

위전도신호의 측정 및 분석시스템 개발

한완택·김인영·김원기·김희찬*·손정일**·이풍렬***·이종철**

삼성생명과학연구소 임상의학연구센터, 서울대학교 의과대학 의공학교실*,
성균관대학교 의과대학 삼성의료원 소화기내과**
(1998년 1월 7일 접수, 1998년 3월 28일 채택)

Development of Detection and Analysis System for Electrogastrographic Signal

W.T. Han, I.Y. Kim, W.K. Kim, H.C. Kim*, J. I. Son**, P.L. Rhee**, J. C. Rhee**

Biomedical Engineering Center, Samsung Biomedical Research Institute,
Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University*,
Department of Gastroenterology, Samsung Medical Center, College of Medicine, Sungkyunkwan University**
(Received January 7, 1998, Accepted March 28, 1998)

요 약 : 위전도는 피부전극을 이용하여 위에서 발생하는 전기신호를 측정하여 위운동상태를 측정하는 비관혈적인 검사방법이다. 본 연구에서는 임상적으로 유용한 위전도신호 측정 및 분석시스템을 개발하였으며, 개발시스템은 크게 하드웨어(생체증폭기, 필터)와 소프트웨어(유저인터페이스, 분석알고리즘, 환자데이터베이스)로 구성된다. 개발시스템의 생체신호증폭기는 신호분석에 용이하도록 3채널로 구성되어 있으며, 신호의 저장 및 분석은 PC에서 수행하도록 구성되어 있다. 위수축 정보의 획득을 위해서 분석신호는 16Hz로 샘플링하였으며, 위전도신호분석은 임상이용에 유용한 여러 가지 분석 파라미터를 추출할 수 있도록 하였다. 개발된 시스템은 동물실험을 통하여 성능을 평가하였으며, 현재 환자를 대상으로 임상시험이 진행중이다.

Abstract : Electrogastrography(EGG), the cutaneous recording of the myoelectrical activity of the stomach using surface electrodes, is a non-invasive technique to detect gastric motility disorder. We developed a detection and analysis system for the EGG signal, which consists of hardware(bio-amplifier, filter) and software(user interface, analysis algorithm, patient database). The EGG signal was amplified and filtered by 3 channel bio-amplifiers, and simultaneously digitized and stored on IBM PC with a sampling frequency of 16 Hz. The stored EGG signal was analyzed using developed algorithm to extract clinically useful information from the signal. The developed system has tested through animal experiments, and is under clinical evaluation.

Key words : Electrogastrography, Bio-amplifier, User interface, Analysis algorithm

서 론

위전도(electrogastrography : EGG)는 복부체표면에 전극을 부착하여, 위의 전기적인 현상을 측정하는 방법이다. 위전도신호의 측정은 1921년 Alvarez에 의해서 처음 이루어져 사인과 형태의 위전도신호를 처음으로 얻어냈다[1]. 그 후 간헐적으로 위

전도의 연구가 시도되었으나 기술적, 임상적 한계에 부딪쳐 뚜렷한 결과를 얻지 못하다가 80년대 이후 전기공학적인 발전과 위장운동장애에 대한 관심이 대두되면서 다시 위전도에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다[2-5]. 그러나, 위전도검사법은 현재까지도 측정방법 및 분석방법 등이 표준화되어 있지 않아 서로 다른 기관에서 측정된 위전도신호의 상호 비교를 할 수 없어 임상응용에 적지 않은 장애물로 작용하고 있다. 여기에는 전극의 부착위치, 위전도 전용의 증폭기, 분석장치 및 환자 데이터베이스의 부재 등을 그 원인으로 들 수 있다. 이러한 문제점을 하나씩

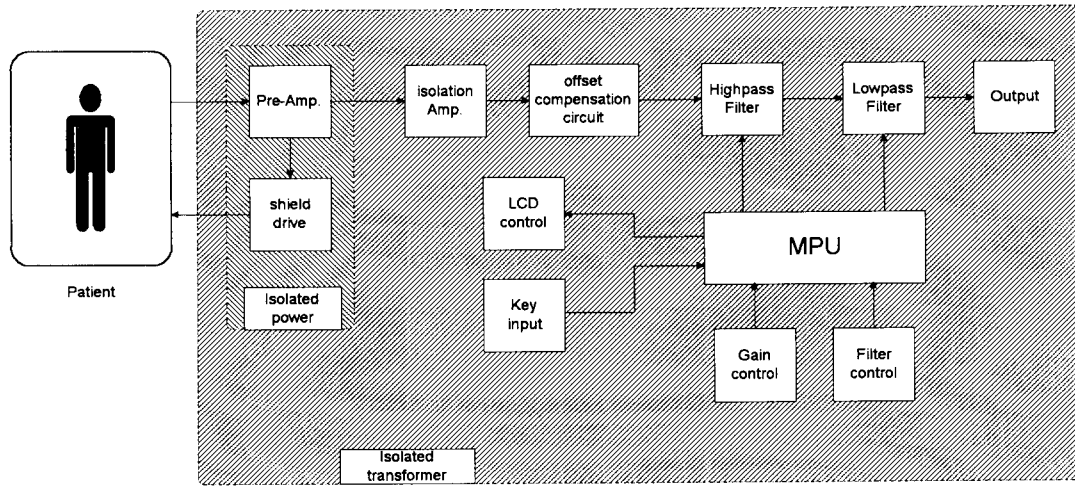


그림 1. 위전도시스템의 하드웨어 구성

Fig. 1. Structure of hardware in electrogastrography system

해결해 나가고자 임상적인 응용을 목적으로 하는 위전도시스템을 개발하였다. 본 논문에서는 개발한 위전도시스템의 하드웨어와 소프트웨어의 구성과 주요기능 등을 소개하고, 본 시스템으로 측정된 위전도신호를 시간영역의 특성 및 주파수 영역의 특성으로 분리 분석하여 임상응용에 도움을 줄 수 있는 파라미터를 분석부에 제시하였다.

위전도 H/W

본 연구에서 구현한 전체시스템의 구성도는 그림 1과 같다. 환자의 복부 체표면에 전극에서부터 검출된 위전도신호는 전원 분리(isolation)된 전치증폭기(pre-amplifier)를 거쳐 일차적으로 증폭된다. 주증폭기(main amplifier)에서 또다시 신호가 증폭되고, 필터링(filtering)되어 A/D변환기(analogue-digital converter)로 전달된 후, PC(personal computer)에서 위전도신호를 표시하고 분석하여 환자의 데이터베이스(data base)가 구축되게 된다.

1. 전극의 구성 및 체표면부착

위전도신호는 잡음이 많이 혼입되고 매우 불규칙적이기 때문에, 잡음을 최소화하면서 위전도신호를 효과적으로 검출하기 위해 세쌍의 양극전극(bipolar electrode)으로부터 신호를 측정하였다. 피부와 전극간 전기저항을 최소화하기 위하여 피부표면을 젤(gel)로 닦은 후, 위의 전정부(antrum)의 직상부의 복부 피부표면에 전극을 부착한다. 표면전극(surface electrode)으로는 은/염화은 전극(Ag/AgCl electrode)을 사용한다. 세쌍의 측정전극(measurement electrode) 및 기준전극(reference electrode)의 부착위치는 저자 등이 발표한 논문에서 자세히 기술되어 있다[6]. 이러한 전극의 배치는 기존에 여러 연구자들이 제시한 전극의 배치방법에 비해[7] 측정된 위전도신호의 분석에 가장

적합하다고 판단된다.

2. 생체전기신호 증폭장치

위장의 전기신호 증폭장치는 전치증폭기와 주증폭기로 구분된다. 전치증폭기는 차동증폭기, 고역통과필터, 분리증폭기, 분리전원공급장치로 구성되어 있다. 생체증폭기의 저잡음회로를 설계할 때에는 모든 잡음원에 대해 주의깊게 분석해야한다. 대부분의 경우 외부 잡음원의 영향이 주가 되기 때문에 입력단에 사용되는 증폭기(OP Amp)의 입력임피던스(input impedance)를 잘 고려해야 한다. 신호원의 출력임피던스(output impedance)가 낮은 경우 전압성 잡음이 작은 bipolar OP Amp가 더 우수하지만, 출력임피던스가 큰 경우에는 bipolar OP Amp의 큰 전류성 잡음이 문제가 된다[8]. 개발한 위전도시스템의 초단증폭기에는 입력임피던스가 높은 FET(field-effect transistor) type의 OP Amp를 사용하였다. FET OP Amp는 매우 작은 입력바이어스전류(input bias current)를 제공하므로 매우 작은 회로 누설전류(circuit board leakage current)라도 성능을 떨어뜨리게 된다. 이러한 문제의 해결을 위해서 고임피던스 연결부(high impedance nodes)의 주변을 동일한 회로전압(circuit potential)을 갖는 저임피던스연결(low impedance connection)로 둘러싸므로써 회로누설(circuit board leakage)을 줄였다. 즉, OP Amp의 두 입력 단자 둘레에 가드링(guard ring)을 두르고 이것을 저임피던스를 갖는 입력단자 쪽에 연결하였다. 외부 잡음이 혼입되는 것을 줄이기 위해 입력단에 사용하는 차폐선(shielding wire)을 접지(ground)에 연결하면 신호선과 이 차폐선간의 부유용량(capacitance) 차이가 공통전압(common-mode voltage)에 의해 두 입력단에 서로 다른 크기의 신호를 야기하게 된다. 이러한 영향을 없애기 위하여 차폐단자를 입력 단자의 전압의 평균에 해당하는 값으로 능동적인 구동을 시행하였다.

주증폭기는 가변이득 증폭기, 저역통과필터, 출력회로로 구성되어 있으며, 디지털 제어 방식에 의한 가변 이득 증폭회로를 채택하였다. 아날로그 멀티플렉서(analog multiplexer)를 사용하여 8가지의 서로 다른 저항을 선택함으로써 가변 이득을 실현하였다. 정확한 증폭기의 이득을 제공하기 위하여 아날로그 멀티플렉서의 동작시의 저항값(ON resistance)을 고려하여 정확한 1% 저항소자를 사용하였다.

3. 제어부

전체 시스템의 선택변수인 필터의 차단주파수와 증폭기의 이득을 기계적인 스위치를 사용하지 않고 마이크로 프로세서(microprocessor)를 사용하여 디지털방식으로 처리하는 회로를 구성하였다. 유저인터페이스(user interface)를 위해 액정표시장치(LCD display)를 사용하여 구성하였다. 사용한 마이크로컨트롤러(micro-controller, Motorola®, MC68HC811E2FN)는 2KB의 on-chip EEPROM 프로그램 메모리(program memory)를 가지고 있어 주변에 별도의 메모리소자를 사용하지 않고도 단일칩으로 간단한 회로를 구성하였다. 입력회로는 4개의 버튼 입력(button input)을 사용하였으며, 출력회로는 액정표시장치 구동선(I.C.D drive lines), 저·고역 통과필터의 차단주파수, 가변 이득 증폭기 구동용 출력으로 구성하였다. 이득값과 각각의 필터의 차단주파수값의 표시는 액정표시장치(Samsung®, UC-202-12 20, character x 2 lines with LED backlight)를 사용하였다.

4. 분리전원 및 분리증폭기

생체신호증폭기의 입력단과 출력단의 전기적인 분리는 반드시 이루어져야한다. 주된 이유는 누설전류에 의한 생체에 미치는 영향 때문이다. 생체신호증폭기로부터 인체로 흘러들어간 누설전류는 심장에 치명적인 영향을 미칠 수 있다. 그렇기 때문에 증폭기의 누설전류는 가능한 한 적게 설계되어야 한다. 위전도시스템에는 증폭기 외에 모니터, PC, 프린터 등이 전체시스템을 구성하는 요소로 되어 있다. 그러므로 증폭기뿐만 아니라 위전도시스템의 전체적인 전기안전도 문제를 소홀히 할 수 없다. 인체에 가해질 수 있는 누설전류에 의한 위험을 방지하고자 위전도증폭기에서는 토로이달코일(toroidal coil)방식의 분리변압기(isolation transformer)와 분리증폭기(isolation amplifier)를 사용하였다. 개발시스템은 전자의료장비에서의 안전전류한도에 관한 국제전기기술위원회(International Electrotechnical Commission, IEC) 규정 IEC 601-1에 부합되도록 PC를 포함한 위전도 시스템 전체의 케이스 누설전류를 100 μ A 이하로 제한하였으며, 환자누설전류를 10 μ A 이하로 제한하였다[9].

5. 아날로그-디지털 변환부

위전도는 위장막에서 측정된 것과 복부의 체표면에서 측정된 신호의 기하학적 형태에 있어서 차이가 있다. 위전도를 임상적

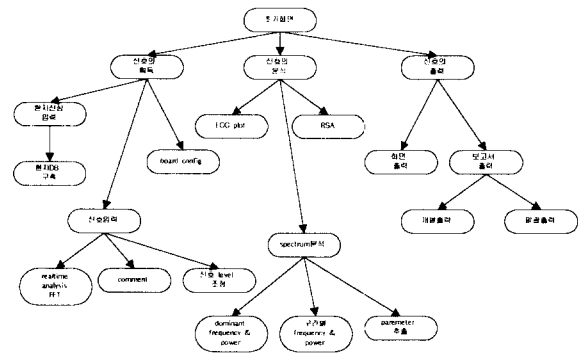


그림 2. 위전도시스템의 소프트웨어 구성
Fig. 2. Structure of software in electrogastrography system

진단이나 치료에 이용하고자 할 경우에 가장 잘 측정된 체표면 위전도 신호는 위장막에서 측정된 신호의 기하학적 형태에 가까울수록 그 가치가 높다고 말할 수 있다. 생체신호증폭기는 체표면신호와 위장막신호 모두를 측정할 수 있는 주파수 대역폭을 가지고 있어야 한다. 그러므로, 측정하고자 하는 위전도 신호의 특성을 먼저 분석한 후에 샘플링속도를 결정해야 한다. 위전도 신호는 서파와 첨파로 나누어지며, 서파의 기본 주파수는 3cpm (cycle per minute)이지만 위장질환이 있는 환자의 경우에는 2~9cpm 범위까지 나타날 수 있다. 위장막신호의 측정에서는 4~5Hz 성분까지도 포함하고 있으므로 위전도의 주파수 범위는 0.01~5Hz라고 할 수 있다. 샘플링주파수 선정의 기본원칙이 대상신호의 최대 주파수의 2배 이상 빠르게 결정해야 하므로 샘플링주파수는 최소한 10Hz 이상이 되어야한다[10].

최근의 신호처리방법은 up-sampling과 down-sampling을 이용하는 추세에 있으므로 2배의 표본화 속도를 결정하면 보상오차없이 신호처리방법을 구사할 수 있다. 2배와 10Hz 이상을 만족하는 최소한의 수는 16이므로 위전도 신호의 표본화 속도는 16Hz로 결정하였다. 변환된 디지털신호의 분해능은 16bit/sample로 1byte당 65536개의 서로 다른 수를 표현할 수 있으며, 측정하고자 하는 범위의 양자화오차는 0.0015%이다. 그러므로, $\pm 10V$ 의 범위에서 0.31mV의 양자화오차를 갖는다. 입력채널은 3개이며, A/D 보드의 데이터는 DMA(direct memory access) 방식으로 PC로 전달되어 멀티타스킹(multitasking)방식의 OS (operating system)에서도 시간의 지연없이 정확한 데이터가 입력되게 구성하였다.

위전도 S/W

위전도 증폭기를 거쳐 증폭된 신호는 A/D 보드를 지나 디지털화되어 PC로 입력된다. 위전도 S/W는 C++언어를 사용하여 윈도우95에 기반을 둔 그래픽 인터페이스로 제작되었다. 위전도 시스템의 S/W 구성을 그림 2에 나타내었고, 위전도 S/W의 초기메뉴화면을 그림 3에 나타내었다. 초기메뉴화면에서 버

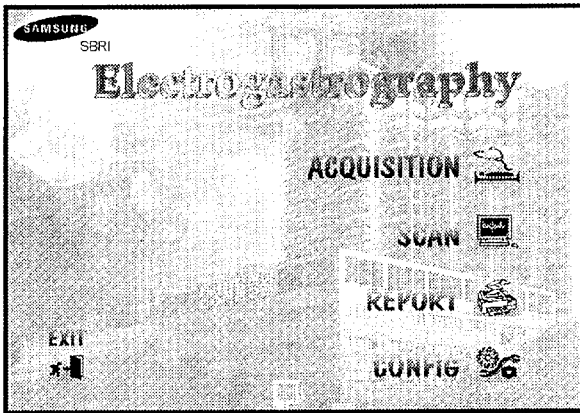


그림 3. 위전도시스템의 초기메뉴 화면
Fig. 3. Screen of initial menu of electrogastrography system

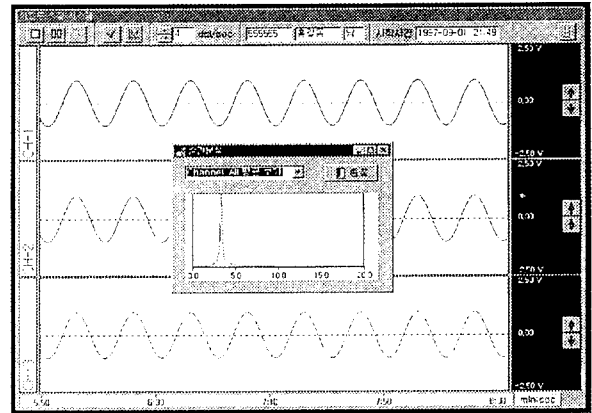


그림 5. 위전도 데이터의 입력부 화면 및 순간분석 대화상자
Fig. 5. Screen of data input and real-time analysis dialog box

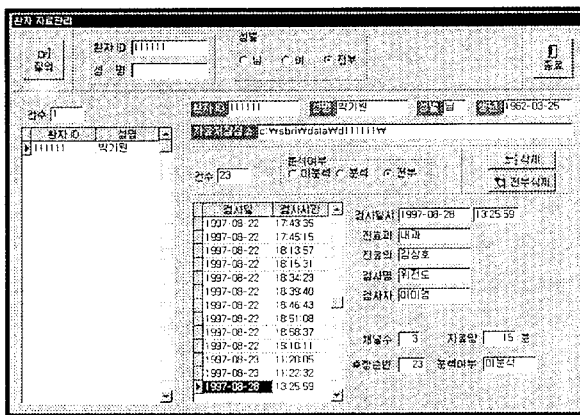


그림 4. 환자 데이터베이스의 관리 프로그램 화면
Fig. 4. Screen of management program of patient database

튼을 클릭하면 그에 따른 기능들이 수행된다.

1. 환자신상입력 및 데이터베이스 구축

위전도 소프트웨어의 초기부분으로 환자의 신상을 입력하는 부분과 위전도 검사 후의 위전도 데이터를 저장하는 데이터베이스 부분으로 되어있다. 환자의 신상을 입력하는 부분은 환자의 등록번호, 성명, 생년월일, 성별 등을 입력하게 되어있으며, 검사시마다 동일한 경우가 대부분인 진료과, 진료의, 검사명, 검사자는 'config입력부'에 등록하면 자동으로 '환자신상 입력부'에 표시되어 반복되는 입력을 최소화하였다.

환자 데이터베이스를 관리하는 프로그램의 화면을 그림 4에 나타내었다. 환자의 데이터베이스부는 환자의 등록번호, 성명, 성별로 각각 검색하는 기능과 정렬하는 기능이 있다. 기본적으로 환자의 등록번호 레코드를 주된 키로 사용하기 때문에 동명이인에 의한 데이터의 혼동이 발생되지 않는다. 검색기능을 이용하여 환자를 검색하면 환자의 목록이 왼쪽 리스트 박스에 정렬되어 나타난다. 리스트 박스에 나타난 환자의 목록을 클릭하

면 환자가 검색한 이력이 오른쪽 리스트 박스에 검사일별로 정렬되어 나타나고 각각의 경우에 대해 위전도 검사에 대한 사항들이 각각의 에디트박스(edit box)에 표시되어 나타난다. 환자 데이터의 추가는 데이터 입력부에서 자동적으로 이루어지며 데이터베이스 관리 프로그램으로 추가, 삭제 할 수 있게 제작하였다.

2. 위전도신호의 입력부

환자 복부에서 검출된 위전도신호는 위전도 H/W와 A/D 보드를 거쳐 데이터 입력부에서 화면에 표시된다. 위전도 데이터의 입력부의 화면을 그림 5에 나타내었다. 위전도 신호의 입력도중 임상검사의 특이한 조건이나 사건이 발생하여 기록이 필요한 경우에 'comment 버튼'을 눌러 그때의 상황을 텍스트 에디트박스에 기록하고 저장하여 차후에 임상자료 분석에 활용할 수 있도록 하였다. 위전도 신호가 어떠한 상태로 입력되고 있는지 신호의 양호·불량을 판단하기 위해서 '순간분석 버튼'을 구성하였다. 순간분석 루틴은 버튼이 눌려진 시점에서부터 4분전의 데이터를 FFT(fast Fourier transform)하여 사용자에게 그래프로 보여준다. 순간분석은 모든 채널의 FFT를 평균화하여 표시하는 모드와 각각의 입력채널별로 표시하는 모드로 구성되어 있다(그림 5). 표시되는 주파수의 대역은 위전도신호의 유효주파수대역인 0~20cpm인 구간을 디지털 대역통과필터를 사용하여 나타내도록 하였다. 측정된 신호의 크기와 시간축 상의 표현되는 데이터의 양을 사용자가 임의로 조절 가능하게 하여, 보다 편리하게 위전도 신호를 관찰할 수 있도록 구성하였다. 또한 화면의 y축을 조절하는 기능을 구현하여 신호의 확대·축소를 자유롭게 함으로써 사용자가 신호를 보다 잘 관찰할 수 있게 하였다. 화면의 배경색과 신호의 색은 채널별로 선택할 수 있게 하여 사용자 취향에 따라 화면구성이 가능하게 하였다.

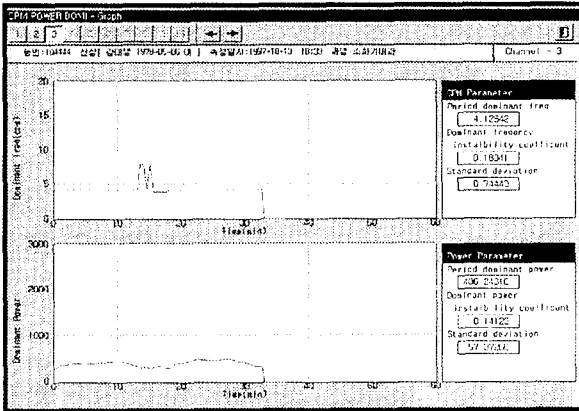


그림 6. 주주파수의 주파수와 파워분석 화면
Fig. 6. Screen of dominant frequency and its power

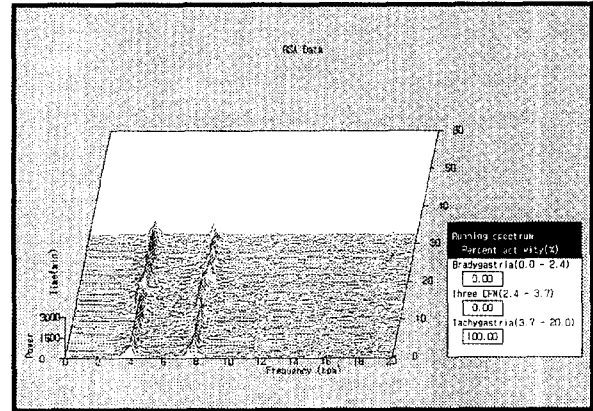


그림 8. RSA분석 화면
Fig. 8. Screen of Running Spectral Analysis

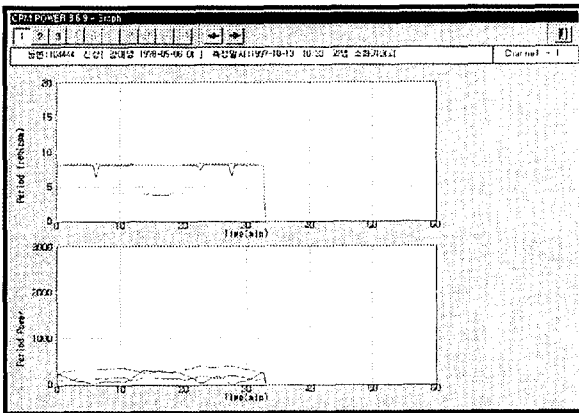


그림 7. 구간별 주파수와 파워분석 화면
Fig. 7. Screen of period frequency and its power

3. 위전도신호의 분석부

위전도신호에는 신호성분외에 잡음성분이 포함되어 있는데 평균필터(mean filter)를 사용하여 파형의 위상천이를 발생시키지 않고 고주파잡음을 제거하여 이것을 위전도의 기본파형으로 하였다. RSA(running spectral analysis)는 시계열 데이터를 일정길이의 윈도우로 나누어 그 구간 안에서 FFT를 수행하여 시간의 흐름에 따라 시간축상에 연속적으로 도시한 것이다. FFT의 구간길이를 4096개로 하고, 25% 중첩을 하여 생성된 데이터를 환자 데이터베이스에 보낸다. RSA 수행중 사용한 FFT의 구간은 주주파수의 파워와 주파수를 구하는 구간으로 재사용되어 각각의 구간에서 가장 큰 값을 나타내는 파워와 그 때의 주파수를 주주파수 파워와 주파수 값으로 하였다. 위장의 수축운동을 판별하기 위하여 위전도 신호를 FFT한 주파수 축상에서 0~2.4cpm(위서맥), 2.4~3.7(정상), 3.7~20cpm(위빈맥)의 3구간으로 나누었으며, 이 구간분류는 소화기학회에서 잠정적으로 시행하는 분류이다. 분류된 각각의 주파수대역에서 가장 높

은 주파수 성분을 추출하여 구간별 주파수와 파워의 값으로 나타내었다. 이밖에 위전도 임상정보에 관련이 되는 파라미터로 주주파수불안정성계수(dominant frequency instability coefficient, IC = SD/MEAN, 여기서 SD는 표준편차, MEAN은 평균), 주주파수의 표준편차와 위빈맥·서맥의 출현빈도를 나타내는 지수(running spectrum percent activity)등을 추출하여 표시하였다. 한편, 다른 위전도 분석장치 및 분석도구에서도 사용자가 다음대로 위전도데이터를 이용하여 분석 할 수 있도록 ASCII(American National Standard Code for Information Interchange)방식으로 저장하는 부분도 추가하여 데이터 이용의 편리성을 도모하였다. 위전도시스템의 분석부에서 분석된 결과는 그림 6, 7, 8과 같이 주주파수의 주파수와 파워, 구간별 주파수와 파워 및 RSA의 분석화면으로 구별하여 화면 및 프린터로 출력된다. 그림 6에서 상단의 그림은 주주파수의 주파수를, 하단의 그림은 주주파수의 파워의 변화를 시간의 변화에 따라 도시한 것이다. 또한, 각각의 그림 오른쪽 박스에 있는 계수들은 그래프에 도시된 값들의 평균값, 불안정성계수값과 표준편차를 나타낸 것이다. 그림 7에서 상단의 그림은 앞서 기술한 3구간의 주파수대역별로 시간에 따른 주파수의 변화를 도시한 것이고, 하단의 그림은 각각의 주파수에 대한 파워를 도시한 것이다. 그림 8은 RSA의 분석화면으로 시간에 따른 주파수와 파워의 변화를 3차원으로 도시한 것이다. 저자 등은 동물실험 및 임상시험의 결과를 분석하여 위전도신호로부터 위수축을 측정하는 알고리즘을 개발하였으며[6], 개발된 알고리즘의 통계적 유의성 검증 후 이를 위전도시스템의 분석부에 추가할 예정이다.

4. 위전도신호의 출력부

위전도 출력부는 분석부에서 추출한 값들을 보고서 양식에 맞게 화면과 프린트로 출력하는 부분이다. 출력부는 개별출력과 일괄출력으로 나누어져 있다. 개별출력의 경우에는 사용자가 데이터베이스에서 원하는 환자의 데이터를 선택한다. 환자의 등록번호, 성명, 성별 등을 입력하면 입력조건에 맞는 데이터가 순차

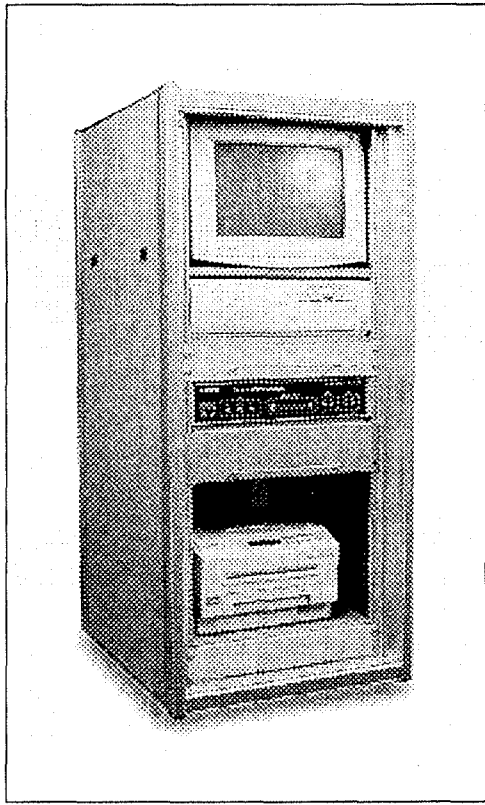


그림 9. 개발된 위전도시스템
Fig. 9. Developed electrogastrography system

적으로 정렬되어 화면에 나타난다. 검색하고자 하는 검사일의 날짜를 마우스로 클릭하면 검사당일의 데이터, 분석된 데이터와 각종의 파라미터 값이 화면에 나타난다. 이때 프린터 버튼을 누르면 화면에 출력된 데이터와 파라미터값이 프린터로 전송되어 출력된다. 일괄출력은 데이터베이스에서 미분석되어 있거나 보고서 출력을 한번도 안한 경우의 환자데이터를 추출하여 일괄적으로 보고서를 작성하는 부분이다. 일괄출력은 과중한 업무로 인한 간호사들의 편리를 제공하기 위해서 제작된 것이다. 초기 메뉴화면(그림 3)에서 'REPORT' 버튼을 누르면 일괄처리를 알리는 메시지 박스를 화면에 출력하고 환자에 대한 위전도검사의 보고서를 프린터로 작성하는 편리한 모드이다.

결과 및 고찰

본 연구에서 개발된 위전도시스템의 전체사진을 그림 9에 나타내었다. 그림의 위쪽으로부터 모니터, PC, 키보드, 위전도 증폭기, 부속품 보관함, 프린터, 분리전원 순으로 구성되어 있다. 위전도 시스템은 PC를 포함한 여러 개의 주변장치로 구성되어 있기 때문에 누설전류의 문제가 발생될 수 있으나 토로이달로 구성된 분리전원을 사용하여 IEC 601-1 규격에 만족하는 위전도 시스템을 설계하였다. 개발된 위전도시스템의 사양과 누설전

표 1. 개발된 위전도시스템의 사양

Table 1. Specifications of the developed electrogastrography system

항 목	사 양
Number of channels	3
Maximum input voltage (A/D)	±10 Volt
CMRR	100dB
S/N ratio	56dB
A/D resolution	16bit
Input impedance	5MΩ
Output impedance	50Ω
Sampling rate	16samples/sec
Analog filter	-40dB/decade
Gain Ranges	×1,000 ~ ×1,000,000

표 2. 개발된 위전도시스템의 누설전류 값

Table 2. Leakage current of the developed electrogastrography system

	Patientleakage current		Case leakage	Ground leakage
	허용치	100μA		
Normal condition	left electrode	3.2μA	23.7μA	24.0μA
	right electrode	3.2μA		
	ground	4.1μA		
Single fault condition	left electrode	6.1μA	42.8μA	42.5μA
	right electrode	6.1μA		
	ground	7.4μA		

*적용기준 : IEC 601-1 (B,F형)

류 검사값을 각각 표 1과 표 2에 나타내었다.

소프트웨어에서는 시간영역의 데이터의 화면 및 프린터 출력을 통해 파형자세를 관찰할 수 있게 하였고, 주파수분석을 통해 RSA, 주주파수와 파워, 구간별 주파수와 파워, 불안정성 계수, 표준편차, 위빈맥·서맥의 출현빈도를 나타내는 지수 등을 추출하여 표시하였다. 개발된 시스템은 동물실험을 거쳐 임상에 사용되고 있으며 증상에 따른 데이터베이스를 구축하고 있다. 데이터베이스로 구축된 데이터는 동물실험과 임상데이터를 포함하여 약 200건에 이르고 있으며 이를 토대로 위장의 수축운동을 반영하는 파라미터를 추출 중에 있다. 또한, 위전도시스템의 활용성을 입증받는 자료로 활용되고 있다.

결 론

본 연구에서는 복부 체표면에서 위전도신호를 측정, 기록하고 분석할 수 있는 임상목적의 위전도 시스템을 개발하였고, 임상적으로 유용한 정보를 얻기 위하여 시간영역 및 주파수영역의 분석을 실시하여 환자데이터베이스를 구축하였다. 위전도 시스템의 표준적인 기능을 제시함으로써 측정된 위전도 신호의 상호 비교가 가능한 발판을 제공하였다. 의료기기에 필수적인 사양인 누설전류를 IEC규격에 맞게 설계함으로써 전기안전 문제를 해결하였다. 유저인터페이스 부분에서 실제 사용자의 주체인 간호사의 편리를 도모하기 위해 가속키를 도입하여 필요이상의 키보드입력을 줄여 의료업무의 편리성을 도모하였다. 임상검사시 관혈적인 방법을 제공하는 검사법은 환자에게서 외면당하는 추세로 비추어 볼 때 비관혈적인 방법인 위전도 검사는 이점에 있어서 장점으로 작용할 것이다.

감사의 글

본 연구의 임상실험 및 동물실험에 많은 도움을 주신 삼성의료원 소화기능검사실 및 삼성생명과학연구소 실험동물연구실의 연구원들에게 감사드립니다.

참 고 문 헌

1. W.C. Alvarez, "The electrogastrogram and what it shows",

JAMA, vol. 78, pp. 1116-1118, 1922.
 2. T.S. Nelsen and Kohatsu, "Clinical electrogastrography and its relationship to gastric surgery", Am J Surg, vol. 116, pp. 215-222, 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. 179-187, 1980.
 4. R.M. Stern and K.L. Koch, *Electrogastrography: Methodology, validation and application*, New York, Praeger, pp. 116-131, 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 and W.T. Han, "Detection of gastric contraction in Electrogastrgraphy: Spectrum analysis and vector analysis", J. of KOSOMBE, vol. 18, no. 3, pp. 273-283, 1997.
 7. N. Mirizzi, "Optimal direction of the elctrogastrographic signal in human", Med & Biol Eng & Comput, vol. 21, pp. 385-389, 1983.
 8. G.E. Tobey, J.G. Graeme and L.P. Huelsman, *Operational amplifiers design and application*, New York, McGraw-Hill, 1971.
 9. 한국기계연구소 편집, IEC 601-1 규정집, 1981
 10. W.J. Tompkins, *Biomedical digital signal proceeding*, Prentice-Hall International Inc., 1993