

생체 임피던스를 이용한 인체 하지운동 출을 위한 최적 전극위치 선정

速報 論文

52D-8-8

Optimal Electrode Selection for Detection of Human Leg Movement Using Bio-Impedance

宋哲奎* · 尹大榮** · 李東憲*** · 金守贊§ · 金德源§§

(Chul-Gyu Song · Dae-Young Youn · Dong-Heon Lee · Soo Chan Kim · Deok Won Kim)

Abstract - This paper describes the possibility of analyzing gait pattern from the changes of the lower leg electrical impedance. This impedance was measured by the four-electrode method. Two current electrodes were applied to the thigh, knee, and foot., and two potential electrodes were applied to the lateral, medial, and posterior position of human leg. The correlation coefficients of the joint angle and the impedance change from human leg movement was obtained using an electrogoniometer and 4ch impedance measurement system developed in this study. 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. The correlation coefficients of the ankle, knee, and the hip movements were -0.913, 0.984 and 0.823, respectively. From such features of the human leg impedance, it has been made clear that different movement patterns exhibit different impedance patterns and impedance level. This system showed feasibility that lower leg movement could be easily measured by impedance measurement system with a few skin-electrodes.

Key Words : optimal electrode configuration, impedance change, knee movement, ankle movement, hip movement, angular change

1. 서 론

인간의 동작분석에 대한 연구는 주로 하지의 보행에 대해서 진행되어 왔으며, 관찰적 분석, 영상분석 방법, 근전계, 각도계, 그리고 힘판을 이용한 분석이 이루어지고 있다[1-3]. 관찰적 분석은 사람 눈으로 판독을 해야 하기 때문에 정확한 데이터를 산출할 수가 없다는 단점이 있다. 반면 영상분석 방법은 신체 일부에 반사체를 부착하여 여러 대의 적외선 카메라로 그 위치 값을 구하여 그 값을 컴퓨터로 연산을 하여 보행 분석에 필요한 데이터를 구하게 된다. 그렇게 함으로써 얻어진 데이터는 비교적 정확하나 시스템을 구축하기 위한 비용이 너무 크고 공간의 제약이 있게 된다.

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 측정하는데 부적합하다. 각도계의 경우는 관절에 부착하여 직접적인 관절의 동작을 분석하므로 가장 정확한 방법이지만, 연속적인 측정이 어렵고, 움직임에 있어 제한을 받는다는 단점이 있다[3]. 영상분석

방법과 힘판 측정에 의한 방법은 장치가 크고 장비가 설치된 장소에서만 활용이 가능하다는 장소의 제약이 따른다. 또한, 힘판과 같이 압력분포를 측정하는 신발형으로 제작된 압력계도 있으나 피검자마다 발에 맞추어 신발을 준비해야 하며 보행 시 발에 부착시키는 데에 문제점이 있다.

임피던스 측정법은 외부에서 비관혈적인 방법으로 관찰하기 어려운 생체 내부 환경이나, 생체의 특정 부위의 내부 변화에 의한 임피던스 변화를 추출하여 유용한 생체정보를 얻는데 활용되고 있다[4]. Nakamura 등은 테니스 선수의 운동 중의 움직임을 분석하는데 있어서 관절 운동의 관찰은 근전계 측정 신호보다 임피던스가 적합하다는 결과를 보였다[3]. 그 결과 하완 (forearm)의 임피던스 변화의 미분 값과 팔꿈치 각속도와는 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. 그러나 이러한 연구에서는 움직임의 상대적 변화를 주로 이용하였으며 관절의 절대 각도를 임피던스로 측정하지는 않았다. 그리고 보행중의 하지의 전기 임피던스 검출에 대한 연구도 시도하였다[5].

본 논문에서는 하지의 여러 관절, 분절에서 동작에 따라 근이 수축, 이완될 때 발생하는 관절부위의 전기적인 임피던스 변화를 측정하는 측정시스템을 고안하고, 하지의 관절(즉 관절, 슬 관절, 그리고 고관절)의 굴곡과 신전운동에 따른 임피던스 변화 값과 각 관절의 상관관계를 비교하여 최적의 전극 위치를 선정하였다. 그리고 최적의 전극의 위치에서 얻어진 임피던스 변화와 기존의 각도측정에 이용되는 고니오미터와 비교하는 방식으로 하지동작을 분석하였다.

* 正 會 員 : 全 北 大 電 子 情 報 工 學 部 助 教 授 · 工 博

** 準 會 員 : 全 北 大 大 學 院 메카트로닉스學科 碩 士 課 程

*** 正 會 員 : 全 北 大 科 學 技 術 學 部 助 教 授 · 理 博

§ 正 會 員 : 延 世 大 醫 大 醫 學 工 學 教 室 研 究 講 師 · 工 博

§§ 正 會 員 : 延 世 大 醫 大 醫 學 工 學 教 室 教 授 · 工 博

接 受 日 字 : 2003年 4月 23日

最 終 完 了 : 2003年 6月 24日

2. 하지의 운동분석

임피던스 측정법은 Nyboer가 혈류량 측정에 적용시킨 공식이 사용된 이후로, 이를 수학적으로 간략화 시킨 Swanson의 공식이 많이 사용되고 있다[6-7]. 본 연구에서는 혈류량 측정과는 달리 임피던스 변화 요인을 근육의 단면적과 혈류량의 변화로 가정하였다. 식 (1)과 같이 전압 감지 전극의 거리가 일정할 경우, 정 전류원(constan current source)에 의해 측정된 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. 식 (1)에서 Z_m 과 Z_b 는 각각 근육의 임피던스, 혈액의 임피던스이다.

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

- V : 전압감지 전극간의전위 [V]
- I : 정전류 [mA]
- L : 전압감지 전극간의 거리 [cm]
- A_m : 전압감지 전극간 근의 단면적 [cm²]
- A_b : 전압감지 전극간 혈관의 단면적 [cm²]
- ρ_m : 근육의 비저항 [$\Omega \cdot cm$]
- ρ_b : 혈액의 비저항 [$\Omega \cdot cm$]

2.1 임피던스 측정 시스템 설계 및 보정

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 오프셋을 조절할 수 있도록 하였다. 전원과 신호는 피검자의 전기적 안전을 고려, 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 μA 로 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]. 관절의 움직임에 따라 변화하는 임피던스 신호이외에 근잡음(muscle noise)과 동 잡음(motion artifact)을 제거하기 위해 6차의 버터워스(butterworth) 저역통과 필터를 적용하였다(차단 주파수 10Hz). 임피던스의 보정은 실제 저항을 사용하여 저항 변화에 대한 전압 변화를 측정하여 보정하였으며 시스템의 임피던스 측정 범위와 선형성도 함께 확인하였다.

2.2 최적 전극위치의 선택

하지운동을 검출할 수 있는 최적전극 위치 선정을 위해, 하지의 고관절, 슬관절, 및 족관절의 각운동 변화에 따른 각각의 주동근(agonist), 길항근(antagonist), 협력근(synergist)의 해부학적 위치를 고려하였다. 이를 위해 그림 1과 같이 관절운동에 따른 임피던스 변화 감지 전극의 부착위치 15개를 선택하였고, 자극전극은 하복부와 족부에 부착시켰

다. 그리고 하지 운동에 따른 임피던스 변화량과 제작한 전자각도계의 상관성이 가장 우수한 값을 나타내는 전극의 위치를 관찰하였다.

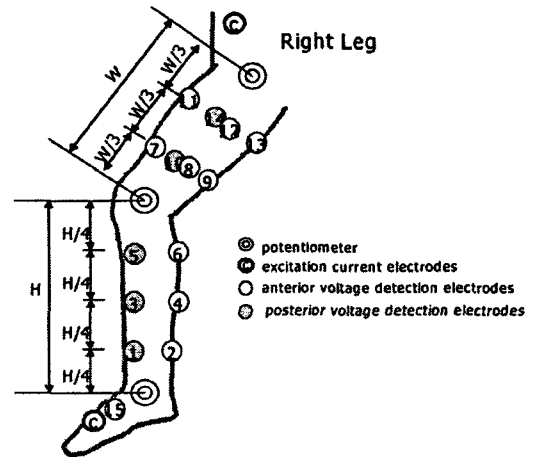


그림 1 최적 전극위치 결정을 위한 전극배치
Fig. 1 Electrode configuration for determining optimal electrode position

정 전류원 (300 μA , 50 KHz)은 피검자의 복부(C+)로부터 발 등(C-)에 전류 자극 전극을 부착하였다. 한편, 족관절, 슬관절과 고관절의 해부학적인 근의 수축과 이완에 따른 변화와 임피던스 변화와의 관계가 선형적이라고 볼 수 없기 때문에 임피던스 측정으로 운동을 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 1과 같이 선정하였다[10]. 족관절에서부터 슬관절의 전체 길이를 H로 보고 전압 감지 전극 간의 거리가 H/4가 되도록 부착하여 족관절의 각도 변화에 의한 임피던스 변화를 측정하였다. 또한, 슬관절에서부터 고관절까지의 길이를 W로 보고 전압 감지 전극 간의 거리가 W/3가 되도록 부착하여 슬관절과 고관절의 각도 변화에 의한 임피던스 변화를 측정하였다. 전극은 직경 10 mm인 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. 족관절, 슬관절, 그리고 고관절의 각도를 측정하고, 측정된 임피던스 측정값을 관절의 각도로 보정하였다.

족관절의 저축 굴곡은 비복근(gastrocnemius)이, 그리고 배축 굴곡은 전경골근(tibialis anterior)이 작용하므로 족관절 굴곡과 신전의 검출은 전극(1번~6번)으로 실험하였다. 이때 전압 감지 전극의 방향과 전류가 흐르는 방향이 직각이 되면 임피던스 변화가 측정되지 않기 때문에 이 점을 고려하여 전극의 위치를 적절하게 선정되어야 한다. 따라서, 수평 방향에 위치한 전극 쌍은 측정 시 제외하게 되므로 그림 1에 나타난 전극 (1번과 2번), 전극 (3번과 4번), 전극 (5번과 6번)쌍은 제외하였다. 결국, 족관절 운동 시 측정전극의 경우의 수는 총 6개(전극 1번에서부터 6번까지)에서 2개를 선택해야 하므로, 조합(combination)을 이용하면 $6C_2=15$ 이며, 평

행한 전극 3쌍을 제외하므로 실험에 필요한 전극 쌍의 수는 $12(15-3=12)$ 가 된다.

따라서, 족 관절 운동에 따른 최적의 전극 위치를 찾기 위해 각각 전극(1-3), (1-4), (1-5), (1-6), (2-3), (2-4), (2-5), (2-6), (3-5), (3-6), (4-5), (4-6)에 대해 측정을 하였다.

슬 관절의 굴곡과 신전 운동 시 관절각도 변화의 감지를 위한 측정전극은 전극 5번~14번을 이용하였다. 족 관절운동의 경우와 마찬가지로, 전압 감지 전극의 방향과 전류가 흐르는 방향이 직각이 되는 전극을 제외한 슬 관절 운동 시 측정전극의 경우의 수는 총 10개(전극 5번에서 14번까지)에서 2개를 선택하는 경우이므로, $10C2=45$ 이며, 평행한 전극 13쌍을 제외하므로 경우의 수는 $32(45-13=32)$ 가 되며, 슬 관절운동에 따른 임피던스 변화 값이 가장 큰 한 쌍의 전극을 선택하였다.

고관절의 굴곡과 신전 운동 시 관절각도 변화의 감지를 위한 측정전극은 총 8개로서, 전극 7번~14번을 이용하였다. 자극전류의 방향과 수직인 전극을 제외한 고관절 운동 시 측정전극의 경우의 수는 총 8개(7번~14번)에서 2개를 선택하며, $8C2=28$ 이 되고, 평행으로 위치하는 전극 12쌍을 제외하므로 경우의 수는 $16(28-12=16)$ 이 되며, 고관절 운동에 따른 최적의 전극 위치를 찾기 위해 고관절운동에 따른 임피던스 변화 값이 가장 큰 하나의 전극 쌍의 위치를 선택하도록 하였다.

3. 실험 결과 및 고찰

제작한 4 채널 임피던스 측정시스템의 최대 임피던스 측정 범위는 1 Ω에서 300 Ω까지이며, 고정된 오프셋에서 측정할 수 있는 임피던스 변화량은 60 Ω이고 해상도는 1.1 mΩ 이다.

3.1 족 관절 운동 측정

그림 2는 족 관절의 굴곡과 신전 운동 시 (a)potentiometer를 족 관절 부위에 장착하고 측정한 각도변화를 나타내며, (b)족 관절 배측 운동의 주동근인 전 경골근 부위에 부착된 전극(2-5)간의 임피던스 변화량을 측정하고, (c)관절 신전 굴곡운동 중에 저축 굴곡 운동의 주동근인 비복근 부위에 부착된 전극(1-3)간의 임피던스 변화를 측정한 것이며, (d)전극(1-4)간의 임피던스 변화량을 측정하였다.

족 관절 운동이외에 다른 관절운동에 따른 간섭영향을 분석하여, 간섭영향이 가장 적고, 그리고 고니오미터에 의한 신호와 상관계수가 가장 높은 전극에서의 신호를 최적의 전극 위치로 선정하였다. potentiometer로 측정된 족 관절 굴곡과 신전운동의 각도변화와의 상관관계가 가장 높은 전극의 위치는 (전극 2번과 5번)임을 알 수 있으며, 상관계수는 -0.913으로 가장 높게 나타났다. 상관계수는 10초 동안 족 관절을 굴곡, 신전시키며, 고니오미터와 관절움직임에 따른 생체 임피던스를 동시에 획득, 피어슨 상관계수와 다항식 계수를 구하였다.

3.2 슬 관절 운동 측정

그림 3은 슬 관절의 굴곡과 신전 운동 시 (a)potentiometer로 측정한 각도변화, (b)전극(6-10), (c)전극(5-13), (d)전극

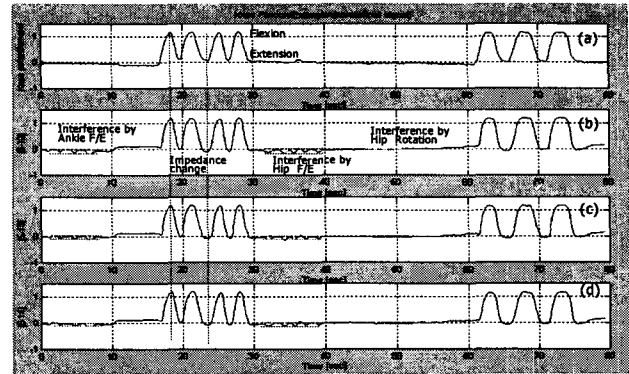


그림 2 족관절 운동 중 임피던스와 각도 변화량,

(a)potentiometer 각도변화, (b) 전극(2-5), (c)전극(1-3), (d) 전극(1-4)의 임피던스 변화

Fig. 2 Changes of joint angle and impedance during the ankle movement, (a) angle change of potentiometer, (b) between No.2 and No.5 electrode, (c) between No.1 and No.3, (d)between No.1 and No.4

(5-14)간의 임피던스 변화량을 측정하였다. 이와 같이 슬 관절 운동이외에 다른 관절운동에 따른 간섭영향을 분석하여, 간섭영향이 가장 적고, 그리고 고니오미터에 의한 신호와 상관계수가 가장 높은 전극에서의 신호를 최적의 전극 위치로 선정하였다.

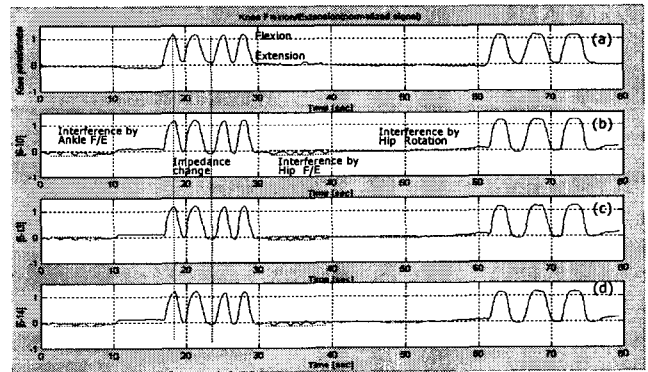


그림 3 슬 관절의 운동 중 임피던스와 각도 변화량, (a) potentiometer 각도변화, (b) 전극(6-10), (c) 전극(5-13), (d) 전극(5-14)의 임피던스 변화

Fig. 3 Changes of joint angle and impedance during the knee movement, (a) angle change of potentiometer, (b) between No.6 and No.10 electrode, (c) between No.5 and No.13, (d) between No.5 and No.14

3.3 고관절 운동 측정

그림 4는 고관절의 운동 시 (a)potentiometer로 측정한 각도변화, (b)전극(10-12), (c)전극(9-13), (d) 전극(10-11)간의 임피던스 변화량을 측정하였다.

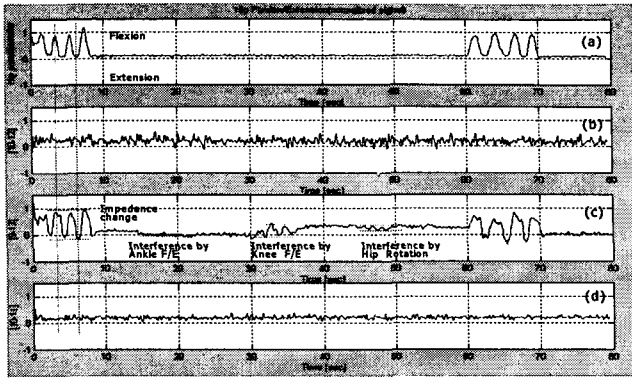


그림 4 고관절의 운동 중 임피던스와 각도 변화량, (a) potentiometer 각도변화, (b) 전극(10-12), (c) 전극(9-13), (d) 전극(10-11)의 임피던스 변화

Fig. 4 Changes of joint angle and impedance during the hip movement, (a) angle change of potentiometer, (b) between No.10 and No.12 electrode, (c) between No.9 and No.13, (d) between No.10 and No.11

고관절 운동이외에 다른 관절 운동에 따른 간섭영향을 분석하여, 간섭영향이 가장 적고, 그리고 고니오미터에 의한 신호와 상관계수가 가장 높은 전극에서의 신호를 최적의 전극 위치로 선정하였다. potentiometer로 측정된 슬 관절 굴곡과 신전운동의 각도변화와의 상관관계가 가장 높은 전극의 위치는 (전극 6번과 10번)임을 알 수 있으며, 상관계수는 0.984로 가장 높게 나타났으며, 상관계수와 다항식 계수는 족 관절의 경우와 같이 계산되었다. 고관절 굴곡과 신전운동의 각도변화와의 상관관계가 가장 높은 전극의 위치는 (전극 9번과 13번)임을 알 수 있으며, 상관계수는 0.824로 가장 높게 나타났으며, 상관계수와 다항식 계수는 족 관절의 경우와 같이 계산되었다. 현재, EMG를 이용한 하지 부하 측정 연구는 많으나 임피던스와 함께 고려한 연구는 거의 전무한 상태이다. 따라서 EMG에 의한 하지운동 근육에 부가되는 힘의 정보와 임피던스 변화에 의한 움직임 정보의 분석이 필요하다.

4. 결 론

본 연구에서는, 하지동작의 변화에 상응하는 생체 임피던스 신호를 이용하여 인체 하지의 동작을 감지할 수 있는 시스템을 구현하였다. 족 관절 굴곡과 신전 운동은 비복 근과 전경골 근의 임피던스 변화로 감지할 수 있고, 슬 관절 굴곡과 신전 운동은 대퇴 사두 근과 대퇴 이두 근의 임피던스 변화로 감지할 수 있고, 고관절의 굴곡과 신전운동은 반막양 근과 봉공 근이 주요하게 영향을 줌을 확인하였고, 각도계와의 비교를 통해서, 각각의 상관관계가 매우 높음을 확인하였다.

또한, 기존의 방식과는 달리 간단히 피부전극의 부착만으로 피검자의 활동에 제한을 주지 않고 관절의 운동변화를 간단하면서 정확하게 측정할 수 있었다.

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, 보행분석과 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 기대한다.

감사의 글

"본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임. (과제번호: 02-PJ3-PG3-31401-0004)"

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] L. E. Baker, "Principles of the impedance techniques", IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, vol. 8, no. 1, pp.11-15, 1989.
- [5] 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気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.
- [6] J. Nyboer, "Non-invasive sensing of cardiac, vascular and pulmonary volume dynamics.", Bibliotheca Cardiologica, vol. 31, pp. 42-51, 1973.
- [7] Swanson et al., "Errors in four-electrode impedance plethysmography," Med. & Biol. Eng. & Comput., Nov. 1983, 21, 674-680.
- [8] 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.
- [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] 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.