

위전도 측정기의 개발 및 스펙트럼 분석

°류창용*, 김수찬, 김덕원, 이상인**

연세대학교 의과대학 의용공학교실, *보건과학대학 의용전자공학과

**아주대학교 의과대학 내과학교실

Development of EGG measurement system with running spectrum analysis

Chang Yong Ryu*, Su Chan Kim, Deok Won Kim, Sang In Lee**

Dept. of Biomedical Eng., *Dept. of Biomedical and Electronics Eng. Yonsei Univ.

**Dept. of Internal Medicine, Aju Univ.

= Abstract =

Electrogastrography(EGG) has been an attractive method for physiological and pathophysiological studies of the stomach and now is on the verge of becoming a new clinical tool in gastroenterology. In this study EGG measurement system was constructed and running spectrum analysis was developed for three-dimensional display of power spectrum with time. The noninvasive technique of EGG is an excellent alternative since the established invasive methods for the study of the stomachs of children and infants.

서 론

우리 나라에는 위에 관련된 질병으로 인해 고통받는 많은 사람들이 있다. 그러나 이들 대부분은 심각하게 생각하지 않고 그냥 지나치는 경우가 많아서 큰 병으로 커지는 경우가 종종 있다. 이들 위에 이상이 있는 환자를 치료하기 위해서는 위가 복강 내부에 위치하는 관계로 대부분 관혈적(invasive)인 방법을 사용해야 하고 이것으로 인해 환자는 많은 고통을 받게 된다. 그리고 원인은 알 수 없으나 불편이나 고통을 호소하는 사람들이 있는데 이러한 경우는 위의 활동성에 대한 조사가 필요하다. 그러나 관혈적인 방법으로는 위의 활동성을 측정할 수 없고 위가 수축 운동을 하기 때문에 발생하는 활동 전위를 측정하여 간접적으로 위의 활동성을 측정할 수 있다. 즉 그림 1, 2에서 보듯이 위는 연동 운동을 하면 그에 따라 세포들 사이의 분극 현상으로 유발 전위(Action potential)가 발생한다[1]. 그래서 만약 위에 이상이 있다면 위는 연동 운동을 제대로 하지 못하게 되고 이에 따라 활동 전위가 달라지게 된다[2,3,4]. 그러므로 이 위에서 발생하는 활동 전위를 복부의 표피에서 측정된 위전도(electrogastrography : EGG)를 통하여 간접적으로 위의 활동성을 알 수 있다[5,6].

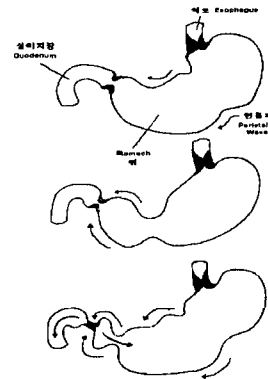


그림 1. 위의 연동 운동

Fig. 1. Peristaltic motility of stomach

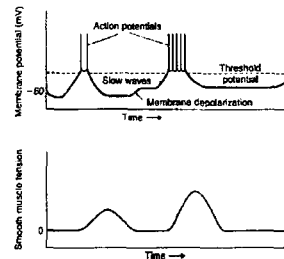


그림 2. 위에서의 막전위

Fig. 2. Membrane potential of stomach

최초의 EGG 측정은 1921년에 Alvarez의 실험에 의해서 이루어졌다[5]. 그는 2개의 전극을 피검자의 복부에 붙이고 민감한 galvanometer를 연결하여 사인파 모양과 비슷한 0.05Hz 정도의 EGG를 얻었다. 그후 1980년 대에는 많은 연구들을 통해서 EGG는 위의 smooth muscle의 수축에 의해서 발생하는 주파수의 정보뿐만 아니라 위의 수축성의 정도(degree)에 대한 정보도 얻을 수 있었다. 1990년 대에 들어서 몇몇 연구자들은 EGG가 심전도(ECG)나 뇌전도(EEG)같은 생체 신호 측정에 비해 제한적이기는 하지만 많은 진단에 중요하다고 발표하고 피

부 표면에 전극을 붙여 얻은 신호는 신호 분석과 진단 표준의 정립에 충분한 질(quality)을 제공한다고 믿고 이에 활발한 연구가 진행되고 있다[7]. 현재 인간의 위전도는 약 3 CPM(cycle per minute)로 알려져 있다.

국내에는 위질환으로 고생하는 사람이 많이 있으나 위의 활성을 측정하는 기기의 개발이 전무한 상태이고 몇몇 병원에서 외국 제품을 수입에서 사용하고 있는 실정이다. 그리고 위전도 측정기를 개발하여 상품화시킨 회사도 세계적으로 몇 군데 없다. 우리 나라같이 위질환이 많은 나라에서는 위전도 측정기를 통해 많은 연구를 할 수 있을 것이다. 이에 본 연구에서는 위전도를 측정할 수 있는 측정기를 개발하였고, 이를 통해 얻은 위전도 신호를 Running Spectral Analysis를 이용하여 분석하였다.

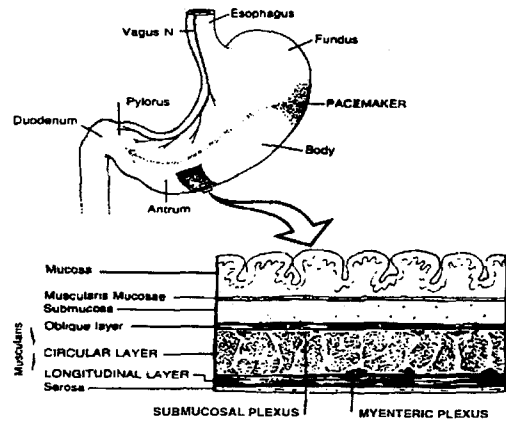


그림 4. 위의 pacemaker 부위
Fig. 4. Pacemaker region of stomach

시스템의 구성 및 방법

위전도 측정기의 전체적인 구성은 그림 3과 같이 차동증폭기, 저역통과 여파기, 고역통과 여파기, 위전도를 컴퓨터에서 처리하기 위한 아날로그 디지털 변환기, 컴퓨터, 그리고 위전도 분석을 위한 프로그램으로 구성된다.

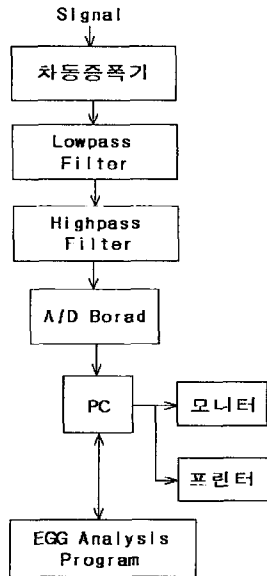


그림 3 위전도 측정기의 구성도
Fig. 3. Block diagram of EGG measurement system

하드웨어의 구성을 살펴보면 다음과 같다.

Pacemaker 부위는 그림 4에서 보는 것과 같이 위의 기저부(fundus)와 위 몸체(body)의 중심부 사이 근처에 위치한다[2].

이 부위로부터 위의 느린 파(wave)는 3 CPM, 즉 0.05Hz로 위 돌래와 유문(pylorus) 쪽으로 이동한다. 여러 연구 결과에 의하면 인간의 EGG 신호는 3 CPM(Cycle per min.)으로 약 0.05 Hz 정도로 알려져 있고 주파수에 따른 구분은 저속 위증에 해당하는 bradygastria는 0~2.4 CPM, 급속 위증인

tachygastria는 3.6~9.9 CPM으로 그리고 보통 사람의 정상적인 신호(normal EGG)는 2.4~3.6 CPM으로 구분한다. 이들 위전도는 신체에서 발생하는 다른 신호에 비해 0~0.2Hz의 매우 낮은 주파수 범위에 있고, 10 ~ 100 μV 정도의 매우 낮은 전압을 갖는다. 그래서 본 연구에서는 10~100 μV 를 수백mV~V 범위로 증폭하기 위해 약 30,000배의 증폭을 하였다. 그러나 고차의 증폭을 가지는 시스템에서는 조금의 offset 변화에도 민감하게 반응하여 포화되는 경우가 발생한다. 이를 위해서 계속적으로 offset 변화를 feedback하여 offset 값을 최소화하여 균형을 유지하는 auto-balancing 첨가하였다. 이로 인해 포화되었을 때 몇 초안에 base로 복귀하여 포화되는 것을 방지한다(그림 5).

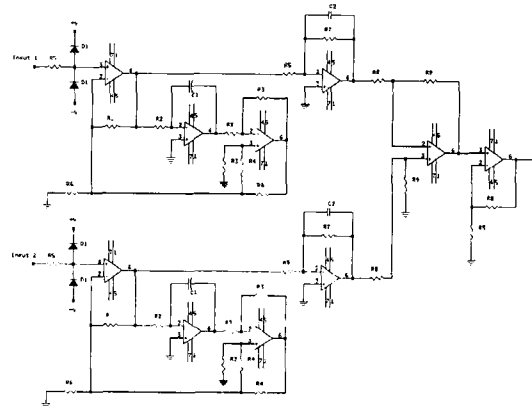


그림 5. 차동증폭기와 Auto-balancing 회로
Fig. 5. Differential Amp. and Auto-balancing circuit

또한 보강 내에는 위만 있는 것이 아니라 다른 장기들도 존재하므로 이들에 의한 잡음 및 호흡, 심전도 등에 의한 방해가 많다. 그러므로 EGG를 얻기 위해서는 고정밀도의 여파기(filter)를 사용하여야 한다. 심이지장을 비롯한 내부 장기들과 호흡은 10~15 CPM이고 심전도는 이보다 훨씬 높으므로 3 CPM의 EGG를 얻기 위해서는, 경사가 급하고 낮은 대역의 주파수는 잘 통과시키고 높은 주파수는 차단하는 높은 차수의 저

역통과 여파기(low pass filter)를 사용한다. 본 연구에서는 4차의 고역 차단 주파수가 0.2Hz인 저역통과 필터와 2차이고 0.01 Hz의 저역 차단 주파수를 가지는 고역통과 필터를 구성하였다. 그리고 보통 전력선에 의한 60Hz의 잡음 제거를 위해 60Hz 대역 제거 여파기(notch filter)를 사용하나 여기서는 0.01~0.3Hz의 대역폭을 가지는 필터를 사용하므로 60Hz는 자동으로 차단되어 특별한 대역 필터를 사용하지 않았다.

무엇보다 중요한 것은 신체와 직접적인 접촉을 하는 전극으로 대부분 ECG 측정시 사용하는 Ag/AgCl 전극을 사용한다. 단 전극 부착시 접촉 부위를 abrasion하여 임피던스를 감소(100kΩ → 10kΩ)시키며, 이는 10Hz 이하에서 이 임피던스는 주파수에 독립적이 되고 전극-전해(electrode-electrolyte) interface의 임피던스는 단지 100Ω 정도로 된다[8]. 그래서 털이 있을 경우 이를 깨끗이 제거하고 피부의 각질을 벗겨 낸 후에 측정하여야 정확하고 깨끗한 신호를 얻을 수 있다. 그림 6에서 보는 것은 중앙의 전극(Mc)을 기준 전극으로 한 4채널 전극의 부착한 bipolar 방식이다. bipolar signal을 사용하면 신체의 움직임, 호흡, 다른 기관의 근전위 활동 등에 의해 생기는 노이즈를 줄일 수 있다. 단점은 어느 전극에서 전위 변화가 일어나는지 알기가 힘들다는 것이다. 무엇보다 중요한 것은 위가 위치하는 부위에 정확히 전극을 부착하는 것으로 이 전극의 위치가 변하면 전혀 다른 모양의 EGG가 검출된다[6]. 그래서 정확한 위의 위치를 파악하기 위해서 X-ray나 초음파 장비 등을 사용하는 경우도 있다. 이런 장비를 이용하면 정확하게 위의 위치를 알 수 있어 좀 더 정확하고 깨끗한 EGG를 얻을 수 있다[7]. 보통 전극의 부착 위치는 배꼽과 검상돌기를 잇는 선을 중심으로 중간 위치에 reference 전극을 두고 그림 6과 같이 좌우와 아래쪽에 위가 있는 위치에 부착한다. 이는 위의 운동을 일으키는 pacemaker가 그림 4에서 보듯이 위 기저부에서 위 몸통으로 이어지는 큰 만곡 쪽에 있어서 유문 부분(pyloric part)쪽으로 유발 전위(action potential)가 전달되기 때문이다.

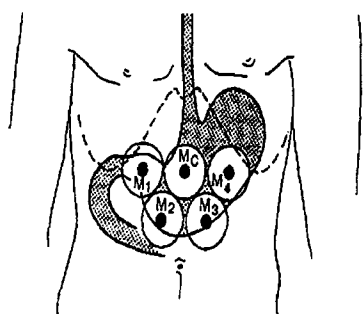


그림 6. 전극의 위치
Fig. 6. Position of electrodes

소프트웨어는 486-DX66 컴퓨터를 사용하여 Borland C/C++ 3.1을 사용하여 DOS환경에서 코딩되었다. save 프로그램은 512개의 raw signal을 화면에 표시한 후 FFT(fast fourier transform)을 하여 512개 한 프레임 동안의 spectrum을 보여주

고 주요(dominant) 주파수를 표시하여 준다. 그래서 현재 들어오고 있는 데이터가 타당한가를 알 수 있게 해 준다. 그리고 원하는 위치에서 save key를 눌러 줌으로써 그때부터 얻어진 데이터를 저장하게 된다. review 프로그램은 save 프로그램에서 얻어진 위전도 파일을 읽어 들여 처리하게 된다. 화면 표시는 전체 주파수 running spectrum을 보여주고 그에 해당하는 power 분포 값을 계산하여 표시해 주는 화면과 주요(dominant) 주파수 부분만을 뽑아 내어 running spectrum을 하고 power 분포를 계산한 화면으로 구성된다.

EGG의 분석은 RSA(running spectral analysis)를 사용한다. 왜냐하면 raw EGG 신호의 파형은 심전도의 파형과 같이 파형 모양에 따른 분석을 할 수 있는 정확한 신호의 형태가 알려지지 않고 있어서 뇌전도에서와 같이 주로 주파수의 변동에 따른 분석을 한다. 본 연구에서는 sampling 주파수를 2Hz로하여 512개의 데이터를 얻었다. 그래서 한 프레임은 256초가 되고 75%의 overlapping을 하여 64초마다 한 번씩의 spectrum을 표시한다. spectrum의 표시는 pseudo 3-dimensional로하여 쉽게 주파수 변화를 관찰할 수 있게 하였다.

결과 및 고찰

본 연구에서 만든 위전도 측정기를 가지고 정상적인 사람을 대상으로 측정하여 얻은 위전도 신호는 그림 7과 같다. 전극의 위치는 그림 6에서 Mc와 M1이다. 그림 7에서 좌측 하단의 신호는 raw EGG 신호이다. 이 창은 256초 동안의 신호를 표시하는 것으로 모두 12개의 peak를 볼 수 있다. 그러므로 약 2.8 CPM의 주파수를 갖는다는 것을 알 수 있다. 이것을 RSA로 분석하여 나타낸 것이 좌측 상단의 창이다. 정상 EGG에 해당하는 주파수 대역에 대부분의 주파수가 몰려 있는 것을 알 수 있다. 이 그림의 주파수 분포를 수치로 나타낸 것이 우측 하단의 창이다. 이것은 측정시간 전체의 분포를 나타낸 것으로 Bradygastria(0~2 CPM)가 12.3%, Three CPM(2~4 CPM)이 44.9%, Duodenal-Respiratory를 포함한 Tachygastria(4~15 CPM)가 42.8%임을 알 수 있다. 그림 8은 주요(dominant) 주파수만을 뽑아 내어 얻은 Running Spectrum이다. 여기서는 주요 주파수가 거의 3 CPM 근처에 몰려 있기 때문에 전체 분포중 Three CPM이 75.3%가 되는 것을 볼 수 있다.

위의 활동성을 평가하기 위해서 running spectral analysis는 어느 주파수에 해당하는 부분이 가장 많은 가를 가지고 평가하기도 하는데 이것은 주요 주파수를 얻어 이 주파수가 분류된 위전도의 구분 중에 어디에 속하는 가를 알아보는 것으로 한 spectrum에서 주요(dominant) 주파수 부위만을 얻고 나머지 부위는 0으로 만든다. 이런 방법을 사용하면 어느 범위에 가장 많은 주파수 성분이 있는지를 쉽고 명확히 알 수 있다. 그림 8은 본 연구에서 얻은 위전도 신호를 사용하여 주요 주파수만을 취하여 분석한 것을 보여준 것이다. 전체 running spectrum에

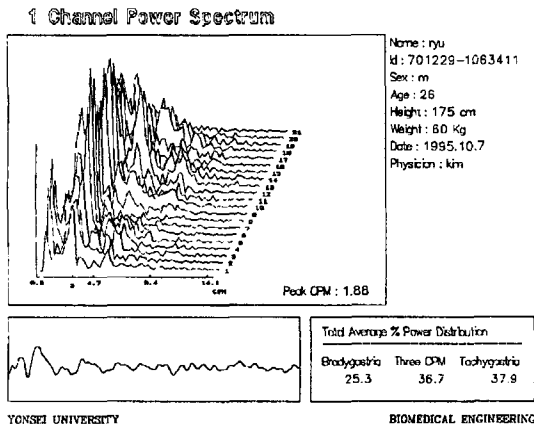


그림 7. 위전도 전체 주파수 running spectrum
Fig. 7. Running spectrum of total EGG frequency

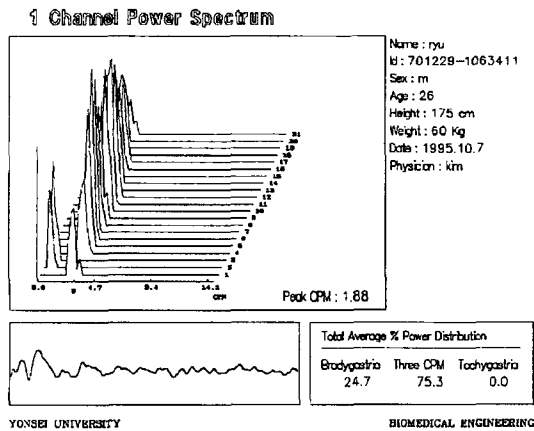


그림 8. 위전도 주요 주파수 running spectrum
Fig. 8. Running spectrum of EGG dominant frequency

서 보다 명확하게 판단 할 수 있게 해준다.

상용화된 위전도 측정기 중의 하나인 Digitrapper EGG는 ambulatory EGG recorder이기 때문에 측정과 동시에 분석을 할 수 없고 신호를 메모리에 저장해 두었다가 나중에 다시 PC에 연결하여 소프트웨어를 통하여 신호를 볼 수 있다. 그래서 현재 신호가 제대로 얻어지고 있는지를 볼 수가 없는 단점이 있다. 본 연구에서 개발한 위전도 측정기는 실시간으로 위전도가 측정되는 것을 볼 수가 있으며 이 데이터를 저장하여 나중에 다시 review program을 이용하여 분석할 수 있다. 실시간으로 얻어지는 데이터를 256초마다 FFT(Fast fourier transform)을 하여 그때 그때의 spectrum과 peak 주파수를 보여준다. 그래서 현재 얻어지는 신호들이 타당한 신호인지를 알아볼 수 있다.

참고 문헌

1. Vander, Sherman and Luciano, Human Physiology, McGraw Hill, 583-586, 1994

2. Jiande Chen and Richard W. McCallum, Electrogastrography : measurement, analysis and prospective applications, Medical & Biological Engineering & Computing, 1991, 29, 339-350

3. Jiande Chen and Richard W. McCallum, Gastric Slow Wave Abnormalities in Patients with Gastroparesis, The American Journal of Gastroenterology, 1992, Vol 87, No. 4, 477-482

4. Zhi-Yue Lin and Jian De Z. Chen, Timr-Frequency Representation of the Electrogastrogram-Application of the Exponential Distribution, IEEE, 1994, Vol 41, No. 3, 267-275

5. Jiande Chen. Joos Vandewalle. Willy Sansen. Gaston Vantrappen. and Jozef Janssens, Multichannel Adaptive Enhancement of the Electrogastrogram, IEEE, 1990, Vol 37, No. 3, 285-294

6. Jiande Chen. Joos Vandewalle. Willy Sansen. Gaston Vantrappen. and Jozef Janssens, Adaptive method for cancellation of respiratory artefact in electrogastric measurements, Medical & Biological Engineering & Computing, 1989, 27, 57-63

7. James H. Meyer, Motility of the Stomach and Gastroduodenal Junction, Physiology of the Gastrointestinal Tract. Second Edition, 1987, 613-616

8. Kenneth L. Koch, William R. Stewart and Robert M. Stern, Effect of Barium Meals on Gastric Electromechanical Activity in Man, Digestive Disease and Sciences, 1987, Vol. 32, No. 11, 1217-1222

9. A. J. P. M. Smout, E. J. Van Der Schee and J. L. Grashuis, What Is Measured in Electrogastrography, Digestive Disease and Sciences, 1980, Vol 25, No. 3, 179-187

10. Ronald A. Hinder and Keith A. Kelly, Human Gastric Pacesetter Potential, American Journal of Surgery, 1977, Vol 133, 29-33