

임피던스 혈량측정법을 이용한 일반인의 다리 동맥 혈량 측정

심영우, 김수찬*, 노형욱**, 김덕원***

:연세대학교 의과대학 의과학과, * :한경대학교 생물정보통신전문대학원, ** :연세대학교 생체공학협동과정, *** :연세대학교 의과대학 의학교육학교실

Measurement of Leg Arterial blood volume of Normal Subject Using Impedance Plethysmography

Young-Woo Shim, Soo-Chan Kim*, Hyung-Wook Noh**, Deok-Won Kim***

: Dept. of Medical Science, College of Medicine, Yonsei University

* : Graduate School of Bio & Information Technology, Hankyong National University

** : Graduate Program in Biomedical Engineering, Yonsei University

*** : Dept. of Medical Engineering, College of Medicine, Yonsei University

Abstract - 본 논문은 Impedance plethysmography를 이용하여 당뇨병 및 동맥경화의 비침습적이고 고통없는 조기 진단을 위한 시스템 구성의 초기 단계로, 하지 동맥의 기계적 특징인 혈량 변화를 비침습적으로 측정하였다. 혈량과 혈압의 변화는 각각 Impedance plethysmograph와 mercury sphygmomanometer를 이용하여 측정되는데, 탄성도는 혈량 변화값을 맥압(수축기압)의 변화량으로 나누어 계산한다. 이 논문에서는 하지 동맥의 탄성도를 비침습적으로 측정하기 위한 전초 단계로서 하지 동맥에서의 임피던스 변화만을 측정하였다. 회로는 50kHz Wien bridge 발진 회로, demodulation, 50kHz band pass filter, 0.1Hz high pass filter, 20Hz low pass filter와 증폭기로 구성하였고, 생체 신호 획득 및 처리 과정을 거쳐 임피던스 변화량을 관찰하였다.

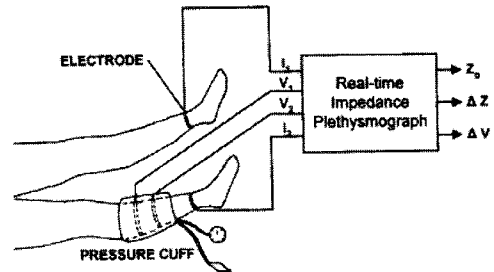
었다. 복조기는 50kHz 성분을 제거시켜주어 임피던스 변화에 따른 전압 변화를 관찰할 수 있게 하였다. 복조기를 통해 나온 신호는 AD620을 거치면서 10.96배 증폭시켜 주었다. 2차 저역 통과 필터의 차단 주파수는 20Hz로 불필요한 고주파 잡음을 제거해 주었다. 또한 2차 고역 통과 필터의 차단 주파수는 0.05Hz로 DC 성분을 제거하였다. 혈량 변화에 따른 전압 변화량은 μV 단위로 측정되기 때문에 높은 이득을 필요로 하였다. 최종적으로 총 이득은 5732배로 TL082와 AD620 소자를 사용하여 설계하였다. 혈량 변화에 의한 임피던스 변화량은 0.1 Ω 단위이기 때문에 혈량 측정 시스템을 완성한 후 시뮬레이션 과정을 거쳤다. 110 Ω 과 120890 Ω 의 저항을 병렬로 연결한 후 스위치를 이용하여 120890 Ω 을 단락시켜주어 <그림 3>와 같이 110.2 Ω 에서 110.1 Ω 으로 0.1 Ω 변화가 가능하도록 하였다.

1. 서 론

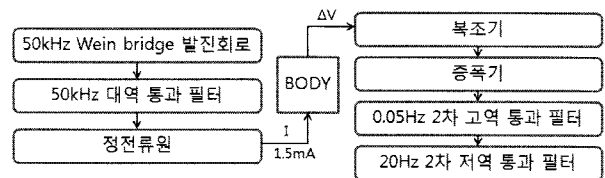
현재 우리나라의 경제가 급격히 발전하고 식생활이 서구화됨에 따라 혈중 콜레스테롤 농도 증가로 인해 심근경색, 고혈압, 당뇨병과 같은 질환이 급격하게 증가하고 있다[1]. 그러나 이러한 동맥경화증은 초기에 진단하기가 매우 어려운데, 이는 병의 진행 과정이 상당히 느리고 초기 단계에는 특별한 증상이 없기 때문이다.

혈관 조영법은 혈관 질환을 찾아내는데 널리 사용되는 방법이다. 그러나 이 방법은 시간이 오래 걸리고 비용이 비싸며 위험성이 존재한다. 또한 초기 단계의 혈관 질환에는 적절하지 못하다. 그럼에도 불구하고 B-mode 초음파와 fluoroscopy는 폐색되거나 좁은 동맥과 같은 다양한 동맥 질환 진단에 사용되어 왔다. 반면 Impedance plethysmograph는 인체의 어느 특정 부위에서의 혈량 변화를 환자에게 전혀 고통을 주지 않으면서 안전하고 간편하게 측정하는 방법이다.

Imura 등은 pressure-strain 탄성 계수인 E_p 가 60대 이상 사람들에서 주요하게 높은 결과를 찾아냈다[2]. 동맥의 탄성도를 측정하는 비침습적인 기술은 Shankar와 Webster에 의해 동맥 경화증 진단에도 이용할 수 있게 되었다[3]. 이들의 연구에서 다리 동맥의 최대 탄성도(C_p)는 심혈관 질환 위험 인자와 연관이 있다는 것이 밝혀졌다. C_p 는 22세부터 70세까지의 정상인 피험자를 대상으로 측정되었는데 3.08부터 1.92 $\mu L/mmHg/cm$ 까지 관찰할 수 있었다. 반면, 말초혈관 질환자의 경우 0.70의 평균치가 노출되었다. 이러한 이론을 바탕으로 본 논문에서는 Impedance plethysmograph[4]의 초기 단계로서 말초 동맥 혈량 변화만을 관찰하였다.



<그림 1> 혈량 측정 시스템

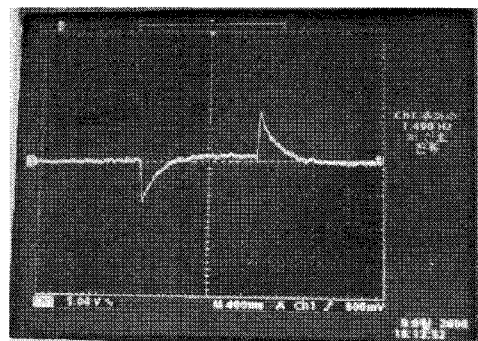


<그림 2> 혈량 측정 시스템의 블록 다이어그램

2. 실 험

2.1 혈량 측정 시스템

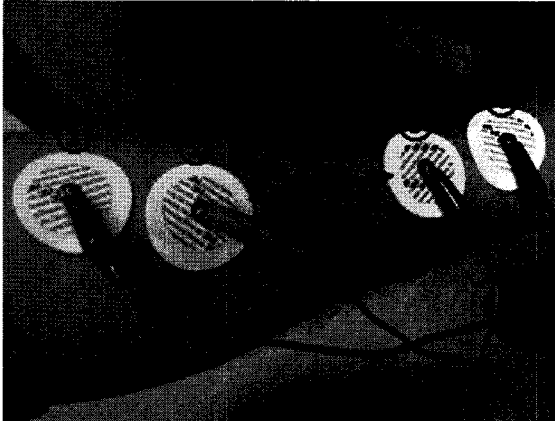
다리 동맥의 혈량 변화를 측정하기 위해 Impedance plethysmograph를 제작하였다. Impedance plethysmograph의 원리는 <그림 1>과 같이 다리에 전극을 연결하여 전류를 흘려주고 그 사이의 임피던스 변화에 따른 전압 변화량을 측정하는 원리이다. 회로는 <그림 2>와 같이 50kHz 발진회로, 대역 통과 필터, 정전류원, 복조기, 증폭기, 2차 저역 통과 필터, 2차 고역 통과 필터로 구성되었다. 50kHz 발진 회로는 Wien bridge 방식을 사용하여 50kHz 정현파를 발생시켜주었다. 50kHz의 대역 통과 필터는 발진회로에서 나오는 신호를 깨끗하게 만들어 주는 역할을 한다. 이 신호를 National Instruments Labview 8.5를 사용하여 Total Harmonic Distortion을 측정한 결과는 약 2.4%였다. THD는 원 신호에 대한 고조파 성분의 비율을 나타낸다. 정전류원은 혈량 변화에 따른 임피던스의 변화에 관계없이 일정 전류를 자극 전극을 통해 흘려주어 1.5mA의 정전류가 발생되도록 하였다. 실제 흐르는 정전류 값은 1.46mA로 피부 임피던스가 600 Ω ~700 Ω 사이에서 변하여도 정전류 값은 일정하였다. 그러나 가변 저항을 이용하여 base 임피던스를 1.23k Ω 이상으로 올려주자 정전류 값이 감소하기 시작하



<그림 3> 0.1 Ω 변화에 따른 전압값 변화

2.2 실험 방법

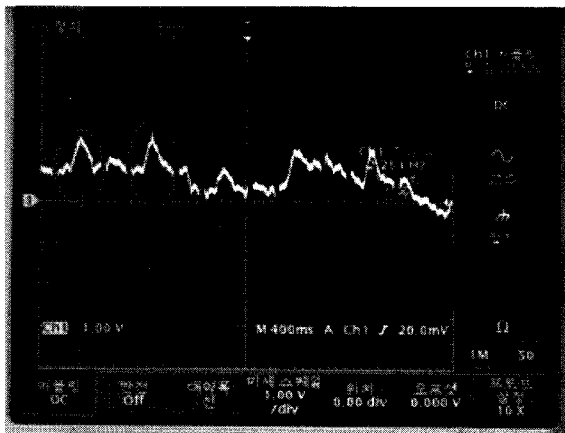
실험은 <그림 4>와 같이 Ag-AgCl 전극을 4개를 사용하였다. 바깥쪽 2개의 자극 전극(①, ④)은 전류를 흘려보내 주는데 사용하였고, 2개는 전압 감지 전극(②, ③)으로 사용하였다. 전압 감지 전극 사이의 차등전압을 측정하여 그것을 정전류로 나누게 되면 혈량의 변화에 의한 임피던스 변화를 측정할 수 있다. 자극 전극은 무릎과 발목에 부착하였고, 전압 감지 전극은 15cm의 거리를 두고 부착하였다. 자극 전극의 경우 몸에 일정한 전류를 흘려주기 위해 되도록 멀리 떨어뜨려 부착하였고, 전압 감지 전극은 혈량 변화에 따른 임피던스 변화를 명확하게 관찰하기 위해 15cm의 간격을 두고 부착하였다. 또한 전극은 피부 임피던스의 변화를 줄이기 위해 혈량 측정 10분 전에 미리 부착하였다.



<그림 4> Ag-AgCl 전극 부착

3. 결 과

<그림 5>는 제작된 Impedance plethysmograph를 사용하여 다리 동맥의 혈량 변화를 측정한 결과이다. 혈량 변화는 전압 변화로 나타나며 실시간으로 관찰이 가능하다. <그림 5>의 파형은 기저선이 심하게 변하는데, 이는 피부 임피던스 값이 계속적으로 변하기 때문이다. 저항 0.1Ω의 변화는 5732배의 이득을 거친 후에는 약 0.86V의 전압 변화로 나타난다. 이는 <그림 4>의 혈량 변화 크기와 거의 일치한다.



<그림 5> 혈량 측정기를 이용한 혈량 변화 측정

4. 토 의

제작된 혈량 측정기는 말초 동맥의 탄성도 측정을 목표로 혈량 변화를 관찰하였다. 피부 임피던스는 매초 수시로 변하고 이는 제작한 Impedance plethysmograph에 큰 영향을 끼친다. 노이즈라 할 수 있는 작은 임피던스 변화량도 이득이 높기 때문에 출력 부분에서는 무시할 수 없는 결과를 초래한다. 그 결과 파형의 기저선이 불규칙하여 순수 혈량 변화를 관찰할 수 없었다. 또한, PCB board에 회로를 설계하지 않아 주변 환경에 의한 간섭 노이즈도 다수 발생하였다. 차후 수행될 과제에서는 아날로그 부와 디지털 부를 설계하여 피부의 base 임피던스를 효과적으로 제거할 수 있을 것으로 사료된다. 그리하여 말초 동맥의 탄성도 평가 및 동맥 경화 질환 조기 진단이 가능할 것으로 기대한다.

이 논문은 2008년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국과학재단의 지원을 받아 수행된 연구임. (No. R01-2007-000-20819-0)

[참 고 문 헌]

- [1] Huh, K. B., "Exercise cure for diabetics", Diabetes 9: 5-9, 1990
- [2] Imura, T., K. Yamamoto, K. Kanamori, T. Mikami & H. Yasuda, "Noninvasive ultrasonic measurement of the elastic properties of the human abdominal aorta", Cardiovasc. Res. 20: 208-214, 1984
- [3] Shankar, R. & J. Webster, "Noninvasive measurement of compliance of human leg arteries", IEEE Trans. Biomed. Eng, 38: 62-67, 1991
- [4] Kim, D. W., C. G. Song., W. K. Kim & M. H. Lee., "Development of impedance plethysmograph and measurement of digital blood flow", J. Korean Soc. Med. Biol. Eng, 12: 23-28, 1991
- [5] Kim, D. W., Kim, S. C., "Measurement of leg arterial compliance of normal subjects and diabetics using impedance plethysmography", Annals New York Academy of Science, 873:112-20, 1999