

임피던스 심장기록법

김 덕 원
(연세대 의대 의용공학과 조교수)

차 례

1. 서 론
2. 임피던스 혈량측정법
3. 문제점
4. 응용분야
5. 결 론

1. 서 론

임상에 있어서 의사가 환자로 부터 가장 알고자 하는 것은 조직의 산소와 영양분의 농축도이나 측정하기 매우 힘들기 때문에 대체로 산소의 함유량과 관계가 깊은 혈류량(blood flow)을 측정하게 된다. 혈류량도 측정하기 어려운 경우 대체로 혈류량과 관계가 있는 혈압(blood pressure)을 측정하게 되는데, 혈압 측정도 여의치 않는 경우 혈압과 어느 정도 관계가 있는 심전도(ECG)를 측정하게 된다.

임피던스 혈량 측정법(impedance plethysmography)은 인체의 어느 특정부위에서의 혈량의 변화를 환자에게 전혀 고통을 주지않고(noninvasive) 안전하고 간편하게 측정하는 방법으로서, 특히 심장의 박동량(stroke volume)를 측정하는 분야를 임피던스 카디오그래피(impedance cardiography)라고 한다. 혈량 측정법은 인체의 어느 부위에서 박동하는 혈량은 그 부위로 유입되는 혈량과 유출하는 혈량의 차이 만큼 유발한다는데 근거를 두고 있다. 한편 심전도는 주로 심장의 전기적인 면을 측정하는 반면 임피던스 카디오그래피는 박동량과 심장 근육의 수축능력(contractility)등 심장의 기계적인 면을 측정할 수 있다. 그림 1은 임피던스 카디오 그래피의 diagram을 보여주고 있다.

임상에서 혈류량을 측정하는 방법으로 열희석법(thermodilution technique), 전자유량계(electromagnetic flowmeter), 초음파 유량계등이 있는데 열희석법이 제일 많이 쓰이고 있다. 이 방법은 측정기술에 따르는 부정확, 측정횟수의 제한, 측정기기와 측정비용의 고가, 카테터(catheter)의 혈관 주입에 의한 부작용 등 여러가지 단점들이 있다. 이와는 달리 전자유량계는 순간혈량을 정확히 측정할 수 있는 장점은 있지만 혈관을 노출시켜야 하기 때문에 개심수술(Open heart surgery)등 특수한 상황에서만 이용할 수 있는 방법이다. 초음파 유량계는 환자에게 고통을 주지않고 순간적인 혈속(Blood velocity)을 측정하나 혈류량을 예측하기 위해서는 혈관의 단면적을 알아야 할 뿐만 아니라 상당한 측정기술과 해석능력을 요하며 기기가 비싼 단점이 있다. 임피던스 카디오 그래피는 위에서 서술한 세가지 방법과는 아주 다른 방법으로, 비침습적이며 계속적으로 모니터링이 되고 경제적이며 또한 혈류량 뿐만 아니라 심근의 수축력 등

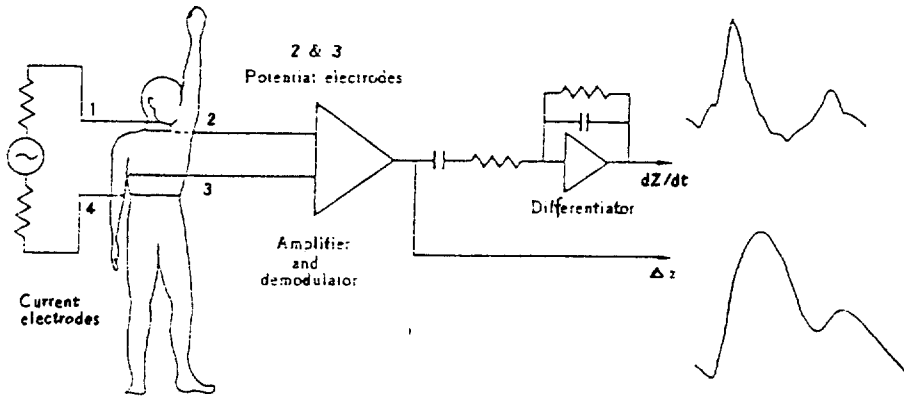


그림 1. 임피던스 심장기록법의 schematic diagram

여러 파라미터를 측정할 수 있다.

2. 임피던스 혈량측정법

2.1 혈량공식 유도

임피던스 카디오그래피는 그림 1에서와 같이 고주파 일정전류(100 kHz, 1-4 mA)를 바깥의 전류전극(1,4)을 통해 계속해서 흘려주고 안쪽의 전위전극(2,3)을 통해, 심장이 박출하는데 따른 혈량의 변화를 전위차로 감지한다. 이 전위 차를 일정전류로 나누면 심장의 박동에 따른 흉부내의 임피던스 변화를 알수있는데 이 임피던스 변화를 측정해서 어떻게 혈량의 변화로 치환할 것인가 하는 것이 문제다.

이 문제의 해결을 위해 그림2와 같은 간단한 두개의 원주 모델(twocompartment model)을 고려해 보자. 여기서 A_t 와 A_b 는 각각 조직과 혈액의 단면적이고, L 은 전위전극(a,b)간의 거리다. 그리고 ρ_t, ρ_b 를 각각 조직과 혈액의 고유저항($\Omega \cdot \text{cm}$)이라고 하면 전위전극(a, b) 사이의 저항 R_{ab} 는 다음과 같다.

$$1/R_{ab} = 1/R_b + 1/R_t \quad (1)$$

여기서, R_t 와 R_b 는 각각 조직과 혈액의 저항이다.

$$\text{또한 } R_t = \rho_t \cdot L / A_t, R_b = \rho_b \cdot L / A_b \quad (2)$$

식(2)를 식(1)에 대입하여 R_{ab} 를 구하면 다음과 같다.

$$R_{ab} = \frac{\rho_t \cdot \rho_b \cdot L}{\rho_b \cdot A_t + \rho_t \cdot A_b} \quad (3)$$

식(3)의 분모, 분자에 L 을 곱하면 다음과 같다.

$$R_{ab} = \frac{\rho_t \cdot \rho_b \cdot L^2}{\rho_b \cdot V_t + \rho_t \cdot V_b} \quad (4)$$

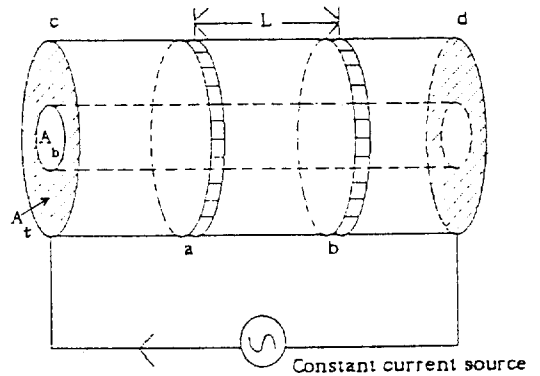


그림 2. 인체의 부위를 두개의 원주로 가정한 모델

여기서 $V_t = A_t \cdot L, V_b = A_b \cdot L$ 이 된다.

혈액량의 증가로 인한 저항의 변화를 구하기 위해서 식(4)에서 R_{ab} 를 V_b 에 대해 미분하면,

$$d R_{ab} = \frac{-\rho_t^2 \cdot \rho_b \cdot L^2}{(\rho_b \cdot V_t + \rho_t \cdot V_b)^2} d V_b \quad (5)$$

식(5)의 분모, 분자를 L^2 으로 나누고 정리하면,

$$d V_b = \frac{-\rho_b \cdot A_t + \rho_t \cdot A_b}{\rho_t^2 \cdot \rho_b} d R_{ab} \quad (6)$$

식(6)은 저항변화와 혈량의 변화 사이의 관계식이나 실제의 경우 조직과 혈액의 단면적(A_t, A_b)을 알수가 없으므로 식(3)을 이용하여 A_t 와 A_b 를 R_{ab} 로 치환하면 다음과 같이 된다.

$$\rho_b \cdot A_t + \rho_t \cdot A_b = \rho_t \cdot \rho_b \cdot L / R_{ab} \quad (7)$$

식(7)을 식(6)에 대입하면,

$$d V_b = -\rho_b (L / R_{ab})^2 \cdot d R_{ab} \quad (8)$$

식(8)은 다음과 같은 가정에 의해 유도됐음을 유의하여야 한다:

(i) 조직의 단면적은 일정하게 유지된다. (ii) 혈액의 단면적은 혈액 증가시 증가한다. (iii) 길이 L은 일정하다 등이다.

저항 R을 임피던스 Z로, dVb를 혈액량의 변화(ΔV)로 대체하면 식(9)와같이 된다.

$$\Delta V = -\rho b \cdot (L / Z_0)^2 \cdot \Delta Z$$

여기서, ΔV = 전위전극간의 혈액량의 변화(ml)

ρb = 혈액의 고유저항 (Ω · cm)

L = 전위전극 사이의 거리(cm)

Z₀ = 심장 확장기 때의 두 전위전극 간의 임피던스(Ω)

ΔZ = 임피던스의 변화

식(9)에서 “-” 부호는 혈액의 유입시 임피던스가 감소함을 뜻하며 ΔZ는 그림 2에서 단면적 c에서 혈액의 유입시 단면적 d로의 유출이 없이 단면적 Ab가 일정하게 증가한다고 보았을 때의 임피던스 변화이다. 실제에 있어서는 어느 특정 부위, 예를 들면 팔의 혈류량 측정시 심수축기(systole)때 그부위에 유입된 혈액중 일부는 동맥을 확장시키고 그 나머지는 유출되기 때문에 그 유출된 양을 유추하여 동맥을 확장시킨 혈량에 더해야만 그 부위에서의 혈류량이 되는 것이다. 유출된 혈량을 유추하는 방법으로서 외삽법(extrapolation technique)이 이용되고 있다.

2.2 외삽법

그림 3은 4-전극 시스템을 인체에 적용하여 얻은 임피던스 파형으로 ΔZ'은 전압측정전극 사이의 흉부내에서 변화한 혈량으로 인한 임피던스의 변화로서 심장 박동시 그 부위로 유입된 혈량에서 그 부위 바깥으로 유출된 혈량을 뺀 실지의 혈량변화로 인한 것이다.

유출된 혈량을 유추하는 방법으로는 두가지 외삽법이 이용되어 왔는데 그 하나는 Nyboer가 제안한 후경사 외삽법(back-slope extrapolation technique, 1959)과 Kubicek 이 제안한 전진 외삽법(forward extrapolation technique, 1966)이 이용되고 있다¹⁾ 후경사 외삽법은 그림4(b)에서와 같이 임피던스 파형(ΔZ')의 최고치를 막지난 시점에서는 전압측정 전극 사이의 흉부로 유입되는 혈량은 최소가 되고 유출되는 혈량은 최대가 된

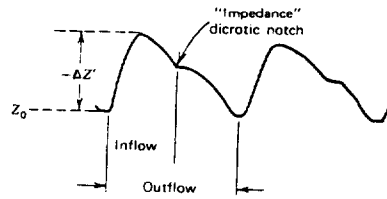


그림 3. 전기적 임피던스 펄스

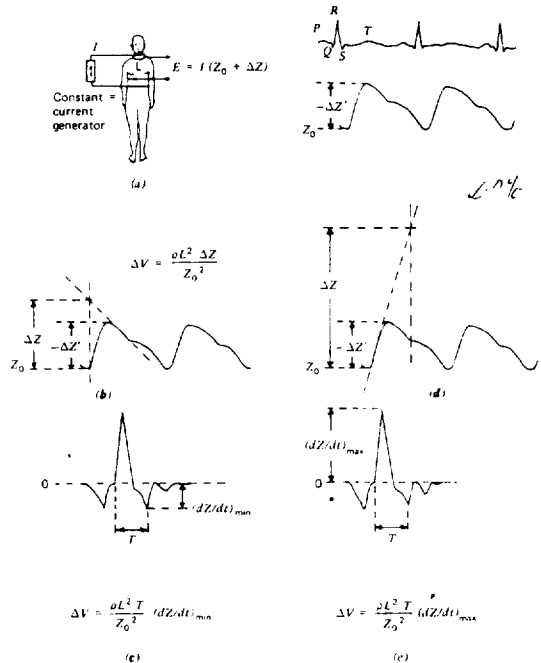


그림 4. 외삽법

다는 데에 근거를 두고 있다. 그리하여 ΔZ'파형에서 기울기가 “0”에서 “+”로 바뀌는 점(대동맥 판막이 열리는 시점)에서 수직으로 올린선과 최대 후경사 선과 만난점과, Z₀(basal impedance)사이의 크기가 ΔZ가 된다.

이 ΔZ는 전압측정 전극 사이의 흉부내 대동맥이 확장하여 증가한 혈량과 전극 바깥으로 밀려나간 혈량의 합 즉 심박동량이 되는 것이다. 그림 4(c)는 ΔZ'를 미분한 신호인 dZ/dt로부터 (dZ/dt)_{min}와 T(대동맥 판막이 열려있는 시간)를 곱하여 ΔZ를 구한것을 보여주고 있다.

Kubicek의 전진 외삽법은 전극사이의 흉부로 유입되기 시작할 때 유출량은 최소, 유입량은 최대라는 가정에 제안되었다. 그리하여 그림 4(d)에서와 같이 ΔZ를

구하는데 이 값은 후경사 외삽법을 이용하여 구한 ΔZ 보다 항상 크다. 그림 4(d)에서 최대 기울기의 값을 구하는데 오차가 생기므로 이 것을 그림 4(e)에서와 같이 $(dZ/dt)_{max} \cdot T$ 로 대치함으로써 오차를 없애는 방법을 쓰고 있는데 이 방법이 가장 널리 쓰이고 있다¹¹⁾.

3. 문제점

어떤 물체의 저항은 Ohm의 법칙에 의해 그 물체의 모양과 그 물체를 구성하고 있는 고유저항에 의해 결정된다. 100KHz에서의 인체의 리액티브 성분은 저항 성분에 비해 1%도 안되므로²⁾ 임피던스 카디오그래피에서의 임피던스는 흉부의 모양과 흉부를 구성하고 있는 각 장기의 고유저항에 의해 결정된다. 그러므로 전압전극(2,3)사이에서 있는 모든 장치들의 모양, 부피 또는 고유저항이 변하게 되면 흉부를 흐르는 전류 분포가 바뀌고 이것은 전압 전극 간의 차등전위(differential potential)를 변화시키게 된다(그림 1참조).

혈류량을 계산하는 식(9)는 인체의 부위를 그림 2에서와 같이 두개의 원주 모델로 간단히 보아 유도되었다. 식(9)는 팔, 다리 등과 같이 내부의 기하학적 구성이 원주 모델과 비슷한 경우 정확한 혈류량을 측정할 수 있는 반면 흉부와 같이 복잡한 부위에서의 심장의 박동량을 측정하는데는 여러가지 영향(artifact)들이 발생한다. 이 영향으로서는 심장 박동시 심장의 위치와 크기의 변화로 인한 감지전압 변화와 식(9)에서 상수로 본 혈액의 고유저항인 ρ_b 가 실제로는 혈속에 따라 변수로 작용하고 있다. 이런 영향들이 각각 어느 정도 임피던스 변화(ΔZ)에 영향을 주는가를 조사하기 위해 주로 개를 이용한 동물실험을 많이 해왔지만^{3,4,5)}, 이러한 영향들이 동시에 임피던스 변화에 artifact로 작용하기 때문에 각각의 영향을 측정하기가 매우 힘들다. 또한 개와 인체는 흉부의 크기와 모양이 다르기 때문에 동물실험에 의한 결과를 인체에 적용하는데 어려운 점이 많다. 이러한 동물실험 상의 문제점을 해결하기 위해 인체 흉부의 컴퓨터 모델을 세워 유한차분(finite difference)⁶⁾,⁷⁾이나 유한요소(finite element)^{8) 9) 10)} 방법을 이용하여 Laplace 방정식을 풀어 각각의 영향이 얼마나 임피던스 변화에 artifact로 작용하는가를 조사하여왔다.

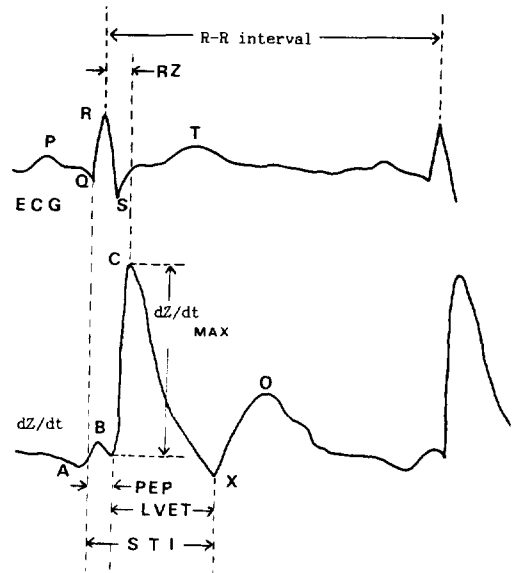


그림 5. 전형적인 심전도와 dZ/dt 파형

4. 응용분야

심장의 기능을 측정하는데 사용되는 변수로는 심박출량(cardiac output : CO), LVET와 PEP(Per-ejection Period)등의 STI(Systolic Time Interval), 심장근육의 수축력(contractility), Cardiac Index(CI), Heather Index(HI), 그리고 앞에서 유도한 심실 박동량(ventricular stroke volume : SV)등이 있다. 이러한 변수들은 ECG와 dZ/dt 파형을 통해서 구할수 있다(그림5참조).

(1) 심박출량(CO) = 심실 박동량(SV) × 심박동수(heart rate : HR)

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

(2) Systolic time interval(STI)

STI에는 LVET와 PEP가 있는데 심장마비(heart failure), 심근 질환(myocardial disease), 관상동맥 질환(coronary artery disease), 고혈압 질환(hypertensive disease)의 진단에 중요한 역할을 한다.

LVET(Left-Ventricular Ejection Time)는 좌심실이 대동맥으로 혈액을 박출하는 시간 즉 대동맥 밸브(aortic valve)가 열리기 시작후 닫히는데 걸리는 시간으로 심박출량(CO)과 부하정도

(afterload)에는 비례관계이며 근 수축력과는 반 비례 관계이다.

PEP(Pre-Ejection Period)는 심실의 탈분극(depolarization : ECG의 Q파)의 시작과 대동맥 밸브가 열릴때의 시간간격으로 혈압 상승시간(blood pressure rise time)에 비례하며 심박동수에 도 미세한 영향을 받는다. 여기서 혈압 상승시간이란 심실압(ventricular pressure)이 확장기의 끝부분(end-diastolic)압력에서 대동맥의 확장 압력으로 상승하는데 소요되는 시간을 말한다.

(3) 심근 수축력(myocardial contractility)은 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.

(4) Cardiac Index(CI)=Cardiac output [l/min] / BSA [m²]

여기서 BSA는 신체 표면적(body surface area)으로 신장(height : H)과 체중(weight : W)으로부터 다음과 같은 실험공식을 통해서 구할 수 있다.

$$BSA = (H^{0.725}) \cdot (W^{0.425}) \cdot (0.007184)$$

CI는 신체조건에 따른 심박출량을 상대량으로 표시한다.

(5) Heather Index(HI)=(dZ/dt 의 최대치) / contractility) 심실 수축력에 대한 실제 부피의 변화를 상대적으로 표시한다.

그럼 5에서는 이와 같은 변수들의 각구간을 도식적으로 설명하고 있다.

그 밖의 의학 및 산업 분야에서의 응용분야는 다음과 같다.

(1) 의학 분야

- a. 인체의 각 부위에서의 혈류량 측정
- b. 심장의 기계적 특성 측정과 감지
- c. 혈전증(thrombosis)의 감지
- d. 환자의 호흡 감지
- e. 피부의 수분 함유량 측정에 의한 거짓말 탐지기
- f. 흉부내의 이상 유체량(abnormal fluid accumulation) 감지 및 감시
- g. 뇌혈류량, 자궁 수축, 근육 수축, Galvanic Skin

Response(GSR), 방광의 크기, 안구의 운동, Transmembrane impedance, Coulter counter 에서의 혈구수 측정

(2) 산업분야

- a. 지하수 탐사
- b. 물질 또는 물체의 임피던스 측정
- c. 물체의 비파괴 검사

5. 결론

임피던스 혈량 측정법은 앞에서 지적했듯이 여러가지 영향과 보삽법 이용상의 문제점등이 있으나, 현재까지 사용되어온 방법중 가장 정확한 전자 유량계와 임피던스 혈량 측정법을 동시에 측정하여 비교한 논문¹⁾에 의하면 상관계수가 0.92 이상으로 임피던스 방법의 정확성이 확증 되었다. 앞으로의 과제는 위에서 논한 임피던스 혈량 측정법의 문제점에도 불구하고 어떻게 해서 혈량 측정이 정확항가에 대한 과학적인 근거를 제시하는 동시에 이를 근거로 혈량을 계산하는 공식을 개조하거나 나아가서 새로운 공식을 찾아내는 것이다. 이런 과제를 해결하는데 3차원 유한요소 컴퓨터 시뮬레이션의 역할이 중요시 된다.

참 고 문 헌

- 1) L.A. Geddes, L.E. Baker, Principle of Applied Biomedical instrumentation, 2nd.Ed., Wiley-Interscience, N.Y., 1975.
- 2) Deok Won Kim, Origins of the impedance change in Impedance Cardiography by a three-dimensional finite element model, Ph.D dissertation, Univ. of Texas at Austin, 1986.
- 3) L.E. Geddes, L.E. Baker, Thoracic impedance changes following saline injection into the right and left ventricles, J. Appl. Physiol., 33 : 278-281, 1972.
- 4) G.K. Lewis, An Investigation into the Origin of the Impedance Cardiogram, Ph.D. Thesis, Worcester Polytechnic Institute, Worcester, 1974.
- 5) F.H. Bonjer, Jw. Van Den Berg, M.N.J. Dirken, The Origin of the variations of Body Impedance

-
- Occurring during the Cardiac Cycle, *Circulation*, Vol. VI., Sept., 1952.
- 6) E. Kinnen, Computer solution to an electric field problem in impedance plethysmography, Proc. International Symposium on Technical and Biological Problem in Control, Yerevan, 1968, 380-391, Moscow, 1970.
 - 7) J. Kosicki et al., Contribution to the impedance cardiogram waveform, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 14, 67-80, 1986.
 - 8) R. Demers, S. Freiwald, P. Silvester, Construction of finite element model of thorax impedance, 29th ACEMB, Mass., Nov., 1976.
 - 9) P. Silvester, S. Tymchyshyn, Finite-Element Modelling of the Inhomogeneous Human Thorax, *Advanced cardiography*, Vol. 10, 46-50, Karger, Basel, 1974.
 - 10) D.W. Kim, L.E. Baker, J.A. Pearce, 3-D Simulation of Impedance Cardiography by Finite Element, 39th ACEMB, Baltimore, Sept., 1986.
 - 11) W.V. Judy, F.M. Langley, K.D. McCowen, et al., Comparative Evaluation of the Thoracic Impedance and Isotope Dilution Methods for Measuring Cardiac Output, *Aerosp. Med.*, 40 : 532-536, 1969.