

## 전도성 에폭시를 이용한 직물 위에 구현된 건식 생체전위 전극의 연구

차두열<sup>1</sup>, 정정모<sup>1</sup>, 김덕수<sup>1</sup>, 양희준<sup>1</sup>, 최교상<sup>1</sup>, 최종명<sup>1</sup>, 장성필<sup>1,a</sup>

<sup>1</sup> 인하대학교 전자공학과

### Study on Micro Dried Bio-potential Electrodes Using Conductive Epoxy on Textile Fabrics

Doo-Yeol Cha<sup>1</sup>, Jung-Mo Jung<sup>1</sup>, Deok-Su Kim<sup>1</sup>, Hee-Jun Yang<sup>1</sup>, Kyo-Sang Choi<sup>1</sup>,  
Jong-Myong Choi<sup>1</sup>, and Sung-Pil Chang<sup>1,a</sup>

<sup>1</sup> Department of Electronic Engineering, Inha University, Incheon 402-751, Korea

(Received March 29, 2013; Revised April 23, 2013; Accepted April 24, 2013)

**Abstract:** In this paper, micro dried bio-potential electrodes are demonstrated for sEMG (surface ElectroMyoGraphic) signal measurement using conductive epoxy on the textile fabric. Micro dried bio-potential electrodes on the textile fabric substrate have several advantages over the conventional wet/dry electrodes such as good feeling of wearing, possibility of extended-wearing due to the good ventilation. Also these electrodes on the textile fabric can easily apply to the curved skin surface. These electrodes are fabricated by the screen-printing process with the size of 1 mm×10 mm and the resultant resistance of these electrodes have the average value of 0.4 Ω. The conventional silver chloride electrode shows the average value of 0.3 Ω. However, the electrode on the textile fabric are able to measure the sEMG signal without feeling of difference and this electrode shows the lower resistance of 1.03 Ω than conventional silver chloride electrode with 2.8 Ω in the condition of the very sharp curve surface (the radius of curvature is 40 mm).

**Keywords:** Dried bio-potential electrode, sEMG (surfaceElectroMyoGraphic), Conductive epoxy, Textile fabrics, Curved skin surface, Screen-printing process, Resistance, Silver chloride

### 1. 서 론

최근 노약자 및 선/후천적 요인에 의한 장애인의

삶의 질 향상을 위한 의료서비스의 발전을 위해 IT 기술 및 재활의료기기 기술의 융합의 필요성이 대두되고 있다. 특히 근전도 생체 신호의 측정, 생체신호 처리, 멀티미디어 기술 및 로봇 기술의 발전에 힘입어, 과거 수동형 재활의료기기에서 벗어나 능동형 재활의료기기 개발을 위한 노력이 진행 중이며, 근전도를 활용한 동력 의지 시스템 등의 기술은 일부 국가에서 사용되고 있다. 특히 의족 (prosthetic leg)이나 의수 (prosthetic hand)는 절단 장애인을 위한 대표적

a. Corresponding author; [spchang@inha.ac.kr](mailto:spchang@inha.ac.kr)

Copyright ©2013 KIEEME. All rights reserved.  
This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

인 재활의료기기로써 오랫동안 연구가 되고 있다 [1,2].

이때 핵심이 되는 요소기술의 하나가 근육의 근전도를 측정할 수 있는 생체전위 전극이다. 일반적으로 근전도는 잔존근육의 수의수축에 의해 발생하는 근전위 신호의 절대평균값 (mean absolute value, MAV) 을 미리 설정해 둔 문턱치 (threshold value)와 비교함으로써 인식된다. 따라서 잔존근육 부위의 표면에 부착되어 수의수축에 따라 발생하는 근전위 신호를 측정하는 생체전위 전극은 근전도 기반의 재활의료기에 있어서 핵심이 되는 기술이다.

최근 미국과 유럽, 일본 등에서는 잔존 근육의 근전위 신호로부터 구동되는 능동형 재활의료기를 연구 개발하여 현재 상품화가 진행 중이다.

능동형 재활의료기에서 생체전위 전극은 환자의 절단 부위와 연결되는 소켓에 삽입해야 하므로 초소형이어야 하며, 재활의료기의 착용과 동시에 부착이 이루어져야하기 때문에 표면 부착형이 유리하다. 습식 전극은 장시간 착용 시 부착된 전해질의 변성으로 인하여 출력 특성에 왜곡이 발생될 수 있기 때문에 착탈의 용이성과 함께 장시간 착용에도 출력특성이 변하지 않는 건식 생체전위 전극으로 제작되어야 한다.

이를 위해 본 논문에서는 착탈이 용이하며 장시간 착용이 가능한 직물 위에 피부 곡면에 대응이 가능한 연성의 전도성 에폭시를 이용하여 표면 근전위 신호를 측정할 수 있는 초소형 건식 생체전위 전극을 구현하였다.

## 2. 실험 방법

### 2.1 설계

본 연구에서는 초소형 건식 생체전위 전극을 실현하기 위하여 기준전극이 두 입력전극의 가운데에 나란히 배치한 형태로 설계하였다. 전극의 형상은 다양한 모양이 가능하겠지만, 신호의 출력특성 및 공간 제약성을 고려하여 막대형으로 설계하였다.

그림 1은 본 연구에서 설계한 전극의 형태를 보여준다. 전극의 전체 크기를 고려하여 막대형은 1 mm × 10 mm로 설계하였다. 근전위 신호의 전도 속도는 2~6 m/sec로 알려져 있으며, 근전위 신호의 중심주파수는 약 90 Hz로 보고되고 있다 [9]. 따라서 본 논

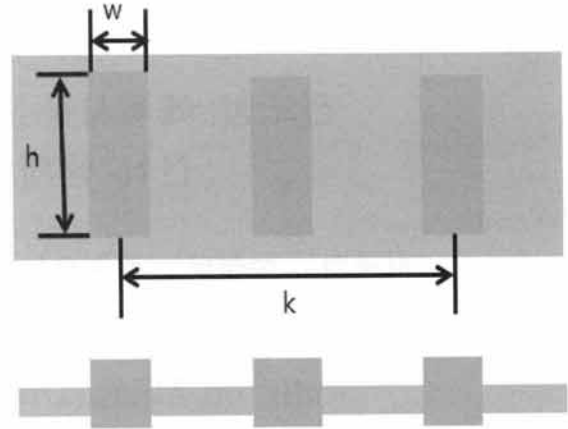


Fig. 1. Shape and dimension of the designed bio-potential electrodes.

문에서는 90 Hz 주파수에서 근전위 신호의 전도속도를 고려하여 입력전극 사이 간격  $k$ 를 다음과 같이 설계하였다. 두 입력전극에서 감지되는 근전위 신호는 두 입력전극간의 간격  $k$  [mm]와 근전위 신호의 전도속도  $v$  [m/sec]에 의해  $k/v$  [sec]의 시간 차가 발생한다. 근전위 신호의 주파수가  $f_0$ 라 하면, 두 입력전극에서 감지되는 근전위 신호가  $k/v$  [sec] 시간 차에 의해 다음과 같은 위상차  $\theta$ 가 발생한다.

$$\theta = 2\pi f_0 \left( \frac{k}{v} \right) [\text{rad}]$$

일반적으로 두 입력전극에서 감지되는 근전위 신호의 위상차가  $\pi$  [rad]의 짝수배가 되면 두 신호는 동상이 되어 두 입력전극에서의 전위가 같아진다. 따라서 두 입력전극에서 감지되는 근전위 신호의 위상차가  $\pi$  [rad]의 홀수배가 되어야, 차동증폭기에 의해 출력 특성이 최대가 된다.

이 때 간격  $k$ 를 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$k = \frac{n_{\text{odd}}}{2} \left( \frac{v}{f_0} \right)$$

본 연구에서는  $v$ 를 근전위 신호의 평균 전도속도인 4 m/sec로,  $f_0$ 는 근전위 신호의 중심주파수에서 대표적인 주파수인 90 Hz 설정하였다. 그 결과 차동출력이 최대가 되는  $k$ 는 22 mm가 된다.

## 2.2 제작 공정

본 연구에서는 전극 샘플을 제작하기 위하여 그림 2와 같이 전도성 에폭시를 이용한 스크린 프린팅 공정을 이용하였다. 스크린 프린팅 공정은 점성이 있는 유체를 이용하여 미세 패턴의 제작이 가능한 공정으로 공정이 간단하여 대량생산이 용이하다.

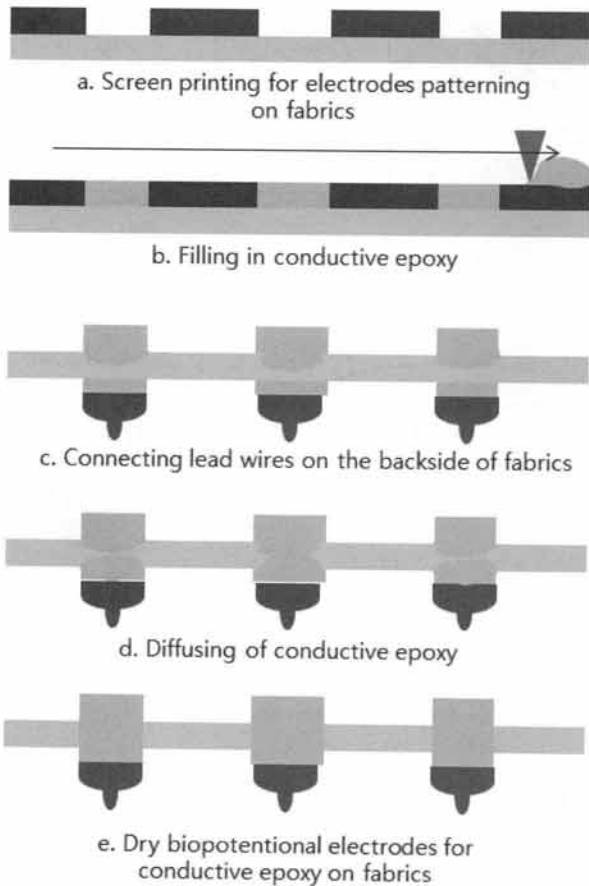


Fig. 2. Fabrication sequence of dried bio-potential electrodes.

건식 생체전위 전극은 스크린 프린팅 공정을 이용하여 직물 위에 구현하였다. 피부와의 밀착을 위해 신축성이 우수한 직물 위에 생체전위 전극 모양이 패턴된 스텐실을 밀착한 후에 (2(a)) 닥터 블레이드를 이용하여 점성의 전도성 에폭시로 전극을 형성하게 하였다. (2(b)) 건식 생체전위 전극을 전도성 에폭시로 패턴한 후에 직물 사이에 전도성 에폭시의 확산을

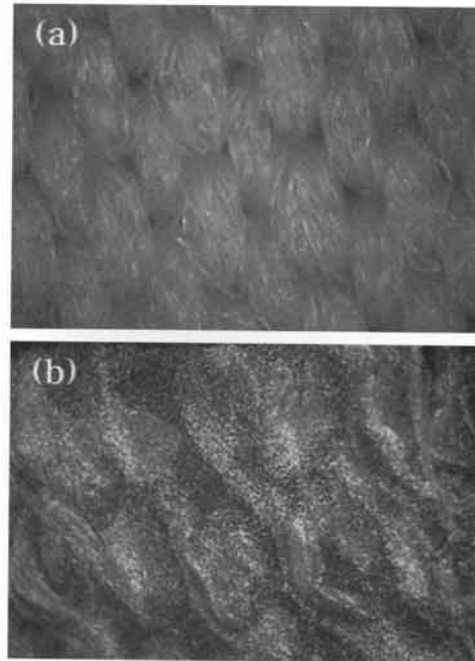


Fig. 3. Diffused conductive epoxy in fibers. (a) general fibers, (b) fibers with conductive epoxy.

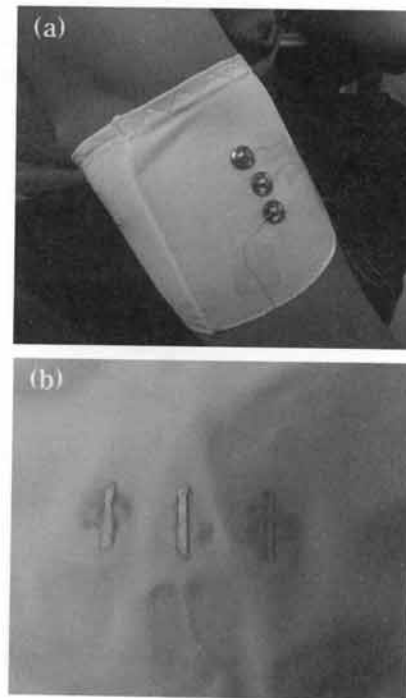


Fig. 4. Dried bio-potential electrodes using conductive epoxy on fabrics. (a) the inside of fabrics, (b) the outside of fabrics.

위해 상온에서 3시간을 건조시키고, 80°C의 핫플레이트에서 6시간 동안 경화시켰다. 다음으로 신호의 전달에 필요한 연결선을 위해 직물의 뒷면에 전도성 에폭시를 접합층으로 이용한 연결 패드를 접합하였다.(2(c)) 패드에 접합된 전도성 에폭시는 경화과정 중에 직물로 스며들게 되고(2(d)) 상부 전극 패턴과 뒷면의 연결 패드는 전도성 에폭시의 확산으로 전기적 연결이 이루어진다.(2(e))

그림 3은 직물의 섬유 사이에 전도성 에폭시가 확산된 현미경 사진이다. 전도성 에폭시의 확산으로 직물의 안쪽과 바깥쪽이 전기적으로 연결이 된다.

그림 4는 직물 위에 형성된 건식 생체전위 전극을 보여주는 그림으로 그림 4(a)는 근전위 신호의 측정을 위한 리드와 리드선이 접합된 직물의 바깥쪽을 보여주고 있으며, 그림 4(b)는 직물의 안쪽으로 가운데 기준전극 양쪽으로 입력전극 두 개가 배치되어 있다.

### 3. 결과 및 고찰

제작된 건식 생체전위 전극의 전기적 특성을 살펴보기 위해 그림 5와 같이 I-V 특성을 측정하였다. 그 결과 범용 염화은 전극의 0.3 Ω에 비교하여 전도성 에폭시로 제작된 전극은 0.4 Ω의 저항치를 얻을 수 있었다. 전도성 에폭시 전극의 범용 염화은 전극보다 25% 높은 저항치는 근전위 신호의 크기를 감소시키는 영향을 미칠 수 있다.

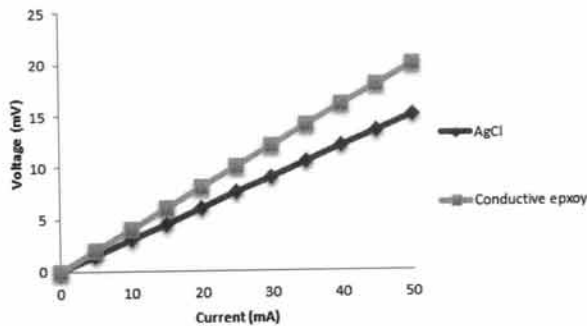


Fig. 5. I-V characteristics of conductive epoxy.

제작된 전극을 건식 생체전위 전극으로 사용이 가능한지 살펴보기 위해 범용 염화은 전극과 비교하여 근전도 측정 실험을 진행하였다.

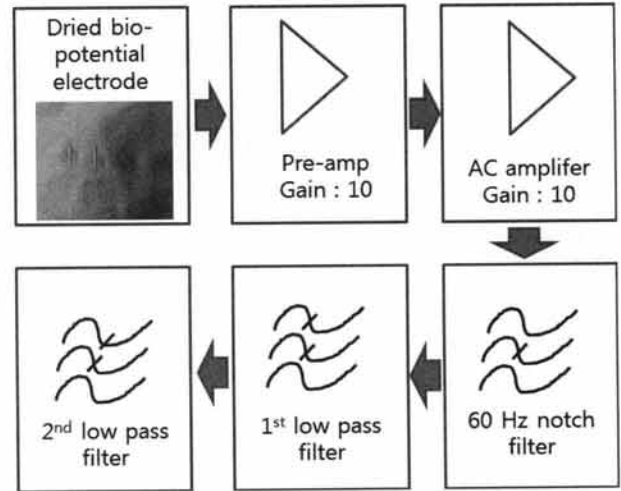


Fig. 6. Block diagram of EMG measurement circuit.

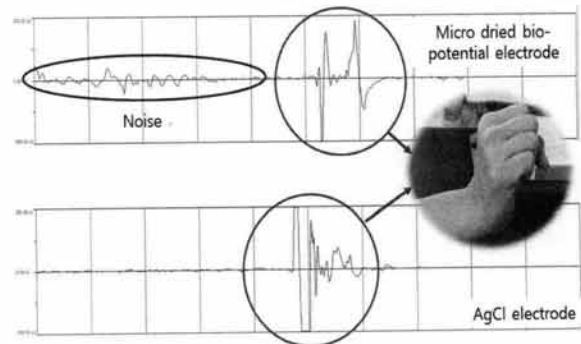


Fig. 7. Measurement of EMG signal.

근전위 신호는 1~500 Hz 주파수 범위에 에너지가 집중되어 있으므로 그림 6과 같이 증폭기의 이득과 임피던스, 동상전압 제거비 (common mode rejection ratio) 등을 고려하여 근전위 신호 측정을 위한 회로를 구성하였다.

그림 7은 제작된 전도성 에폭시 전극을 이용하여 손을 주먹을 뒤로 젖혔을 때 팔뚝에서 측정된 근전위 신호를 보여주고 있다. 그림 7에서 x축은 시간축을 의미하며, y축은 근전위 신호의 전압 크기를 뜻한다. 범용 염화은 전극에 비하여 높은 저항치를 갖는 전도성 에폭시 전극은 근전위 신호의 진폭이 감소하였으나 근전위 신호를 측정하기에는 문제가 없었다. 또한 전도성 에폭시 전극은 직물과 피부와의 밀착이 불안정하여 범용 염화은 전극에 비하여 다소 잡음이 많은 것을 확인할 수 있었다.

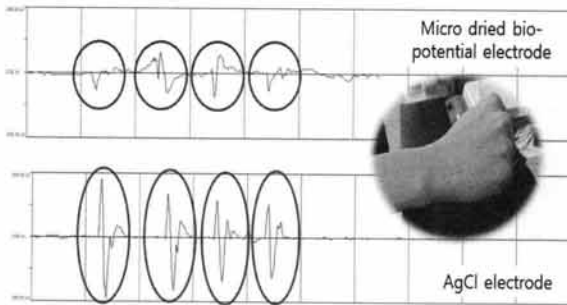


Fig. 8. Measurement of EMG signal.

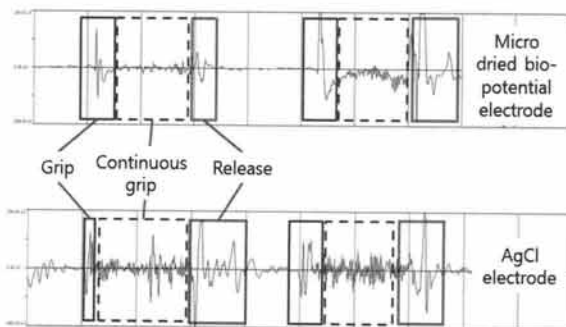


Fig. 9. Measurement of EMG signal.

또한 주먹을 주기적으로 쥐었을 때 그림 8과 같은 근전위의 변화를 얻을 수 있었다. 제작된 전도성 에폭시 전극은 염화은 전극보다 전극의 크기가 많이 감소되는 것을 알 수 있었다. 이것은 피부와 생체전위 전극 사이의 임피던스가 전해질을 사용하는 습식 생체전위 전극인 염화은 전극에 비하여 전해질을 사용하지 않는 건식 생체전위 전극이 높아 발생하는 문제이다. 이것으로 건식 생체전위 전극의 경우 회로부의 이득 조절 및 임피던스 매칭을 필요하다는 것을 알 수 있다.

그림 9는 “주먹을 쥐었을 때”와 “지속적으로 쥐는 상태” 그리고 “주먹을 뺐을 때”, 3 단계로 나누어 근전위 신호를 측정된 결과를 보여주고 있다. 전도성 에폭시 전극과 염화은 전극 모두 근육의 움직임이 큰 주먹을 쥘 때와 펼 때는 쉽게 인식이 가능하다는 것을 알 수 있다. 그러나 지속해서 주먹을 쥐고 있는 상태에서는 근전위 신호의 크기가 미약하므로 상대적으로 높은 임피던스를 갖는 전도성 에폭시 전극은 근전위 신호의 구분이 쉽지 않다는 것을 확인할 수 있었다.

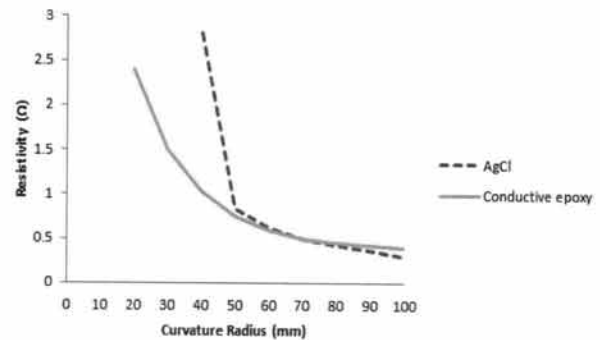


Fig. 10. Electrical resistivity according to curvature radius.

그림 10은 범용 염화은 생체전극과 전도성 에폭시 생체전극의 곡률 반경에 따른 저항 변화를 측정된 것이다. 유연성이 뛰어난 전도성 에폭시 전극은 곡률이 심한 표면에 접합했을 때 범용 염화은 전극보다 더욱 낮은 저항을 보이는 것을 알 수 있다. 곡률 반경이 40 mm 이하인 경우 범용 염화은 전극의 갈라짐 현상으로 저항이 급격히 증가하는 현상을 볼 수 있었다. 이것으로 전도성 에폭시 생체전극이 곡면인 인체 표면에 적용하는데 유리하다는 것을 알 수 있다.

#### 4. 결론

본 논문은 향후 능동형 재활의료기기 기술의 중요한 요소가 될 생체전위 측정을 위한 생체 전극을 제작하기 위하여 착탈이 용이하며 장시간 착용이 가능한 직물 위에 피부 곡면에 대응이 가능한 유연성이 좋은 Ag 전도성 에폭시를 이용하여 건식 생체전위 전극을 구현하였다.

공정이 용이하여 대량생산에 적합한 스크린 프린팅 공정을 이용하여 전도성 에폭시로 공정을 진행한 결과 0.4 Ω의 저항치를 갖는 1 mm × 10 mm의 초소형 전극을 제작하였다.

제작된 전극의 저항은 0.4 Ω으로 범용 염화은 전극의 0.3 Ω 비해 다소 높았으나, 근전도 신호의 약간의 감쇄 현상을 제외하고는 근전도를 측정하는데 아무런 문제가 없었다. 또한 제안된 생체 전극은 직물 위에 구현되었기 때문에 범용 염화은 전극에 비해 이질감이 적었다.

또한 표면 굴곡이 심한 경우 범용 염화은 전극의

갈라짐 현상으로 오히려 전도성 에폭시로 제작된 건식 생체전위 전극의 저항이 작은 것을 확인할 수 있었다. 추후 지속적인 연구를 통해 피부와의 접촉력을 향상시키고, 구조적인 최적화를 진행하면 범용 수준의 생체 전극으로 활용이 가능할 것으로 예상된다.

### 감사의 글

본 연구는 인하대학교와 미래창조과학부 및 정보통신산업진흥원의 IT융합 고급인력과정 지원사업의 연구결과로 수행되었음 (NIPA-2013-H0401-13-1006).

### REFERENCES

- [1] G. Torster, *The Agenda of Wearable Healthcare*, (IMIA, Geneva, 2005), p. 125.
- [2] S. Grimnes, Martinsen, *Bioimpedance and Bioelectricity Basics* (Academic Press, New York, 2000) p. 4.
- [3] J. G. Webster, *Medical Instrumentation : Application and Design, 3rd ed.* (John Wiley & Sons, New York, 1982) p. 2.
- [4] H. Nicolai, L. Teodorsscu, and L. C. Jain, *CRC Press*, 243, (2001).
- [5] P. J. Kybred, C. Light, P. H. Chappell, J. M. Nightingale, D. Whatley, and M. Evans, *Robotica*, 19, 593 (2001).
- [6] D. J. Hewson, J. Duchene, and J. Y. Hogrel, *Proc. of the 23rd Annual EMBS Conf.*, (EMBC, Istanbul, Turkey, 2001).
- [7] D. Farina and R. Merletti, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 50, 1340 (2003).
- [8] C. J. Luca, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 26, 6 (1979).
- [9] S. H. Park, J. P. Kim, and W. M. Seong, *J. KIEEME*, 18, 827 (2005).