

임피던스 방법을 이용한 심장 기능의 측정

○ 김 정 열\* 김 덕 원\*\* 김 원 기\*\* 박 상 희\*\*  
 연세대학교 전자공학과\* 의용공학과\*\* 전기공학과\*\*

Measurement of Cardiac Function using Impedance Technique

○ Jeong Yeol Kim\* Deok Won Kim\*\* Won Ky Kim\*\* Sang Hui Park\*\*  
 Dept. of Electronic Eng.\* Medical Eng.\*\* Electrical Eng.\*\*, Yonsei Univ.

ABSTRACT

In this paper, cardiac parameters and relationship between stroke volume and impedance change were explained, and an impedance cardiograph was designed and constructed, and its accuracy was verified by experiment.

Useful cardiac parameters such as stroke volume and contractility of cardiac muscle were measured noninvasively. The reproducibility of the instrument was measured to be better(less than 10%) than that of clinical standard method such as thermodilution.

Hence impedance cardiography was found to be better technique for monitoring stroke volume and contractility of patients for pre and post operation, and pharmacological studies.

1. 서론

임피던스 혈량 측정법(impedance plethysmography)은 인체의 어느 특정부위에서 혈류량을 측정하는데 특히 심장 부위(흉부)의 임피던스 변화를 측정하여 심장의 기계적 특성 즉 심실 박동량(ventricular stroke volume : 심장이 수축할때 좌심실에서 대동맥으로 밀어내는 혈액량), 심장 근육의 수축력(심전도의 전기적 자극에 따른 심장근육의 수축능력의 정도:myocardial contractility), STI(Systolic Time

Interval) 등을 측정하는 방법을 임피던스 심장 기록법(impedance cardiography)이라고 부른다.

본 논문에서는 심실 박동량과 임피던스 변화의 관계와 심장 기능의 측정 변수를 설명하고 측정장치를 구성하여 그 정확성을 실험을 통하여 확인하였다. 또한 인체실험을 통하여 환자로 부터 심장 기능의 측정 변수인 심실 박동량(SV), 심 박출량(CO), 심근 수축력, STI 등을 측정할 수 있었다.

2. 원리 및 심장 기능의 측정 변수

혈류량 측정법(plethysmography)은 신체의 어느 부위에 있어서 유입되는 혈류량(inflow)과 유출되는 혈류량(outflow)의 차이가 그 부위의 부피 변화에 의해 생성되는 맥박(pulsatile) 혈류량이라는 원리에 근거를 두며, 임피던스 혈류량 측정법(impedance plethysmography)은 혈액이 신체의 어느 부위로 유입되면 그 부위의 임피던스가 감소한다는 것이 기본 원리이다.

인체의 어느 부위에서의 저항은 Ohm의 법칙에 의하여 그 부위를 구성하고 있는 각 장기(organ)의 고유 저항과 그 부위의 단면적과 길이 그리고 모양에 따라 정해지는데 특히 흉부의 임피던스 변화는 흉부의 기하학적 구조(geometry)와 각 장기의 고유저항의 변화에 의해 발생되지만 혈액과 폐가 임피던스 변화에 가장 큰 영향을 준다. 탄력성(elastic)을 갖고 있는 동맥은 지름을 변화시켜 몸의 여러 부분으로 혈액이 흐

르도록 조절하는데, 흉부에서 동맥의 혈류량은 심장의 수축기(systole)때 증가하는데 혈액의 고유저항이 다른 장기들(근육, 허파, 뼈)에 비해 낮음으로 그 부위의 저항이 심장 이완기(diastole)때 보다 감소하게 된다. 한편 흉부에 위치한 정맥의 혈류량은 심장의 주기에 관계없이 일정하기 때문에 혈류량의 변화는 주로 동맥의 혈류량의 변화가 되는 것이다.

고주파(20- 100 kHz) 정전류(0.1-4 mA)를 그림 1에서와 같이 한쌍의 자극 전극(1,4)을 통하여 흘리고 안쪽 한쌍의 전압감지 전극(2,3)을 통하여 자동전압을 측정하여 그것을 정전류로 나누게 되면 혈액량의 변화에 의한 임피던스 변화( $\Delta Z$ )를 측정할 수 있다. 이 임피던스 변화는 전극 2 와 3사이 에 위치한 대동맥에서의 심장의 수축과 이완에 따른 혈액량의 변화에 의한 것이다.

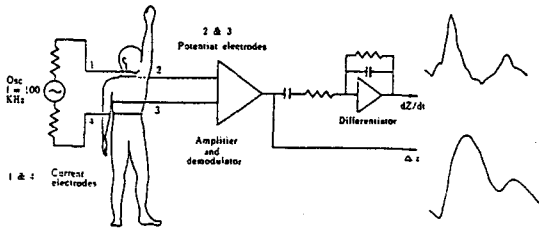


그림 1 임피던스 심장기록법의 schematic diagram

임피던스 변화( $\Delta Z$ )와 심실 박동량(SV)과의 관계식을 유도하면 다음과 같다[1].

$$SV = \rho_b (L / Z)^2 \cdot dZ/dt(max) \cdot T$$

여기서,

$\rho_b$  = 혈액의 고유저항( $\Omega \cdot cm$ )

L = 전압감지 전극 사이의 거리(cm)

Z = 전압감지 전극 사이의 평균 임피던스( $\Omega$ )

$dZ/dt(max)$  =  $dZ/dt$ 의 최대치( $\Omega/sec$ )

T = 대동맥 밸브가 열려있는 시간(sec)

심장의 기능을 측정하는데 사용되는 변수는 다음과 같다[2].

- (1) 심실 박동량(stroke volume) : 심장이 1 회 박동할때 박출하는 혈액의 양으로 단위는 ml/beat 이다.
- (2) 심박출량(CO) = SV x 심박동수(HR)

심장이 1 분간에 박출하는 혈액의 양을 구한 것으로 단위는 liters/min 이고 가장 흔히 사용되는 심장 기능의 측정 변수이다.

(3) Systolic time interval (STI)

LVBT (Left-Ventricular Ejection Time) 는 좌심실이 대동맥으로 혈액을 박출하는 시간 즉 대동맥 밸브(aortic valve)가 열리기 시작한후 닫히는 데 걸리는 시간이고, PEP (Pre-Ejection Period)는 심실의 탈분극(depolarization:ECG의 Q파) 의 시작과 대동맥 밸브가 열리기전의 시간간격이다.

(4) 심근 수축력(myocardial contractility) 은 심전도의 전기적 자극에 따른 심장 근육의 수축 능력 정도를 나타냄으로써 심장 근육의 기능 또는 심장 펌프 기능을 측정하는 변수이다. ECG의 R파와  $dZ/dt$ 의 최대치를 갖는 점과의 시간간격으로 표시된다.

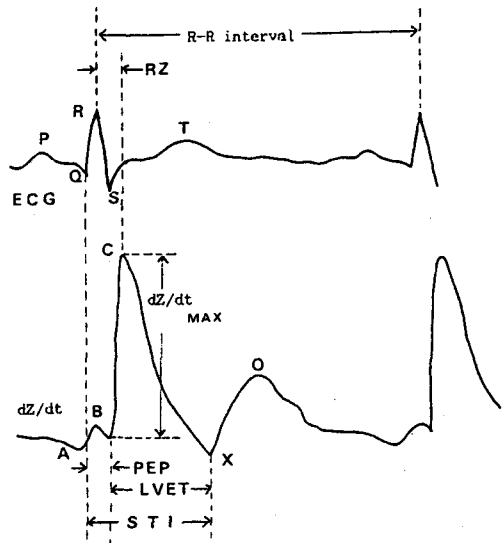


그림 2 전형적인 심전도와 dZ/dt 파형

그림 3은 본 논문에서 구성한 임피던스 심장기록기의 블록 선도이다.

3. 실험 및 결과 고찰

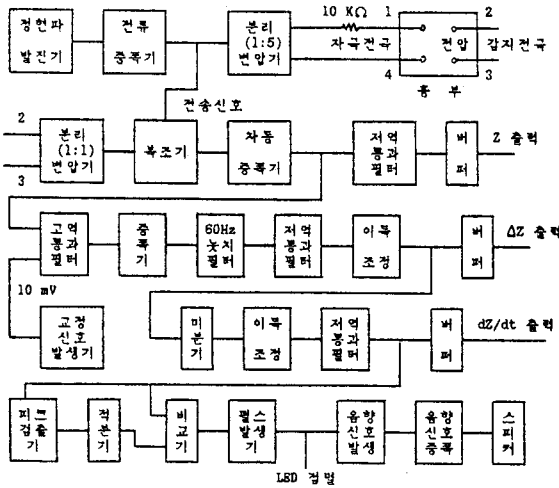


그림 3 임피던스 심장기록기의 출력 선도

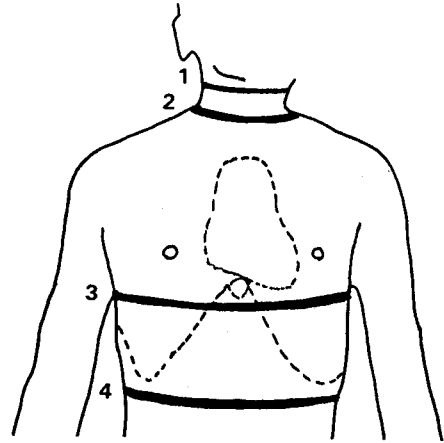


그림 5 전극의 위치

본 논문에서 인체 실험을 하기 위한 실험 장치는 그림 4와 같이 구성되었다.

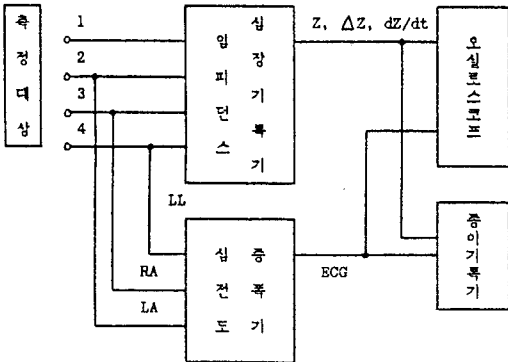


그림 4 실험 장치의 출력 선도

측정 대상자는 정상인으로 판단되는 2 명의 남자를 선택하였고, 그림 5는 벤드 전극의 부착 형태를 보여준다. 여기서 전극 1 과 2 의 거리는 3.5 cm 이상을 유지했고 전극 3 의 위치는 흉골(sternum) 바로 아래에 부착 했고 전극 3 과 4 의 거리는 10 cm 이상으로 유지했다.

호흡을 하는 경우 폐로 공기가 들어오면 공기의 저항성이 높기 때문에 임피던스가 증가하고 공기가 나가면 감소한다. 선 자세에서 호흡을 하는 경우의  $\Delta Z$ ,  $dz/dt$ , ECG 를 측정하였는데 그 결과가 그림 6이다. 그림 6에서는 위로 부터 ECG,  $dz/dt$ ,  $\Delta Z$  순서로 되어 있고 기록속도를 10 mm/sec 에서 25 mm/sec 로

변화하여 측정하였다. 여기서  $\Delta Z$  는 호흡 주기에 따라서 변화를 나타내는데 기저선 변화가 심하지 않은 이유는 0.1 Hz 고역 통과 필터에서 호흡의 영향을 줄였기 때문이다. 또한  $dz/dt$  도 약간씩 변했지만 심장 기능의 측정 변수를 추출하는데 지장이 없다.

심장의 기능을 측정하는 변수를 추출하기 위해서는 Z, ECG,  $dz/dt$ 가 필요한데 선 자세에서 호흡을 정지한 상태에서 측정하였다. 측정 결과인 그림 7은 그림 6의 연속된 파형인데 ECG 대신 Z 를 출력한 것이고 기록속도는 50 mm/sec 로 하였다. 그림 6과 그림 7을 통해서 변수를 측정할 것이 표 1이다.

표 1 측정 결과

대상 1 : L = 26 cm,  $\rho_b = 150 Z = 23 \Omega$  HR = 70

$dz/dt$	PEP	LVET	R-Z	SV	CO
1.43	0.102	0.252	0.187	69.1	4.84

재현성을 추출하기 위해서 측정 대상자 2명을 대상으로 10분 간격으로 10회 측정하여 데이터를 수집하였는데 재현성이 9.32%, 3.24%로 나타나 임상에서의 표준방법인 열회색 방법의 재현성 30% 보다는 월등히 우수한 것을 알수 있다[3].

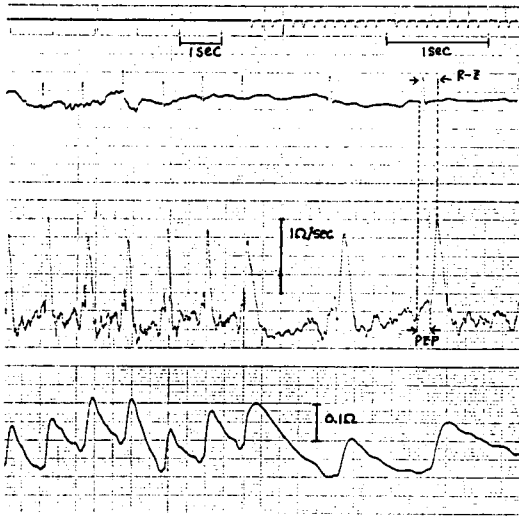


그림 6 선 자세에서 호흡시의 측정 결과

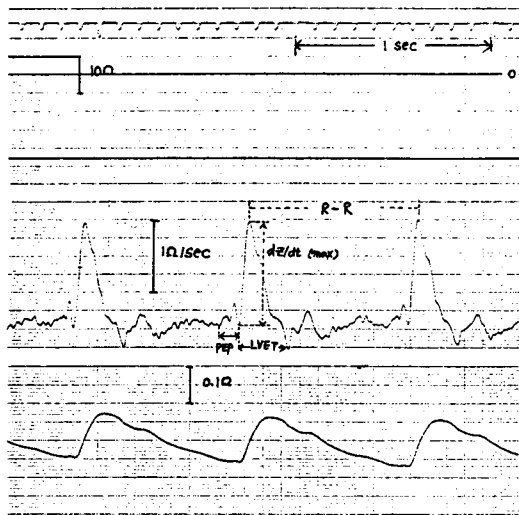


그림 7 선 자세에서 호흡정지시의 측정 결과

4. 결론

본 논문에서 구성한 측정장치를 통해서 매박동시의 HR, LVBT, PBP, Z, SV, CO 등을 계산하여 의료인에게 환자의 심장 기능에 관한 정보를 더욱 정확하게 제공할 수 있었다.

또한, 본 논문의 측정방법과 측정 기기는 높은 재현성을 갖고 있다. 따라서 임상에서 절대값도 중요하지만 대개의 경우 변화의 추이(trend)가 더 중요시 되는 경우가 많아 심장 수술전과 후, 약물 투여 전과 후 등의 심박출량, 심장근육의 수축성 등의 상대적인 변화를 연구하는데 높은 재현성을 갖고 있는 임피던스 방법이 다른 방법에 비해 더욱 적합한 방법이다.

앞으로 계속적인 동물실험과 임상실험을 통하여 열의식 방법과의 비교에 관한 연구와 각 측정변수를 매박동시 마다 계산할 수 있는 디지털 하드웨어와 운동중에도 심박출량을 측정할 수 있는 회로 구성 및 신호처리 기법에 대한 연구도 이루어져야 할 것이다.

참 고 문 헌

[1] L.A. Geddes, L.E. Baker, Principles of applied biomedical instrumentation, 2nd ed., Wiley-Interscience, 1975.

[2] S.N. Mohapatra, Non-invasive cardiovascular monitoring by electrical impedance technique, Pitman Medical Ltd., 1981.

[3] W.G. Kubicek, J.N. Karnegis, R.P. Patterson, D.A. Witsoe, R.H. Mattson, "Development and evaluation of an impedance cardiac output system", Aerospace Medicine, 37, 1208-1212, 1966.