

논문 2013-50-2-24

# 전도성 섬유 기반 심전도 전극의 성능 평가에 관한 연구

## ( A Study on Performance Evaluation for Electrocardiography Signal Measurement Electrode based on Conductive Fabric )

강 보 규\*, 유 선 국\*\*

( Bo Kyu Kang and Sun Kook Yoo )

### 요 약

인구의 고령화 사회에 접어들어 최근에는 스마트 의류와 접목된 다양한 형태의 착용형 유헬스 디바이스가 개발되어 일상생활과 가정에서의 생활에 양손을 자유로이 하여 불편함 없이 건강변수 측정이 가능하게 되었다. 하지만 착용형 유헬스 디바이스의 보급과 더불어 이를 응용한 디바이스에 대한 연구 및 개발만이 우선되고 있는 현재, 이에 대한 성능 평가의 중요성에 대한 인식은 미흡한 실정이다. 본 논문에서는 이러한 착용형 유헬스 디바이스와 스마트 의류에 접목하여 전극으로 사용될 수 있는 전도성 섬유를 이용한 전극을 구성하여 심전도(ECG) 신호 측정을 위해 일반적으로 사용되는 패치타입의 Ag-AgCl 전극과 임피던스(Impedance), 심전도(ECG) 신호의 상관관계 비교와 CMRR 측정을 통하여 착용형 유헬스 디바이스에의 사용 가능성을 밝히기 위해 시험을 통한 성능차이를 평가 하였다.

### Abstract

Recently, as we move toward a society with an increasingly aged population, wearable U-health devices in various shapes with smart wear have been developed in order to conveniently measure health variables without using hands in daily life or at home. However, the problem is that only supply of the wearable U-health devices is focused and its applicable devices are studied and developed, which has resulted in lack of awareness of importance of performance evaluation. In this study, two electrodes were fabricated using conductive fabric which can be used as electrode if attached to wearable U-health devices or smart wear in order to measure ECG signal. Two electrodes those were fabricated using conductive fabric were compared the correlation, impedance and CMRR with patch typed Ag-AgCl electrode-normally used for measurement of ECG signal, so that the study would find out if the fabricated electrode can be used with the wearable U-health devices by testing and evaluating performances.

**Keywords :** Conductive Fabric, Performance Evaluation, Impedance, Correlation, Electrode

\* 학생회원, 연세대학교 일반대학원 생체공학협동과정  
(Graduate School of Biomedical Engineering,  
Yonsei University, Seoul, Korea)

\*\* 정회원, 연세대학교 의과대학 의공학학교실  
(Department of Medical Engineering, College of  
Medicine, Yonsei University, Seoul, Korea)

※ 본 연구는 2012년도 교육과학기술부 한국연구재단  
(No. 2010-0026833), 지식경제부 한국산업기술진흥  
원의 전략기술인력양성사업(No. 2012-8-1382)과 산  
업융합원천기술개발사업(10031977)으로 지원된 연구  
결과입니다.

접수일자: 2012년11월9일, 수정완료일: 2013년1월20일

## I. 서 론

인구의 고령화와 국민의 소득증대에 따라 건강관리 형태의 다양한 변화에 복지향상이 맞물려 정보통신기술을 활용한 새로운 개념의 보건의료서비스인 유헬스케어에 대한 관심이 점차적으로 증대되어 가고 있다. 유헬스케어 시스템은 정보통신기술을 이용하여 의료기관이 아닌 장소에서 일반인, 환자, 장애인, 고령자 등 사용자

의 건강상태 체크와 건강관리 등의 의료서비스를 제공하기 위해 네트워크와 연계한 시스템이다. 유헬스케어 시스템은 주로 체온, 혈압, 혈당, 심전도, 심박수, 산소포화도 등 주로 생체현상을 측정하여 건강상태를 체크할 수 있도록 구성된다<sup>[5]</sup>.

유헬스는 생체정보의 측정기술, 측정된 정보의 전송, 수집, 처리 및 관리 기술, 응용서비스 기술로 구성되는데, 이 중 생체정보의 안정적인 측정이 매우 중요한 핵심 기술 중 하나이다<sup>[4]</sup>. 뇌전도(EEG), 근전도(EMG), 심전도(ECG)같은 신호들을 전극을 통해 정확한 신호를 측정하는 것은 의료장비에서 가장 중요한 요소이다<sup>[1]</sup>.

유헬스를 통한 환자의 심전도 정보는 환자의 생명 및 안전에 큰 영향을 미칠 수 있기 때문에 성능평가는 매우 중요한 작업으로, 이에 대한 신뢰성이 매우 중요하다. 착용형 유헬스 디바이는 의류, 인체 착용 가능한 물품, 그리고 다양한 패치 등으로 구성되며, 진단용 생체 신호 측정이 가장 큰 목적으로 이용되며, 특히, 성능의 신뢰성이 요구된다<sup>[4]</sup>. 따라서 본 연구에서는 가정, 사무실 혹은 이동 중에 의료진이 아닌 개인이 일상생활에서 사용할 수 있는 착용형 유헬스 스마트 의류 혹은 디바이스에 접목 가능한 전도성 섬유를 이용한 전극을 구성하여 일반적으로 심전도를 측정하는데 널리 쓰이는 Ag-AgCl 패치 타입 전극과의 심전도 신호에 대한 비교를 통하여 성능평가에 대한 연구를 하였다.

## II. 전도성 섬유와 전극의 구성

### 1. Conductive Fabric

#### 가. 무전해 도금

Polyester fabric위에 니켈과 구리 분말이 코팅되어 있으며 우수한 전도성과 차폐효과, 내식성을 가지고 있다.

#### 나. 전도성 섬유

Stainless Steel과 같은 금속을 매우 얇은 두께로 꼬개어 만든 Conductive Yarn으로 직물을 짜서 구성한 방식으로, 무전해 도금에 비해서 유연성이 떨어지지만 땀과 같은 전해질에 의해서 코팅 분말이 유리되는 무전해 도금의 단점이 없고, 인체에 부작용이 없기 때문에 의복에 적용 가능성이 높다.

#### 다. Embroidered in Cloth

Conductive Yarn을 옷 위에 직접 자수를 놓는 방식



(a) 무전해 도금 (b) 전도성 섬유 (c) Embroidered in Cloth

그림 1. Conductive Fabric의 종류

Fig. 1. Various types of Conductive Fabrics.

### 2. 전도성 에폭시 (Electrical Conductive Epoxy)

본 연구에서 사용된 전도성 에폭시는 Duralco 120으로 상온 경화 전기도전성 접착체로서 높은 전도성을 얻기 위하여 고-순도 은(silver)이 70%이상 포함되어 있고 저항 값은 0.00008Ω/cm이다. 전도성 에폭시의 용도는 납땀 대신 이 본드를 사용하며, 반도체를 접착시킬 때, 전자기 방해(EMI)차단과 전자 써미스터의 부착, 전선고정, 전열선 부착 등 각종 전자제품의 조립 기타에 사용되어진다.



그림 2. 전극 구성을 위해 사용된 전도성 에폭시

Fig. 2. Used conductive epoxy for fabrication of electrode.

### 3. 전도성 섬유를 이용한 전극 구성

본 연구에서 진행된 성능 평가 시험을 하기 위하여 전도성 섬유를 이용한 전극을 구성 하였으며, 그 구성된 전극의 크기 및 부가 사항은 일반적으로 생체 신호 측정에 일반적으로 사용되어지고 있는 Ag-AgCl 패치 타입 전극과 동일하게 구성하였으며 그 구성 내용은 다음과 같다.

가. Ag-AgCl Electrode

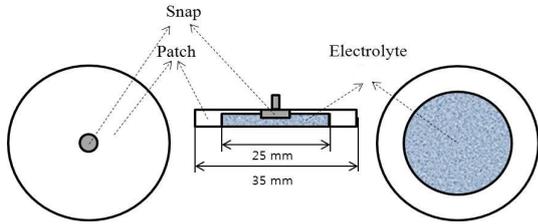


그림 3. 일반적으로 사용되어 지는 Ag-AgCl 전극  
Fig. 3. Generally used Ag-AgCl electrode.

나. 전도성 섬유를 사용한 전극 구성

전도성 섬유와 스냅(Snap)을 이용하여 구성된 전극은 그림 4와 같이 External Snap과 Internal Snap 사이에 전도성 섬유를 끼우고 겹 부분에 2중으로 전도성 섬유를 부착하였으며 부착은 전도성 실로 마무리 하였다. 이 전극에서는 전도성 섬유와 실 그리고 측정 디바이스와 연결을 하기 위한 스냅만을 이용하여 구성하였으며 그 이외의 추가적인 물질은 전혀 사용되지 않았다. 패치를 사용하지 않은 이유는 Ag-AgCl 전극과 동일한 패치를 사용 할 경우 내부의 깊이로 인해 전도성 섬유 전극의 접촉이 원활하게 이뤄지지 않기 때문이다.

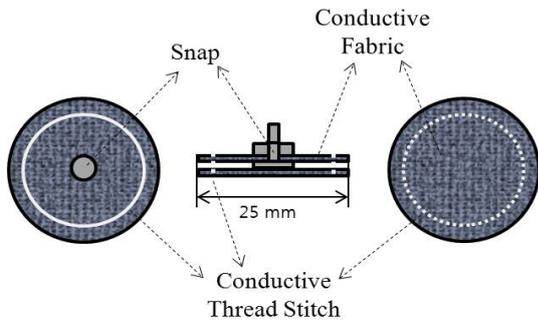


그림 4. 시험을 위해 전도성 섬유, 스냅, 전도성 실만을 이용하여 구성된 전극  
Fig. 4. Designed electrode using only conductive fabric, conductive thread and snap.

다. 전도성 섬유와 함께 전도성 에폭시를 사용한 전극 구성

전도성 섬유와 함께 전도성 에폭시를 사용하여 구성된 전극은 그림 5와 같이 일반적으로 사용되어지는 Ag-AgCl 전극과 같은 크기와 같은 모양으로 구성하였다. 스냅과 패치 아래 전도성 에폭시를 사용하여 전도성 섬유 전극의 표면과 연결고리 역할을 하도록 하였으

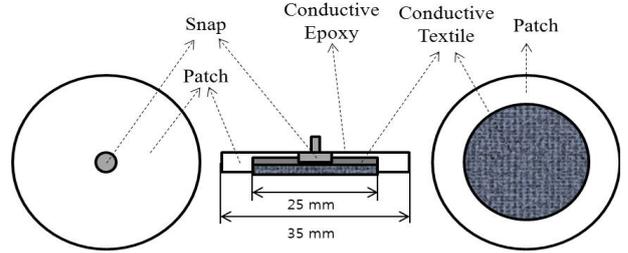


그림 5. 전도성 섬유, 전도성 에폭시, 스냅, Ag-AgCl 전극과 같은 모양과 크기의 패치로 구성된 전극  
Fig. 5. Designed electrode same as Ag-AgCl electrode using conductive fabric, conductive epoxy, snap and patch.

며 Ag-AgCl과 같은 방식인 패치 타입으로 구성하여 부착을 용이하게 구성하였다

III. CMRR, 임피던스와 심전도 신호 측정

1. CMRR 측정

가. CMRR (Common mode Rejection Ratio)

CMRR은 차동증폭회로에서 사용하는 용어로서 흔히 ‘동상 제거비’라고 한다. 차동 증폭에는 반전입력과 비반전입력 2개의 입력단자가 있고, 이 두 입력에 신호가 들어오면 증폭기는 두신호의 차만 증폭하고 동상(Common phase)는 제거가 된다.

$$(V1+V) - (V2+V) = V1 - V2 \tag{1}$$

이때, 식(1)에서 남게 되는 V라는 신호는 제거가 되고, 이 제거되는 정도를 나타내는 것이 CMRR이다.

심전도(ECG), 뇌전도(EEG)와 같은 주변 노이즈가 심하면서 아주 약한 신호를 증폭하는 회로에서는 CMRR이 매우 중요한 요소이다.

$$(차동 이득)/(동위상 이득) = |A_d|/|A_c| \tag{2}$$

$$CMRR = 20\log_{10}(A_d/A_c) \text{ dB} \tag{3}$$

나. CMRR 측정

사람 몸에 직접 부착된 채 측정하였다는 가정의 환경 구성을 위하여 전극을 수분을 함유시킨 솜 위에 접촉시켜 시험을 진행하였다

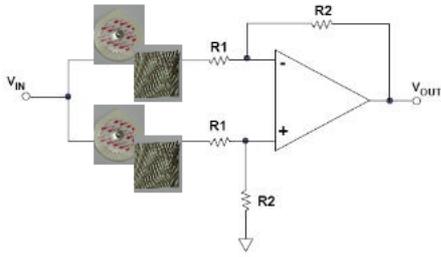


그림 6. CMRR 측정을 위한 구성  
Fig. 6. Circuit for CMRR measurement.

## 2. 임피던스의 측정

### 가. 임피던스 (Impedance : Z)

임피던스는 전자 회로와 부품, 그리고 부품을 만드는데 사용하는 재료들을 규정할 때 사용하는 중요한 파라미터이다. 일반적으로 임피던스(Z)는 주어진 주파수에서 디바이스나 회로가 교류(AC)흐름에 제공하는 총 저항으로 정의되며, 벡터 평면상의 복소수 값으로 표현된다. 임피던스 벡터는 그림 7에 나타난 바와 같이 실수부(resistance, R)와 허수부(reactance, X)로 구성된다. 임피던스는  $R+jX$ 처럼 직교좌표 형식으로 표현하거나 위상각과 절대 값을 사용하여 극좌표 형식인  $|Z| \angle \theta$ 로 나타낼 수 있다. 그림 7을 보면 R, X,  $|Z|$ ,  $\theta$ 사이의 수학적 관계를 알 수 있다. 때로 임피던스의 역수를 쓰는 것이 수학적으로 간편할 수도 있다. 이 경우 수식 (4)로 나타나는데, Y는 어드미턴스(admittance), G는 컨덕턴스(conductance), B는 서셉턴스(susceptance)를 의미한다. 임피던스 단위는 옴( $\Omega$ )이며, 어드미턴스 단위는 지멘스(S)이다. 임피던스는 흔히 사용되는 파라미터로서 R과 X의 합으로 표현되므로 저항의 직렬연결을 표현하기에 적합하다.

$$1/Z = 1/(R+j X)=Y=G+j B \quad (4)$$

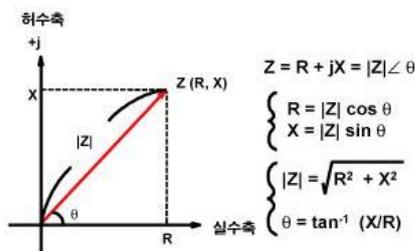


그림 7. 임피던스의 구성  
Fig. 7. Construction of impedance.

### 나. 임피던스 측정

임피던스 측정을 위하여 그림 8에 있는 HP Precision Impedance Analyzer 4294A를 사용하였으며 Impedance Probe의 집게 Lead로 직접 측정을 하였다. 일반적으로 임피던스는 주파수, 위상, 커패시턴스 그리고 위상에 대해 독립적이지 못하다. 본 연구에서 시험된 것은 전극에 영향을 주는 저항성분과 커패시턴스 그리고 주파수를 고려하여 측정하였다. 임피던스 측정은 Ag-AgC 전극, 전도성 섬유전극, 전도성 섬유를 전도성 에폭시로 고정시킨 전극을 6시간 단위로 측정을 하여 72시간 후까지 측정을 하였으며, Ag-AgCl 전극의 Electrolyte는 공기에 노출되지 않으면 전해질의 건조현상이 더디게 나타나 Electrolyte의 빠른 건조를 위하여 전극을 공기 노출시켜 건조를 촉진하였다. 전극의 중심간 거리는 30mm로 동일하게 유지시켜 주었고, Patch의 재사용으로 인한 접촉상태의 불량화를 방지하기 위하여 6시간부터 72시간까지의 시험에 사용된 각각의 전극을 쌍으로 동시에 공기에 노출시켜 전극간 외부 조건의 차이를 최소화 하였으며 전극간의 Electrolyte 자체의 양과 성능이 차이는 고려 조건에서 배제하고 시험을 진행하였다. 전도성 섬유전극의 부착은 외부에서 밀착포를 사용하여 부착하였다. 또한, 전극 한 개의 피부 접촉 시 임피던스를 측정하기 위하여 측정된 임피던스 값을 1/2로 나누어주었다.

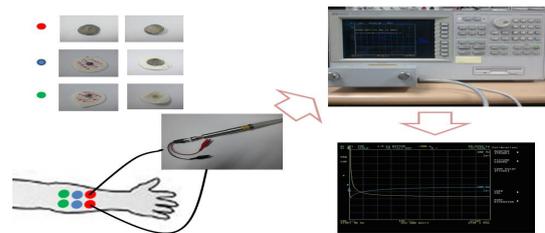


그림 8. 임피던스 측정을 위해 사용된 방법  
Fig. 8. Used method for impedance measurement.

## 3. 심전도(ECG) 신호 측정

### 가. 심전도(ECG)

심장전기의 약칭으로, ECG 또는 EKG로 약기한다. 심근의 흥분은 정맥동에서 일어나 심방·심실 방향으로 나아가므로 이 흥분을 임의의 두 점에서 전류계(심전계)에 유도하면 심장의 활동전류가 그래프로 묘사된다. 이와 같이 해서 얻은 것이 심전도이며 심장질환의 진단에 매우 중요하다. 심장의 기저부가 흥분해서 첨부에

대하여 전기적으로 음성이 될 때 전류계의 지침(바늘)이 위쪽으로 향하게 곡선을 그릴 경우, 등전위선에서 돌출하는 곳을 W.에인트호번의 명명에 따라 P, Q, R, S, T, U파라고 한다. 심전도를 얻는 방법에는 양손(제1유도), 오른손과 왼발(제2유도), 왼손과 왼발(제3유도)의 표준지유도외에 단극유도·흉부유도 등도 있다. 협심증이나 심근경색 등의 관동맥 질환을 비롯하여 여러 가지 부정맥이나 전해질이상 등의 진단, 또는 수술 중의 심장 이상의 유무의 조사·확인 등, 그 응용면이 넓고, 심장질환의 진단학상 매우 중요하다.

나. 심전도(ECG) 신호 측정

본 연구에서는 심전도(ECG) 신호를 측정하기 위해서 표준사지유도 전극법을 이용하여 흉부에서 심전도 신호를 유도하였고, 유도된 심전도 신호의 측정은 Biopac 장비로 측정하였으며, 측정된 신호는 Acqknowledge프로그램으로 디스플레이 하였다. 심전도 신호 역시 임피던스(Impedance)와 마찬가지로 전도성 섬유로 구성된 두 가지의 전극과 공기에 노출된 Ag-AgCl 전극을 6시간마다 동시에 측정하였으며 측정 시 노이즈(Noise) 성분을 확실하게 육안으로 확인하기 위해 필터처리는 하지 않았고 측정된 Raw Data를 차후 Filter처리 하였다. 각 6시간마다의 시험에서 3가지의 전극에 인가되는 신호의 동일성을 확보하여 시험의 유의성을 높이기 위하여 3가지 전극의 중심간 거리를 최소화하여 동시에 측정하였다. 신호의 상관관계는 Matlab R2009a의 Correlation 함수를 이용하여 도출하였다.

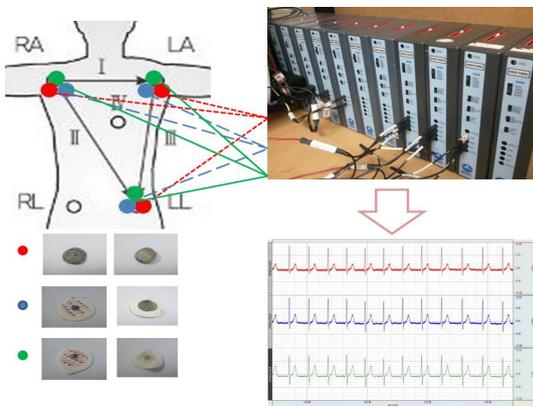


그림 9. 심전도 측정 흐름  
Fig. 9. Used flow for ECG signal measurement.

(1) 심전도(ECG) 신호 측정 조건

- Sampling Rate : 1000Hz
- Amplitude Scale : 5V
- Gain : 5000

(2) 차후 Filter 적용

- High Pass Filter : 35Hz 적용
- Low Pass Filter : 0.1Hz 적용
- Notch Filter : 60Hz 적용

IV. 성능 평가 결과

1. CMRR의 측정 결과

표 1을 보면 OP-amp의 순수한 값이 약 100dB, Ag-AgCl 전극이 약 94dB, 전도성 섬유만을 사용한 전극이 약 89dB 그리고 전도성 예폭시를 사용한 전극이 92dB인 것을 확인 할 수 있다. 일반적으로 심전도 신호를 측정함에 있어서 CMRR의 값이 80dB 이상으로 권장되고 있음을 고려할 때, 전도성 섬유로 구성된 전극이 최소한의 성능적 요구를 벗어나지 않았다.

표 1. CMRR 결과표  
Table 1. Result of CMRR Measurement.

구분		OP177	Ag-AgCl
$A_{dm}$	Input Signal	Frequency 60Hz/Amplitude $100m V_{P-P}$	
	Output Signal	Frequency 약60Hz/Amplitude $10 V_{P-P}$ $9.1 V_{P-P}$	
$A_{cm}$	Input Signal	Frequency 60Hz/Amplitude $10 V_{P-P}$	
	Output Signal	Frequency 약 60Hz Amplitude $10.5m V_{P-P}$	약 60Hz $18.27m V_{P-P}$
▪ Differential Gain $A_{dm} = \frac{Input Amplitude}{Output Amplitude}$		100	91
▪ Common Mode Gain $A_{cm} = \frac{Output Amplitude}{Input Amplitude}$		0.00105	0.001827
▪ $\frac{ A_{dm} }{ A_{cm} }$		95238.095	54734.537
▪ CMRR $= 20 \log_{10} \left( \frac{ A_{dm} }{ A_{cm} } \right) \text{ dB}$		99.57621402 약 99.58 dB	93.9460569 약 93.95 dB
구분		CF	CF with CE
$A_{dm}$	Input Signal	Frequency 60Hz/Amplitude $100m V_{P-P}$	

Output Signal		Frequency 약60Hz/Amplitude	
		8.4 V <sub>P-P</sub>	8.7 V <sub>P-P</sub>
A <sub>cm</sub>	Input Signal	Frequency 60Hz/Amplitude 10 V <sub>P-P</sub>	
	Output Signal	Frequency 약 60Hz	Amplitude 30.83m V <sub>P-P</sub> 21.05m V <sub>P-P</sub>
<b>Differential Gain</b> $A_{dm} = \frac{\text{Input Amplitude}}{\text{Output Amplitude}}$		84	87
<b>Common Mode Gain</b> $A_{cm} = \frac{\text{Output Amplitude}}{\text{Input Amplitude}}$		0.003083	0.002105
$\frac{ A_{dm} }{ A_{cm} }$		27246.189	41330.166
<b>CMRR</b> $= 20 \log_{10} \left( \frac{ A_{dm} }{ A_{cm} } \right) \text{ dB}$		88.70611523 약 88.71 dB	92.3253429 약 92.33 dB

## 2. 임피던스 측정 결과

(가) 주파수에 따른 각 전극별 임피던스의 변화 비교  
아래 그림 10, 11, 12와 같이 주파수에 따른 각 전극

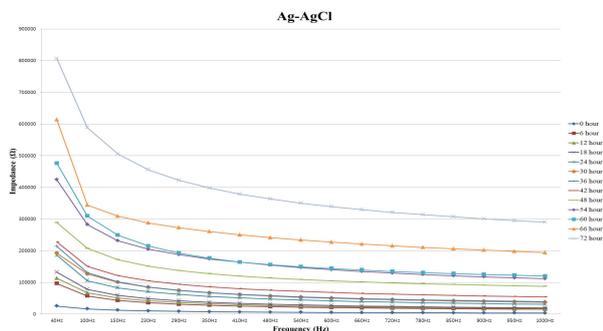


그림 10. Ag-AgCl 전극의 주파수에 따른 임피던스의 변화

Fig. 10. According to the frequency of impedance change of Ag-AgCl electrode.

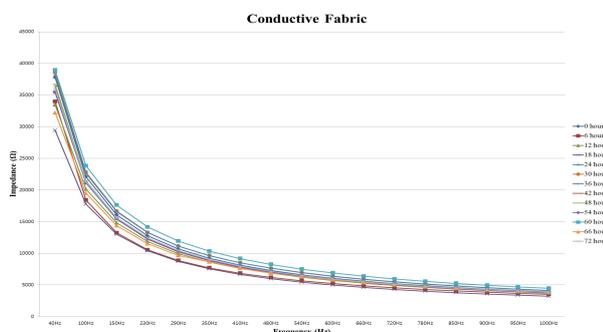


그림 11. 전도성 섬유 전극의 주파수에 따른 임피던스의 변화

Fig. 11. According to the frequency of impedance change of Conductive fabric electrode.

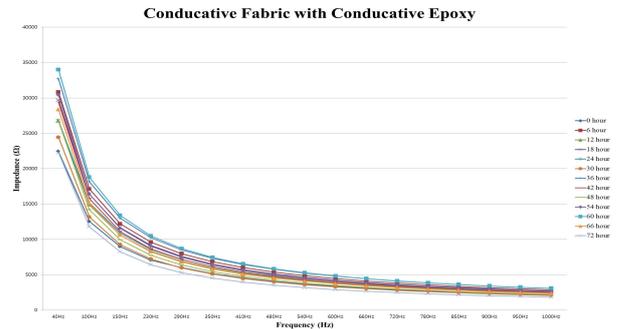


그림 12. 전도성 섬유와 전도성 에폭시로 구성된 전극의 주파수에 따른 임피던스의 변화

Fig. 12. According to the frequency of impedance change of conductive fabric electrode using conductive epoxy.

별 임피던스의 변화를 측정 한 결과 주파수가 높아지면서 임피던스의 크기가 작아지는 것을 확인 할 수 있다. 주파수가 낮아지면서 임피던스의 크기가 커지는 정도가 커지는 것이 각 전극으로부터 공통적으로 확인되었다. 주파수의 크기가 1000Hz를 넘어가면서 부터는 줄어드는 임피던스 값의 폭이 급격히 줄어 직선화되는 현상을 볼 수 있다. 이는 저항이 일정한 상태에서 주파수가 높아지면 수식 (4)에 따라서 임피던스의 값은 작아 질 수는 있으나 임피던스의 값이 0이 될 수 없기 때문이다.

$$Z = R + jX \quad (4)$$

(나) 시간에 따른 각 전극의 임피던스의 변화

시간에 따른 각 전극의 임피던스의 변화 시험은 Ag-AgCl 전극과 전도성 섬유를 사용하여 구성한 2가지의 전극과의 가장 큰 차이점에 대한 확인을 하기 위함이다. 여기서 언급한 가장 큰 차이점이라 함은 Electrolyte이다. Electrolyte가 공기에 노출되면 전해질이 건조되었을 때의 임피던스 값 변화를 보기 위함인데, 아래 그림 13을 보면 시간이 지남에 따라 임피던스의 크기가 급격히 커지는 것을 볼 수 있다. 이는 시간이 흐름에 따라 전해질의 건조가 심해져 저항의 값이 커지기 때문이다. 여기서 그림 14와 그림 15의 전도성 섬유를 이용하여 구성된 전극에서는 시간의 흐름에 영향을 받아 임피던스의 값이 변화하지 않는 것을 볼 수 있다.

이는 전도성 섬유전극에는 Electrolyte를 사용하지 않아 저항 값 자체가 고정적이기 때문에 시간의 흐름에는 영향을 받지 않음을 알 수 있다. 하지만 임피던스의 값

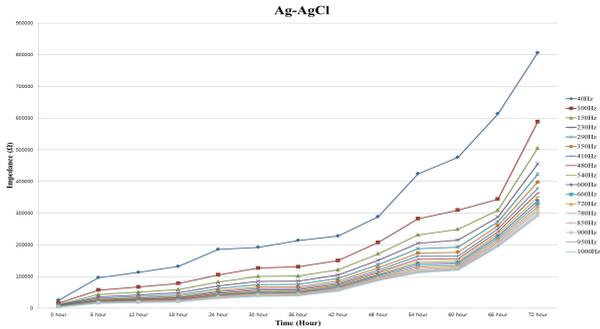


그림 13. Ag-AgCl 전극의 시간에 따른 임피던스의 변화  
 Fig. 13. According to the time of impedance change of Ag-AgCl electrode.

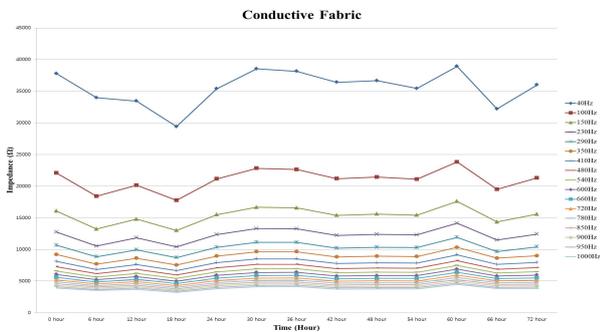


그림 14. 전도성 섬유 전극의 시간에 따른 임피던스의 변화  
 Fig. 14. According to the time of impedance change of conductive fabric electrode.

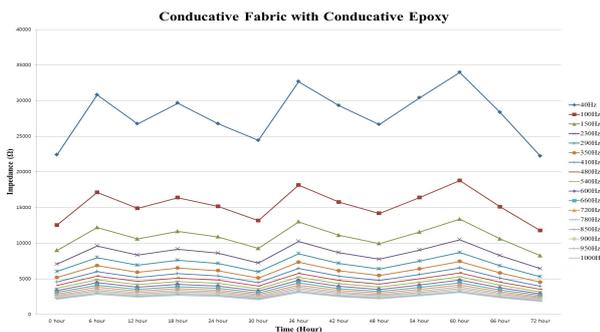


그림 15 전도성 섬유와 전도성 에폭시로 구성된 전극의 시간에 따른 임피던스의 변화  
 Fig. 15. According to the time of impedance change of conductive fabric electrode using conductive epoxy.

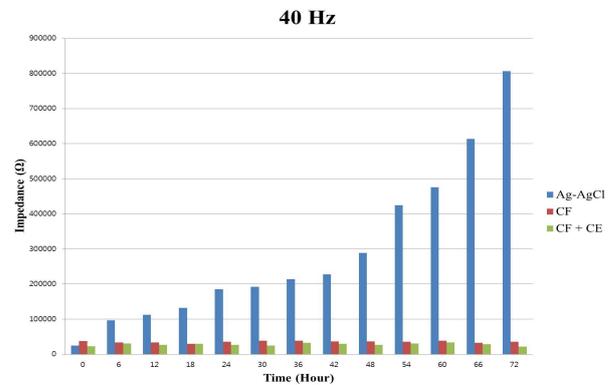
이 계속적으로 일정하지 못한 이유는 바로 수식 (5)에 따른 커패시턴스의 영향이다.

$$Z = \frac{1}{j\omega C} \quad (5)$$

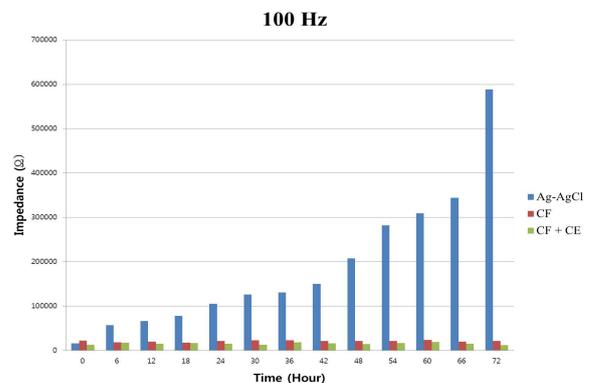
전도성 섬유를 사용하여 구성된 전극은 Electrolyte를 사용한 Ag-AgCl 전극만큼의 좋은 접촉성을 보여 줄 수 없기 때문이다. 이 때문에 시간의 흐름에 따라 영향을 받지 않아 지속적인 긴 시간에는 영향을 받지 않지만 접촉성에 따른 커패시턴스의 값이 변하기 때문에 임피던스의 값이 변화하게 되는 것이다. 이는 완전히 접촉이 떨어지면 신호의 전달이 되지 않는 것과 같은 것이다.

(다) 40Hz, 100Hz, 150Hz, 230Hz에서의 임피던스 비교

- CF : 전도성 섬유  
 - CF with CE : 전도성 섬유 + 전도성 에폭시 전극 시험된 임피던스 중 심전도 신호의 주파수 대역에 해당되는 40Hz, 100Hz, 150Hz, 230Hz를 비교한 결과 공기에 노출시키지 않은 상태의 Ag-AgCl 전극은 6시간 후부터는 임피던스가 증가하기 시작하였으나, 전도성 섬유로 구성된 전극들은 임피던스의 큰 변화가 없음을 확인 할 수 있다.



(a) 40Hz



(b) 100Hz

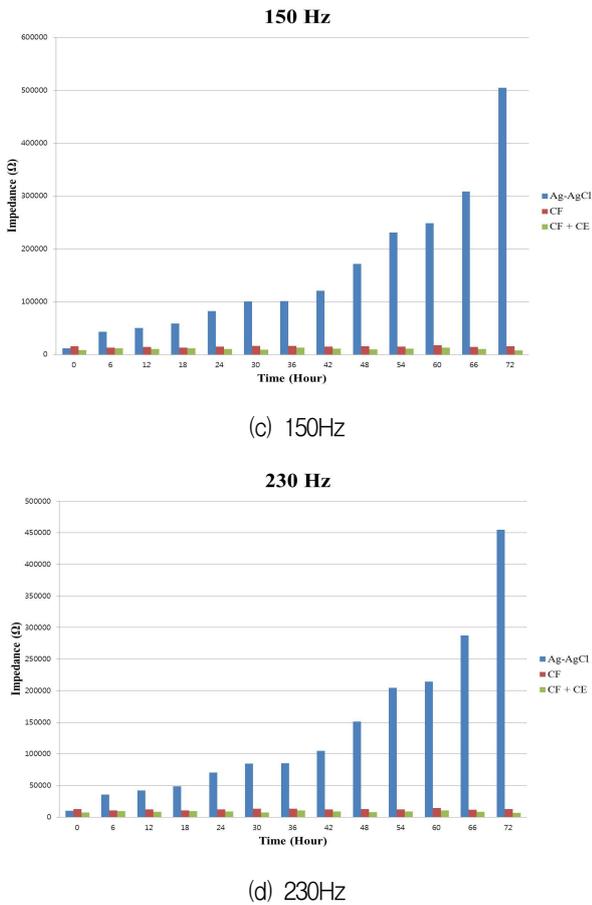


그림 16. 주파수 40Hz, 100Hz, 150Hz, 230Hz 임피던스 비교

Fig. 16. Impedance comparison of 40Hz, 100Hz, 150Hz and 230Hz.

### 3. 심전도 신호의 측정 결과

그림 17(a)와 같이 필터 처리 전 Raw Data를 보면 Ag-AgCl 전극으로 측정된 심전도 신호가 가장 노이즈의 영향을 덜 받는 것을 확인 할 수 있다. 하지만 공기에 노출 시킨 후 12시간이 지난 Ag-AgCl 전극으로 측정된 그림 17(b)의 필터 처리 전 그림을 보면 노이즈의 정도가 심해진 것을 육안으로 확인 할 수 있다. 단, 필터 처리를 한 후에는 심전도 신호의 R-Peak값이 줄어든 것만이 확인 가능하다. 하지만 24시간이 지난 그림 17(c)를 보면 필터 처리 전에는 노이즈의 영향을 받아 심전도 신호의 파형 자체를 확인 할 수 없었고, 필터 처리 후에 노이즈는 제거 되었지만 R-Peak값의 검출이 용이하지 못함을 확인 하였다. 36시간이 지난 그림 17(d)의 파형을 확인하면 필터 처리 전에는 그림 17(c)와

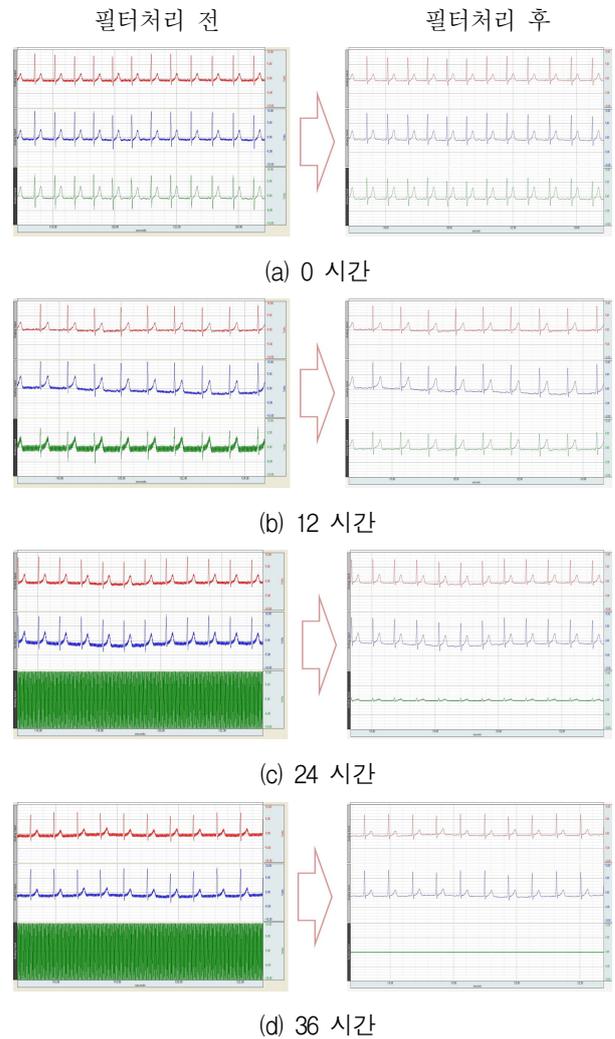


그림 17. 시간에 따른 심전도 신호의 변화 와 필터 처리 전과 후의 비교

Fig. 17. According to the time of ECG signal change and comparison of before filtering and after filtering.

같이 노이즈로 인해 파형을 확인 할 수 없었고, 그림 17(c)의 필터 처리 후 그림을 보면 용이하지는 않으나 굉장히 작은 R-Peak값을 확인을 할 수는 있었지만 그림 17(d) 필터처리 후를 보면 R-Peak값 자체를 확인할 수 없었다.

- Red : Conductive Fabric
- Blue : Conductive Fabric + Conductive Epoxy
- Green : Ag-AgCl 전극

(나) 시간에 따른 심전도 신호의 상관관계의 변화  
아래 표 2와 표 3은 공기에 노출 시키지 않은 채 바

로 측정에 사용한 Ag-AgCl 전극과 다른 전극들 간의 필터처리 전과 필터처리 후의 측정된 파형에 대한 상관관계에 대한 표이다. 아래 표 2와 표 3을 보면 시간이 지남에 따라 기준이 되는 Ag-AgCl 전극과의 상관관계가 급격히 변화하는 것을 볼 수 있으나, 공기에 노출된 Ag-AgCl 전극에 비해 전도성 섬유로 구성된 전극들은 상관관계의 변화가 있지만 표 2의 공기에 노출되어진지 12시간이 경과한 Ag-AgCl 전극처럼 큰 차이를 보이는 전극은 확인 되지 않았다. 이러한 상관관계의 변화 현상은 필터 처리 후의 표 3에서도 동일하게 확인할 수 있었다.

CF : 전도성 섬유

CF with CE : 전도성 섬유 + 전도성 예폭시 전극

표 2. 시간에 따른 상관관계의 변화 (필터 처리 전)  
Table 2. According to the time of correlation change. (Before using filter)

Elapsed Time	Ag-AgCl	CF	CF with CE
0	1	.914	.942
6	.627	.938	.926
12	.415	.956	.918
18	.023	.925	.882
24	.002	.894	.915
30	.001	.791	.934
36	N/A	.882	.979
42	N/A	.919	.933
48	N/A	.887	.931
54	N/A	.836	.917
60	N/A	.903	.922
66	N/A	.925	.863
72	N/A	.812	.921

표 3. 시간에 따른 상관관계의 변화 (필터 처리 후)  
Table 3. According to the time of correlation change. (After using filter)

Elapsed Time	Ag-AgCl	CF	CF with CE
0	1	.818	.875
6	.428	.835	.824
12	.082	.894	.858
18	.011	.876	.862
24	N/A	.802	.831
30	N/A	.709	.836
36	N/A	.837	.825
42	N/A	.755	.887
48	N/A	.882	.789
54	N/A	.811	.765
60	N/A	.763	.794
66	N/A	.732	.842
72	N/A	.828	.823

## V. 결 론

본 연구는 착용형 유헬스 디바이스에서 전극으로 쓰일 수 있는 전도성 섬유로 구성된 전극의 성능평가를 통하여 사용 가능성을 타진 하고자 하였으며, 그 과정으로 Ag-AgCl 전극과의 비교 결과를 도출하였다. 위의 결과에서 보이는 것처럼 시간이 지남에 따라 Ag-AgCl 전극의 임피던스 값은 점차 커지고, 주파수의 크기에 따라 영향을 받지만, 전도성 섬유로 구성된 전극의 임피던스 값은 시간의 흐름에 영향을 받지 아니하고 주파수의 크기에만 영향을 받음을 확인 할 수 있다. 공기에 노출되지 않은 Ag-AgCl 전극은 Electrolyte의 영향으로 접촉성이 좋으나, 전도성 섬유로 구성된 전극은 착용자의 움직임과 접촉상태에 따라 영향을 받음을 알 수 있다. 하지만 결과 그림 16에서 볼 수 있듯이 심전도 신호의 대역 사이에서 사용됨에 Ag-AgCl 전극에 비해 성능이 떨어지지 않음을 알 수 있다. 심전도 신호를 측정함에 있어서 Ag-AgCl 전극은 공기에 의도적으로 노출시킨 후 36시간이 지나면 필터처리 전에는 신호의 검출조차 되지 않았으며, 필터처리 후에도 피크 값의 검출이 용이하지 않음을 알 수 있다.

측정된 심전도 신호를 통한 상관관계를 보면 Filter처리 전에는 36시간 이후 신호의 확인이 불가능 하나 Filter처리 후에는 48시간까지 R-Peak값만이 검출 되었으며, 나머지 P, Q, S, T파는 육안으로 확인을 할 수 없음을 알 수 있다. 또한 상관관계에 있어서도 전도성 섬유를 이용하여 구성된 전극은 72시간까지 일정한 상관관계를 유지하는 것을 확인 할 수 있었으나, Ag-AgCl 전극은 6시간이 지난 이후부터 그 값이 급격하게 줄어들었으며, 12시간 이후부터는 상관관계의 검출조차 용이 하지 않았다.

본 연구를 통하여 전도성 섬유 전극을 착용형 유헬스 디바이스와 스마트 의류에 접목하여 장시간 생체신호를 측정하고자함에 성능적으로 부족하지 않음을 확인할 수 있었으나, 향후 스마트 의류에 전도성 섬유 전극을 삽입하여 착용상태에서의 성능 평가가 이루어져야 할 것이다.

## 참 고 문 헌

- [1] A Searle and L Kirkup, "A direct comparison of wet, dry and insulting bioelectric recording electrodes," *Physiol. Meas.* 21, pp. 271-283, 2000.
- [2] Lun-De Liao, I-Jan Wang, Sheng-Fu Chen, jyh-Yeong Chang and Chin Teng Lin, "Design,

- Fabrication and Experimental Validation of a Novel Dry-Contact Sensor for Measuring Electroencephalography Signals without Skin Preparation," *Sensors*, 11, pp. 5819-5834, 2011.
- [3] Junchae Kim, Sun Ha Jee and Sun Kook Yoo, "Fabrication and Evaluation of Sensor for Measuring Pulse Wave Velocity using Piezo Film and Conductive Textile," *Journal of Sensor Science and Technology*, Vol. 21, No. 2, pp. 135-143, 2012.
- [4] Bo Kyu Kang, In Ho Hwang, Sun K. Yoo " A Study on Performance Evaluation for ECG Device Using Wearable u-Health Smart Cloth and Belt," Bio-Medical System Conference and Ohsong Bio-Forum(BIT), pp. 148-151, Feb 17-19, 2011.
- [5] 이석희, 류근택, "유비쿼터스 헬스케어를 위한 무선 생체신호 감시 시스템 설계," *대한전자공학회 논문지*, 제49권 1E편, 제2호, 82~88쪽, 2012.6
- [6] 장용원, 신승철, 전영주, 김승환, "전도성 섬유를 이용한 운동중 생체 신호 측정 및 분석," *대한 전자공학회 추계 학술대회 논문집II*, 800-803쪽, 2006.
- [7] 이학성, "임피던스 관계 행렬을 이용한 고집적 센서 어레이의 임피던스 분석에 관한 연구," *대한 전자공학회*, 48권, SC편, 제3호, 1~5쪽, 2011년 5월.
- [8] Enzo Pasquale Scilingo, Angelo Gemignani, Rita Paradiso, Nicola Taccini, Brunello Ghelarducci and Danilo De Rossi, "Performance Evaluation of Sensing Fabrics for monitoring Physiological and Biomechanical Variables," *IEEE Transaction on Information technology in Biomedicine*, Vol. 9, no. 3, pp. 345-352, September 2005.
- [9] Long Yan and Hoi-Jun Yoo, "A Low-Power Portable ECG Touch with Two Dry Metal Contact Electrodes," *Journal of Semiconductor Technology and Science*, Vol.10 No.4, pp. 300-308, 2010. 12.
- [10] 민철홍, 김태선, "심전도 신호의 리드III 파형을 이용한 바이오 인식." *전자공학회 논문지*. 제 48권, 6호, 43~50쪽, 2011년 11월.
- [11] Merja M. Puurtinen, Satu M. Komulainen, Pasi K. Kauppinen, Jaakko A. Malmivuo and Jari A. K. Hyttinen, "Measurement of noise and impedance of dry and wet textile electrodes, and textile electrodes with hydrogel," Proceeding of the 28th IEEE, EMBS Annual International Conference, pp. 6012-6015, New York City, USA, Aug 30-Sept 3, 2006
- [12] Israel Zepeda-Carapia, Agustin Marquez-Espinoza and Carlos Alvarado-Serrano, "Measurement of Skin-Electrode Impedance for a 12-Lead Electrocardiogram," 2nd International Conference on Electrical and Electronics Engineering(ICEEE) and XI Conference on Electrical Engineering(CIE 2005), pp.193-195, Mexico City, Mexico, September 7-9, 2005.
- [13] Sun K. Yoo " Relative Measurement of Differential Electrode Impedance for Contact Monitoring in a Biopotential Amplifier," *International Journal of Control, Automation, and System*, Vol. 5, no. 5, pp601-605, October 2007.
- [14] Yu Mike Chi, Tzyy-Ping Jung, and Gert Cauwenbrghs, "Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review," *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 3, 2010.
- [15] Fabrice Axisa, Pierre Michael Schmitt, Claudine Gehin, Georges Delhomme, Eric McAdams, and Andre Dittmar, "Flexible Technologies and Smart Clothing for Citizen Medicine, Home Healthcare, and Disease Prevention," *IEEE Transaction on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 9, No. 3, September 2005.
- [16] Kang-Hwi Lee, Jeong-Whan Lee, Yong-Jae Lee, Kyeong-Seop Kim, Heui-Koung Yang, Kun-Su Shin, Myoung-Ho Lee, "Implementation of Wearable Heart Activity Monitoring System Having Modified Bipolar Electrode and Correlation Analysis with Clinical Electrocardiography(ECG)," *Trnas. KIEE*, Vol. 57, No. 6, pp. 1102-1108, Jun, 2008.
- [17] Deokwon Ko, Chany Lee, Eun-Joong Lee, Sang-Hoon Lee and Ki-Young Jung, "A Dry and Flexible Electrode for continuous-EEG Monitoring Using Silver Balls Based Polydimethylsiloxane(PDMS)," *Biomed Eng Lett*, Vol. 2, pp. 18-23, 2012.

저 자 소 개



강 보 규(학생회원)  
 2009년 연세대학교  
 의용전자공학과 학사  
 2009년~현재 연세대학교 대학원  
 생체공학협동과정  
 석사 과정.

<주관심분야 : u-Health 의료기기 시험 평가,  
 u-Health 스마트 디바이스, 생체신호계측>



유 선 국(정회원)-교신저자  
 1981년 연세대학교  
 전기공학과 학사  
 1985년 연세대학교  
 전기공학과 석사  
 1989년 연세대학교  
 전기공학과 박사  
 1995년~현재 연세대학교 의과대학 의학공학교실  
 교수

<주관심분야 : u-Health, 의료영상, 스마트 디바  
 이스, 생체신호처리 및 패턴인식, 감성공학>