

새로운 생체 전기 임피던스법

연세대학교 의과대학 외과학교실, 계명대학교 체육교육학과¹,
서울대학교 병원 영양과², 주식회사 바이오스페이스 생체공학 연구소³

최승훈 · 김기진¹ · 손정민² · 차기철³

A New Method for Bioelectrical Impedance Analysis (BIA)

Seunghoon Choi, Kijin Kim¹, Cheongmin Shon² and Kichul Cha³

Department of Surgery, College of medicine, Yonsei University

¹*Department of Sports Science, Keimyung University*

²*Division of Food and Nutrition Seoul National University Hospital*

³*Bioengineering Research Institute, Biospace Co., Ltd.*

ABSTRACT

A new bioelectrical impedance method has been developed and evaluated. The electrodes were made of stainless steel and electrical interfaces were created by an upright subject gripping hand electrodes and stepping onto foot electrodes. Eight tactile electrodes were in contact with surfaces of both hands and feet; thumb, palm and fingers, front sole, and rear sole. Automatic on-off switches were used to change current pathways and to measure voltage differences for target segments.

Segmental body resistances and whole body resistance(R_{WHOLE}) were measured in 60 healthy subjects. Segmental resistances of right arm(R_{RA}), left arm(R_{LA}), trunk(R_T), right leg(R_{RL}) and left leg(R_{LL}) were $310.0 \pm 61.6 \Omega$, $316.9 \pm 64.6 \Omega$, $25.1 \pm 3.4 \Omega$, $236.8 \pm 31.2 \Omega$ and $237.6 \pm 30.4 \Omega$, respectively. Individual segmental impedance indexes(Ht_2/R_{RA} , Ht_2/R_T , and Ht_2/R_{LA}) were closely related to lean body mass(LBM) as measured by densitometry ranged from $r = 0.925$ to 0.960 . $Ht_2/(R_{RA} + R_T + R_{LA})$ predicted LBM slightly better($r = 0.969$) than the traditional index, Ht_2/R_{WHOLE} ($r = 0.964$), supporting the accuracy of the segmental measurement. A multiple regression equation utilizing Ht_2/R_{RA} , Ht_2/R_T and Ht_2/R_{RL} predicted LBM with $r = 0.971$. Ht_2/R_{RA} term of the regression contributed to more than 40% of the LBM prediction, indicating that lean mass of arm represented whole body LBM more closely than other body segments.

The new electrode method was characterized by upright posture, eight tactile electrodes, segmental measurements and utilization of electronic switches in comparison with the conventional method. The measurement with this new method was extremely reproducible, quick and easy to use.

Key Words: Bioelectrical Impedance Analysis, Segmental Bioelectrical Impedance, Body Composition

서 론

생체 전기 임피던스법(Bioelectrical Impedance Analysis, BIA)은 신체의 체수분량을 측정하는 기술이다 [10]. 건강한 개인에게서 체지방량(Lean Body Mass, LBM)은 일정량의 수분을 함유하고 있음으로 BIA는 LBM을 산출하기 위해서도 사용되었다. 체중에서 LBM을 뺀 나머지를 체지방으로 간주하여 BIA는 체지방량 및 이를 체중으로 나눈 체지방률을 측정하기 위한 체지방 측정계의 원리로 사용된다. BIA는 1969년 Hoffer[10]의 보고 이후 체성분 분석(Body Composition Analysis)을 위한 방법으로 이용되기 시작되었으며, 1980년대 Lukaski[17], Kushner[14], Segal[23] 등 많은 연구자가 건강한 개인을 대상으로 BIA의 타당성을 실험하였으며, 이후 비만 환자[11], 영양 결핍 환자 [5,7,13] 및 체수분량을 측정하려는 목적으로[19] BIA 방법이 연구되었다. 최근 BIA가 널리 사용됨에 따라 NIH는 BIA에 대한 광범위 학술 모임을 개최하여 BIA의 신뢰성, 문제점, 이용 분야 및 표준화 방안에 대한 토론회를 개최하였다[16]. BIA 방법은 그 문제점을 해결하기 위하여 단주파수 방법(Single Frequencies BIA)에서 다주파수 방법으로, 전신에서 임피던스를 측정하는 방법에서 신체 부위별로 측정하는 부위별 임피던스법(Segmental BIA)으로 발전되고 있다[4].

종래 BIA에 방법에서는 피검자가 누워 있는 상태에서 4개의 심전도 측정용 ECG 접촉 전극을 손목, 손등, 발목 및 발등에 부착시킨다. 이들 전극은 임피던스 측정기에서 나온 2개의 전류 단자와 2개의 전압 단자에 연결된다. 전류 단자는 손등, 발등 전극에 연결되어 그 사이에서 일정한 크기의 전류(흔히 50kHz, 800 μ A)를 인체를 통하여 흘려주며, 전압 단자는 손목과 발목 전극에 연결되어 그 사이의 전압차를 측정한다. 신체의 전기 저항은 옴의 법칙(Ohm's Law)에 따라 측정된 전압을 주위전 전류의 크기로 나누어 계산된다. 임피던스 지수(Impedance Index)로 정의된 신장²/신체 저항은 신체의 도체 부피 즉 체수분량과 비례 관계를 가지게 된다. BIA 원리에 대한 자세한 사항은 문헌을 참조할 수 있다[1,12,15].

BIA 방법이 가지고 있는 근본적인 문제 중에 하나는 인체 부위별 저항값이 크게 다르다는 점이다. 예를 들어 몸통은 신체의 약 50%의 LBM을 차지하고 있음에도 전체 측정된 저항값에 약 10%미만이 몸통 저항에 의하여 결정된다[8,6]. 결과적으로 예를 들어 복수가 찬 환자군에서나 나이가 들어 사지의 근육이 수축하고 몸통이 비대해지는 경우에 LBM이 과소 측정되며, 사지에 축적되는 수분은 과대 측정된다[3,9]. 이러한 문제점을 해결하려는 노력의 일환으로 부위별 임피던스법이 제안되었다. 부위별 임피던스법이란 팔, 몸통, 다리의 임피던스를 각각 측정하고, 체성분 분석을 부위별로 계산한 후, 이를 합산하여 신체의 체성분을 분석하려는 노력이다.

부위별 임피던스를 측정하는 방법으로는 2가지 방법이 사용되었다. 첫째 방법에서는 BIA에서 사용되는 4개의 표준 전극 위치 이외에 오른쪽 어깨와 허벅지 위에 전극을 추가로 부착시킨다. 손등과 발등 사이에서 전류를 흘려주면서 전압은 손목과 어깨에서 측정하여 팔의 저항으로, 어깨와 허벅지 전극에서 측정하여 몸통 저항으로, 허벅지와 발목에서 측정하여 다리 저항으로 사용한다[6,8,22]. 둘째 방법에서는 4개의 표준 전극 이외에 2개의 추가되는 전극을 왼손과 왼발에 부착시킨다[20,21]. 전류가 오른쪽 손등과 발등 사이에서 흐를 때 오른손목과 왼손에서 전압을 측정하여 팔의 저항으로, 왼손과 왼발에서 전압을 측정하여 몸통 저항으로, 왼발과 오른발 사이에서 측정하여 다리 저항으로 사용하는 방법이다.

이러한 부위별 임피던스 방법은 많은 수의 전극을 부착시키고 부위별 임피던스 측정을 위하여 단자를 여러 차례 연결하는 불편함을 가지고 있다. 저자들은 최신의 기술인 다주파수법, 부위별 임피던스법을 동시에 사용하고 이들 기술을 쉽게 사용할 수 있도록 새로운 전극법을 사용하여 그 타당성을 평가하였다. 새로운 전극법에서는 피검자가 선 자세로 손전극을 붙잡고 발전극을 밟고 있는 동안 마이크로프로세서가 조정하는 on-off 스위치가 작동하여 신체 부위별 임피던스를 자동 측정하는 간편한 방법이다.

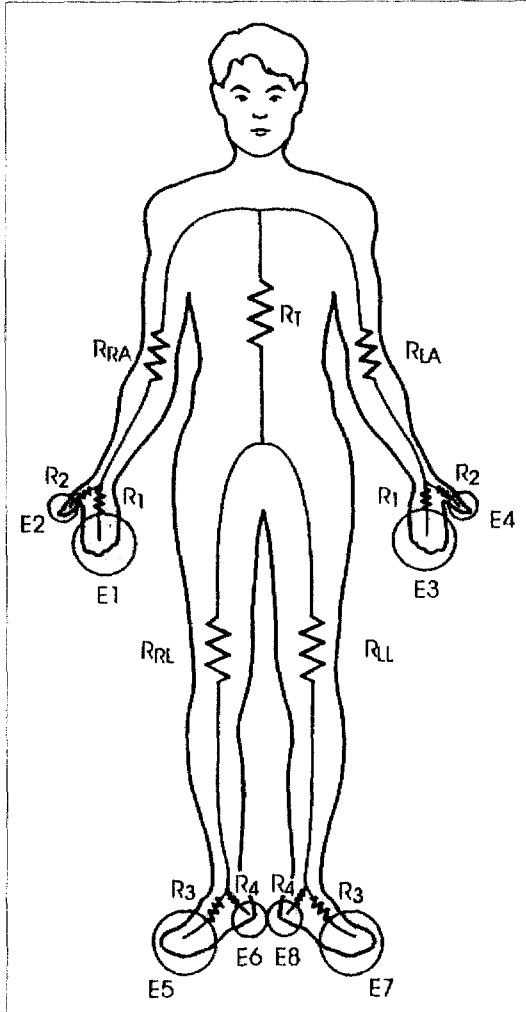


Fig. 1. 신체 전기 모델: 신체는 5개의 원통형 도체로 모델링 되었다. R_{RA} , R_{LA} , R_T , R_{RL} , R_{LL} 은 오른팔, 왼팔, 몸통, 오른다리, 왼다리의 부위별 저항을 나타낸다. $R_1 \sim R_4$ 는 엄지손가락, 손바닥, 발 앞부위, 발꿈치 부위의 저항을 나타내며 사지 저항이 끝나는 점에서 가지로 뻗어있다.

대상 및 방법

새로운 생체 전기 임피던스 Fig. 1은 인체의 전기적 모델을 나타내고 있다. 신체를 오른팔, 왼팔, 몸통, 오른다리 및 왼다리의 5개 전도체로 가정하였다. 부위별 전기저항은 R_{RA} , R_{LA} , R_T , R_{RL} , R_{LL} 로 표시되어 있다.

저항 R_1 과 R_2 는 엄지손가락과 손바닥 저항을 나타내며, 손목 부위에서 가지를 만들어 밖으로 뻗어 있다. 저항 R_3 과 R_4 는 발 앞부위와 발꿈치 부위의 저항을 나타내며 발목 부위에서 가지를 만들어 밖으로 뻗어 있다.

측정을 위하여 피검자는 발전극을 밟고 손전극을 쥘 후 차려 자세를 취하면 임피던스 측정기는 신체 부위별로 임피던스를 자동 측정하여 결과를 출력시킨다(Fig. 2). 전극으로는 스테인레스판으로 제작된 8개의 금속면이 사용되었다. 손전극은 엄지손가락과 손바닥 면이 접촉할 수 있도록 설계되었으며, 엄지 전극은 지름 2.5cm 원통형 실린더를 45° 각도로 자른 면으로 되어 있고, 손바닥과 접촉하는 전극은 지름 2.5cm 원통형 파이프 로 만들어졌다(Fig. 3a). 발전극은 2개의 스테인레스판이 앞 발바닥과 뒷 발바닥에 접촉하도록 설계되었다. 앞발바닥 전극은 6.6×13.5cm 직사각형이며 뒷 발바닥은 6.6×4.3cm의 직사각형 스테인레스 전극판이다(Fig. 3b). 앞 발바닥 전극과 뒷 발바닥 전극은 5cm 간격으로 떨어져 있으며, 좌우의 발바닥 전극은 22cm 떨어져 있다. 이러한 전극은 마이크로프로세서에 의해 개폐가 이루어지는 on-off 스위치를 통하여 임피던스 측정기에 연결되어 있다.

부위별 전기 저항을 측정하기 위한 예가 Fig. 4에 표시되어 있다. 오른팔의 저항(R_{RA})을 측정하기 위해서는 전극 E1과 E5 사이에서 전류를 흘려주고 E2와 E4 사이에서 전압을 측정한다. 전류가 $R_1 - R_{RA} - R_T - R_{RL} - R_3$ 를 통하여 흐르게 되며 전압은 $R_2 - R_{RA} - R_{LA} - R_2$ 로 형성되는 루프에서 측정된다. 전류가 흘러간 통로와 전압이 측정된 루프는 R_{RA} 에서 중첩되어 오른팔의 저항을 측정하게 된다. 이러한 측정에서 임피던스 측정기의 전압 측정 단자의 입력 임피던스가 상당히 큰 경우 $R_1 \sim R_4$ 에 걸친 말단 신체 저항값은 오른팔 저항을 측정함에 영향을 미치지 않는다. 이것은 접촉저항이 변화하여 $R_1 \sim R_4$ 의 저항값이 변화해도 신체의 부위별 저항값을 측정함에 영향을 미치지 않음을 의미한다.

다른 부위의 임피던스는 오른팔을 측정하는 것과 유사하게 측정한다. 전류 단자의 접속은 오른팔을 측정할 때 위치에 놓고 전압을 전극 E4와 E8 사이에서 측정하여 몸통 저항(Fig. 4b)을, 전극 E6와 E8 사이에서 측정하여 다리의 저항(Fig. 4c)을 구한다. 왼편의 부위별 임

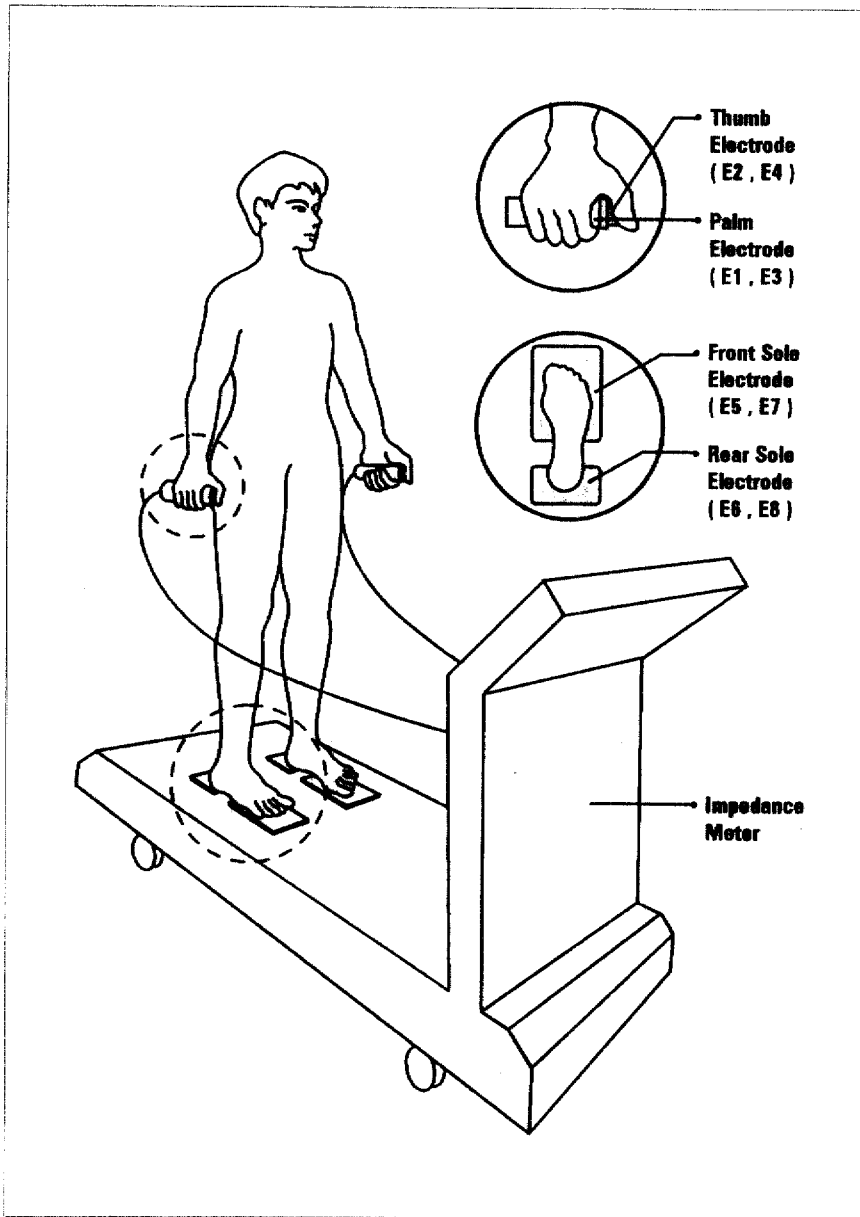


Fig. 2. 측정방법: 피검자는 손전극을 잡고 발전극을 밟고 직립으로 전자세에서 측정한다. 엄지 전극은 45° 단면을 가진 원통형 스테인레스이며 손바닥 전극은 25mm 지름의 원통형 스테인레스 파이프로 만들어졌다. 발전극은 2개의 직사각형 스테인레스 판이 5cm 간격으로 떨어져 있으며 발의 앞과 뒷꿈치에 접촉하도록 구성되어 있다.

피던스를 구하기 위해서는 전류단자를 E3과 E7에 연결시키고 전압 측정은 오른쪽에서 측정한 방법과 유사하게 측정하여 R_{LA} 와 R_{LL} 를 구할 수 있다.

피검자의 신체계측: 60명의 건강한 피검자(남자: 33명, 여자: 27명)가 본 연구에 참가하였다. 본 연구는 한국 체육 과학 연구원에서 실시되었으며, 피검자는 참가

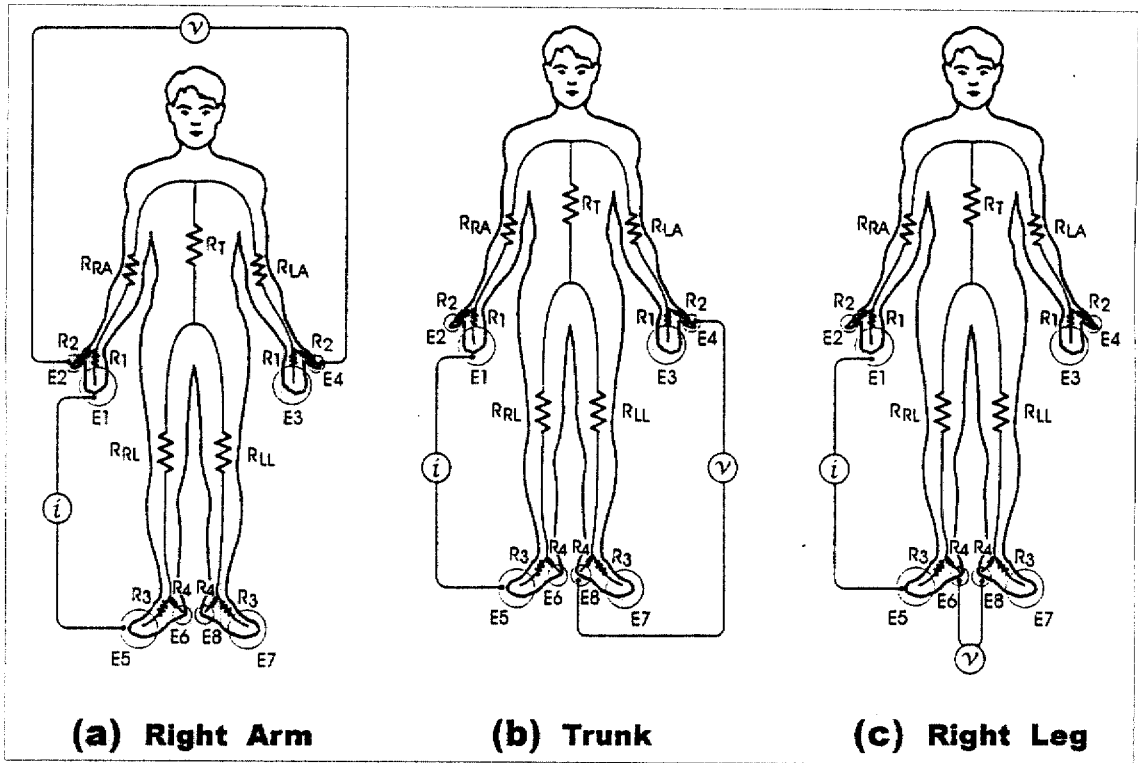


Fig. 3. 부위별 임피던스 측정 예: 오른팔의 전기 저항을 측정하기 위해 전류 단자(i)는 오른쪽 손바닥 전극과 앞 발바닥 전극에 연결시키고 전압 단자(v)는 오른손 엄지와 왼손 엄지 전극에 연결시킨다.

동의서를 제출하였다. 피검자는 가벼운 운동복을 입고 측정에 임하였다. 신장은 선형 신장계로 0.5cm까지 읽었으며 체중은 전자 체중계로 0.2kg까지 읽었다. 인체 부위별 길이는 어깨(acromion process)에서부터 손끝(end of middle finger)까지의 길이를 측정하여 팔의 길이로, 앉은키를 측정하여 몸통길이로, 허벅지 윗부분(ilic crest)에서부터 옷돌기(lateral malleolous)까지를 읽어 다리 길이로 사용하였다.

임피던스 측정: 부위별 임피던스를 측정하기 위해 다 주파수 부위별 임피던스 측정기(InBody 2.0, 주식회사 바이오스페이스, 서울, 대한민국)가 사용되었다. 피검자가 신체 계측을 마친 후 임피던스 측정 장치에 올라가서 손전극을 잡고 발전극을 밟은 후 직립 자세로 팔과 다리를 약간 벌린 자세를 취한 후 스타트 버튼을 누르면, 마이크로프로세서가 스위치를 작동시키면서 임피던스 측정장치는 오른팔, 왼팔, 몸통, 오른다리, 왼

리에서 4가지 주파수(5kHz, 50kHz, 250kHz, 500kHz) 대역에서 인체 부위별 전기 저항을 측정하였다. 측정 결과는 약 2분 후에 결과지에 출력되었다. 또한 종래의 임피던스 방법을 사용하여 신체 임피던스를 측정하였다. 피검자를 평평한 침대에 누운 뒤 4개의 ECG전극을 오른쪽 손목, 손등, 발목, 발등에 부착시켰다. 이 측정을 위하여 단주파수 임피던스 측정기(BIA-101A, RJA systems, Detroit, USA)가 사용되었다.

수중 체밀도법(hydrodensitometry)을 이용하여 체밀도를 산정하였다. 수영복을 입은 피검자는 숨을 최대한 내쉬고 물속에서 체중을 측정한 후 산소 회석법을 이용하여 잔기량을 측정하였다[25]. 몇 차례의 연습 뒤 피검자는 3회 반복 측정을 실시하고 평균값을 이용하여 체밀도를 계산하였다[2].

계산 및 통계 처리: 신체의 도체 부피와 관련이 있는 임피던스 지수는 도체의 길이 제곱 나누기 측정 저항값

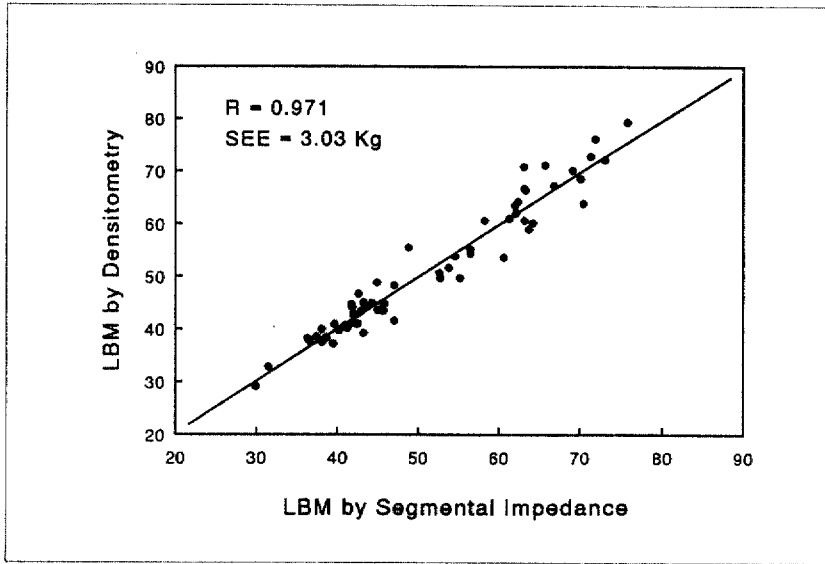


Fig. 4. 체지방량 예측: 3개의 부위별 임피던스 지수를 이용하여 체지방량(LBM)을 예측한 결과이며 $LBM = 0.236 \times Ht^2/R_{RA} + 0.0109 \times Ht^2/P_T + 0.121 \times Ht^2/R_{RL} + 1.554$ 식이 이용되었다.

(L^2/R)으로 정의되었다. 종래의 BIA에서는 신장(H)을 도체의 길이로 대신하였으므로 Ht^2/R 을 전신의 임피던스 지수로 하였으며, 이와 같은 방법으로 신체 부위별에서는 Ht^2/R_{RA} , Ht^2/R_T , Ht^2/R_{RL} 가 오른팔, 몸통, 오른다리를 나타내는 임피던스 지수로 사용되었다. 또한 실측 길이를 이용하여서도 부위별 임피던스를 L_{RA}^2/R_{RA} , L_T^2/R_T , L_{RL}^2/R_{RL} 로 계산하였으며, 이때 L은 부위별 길이를 의미한다.

체지방량(LBM)과 체지방량(FAT)은 체중과 체밀도로부터 구한 체지방률을 이용하여 계산하였다. 평균치, 표준편차, 상관계수, P-값, 평균오차등은 SPSS/PC+를 사용하여 계산하였다. P값이 0.05보다 작을 때 통계적으로 유의하다고 하였다.

결 과

참가한 피검자의 남녀별 신체계측 결과와 부위별 임피던스값 및 전신의 임피던스값은 Table 1에 정리되어 있다. 종래의 밝혀진 바와 같이 신체 규격은 남녀 사이의 구별이 있었으며, 체밀도법으로 산출한 체지방률은

Table 1. 피검자 신체 규격 및 임피던스(평균±표준편차)

| | 남자(N=33) | 여자(N=27) | P-값 |
|-------------------------|-----------|-----------|--------|
| 연령(년) | 26.4±4.7 | 21.6±2.3 | 0.0000 |
| 체중(Kg) | 74.2±17.2 | 57.3±10.9 | 0.0001 |
| 신장(cm) | 172.8±7.7 | 161.4±6.1 | 0.0000 |
| BMI(Kg/m ²) | 24.6±4.3 | 21.9±3.7 | 0.0154 |
| 체지방량(Kg) | 14.9±7.5 | 15.3±6.1 | 0.8081 |
| 체지방량(Kg) | 59.4±10.9 | 42.0±5.3 | 0.0000 |
| 체지방률(%) | 19.0±6.0 | 25.9±5.1 | 0.0000 |
| 팔 길이(cm) | 78.5±4.2 | 73.0±3.5 | 0.0000 |
| 다리 길이(cm) | 90.7±4.9 | 84.2±3.9 | 0.0000 |
| 앉은 카(cm) | 95.5±3.9 | 87.6±3.5 | 0.0000 |

Table 2. 신체 부위별 길이와 신장과의 비교

| Segments | r | SEE (cm) |
|----------|-------|----------|
| Larm | 0.934 | 1.74 |
| Lleg | 0.949 | 1.78 |
| Ltrunk | 0.949 | 1.63 |
| Lfoot | 0.894 | 0.77 |

Table 3. Segmental and Whole Body Resistances

| Resistance at 50KHz | Male(N=33) | Female(N=27) |
|------------------------|------------|--------------|
| R _{RA} | 266.0±32.4 | 363.9±43.4 |
| R _{LA} | 271.2±34.8 | 372.7±46.3 |
| R _T | 23.2±2.8 | 27.4±2.4 |
| R _{RL} | 219.7±25.7 | 257.8±23.6 |
| R _{LL} | 221.2±25.5 | 257.7±23.1 |
| R _{WHOLE} | 466.8±56.1 | 612.2±58.3 |
| R _{RA+RT+RRL} | 508.8±57.4 | 649.0±63.3 |

여자가 약 5% 가량 많았다. 남자군에서는 팔의 저항값이 몸전체 저항값의 51.2%, 몸통은 4.6%, 다리는 43.2%를 차지하였다. 여자군에서는 팔이 56%, 몸통이 4.2%, 다리는 39.7%를 차지하였다. 이러한 결과는 신체부위별로 저항값이 크게 다름을 의미한다. 팔의 전기저항값은 다리 저항값에 비하여 남자군에서는 20%, 여자군에서는 40%가 높았다. 이는 남녀 사이의 LBM 분포가 다름을 의미한다. 남자군과 여자군에서 오른팔은 왼팔에 비해 약 5~10Ω 정도 저항수치가 적었는데 이는 오른팔의 근육이 약간 더 많기 때문이다. 인체 부위별로 측정된 R_{RA}, R_T, R_{RL}의 합은 종래의 임피던스 방법으로 측정된 몸전체 저항 값보다 약 40Ω 정도 높았다. 이는 새로운 전극방법은 종래의 임피던스 방법과 측정 위치가 약간 상이한 것을 의미한다.

팔과 다리의 임피던스 지수뿐 아니라 몸통의 임피던스 지수는 LBM과 매우 깊은 연관 계수를 나타내었다 (Table 2). 그러나 팔의 임피던스 지수는 다른 신체 부위보다 LBM을 잘 반영하는 것으로 나타났다. 부위별 저항값의 합을 사용한 임피던스 지수, $Ht^2/(R_{RA} + R_T + R_{RL})$ 는 종래의 지수, Ht^2/R_{WHOLE} , 보다 높은 연관 계수를 나타내었다. 이는 부위별 임피던스 측정이 신뢰도가 높음을 의미한다.

각각의 부위별 임피던스 지수를 이용한 회귀 방정식을 사용하여 LBM을 예측할 때 $Ht^2/(R_{RA} + R_T + R_{RL})$ 나 Ht^2/R_{WHOLE} 보다 높은 상관 계수를 나타내었으며 그 결과는 Fig. 5에 표시되어 있다. 팔 길이, 다리 길이, 앉은 키 등 부위별 실측 길이는 신장과 연관 계수가 매우 높았다(Table 3). 부위별로 실측된 길이를 이용한 부위별 임피던스 지수로 구한 회귀 방정식은 신장을 부

Table 4. 임피던스 지수와 연관 계수

| 임피던스 지수 | r | SEE(Kg) |
|---|-------|---------|
| Ht^2/R_{RA} | 0.959 | 3.58 |
| Ht^2/R_T | 0.946 | 4.07 |
| Ht^2/R_{RL} | 0.938 | 4.37 |
| LA^2/R_{RA} | 0.960 | 3.53 |
| LT^2/R_T | 0.945 | 4.12 |
| LL^2/R_{RL} | 0.925 | 4.75 |
| Ht^2/R_{WHOLE} | 0.964 | 3.33 |
| $Ht^2/(R_{RA} + R_T + R_{RL})$ | 0.969 | 3.12 |
| $Ht^2/R_{RA}, Ht^2/R_T, Ht^2/R_{RL}$ | 0.971 | 3.03 |
| $L_{RA}^2/R_{RA}, L_T^2/R_T, L_{RL}^2/R_{RL}$ | 0.973 | 2.97 |

위별 길이로 사용한 경우보다 약간 연관 계수가 높았다. LBM을 예측하는 회귀방정식(Fig. 5)에서 신체 부위별로 LBM을 예측하는데 기여도를 보면 팔, 몸통, 다리는 각각 41%, 36%, 16%를 차지하며 상수항이 7%를 설명하였다. 이러한 결과는 팔의 근육량이 LBM을 잘 반영함을 의미한다.

고 찰

본 연구는 새로운 임피던스 측정법과 그 사용상의 장점에 대하여 다루었다. 종래의 방법과 비교하여 새로운 방법은 누운 자세가 아닌 선 자세, 4점 접촉식 전극법이 아닌 8점 타치식 전극법, 신체 전체의 임피던스 측정 대신 부위별 임피던스 측정, 부위별 임피던스 측정을 위해 수동적으로 단자를 연결시키던 방법을 마이크로프로세서가 작동시키는 on-off 스위치를 이용하여 자동으로 측정시킨 점에서 종래의 방법과 차별점이 있었다.

선 자세로 측정하는 것은 피검자에게 편리함을 제공할 뿐만 아니라 누운 자세에서 측정시 발생하는 수분의 재배치로 말미암아 발생하는 임피던스 값의 변화를 최소화 시킬 수 있다. 선 자세에 있던 피검자가 갑자기 누는 경우 저항값이 처음에는 갑자기 변화하고 차츰 서서히 증가하는 경향을 보이며, 이러한 경향은 최소한 60분 정도 계속된다[16]. 이러한 이유로 누운 자세의 임피던스 측정법에서는 수분의 재배치가 충분히 이루어진 후 해야 하기 때문에 많은 시간이 소요된다. 선 자세로 측정할 때는 이러한 수분 재배치 현상을 최소화 시

킬 수 있기 때문에 측정 시간을 단축시키고 편리한 타치식 전극법은 피검자 스스로 타인의 도움없이 측정할 수 있다는 장점이 있다.

종래의 방법에서는 부위별 임피던스 측정법이 많은 수의 전극을 부착시키고 수동식으로 단자를 연결시키는 불편함이 있다. 또한 높은 주파수 대역에서 신체 임피던스를 측정하는 경우 케이블이 외부의 잡음에 쉽게 노출되고 전기 신호가 누설되는 단점이 있어 왔다. 새로운 전극 방식에서는 이런 불편함과 기술상의 문제점을 최소화함으로써 정밀한 측정을 할 수 있도록 설계되었다.

본 연구에서는 피검자에게 의도적으로 손으로 쥐는 자세나 발로 밟는 위치 및 자세를 변경하도록하여 반복 측정하였다. 이러한 접촉 방식의 변화는 측정치에 영향을 미치지 않았다. 이것은 Fig. 1의 저항 R1~R4가 부위별 신체 임피던스를 측정함에 있어 이론적으로나 실제적으로 영향을 미치지 않고 있음을 의미한다. 따라서 타치식 전극법을 이용하여 인체 임피던스 측정은 재현성이 높게 측정할 수 있다.

오른팔 저항은 왼팔 저항에 비하여 약 10%이 작았다. 이는 전기 저항값은 근육량에 역비례하여 오른팔 근육이 약간 많음을 의미하는데 대부분의 피검자가 오른손잡이이기 때문일 것이다. 이와 비슷하게 왼손잡이라고 진술하는 피검자에게서는 왼팔의 저항값이 작은 것이 관찰되었다. 이러한 결과는 부위별 임피던스 측정의 정밀성을 반영하고 있다.

본 연구에서는 몸통의 저항값이 23~27% 정도로 나타났다. Chumlea[6]와 Scheltinga[22]이 연구에서 나타난 몸통저항값은 60~85%으로 훨씬 크게 나타났는데 이는 전극을 어깨와 허벅지 윗부분에 부착시켜 몸통 저항을 측정하는 방법에서는 순수한 몸통 저항 이외에 어깨, 허벅지 저항의 일부가 몸통 저항에 포함되기 때문일 것이다. 몸통 저항은 약 25% 정도로 매우 작다. 전극의 부착에서 오는 약간의 오차도 몸통 저항의 측정을 무의미하게 만든다. 그러나 본 결과에서 알 수 있듯이 정밀하게 측정된 몸통 저항은 팔 다리와 같은 정밀도 수준으로 LBM을 예측할 수 있다.

본 연구에서 부위별 임피던스법은 종래의 방법에 비하여 정밀도를 크게는 향상시키지 못했다. 그 이유로는

본 연구에 참가한 피검자는 젊고 건강한 피검자로 구성되어 있기 때문일 수 있다. BIA 방법이 건강한 피검자군에서 매우 높은 연관 계수를 나타낸다는 것은 이미 잘 알려져 있다. 따라서 부위별 임피던스 방법은 체형이 다양한 피검자군을 대상으로 실험되어 부위별 임피던스법과 종래의 전신 측정 방법 사이의 정밀도 비교가 필요한 연구과제로 남아있다. 또한 본 연구에서 기준점으로 사용한 수중 체밀도법도 반복하여 측정할 때 측정과 측정 사이에 1.5kg(SEE)의 오차가 있는 것으로 나타나 표준 방법의 오차가 연관 계수에 영향을 미쳤을 것이다.

결론으로 새로운 타치식 전극법은 오른팔과 왼팔의 근육량의 차이를 감별할 수 있을 정도로 측정이 매우 정확하고 재현도가 높다. 새로운 측정법은 측정에 걸리는 시간, 편의성 및 스스로 측정할 수 있다는 점이 종래의 방법에 비하여 장점으로 나타났으며, 신체 부위별로 제공되는 근육의 분포나 수분의 세포 내외 분포는 앞으로 많은 연구와 임상 적용이 기대된다.

참 고 문 헌

1. Ackmann JJ, MA Seitz: *Methods of complex impedance measurements in biologic tissue Crit Rev Biomed Eng 11:281-311, 1970*
2. Brozek J, JF Grande, T Anderson, A Keys: *Densitometric analysis of body composition: revision of some quantitative assumptions. Ann New York Acad Sci 110:113-140, 1963.*
3. Cha K, AG Hill, JD Rounds, DW Wilmore: *Multifrequency bioelectrical impedance fails to quantify sequestration of abdominal fluid. J Appl Physiol 78:736-739, 1995.*
4. Cha K, GM Chertow, J Gonzalez, JM Lazarus, DW Wilmore: *Multifrequency bioelectrical impedance estimates the distribution of body water. J Appl Physiol 79:1316-1319, 1995*
5. Chertow GM, EG Lowrie, DW Wilmore J, Gonzalez, NL Lew, J Ling, MS Leboff, MN Gottlieb, W Huang, B Zebrowski, J College, JM

- Lazarus: *Nutritional assessment with bioelectrical impedance analysis in maintenance of hemodialysis patients. J Am Soc Nephrol* 6:75-81, 1995
6. Chumlea WC, RN Baumgartner, AF Roche: *Specific resistivity used to estimate fat-free mass segmental body measures of bioelectrical impedance. Am. J Clin Nutr* 48:7-15, 1988
 7. Fredrix EWHM, WHM Saris, PB Soeters, EFM Wouters, ADM Kester, MFV Meyenfeldt, KR Westerterp: *Estimation of body composition by bioelectrical impedance in cancer patients. Eur J Clin Nutr* 44:749-572, 1990
 8. Fuller NJ, M Elia: *Potential use of bioelectrical impedance of the 'whole body' and of body segments for the assessment of body composition: comparison with densitometry and anthropometry. Eur J Clin Nutr* 43:779-791, 1989
 9. Guglielmi FW, F Contento, L Laddaga, C Panella, A Francavilla: *Bioelectric impedance analysis: experience with male patients with cirrhosis. Hepatology* 13:892-895, 1991
 10. Hoffer EC, CK Meador, DC Simpson: *Correlation of whole body impedance with total body water volume. J Appl Physiol* 27:531-534, 1969
 11. Houtooper LB, Lohman TG, Going SB, Howell WH: *Why bioelectrical impedance analysis should be used for estimating adiposity. Am J Clin Nutr* 64(Suppl):436S-448S, 1996.
 12. Kanai H, K Sakamoto, M Haeno: *Electrical measurement of fluid distribution in human leg: estimation of extra-and intra-cellular fluid volume. J Microwave Power* 18:233-243, 1983
 13. Kotler DP, AR Tierney, J Wang, R Pierson Jr: *Magnitude of body cell-mass depletion and the timing of death from wasting in AIDS. Am J Clin Nutr* 50:444-447, 1989
 14. Kushner RF, DA Schoeller: *Estimation of total body water by bioelectrical impedance analysis. Am J Clin Nutr* 44:417-424, 1986.
 15. Kushner RF: *Bioelectrical impedance analysis: a review of principles and applications. J Am Coll Nutr* 11:199-209, 1992
 16. Kushner RF, R Gudivaka, DA Schoeller: *Clinical characteristics influencing bioelectrical impedance analysis measurement. Am J Clin Nutr* 64 (Suppl):423S-427S, 1996
 17. Lukaski HC, WW Bolonchuk: *Estimation of body fluid volumes using tetrapolar bioelectrical impedance measurements. Aviat Space Environ Med* 59:1163-1169, 1988
 18. Lukaski HC, WW Bolonchuk, CB Hall, WA Siders: *Validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition. J Appl Physiol* 60:1327-1332, 1986
 19. Meguid MM, HC Lukaski, MD Tripp, JM Rosenburg, FBP Parker Jr: *Rapid bedside method to assess changes in postoperative fluid status with bioelectrical impedance analysis. Surgery St Louis* 112:502-508, 1992
 20. Organ LW, GB Bradham, DT Gore, SL Lozier: *Segmental bioelectrical impedance analysis: theory and application of a new technique. J Appl Physiol* 77:98-112, 1994
 21. Patterson R, C Ranganathan, R Engel: *Berkseth. Measurement of body fluid volume change using multisite impedance measurements. Med Biol Eng Comput* 26:33-37, 1988
 22. Scheltinga MR, DO Jacobs, TD Kimbrough, DW Wilmore: *Alterations in body fluid content can be detected by bioelectrical impedance analysis. J Surg Res* 50:461-468, 1991
 23. Segal KR, B Gutin, E Presta, J Wang, TB Van Italic: *Estimation of human body composition by electrical impedance methods: comparative study.*

- J Appl Physiol* 58:1565-1571, 1985
24. Thompson CM, CH Kong, CA Lewis, PD Hill, FD Thompson: *Can bioelectrical impedance be used to measure total body water in dialysis patients?* *Physiol Meas* 14:455-461, 1993
25. Wilmore JH: *A simplified technique for determination of residual lung volumes.* *J Appl Physiol* 25:349-355, 1969