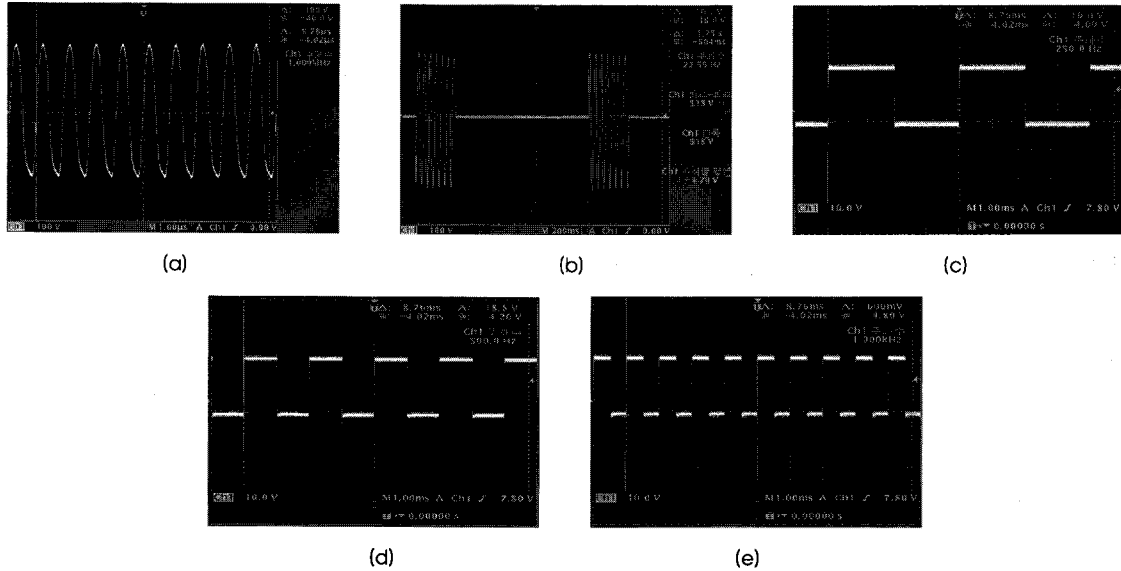


그림 8. 저주파/고주파 정밀도 측정 : (a)1 MHz (b) 518 Vp-p(무부하시) (c)250 Hz (d)500 Hz (e)1 KHz
 Fig. 8. frequency precision : (a)1 MHz (b)518 Vp-p(no-load state)(c)250Hz (d)500Hz (e)1KHz

합 자극기는 그림 6과 같이 DSP를 이용한 제어부에서 모든 제어를 하고 자극원을 발생할 수 있도록 단일 보드로 제작하였다. 그림 7에 나타낸 것과 같이 30 x 30 x 3.8(mm)의 크기와 최대 입력 전류가 3.5A인 열전소자를 이용하여 핸드피스를 구현 하였으며 물의 순환을 돕는 펌프부는 3RSYSTEM의 수냉쿨러를 이용하여 구현하였다.

B. 성능 평가

구현된 기기의 자체 측정 결과 최초 목표하였던 성능 지표를 모두 만족하였다. 특히 최초 설계시 설계의 오류로 인하여 시간이 지남에 따라 발생하는 회로내의 온도 변화에 의한 주파수 변화가 있었으나, 발진기 회로의 온도 안정화 저항의 수정으로 자극원의 주파수 정밀도는 매우 정확하였다. 고주파 출력은 무부하시 518 Vp-p, 부하시 332 Vp-p로 목표치는 만족하였으나 측정시 마다 다소 오차가 있었다. 이는 측정 면적이나 측정지점의 변경에서 나타

나는 오차가 대부분으로 분석 되었다. 그림 8에 주파수 정밀도 측정 결과를 나타내었다.

그림 9는 냉자극 장치의 측정 모습을 나타내었으며, 그림 10은 고주파 핸드피스의 설정 온도에 따른 시간과 온도의 변화를 나타낸 그래프이다. 0°C의 설정에 도달 하는 시간은 약 120초의 시간이 걸렸으며 설정 온도가 높으면 목표 온도에 도달하는 시간은 빨랐으며, 이후의 온도 변화 특성은 설정 온도와 관계없이 설정 온도를 기준으로 설계 목표로 하였던 2°C의 오차 범위 내에서 상하 동작하는 것을 확인 할 수 있었다.

또한 구현된 의료용 조합 자극기의 객관적이고 정확한 성능 평가를 위하여 한국산업기술시험원(KTL)에 성능 시험을 의뢰한 결과 자체 측정 평가결과와 일치하였으며, 전기적 안정성, 전자파 전도, 전자파 방사 시험에서 모두 의뢰기기에 대한 기준을 만족하였다. 표 2에 성능시험 결과를 나타내었다.

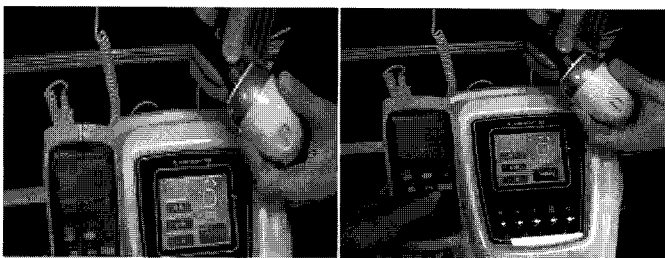


그림 9. 냉자극 측정
 Fig. 9. Cooling device precision

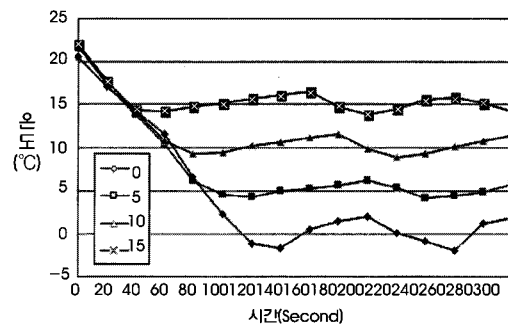


그림 10. 시간에 따른 온도의 변화
 Fig. 10. Variation of temperature as time.

표 2. 성능 시험 결과
Table 2. An efficiency test result

시험 항목		성능 시험 결과
냉 자 극	1. 온도정확성	1) -1.1 ~ 17.7°C
	1) 저주파 핸드피스의 냉자극 시험: 0~20°C 2) 고주파 핸드피스의 냉자극 시험: 0~20°C	2) -2.2 ~ 17.6°C
	2. 최고 및 최저 온도로 상승, 하강시간	2분 이내
저 주 파	1. 저주파 정확도시험	1) 249.99 Hz
	1) PULSE + : 250 Hz, 500 Hz, 1 KHz 3가지 주파수가 1분 단위로 전환	499.99 Hz 999.98 Hz
	2) PULSE - : 250 Hz, 500 Hz, 1 KHz 3가지 주파수가 1분 단위로 전환	2) 249.99 Hz 499.99 Hz 999.98 Hz
	2. 출력 전압 시험	1) 14.53 Vp-p
	1) PULSE + : 15.0 Vp-p 2) PULSE - : 15.0 Vp-p	2) 13.44 Vp-p
	3. 최대 출력 전류 시험	1) 19.7 mA
	1) PULSE + : 20 mA 2) PULSE - : 20 mA	2) 19.4 mA
	1) 고주파 최대 출력시험 : 0 ~ 40 J	0 ~ 38.3 J
	2) 고주파 출력 주파수 시험 : 1 MHz	1.00015 MHz
	3) 고주파 출력 전압 시험 : 350 Vp-p 4) 고주파 출력 전류 시험 : 최대 600 mA	328 Vp-p 580 mA

V. 결론

저주파, 고주파, 냉자극이 인체에 미치는 영향에 대해서는 오랜 기간의 임상실험을 통하여 그 효과가 입증 되어 시술에 사용되고 있다. 이러한 자극원을 발생시키는 기존 기기는 3가지 기능이 각각 다른 기기로 구성되어 있으며, 또한 냉자극 기기는 그 구조가 크고 복잡하다. 본 논문에서는 효능은 다르지만 사용상 비슷한 영역에 있는 이 3가지 자극원을 발생시킬 수 있는 통합 회로를 구성하여

저주파 및 고주파, 열전반도체를 이용한 냉자극이 동시에 가능한 의료용 조합 자극기를 환자에게 시술하기 편리하도록 제안하고, 설계 및 구현을 통하여 최초 연구 목표치에 도달 하였다. 한국산업 기술시험원(KTL)에 시험 의뢰를 통한 측정 결과도 그 성능이 의료기기의 기준에 적합하다는 결과를 얻었다.

본 연구로 구현된 의료용 조합자극 기기는 병원의 공간 활용과 기기 구입 비용 절감에 도움을 줄 것이며, 각종 자극 기기의 통합화, 소형화, 저가격화를 가속시킬 것으로 판단된다.

참고문헌

- [1] Mitragotri S. Healing sound: the use of ultrasound in drug delivery and other therapeutic applications. *Nat Rev Drug Discov* Apr. 2005, pp.255-260.
- [2] Lavon I, Kost J. Ultrasound and transdermal drug delivery. *Drug Discov Today* Sept.2004, pp.670-676.
- [3] A. Aloisi, M. Matera, R. Potenza, G. Santoro, and C. Tuve "Cryoelectrophoresis: Painless administration of drugs through a suitable association of thermal and electrical techniques", *AIP Conference Processing* Volume 513, pp.19-22, 2000.
- [4] Carruthers A. Radiofrequency resurfacing: Technique and clinical review. *Facial Plast Surg Clin N Am* 2001;9:311 - 319.
- [5] R. Venkatasubramanian, et al., "Thin-film thermoelectric devices with high room-temperature figures of merit," *Nature.*, 413, 597, 2001.
- [6] Kang, B. H., Chang, H. J., Kim S. Y., and Kim, S., "Cooling characteristics at hot side of the thermoelectric module for an air conditioner," *Korea J. of Air-Conditioning and Refrigeration Engineering.*, Vol. 14, No. 3, pp.482-288, 2002.
- [7] Yang, Y. S., "R & D trend on the thermoelectric energy conversion technology," *Korea J. of Air-Conditioning and Refrigeration Engineering.*, Vol. 23, No. 5, pp.362-402, 1994.