

위전도에서의 위수축 측정방법 : 주파수영역분석 및 벡터분석

김인영·한완택

= Abstract =

Detection of Gastric Contraction in Electrogastrography : Spectrum Analysis and Vector Analysis

In Young Kim, Wan Taek Han

Electrogastrography(EGG), the cutaneous recording of the myoelectrical activity of the stomach using surface electrodes, is attractive due to its non-invasiveness. Despite many attempts made over the decades, analysis of surface EGG has not led to identification of contraction-related electrical response activity of the stomach that would help the clinician to diagnose motility disorders of the stomach.

We propose feasible methods to detect the gastric contraction by spectrum analysis and vector analysis of the surface EGG signal. A running spectral analysis(RSA) based on the fast Fourier transform (FFT) was applied to the filtered EGG signal. The powers of dominant frequency and its harmonics were compared with gastric contraction signals such as the strain gauge signal from the gastric serosa in dog or the antropyloric pressure in human. And we also carried out vector analysis of the filtered EGG signals obtained from three paired electrodes. The amplitude and direction of the calculated EGG vector were analyzed and compared with the gastric contraction signals.

From the spectrum analysis, we found that the increase of the power of the first harmonic of the dominant frequency was highly correlated with the gastric contraction. And from the vector analysis of the EGG signal, we found a typical change of the amplitude and direction of the EGG vector, which can indicate occurrences of the gastric contraction.

Key words : Electrogastrography, Gastric contraction, Spectrum analysis, Vector analysis

서 론

위전도(electrogastrography:EGG)는 복부체표면에 전극을 부착하여, 위의 전기적인 현상을 측정하는 방법이다. 위전도신호의 측정은 1921년 Alvarez에 의해서 처음 이루어 졌으며[1], 1960년대 중반 이전에는 위전도신호와 위의 수축간에 일대일대응이 있다고 생각하였다. 그러나 1968년 Nelson과 Kohatsu에 의하여 위전도신호와 위수축과는 일대일대응이 일어나지 않음이 밝혀졌다[2]. 1980년대 이후의 연구들에서는 위전도신호가 위운동의 수축주기뿐만 아니라 위수축의 정도에 대한 정보를 가지고 있다는 보고가 있지만[3,4,5], 이들이 측정한 신호의 주파수영역(< 0.5 Hz)에서는 단지 위운동의 기본리듬인

위서파(slow wave)만을 측정할 수 있었으며, 위수축과 직접 관계된 고주파성분인 위첨파(spike wave)는 측정할 수 없었다. 위운동의 이상으로 인한 위장질환의 원인은 위수축의 이상이라고 생각하고 있으며, 위전도신호를 이용한 위운동질환의 이상을 측정하기 위해서는 위전도신호로부터 위수축에 대한 정보를 얻어야만 한다. 현재까지의 위의 수축력을 측정하는 검사방법으로는 위내압검사(antropyloric manometry)와 위팽창검사(gastro-barostat) 등이 있다. 이들은 위근육의 수축여부를 직접 측정하는 것이 아니고, 위근육의 수축에 의해 위내의 압력이나 체적의 변화를 측정하는 간접적인 방법이며, 또한 검사 자체가 환자에게 고통을 주어 실제 임상활용에는 제한이 있다. 저자 등은 위전도신호로부터 더 많은 정보를 얻기 위

삼성생명과학연구소 임상의학연구센터

Biomedical Engineering Center, Samsung Biomedical Research Institute

통신저자 : 김인영, (135-230) 서울시 강남구 일원동 50, Tel. (02)3410-3672, Fax. (02)3410-3689

해서 이전 보고자들보다 고주파성분을 포함하는 위전도신호를 획득하여 이 신호의 주파수영역분석(spectrum analysis)을 통하여 위수축에 대한 정보를 얻을 수 있다는 가능성에 대한 보고를 하였다[6]. 본 연구에서는 위전도신호로부터 위수축과 관련이 있는 파라메타를 측정함으로써, 검사시 환자에게 불편을 주는 기존의 위수축력검사(위내압검사, 위팽창검사)를 간편한 위전도검사로 대체할 수 있는 방법을 제시하였다. 위수축과 관련된 파라메타의 측정을 위해서 위전도신호의 주파수영역분석 및 벡터분석(vector analysis)을 실시하였으며, 이러한 방법의 타당성을 동물실험 및 임상시험을 통하여 확인하였다.

실험방법

실제의 위수축유무를 확인하기 위하여, 동물의 경우에는 위장막(gastric serosa)에 전극 및 스트레인게이지(strain gauge)를 부착시켜서 위에서 발생하는 전기신호 및 위수축정도를 측정하였으며, 동시에 위복부 피부에 전극을 부착하여 위전도신호를 측정하였다. 환자로부터의 신호획득은 위수축정도의 측정을 위해서 위내압검사를 시행하였으며, 동시에 피부전극(surface electrode)을 이용한 위전도검사를 실시하였다. 동물실험 및 환자에게서 획득한 위전도신호에 대한 주파수영역분석 및 벡터분석을 실시하였으며, 위수축신호(스트레인게이지 신호, 위내압신호)와 위전도신호와의 상관관계에 대한 분석을 실시하였다.

1. 위의 전기생리

심장처럼 위에서도 전기적 신호가 발생한다. 두 가지 종류의 위전기신호가 발생되는데, 이는 서파(slow wave)라고 불리는 Electrical control activity(or pacesetter potentials:ECA)와 Contraction-related electrical response activity(ERA)이다. ECA는 항상 존재하며 이는 위의 대만부위(greater curvature)를 따라 위체부(gastric corpus)의 상부 1/3 지점에서 발생하는 전기적인 신호이다. 이 신호는 규칙적으로 반복되며, 위의 환상 근육층(circular muscle layer)을 따라 전파된다. 또한 유문부(pylorus)쪽으로 갈수록 이 전기신호의 전파속도와 크기가 증가되며, 주파수는 인체에서는 약 3 cpm(cycles per minute) (0.05 Hz) 정도이며, 개 등의 동물에서는 4-5 cpm정도이다. 이 ECA의 기능은 단지 전기향도기능(electrical pacing function)만이라는 설이 지배적이나 유문동 평활근(antral smooth muscle)의 저진폭 수축에 관계되어 있다는 보고도 있다. 위의 수축이 발생하면 ECA 외에 고평부(plateau) 형태의 ERA가 발생하며 이는 첨파(spike wave)를 동반하기도 한다. 수축이 강한 경우에는

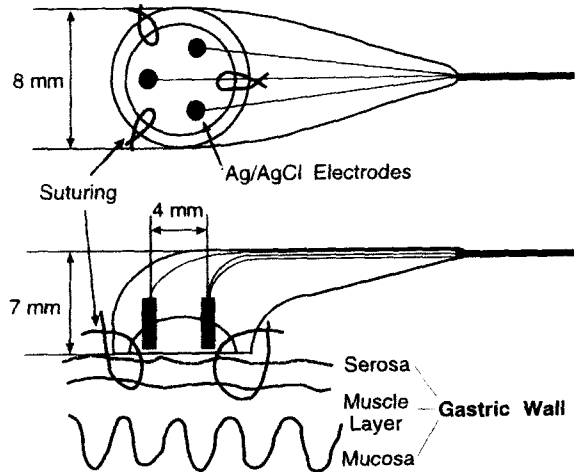


그림 1. 위장막 전극의 형태 및 전극의 위장막 부착방법
Fig. 1. Structure and attachment method of serosal electrode

고평부의 기간과 진폭이 상승하게 된다. 위를 구성하는 각 평활근은 각기 다른 특성을 가지게 되는데, 위저부 평활근(fundus smooth muscle)은 전기적 반응이 없으며, 위체부와 근위 유문동(proximal antrum)의 수축시에는 첨파가 없는 2차전압이 발생하며, 원위 유문동(distal antrum)의 경우에는 수축시 첨파를 동반한 2차 전압이 발생한다[7].

2. 실험대상 및 방법

동물실험을 위해서 20마리의 잡견을 사용하였으며, 사용한 개는 체중 13-15kg 정도이며, 마취를 위해서 아트로핀(atropine)과 자일라진(xylazine)으로 전 처치를 한 후 할로세인(halothane)으로 마취를 유지하며 인공호흡을 시켰다. 마취의 정도와 동물에게 투여한 약물의 부작용 정도를 파악하기 위하여 심전도를 측정하였으며, 약물 및 수용제의 투여를 위하여 동물의 완두정맥(cephalic vein)에 정맥주사를 통해 수액공급을 하였다. 동물은 양와위 상태(supine position)에서, 수술부위의 체모를 제거한 후 위상부의 복부 피부를 절개하여 장간막 등을 제거하고 위체부 및 위유문동 부위를 노출시켰다. 노출된 위체부와 유문동부위의 경계선 정도의 위장막에 특수하게 제작된 전극을 부착시켰다. 위에서 발생하는 전기신호를 위에서 직접 측정하던 다른 실험들에서는 대부분이 흡입전극(suction electrode)을 사용하였으나[8], 흡입전극은 위장막에 전극을 고정시키기 위한 흡입력으로 인하여 위장막 조직이 파괴되어 정확한 신호를 받기가 어려우며, 위운동 등으로 인해 실험도중에 전극이 위장막으로부터 이탈될 가능성이 있다. 이러한 흡입전극의 단점을 방지하면서 양질의 신호를 측정할 수 있도록 하기 위하여 그림 1

과 같은 형태의 위장막 전극(serosal electrode)을 사용하였다. 위장막전극의 기본형태는 흡입전극과 유사하나 위장막에 부착하는 방법은 봉합(suturing)을 이용하였다. 사용전극은 쌍극전극(bipolar electrode)으로 전극간 거리는 4mm 정도로 그림과 같이 세 개의 전극을 120° 간격으로 위치시켜 전기활성의 방향성을 측정할 수 있도록 하였으며, 재질은 은/염화은 전극(Ag/AgCl electrode)이다. 위운동의 정도를 측정하기 위하여 위장막전극 부착부위 바로 측면에 스트레인게이지를 위장막에 봉합으로 고정시켜 부착시켰다. 이때 스트레인게이지의 방향은 위의 길이방향(longitudinal direction)으로 하는 것이 위수축 정도를 반영하는 좋은 신호를 얻을 수 있다. 위장막전극과 스트레인게이지가 복벽과 위의 상대적인 운동에 의하여 움직이지 않도록 고정된 후 동물의 복부를 근육층과 피부층으로 구분하여 2회 봉합하였으며, 이 때 위전도신호 획득을 위한 체표면 전극 부착이 용이하도록 위장막전극 및 스트레인게이지로부터의 전선을 배치하였다.

임상실험을 위해서는 삼성의료원에 내원한 기능성 소화불량 환자 5명을 대상으로 하였으며, 위전도와 위내압검사를 동시에 90분 이상씩 실시하였다. 환자의 위치는 움직임 등에 의한 잡음을 최소화하기 위하여 앙와위가 되도록 하였다. 위내압검사는 8채널로 구성된 카테타를 사용하였으며, 각 사이드 홀(side hole)의 간격은 1.5cm이고, 근부(proximal)의 세 개의 사이드 홀을 위의 유문동부위에 위치시켰다. 각 채널은 식염수로 채워졌으며, 이로부터 나오는 압력신호는 압력트랜스듀서(pressure transducer:P23XL[®])로 측정하였다.

3. 위전도신호 측정

위전도신호의 측정에 있어서 전극의 선택, 전극부착위치 및 피부처리(skin preparation)는 아주 큰 비중을 차지한다. 사용한 전극은 은/염화은 전극이며, 일반적으로 전극을 이용한 신호의 측정에는 전극-전해질간(electrode-electrolyte interface)에서의 화학적인 반응에 의한 잡음이 발생하게 되는데, 은/염화은 전극은 저주파영역(< 1 Hz)에서의 잡음이 다른 전극에 비해 상대적으로 적기에 위전도의 측정에는 적합하다[9]. 전극부착부위는 털을 깎고 가는 사포(sand paper)를 이용하여 피부의 각질층을 제거하여 전극사이의 임피던스(impedance)가 10k Ω 이하가 되도록 하였다. 위전도에 있어서 전극의 부착위치는 사용자에 따라서 크게 다르며 아직까지 심전도 측정처럼 위전도전극의 부착 위치의 표준화는 되어 있지 않다[10]. 저자의 실험에서는 신호대잡음비(signal-to-noise ratio: SNR)를 크게 하기 위하여 피부전극의 위치를 위장 직상부에 오도록 하였으며, 이를 위해서 동물실험 시에는 복부피부 봉합 전에 위의 위치를 피부에 표시하도록 하였으

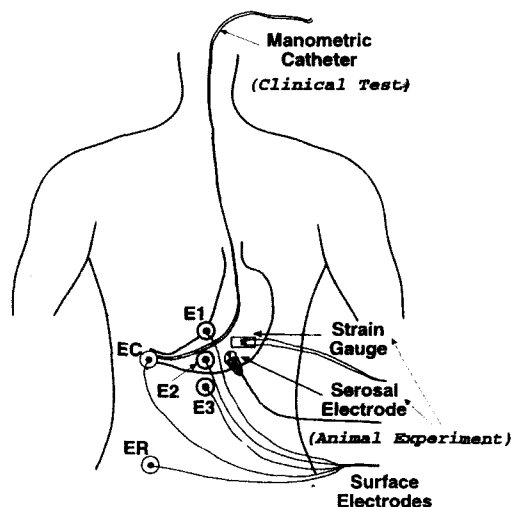


그림 2. 표피전극의 부착위치 및 측정장치의 위치(EC:공통전극, ER :기준전극, E1, E2, E3:Ch.1, 2, 3 측정전극)
Fig. 2. Position of surface electrodes and other measurement devices(EC:common electrode, ER:reference electrode, E1, E2, E3:measurement electrodes for Ch.1, 2, 3)

며, 환자에 있어서는 X선투시검사(X-ray fluoroscopy)를 이용하여 위장의 정확한 위치를 확인한 후 피부전극을 부착하였다. 심전도, 호흡 및 움직임에 의한 잡음을 줄이기 위해서 피부전극은 쌍극전극을 사용하였으며, 그림 2와 같이 피부전극을 부착하였다. 위전도신호의 벡터분석을 위하여 세 쌍의 전극을 사용하였으며, 전극의 위치는 위의 전기적, 기계적 활성도가 가장 활발한 유문동부위에서 발생하는 신호를 측정하기 용이한 위치를 선정하였다. 세 개의 측정전극(measurement electrode)은 위체부 상부 피부에 2.5cm 간격으로 위치시켰으며, 공통전극(common electrode)은 위장의 유문 괄약근(pyloric sphincter) 직상 복부에 부착시켰고, 기준전극(reference electrode)은 우하복부에 부착시켰다.

동물실험의 경우 마취상태에서 위의 수축을 유발하기 위하여 부교감신경 자극제인 베타네콜(bethanecol)을 피하 주사하거나, 위장관운동을 항진시키는 마취제인 펜토바르비탈(pentobarbital)을 사용하였다. 실험전반부에는 위의 수축이 없는 상태의 위전도신호의 측정을 위해서 위장관 수축을 유발하지 않는 할로세인만으로 흡입마취를 시킨 후 위장막 및 복부피부로부터의 위전기신호를 측정하였다. 그 이후에 위운동을 유발하는 약제나 마취제를 사용한 후 위전기신호를 측정하였다. 이 때 위수축의 유무는 스트레인게이지에서의 신호로부터 판별하였다. 환자의 경우는 위수축을 유발시키기 위하여 300g 정도의 음식물을 섭취하게 하였으며, 공복시와 음식섭취 후 위전도신호를 측정하였다. 환자에게서의 위수축 유무는 위내압신호측정으로 판별하였다. 스트레인게이지신호나 위내압

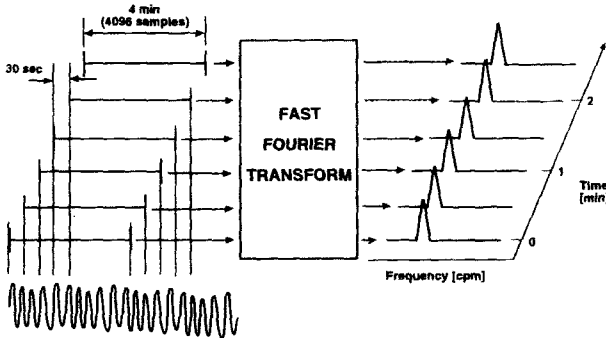


그림 3. Running spectrum analysis의 구조 (구간 4분, 이동 폭 30초)
 Fig. 3. Structure of running spectrum analysis(4 min duration, 30 sec shift interval)

신호의 변화로부터 위수축유무를 판정한 후, 위수축의 유무에 따른 위전도신호의 변화를 비교 분석하였다. 이 때 피부전극의 위치변경에 의한 신호특성의 변화를 야기시킬 수 있으므로, 피부전극은 전 실험기간 중 위치를 변경하여서는 안된다.

위장막전극 및 피부전극으로부터 획득한 신호는 전치증폭기(preamplifier)를 통과시킨 후 대역통과필터링(band-pass filtering)을 하게 되며, 이 때 차단주파수(cut-off frequency)는 0.01Hz와 8Hz 이다. 필터링된 신호는 A/D변환기(analogue-digital converter)를 거쳐서 16Hz로 샘플링하여 PC로 저장하게 된다. 스트레인이계이지로부터 획득한 신호 역시 전치증폭기(GRASS[®])를 이용하여 신호를 증폭한 후 A/D변환기를 거쳐 PC로 위전기신호와 동시에 저장하게 되며, 위내압검사에서 얻은 위장관내 압력신호 역시 전치증폭기(GOULD[®])와 A/D변환기를 거쳐 PC로 동시에 저장하였다. 위장관내 압력신호에 의한 위수축유무를 판정하기 위해서는 위내압신호를 차단주파수가 0.01Hz인 고주파통과필터(high-pass filter)를 통과시킨 후 0.1V의 문턱치값(threshold)을 이용하여 위수축유무를 판단하였다.

4. 주파수영역 분석

PC에 저장된 위전도신호는 16차의 Mean filter를 통과시켜 고주파잡음(high frequency noise)을 제거한 후 Running spectrum analysis(RSA)를 시행하였다. 여기에 사용한 FFT(fast Fourier transform)구간은 약 4분(4096개의 샘플)으로 하였으며, 이 때의 주파수간격(frequency spacing)은 0.0039Hz이다. 각 FFT 구간은 그림 3과 같이 30초 간격씩 이동하면서(즉 각 구간은 88% 중복됨을 의미함) RSA를 시행하였다. 각 구간에서 계산된

스펙트럼의 주파수분석을 위수축신호(스트레인이계이지 또는 위내압검사 신호)와 비교 분석하였다. 각 구간의 스펙트럼분석에서 주주파수(dominant frequency)와 주주파수의 조화주파수(harmonic frequency)를 구분하여 그들의 크기(power)를 계산한 후, 이들의 변화와 위수축신호와의 상관관계를 분석하였다.

5. 벡터 분석

그림 2와 같이 부착된 세 쌍의 전극으로부터 얻은 위전도신호를 이용하여 위전도벡터(EGG vector)를 계산하였다. 실제 위전도벡터는 3차원 벡터이지만 해석이 용이하도록 복부평면과 평행한 평면에 대한 2차원 벡터만을 고려하였다. 2차원 벡터만을 계산하는데는 서로 독립인(independent) 두 개의 벡터만으로 충분하나, 측정 및 필터링에 의한 오차가 있기 때문에 세 쌍의 전극으로부터의 세 벡터를 이용하여 위전도벡터를 계산하였다. 위전도벡터의 X축은 편의상 채널2의 전극과 공통전극이 이루는 직선으로 하였으며, Y축은 X축과 직각이 되는 직선으로 하였다. 세 개 이상의 독립인 2차원 벡터로부터 위전도벡터를 구하기 위해서 다음의 식 (1)과 같은 부정선형방정식(inconsistent linear equation)을 풀어야 한다.

$$\sum_{j=0}^n A_j^i x_j = b_i \quad (i=1, \dots, m, m > n) \quad (1)$$

여기서 A_j^i 는 설정된 X축, Y축에 대한 각 전극의 방향 벡터(direction vector)가 이루는 계수행렬이며, b_i 는 각 전극에서 측정된 신호벡터이며, x_j 는 추정하고자 하는 위전도벡터이다.

식 (1)의 부정선형방정식의 근 x_j 를 구하기 위해서 식 (2)와 같이 주어지는 Norm $\Delta(x)$ 가 최소가 되게 하는 근(minimax solution)을 구하는 체비셰프 근사법(Chebyshev approximation)을 이용하였다[11].

$$\Delta(x) = \max_{1 \leq i \leq m} \left| \sum_{j=0}^n A_j^i x_j - b_i \right| \quad (2)$$

체비셰프 근(Chebyshev solution)의 계산을 위해서는 그림 4와 같은 Ascent algorithm을 이용하였다. 그림에서 Step I은 행렬 A_j^i 의 각 행이 서로 독립(linearly independent)인지를 결정하게 되며, Haar condition을 만족시키게 된다. Step II는 임의의 Subsystem $\{A^1, \dots, A^m\}$ 에 대하여 식 (2)의 Norm $\Delta(x)$ 를 계산하게 된다. 계산된 Norm이 최소가 아닌 경우($|r_a \neq x_0|$), Step III에서 행을 교환하여 Minimax solution을 구할 때까지 Step II, III를 반복하게 된다.

측정된 위전도신호는 32차의 Mean filter를 통과시켜 고주파잡음을 제거한 후, 각 데이터 샘플마다의 위전도벡

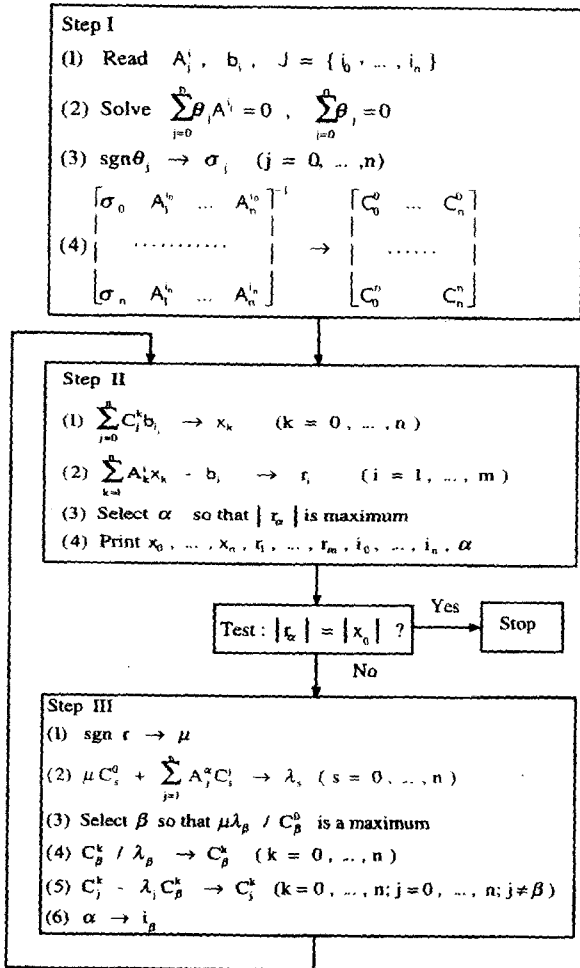


그림 4. 부정선형방정식의 체비셰프 근을 구하기 위한 ascent algorithm
 Fig. 4. Ascent algorithm for the Chebyshev solution of inconsistent linear equation

터를 계산하였다. 이로부터 위수축신호와의 연관성을 분석하기 위하여 각 데이터를 4분 간격으로 나누어 X-Y plotting을 하였다. 각 구간의 위전도벡터 분포의 특성을 알기 위하여 단순선형회귀모형(simple linear regression model)을 이용한 최소제곱회귀직선(least square regression line) $Y = \alpha + \beta X$ 을 구한 후, 회귀직선의 기울기(β)의 변화, 회귀직선에 대한 신호의 분산(variance)을 구하여 이 값들의 변화를 위수축신호와 비교 분석하였다.

실험결과 및 고찰

그림 5는 환자에게서 측정된 위내압검사신호와 위전도 신호를 보여주고 있는 것이다. 검사기간 중 환자의 움직임에 의한 잡음발생구간은 제외한 후 연속적인 신호를 구성하여 분석을 시행하였다. 그림 5의 상단의 세 채널은 위내압검사로부터 위유운동부위에 위치한 사이드 홀로부

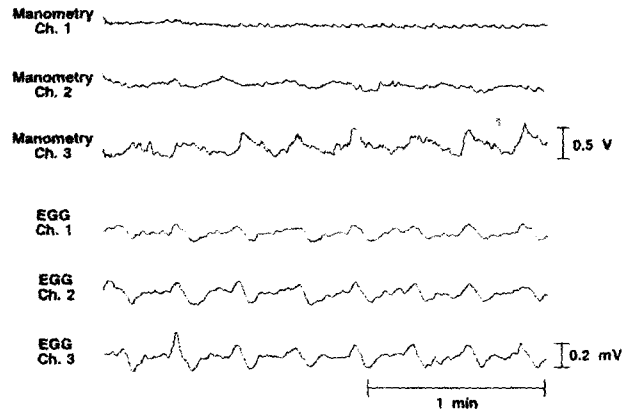


그림 5. 환자에게서 측정된 위내압검사신호와 위전도신호
 Fig. 5. Antropyloric manometric signals and EGG signals from the patient

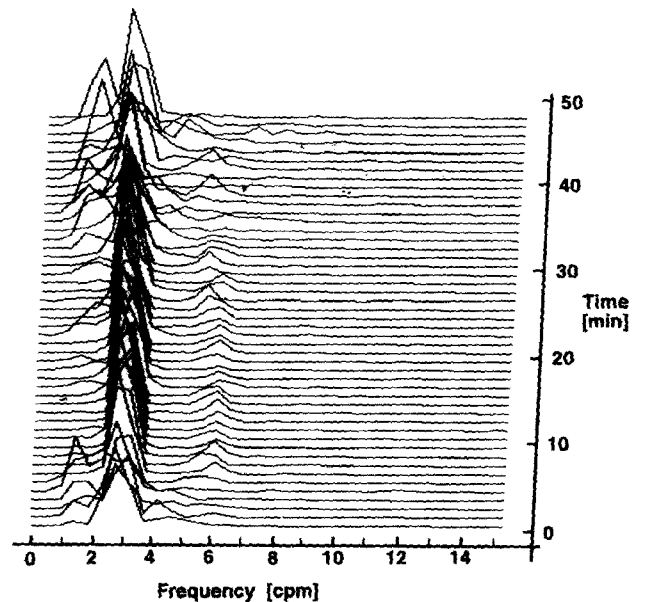


그림 6. 위전도신호의 Running spectrum analysis
 Fig. 6. Running spectrum analysis of the EGG signal

터 얻은 신호이다. 그림 하단의 세 채널은 피부전극으로부터 얻은 위전도신호로, 차단주파수 0.01-8Hz인 대역통과필터를 거친 후 증폭하여 얻은 신호이다. 그림 6은 측정된 위전도신호로부터 시행한 RSA를 보여주고 있다. 각 스펙트럼은 4분간의 데이터 샘플로부터 구성되었으며, 스펙트럼간의 간격은 30초 간격이다. 그림 6은 공복시의 위전도신호의 RSA로써, 주주파수가 3cpm(0.05Hz)으로 나타나고 있고, 6cpm에서 제1고조파(first harmonic)가 적은 크기로 나타나고 있다. 이는 위수축이 없는 정상인에게서 보는 일반적인 결과이다.

그림 7-a는 측정된 위내압신호이며, 이로부터 위수축 유무를 판정하기 위하여 고역통과필터를 사용하여 0.1

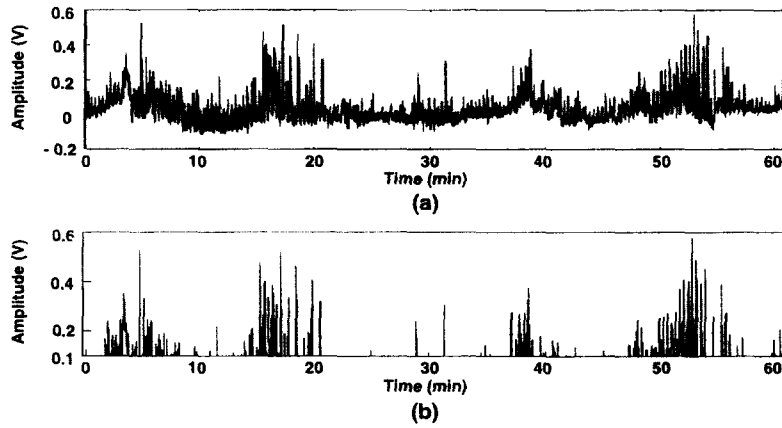


그림 7. 위내압검사신호 a) 원 신호, b) 고역필터 통과 후 0.1V 문턱치값을 적용한 신호
Fig. 7. Antropyloric manometric signal a) original signal, b) high-pass-filtered signal with 0.1V threshold

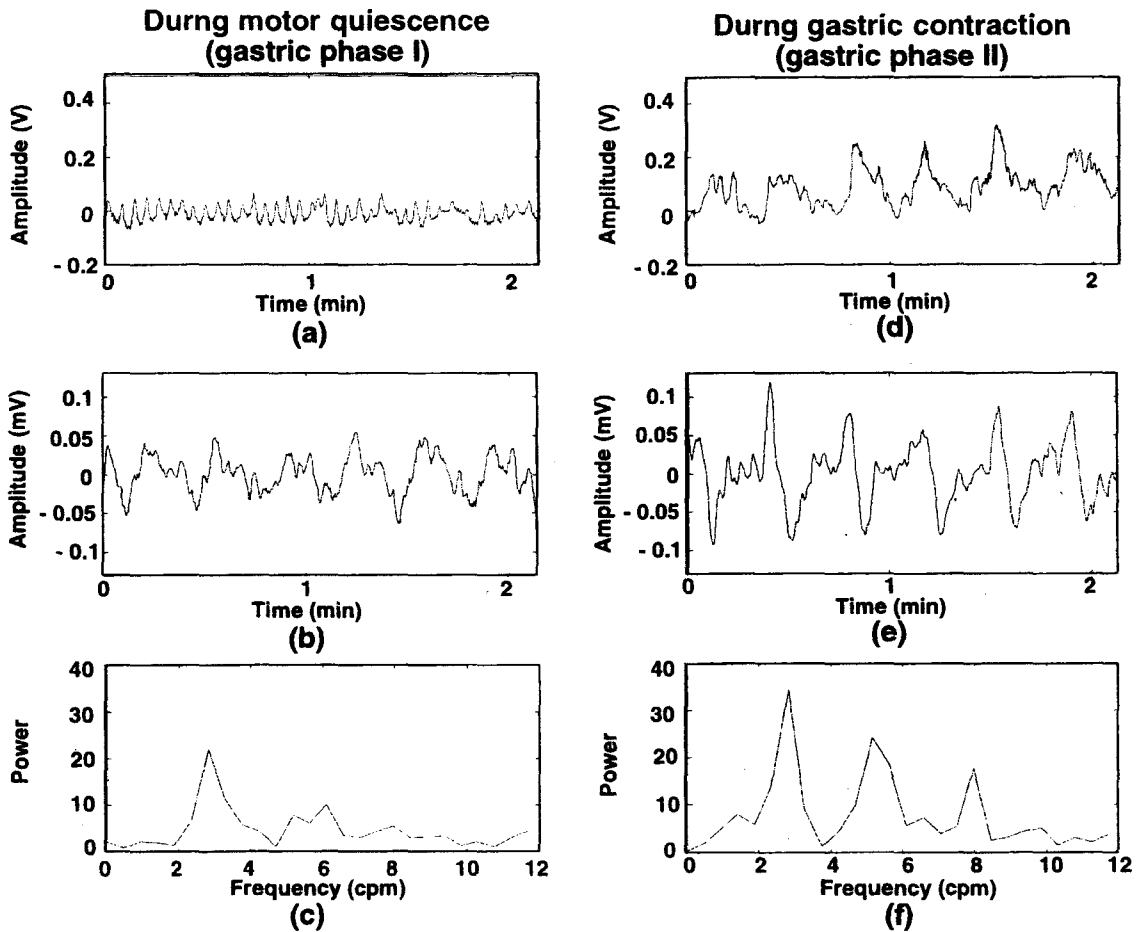


그림 8. 위의 수축이 없는 경우의 위내압신호(a), 위전도신호(b) 및 주파수분석(c) 과 위의 수축이 있는 경우의 위내압신호(d), 위전도신호(e) 및 주파수분석(f)
Fig. 1. Manometric signal, EGG signal and its spectrum analysis during motor quiescence (a), (b), (c) and during gastric contraction (d), (e), (f)

V 문턱치를 적용한 결과를 그림 7-b에서 보여주고 있다. 그림에서의 진폭의 증가는 위내압의 증가를 의미한다. 그

림 7-b에서 위의 수축이 없는 구간(during motor quiescence, gastric phase I)과 위수축이 활발한 구간(during

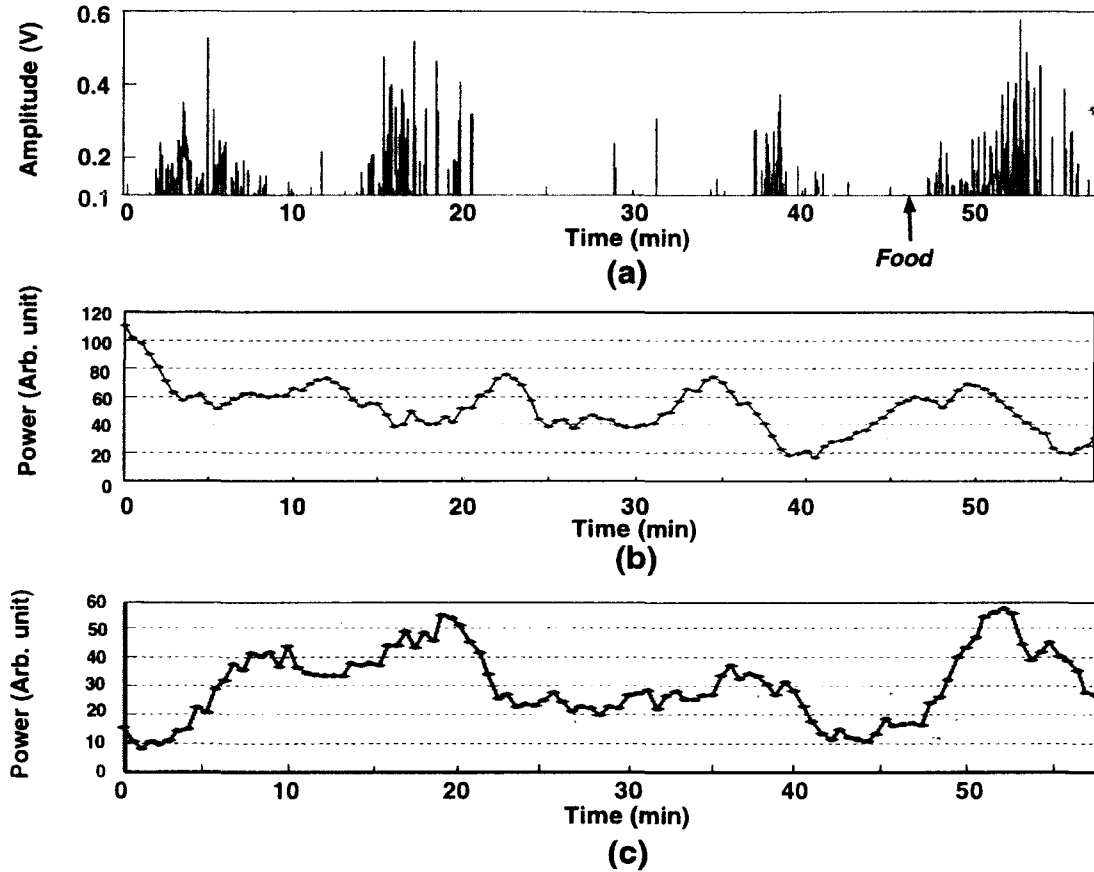


그림 9. 위수축신호(위내압신호)(a)에 따른 주주파수의 크기(b) 및 제1고조파의 크기(c) 비교
 Fig. 9. Comparison of power of dominant frequency(b) and first harmonic frequency(c) according to changes of gastric contraction signal(manometric signal)(a)

gastric contraction, gastric phase II)을 나누어 위내압 신호, 위전도신호 및 위전도신호의 주파수영역분석을 시행 결과를 그림 8에서 보여주고 있다. 그림 8-c,f를 비교해 보면 위의 수축이 있는 경우(그림 8-f)가 위수축이 없는 경우(그림 8-c)에 비해서 주주파수가 3cpm 부근인 주주파수의 크기가 크며, 특히 제1고조파의 크기가 상대적으로 크다는 것을 알 수 있다. Smout 등의 보고에 의하면[3], 음식물 섭취 후에 위전도의 크기가 증가하며 이는 위의 수축력의 증가 때문이라는 보고가 있었으며, Brown 등은 위전도신호 크기의 증가가 음식물 섭취로 인한 위팽창으로 위벽이 복벽에 근접함이 원인이라는 보고를 하였다[12]. 그러나 Chen 등은 위전도 크기의 증가가 위수축력의 증가와 음식물 섭취로 인한 위팽창이 동시에 작용한다고 보고하였다[13]. 즉 위전도 크기의 증가가 위수축을 반드시 의미한다는 것이 아님을 의미한다. 그림 8-f와 같이 주주파수의 크기 증가뿐만 아니라 제1고조파의 상대적인 크기 증가는 음식물의 섭취로 인한 위의 공간적 확장으로는 설명될 수 없다. 이러한 현상은 위근육층의 전기적인 현상의 변화로 설명될 수 있다. 위수축이

없는 경우 위벽에서의 위전기신호는 biphasic wave인 서파만이 발생하며(그림10-a 참고), 이 경우 컴퓨터를 이용한 시뮬레이션을 해보면 복벽을 지나 피부전극에서 측정된 위전도신호는 싸인파의 형태로 검출된다고 한다 [14]. 이는 복벽이 전기적으로 저주파통과필터(low-pass filter)로 작용하기 때문이다. 그러나 위수축에 동반되는 고평부나 침파가 서파와 같이 발생될 경우는(그림 11-a 참고), 피부전극에서 측정된 위전도신호는 싸인파의 신호 왜곡(signal distortion)이 동반될 것이며, 이 경우 주파수 영역분석시 고조파의 크기 증가를 가져다 줄 것이다. 그림 8-f의 위수축시 주주파수의 크기 증가뿐만 아닌 제1고조파의 상대적인 크기 증가는 이러한 원인으로 설명될 수 있다. 이는 제1고조파의 상대적인 크기변화가 음식물 섭취로 인한 위의 물리적 위치이동으로 인한 위전도의 특성변화 효과를 배제하면서 위수축여부를 판정하는 파라메타가 될 수 있음을 의미한다. 그림 9는 위수축여부에 따른 주주파수와 제1고조파의 크기변화를 비교한 것으로, RSA 각 구간(약 4분의 구간이 30초씩 이동)에서의 주파수영역에서의 주주파수와 제1고조파의 크기를 보여주

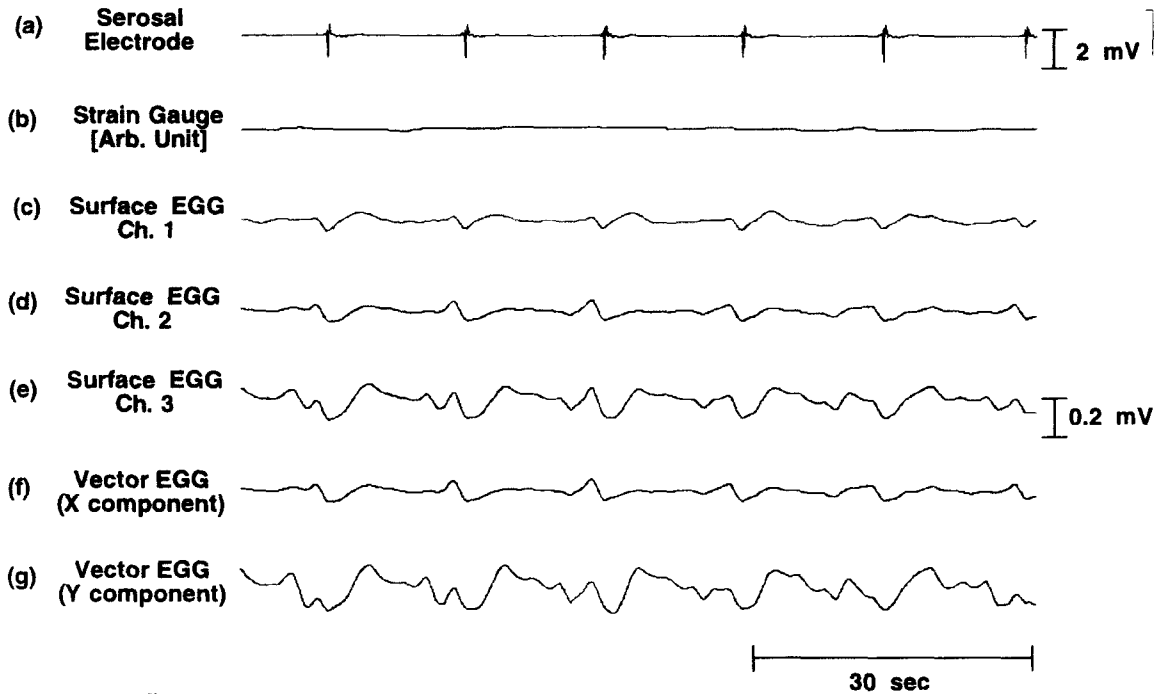


그림 10. 동물실험에서 얻은 위장막신호(a), 스트레인게이지에서의 위수축신호(b), 위전도신호(c), (d), (e) 및 벡터분석신호(f), (g) (위수축이 없는 경우)

Fig. 10. Signal from the serosal electrode(a), gastric contraction signal from the strain gauge(b), surface EGG signal(c) (d), (e) and EGG vector analysis signal(f), (g) from the dog (without gastric contraction)

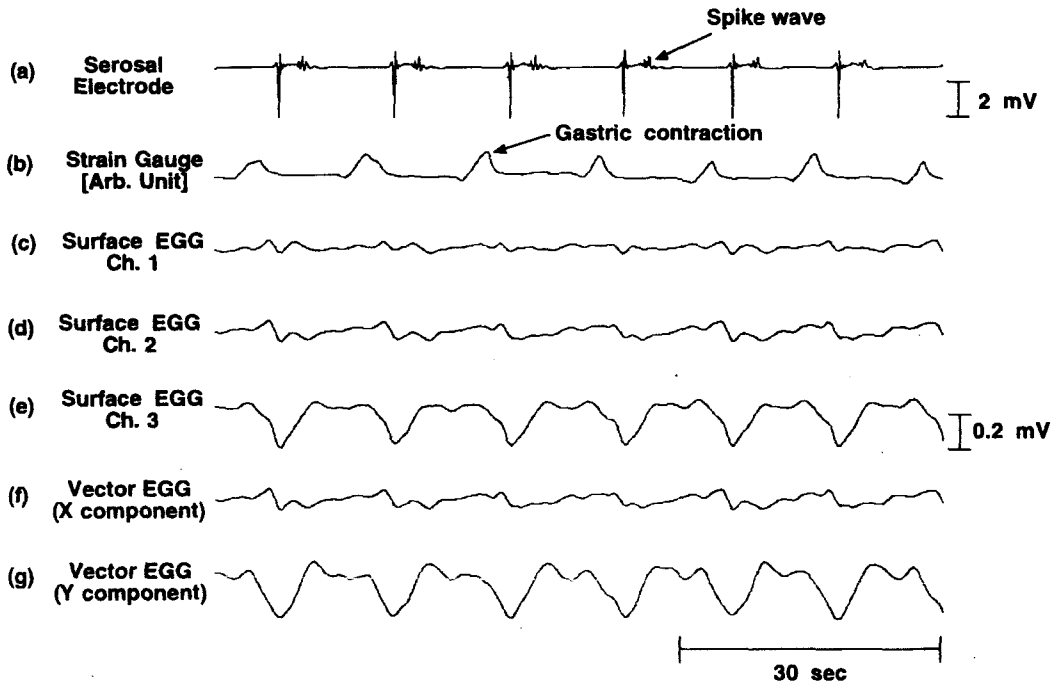


그림 11. 동물실험에서 얻은 위장막신호(a), 스트레인게이지에서의 위수축신호(b), 위전도신호(c), (d), (e) 및 벡터분석신호(f), (g) (위수축이 있는 경우)

Fig. 11. Signal from the serosal electrode(a), gastric contraction signal from the strain gauge(b), surface EGG signal(c) (d), (e) and EGG vector analysis signal(f), (g) from the dog (with gastric contraction)

고 있다. 주주파수의 크기와 위수축신호간의 상관관계는 적으며, 특히 제1고조파의 경우가 위수축신호와 상관관계

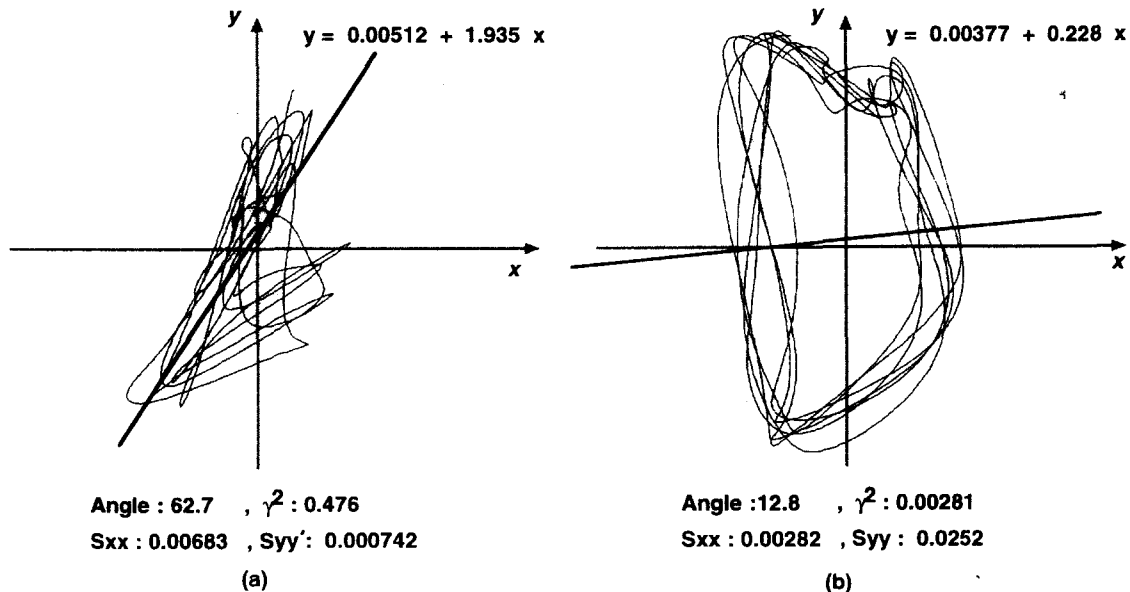


그림 12. 위전도벡터신호의 X-Y plotting 및 분포 분석 (a) 위수축이 없는 경우, (b) 위수축이 있는 경우
 Fig. 12. X-Y plotting of the EGG vector signal and its distribution analysis (a) without gastric contraction, (b) with gastric contraction

를 가지고 있음을 알 수 있다. 그림 9-a의 음식물 섭취 전에 발생한 위수축은 공복 시에도 주기적으로 위수축이 일어나기 때문이며, 이 경우에 제1고조파의 상대적인 크기가 더 큼을 알 수 있다. 제2 및 제3고조파의 위수축신호와의 상관관계를 조사해 보았지만 제1고조파의 경우보다는 적음을 알 수 있었다. 이 결과로부터 스펙트럼분석에서의 제1고조파의 상대적인 크기 증가는 위수축 판단의 파라메타가 될 수 있음을 알 수 있었다. 그러나 아직까지의 임상데이터에서 위수축과의 일대일대응을 발견할 수는 없었으며, 제1고조파의 크기 변화가 위수축 파라메타가 되기에는 더 많은 연구가 필요하다고 생각된다.

그림 10은 동물실험으로부터 얻은 결과를 보여주고 있다. 이 때는 위수축 유발 약제를 사용하지 않고 단지 흡입마취제인 할로세인만을 사용하였을 경우로, 스트레인지이지신호에서 위수축을 의미하는 신호는 발견할 수 없었다(그림 10-b). 위장막부착전극으로부터는 위서파의 발생을 관찰할 수 있으며(그림 10-a), 그림 10-c,d,e는 세쌍의 표면전극에서 얻은 위전도신호이며, 위전도신호의 각 데이터 샘플마다 구성한 위전도벡터를 그림 10-f,g는 보여주고 있다. 위전도벡터의 X축은 편위상 채널 2의 전극과 공통전극이 이루는 직선으로 하였다. 그림 11은 위수축유발약제인 베타네콜을 피하주사한 후의 동물실험 결과이다(마취제를 펜타바르비탈로 바꾸어줘도 유사한 결과를 유발할 수 있다). 이 경우에는 위장막부착전극으로부터 서파뿐만 아니라 위수축과 동반되는 침파를 발견할 수 있으며(그림 11-a), 위수축의 지표인 위장막 부착 스

트레인게이지로부터의 수축신호도 관찰할 수 있다(그림 11-b). 그림 12는 그림 10과 그림 11에서 계산한 위전도벡터를 X-Y좌표에 표시한 것으로, 각 위전도벡터를 6-7회의 위전도 주기를 도시하였다. 그림과 같은 위전도벡터가 의미하는 바는 심장에서의 심전도벡터(ECG vector, vectocardiogram)와 유사하며, 한 시점에서 위에서 발생하는 전기쌍극모멘트(electrical dipole moment)를 시간의 흐름에 따라 연속하여서 표시한 것이다. 그림 12-a는 위수축이 없는 경우이며, 그림 12-b는 위수축이 있는 경우이다. 그림 12의 각 분포의 특성을 알기 위하여 회귀곡선을 계산하였으며 회귀곡선의 기울기 및 회귀곡선에 대한 분산을 계산하였다. 이 때 Sxx는 회귀곡선상의 분산이며 Syy는 회귀곡선의 직각인 축방향으로의 분산이며, r^2 는 결정계수(coefficient of determination)이다. 그림 12의 두 그림에서 위수축의 유무에 따라 유의한 형태의 차이를 관찰할 수 있으며, 회귀곡선의 기울기 및 각 분산들도 유의한 변화를 관찰할 수 있다. 각 실험마다 위수축 유무에 따른 위전도벡터 분포의 차이는 발견할 수 있었지만, 위수축을 의미하는 전형적인 위전도벡터의 분포에 대해서는 발견할 수는 없었다.

결 론

위전도는 그 측정방법이 비침습적이기 때문에 위내압검사나 위팽창검사 등의 위수축력검사에 비해서 장점을 가지고 있으나, 그 검사결과가 임상증상과의 상관관계가 적

기 때문에 아직까지는 일반적인 소화기능검사법이 되지 못하고 있다. 본 연구에서는 측정된 위전도신호로부터 임상적으로 유의한 정보를 얻기 위하여, 고주파성분을 포함한 위전도신호를 획득하여 주파수영역분석 및 벡터분석을 실시하였다. 이로부터 위수축에 대한 정보를 얻을 수 있는 방법을 제시하였으며, 제시된 방법은 동물실험 및 임상실험을 통하여 위전도신호로부터 위수축 측정이 가능함을 확인하였다. 그러나 아직까지의 결과는 위수축에 대한 일대일대응을 나타내는 파라메타를 얻지는 못하였다. 앞으로 계속적인 동물실험과 임상실험을 통하여 본 연구에 제시된 방법을 개선한다면, 위전도검사방법이 임상 의사에게 위기능에 대한 유의한 정보를 줄 수 있는 위기능검사 방법이 되리라 생각한다.

감사의 글

임상실험 및 동물실험에 많은 도움을 준 삼성의료원 소화기능검사실 및 삼성생명과학연구소 실험동물연구실의 연구원들에게 감사를 드립니다.

참 고 문 헌

1. W.C. Alvarez, "The electrogastrogram and what it shows", JAMA, vol. 78, pp. 1116-8, 1922.
2. T.S. Nelsen and Kohatsu, "Clinical electrogastrography and its relationship to gastric surgery, Am J Surg, vol. 116, pp. 215-22, 1968.
3. A.J.P.M. Smout, E.J. Schee and J.L. Grashius, "What is measured in electrogastrography?", Dig Dis & Sci, vol. 25, pp. 179-87, 1980.
4. R.M. Stern and K.L. Koch, *Electrogastrography: Methodology, validation and Application*, New York, Praeger, pp 116-31, 1985.
5. J. Z. Chen and R.W. McCallum, "New interpretation of the amplitude increase in postprandial electrogastrogram", Gastroenterol, vol. 98, A29, 1990.
6. I.Y. Kim, W.T. Han and W.K. Kim, "Contraction-related frequency harmonics in human electrogastrography", Proc 18th Ann Conf IEEE EMBS, Amsterdam, 1996.
7. A.C. Guyton, *Gastrointestinal Physiology In: Text book of Medical Physiology*, Philadelphia, W.B. Saunders Co., pp687-742, 1991.
8. J.W. Hamilton, B.B. Bellahsene, M. Reichelderfer, J.G. Webster and P. Bass, "Human electrogastrograms: Comparison of surface and mucosal recordings", Dig Dis & Sci, vol. 31, no. 1, pp. 33-9, 1986.
9. J. Z. Chen and R.W. McCallum, *Electrogastrography: Principles and Applications*, New York, Raven Press, pp. 3-33, 1994.
10. N. Mirizzi, "Optimal direction of the electrogastrographic signal in human", Med & Biol Eng & Comput, vol. 21, pp. 385-9, 1983.
11. E.W. Cheney, *Introduction to Approximation Theory: The Tchebycheff solution of inconsistent linear equations*, New York, Chelsea Pub Co, pp. 28-56, 1982.
12. B.H. brown, R.H. Smallwood, H.L. Duthie and C. J. Stoddard, "Intestinal smooth muscle electrical potentials recorded from surface electrodes", Med & Biol Eng, vol. 13, pp. 97-103, 1975.
13. J. Chen and R.W. McCallum, "Response of the electrical activity in the human stomach to water and solid meal", Med & Biol Eng, vol. 29, pp. 351-7, 1991.
14. N. Mirizzi, R. Stella and U. Scafoglieri, "Model to simulate the gastric electrical control and response activity on the stomach wall and on the abdominal surface", Med & Biol Eng, vol. 24, pp. 157-63, 1986.

=국문초록=

위전도는 피부전극을 이용하여 위에서 발생하는 전기신호를 측정하여 위운동 상태를 측정하는 검사 방법이다. 여러 연구자들이 위전도를 이용하여 위수축과 관련된 정보를 얻으려고 노력하였지만 아직까지 임상적으로 유용한 정보를 주는 방법을 제시하지 못하고 있다. 본 연구에서는 위전도신호를 주파수영역 분석 및 벡터분석을 이용하여 위수축을 측정할 수 있는 방법을 제시하였다. Running spectrum analysis 를 이용한 주파수영역분석에서는 주주파수와 이의 고조파의 크기변화를 위수축신호(스트레인게이지신호, 위내압신호)와 비교하였다. 벡터분석에서는 피부전극에서 얻은 위전도신호를 이용하여 위전도벡터를 구한 후, 이 위전도벡터의 분포에 대한 분석을 실시하였다. 제시된 방법은 동물실험 및 임상실험을 통하여 그 타당성을 검증하였다. 주파수영역분석에서 위수축이 일어나는 경우 주주파수의 크기에 비해 제1고조파의 크기가 상대적으로 증가하는 것을 발견하였다. 위전도 벡터분석에서는 위수축유무에 따라 위전도벡터의 분포가 변함을 알 수 있었으며, 위전도벡터의 분포로부터 계산한 회귀곡선의 기울기 및 회귀곡선에 대한 분산이 위수축유무에 따라 유의한 차이를 가지는 값을 가짐을 알 수 있었다.