

임피던스 심장기록기의 개발과 응용

(Development of Impedance Cardiograph and its Application)

金 德 源*, 金 貞 烈*, 金 源 麒*, 朴 相 晳**

(Deok Won Kim, Jeong Yeol Kim, Won Ky Kim, and Sang Hui Park)

要 約

현재 임상에서 환자의 심박출량(cardiac output)을 측정하는데 널리 쓰이는 열희석법(thermodilution)은 카테터(catheter)의 심장주입에 따르는 위험성, 부작용 및 고도의 기술요구와 측정장비 및 비용의 고가, 측정 횟수의 제한, 환자의 고통등 여러가지 문제점을 내포하고 있다. 한편 Electrical Impedance Cardiography는 이러한 열희석법의 단점들을 해결하고 나아가서 열희석법과는 달리 계속적으로 심박출량 뿐만 아니라 박동량(stroke volume) 및 심근육의 수축력등 심장의 기계적 기능을 감시할 수 있는 방법으로서, 외국에서는 널리 쓰이고 있고 이에 대한 연구도 활발한 상태이나 국내에서는 거의 보급이 안되어 있는 실정이다. 그리하여 본 연구에서는 이 새로운 분야의 국내 보급을 위하여 시제품을 완성하고 임상에서의 표준방법인 열희석법과 동시에 측정하여 기기의 정확성을 확인하였으며 운동 중에 운동부하 증가에 따른 심장기능의 변화도 측정하였다.

Abstract

The thermodilution is a standard method to measure cardiac output in clinical medicine. However it has many disadvantages such as expensive instrument and measurement, limited number of measurement, pain, safety problem, and side-effect due to insertion of catheter into heart. Electrical Impedance Cardiography has no such disadvantages and that it can continuously monitor stroke volume, contractility of cardiac muscle, and systolic time interval (STI) as well as cardiac output. While this impedance technique has been widely used and vigorously studied abroad, it is not introduced yet in Korea. Thus an Impedance Cardiograph has been developed in order to introduce this new technique. Its accuracy also has been verified by simultaneous measurement of cardiac output with the thermodilution technique. Finally changes of cardiac function during exercise were also measured.

I. 서 론

임피던스 방법으로 혈류량(blood flow)을 처음으로 측정한 것은 독일의 Atzler와 Lehmann^[1]에 의해 1932년에 시작되었다. 그후, 수많은 학자들이 논문을 발표했고 1959년도에 Nyboer가 "Electrical Impedance Plethysmography"^[2]라는 이 분야에서의 최초의 monograph를 출판하였다. 이것이 기폭제가

* 正會員, 延世大學校 醫科大學 醫用工學科
(Dept. of Biomedical Eng., College of Medicine,
Yonsei Univ.)

** 正會員, 延世大學科 電氣工學科
(Dept. of Electrical Eng., Yonsei Univ.)
接受日字: 1988年 3月 22日

되어 1966년도에 미네소타 대학의 Kubicek이 NASA에서 우주인의 심박출량을 임피던스 방법을 이용하여 성공적으로 측정하였다.¹⁾

이러한 임피던스 혈량측정법(plethysmography)은 인체의 어느 특정부위에서의 혈량의 변화를 환자에게 전혀 고통을 주지 않으면서 안전하고 간편하게 측정하는 방법으로서 특히 심장의 기계적 특성 즉 박동량(심장이 수축할 때 좌심실에서 대동맥으로 밀어내는 혈액량), 심장근육의 수축력(contractility) 등을 측정하는 기기를 임피던스 심장기록기(Impedance Cardiograph)라고 부른다. 심전도는 주로 심장의 전기적인 면만을 진단하는 반면 임피던스 심장기록기는 심장의 기계적인 면을 측정할 수 있어 심장의 펌핑능력을 더 정확하게 측정할 수 있다. 이 방법 외에도 임상에서 혈류량을 측정하는 방법으로는 열희석법(thermodilution technique), 전자유량계(electromagnetic flowmeter), 초음파 유량계(ultrasonic flowmeter) 등이 이용되고 있다. 열희석법은 임상에 많이 이용되는 방법으로서 측정기술에 따르는 부정확, 측정횟수의 제한, 측정비용의 고가, 카테터(catheter)의 혈관주입에 의한 부작용 그리고 순간혈량이 아닌 일정기간의 평균혈량을 측정한다는 단점들이 있다. 이와는 달리 전자유량계는 순간혈량을 정확히 측정할 수 있는 장점이 있지만 혈관을 노출시켜야만 측정이 가능하기 때문에 개심수술(open heart surgery) 등 특수한 상황에서만 이용할 수 있는 방법이다. 초음파 유량계도 환자에게 고통을 주지 않고 순간적인 혈속(blood velocity)은 측정할 수 있지만 혈류량을 예측하기 위해서는 혈관의 단면적을 알아야 할 뿐만 아니라 상당한 측정기술과 해석능력을 요하며 기기가 고가라는 것과 피부근처에 위치한 혈관에만 적용할 수 있다는 단점이 있다.

한편 임피던스 심장기록기는 환자에게 전혀 고통을 주지 않으며 측정이 간단하고 기기가 저렴하다는 점과 계속적으로 순간혈량을 측정할 수 있다는 장점 등이 있어 미국의 몇 회사(Surcom Bomed)에서 이미 상업화하여 연구용으로 뿐만 아니라 임상용으로도 널리 이용되고 있는 실정이다. 그러나 국내에서는 이 분야에 대한 연구가 전무하여 이 분야의 연구가 절실한 상황이다. 따라서 본연구에서는 실시간 심장 박출량 모니터링 시스템을 구성하기 위한 첫 단계로서 전체 시스템의 아나로그 부분을 완성하여 임피던스의 변화(ΔZ) 신호와 ΔZ 를 1차 미분한 dZ/dt 신호를 추출하는 시스템을 개발하고 인체실험을 통하여 $Z_0, \Delta Z, dZ/dt$ 등의 정상적인 파형을 측정하였다. 또한 열희석법과 임피던스 심장기

록법으로 판막환자의 심박출량을 동시에 측정하여 임피던스 심장기록법의 정확도를 확인하였으며 운동선수 및 비운동선수를 대상으로 운동중의 심박출량 변화도 임피던스 심장기록법을 이용하여 측정하였다.

II. 측정의 원리 및 방법

인체의 어느 부위에서의 저항은 Ohm의 법칙에 의하여 그 부위를 구성하고 있는 각 장기(organ)의 고유저항과 그 부위의 단면적과 길이 그리고 모양에 따라 정해진다. 인체의 어느 부위에서의 동맥의 혈류량은 심장 수축기(systole)때 증가하는데 혈액의 고유저항(resistivity)이, 다른 장기들(근육, 허파, 뼈등)에 비해 낮음으로 인해 그 부위의 저항이 심장 이완기(diastole)때 보다 감소하게 된다. 한편 그 부위에 위치한 정맥의 혈류량은 심장의 주기에 관계없이 일정하기 때문에 그 부위에서의 혈류량의 변화는 동맥의 혈류량의 변화가 되는 것이다. 이 감소된 저항(ΔR)과 증가된 혈액량(Δvol)은 식(1)에서와 같이 상수 k 로 연관시킬 수 있다.

$$\Delta vol = -k\Delta R \quad (1)$$

그리하여 고주파(100 kHz) 정전류(3.5 mA)를 그림 1에서와 같이 한쌍의 자극 전극(1, 4)을 통하여 흘리고 안쪽 한쌍의 전압감지 전극(2, 3)을 통하여 차등전압을 측정하여 그것을 정전류로 나누게 되면 혈액량의 변화에 의한 임피던스 변화(ΔZ)를 측정할 수 있다. 이 임피던스 변화는 전극 2와 3 사이에 위치한 대동맥에서의 심장의 수축과 이완에 따른 혈액량의 변화에 의한 것이다. 이 임피던스 변화로부터 박동량(S. V.)을 계산하는 식(2)는 Geddes와 Baker¹⁴⁾에 의해 자세히 유도되어 있다.

$$S. V. = \rho_b (L/Z_0)^2 dZ/dt (max) T \quad (2)$$

여기서, S. V. ; 박동량(ml/beat)

ρ_b ; 혈액의 고유저항(Ωcm)

Z_0 ; 전압감지전극 사이의 평균 임피던스(Ω)

L ; 전압감지전극 사이의 거리(cm)

$dZ/dt (max)$; dZ/dt 의 최대치(Ω/sec)

T ; 대동맥 판막이 열려있는 시간(sec)

식(2)에서 박동량을 산출하기 위해 5개의 파라미터가 필요한데 이중에서 ρ_b 는 적혈구 평균용적(hematocrit:H)의 함수로서 다음과 같은 식(3)¹⁵⁾을 이용하여 구하거나 정상인의 값인 $150\Omega \cdot cm$ 를 이용하기도 한다.

$$\rho_b = 53.2 \exp(0.022H) \quad (3)$$

L은 전압전극 2와 3사이의 거리이며 전극 3은 명

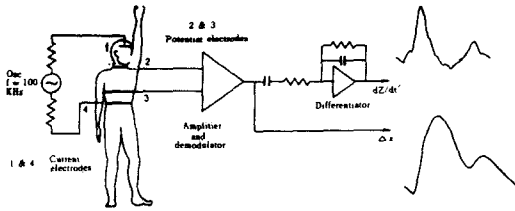
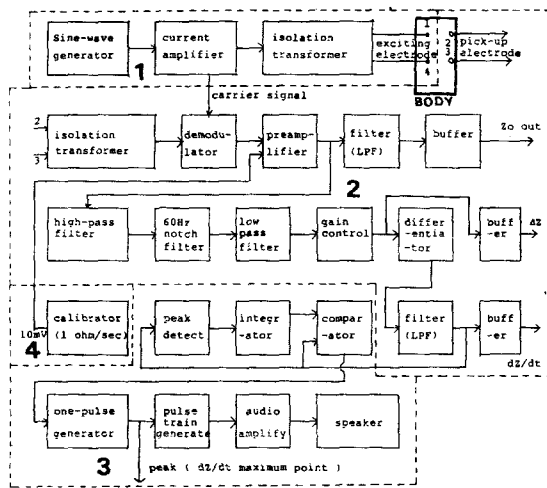


그림 1. 임피던스 심장기록기의 schematic diagram
Fig. 1. Schematic diagram of impedance cardiography.

치 바로 밑에 부착한다. 나머지 파라미터인 Z_0 , $dZ/dt(\max)$, T 는 Impedance Cardiography의 출력으로부터 알 수 있다(그림 7 참조).

III. 측정장치의 구성

그림 2는 본 연구에서 개발한 임피던스 심장기록기의 블록선도이다. 측정장치는 고주파의 정전류원 발생부, 임피던스 변화를 검출하여 복조시키고 증폭한후 필터링하여 ΔZ 를 추출하고 ΔZ 를 1차 미분하여 dZ/dt 신호를 추출해내는 신호처리부와 dZ/dt 신호의 최고점을 추출해 내는 검출부와 신호의 해석에 필요한 calibration 발생부로 나눌 수 있다.



- 1. 정 전류원 발생부
- 2. 신호 처리부
- 3. 최고점 검출부
- 4. calibration 발생부

그림 2. 임피던스 심장기록기의 블록선도
Fig. 2. Block diagram of impedance cardiograph.

1. 정전류원 발생부

이상적으로 정전류원은 흉부내의 혈류량 변화에 따른 임피던스의 변화에 관계없이 일정전류를 자극 전극(1, 4)을 통해 흘려야 한다. 본 연구에서는 Wein-bridge 발진기를 통해 100 kHz를 발진한 후 저역통과 필터를 통해 100 kHz 이상의 주파수를 제거한후 TDA 2030을 이용하여 전류를 17.5mA로 증폭하였다. 그후 분리 변압기(1:5)를 통해서 발진기의 출력 전압 20 Vpp는 100 Vpp로 전달되고 여기에 직렬로 10k Ω 의 저항을 연결함으로써 2.5mA의 정전류원이 되는데, 직렬 연결된 10k Ω 은 ΔZ , Z_0 의 정상치인 0.1 Ω , 30 Ω 보다 훨씬 큰 저항값으므로 정전류원으로 보아도 무방하다

또한, 접지환선(ground-loop)의 문제를 방지하기 위해서 작은 용량의 캐패시턴스를 갖는 분리 변압기를 사용하였다. 이 정전류 3.5 mA는 자극전극(1, 4)을 통해 인체에 연결된다.

2. 신호처리부

전압전극(2, 3)을 통해서 감지된 전압은 환자의 안전을 위해 1:1 분리 변압기를 통해 전달되는데 이 신호는 $i(Z_0 + \Delta Z)$ 로서 정상인의 경우 3.5 mA(30 Ω + 0.1 Ω)정도가 된다. 이 진폭변조(amplitude modulation: AM)된 신호는 다이오드와 저역통과 필터에 의한 AM 검출기에 의해 복조될 수 있지만, 위상감응(phase-sensitive)검출기를 사용할 경우 간단한 복조기에서 감지되는 잡음과 60 Hz 간섭에 덜 민감하다.⁽⁶⁾

따라서, 본 연구서는 평형변조기(balanced modulator)인 MC 1496을 복조기로 사용하였고 이때 전송 신호(carrier signal)는 100 kHz 발진부와 연결된다. 이 복조된 신호는 $Z_0 + \Delta Z$ 인데 DC 성분에 해당하는 Z_0 는 저역통과 필터를 통해 추출하였다. 또 이 DC 성분을 제거하여 ΔZ 신호를 추출하는데 이때 사용될 수 있는 방법으로는 0.05 Hz 이상의 고역통과 필터, 수동작에 의한 DC offset 전압인가, 아나로그 자동제조 조정법⁽⁶⁾, SAR(successive approximate register)과 DAC(digital-to-analog converter)를 이용한 디지털 자동제조 조정법⁽⁷⁾ 등이 있지만 본 연구에서는 수십 μV 이하의 offset 전압과 1 $\mu V/^\circ C$ 이하의 온도 drift 특성을 갖는 Linear Technology Co의 OP Amp.인 LT 1001을 써서 0.05 Hz 이상의 고역통과 필터를 구성하였다. 이렇게 생성된 ΔZ 신호는 60 Hz notch 필터와 40 Hz 저역통과필터를 거쳐 잡음이 감소된다. 이 ΔZ 신호는 corner frequency 60 Hz를 갖는 미분기를 통과한후 dZ/dt 신호가 된다.

표 1. 연산증폭기와 소자값
Table 1. Part list of the circuit.

Resistor (Ω)		Resistor (Ω)		Resistor (Ω)		Capacitor (F)		OP. AMP.		Var. R (Ω)	
R1	2 K	R27	10 K	R53	100K	C13	82n	U6A	MC1458	VR1	500 Ω
R2	1.2 K	R28	10 K	R54	47 K	C14	68n	U6B	TL 082	VR2	100K
R3	10 K	R29	1 K	R55	2 M	C15	150n	U7A	TL 082	VR3	100K
R4	15 K	R30	560K	R56	100K	C16	22n	U7B	TL 082	VR4	3K
R5	7.5 K	R31	270K	R57	10 K	C17	56n	U8	LT1001	VR5	50K
R6	15 K	R32	120K	R58	100K	C18	33n	U9	LT1001	VR6	100K
R7	15 K	R33	100K	R59	200K	C19	47n	U10A	TL 082	VR7	10K
R8	10 K	R34	120K	R60	1 K	C20	33n	U10B	TL 082	VR8	100K
R9	22 K	R35	22 K	R61	150K	C21	33n	U11A	TL 082	VR9	100K
R10	10 K	R36	22 K	R62	100 Ω	C22	4.7 μ	U11B	TL 082	VR10	100 Ω
R11	0.47K	R37	51 K			C23	10n	U12A	TL 082		
R12	10 K	R38	68 K	Capacitor (Ω)		C24	1 μ	U12B	TL 082	Diode	
R13	0.68K	R39	10 K	C1	100p	C25	22n	U13	TL 082	D1	Ge.
R14	0.68K	R40	10 K	C2	82 p	C26	100 μ	U14	4011	D2	Ge.
R 5	22 K	R41	10 K	C2-1	820p	C27	100 μ	U15A	TL 082	D3	Ge.
R16	10 K	R42	100K	C3	47 p	C28	100 μ	U15B	TL 082	D4	Ge.
R17	10 K	R43	150K	C3-1	82 p	C29	100 μ	U16A	TL 082	D5	1N4004
R18	750 K	R44	100K	C4	20 n	C30	100 μ	U16B	TL 082	D6	1N4004
R19	10 K	R45	470K	C5	22 μ			U17	TL 082		
R20	100 K	R46	20 K	C6	10 μ	OP. AMP.		U18A	TL 082	Inductor (H)	
R21	15 K	R47	20 K	C7	150n	U1	TL 082	U18B	TL 082	L1	47 μ H
R22	240 K	R48	100K	C8	150n	U2	TL 082	U19	TL 082		
R23	10 K	R49	100K	C9	10 μ	U3	2030	U20A	4538		
R24	47 K	R50	47 K	C10	10 μ	U4	MC1458	U20B	4538		
R25	1 K	R51	100K	C11	56 n	U5A	MC1458	A	2822M		
R26	510 K	R52	100K	C12	56 n	U5B	TL 082	B	2822M		

3. 최고점 검출부

dZ/dt는 최고점 검출기를 통과한 후 적분기를 통과해서(평균기능)원래의 dZ/dt와 비교되어 최고점 부분에서 펄스신호를 발생한다. 이 방식은 자동 문턱치 가변방식⁽¹⁰⁾으로 dZ/dt의 크기가 변함에 따라서 문턱치를 가변하는 방식이다.

발생된 펄스신호는 펄스 발생기를 통해서 일정한 지연시간을 갖는 펄스로 바뀌고 오디오 신호 발생기와 증폭기를 통해 스피커로 전달되어 일정지연 시간동안 음을 발생한다. 그림 3에서 상부는 최고점 검출부의 최종 출력신호이고 하부는 dZ/dt 신호이다.

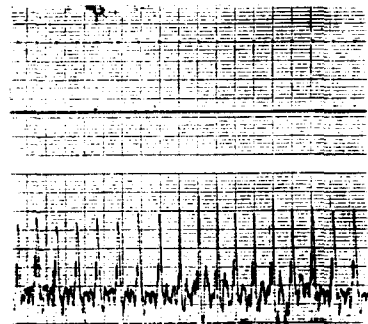


그림 3. 최고점 검출부의 출력신호(상단)와 dZ/dt신호(하단)

Fig. 3. Output signal of peak-point detector (the upper) and dZ/dt signal (the lower).

4. Calibration 발생부

CMOS logic gate에서 구형파를 발진한 후 미분기를 통해서 1Ω/sec의 기울기를 갖는 톱니파를 만든 후에 저항을 통해서 10 mV로 조정된다. 그림 4 (a)는 이 같은 calibration 신호이며 pre-amp.의 입력단에 연결된다. 여기서 0.1Ω이 10mV가 되도록 이득을 조정하여 calibration 신호 10mV가 0.1Ω과 일치하도록 조정하였다. 이로써 이 calibration 신호는 출력신호 (ΔZ, dZ/dt)의 크기를 측정하는데 이용된다. 또한, 본 연구에서는 그림 7(b)에서와 같이 흉부의 평균 임피던스(Zo)와 임피던스 변화(ΔZ)를 각각 30Ω과 0.1Ω으로 시물레이션하여 0.1Ω의 변화에 대한 기기의 정확도를 확인하였다.

그림 5는 본 연구에서 개발한 임피던스 심장기록기의 전체 회로도이다.

IV. 실험 및 결과고찰

본 연구의 실험에 사용된 전극은 청동막의 띠 전극(meshed brass band electrode, 3M사)으로서 그림 6은 인체실험시의 띠 전극의 부착위치와 형태를 보여주고 있다. 여기서 바깥쪽 한쌍(1,4)은 자극(전류)전극이고, 한쪽 한쌍(2,3)은 전압감지 전극이며 전극간의 거리는 각각 3.5 cm, 26 cm, 6 cm로 측정되었다.

그림 6에서 오른쪽이 개발된 시스템의 모습이며 우측상단에 위치한 것은 ECG 모니터이고 하단부분이 개발된 장비이다. 실험결과는 본 과에서 개발한 ECG 모니터(SE-103)와 연결하여 실시간으로 볼수 있었고 그림7에서와 같이 4채널 기록기(San-Ei, 8K

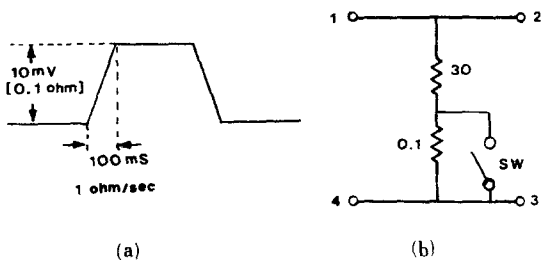


그림 4. Calibration 파형 (a)과 검정회로 (b)
(a) 파형
(b) 검정회로

Fig. 4. Calibration waveform(a) and circuit for checking accuracy(b).
(a) waveform,
(b) circuit.

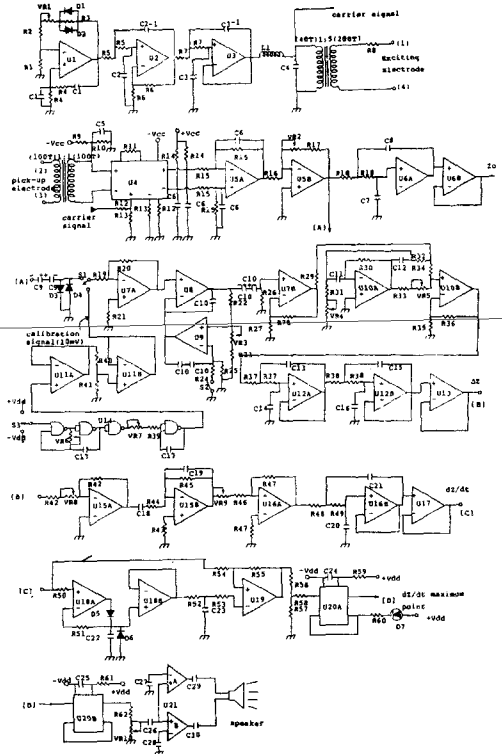


그림 5. 임피던스 심장기록기의 전체 회로도
Fig. 5. Circuit diagram of the impedance cardiograph.

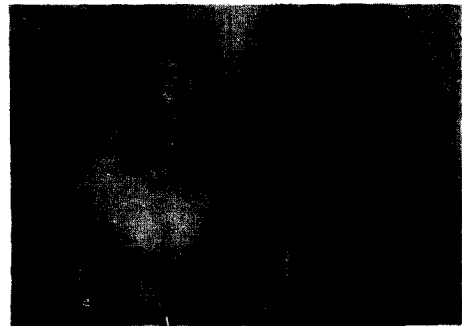


그림 6. 전극의 부착형태 및 개발된 시스템
Fig. 6. Electrode configuration with the developed system.

21L)로서 측정하였다. 여기서 ECG 파형은 띠 전극 1, 3, 4를 ECG 모니터에 연결하여 얻었고 수축기 시간간격(systolic time interval)을 측정하는데 time reference로 사용된다.

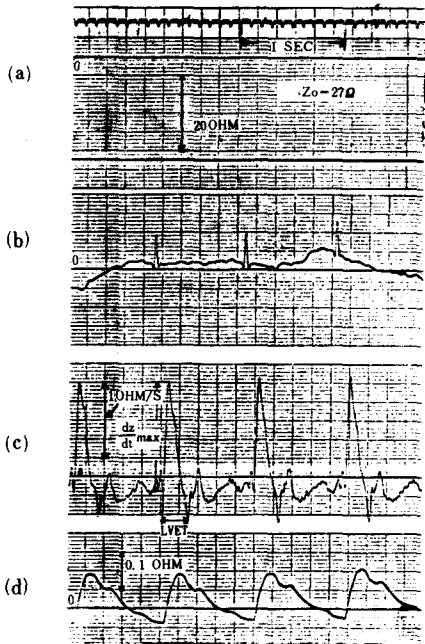


그림 7. Z (a), ECG(b), dZ/dt (c), ΔZ (d)의 파형
 Fig. 7. Waveforms of average impedance Z (a), ECG(b), derivative of impedance change, dZ/dt (c), and impedance change, ΔZ (d).

실험결과는 호흡 정지상태와 호흡 상태 그리고 motion artifact가 있는 경우로 나누어 측정을 하였는바 그림 8에서와 같이 정확한 파형을 관찰할 수 있었고, dZ/dt 는 ΔZ 와는 달리 호흡을 하는 경우에도 파형이 안정된 것을 볼 수 있어 정상호흡을 하더라도 박동량을 측정하는데 문제가 없음을 알 수 있다.

그림 7에서 $Z_0 = 27\Omega$, LVET(left-ventricular ejection time) = 255 mS, $dZ/dt(\max) = 1.45\Omega/\text{sec}$, $\rho_b = 150\Omega\text{cm}$, $L = 26\text{cm}$ 로써 이것을 식(2)에 적용하여 박동량(SV)을 계산하면,

$$SV = 150 \times (27/26)^2 \times 1.45 \times 0.255 = 59.8\text{ml}$$

이 계산된 SV는 표준범위(50-70ml)에 속하므로, 이 개발된 장비가 타당함을 알 수 있다.

V. 기기의 정확도 및 실제응용의 예

본 연구에서는 개발된 임피던스 심장기록기의 심박출량 측정의 정확도를 규명하기 위해 승모판 협착(mitral stenosis) 환자 8명을 대상으로 경피적 풍선 확장(percutaneous mitral ballon valvotomy, PMV) 전후의 심박출량을 임상에서의 표준방법인 열회석법

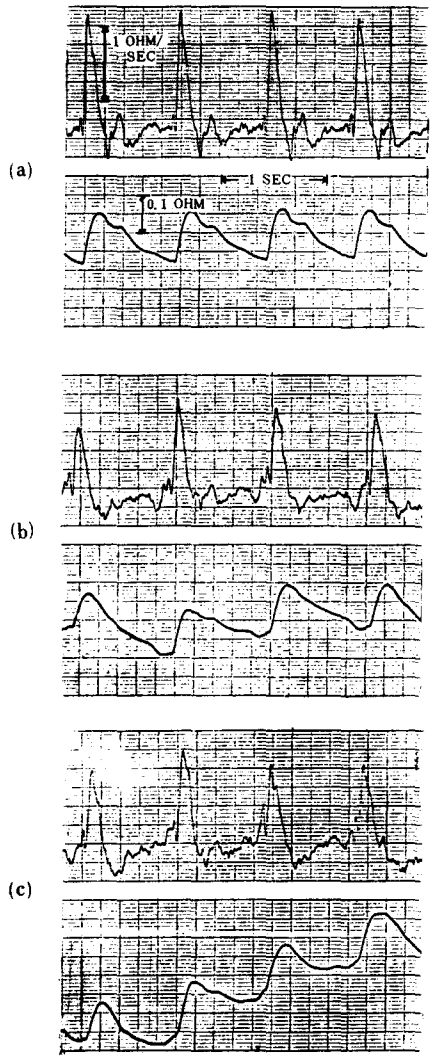


그림 8. 측정된 dZ/dt (상단) 및 ΔZ 파형(하단)
 (a) 호흡 정지상태
 (b) 호흡 상태
 (c) Motion artifact가 있는 경우

Fig. 8. Measured dZ/dt (the upper) and ΔZ waveforms(the lower) of breathing hold(a), breathing(b) and motion artifact(c).
 (a) breathing hold.
 (b) breathing.
 (c) motion artifact.

및 Fick 방법과 동시 측정하였다.¹⁾ 열회석법으로는 각 환자당 수술전과 후 각 3회 내지 6회를 측정하여 평균을 취하였고 임피던스 신호(Z_0 , ΔZ , dZ/dt)와 ECG 신호를 4-channel chart recorder에 기록하여 매 박동시의 박동량을 계산하여 10초간의 박동수를

급하여 심박출량을 구하였다. 또한 동맥과 정맥의 산소농도의 차를 이용하여 심박출량을 측정하는 Fick 방법으로 수술전과 후 각 1차례씩 시행하여 표 2와 같은 결과를 얻었다.

표 2. 세가지 방법에 의해 측정된 심박출량
Table 2. Cardiac outputs measured by three methods.

No.	PRE-OPERATION			POST-OPERATION		
	T. D.	I. C.	Fick	T. D.	I. C.	Fick
1	5.04	4.82	4.9	3.88	4.20	3.9
2	6.22	6.70	6.8	7.35	8.15	8.5
3	5.95	6.60	5.7	6.71	5.75	6.8
4	3.42	3.57	3.2		5.07	
5	2.78	2.30	3.3	2.89	2.06	2.9
6	2.69		2.7	2.57	3.33	3.7
7	3.36	3.32	3.7	3.46	5.07	3.9
8	5.35	5.80		6.05	5.87	

Note : T. D.;Thermodilution, I. C.;Impedance Cardiography

열희석법과 임피던스 심장기록법 간의 상관관계를 알아보기 위해 통계 프로그램인 MINITAB^[10]을 이용하여 환자 8명으로 부터의 52쌍의 열희석법과 임피던스 방법에 의한 심박출량의 상관관계 0.895를 얻었다. 이 수치는 판막환자의 경우 두방법 다 정확도가 떨어진다는 사실을 고려할 때 상당히 고무적인 결과로 사료된다.

$$CO(\text{impedance}) = 0.980 CO(\text{dilution}) + 0.260[\ell/\text{min}]$$

그림 9는 두 방법으로 측정된 52쌍의 심박출량의 상관관계를 보여주고 있는데 심박출량이 2.5에서 8ℓ/min에 이르기까지 광범위한 범위에서 높은 상관관계가 있음을 알 수 있다. 한편 Secher 등^[11]은 임산부 12명을 대상으로 열희석법과 임피던스방법의 재현도(reproducibility)가 각각 10.8%, 9.7% 임을 밝혀 임피던스 방법의 재현도가 우수함을 증명하였다. 또한 열희석법과는 달리 임피던스 방법은 운동중의 심박출량 측정이 가능하여 개발된 임피던스 심장기록기를 이용하여 운동선수 13명과 비선수 6명을 대상으로 자전거 ergometer(Monark사)로 운동부하를 50 Watt 부터 매 3분마다 25 Watt씩 175 Watt 까지 증가시켜 박동량, 심박출량, 심박수등 심장기능의 변화양상을 규명하여 그림 10에서와 같이 의의있는 결과를 얻었다.^[12]

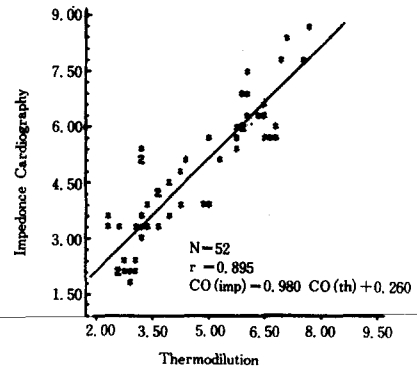


그림 9. 열희석법과 임피던스 심장 기록법으로 측정된 심박출량의 상관관계^[12]

Fig. 9. Correlation of cardiac output measured by thermodilution and impedance cardiography.^[12]

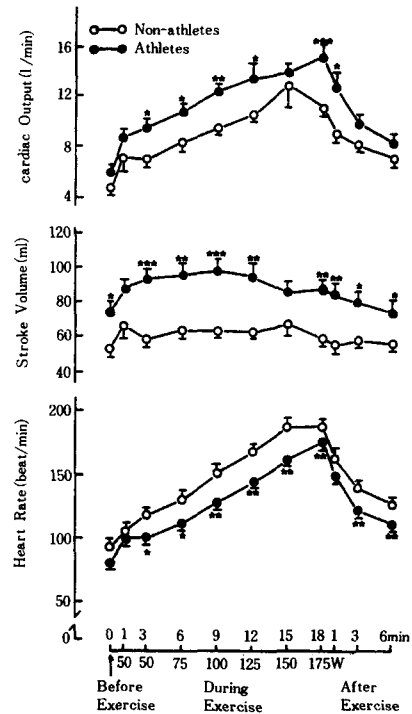


그림 10. 운동선수와 비선수의 자전거 운동중의 심박출량, 박동량 및 심박수의 변화.^[12]

Fig. 10. Changes of cardiac output, stroke volume and heartrate during bicycle exercise by impedance cardiography in athletes and nonathletes. Means + S.E., Athlete (n=13), Non-athletes (n=6) Significantly different from the nonathletes: *p<0.05, **p<0.01, *** p<0.001.^[12]

VI. 결 론

본 연구에서는 임피던스 심장기록기를 설계, 개발하고 정확도 규명을 위해 열희석법과 동시에 적용하여 상관계수 0.895를 얻었다. 이 수치는 두 방법 모두 정확도가 떨어지는 판막환자를 대상으로 하였기 때문에, 매우 고무적인 결과로 사료된다. 그러나 임피던스 심장기록법은 비관혈적, 지속적인 감시기능, 높은 재현성,^[11] 저렴한 측정기기 및 측정비용, 안전성 및 무고통 등의 장점에도 불구하고 널리 보급이 안되어 있는데, 그 이유로서는 정확도에 대한 임상에서의 의구심 때문이다. 앞으로 여러 경우의 임상실험을 통하여 임피던스 심장기록법의 정확도를 규명하여야겠지만 본 연구의 결과를 고찰할 때 상당히 희망적이다. 또 다른 이유로서는 박동량을 계산하는 식(2)은 임피던스 변화에 영향을 주는 인자(factor)로서 심장수축시 대동맥의 확장으로 인한 혈량의 증가로 가정하였지만 실제로 다른 인자들도 임피던스 변화에 영향을 준다는 사실이 동물실험을 통하여 밝혀졌다.^[13,14] 그러나 동물실험의 경우 각각의 인자가 임피던스 변화에 영향을 주는 정도를 알기 위해서는 그 인자를 제외한 모든 인자들이 변화하지 않게 하여야하나 현실적으로 매우 힘들다. 또한 동물과 인체의 흉부구조가 상이함으로 동물실험의 결과를 인체에 직접 적용할 경우 여러가지 문제점 및 오차가 생긴다.^[15]

위에서 열거한 동물실험의 여러 문제점과 슈퍼 컴퓨터의 등장으로 컴퓨터 모델을 통한 수치모사(numerical simulation)가 활발히 이용되고 있다. 지금까지의 대부분의 연구가 2차원 모델 즉 흉부의 단면으로 이루어져 왔는데 이는 큰 오차를 내포하고 있다. 수치모사를 이용할 경우 각 인자의 임피던스 변화에 대한 영향을 조사할 수 있을 뿐만 아니라 손쉽게 여러가지 변화를 줄 수 있으나 특히 3차원 모델의 경우, 컴퓨터 모델을 구성하는데 상당한 시간이 소요되며 모델이 흉부내의 구조 및 각 기관의 전도성(conductivity)과 상이하지 않도록 하여야 한다. 김등^[15,16,17]은 3차원 유한요소(finite element method) 흉부 모델을 세우고 각 인자들의 임피던스 변화에 대한 영향을 조사하여 식(2)의 가정인 대동맥의 확장으로 인한 혈액의 증가와 임피던스 변화가 거의 선형관계가 있다는 것을 증명하여 임피던스 심장기록법의 과학적인 근거를 마련하였다. 결론적으로 본 연구의 의의로서는 국내에 도입된 기기는 서구인의 흉부크기 및 모양과 체중, 신장을 근거로,^[18] 식(2)에서의 전압감지 전극 간의 거리(L)를 추정하므로 한국인에

적용할 경우 많은 오차가 생기며 소아에는 적용을 못하나 본 연구에서 개발된 기기는 누구에게나 적용할 수 있는 장점을 지니고 있다.

參 考 文 獻

- [1] E. Atzler, G. Lehmann, "Über ein neues verfahren zur darstellung der herztätigkeit," *Arbeitsphysiol.*, vol. 5, pp. 536, 1932.
- [2] J. Nyboer, *Electrical Impedance Plethysmography*, Charles C Thomas publisher, Springfield, Ill, 1959.
- [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*, vol. 37, pp. 1208-1212, 1966.
- [4] L.A. Geddes, L.E. Baker, *Principles of applied biomedical instrumentation*, 2nd ed., Wiley-Interscience, N.Y., pp. 346-360, 1975.
- [5] L.A. Geddes, and C. Sadler, *The specific resistance of blood at body temperature*, *Med. Biol. Eng.*, vol. 11, pp. 335-339, 1973.
- [6] D.K. Swanson, J.G. Webster, "Simple design for an impedance plethysmography," *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, vol. 20, pp. 461-465, 1982.
- [7] Minghai Qu, Yujian Zhang, J.G. Webster, W.J. Tompkins, "Motion artifact from spot and band electrodes during impedance cardiography," *IEEE Trans. BME*, vol. 33, no. 11, pp. 1029-1036, 1986.
- [8] N.V. Thakor, J.G. Webster, W.J. Tompkins, "Optimal QRS detector," *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, vol. 21, pp. 343-350, 1983.
- [9] 김덕원, 이용구, 김정열, 박승정, 탁승제, 임피던스 카디오그래피와 열희석법에 의한 심박출량의 비교, *의공학회지*, 제 9권 제 2호, pp. 165-169, 1988.
- [10] MINITAB: Student Handbook, T.A. Ryan, B.L. Joiner, and B.F. Ryan, Duxbury Press, MASS., 1976.
- [11] N.J. Secher, P. Arnsbo, L.H. Anderson, and A. Thomson, "Measurements of cardiac stroke volume in pregnancy during Caserean section: a comparison between thermodilution and impedance cardiography," *Scand J. Clin. Lab. Invent.* vol. 39, pp. 569, 1979.
- [12] 황수관, 김덕원, 연동수, 고성경, 김정열, 이정희, 강두희, 운동시 임피던스 심장기록법을

- 이용한 운동선수의 심장기능의 변화, 스포츠 의학회지, 제7권 제1호, pp. 35-50, 1989.
- [13] L.E. Geddes and L.E. Baker, "Thoracic impedance change following saline injection into right and left ventricles," *J. Appl. Physiol.* vol. 33, pp. 278-281, 1972.
- [14] G.K. Lewis, An Investigation into the origin of the Impedance Cardiogram, Ph.D thesis, pp. 107, Worcester Polytechnique Institute, Worcester, 1974.
- [15] D.W. Kim, L.E. Baker, J.A. Pearce, "3-D simulation of impedance cardiography by finite element," *Proc. of 39th Ann. Conf. on Eng. in Med. and Biol. (ACEMB)*, pp. 69, 1986.
- [16] D.W. Kim, L.E. Baker, J.A. Pearce, W.K. Kim, "Origins of the Impedance Change in Impedance Cardiography by a Three-Dimensional Finite Element Model," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 35, no. 12, pp. 993-1000, 1988.
- [17] D.W. Kim, N.H. Kim, W.K. Kim, S.H. Park, Current distribution in a 3-D thorax model for impedance cardiography," *Proc. of IEEE Eng. in Med. & Biol. Soc. 11th international conf.* 1235-1236, 1989.
- [18] D.P. Bernstein, "A new stroke volume equation for thoracic electrical bioimpedance: Theory and rationale," *Critical Care Medicine*, vol. 14, no. 10, pp. 904-909, 1986.

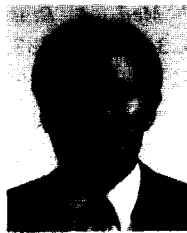
著 者 紹 介



金 貞 烈 (正會員)

1963년 7월 12日生. 1986년 2월 연세대학교 원주의과대학 보건학사 취득. 1988년 8월 연세대학교 전자공학과 공학석사 취득. 1987년 3월~1989년 2월 연세대학교 의과대학 의용공학과 연구조교.

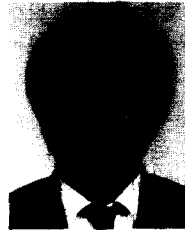
1989년 10월~현재 금성사(주) 중앙연구소 가전 8연구실 근무. 주관심분야는 Measurement by impedance technique, Medical instrumentation, Data compression and digital signal processing 등임.



金 源 麒 (正會員)

1951년 8월 15日生. 1974년 2월 연세대학교 전자공학과 공학사취득. 1976년 2월 한국과학기술원 전기전자공학과 공학석사 취득. 1985년 2월 한국과학기술원 전기전자공학과 공학박사 취득. 1980

년 3월~1983년 2월 연세대학교 의과대학 의용공학과 전임강사. 1983년 3월~1990년 2월 연세대학교 의과대학 의용공학과 조교수. 1990년 3월~현재 연세대학교 의과대학 의용공학과 부교수. 1988년 9월~1989년 12월 University of Iowa 의용공학과 객원교수. 1980년 3월~현재 연세대학교 의과대학 의용공학과 과장. 주관심분야는 초음파 영상처리, 마이크로 컴퓨터를 이용한 의용계측 및 설계, 청각 장애자를 위한 보조기기 등임.



金 德 源 (正會員)

1952년 9월 5日生. 1976년 2월 서울대학교 공과대학 공학사취득. 1977년 2월 서울대학교 전기공학과 석사과정 1년 수료. 1980년 5월 Northwestern University 전기공학과 M. S 취득. 1986년 12월

University of Texas at Austin 의용공학과 Ph.D 취득. 1987년 3월~현재 연세대학교 의과대학 의용공학과 조교수. 주관심분야는 임피던스 방법을 이용한 혈류량 측정, 3차원 유한요소법을 이용한 생체 모델링, 생체 전자자극 등임.



朴 相 曠 (正會員)

1939년 8월 25日生. 1962년 1월 연세대학교 공과대학 전기공학과 공학사 취득. 1964년 9월 연세대학교 대학원 전기공학과 공학석사 취득. 1971년 2월 연세대학교 대학원 전기공학과 공학박

사 취득. 1970년 3월~1975년 2월 연세대학교 공과대학 전기공학과 조교수. 1975년 3월~1978년 2월 연세대학교 공과대학 전기공학과 부교수. 1978년 3월~현재 연세대학교 공과대학 전기공학과 교수. 주관심분야는 생체정보처리, 생체시스템 모델링 및 제어, 시청각 장애자를 위한 복지의료기기 개발 등임.