

임피던스법을 이용한 혈압 및 혈류 변화량 검출 시스템 구현

노정훈¹, 배진우², 예수영³, 신범주⁴, 전계록^{5*}

¹부산대학교 의공학과, ²(주) 에스엘 연구개발부,

³부산대학교 의전원 BK 21, ⁴부산대학교 바이오메디컬공학과, ⁵부산대학교 의공학교실

Implementation of the Blood Pressure and Blood Flow Variation Rate Detection System using Impedance Method

Jung-Hoon Ro¹, Jin-Woo Bae², Soo-Young Ye³, Bum-Joo Shin⁴ and Gye-Rok Jeon^{5*}

¹Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Pusan National University

²Automotive Electronic Development Team, SL Co.

³BK21 Medical Science Education Center, College of Medicine, Pusan National University

⁴Department of Biomedical Engineering, Pusan National University

⁵Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Pusan National University

요약 본 연구에서는 혈압 측정 시 생체 임피던스가 변화하는 현상을 이용하여 혈류량 변화를 검출하는 시스템을 구현하였다. 혈압의 측정은 오실로메트릭법을 적용하였으며, MAA 알고리즘을 이용하여 평균 동맥압을 산출한 후 평균 동맥압에 대한 여러 가지 특성비율을 설정하여 수축기 및 이완기 혈압을 추정하였다. 인체 임피던스 측정은 교류 정전류원과 락인-증폭기를 이용하였으며, 측정 부위에 인가되는 커프 압력에 의해 생체 임피던스 변화량을 이용하여 혈류량 변화를 측정하였다.

Abstract In this study, detection system of the blood flow variation rate was implemented using the variation effect of bio electric impedance at time of the blood pressure measurement by means of impedance method. The blood pressure measurement was performed by the oscillometric method. The mean arterial pressure was calculated using maximum amplitude algorithm. The systolic and diastolic pressure were estimated by establishment of the various characteristic ratio according to mean arterial pressure range. Alternative static current source and lock_in amplifier were introduced to impedance measurement. The variation of blood volume was measured using variation bio impedance according to induced cuff pressure at measuring area.

Key Words : Impedance, Blood Pressure, Blood flow, Oscillometric Method, Mean Arterial Pressure

1. 서론

인체에는 내부 환경을 일정하게 유지하기 위하여 무수히 많은 궤환제어 시스템들이 존재한다. 궤환제어 시스템 중에 인체 내의 체액을 한 기관에서 다른 기관으로 운송 역할을 담당하는 순환계가 존재하며 대표적인 순환계는 심혈관 시스템이다[1].

순환계에서는 조직의 수요와 목적에 따라 순환 혈액의

양과 혈류속도를 조절하나 대체적으로 유체역학의 원칙을 따르며, 인체 조직의 각 혈관에 공급되는 혈액량과 혈류속도의 변화는 혈류역학에 의해 해석된다. 인체 조직 중 대사 에너지가 많이 소모되는 조직에는 혈액을 많이 공급하고 기타 조직에는 혈액을 적게 공급하여 총 순환 혈류량을 적절하게 조절한다. 혈액 관류량 조절은 주로 혈관의 혈류역학적인 특성과 자율신경계에 의해 이루어진다. 이들 중 혈류역학적인 특성은 혈압, 혈액의 점성,

본 논문은 부산대학교 자유과제 학술연구비(2년) 의해 연구되었음.

*교신저자 : 전계록(grjeon@pusan.ac.kr)

접수일 09년 05월 12일

수정일 09년 08월 06일

게재확정일 09년 08월 19일

혈관의 직경 등이 변화되는 경우 혈관 내에 공급되는 혈액의 양과 혈류속도는 증가 또는 감소하게 된다. 자율신경계의 기능에 의하여 혈관벽을 구성하는 평활근이 수축 또는 이완되는 경우와 맥관의 직경이 변화되는 경우에는 혈관을 통과하는 혈류량은 변화하게 된다. 이러한 현상을 혈관운동 (vasomotion)이라 한다[1,2].

심혈관 시스템의 정보를 획득하고 획득된 신호를 다양한 신호처리 및 알고리즘을 적용하여 심질환 및 혈관질환의 진단에 이용하고 있다. 순환기 내과에서는 주로 심전도, 운동부하시스템, 심초음파, 심혈관 질환 진단 및 치료기 등을 사용하여 심혈관계에서 발생하는 생체신호 및 영상을 획득하여 진단에 이용하고 있다. 임상에서 적용되는 이러한 여러 가지 측정법들 중에서 가장 보편적으로 측정되는 생체신호는 혈압 및 심전도이다. 이는 혈압이 혈관계의 다양한 동적변화 특성을 가장 잘 반영하는 지표이며, 심전도는 심질환별 동적변화 특성을 가장 손쉽게 파악할 수 있기 때문이다. 심혈관계의 기능 판별을 위해 전신을 관류하는 혈액의 흐름을 측정하는 혈류량 측정법과 혈관에 혈액이 관류할 때 생체 임피던스가 변화하는 특성을 이용한 임피던스법 등이 임상에 적용되고 있다.

혈압 측정은 크게 침습적인 방법과 비침습적인 방법으로 구분할 수 있다. 이들 중 비침습적인 혈압 측정법은 커프를 이용하여 측정부위에 압력을 인가하여 혈관내의 혈류를 차단한 후 압력을 서서히 감압하면서 혈압을 측정하는 방법인 오실로메트릭법을 주로 많이 사용하고 있다. 오실로메트릭법은 혈압을 측정할 때 커프 압력의 진동을 이용하여 최고혈압과 최저혈압을 측정하는 방법으로서 1876년 Marey[3]에 의해 처음 제시되었다. Marey는 커프의 압력이 수축기 압력보다 높은 압력에서부터 이완기 압력보다 낮은 압력으로 감압 될 때 커프에서 발생하는 특정 패턴의 오실레이션 진폭을 관찰하는 방법을 제시하였다. 이러한 오실로메트릭법을 이용하여 평균 동맥압을 검출하는 알고리즘은 최대 오실레이션 진폭을 나타내는 커프의 압력을 평균 동맥압으로 추정하는 최대진폭 알고리즘 (maximum amplitude algorithm, MAA)을 가장 많이 사용하고 있다[4-6]. 그러나 오실로메트릭법은 평균 동맥압의 검출은 가능하지만 수축기 압력과 이완기 압력의 검출에 대한 명확한 기준이 제시되지 않은 실정이다. 따라서 수축기 압력과 이완기 압력 검출에 대한 다양한 연구가 진행되었으며 현재도 연구가 진행되고 있다[7,8].

임피던스 혈류량 측정법은 인체의 특정 피부 부위에 전극을 부착하고 부착된 전극 사이의 임피던스를 측정하는 방법이다. 이는 혈관에 혈액이 공급될 때 혈액의 맥동에 의해 조직의 부피가 변화함으로써 임피던스의 변화가 발생되기 때문이다. 이러한 임피던스의 변화량으로 혈류

량의 변화량을 측정하기 위하여 1940년대 Nyboer[9]가 동맥의 맥박 파형과 호흡 시 맥박성 혈류에 대한 동적 변화는 생체 임피던스의 변화와 연관성이 있음을 규명하였다. 1962년 Thomasett[10], 1969년 Kubicek[11], 1970년 Nyboer[12] 등은 팔과 다리 등 혈류량의 변화가 감지되는 영역 사이의 임피던스 변화량을 측정하는 다양한 연구가 진행되었다.

본 연구에서는 혈압을 측정하고 임피던스 측정법을 이용하여 임피던스 변화치에 대응하는 혈류량의 변화치를 관측하였다. 혈압 측정은 기존에 사용되는 상용 전자혈압계의 압력을 분지한 후 압력센서를 사용하여 커프의 압력과 혈액의 맥동성분의 변화량을 측정하였다. 또한 오실로메트릭법에 사용되는 MAA 알고리즘을 이용하여 평균 동맥압을 산출하였다. 산출된 평균 동맥압에 대한 특성비율을 다르게 설정하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 추정하였다. 또한 추정된 혈압치를 평가를 위해 상용 전자혈압계에서 측정한 혈압치와 비교하였다. 임피던스는 교류 정전류원과 락-인 증폭기 (lock-in amplifier, stanford research system, SR 830, USA)를 이용하여 측정하였다. 평균 임피던스와 임피던스 변화치 산출은 혈압 추정과 동시에 수행되도록 하였고, 체적변화를 통한 임피던스의 변화량을 혈류의 변화량으로 환산하였다.

2. 본론

2.1 혈류역학

혈액의 순환은 심장에서 박출된 혈액이 전신에 분포된 여러 가지 혈관으로 관류함을 의미한다. 혈관 내에서 혈액의 흐름은 압력이 높은 혈관에서 낮은 혈관으로 흐르게 된다. 그러나 혈액은 점성을 지니고 있으며, 탄력성을 지니는 수많은 혈관의 수축과 이완으로 인해 변화하는 혈관의 저항과 심박출량의 변동은 물리적인 변화를 발생시킨다. 이러한 다양한 동적변화의 물리적 원리를 혈류역학이라 하며, 심박출량, 혈압, 혈관저항, 그리고 혈류의 양과 혈류속도 등의 관계를 다루는 역학이다[1].

혈액의 흐름은 심장이 혈액을 펌핑하는 수축력에 비례하고 혈류저항에 반비례한다. 따라서 혈류량은 혈압에 비례하고 혈류저항에 반비례하며, 혈압이 높아지면 혈류량이 많아지고 혈류저항이 커지면 혈류량은 감소한다[2].

2.1.1 Hagen-Poiseuille의 법칙

점성이 있는 액체가 소용돌이를 일으키지 않고 굽기가 일정한 좁은 관을 흐를 때 단위 시간 동안 흐르는 액체량

은 관 양쪽의 압력차와 관내경의 4 제곱에 비례하고, 관의 길이와 점성에 반비례한다. 이와 같은 관계를 Hagen-Poiseuille의 법칙이라 한다. 혈관 직경의 변화에 따른 전도도의 변화를 $\sigma \propto r^4$ 으로 표시하는 베르누이의 법칙에 따르면 혈관을 흐르는 혈류량은 혈관 내경의 4 제곱에 비례하므로 혈관의 내경이 조금만 증가하더라도 혈류량이 현저히 증가하는 현상을 나타낸다[1,2].

2.1.2 유속과 압력

혈류량은 순환기 시스템의 임의의 영역에서 단위 시간 동안 통과하는 혈액의 양을 의미하며, 단위는 ml/min 혹은 L/min으로 표시한다. 혈액이 단위 시간 동안에 이동하는 속도를 혈류속도라고 하며, 단위는 cm/sec으로 표시한다.

인체 내에서는 혈관 내 유속이 급격히 증가하면 측압이 저하되어 관의 내경이 좁아지고 혈관은 압축되어 혈류량이 저하됨과 동시에 유속이 낮아지다가 다시 측압이 발생하여 혈액을 보내게 된다[3].

2.2 임피던스

2.2.1 전류와 인체 조직

인체 조직의 임피던스를 측정하기 위해서는 교류전류를 인가하여야 한다. 이는 인체 조직은 이온 전도체이며 저항성분과 용량성분을 함께 지니고 있기 때문이다. 인체 조직의 세포는 세포 조직과 조직 간에 체액으로 구성되어 있다. 인체조직에 교류전류를 인가하게 되면 인가되는 주파수에 따라 전류는 세포막을 통과하게 된다. 인체 조직에서의 임피던스를 측정할 때에는 측정 전류의 주파수에 따라 인체조직의 임피던스가 변화하게 된다. 인체 조직에서는 높은 주파수의 전류는 쉽게 흐를 수가 있지만 낮은 주파수의 전류는 조직으로 흐르기가 어렵게 된다.

2.2.2 전기적 볼륨 실린더 원리

혈관에 혈액이 흐를 때 혈관 부피의 변화에 기인하여 발생하는 임피던스의 변화량으로 혈류량을 측정하기 위하여 대개 전기적 볼륨 실린더 원리를 이용한다. 전기적 볼륨 실린더 원리는 Nyboer[9-12]에 의해 제안되었으며, 인체를 단일 전도성 실린더로 가정할 경우 임피던스는 길이에 비례하고 면적에 반비례한다.

2.2.3 임피던스 혈류량 측정법

인체 부위에 유입되는 혈류량과 유출되는 혈류량의 차이 때문에 체적의 변화가 발생되며 이로 인하여 임피던스의 변화가 발생하게 된다. 따라서 임피던스의 변화를

측정하여 부피의 변화로 혈류량을 간접적으로 추정할 수 있다. 외부에서 측정된 임피던스의 변화와 혈액에 의한 체적 변화의 연관 관계에 대한 연구는 Nyboer[4]가 제안한 병렬 원주 모델을 기반으로 수행 되었다[13,14].

인체를 조직과 혈액으로 구성된 도체로 가정하고 동맥의 임피던스를 Z_b , 동맥을 제외한 조직의 임피던스를 Z_t , 라고 하면, 전체 임피던스는 Z_t 와 Z_b 의 병렬회로로 구성된다.

동맥의 임피던스는 혈관의 단면적이 증가함에 따라 혈류량이 감소하게 된다. 혈관의 단면적 변화에 따른 혈류량의 변화치는 식 (1),(2)로 나타낼 수 있다.

$$\Delta V = L \Delta A = \frac{\rho_b L^2}{Z_b} \tag{1}$$

$$\Delta V = \frac{-\rho_b L^2 \Delta Z}{Z^2} \tag{2}$$

여기서, ΔV 는 혈류량의 변화, L 은 전극간의 거리, ΔA 는 혈관 단면적의 증가, ρ_b 는 혈액의 고유 저항, Z_b 는 동맥의 임피던스, Z 는 전극 사이의 평균 임피던스를 의미하며, ΔZ 는 임피던스의 변화를 나타낸다. 음의 부호는 혈관의 부피 증가에 대해서 임피던스가 감소함을 의미한다.

본 연구에서는 혈액의 고유 저항값을 Yanqun Wang[15]이 적용한 $154 \Omega \cdot m$ 를 사용하였다. 그러므로 혈액의 고유저항 ρ_b 와 감지전극 사이의 길이 L , 감지전극 사이의 평균 임피던스 Z , 그리고 임피던스의 변화량 ΔZ 를 이용하여 혈류량의 변화를 계산할 수 있었다.

2.3 오실로메트릭법

1876년 Marey[4]에 의해 비침습적인 혈압 측정법이 제시되었다. 비침습적인 혈압 측정법은 주로 커프를 이용하여 측정부위 혈관에 혈액의 흐름을 저지할 정도로 압력을 인가한 후 압력을 서서히 저하시키면서 혈압을 측정하는 방법을 사용하고 있다.

본 연구에서는 혈압 측정 시에 커프의 압력 진동을 이용하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 측정하는 오실로메트릭법을 사용하였다. 오실로메트릭법에서 평균 동맥압을 검출하기 위하여 사용하는 알고리즘은 여러 가지가 있으나, 오실레이션의 크기가 최고점일 때의 커프 압력을 평균 동맥압으로 추정하는 최대진폭알고리즘 (Maximum Amplitude Algorithm, MAA)을 가장 많이 사용한다[5-7]. MAA법을 사용하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 구하

는 방법은 커프의 압력에 의해 발생하는 진동을 측정하여 진폭이 가장 큰 지점을 평균 동맥압으로 결정한다. 이는 커프압이 동맥압의 평균 동맥압과 같을 때, 동맥 혈관벽이 최적으로 확장되어서 최대의 유순도 (compliance)를 지니게 되므로 동맥압 변화에 대한 동맥혈관의 용적변화가 최대가 되기 때문이다. MAA에 의해 계측된 최대 오실레이션 크기의 약 50%에 해당하는 커프 오실레이션에서 수축기 압력을 추정하고, 최대 오실레이션 크기의 75~80%에 해당하는 커프의 오실레이션에서 이완기 압력을 추정한다[8].

수축기 혈압과 이완기 혈압은 MAA에 의해 측정된 평균 동맥압에 미리 정해진 비율인 특성비율(characteristic ratio, CR)을 적용하여 산출한다. 이러한 관계는 식(3),(4)로 표현된다.

$$A_s = A_m \times CR_s \tag{3}$$

$$A_d = A_m \times CR_d \tag{4}$$

여기서, A_s 는 수축기의 커프 압력, A_d 는 이완기의 커프 압력, A_m 는 평균 동맥압에서의 커프 압력, CR_s 는 수축기의 특성비율, 그리고 CR_d 는 이완기의 특성비율을 나타낸다.

평균 동맥압은 수축기 혈압과 이완기 혈압의 산술적 평균값이 아니며, 수축기 혈압에 머무는 시간이 짧기 때문에 평균 동맥압은 산술 평균치 보다 조금 낮게 나타난다. 말초 동맥에서의 평균 동맥압은 식(6)으로 계산할 수 있다.[2].

$$MAP = P_d + \frac{1}{3}(P_s - P_d) \tag{5}$$

$$MAP = \frac{(P_s + 2 \times P_d)}{3} \tag{6}$$

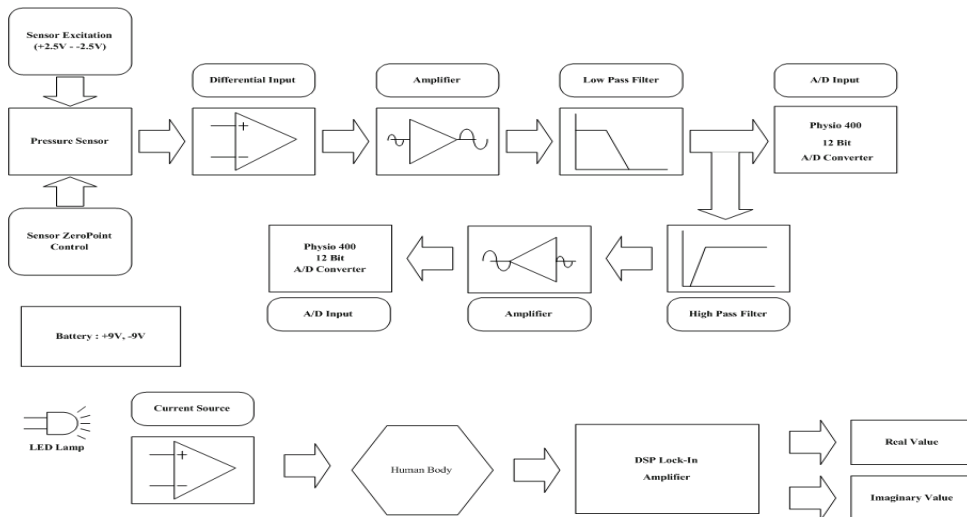
3. 측정 시스템 구현 및 분석

본 연구에 의해 구현된 측정 시스템의 구성도는 그림 1과 같다. 시스템 전원은 ±9 볼트 배터리를 사용하였으며, 임피던스 측정부와 압력 측정부로 구성하였다. 임피던스 측정부는 교류 정전류원 발생부와 락-인 증폭기로 구성하였으며, 혈압 측정부는 압력센서 출력부와 혈압의 맥동성분 검출부로 구성하였다. 혈액의 맥동성분에 대한 임피던스의 변화량을 측정하기 위해서 4 전극 측정법을 이용하였다. 이는 2 전극 측정법에서의 전극 부착 부위의 높은 전류 밀도와 불균일성으로 인해 정확한 측정이 어렵기 때문이다.

3.1 교류 정전류원

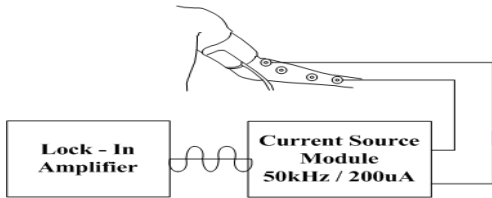
4 전극 측정법은 전극과 전기장의 왜곡 (distortion)을 제거하는데 있어 효과적인 방법이므로 정전류원을 구성하여 외부 전극에서 내부 전극으로 전류를 인가한 후 두 가지 측정전극에서의 전압차를 측정하였다[16].

정확한 임피던스값을 측정하기 위해서는 교류 정전류원의 진폭이 일정하고 하모닉 성분이 없어야 하므로, 락-인 증폭기의 내부 정현파를 교류 정전류원의 입력신호로 사용하였다. 교류 정전류원은 락-인 증폭기에서 발생하는



[그림 1] 구현된 시스템에서 혈압과 임피던스 측정을 위한 블록 다이어그램

정현파를 입력신호로 하는 연산증폭기의 궤환 전류를 이용한 부동 정전류원으로 구성하였다[17]. 구성된 교류 정전류원의 크기는 200 μA 이며 주파수는 50 kHz로 구성하였다. 본 연구에 사용된 정전류원의 구성도는 그림 2와 같다.



[그림 2] 정전류원의 구성도

3.2 락-인 증폭기

락-인 증폭기는 일반적으로 노이즈가 함유된 신호의 진폭과 위상을 측정하기 위하여 사용되며, 특정 주파수 대역의 미세전압 혹은 전류 신호만을 증폭하여 잡음의 제거와 신호 대 잡음비 (signal to noise ratio, SNR)를 향상시킨다. 잡음의 대역폭을 감소시키기 위하여 저역통과 필터를 설계하였다. 락-인 증폭기의 위상검출기는 10 kHz의 대역폭에서 0.01 Hz 대역폭의 신호를 검출할 수 있었다. 락-인 증폭기는 반드시 기준신호를 가져야 하므로 본 연구에서는 락-인 증폭기의 내부 정현파를 사용하였다. 위상검출기의 출력은 교류신호이며 입력신호와 기준신호의 주파수의 합과 차에 의해 변화하여 두 신호의 위상차를 나타낸다. 임피던스 출력신호의 진폭은 두 신호의 거듭제곱근, 위상은 두 신호의 아크탄젠트 값으로 나타난다[18].

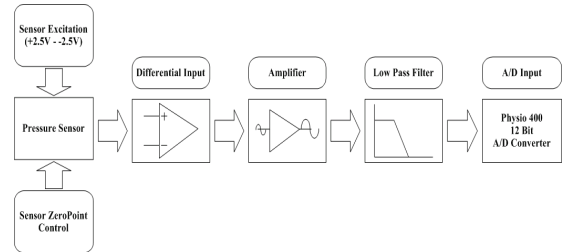
3.3 압력센서 모듈

커패시터 압력과 혈압의 맥동성분 검출을 위해 압력센서 모듈을 제작하였다. 제작된 압력센서 모듈은 크게 압력신호 전치증폭부와 혈압 맥동성분 검출부로 구성되었다. 압력신호 전치증폭부는 차동입력부, 증폭부, 저역통과필터로 구성하였다. 혈압 맥동성분 검출부는 고역통과필터, 증폭부, 이득 조정부, 아날로그-디지털 변환기 (analog to digital converter, ADC), 입력 버퍼 등으로 구성하였다. 각 모듈은 9 볼트 배터리를 사용하여 구동하였으며, 전원 표시 램프로 시스템의 동작상태를 알 수 있도록 구성하였다.

압력센서는 휘스톤 브릿지 방식의 반도체식 압력센서를 사용하였으며, 정전압원을 구성한 후 전압여기 방식을 사용하였고, 정밀한 측정을 위해 영점 조정이 가능하도록

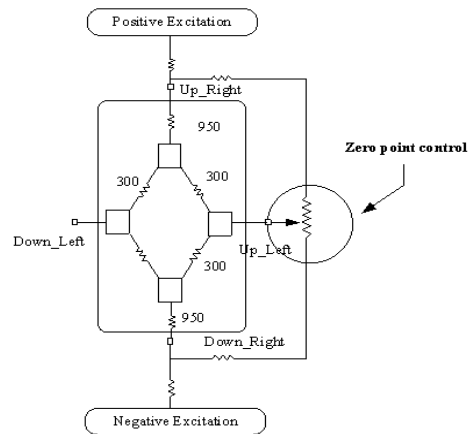
구성하였다.

본 연구에 사용된 압력센서 모듈의 전체 구성도를 나타내면 그림 3과 같다.



[그림 3] 압력센서 모듈의 구성도

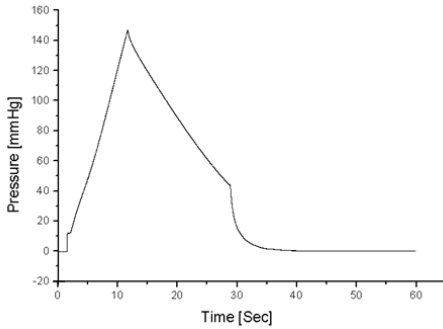
본 연구에 이용된 압력센서는 임상 중환자실에서 침습적인 방법으로 압력을 측정할 때 사용하는 반도체식 압력센서 (TNF-R, BD Product Co., USA)이다. 압력센서의 여기전압은 출력신호의 선형성을 고려하여 ± 2.5 볼트의 전압을 센서에 인가하였다. 압력센서의 출력신호를 전치증폭단에 입력하였다. 보다 정밀하게 압력을 측정하기 위하여 압력센서의 영점을 조정할 수 있도록 하였다. 본 연구에 사용된 영점 조절부는 그림 4와 같다.



[그림 4] 압력 센서의 영점 조절부

압력센서 모듈의 전치증폭부는 차동증폭부와 증폭단, 저역통과필터 등으로 구성되었다. 차동증폭부는 압력센서의 차동 출력신호를 입력받아 증폭하였다. 차동입력부는 공통모드제거비(common mode rejection ratio, CMRR)가 높아야 하므로 계측용 증폭기인 INA121(Burr-Brown Co., USA)을 사용하였으며, 이득은 100 배로 설정하였다. 차동입력부의 출력신호는 전치증폭단에 입력하였다. 저

역통과필터는 20 Hz의 차단주파수를 가진 1 차 버터워스 필터를 구성하여 압력센서의 출력신호에 유입되는 고주파 성분을 제거하였으며, 전압 이득은 1.586 배로 설정하였다. 출력신호는 150 mmHg의 압력에 대해 3 볼트의 신호가 출력되도록 이득을 가변하였으며, 1 초당 5.8 mmHg의 압력이 하강하도록 하였다. 인가압력에 대한 출력파형을 도식화하면 그림 5와 같다.

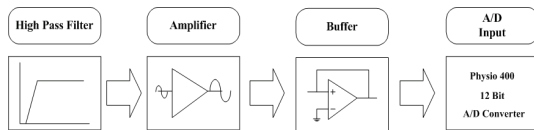


[그림 5] 혈압 센서 모듈의 출력 파형

3.4 혈압 맥동성분 검출부

혈압의 맥동성분은 커프의 압력이 수축기 압력 보다 높은 압력에서 서서히 하강할 때 커프에서 발생하는 혈압의 맥동성분을 검출하는 부분이다. 혈압 맥동성분 검출부는 압력센서의 증폭단 신호에서 직류성분을 제거하기 위해 고역통과필터를 구성하였고, 압력신호의 교류 맥동성분을 증폭하였다. 고역통과필터는 차단주파수가 0.1693 Hz이며, 필터단에서 1.568 배로 전압이 증폭되도록 설정하였다. ADC 앞단에 입력 임피던스를 높이기 위해서 버퍼를 구성하였다.

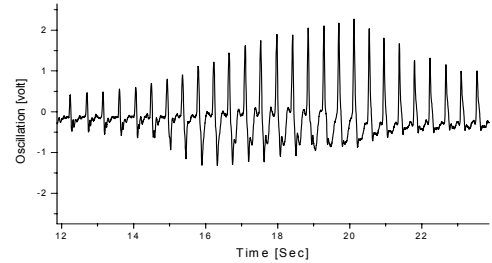
혈압의 맥동성분을 검출할 수 있는 회로의 구성도는 그림 6과 같으며, 혈압의 맥동성분 검출부의 출력신호는 그림 7과 같이 측정되었다.



[그림 6] 혈압의 맥동성분 검출을 위한 블럭도

실험에 의해 계측된 모든 데이터 값들은 ADC를 통해 디지털화되어 PC로 전송되도록 하였다. 실험에 사용한 ADC는 12 비트의 분해능을 가지며 입력채널이 4개인 시리얼 ADC를 사용하였고, 직렬포트로 PC와 인터페이스하여 데이터를 획득하였다.

본 연구에서는 채널 1에는 실수치의 데이터, 채널 2에는 허수치의 데이터, 채널 3에는 압력 신호, 채널 4에는 혈압의 맥동성분 신호를 측정할 수 있도록 할당하였으며, 신호의 샘플링 주파수는 256 Hz로 구성하였다.



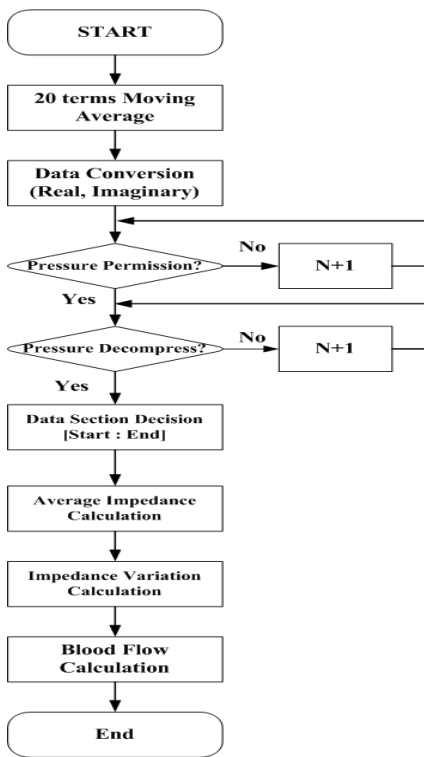
[그림 7] 혈압의 맥동성분 검출부의 출력신호

3.5 데이터 처리

실험을 통하여 측정된 임피던스 데이터와 압력 데이터, 혈압 맥동성분 데이터를 사용하여 임피던스 변화치와 혈압을 계산하기 위해서는 연산 처리가 필요하다. 이를 위해 데이터 처리는 PC를 사용하였으며, 임피던스 변화치 및 압력과 혈압의 맥동성분 데이터의 연산처리는 MATLAB 6.1 (MathWorks Co., USA)을 사용하였다 [19,20]. 측정된 임피던스의 데이터는 락-인 증폭기의 실수치와 허수치이며, 측정치를 20 항 이동평균 (moving average)하여 임피던스 값을 계산하였다. 20 항 이동평균은 식(7)을 사용하였다.

$$Mean[n] = \frac{1}{M_1 + M_2 + 1} \sum_{k=-M_1}^{M_2} Data[n-k] \quad (7)$$

여기서, M_1, M_2 는 데이터 항의 구간이며, $Data$ 는 구간 내의 데이터, $Mean$ 은 평균값을 나타낸다. 구간 측정 데이터는 모두 전압값이므로 교류 정전류원의 크기인 $200 \mu A$ 로 나누어 저항 성분과 커패시턴스 성분으로 변환하고, 임피던스 값으로 변환하기 위해 실수 성분과 허수 성분의 거듭제곱값으로 변환하였다. 혈압 측정 시 압력의 인가 시점을 기준으로 하여 데이터 처리 구간을 설정하고, 설정된 구간 내에서 평균 임피던스와 임피던스의 변화치를 구하였다. 또한 임피던스의 변화치를 이용하여 체적 변화를 통한 혈류량의 변화를 계산하였다. 임피던스 변화치를 연산처리하기 위하여 구성한 흐름도는 그림 8과 같다.



[그림 8] 임피던스 변화량 연산을 위한 흐름도

압력센서 모듈에서 측정된 데이터는 20 항 이동평균을 거쳐서 압력 데이터와 혈압의 맥동성분 데이터로 계산되도록 하였다. 압력 데이터는 150 mmHg의 압력이 3 볼트의 출력으로 나타나도록 이득을 조정하였으며, 측정 데이터로부터 압력을 산출하였다. 압력 산출은 150 mmHg 압력 인가 시 출력값과 50 mmHg 압력 인가 시 출력값을 사용하여 두 점을 지나는 직선에 대응되는 출력값을 압력으로 환산하였다. 두 점을 이용하여 해당 곡선의 기울기 a_x 와 절편 b_y 은 식 (8),(9)로 표현된다.

압력 데이터 측정 시 원하지 않는 구간의 압력 데이터를 제거하기 위해서 압력을 인가하는 시점부터 감압하는 구간까지의 데이터를 검출하였으며, 이 구간 이외에서는 측정된 데이터를 제거하였다.

$$a_x = \frac{P_{150mmHg} - P_{50mmHg}}{V_{150mmHg} - V_{50mmHg}} \quad (8)$$

$$b_y = 150mmHg - \frac{P_{150mmHg} - P_{50mmHg}}{V_{150mmHg} - V_{50mmHg}} V_{150mmHg} \quad (9)$$

데이터 측정 구간은 압력 인가 시 임피던스 변화량의 측정 구간으로 사용되어 지며, 혈압 검출 구간은 최고 커프 압력 인가 이후부터 압력 하강까지의 구간만을 사용하였다. 오실로메트릭법에서 혈압을 검출할 때는 압력 하강 시의 구간만 필요하므로, 압력의 최고치부터 압력이 0에 접근하는 시점을 고려하였다. 구해진 구간에서 혈압의 맥동성분 신호의 최대값을 구하고 그때의 커프압을 평균 동맥압으로 계산하였다. 수축기 압력과 이완기 압력을 구하는 방법은 Moraces[21]가 제안한 평균 동맥압에 대해서 각각 다른 특성비율을 적용하는 방법을 사용하였다. 본 연구에서는 Moraces가 제안한 특성비율을 실험적으로 수정하여 사용하였다. 측정된 혈압치를 연산처리하기 위하여 적용한 흐름도는 그림 9와 같다. 평균 동맥압의 범위에 따른 수축기와 이완기 혈압 추정에 사용한 특성비율은 표 1과 같다.

[표 1] 평균 동맥압의 범위에 따른 수축기와 이완기 혈압 추정에 사용된 비율

Condition (Unit : mmHg)	Systolic Ratio	Diastolic Ratio
MAP > 150	0.4	0.75
120 < MAP < 150	0.42	0.85
110 < MAP < 120	0.45	0.6
100 < MAP < 110	0.46	0.66
90 < MAP < 100	0.47	0.67
85 < MAP < 90	0.49	0.69
80 < MAP < 85	0.5	0.7
80 < MAP	0.55	0.6

4. 실험 및 결과

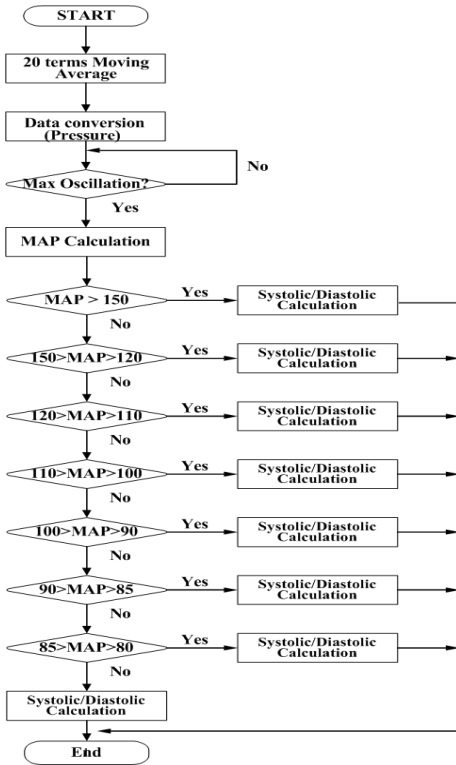
4.1 실험 대상

혈압을 검출하고 혈류량 변화에 의해 발생하는 임피던스의 변화치를 측정하기 위하여 다음과 같은 실험 대상군을 선정하여 실험을 수행하였다.

실험 대상은 건강한 남성 6명을 선정하였다. 실험 대상군에게 실험의 취지와 목적을 설명하고 동의를 구한 후 실험을 수행하였다. 실험 대상군의 평균신장은 172.6±5.21 cm이며, 평균체중은 70.75±13.29 kg, 평균연령은 28.17±17.2 세이었다.

[표 2] 수축기 압력, 이완기 압력, 평균 동맥압(MAP)

Object	1st [mmHg]			2nd [mmHg]			3rd [mmHg]		
	Systole	Diastole	MAP	Systole	Diastole	MAP	Systole	Diastole	MAP
1	130	84	99	130	82	98	131	82	98
2	100	78	85	93	76	82	102	76	85
3	128	77	94	127	80	96	146	80	102
4	129	94	106	130	96	107	131	91	104
5	131	75	94	120	77	91	121	74	90
6	133	79	97	122	79	93	120	87	98



[그림 9] 혈압 연산처리를 위한 흐름도

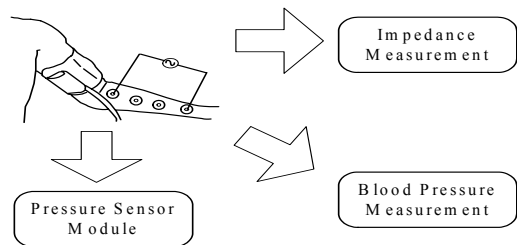
4.2 실험 방법

실험 대상군의 혈압을 측정함과 동시에 혈류량의 변화에 의해 발생하는 임피던스의 변화치를 측정하기 위하여 다음과 같은 방법으로 실험을 실시하였다. 피험자의 왼쪽 팔에 전자혈압계의 커프를 부착하고, 커프의 압력 경로에서 분지된 압력이 압력센서 모듈로 입력되도록 하였다. 따라서 전자혈압계의 압력은 압력센서 모듈로 전달되므로 전자혈압계에서 혈압을 측정하는 동안의 압력 변화량은 압력센서 모듈 및 혈압 맥동성분 검출부를 통하여 ADC에 입력된다. 피험자의 왼쪽 팔꿈치에서 손목까지 4개의 전극을 부착하였다. 외곽 두 개의 전극은 정전류 인입 전극이고, 안쪽 두 개의 전극은 측정 전극으로 사용하

였다. 측정 전극간 신호의 차이는 락-인 증폭기의 차동 입력부로 입력되어서 혈압 측정 시 임피던스 변화량으로 측정되고, 측정된 락-인 증폭기의 출력값은 ADC를 통해 PC로 입력되도록 하였다.

실험은 크게 두 가지 방향으로 수행하였다. 즉 혈압계 커프를 부착한 후 임피던스 변화량을 측정하는 실험과 커프에 인가되는 압력치 및 혈압의 맥동성분을 검출하여 혈압을 추정하는 실험으로 구분하였다. 첫 번째 실험은 혈압 측정 시 혈류량의 변동을 관찰하는 실험이며, 두 번째 실험은 혈압 맥동성분을 오실로메트릭법을 사용하여 수축기 혈압과 이완기 혈압을 측정하는 실험이다. 이러한 두 가지 실험은 동시에 수행되었으며, 각각의 측정치는 ADC를 통해 PC로 전송되고 PC에서 전처리를 하여 결과를 분석하였다. 두 가지 실험에서 측정된 데이터를 이용하여 혈압 측정 시 혈류량의 변화치를 계산하였다. 실험은 피험자마다 3 번에 걸쳐서 실시하였으며, 각 측정간격은 10 분으로 설정하였다.

실험 방법에 대한 개괄적인 방법은 그림 10과 같다.



[그림 10] 혈압과 임피던스 측정을 위한 실험 방법

4.3 실험 결과

실험 대상자 6명에 대해서 혈압의 측정 시 발생하는 혈압의 맥동성분을 검출하여 혈압을 추정하는 실험을 수행하였다. 혈압을 추정하기 위하여 오실로메트릭법을 사용하여 수축기 압력, 이완기 압력, 평균 동맥압을 구한 결과는 표 2와 같다. 실험 대상자들의 나이, 체중, 신장, 측정 전극 사이의 거리, 측정 부위의 체적을 나타내면 표 3과 같다.

[표 3] 실험 대상자들의 나이, 체중, 신장, 측정 전극 사이의 거리, 측정 부위의 체적

Object	Age	Weight [kg]	Height [cm]	Distance of electrodes[cm]	Diameter measurement site [cm]	Volume of measurement point [ml]
1	27	73	168.9	8.1	26.7	459.51
2	29	56	180	8.5	22.4	339.39
3	28	65	168.5	8.2	24.2	382.15
4	31	78.5	172.2	8.1	27.8	498.16
5	26	92	178	8.3	29.0	555.47
6	28	60	168	8.0	24.0	366.69

[표 4] 임피던스 변화량을 측정(최대값, 평균, 최소값)

Object	1st [unit : Ω]			2nd [unit : Ω]			3th [unit : Ω]		
	Max.	Mean	Min.	Max.	Mean	Min.	Max.	Mean	Min.
1	55.316	54.405	54.02	55.118	54.367	54.033	54.745	53.884	53.398
2	71.767	71.012	70.675	72.638	71.717	71.331	72.041	71.172	70.68
3	64.603	63.738	63.254	65.165	64.248	63.866	64.962	64.214	63.887
4	50.349	49.443	49.069	50.149	49.406	49.082	49.795	48.938	48.458
5	47.708	46.966	46.643	47.348	46.493	46.013	47.904	47.003	46.628
6	65.191	64.273	63.886	64.989	64.236	63.901	64.616	63.751	63.265

[표 5] 혈류량의 변화를 추정된 결과

Object	Electrode distance[cm]	Z[Ω]	ΔZ[Ω]	Blood flow[ml]
1	8.1	54.405	1.2958	4.423348
		54.367	1.0853	3.709965
		53.884	1.3467	4.686428
2	8.5	71.012	1.0923	2.410111
		71.717	1.3073	2.828066
		71.172	1.3617	2.991036
3	8.2	63.738	1.3495	3.439731
		64.248	1.2987	3.257902
		64.214	1.0755	2.700843
4	8.1	49.443	1.2799	5.290018
		49.406	1.0666	4.415023
		48.938	1.3365	5.638548
5	8.3	46.966	1.0647	5.120791
		46.493	1.3348	6.551156
		47.003	1.2756	6.125482
6	8.0	64.273	1.3050	3.113537
		64.236	1.0882	2.599276
		63.751	1.3517	3.277985

실험 대상자들의 임피던스 변화량을 측정하기 위하여 전자혈압계의 커프에서 압력을 인가하고 난 이후에 서서히 압력이 감소할 때까지의 임피던스 변화량을 측정된 결과는 표 4와 같다.

커프의 부착 위치는 심장 높이와 동일하게 하여 커프 위치에 따른 혈류량의 변동량에 대한 오차를 최소화 하고자 하였다. 임피던스 변화량을 이용하여 혈류량의 변화치를 산출하였다. 산출된 혈류량 변화치는 측정 대상의

측정 전극 간의 거리와 평균 임피던스에 많은 영향을 받으며, 체적의 변화는 임피던스의 변화로 측정된다. 측정된 임피던스의 변화치는 혈류량의 변화를 나타내게 된다. 이를 위하여 수식 2. 2을 이용하여 계산하였으며, 측정된 임피던스 데이터를 이용하여 혈류량의 변화를 추정된 결과는 표 5에 제시하였다.

4.4 고찰

본 연구에서는 측정 대상자의 혈압과 임피던스의 변화치에 대응하는 혈류량의 변화치를 산출하였다. 혈압의 측정은 수축기 혈압, 이완기 혈압, 평균 동맥압을 구하였으며, 임피던스의 변화치를 이용하여 혈류량의 변화를 산출하였다. 산출된 혈압의 정확도를 평가하기 위하여 자동혈압계 (EW 243w, National Co., JAPAN)의 측정치와 비교하였다.

본 연구에서는 전자혈압계의 펌프 압력을 분지하여 커프의 압력을 측정하였다. 측정 대상자 6명에 대해 각 3번씩 혈압을 측정하여 측정값의 평균과 표준편차를 구하였다.

측정된 혈압치의 정확도를 관찰하기 위해서 절대편차의 비율(percentage of absolute deviation, PAD)과 표준오차(standard error of prediction, SEP)를 산출하였다[21]. 본 연구 방법에 의해 측정된 혈압값을 측정치라 하고 전자혈압계의 측정값을 실측치라고 할 때, 절대편차의 비율은 측정치와 실측치의 편차와 측정치 사이의 비율을 나타낸다. 표준오차는 실측치와 측정치의 편차들의 평균인

평균편차와 실측치와 측정치 사이의 편차에 대한 제곱근으로 실측치와 측정치 사이의 편차를 평균편차로 보정하여 오차의 대표값으로 나타내었다. 절대편차와 표준오차를 산출하는 수식은 다음과 같다.

$$PAD = \frac{Mv - Tv}{Mv} \times 100 \quad (10)$$

$$SEP = \sqrt{\frac{\sum_i (Mv - Tv - Mi)^2}{N-1}} \quad (11)$$

여기서, PAD는 절대편차의 비율을 나타내고, SEP는 표준오차이며, Mv와 Tv는 측정값과 참값이며, Mi는 평균편차, N은 측정 횟수를 나타낸다. 절대편차의 비율과 표준오차가 적을수록 정확도가 높아지며, 수축기 혈압과 이완기 혈압, 평균 동맥압에 대한 절대편차의 비율과 표준오차는 표 6과 같다.

[표 6] 수축기, 이완기와 평균 혈압에 따른 절대편차의 비율과 표준오차

	Systolic	Diastolic	MAP
PAD [%]	1.51859	2.32026	1.68085
SEP	2.505	2.324	1.964

측정 대상자 6 명에 대해 본 연구 방법에 의해 측정된 데이터와 전자혈압계를 이용하여 측정된 데이터의 평균과 표준편차를 나타내면 표 7과 같다.

전자혈압계와 측정 시스템의 수축기 혈압, 이완기 혈압, 평균 동맥압의 분포 특성을 관찰한 결과는 그림 11, 그림 12, 그림 13과 같다.

혈압 측정 시의 임피던스 변화치는 체적의 변화치를 나타내며, 체적의 변화치는 혈류량의 변화치로 대응된다. 혈류역학에 의하면 혈액량은 압력에 비례하고 혈류저항에 반비례한다.[1].

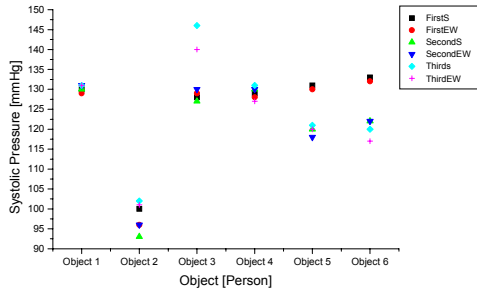
측정된 실험 결과치를 토대로 평균 동맥압을 혈압 측

[표 7] 측정된 데이터와 전자 혈압계의 평균과 표준편차

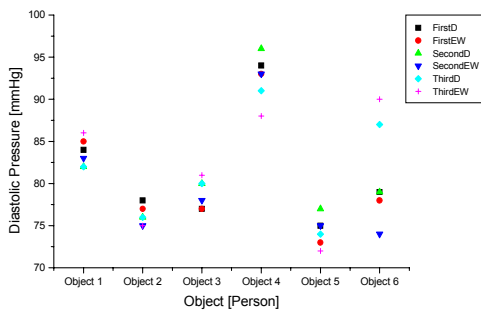
Item Object	Measured System [mmHg]			EW 243w [mmHg]			
	Systole	Diastole	MAP	Systole	Diastole	MAP	
1	1st	130	84	99	129	85	99
	2nd	130	82	98	131	83	99
	3rd	131	82	98	131	86	101
	Mean	130.333	82.667	98.333	130.333	84.667	99.667
	SD	0.5774	1.1547	0.5774	1.1547	1.5275	1.1547
2	1st	100	78	85	96	77	83
	2nd	93	76	82	96	75	82
	3rd	102	76	85	101	75	83
	Mean	98.333	76.667	84	97.667	75.667	82.667
	SD	4.7258	1.1547	1.7321	2.8868	1.1547	0.5774
3	1st	128	77	94	129	77	94
	2nd	127	80	96	130	78	95
	3rd	146	80	102	140	81	100
	Mean	133.667	79	97.333	133	78.667	96.333
	SD	10.6927	1.7321	4.1633	6.0828	2.0817	3.2146
4	1st	129	94	106	128	93	104
	2nd	130	96	107	130	93	105
	3rd	131	91	104	127	88	101
	Mean	130	93.667	105.667	128.333	91.333	103.333
	SD	1	2.5166	1.5275	1.5275	2.887	2.0817
5	1st	131	75	94	130	73	92
	2nd	120	77	91	118	75	89
	3rd	121	74	90	120	72	88
	Mean	124	75.333	91.667	122.6667	73.333	89.667
	SD	6.0828	1.5275	2.0817	6.4291	1.5275	2.0817
6	1st	133	79	97	132	78	96
	2nd	122	79	93	122	74	90
	3rd	120	87	98	117	90	99
	Mean	125	81.667	96	123.667	80.667	95
	SD	7	4.619	2.6458	7.6376	8.3267	4.5826

정 시의 인가한 압력으로 간주하고 임피던스 변화치에 대응하는 혈류량의 변화치를 혈압 측정시의 혈류량으로 간주하였다. 또한 평균 동맥압과 혈압 측정시의 혈류량 변화치의 비를 혈압 측정시의 혈류저항과 관련된 지수로 채택하였다. 측정된 실험 결과치로 산출된 지수를 혈류저항비라 명명하였다. 혈류저항비는 혈압 측정시의 혈류의 흐름을 방해하는 정도를 나타낸다. 따라서 평균 동맥압과 혈압 측정 시의 혈류량의 변화를 이용하여 혈류저항비를 산출하였으며 산출된 혈류저항비는 표 8과 같다. 혈류저항비의 단위는 mmHg/ml이며, 표 7의 측정 결과치 중 평균 동맥압 MAP와 임피던스 변화치에 대응하는 표 8의 추정된 혈류량을 산술 연산하여 혈류저항비를 산출하였다. 산출 결과 혈류저항비의 최대값은 37.02548이었으며, 최소값은 13.58539로 나타났다. 혈류저항비가 높은 경우에는 혈류량이 낮게 나타났으며 혈류저항비가 적은 경우에는 혈류량이 많이 나타났었다.

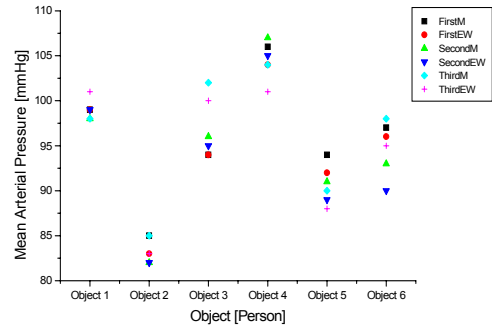
혈류저항비와 혈압 측정 시의 혈류량의 변화 사이의 상관관계를 관측하기 위하여 상관분석을 수행한 결과 혈류저항비와 혈압 측정시의 혈류량은 상관계수가 -0.96776로 서로 강한 음의 상관관계를 나타냄을 알 수 있었다.



[그림 11] 전자혈압계와 측정 시스템의 수축기 혈압 분포 특성 관찰 결과



[그림 12] 전자혈압계와 측정 시스템의 이완기 혈압 분포 특성 관찰 결과



[그림 13] 전자혈압계와 측정 시스템의 평균 혈압 분포 특성 관찰 결과

[표 8] 산출된 혈류저항비

Object	Item	MAP [ml]	Blood flow [ml]	Blood flow ratio [mmHg/ml]
1	1st	99	4.423348	22.38124
	2nd	98	3.709965	26.68489
	3rd	98	4.686428	21.5516
2	1st	85	2.410111	34.43825
	2nd	82	2.828066	28.99508
	3rd	85	2.991036	27.74958
3	1st	94	3.439731	27.32772
	2nd	96	3.257902	29.15987
	3rd	102	2.700843	37.02548
4	1st	106	5.290018	19.65967
	2nd	107	4.415023	23.78244
	3rd	104	5.638548	17.91241
5	1st	94	5.120791	17.96597
	2nd	91	6.551156	13.58539
	3rd	90	6.125482	14.36622
6	1st	97	3.113537	30.8331
	2nd	93	2.599276	34.62503
	3rd	98	3.277985	30.20148

5. 결론

본 연구에서는 혈압을 측정하고 인체 임피던스 측정법을 이용하여 임피던스 변화치에 대응하는 혈류량의 변화치를 관측하였다. 구현된 시스템에서 혈압의 측정은 오실로메트릭법을 이용하여 측정하였으며, 전자혈압계에서 측정한 혈압치와 비교하였다. 또한 인체 임피던스는 교류 정전류원과 락-인 증폭기를 이용하여 측정하였다.

구현된 측정 시스템은 임피던스 측정부와 혈압 측정부로 구성하였다. 임피던스 측정부는 교류 정전류 발생부와 락-인 증폭기로 구성하였고, 혈압 측정부는 압력센서 출력부와 전치증폭부, 필터, 혈압의 맥동성분 검출부 등으로 구성하였다.

그리고 커프의 압력과 혈압의 맥동성분, 임피던스 변화치를 획득하였으며, 이를 PC로 전송하여 분석하였다.

혈압의 추정에는 평균 동맥압의 최대 진폭을 이용하는 MAA법을 사용하였으며 평균 동맥압에 대해서 수축기 압력과 이완기 압력에 해당하는 특성비율을 조사하여 수축기 혈압, 이완기 혈압, 평균 동맥압을 산출하였다. 임피던스는 측정 전극 사이의 전압변화를 락-인 증폭기에서 실수치와 허수치로 계속하고, ADC를 통해서 PC로 전송하여 임피던스 값으로 환산하였으며 혈압 측정시의 평균 임피던스와 임피던스 변화치를 계산하였고, 체적변화를 통한 임피던스 변화치를 혈류량의 변화치로 환산하였다. 임피던스 측정을 위해 구성된 교류 정전류원의 특성 실험을 수행하였다. 실험 결과 측정치는 0.375의 편차를 나타내었으며, 비교적 선형성을 나타냄을 확인할 수 있었다.

실험 대상군은 건강한 남성 6명을 선정하여 각각 3 회씩 측정하였으며, 측정된 혈압치를 기준에 사용하는 전자혈압계의 측정치와 비교하여 정확도를 평가하였다. 추정된 수축기 압력, 이완기 압력, 평균 동맥압과 전자혈압계의 측정치의 절대편차비율은 각각 1.51859%, 2.32026%, 1.68085%로 관측되었다. 각각의 표준오차를 산출한 결과 2.505, 2.324, 1.964로 나타나 전자혈압계의 측정치와 거의 유사한 결과를 나타냄을 알 수 있었다.

참고문헌

- [1] 강두희, “생리학”, 신광출판사, CH 8., 1998.
- [2] Jae Kyu Cheun, “Cardio-pulmonary physiology for the clinicians”, Koon Ja Publishing Inc., pp. 7-68, 1996.
- [3] Joseph J. Carr, John M. Brown, “Introduction to Biomedical Equipment Technology”, Kyung Moon, pp. 13-32, 2000.
- [4] E. J. Marey, Pression et vitesse du sang, “Physiologie Experimentable”. Masson, Paris, vol. 2, ch. VIII, pp. 307-343, 1876.
- [5] Seppo Nissilä, Mika Sorvisto, Hannu Sorvoja, Eija Vieri-Gashi, Risto Myllylä, "Non-invasive Blood Pressure Measurement Based On The Electronic Palpation Method", Proc. 20th annual International Conf. of the IEEE Eng. in Med. & Biology Society, vol. 20, no 4, pp. 1723-1726, 1998.
- [6] Jia-Jung Wang, Shing-Hong Liu, Jui-Hsaing Hsieh, Ching-Iuan Chern, "Altering The Tonometer Chamber Pressure To Follow Mean Arterial Pressure By Oscillometric Theory", Proc. of The First Joint BMES/EMBS Conf., pp. 792, 1999.
- [7] Shing-Hong Liu, "A Model-based Fuzzy Logic Controller for Tracking Mean Arterial Pressure", IEEE International Fuzzy Systems Conference, pp. 1495-1497, 2001.
- [8] L. A. Geddes, M. Voelz, C. combs, D. Reiner, and C. F. Babbs, "Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure", Ann. Biomed. Eng., Vol. 10, pp. 271-280, 1982.
- [9] Nyboer, J., Bango, S., Barnett, A. and Halsey, R.H., "Tadiocardiograms the electrical impedance changes of the heart in relation to electrocardiograms and heart sounds". J. Clin. Invest., vol. 19, pp.. 963, 1940.
- [10] Thomasett, "A Bioelectrical properties of tissue impedance", Lyon Med. vol. 207, pp. 107-118, 1962.
- [11] Kubicek, W.G, "Development and Evaluation of an Impedance Cardiographic System to Measure Cardiac Output and Other Cardiac Parameters. National Aeronautics and Space Administration(NASA)", Contract No. NAS 9-4500, 1969.
- [12] Nyboer, J., "Electrical Impedance Plethysmography". Second Edition. Charles C. Thomas, Springfield, IL, 1970.
- [13] Anderson, F. A., Jr., "Impedance plethysmography", J. G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. New York, Wiley, pp. 1632-1643, 1988.
- [14] F. Risacher, J. Jossinet, and E.T. McAdams, et at, "Impedance Plethysmography for The Evaluation of Pulse-Wave Velocity in Limbs", Med. & Biol. Eng. & Comput., vol. 31, pp. 318-322, 1993.
- [15] Yanqun Wang, David R. Haynor, Yongmin Kim, "A Finite-Element Study of the Effects of Electrode Position on the Measured Impedance Change in Impedance Cardiography", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 48, NO 12, pp. 1390-1401, 2001
- [16] Lee E. Baker, "Principles of Impedance Technique", IEEE Eng. In Medicine & Biology Magazine, pp. 11-15, 1989
- [17] Albert Paul Malvino, "Electronic Principles", McGraw-Hill, pp. 855-856, 1993.

- [18] 김용수, “MATLAB 입문과 활용”, 높이깊이, pp. 280-504, 2002.
- [19] 황우현, 안성모, “MATLAB을 이용한 제어시스템 설계”, 대광서림, pp. 103-122, 1997.
- [20] JCTB Moraes, M Cerulli, PS Ng, "Development of a New Oscillometric Blood Pressure Measurement System", Computers in Cardiology, vol.26, pp. 467-470, 1999.
- [21] 이순, 통계학, 법문사, pp. 32-38, 2000.

전 계 록(Gye-Rok Jeon)

[정회원]



- 1981년 2월 : 부산대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
- 1993년 2월 : 동아대학교 대학원 전자공학과 (공학박사)
- 1985년 3월 ~ 현재 : 부산대학교 의학전문대학원 교수

<관심분야>

의용계측, 영상신호처리, 생체시스템 모델링

배 진 우(Jin Woo Bae)

[정회원]



- 2003년 2월 : 부산대학교 대학원 의공학협동과정 (공학석사)
- 2003년 3월 ~ 현재 : (주) 에스엘 연구개발부 제어응용팀 대리

<관심분야>

생체임피던스, 제어 소프트웨어

예 수 영(Soo Young Ye)

[정회원]



- 1998년 2월 : 부산대학교 전자공학(공학석사)
- 2004년 2월 : 부산대학교 의공학협동 과정 (공학박사)
- 2006년 10월 ~ 현재 : 부산대학교 의학전문대학원 BK21 고급 의료인력양성 사업단 연구교수

<관심분야>

신호처리, 생체계측, 의공학

신 범 주(Bum Joo Shin)

[정회원]



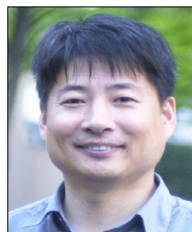
- 1991년 2월 : 경북대학교 대학원 컴퓨터공학과 (공학석사)
- 1998년 8월 : 경북대학교 대학원 컴퓨터공학과(공학박사)
- 1987년 3월 ~ 2002년 2월 : 한국전자통신연구원 책임연구원
- 2006년 3월 ~ 현재 : 부산대학교 바이오메디컬공학과 부교수

<관심분야>

센서시스템, 메디컬 응용 소프트웨어

노 정 훈(Jung Hoon Ro)

[정회원]



- 1986년 2월 : 부산대학교 대학원 물리학과 (이학석사)
- 2001년 2월 : 부산대학교 대학원 물리학과(이학박사)
- 2003년 3월 ~ 현재 : 부산대학교 의학전문대학원 조교수

<관심분야>

의용 광학, 계측 센서 시스템, 레이저 응용