

전자혈압강하기의 전기적 특성 분석 An Electrical Characteristics Analysis of Electronic Blood Pressure Depressor

이권순 · 서진호 · 이진우
K. S. Lee, J. H. Suh and J. W. Lee

Key Words : Electronic Blood Pressure Depressor(전자혈압강하기), High Blood Pressure(고혈압), Optimal Parameter(최적 파라미터), Electrical Characteristic(전기적 특성).

Abstract : Recently, the seriousness of high blood pressure was appeared as the most frequent disease of a the whole sickness in the world. However, the treatment of this disease is uncertain and produces an adverse reaction of a medicine therapy. Also, the patients are burdened with a fee for medical treatment. Therefore, in this paper, we studied effectively and financially to execute the treatment of high blood pressure using the Chinese medicine theorem that is recently arousing the great interest of the people. The main theories in this paper are blood vessel theory and acupuncture, respectively. Especially, the composed circuit systems are classified the blood pressure depressor part and the meridian points discrimination part, respectively. The blood pressure depressor part is composed generally of low-frequency generation circuit, charging-discharging circuit, and micro-computer circuit. Finally, this research have the advantage of discrimination parts such as regular voltage generating circuit, stimulus circuit, amplifying circuit, and alarm circuit.

1. 서 론

최근 생활습관의 서구화와 평균수명의 연장 및 대중매체와 의료혜택의 증가에도 불구하고 30세 이상의 성인인구 내에서 고혈압(High blood pressure)의 유병률은 30%에 이르고 있을 정도로 국내 국민보건의 큰 문제로 대두되고 있다. 특히, 이러한 고혈압에 대한 적절한 치료법과 관리대책은 여러 가지로 미흡한 상태이며, 현재까지 고혈압 치료의 대표적 방법으로는 약물요법과 식이요법을 들 수 있지만 이러한 방법들은 화학약품에 의한 인체 부작용과 상당한 금액의 의료비를 동행함으로써 환자들에게 부담으로 주어지는 문제점을 가지고 있다.

더구나, 현대의학으로는 완전한 치료법을 제시하지 못하는 분야에 있어서 한의학적인 진단과 치료방법의 효과가 인정되고 있어서 그 위상이 더욱 부각되어지고 있다. 이러한 한의학 분야에서의 핵심이

라고 할 수 있는 경락(經絡) 및 경혈(經穴) 이론은 인체의 오장육부의 상태를 발현하고 제어하는 역할을 한다. 경락은 인체 내부에서는 장부에 속하고 외부에서는 체표에 분포하여 전신에 퍼져 있으며, 장부에 이상이 생기면 기혈의 순행이 막혀 장부의 이상이 외부의 경락을 통하여 반영되게 된다. 따라서 경락상의 특정 부분으로써 경락이 외부와 통하는 통로 역할을 함으로 경혈은 경락의 진찰부위인 동시에 치료점이 될 수 있다.^{1),2)} 특히, 경락과 경혈의 존재여부를 확인하기 위한 여러 가지 연구방법들이 시도되어지고 있으며 또한 생체공학 및 의공학 등의 기초기술과 첨단기술을 한의학적 특성과 접목하기 위한 시도가 진행되고 있다. 또한, 한의학의 효율적이고 신뢰성 있는 진단과 치료를 위한 많은 연구들이 국가사업으로 진행 중이다.³⁾

그러나, 경혈을 대상으로 인체를 진단하는 의료기기들은 경혈점에 미세한 직류전류를 인가하고 이 점에서 전기저항과 세포의 분극에 의해 반응하는 경락체계의 균형 상태를 측정하여 인체를 종합적으로 진단하게 된다. 그렇지만, 이러한 진단 기기들은 대부분 모두 경혈이나 피부의 전기 양도점을 대상으로 전극과 접촉압력을 필요로 하는 직류자극 방

접수일 : 2005년 12월 23일
이권순(책임저자) : 동아대학교 전기공학과
E-mail : kslee@dau.ac.kr Tel. 051-200-7739
서진호 : 동아대학교 전기공학과 Post-Doc.
이진우 : 동아대학교 전기공학과

식을 사용하기 때문에, 측정시 정확한 위치를 결정하기 위한 사용자의 숙련이 요구되어지고 사용자의 피부상태에 따라서 측정점 식별에 어려움을 내포하고 있음은 물론이고 상당한 측정시간이 소요되어진다는 문제점을 가지고 있다. 또한 전극의 누름 압력에 따라서 일부 환자나 여성의 경우에 통증을 호소하는 사례가 종종 발생하기도 한다.

이러한 문제점을 해결하기 위해서는, 직류자극과 교류자극 방식의 경락 및 경혈 검출에 대한 정확성 비교와 적절한 주파수 선정 그리고 생체전위를 측정하기 위한 시스템 구성이 요구되어진다. 따라서 본 연구에서는 한의학적 이론을 이용한 치료에 앞서서 경혈점 및 비경혈점의 차이점을 비교하여 정확한 경락 및 경혈을 식별하기 위한 경혈자극 형태의 종류와 최적주파수 등의 최적 파라미터를 결정하고 그 타당성을 검토하도록 한다.

본 논문에서는, 사회적 문제로 대두되고 있는 고혈압 치료를 효과적이고 경제적으로 치료하기 위한 전자혈압장하기 개발 및 전기적 특성분석 결과를 제안한다. 특히, 본 연구에서 개발되어진 장비는 동양의학의 특징을 고려하여 귀에 위치한 고혈압에 상응하는 경혈인 강압구혈을 대상으로 하여 기계적인 침자극을 이용한 침구학을 응용하여 유사한 효능을 얻기 위한 저주파로 자극하였다. 또한, 고혈압 환자의 상기 경혈에서의 생체 전기적 전위차는 인체의 다른 부위나 건강한 사람의 상기 경혈에서의 전위차보다 확연하게 높다는 점을 이용하여 생체 전기적 전위차의 수준을 조정하기 위한 높은 생물학적 전기에너지를 일정시간에 일정량을 방출함으로써 혈압을 낮추는 효과는 낼 수 있도록 설계하였으며 개발되어진 연구결과에 대한 전기적 특성을 해석하였다.

2. 기초이론

2.1 경혈 및 경락의 전기적 특성

현재까지 인체 피부의 전기전도 특성인 저저항 양도점이 경혈과 정확하게 일치되는 것으로 규명된 것은 아니지만, 피부 반응점 중에서 높은 전도율을 가진 점들과 혈위 부위의 피부전기 용량이 높은 점들의 90% 이상이 고전 경혈점과 일치하는 것으로 증명되었다.

특히, 지금까지 피부에 대한 일반적인 모형에 대한 많은 연구결과가 있으며, 그 중에서 가장 간단한

모형으로는 Cole 모델로써 알려져 있다.⁴⁾ 그 이후에 저항과 축전기가 병렬로 연결되어 있는 피부전기 특성의 표준모델이 제안되어졌고⁵⁾, 여기에 주파수 독립 RC-병렬회로로써 일반적인 표피와 표피각질층이 표현되어졌으며 인덕턴스를 첨가한 피부모델은 살아있는 세포의 민감한 동역학적 전자기 균형을 고려한 것이라고 할 수 있는데, 이러한 인덕턴스를 이용한 대표적 모델로는 프랑스의 Dinh 등이 제안한 모델이며 Fig. 1과 같이 표현되어진다.⁶⁾ 특히, Fig. 1의 모델에서 인덕턴스 사이에는 상호유도가 존재함을 알 수 있다.

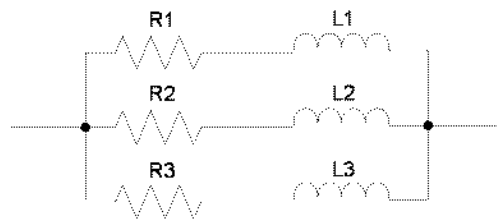


Fig. 1 Dinh's model

실제 상황에서, 저전류는 인체에 전기전도, 양전위 분극, 유기적 방어체계에 의한 자기조절의 현상인 물리적 현상과 생물학적 현상을 일으키게 된다. 즉, 1[V] 정도의 미세한 직류를 피부와 부착된 전극에 흐르게 하면 전자와 이온들이 회로에 의한 추진력을 받아 몸속에서 움직이기 시작한다. 특히, 전자의 운동성은 세포대사와 체액에 녹아 있는 대전입자의 농도에 따라 달라지며 단방향의 전류를 인가하므로 일정시간이 경과 후 세포의 분극현상을 초래한다.

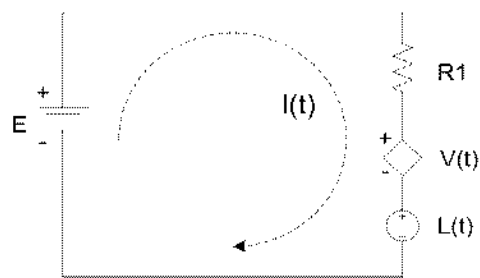


Fig. 2 The improved model for meridian points

따라서 기존의 등가모델은 부적합하므로, Chen은 Fig. 2와 같은 등가모델을 제시하였다. 이때, 내부저항 $R(t)$ 및 전원 E 에 의하여 유도된 분극전위 $V(t)$, 분극전위와 반대로 반응하는 생체기전력 $I(t)$

의 해석에 있어서 순전기효과는 저항과 시간의 함수로 표현되며 회로가 닫히는 순간 빠른 변화가 일어나서 마지막 안정 상태에 이를 때까지 지속되어지므로, 다음과 같은 저항함수로서 표현되어진다.

$$R(t) = \frac{R_0}{[1 - (1 + \frac{t}{\tau_1})e^{-\frac{t}{\tau_1}}]} \quad [\Omega] \quad (1)$$

여기서, R_0 는 최종저항(기기+인체)이고 τ_1 은 회로에서의 시정수이다.

2.2 경혈의 자극 및 식별방법

경혈식별의 목적은 정확한 경혈 반응점을 안내하여 효율적이고 신뢰성 있는 진단과 치료가 되도록 하는데 목적이 있으며, 이것은 정확한 혈위에서 가능한 것이며 진단결과의 유효성을 좌우한다. 이러한 조건을 만족시키기 위해서는 경혈자극 방식으로 기존에는 직류를 사용하였으나, 이러한 방법은 인체의 한쪽 방향으로만 전류를 공급하여 세포분극을 초래하고 이로 인한 재현성 감소와 인체영향력이 증가하여 세포의 파괴나 세포 회복시간이 길어지는 한편 피부의 상태에 따라 식별이 어려운 부위에서 압력이 증가하여 측정 전류량이 증가하므로 식별은 용이하나 환자의 통증을 유발시켰다.

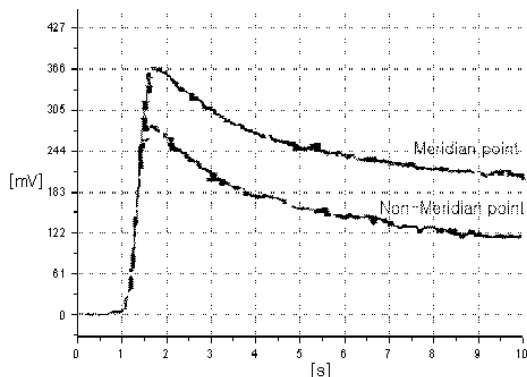


Fig. 3 Current characteristics of DC

특히, 피부등가모델에서 보는바와 같이 피부의 전기적 특징은 저항과 용량성분을 모두 갖고 있기 때문에 기존의 직류방식으로는 임피던스를 측정할 수 없다.

$$X_c = \frac{1}{2\pi f_c} \quad R(t) = \frac{R_0}{[1 - (1 + \frac{t}{\tau_1})e^{-\frac{t}{\tau_1}}]} \quad [\Omega] \quad (2)$$

식 (2)에서 직류는 주파수가 $f=0$ 이므로 커패시턴스 C 에 관계없이 임피던스 X_c 는 무한대가 되어 식별을 위한 전류량이 Fig. 3과 같이 시간에 따라 전류량이 현저하게 감소되어 식별에 어려움이 있고 혈위 식별의 신뢰성 또한 감소하였다.

그러므로, DC 방식에서 나타나는 단방향성 전류인가로 인한 세포분극 현상, 세포파괴 및 회복시간의 증가, 압력증가로 인한 통증 및 재현성 감소를 위한 자극방식을 DC 방식에서 SVAC(Single voltage alternative current) 방식인 단일전압 AC방식으로 개선하였다. Fig. 4에서 보여주는 것처럼, SVAC 방식은 DC 방식에 비하여 낮은 압력에서 최대전류를 얻을 수 있으므로 압력에 따른 통증문제 및 시간에 따른 전류량의 감소현상을 줄일 수 있으므로 식별이 용이하고 식별을 역시 DC 방식에 비하여 높아짐을 알 수 있다.

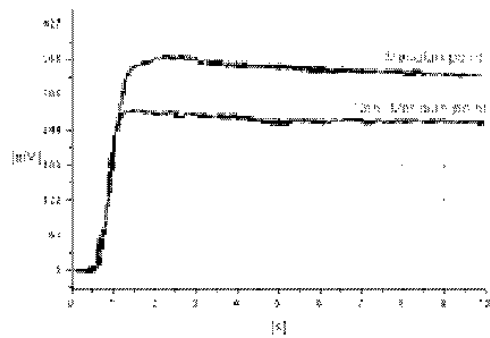


Fig. 4 Current characteristics of SVAC

2.3 경혈탐색 최적 파라미터 선정

앞 단원에서 언급되어진 것처럼, 기존 DC 방식에서는 시간지연에 따른 전류감쇠 반응으로 식별의 어려움뿐만 아니라 식별 데이터의 신뢰성 및 세포나 생리적 상태를 변화시킴으로써 인체에 영향을 미치므로 안정성에 대한 문제를 내포하고 있다. 따라서, 단방향성의 DC 방식을 개선하기 위하여 단일전압에 의한 SVAC를 제안하여 전류감쇠 현상과 세포분극현상을 감소시켜 식별 파라미터와 혈위 식별의 신뢰는 향상되었으나 보다 안전하고 식별력이 우수하며 인체 영향력이 낮은 경혈자극방식을 탐색하기 위해서는 AC 성분에서 가장 중요한 파라미터인 주파수가 경혈탐색에 미치는 영향을 고려함으로써 최적 주파수를 선정하였다.

따라서 식별에 유리한 주파수를 확인하기 위하여 $\pm 1.3[V]$ 의 SVAC 파형을 인가한 후 전류량의 변화를 조사하였고, 자극은 음극과 음극을 중심으로 약

5[mm] 떨어진 곳으로 간주한 비경혈에 대하여 각각 인가되었다. 주파수 대역은 최초 2[kHz]에서 시작하여 12[kHz]까지 1[kHz]의 일정한 간격으로 주파수를 변화시켜 경혈과 비경혈에 대한 전압차이를 비교하였으며, 이러한 결과는 Fig. 5로써 나타내어진다.

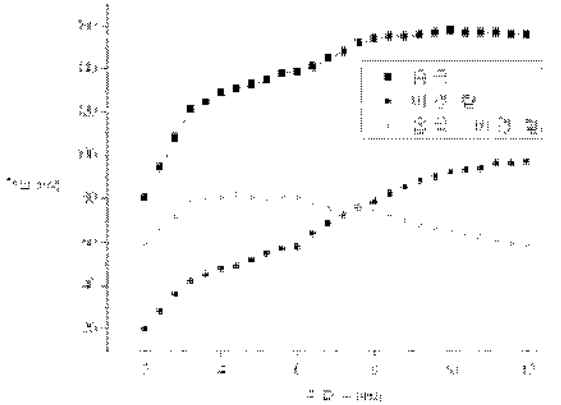


Fig. 5 The generating voltage of meridian/ non-meridian points(2 ~12[kHz])

Fig. 5에서, 우리는 주어진 대역에서 경혈 식별에 유리한 전압차가 가장 크게 나타내어지므로, 이러한 주파수 대역에서 경혈과 비경혈을 식별할 수 있는 최적 주파수가 존재할 것임을 알 수 있다. 또한, 3.2[kHz]부터 경혈과 비경혈의 차이가 거의 비슷하게 나타나지만, 4.4[kHz]에서 그 전압차가 가장 크게 나타남을 알 수 있다.

이러한 실험결과를 분석을 통하여, 각 경혈점에 대한 식별에 대한 주파수 대역을 Fig. 6에서 표현하였고, 이 결과분석을 통하여 4.4[kHz]에서 가장 식별빈도가 높으며 현저하게 차이가 보이므로 최적 주파수를 4.4[kHz]로 결정하였다.

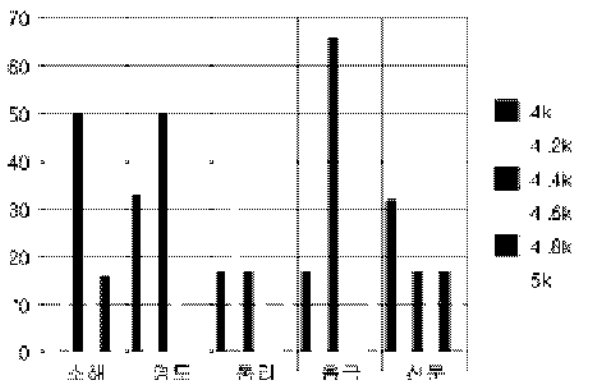


Fig. 6 Optimal frequency

3. 시스템 설계

3.1 경혈탐색 시스템

경혈자극 방식과 최적 파라미터를 적용하여 정확한 경혈을 식별하고 그 경혈 위에서 정보를 얻어 진단과 치료에 유용한 정보를 제공하기 위한 혈위식별 시스템의 전체 흐름선도는 Fig. 7과 같은 마이크로 컨트롤러(Micro-controller)를 중심으로 설계되었다.

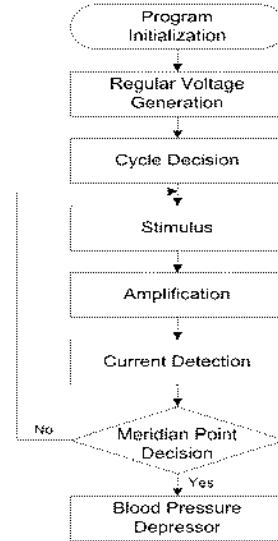


Fig. 7 Meridian point probing system

설계되어진 시스템의 동작은 크게 1.3[V] 정전압 발생부와 SVAC 자극발생부, 인가전류의 크기를 측정하기 위한 측정전류량을 표시하기 위한 A/D 변환부, 경혈판단 유무를 결정하는 음향 발생부, LCD 디스플레이부 등으로 구성되어 있다. 특히, 인체피부에 인가되는 SVAC 자극전류는 해당 소프트웨어로 제어되는 마이크로 컨트롤러를 이용하여 4.4[kHz] 구형파 두 채널을 발생시킨 다음, 두 쌍의 아날로그 스위치를 제어하여 단일전원교류 파형인 1.3[V] SVAC 자극패턴을 발생시킨다.

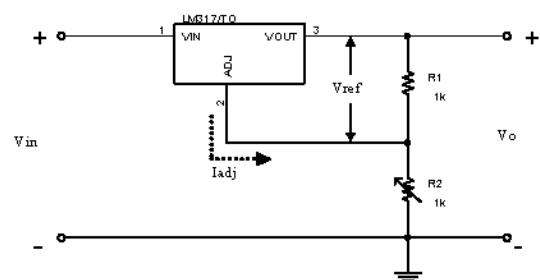


Fig. 8 Regular voltage generating circuit

정전압 발생기는 인체에 유입되는 전류를 일정하게 함으로써 수소이온화 전압 1.36[V] 이하의 전압을 일정하게 발생하고 인체를 통한 검출전류의 변동을 막는 역할을 한다. 이러한 정전압 발생부는 Fig. 8과 같이 LM317 레귤레이터를 사용하여 설계되었다. 특히, LM317은 1.2[V]에서 37[V]까지의 출력전압범위에서 조정된 출력전압으로 동작될 수 있으며, 전압의 조정은 Adjust의 저항 R_1 과 가변저항 R_2 를 원하는 값으로 설정함으로써 출력전압을 조절할 수 있다. 또한 LM317을 통하여 출력되는 전압은 식 (3)과 같이 계산되어질 수 있다.

$$V_0 = V_{ref} \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) + I_{adj} R_2 \quad (3)$$

여기서, V_{ref} 와 I_{adj} 는 전형적인 값은 각각 1.25[V]와 $100[\mu A]$ 이다.

SVAC 자극발생부는 정전압 발생부로부터 받은 일정 DC 전압을 AC 전압으로 전환하여 피부에 자극을 가하는 역할을 하며, 이러한 방식은 인체에 인가되는 전류량만큼 다시 인출시켜 세포의 분극현상 억제 및 세포분극에 대한 회복시간을 제공함으로써 인체 영향력 감소와 재현성을 개선하였다. SVAC 자극을 발생하기 위한 회로 및 생성전압은 Fig. 9와 Fig. 10에서 나타내어진다.

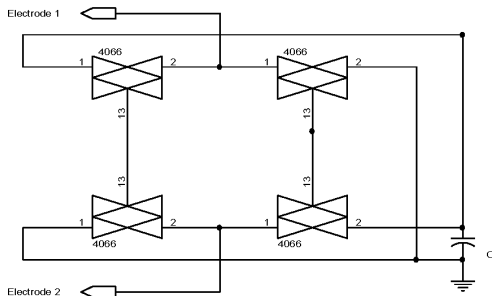


Fig. 9 SVAC stimulation part

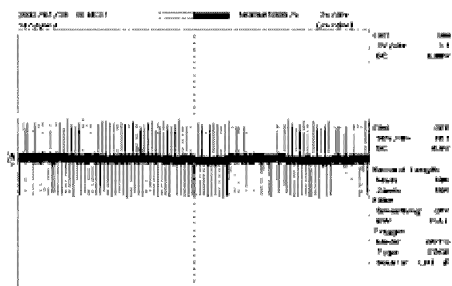


Fig. 10 The generating voltage from SVAC stimulation part

3.2 혈압강하 시스템

경혈탐색 시스템을 이용하여 탐색된 강압구혈에 저주파 자극을 가하고, 강압구혈에서의 높은 생체전위를 방출하여 효과적으로 고혈압 치료를 하기 위한 혈압강하 시스템의 전체 구성도는 Fig. 11과 같이 설계되어진다. 특히, 시스템의 동작은 강압혈구에 저주파를 발생하여 침효과를 낼 수 있는 저주파 발생부와 강압구혈에서의 높은 생체전위를 일정시간 충전하였다가 방전하는 충·방전 회로부, 저주파 발생 및 충·방전 회로부에 제어신호를 보내어 시스템 전체를 제어하는 마이크로 컨트롤러부, 사용자에게 현재 기기의 동작 상태를 보여줄 수 있는 LCD 디스플레이부와 소리로써 경보를 알리는 알람부 등으로 구성되어진다.

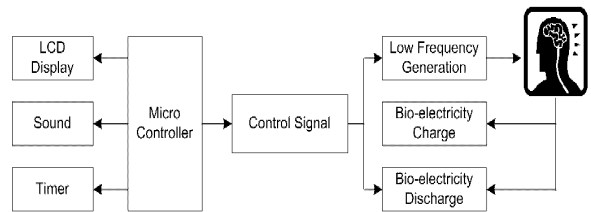


Fig. 11 System configuration of blood pressure depressor system

Fig. 12는 저주파 발생회로로써 교번적 신호를 출력하고 전압을 증폭하기 위하여 트랜지스터와 트랜스포머로 구성되어진다.

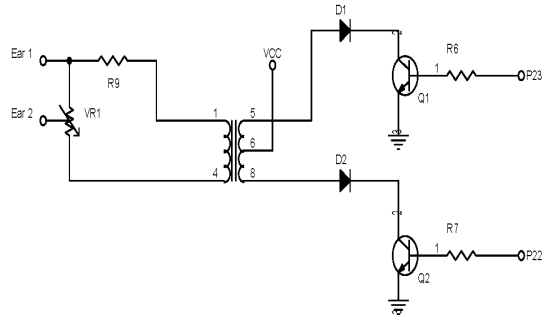
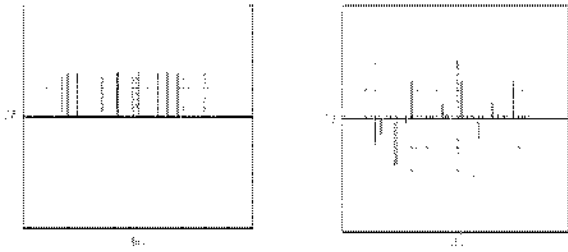


Fig. 12 Low frequency generating circuit

또한, Fig. 13은 저주파 출력파형을 나타낸 것으로서 (a)는 R6과 R7에 인가되는 트랜지스터 구동 신호를 나타내는 것으로 각 입력펄스전압이 교대로 입력되고 있는 것을 볼 수 있으며, (b)는 이러한 구동신호에 의하여 최종적으로 출력되는 가변 저항에서 측정된 저주파발생 출력파형을 나타낸 것이다.



(a) transistor driving signals (b) output voltage

Fig. 13 Low frequency signals

더구나, 본 논문에서 사용되어진 마이크로 컴퓨터 회로의 핵심인 마이크로칩은 KS57 시리즈를 사용하였으며, 이러한 마이크로 컨트롤러에 의하여 동작되는 혈압강하기의 전체 흐름선도는 Fig. 14에서 보여준다. 따라서 이러한 과정을 계속적으로 진행함으로써 혈압은 짧은 기간 동안 효과적으로 낮출 수 있을 것이다.

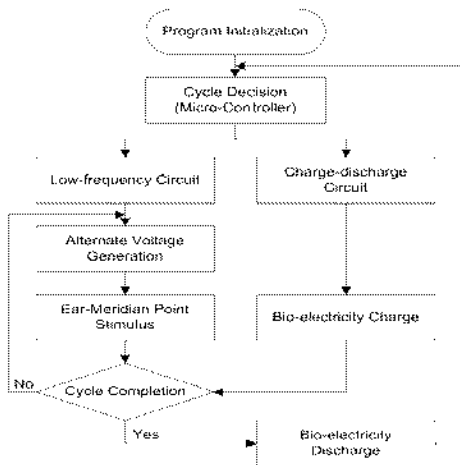


Fig. 14 Flow chart of blood pressure depressor

4. 실험결과 및 고찰

전압변화는 하나의 경혈점에 대하여 측정전압의 변화차이가 적고 최초 전압값을 유지할수록 우수하며 측정시에 식별 및 식별 데이터의 신뢰성을 좌우하는 중요한 요소이다. 자극은 기존 DC 방식과 제안된 SVAC 방식을 각각 적용하였으며, 전압변화를 확인하기 위하여 경혈점 5부위의 각 경혈점에 5초간 측정과 5초간 지연을 7회 연속 반복하여 수행한 전압의 최대값과 최소값을 획득하여 식 (4)의 전압변동율을 결정하였다.

$$\text{전압변동율(\%)} = \left| \frac{\text{최대값} - \text{최소값}}{\text{최대값}} \times 100 \right| \quad (4)$$

이러한 실험결과에 의한 전압변동율은 DC 방식이 25.99%, SVAC 방식이 11.68%로써 SVAC 방식이 DC 방식보다 14.31% 정도의 전압변동율이 적으므로 경혈과 비경혈의 식별에 더욱 유리함을 확인할 수 있었다.

본 혈압강하기에 대한 실험은 인간에 직접적으로 적용하기는 위험하므로, 우리는 다른 연구기관의 도움으로 동물실험을 통하여 본 연구개발의 유효성을 검증하고자 하였다.¹⁰⁾ 실험동물은 Sprague-Dawley 수컷으로 대조군과 실험군으로 나누어 3주간 실험하였다. 실험은 3일 동안 매일 일정한 시간에 2시간씩 구속 스트레스(Immobilization stress)를 가한 후, 바로 30분간 개발된 전자혈압강하기를 이용하여 실험동물의 귀혈 자리를 자극하였으며 다른 실험군들은 보다 약한 전류세기와 낮은 주파수로 전침을 족삼리에 꽂아 자극하는 형태로 진행되었다. 특히 실험 측정은 실험동물의 체중의 변화, 심장박동수, 혈압으로 나누어 측정하였고, 체중의 변화와 심장박동수는 혈압강하기가 인체 영향을 검토하기 위한 실험으로써 혈압측정은 그 효과를 검증하기 위한 것이다.

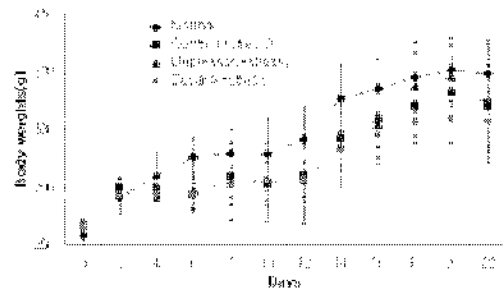


Fig. 15 Experiment for changes in body weights

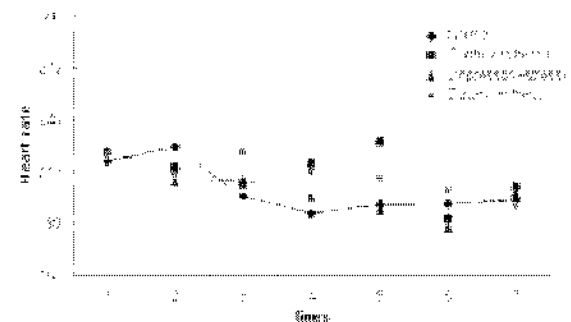


Fig. 16 Experiment for changes in heart rate

Fig. 15는 각 실험에 따른 실험군의 체중증가량을 보여준다. 체중증가량은 정상군과 실험군에서 유사한 경향으로 증가하였지만, 구속 스트레스를 가한

집단은 체중증가가 낮은 경향을 나타내고 있음을 알 수 있다. Fig. 16는 각 실험에 따른 실험군의 심장박동수를 보여주며, 심박수는 정상군에 비해 실험군에서 증가하는 경향을 보였고 실험대조군에 비하여 혈압강하기군과 족삼리군의 심박수는 감소되었음을 알 수 있다.

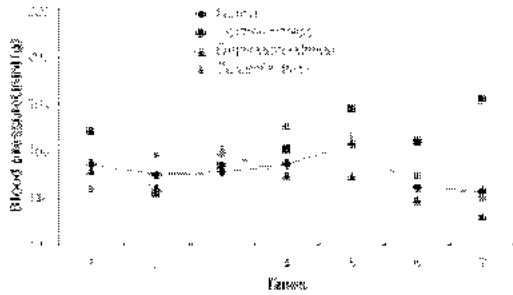


Fig. 17 Experiment for changes in blood pressure

또한, Fig. 17은 각 실험군의 혈압의 변화를 나타낸 것으로써, 지속적인 증가를 보이는 실험대조군에 비하여 혈압강하기군과 족삼리군의 혈압이 감소되어짐을 알 수 있다.

5. 결 론

본 논문에서, 고혈압 치료를 효과적이고 경제적으로 치료하기 위한 전자혈압강하기 개발 및 전기적 특성분석을 통하여 그 유효성을 검증하였다. 특히, 개발되어진 전자혈압강하기의 인체영향과 효과를 검증하기 위하여 실험을 수행하여, 체중의 변화와 심장박수의 변화는 다른 실험군과 차이가 없으며 혈압강하면에서는 더욱 우수함을 알 수 있었다.

추후에, 보다 효과적인 치료를 위하여 일반인들이 찾기 힘든 경혈을 정확하게 찾는 방법과 정확한 경혈의 위치를 안내할 수 있는 경혈탐측시스템 개발도 추가적으로 이루어져야 할 것이다.

후 기

이 논문은 2001학년도 동아대학교 학술연구비(공모과제) 지원에 의하여 연구되었음.

참고 문헌

1. 이광연, 2000, “혈압과 심박동에 대한 경혈자극

및 피부 분절 자극 효과의 비교분석”, 원광대학교대학원 학위논문.

2. 장우영, 신상훈, 기호성, 윤길원, 2002, “DFSS 방법론을 이용한 경혈의 전기적 특성에 관한 고찰”, 대한의용생체공학회 추계학술대회 논문집, pp. 58-59.

3. 조정현, 2001, “경혈에서 전기 임피던스의 진동수 의존성”, 서울대학교대학원 학위논문.

4. K. S. Cole, 1996, “Membranes, ions and impulses”, University of California Press.

5. R. A. Fiorini, G. Dacquino, g. Arrigo, G. Colasanti, L. Selicato and G. D’Amico, 1998, “Effective bio-impedance spectroscopy method for evaluation of body cell water compartments”, International Conference on Bioelectromagnetism, pp. 203-204.

6. T. V. Dinh, B. Cabon and J. Chilo, 1990, “New skin-effect equivalent circuit”, Electronics Letter, Vol. 29, No. 19, pp. 1582-1584.

7. K. G. Chen, 1996, “Electrical properties of meridians”, IEEE Eng. in Meridian and Biology, Vol. 15, pp. 59.

8. J. J. Tsuei, 1996, “The science of acupuncture theory and practice”, IEEE Eng. in Medicine and Biology, Vol. 15, No. 3, pp. 55.

9. Z. Z. Xiang, et. al., 1998, “The low impedance nature of meridian lines before and after amputation”, British Journal of Acupuncture, Vol. 11, No. 1, pp. 25-28.

10. 김희영, 김성욱, 황혜정, 함대현, 이권순, 김순택, 심인섭, 이해정, 2004, “고혈압모델에서 귀혈위 자극기의 효과”, 동의생리병리학회지 제18권 제2호, pp. 1-5.