

# 전기물성 영상화를 통한 비침습적 인체 기능영상 모니터링 연구

## I. 서론

헬스케어 3.0시대를 맞아 기대수명의 증가 뿐 아니라 건강수명의 증가에 대한 강한 요구가 생겨나고 있다. 2015년 한국인의 기대수명은 82.3세, 건강수명은 73.2세로 약 9년의 격차가 존재한다<sup>[1]</sup>. 정부에서는 인구 고령화에 맞춰 질병을 예방 및 관리함으로써 건강한 삶을 영위하고, 사회 내 전체 의료비 지출을 감소하기 위한 방법으로 유전자 조기 진단, 개인별 맞춤 치료제, 유헬스의 보급 등에 노력을 하고 있다<sup>[2]</sup>. 이를 위해서는 만성질환자의 관리 뿐 아니라 건강인의 일상생활 중 건강 상태를 유지, 관리하기 위한 인체 생리현상의 모니터링 도구가 필요하다. 현재, 유비쿼터스 헬스케어(Ubiquitous healthcare) 또는 스마트 헬스(Smart health)라는 주제로 IoT(Internet of things)와 연계된 다양한 제품이 개발 및 판매되고 있으나, 그 내부에 사용된 기술을 살펴 보면 가속도계를 활용하는 활동도 검사기기 및 심전도, 근전도 등 생체 전위를 측정하여 생리적 현상을 모니터링 하는 생체전위 측정기기, 인체 분비물을 통해 생리적, 병리적 상태를 측정하는 체외진단기기 등으로 그 구현 기술의 범위가 극히 제한적이다<sup>[3]</sup>. 이는 전문 의료기관에서 환자에게 시행되는 많은 기술들이 제한적 환경 하에서 불편을 감수하고라도 생명유지라는 거대한 목표를 위해 사용될 수 있었으나, 이를 일상생활 중 건강인에게 지속적으로 수행하기에는 많은 불편 요소가 있기 때문이다. 또한, ‘일상생활 중 측정된 생체신호 빅데이터를 활용하여 구체적으로 획득할 수 있는 유용한 임상적 정보가 무엇인가?’ 라는 질문에 대한 명확한 해답을 찾지 못한 것이 그 이유라 할 수 있다. 그럼에도 불구하고 정상인의 건강상태 모니터링에 대한 필요와 미래적 가치를 위해 시간에 따른 생체신호의 변화를 측정하기 위한 많은 연구가 진행되고 있다. 일반적인 생체 모니터링 기기에서 많이 측정되는 1차원적 생



오동인  
경희대학교 의과대학  
의공학교실

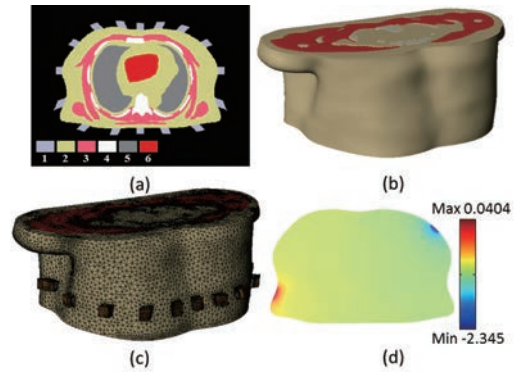
체 시변신호에 비해 영상 데이터가 갖는 정보량의 차이와 획득할 수 있는 정보의 차별화로 인해 의료영상 모니터링에 대한 요구가 한편으로 제기되고 있으나, 현재 우리 주변에서 찾을 수 있는 대부분의 의료영상기기들(X-ray, CT, MRI 등)은 특별한 측정 공간 내에서 비연속적 촬영을 하는 형태이며, 경제적 이유 및 안전상의 이유로 이를 연속적으로 반복 측정하는 것은 매우 제한적이다<sup>[4]</sup>. 또한, 해부학적 구조영상이 아닌 시간적으로 변화하는 인체의 생리적, 병리적 현상을 반영하는 생체 기능 영상화 도구가 필요하다.

본 연구에서는 전자공학을 전공한 연구자가 친숙하게 이해하고, 인체 표면에서 쉽게 측정할 수 있는 전류-전압 데이터를 이용하여, 인체 내부의 전기물성을 영상화하는 전기 임피던스 단층촬영법(Electrical Impedance Tomography; EIT)을 소개하고<sup>[5]</sup>, 이를 이용하여 인체의 생리적, 병리적 현상변화를 실시간 영상 모니터링 하는 연구 분야를 소개함으로써 이를 활용한 비침습적 인체 기능연구와 연구결과의 임상적 활용도를 확대시키고자 한다. 2장에서는 전기물성 영상화 기술과 관련된 기본적 지식을 설명하고, 3장에서는 전기물성 영상화를 이용한 비침습적 인체 기능영상의 임상적 활용 예를 제시하며, 4장에서 결론 및 향후 발전방향을 논하고자 한다.

## II. 연구 내용

### 1. 인체 내 전기물성에 따른 전기장 해석

인체는 약 50~100조 개의 세포로 구성되어 다양한 조직과 장기를 형성하고 있으며, 인체 내 세포내외용액에서 체내 존재하는 다양한 이온들( $\text{Na}^+$ ,  $\text{Cl}^-$ ,  $\text{Mg}^{2+}$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ ,  $\text{K}^+$  등)이 이동하면서 전류가 흐를 수 있다<sup>[6]</sup>. <그림 1(a)>와 같은 흉부의 조직별 영역영상(segmented image)에서 각 조직에 해당하는 고유의 전기적 물성 값을 <표 1>과 같이 부여함으로써 <그림 1(b)>와 같은 인체의 전기 전도도 모델을 구성할 수 있다. 인체 내부의 전류-전압 분포를 측정하기 위해 여러 개의 전극을 인체 표면에 부착하고, 전기 전도도 모델에서 외부 전류 주입에 따른 유도전압 분포를 FEM(Finite element method) 방법을 이용하여 계



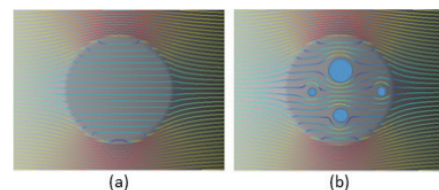
<그림 1> (a) 흉부 내 주요 조직별 영역영상, (b) 3차원 전기 전도도 모델, (c) 인체 내부 전류-전압분포 계산을 위한 FEM 모델, (d) 외부 전류 주입 시 유도전압 분포 영상

<표 1> 영역별 전기 전도도 특성

영역	명칭	전기 전도도 [S/m]
1	측정전극	$2.4 \times 10^4$
2	지방	0.02081
3	근육	0.26671
4	뼈	0.020059
5	폐	0.20588
6	심장	0.093565

산하면, <그림 1(d)>와 같이 내부 단면의 각 픽셀 별 전압 값을 도출할 수 있다. 이를 통해, 인체 내부 전기물성의 분포에 따라 외부 주입전류에 따른 유도전압의 분포가 다르게 발생함을 알 수 있다.

<그림 2>는 내부 전기물성 변화에 따른 내부 전류 및 표면 전압의 변화를 보다 직관적으로 설명하기 위해, 간단한 전기 전도도 모델에서 <그림 1>과 동일한 수치 시뮬레이션을 수행한 결과이다. <그림 2(a)>는 전기 전도도가 1 S/m인 사각형 공간 내에 전기 전도도가 0.1 S/m인 균질한 원형물체를 넣은 경우의 내부 전류흐름을 선으로, 전류밀도를 선의 색으로 표시한 것이다. 만약 원형물체



<그림 2> (a) 전기 전도도 모델에서의 내부 전류 흐름 및 전류밀도, (b) 내부 전기물성 변화에 따른 전류흐름 변화와 전류밀도 변화

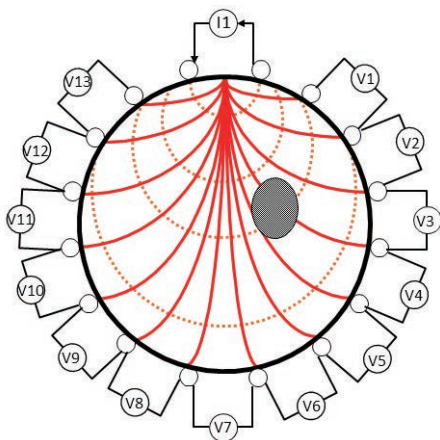


내부 4곳의 전기 전도도가 0.001 S/m로 변화하면 <그림 2(b)>와 같이 내부 전류의 흐름이 변화하며, 이에 의해 미세한 표면전압의 변화가 발생한다. 이러한 수치 시뮬레이션은 인체 내 조직의 생리적, 병리적 상태에 따라 변화하는 내부 전기물성을 외부에서 주입하는 전류에 의해 변화하는 표면 전압신호 측정값으로부터 추정할 수 있음을 보여준다.

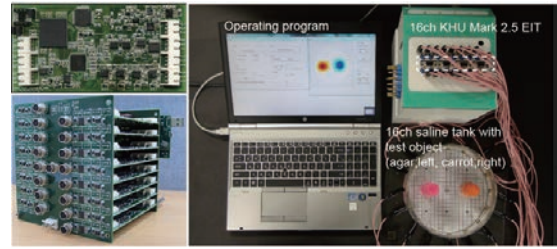
## 2. 전기물성 영상화를 위한 전류-전압 측정

인체 내부의 국소적 전기물성 변화를 표면에서 측정된 전류-전압 데이터들로부터 영상화하기 위해서는 <그림 3>에서 설명하고 있는 것처럼 여러 개의 전극을 인체 표면에 부착하고, 임의의 전극 사이(I1)에 전류를 주입하면서 다른 전극 쌍(V1-V13) 사이의 유도전압을 측정하는 것이 필요하다. 한 장의 단면영상을 복원하기 위해서는 전류 주입을 위한 전극 쌍(I1)을 인접 전극 쌍으로 이동하면서 <그림 3>과 같은 측정을 반복하여야 한다. 16개의 전극을 사용했을 때, 이렇게 획득되어지는 208개의 데이터를 사용하여 영상을 복원한다.

이와 같이 측정되는 전압 데이터는 내부 전기물성 변화에 대해 비선형적이며, 민감도가 낮다. 이러한 이유로 매우 정밀하고 안전한 전류를 주입하고, 이로부터 유도되는 작은 전압신호의 변화를 민감하게 측정하는 정밀 전자계측 시스템이 요구된다. 본 연구팀에서는 정밀 생체계측 기술을 기반으로 전기물성 영상 모니터링 시스템 개



<그림 3> 다채널 표면전극을 통한 전류주입과 전압측정



<그림 4> 임피던스 측정모듈(IMM)과 16개의 IMM을 이용한 전기물성 영상 모니터링 시스템

발에 관한 연구를 지속하고 있다<sup>[7-9]</sup>. 본 연구팀에 의해 개발된 전기물성 영상 모니터링 시스템(KHU Mark2.5 EIT System)은 하나의 정전류원과 정밀 차동전압 측정회로를 포함하는 임피던스 측정모듈(Impedance Measurement Module; IMM)을 기반으로 설계되어 있다<sup>[9]</sup>. 16개의 IMM 모듈들은 모듈 사이의 통신 및 아날로그 신호 연결을 제공하는 아날로그, 디지털 backplane으로 연결된다.

<그림 4>는 개발된 IMM 모듈과 16개의 IMM 모듈로 구성된 전기물성 영상 모니터링 시스템(KHU Mark2.5 EIT), 그리고 이를 소금물 팬텀에 연결하여 전기물성 영상을 복원하는 소프트웨어를 보이고 있다. 전류-전압 측정의 핵심이 되는 IMM 모듈 안에는 측정하고자 하는 주파수의 정현파 전류를 인체에 안전한 크기로 주입하기 위한 정현파 발생기와 전압-전류 변환회로, DC 오프셋 조정회로, 출력 임피던스 보정회로 등이 탑재되어 있다. 각 IMM 모듈 내에는 표면 전극 쌍 사이의 전압차를 측정하기 위한 차동증폭기와 측정위치 및 측정대상의 기하학적 구조에 따라 크게 변화하는 전압신호의 크기를 능동적으로 제어하는 자동이득 증폭회로, 위상감응복조회로, 신호처리 알고리즘이 탑재된 디지털 신호처리부 등이 포함된다.

## 3. 전기물성 단면영상 복원

II-1절에서 언급한 FEM 전기 전도도 모델의 각 픽셀에 대한 전압의 크기는 수식 (1)을 만족한다. 여기서  $\sigma$ 는 전기물성(전기 전도도)을 의미하며,  $u$ 는 위치  $r$ , 시간  $t$ 에서의 전위를 의미한다.

$$\begin{cases} \nabla \cdot (\sigma(r,t) \nabla u(r,t)) = 0 & \text{in } \Omega \\ -\sigma(r,t) \nabla u(r,t) \cdot n = g & \text{on } \partial\Omega \end{cases} \quad (1)$$

로렌츠의 상반정리(Reciprocity theorem)를 이용하여 측정시간  $T=0, T=t$  에서 픽셀 하나의 전도도 변화( $e_p$ )에 대한 측정전압( $f_{0,\omega}, f_{t,\omega}$ )의 민감도 행렬을 모든 픽셀에 대해 수식 (2)와 같이 정리할 수 있다. 여기서  $j, k$ 번째 전극 사이로  $I$  크기의 전류를 주입하였다고 가정하였다.

$$I(f_{t,\omega} - f_{0,\omega}) \cdot e_p = \int_{\Omega} \left( \frac{1}{\sigma_{t,\omega}} - \frac{1}{\sigma_{0,\omega}} \right) \nabla u_{t,\omega}^k \cdot \nabla u_{0,\omega}^j dr \quad (2)$$

실제 내부 전기 전도도 변화에 대한 표면 측정전압의 변화는 비선형성을 갖으나, 내부 픽셀의 미소한 전도도 변화에 대한 표면전압의 미소변화를 선형으로 근사하여 수식 (3)과 같이 간략하게 표현할 수 있다.

$$f_{t,\omega} - f_{0,\omega} = \frac{1}{I \hat{\gamma}_{0,0}^2 \alpha_{0,\omega} \alpha_{t,\omega}} S(h_{0,\omega} - h_{t,\omega}) \quad (3)$$

여기서  $\gamma$ 는  $1/\sigma$ 이며,  $S$ 는 균질한 전기 전도도를 갖고 있는 동일모양의 FEM 모델에서 수식 (2)와 같은 방법으로 계산한 민감도 행렬이며,  $h_{0,\omega}, h_{t,\omega}$ 는  $T=0, T=t$  시간에서 주파수  $\omega$ 에 대한 영상화 영역 내 전기물성 분포를 의미한다. 수식 (4)와 같이  $\alpha$ 는  $E$ 개의 전극에서 각 전류주입에 따른  $T=0, T=t$  시간에 측정된 전압의 비를 의미한다.

$$\alpha_{t,\omega} := \frac{1}{E^2} \sum_{j,k=1}^E \frac{V_{0,\omega_0}^{j,k}}{V_{t,\omega}^{j,k}} \quad (4)$$

두 개의 다른 시간에서 측정된 전압 데이터로부터 식 (3)의 역문제를 계산하여 식(5)에서 정리한 것과 같이 내부 전기물성 변화를 영상으로 복원한다<sup>[10]</sup>.

$$g_{t,\omega} = h_{t,\omega} - h_{0,\omega} = -I \hat{r}_{0,0}^2 \alpha_{0,\omega} \alpha_{t,\omega} A(f_{t,\omega} - f_{0,\omega}) \quad (5)$$

### III. 비침습적 전기물성 기능영상 모니터링의 임상적 활용

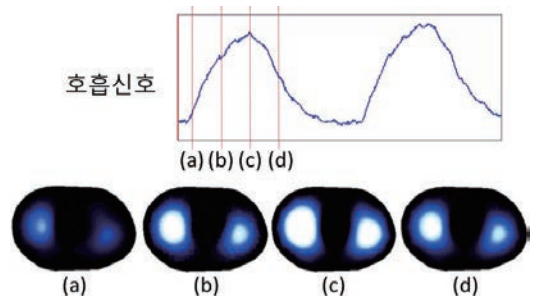
II 절에서 설명한 전기물성 영상 모니터링 기법(EIT)은 전기물성 변화에 대한 비선형성과 낮은 민감도 및 영상복원 역문제의 ill-posedness 등의 한계를 갖고 있으나, 제

한되지 않은 공간 안에서 간편하고 빠르게 연속적으로 생체 기능영상을 모니터링 할 수 있다는 장점으로 인해 몇 가지 임상적 활용이 검토되고 있다. III 절에서는 인공호흡기가 연결된 환자의 폐 보호 기계환기를 위한 임상적 활용 및 수면무호흡 모니터링, 뇌졸중의 응급진단, 복부출혈 모니터링의 임상적 활용 가능성에 대한 초기 실험결과를 가지고 그 가능성을 기술하고자 한다.

#### 1. 인공호흡환자의 폐 내부 공기분포 모니터링

많은 환자들이 수술실 또는 중환자실에서 기계 환기장치에 연결되어 인공호흡을 하고 있다. 이러한 인공호흡은 자연호흡과 달리 외부 장치에 의해 일정한 압력 또는 일정량의 공기가 폐 내부로 유입, 배출될 수 있도록 압력을 인가한다. 이는 일부 폐 영역의 협착(collapse), 또는 과팽창(overdistension)을 야기할 수 있으며, 이로 인해 폐 일부 영역의 손상을 가져올 수 있다. 최근 이러한 문제의 심각성이 제기되어 폐 보호 기계환기 방법(Lung Protective Ventilation)에 대한 연구가 진행되고 있다<sup>[11]</sup>. 이를 위해서는 환자별 실시간 폐 내부 공기분포 변화를 측정하여 폐 일부영역이 협착 또는 과팽창 되지 않도록 인공호흡기의 셋팅을 변경하거나, 자세를 바꾸는 등의 대응이 필요하다. X-ray 또는 CT를 이용하면 폐 내부의 공기분포를 영상화 할 수 있으나, 이러한 방법은 수술실 또는 중환자실에서 연속적으로 사용될 수 없다.

폐 내부의 공기량 변화에 따라 전기 전도도가 크게 차이가 발생하기 때문에 II 절에서 설명한 전기물성 영상 모니터링 방법을 적용하면 <그림 5>와 같이 폐 내부의 영역별 공기분포 변화를 실시간으로 모니터링할 수 있으며,



<그림 5> (a)-(d) 서로 다른 호흡 상태에서의 폐 내부 공기분포 변화 영상

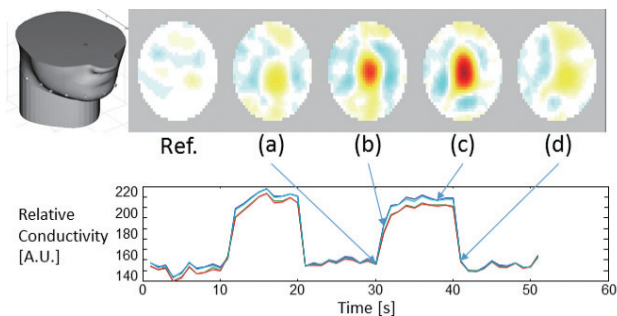


이를 통해 획득된 정보를 이용하여 인공호흡기의 능동적 제어 및 환자의 자세 변경을 통해 폐 손상을 사전에 예방할 수 있다<sup>[12]</sup>.

## 2. 폐쇄성 수면무호흡 모니터링

고령화 및 비만인구의 증가로 인해 수면무호흡증 환자가 급속하게 증가하고 있으며, 세계적으로 약 1억 명의 환자가 있을 것으로 추정하고 있다. 이 중 대부분은 폐쇄성 수면무호흡증(Obstructive Sleep Apnea; OSA)이며, 수면 중 상기도 폐쇄로 인해 10초 이상의 호흡 중단(무호흡)이 한 시간에 5회 이상 반복적으로 발생하는 질환을 의미한다<sup>[13]</sup>. OSA는 흔히 코골이를 동반하며, 심뇌혈관계 질환, 내분비 질환, 신경정신계 질환 등의 합병증과 사망률 증가와 연관되어 있다는 연구가 발표되면서 최근에는 매우 적극적으로 검사 및 치료를 원하고 있는 분야이다. 폐쇄성 수면무호흡 진단을 위해서는 수면다원검사(Polysomnography; PSG)가 일반적으로 사용되나, 특별한 검사실에서 하룻밤 입원이 필요하고, 다수의 센서를 부착한 상태에서 수면을 취함으로 첫날밤 효과(first night effect)로 인해 숙면을 취할 수 없고, 반복적으로 깨려고 함으로 일상생활에서의 수면무호흡 검사결과와 다를 수 있다<sup>[14]</sup>.

폐쇄성 수면무호흡은 설기저부 공간 뒤 상기도의 폐쇄로 인해 발생함으로 상기도 주변 생체조직의 전기물성 변화를 영상화하면 상기도 폐쇄를 검출할 수 있고, 상기도 폐쇄 전기물성 영상으로부터 상기도 폐쇄의 원인을 보다 직접적으로 규명할 수 있는 가능성을 갖고 있다. <그림



<그림 6> 수면무호흡 모니터링을 위한 전기물성 영상 기반 상기도 폐쇄 검출

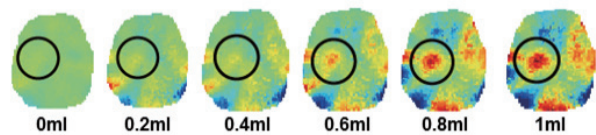
6)은 평상 시 상기도가 열려있는 상태에서 측정한 전류-전압 데이터를 기준으로 침 삼킴 동작(swallowing)에 의해 의도적으로 상기도를 폐쇄시켰을 때, 상기도 영역에서의 전기물성 변화를 영상화 한 것이고, 상기도 영역 내 2 픽셀에서의 시간에 따른 전기 전도도 변화를 파형으로도 시한 것이다. 결과에서 보는 바와 같이 상기도 폐쇄에 의한 전기물성의 변화가 크게 발생하며, 이를 통해 폐쇄성 수면무호흡을 실시간 모니터링 할 수 있을 것이다.

## 3. 뇌졸중 진단

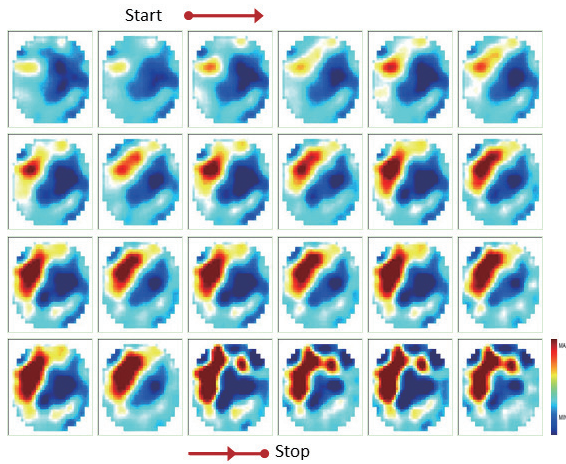
뇌졸중은 2016년 9월 통계청 발표에 따르면 2015년 사망원인 중 3위에 해당하며, 인구 노령화와 더불어 뇌기능의 부분적 또는 전체적 장애가 지속될 수 있어 그 사회경제적 중요성이 커지고 있다. 뇌졸중은 뇌혈관이 막혀서 발생하는 허혈성 뇌졸중(Ischemic stroke)과 뇌혈관의 파열로 인해 뇌 조직 내부로 혈액이 유출되는 출혈성 뇌졸중(Hemorrhagic stroke)으로 나눌 수 있다. 허혈성 뇌졸중의 경우, 증상이 처음 나타난 이후 3시간 이내에는 주로 혈전용해술을 시도하나, 이에 앞서 뇌졸중의 유형을 확인하는 것이 반드시 필요하다. 본 연구팀에서는 비극전을 대상으로 뇌실(Cerebral ventricle) 내 출혈모델을 만들어 그 출혈량을 전기물성 영상 변화로부터 추정하는 실험을 하였다. <그림 7>에서 보는 바와 같이 뇌실 내 피가 축적되면서 전기 전도도가 변화하는 것을 영상에서 확인할 수 있다.

## 4. 복부출혈 모니터링

자동차 사고와 같은 큰 외부 충격에 의해 복강 내 장기의 파열로 발생하는 복강내출혈(Hemoperitoneum)이나, 별다른 외상없이 동물에서 발생하는 비 외상성 복막내 출혈(Nontraumatic Intra-Abdominal or



<그림 7> 전기물성 영상의 변화로부터 뇌실 내 출혈 모니터링과 출혈량 추정



〈그림 8〉 start지점에서부터 stop지점까지 일정하게 혈액을 복강 내 주입한 경우, 전기물성 영상의 변화

Retroperitoneal Hemorrhage) 등은 외부에서 나타나는 출혈의 흔적이 없기 때문에 치료시점을 놓쳐 합병증 또는 사망까지 이르게 할 수 있는 위험한 증상이다. 혈액은 다른 생체 조직에 비해 상대적으로 전기 전도도가 높기 때문에 복부 내 출혈이 발생하는 경우, 전기물성 분포에 변화가 발생한다. 또한 시간에 따른 전기물성 변화의 정도로부터 출혈량을 추정하는 것이 가능하므로 치료의 필요와 중증도를 파악하는데 매우 유용하다.

〈그림 8〉은 Ⅲ-3절의 실험과 유사하게 비글견을 대상으로 시린지 펌프를 이용하여 일정한 양의 혈액을 연속적으로 복강 내 주입하면서 전기물성 영상 모니터링을 수행한 결과를 영상으로 복원한 것이다. 복강 내 혈액이 축적되는 위치와 양을 전체 영상에서의 전도도 변화로부터 추정할 수 있다.

## Ⅵ. 향후 연구 및 결론

지금까지 인체 표면에서 측정한 전류-전압 데이터로부터 내부의 전기물성 분포를 비침습적으로 연속 영상화하여 인체의 생리적, 병리적 상태를 모니터링 할 수 있는 전기물성 영상화 기법(EIT)에 대해 소개하고, 이 기술을 이용한 임상적 활용 가능성이 높은 몇 가지 예를 소개하였다. 전기물성 영상 모니터링 기술이 아직은 초기 단계이기 때문에 기술적 완성도를 높이기 위한 많은 연구와 임

상적 유효성 및 활용분야의 확대를 위한 연구가 지속되어야 하겠다. Ⅲ절에서 제시한 임상적 활용 예들은 특정 질환에 국한하고 있지만, 전기물성 영상 모니터링 시스템은 저가, 소형, 휴대성을 갖도록 제작할 수 있기 때문에 건강인의 일상생활 중에서도 활용될 수 있으리라 생각된다.

## 참고 문헌

- [1] 2015년 생명표, 통계청
- [2] 조경희, 박영민, 지수혜, 추정은, 임현선, “개인별 맞춤형 통합 건강관리 프로그램 연구 및 개발”, 국민건강보험 일산병원 연구보고서, 2014.
- [3] “스마트 헬스케어 시장동향과 응용사례 분석 및 참여업체 현황”, 좋은정보사, 2017.
- [4] Beutel, Jacob, Harold L, Kundel, and Richard L, Van Metter. Handbook of medical imaging: Physics and psychophysics. Vol. 1. Spie Press, 2000.
- [5] Holder, David S., ed. Electrical impedance tomography: methods, history and applications. CRC Press, 2004.
- [6] Martinsen, Orjan G., and Sverre Grimnes. Bioimpedance and bioelectricity basics. Academic press, 2011.
- [7] Oh, Tong In, et al. “Validation of a multi-frequency electrical impedance tomography (mfEIT) system KHU Mark1: impedance spectroscopy and time-difference imaging.” Physiological measurement 29,3 (2008): 295.
- [8] Oh, Tong In, et al. “A fully parallel multi-frequency EIT system with flexible electrode configuration: KHU Mark2.” Physiological measurement 32,7 (2011): 835.
- [9] Wi, Hun, et al. “Multi-frequency electrical impedance tomography system with automatic self-calibration for long-term monitoring.” IEEE transactions on biomedical circuits and systems 8,1 (2014): 119-128.
- [10] Seo, Jin Keun, and Eung Je Woo. Nonlinear inverse problems in imaging. John Wiley & Sons, 2012.
- [11] Amato, Marcelo Britto Passos, et al. “Effect of a protective-ventilation strategy on mortality in the acute respiratory distress syndrome.” New England Journal of Medicine 338,6 (1998): 347-354.



- [12] Adler, Andy, et al. "Whither lung EIT: where are we, where do we want to go and what do we need to get there?." *Physiological measurement* 33,5 (2012): 679.
- [13] Lévy, Patrick, et al. "Obstructive sleep apnoea syndrome." *Nature reviews. Disease primers* 1 (2014): 15015–15015.
- [14] Lee, Da-Hye, et al. "Sleep Irregularity in the Previous Week Influences the First-Night Effect in Polysomnographic Studies." *Psychiatry investigation* 13,2 (2016): 203–209.



오동인

- 1999년 2월 경희대학교 전자전파 공학사
- 2002년 2월 경희대학교 전자공학 공학석사
- 2006년 2월 경희대학교 동서의료공학 공학박사
- 2006년 3월~2007년 2월  
경희대학교 임피던스영상 신기술 연구센터  
박사후연구원
- 2007년 3월~2009년 8월  
University College London, Medical  
Physics and Biomedical Engineering,  
Research Fellow
- 2010년 2월~2015년 3월 경희대학교 전자정보대학  
조교수
- 2015년 4월~현재 경희대학교 의과대학 의예과 부교수

〈관심분야〉

생체계측, 생체신호처리, 임피던스영상 시스템