

## 4채널 위전도 시스템의 개발 및 유용성

유창용<sup>1</sup> · 이상인<sup>2</sup> · 남기창<sup>1,3</sup> · 송철규<sup>4</sup> · 김덕원<sup>3</sup>

<sup>1</sup>연세대학교 대학원 생체공학협동과정, <sup>2</sup>연세대학교 의과대학 영동세브란스 내과

<sup>3</sup>연세대학교 의과대학 의학공학교실, <sup>4</sup>진북대학교 전자정보공학부

(2000년 10월 25일 접수, 2000년 11월 22일 채택)

## Development of a 4 Channel EGG System and Its Usefulness

C.Y. Ryu<sup>1</sup>, S.I. Lee<sup>2</sup>, K.C. Nam<sup>1,3</sup>, C.G. Song<sup>4</sup>, D.W. Kim<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Graduate Program in Biomedical Engineering, Yonsei University

<sup>2</sup>Department of Internal Medicine, Youngdong Severance Hospital, Yonsei University

<sup>3</sup>Department of Medical Engineering, Yonsei University College of Medicine

<sup>4</sup>Department of Electronic and Information Engineering, Chonbuk National University

(Received October 25, 2000. Accepted November 22, 2000)

**요약** : 위전도(Electrogastrography, EGG)는 복부에 전극을 부착하여 위에서 발생하는 위 근육의 전기적인 활동성(gastric electrical activity)을 측정하는 방법으로, 비관혈적이며 다른 검사에 비해 측정비용이 적게 든다. 그러나 위전도 신호는 주파수가 매우 낮으며(0.2~10 cpm) 진폭이 매우 작기(10~100  $\mu V$ ) 때문에 측정에 어려움이 있으며, 분석이 어려워 아직까지 위전도 신호해석에 대한 이론이 정립되어 있지 않다. 본 연구에서는 running spectrum 분석을 이용한 4채널 위전도 시스템을 개발하여 위에서 발생하는 활동전위를 측정하였다. 본 연구에서 개발한 4채널 위전도 시스템의 4개 채널 중 가장 3 cpm 백분율이 높은 베스트 채널과, 상용화된 1채널 시스템인 Digitrapper EGG와 같은 전극 부착 위치인 채널 1의 3 cpm 백분율을 비교하였다. 베스트 채널과 채널 1의 식전 평균 3 cpm 백분율은 각각 89.5%와 83.2%이었으며 통계적으로 유의하였다( $p < 0.001$ ). 식후에는 평균 3 cpm 백분율이 각각 90.4%와 76.5%이었으며 통계적으로 유의하였다( $p < 0.001$ ). 결론적으로 1채널 위전도 측정기로서는 각 개인의 다양한 위의 위치를 커버할 수 없으며 그에 따른 오진을 초래할 수도 있으므로 1채널 위전도 측정기보다 4채널 위전도 측정기가 더 우수하다는 것을 확인하였다.

**Abstract** : Electrogastrography(EGG) is a method of measuring gastric electrical activity on the abdomen. Although it is noninvasive and inexpensive, EGG signals have a very low frequency (0.2~10 cpm) and extremely low amplitude(10~100  $\mu V$ ). Consequently, its measured waveforms are quite difficult to analyze and it is not completely understood yet.

In this study, a four-channel EGG measurement system with Running Spectrum Analysis was built to measure and analyze the action potentials of the stomach. This system was compared with the commercially available one-channel Digitrapper EGG. The percentages of 3 cpm were compared with the best channel of the four-channel system and channel 1, whose electrode position was approximately the same as that of the commercially available one-channel system for normal subjects. The average 3 cpm percentages of the best channel and channel 1 for preprandial measurement were 89.5% and 83.2%, respectively, and it was statistically significant( $p < 0.001$ ). The average 3 cpm percentages of the best channel and channel 1 for postprandial measurement were 90.4% and 76.5%, respectively, and it was also statistically significant( $p < 0.001$ ). From these results, it was confirmed that a 4-channel EGG system is better than a 1-channel one for EGG measurement.

**Key words** : The percentage of 3 cpm, Four-channel EGG, Running spectrum analysis(RSA), Relative electrode position

본 연구는 연세대학교 의과대학 교내연구비(95-08) 지원에 의해 수행되었음.

통신저자 : 김덕원, (120-752) 서울시 서대문구 신촌동 134

연세대학교 의과대학 의학공학교실

Tel. (02)361-5402, Fax. (02)364-1572

E-mail. kdw@yumc.yonsei.ac.kr

## 서론

위(stomach)가 운동을 하면 그에 따라 위의 전기적인 활동성(gastric electrical activity : GEA)을 측정할 수 있다. 이

GEA는 서파(slow wave, electrical control activity : ECA)와 첨파(spike wave, electrical response activity : ERA)의 두가지 타입으로 나눌 수 있다. 서파는 심전도같이 위가 운동할 때 약 20초의 주기로 발생하는 신호이다. 첨파는 음식물의 섭취와 같은 자극이 있을 때 위의 강한 수축(contraction)에 의해 발생하는 신호이며 대부분 서파에 중첩되어서 나타나게 된다. 복부에 전극을 붙여서 측정되는 신호는 대부분 서파인데 이는 GEA가 위에서 복부까지 전달되는 동안 대부분의 첨파는 사라지고 서파가 중첩되어 나타나기 때문이다[1-3].

위전도(Electrogastrography : EGG)는 복부에 전극을 부착하여 비관혈적으로 이 서파를 측정하여 분석하는 방법이다[4]. 위에서 발생하는 신호를 측정하는 방법에는 크게 3가지 방법이 있는데 첫 번째 방법은 외과적 수술을 하여 위장의 외벽(serosa)에 전극을 부착하는 방법이고, 두 번째 방법은 경구적으로 흡입전극을 삼켜 위장의 내벽(mucosa)에 전극을 부착하는 방법이고, 세 번째 방법은 위가 위치한 복부의 표피에 전극을 부착하여 비관혈적으로 측정하는 방법이다. 수술을 통한 방법이나 경구적인 방법은 세 번째 방법에 비해 상대적으로 검사비용이 많이 들며, 전극 삽입이나 수술로 인해 환자에게 고통을 주게 된다. 이에 반하여 세 번째 방법인 위전도는 환자에게 거의 고통을 주지 않으며 검사비용도 저렴하다는 장점이 있다.

최초의 위전도 측정은 1921년에 Alvarez의 실험에 의해서 이루어졌다[5]. 그는 2개의 전극을 피검자의 복부에 붙이고 민감한 galvanometer를 연결하여 사인파 모양과 비슷한 0.05 Hz (3 cpm : cycles per minute) 정도의 신호를 얻었다. 그후 1980년대에 많은 연구들을 통해서, 복부에서 측정된 위전도 신

호와 위점막(mucosa)에 직접 전극을 붙여 얻은 신호 간에 연관관계가 있었고[6,7], 위전도 신호는 위의 평활근(smooth muscle)의 수축에 의해서 생기고 심장의 pacemaker에서 전기신호가 발생하여 심장을 움직이는 것과 같이 위에서도 위체 중간부(midcorpus)의 대만곡(great curvature) 부위 근처에 pacemaker 지역이 존재하여 여기서 전기적인 신호가 발생하여 위가 운동한다는 것을 밝혔다[8]. 현재 정상적인 인체의 위전도 신호는 약 3 cpm(cycles per minute)으로 알려져 있으며 보통 0.2~10 cpm 정도를 위전도 신호로 보고 있다[9]. 사람의 위에서 얻어지는 위전도 신호는 보통 위서맥(bradygastria), 3 cpm(normal EGG), 위빈맥(tachygastria)의 범위로 구분을 한다. 여기서 위서맥은 0.2~2.4 cpm, 3 cpm은 2.4~3.7 cpm, 그리고 위빈맥은 3.7~10 cpm의 범위를 말한다[10].

본 연구에서는 4채널 위전도 시스템을 개발하였으며, 4개의 채널 중에서 3 cpm 백분율이 가장 높은 베스트 채널과 상용화된 제품(Digitrapper EGG, Synectics Medical)과 같은 전극 부착 위치인 채널 1에서의 평균 3 cpm의 백분율을 비교하여 4채널 위전도 시스템의 우수성을 보였다.

### 4채널 위전도 시스템

4채널 위전도 시스템의 전체적인 구성은 크게 아날로그 신호 처리 부분과 디지털 신호 처리 부분으로 나누어진다. 그림 1에서와 같이 아날로그 신호 처리 부분은 입력 전극으로부터 입력된 신호를 차동 증폭 및 기저선 변동 자동 조절 부분을 통과시키고 고배율 증폭기를 거쳐 저역 및 고역 필터링을 통해 A/D 변환기(Analog/Digital converter)까지 보내는 부분이

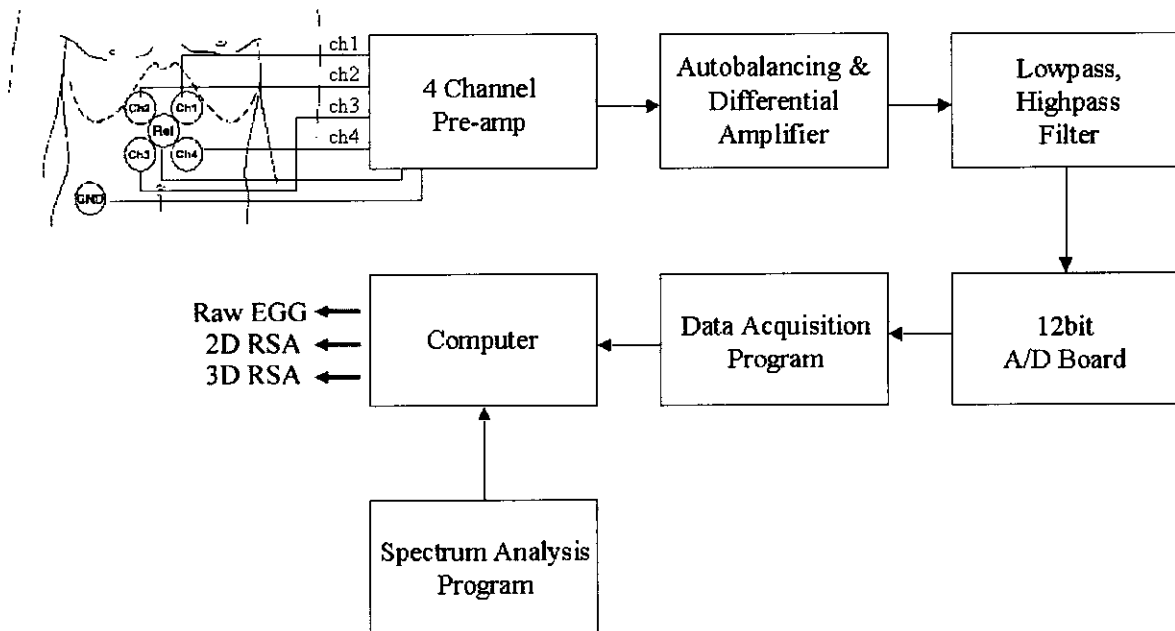


그림 1. 4채널 위전도 시스템의 전극 위치와 블록 다이어그램  
 Fig. 1. Electrode placement and block diagram of the 4-channel EGG system

다. 디지털 신호처리 부분은 A/D 변환기를 통해서 출력되는 위전도 신호를 저장장치에 저장하는 부분과 이 데이터를 스펙트럼 추정을 통해 분석하는 부분으로 나뉘어 진다. 위전도 신호를 저장하는 프로그램과 분석하는 프로그램을 따로 만든 이유는 위전도 신호가 3cpm의 아주 느린 신호이므로 실시간(real time)으로 처리한다는 것은 무의미하기 때문에 분리된 2개의 프로그램으로 구성하였다. 그러나 저장 프로그램에서도 512개의 데이터를 얻게 되면 FFT(Fast Fourier Transform)로 현재 얻어지고 있는 데이터의 스펙트럼을 확인 할 수 있게 하였다.

위전도는 신호의 특성상 고배율의 증폭을 하게 된다. 이에 따라서 입력단에서의 아주 작은 변화에 의한 기저선 변화(base-line drift)는 출력단에 크게 영향을 미치게 되는데 이는 극소 신호 고증폭 시스템에서는 매우 중요한 문제이다. 이것을 해결하기 위해 기저선 변동 조절회로를 사용하였는데 수동조절인 경우에는 미세조작이기에 때문에 어렵고 불편하므로 이를 회로 상에서 기저선 변동이 발생하였을 때 이를 감지하여 자동적으로 기저선 변동을 제거하는 회로를 사용하였다. 고증폭회로 부분에서는 신호 대 잡음비를 높이기 위해 한번에 증폭하지 않고 다단에 걸쳐서 증폭을 하였다. 전체 증폭율은 약 39,000배이고 10~100  $\mu V$ 의 위전도 신호는 0.39~3.9 V의 출력 신호가 된다. 위전도 신호는 그 주파수 대역이 0.2~10 cpm(0.003~0.167 Hz)이므로 대역 통과 필터를 필요로 한다. 그러나 그 주파수 대역이 너무 좁아서 각각 4차의 저역 및 고역 통과 필터로 대역 통과 필터를 구현하였다. 저역 통과 필터는 2차의 전압제어 전압원(Voltage control voltage source, VCVS)형 Butterworth 저역 통과 필터를 직렬로 연결하여 4차의 저역 통과 필터를 만들었다. VCVS형은 OP 앰프의 이득을 1로 사용하여 소자감도가 낮아 직렬로 접속해도 안정하게 동작한다. 또한 다른 4차의 저역 통과 필터들은 여러 개의 OP 앰프를 사용하여 복잡한 반면에 본 연구에서는 2개의 앰프만으로 간단하게 구성하였다. Butterworth 필터는 통과역(pass band)이 평탄하며 천이역(transition band)의 경사가 완만하고 감쇄역(stop band)이 평탄한 것이 특징이다. 위전도 신호의 대역폭이 0.003~0.167 Hz이므로 본 논문에서는 저역통과 필터의 차단 주파수를 0.167 Hz로 하였다. 고역 통과 필터도 2차의 VCVS형 Butterworth 필터를 직렬로 연결하여 4차의 고역 통과 필터를 만들어 직류 성분을 제거하였으며 차단 주파수는 0.003 Hz으로 하였다. 샘플링 주파수는 Nyquist-Shannon 샘플링 이론에 따라 차단 주파수인 0.167 Hz의 2배 이상인 약 12배, 2 Hz로 정하였다. 그리고 한 프레임은 512개의 데이터로 구성하였으며 위전도 측정은 약 15~20분 정도를 하므로 4~5 프레임 정도의 데이터를 얻었다. 주파수 분석은 512개의 데이터(256초) 단위로 하므로 실시간으로 처리하기엔 무리가 있어서 저장 프로그램과 분석 프로그램으로 분리하였다[11].

저장 프로그램은 MS-DOS에서 Borland C++ 3.1(Borland<sup>®</sup>)을 이용하여 코딩하였다. A/D 변환기(DT2821, Data Translation<sup>®</sup>)에서 들어오는 4채널의 신호를 실시간으로 화면

에 표시하며 한 프레임 512개의 데이터가 모여지면 이것을 FFT하여 현재 들어오고 있는 신호의 주파수 성분을 볼 수 있게 하였다. 실제 상용화된 제품의 경우, 측정 중에 실시간으로 얻어지는 신호를 모니터할 수 없어 어떤 경우에는 위전도 신호가 전혀 측정되지 않을 수도 있다.

분석 프로그램은 Windows 95/98(Microsoft<sup>®</sup>)에서 Matlab(The MathWorks, Inc.)을 이용하여 코딩하였다. 저장된 데이터를 선택하여 각 채널별 및 전체 채널을 분석할 수 있으며, 256초 동안의 한 프레임 안의 위전도 신호의 모든 주파수에 대해서 분석하는 전체 주파수 분석과, 한 프레임에서 주요 주파수만 이용하여 분석하는 주요 주파수 분석으로 구분하여 분석할 수 있게 하였다. 주요 주파수 분석이란 한 프레임에서 최고치를 나타내는 주파수를 중심으로  $\pm 0.5$  cpm에 해당하는 신호만으로 분석하는 것이다. 위의 운동변화에 따라 주요 주파수도 달라지는데, 이때 위의 운동과 주요 주파수를 일대일 상관관계로 볼 수 있다[10]. 분석결과는 2D 및 3D 스펙트럼으로 표시하였다. 분석 프로그램에서는 필터링된 신호를 시간축 상의 분해능을 높이기 위해서, 75% 중첩(overlapping) FFT를 하여 시간축 상의 신호 변화를 좀더 자세히 볼 수 있게 하였다[12].

위서맥, 3cpm, 위빈맥은 각각의 주파수 밴드에 대해서 아래의 식 (1)과 같이 파워( $\mu V^2$ 의 로그)의 백분율로 나타내었다[13]. 위서맥은 0.2~2.4 cpm의 파워에 대해, 위빈맥은 3.7~10 cpm에 대한 파워에 대해 식 (1)을 적용하면 각각의 백분율을 구할 수 있다.

The percentage of 3 cpm EGG

$$= \frac{\text{The power at 2.4-3.7 cpm}}{\text{The total power at 0.2-10 cpm}} \times 100\% \quad (1)$$

정상인의 경우에 주요 주파수(dominant frequency)로 분석했을 때 3cpm의 백분율이 70% 이상인 것으로 보고 있다[10].

## 실험 방법

실험은 과거에 위질환이 없었고 현재 증상이 없는 남학생 40명(평균 나이는 26세, 평균 키는 174 cm, 평균 몸무게는 70 kg)을 대상으로 공복 상태의 식전에 측정하였으며, 그 중에서 20명은 식전과 식후 모두를 측정하였다. 측정은 누운 상태에서 상체를 약 30도 정도 위로 올린 자세에서 그림 1과 같이 명치와 배꼽을 잇는 축을 기준으로 그 중앙에 기준 전극을 붙이고, 각 전극에서 기준 전극간의 거리는 6 cm가 되게 90도 간격으로 4개의 채널 전극을 부착하여 하였다. 식후의 위전도 측정은 전극을 그대로 붙인 상태로 한 줄의 김밥과 물 한 컵을 마신 후 바로 측정을 하였다. 위전도 신호는 수십  $\mu V$ 의 미약한 신호이므로 고증폭도 중요하지만 전극의 상태에 따라서도 큰 영향을 받는다. 그러므로 정확한 신호를 얻기 위해 피검자의 복부

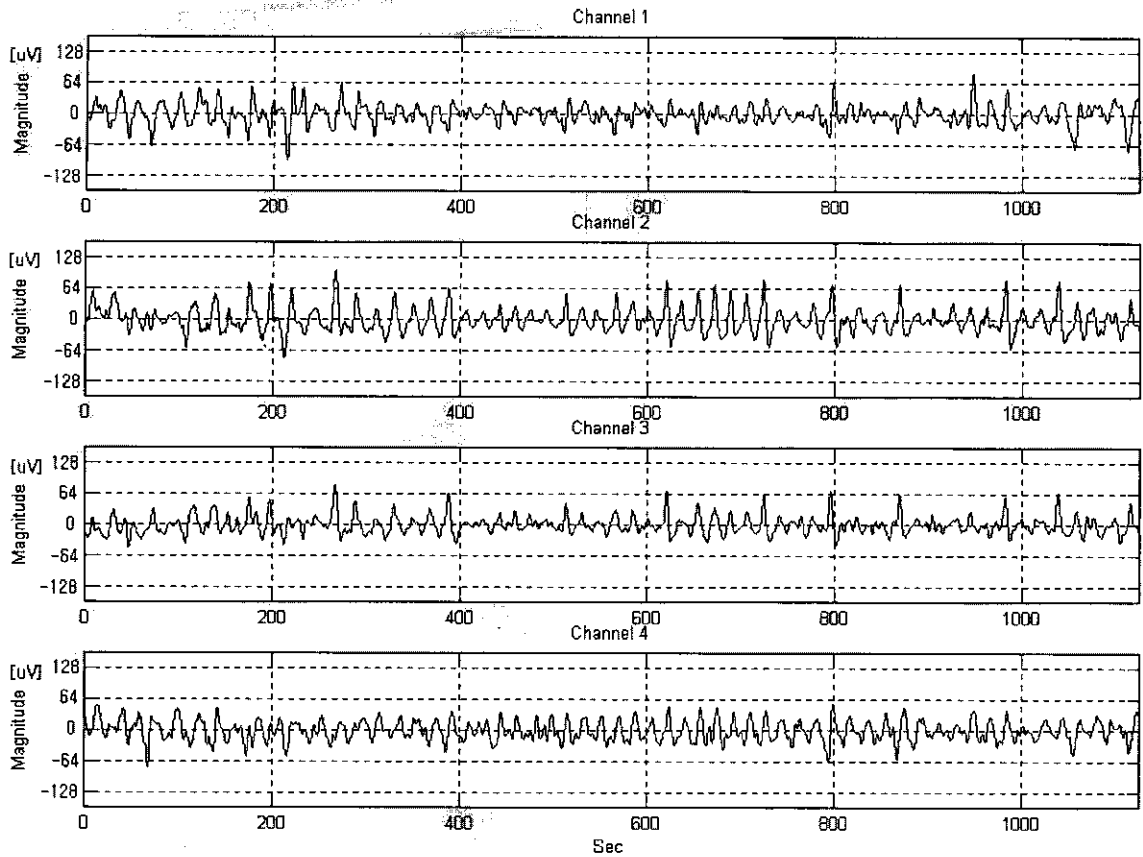


그림 2. 4채널 위전도 시스템으로 얻은 정상인의 위전도 신호  
 Fig. 2. Normal EGG signal from each of 4 channels

를 깨끗하게 알코올로 닦은 후 전도성을 좋게 해주는 크림을 바른 후에 전극을 붙였다. 전극은 심전도 측정 등에서 일반적으로 쓰이는 Ag-AgCl 표면전극(Skintact® T60)을 사용하였다. 그리고 전극-전해질의 상태가 안정화되게 하기 위해서 약 5분 정도 지난 후 위전도 신호를 측정하였다.

일부 피검자를 대상으로는 단일 전극의 사용시 전극의 위치와 위의 위치관계에 따른 측정 오류여부를 확인하기 위하여 공복상태에 바람을 마시게 한 후 위전도를 측정하고, 전극을 계속 부착한 채로 방사선 사진을 찍어 위와 전극의 위치를 같이 볼 수 있게 촬영하였다.

**실험결과 및 고찰**

그림 2는 본 연구에서 개발한 4채널 위전도 시스템을 이용하여 측정한 위전도 신호로 약 1,100초(18분) 동안의 위전도 신호를 보여주는 것으로 60초당 약 3번 정도의 피크가 발생하는 것을 볼 수 있다. 그림 3과 4는 각각 그림 2의 4채널 신호를 주요 주파수 분석에 의한 2D와 3D 스펙트럼으로 보여주는 것으로 2D 스펙트럼에서 5cpm 원편의 두 줄 중에서 좌측선은 2.4cpm, 우측선은 3.7cpm을 의미한다. 대부분의 신호가

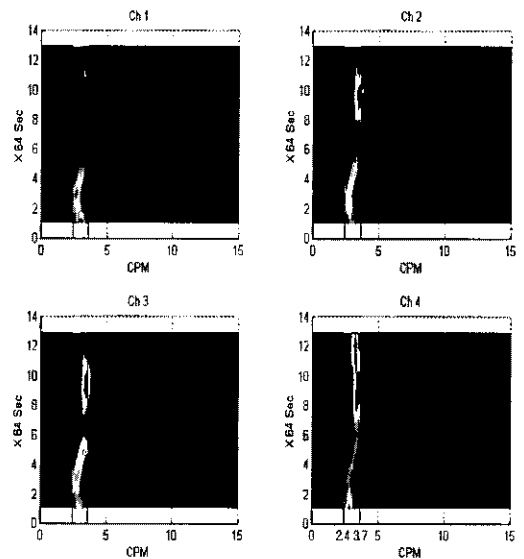


그림 3. 주요 주파수 분석에 의한 그림 2의 정상인의 4채널 2D 스펙트럼  
 Fig. 3. Normal 2D spectra from each of 4 channels using the same data shown in Fig. 2 with dominant frequency analysis

표 1. 정상인의 채널 1과 best 채널의 3 cpm 백분율 [단위 : %]

Table 1. Percentages of 3 cpm of the best channel and ch. 1 for normal subjects (unit : %)

		Mean	Min	Max	S.D.
Preprandial (N=40)	Best Ch	89.5*	64.4	100.0	12.7
	Ch 1	83.2*	45.1	100.0	16.0
Postprandial (N=20)	Best Ch	90.4†	63.6	100.0	12.7
	Ch 1	76.5†	19.4	100.0	22.1

\*p&lt;0.001 (paired-samples t-test).

†p&lt;0.001 (Wilcoxon signed rank test).

정상 3 cpm 영역 안에 들어가는 것을 볼 수 있다. 스펙트럼은 위전도 신호의 진폭이 클수록 붉은 색을 띠며 작을수록 푸른 색을 띤다. 정상인인 경우 그림 3과 같은 스펙트럼을 보여주는 것이 정상이나 항상 4채널 모두 3cpm이 측정되는 경우는 그리 많지 않았고 대부분 한 두개의 채널은 3cpm을 벗어나는 경우가 있었다. 이것은 아마도 위와 전극간의 위치 관계에 의한 것으로 사료된다.

표 1은 정상인에서의 베스트 채널과 채널 1의 평균 3cpm 백분율을 보여 준다. 식전의 평균 3cpm 백분율은 베스트 채널과 채널 1이 각각 89.5%와 83.2%이었으며, 이것은 SPSS for Windows 8.0(SPSS Inc.)을 이용한 paired t-test에서 통계적으로 유의했다(p<0.001). 또한 식후의 평균 3cpm 백분율은 베스트 채널과 채널 1이 각각 90.4%와 76.5%이었으며, 20개의 적은 자료의 수를 고려하여 비모수적 Wilcoxon signed rank test를 한 결과 통계적으로 유의했다(p<0.001). 채널 1에서 식후의 3cpm 백분율은 식전보다 감소하였고 3cpm 백분율의 표준편차가 커졌는데 이것은 음식물의 유입으로 인해 위가 식전보다 밑으로 더 처지게 되어 위와 전극간의 위치가 멀

어진 것도 한 원인으로 생각된다[10]. 그러므로 현재 상용화되어 사용하고 있는 1 채널 제품의 경우 식전, 식후의 위전도 측정에서 잘못 진단될 가능성을 보여준다.

그림 5는 위와 전극 간의 상대적인 위치를 보여주는 것으로, 두 피검자 모두 명치와 배꼽을 잇는 선의 중간지점에 기준 전극을 부착하고 그림 1과 같이 채널 전극을 부착하였다. 그러나 실제 위의 위치는 그림 5의 (A)와 (B)같이 피검자에 따라 차이가 발생하였다. 그림 5의 (A)는 전극과 위의 위치가 정상적인 경우이고, 그림 5의 (B)는 피검자의 위의 위치가 정상적인 위치보다 아래쪽에 위치한 비정상적인 경우이다. 그림 6은 그림 5의 경우에 얻어진 위전도 신호를 2D 스펙트럼으로 분석한 것으로 (A)의 경우는 대부분 3cpm의 영역에 포함되었다. 그러나 (B)의 경우 위가 위치한 복부 위에 있는 채널 4와 antrum 근처에 있는 채널 3을 제외한 다른 채널은 거의 대부분이 3cpm 영역 밖에서 주요 주파수가 나타나는 것을 볼 수 있다. 즉, 4채널 위전도 시스템으로 분석하였을 때 채널 3과 4는 3cpm 백분율이 70% 이상이므로 피검자는 정상으로 볼 수 있다. 그러나 현재 상용화된 1채널 시스템을 사용한 경우는 채널 1의 3cpm 백분율이 10% 미만이나왔기 때문에 비정상적으로 오진할 것이다. 이것은 1채널 위전도 측정기를 사용하였을 때 잘못 진단될 수 있는 예로서 이런 원인은 환자의 체형과 측정자세, 식전과 식후의 변화에 따라서 위의 위치가 피검자마다 조금씩 다를 수 있기 때문이다. 따라서 복부 표면에 전극을 부착하여 측정하는 위전도에서 하나의 채널만으로는 무리가 있다. 그러므로 이런 경우의 오진을 줄이기 위해서 4채널 위전도 시스템과 같이 여러 개의 채널을 사용하여 측정한다면 오진을 줄일 수 있을 것이며, 복부 전체를 커버할 수 있는 멀티채널 시스템을 사용한다면 더 나은 결과를 얻을 수 있을 것이다.

## 결론

본 연구에서는 4채널 위전도 시스템을 개발하였으며, 정상인에서 위전도 신호를 측정하여 상용화된 1채널 제품과 4채널 위전도 시스템간의 측정결과를 비교하였다. 정상인에 대한 위전도 측정에서 베스트 채널과 채널 1의 평균 3cpm 백분율의 차이는 식전(p<0.001)과 식후(p<0.001)에서 모두 통계적으로 유의하게 나타났으며 이것은 베스트 채널이 더 좋은 결과를

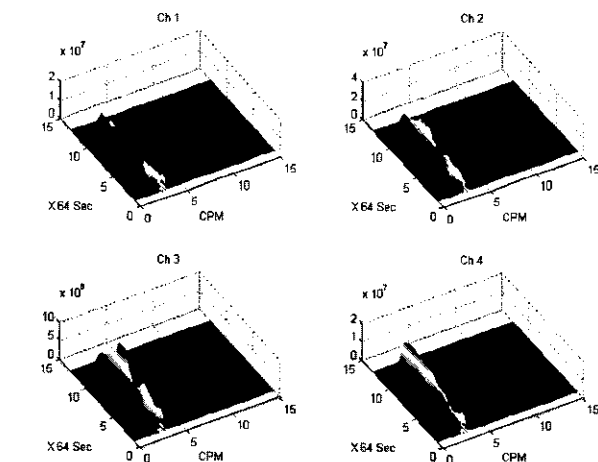


그림 4. 주요 주파수 분석에 의한 그림 2의 정상인의 4채널 3D 스펙트럼

Fig. 4. Normal 3D spectra from each of 4 channels using the same data shown in Fig. 2 with dominant frequency analysis

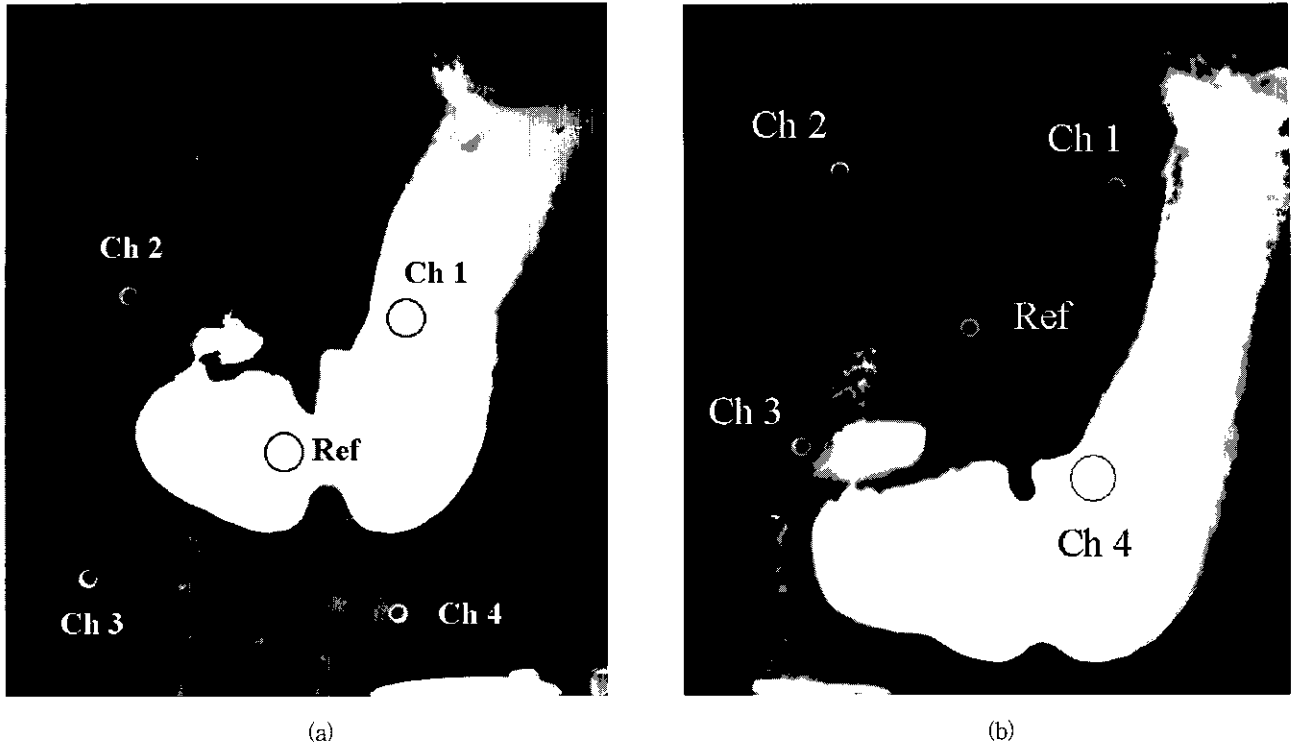


그림 5. 전극과 위의 상대적인 위치. (a) 정상적인 위치 (b) 비정상적인 위치  
 Fig. 5. Relative positions of the electrodes to the stomach. (a) normal position (b) abnormal position

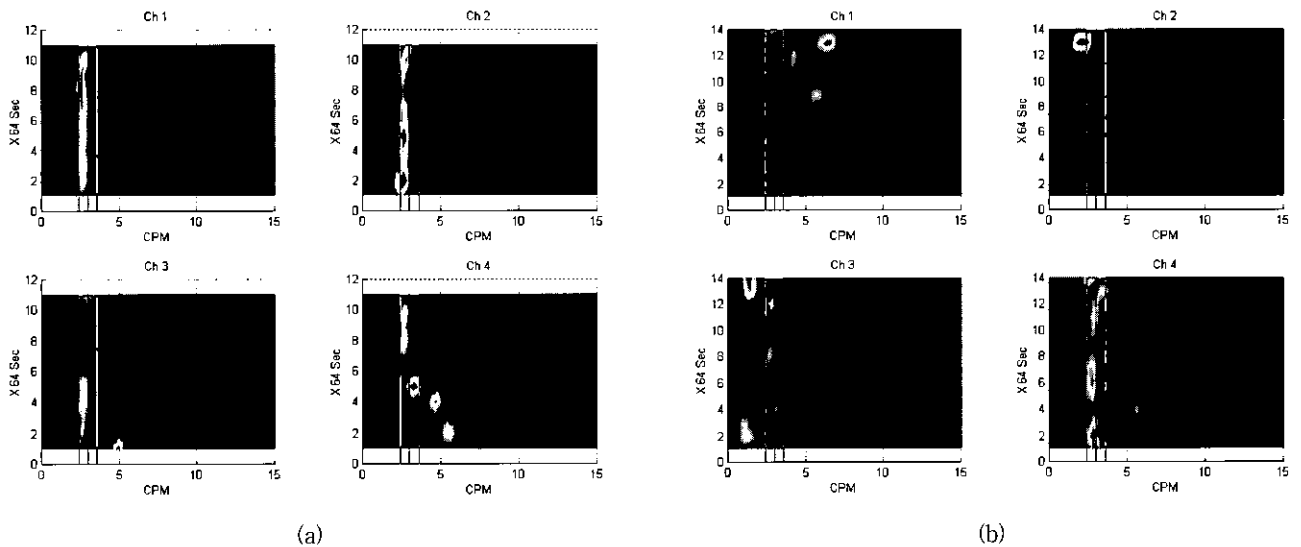


그림 6. 그림 5의 피검자에 대한 2D 스펙트럼. (a) 정상적인 위치 (b) 비정상적인 위치  
 Fig. 6. 2D spectra of the subjects in Fig. 5. (a) normal position. (b) abnormal position

보여준다는 것을 의미한다. 이런 결과는 전극과 위의 위치 차이에 의한 것으로 사람마다 약간씩의 위의 위치에 차이가 있으며 기존의 대부분의 전극부착 방법이 일률적으로 고정되어 있기 때문이다. 특히 상용화된 제품은 채널이 하나밖에 없기 때문에 위와 전극간의 상대적 위치 차이로 인해 정확한 위전도 신호를 얻지 못하고, 이로 인해 오진의 가능성이 커진다.

본 연구에서는 이를 보완하기 위해서 4채널 시스템을 개발하였으며, 4채널 중 가장 3cpm이 높게 측정되는 베스트 채널을 선택하는 것이 1개의 채널을 사용한 것보다 더 나은 결과를 보여주었다. 그리고 복부 전체를 커버할 수 있는 멀티채널 시스템을 사용하면 위의 운동과 위전도 신호 전파와의 관계 등 더 좋은 결과를 얻을 수 있을 것이다.

## 참고 문헌

1. E.E. Daniel and K.M. Chapman, "Electrical Activity of gastrointestinal tract as an indicator of mechanical activity", Am J Dig Dis Vol. 54, pp. 54-102, 1963
2. M.P. Pappasova and K. Boev, "The slow potential and its relationship to the gastric smooth muscle contraction", Physiology of Smooth Muscle, New York, Raven Press, pp. 209-216, 1978
3. M.P. Pappasova, T. Nagai and C.L. Prosser, "Two component slow waves in smooth muscle of cat stomach", Am J Physiol, Vol. 214, pp. 695-702, 1968
4. J.G. Webster, Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, New York, A Wiley-Interscience Publication, Vol. 2, pp. 1107-1111, 1988
5. W.C. Alvarez, "The electrogastrogram and what it shows", JAMA, Vol. 78, pp. 1116-1119, 1922
6. J.W. Hamilton, B.E. Bellahsene, M. Reichelderfer, J.G. Webster and P. Bass, "Human Electrogastrograms Comparison of Surface and Mucosal Recordings", Dig Dis Sci, Vol. 31, pp.33-39, 1986
7. B. O. FAMILONI, "Validity of the Cutaneous Electro-gastrogram", Electrogastrography : Principles and Applications, New York, Raven Press, pp. 103-125, 1994
8. K.A. Kelly, C.F. Code and L.R. Elveback, "Patterns of canine gastric electrical activity", Am J Physiol, Vol. 217, pp. 461-470, 1969
9. A.J.P.M. Smout, E.J. van der Schee and J.L. Gra-shuis, "What Is Measured in Electrogastrography?", Dig Dis Sci, Vol. 25, pp. 179-187, 1980
10. J.Z. Chen and R.W. McCallum, "Electrogastrographic parameters and their clinical significance", Electrogastrography : Principles and Applications, New York, Raven Press, pp. 45-73, 1994
11. 유창용, 4채널 위전도 시스템의 개발 및 Running Spectrum 분석, 연세대학교, 1996
12. A.J.P.M. Smout, H.J.A. Jebbink and M. Samsom, "Acquisition and Analysis of Electrogastrographic Data", Electrogastrography : Principles and Applications, New York, Raven Press, pp. 3-30, 1994
13. K.L. Koch and R.M. Stern, "Electrogastrographic Data Acquisition and analysis", Electrogastrography : Principles and Applications, New York, Raven Press, pp. 31-44, 1994