

## 임피던스 심장기록법을 이용한 심장기능의 측정

김덕원\* · 김정열\* · 고한우\* · 김남현\* · 김원기\*

= Abstract =

### Measurement of Cardiac Function using Impedance Cardiography

Deok-Won Kim\*, Jeong-Yeol Kim\*, Han-Woo Ko\*  
Nam-Hyun Kim\*, Won-Ky Kim\*

In this paper, principles of impedance technique and relationship between stroke volume and impedance change were theoretically explained. An impedance cardiograph was designed and constructed. Its reproducibility was verified by experiment.

Until now, the peak point of  $dZ/dt$  waveform, first derivative of impedance change ( $\Delta Z$ ), has been detected by software technique requiring considerable time to process. However in this paper its peak point was found using hardware for saving processing time. 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 (more than 30%).

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

### 1. 서 론

임상에서 의사가 환자의 상태를 알기 위해 가장 필요한 것은 조직에서의 산소와 영양분의 농축도이나 측정하기 매우 힘들기 때문에 산소의 함유량과 관계가 깊은 혈류량(blood flow)을 측정하게 된다. 혈류량 측정이 어려운 경우 혈류량과 관계가 있는 혈압을 측정하게 되는데, 혈압도 측정이 어려운 경우에는 심전도를 측정하게 된다<sup>1)</sup>. 심전도는 심장의 박동능력과는 간접적으로 관련이 되는 심장의 전기적인 면을 측정하는 반면 혈류량 측정은 심장의 기계적인 면을 측정할 수 있어 심장의 펌핑

(pumping) 능력을 더 정확하게 측정할 수 있다. 따라서 심전도와 혈압을 측정하는 것보다 혈류량을 측정하면 환자의 심장기능을 더욱 정확하게 판단할 수 있다.

임피던스 혈량 측정법(impedance plethysmography)은 인체의 어느 특정부위에서 혈류량을 측정하는데 특히 흉부의 임피던스 변화를 측정하여 심장의 기계적 특성 즉 심실박동량(ventricular stroke volume : 심장이 수축할 때 좌심실에서 대동맥으로 밀어내는 혈액량), 심박출량(cardiac output : 심장이 1분 동안에 밀어내는 혈액의 양), 심장 근육의 수축력(myocardial contractility : 전기적 자극에 따른 심장 근육의 수축 능력), STI(Systolic Time Interval : 수축기 시간간격)등을 측정하는 방법을 임피던스 심장 기록법(impedance cardiography)이라고 부른다.

임피던스 측정 방법으로 혈류량을 처음으로 측정한 것

<접수 : 1988년 6월 15일>

\* 연세대학교 의용공학과

Dept. of Biomedical En., Yonsei University

은 Atzler와 Lehmann<sup>2)</sup>에 의해 1932년에 시작되었고 그 후, 1959년에 J. Nyboer가 4-전극 시스템 처음 적용하였다<sup>3)</sup>. 1966년에 Kubicek<sup>4)</sup>이 우주인의 심박출량을 임피던스 심장기록법을 이용하여 측정하였다.

본 논문에서는 임피던스 방법의 원리를 설명하고 최소한의 오차를 갖는 측정시스템을 구성하고 그 재현성을 실험을 통하여 확인하였다. 또한 인체실험을 통하여 환자로 부터 심장기능의 측정 변수인 박동량, 심박출량, 심근 수축력, STI등을 측정하였다.

## 2. 임피던스 심장 기록법

### 2-1 임피던스 측정방법의 원리

혈류량 측정법(plethysmography)은 신체의 어느 부위로 유입되는 혈류량과 유출되는 혈류량의 차이가 신체의 어느 부위의 부피 변화에 의해 생성되는 맥박(pulsatile) 혈류량이라는 원리를 근거로 하며, 임피던스 혈류량 측정법은 인체의 조직중에서 가장 고유저항(resistivity :  $\Omega \cdot \text{cm}$ )이 낮은 혈액이 신체의 어느 부위로 유입되면 그 부위의 임피던스가 감소한다는 것이 기본 원리이다.

인체의 어느 부위에서의 저항은 Ohm의 법칙에 의하여 그 부위를 구성하고 있는 각 장기의 고유저항과 그 부위의 단면적과 길이 그리고 모양에 따라 정해지는데 특히 흉부의 임피던스 변화는 흉부의 기하학적 구조와 각 장기의 고유저항의 변화에 의해 발생되지만 혈액이 임피던스 변화에 가장 큰 영향을 준다. 흉부 대동맥에서의 혈류량은 심장의 수축기(systole)때 증가하는데 혈액의 고유저항이 다른 장기들(근육, 허파, 뼈)에 비해 낮음으로 흉부의 저항이 심장이완기(diastole)때 보다 감소하게 된다. 한편, 흉부 대정맥(vena cava)의 혈류량은 심장의 수축기에 관계없이 일정하기 때문에 혈류량의 변화는 주로

대동맥의 혈류량의 변화가 되는 것이다. 따라서, 이 감소된 저항( $\Delta R$ )과 증가된 혈액량( $\Delta \text{vol}$ )은 식(1)에서와 같이 상수 k로 연관시켜서 표현할 수 있다.

$$\Delta \text{vol} = -k \cdot \Delta R \quad (1)$$

그리하여 고주파(100 kHz) 정전류(3.5 mA)를 그림 1에서와 같이 한쌍의 자극전극(1, 4)을 통하여 흘리고 안쪽 한쌍의 전압감지 전극(2, 3)을 통하여 차등전압을 측정하여 그것을 정전류로 나누게 되면 혈액량의 변화에 의한 임피던스 변화( $\Delta Z$ )를 측정할 수 있다. 이 임피던스 변화는 전극 2와 3 사이에 위치한 대동맥에서의 심장의 수축과 이완에 따른 혈액량의 변화에 의한 것이다.

이 임피던스의 변화와 박동량과의 관계식을 구하면 다음과 같다<sup>5)</sup>.

$$SV = \rho_B \cdot (L/Z)^2 \cdot dZ/dt(\text{max}) \cdot T \quad (2)$$

여기서,  $\rho_B$  = 혈액의 고유저항( $\Omega \cdot \text{cm}$ )

L = 전압감지 전극 사이의 거리(cm)

Z = 전압감지 전극 사이의 평균 임피던스( $\Omega$ )

dZ/dt(max) = dZ/dt의 최대치( $\Omega/\text{sec}$ )

T = 대동맥 밸브가 열려있는 시간(sec)

그림 2는 dZ/dt(max)과 T의 간격을 보여주고 있다.

### 2-2. 심장기능의 측정 변수

심장의 기능을 측정하는데 사용되는 변수들은 다음과 같다<sup>6)</sup>.

1. 심실박동량(SV) : 심장이 한번 박동할 때 밀어내는 혈액의 양으로 단위는 ml이다.

2. 심 박출량(CO) = 심실 박동량 × 심박동수(heart-beat rate: HR) 심장이 1분간에 박출하는 혈액의 양을 구한 것으로 단위는 liters/min이고 가장 흔히 사용되는 심장 기능의 측정 변수이다.

3. Systolic time interval(STI)

STI에는 LVET와 PEP가 있는데 심장마비(heart

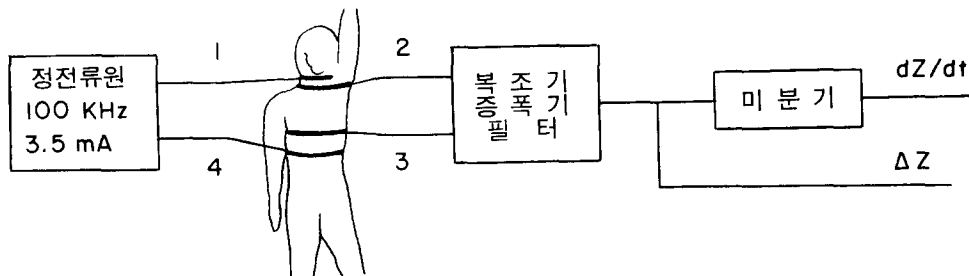


그림 1 임피던스 심장기록법의 schematic diagram.

failure), 심근 질환(myocardial disease), 관상동맥 질환(coronary artery disease), 고혈압질환(hypertensive disease)의 진단에 중요한 역할을 한다. LVET (Left-Ventricular Ejection Time)는 좌심실이 대동맥으로 혈액을 박출하는 시간, 부하정도에 비례하며 근 수축력과는 반비례 한다.

PEP(Pre-Ejection Peroid)는 심실이 탈분극(de-polarization: ECG의 Q파)의 시작과 대동맥 밸브가 열리기전의 시간간격으로 혈압 상승시간(blood pressure rise time)에 비례하며 심박동수에도 미세한 영향을 받는다. 여기서 혈압 상승시간이란 심실압(ventricular pressure)이 확장기의 끝부분(end-diastolic)압력에서 대동맥의 확장 압력으로 상승하는데 소요되는 시간을 말한다.

4. 심근 수축력은 전기적 자극에 따른 심장근육의 수축 능력 정도를 나타내며 심장 근육의 기능 또는 심장 펌프 기능을 측정하는 변수이다. ECG의 R파와 dZ/dt의 최대치를 갖는 점과의 시간간격으로 표시된다.

5. Cardiac Index (CI)=심 박출량/신체표면적

여기서 신체 표면적(body surface area:BSA)은 신장(H)과 체중(W)으로부터 다음과 같은 실험 공식을 통해서 구할 수 있으며 단위는 m<sup>2</sup>이다.

$$BSA = H^{0.725} \times W^{0.425} \times 0.007284$$

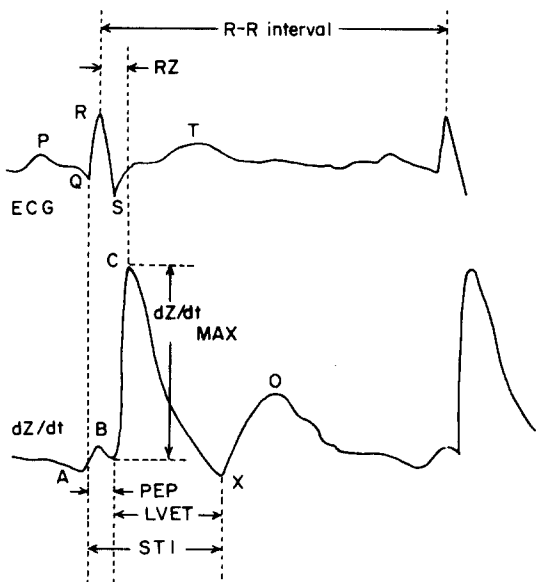


그림 2 전형적인 심전도와 dZ/dt파형

CI는 단위 표면적당 심박출량을 나타낸다.

6. Heather Index (HI) = dZ/dt의 최대치/심근수축력

심실수축력에 대한 실제 부피의 변화를 상대적으로 표시한다. 그림 2에서는 이와 같은 변수들의 각구간을 도식적으로 설명하고 있다.

### 3. 측정장치의 구성

정전류원으로 3.5 mA를 채택하였는데 그 이유로서는 박동량에 의한 임피던스변화가 0.1Ω정도로 미세하여 전류원이 1 mA 이하일 경우 전압자극 양단에 측정되는 차등전압이 0.1 mV 이하로 충분한 SNR(signal-to-noise ratio)을 얻기가 힘든 반면, 전류원이 10 mA 이상일 경우 전기 감전으로 인한 안전에 문제가 있기 때문이다. 또한 전류원으로서 100 kHz를 사용한 이유로서는 주파수가 높을수록 첫째, 감지전류가 증가하므로 안전도 문제가 해결되고 둘째, 피부와 전극 사이의 접촉 임피던스가 작아지므로 오차를 줄일 수가 있다. 그러나 100 kHz 이상의 주파수가 사용될 경우 표유 캐패시턴스(stray capacitance)의 증가로 인한 임피던스의 감소로 회로설계가 복잡해진다. 마지막으로 정전류원으로 100 kHz를 사용함으로써 인체 내에서는 발생하는 여러가지의 생체 전기신호(ECG, EMG, EEG)들의 임피던스 신호에 대한 영향을 배제할 수 있는 것이다. 또한 환자의 안전을 위해서 공급 전원은 분리 변압기를 통해 공급되어야 하고, 자극전류의 전극과 전압측정 전극도 분리변압기를 통해서 전달되어야 한다(그림 3 참조).

그림 3에서와 같이 측정 장치는 100 kHz 정현파 발진과 전류를 증폭하는 정전류원 발생부, 임피던스 변화를 검출하여 복조 시키고 Z만을 추출하는 복조부, 고역통과 필터로 ΔZ를 추출한 후 증폭과 저역통과 필터 및 60 Hz notch필터를 통해서 잡음을 제거하고 ΔZ 신호를 미분해서 dZ/dt를 추출하는 신호처리부, dZ/dt의 최고점을 추출해내는 최고점 검출부 그리고 신호의 해석에 필요한 교정(calibration)신호 발생부로 나눌 수 있다. 사진 1은 측정회로의 모습이다.

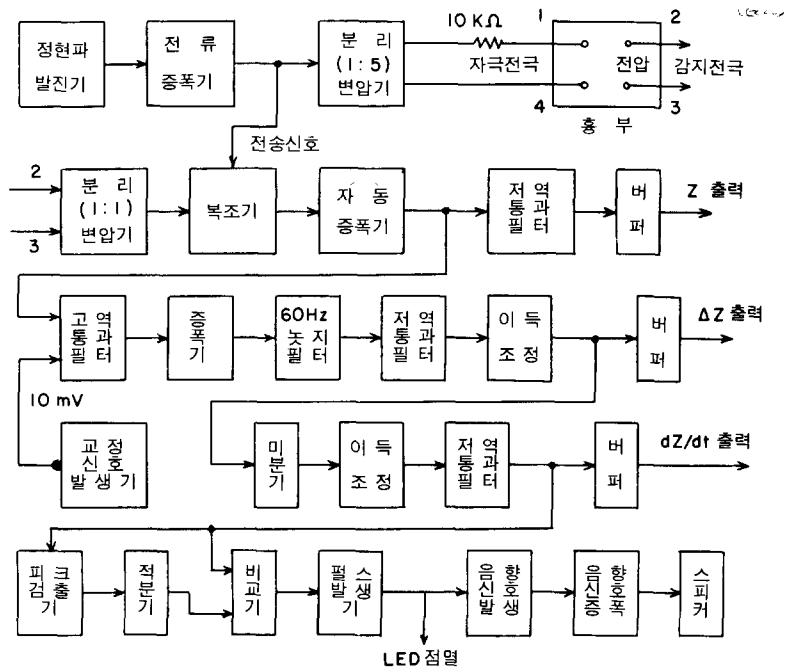


그림 3 임피던스 심장기록기의 블럭 선도

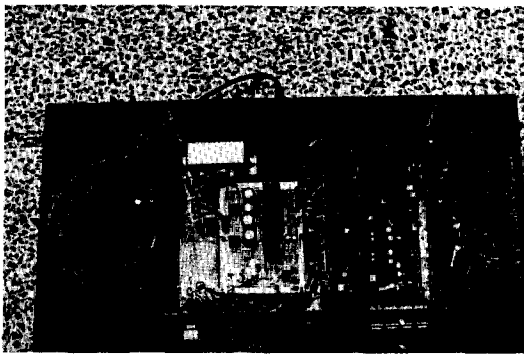


사진 1 측정 회로 보드

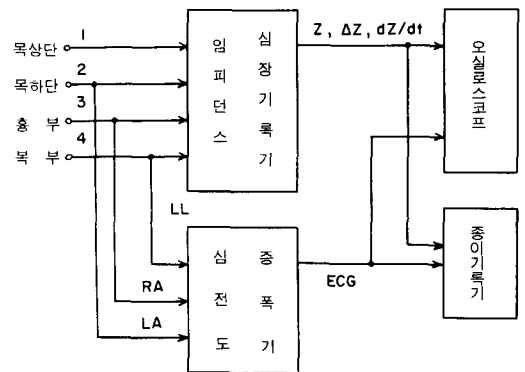


그림 4 실험장치의 블럭 선도

모습이다.

#### 4. 실험 및 결과 고찰

##### 4-1 실험 장치의 구성

본 논문에서 인체 실험을 하기 위한 실험 장치는 그림 4와 같이 구성하였다. 측정대상자는 정상인으로 판단되는 2명의 남자를 선택하였고, 전극은 reusable brass밴드 전극을 사용하였다. 사진 2는 인체 실험을 하고 있는

##### 4-2 측정 전극의 위치 변화

임피던스 변화  $\Delta Z$ 는 흉부의 어느 부위에서 주로 발생하는가를 측정하기 위해서 전압 측정 전극의 부착 위치를 상흉부(upper thorax), 중흉부(midthorax), 하흉부(lower thorax)로 나누어서  $Z, \Delta Z, dZ/dt$ 를 측정하였다. 각각의 경우를 표 1에서 비교하였는데 여기서 관

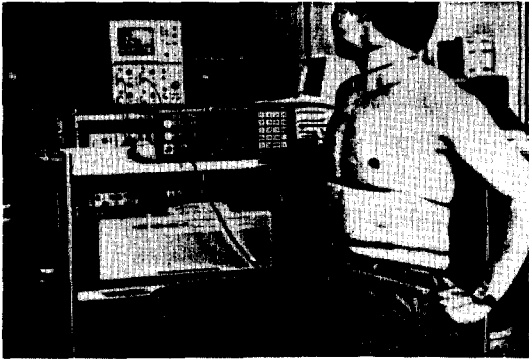


사진 2 인체 실험 모습

찰할 수 있듯이 상 흉부에 대동맥이 있어서 다른 부위보다 임피던스 변화가 크다는 것을 알 수 있다. 따라서 대동맥의 혈류량 변화가 임피던스 변화에 가장 큰 영향을 준다는 것을 알 수 있었다. 또한 Z/L를 보면 상 흉부에는 저항성이 높은 공기로 가득찬 폐와 흉부를 보호하는 골 조직이 많아서 저항성이 낮은 내장기관으로 구성된 중 흉부와 하 흉부보다 Z/L가 큰 것을 알 수 있다.

표 1 측정데이터 비교

위치	측정 거리(L)	Z	Z/L	$\Delta Z$	$dZ/dt_{max}$
상 흉부	15	21	1.4	0.165	1.3
중 흉부	12	7	0.58	0.035	0.4
하 흉부	10	4.5	0.45	0.03	0.2

### 4-3 호흡에 의한 영향

호흡을 하는 경우 폐로 공기가 들어오면 임피던스가 증가하고 공기가 나가면 감소한다. 선 자세에서 호흡을 하는 경우의  $\Delta Z$ ,  $dZ/dt$ , ECG를 측정하였는데 그 결과가 그림 5로서 위로 부터 ECG,  $dZ/dt$ ,  $\Delta Z$  순서로 되어 있다. 여기서  $\Delta Z$ 는 호흡 주기에 따라서 변화를 나타냈는데 심하지 않은 이유는 0.1 Hz 고역통과 필터에서 호흡의 영향을 줄였기 때문이다. 또한  $dZ/dt$ 도 약간씩 변했지만 심장 기능의 측정 변수를 추출하는데 지장이 없었다.

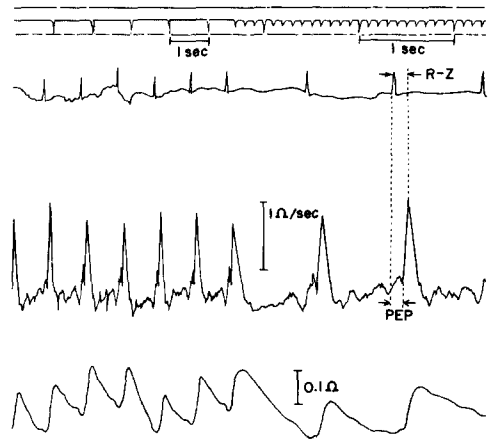


그림 5 호흡에 의한 영향의 측정결과.

### 4-4 심장의 기능을 측정하는 변수 추출

심장의 기능을 측정하는 변수를 추출하기 위해서는 Z, ECG,  $dZ/dt$ 가 필요한데 선 자세에서 호흡을 정지한 상태에서 측정하였다. 측정 결과인 그림 6은 그림 5의 연속된 파형인데 ECG 대신 Z를 출력한 것이고 그림 5와 그림 6을 통해서 변수를 측정할 것을 정리한 것이 표 2이다. 여기서 모든 측정변수는 정상값에 속한다.

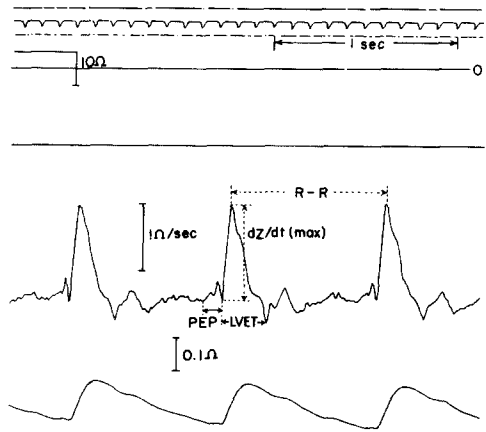


그림 6 심장의 기능 평가를 위한 측정 결과.

### 4-6 재현성

재현성을 추출하기 위해서 측정 대상자 2명을 대상으로

표 2 심장기능의 측정데이터

Z	dZ/dt	PEP	LVET	HR	R-Z
23	1.43	0.102	0.252	70	0.187
BSA	Z/L	SV	CO	CI	HI
1.85	0.885	69.1	4.84	2.62	7.65

로 10분 간격으로 10회 측정하여 데이터를 수집하였는데 대상 1은 누운 자세에서 대상 2는 선자세에서 측정했고 대상 2에 대한 결과가 표 3에 정리되었다. 대상 1에서 SV의 평균은 75.0이고, 대상 2에서 SV의 평균은 71.1이다. 재현성을 구하는 공식은 다음과 같다.

$$\text{SV의 재현성} = (\text{SV의 표준편차} / \text{SV의 평균}) \times 100\%$$

이 식에 따라서 계산한 결과 대상 1의 경우에 재현성은 9.32%이고 대상 2의 경우에는 3.24%로 나타나 열회석 방법의 재현성 30%보다는 월등히 우수한 것을 알 수 있다<sup>4)</sup>.

## 5. 결 론

본 논문에서 구성한 측정장치를 통해서 박동시의 HR, LVET, PEP, Z, SV, CO, CI, HI 등을 비관혈적으로 의료인에게 환자의 심장 기능에 관한 정보를 더욱 정확하게 제공할 수 있었다.

둘째, 본 논문의 측정방법과 측정 기기는 높은 재현성

을 갖고 있다. 따라서 임상에서 절대값도 중요하지만 대개의 경우 변화의 추이 (trend)가 더 중요시되는 경우가 많아 심장 수술전과 후, 약물투여전과 후 등의 심박출량, 심장근육의 수축성 등의 상대적인 변화를 연구하는데 높은 재현성을 갖고 있는 임피던스 방법이 다른 방법에 비해 더욱 적합한 방법이다.

셋째, dZ/dt의 최고점을 아나로그 방식으로 검출하는 회로의 구성을 통해 기존의 소프트웨어 방식으로 최고점을 검출하는 방식에서의 시간 소비를 줄일 수 있는 디지털 하드웨어 시스템을 구성하였다.

마지막으로, 뇌의 혈류량을 측정하는 REG (Reoencephalograph)의 측정방법이 본 논문에서의 방법과 동일하므로 REG 측정 장치를 구성할 경우 본 논문의 측정 장치의 응용이 가능하다.

앞으로 지속적인 동물실험과 임상실험을 통하여 열회석 방법과의 비교, 심전도 신호의 측정 변수와 임피던스 심장기록기의 측정 변수와의 관계분석이 계속 연구되어야 할 것이다. 또한 각 측정 변수를 매 박동시 마다 계산할 수 있는 디지털 하드웨어와 운동중에도 혈류량을 측정할 수 있는 회로 구성 및 신호처리 기법에 대한 연구도 이루어져야 할 것이다.

본 연구는 연세대학교 의과대학 1987년도 교수연구비에 의하여 이루어졌음.

## 참 고 문 헌

- 1) J.G. Webster, Ed, *Medical Instrumentation, Hought-*

표 3 대상 2의 데이터

대상 2 : L=26 cm,  $\rho_B=150$ , W=65 kg, H=173 cm, BSA=1.78

	Z	dZ/dt	LVET	HR	Z/L	SV	CO	CI
1	27.0	1.80	0.274	66.0	1.03	68.6	4.53	2.54
2	26.6	1.71	0.279	69.9	1.02	68.4	4.78	2.69
3	26.4	1.82	0.277	67.9	1.02	73.3	4.98	2.80
4	26.5	1.75	0.286	67.2	1.02	72.3	4.86	2.73
5	26.3	1.73	0.293	66.9	1.01	74.9	5.01	2.81
6	26.3	1.64	0.305	72.1	1.01	73.3	5.29	2.97
7	26.1	1.72	0.279	69.6	1.0	71.4	4.97	2.79
8	26.0	1.62	0.286	77.8	1.0	69.5	5.41	3.64
9	26.1	1.60	0.285	78.6	1.0	67.8	5.34	3.00
10	26.0	1.62	0.290	76.7	1.0	70.5	5.40	3.04

- on Mifflin, 1978.
- 2) B. Atzler, G. Lehmann, "Über ein neues Verfahren zur Darstellug der Herztaetigkeit", *Arbeitsphysiol.*, 5: 536, 1932.
  - 3) J. Nyboer, *Electrical Impedance Plethysmography*, Charles C Thomas publisher, Springfield, Ill., 1959.
  - 4) 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.
  - 5) L.A. Geddes, L.E. Baker, *Principles of applied biomedical instrumentation*, 2nd ed., Wiley-Interscience, 1975.
  - 6) S.N. Mohapartra, *Non-invasive cardiovascular monitoring by electrical impedance technique*, Pitman Medical Ltd., 1981.