

# 건식전극을 이용한 4 전극형 생체임피던스 모델 특성 연구

## A Study on the Characteristics of Four Electrode Bioimpedance Model using Dry Electrode

조 영 창\*, 정 종 혁\*, 윤 정 오\*, 김 민 수\*★

Young Chang Cho\*, Jong Hyeong Jeong\*, Jeong-oh Yun\*, Min Soo Kim\*★

### Abstract

In this study, the bio-impedance of the human body is able to obtain a lot of information by monitoring the pathological and physiological conditions of clinical and biological tissues. The four electrode method system for biometrics measured the potential difference between two electrodes and the other two electrodes were used as electrodes for current flow. The newly developed dry gold electrode measured impedance from 1 Hz to 50 kHz and produced reproducible results. To verify the impedance measurement of the dry electrode, the pitting was performed using an equivalent circuit model of the bioelectrode skin, and the effectiveness was demonstrated through modeling. Fixed electrode types have a constant position of the electrodes attached during the measurement, so that a stable measurement can be obtained, thereby minimizing the error.

### 요 약

본 연구에서는 인체의 생체임피던스는 임상 및 생물학적 조직의 병적 및 생리적 상태를 모니터링 하여 많은 정보를 획득 가능하다. 생체임피던스 측정용 4 전극법 시스템은 2개의 전극은 생체의 전위차를 측정하였고, 다른 두 전극은 전류를 흘려주는 전극으로 사용하였다. 새롭게 개발된 건식 Gold 전극은 1 Hz에서 50 kHz 까지 임피던스를 측정하였으며, 재현성 있는 결과를 얻었다. 건식전극의 임피던스 측정값을 검증하기 위해서 생체전극피부등가회로를 이용하여 피팅을 실시하였고 모델링을 통해서 실효성을 증명하였다. 고정 전극형태는 측정 시 부착되는 전극의 위치가 일정하므로 안정적인 측정값을 얻을 수 있어서 오류를 최소화할 수 있다.

*Key words : Bioimpedance Measurement System, Four Electrode System, Equivalent Circuit Model, Dry electrode*

### 1. 서론

생체임피던스는 신체의 여러 부분에서 임피던스를 측정하여 생물학적 매개변수를 얻는데 비침습적 방법이 많이 사용되고 있다[1-3]. 생체임피던스 측

정법은 인체에 작은 교류 전류를 체내에 주입하고 유도 전위차를 측정하는 방법이다. 생물학적 물질의 특성을 수동 전기회로를 통하여 설명하였으며, Geddes와 Baker [4]에 따르면, 전극 사이의 임피던스는 계절적 변화, 혈류, 심장 활동, 호흡 부피, 혈

\* Dept. of Avia. Info. Com. Eng., Kyungwoon University

★ Corresponding author

E-mail : msk0328@ikw.ac.kr tel : 054-479-1313

※ Acknowledgment

Manuscript received Dec. 3, 2019; revised Dec. 20, 2019; accepted Dec. 26, 2019.

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. unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

액 및 신장 부피, 신경 활동, 갈바닉 피부를 반영하고 있음을 연구되었다. 사용주파수는 1 Hz 부터 50 kHz 까지의 주파수 범위에서 그 효과를 분석하기 위한 회로 모델을 제공하였으며, 도체의 표면에 있는 두 지점 사이의 전류와 전위차를 측정함으로써 임피던스의 파라미터를 식별할 수 있다. 임피던스 측정을 1-10 kHz 주파수 범위는 단일 주파수에서 수행되고, 1 kHz - 1 MHz 범위의 주파수대역은 스위핑하여 다중주파수로 사용한다[5-7].

초기 체성분 분석에 이용되는 전극으로는 집착형, 흡입형, 클립형을 사용하였고, 점차 접촉형으로 발전해 왔다. 전극은 gel의 사용정도, 인체의 굴곡 및 피부 건조도, 부착위치, 전극 자체의 전도성 특성에 따라 분석 값에 차이를 가진다. 전류가 50 kHz 대역 이하에서는 세포외액을 통과하고, 100 kHz 이상의 주파수 대역은 세포내외액과 조직을 통과하므로 높은 주파수를 이용하면 세포내·외액부위를 측정할 수 있다. 생체 측정에 있어서 체성분은 지속적으로 관리되어야 하며 정확성과 재현성에 중요한 요소로 작용한다. 비침습적으로 생물학적 생체정보를 얻기 위해서는 Ag/AgCl 표면 전극에 대한 연구가 가장 많이 되고 있다[8-11]. 일부 연구자들은 전극을 세심하게 배치하고 측정 오류를 최소화하기 위해 오래된 전극사용을 하지 않도록 권장하고 있다. 전극/피부 접촉 임피던스는 피부의 종류, 준비시간에 따라 그 특성이 달라지기 때문이다. 또한 전극 사이의 간격이 클수록 더 많은 조직 볼륨에 의해 많은 결과가 결정되며, 작은 전극은 큰 전극보다 높은 접촉 임피던스를 가지고 있다. 전극에 따라서 작은 전류 전극은 전류 소스에 더 큰 임피던스를 나타내며, 따라서 소스에 의해 발생하는 단락 전류에 의해 더 큰 편차가 발생한다.

본 연구에서는 이러한 문제점을 개선하기 위해서 인쇄된 전극이나 고정 전극을 사용하고, 전극의 형태를 동축형 Gold 4 전극법으로 누설전류를 줄일 수 있는 타입으로 부정확성을 감소시킬 수 있을 것이다. 인쇄회로에서는 0.1 mm 정밀도를 쉽게 얻을 수 있고, 측정 준비시간을 줄일 수 있는 새로운 형태의 세라믹기반 Gold 건식 전극을 제안한다. 또한 생체전극피부 등가회로모델을 이용하여 생체전극의 임피던스측정값을 분석하였다. 그림 1은 본 실험에 사용되는 전체 시스템 구성을 나타내고 있다.

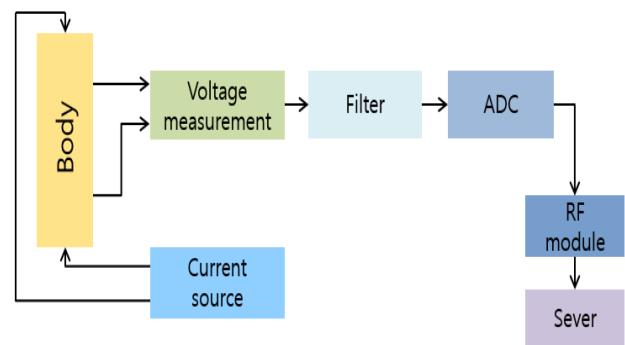


Fig. 1. Schematic diagram of a bioimpedance system.

그림 1. 생체임피던스 시스템의 구성도

## II. 방법 및 재료

생체임피던스는 전극의 수에 따라서 2 전극법, 3 전극법 또는 4 전극법으로 나누어 질수 있다[12]. 본 실험에서 구현한 측정 장치는 4 전극법을 사용하여 측정하였다. 4 전극법에서는 생체측정은 2개 전극을 사용하였고, 다른 두 개의 전극은 전류를 흘려주는 역할을 수행하게 된다. 측정 시 사용되는 증폭기는 입력 임피던스가 충분히 높으면 전극의 임피던스가 측정에 영향을 최소화 할 수 있다. 또한 4개의 전극 설정으로 실제 측정 구역을 더 쉽게 제어할 수 있다.

인체피부 조직은 각질층, 진피, 피하조직으로 구성되어있으며 각질층은 상대적으로 건조하고 임피던스가 상대적으로 높은 죽은 피부 세포로 구성되어 있다. 전극은 보통 전도성 전극 겔을 사용하여 피부에 연결된다. 이것은 피부를 진정시키고 건조한 피부보다 낮은 전극 임피던스를 특성을 가진다.

본 연구의 생체임피던스실험은 남성 10명(24±2.2)을 대상으로 실시하였다. 측정 시 피부의 각질을 알코올과 테이프로 제거하고, 20분간 휴식을 취한 다음 실험에 임했다. 주파수 및 진폭은 환자 안전에 대한 요건은 국제 전기 기술 위원회 표준 IEC 601-1[13]에 준하여 전류를 결정했다. 이에 준하여 100  $\mu$ A rms는 1 kHz에서 허용되는 최대 값이지만 이 수치는 100 kHz에 비례하여 증가한다. 그 이유는 인가 전류의 생물학적 영향은 주파수가 증가함에 따라 감소한다. 본 실험에서는 100  $\mu$ A 전류를 생체에 흐르게 하여 측정을 실시하였다.

실험에 사용된 건식전극은 피부와 접촉하는 부분의 전도성, 비산화재물질로 장시간 측정이 가능한 재질로 구성되었다. 세라믹 재질은 Gold 프린팅이

쉽게 구현가능하고, 접촉력이 강하고, 신호전달, 열전도 특성가지고 있다. 와이어 본딩 공정은 전극 후면에서 와이어 작업이 원활 하기 때문에 제작이 간단하다. 4 전극형 생체임피던스 센서는 전류인가 쌍전극, 전압측정 쌍극으로 4개 전극으로 구성하여 제작을 하였다. 피부임피던스측정기에 측정할 값은 무선통신기술로 컴퓨터로 전송하여 피시험자의 데이터를 수시로 획득 가능하였다.

측정시스템은 측정용 전극, 정전류원, 전압측정기는 SR830(Lock in amp.)을 사용하여 기준 주파수 발생과 임피던스를 측정하고, 필터장치, A/D변환기, RF module로 구성됨으로 휴대용 피부임피던스 측정기로 가능하였다.

그림 2는 전극의 모형 디자인과 치수를 나타내었다. 그림 3은 무선통신용 RF(radio frequency)모듈 회로도도를 나타내고 있다. 그림 4는 직경은 10 mm, gold 두께는 10~20 um, 동축형 및 막대형으로 구성되어 제작하였다. 그림 5는 정전류, 전압측정부, 전극부, RF 통신부로 피 실험자 대상으로 측정하는 장면을 구현하고 있다.

2.1 전극 피부모델의 등가회로

전극과 피부 사이의 접촉 임피던스(Z)는 인터페이스안의 전하 저장에 의한 저항으로 구성되고 용량성 리액턴스는 전극과 피부를 통하여 흐르는 전류의 반대 값을 가진다. 전극-피부 인터페이스의 모델은 전하 전달 저항(Rc)과 CPE(constant phase element)를 병렬로 연결한 바이오전극의 미세구조 배열 때문에 전체저항과 직렬이다. 그림 6에서 나타난 등가회로와 등가 임피던스는 수식에 의해서 나타내었다.

$$Z_{eq} = R_S + (R_C \parallel Z_{CPE}) \tag{1}$$

$$Z_{CPE} = \frac{1}{T \cdot (j\omega)^a}$$

여기서 R<sub>S</sub>는 바이오전극, 피부 및 테스트 케이블의 전체저항이고, R<sub>C</sub>는 피부와 생체전극사이의 전하전달 저항을 나타내고, Z<sub>CPE</sub>는 CPE의 임피던스를 의미한다. T는 각속도 ω가 1일 때의 CPE 어드미턴스 크기이며, a는 매질의 특성을 표현하는 파라미터로써 생체 물질의 경우 0.5에서 1 사이의 값을 가진다. 파라미터 a의 물리적 의미를 살펴본다

면 a는 생체의 이완시간의 분포 (relaxation time distribution) 정도를 표현한다. 생체는 여러 개의 세포로 이루어져 있고, 각 세포는 크기와 모양이 조금씩 다르다.

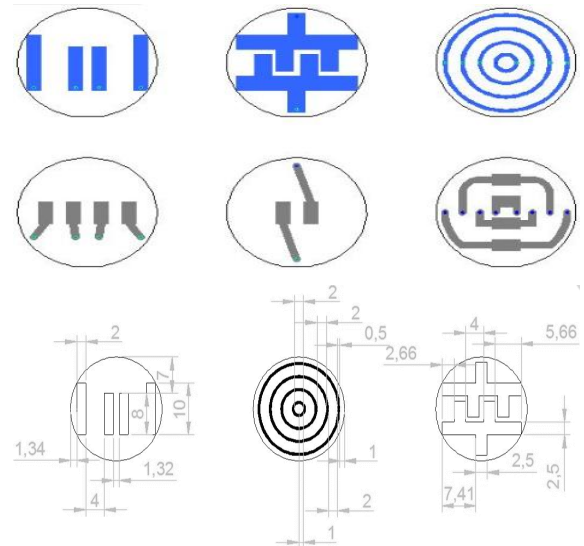


Fig. 2. Ceramic Based Gold Electrode Design. 그림 2. 세라믹기반 Gold 전극설계

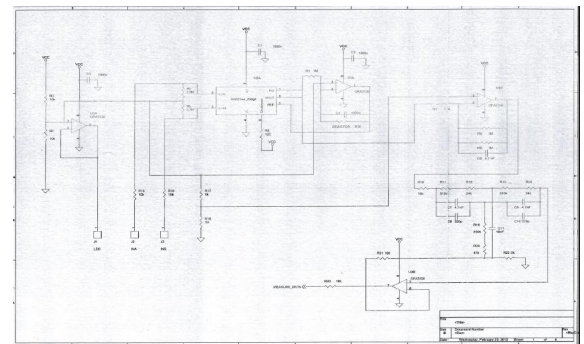


Fig. 3. RF Communication Schematic. 그림 3. RF 통신 회로도



Fig. 4. Gold electrode type printed on ceramic. 그림 4. 세라믹에 플린팅 된 Gold 전극타입

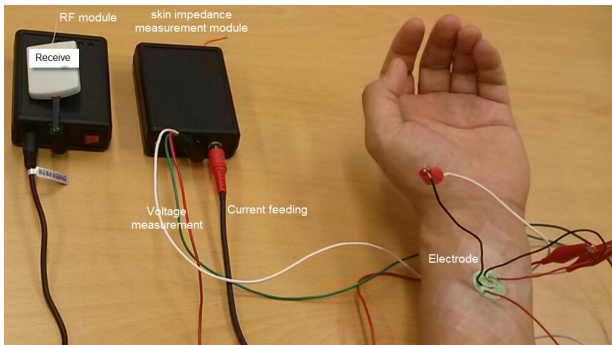


Fig. 5. Bioimpedance Measurement Scene.  
그림 5. 생체임피던스 측정장면

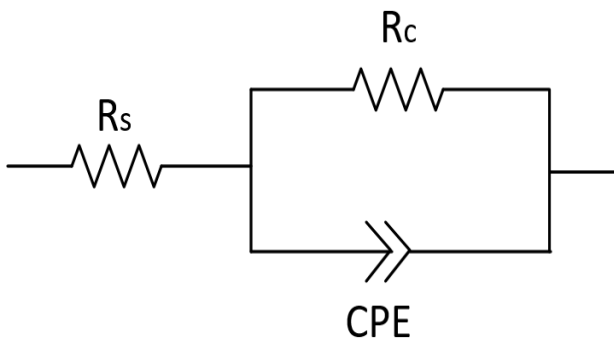


Fig. 6. Equivalent circuit model for electrode skin interface.  
그림 6. 전극 피부인터페이스의 등가회로모델

III. 연구결과

새롭게 제작된 동축형 건식 4전극법과 기존의 Ag/AgCl 전극을 인체의 전박의 안쪽과 바깥쪽 부위의 생체임피던스를 측정하였다. 팔뚝의 안쪽은 hair가 없는 부위이고, 바깥쪽 부위는 hair가 존재하는 부위이다. 그림 7은 새로운 건식형 Gold 전극과 기존 Ag/AgCl 습식전극을 이용하여 실험을 실시하여 측정결과를 비교해본 결과 새로 개발된 Gold 전극의 팔뚝 바깥쪽에서 측정된 임피던스가 가장 높았고, 기존의 습식전극으로 전박의 안쪽을 측정했을 때 가장 낮은 임피던스가 측정됨을 확인하였다. 실험에서 Gold 타입의 건식 전극은 작은 전극(10 mm미만)으로 사용되었고, 반면 습식전극은 10 mm 크기의 전극을 사용되어서 접촉 임피던스 큰 Gold 전극은 높은 임피던스가 측정되었음을 알 수 있었다. 생체임피던스 측정에 사용된 주파수는 1 Hz에서 50 kHz 대역에서 측정을 실시하였으며, 전체적으로 2.1 kHz 대역 부근에서 임피던스가 급격하게 낮아짐을 확인하였다. 표 1에서는 새로 개발된 Gold 건식전극을 이용해서 왼손 팔뚝의 안쪽과

바깥쪽 부위를 측정하였다. 전극의 종류에 따라서 측정 결과 팔뚝의 바깥쪽 부분이 전체적으로 6.82 (±0.544)%, 5.699(±0.441)%, 5.699(±0.441)% 높게 나타남을 확인하였다. 팔뚝의 바깥부위는 hair가 많이 존재하여 표피부분에 임피던스가 높게 측정되었다. 그림 8에 사용된 생체전극 피부모델의 등가회로는 생체는 여러 개의 세포로 이루어져 있고, 각 세포는 크기와 모양이 조금씩 다르다. 그렇기 때문에 각 세포가 가지는 저항과 커패시터 값은 조금씩 차이가 나는데, 이로 인하여 각 세포의 저항 성분과 커패시터 성분에 의한 시정수(time constant) 혹은 이완 시간은 조금씩 차이가 난다. 이 점을 감안하여 CPE 소자를 이용하여 측정오류를 최소화하기 위해 사용되었다. 실험결과 주파수에 따른 임피던스는 2.2 kHz 근처에서 급격하게 변화현상은 그림 7의 Gold 전극의 피부측정값과 비교했을 때 유사한 특성을 얻었다. 이 모델은 Z View 소프트웨어 패키지로 실험을 실시하였다[14]. 본 실험결과는 생체임피던스를 새롭게 제작된 건식 Gold 전극을 제작하여 측정하였으며 측정된 데이터를 무선으로 전송하여 피 실험자의 개인인증이나 생체정보를 실시간으로 모니터링 가능한 시스템으로 활용 가능성을 증명하였다.

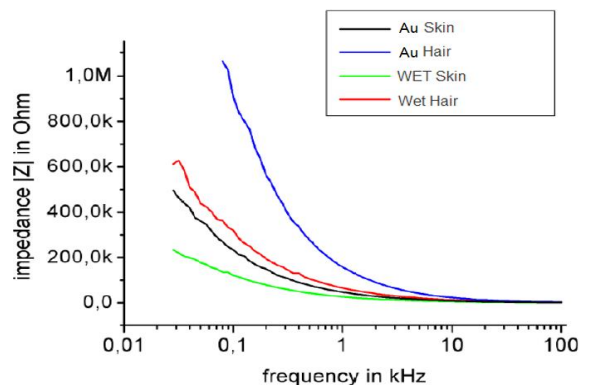


Fig. 7. Measurement Results of Conventional and Gold Dry Electrodes.

그림 7. 기존전극과 Gold 건식전극의 측정결과

Table 1. Measurement results inside and outside the forearm of the gold electrode.

표 1. Gold 전극의 팔뚝의 내부와 외부의 측정결과

측정 전극비교	skin과 hair 측정저항차이(kΩ)	오차률
Au(hair) vs Au(hair)	6.82	±0.544 %
Wet(hair)vs Wet(skin)	5.699	±0.441 %
Au(skin) vs Wet(hair)	5.699	±0.441 %

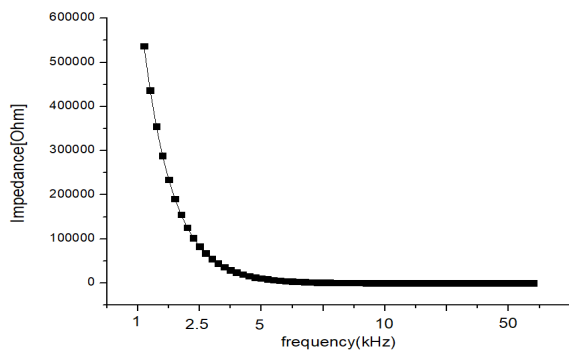


Fig. 8. Result of equivalent circuit of electrode skin model.  
그림 8. 전극 피부모델의 등가회로결과

#### IV. 결론

본 논문에서는 새롭게 설계된 Gold형 건식전극을 사용하여 생체임피던스 측정방법을 제안하였다. 세라믹 기반 Gold 재질의 전극은 위치를 고정함으로써 위치에 따른 오차를 줄일 수 있었다. 기관이 세라믹에 Gold 프린팅 된 기술로 견고하고, 부착성이 좋고, 신호전달, 열전도 특성에 장점을 가지고 있다. 통축형 전극모양으로 고안하여 측정 시 누설전류 발생을 줄여서 측정오차를 개선하였다. 와이어 본딩(wire bonding) 공정의 간편화 및 피부에 접촉 저항에 장점을 가지고 있는 특성이 있다. 생체전극 피부모델의 등가회로를 설계하여 건식전극의 특성을 해석하였다. 앞으로 가정용 개인 건강관리장치 등에 접목하여 예방의학 분야 등에 활용가치가 있을 것이라 생각된다.

#### References

[1] B. Sanchez, E. Louarroudi, E. Jorge, J. Cinca, R. Bragos and R. Pintelon, "A new measuring and identification approach for time-varying bioimpedance using multisine electrical impedance

spectroscopy," *Physiol. Meas.*, vol.34, pp.339-357, 2013. DOI: 10.1088/0967-3334/34/3/339.

[2] P. L. M. Cox-Reijven, B. Van Kreel and P. B. Soeters, "Bio electrical impedance spectroscopy: Alternatives for the conventional hand-to-foot measurements, *Clinical Nutrition*," *Elsevier Science Ltd*, vol.21, No.2, pp.127-13, 2002.

DOI: 10.1054/clnu.2001.0521

[3] A. Searle and L. Kirkup, "A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes," *Physiol. Meas.*, vol.21, pp.271-283, 2000. DOI: 10.1088/0967-3334/21/2/307.

[4] L. A. Geddes, L. E. Baker, "The relationship between input impedance and electrode area in recording the ECG," *Medical and biological eng.*, vol.4, pp.439-450, 1966. DOI: 10.1007/BF02476166

[5] C. Gabriel, A. Peyman and E. H. Grant, "Electrical conductivity of tissue at frequencies below 1 MHz," *Phys. Med. Biol.*, vol.54, pp.4863-4878, 2009. DOI: 10.1088/0031-9155/54/16/002

[6] J. Booth, J. Pinney and A. Davenport, "The effect of vascular access modality on changes in fluid content in the arms as determined by multifrequency bioimpedance," *Nephrol Dial Transplant*, vol.26 pp.227-231, 2011.

DOI: 10.1093/ndt/gfq331

[7] F. Zhu, E. F. Leonard, N. W. Levin, "Extracellular fluid redistribution during haemodialysis: bioimpedance measurement and model," *Physiol Measure*, vol.29, pp.S491-S50, 2008. DOI: 10.1088/0967-3334/29/6/S41

[8] L. Nescolarde, et al., "Different displacement of bioimpedance vector due to Ag/AgCl electrode effect," *European Journal of Clinical Nutrition*, vol.70, pp.1401-1407, 2016. DOI: 10.1038/ejcn.2016.121

[9] E. T. McAdams, P. Henry, J. M. Anderson, J. Jossinet, "Optimal electrolytic chloriding of silver ink electrodes for use in electrical impedance tomography," *Clin. Phys. Physiol. Mes.*, vol.13 pp.19-23, 1992. DOI: 10.1088/0143-0815/13/A/004

[10] E. T. McAdams, J. McLaughlin, B. H. Brown, F. McArdle, "The NIBEC E. I. T. electrode harness," *Clinical and Physical Applications of Electrical Impedance Tomography*. UCL Press:

London, UK, pp.85-92, 1993.

[11] E. T. McAdams, A. Lackermeier et al., "The linear and non-linear electrical properties of the electrode-electrolyte interface," *Biosens. Bioelectron.*, vol.10, pp.67-74, 1995.

DOI: 10.1016/0956-5663(95)96795-Z

[12] G. Ursula et al., "Bioelectrical impedance analysis Part I: review of principles and methods," *Clinical Nutrition*, vol.23, pp.1226-1243, 2004.

DOI: 10.1016/j.clnu.2004.06.004

[13] Dan Modi, "IEC 601-1-2 AND ITS IMPACT ON MEDICAL DEVICE MANUFACTURERS," *Proceedings-19th International Conference-IEEE/EMBS* Oct. 30-Nov. 2, 1997.

[14] T. I. Oh, S. Yoon, T. E. Kim, H. Wi, K. J. Kim, E. J. Woo, R. J., "Sadleir, Nanofiber webtextile dry electrodes for long-term biopotential recording," *IEEE Trans.Biomed. Circ. Syst.* vol.7, pp.204-211, 2013. DOI: 10.1109/TBCAS.2012.2201154

#### Jeong-oh Yun (Member)



1991 MS degree in Electronics Engineering, Kyungpook National University

2002 PhD degree in Electronics Engineering, Kyungpook National University

1997 ~ current : Professor, Dept. of Aviation Information & Communication Engineering, Kyungwoon University

#### Min Soo Kim (Member)



1996 : MS degree in Electrical Engineering, Yeungnam University

2004 : Ph. D : degree in Electronic Engineering, Yeungnam University

2014 : current : Professor, Dept. of Aviation Information & Communication Engineering, Kyungwoon University

## BIOGRAPHY

#### Young Chang Cho (Member)



1996 : MS degree in Electronic Engineering, Yeungnam University  
2001 : Ph. D in degree in Electronic Engineering, Yeungnam University  
1999 : current : Professor, Dept. of Aviation Information & Communication Engineering, Kyungwoon University

#### Jong Hyeong Jeong (Member)



1996 : MS degree in Electronic Engineering, Donga University  
1998 : Ph. D : degree in Electronic & Communications Engineering, Korea Maritime and Ocean University  
2000 ~current : Professor, Dept. of Aviation Information & Communication Engineering, Kyungwoon University