

# 위전도 측정을 위한 전극간 부착거리에 관한 연구

한완택, 송인호, 김인영  
한양대학교 의용생체공학과

## Influences of Inter-electrode Distance on Electrogastrography Measurements

Wantaek Han, In-Ho Song, In-Young Kim

Department of Biomedical Engineering, Hanyang University, Seoul, Korea  
(Received May 11, 2009. Accepted July 6, 2009)

### Abstract

Cutaneous electrogastrography is the measurement of electrical activity of the stomach on the abdominal surface. The validity of cutaneous electrogastrography is dependent upon the quality of the recording technique. The locations of electrodes are an important issue. We examined the influences of the inter-electrode distance of bipolar leads on electrogastrography measurements. The sensitivity distributions of EGG leads were calculated based on a 2D body fat model and evaluated according to the region of interest sensitivity ratio (ROISR). We simulated the ROISR of the inter-electrode distance in relation to various body fat thicknesses. The distance between the electrodes was proportional to the distance between the ROI and the surface of the abdomen. The results imply that inter-electrode distance can be applied in electrogastrography according to human body fat thickness.

**Key words :** Electrogastrography, Surface electrodes, bipolar recording, surface potential, fat thickness.

### 1. 서론

위전도(electrogastrography:EGG)는 위장에서 발생된 전기적 신호를 복부체표면에 전극을 부착하여 측정하는 방법으로 1921년 Alvarez에 의해 처음 고안되었다[1]. 위장의 전기적인 신호를 비침습적으로 측정하여 위장의 운동상태가 정상적인지 비정상적인지를 알 수 있어 위의 기능적 상태를 진단하는 도구로 활용되어 왔으며, 내시경으로 관찰되지 않는 위장의 기능적 병변을 진단하는 방법중의 하나로 환자에게 고통을 주지 않고 공복 시와 음식물의 섭취 후의 위운동의 변화를 검출하는 장점을 가지고 있다[2].

위의 전기적 활동은 위서파(slow wave)와 위첨파(spike wave)로 나누어 지는데, 위서파의 주파수는 0.05Hz이며, 위첨파의 주파수는 수십 Hz에서 수십 kHz 사이에 분포하고 있다[3]. 복부체표면에 전극을 부착하여 위의 전기적 활동을 측정하는데 주로 쌍극 전극(bipolar electrode)을 사용하여 측정을 하며, 위첨파는 직접적으로 관찰하기 어려우며, 위서파는 관찰할 수 있지만 신호원과 의 거리와 피하지방층으로 인한 신호감쇄 영향으로 위서파의 첨예

한 신호 부분이 감쇄되어 검출된다[4].

피부위전도는 복부체표면에서 위장의 전기적 신호를 측정하는 방법으로 위장으로부터 발생된 전기신호는 복부 피하지방층을 지나 피부를 거쳐 전극에 도달하게 된다. 위전도는 신호대 잡음비가 심전도에 비해 현저히 떨어지는데 그 이유로는 신호의 크기가 작은 것에도 기인하지만 복부 피하지방층의 두께가 상대적으로 다른 부위보다 두껍기 때문이며, 지방층이 전류의 흐름을 방해하여 위전도 신호가 작아진다. 위장의 생체 내 위치는 사람마다 편차가 있으며 위장질환이 있는 경우에는 위치의 편차가 더욱 크게 나타난다[2]. 또한, 음식물이 위장 내부에 가득 있는 만복 시와 비어있는 공복 시와의 위치편차가 있다. 이러한 위장의 위치변화는 전극과의 거리 변화를 일으켜 위전도 신호의 측정을 어렵게 하는 요인으로 작용한다[2]. 위장의 전기신호는 위 대만부의 상부 1/3과 하부 2/3가 만나는 지점에서 시작하여 유문부로 진행하면서 진폭이 점차 커진다[5]. 이러한 위장신호의 흐름과 피부에 부착한 전극의 측 방향이 일치하게 되면 위전도 신호는 보다 잘 측정되지만 측 방향이 서로 어긋나게 되면 되는 만큼 신호의 측정은 어려워진다. 이처럼 위전도에 있어서 전극의 부착위치는 위장의 위치, 위장신호의 진행방향과 전극의 측방향, 복부 지방층의 두께 등을 고려하여 부착하여야 한다[13]. 위전도 측정에 있어서 전극의 부착위치는 다

Corresponding Author : 김인영  
서울시 성동구 행당동 17 한양대학교 의용생체공학과  
Tel : +82-2-2291-1713 / Fax : +82-2-2296-5943  
E-mail : iykim@hanyang.ac.kr

른 생체신호인 심전도나 뇌전도처럼 표준화되어 있지 않으며, 사용자에 따라서 복부체표면에 적당한 위치에 전극을 부착하여 위전도를 측정하였으며 주로 검상돌기와 배꼽을 잇는 선을 기준으로 좌우측에 부착되어 왔다[11-19]. 위장의 복부 직상부에 전극간 거리가 40 mm ~ 80 mm 정도로 하여 수행되어 왔다[11-19]. 위전도의 측정 시 사용되는 전극은 위전도를 위해서 특별히 고안된 것을 사용하는 것은 아니며, 일반적으로 심전도에서 사용하는 Ag/AgCl 전극을 사용하여 복부체표면에 부착하여 사용한다. 심전도 전극은 Ag/AgCl 전극부분과 이것을 피부에 부착시키기 위한 패치(patch)부분으로 구성되어 있다. 패치부의 직경은 3M사의 모델 2223을 기준으로 볼 때 43mm이다. 복부체표면에 이들 전극을 부착할 시에 전극의 패치부분이 겹쳐지지 않게 인접하여 부착하면 전극간 거리는 43mm가 되며, 패치를 서로 20mm를 정도 띄어 부착하였을 경우에 전극간 거리는 63mm가 된다. 그래서, 이들 패치의 간격을 고려하여 볼 때 위전도 측정 시 전극간 거리가 50 mm ~ 80 mm가 된다.

전극의 부착에 관한 인자로는 전극의 재질, 크기, 형상, 배치 등이 있다. 위전도 측정 시에 심전도에서 사용되는 Ag/AgCl 전극을 사용하기 때문에 인자들 중에서 배치에 관한 인자가 조절 가능한 인자이다. 전극의 배치에는 복부체표면에 부착되는 위치와 전극간 거리가 조절 가능한 인자이며, 이 중에서 먼저 선결되어야 하는 인자는 전극간 거리이다. 복부지방의 두께를 고려해 전극간 거리를 정한 후, 배치를 하여야 할 것이다.

위전도는 신호의 크기가 매우 작아서 심장이나 다른 소화기관에서 발생하는 신호에 영향을 받기 쉬우며, 위전도 신호의 주파수가 상대적으로 낮아 호흡이나 몸의 움직임에 의해 판독이 어려움을 겪어왔다. 최근 눈부신 전자공학의 신호처리 기법의 발전에 힘입어 위전도에서 잡음에 의한 영향은 상당부분 줄일 수 있었으나 [14], 위수축의 직접적으로 반영하는 위첨파를 대상으로 한 것이 아니라, 위수축과는 무관한 위서파를 대상으로 한 것이라는 점에서 위장에 기능성 진단에 신뢰가 떨어지는 문제점을 가지고 있다 [15]. 기존의 수행되어온 전극의 부착방법으로 위서파를 측정하는 것을 달성할 수 있으나, 위첨파를 측정하는 것은 아직까지 이루지

못 하였다[18]. 위수축을 검출하기 위해서는 위수축에 상응하는 위첨파를 측정하여야 하는데, 이를 달성하기 위하여 선행되어야 하는 것은 품질이 좋은 위전도 파형을 계측하는 것이다[15]. 이를 위하여 본 연구에서는 복부지방층의 두께를 고려한 전극간 최적거리 연구를 수행하였다.

본 연구의 목적은 쌍극전극 측정 방법으로 위전도를 측정할 때 복부지방층의 두께에 따라 위전도 신호의 선택도가 어떻게 변화하는가를 평가하기 위함이다. 이를 수행하기 위해 복부지방층 모델을 구성하였고, 유한요소분석을 통해 모델에 분포하는 전자장 분포를 계산하였다. 부착된 전극에 따른 신호의 선택도를 평가하기 위해 ROISR(region of interest sensitivity ratio)를 평가지표로 하여[6], 이들 지표를 바탕으로 복부지방층의 두께에 따른 피부체표면 전극간 최적거리를 확인하였다.

## II. 실험방법

위장의 전기신호는 위장막에서 발생하여 복부 지방층을 지나 피부를 거쳐 전극에 도달한다. 복부의 단면을 구성하는 물질로는 피부, 지방, 근육, 뼈, 기타 장기 등이 있지만 위전도 측정 시에 주된 신호전달경로는 인체구조상 복부에 부착된 전극을 향하는 방향이다. 위장의 외부 표면인 위장막에서 위장의 전기신호가 나타나며 복부와 가까운 위장막의 신호가 위전도로 나타난다[12]. 위장은 복부와 등 사이에 위치하기 때문에 위장과 등사이의 존재하는 매질은 위장을 관통하여만 위전도에 영향을 줄 수 있기 때문에[20], 위전도 측정 상 복부지방층의 영향에 비해 상대적으로 미미할 것이라 판단되어 지방 외의 다른 모델은 복부모델에서 제외하고 전체 영역을 균질한 지방으로 구성하였다.

위전도의 신호전달 경로 상에 존재하는 피부의 경우에는 전도율을 지방과 비교하면 약 100배 정도 작다[20]. 그래서, 절연체에 가까운 특성을 가지지만 피부에 Ag/AgCl 전극이 부착되면 시간이 지남에 따라 전극의 이온이 피부로 이동하게 되고 이들 이온들의 영향에 의해 피부는 원래의 전도율보다 높은 값을 가지게 될 것이므로 피부가 가지고 있는 고유 전도율은 더 이상 의미가 없게 되

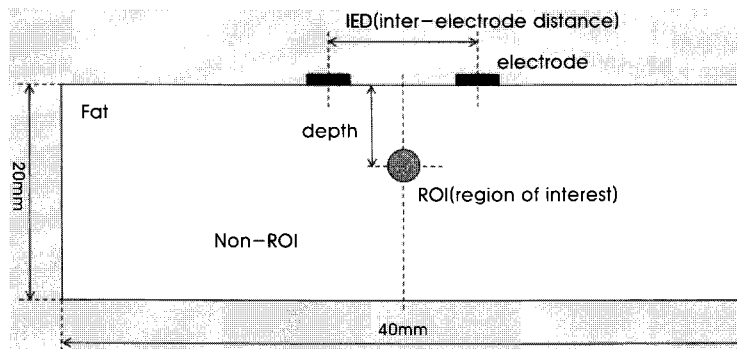


그림 1. 제안된 복부 지방층 모델과 쌍극전극.

Fig. 1. The two dimensional fat model and bipolar electrodes model. ROI is located within the fat model.

며, 피부는 전극의 성질에 좀더 가까워 질 것이다[8]. 그래서, 지방층과 피부층을 구별하지 않고 균질한 매질로 간주하여 단순화된 모델을 제시하였다.

Volume conductor 모델은 복부의 단면을 단순화하여 그림 1에 나타낸 바와 같이 가로 400 mm, 세로 200mm인 직사각형으로 구성하였고, 이때 사용한 매질의 도전율은  $0.02\text{Sm}^{-1}$ 로 설정하였다. (그림 1) 복부지방 모델은 인체의 복부 CT사진을 참조하였는데, 그 단면이 타원형의 형태가 가장 많았으나 배꼽 부분에서는 평평하여 곡률이 없는 형태가 많아 단순화된 직사각형의 형태를 선정하였다.

쌍극전극은 복부지방모델의 상부표면에 위치하며, 그 길이는 심전도 전극의 크기를 고려하여 10mm로 설정하였다.

전극간 거리(IED : inter-electrode distance)는 전극의 중심간 거리이며, 실험인자는 다른 연구자의 전극간 간격을[11-19] 포함한 거리인 20 mm, 40 mm, 60 mm, 80 mm를 설정하였다.

관심영역(ROI : region of interest)은 반경이 10mm인 원으로, 이 영역의 전류밀도(current density)를 평가하게 된다. 관심영역의 실험인자는 복부모델의 상측 표면을 기준점으로 하여 관심영역의 중심까지 거리이며, 그 깊이에 따라 표면으로부터 10mm에서 70mm까지 10mm간격으로 각각 설정하였다.

한편, 위장막 표면에서 전기신호를 포착할 때에는 전극간 거리가 5mm ~ 10mm인 침상형태의 쌍극전극을 사용한다[9]. 복부체 표면에 부착된 전극이 위장막 표면의 전기신호를 포착한다는 가정하에 관심영역의 크기를 결정하였다.

비관심영역(non-ROI)은 관심영역을 제외한 영역이다. 복부 지방층 모델은 관심영역과 비관심영역의 합으로 이루어 진다.

복부지방모델에서의 감도분포는 McFee와 Johnston이 제안한 방법인 lead field and reciprocity theorem을 이용하여 Eq.[1]과 같이 쌍극전극으로 측정되는 감도로 계산하였다[10].

$$V_{LE} = \int \frac{1}{\sigma} \bar{J}_{LE} \cdot \bar{J}^i dv \tag{1}$$

여기서,  $V_{LE}$  는 lead voltage,  $\bar{J}_{LE}$  는 lead field [ $1/\text{m}^2$ ],  $\bar{J}^i$  는 current source density vector [ $\text{A}/\text{m}^2$ ],  $\sigma$  는 conductivity [ $\text{S}/\text{m}$ ] 이다.

복부지방층 모델에서(그림 1) 전극에 단위 전류인 1A의 전류를 인가하고 이에 상응하는 lead field에 의한 전류밀도를 전자장 해석 도구인 FEMLAB을 이용하여 계산하였다. 복부 체표면에 쌍극 전극을 부착하여 위전도를 측정할때에 전극간 간격의 변화에 따라서 전류밀도에 의해 감도가 달라지는 것을 분석하였다. 그림 2에 전극 간격에 따른 전류밀도의 분포의 분석 예를 도시하였다. 복부 모델의 전체 영역에 대한 전류밀도의 분포가 계산되면, 그림 2의 ROI 영역내의 전류밀도를 적분하고 해당 면적으로 나누어 평균 전류 밀도를 계산한다. Non-ROI 영역은 복부지방모델에서 ROI 영역을 뺀 나머지 영역이며, 이 영역에 대해서도 평균 전류 밀도를 구하게 된다.

측정전극이 부착되는 복부체표면 직하부의 지방층의 두께에 따라서 위전도 신호의 감도가 달라지게 되는 것을 분석하기 위해 ROI영역을 설정하였다.

ROI영역이 지방층의 깊이에 따라 달라질 때에 영역 내에 존재하는 전류밀도의 분포의 값으로 쌍극전극에 미치는 영향을 평가하였다.

ROI영역과 ROI 이외의 영역으로 2개의 영역으로 분리하여 각각의 전류밀도의 비를 계산하여 쌍극전극에 선택도를 판단한다. 이것은 전체의 모델에서 쌍극전극에 미치는 영향도를 판단하는 지표 사용하게 된다[6-7].(Eq.[2])

$$ROISR = \frac{\frac{1}{S_{ROI}} \int_{S_{ROI}} |\bar{J}_{LE}| ds}{\frac{1}{S_{nonROI}} \int_{S_{nonROI}} |\bar{J}_{LE}| ds} \tag{2}$$

여기서,  $S_{ROI}$ 는 ROI의 면적 [ $\text{m}^2$ ],  $S_{nonROI}$ 는 ROI를 제외한 면

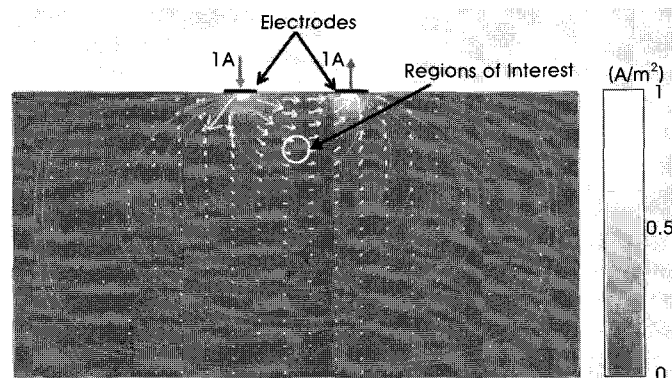


그림 2. 전류밀도 분포.  
Fig. 2. Distribution of current density.

적[m<sup>2</sup>]이다.

ROISR의 값이 클수록 ROI영역에 해당하는 전기분포를 보다 잘 측정하게 되고, 작으면 작을 수록 ROI영역 이외의 영역에 전기 분포가 영향을 받게 된다. ROISR의 값이 크면 쌍극전극이 측정하는 부위의 영향도가 커짐을 의미한다.

전극간 거리에 따른 ROISR 값을 백분율로 상대적 비교를 하기 위해 Eq.[3]을 제안하였다.

$$\text{Relative ROISR}_n = \frac{\text{ROISR}_n}{\text{ROISR}_m} \cdot 100(\%) \quad (3)$$

여기서,  $n = \{\text{IED}20, \text{IED}40, \text{IED}60, \text{IED}80\}$ ,  $m = \{\text{IED}40\}$

Equation [3]은 위전도 측정 시 많이 사용하게 되는 측정거리인 전극간 거리 40 mm를 기준으로 하여 다른 전극간 거리의 상대적 ROISR 값을 비교한다. 특정 전극간 거리를 기준으로 또 다른 전극간 거리의 ROISR를 백분율로 비교하면 어떤 전극간 거리가 더욱 우수한 특성을 보이는지 쉽게 구분할 수 있다.

### III. 실험결과

그림 3에 제시된 복부모델의 non-ROI영역에 대한 ROI영역의 비율을 전극간 거리에 따라 도시하였고, 여기서 IED20은 각각의 전극의 중심간 거리가 20mm 인 것을, IED40은 40 mm, IED60은 60 mm, IED80은 80 mm를 각각 나타낸다. 각각의 ROISR은 깊이가 깊어질수록 지수함수적으로 감소하고 있다.

그림 3(b)는 ROISR이 서로 교차하는 영역을 자세하게 도시한 것이다. 깊이가 38mm이하에서는 IED20 즉, 전극간 거리가 20mm인 경우의 ROISR이 상대적으로 높게 나타났으며, 깊이가

38mm에서 56mm까지는 IED가 40mm 경우가 우세하며, 깊이가 56mm에서 70mm까지는 IED가 60mm인 경우가 각각 높게 나타났다.

그림 4은 전극간 거리간의 상대적 차이를 백분율로 나타낸 것으로, 전극간 거리 40mm일 때 측정된 감도를 100으로 하여 각각의 전극간 거리의 감도를 상대적으로 도시한 것이다. 그림 4에서 ROI의 깊이가 30mm일 때 전극간 거리 20mm의 선택도는 전극간 거리 40mm 보다 약 10% 우수한 특성을 보이고 있다.

ROI 깊이에 따른 ROISR의 상대적 비교를 보면 ROI 깊이가 변화할 때에 전극간 거리에 대한 선택도의 차이를 알 수 있다.

ROI 깊이가 38 mm 이하에서는 전극간 거리가 20 mm 인 것이 우세하며, 깊이 38 mm ~ 56 mm 일때는 전극간 거리가 40 mm 것이, 56 mm ~ 70 mm 일때는 전극간 거리가 60 mm일 때가 우수한 특성을 보였다.

### IV. 토 의

전극간 거리는 측정감도에 영향을 주며, 측정감도는 피부아래 지방층 밑에 존재하는 생체신호의 위치에 따라 영향을 받는다. 전극간 거리가 크면 클수록 신호의 감도가 커지지만[8], 단지 신호의 크기가 커졌다고 해서 명확한 신호를 측정했다고는 할 수 없다. 신호의 크기는 작더라도 선택된 영역의 신호만을 선별하여 측정하는 것이 필요하다.

위전도 측정시 지방의 두께에 따라 전극간 길이를 달리하여 측정한다는 문제점을 제시하였고, 지금까지 다른 연구자들의 실험을 통해서 살펴본 전극간 거리는 4cm에서 8cm를 주로 이용하였다.

복부 모델을 통해서 측정감도의 비인 ROISR은 감도의 영역비교를 하여 단지 신호의 크기가 아니라 신호의 선택도를 높이고자 할 때에 전극간 거리에 끼치는 영향을 확인하고자 하였다.

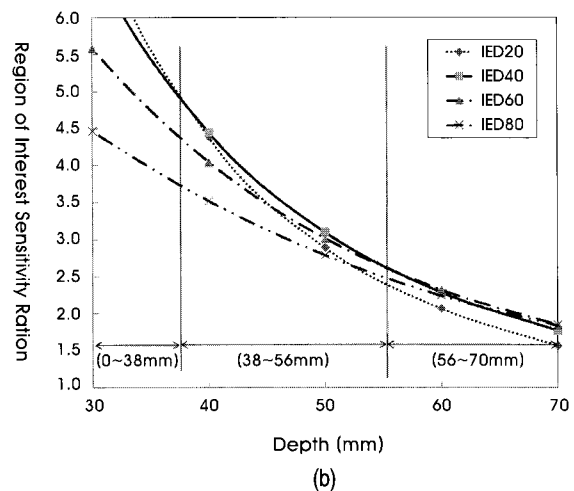
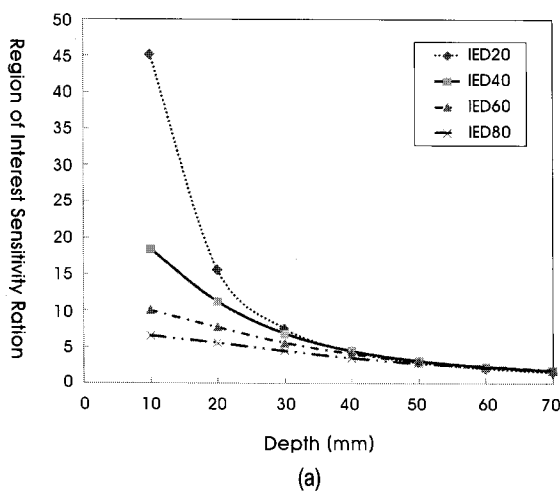


그림 3. 표면으로부터 ROI의 깊이 변화에 따른 ROISR의 값. (a) 깊이 0mm~70mm, (b) 깊이 30mm~70mm.  
 Fig. 3. ROISR related depth of ROI from the surface of model. In (a) depth 0mm~70mm, in (b) depth 30mm~70mm.

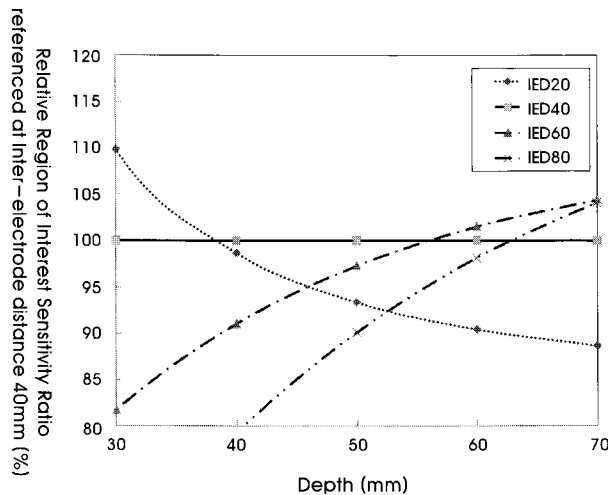


그림 4. IED 40mm를 기준으로 할 때에 상대적인 ROISR의 백분을 비교.  
 Fig. 4. Relative region of interest sensitivity ratio referenced at inter-electrode distance 40mm.

컴퓨터 시뮬레이션을 통해 전극간 거리에 따라서 감도와 선택도가 달라지는 것을 확인하였다. 그림 4에서 깊이 30mm일 때 전극간 거리 20mm은 전극간 거리 40mm보다 선택도가 10% 우수하며, 전극간 거리 60mm보다 28% 우수한 특성을 보였다. 깊이 50mm 일 때는 전극간 거리가 40mm일때가 우수한 특성을 보이며, 다른 전극간 거리보다 2%~10% 정도 우수한 특성을 보였다. 이는 위전도 측정 시 피검자의 복부 지방층의 두께에 따라 전극간 거리를 다르게 하여야 한다는 것을 의미하는 것이다. 즉, 지방층의 두께가 얇으면 전극간 거리를 작게 하여야하며, 두께가 두꺼우면 전극간 거리를 멀게 하여야 한다는 것을 의미한다. 복부지방층의 두께에 따른 최적 전극간 거리를 표 1에 제시하였다.

복부비만 환자를 제외하고는 복부지방층의 두께가 5cm를 넘지 않을 것이므로 위전도 측정 시 전극간 거리는 4cm이하를 유지하는 것이 신호의 품질을 향상시키는데 유리하리라 판단된다. 그러나, 임상에 있어서 위서파만을 측정하고자 할 때는 전극간 거리가 너무 짧게 되면, 위장의 종축을 벗어날 수 있으므로 주의하여야 한다.

전극간 거리가 중요한 이유로는 위장막에서 발생한 신호가 복부 체표면에서 측정될 때 지방층이 일종의 저역통과필터처럼 작용하여 신호가 왜곡되어 원래의 신호성분이 점점 없어지기 때문이다.

지방층이 두꺼워서 신호원이 복부체표면과 멀리 떨어져 있을 때 전극간 거리를 짧게 한다면 위전도 신호는 감도가 작아서 측정에 어려움이 발생할 것이고, 반대로 지방층이 얇아 신호원이 복부체표면과 가깝게 있을 때 전극간 거리를 넓게 한다면 위전도 신호는 고역성분이 사라지고 저역성분만 강조되어 측정 될 것이다. 그러므로, 위전도 신호의 측정 시 전극간 간격은 매우 중요한 인자이며, 신호의 품질을 좌우하는 인자로 작용한다.

뇌전도와 심전도의 경우는 전극에 부착위치와 방법에 대해 많은 연구가 수행되어 왔지만[6-8] 위전도 경우 전극부착위치에 관한 연구가 부족한 사항이어서 저자 등은 위전도 신호의 품질개선 향상 시도로 전극간 최적거리 연구를 수행하였다.

본 연구에서는 위전도 신호의 측정 시 복부지방층의 두께에 따라 복부체표면에 부착되는 전극간 거리의 최적거리를 계산하였다. 전극간 최적거리 연구는 컴퓨터 시뮬레이션을 통한 결과를 바탕으로 해석한 것이므로, 추후 임상실험을 통해 검증하여야 하는 한계점을 가지고 있다. 기존연구에서 피검자의 상태를 고려하지 않은 전극의 부착 방법은 위전도 신호를 부정확하게 측정할 가능성이 있으며, 위전도의 정확한 측정을 위해서는 피검자의 복부지방층의 두께를 고려하여 전극간 거리를 조절해야 한다는 것이 본 연구에서의 시사점이다.

### V. 결론

본 연구에서 위전도 측정시 전극간 거리가 전극에 미치는 영향을 살펴보기 위해서 복부 지방층 모델을 제시하였고, 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 이를 분석하였다.

이론적 고찰을 통해 Ag/AgCl 전극으로 위전도를 측정할 때에는 복부지방층의 두께에 따라 최적 전극간 거리가 존재함을 알 수 있었으며, 그 수치를 제시하였다. 그러므로, 위전도를 측정할 시에

표 1. 복부지방층의 두께에 따른 전극간 최적 거리  
 Table 1. Optimal inter-electrode distance by thickness of abdominal fat

Thickness of fat (mm)	Optimal inter-electrode distance (mm)
0 ~ 38	20
38 ~ 56	40
56 ~ 70	60

복부의 지방층의 두께에 따라 신호의 크기 및 선택도가 달라지므로 전극간 거리를 고려하여 부착하여야 보다 정확한 신호를 측정할 수 있다.

위전도 신호가 기타 다른 생체신호보다 신호가 작고, 잡음에 의한 영향도가 크기 때문에 복부의 지방층의 두께에 따라 전극의 부착위치를 정한다면 보다 정확한 신호를 측정할 수 있다고 사료된다. 또한, 이 연구를 바탕으로 다른 내장기관의 생체신호 측정 시에도 응용한다면 품질이 우수한 신호를 측정할 수 있을 것이라 기대된다. 향후 이론적 연구를 보완하는 동물실험과 임상실험이 필요하다고 사료된다.

### 참고문헌

- [1] W.C. Alvarez, "The electrogastragram and what it shows", *JAMA*, vol. 78, pp. 1116-1118, 1922.
- [2] F.Y. Chang, "Electrogastrography: Basic knowledge, recording, processing and its clinical applications", *J. of Gastroenterology and Hepatology*, vol. 20, pp. 502-516, 2005.
- [3] Z.S.Wang, Z. He, J.D.Z. Chen, "Chaotic Behavior of Gastric Migrating Myoelectrical Complex", *IEEE trans. on biomed. Eng.*, vol.51, pp. 1401-1406, 2004.
- [4] M. Bortolotti, "Electrogastrography: A seductive promise, only partially kept", *Am. J. of Gastro.*, vol. 93, no.10, pp. 1791-1794, 1998.
- [5] P. Camborova, P. Hubka, I. Sulkova, I. Hulim, "The Pacemaker Activity of Interstitial Cells of Cajal and Gastric Electrical Activity", *Physiol. Res.* vol. 52, pp. 275-284, 2003.
- [6] J. Vaisanen, O. Vaisanen, J. Malmivuo, J. Hyttinen, "New method for analyzing sensitivity distributions of electroencephalography measurements", *Med. Bio. Comput.*, vol. 46, pp. 101-108, 2008.
- [7] O. Vaisanen, J. Vaisanen, J. Hyttinen, J. Malmivuo, J. Hyttinen, "Effect of Source Depth on the Specificity of Bipolar EEG Measurements", in *Proc. 28th EMBS Conference*, New York, USA, 2006, pp. 1110-1113.
- [8] S. Grimnes, O. G. Martinsen, *Bioimpedance and Bioelectricity Basics*, Jamestown Road, London, Academic Press, 2000, pp. 129-138.
- [9] I.Y. Kim, W.T. Han, "Detection of Gastric Contraction in Electrogastrography : Spectrum Analysis and Vector Analysis", *J. of KOSOMBE*, vol. 18, no. 3, pp.273-283. 1997.
- [10] R. McFee, F.D. Johnston, "Electrocardiographic leads I: introduction", *Circulation* 8(4):554-568, 1953.
- [11] M. Nomura, K. Uehara, K. Harada, E. Uemura, A. Iga, T. Kawano, A. Nishikado, K. Saito, Y. Nakaya, S. Ito, "Impairment of gastrointestinal motility by nitrate administration: evaluation based on electrogastrographic changes and autonomic nerve activity", *Aliment Pharmacol Ther.*, vol. 20, pp. 118-124, 2004.
- [12] H. P. Parkman, W. L. Hasler, J. L. Barnett, E. Y. Eaker, "Electrogastrography: a document prepared by the gastric section of the american Motility Society Clinical GI Motility Testing Task Force", *Neurogastroenterol Motil.* vol. 15, pp. 89-102. 2003.
- [13] Z. S. Wang, S. Elsenbruch, W. C. Orr, J.D. Z. Chen, "Detection of gastric slow wave uncoupling from multi-channel electrogastragram: validations and applications", *Neurogastroenterol Motil.*, vol. 15, pp. 457-465. 2003.
- [14] C. Peng, X. Qian, D. Ye, "Electrogastragram extraction using independent component analysis with references", *Neural comput. & Applic.*, vol. 16, pp. 581-587, 2007.
- [15] H.H.L. Kwok, "Autoregressive Analysis Applied to Surface and Serosal Measurements of the Human Stomach", *IEEE Trans. on Biomed. Eng.*, vol. 26, no. 7, 1979.
- [16] Y. Matsuura, K. Yokoyama, H. Takada, K. Shimada, "Dynamics Analysis of Electrogastrography using Double-Wayland Algorithm", in *Proc. 29th Conference of IEEE EMBS*, Lyon, France, 2007, pp. 1973-1976.
- [17] M. Yoshida, Y. Kitani, M. Inoue, "Basic Study for Measurement of Electrography", in *Proc. 22nd IEEE EMBS*, Chicago, USA, July. 2000, pp. 1962-1963.
- [18] M. Inoue, S. Iwamura, M. Yohhida, "EGG measurement under various situations", in *Proc. 23rd IEEE EMBS*, Istanbul, Turkey, October. 2001, pp. 3356-3358.
- [19] S. K. Wong, P. W. Chiu, J. C. Wu, J. J. Sung, E. K. Ng, "Transcutaneous electrogastrographic study of gastric myoelectric activity in transposed intrathoracic stomach after esophagectomy", *Diseases of the Esophagus*, vol. 20, pp. 69-74, 2007.
- [20] C. H. Durney, D. A. Christensen, *Basic Introduction to Bioelectromagnetics*, New York, CRC Press, 2000, pp. 35-55.