

# 임피던스법을 이용한 혈류량 변화 측정

정도운<sup>\*</sup> · 강성철<sup>\*\*</sup> · 전계록<sup>\*\*</sup>

\*동서대학교, \*\*부산대학교

## Measurement of Blood Flow Variation using Impedance Method

Do-Un Jeong<sup>\*</sup> · Seong-Chul Kang<sup>\*\*</sup> · Gye-Rock Jeon<sup>\*\*</sup>

\*Dongseo University, \*\*Pusan National University

E-mail : dujeong@dongseo.ac.kr

### 요약

본 연구에서는 생체 임피던스의 변화를 계측하여 혈류량의 변화를 추정하기 위한 시스템을 구현하였다. 구현된 시스템은 인위적인 압력을 가하여 압력의 변화에 따른 임피던스의 변화량을 측정할 수 있도록 구성하였으며, 크게 압력 측정부와 4 전극법을 이용한 임피던스 측정부로 구분할 수 있다. 압력 측정부는 반도체식 압력센서와 센서의 출력신호를 처리하기 위한 전자회로부로 구성하였고, 임피던스 측정부는 교류 정전류원 회로와 임피던스 신호의 검출을 위한 락인 증폭기로 시스템을 구성하였다.

구현된 시스템의 성능평가를 위하여 표준저항을 이용한 임피던스 측정부의 특성조사 실험을 수행하였다. 그리고 실제 실험군을 대상으로 임피던스의 계측을 통한 혈류량 변화 추정실험을 수행하였고, 혈류량 변화와 평균 동맥압을 이용한 혈류 저항비를 추정하였다. 그 결과 혈류저항비와 혈류량의 변화는 반비례관계를 명확하게 보여 주었으며, 상관분석을 수행한 결과 상관계수가 -0.96776으로 강한 음의 상관관계를 나타내었다.

### ABSTRACT

In this study, we made the system to measure variation of blood flow using bio-electrical impedance analysis method. The system, which could measure variation of impedance according to pressure change by artificial pressure, consists of pressure measurement and impedance measurement by 4-electrode method. Pressure measurement splits into semiconducting pressure sensor and electronic circuit for processing output signal. In addition, impedance measurement splits into constant current source circuit and lock-in amplifier for detecting impedance signal.

We experimented feature of impedance measurement using standard resistance to evaluate the system characteristic. As well as, we experimented to estimate variation of blood flow by measuring impedance and blood flow resistance ratio using mean arterial pressure and variation of blood flow with experimental group. As result of this study, blood flow resistance ratio and variation of blood flow were definitely in inverse proportion and were -0.96776 as correlation coefficient by correlation analysis

### 키워드

Blood pressure, Impedance, Blood flow, Bio-signal

### I. 서 론

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 대

체로 관련 있는 혈류 또는 혈액량의 변화를 측정하는 방법을 사용하고 있다. 측정법은 희석법, 전자기 유량계법, 초음파 유량계법, 용기 혈류량 측정법, 그리고 광 혈류량 측정법 등이 사용되고 있다[1],[2]. 이들 중 임피던스 혈류량 측정법은 인체 조직 부위에 전극을 부착하고 부착된 전극 부위의 임피던스를 측정하는 방법으로서 혈관에 혈액이 공급될 때 혈액의 맥동에 의해 조직의 부피가 변화함으로서 임피던스의 변화가 발생하는 원리를 이용한다.

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 유무 및 사지 동맥 손상 여부와 영향을 진단하기 위해 사용된다. 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 동맥 색전 진단을 위한 검사 등 임상에서 널리 사용되고 있다[1].

본 연구에서는 생체 임피던스의 변화를 계측하여 혈류량의 변화를 추정하기 위한 시스템을 구현하고 구현된 시스템의 성능평가를 위하여 표준저항을 이용한 임피던스 측정부의 특성조사 실험 및 실제 실험군을 대상으로 임피던스의 계측을 통한 혈류량 변화 추정실험을 수행하였다.

## II. 본 론

### 1. 임피던스 혈류량 측정법

인체 부위에 유입되는 혈류량과 유출되는 혈류량의 차이 때문에 체적의 변화가 발생되며 이를 인하여 임피던스의 변화가 발생하게 된다. 따라서 임피던스의 변화를 측정하여 부피의 변화로 혈류량을 간접적으로 알아낼 수 있다. 외부에서 측정한 임피던스의 변화와 혈액에 의한 체적 변화의 연관 관계에 대한 연구는 Nyboer가 제안한 병렬 원주 모델로 설명할 수 있으며, 혈류량 측정을 위한 병렬 원주 모델을 그림 1에 나타내었다.

그림 1에서 전극인 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.

인체를 조직과 혈액으로 구성된 도체로 생각하면 다음의 가정이 성립된다. 동맥을 제외한 조직의 임피던스와 동맥만의 임피던스를 각각  $Z_p$ ,

$Z_b$ 라고 하면 전체 임피던스를  $Z_p$ 와  $Z_b$ 의 병렬연결이라고 생각하면 아래의 수식들로 나타낼 수 있다.

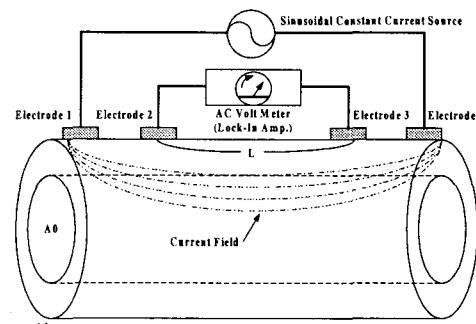


그림 1. 혈류량 측정을 위한 병렬 원주모델

$Z$

(1)

여기서  $\rho_p$ 와  $\rho_b$ 는 조직과 혈액의 고유 저항으로 단위는  $\Omega \cdot \text{cm}$ 이고,  $A_t$ 와  $A_b$ 는 조직과 동맥의 단면적을 나타내며, 그리고  $V_t$ ,  $V_b$ 는 조직의 체적을 나타낸다. 동맥만의 임피던스  $Z_b$ 는 혈관의 단면적  $A_b$ 가 증가함에 따라 증가된 혈류량  $V_b$ 에 의해 감소하게 되며, 그 변화치는 다음의 수식으로 표현될 수 있다.

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

그리고 증가된 혈류량의 변화치는 다음의 수식으로 나타낼 수 있다.

$$\Delta V = L \Delta A = \frac{\rho_b L^2}{Z_b} \quad (3)$$

증가된 혈류량의 변화치는 아래의 수식으로 나타낼 수 있다.

여기서  $Z_b$ 를  $\Delta Z$ 로 치환하고  $Z \ll Z_b$ 으로 생각하여 간략화하면 다음과 같은 수식으로 표현된다.

$$\Delta Z = \frac{ZZ_b}{Z+Z_b} - Z = \frac{-Z^2}{Z-Z_b} \quad (4)$$

$$\frac{1}{Z_b} \cong \frac{-\Delta Z}{Z^2} \quad (5)$$

$$\Delta V = \frac{-\rho_b L^2 \Delta Z}{Z^2} \quad (6)$$

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 부피 증가에 대해서 임피던스가 감소함을 의미한다.

## 2. 임피던스 혈류량 측정법

혈액의 맥동 성분에 대한 임피던스의 변화량을 측정하기 위해서 4 전극 측정법을 이용하였다. 왜나하면 2 전극 측정법에서의 전극 부착부위의 높은 전류 밀도와 불균일성으로 인해 정확한 측정이 어렵기 때문이다. 그러나 4 전극 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 음의 법칙을 적용하여 임피던스를 계산 할 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 케이블 전류를 이용한 부동 정전류원 회로를 구성하였다. 정전류원 회로에서는  $200 \mu\text{A}$ 의 전류와  $50 \text{ kHz}$ 의 주파수를 인가하도록 하였다.

정전류원의 인가에 따른 임피던스 신호의 검출을 위하여 전압신호를 검출 할 수 있는 차동 증폭기를 설계하였으며, 차동증폭기로부터 출력된 신호를 락인 증폭기를 이용하여 증폭하였다. 임피던스 측정부의 설계에 있어 전기 안전적인 측면을 고려하여 생체와 접촉되는 부분의 전자회로는 배터리 구동으로 동작하도록 구성하였으며, 신호의 결합을 위해서는 포토커플러를 이용한 점지분리 회로를 설계하였다.

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

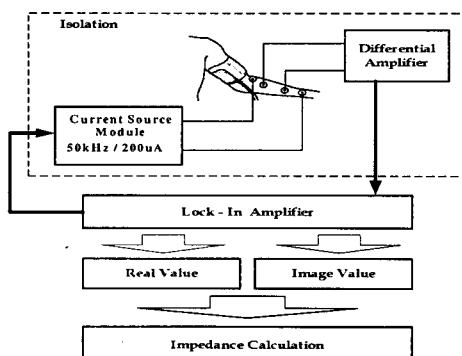


그림 2. 임피던스 측정부의 구성도

## III. 실험 결과

### 1. 임피던스 변화량 측정

본 연구에서는 임피던스의 변화로부터 혈류량의 변화를 추정하기 위하여 다음과 같은 실험 대상군을 선정하여 실험을 수행하였다. 실험 대상은 건강한 남성 6명을 선정하였으며, 실험대상자의 평균신장은  $172.6 \pm 5.21 \text{ cm}$ 이며, 평균체중은  $70.75 \pm 13.29 \text{ kg}$ , 그리고 평균연령은  $28.17 \pm 17.2$  세였다.

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

임피던스의 측정을 위하여 커프의 압력을 인가하여 동맥의 폐쇄를 유발시킨 후 서서히 압력을 감소시키면서 임피던스의 변화를 측정하였으며, 압력 센서로부터 검출된 동맥의 맥동성분이 나타나는 시점과 맥동성분이 최대가 되는 시점 그리고 맥동성분이 사라지는 시점에서의 임피던스를 추출하였으며, 6명의 실험대상자로부터 3회에 걸쳐 반복 측정한 결과를 표 1에 나타내었다.

표 1. 임피던스 측정 결과

	1 st	2 nd	3 rd						
	Max. [Ω]	Mean [Ω]	Min. [Ω]	Max. [Ω]	Mean [Ω]	Min. [Ω]	Max. [Ω]	Mean [Ω]	Min. [Ω]
1	55.31	54.40	54.02	55.11	54.36	54.03	54.74	53.88	53.39
2	71.76	71.01	70.67	72.63	71.71	71.33	72.04	71.17	70.68
3	64.60	63.73	63.25	65.16	64.24	63.86	64.96	64.21	63.88
4	50.34	49.44	49.06	50.14	49.40	49.08	49.79	48.93	48.45
5	47.70	46.96	46.64	47.34	46.49	46.01	47.90	47.00	46.62
6	65.19	64.27	63.88	64.98	64.23	63.90	64.61	63.75	63.26

### 2. 혈류량 및 혈류저항 추정

임피던스 변화량을 이용하여 혈류량의 변화치를 추정하였다. 추정된 혈류량 변화치는 측정 대상의 전극 간의 거리와 평균 임피던스에 많은 영향을 받게되며, 체적의 변화는 임피던스의 변화로 측정된다. 측정된 임피던스의 변화치는 혈류량의 변화를 나타내게 된다. 그리고 맥동성분의 최고지점에서의 압력치를 평균동맥압으로 간주하고 평균 동맥압과 혈압 측정시의 혈류량 변화치의 비를 혈류저항비라 명명하였으며, 이는

혈압 측정시의 혈류의 흐름을 방해하는 정도를 나타내는 지수이다. 혈류량의 분포와 혈류저항비의 분포를 그림 3과 그림 4에 각각 나타내었으며, 혈류저항비가 높은 경우에는 혈류량이 낮게 나타났으며 혈류저항비가 적은 경우에는 혈류량이 많이 나타남을 확인할 수 있다. 그리고 혈류저항비와 혈류량의 변화 사이의 상관관계를 관측하기 위하여 상관분석을 수행한 결과 혈류저항비와 혈압 측정시의 혈류량은 상관계수가 -0.96776로 서로 강한 음의 상관관계를 나타내었으며, 그 결과를 그림 5에 나타내었다.

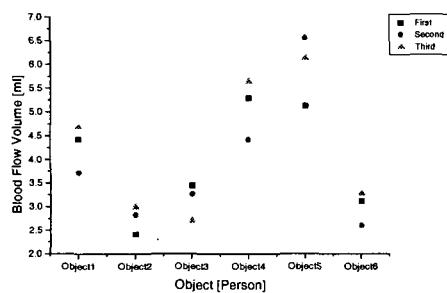


그림 3. 혈류량 추정 결과

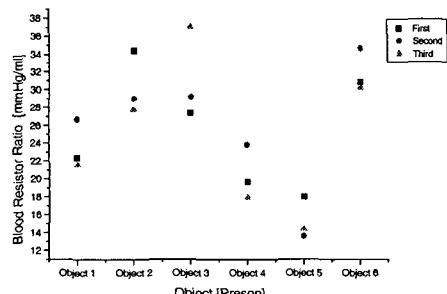


그림 4. 혈류저항비의 추정 결과

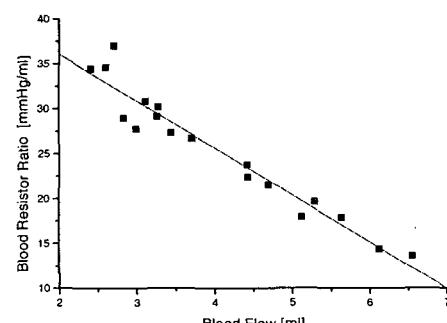


그림 5. 혈류량과 혈류저항비의 상관관계

#### IV. 결 론

본 연구에서는 임피던스 변화치에 대응하는 혈류량의 변화치를 관측하기 위하여 교류 정전류원 회로와 라인 증폭기를 이용한 실수치와 허수치의 신호를 검출하고 임피던스를 계측하여 이로부터 혈류량을 추정하였으며, 커프를 이용한 압력인가 및 압력측정회로를 이용하여 오실로메트릭 방법에 의한 평균동맥압을 추정하고 혈류량과 평균동맥압을 이용하여 혈류저항비를 추정하였다. 그리고 혈류량과 혈류저항비의 상관관계 분석 결과 음의 상관관계를 보였으며, 상관계수는 -0.96776으로 나타났었다.

그러나 임피던스를 이용한 혈류량의 변화를 보다 객관화 및 정량화 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.

#### 참고문헌

- [1] Jae Kyu Cheun, Cardio-pulmonary physiology for the clinicians, Koon Ja Publishing Inc., pp.57-68, 1996
- [2] Joseph J. Carr, John M. Brown, Introduction to Biomedical Equipment Technology, Kyung Moon, pp.13-32, 2000
- [3] 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., 19:963, 1940
- [4] Thomasett, A Bioelectrical properties of tissue impedance. Lyon Med. 207:107-118, 1962
- [5] 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
- [6] Nyboer, J., Electrical Impedance Plethysmography. Second Edition. Charles C. Thomas, Springfield, IL, 1970
- [7] 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., 19:963, 1940