위전도신호의 벡터분석에 의한 위수축 측정

한 완 택, 김 인 영, 김 원 기
삼성생명공학연구소 임상의공학센터

Detection of Gastric Contraction by Vector Analysis in Electrogastrography

Wan Tack Han, In Young Kim, Won Ky Kim
Biomedical Engineering Center, Samsung Biomedical Research Institute

ABSTRACT

Electrogastrography(EGG), the cutaneous recording of the myoelectrical activity of the stomach using surface electrodes, is attractive due to its non-invasiveness. We propose feasible methods to detect the gastric contraction by vector analysis of the surface 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 such as the strain gauge signal from the gastric serosa in dog. 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.

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 일대일 대응이 있다고 생각하였다. 그러나 1968년 Nelson과 Kohatsu에 의하여 위전도신호와 위수축과는 일대일 대응이 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. 본 연구에서는 위전도신호로부터 위수축과 관련이 있는 파라메타를 발견함으로써, 검사시 환자에게 불편을 주는 기존의 위수축력검사(위내압검사, 위팽창검사)를 간편한 위전도 검사로 대치할 수 있는 방법을 제시하였다. 위수축과 관련 파라메타의 측정을 위해서 위전도신호의 벡터분석(vector analysis)을 실시하였으며, 이러한 방법의 타당성을 동물실험을 통하여 확인하였다.

실험대상 및 방법

동물실험을 위해서 20마리의 잡견을 사용하였으며, 사용한 개는 체중 13-15 kg 정도이며, 마취를 위해서 아트로핀(atropine)과 자일라젼(xylazine)으로 전처치를 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 앙와위상태(supine position)에서, 수술부위의 체모를 제거한 후 위상부의 복부 피부를 절개하여 장간막 등을 제거하고 위체부 및 위유문동 부위를 노출시켰다. 노출된 위체부와 유문동부위의 경계선 위치의 위장막에 특수하게 제작된 그림 1과 같은 형태의 위장막전극(serosal electrode)을 부착시켰다. 위장막전극의 기본형태는 흡입전극(suction electrode)과 유사하나 위장막에 부착하는 방법은 봉합(suturing)을 이용하였다. 사용전극은 쌍극전극(bipolar electrode)으로 전극간 거리는 4 mm 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 스트

레인게이지의 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 고정한 후 동물의 복부를 근육층과 피부층으로 구분하여 2회 봉합하였으며, 이 때 위전도신호 획득을 위한 체표면전극의 부착이 용이하도록 위장막전극 및 스트레인게이지로부터의 전선을 배치하였다.

위전도신호 측정

위전도신호의 측정에 있어서 전극의 선택, 전극부착위치 및 피부처리(skin preparation)는 아주 큰 비중을 차지한다. 사용한 전극은 은/염화은 전극이며, 신호대잡음비(signal-to-noise ratio : SNR)를 크게 하기 위하여 피부전극의 위치를 위장 직상부에 오도록 하였으며, 이를 위해서 동물실험시에는 복부피부 봉합전에 위의 위치를 피부에 표시하도록 하였다. 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 2.5 cm 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 피하주사하거나, 위장관운동을 항진시키는 마취제인 펜토바르비탈(pentobarbital)을 사용하였다.

위장막전극 및 피부전극으로부터 획득한 신호는 전치증폭기(preamplifier)를 통과시킨 후 대역통과 필터링(band-pass filtering)을 하게 되며, 이 때 차단주파수(cut-off frequency)는 0.01 Hz 와 8 Hz 이다. 필터링된 신호는 A/D 변환기(analogue-digital converter)를 거쳐서 16 Hz로 샘플링하여 PC로 저장하게 된다. 스트레인게이지로부터 획득한 신호 역시 전치증폭기(GRASS^{R})를 이용하여 신호를 증폭한 후 A/D 변환기를 거쳐 PC로 위전기신호와 동시에 저장하였다.

벡터분석

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

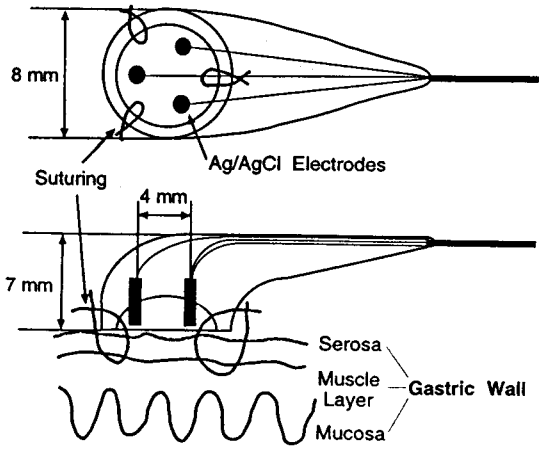

그림 1. 위장막 전극의 형태 및 전극의 위장막 부착 방법

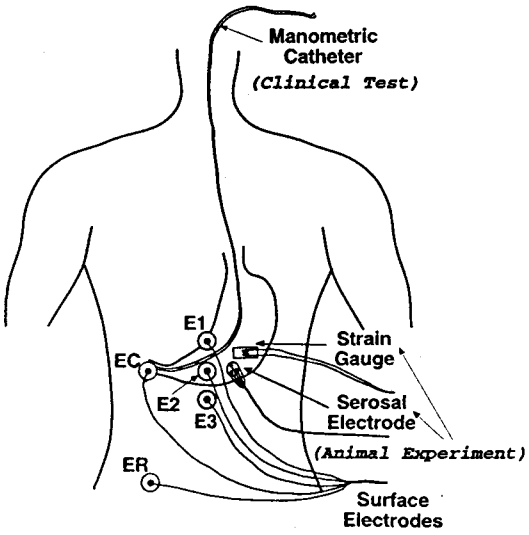

그림 2. 표피전극의 부착위치 및 측정장치의 위치 (EC : 공통전극, ER :기준전극, E1,E2,E3 : Ch.1,2,3 측정전극)

하였다. 세 개 이상의 독립인 2차원 벡터로부터 위전도 벡터를 구하기 위해서 다음의 식 (1)과 같은 부정선형방정식(inconsistent linear equation)을 풀어야 한다

$$\sum_{j=0}^{n} A_{j}^{i} x_j = b_i \ (i=1,\ldots,m,\ m>n) \quad \text{--- (1)}$$

여기서 A_{j}^{i}는 설정된 X축, Y축에 대한 각 전극의 방향벡터(direction vector)가 이루는 계수행렬이며, b_i는 각 전극에서 측정된 신호벡터이며, x_j는 추정하고자 하는 위전도벡터이다.

식 (1)의 부정선형방정식의 근 x_j를 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[6].

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

측정된 위전도신호는 32차의 Mean filter를 통과시켜 고주파잡음을 제거한 후, 각 데이터 샘플마다의 위전도벡터를 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 3은 동물실험으로부터 얻은 결과를 보여주고 있다. 이 때는 위수축 유발 약제를 사용하지 않고 단지 흡입마취제인 할로세인만을 사용하였을 경우로, 스트레인게이지신호에서 위수축을 의미하는 신호는 발견할 수 없었다(그림 3-b). 위장막부착전극으로부터는 위서파의 발생을 관찰할 수 있으며(그림 3-a), 그림 3-c,d,e는 세 쌍의 표면전극에서 얻은 위전도신호이며, 위전도신호의 각 데이터 샘플마다 구성한 위전도벡터를 그림 3-f,g는 보여주고 있다. 그림 4은 위수축유발약제인 베타네콜을 피하 주사한 후의 동물실험 결과이다(마취제를 펜토바르비탈로 바꾸어줘도 유사한 결과를 유발할 수 있다). 이 경우에는 위장막부착전극으로부터 서파뿐만 아니라 위수축을 유발하는 첨파를 발견할 수 있으며(그림 4-a), 위수축의 지표인 위장막 부착 스트레인게이지로부터의 위수축신호도 관찰할 수 있다(그림 4-b). 그림 5는 그림 3과 그림 4에서 계산한 위전도벡터를 X-Y좌표에 표시한 것으로, 위전도벡터를 6-7회의 위전도 주기동안 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 5-a는 위수축이 없는 경우이며, 그림 5-b는 위수축이 있는 경우이다. 그림 5의 각 분포의 특성을 알기 위하여 회귀곡선을 계산하였으며 회귀곡선의 기울기 및 회귀곡선에 대한 분산을 계산하였다. 이 때 Sxx는 회귀곡선상의 분산이며 Syy는 회귀곡선의 직각인 축방향으로의 분산이며, γ^2는 결정계수(coefficient of determination)이다. 그림 5의 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.

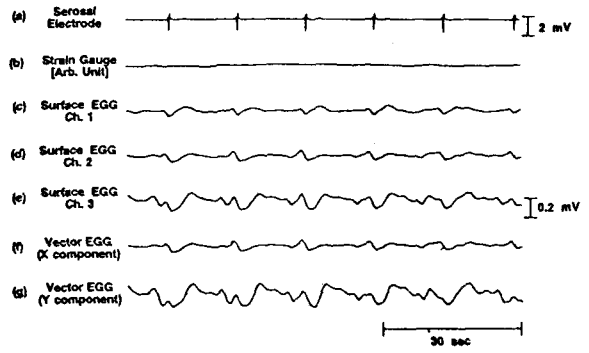

그림 3. 동물실험에서 얻은 위장막신호(a), 스트레인게이지에서의 위수축신호(b), 위전도신호(c), (d), (e) 및 벡터분석신호(f), (g) (위수축이 없는 경우)

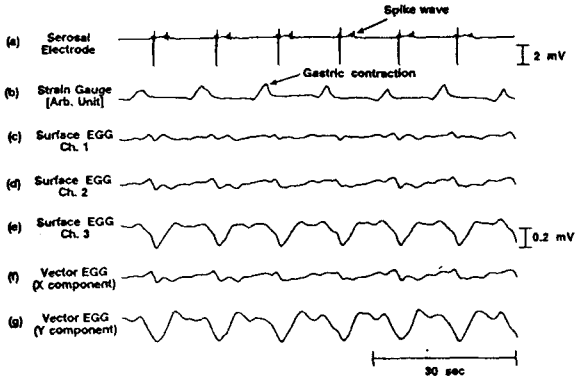

그림 4. 동물실험에서 얻은 위장막신호(a), 스트레인게이지에서의 위수축신호(b), 위전도신호(c), (d), (e) 및 벡터분석신호(f), (g) (위수축이 있는 경우)

결론

위전도는 그 측정방법이 비침습적이기 때문에 위내압검사나 위팽창검사 등의 위수축력검사에 비해서 장점을 가지고 있으나, 그 검사결과가 임상증상과의 상관관계가 적기 때문에 아직까지는 일반적인 소화기능검사법이 되지 못하고 있다. 본 연구에서는 측정된 위전도신호로부터 임상적으로 유의한 정보를 얻기 위하여, 고주파성분을 포함한 위전도신호를 획득하여 벡터분석을 실시하였다. 이로부터 위수축에 대한 정보를 얻을 수 있는 방법을 제시하였으며, 제시된 방법은 동물실험 을 통하여 위전도신호로부터 위수축측정이 가능함을 확인하였다. 그러나 아직까지의 결과는 위수축에 대한 일대일 대응을 나타내는 파라메타를 얻지는 못하였다. 앞으로 계속적인 동물실험과 임상실험을 통하여 본 연구에 제시된 방법을 개선한다면, 위전도검사방법이 임상의사에게 위기능에 대한 유의한 정보를 줄 수 있는 위기능검사방법이 되리라 생각한다.

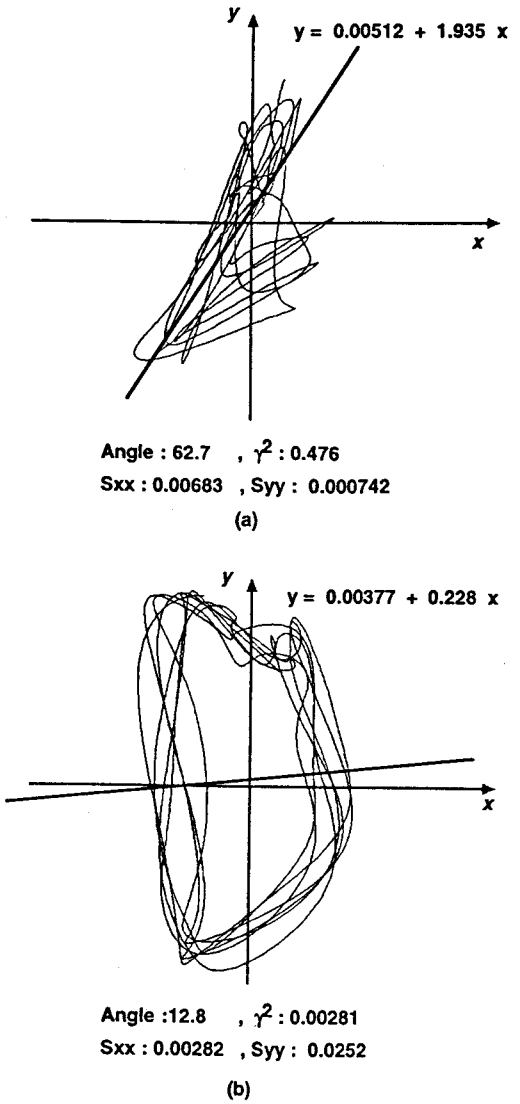

그림 5. 위전도벡터신호의 X-Y plotting 및 분포 분석 (a) 위수축이 없는 경우, (b) 위수축이 있는 경우

참고문헌

[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] E.W. Cheney, *Introduction to Approximation Theory : The Tchebycheff solution of inconsistent linear equations*, New York, Chelsea Pub Co, pp. 28-56, 1982.