나노웹 섬유형 전극 인터페이스와 KHU Mark2 EIT 시스템을 이용한 생체신호 동기 도전을 영상법

김태의 · 김현지 · 위헌 · 오동인 · 우응제

경희대학교 생체의공학과

Gated Conductivity Imaging using KHU Mark2 EIT System with Nano-web Fabric Electrode Interface

Tae Eui Kim, Hyun Ji Kim, Hun Wi, Tong In Oh and Eung Je Woo

Impedance Imaging Research Center and Department of Biomedical Engineering, Kyung Hee University, Korea
(Received December 14, 2011. Accepted February 9, 2012)

Abstract: Electrical impedance tomography(EIT) can produce functional images with conductivity distributions associated with physiological events such as cardiac and respiratory cycles. EIT has been proposed as a clinical imaging tool for the detection of stroke and breast cancer, pulmonary function monitoring, cardiac imaging and other clinical applications. However EIT still suffers from technical challenges such as the electrode interface, hardware limitations, lack of animal or human trials, and interpretation of conductivity variations in reconstructed images. We improved the KHU Mark2 EIT system by introducing an EIT electrode interface consisting of nano-web fabric electrodes and by adding a synchronized biosignal measurement system for gated conductivity imaging. ECG and respiration signals are collected to analyze the relationship between the changes in conductivity images and cardiac activity or respiration. The biosignal measurement system provides a trigger to the EIT system to commence imaging and the EIT system produces an output trigger. This EIT acquisition time trigger signal will also allow us to operate the EIT system synchronously with other clinical devices. This type of biosignal gated conductivity imaging enables capture of fast cardiac events and may also improve images and the signal-to-noise ratio (SNR) by using signal averaging methods at the same point in cardiac or respiration cycles. As an example we monitored the beat by beat cardiac-related change of conductivity in the EIT images obtained at a common state over multiple respiration cycles. We showed that the gated conductivity imaging method reveals cardiac perfusion changes in the heart region of the EIT images on a canine animal model. These changes appear to have the expected timing relationship to the ECG and ventilator settings that were used to control respiration. As EIT is radiation free and displays high timing resolution its ability to reveal perfusion changes may be of use in intensive care units for continuous monitoring of cardiopulmonary function.

Key words: Electrical Impedance Tomography(EIT), Gated Conductivity Imaging, ECG, Respiration, EIT Electrode Interface

39

I. 서 론

Corresponding Author : 오동인

경희대학교 생체의공학과

TEL: +82-31-201-3727 / FAX: +82-31-201-2378

E-mail: tioh@khu.ac.kr

이 논문은 2011년 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원(No. 20100018275)과 2011년도 경희대학교 지원(KHU-20110247)을 받아 수행된 연구임.

생체조직의 도전율 및 유전율은 조직의 생리적, 병리적 상태에 따라 변화하며, 이로부터 생체의 구조적, 기능적 정보를 획득할 수 있다[1-4]. 임피던스 단층영상법(EIT; Electrical Impedance Tomography)은 인체 표면에 부착된 전극을 통하여 전류를 주입하고, 이로 인해 유도된 전압을 동시에 측

정하여 인체 내부의 도전을 분포를 비침습적으로 실시간 영상화하는 방법이다[5,6]. 호흡에 의한 공기의 유입 또는 심장박동에 의한 혈류량의 변화와 같이 시간에 따라 도전율의 차이가 발생하는 기전을 모니터링하는 분야와 암세포와 정상세포의 도전율 스펙트럼 차이를 이용하여 암세포를 진단하고, 영상화하는 응용연구가 진행되고 있다[7-9].

이와 같은 노력에도 불구하고 임피던스 영상법이 가지고 있는 분해능의 한계와 인체 내 임피던스 변화를 일으키는 생리적 변화의 복잡성, 측정시스템의 성능과 전극 인터페이스 때문에 임피던스 영상을 이용한 임상분야의 적용 사례가 제한적이다[10,11]. 영상을 복원하기 위한 역문제가 ill-posed 되어 있고, 다양한 생리 현상이 동시에 임피던스 분포에 영향을 미침으로 인해 특정 기능만을 모니터링 하는데 어려움이 있다. 예를 들어, 흉부에서 측정된 도전을 영상에는 호흡에 의해 폐 영역에서 발생하는 도전을 변화와 심장의 혈액순환 기능에 의해 심장 내부에서 발생하는 도전을 변화가 함께 포함되어 있다. 이를 분리해 내기 위해 PCA 또는 ICA와 같은 신호처리기법을 사용하는 연구가 진행되고 있으나, 실험적으로 이를 검증하고, 모든 임상경우에 알맞은 방법을 찾는 데 어려움을 겪고 있다[12-14]. 또 심장 내부의 혈류량 변화에 의한 빠른 도전을 변화를 측정하기 위해서는 고속 측정이 가능하면서도 성능이 안정적인 시스템이 요구된다[15]. 임피던스 영상의 공간분해능을 개선하기 위해서는 다채널 측정 시스템이 사용되며, 이를 위해 개별 표면전극을 영상복원 모델과 일치하는 정확한 위치에 부착하는 과정이 필요하다. 이와 같은 과정은 실제 임상에서 번거롭고, 사용되는 금속전극이 갖는 문제점으로 인해 장시간 환자 모니터링에 한계를 갖는다[16].

측정시스템이 갖는 기술적 어려움을 해결하고자 최근 KHU Mark2 EIT 시스템이 본 연구팀에 의해 개발되었다[17-19]. 독립적으로 동작 가능한 임피던스 측정모듈(IMM; Impedance Measurement Module) 기반의 16채널 EIT 시스템은 각 채널의 IMM에서 전류를 출력하고 동시에 전압을 측정할 수 있으며, 내부 보정회로에 의해 그 성능을 고수준으로 보정할 수 있도록 설계되어 있다[20]. 각 측정 단계는 파이프라인 형태로 구성되어 초당 100장의 영상이 획득 가능하며, 그 성능은 팬텀 실험을 통해 검증되었다. 그러나 개발된 KHU Mark2 EIT 시스템이 임상실험에 사용되고, 의미 있는 데이터를 획득하기 위해서는 사용자 편의의 전극인터페이스의 제작과 이를 포함한 성능분석, EIT 영상 분석을 위한 동기화된 생체신호의 측정, 영상의 질을 개선하기 위한 생체 게이트 신호에 동기화된 측정과 이를 이용한 평균화 기법 등이 적용되고, 이를 실제 생체를 대상으로 검증하는 과정이 필요하다[21].

본 연구에서는 EIT 시스템을 호흡, 심장기능 실시간 영상

모니터링을 임상 연구에 사용하기 위한 EIT 전극 인터페이스를 제작하고, 기존의 KHU Mark2 EIT 시스템을 개선하여 생체신호 측정과 생체신호 동기 도전을 영상법을 구현하며, 동물실험을 통해 연구방법을 실험적으로 검증한다.

II. 방 법

1. EIT 전극 인터페이스

장시간 모니터링을 주요 응용분야로 갖는 EIT 기술의 임상적 응용을 위해 반드시 해결해야 하는 것이 전극 인터페이스 부분이다. EIT 영상복원의 경우, 측정하는 대상과 복원 모델 사이의 모양과 전극의 부착위치에 따라 영상의 왜곡과 변형이 심하게 발생한다. 또한, 일정수준으로 측정 채널의 수를 증가시킬 경우, 영상의 분해능을 향상시킬 수 있기 때문에 다채널 시스템을 요구한다. 대부분의 EIT 실험에서는 기존의 Ag-AgCl 전극을 측정대상에 등간격으로 부착하여 사용하였다. Ag-AgCl 전극은 전기적으로 안정되고, 좋은 특성을 보이거나 정확한 위치에 개별적으로 부착하는데 오랜 시간이 소요되고, 금속재질로 인해 착용감이 나빠져, 습식전극이 갖는 시간에 따른 특성변화, 피부자극 등에 의한 염증 및 피부반응이 발생할 수 있다[22].

이를 해결하고자 본 연구에서는 나노웹 기반의 전도성 섬유를 은으로 코팅하여 전극으로 사용함으로써 금속형 전극이 갖는 착용감의 불편을 해소하고, 일반적인 전도성 섬유가 가지는 큰 저항성분으로 인한 전기적 특성의 문제점을 해결하였다. 또한, 건식형태로 전극을 사용함으로써 비록 습식전극에 비해 전기적 특성이 초기에 저하되나, 내부 전도성 젤의 건조에 의한 특성의 변화를 줄임으로써 장시간 모니터링에 따른 전체 특성 변화의 폭을 감소시켰다.

그림 1과 같이 탄력성 있는 탄성벨트 위에 전도성 섬유를 덮은 단추형태의 EIT 전극을 일정간격으로 위치시키고, 한 개의 접촉점에 의해 전극을 벨트에 고정시킴으로써 벨트가 측정 대상에 따라 수축, 이완 시에 전극간 등간격이 유지되도록 하였다. 개발된 EIT 전극 인터페이스는 아가(agar)팬텀에서 기존의 Ag-AgCl 전극과 그 성능을 비교 검증하였다.

2. 생체신호 측정시스템

하나의 EIT 도전을 영상에는 다양한 생리적 현상에 의한 도전을 변화가 포함되어 있다. 이를 해석하거나 분리하기 위해서는 사전 정보 또는 추가적인 생체 신호의 측정이 불가피하다. 흉부에서 측정된 EIT 신호에서 호흡과 심장박동에 의한 도전을 변화를 분리하기 위해 섬유형 압전소자를 이용하는 호흡벨트를 제작하고, 호흡에 의해 발생하는 복부체적의 변화를 측정함으로써 호흡을 간접적으로 모니터링하는 시스템을 개발하였다. 또한 심장의 기능적 상태를 기록하기 위해

그림 1. EIT 전극 인터페이스, (a) 나노웹 기반 섬유전극, (b) 전극벨트, (c), (d) 제작된 EIT 전극 인터페이스

Fig. 1. Electrode interface for EIT measurement (a) nanoweb fiber electrode, (b) flexible electrode belt, (c) and (d) developed EIT electrode interface

그림 2. 생체신호 측정시스템

Fig. 2. Biosignal measurement system

나노웹 기반의 섬유전극을 추가로 부착하여 심전도를 동시에 측정하였다.

그림 2는 본 연구에서 개발한 소형 심전도 및 호흡측정모듈이며 이를 통칭하여 생체신호 측정시스템이라고 한다. 측정센서에 따른 모듈형 설계를 통해 분산형 시스템을 구성하여 측정 채널간 간섭을 줄였고, 한 모듈의 크기는 $30 \times 14 \text{ mm}^2$ 이하이다. 각 모듈에서 증폭되고, 필터링된 아날로그 신호는 DSP 컨트롤러 내부에 위치한 아날로그-디지털 변환기에 의해 디지털 값으로 변환되고, 디지털 신호처리를 통해 잡음을 제거한 후, 신호를 분석하거나 컴퓨터로 전송한다. 동시에 DSP에서 EIT 생체신호 동기화 측정을 위한 게이트 신호를 심전도의 R피크에 동기화하여 생성한다. 이와 유사한 방법으로 호흡신호에서의 최대 흡기 또는 호기 지점에 동기화된 게이트 신호를 생성하여 EIT 시스템으로 전송하는 것이 가능하다.

나노웹 섬유 기반의 전극은 기존의 금속형 전극에 비해 상대적으로 높은 접촉저항과 DC 특성을 갖는다. 따라서 높은 입력 임피던스를 갖는 계측용 증폭단(AD8295, Analog Devices, USA)과 DC 성분 및 baseline의 움직임, 저주파 잡음 등을 제거하기 위한 평형 고주파 통과필터, 공통성분 전위를 제거하기 위한 오프셋 회로 등으로 측정시스-

템을 구성한다[23]. 계측용 증폭단의 입력임피던스는 최소 $10 \text{ M}\Omega$ 이상이며, 초단의 고주파통과필터에서 DC-0.05 Hz 대역의 신호는 차단된다. 호흡신호를 측정하는 센서의 출력은 다른 위치에서 측정되는 맥파 등에 비해 상대적으로 큰 신호가 출력된다. 센서의 출력신호범위와 측정대상에 따라 신호를 0 dB, -10 dB, -20 dB로 선택적으로 감쇄하는 단을 추가하고, 이 후 필요에 의해 가변적으로 증폭한다. 증폭률은 디지털 가변저항 값에 의해 1에서 100배까지 조정된다.

생체신호 측정시스템 내 한 개의 측정채널을 이용하여 EIT 시스템으로부터 실제 데이터를 획득하는 EIT 타이밍 신호를 수신하여 생체신호와 함께 저장한다. 이 신호는 후처리 시 영상에서 도전을 변화를 해석하는데 유용하게 이용된다.

3. 생체신호 동기화 측정방법

본 연구팀에 의해 개발된 KHU Mark2 EIT 시스템은 그림 3과 같이 DSP기반의 주제어기, 내부 네트워크 제어기, 16 채널의 임피던스 측정모듈(IMM)로 구성되어 있다. 각 IMM 상의 FPGA(field programmable gate array) 내부에 구현된 디지털파형발생기와 위상감응복조기는 독립적, 병렬적으로 동작가능하며, 측정, 연산, 저장단계가 파이프라인 형태로 구현되어 초당 100장의 측정 속도를 획득할 수 있다. 내부

그림 3. 생체신호 측정시스템과 EIT의 결합

Fig. 3. Integration of KHU Mark2 EIT system with biosignal measurement system

에 구현된 보정회로를 이용하여 IMM 내부의 정전류원의 출력임피던스와 DC 오프셋, 채널간 전류원의 크기 등을 보정하며, 저항패턴을 이용하여 전압증폭기의 이득과 주파수별, 채널별 특성을 보정할 수 있다. 이를 통해 선택된 동작주파수에서 모든 채널의 정전류원 출력저항이 $1\text{ M}\Omega$ 이상을 유지하며, 전압증폭기의 동상성분제거비(CMRR)는 96 dB이고, 전체 시스템의 신호대 잡음비(SNR)는 80에서 85 dB 사이의 값을 갖는다[19].

심전도의 R 피크에 맞춰 생체신호 측정시스템에서 생성된 동기화 신호는 EIT 시스템 내 주 제어기를 거치지 않고, 직접 내부 네트워크 제어기로 입력된다. 이 신호는 전체 IMM에 바로 전달되어 개별 IMM들이 EIT 신호를 측정, 계산, 저장하는 과정을 정해진 지연시간, 반복횟수만큼 수행하도록 지시한다. 그리고 개별 IMM들이 실제 데이터를 수집하는 시

간에 맞춰 EIT 타이밍 신호를 생성함으로써 다른 외부 시스템을 제어하거나 후 처리시 데이터를 분석하는 기준시간으로 사용할 수 있도록 생체신호 측정시스템 내 한 채널을 이용하여 측정한다. 그림 4는 생체신호 동기화 측정을 위해 생체신호 측정시스템과 EIT 시스템에서 생성된 신호를 보인다.

생체신호 동기화 측정이 적용된 KHU Mark2 EIT 시스템과 생체신호 측정시스템은 하나의 컴퓨터에 있는 두 개의 USB포트를 사용하여 각 시스템을 제어하며, 측정데이터를 개별 파일형태로 저장한다.

4. 동물실험 방법

본 실험은 경희대학교 실험동물윤리위원회의 심의(KHUASP(SU)-11-07)를 거쳐 진행하였으며, 관련법규와 방침을 준수하고, 수의사의 주도하에 실시되었다. 정상 실험동물(beagle)을 대상으로 호흡 마취상태에서 흉부에 EIT 전극 인터페이스를 착용시키고, 생체 내 도전을 분포를 영상화하여 폐와 심장의 기능적 영상 모니터링 방법을 실험적으로 검증하였다. 실험견은 사전 검진결과 심폐기능에 해부학적, 기능적 이상이 없는 총 4 마리의 건강한 개체를 대상으로 실시하였으며, 평균몸무게가 12.5 kg , 평균 나이는 9.3세였다. 전극 인터페이스 부근의 털을 사전에 제거하여 전극의 접촉을 개선하였으나, 별도의 전도성 젤은 사용하지 않았다.

6 mg/kg 의 propofol을 정맥 주사하여 사전 마취를 시킨 후, 기도로 삽관하고, 가스 마취기(VME, MATRX, USA)를 이용하여 isoflurane으로 실험을 진행하는 동안 동물의 마취가 유지되도록 하였다. 마취 상태의 실험견은 실험을 위해 호흡률을 제어하는 경우를 제외하고는 인공 호흡기(Ventilator

그림 4. 생체신호와 동기화 게이트 신호, (a) 심전도신호, (b) R피크 트리거신호, (c) 호흡신호, (d) EIT 타이밍 신호

Fig. 4. Biosignal and gated timing signal for EIT measurement, (a) ECG signal, (b) R-peak trigger signal, (c) respiration signal and (d) EIT timing signal

그림 5. 동물 실험 장치

Fig. 5. Experimental setup for animal

M-2002, Hallowell EMC, USA)를 통해 15 bpm 의 호흡률로 호흡을 유지시켰다. 마취상태의 실험견은 환자감시장치(VSM7, Vetspecs, USA)를 이용해서 심박수와 혈압, 체온 등을 계속적으로 모니터링 하였다.

그림 5와 같이 마취상태의 실험견은 반원모형의 아크릴 침대 위에 위치하여 심전도, 호흡, EIT 측정 및 신호선의 연결이 용이하도록 하였으며, 심전도와 동기화된 EIT 영상을 측정하여 흉부에서의 호흡과 심장 박동에 의한 혈류변화를 모니터링 하였다.

III. 결 과

1. EIT 전극 인터페이스

사용자의 착용감을 개선하고 장시간 모니터링에 적합하도록 나노웹 기반의 전도성 섬유를 사용한 EIT 전극을 제작하고 개별전극을 등간격으로 탄성벨트 위에 장착한 EIT 전극 인터페이스를 제작하였다. 인체 몸통 크기의 아가(agar)팬텀을 제작하여 기존의 Ag-AgCl 전극과 성능을 비교한 결과, 나노웹 전도성 섬유전극의 경우 최대 $20 \mu V_{pp}$ 미만의 잡음신호를 보였다. 이는 기존 Ag-AgCl 전극에 비해 약 2배 정도 큰 잡음 신호이나 EIT에서는 주입전류 주파수에 해당하는 성분만을 복조과정을 통해 측정하기 때문에 복조 후 결과를 신호대 잡음비로 비교하면 1.07 dB 낮은 수준이었다. 이는 평균화 기법과 적절한 외부잡음신호의 차단을 추가하면 극복 가능한 정도이며, 측정대상에 착용하는 모든 전극을 건식 섬유전극으로 변경함으로써 착용감의 개선과 장시간 모니터링에 더욱 적합하도록 개선할 수 있었다. 한 시간동안 착용하면서 전극의 접촉저항 변화를 측정한 결과, 기존 Ag-AgCl 전극은 7.9%, 나노웹 전도성 섬유를 사용한 EIT 전극 인터페이스는 0.95%임을 확인하였다. EIT 전극 인터페이스의 접촉저항이 Ag-AgCl전극에 비해 2배정도 크나, 시간에 따른 변화는 4배 정도 작게 측정되었다.

2. 생체신호 측정시스템

생체신호를 측정하기 위한 측정전극도 나노웹 전도성 섬유기반의 전극을 사용하였다. 실제 생체를 대상으로 전극을 포함한 생체신호 측정시스템의 성능을 측정한 결과, 호흡은 43.32 dB, 심전도는 46 dB의 신호대 잡음비를 보였다. 여기서 신호대 잡음비는 수식 (1)과 같이 센서에 어떤 입력자극도 없는 상태에서의 고유잡음 값(V_n)과 심전도 곡선에서 R피크와 S피크 세기의 차이(V_s)의 비를 의미한다. 호흡 신호의 경우 V_s 는 최대 호기와 흡기 사이의 신호세기의 차이를 의미한다.

$$SNR_{measurement} = 20 \log_{10}(V_s/V_n) \quad (1)$$

3. 생체신호 동기화를 이용한 동물실험

실험견을 마취시킨 후 인공호흡기에 의해 분당 15회로 호흡량과 호흡수를 제어하며 흉부에서 EIT 데이터를 획득하였다. 심전도를 이용한 생체신호 동기화를 이용하지 않았을 경우에는 미약하나마 호흡영상에서 심장 내 혈류 변화에 의한 도전을 변화가 함께 검출되었다. 특히 흡기와 호기의 중간에서는 심장에 의한 도전을 변화 영향이 크게 나타나며, 이는 호흡을 모니터링 하는데 잡음으로 인식되어 호흡에 의한 변화를 검출하는데 방해요소로 작용한다. 생체신호 동기화를 이용하여 심전도의 특정위치에서 호흡을 측정하면 심장 기능에 의한 도전을 변화의 영향이 감소된 EIT 호흡영상을 측정할 수 있으며, 6 dB 정도의 신호대 잡음비의 개선을 획득할 수 있었다. 생체신호 측정시스템에 의해 측정된 호흡신호와 EIT 영상 내 폐영역에서 추출한 상태 도전율의 변화는 그림 6과 같이 반대로 변화하는 현상을 보이며, 이는 흡기 및 호기 시 도전율은 감소 또는 증가하고 복부의 체적은 증가 또는 감소하기 때문이다. 동일한 호흡주기에 맞춰 64주기 평균화를 수행하면 영상에서의 신호대 잡음비를 24.5 dB에서 28.2 dB로 향상시킬 수 있다. 여기서 신호대 잡음비는 복원영상 중 폐

그림 6. (a) 시간에 따른 상대적 도전율의 변화와 호흡신호, (b) EIT 호흡영상

Fig. 6. (a) Relative conductivity changes and respiration signal, (b) EIT images during respiration

영역(a)에 해당하는 영상픽셀의 도전율 변화의 평균과 그 이외 영역(b)에서의 도전율 변화의 평균 사이의 비이며, 수식 (2)와 같이 계산한다. 여기서 N_a 와 N_b 는 각각 폐영역과 그 이외 영역의 픽셀 개수를 의미하며, $\Delta\sigma_a$ 와 $\Delta\sigma_b$ 는 해당 영역에서의 상대도전율의 변화 값들을 의미이다.

44

$$SNR_{image} = 20 \log_{10} \left(\frac{\sum_{a=1}^{N_a} \Delta\sigma_a \times \frac{N_b}{N_a}}{\sum_{b=1}^{N_b} \Delta\sigma_b} \right) \quad (2)$$

그림 7은 인공호흡기의 호흡률을 분당 10, 15, 20, 30, 40 회로 설정하면서 EIT 영상에서의 도전율변화로부터 호흡률을 측정된 결과이다. 호흡률을 30이상으로 올릴 경우, 호흡 주기 중간에 자발호흡이 발생하며, 이와 같은 현상 또한 EIT 영상을 통하여 관찰할 수 있었다. EIT영상을 이용한 호흡 모니터링은 호흡기의 설정과 동일한 변화를 보여줄 뿐 아니라 폐 영역 내부의 공기의 분포와 정도까지 영상화 한다는 점에서 기존 가스분석법에 비해 보다 직관적이며, 직접적 측정방법이다. 호흡률을 높게 설정하면, 자발호흡으로 인해 측정된 호흡률의 변화폭이 상대적으로 낮은 호흡률로 설정한 경우에 비해 크게 발생함을 보인다.

역으로 심장 박동에 의한 혈류변화로 생기는 도전율 변화는 대부분 호흡에 의해 생기는 도전율 변화에 비해 크기가 작기 때문에 영상화하는 것이 힘들다. 그러나 생체신호 동기화를 이용하면 일정한 호흡단계에서의 영상들을 심전도에 동기화하여 획득할 수 있고 평균화 방법에 의해 개선된 심장 기능영상을 획득할 수 있다. 그림 8은 생체신호 측정시스템에서 측정하는 연속적인 심전도 신호와 각 시간 위치에서의 EIT 영상을 보여준다. 해부학적 심장의 위치에 해당되는 영역이 R피크의 전후로 도전율이 바뀌는 것을 확인할 수 있으며, 이는 심전도로부터 해석되는 심장의 기능과 혈류량의 변

그림 7. 인공호흡기 설정에 따른 호흡률 측정결과

Fig. 7. Respiration rate from EIT images at different ventilator settings

그림 8. 심전도 신호의 (a), (b), (c), (d) 부분에서 획득한 EIT 영상
Fig. 8. EIT images at (a), (b), (c) and (d) points in ECG signal

화와 일치한다. 심전도의 특정위치에 동기화 측정된 EIT 영상 64장을 이용하여 평균화 기법을 적용하면 신호대 잡음비를 30.2 dB에서 32.8 dB로 2.6 dB 개선시킬 수 있었다.

IV. 토론 및 결론

KHU Mark2 EIT 시스템을 생체신호에 동기화 측정이 가능하도록 개선하고, 장시간 호흡 또는 심장기능 실시간 모니터링의 가능성을 동물실험을 통하여 검증하였다. 임상적 응용연구를 위해, 환자 전극 인터페이스 부분을 나노웹 기반의 전도성 섬유전극을 이용하여 개선하였다. 탄성벨트 위에 부착된 EIT 전극은 쉽게 착용이 가능하고, 금속전극에 비해 착용감이 우수하며, 습식 전극에 비해 전극-피부사이의 시간에

따른 상태변화도 적었다. 비록 잡음의 크기가 기존 Ag-AgCl 전극에 비해 2배정도 큰 것으로 확인되고, 접촉저항도 2배 크게 측정되나, 평균화 방법과 시스템의 보정기능으로 충분히 그 성능차이를 1 dB 이내로 보상할 수 있었다.

생체신호 측정시스템은 EIT 측정과 동시에 호흡, 심전도와 같은 생체신호를 측정하는 모듈로 구성되며, 향후 추가적인 생체신호를 측정할 수 있도록 모듈형태로 설계되었다. 심전도의 R피크와 같은 특정시간에 동기화된 게이트 신호를 EIT 시스템의 내부 네트워크 제어기로 공급하고, 동기화 신호에 의해 EIT 시스템이 사용자에게 의해 정해진 지연시간, 반복 횟수만큼 측정을 반복 수행하였다. 동시에 실제 EIT 데이터를 수집하는 시간을 외부로 출력하여 후처리 및 분석과정에 이용될 수 있도록 하였다.

정상 실험결과를 이용하여 호흡마취 상태에서 제작된 환자 전극 인터페이스와 KHU Mark2 EIT 시스템을 가지고 생체신호 측정 및 동기화 측정을 수행한 결과, 인공호흡기의 설정과 일치된 호흡률을 EIT 영상으로부터 측정할 수 있었으며, 생체신호 측정시스템에서 측정한 호흡신호와 정확히 동기화 되어있음을 확인하였다. EIT 영상을 통한 호흡 모니터링은 폐 영역 내부로 유입되는 가스의 분포와 양을 측정된 상대도전율로부터 유추할 수 있고, 기존의 온도를 이용한 호흡 모니터링이나 가스 분석방법에 비해 보다 직접적이며, 직관적임을 알 수 있었다. 또한 폐의 부분적 손상이나 폐렴 등으로 인하여 폐의 일부분이 허탈 상태가 되면, 그 부분으로 공기가 유입되지 않는다. 이와 같은 영역별 호흡영상을 통해 폐의 부분적 기능상태를 검진할 수 있을 것이다.

생체신호 동기화 측정을 이용하면, 호흡의 영향에 의해 검출되지 않는 심장 내 혈류변화에 의한 도전을 변화를 관찰하는 것이 가능하고, 심전도의 특정위치에 동기화된 EIT 영상을 이용하여 평균화 방법 적용함으로 전체 복원 영상의 신호대 잡음비를 약 3 dB 개선할 수 있었다. 심전도와 동기화된 심장영역의 도전을 영상분포 변화를 통해 혈류의 흐름과 양을 유추할 수 있으며, 이를 직접적으로 영상화 할 수 있을 것이다.

폐 내부의 공기분포를 모니터링하여 인공호흡장치를 능동적으로 제어하는 연구와 비침습적 심박출량 모니터링에 대한 연구, 그리고 별도의 생체신호 측정 없이 신호처리 알고리즘에 의해 여러 가지 도전을 변화를 일으키는 요소들을 분리해내는 방법들에 대한 연구를 진행하고, 이를 실제 환자를 대상으로 적용함으로써 보다 넓은 임상응용 영역에서 EIT 기술이 사용될 것으로 예측된다.

참고문헌

- [1] L. A. Geddes, and L. E. Baker, "The specific resistance of biological material: a compendium of data for the biomedical engineer and physiologist," *Medical Engineering & Physics*, vol. 5, no. 3, pp. 271-293, 1967.
- [2] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: II. measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz," *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, no. 11, pp. 2251-2269, 1996.
- [3] C. Gabriel, S. Gabriel, and E. Corthout, "The dielectric properties of biological tissues: I. literature survey," *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, no. 11, pp. 2231-2249, 1996.
- [4] S. Grimnes, and O. G. Martinsen, *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*, 2nd Ed, Oxford, UK: Academic Press, 2008.
- [5] D. S. Holder, *Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications*, Bristol, UK: Univ. Press, 2005
- [6] J. G. Webster, *Electrical Impedance Tomography*, Bristol, UK: Univ. Press, 1990
- [7] I. Frerichs, "Electrical impedance tomography (EIT) in applications related to lung and ventilation: a review of experimental and clinical activities," *Physiol. Meas.*, vol. 21, no. 2, pp. R1-R21, 2000.
- [8] Y. Zou, and Z. Guo, "A review of electrical impedance techniques for breast cancer detection," *Medical Engineering & Physics*, vol. 25, no. 2, pp. 79-90, 2003
- [9] J. Sola, A. Adler, A. Santos, G. Tusman, and F. S. Sipmann, "Non-invasive monitoring of central blood pressure by electrical impedance tomography: first experimental evidence," *Med. Eng. Comput.*, vol. 49, no. 4, pp. 409-415, 2011.
- [10] A. McEwan, G. Cusick, and D. S. Holder, "A review of errors in multi-frequency EIT instrumentation," *Physiol. Meas.*, vol. 28, no. 7, pp. S197-S215, 2007.
- [11] B. H. Brown, "Electrical impedance tomography (EIT): a review," *J of Med. Eng. & Tech.* vol.27, no. 3, pp. 97-108, 2003.
- [12] J. M. Deibele, H. Luepschen, and S. Leonhardt, "Dynamic separation of pulmonary and cardiac changes in electrical impedance tomography," *Physiol. Meas.*, vol. 29, no. 6, pp. 1-14, 2008.
- [13] G. Hahn, J. Dittmar, A. Just, and G. Hellige, "Different approaches for quantifying ventilation distribution and lung tissue properties by functional EIT," *Physiol. Meas.*, vol. 31, no. 8, pp. 73-84 2010.
- [14] P. Yan, and S. Wang, "Estimation of Locating the Multi-Conductivity Distribution in Electrical Impedance Tomography Using ICA," in *Proc. Diagnostics and Treatment II*, Beijing, China, Nov. 2004, vol. 5630, pp. 523-530, 2005.
- [15] J. H. Li, C. Jopek, and U. Faust, "Fast EIT data acquisition system with active electrodes and its application to cardiac imaging," *Physiol. Meas.* vol. 17, no. 4, pp. A25-A32, 1996.
- [16] R. J. Sadleir, R. A. Fox, and V. F. Turner, "Inflatable belt for the application of electrode arrays," *Rev. Sci. Instrum.* vol. 71, no. 2, pp. 530-535, 2000.
- [17] T. I. Oh, S. M. Baek, J. S. Lee, E. J. Woo and C. J. Park, "Development of prototype multi-channel digital EIT system with radially symmetric architecture," *J.Biomed. Eng. Res.*, vol. 26, no. 4, pp. 215-221, 2005.
- [18] T. I. Oh, S. P. Cho, S. M. Kim, H. Koo, and E. J. Woo, "Multi-frequency electrical impedance tomography system," *J.Biomed. Eng. Res.*, vol. 28, no. 1, pp. 66-74, 2007.
- [19] T. I. Oh, H. Wi, D. Y. Kim, P. J. Yoo, and E. J. Woo, "A fully parallel multi-frequency EIT system with flexible electrode configuration: KHU Mark2," *Physiol. Meas.* vol. 32, no. 7, pp. 835-849, 2011.
- [20] R. D. Cook, G. J. Saulnier, D. G. Gisser, J. G. Goble, J. C.

[1] L. A. Geddes, and L. E. Baker, "The specific resistance of biological material: a compendium of data for the biomedical engineer and physiologist," *Medical Engineering & Physics*,

- Newell, and D. Isaacson, "ACT3: a high-speed, high-precision electrical impedance tomography," *IEEE Trans. Biomed. Eng.* vol. 41, no. 8, pp. 713-722, 1994.
- [21] A. V. Noordegraaaf, A. Janse, J. T. Marcus, J. G. F. Bronzwaer, P. E. Postmus, T. J. C. Faes, and P. M. J. M. Vries, "Determination of stroke volume by means of electrical impedance tomography," *Physiol. Meas.*, vol. 21, no. 2, pp. 285-293, 2000.
- [22] P. J. Xu, H. Zhang, and X. M. Tao, "Textile-structured electrodes for electrocardiogram," *Textile Progress*, vol. 40, no. 4, pp. 183-213, 2008.
- [23] S. Franco, *Design with Operational Amplifiers and Analog Integrated Circuits 3rd. ed.*, NY, USA: McGraw-Hill Press, 2002.