

## 바이오 임피던스를 이용한 하지 운동분석

송철규, 송창훈, 이명권, \*김수찬, \*\*김종찬, \*\*\*서정환  
전북대 전자정보공학부, \*연세의료원 의학공학교실,  
\*\*한국기술시험원(KTL), \*\*\* 전북대 재활의학과  
전화 : 063-270-4282 / 핸드폰 : 011-783-0607

### Analysis of Lower Leg Movement Using Bio-impedance Technique

C.G. Song, C.H. Song, M.G. Lee, S.C Kim, J.C Kim, and J.H. Seo  
School of Electronics & Information Eng., Chonbuk National University  
E-mail : cgsong@moak.chonbuk.ac.kr

#### Abstract

This paper describes the possibility of analyzing gait pattern from the variation of the lower leg electrical impedance. This impedance is measured by the four-electrode method. Two current electrodes are applied to the thigh and foot., and two potential electrodes are applied to the lateral aspect, medial aspect, and posterior position of lower leg. We found the optimal electrode position for knee and ankle joint movements based on high correlation coefficient, least interference, and maximum magnitude of impedance change. From such features of the lower leg impedance, it has been made clear that different movement patterns exhibit different impedance patterns and impedance level.

#### I. 서론

자세분석(posture analysis)과 동작분석(motion analysis)은 측정장치의 특성에 따라 카메라와 고속 비디오 촬영에 의한 방법, 신체에 부착된 센서나 marker를 통한 측정방법 등이 있으며, 동작 측정을 위한 3D 글러브나, 근전도, 전자

각도계, 3차원 고니오메터 등 여러 가지 장치들이 개발되어 사용되고 있다. 본 연구의 대상이 되는 상지, 하지 운동분석의 경우, 적외선 카메라를 사용하는 무선 측정 방법이 널리 이용되고 있다. 이러한 시스템은 장치가 대규모이고, 측정 범위가 일정한 보행 공간으로 한정되므로 연구용으로는 적합하여도 일상의 임상 응용에는 반드시 바람직한 것은 아니다. 다른 한편, 임상 응용을 목표로 한 손쉬운 분석법으로서는 신발 부착형 족압측정계와 전자 고니오메터 등을 이용하는 방법이 있다. 그러나, 전자는 피험자의 발에 맞추어 그 때마다 신발을 준비할 필요가 있는데다가 보행시에 위화감도 있으며 후자는 장착 정밀도와 내구성 등의 단점이 있다.

임상 응용을 목표로 한 장치로서는 ①장치가 소형 경량이며 측정이 간편하며, ②피험자의 보행을 물리적 및 정신적으로 구속하지 않고, ③장비가 견고하여 피험자에 대하여 통일적으로 적용 가능해야 하고, ④장치의 보수 관리가 용이해야 하는 등의 몇가지 조건이 필요하다. 본 연구진은 하퇴부 전기 임피던스가 하지 동작의 변화에 따라 변화한다는 실험적 사실과 생체 임피던스 측정 장치가 상술한 여러 조건을 만족한다는 것에 착안하여 생체 임피던스에 의한 보행 분석법 연구를 진행하고 있다.

본 논문에서는 인체의 동작분석을 위한 하지운동에 따른 관절근육의 임피던스 계측시스템을 개발하고, 5 종류의 하지운동에 따른 임피던스 변화 값과 각 관절

의 상관관계를 비교하여 최적의 전극 위치를 찾았다. 그리고 최적의 전극의 위치에서 얻어진 임피던스 변화로부터 하지동작을 검토하였다.

## II. 4채널 생체임피던스 측정시스템

### 2.1 시스템 구성

그림 1은 4채널 임피던스 측정장치의 구성도를 나타내고 있다. 전압 감지모듈과 자극 전류 모듈을 구분하여 모듈을 구성하였다. 정전류원(300uA, 50KHz)을 출력시키고 4채널로 하지의 임피던스를 검출하게 된다. 사용전극은 Ag-AgCl(RedDot, 3M)을 사용하였고, 인체 안전을 위해 전원과 신호는 DC-DC converter와 분리 증폭기를 사용하여 절연하게 된다.

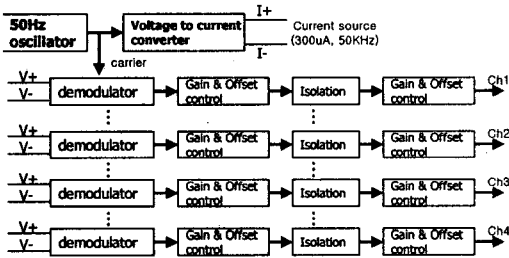


그림 1. 4채널 임피던스 측정장치

### 2.2 하지 임피던스의 정특성

충분히 긴 시간, 일정한 자세를 유지했을 때의 하퇴부 임피던스는 그 자세에 대응한 일정한 값을 나타낸다. 이를 하퇴부의 정지 상태라 하고, 정지 상태에서의 하퇴부 임피던스를 그 정특성이라 한다. 정특성은 일반적으로 고관절, 슬관절, 족관절 및 중족지절 관절의 각도, 이들의 각 관절에 작용하는 각 근육의 근수축력, 각종 상반력 등에 지배된다. 여기에서 정특성과 이러한 여러 파라미터와의 관계를 정량적으로 해석하기 위하여 우선, 정특성에 지배적인 영향을 주는 파라미터를 검토하였다.

여러 파라미터의 가동범위에서 실험적으로 정특성을 검토한 결과, 주로 족관절 각도  $\alpha$ 와 상반력에 의한 족관절 주위의 모멘트  $M_a$ 가 정특성을 지배한다는 것이 판명되었다. 정지 상태에서는 족관절 둘레의 근육에 의한 모멘트와  $M_a$ 가 거의 평형을 이루고 있으므로 여기에서는 근수축력에 의한 모멘트는 독립적인 파라미터가 아니라고 보았다.

본 논문에서는 피검자의 무릎 관절 중심부로부터 복사

뼈 돌출부까지의 길이  $L(35cm)$ 을 하퇴부 길이로 정의하였다.

자극전류원의 전극부착위치는 대퇴부(I+), 복사뼈 바로 윗부분(I-)으로 하였다. 측정전극 V. 와 V-는 이들 전극간에 하퇴근의 주요부가 존재하고, 또한 근육이 적은 슬관절부 또는 하부 전류 전극 위치에서 어느 정도 거리가 있고, 또한 충분한 임피던스 변화를 획득하기 위해 각각  $0.25L_0$ (무릎중심부로부터 족관절 방향으로  $8.75cm$  거리)과  $0.6L_0$ (무릎중심부로부터 족관절 방향으로  $21cm$  거리)의 위치에 전극을 부착하였다. 이와 같이 함으로서, 피검자별 서로 다른 하지길이에 따른 임피던스 변화량을 표준화할 수 있다.

$\alpha$ 와  $M_a$ 만을 파라미터로 했을 때의 정특성의 측정 예를 그림 2에 나타냈다.  $M_a$ 는 그림과 같이 결정하고, 정적특성 임피던스를 측정하였다. 특히 발꿈치의 지지부(A)에는 극력 힘이 가해지지 않도록 주의하였다. 견인력 W는 상반력에 대응하고, 이 때의  $M_a$ 는 다음 식으로 결정된다.

$$M_a = W l_0 \cos \alpha \quad (1)$$

단,  $l_0$ 는 족관절에서 W의 작용점까지의 거리를 나타낸다. 족관절 후방부 수직 상반력은 모멘트가 작으므로 임피던스의 변화에는 거의 영향을 주지 않는다.

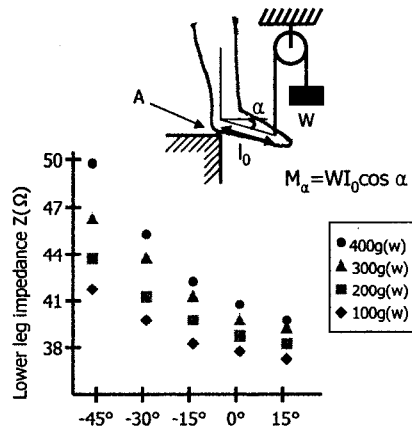


그림 2 하지 임피던스의 정적특성

이 결과에 의하면, W를 일정하게 유지했을 때의 임피던스의 값은 족부의 저굴( $\alpha < 0$ )과 함께 대폭적으로 증가하는데, 배굴( $\alpha > 0$ )에서는 약간 감소할 뿐이다.

엄밀하게 보았을 경우, 족관절에는 W외에 족부의 자중에 의한 모멘트와 하퇴근군의 복원력(족관절을 크게 저굴 또는 배굴하는 경우, 족관절에 관계되어 있는 각

중 근육, 인대, 관절 등에 의해 저굴 또는 배굴 방향의 움직임을 방해하는 방향으로 작용하는 수동적인 힘을 의미하며, 족관절의 저굴 위치에서는 배굴 방향으로 작용하고, 배굴 위치에서는 저굴 방향을 작용)이 작용하고 있음을 이해할 수 있다.

### 2.3 하지관절의 각운동 특성

인체의 하지관절은 고관절(hip joint), 슬관절(knee joint), 그리고 족관절(ankle joint)로 이뤄져 있고, 보행 주기의 시간경과에 따른 관절의 각운동 변화를 분석하게 된다. 이러한 분석을 위하여 하지의 각 관절의 위치변화를 외부의 고정된 한 점을 기준으로 한 절대 변화량으로 나타내거나, 현재의 관절위치를 기준으로 한 상대변화량으로 나타낼 수 있다. 하지관절의 3차원 각운동은 그림 3과 같이 (a)족관절굴곡,신전, (b)족관절 외전,내전 (c) 무릎관절 굴곡,신전 (d)무릎관절 외회전, 내회전, (e)고관절 외회전, 내회전운동 등이 있다.

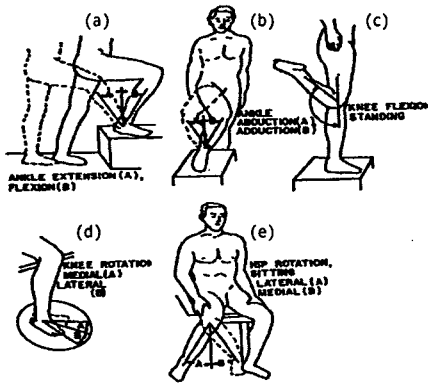


그림 3 하지관절운동의 예

### 2.4 최적 전극위치의 선택

하지의 고관절, 슬관절, 및 족관절의 각운동 변화에 따른 각각의 주동근(agonist), 길항근(antagonist), 협력근(synergist)의 해부학적 위치를 고려하고, 최적위치를 선택하였다. 이를 위해 그림 4와 같이 관절운동에 따른 임피던스 변화 감지 전극의 부착위치 15개를 선택하였고, 자극전극은 하복부와 족부에 부착시켰다. 그리고 하지 운동에 따른 임피던스 변화량과 제작한 전자 각도계와의 상관성이 가장 우수한 값을 나타내는 전극의 위치를 관찰하였다.

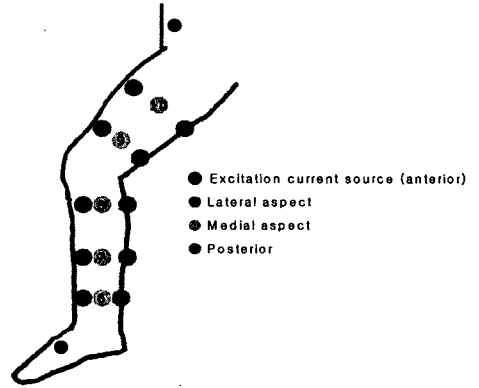


그림 4 최적의 전극위치를 선정을 위한 전극 배치도

실험에 적용한 하지운동은 고관절 신전과 내전, 외회전에 작용하는 대퇴이두근(biceps femoris)과 반막양근(semimembranosus)의 체적변화를 찾기 위해 (9-14)과 (10-15)번 전극배치를 적용할 수 있으며, 또한 고관절 굴곡, 슬관절 굴곡에 관여하는 봉공근(sartorius)의 변화를 관찰하기 위해 (8-9)과 (8-10)번 전극 배치를 적용하였다. 슬관절의 신전에 작용하는 대퇴사두근(quadriceps muscle)과 굴곡에 작용하는 대퇴이두근의 검출을 위해 (4-14)번 전극과 (5-15)번 전극을 비교하였다.

슬관절의 외회전과 내회전은 각각 반막양근과 대퇴이두근에서 작용하므로, 검출은 전극 (13-14)와 (13-15)가 측정된다.

족관절의 저축굴곡은 비복근(gastrocnemius)이 배측 굴곡은 전경골근(tibialis anterior)이 작용하므로 족관절 굴곡과 신전의 검출은 전극(2-3)과 (12-13)으로 실험하였다.

## III. 실험결과

### 3.1 최적 전극 위치

그림 5는 앉은 자세에서 족관절의 굴곡과 신전운동시 채널 1은 potentiometer를 족관절 부위에 장착하고 측정된 각도변화를 나타내며, 채널2는 족관절 신전 굴곡 운동 중에 저축굴곡 운동의 주동근인 비복근 부위에 부착된 전극(2-3)간의 임피던스 변화를 측정한 것이며, 채널 3은 족관절 배측운동의 주동근인 전경골근 부위에 부착된 전극(12-13)간의 임피던스 변화량을 측정하고, 채널 4는 전극(6-7)간의 임피던스 변화량을 측정하였다. 그림5에서 나타난 바와 같이 potentiometer로 측

된 족관절 굴곡과 신전운동의 각도변화와의 상관관계가 가장 높은 전극의 위치는 전경골근 부위(전극 12-13)임을 알 수 있으며, 상관계수는 0.96으로 가장 높게 나타났다.

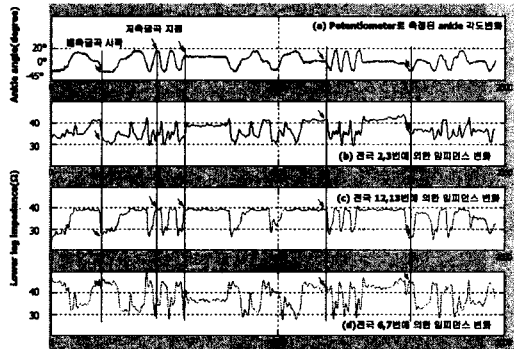


그림 5 앉은 자세에서 족관절의 굴곡과 신전운동시 (a)potentiometer각도변화, (b)전극(2-3), (c)전극(12-13), (d)전극(6-7)간의 임피던스 변화량

그림 6은 앉은 자세에서 슬관절의 굴곡과 신전운동시 채널 1은 potentiometer를 족관절 부위에 장착하고 측정된 각도변화를 나타내며, 채널2는 슬관절 신전 굴곡 운동에 관여하는 대퇴사두근의 움직임을 검출하기 위한 전극(4-14)간의 임피던스 변화량을 나타낸다. 채널 3은 슬관절 굴곡 운동에 관여하는 대퇴이두근에 부착된 전극(5-15)간의 임피던스 변화량을 측정하였다. 그림6에서의 슬관절 운동에서는 potentiometer로 측정된 굴곡과 신전운동의 각도변화와의 상관관계가 가장 높은 전극의 위치는 예상대로 봉공근이 위치한 전극(8-9)임을 알 수 있으며, 상관계수는 -0.98로 가장 높게 나타났다.

#### IV. 토의 및 결론

하지운동의 정확한 분석을 위해 선자세와 보행중에 관절운동에 대한 특징들을 실험해야 하며, 각각의 관절 운동에 대한 임피던스 변화의 최적 위치를 찾고, 각각의 간섭을 알기 위해 다른 관절에서의 임피던스 변화량을 동시에 검토되어야 할 것이다.

그리고 임피던스의 변화의 주원인은 근의 체적 변화이므로 부하에 대한 정보를 평가하기 위해서, 임의로 하지에 부하를 가하여 부하에 따른 임피던스 변화를 측정해야 한다. 현재, EMG를 이용한 하지 부하 측정

연구는 많으나 임피던스와 함께 고려한 연구는 거의

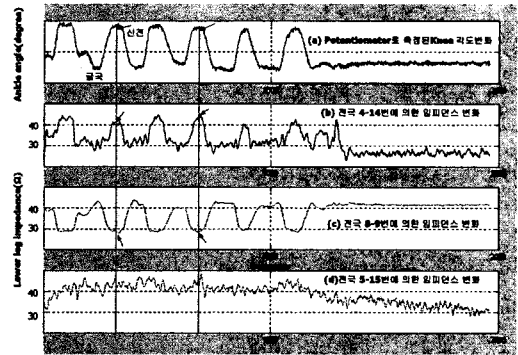


그림 6 앉은 자세에서 슬관절의 굴곡과 신전운동시 (a)potentiometer각도변화, (b)전극(4-14, (c)전극(8-9), (d)전극(5-15)간의 임피던스 변화량

전무한 상태이다. 따라서 EMG에 의한 하지운동 근육에 부가되는 힘의 정보와 임피던스 변화에 의한 움직임 정보의 분석이 필요하다.

임피던스 측정시스템은 기존의 각도계나 공간적 제한과 밀 구속적인 계측에 제한을 주는 적외선 마커 및 카메라 방식과 달리 비교적 쉽게 재할분야와 인체 동작 분석에 활용할 수 있다. 그러나 생체 임피던스 값이 사람마다 차이가 있으므로 본 실험에서의 하지 길이의 표준화 방법을 고려하여야 하고, 관절 운동시 임피던스 변화량을 이용한 정확한 절대각도의 측정을 위해 정규화 과정이 있어야 한다. 그러나 피검자에게 간단히 적용할 수 있으며 높은 정밀도와 응답시간이 빠른 점에서 장점으로 의학 및 스포츠 훈련 분야의 빠르고 복잡한 동작이 많은 스포츠의 자세 교정 및 자세 분석과 가상현실 및 애니메이션 분야에서 사용되는 고가의 모션캡처 시스템으로도 응용 가능하다.

#### References

- [1] T.Nakamura, H Isshiki, and Y.Yamamoto, "Development of device mesuring human motion and psychological activity based on bioimpedance", IMTC'94, May10-12, Hamamatsu
- [2] Y.Yamamoto & T.Yamamoto, "Measurement of electrical impedance and its applications", Medical Progress through Technology, 12(3-4), 171-183, 1987
- [3] Kim SC, Nam KC, Kim DW, Jeong YK, Kim KY, and Kim KH, "Human arm motion detection system for robot teleoperation using electrical bioimpedance method", XI Int. Conf. on Electrical Bioimpedance, 615-8, 2001