

## 커프 압력 조절에 따른 혈류량 변화 평가를 위한 임피던스법의 구현

정도운 · 배진우 · 손정만 · 예수영 · 최병철\* · 남기곤\*\* · 김철한\*\* · 전계록\*\*\*\*

### Implementation of Impedance Method to Estimate Blood Flow Variation with Cuff Pressure Change

Do Un Jeong, Jin Woo Bae, Jung Man Shon, Su Yung Yae, Byeong Cheol Choi\*,  
Ki Gon Nam\*\*, Cheol Han Kim\*\*, and Gye Rok Jeon\*\*\*\*

#### Abstract

In this study, we measured the blood flow on arm by non-invasive method and implemented a system to measure variation of the blood flow by estimating bio-electrical impedance and arterial pressure according to cuff pressure. The implemented system measured impedance variation according to pressure variation applied by artificial cuff pressure on the measuring position. The system consisted of pressure measuring part and impedance measuring part using 4-electrode method. Pressure measuring part was composed of semiconductor pressure sensor and electronic circuit for signal processing of sensor output signal. In addition, impedance measuring part was composed of constant current source circuit and lock-in amplifier for detecting impedance signal. We conducted experiments of impedance measuring part using standard resistance for performance evaluation of the implemented system. In addition we experimented to estimate variation of the blood flow by measuring impedances of the experimental group. We estimated ratio of the blood flow resistance using mean arterial pressure and variation of the blood flow. As a result the ratio of the blood flow resistance and variation of blood flow were in an inverse relationship with each other and the correlation coefficient was  $-0.96776$ .

**Key Words :** blood flow, blood pressure, impedance, constant current

## 1. 서 론

인체 내에는 체액을 한 기관에서 여러 다른 기관으로 운송 역할을 담당하는 순환계가 존재한다. 순환계의 주요 기능은 세포 활동에 필요한 산소, 영양분, 호르몬, 이산화탄소, 그리고 젖산과 같은 노폐물과 같은 물질의 이송을 담당한다. 순환계를 구성하는 여러 시스템들 중 대표적인 시스템은 심혈관시스템(cardiovascular system, CVS)이다<sup>[1]</sup>. CVS는 혈액을 전신으로 공급하여 주는 심장과 혈액이 통과하는 여러 종류의 혈관들로

구성되어 있다<sup>[2]</sup>. 심장은 혈액을 전신으로 박출하는 펌프의 기능을 담당하고, 여러 종류의 혈관들은 각각 혈액의 흐름을 조절하기 위한 저항(resistance), 탄력성(elastance), 그리고 신전성(distensibility) 성분들을 지니고 있다. 이들은 혈류역학적인 특성에 의해 인체 각 부위에 공급되는 혈액의 양과 혈류의 속도를 조절한다. 또한 CVS의 기능은 호르몬, 신장 기능, 그리고 교감 및 부교감 신경계로 이루어진 자율신경계 등 여러 가지 요인들에 의하여 변화하는 특성을 지닌다<sup>[3]</sup>.

CVS는 조직의 수요와 목적에 따라 순환 혈액의 양과 혈류속도를 조절하나 대체적으로 유체역학의 원칙을 따르며, 신체 조직의 각 혈관별 혈액량과 혈류속도의 변화는 혈류역학에 의해 해석된다. 일례로 활동이 많은 근육에는 혈액 관류량이 증가하고 활동이 적은 근육에는 혈액 관류량이 감소한다. 즉 순환 혈류량을 필요한 조직에 많이 보내고 기타 조직에는 혈류량을 감소하도록 하여 총 혈류량을 적게 유지하도록 조절한다. 이러한 혈액 관류량 조절은 주로 혈관의 혈류역학

부산대학교 대학원 의공학협동과정(Dept. of Interdisciplinary Program in Biomedical Engineering, Pusan National University)

\*춘해대학 의료공학과(Dept. of Biomedical Engineering, Choonhae College)

\*\*부산대학교 공과대학 전자공학과(Dept. of Electronic Engineering, College of Engineering, Pusan National University)

\*\*\*부산대학교 의과대학 의공학교실(Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Pusan National University)

†Corresponding author: grjeon@pusan.ac.kr

(Received : August 10, 2004, Accepted : October 29, 2004)

적인 특성과 자율신경계에 의해 이루어진다<sup>11,12</sup>.

일반적으로 혈류는 세포 내의 산소 농도와 영양소의 공급 상태를 판단하기 위하여 사용되는 지표이며, 전신에 관류하는 혈액의 흐름이 원활한 경우에는 산소와 영양소의 공급이 용이함을 나타낸다. 하지만 세포 내의 산소 농도와 영양소의 공급 상태의 측정은 매우 힘들기 때문에 대체로 관련 있는 혈류 또는 혈액량의 변화를 측정하는 방법을 사용하고 있다. 측정법은 회석법, 전자기 유량계법, 초음파 유량계법, 용기 혈류량 측정법, 그리고 광 혈류량 측정법 등이 사용되고 있다. 이들 중 회석법은 혈액 내에 기지농도의 추적 물질을 주입하고 주입된 물질의 희석된 농도를 혈관에서 측정하여 혈류량을 산출하는 방법이다. 전자기 유량계법은 혈액이 자계를 일정한 속도로 통과할 때 측정되는 유도기전력을 이용하여 순간 맥동 혈류량을 측정하는 방법이다. 초음파 유량계법은 피부부를 통해 초음파를 혈관에 입사하여 순간 혈류량과 혈류의 속도를 측정하는 방법이다. 용기 혈류량 측정법은 사지에서의 혈류량의 체적 변화를 측정하는 방법이며, 광 혈류량 측정법은 광원을 이용하여 동맥의 맥동에 따라 혈관 내의 혈액량의 변화를 간편하게 측정하는 방법이다<sup>12,13</sup>. 그리고 임피던스 혈류량 측정법은 인체 조직 부위에 전극을 부착하고 부착된 전극 부위의 임피던스를 측정하는 방법으로서 혈관에 혈액이 공급될 때 혈액의 맥동에 의해 조직의 체적이 변화함으로써 임피던스의 변화가 발생하는 원리를 이용한다.

혈류량의 변화량을 측정하기 위하여 1940년대 Nyboer<sup>14</sup>가 동맥의 맥박 파형과 호흡 시 맥박성 혈류에 대한 동적 변화는 생체 임피던스의 변화와 연관성이 있음을 규명하였다. 그리고 1962년 Thomasett<sup>15</sup>, 1969년 Kubicek<sup>16</sup>, 1970년 Nyboer<sup>17</sup> 등은 팔과 다리 등 혈류량의 변화가 감지되는 영역 사이의 임피던스 변화량을 측정하는 다양한 연구를 수행하였다. 이러한 많은 연구에도 불구하고 현재까지는 임피던스 혈류량 측정법의 정확도 저하와 임피던스 변화 기전의 불명확 등의 단점이 지적되고 있다<sup>18,19</sup>. 그러나 임피던스 혈류량 측정법은 비관혈적이고 사용이 간편하기 때문에 안구, 사지, 경부혈관 내의 혈류량 변화 또는 혈관 크기의 변화 등을 측정할 수 있고, 폐의 기체 용적 변화 측정용으로도 사용할 수 있다. 특히 동맥 혈류량 측정법은 발목, 허벅지, 그리고 팔의 압력이 증가될 때 발가락이나 손가락의 혈류량 변화를 측정하여 동맥의 폐색 정도를 진단하는 방법이다. 이러한 혈류량 측정법은 동맥폐색질환 진단과 동맥벽 내에 석회화 현상의 유·무 및 사지 동맥 손상 여부와 영향을 진단하기 위해 사용

된다. 그리고 당뇨병으로 인한 말초 소혈관 변성(국소 빈혈)과 다른 신경병증으로 인한 변성, 혈관 변성 진단, 혈관 개방성 정도 검사, 혈전성 혈관염에서 혈관 폐색의 원인이 되는 염증 변화 검사, 그리고 급성 동맥색전 진단을 위한 검사 등 임상에서 널리 사용되고 있다<sup>21</sup>. 상기에 언급된 타 연구자에 의해 수행된 연구들은 측정부위에 압력을 인가하지 않은 상태에서 혈류량을 측정하는 방법들이다.

본 연구에서는 타 연구자에 의해 수행된 연구 방법과 달리 비관혈적인 방식으로 팔의 혈류량을 측정하기 위해 커프를 이용하였다. 임의적으로 상완동맥의 수축과 이완을 일으켜 임피던스를 측정하여 혈류량을 추정하였으며 이와 동시에 커프의 압력 변화량을 측정하여 오실로메트리법에 의한 혈압을 추정함으로써 혈류 변화량에 의한 혈압의 변화량을 이용하여 보다 정확한 혈압측정의 선행연구를 수행하였다. 즉, 커프를 이용하여 임의적으로 동맥의 폐색 정도를 유발시켜 임피던스를 측정함으로써 커프 압력에 의한 동맥의 폐색 정도에 따른 체적의 변화 그리고 혈류량의 변화를 관찰하였다. 그리고 임피던스 측정 결과를 토대로 혈류 저항비를 산출하였다. 왜냐 하면 혈류량과 혈류량의 변화를 객관화 및 정량화 하기 위한 임피던스 계측 프로토콜 및 혈류량 추정 알고리즘의 보정의 기초연구로서 활용하기 위함이다. 구현된 시스템은 인위적으로 커프의 압력을 인가하여 압력의 변화에 따른 임피던스의 변화량을 측정할 수 있도록 구성하였다. 이를 위해 압력 측정부는 반도체식 압력센서와 센서의 출력신호를 처리하기 위한 전자회로부로 구성하였다. 그리고 임피던스 측정부는 교류 정전류원 회로와 임피던스 신호의 검출을 위한 락인 증폭기로 시스템을 구성하였다. 구현된 시스템의 성능 평가를 위하여 표준저항을 이용한 임피던스 측정부의 특성조사 실험을 수행하였으며, 실제 실험군을 대상으로 임피던스의 계측을 통한 혈류량 변화 추정 실험을 수행하였다. 그리고 혈류량 변화와 평균 동맥압을 이용한 혈류저항비를 추정하는 실험을 수행하였다.

## 2. 혈류 역학

혈액의 순환은 심장에서 박출된 혈액이 전신에 분포된 여러 가지 혈관으로 관류함을 의미하며, 혈액의 흐름은 압력이 높은 혈관에서 낮은 혈관으로 흐르게 된다. 그러나 혈액은 점성을 지니고 있으며, 탄력성과 신전성을 지닌 수많은 혈관들이 수축과 이완되는 현상에 의해 혈관의 임피던스가 변화한다. 그리고 이로 인해 자율신경계의 활성도가 변화하여 심박동수 및 심박출

량의 변동이 야기된다. 이와 같은 CVS의 다양한 동적 특성 변화 현상을 정확하게 이해하기는 어렵지만 일반적으로 혈류역학의 원리에 의해 심박출량, 혈압, 혈관 저항, 그리고 혈류의 양과 혈류속도의 관계를 통해 해석할 수 있다<sup>1,2)</sup>.

### 2.1. 오옴의 법칙 및 Hagen-Poiseuille의 법칙

혈액의 흐름은 심장이 혈액을 펌핑하는 수축력에 비례하고 혈류저항에 반비례한다. 일정한 길이를 통해 흐르는 액체의 유량, 압력차 그리고 혈류저항의 관계를 전압과 전류의 관계 해석에 사용하는 오옴(ohm)의 법칙을 적용하면 다음과 같은 수식으로 표현할 수 있다.

$$\dot{Q} = \frac{\Delta P}{R} \quad (1)$$

여기서,  $\Delta P$ 는 두 지점의 압력의 차이를 나타내며,  $R$ 은 혈류저항, 그리고  $\dot{Q}$ 는 단위 시간당의 유량을 의미한다. 따라서 혈류량은 혈압에 비례하고 혈류저항에 반비례하며, 혈압이 높아지면 혈류량이 많아지고 혈류저항이 커지면 혈류량은 감소한다<sup>2)</sup>.

그리고 점성이 있는 액체가 소용돌이를 일으키지 않고 굽기가 일정한 좁은 관을 흐를 때 단위 시간 동안 흐르는 액체량은 다음과 같은 수식으로 표현된다.

$$\dot{Q} = \frac{\Delta P \cdot r^4}{l \cdot \eta} = K \frac{\Delta P \cdot r^4}{l \cdot \eta} = \frac{\pi}{8} \times \frac{\Delta P \cdot r^4}{l \cdot \eta} \quad (2)$$

여기서,  $r$ 은 관의 내경,  $l$ 은 관의 길이,  $\eta$ 은 점성, 그리고  $K$ 는 비례상수를 나타내며 실험적으로  $\pi/8$ 로 밝혀져 있다<sup>1,2)</sup>. 혈관을 흐르는 혈류량은 관내경의 네제곱에 비례하고 관의 길이와 점성에는 반비례하므로 혈관의 내경이 조금만 증가하더라도 혈류량은 현저히 증가하게 되는데 이러한 관계를 Hagen-Poiseuille의 법칙이라 한다<sup>1,2)</sup>.

### 2.2. 임피던스와 혈류량

임피던스는 전류가 흐를 때 전도체의 저항을 의미하는 용어이다. 즉 직류전류의 흐름을 방해하는 성분을 저항이라 하며 기호는  $R$ 로 표기하고, 교류전류의 흐름을 방해하는 성분을 임피던스라 하며 기호는  $Z$ 로 표기하며 단위는 모두  $\Omega$ 를 사용한다.

인체 조직의 임피던스를 측정하기 위해서는 교류전류를 인가하여야 한다. 왜냐 하면 인체 조직은 이온 전도체이며 저항성분과 용량성분을 함께 지니고 있기 때문이다. 만약 직류전류를 인가하여 인체 조직의 임피던스를 측정하고자 할 때는 전기적 이중층과 분극화 현

상으로 측정 시 큰 오차를 발생하게 된다. 인체 조직의 세포는 세포 조직과 조직 사이에 있는 체액으로 구성되어 있다. 여기에 직류를 인가하면 세포막은 부도체나 유전체로 작용하게 되어 편극이 발생되어 직류전류는 흐르지 못하게 된다. 하지만 교류전류를 인가하게 되면 인가되는 주파수에 따라 전류는 세포막을 통과하게 된다.

혈관에 혈액이 흐를 때 혈관 체적의 변화에 기인하여 발생하는 임피던스의 변화량으로 혈류량을 측정하기 위하여 대개 전기적 볼륨 실린더 원리를 이용한다. 전기적 볼륨 실린더 원리는 Nyboer<sup>7,8)</sup>에 의해 제안되었으며 제안된 방법은 다음과 같다. 만약 인체를 단일 전도성 실린더로 가정하면 임피던스는 길이에 비례하고 면적에 반비례하므로 다음과 같은 관계가 성립한다.

$$Z = \frac{\rho L}{A} \quad (3)$$

여기서,  $Z$ 는 임피던스,  $\rho$ 는 혈액의 고유저항,  $A$ 는 혈관의 면적, 그리고  $L$ 은 혈관의 길이를 나타낸다. 수식(3)의 분자와 분모에 각각  $L$ 을 곱하면 다음과 같이 체적을 나타내는 수식으로 정리할 수 있다.

$$Vol = \rho \frac{L^2}{Z} \quad (4)$$

따라서 측정 대상의 길이와 면적, 그리고 고유저항을 미리 알고 있는 상태에서 임피던스의 변화량을 측정하면 체적의 변화량을 알 수 있다.

### 2.3. 임피던스 혈류량 측정법

인체 부위에 유입되는 혈류량과 유출되는 혈류량의 차이 때문에 체적의 변화가 발생되면 이로 인하여 임피던스의 변화가 발생하게 된다. 따라서 임피던스의 변화를 측정하여 체적의 변화로 혈류량을 간접적으로 알아낼 수 있다. 외부에서 측정한 임피던스의 변화와 혈액에 의한 체적 변화의 연관 관계에 대한 연구는 Nyboer가 제안한 병렬 원주 모델로 설명된다<sup>7-9)</sup>. 임피던스법 혈류량 측정을 위한 병렬 원주 모델은 그림 1과 같이 나타낼 수 있다.

그림 1(a)와 같이 구성된 네 개의 전극 중 전극 1과 전극 4를 통하여 정전류를 인가하고, 전극 2와 전극 3에서 전압을 측정하면 오옴의 법칙에 의해서 전극 2와 전극 3 사이의 임피던스를 구할 수 있다.

먼저 그림 1과 같은 모델을 사용하여 혈류량을 측정하기 위해서는 다음과 같은 조건들이 성립되어야 한다. 먼저, 동맥의 확장은 일정하여야 하며, 다음으로 혈류

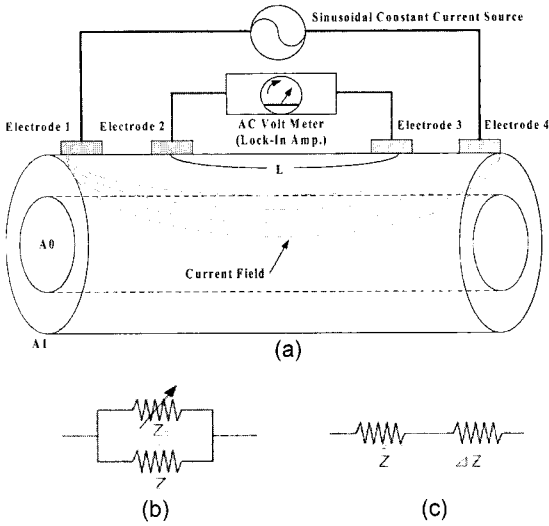


그림 1. 혈류량 측정을 위한 병렬 원주모델  
Fig. 1. Parallel conductor model for measuring the current in the blood vessel.

들이 혈류의 축방향으로 정렬되어야 한다. 그리고 전류의 방향과 혈관이 평행상태를 유지한다는 조건들이 성립되어야 한다. 따라서 인체를 조직과 혈액으로 구성된 도체로 생각하면 동맥을 제외한 조직의 임피던스와 동맥만의 임피던스를 각각  $Z_t$ ,  $Z_b$ 라고 하고 전체 임피던스는  $Z_t$ 와  $Z_b$ 의 병렬연결이라고 할 수 있으며 아래의 수식으로 나타낼 수 있다.

$$Z_t = \rho_t \frac{L}{A_t} = \rho_t \frac{L^2}{V_t} \quad (5)$$

$$Z_b = \rho_b \frac{L}{A_b} = \rho_b \frac{L^2}{V_b} \quad (6)$$

$$Z_{Total} = \frac{Z_t Z_b}{Z_t + Z_b} = \frac{\rho_t \rho_b L}{\rho_t A_t + \rho_t A_b} = \frac{\rho_t \rho_b L^2}{\rho_b V_t + \rho_t V_b} \quad (7)$$

여기서,  $\rho_t$ 와  $\rho_b$ 는 각각 조직과 혈액의 고유 저항으로 단위는  $\Omega \cdot \text{cm}$ 이고,  $A_t$ 와  $A_b$ 는 각각 조직과 동맥의 단면적을 나타내며, 그리고  $V_t$ ,  $V_b$ 는 각각 조직과 동맥의 체적을 나타낸다.

그림 1(a)의  $L$ 은 측정거리이며 단면적은  $A$ 이며 혈류량이 증가하게 되면  $A$ 는  $\Delta A$ 만큼 증가한다. 단면적이  $\Delta A$ 만큼 증가하게 되면 증가된 동맥만의 임피던스  $Z_b$ 와  $\Delta Z$ 는 그림 1(b)와 같이 병렬 회로를 구성하며 동맥만의 임피던스는 혈관의 단면적  $A$ 가 증가하여 증가된 혈류량에 의한 것이다. 즉 동맥만의 임피던스  $Z_b$ 는 혈관의 단면적  $A$ 가 증가함에 따라 증가된 혈류량  $\Delta Vol$ 에 의해 감소하게 되며, 그 변화치는 아래의 수식으로 표

현된다<sup>[10]</sup>.

$$Z_b = \frac{\rho_b L}{\Delta A} \quad (8)$$

그리고 증가된 혈류량의 변화량  $\Delta Vol$ 는 다음의 수식으로 나타낼 수 있다.

$$\Delta Vol = L \Delta A = \frac{\rho_b L^2}{Z_b} \quad (9)$$

여기서 그림 1(b)의  $Z_b$ 를 그림 1(c)의 측정 가능한  $\Delta Z = [(Z_b || Z) - Z]$ 로 치환하면 아래와 같이 나타낼 수 있다<sup>[10]</sup>.

$$\Delta Z = \frac{Z Z_b}{Z + Z_b} - Z = \frac{-Z^2}{Z + Z_b} \quad (10)$$

또한, 평균 임피던스와 동맥의 임피던스의 관계는  $Z \ll Z_b$ 이므로 동맥만의 임피던스를 다음의 수식처럼 나타낼 수 있다<sup>[10]</sup>.

$$\frac{1}{Z_b} \cong \frac{-\Delta Z}{Z^2} \quad (11)$$

여기서, 식 (11)를 식 (9)에 적용하면 혈류량의 변화를 아래의 수식으로 나타낼 수 있다.

$$\Delta Vol = \frac{-\rho_b L^2 \Delta Z}{Z^2} \quad (12)$$

여기서,  $L$ 은 전극 2와 전극 3 사이의 거리를 나타내고,  $Z$ 는 전극 2와 전극 3 사이의 평균 임피던스를 의미하고,  $\Delta Z$ 는 임피던스의 변화를 나타낸다. 그리고 음의 부호는 혈관의 체적 증가에 대해서 임피던스가 감소함을 의미한다.

수식 (12)를 이용하면 혈액의 고유저항, 감지전극 사이의 길이  $L$ , 감지전극 사이의 평균 임피던스, 그리고 임피던스의 변화량  $\Delta Z$ 를 이용하여 혈류량의 변화를 계산할 수 있다. 본 연구에서는 혈액의 고유저항 값으로 Yanqun Wang<sup>[11]</sup>이 제안한  $154 \Omega \cdot \text{m}$ 을 적용하여 실험을 수행하였다.

### 3. 혈류량 측정 시스템의 구현

임피던스를 이용한 혈류량의 측정을 위하여 교류 정전류원을 이용한 임피던스 측정부를 구성하였다. 그리고 임피던스 측정부는 인위적인 압력의 변화에 의한 체적의 변화 및 혈류량의 변화를 유발시키기 위한 압력발생부 및 측정부로 구성하였다.

### 3.1. 임피던스 측정부의 구현

혈액의 맥동 성분에 대한 임피던스의 변화량을 측정하기 위해서 4전극 측정법을 이용하였다. 왜냐 하면 2전극 측정법에서의 전극 부착 부위의 높은 전류 밀도와 불균일성으로 인해 정확한 측정이 어렵기 때문이다. 그러나 4전극 측정법은 전극과 전기장의 왜곡(distortion)을 제거하는데 있어 효과적인 방법이므로 외부 전극에서 정전류원을 구성하여 내부 전극으로 전류를 흘려 보내고, 두 개의 내부 측정 전극 사이의 전압차를 측정한다. 측정된 전압신호로부터 옴의 법칙을 적용하여 임피던스를 계산할 수 있다.

정확한 임피던스값을 측정하기 위해서는 교류 정전류원의 진폭이 일정하고 하모닉 성분이 없어야 하므로, 정밀한 교류 발생파를 얻기 위해서 락인 증폭기(lock-in amplifier, Stanford Research Systems, USA)의 내부 정현파를 교류 정전류원의 입력신호로 사용하였으며, 연산증폭기의 궤환 전류를 이용한 부동 정전류원 회로를 구성하였다. 정전류원 회로에서는 200  $\mu$ A의 전류와 50 kHz의 주파수를 인가하도록 하였다.

정전류원의 인가에 따른 임피던스 신호의 검출을 위하여 전압신호를 검출할 수 있는 차동증폭기를 설계하였으며, 차동증폭기로부터 출력된 신호를 락인 증폭기를 이용하여 증폭하였다. 임피던스 측정부의 설계에 있어 전기 안전적인 측면을 고려하여 생체와 접촉되는

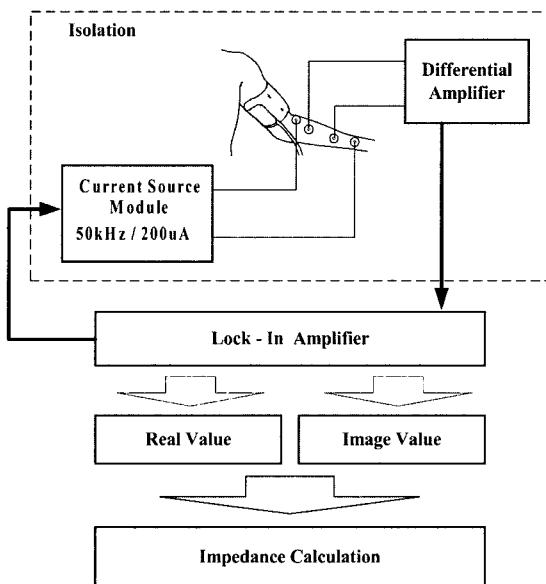


그림 2. 임피던스 측정부의 구성도

Fig. 2. Block diagram of the impedance measurement parts.

부분의 전자회로는 배터리 구동으로 동작하도록 구성하였으며, 신호의 결합을 위해서는 포토커플러를 이용한 접지분리 회로를 설계하였다.

락인 증폭기로부터 출력된 신호는 실수부와 허수부로 구분되며 이들 신호의 거듭 제곱근으로서 임피던스를 계산하였으며, 임피던스 측정부의 구성도를 그림 2에 나타내었다.

### 3.2. 압력인가 및 측정부의 구현

임피던스를 이용한 혈류량의 측정에 있어서 수식 (12)에 근거하여 체적과 임피던스의 변화를 인위적으로 유발시켜야 할 필요성이 있다. 따라서 본 연구에서는 비관혈적인 혈압측정에 사용하는 압박 커프를 이용하여 가압장치를 구성하였으며, 가압장치의 압력신호를 검출하여 혈압의 맥동 신호를 추출할 수 있는 전자회로를 구성하였다.

커프의 압력을 측정하기 위하여 침습적인 방법으로 혈압을 측정할 때 사용하는 반도체식 압력센서를 이용하여 압력 측정부를 구성하였으며, 보다 정확한 신호의 측정을 위하여 출력 단자와 전원공급 단자 사이에 반고정 저항을 삽입하여 영점조절이 가능하도록 하였다. 센서로부터 출력되는 신호의 검출을 위하여 높은 동상신호제거비(common mode rejection ratio, CMRR)와 낮은 오프셋 전압, 그리고 낮은 바이어스 전류를 갖는 계측용 증폭기(INA121, Burr-Brown, USA)를 사용하여 압력신호를 검출하였으며, 검출된 압력신호는 평균동맥압의 추정을 위하여 디지털 신호로 변환되었다. 또한 이 압력신호로부터 동맥의 맥동 성분 검출을 위하여 0.17~20 Hz의 대역통과필터를 설계하였으며, 미세한 맥동 성분의 증폭을 위한 2차 증폭회로를 구성하였다. 그리고 증폭된 신호는 디지털 신호로 변환하여 PC에서 분석할 수 있도록 시스템을 구성하였으며, 압력 측정부의 전체적인 구성도를 그림 3에 나타내었고 압력과 임피던스 측정을 위한 실험장치를 그림 4에 나타내었다.

### 3.3. 데이터의 처리

측정된 임피던스의 데이터는 락인 증폭기의 실수치와 허수치이며, 측정치를 20항 이동평균하여 임피던스값을 계산하였다. 20항 이동평균에 사용된 수식은 다음과 같다.

$$Mean[n] = \frac{1}{M_1 + M_2 + 1} \sum_{k=-M_1}^{M_2} Data[n-k] \quad (13)$$

여기서,  $M_1$ ,  $M_2$ 는 데이터 항의 구간이며,  $Data$ 는 구

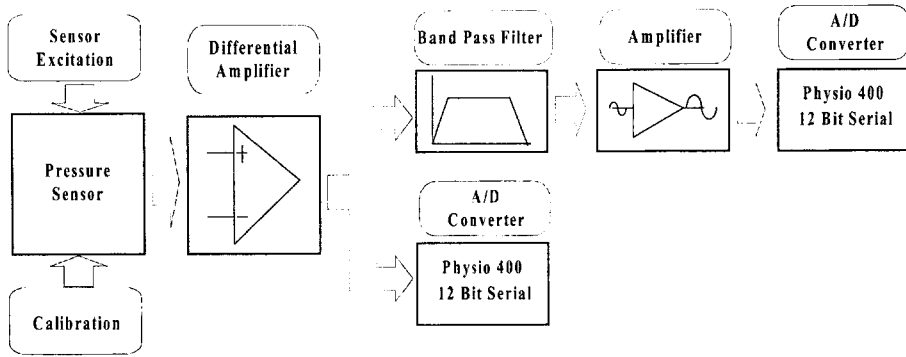


그림 3. 압력 측정부의 구성도  
Fig. 3. Block diagram of the pressure measurement parts.

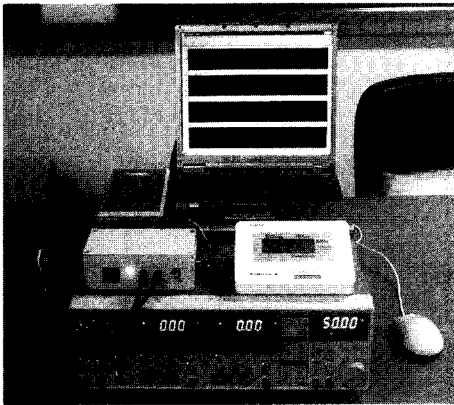


그림 4. 구현된 실험 장치  
Fig. 4. Implemented experimental equipment.

간 내의 데이터, 그리고 *Mean*은 평균값을 나타낸다. 구간 측정 데이터는 모두 전압 값이므로 교류 정전류원의 크기인  $200\ \mu\text{A}$ 로 나누어 저항 성분과 커패시턴스 성분으로 변환하고, 임피던스 값으로 변환하기 위해 실수 성분과 허수 성분의 거듭 제곱 값으로 변환하였다. 압력의 인가 시점을 기준으로 하여 데이터 처리 구간을 설정하고, 인위적인 압력의 변화에 따른 설정된 구간 내에서의 평균 임피던스와 임피던스의 변화치를 구하였다. 그리고 수식 (12)에 임피던스 변화치를 적용하여 혈류량의 변화를 산출하였으며, 이러한 일련의 과정을 그림 5에 도식화하여 나타내었다.

#### 4. 실험 및 결과

##### 4.1. 정전류원의 특성 실험

혈류량의 추정을 위한 생체 임피던스의 값을 정확히

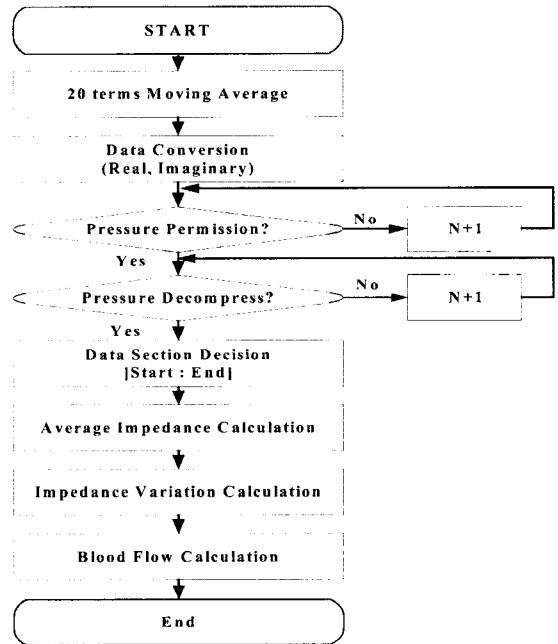


그림 5. 임피던스 데이터처리를 위한 순서도  
Fig. 5. Flow chart of the impedance data processing.

측정하기 위해서는 무엇보다도 정밀한 교류 정전류원을 필요로 한다. 따라서 본 연구에서는  $50\ \text{kHz}$  주파수와  $200\ \mu\text{A}$  전류를 인가할 수 있는 정전류원을 구성하였으며, 구성된 정전류원의 특성을 관찰하기 위해  $22\ \Omega$ 에서  $1\ \text{k}\Omega$  사이의 정밀저항을 이용하여 정전류원의 특성을 조사하였다. 정전류원의 특성 조사 실험에서 각각 저항 값에 따른 측정 전압값은 원(○ : circle)으로 나타내었고, 전체적인 측정값을 1차 함수로 근사화 하여 그림 6에 나타내었다. 실험 결과 측정값과 근사화한

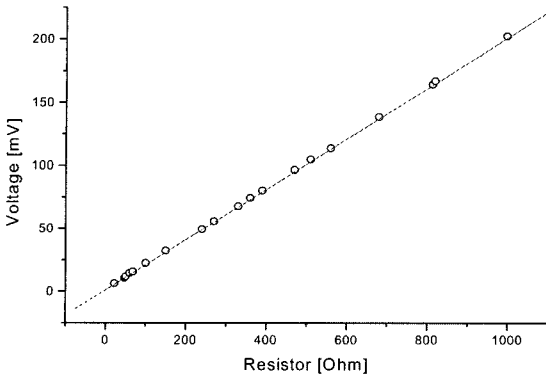


그림 6. 정전류원의 특성 실험 결과  
Fig. 6. Characteristics of the constant current source.

1차 함수와의 평균 편차는 0.375의 값을 나타내었으며, 저항의 변화에 따른 전압의 상관관계는 1.2524로 비교적 선형적인 결과를 나타내었다.

4.2. 임피던스 변화량 측정 실험

본 연구에서는 임피던스의 변화로부터 혈류량의 변화를 추정하기 위하여 다음과 같은 실험 대상군을 선정하여 실험을 수행하였다. 실험 대상은 건강한 성인 남성 6명을 선정하였으며, 실험대상자의 평균신장은 172.6 ± 5.21 cm이며, 평균체중은 70.75 ± 13.29 kg, 그리고 평균연령은 28.17 ± 17.2세였다.

먼저 실험을 위하여 피험자의 왼쪽 팔에 커프를 부착하고, 커프의 압력 경로에서 분지된 압력이 압력센서 모듈로 입력되도록 하여 동맥의 맥동 성분을 검출할 수 있도록 하였다. 그리고 임피던스의 측정을 위하여 피험자의 왼쪽 팔꿈치에서 손목까지 4개의 전극을 부착하고 왼쪽 팔은 심장의 높이와 일치되도록 하였다.

임피던스의 측정을 위해 커프의 압력을 인가하여 동맥의 폐쇄를 유발시킨 후 서서히 압력을 감소시키면서

임피던스의 변화를 측정하였으며, 압력 센서로부터 검출된 동맥의 맥동 성분이 나타나는 시점과 맥동 성분이 최대가 되는 시점, 그리고 맥동 성분이 사라지는 시점에서의 임피던스를 측정하였다. 즉 동맥에 혈액이 흐르기 시작하는 수축기 혈압 이후부터 혈관이 정상상태로 되돌아오는 이완기 혈압 시점사이의 혈관에 혈액이 흐르는 구간에서 임피던스를 측정하였다. 이와 같은 일련의 과정을 6명의 실험대상자로부터 3회에 걸쳐 반복 측정한 결과를 표 1에 나타내었다. 임피던스 측정 결과 동맥의 맥동 성분이 나타나는 시점이 맥동 성분이 최대가 되는 시점과 사라지는 시점보다 임피던스가 높게 측정되었다. 그리고 맥동 성분이 사라지는 시점에서는 상대적으로 임피던스가 낮게 측정되었다. 이와 같은 결과는 동맥의 혈류량에 의해 나타나는 현상으로써 동맥의 맥동 성분이 나타나는 시점은 커프에 의하여 폐쇄된 동맥이 서서히 열리는 시점이므로 혈류량이 작기 때문에 임피던스가 높게 관측되었다. 그러나 맥동 성분이 사라지는 시점은 동맥이 평상시의 혈류량을 유지함에 따라 임피던스가 낮게 관측되었다.

4.3. 혈류량 및 혈류저항의 추정 실험

임피던스 변화량을 이용하여 혈류량의 변화치를 추정하였다. 추정된 혈류량 변화치는 측정 대상의 전극간의 거리와 평균 임피던스에 많은 영향을 받게되며, 체적의 변화는 임피던스의 변화로 측정된다. 측정된 임피던스의 변화치는 혈류량의 변화를 나타내게 된다.

본 연구에서는 위와 같은 원리에 의하여 수식 (12)를 사용하여 수축기 혈압에서 이완기 혈압사이의 혈류량 변화 추정치를 계산하였다. 커프의 압력과 동맥의 압력이 같을 때 유순도가 가장 크며 체적의 변화량이 가장 크게 나타나는 오실로메트릭법에 의한 혈압측정은 일반적으로 최대진폭알고리즘(maximum amplitude algorithm, MAA)을 사용한다. 이러한 평균 동맥압과 혈압 측정시의 혈류량 변화치의 비를 혈류 저항비라 명명하

표 1. 임피던스 측정 결과  
Table 1. Result of an impedance measurement

Subject	1 st			2 nd			3 th		
	Max.[Ω]	Mean[Ω]	Min.[Ω]	Max.[Ω]	Mean[Ω]	Min.[Ω]	Max.[Ω]	Mean[Ω]	Min.[Ω]
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 2. 임피던스변화를 이용한 혈류량 및 혈류저항 추정 결과

Table 2. Result of estimated blood flow and blood flow resistance ratio using impedance change

Subject	Electrode distance [cm]	Z [ $\Omega$ ]	$\Delta Z$ [ $\Omega$ ]	Blood flow [ml/sec]	MAP [mmHg]	Blood flow resistance ratio [mmHg/sec]	
1	1st	8.1	54.405	4.423348	99	22.38124	
	2nd	8.1	54.367	3.709965	98	26.68489	
	3rd	8.1	53.884	1.3467	4.686428	98	21.5516
2	1st	8.5	71.012	1.0923	2.410111	85	34.43825
	2nd	8.5	71.717	1.3073	2.828066	82	28.99508
	3rd	8.5	71.172	1.3617	2.991036	85	27.74958
3	1st	8.2	63.738	1.3495	3.439731	94	27.32772
	2nd	8.2	64.248	1.2987	3.257902	96	29.15987
	3rd	8.2	64.214	1.0755	2.700843	102	37.02548
4	1st	8.1	49.443	1.2799	5.290018	106	19.65967
	2nd	8.1	49.406	1.0666	4.415023	107	23.78244
	3rd	8.1	48.938	1.3365	5.638548	104	17.91241
5	1st	8.3	46.966	1.0647	5.120791	94	17.96597
	2nd	8.3	46.493	1.3348	6.551156	91	13.58539
	3rd	8.3	47.003	1.2756	6.125482	90	14.36622
6	1st	8.0	64.273	1.3050	3.113537	97	30.8331
	2nd	8.0	64.236	1.0882	2.599276	93	34.62503
	3rd	8.0	63.751	1.3517	3.277985	98	30.20148

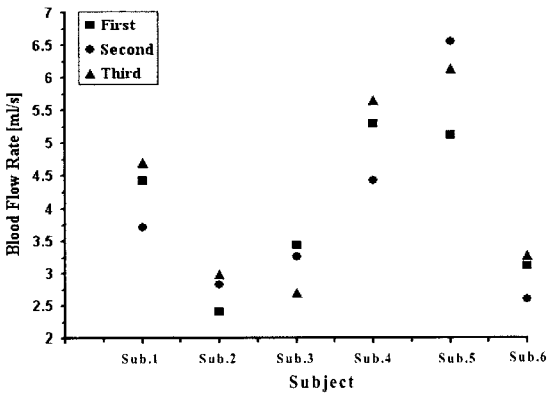


그림 7. 혈류량 추정 결과

Fig. 7. Result of estimated blood flow.

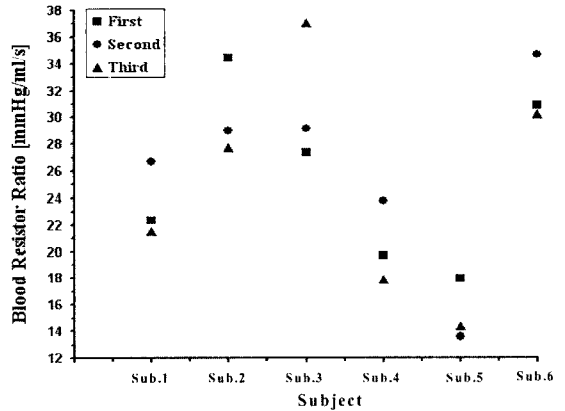


그림 8. 혈류저항비의 추정 결과

Fig. 8. Result of estimated blood flow resistance ratio.

였다. 혈류 저항비는 혈압 측정시의 혈류의 흐름을 방해하는 정도를 나타내는 지수로 규정하고 임피던스 변화량으로부터 추정된 혈류량 및 혈류량과 평균 동맥압으로 부터 추정된 혈류 저항비의 추정 결과를 표 2에 나타내었다. 그리고 혈류량의 분포와 혈류 저항비의 분포를 그림 7과 그림 8에 각각 나타내었다. 표 1과 표 2에서 알 수 있듯이 혈류량 추정 결과 임피던스의 변화

량이 크면 클수록 혈류량 또한 크게 나타났으며 임피던스의 변화량이 적으면 혈류량도 적게 관측되었다. 이러한 결과로 혈류량은 체적을 결정하는 혈관의 직경에 비례하므로 결국 체적의 변화는 임피던스의 변화량에 비례한다.

실험 결과, 혈류 저항비의 최대값은 37.02548이었으



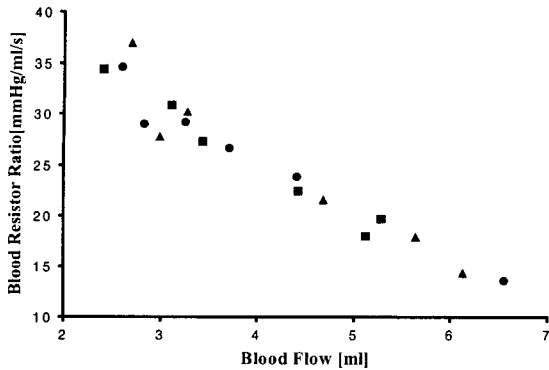


그림 9. 혈류량과 혈류저항비의 상관관계 분석 결과  
Fig. 9. Result of correlation analysis of blood flow versus blood flow resistance ratio.

며, 최소값은 13.58539로 관측되었다. 혈류 저항비가 높은 경우에는 혈류량이 낮게 나타났으며 혈류 저항비가 적은 경우에는 혈류량이 많이 나타났었다. 그림 7의 혈류량 변화치와 그림 8의 혈류 저항비를 비교하면 서로 반비례 관계를 나타남을 알 수 있었다. 그림 7과 그림 8을 이차원상에서 맵핑하면 그림 9와 같이 나타낼 수 있다. 그리고 혈류 저항비와 혈류량의 변화 사이의 상관관계를 관측하기 위하여 상관분석을 수행한 결과 혈류 저항비와 혈압 측정시의 혈류량은 상관관계수가 -0.96776로 나타났었다. 이러한 결과는 혈관의 수축과 이완에 의하여 혈관의 체적이 변화함으로써 혈류량이 변화하게 된다.

## 5. 결론 및 고찰

본 연구에서는 커프를 이용하여 임의적으로 동맥의 폐색 정도를 변화시키면서 임피던스를 측정하여 혈류량의 변화를 관찰하였다. 임피던스 변화치에 대응하는 혈류량의 변화치를 관측하기 위하여 교류 정전류원 회로와 락인 증폭기를 이용한 실수치와 허수치의 신호를 검출하여 임피던스를 측정하였다. 그리고 측정된 임피던스로부터 혈류량을 추정하였으며, 커프를 이용한 압력 인가 및 압력 측정 회로를 이용하여 오실로메트릭 방법에 의한 평균 동맥압을 추정하고 혈류량과 평균 동맥압을 이용하여 혈류 저항비를 추정하였다.

커프에 압력을 인가하여 동맥을 폐쇄한 후 서서히 커프의 압력을 감소시켜 혈류량 변화에 따른 임피던스를 측정하였으며 실험 결과 동맥의 맥동 성분이 나타나는 시점은 맥동 성분이 최대가 되는 시점과 사라지는 시점보다 임피던스가 높게 관측되었고 동맥의 맥동

성분이 사라지는 시점에서는 임피던스가 낮게 관측되었다. 이러한 현상은 동맥의 폐색 정도에 따라 동맥의 체적이 변화하여 혈류량 변화에 의해 나타남을 알 수 있었다. 즉 동맥의 맥동 성분이 나타나는 시점은 커프에 의하여 폐쇄된 동맥이 서서히 열리는 시점이므로 혈류량이 작기 때문에 임피던스는 높게 나타나고, 동맥의 맥동 성분이 사라지는 시점은 혈관의 체적이 정상 시로 복원됨으로써 혈류량이 증가하여 임피던스가 낮아지게 된다. 그리고 혈류량과 혈류 저항비의 상관관계 분석 결과 상관계수는 -0.96776으로 나타나 혈류량이 증가하면 혈류 저항비는 낮아지고 혈류량이 감소하면 혈류 저항비는 높아지는 반비례 관계를 나타내었다. 이는 혈압과 혈류의 관계를 나타냄을 보였으며 지속적인 연구에 의한 혈류와 혈압의 정상적인 관계를 규정하여 오실로메트릭법에 의한 혈압 측정에 있어서 보다 정확한 혈압을 산출할 수 있는 근거를 마련하게 된다. 따라서 임피던스를 이용한 혈류량의 변화를 보다 객관화 및 정상화 하기 위한 임피던스 계측 프로토콜 및 혈류량 추정 알고리즘의 보정에 관한 지속적인 연구가 필요하리라 판단된다. 이러한 연구가 지속적으로 수행된다면 가까운 미래에 도래하게 될 고령사회에 대비하여 심혈관계 질환의 진단과 치료에 아주 유용한 진단 지표로 활용 가능하리라 사료된다.

## 감사의 글

이 논문은 “보건복지부 의료공학융합기술 개발사업”의 지원에 의하여 연구되었음(0405-ER01-0304-0001).

## 참고 문헌

- [1] 강두희, 생리학, 신평출판사, Ch. 8, 2000.
- [2] Jae Kyu Cheun, “Cardio-Pulmonary Physiology for the Clinicians”, *Koon Ja Publishing Inc.*, pp. 57-68, 1996.
- [3] Joseph J. Carr and John M. Brown, “Introduction to Biomedical Equipment Technology”, *Kyung Moon*, pp. 13-32, 2000.
- [4] 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, no. 963, 1940.
- [5] Thomasett, “A Bioelectrical Properties of Tissue Impedance”, *Lyon Med*, vol. 107, no. 118, 1962.
- [6] Kubicek, W. G., “Development and Evaluation of an Impedance Cardiographic System to Measure Cardiac Output and Other Cardiac Parameters”,

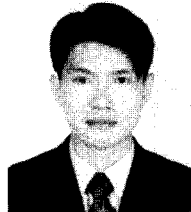
*National Aeronautics and Space Administration (NASA)*. July 1, 1968 to June 30, Contract no. NAS 9-4500, 1969.

- [7] Nyboer, J., "Electrical Impedance Plethysmography", *Second Edition. Charles C. Thomas, Springfield, IL*, 1970.
- [8] 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, no. 963, 1940.
- [9] F. Risacher, J. Jossinet, and E. T. McAdams, *et al.*, "Impedance Plethysmography for The Evaluation of Pulse-Wave Velocity in Limbs", *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, vol. 31, pp. 318-322, 1993.
- [10] John G. Webster, "Medical Instrumentation : Design and Application", *Yeo Moon Kack*. pp. 492-508, 1998.
- [11] Yanqun Wang, David R. Haynor, and 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.
- [12] 정도운, 전계록, 배진우, 김길중, 심윤보, "휴대형 혈액가스분석 시스템의 구현 및 성능평가", *센서학회지*, vol. 12, no. 1, 2003.
- [13] 최병철, 정동근, 정도운, 노정훈, 전계록, "광전용적 맥파 센서를 이용한 맥파전달시간의 측정", *센서학회지*, vol. 13, no. 5, 2003.



정 도 운 (Do-Un Jeong)

- 2000년 동서대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
- 2002년 부산대학교 대학원 의공학협동과정 졸업(공학석사)
- 2002년 ~ 현재 부산대학교 대학원 의공학협동과정 박사과정
- 주관심분야 : 생체계측시스템, 생체신호처리



배 진 우 (Jin-Woo Bae)

- 2001년 동서대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
- 2001년 ~ 현재 부산대학교 대학원 의공학협동과정 석사과정
- 주관심분야 : 생체계측시스템, 생체신호처리



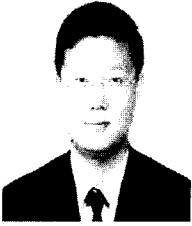
손 정 만 (Jung-Man Shon)

- 2002년 동서대학교 공과대학 메카트로닉스공학 졸업(공학사)
- 2004년 부산대학교 의공학협동과정 석사과정 졸업(공학석사)
- 2004년 부산대학교 의공학협동과정 박사과정 재학
- 주관심분야 : 의용계측, 영상신호처리, 생체시스템 모델링



예 수 영 (Soo-Young Ye)

- 1996년 동서대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학사)
- 1998년 부산대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
- 2004년 부산대학교 대학원 의공학협동과정 졸업(공학박사)
- 주관심분야 : 의용계측, 영상신호처리, 생체시스템 모델링



최 병 철 (Byeong-Cheol Choi)

- 1995년 인제대학교 보건대학 의용공학과 (공학사)
- 1998년 부산대학교 대학원 의공학협동과정 (공학석사)
- 2004년 부산대학교 대학원 의공학협동과정 (공학박사)
- 2000년 ~ 현재 춘해대학 의료공학과 조교수
- 주관심분야 : 모델링 및 시뮬레이션, 생체계측



남 기 곤 (Ki-Gon Nam)

- 1977년 부산대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학사)
- 1981년 부산대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학석사)
- 1989년 부산대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학박사)
- 1990년 ~ 현재 부산대학교 공과대학 전자공학과 교수
- 부산대학교 컴퓨터 및 정보통신연구소 전임연구원
- 주관심분야 : 초기 시각 정보처리, 3차원 물체 형상 재구성 및 패턴인식



김 철 한 (Cheol Han Kim)

- 1984년 부산대학교 자연과학대학 물리학과 졸업(이학사)
- 2001년 동아대학교 공과대학 전기공학과 졸업(공학석사)
- 2002년 ~ 현재 부산대학교 전자공학과 박사과정
- 주관심분야 : 생체시뮬레이션, 생체계측



전 계 록 (Gye-Rok Jeon)

- 1978년 부산대학교 공과대학 전기기계공학과 졸업(공학사)
- 1982년 부산대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학석사)
- 1993년 동아대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학박사)
- 1985년 ~ 현재 부산대학교 의과대학 교수
- 2000년 ~ 현재 부산대학교 의과대학 의공학교실 주임교수
- 주관심분야 : 의용계측, 영상신호처리, 생체시스템 모델링