

## 생체 임피던스 신호를 이용한 하지동작 모니터링

송철규, \*변용훈, \*\*윤대영, 김거식, 임정모, 전희천, 권승범, 이정훈,  
이명권, 송창훈,\*\*\*김수찬, \*\*\*김덕원, \*\*\*\* 김경섭  
전북대 전자정보공학부, \*(주)바이오에이팩스, \*\*전북대 대학원 메카트로닉스학과,  
\*\*\*연세대 의공학학교실, \*\*\*\*건국대 의공학학부  
전화 : 063-270-4282, 핸드폰 016-9860-4282

## Leg Motion Monitoring using Bio-impedance Signal

C.G Song, \*Y.H Byun, \*\*D.Y. Youn, G.S. Kim, J.M. Im, H.C. Jeon, S.B. Kwon,  
J.H. Lee, M.G. Lee, C.H. Song, \*\*\*S.C. Kim, \*\*\*D.W. Kim, \*\*\*\*K.S. Kim,

Div. of Electronics & Information Eng., Chonbuk National University  
\* Bioapex, \*\*Dept. of Mechatronics, Graduate School, Chonbuk National University, Korea  
\*\*\*School of Biomedical Engineering, College of Medicine, Konkuk University, Korea  
\*\*\*\*Dept. of Medical Engineering, Yonsei University College of Medicine, Seoul, Korea  
E-mail : bio@mail.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.

### 1. 서론

인간의 동작분석에 대한 연구는 주로 하지의 보행에 대해서 진행되어 왔으며, 이를 위해서 근전계(EMG),각도계 (goniometer), 영상분석기, 포스플레이트 (force plate) 등을 이용해 왔다. 이 중에서 생체 신호를 이용한 근전도를 이용하는 방식은 인체의 움직임에 관한 직접적인 정보보다는 그 움직임의 원인이 되는 근육의 상태 즉 근의 활동성을 관찰하기 때문에 각도계와 영상 분석기처럼 관절의 변화를 정확하게 계속적으로 측정하는데는 부적합하다. 각도계의 경우는 관절에 부착하여 직접적인 관절의 동작을 분석하므로 가장 정확한 방법이지만, 연속적인 측정이 어렵고, 움직임에 있어 제한을 받는다는 단점이 있다. 영상 분석기와 포스플레이트는 크기가 크며 장비가 설치된 장소에서만 활용이 가능하다는 장소의 제약이 따른다. 또한, 포스플레이트처럼 압력분포를 측정하는 신발형으로 제작된 압력계도 있으나 피검자마다 발에 맞추어 신발을 준비해야 하며 보

행시 발에 부착시키는 데에 문제점이 있으며, 상지운동 분석에는 이 두 가지 방법을 적용하기 곤란하다.

생체 임피던스와 근전도를 연계한 상지와 하지에 대한 동작분석의 연구는 아직 행해진 바가 없다. 본 논문에서는 인체의 동작분석을 위한 하지운동에 따른 관절근육의 임피던스 측정시스템을 개발하고, 5종류의 하지운동에 따른 임피던스 변화 값과 각 관절의 상관관계를 비교하여 최적의 전극 위치를 찾았다. 그리고 최적의 전극의 위치에서 얻어진 임피던스 변화로부터 하지 동작을 검토하였다.

## II. 하지의 운동 분석

### 2.1 임피던스 측정 시스템 설계 및 보정

하지의 동작 분석을 위하여 4전극 시스템으로 제작된 임피던스 측정시스템은 다채널의 확장성을 고려하여 자극전류 모듈과 전압감지 모듈로 분리하여 구성하였다. 4전극 시스템은 2개의 자극 전류 전극과 2개의 전압 감지 전극으로 구성되어 있다. 넓은 범위의 임피던스 변화를 얻기 위해 각 채널별로 임피던스 옵셋을 조절할 수 있도록 하였다. 전원과 신호 선은 피검자의 전기적 안전을 고려하여 DC-DC 변환기(PPD10-5-1515, NEMIC-LAMBDA)와 분리 증폭기(ISO100, Burrbrown)를 사용하여 각각 절연, 분리하였다. 인가되는 전류는 전기적 안전을 고려하여 50 kHz, 300  $\mu$ A로 결정하였다[8]. 인체에 50 kHz 대에 의한 임피던스는 리액턴스 성분이 작고 대부분 저항성분을 갖기 때문에 임피던스 측정 시스템에서는 저항성분과 리액턴스(reactance) 성분 중 저항 성분만을 측정하도록 설계하였다[8]. 임피던스 변화에 의한 전압 값을 컴퓨터로 받기 위해 사용한 데이터 획득 보드는 DT-9801(Data Translation)을 사용하였다.

샘플링 주파수는 50Hz로 하였고, 양자화는 12bit로 하였다. 또한 관절의 움직임에 따라 원하는 임피던스 신호이외에 근잡음과 동잡음(motion artifact)을 제거하기 위해 6차의 버터워스 저역 통과 필터를 적용하였다(차단 주파수 10Hz).

임피던스의 보정은 실제 저항을 사용하여 저항 변화에 대한 전압 변화를 측정하여 보정하였으며 시스템의 임피던스 측정 범위와 선형성도 함께 확인하였다.

### 2.1 최적 전극위치의 선택

하지운동을 검출할 수 있는 최적전극 위치 선정을 위해, 하지의 고관절, 슬 관절, 및 족관절의 각운동 변화에 따른 각각의 주동근(agonist), 길항근(antagonist), 협력근(synergist)의 해부학적 위치를 고려하였다. 이를 위해 그림1과 같이 관

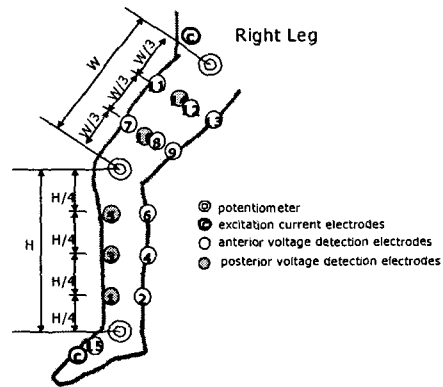


그림1 최적 전극위치 결정을 위한 전극배치

절운동에 따른 임피던스 변화 감지 전극의 부착 위치 15개를 선택하였고, 자극전극은 하복부와 족부에 부착시켰다. 그리고 하지 운동에 따른 임피던스 변화량과 제작한 전자각도계와의 상관성이 가장 우수한 값을 나타내는 전극의 위치를 관찰하였다.

## III. 실험 결과 및 고찰

제작한 4 채널 임피던스 측정시스템의 최대 임피던스 측정 범위는 1  $\Omega$ 에서 300  $\Omega$ 까지이며, 고정된 오프셋에서 측정할 수 있는 임피던스 변화량은 60  $\Omega$ 이고 해상도는 1.1 m $\Omega$  이다. 하지운동 시 최적의 임피던스 신호 모니터링을 위한 실험프로토콜은 표1과 같다.

### 3.1 족관절 운동 측정

그림 2는 족관절의 굴곡과 신전 운동 시 채

널 1은 potentiometer를 족관절 부위에 장착하고 측정된 각도변화를 나타내며, 채널2는 족관절 배측운동의 주동근인 전경골근 부위에 부착된 전극(2-5)간의 임피던스 변화량을 측정하고, 채널 3은 관절 신전 굴곡운동 중에 저측굴곡 운동의 주동근인 비복근 부위에 부착된 전극(1-3)간의 임피던스 변화를 측정하는 것이며, 채널 4는 전극(1-4)간의 임피던스 변화량을 측정하였다.

표1과 그림2와 같이 측정 시간은 15초간격으로 서로 다른 운동을 할 때의 생체임피던스 신호를 측정하였다. 표1에서 F/E은 굴곡(flexion)과 신전(extension)을 의미한다.

표1 하지운동 중 동작검출을 위한 실험 프로토콜

하지운동	시간간격	시간별 운동
Ankle Flexion/Extension 0° → -30° → 5°	0 ~ 15sec: stage 1	Ankle F./E.
	15 ~ 30sec: stage 2	Knee F./E.
	30 ~ 45sec: stage 3	Hip F./E.
	45 ~ 60sec: stage 4	Hip Rotation
	60 ~ 75sec: stage 5	Ankle F/E
Knee Flexion/Extension 0° → 45° → 0°	0 ~ 15sec: stage1	Ankle F/E
	15 ~ 30sec: stage2	Knee F/E
	30 ~ 45sec: stage3	Hip F/E
	45 ~ 60sec: stage4	Hip Rotation
	60 ~ 75sec: stage5	Knee F/E
Hip Flexion/Extension 0° → +30° → 0°	0 ~ 15sec: stage1	Hip F/E
	15 ~ 30sec: stage2	Ankle F/E
	30 ~ 45sec: stage3	Knee F/E
	45 ~ 60sec: stage4	Hip Rotation
	60 ~ 75sec: stage5	Hip F/E

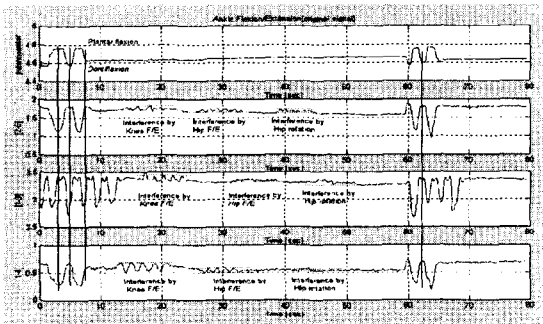


그림 2 임피던스 신호를 이용한 족관절 운동 모니터링

### 3.2 슬관절 운동 측정

그림 3은 슬관절의 굴곡과 신전 운동 시 채널 1

은 potentiometer를 슬관절 부위에 장착하고 측정된 각도변화를 나타내며, 채널2,3,4는 슬관절 신전 굴곡 운동에 관여하는 대퇴사두근의 움직임을 검출하기 위한 전극(5-8), (5-11), (5-12)간의 임피던스 변화량을 나타낸다.

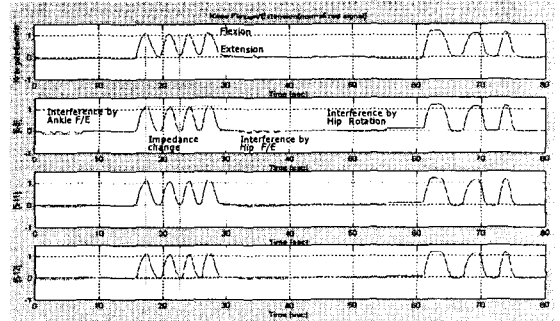


그림 3 임피던스 신호를 이용한 슬관절 운동 모니터링

### 3.3 고관절 운동 측정

그림 4는 고관절의 굴곡과 신전 운동 시 채널 1은 potentiometer를 고관절 부위에 장착하고 측정된 각도변화를 나타내며, 채널2,3,4는 슬관절 신전 굴곡 운동에 관여하는 대퇴사두근의 움직임을 검출하기 위한 전극(10-12), (9-13), (10-11)간의 임피던스 변화량을 나타낸다.

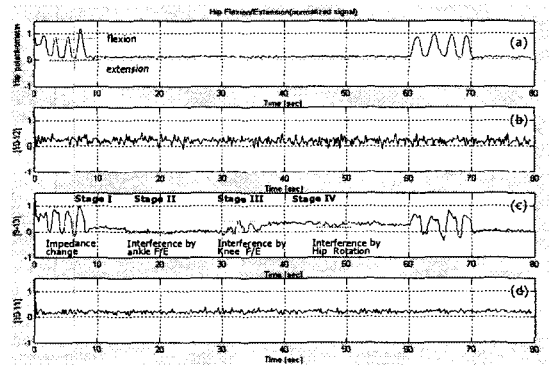


그림 4 임피던스 신호를 이용한 고관절 운동 모니터링

### 3.4 보행 중 관절 움직임 측정

그림 5는 보행 중의 관절(고관절, 슬관절, 족관절)데이터를 얻기하기 위한 전극의 부착과 장치 구성을 나타낸다. 각 관절의 각도 변화를 감지하기 위해, 본 실험에서 얻어진 최적전극의 위치를

이용하였다. 3채널 신호를 A/D(50Hz, 12bit)한 후, 동잡음과 근잡음 제거를 위해 Matlab을 이용하여 저역통과 필터를 적용하였다(차단주파수 10 Hz).

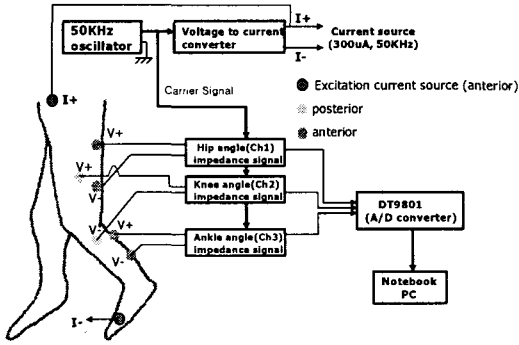


그림 5 보행 중 관절 데이터 획득을 위한 전극 배치와 장치 구성도

이 때 얻어진 데이터가 그림 6에 나타나 있다. 그림 6의 우측 상단에서부터 차례로 고관절 변화에 따른 생체 임피던스 신호, 슬관절, 족관절 변화에 대한 신호이다. y축의 단위는 각도로 변환이 가능하다.

그림 6과 같이 피검자의 하지 움직임에 따라, 각각의 관절의 각도 변화를 단계적으로 또는 연속적으로 모니터링과 분석이 가능하도록 하지 동작 분석 프로그램을 제작하였다. 프로그램에서 단축 키에 따라서 원하는 실행을 할 수 있으며, 단축 키 P는 연속 애니메이션을 위해, L은 1회 재생, F는 순간 순간의 관절변화를 분석할 수 있다. 그리고 R은 애니메이션을 리셋하는 경우에 이용된다. 제작된 프로그램은 Sense8 사의 WTK™(ver.9)와 Visual C++로 작성하였다. WTK는 가상현실분야에서 널리 이용되고 있는 표준화된 라이브러리이다. 그림 6에 나타난 하지와 하지의 움직임은 실제 3 채널로 획득된 생체 임피던스 신호에 의해 제어가 되도록 하였다.

#### IV. 결 론

제안한 방법은 기계적인 방법에 비하여 공간 구속력이 적고 측정이 간단하고 기계적인 방식에

비해 시간 해상도가 높다는 특성을 가지고 있다. 뿐만 아니라, 기존의 생체신호를 이용한 방식인 EMG와 비교해 계산 량이 훨씬 적고, 신호 대 잡음비가 높다는 장점도 가지고 있다. 그러나, 보행 분석과 같이 보다 다양하고 세밀한 하지 운동의 분석을 위해서는 추가적인 채널의 확장이 요구된다. 무선을 이용한다면, 특정 공간에서만 측정이 가능한 각도계와 비디오 영상 분석기와는 달리 공간적 이동이 많고, 장시간에 걸친 연속측정이 요구되는 스포츠 운동 분야에 활용 가능성이 클 것으로 사료된다. 채널 수를 확장하여 상지와 하지를 동시에 평가한다면 재활 및 임상에서의 동작분석, 걸음걸이 교정, 그리고 이러한 치료 효과의 정량적, 객관적 평가에 활용할 수 있을 것으로 기대된다.

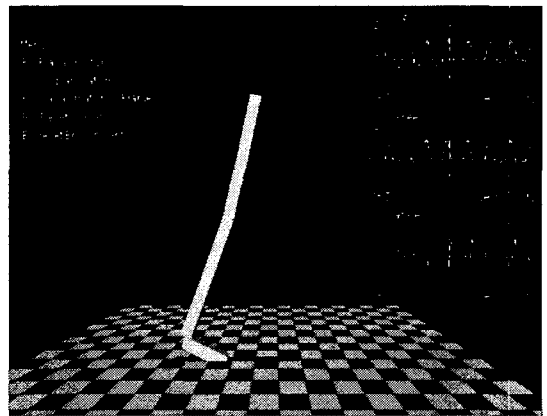


그림 7 WTK를 이용한 하지동작 분석

#### 참고문헌

- [1] M. J. Adrian, and J. M. Cooper, Biomechanics of Human Movement, 2nd Edition, Mcgraw-Hill, pp. 43-48, 1994.
- [2] S. C. Kim, K. C. Nam, D. W. Kim, C. Y. Ryu, Y. H. Kim, J.C. Kim, "Optimal electrode configuration for detection of arm movement using bio-impedance," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 41, pp. 141-145, 2003.
- [3] H. Gray, L. H. Bannister, M. M. Berry, and P. L. Williams, *Gray's Anatomy: the Anatomical Basis of Medicine & Surgery*, 38th Edition, Churchill Livingstone, pp. 1923-1929, 1995.
- [4] Engineering Animation Line, WTK Reference Manual, Sense 8 Co. Ltd