

용량성 전극의 동잡음 측정 장치 연구

임용규

상지대학교 한방의료공학과

A Study on Measurement of Capacitive Electrode Motion Artifact

Yong Gyu Lim

Dept. of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju, Korea
(Manuscript received 1 June 2017 ; revised 13 June 2017 ; accepted 13 June 2017)

Abstract: The indirect-contact bio-electric measurements using capacitive electrodes show large motion artifacts in comparison with conventional direct-contact measurements. It is necessary to measure the motion artifacts quantitatively, for the researches of reducing the motion artifacts. In this study, a device for quantitative measurement of motion artifacts was built. Using the device, an electrode was rubbed against some cloth(cotton) and the voltage variation of the electrode was measured as motion artifact in several environmental conditions(temperature and relative humidity). The measured waveforms agreed with that expected by the triboelectricity and the prior observations of the motion artifacts. Therefore, the results demonstrated the usability of the measurement system built in this study. The measurement system will be a great contribution to future research for reducing motion artifact.

137

Key words: Capacitive electrode, Indirect-contact ECG, Motion artifact, Triboelectricity

I. 서론

용량성 결합 전극(capacitive electrode)은 고입력저항 증폭기를 내장하여 인체의 피부와 전극간에 형성되는 capacitance를 통해 심전도 근전도 등의 생체전위를 측정할 수 있는 전극이다[1-3]. 이 전극을 이용하면 전극과 인체 피부가 직접 접촉하지 않는 옷을 통한 측정도 가능하게 된다[4]. 그러나 용량성 결합 전극은 간접적으로 심전도를 측정할 수 있는 장점이 있지만 동잡음(Motion artifact)이 크게 발생한다는 단점이 있다[1].

용량성 결합 전극의 동잡음을 줄이기 위한 많은 연구들이 진행되고 있는데[5-14], 연구의 결과에 의한 동잡음 저감 정도를 객관적 정량적으로 측정하는 필요함에도 불구하고 아

직까지 정량적 측정 방법이 확립되어 있지 않다.

동잡음 측정을 위한 선행 연구들로서는 인체 피부에 dry electrode를 부착하고, 모터를 통해 진동을 주는 방법을 사용한 연구[13]가 있다. 이 방법은 조건 조절을 하기 힘든 인체의 피부를 이용한다는 점에서 재현성과 정량성이 부족하다. [5]는 동잡음 저감 연구를 진행하면서 실제 동잡음 측정이 아닌 시뮬레이션으로 성능 평가를 진행하였다.

이상과 같은 이유로 동잡음 저감 연구에 필수적으로 선결되어야 할 동잡음의 정량적 측정 방법 확립을 위해 본 연구를 진행하였다. 본 연구에서는 의복을 사이에 둔 인체와 전극 사이에 발생하는 동잡음을, 의복의 직물과 전극 사이의 마찰전기 측정 방법으로 측정하는 기구물을 제작하였고, 제작된 기구물로 측정된 동잡음이 여러 선행 측정에서 관찰된 일반적인 현상과 일치하는지를 조사함으로써 본 동잡음 측정 장치의 유효성과 신뢰성을 검증하고자 한다.

II. 연구 방법

용량성 결합 심전도 전극의 동잡음의 원인으로, 피부와 전

Corresponding Author : Yong Gyu Lim
Dept. of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University,
83, Sangjidae-gil, Wonju-si, Gangwon-do, Republic of Korea
TEL: +82-33-738-7612 / Email: yglim@sangji.ac.kr
이 연구는 2014년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업(No. NRF-2010-0020808)의 지원을 받아 수행하였음.

극의 상대적 움직임에 의해, 인체의 피부와 전극간의 전기적 용량이 변화하고 이에 따라 심전도 신호가 왜곡되어 발생하는 것을 생각할 수 있다. 그러나 동잡음에 대한 그 동안의 관찰 결과는, 전기적 용량 변화에 의한 심전도 왜곡이 작아서, 전기적 용량 변화는 동잡음의 주된 원인이 아님을 보여주었다. 그 대신 용량성 결합 전극 동잡음의 가장 큰 원인으로서는 마찰전기에 의한 전극과 인체간에 대전된 전하량의 변화로 생각할 수 있다.

1. 마찰전기 발생 기전에 대한 고찰

서로 다른 두 물질이 접촉하면, 두 물질은 양극과 음극으로 분극되어 대전된다[15]. 이때 두 물질의 유전율의 크기에 따라 각 물질의 극성이 결정된다. 마찰전기(Triboelectricity)는 접촉에 의해 대전된 두 물체가 서로 상대적으로 이동하여, 두 물체의 접촉 부분이 변화할 경우, 대전된 전하량의 변화에 의해 발생한다. 그림 1에 마찰전기가 발생하는 기전을 간단히 나타내었다. 그림 1의 (a)는 두 물체(직물과 전극)가 접촉하고 있는 상황을 보여준다. 두 물체의 접촉면에서 앞에서 기술한 대로 두 물체는 대전된 상태로 있게 된다. 두 물체의 접촉면에서는 미시적으로는 분극되어 있지만, 양전하와 음전하 양이 서로 균형을 이루어 전체적으로는 중성 상태로 보여질 것이다. 전위차를 쉽게 설명하고자 편의상 직물의 맞은 편에 또 다른 금속이 직물과 접촉해 있고 이 금속은 접지되어 있다고 가정한다. 이 상태에서 전극은 접지와 어느 정도의 전위차를 유지하고 있을 것이다. 이제. 그림 1의 (b)와 같이 두 물체(직물과 전극)가 서로 움직여서 접촉면이 변화하는 경우를 살펴보자. 접촉되어 있다가 떨어지는 부분에서, 직물은 부도체이므로 접촉면이 급격히 변화하면 대전되어 있던 전하가 그대로 유지된다. 그리고 새로 형성되는 접촉면에서 다시 분극이 발생한다. 이에 따라 전

극에 대전된 전하량이 변화하게 되고 이 전하량의 변화는 접지에 대한 전극의 전위 변화를 유발한다. 다음 식 1에서 전극과 접지간의 전기적 용량 C 가 일정할 경우, 전극에 충전된 전하량의 변화(ΔQ)는 전극과 접지간의 전위변화(ΔV)를 유발한다.

$$V_0 = Q/C$$

$$V_0 + \Delta V = (Q + \Delta Q)/C \tag{1}$$

이동을 멈추면, 시간이 지남에 따라 직물에 대전된 전하와 전극에 대전된 전하가 주위로 방전하면서 전극의 전압은 처음의 상태인 (a)로 돌아갈 것이다. 전극과 직물의 움직임이 계속되어 전극의 충전 속도가 자연 방전 속도보다 클 경우는 전극의 전압이 계속 상승하는 현상이 관측될 것으로 예상할 수 있다.

2. 마찰전기에 의한 동잡음 측정 장치 구성

직물과 전극 사이의 마찰에 의한 동잡음을 정량적으로 측정하기 위해 그림 2와 같은 측정장치를 구성하였다.

금속판 위에 대상 직물을 고정하고, 고입력저항 증폭기가 내장된 용량성 결합 전극을 직물 위에 얹어 놓는다. 전극과 직물이 적절한 압력으로 접촉하도록 전극 위에 무게추(weight)를 얹어서 고정하였다. 선형 동작 모터에 의해 전극을 수평방향으로 왕복운동을 하도록 하였다. 선형 동작 모터는 potentiometer가 연결되어 있어서 위치 정보를 Controller에 보낸다. 금속판의 크기는 15 cm x 20 cm 이며 직물은 금속판의 양끝에서 금속판에 고정되었다.

그림 3은 측정장치의 전기적 구성을 나타낸 것이다. 직물을 사이에 두고 전극과 마주보는 금속판은 측정장치의 접지와 연결되었으며, 전극의 고입력저항 증폭기의 이득은 1이

138

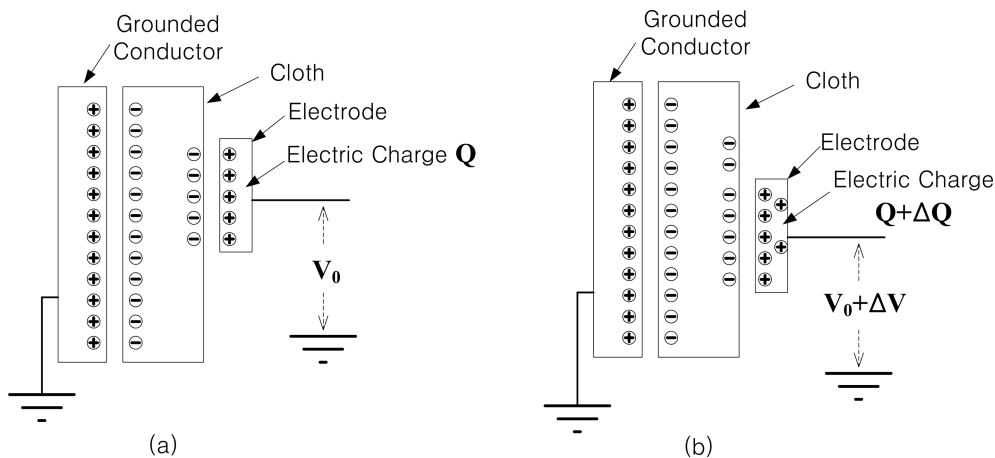


그림 1. 마찰전기 발생 원리 (a) 전극의 이동 전 (b) 전극의 이동 직후.
 Fig. 1. Principle of triboelectricity. Electric charge distributions before the electrode movement (a) and immediately after the electrode movement (b).

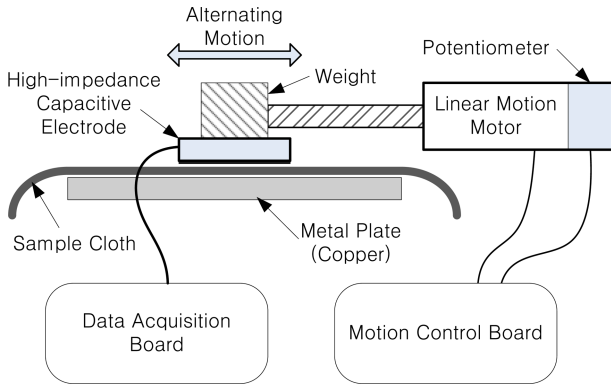


그림 2. 동잡음 측정장치의 구성.
Fig. 2. Configuration of motion artifact measurement system.

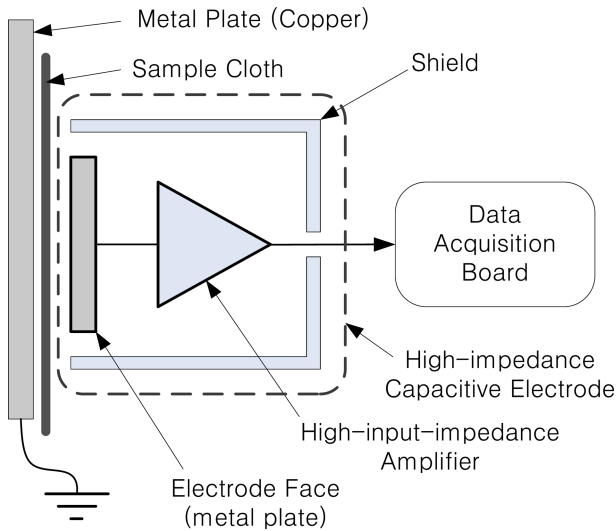


그림 3. 동잡음 측정기의 전기적 연결도.
Fig. 3. Electric connection diagram of motion artifact measurement system.

고 전극의 출력을 추가의 증폭과정 없이 바로 데이터 획득 장치에 연결하여 디지털 값으로 변환하였다. 용량성 결합 전극은 식물과의 접촉면을 제외한 전극 외부를 전기적으로 차폐하여 식물 이외의 다른 전기적 교란을 차단하였다.

III. 연구 결과 및 고찰

실험은, 전극을 수면 식물 위에서 2 mm 왕복시키며 전극의 출력 전압을 측정하면서 이루어졌다. 전극은 가로와 세로가 2 cm × 3 cm이고 높이는 7 mm(차폐 높이 5 mm)이며, 전극과 직물을 접촉 압력을 주기 위한 무게추와 무게추 고정 기구물의 무게는 합해서 약 200 g이었다. 전극에 내장된 고입력저항 증폭기의 입력저항은 3GΩ을 사용하였다. 면은 두께 0.25 mm의 평직 직물을 사용하였고, 면 직물을 일정

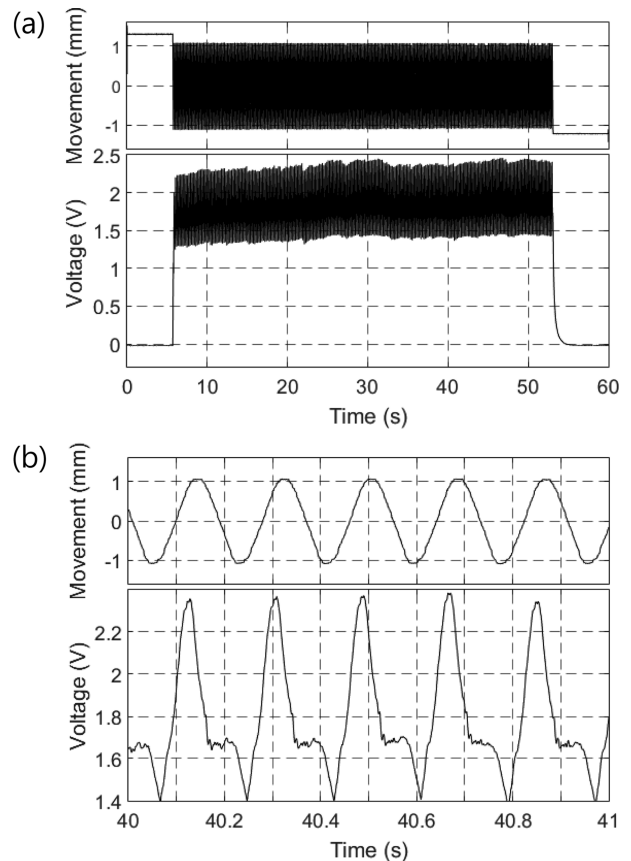


그림 4. 동잡음 측정 결과(온도 21도, 습도 40%). (a) 전체 60초간의 측정 결과 (b) 1초간의 상세 파형.
Fig. 4. Results of motion artifact measurement at 21°C and relative humidity 40%. (a) Graph of whole measurement period(60s). (b) Detailed graph of 1s period.

한 습도 상태에서 2시간 이상 보관한 후에, 동잡음 측정 실험을 진행하였다.

그림 4에서 그림 6에 본 측정장치로 측정된 결과를 나타내었다. 직물은 측정 전에 각각 상대습도가 40%, 50% 그리고 70%의 상태에서 2시간 이상 방치하여 직물의 내부 습도를 조절한 후에 측정하였다. 이때 온도는 모두 21도였다.

각 그림의 (a) 그래프를 보면, 전극이 왕복운동을 시작하면 전압이 상승하는 것을 볼 수 있다. 이것은 마찰에 의해 전하가 축적되는 과정으로 볼 수 있으며, 전압이 높아져서 일정전압에 이르면 마찰에 의한 충전과 주변으로의 방전이 균형을 이루어 전압이 일정해지는 것을 볼 수 있다. 각 그림의 (b)는 측정 시작 후 40초 경과된 부분을 자세히 보여주고 있다. 전극이 움직이는 부분에서는 전극의 출력 전압이 증가하고, 전극이 움직이는 방향을 바꾸기 위해 잠시 멈추는 부분에서는 전압이 감소하는 것을 볼 수 있다. 이 결과는 앞의 그림 1의 마찰전기 발생 기전으로 설명이 된다. 그림 1에서 전극의 전하량이 증가할 때는 전극과 직물간의

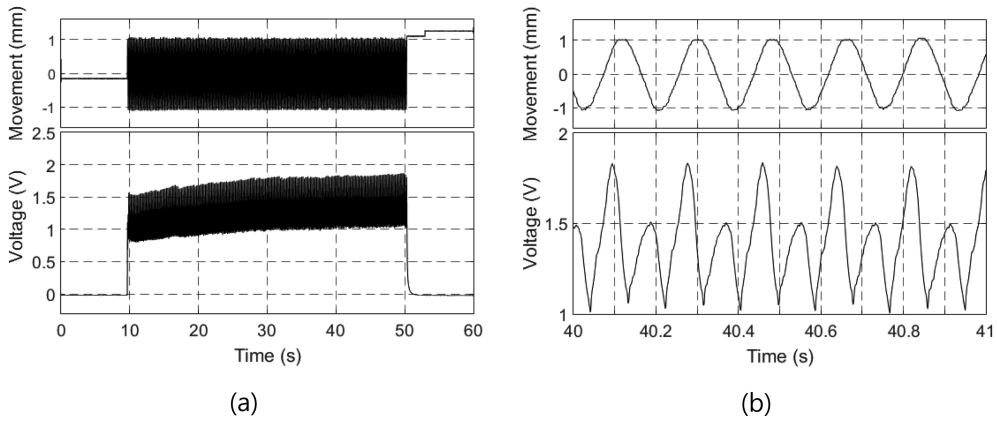


그림 5. 동잡음 측정 결과(온도 21도, 습도 50%). (a) 전체 60초간의 측정 결과 (b) 1초간의 상세 파형.
 Fig. 5. Results of motion artifact measurement at 21°C and relative humidity 40%. (a) Graph of whole measurement period(60s). (b) Detailed graph of 1s period.

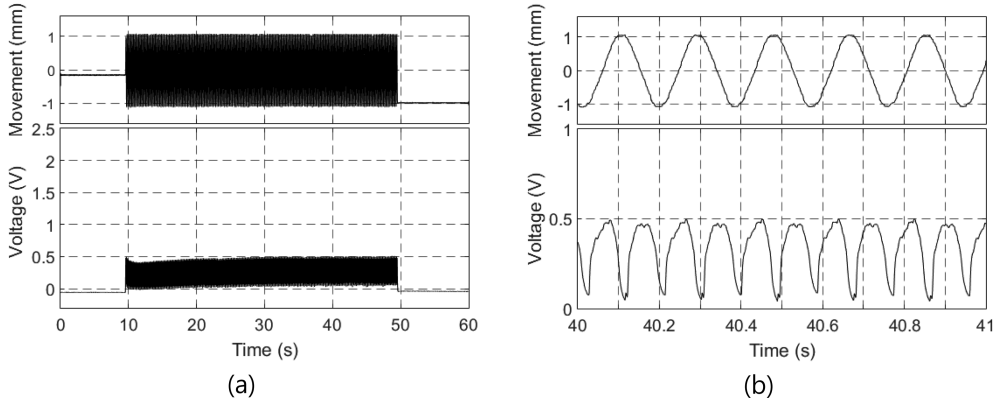


그림 6. 동잡음 측정 결과(온도 21도, 습도 70%). (a) 전체 60초간의 측정 결과 (b) 1초간의 상세 파형.
 Fig. 6. Results of motion artifact measurement at 21°C and relative humidity 70%. (a) Graph of whole measurement period(60s). (b) Detailed graph of 1s period.

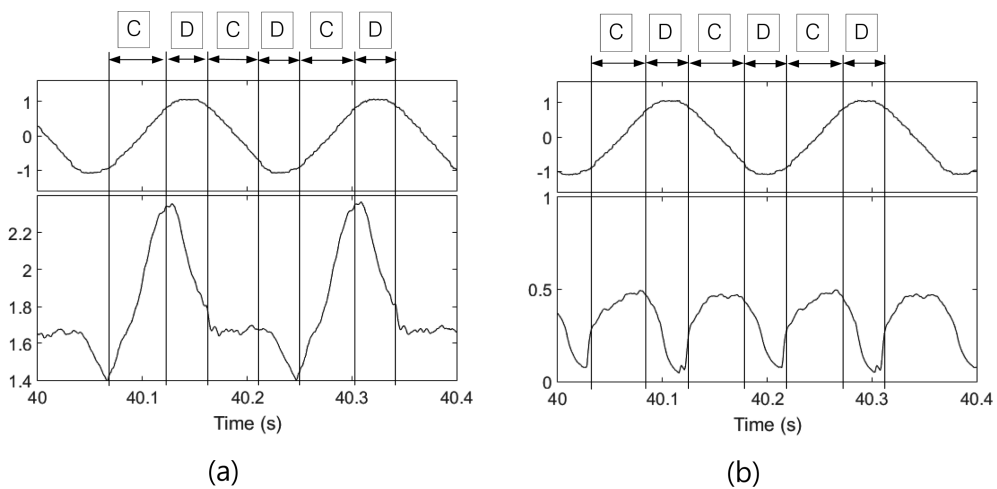


그림 7. 전극의 이동 속도와 마찰전기의 생성 및 방전 관계.
 Fig. 7. Relationship between the velocity of electrode movement and the charging-discharging of triboelectricity.

움직임이 있을 때이며 전극이 움직임을 멈추면 전극에 충전되었던 전하는 방전된다. 그림 7에 전극의 움직임과 전극의 충전 방전의 관계를 나타내었다. 그림에서 C로 표현된 구간은 마찰전기에 의해 전극에 전하가 충전되는 구간이고, D로 표현된 구간은 전극에 충전된 전하가 주위로 방전되는 구간을 뜻한다. 본 동잡음 측정기의 출력은 마찰전기의 발생 이론에 의한 출력 예측과 일치하는 것을 알 수 있다.

그림 4에서 그림 6은 직물 내부의 습도를 변화시키면서 동잡음을 측정하는 것이다. 결과를 보면 습도가 증가할수록 동잡음이 감소함을 볼 수 있다. 이 것은 용량성 전극을 이용한 측정 과정에서 일반적으로 관찰되는 현상인 습도가 증가하면 동잡음이 감소하는 현상과 일치한다. 일반적으로 습도의 증가는 직물 내부 그리고 직물과 전극간의 전도성을 증가시키기 때문에 마찰전기를 감소시킨다고 알려져 있는데 본 연구의 결과에서도 일반적인 상식에 배치되지 않는 결과를 얻었다. 본 연구의 결과로 볼 때, 습도가 증가하면서 전도성이 증가하여 마찰전기에 의한 전하를 빨리 방전시키기 때문에 설명할 수 있다. 본 연구를 통해 개발된 장치로 측정된 동잡음과 실제로 전극과 인체 간에 발생하는 동잡음의 크기를 절대적으로 비교할 수는 없을 것으로 생각되며, 본 연구의 목적은 향후 연후하고자 하는 동잡음 저감 연구에서, 동잡음 저감 효과의 상대적 비교에 유용할 것으로 기대한다.

IV. 결 론

본 연구는 용량성 전극에서 발생하는 동잡음의 주된 요소는 마찰전기라는 가정하에, 마찰전기를 발생시키는 기구물을 이용하여 정량적으로 동잡음을 측정하는 장치를 구성하였다. 구성된 동잡음 측정기로 측정된 동잡음은 마찰전기의 발생기전에 의한 예측과 일치함을 볼 수 있었다. 따라서 본 연구의 결과에서 용량성 결합 전극의 동잡음을 감소시키기 위해서는 마찰전기 감소의 연구가 필수적이라는 결론을 얻었다. 본 연구를 통해 구성된 동잡음 측정 장치를 이용하여 동잡음을 정량적으로 측정할 수 있게 되었으며, 이 장치는 용량성 전극의 동잡음을 저감하고자 하는 향후의 연구에 큰 기여를 할 것으로 기대된다.

Reference

[1] Y.G. Lim, K.K. Kim, and S. Park, "ECG measurement on a

- chair without conductive contact", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 53, no. 5, pp. 956-959, 2006.
- [2] Y.G. Lim, K.K. Kim, and K.S. Park, "ECG recording on a bed during sleep without direct skin-contact", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 54, no. 4, pp. 718-725, 2007.
- [3] R. Prance, A. Debray, T. Clark, H. Prance, M. Nock, C. Harland, and A. Clippingdale, "An ultra-low-noise electrical-potential probe for human-body scanning", *Measurement Science and Technology*, vol. 11, no. 3, pp. 291, 2000.
- [4] J.M. Lee, F. Pearce, A.D. Hibbs, R. Matthews, and C. Morrisette, *Evaluation of a Capacitively-Coupled, Non-Contact (through Clothing) Electrode or ECG Monitoring and Life Signs Detection for the Objective Force Warfighter*, DTIC Document, 2004.
- [5] T. Wartzek, T. Lammersen, B. Eilebrecht, M. Walter, and S. Leonhardt, "Triboelectricity in capacitive biopotential measurements", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 58, no. 5, pp. 1268-1277, 2011.
- [6] J. Ottenbacher, M. Kirst, L. Jatoba, M. Huflejt, U. Großmann, and W. Stork, "Reliable motion artifact detection for ECG monitoring systems with dry electrodes", pp. 1695-1698.
- [7] B. Feddes, L. Gourmelon, M. Mefteh, and T. Ikkink, "Reducing motion artefacts of capacitive sensors", pp. 1532-1532.
- [8] S. Beardsmore-Rust, P. Watson, R. Prance, C. Harland, and H. Prance, "Quantitative measurement of tribo-electric charging phenomena of dielectric materials", p. 1.
- [9] G. Peng, M. Sterling, and M. Bocko, "Non-contact, capacitive biosensor electrodes for electrostatic charge reduction", pp. 1-4.
- [10] G. Peng, and M.F. Bocko, "Non-contact ECG sensing employing gradiometer electrodes", *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 60, no. 1, pp. 179-183 %@@ 0018-9294, 2013.
- [11] B. Eilebrecht, T. Wartzek, J. Willkomm, A. Schommartz, M. Walter, and S. Leonhardt, "Motion Artifact Removal from Capacitive ECG Measurements by Means of Adaptive Filtering", *5th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering*, IFMBE Proceedings Á. Jobbágy, ed., pp. 902-905: Springer Berlin Heidelberg, 2012.
- [12] J. Ottenbacher, and S. Heuer, "Motion artefacts in capacitively coupled ECG electrodes." pp. 1059-1062.
- [13] A. Searle, and L. Kirkup, "A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes", *Physiological Measurement*, vol. 21, no. 2, pp. 271, 2000.
- [14] E. Spinelli, M. Haberman, P. García, and F. Guerrero, "A capacitive electrode with fast recovery feature", *Physiological Measurement*, vol. 33, no. 8, pp. 1277, 2012.
- [15] N. Jonassen, *Electrostatics*: Springer Science & Business Media, 2013.