

A Human Arm Movement Detection System Using Electrical Bioimpedance Measurement

金鍾讚* · 金守贊** · 南基昌** · 朴玟用[§] · 金景煥^{§§} · 金德源***

(Jong Chan Kim · Soo Chan Kim · Ki Chang Nam · Mignon Park · Kyunghwan Kim · Deok Won Kim)

Abstract - In this study, we developed a new human arm movement detection system using electrical bio-impedance method with several skin-electrodes. The correlation coefficients of the joint angle and the impedance change from human arm movement was obtained using a goniometer and impedance measurement system developed in this study. The correlation coefficients of the wrist and the elbow movements were 0.94 and -0.99, respectively. This system was applied to control a robotic arm by converting the measured impedance to joint angle to confirm the validity of the proposed system. In conclusion, we confirmed that this system can control the robotic arm according to arm movement without any limitation of movement. This system showed possibility that upper arm movement could be easily measured by impedance measurement system with a few skin-electrodes.

Key Words : impedance method, arm movement detection, extension, flexion, robot control

1. 서 론

인간의 동작분석에 대한 연구는 주로 하지의 보행에 대해서 진행되어 왔으며, 이를 위해서 근전계 (EMG, electromyograph), 각도계 (goniometer), 영상분석기, 포스플레이트 (force plate) 등을 이용해 왔다 [1-3]. 이 중에서 생체 신호를 이용한 근전계는 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[3]. 영상분석기와 포스플레이트는 크기가 크며 장비가 설치된 장소에서만 활용이 가능하다는 장소의 제약이 따른다. 또한, 포스플레이트처럼 압력 분포를 측정하는 신발형으로 제작된 압력계도 있으나 피검자마다 발에 맞추어 신발을 준비해야 하며 보행시 발에 부착시키는 데에 문제점이 있으며, 상지운동 분석에는 이 두 가지 방법을 적용하기 곤란하다.

임피던스 측정법은 외부에서 비관혈적인 방법으로 관찰하

기 어려운 생체 내부 환경이나, 생체의 특정 부위의 내부 변화에 의한 임피던스 변화를 추출하여 유용한 생체정보를 얻는데 활용되고 있다[5]. Nakamura 등 (1992)은 테니스 선수의 운동 중의 움직임을 분석하는데 있어서 관절의 운동을 관찰하는데는 근전계 측정 신호보다 임피던스가 적합하다는 결과를 보였다[3]. 그 결과 하완 (forearm)의 임피던스 변화의 미분 값과 팔꿈치 각속도와 높은 상관계수 ($r=-0.97$)를 얻었으며, 하완의 임피던스 변화와 팔의 속도 변화와의 상관계수 ($r=0.79$)를 구해 임피던스 변화로 운동패턴을 볼 수 있는 가능성을 제시하였다[3]. 그러나 이러한 연구에서는 움직임의 상대적 변화를 주로 이용하였으며 관절의 절대 각도를 임피던스로 측정하지는 않았다.

본 연구에서는 상지의 임피던스 변화를 감지하여 상지의 관절 각도를 얻어내고, 이 정보를 로봇 제어에 활용할 수 있는 가능성을 보여주고자 하였다. 이를 위해 팔의 표면에 한 쌍의 전류 자극 전극과 두 쌍의 전압 감지 전극을 피부에 부착하여 운동 중 팔의 전기적인 임피던스 변화를 측정할 수 있는 시스템을 구현하였다. 그리고 임피던스 변화를 각도계를 이용하여 각 관절의 각도로 보정한 후 상지의 임피던스 변화를 이용하여 다 관절 로봇을 제어하였다.

2. 팔의 운동분석 및 로봇 제어

임피던스 측정법은 Nyboer (1970)가 혈류량 측정에 적용시킨 공식이 이용되어온 이후로, 이를 수학적으로 간략화시킨 Swanson (1976)의 공식이 많이 사용되고 있다[5-7]. 본 연구에서는 혈류량 측정과는 달리 임피던스 변화 요인을 근육의 단면적과 혈류량의 변화로 가정하였다[4]. 식 (1)과 같이 전압 감지 전극의 거리가 일정할 경우, 정전류원에 의해 측정

* 正 會 員 : 産業技術試驗院 醫療機器本部
 ** 正 會 員 : 延世大 生體工學科 博士課程
 *** 正 會 員 : 延世大 醫大 醫學工學教室 教授 · 工博
 § 正 會 員 : 延世大 工大 電氣電子工學科 教授 · 工博
 §§ 正 會 員 : 韓國科學技術研究院 Microsystem Research Center · 工博

接受日字 : 2002年 6月 7日
 最終完了 : 2002年 7月 15日

된 전압은 비저항과 측정 부위의 거리에 비례하고, 근육과 혈관의 단면적에 반비례한다. 따라서 근육이 수축 혹은 이완하게 될 경우 근육의 단면적과 혈관의 단면적 변화로 인해 임피던스가 변화하게 된다.

$$V = I \cdot (Z_m // Z_b) = I \cdot (\rho_m \frac{L}{A_m} // \rho_b \frac{L}{A_b}) \quad (1)$$

- V : 전압감지 전극간의 전위 [V]
- I : 정전류 [mA]
- L : 전압감지 전극간의 거리 [cm]
- A_m : 전압감지 전극간 근육의 단면적 [cm²]
- A_b : 전압감지 전극간 혈관의 단면적 [cm²]
- ρ_m : 근육의 비저항 [Ω · cm]
- ρ_b : 혈액의 비저항 [Ω · cm]

2.1 임피던스 측정 시스템 설계 및 보정

그림 1은 팔의 동작 분석을 위하여 설계된 다채널 임피던스 측정시스템의 구성도이다. 4전극 시스템으로 제작된 임피던스 측정시스템은 추후 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 μA로 결정하였다 [5,8]. 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 [5]. 임피던스 변화에 의한 전압값을 컴퓨터로 받기 위해 사용한 데이터 획득 보드는 PCI-MIO-16E-4 (National Instrument)를 사용하였다. 임피던스의 보정은 실제 저항을 사용하여 저항 변화에 대한 전압변화를 측정하여 보정하였으며 시스템의 임피던스 측정 범위와 선형성도 함께 확인하였다.

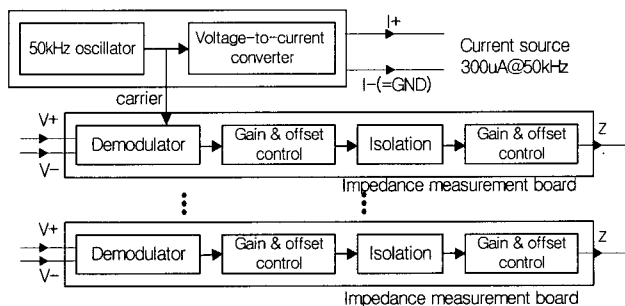


그림 1 임피던스 측정시스템의 구성도
Fig. 1 Schematic diagram of impedance measuring system

2.2 팔의 운동 분석

근골격계의 변화로 나타나는 인체의 동작은 사지에서 특히 다양하고 복잡한 움직임을 보인다. 이중 팔의 동작으로는 크게 손목의 펴 (extension), 굽힘 (flexion), 젖힘 (hyperextension), 회전 (circulation), 주먹의 쥐고 펴, 손가락 움직임, 팔꿈치의 펴(extension)과 굽힘(flexion), 하완의 외전 (supination)과 내전 (pronation) 등이 있다 [9, 10]. 본 연구에서는 다양한 팔 운동 중 그림 2(a)와 같은 손목과 팔꿈치의 기본 동작에 대한 분석을 수행하였다. 손목 운동은 팔의 모든 관절을 펴고 손을 펴거나 주먹을 쥐 상태에서 손목의 펴와 굽힘 동작, 그리고 팔꿈치 운동 또한 모든 관절을 펴고 손을 펴거나 주먹을 쥐 상태에서 팔꿈치 관절의 펴와 굽힘 동작으로 보았다. 정전류원 (300 μA, 50 kHz)은 그림 2(b)와 같이 피검자의 어깨 (I+)로부터 손끝 (I-)에 전류 자극 전극을 부착하였다. 전압 감지 전극의 방향과 전류가 흐르는 방향이 직각이 되면 임피던스 변화가 측정되지 않기 때문에 이 점을 고려하여 전극의 위치를 적절하게 선정되어야 한다. 또한, 손목과 팔꿈치의 해부학적인 근육의 수축과 이완에 따른 변화와 임피던스 변화와의 관계가 선형적이라고 볼 수 없기 때문에 임피던스 측정으로 팔운동을 평가하기 위해 각 관절의 동작에 따른 임피던스 변화 값과 관절의 각도를 잘 반영하는 측정법이나 데이터 분석이 요구된다. 이러한 조건을 만족하는 최적의 전극 위치는 본 연구자들이 수행한 기존의 연구로부터 그림 2(b)와 같이 선정하였다 [11]. 채널 1은 하완의 전체 길이를 L로 보고 전압 감지 전극 (1-2) 간의 거리가 L/4 이 되도록 부착하여 손목 관절의 각도 변화에 의한 임피던스 변화를 측정하였고, 채널 2는 상완 전체 길이를 H로 보고 전압 감지 전극 (3-4) 간의 거리가 H/3가 되도록 부착하여 팔꿈치 관절의 각도 변화에 의한 임피던스 변화를 측정하였다. 전극은 직경 10mm인 Ag-AgCl (RedDot, 3M)을 사용하였다. 최종적으로 각 관절의 각도 측정을 위하여 전위차계와 각도계를 조합하여 자체적으로 전자 각도계 (electrical goniometer)를 제작하여 임피던스를 각도로 변환하는데 사용하였다. 손목과 팔꿈치 관절 각도를 측정하고, 채널 1과 2에서 측정된 임피던스 측정값을 각각 손목 관절 각도와 팔꿈치 관절 각도로 보정하였다.

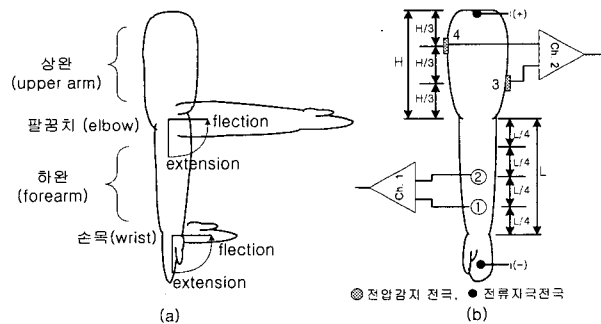


그림 2 (a) 측정된 팔운동의 종류 (b) 전극 부착 위치
Fig. 2 (a) Types of upper arm movement measured (b) electrodes placement

2.3 로봇 제어를 통한 제한한 방법의 검증

전위차계와 임피던스와의 상관 관계를 기초로 하여 로봇의 원격 제어에 활용해 보고자 그림 3과 같이 수직 다관절 로봇(FARAMAN-AM1, Samsung Electronics Co., Ltd)을 임피던스 방법을 이용하여 얻어진 관절의 각도로 제어하였다. 로봇의 제어기는 TCP/IP에 의해 임피던스 측정 시스템에 연결되고, 로봇의 관절 각도는 100 msec의 주기로 전달된다. 임피던스 방법으로 얻어지는 관절의 각도에 대한 정보는 임피던스 값을 각도로 환산하는 기본 연산 이외의 추가적인 데이터 연산이 필요 없기 때문에 100 msec보다 높은 데이터 전송을 지원할 수 있으나 로봇의 운동 속도에 의해 제한되므로 샘플링 주파수는 20 Hz로 하였다. 로봇 관절은 피검자의 관절 각도에 근거하여 PTP (Point to Point) 제어 방식을 이용하여 동작시켰다. PTP 제어는 운동범위 내에 예정된 운동 점들의 위치를 미리 정해진 순서대로 통과하게 하는 제어 방식이다.

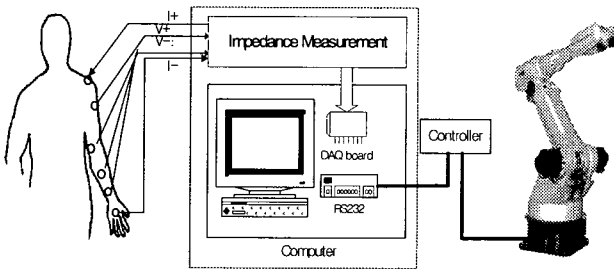


그림 3 임피던스 방법을 이용한 로봇 제어시스템의 구조도
Fig. 3 Configuration of a robot arm control system using impedance method

3. 결과 및 고찰

제작한 2 채널 임피던스 측정시스템의 사양은 표 1과 같다. 최대 임피던스 측정 범위는 1 Ω에서 300 Ω까지이며, 고정된 움직임에서 측정할 수 있는 임피던스 변화량은 60 Ω이고 해상도는 1.1 mΩ 이다. 그림 4는 두 채널간의 차이 유무를 관찰하기 위해 두 채널을 동일한 기본 움직임에서 임피던스를 측정한 결과이다. 두 채널간의 차이가 거의 없이 동일한 결과를 보였다. 그림에서는 각 채널의 결과를 명확히 보여주기 위해서 인위적으로 채널 2에는 움직임을 1V 더하여 표시하였다.

표 1 임피던스 측정 시스템의 사양
Table 1 Spec. of impedance measurement system

항 목	사 양
채널의 수	2
임피던스 측정범위	1 Ω ~ 300 Ω
해상도	1.1 mΩ
자극 전류의 세기	300μA@50kHz

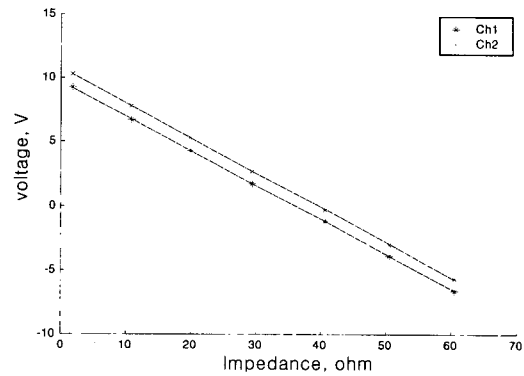


그림 4 전위차계로 측정된 두 채널의 임피던스와 전압과의 관계

Fig. 4 Relationships between impedance and voltage measured by the potentiometer for two channels

그림 5는 팔꿈치를 펴고 손을 펴거나 주먹을 쥐 상태에서 손목 운동 시 측정된 임피던스 변화를 나타낸 것이다. 손을 편 상태를 기준으로 손목을 굽히면 전압 감지 전극 (1-2) 간의 임피던스는 그림 5(b)와 같이 증가하고, 손목을 굽힌 상태에서 손목을 펴면 임피던스는 감소하였다. 그러나, 손과 손목 동작 시 전압 감지 전극 (3-4) 간의 임피던스 변화는 그림 5(c)와 같이 거의 변화가 없었다. 손목과 팔꿈치를 편 기본 자세에서 손바닥을 뺐을 때 보다 주먹을 쥐었을 때 전극 (1-2) 간의 임피던스는 증가하나, 이때도 손목 관절의 변화에 따른 임피던스 변화는 손을 편 상태와 동일한 경향을 보였다. 손목 운동에 의한 임피던스 변화는 여러 가지 요인에 의한 결과일 수 있으나 관절 각도의 변화는 근의 수축, 이완에 의한 변화라는 점에서 임피던스 변화는 근육과 혈관의 단면적 변화로 인한 것임을 확인 할 수 있었다. 손목의 굽힘 운동에 관여하는 근육 중에서 요골쪽 손목 굽힘 근 (flexor carpi radialis muscle)과 긴 손바닥 근 (palmaris longus muscle)이 있는 위치에서 손목 가까운 쪽에 부착되어 있어 손목을 굽히거나 주먹을 쥐게 되면 전압 감지 전극 (1-2) 사이에 있는 근육과 혈관의 단면적이 감소하여 임피던스가 증가되었다고 사료된다.

그림 6은 손목을 펴고 손을 펴거나 주먹을 쥐 상태에서 팔꿈치 운동 시 측정된 임피던스 변화를 나타낸 것이다. 손과 팔꿈치를 편 상태에서 팔꿈치를 굽히게 되면 전압 감지 전극 (3-4) 간의 임피던스는 그림 6(c)와 같이 감소하고, 팔꿈치를 펴면 임피던스는 증가하였다. 이는 상지의 굽힘과 폼에 관여하는 상완 두 갈래 근 (biceps brachii muscle)의 피부에 전극 (3-4)가 부착되어 있어 팔꿈치를 굽히게 되면 상완 두 갈래 근의 단면적의 증가로 인해 전극 (3-4) 간의 임피던스가 감소하는 것으로 사료된다. 팔꿈치 관절의 변화 시에는 손목 관절의 변화와는 달리 전극 (3-4) 간의 임피던스 변화 이외에도 그림 6(b)와 같이 전극 (1-2) 간의 임피던스 변화도 함께 나타난다. 그러나, 이때의 임피던스는 손목을 편 상태에서 굽히게 될 때 임피던스가 증가하는 것과 반대로 감소하는 결과를 보였다. 그러므로, 손목과 팔꿈치를 모두 뺐을 때의 임피던스를 기준으로 전압 감지 전극 (1-2) 간의 임피던스가 기

준 값보다 높은 범위에서 변화하게 되면 손목 자체의 운동에 의한 것이고, 기준 값보다 낮은 범위에서 변화하게 되면 팔꿈치 관절의 움직임에 의한 영향임을 알 수 있다.

손목과 팔꿈치 관절의 임피던스 변화가 각 관절의 각도와 얼마나 밀접한 관계가 있는가를 알아보기 위해 상관 관계를 관찰하였다. 이를 위해 자체 제작한 전자 각도계를 손목과 팔꿈치 관절에 부착하여 실제 관절 각도와 전극 (1-2)와 전극 (3-4) 간의 임피던스 변화를 동시에 측정하였다. 손바닥을 편 상태에서 손목 운동 및 팔꿈치 운동을 각각 20번 반복하여 측정하였다. 그림 7(a)와 (b)는 각각 손목 관절과 전극 (1-2) 간의 임피던스 변화와의 상관 관계와 팔꿈치 관절과 전극 (3-4) 간의 임피던스 변화와의 상관 관계를 보여주고 있다. 상관 계수 (γ)는 각각 0.94와 -0.99로 높은 상관 관계를 보였다.

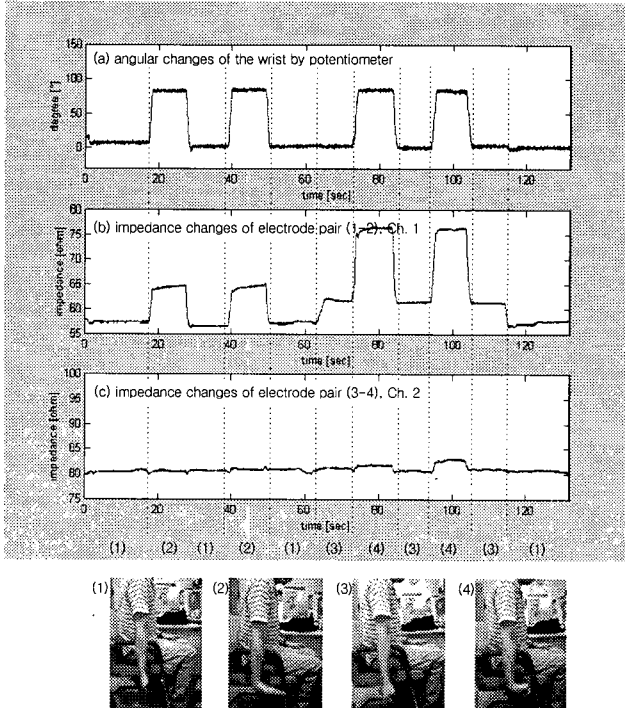
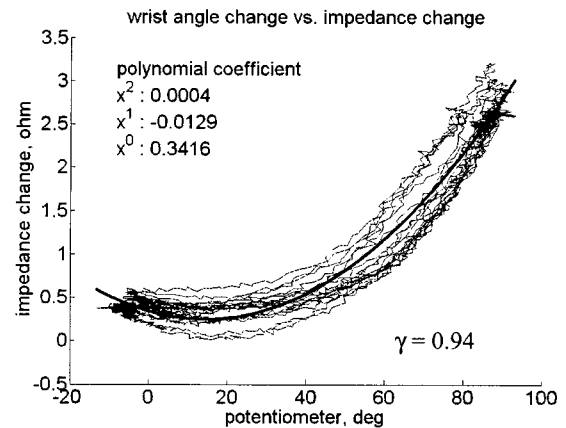


그림 5 팔꿈치를 편 상태에서 손목 운동 시의 각도와 임피던스 변화

Fig. 5 Changes of joint angle and impedance during the wrist movement with elbow extension



(a)

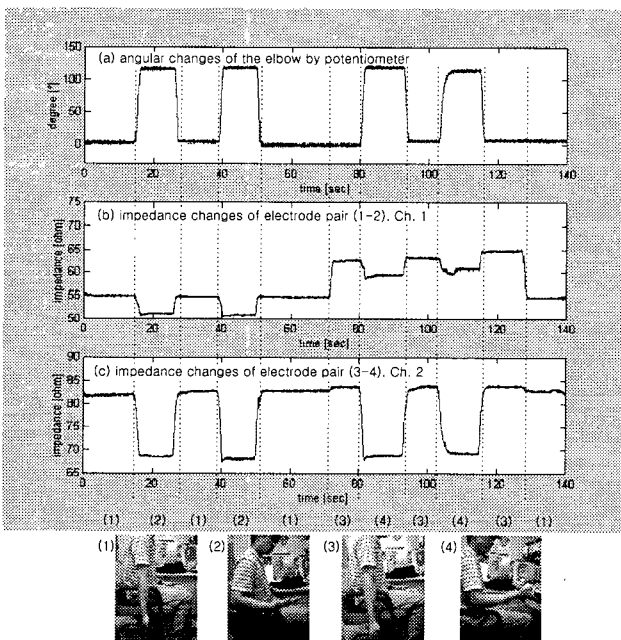
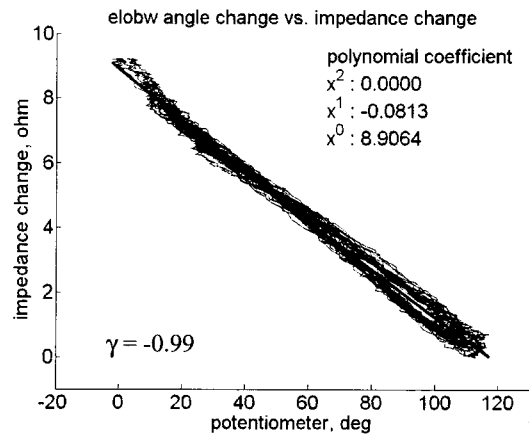


그림 6 팔꿈치를 펴고 구부릴 때의 각도와 임피던스 변화
Fig. 6 Changes of joint angle and impedance during the elbow movement



(b)

그림 7 각도와 임피던스 변화와의 상관관계 (a) 손목 (b) 팔꿈치

Fig. 7 Relationships between the relative impedance changes and the angles of wrist (a) and elbow (b)

하완의 회전 운동 시 하완에서의 임피던스 변화를 측정해 보았다. 그림 8은 손을 펴고 하완의 내전 (pronation)과 외전 (supination)시 임피던스 변화를 나타낸 것으로 외전 (supination)시에는 손목의 임피던스가 감소하고, 내전 (pronation)시에는 증가하는 결과를 얻었다. 손목이나 팔꿈치

운동처럼 다른 채널의 결과와 명확하게 구분되는 변화를 보인 것은 아니지만 전극 (1-2) 간의 임피던스 변화가 운동방향과 일관성을 갖고 있다는 것을 알 수 있었다.

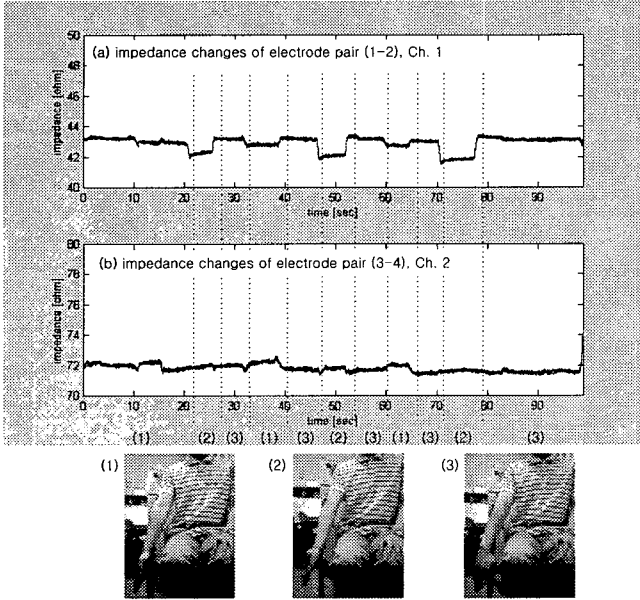


그림 8 하완이 내전과 외전할 때의 임피던스 변화
 Fig. 8 Impedance changes during the pronation and supination of forearm

그림 9는 제안한 방법의 유용성을 확인해 보기 위해 로봇 팔을 제어한 결과로서 팔꿈치의 임피던스 변화로부터 얻은 각도와 로봇 팔의 관절의 실제 변환 각도의 궤적을 함께 기록한 것이다. 기준 각도는 하완을 90° 굽혔을 때를 0° 하여 이 보다 30° 더 굽혔을 때를 '+', 기준 각도에서 30° 더 폈을 때를 '-'로 하여 측정된 결과이다. 로봇 팔의 각도 이동 궤적과 임피던스를 이용한 팔꿈치의 각도와와의 차이가 거의 없음을 보여준다. 원격 로봇의 제어에 제안한 방법을 활용하여 적용할 수 있는 가능성을 확인하였다.

3. 결 론

생체 신호를 측정하기 위한 방법 중의 하나인 생체 임피던스를 이용하여 팔의 동작을 감지할 수 있는 감지 시스템을 구현하였다. 손목 운동은 하완의 임피던스 변화로 감지할 수 있고, 팔꿈치 관절 운동은 상완의 두 갈래 근육 (biceps) 임피던스 변화로 감지할 수 있었으며 각각의 상관 관계가 매우 높음을 확인하였다. 피부전극의 부착만으로 피검자의 활동에 제한을 주지 않고 관절의 운동변화를 간단하면서 정확하게 측정할 수 있었다. 이 결과를 이용하여 비록 2 자유도이지만, 생체 신호를 이용하여 로봇 팔의 원격 제어가 가능함을 보였다. 제안한 방법은 기계적인 방법에 비하여 공간 구속력이 적고 측정이 간단하고 기계적인 방식에 비해 시간 해상도가 높다는 특성을 가지고 있다. 뿐만 아니라, 기존의 생체

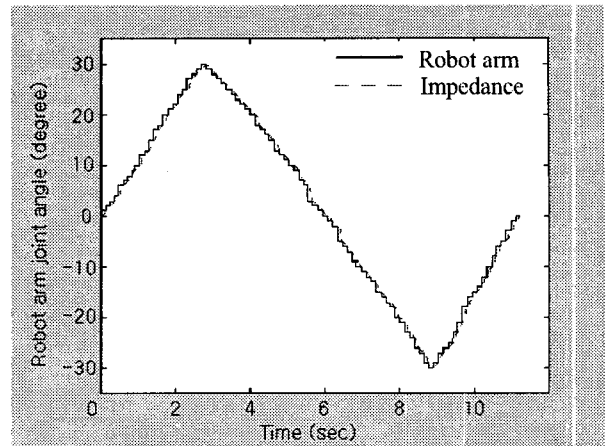


그림 9 전극 (3-4) 양단의 임피던스 변화를 이용한 로봇 팔의 원격제어 결과
 Fig. 9 Result of the robot arm control using impedance change between electrode pair (3-4)

신호를 이용한 방식인 EMG와 비교해 계산 량이 훨씬 적고, 신호 대 잡음비가 높다는 장점도 가지고 있다. 그러나, 하완의 회전 운동과 같이 보다 다양하고 세밀한 상지 운동의 분석을 위해서는 추가적인 채널의 확장이 요구된다. 무선을 이용한다면, 특정 공간에서만 측정이 가능한 각도계와 비디오 영상 분석기와는 달리 공간적 이동이 많고, 장시간에 걸친 연속 측정이 요구되는 스포츠 운동 분야에 활용 가능성이 클 것으로 사료된다. 채널수를 확장하여 상지와 하지를 동시에 평가한다면 재활 및 임상에서의 동작분석, 걸음걸이 교정, 그리고 이러한 치료 효과의 정량적, 객관적 평가에 활용할 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

- [1] M. J. Adrian, and J. M. Cooper, Biomechanics of Human Movement, 2nd Edition. Mcgraw-Hill, pp. 43-48, 1994.
- [2] Y. Koike and M. Kawato, "Human interface using surface EMG signals", Transactions of the Institute of Electronics, Information and Communication, vol. 2, pp. 363-370, 1996.
- [3] T. Nakamura, Y. Yamamoto, and H. Tsuji, "Fundamental characteristics of human limb electrical impedance for biodynamic analysis", Medical & Biological Engineering & Computing, vol. 30, pp. 465-473, 1992.
- [4] 山本 尚武, 山本 辰馬, 岡本 草雨, 軸屋 和明, 平上 二九三, 明石 謙, "歩行分析のための下腿部電氣インピーダンスの検討", 医用電子と生体工学, vol. 22, no. 6, pp. 433-438, 1984.
- [5] L. E. Baker, "Principles of the impedance techniques", IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 8, no. 1, pp.11-15, 1989.
- [6] J. Nyboer, "Non-invasive sensing of cardiac, vascular and pulmonary volume dynamics.", Bibliotheca Cardiologica, vol. 31, pp. 42-51, 1973.
- [7] D. W. Kim, "Detection of physiological events by impedance", Yonsei Medical Journal, vol. 30, no. 1,

- pp.1-11, 1989.
- [8] S. C. Kim, K. C. Nam, D. W. Kim, Y. K. Jeong, K. Y. Kim and K. H. Kim, "Human arm motion detection system for robot teleoperation using electrical bio-impedance method", XI International Conference on Electrical Bio-Impedance, pp. 615-618, June 2001.
- [9] 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.
- [10] 이영선, 이석기, 김철중, 박세진, "한국인 20대 청년의 팔 관절 동작범위 측정연구", 대한인간공학회 논문지, 15호, 제1권, pp. 39-52, 1996.
- [11] 김수찬, 남기창, 유창용, 김덕원, "임피던스 방법을 이용한 상지 동작 분석을 위한 최적 전극 위치", 대한의용생체공학회 추계학술대회 논문집, 24호, 제2권, pp. 150-151, 2001. 11.



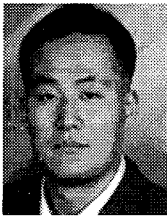
남 기 창 (南 基 昌)

1972년 8월 10일생. 1997년 연세대학교 의용전자공학과 학사졸업. 1999년 동 대학원 생체공학 협동과정 졸업(공학석사). 1999년~현재 동 대학원 박사과정. 2000년~현재 연세의대 의학공학교실 연구조교.
Tel : 02-361-5404
Fax : 02-363-9923
E-mail : chadol@yumc.yonsei.ac.kr



박 민 용 (朴 旻 用)

1973년 연세대학교 전자공학과 학사 졸업. 1977년 동 대학원 졸업(공학석사). 1982년 Univ. of Tokyo 전자공학과 졸업(Ph.D). 1982년~현재 연세대학교 전자공학과 교수
Tel : 02-361-2868
Fax : 02-312-2333
E-mail : mignpark@yonsei.ac.kr



김 경 환 (金 景 煥)

1992년 연세대학교 전기공학과 학사 졸업. 1994년 Univ. of Tokyo 전기공학과 졸업(공학석사). 1997년 동 대학원 박사과정 졸업(Ph.D). 1999~현재 한국과학기술연구원 Microsystem Research center 선임연구원.
Tel : 02-958-5627
Fax : 02-958-6909
E-mail : kimk@kist.re.kr



김 덕 원 (金 德 源)

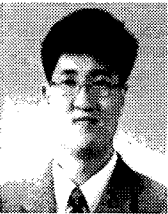
1976년 서울대학교 공과대학(공학사) 졸업. 1980년 Northwestern Univ. 전기공학과 졸업(MS). 1986년 Univ. of Texas at Austin 의공학과 졸업(Ph.D). 1987~현재 연세의대 의학공학교실 교수. 1999~현재 연세의대 의학공학교실 주임교수
Tel : 02-361-5402
Fax : 02-364-1572
E-mail : kdw@yumc.yonsei.ac.kr

저 자 소 개



김 중 찬 (金 鍾 讚)

1983년 연세대학교 의용전자공학과 학사 졸업. 1989년 동 대학 산업대학원 전자공학과 졸업(공학석사). 1988~현재 한국산업기술평가원 부설 산업기술시험원 선임연구원
Tel : 02-860-1443
Fax : 02-860-1221
E-mail : jckim@ktl.re.kr



김 수 찬 (金 守 贊)

1971년 7월 4일생. 1994년 인제대학교 의용공학과 학사졸업. 1998년 연세대학교 생체공학 협동과정 졸업(공학석사). 1998년~현재 동 대학원 박사과정. 1994년~현재 연세의대 의학공학교실 연구조교. 1998~현재 IEEE student member.
Tel : 02-361-5404
Fax : 02-363-9923
E-mail : firmware@yumc.yonsei.ac.kr