

신체 구성 성분 예측을 위한 다중 주파수 체 임피던스 분석기

임택균, 윤형로
연세대학교 보건과학대학 의용전자공학과

Body Composition Analyzer using multiple frequency

Taik Kyun Lim, Hyung Ro Yoon
Department of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University

서 론

체 임피던스 분석 방법은 비교적 간단하고 빠르며 비 관혈적인 방법으로 몸의 구성성분을 예측 하기 위해 널리 사용되어지는 방법이다. 이 방법은 병원, 건강크리닉 등 널리 안전하게 사용되어 질 수 있는 방법이다.

일반적인 체 임피던스 분석 방법은 단일 주파수 방법의 경우 50[kHz]에서 1[mA] 이내의 정전류원을 사용하여 임피던스를 측정하고 체중, 신장, 나이, 성별 등의 값을 이용, 임의 회귀식을 구성하여 총체액량 및 체지방량 등을 예측하는 것이다.

최근 연구 결과에 의하면 단일 주파수를 사용하여 총 체액량과 세포외 체액량 및 세포내 체액량을 예측하는 것 보다, 다중 주파수에 의한 분석 방법을 통하여 예측하는 것이 더 좋은 결과들을 보이고 있다고 보고되기도 있다 [1][2][3][9]. 체 임피던스 분석법은 신체에 2개의 전류 입력 전극과 2개의 검출전극을 이용하여 전류 입력단자로 인가된 전류에 의해 검출된 두 단자간의 전압차이를 측정하는 것이다. 이러한 전류가 조직을 통과하는 경로를 크게 세포외 통과 경로와 세포내 통과 경로로 구분할 수 있다. 세포외 경로는 순수한 저항성분이라고 가정하고, 세포내 통과 경로는 저항 성분과 용량성 성분을 같이 갖고 있는 것으로 가정한다[1][2][5]. 세포내 통과 경로를 저항성분과 용량성분으로 분리하는 이유는 세포막 조직들 사이 경계 때문이다. 따라서 수동 소자로 모델링된 신체의 모델은 다음 그림과 같다.

이 모델에서 임피던스는 입력되는 전류의 주파수에 따라 각각 다른 임피던스를 보이며 그 값은 다음과 같이 표현된다.

$$Z = R_{\infty} + \frac{R_0 + R_{\infty}}{1 + (j\omega\tau)} \quad (1)$$

$$R = R_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + \omega^2\tau^2} \quad (2)$$

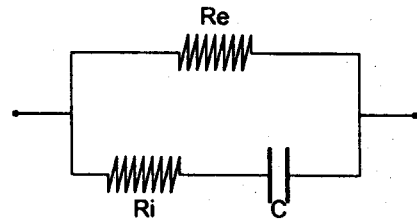


그림 1 신체 구성성분 예측을 위한 RRC 모델

$$X = -\frac{\omega\tau(R_0 - R_{\infty})}{1 + \omega^2\tau^2} \quad (3)$$

이때 R_{∞} 는 입력된 신호의 주파수가 무한대일때의 저항 값이며, R_0 는 입력주파수가 직류일때의 임피던이다. 이것을 그림1의 모델과 비교하면 각 값은

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2}, \quad R_{\infty} = \frac{R_i R_e}{R_i + R_e}, \quad R_0 = R_e,$$

$$\tau = (R_e + R_i)C$$

이 된다.

그러나 실제 임상실험에서는 위와 같은 모델로 정확히 표현되지 않고, 임피던스는 Cole(1928)에 의해 다음과 같은 수식으로 표현되어졌다[1].

$$Z = R_{\infty} + \frac{R_0 - R_{\infty}}{1 + (j\omega\tau)^{1-\alpha}} \quad (4)$$

$0 < \alpha < 1$

그림 1에서 보여주는 모델에서 R과 X로만 수식을 표현 하면 다음식과 같다.

$$R^2 + X^2 - R(R_0 + R_{\infty})R_0R_{\infty} = 0 \quad (5)$$

이것은 원의 중심이 $(R_0 + R_{\infty})/2$ 이고 반지름이 $(R_0 - R_{\infty})/2$ 인 반원을 나타낸다. 그러나 Cole에 의한 모델에서는 같은 원의 궤적을 나타내지만 원호의 중심이 R축상에 존재하지 않고 X축의 양의 방향으로 치우치게 된다. 이러한 현상은 세포막이나 생체조직 사이의 막이 용량기로 서만 동작하지 않기 때문 이라고 예측 되어지고

있다[1]. 일반적인 생체 모델에서 생체는 균일한 원통형 도체로 생각되어진다[8]. 이러한 모델에서 저항치는 다음 식으로 표현 된다.

$$R = \rho L / A \quad L : \text{길이}, A : \text{단면적}$$

$$\rho : \text{고유저항}$$

이 식은 다시 다음과 같은 식으로 표현할 수 있다.

$$R = \rho L^2 / V \quad V : \text{부피}$$

$$V = \rho L^2 / R \quad (6)$$

우리는 임피던스 분석법에서 L은 신장을 대입하여 [신장²/저항]식을 이용하고 고유저항상수에 해당하는 값은 동위원소 분석법등과 같은 다른 검사법과 값을 비교 회귀식을 이용하여 결정하게 된다. 이때 [L²/R]만을 사용하지 않고 성별, 나이, 체중 등을 사용하여 다중 변수 회귀를 한다[2][3][4][5][6][9].

따라서 R_i값과 R_e값을 얻어 이것을 이용 세포내액과 세포외액량을 예측하는 것이 임의의 단일 주파수를 이용하여 하는 것보다 더 나은 결과를 보인다[1][2].

따라서 체 임피던스를 분석하기 위한 장비를 구성하기 위해서는 다중 주파수에 의하여 특정 주파수의 저항값을 예측하는 작업이 필요하게 된다.

본 문

다음은 다중 주파수 체임피던스 분석기의 기능도 이다.

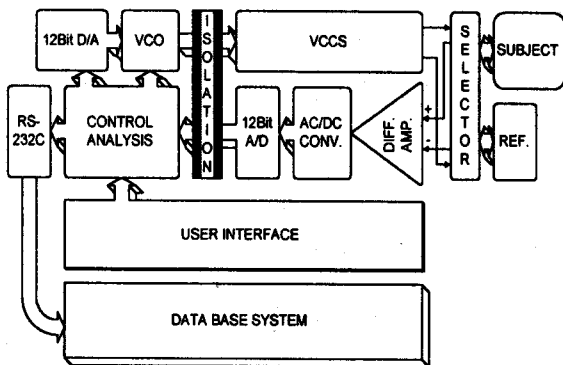


그림 2 다중 주파수 체임피던스 분석기 기능도

본 시스템은 절연부와 비절연부 둘로 구성된다. 비 절연부는 외부와의 통신을 위한 RS-232C포트를 가지며 이는 개인용 컴퓨터와 같은 외부 장비와 연결, 측정된 데이터를 전송하여 데이터 베이스를 구축하거나, 직접 장비를 조작하지 않고 분석기와 연결되어져 있는 개인용 컴퓨터에

서 원격 자동조작하기 위하여 사용되어 진다. 체 임피던스를 측정하기 위한 교류신호는 비절연부에서 생성이 된다. 디지털 아날로그 변환부는 제어부에서 이진 신호를 받아 이에 대응되는 직류 전압값을 전압제어 발진기(VCO, Voltage Controlled Oscillator)에 입력한다. 전압제어 발진부는 입력 직류전압에 대응하는 교류전압 신호를 발생시킨다. 이 신호는 절연부의 아날로그 광결합기를 통해 절연부로 넘겨지게 된다. 절연부는 전압제어 발진부에서 넘어온 교류전압 신호를 이용하여 전압제어 전류 전원(Voltage Controlled Current Source)회로를 통해 교류 전류를 생성한다. 이 교류전류는 측정 대상에 입력되어지며 이 전류에 의해 생성된 전압 차를 차동증폭기를 통해 증폭하여 교류를 실효값의 직류로 바꾸어주는 회로를 통해 12비트 아날로그/디지털 변환기에 입력된다. 아날로그 디지털 변환기는 직렬전송방식을 사용하였으며 이것은 다시 디지털 광결합기를 통해 제어부로 입력되어진다. 각 부의 자세한 기능은 다음과 같다.

사용자 인터페이스 : 사용자 인터페이스는 숫자키 10개와 두 개의 특수키(ESC, ENTER)를 갖는 키보드와 4×40 액정 문자 표시기로 이루어져 있다. 분석기는 이 키보드를 통해 사용자의 명령을 직접 받을 수 있으며, 원격조작모드에서는 RS-232C로부터 일련의 명령어를 받아 동작을 한다.

제어분석부 : 제어분석부는 μ PD70325를 중앙처리장치로 사용하고 있고, 128[kbyte]의 주기억장치를 갖고 있고 114[byte]의 비휘발성 기억영역을 갖고 있다. 제어분석부는 디지털 아날로그 변환부, 전압 제어 발진기, 전압 제어 전류 전원부, 차동증폭기, 아날로그 디지털 변환기, RS-232C포트, 프린터 포트를 직접 제어하고, 절연부에서 받은 전압신호를 분석하여 R_i와 R_e를 예측한다.

디지털 아날로그 변환부 : 디지털 아날로그 변환부는 제어분석부에서 12비트 데이터를 받아 그 값을 직류전압의 형태로 변환한다. 실제 측정에 사용되어지는 주파수는 300Hz~100kHz의 주파수중 256개의 주파수를 선택한다. 주파수 선택값은 저주파 부근에서는 조밀하게 배치하고 주파수가 높아질수록 측정하는 주파수 간격을 넓게한다. 모델에서 보여주는 것과 같이 낮은 주파수와 높은 주파수에서 임피던스 값은 각각 R₀, R_∞로 수렴하게 된다. 그러나 임피던스가 수렴하기 시작하는 범위는 R₀의 경우 R_∞보다 좁다. 주파수가 낮은 구간의 측정되는 주파수 간격을 좁혀주어 저주파에서 값의 수렴도를 측

정할 수 있다.

전압 제어 발전부 : 전압 제어 발전부는 디지털 아날로그 변환부에서 입력되어지는 직류전압에 해당하는 교류전압을 발생시킨다. 측정에 사용되어지는 주파수 범위는 300[Hz]에서 100[kHz]이다. 이중 256개의 주파수를 선택하게 된다. 자발 탈출 전류와 주파수의 관계를 보면 사용되어지고 있는 1[mA]전류는 300[Hz]에서 문제가 되지 않는다[8]. 그러나 실제 측정에 있어 300[Hz]부근에서 1[mA]의 전류 인입시 측정대상은 전류의 인입을 감지하게 된다. 본 시스템은 2[kHz]미만에서의 인입되는 전류는 100[μ A]이다.

절연층 : 절연층은 측정 대상의 안전을 위하여 고려된 것으로 전압 제어 발전부에서 발생된 교류 신호와 제어분석부에서 나오는 제어신호를 절연부로 넘겨주는 역할을 한다. 절연 전원과 광 결합기는 2500[Vac/min](UL1577 CSA) 절연 내압을 갖도록 설계 하였다.

전압 제어 전류 전원부 : 전압 제어 전류 전원부는 전압 제어 발전부에서 발생되어 절연층을 통과한 교류신호를 교류정전류 신호로 변환하는 역할을 한다. 실제 전압 제어 발전기에서 발생하는 전압의 크기는 각 주파수 별로 차이가 있다. 이들 전압의 차이는 그대로 전압 제어 전류 전원부의 출력 전류와 관계되어진다. 따라서 전압 제어 전류 전원부에서는 각 주파수 별로 전류 값을 측정 최대 전류가 1[mA]를 넘지 않도록 조정한다.

측정 대상 선택기 : 측정 대상 선택기는 4개의 아날로그 스위치로 구성되어 있으며, 측정 대상이 기준 저항인지 아니면 장비 외부의 측정 대상인지 선택을 해준다. 선택기의 제어 신호는 제어분석부로부터 전달된다.

기준 저항부 : 기준 저항은 1% 오차를 갖는 500[Ω] 저항을 사용하고, 측정 대상 선택기에 의해 전압제어 전류 전원부와 차동 증폭부 입력단에 연결된다. 전압 제어 전류 전원부에서 기술한 것과 같이 전압 제어 발전부에서 발생하는 전압의 크기는 주파수별 차이를 갖는다. 기준 저항은 주파수별 전압진폭의 변화를 보정해 주기 위해 사용된다. 사용된 주파수의 전류에 의해 발생된 전압의 크기를 기준 저항값과 비교하여 외부 측정 대상의 임피던스 크기를 결정하게 된다.

교류/직류 변환부 : 교류/직류 변환부는 차동 증폭부에서 출력되는 교류 전압 신호를 그 실효치에 해당하는 직류전압의 형태로 변환한다.

아날로그/디지털 변환부 : 실제 값을 측정하기 위해서 사용되어지는 각 경로 마다 여러 가지 간섭이 발생한다. 실제 실험에서 가장 문제되

는 간섭은 절연 전원 공급장치에 발생하는 스위칭 간섭이다. 이 간섭 성분은 전압 제어 발전기에서 발생하는 전압이 절연층을 통과하면서 우리가 사용하는 신호에 포함된다. 이 간섭의에 우리가 이미 알고 있는 많은 외부 간섭과 측정 대상에서 발생하는 고유의 간섭이 존재한다. 정확한 측정을 위해서는 이들의 간섭을 배제하기 위해서 측정되어지는 주파수 별로 통과 대역이 좁은 대역 통과 여파기를 사용하여야 하지만 우리가 사용하는 256개 주파수에 대하여 이러한 여파기를 세세히 설계하여 적용하는 것은 힘들다[7]. 각주파수별 측정 값은 256번을 사용하며 그중 가장 많이 측정된 값을 그때의 측정 값으로 계산한다. 또한 측정시 사용되는 값의 상태가 포화 상태인지 일정값으로 수렴하는 상태인지 관측하여 값이 안정 상태로 들어왔을 때 그 값을 최종 측정값으로 인정한다.

고찰

차동 증폭기의 증폭율은 5.878로 조정이 되었다. 출력 전류가 1[mA]일 때 측정대상에서 1[k Ω]의 임피던스는 5.878[V]로 측정이 된다. 사용된 아날로그 디지털 변환기는 0[V]에서 4.096[V]까지 12비트의 분해능과 ± 1 [LSB]의 오차를 갖고 있다. 따라서 최대 인식 임피던스는 696.8[Ω]이고, 각 비트당 저항 값은 0.17[Ω]이다. 아날로그/디지털 변환기에서 인식되는 저항 값의 오차는 ± 0.17 [Ω]이 된다.

본 시스템은 수동 소자 RRC 모델을 예측하도록 설계 되었다. 따라서 R_0 와 R_∞ 를 값을 임피던스의 수렴도로 부터 예측을 하고, C값을 얻어진 값으로 부터 예측을 한다. 그러나 서론에서 이야기 한 바와 같이 실제 임상에서 임피던스는 수동 소자 RRC로만 표현되지 않는다. 따라서 중요한 값은 R_0 와 R_∞ 와 특성 임피던스 Z_c 이다 [1]. 값을 모델의 값에 맞추는 것보다 이러한 인자들을 찾는 것이 더 중요함을 알 수 있다. 현재 이 장비에서 사용되고 있는 방식은 각 주파수별 임피던스만을 얻는 것으로 만일 임피던스가 측정 주파수 내에서 수렴값에 근사를 보이게 되면 적당한 RRC모델로 변환이 가능하지만 그렇지 못한 경우에는 예측을 하지 못하는 경우가 생긴다.

실제 최소 회귀 방법을 사용하여 예측된 경우 근사 구간 외에서는 오차가 커지게 된다. 따라서 정확한 값을 근사해 내기 어렵게 된다. 이러한 것을 막기 위해서 추천될 수 있는 방법은 각 임피던스별 위상을 측정하여 측정된 임피던스를 저항성분과 용량성분으로 분리하고 그것을

저항성분측과 용량성분측에서 변화를 관측하는 것이다.

결론

최근 까지 많이 사용되어진 체 임피던스 분석 방법은 단일 주파수(50[kHz], <1mA)를 사용하여 다중 변수 회귀 방법을 이용하여 세포외액과 세포내액을 예측하고 지방량을 측정하는 것이었다. 그러나 실제 우리가 사용하고 있는 모델과 특정 주파수에서 나타나는 값이 관심의 대상이며 그것을 예측하고 그후 다중 변수 회귀 방법을 사용하는 것이 더 좋은 결과를 보이는 것을 보았다. 또한 측정에 대한 한국인 체질에 대한 표준을 확립하는 것이 중요하다.

참고문헌

[1] Cornish BH, Thomas BJ, Ward LC. "Improved prediction of extracellular and total body water using impedance loci generated by multiple frequency bioelectrical impedance analysis", Phys Med Biol 1993 Mar; 38(3) :337-46

[2] van Marken Lichtenbelt WD, Westerterp KR, Wouters L, Luijendijk SC, "Validation of bioelectrical - impedance measurements as a method to estimate body-water compartments", Am J Clin Nutr 1994 Aug;60(2) :159-66.

[3] Segal KR, Burastero S, Chun A, Coronel P, Pierson RN Jr, Wang J. "Estimation of extracellular and total body water by multiple-frequency bioelectrical impedance measurement", Am J Clin Nutr 1991 Jul;54(1) :26-9.

[4] RN Baumgartner, WC Chumlea, AF Roche, "Estimation of body Composition from bioelectric impedance of body segments", Am J Clin Nutr 1989;50:221-6.

[5] RN Baumgartner, WC Chumlea, AF Roche, "Bioelectric impedance phase angle and body composition", Am J Clin Nutr 1988;48:16-23.

[6] Segal KR, Gutin B, Presta E, Jack W, Itallie van Itallie TB, "Estimation of human body composition by electrical impedance methods: a comparative study", Am Physio Soci 1985 :1565-1571

[7] N. Chauveau, B. Rigaud, J. P. Morucci,

"Digital demodulation in bio-impedance measurement", Med. & Biol. Eng. & Comput., 1994, 32, 556-571.

[8] J. G. Webster, "Medical Instrumentation, 2th Edition", Houghton Mifflin, 1992.

[9] NIH TACS, "Bioelectrical Impedance Analysis in Body Composition Measurement", 1994

[10] Baker LE, "Principles of the Impedance Technique", IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine March 1989