변비 및 변실금 환자를 위한 휴대가 가능한 가정용 바이오피드백 치료기

지준근*, 차귀수*, 이문호**
*순천향대학교 공과대학 정보기술공학부, **순천향대학교 의과대학 내과학교실

Portable Biofeedback Home Trainer for Patients with Constipation and Rectal Incontinence

Jun-Keun Ji*, Guee-Soo Cha*, Moon-Ho Lee**
*Division of Information and Technology Engineering, Soonchunhyang University
**Department of Internal Medicine, Medical College, Soonchunhyang University

Abstract-본 논문에서는 바이오피드백(Biofeedback) 항문 괄약근 조절 시스템(Anal Spincter Control System)을 제작 및 구현하였다. 제작 및 구현된 시스템은 특발성 만성 변비증 및 특발성 만성 또는 신경인성 만성 변실금증 환자의 항문 괄약근 훈련 및 치료에 유용하다. 본 논문의 주된 내용은 마이크로 볼트 단위의 미세한 신호인 항문 괄약근 근전도 신호를 왜곡없이 증폭하여 검출하기 위한 바이오피드백 항문 괄약근 근전도 증폭기(Anal EMG Amplifier) 및 신호처리기(Signal Processor)로 구성되어 있으며 사용자가 항문 괄약근 근전도 신호를 확인할 수 있도록 LED display와 스피커 출력 기능을 구현하여 monitoring을 가능하게 했다.

1. 서 론

배변 장애에 의한 만성 특발성 변비와 변실금증의 치료에 행동요법의 일종인 바이오피드백(Biofeedback)치료가 최근에 도입되어 임상에 적용되고 있다[1][2]. 이두 질환은 배변 기능을 조절하는 골반과 항문 괄약근의 기능 장애로 발생하며 대부분 약물치료나 수술적 치료에 효과가 없었다. 바이오피드백 치료는 골반과 항문괄약근의 수축이나 이완에 따른 압력이나 근전도(EMG, Electromyogram) 변화를 컴퓨터 모니터에 시각적, 청각적으로 나타나게 하여 환자 스스로 조절 기능을 익히게 하는 행동과학 치료인데, 적응증이 되는 환자를 잘 선택하는 경우 높은 치료 성적을 보이며 부작용이 없는 우수한 치료 방법이다[3]. 최근 외국에서는 이 치료법의 효용성이 입증되어 환자의 치료 동기를 유발하여 치료의 효율을 높이고 환자들의 병원 방문 횟수를 줄이기 위하여 가정용 치료기가 개발되어 사용중이다. 그러나 국내에는 이러한 치료의 대상 환자는 많은 데 비하여 이 치료법에 대한 인식이 적은 편이서 대학병원급에서만 시행하고 있고, 가정용 치료기는 국내 제품의 개발이 되어 있지 않다.

최근 2년간 순천향 천안 병원의 변비 크리닉에서 검사 결과 많은 환자가 이 치료의 적응 대상이 됨을 알 수 있었으며, 시행한 환자에게서 좋은 결과를 얻어 대부분의 환자가 수년간 사용하던 변비약의 복용을 중지하였고 변실금이 호전되었다. 바이오피드백 치료는 환자가 1주에 2-3회 병원을 방문하여 교육과 훈련을 받으며 약 2달 가량의 치료 기간이 소요된다. 이 치료법의 가장 중요한 것은 치료에 대한 환자의 의지와 치료의 횟수이다[4]. 그러나 현실적으로 일주일 2-3회 병원을 방문하는 것이 어려우며, 천안 병원의 특성상 다른 도시에서(대천,서산,홍성) 전원되는 환자가 많아 이런 환자에게는 치료가 불가능하여 포기하는 경우가 대부분이다. 현재 본 병원 및 타 대학병원에서 사용중인 기기들은 다른 용도의 기기와 결합되어 있어 이동이 불가능하며 워낙 고가의 제품이어서 중소병원이나 개인의원에게도 보급되기 어려운 형편이다. 외국제품의 가정용 치료기는 가격이 고가이고 치료 과정을 이해하는 데 고급 지식이 필요하므로 사용하기가 수월하지 않은 것으로 알려져 있다[5].

2. 본 론

2.1 근전도 측정의 기본 이론

2.1.1 근전도(EMG, Electromyogram)

근육이 수축(Contraction)할 때 활동 전위(Action Potential)가 생기는 데 이 활동 전위를 적당한 방법으로 유도하여 측정, 기록한 것을 "근전도(EMG, Electromyogram)"라 한다. 골격근(skeletal Muscle)은 기능면에서 "운동신경 단위(Motor Unit)"를 기본 단위로 이루어져 있으며 운동신경 단위는 수의적으로 활성화될 수 있는 가장 작은 기본 단위이고 모든 근섬유(Muscle Fiber)들은 동시에 활성화된다. 운동신경 단위를 구성하는 섬유들은 길이 방향으로 뻗어 나간 다발 형태로 배열되어 있다. 그러나 운동신경 단위의 단면적은 다른 운동신경 단위의 섬유들과 서로 띄엄띄엄 배치되어 있다. 그러므로 단일 운동신경 단위(SMU, Single Motor Unit)를 구성하는 근섬유들은 활성 또는 불활성 특성을 지닌 모든 근섬유들로 구성된 부피전도계(Volume Conductor Field) 내에 분산되어 위치한 단위 생체전기 발생원을 구성하고 있다. 단일 운동신경 단위(SMU)의 활성화 섬유들로부터 유발된 세포의 전위는 지속시간이 3-15ms 정도인 삼극상(Triphasic) 형태이며, 운동신경 단위의 크기에 따라 20μV-2mV 정도이다. 이것을 전극(Electrode)을 통해 유도하게 되는데 전극의 상태, 근육의 수축상태에 따라서 근전도가 다르게 나타나기 때문에 목적에 맞는 유도법을 시행하여야만 한다. 현재까지 다양한 종류의 EMG 전극이 개발되었으며 일반적으로 표면전극(Surface Electrode)과 바늘전극(Needle Electrode)이라고 하는 근내전극(Intramuscular Electrode)이 있다.

2.1.2 근전도의 측정(EMG Instrumentation)

표면전극 또는 바늘전극으로부터 EMG를 측정하고자 할 때에는 특성이 좋은 생체신호 증폭기(Biopotential Amplifier)를 사용하여야 한다. 생체신호 증폭기가 갖추어야 할 요구조건은 다음과 같다.

1. 신호의 왜곡이 없어야 함(No Distortion)
2. 잡음 또는 Artifact가 없어야 함(No Noise & Artifact)
3. 적절한 증폭기 이득(Amplifier gain)
4. 고입력 임피던스(High Input Impedance)
5. 적절한 주파수 대역(Frequency Bandwidth)
6. 높은 공통모드 제거비(High CMRR)
7. 적절한 신호처리(Signal Processing)

2.2 바이오 피드백 항문 괄약근 조절 시스템 구현

2.2.1 시스템 구성도

그림 1은 바이오 피드백 항문 괄약근 조절 시스템의 구성도이다. 본 시스템은 Intra-anal EMG sensor, 항문 괄약근 근전도 신호 증폭기(Anal EMG Signal

Amplifier), A/D 변환 및 디지털 신호처리(Signal Processing)를 위한 80C196KC Microcontroller, Monitoring을 위한 LED Display & Speaker 출력 부분으로 구성되어 있다. 본 논문에서는 항문 괄약근 근전도 신호 증폭기(Anal EMG Signal Amplifier)에 중점을 두고 제작 및 시스템을 구현하였다. 본 시스템은 변비 및 변실금 환자의 바이오피드백(Biofeedback) 치료를 위해 전용으로 사용되고 있는 SRS사의 Perry Brand Anal EMG sensor를 사용하였으며, 항문 괄약근 근전도 신호 증폭기에서의 차동증폭기(Differential Amplifier) 구성을 위해서는 Analog Device사의 AD620 계측용 증폭기(Instrumentation Amplifier) IC를 사용하였고, 8비트 A/D 변환 및 디지털 신호처리와 PC와의 RS232C 직렬통신을 하기 위해서 Intel사의 80C196KC Microcontroller를 사용하였다. 최종 근전도 신호 출력의 Monitoring을 위해서는 8개씩 3색으로 구성된 24개의 LED와 신호출력에 비례하는 3단계 스피커 출력을 8255 IC를 사용하여 구성하였다.

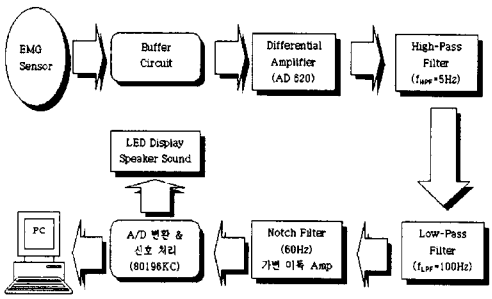

그림 1 시스템 구성도

2.2.2 시스템의 생체증폭기 회로 구성

1. 버퍼회로(Buffer Circuit)
전극과 피부 사이의 경계면은 근전도 신호에 대해 커패시터를 삽입한 형태가 되어 피부 임피던스가 발생하는데, 이 임피던스가 크면 증폭기 입력 임피던스에 간섭이 생겨서 파형이 왜곡(Distortion)될 수 있으므로 신호 입력단에 고임피던스를 사용하여 신호의 왜곡을 줄였다.

2. 차동증폭기 회로(Differential Amplifier Circuit)
Analog Device사의 AD620 Instrumentation Amplifier IC는 Chip 하나로 계측용 증폭기의 기능을 하는 소자이다. 이 소자의 특성 중 한가지는 하나의 저항으로 증폭기의 이득(Gain)을 1-1000 범위내에서 결정할 수 있다는 점이다. 증폭기의 이득은 다음 식에 의해 결정할 수 있다.

$$\text{이득(Gain)} = 1 + 49400/R$$

본 연구에서 증폭기의 이득은 Sensor 신호의 DC 바이어스 때문에 50으로 정하였다.

3. 고역 통과 필터(High-Pass Filter : HPF)
증폭된 DC 바이어스 신호를 제거하기 위해 C와 R로 구성된 1차 고역 통과 필터를 사용하였으며, 차단주파수는 다음 식에 의해 결정된다.

$$f_{HPF}[Hz] = 1/2\pi RC$$

본 연구에서 차단주파수는 5[Hz]로 설정하였다.

4. 저역 통과 필터(Low-Pass Filter : LPF)
근전도 신호에 포함된 고주파 잡음을 제거하기 위해 비반전증폭을 하는 저역 통과 필터를 사용하였으며, 차단주파수는 다음 식에 의해 결정된다.

$$f_{LPF}[Hz] = 1/2\pi RC$$

본 연구에서 차단주파수는 100[Hz]로 설정하였다.

5. 대역 제거 필터(Band-Stop Filter, Notch Filter)
근전도 신호 검출의 간섭(Interference) 요소인 전원의 60Hz 주파수 대역을 제거하기 위해 대역 제거 필터, 즉 60Hz Notch Filter를 설계하여 사용하였다.

6. 가변 이득 증폭기 및 신호처리회로
환자마다의 괄약근 근전도 신호의 크기가 다르기 때문에 가변저항을 이용하여 증폭기 이득을 50-100배까지 가변할 수 있도록 반전 증폭기 회로를 구성하였고, 최종 신호의 A/D 변환 및 LED Display와 Speaker 출력을 위하여 절대치 회로와 저역통과 필터를 사용하여 근전도 신호의 절대치를 평균화하였다.

2.3 바이오 피드백 항문 괄약근 조절 시스템의 실험

2.3.1 시스템의 실제 구성도

그림 2 시스템의 실제 구성도

그림 2는 본 연구에서 설계 및 제작한 바이오 피드백 항문 괄약근 조절 시스템의 실제 구성도이다. 휴대용을 고려해서 전원은 1.5V 건전지 Pack을 사용하였고, 프로그램의 개발 및 Downloading과 추후의 실제 근전도 신호의 PC Monior 출력을 위하여 RS232C 직렬통신을 사용하여 PC와 인터페이스가 가능하도록 구성하였다. 이 사진에서 사용한 Anal EMG sensor와 빨강, 노랑, 초록 3색의 24개의 LED 및 Speaker를 잘 보여주고 있다.

2.3.2 임상 실험 결과

본 연구에서는 여러 피검사자를 대상으로 다양한 실험조건하에서 시스템의 동작 특성을 LED Display 상태와 Speaker 음량을 통해 확인할 수 있었으며, 제작된 생체증폭기 회로의 각 출력단에서의 신호를 Lecroy Digital Oscilloscope를 통해 관찰하였다.

그림 3, 4는 각각 피검사자가 힘을 주지 않은 상태와 힘을 준 상태에서 근전도 생체증폭기 회로 각부분의 파형이다. 전체적으로는 80,000배 증폭한 근전도 신호를 (d) 파형에서 보여주고 있는데, 그림 4의 경우가 그림 3의 경우보다 근전도 신호의 크기가 커진 것을 볼 수 있다. 또한 HPF, LPF 및 60Hz Notch Filter의 효과를 (a),(b),(c) 파형에서 각각 살펴 볼 수 있다.

그림 5와 6은 각각 피검사자가 힘을 주지 않은 상태와 힘을 준 상태에서 근전도 생체증폭기 회로의 60Hz Notch Filter 이후 신호처리회로 각 부분의 파형이다. 역시 80,000배 증폭한 근전도 신호를 각각 보여주고 있는데, 그림 6의 경우가 그림 5의 경우보다 근전도 신호의 크기가 커진 것을 볼 수 있다. 또한 절대치 회로와 A/D 변환을 위한 Filtering의 효과를 (c)와 (d) 파형

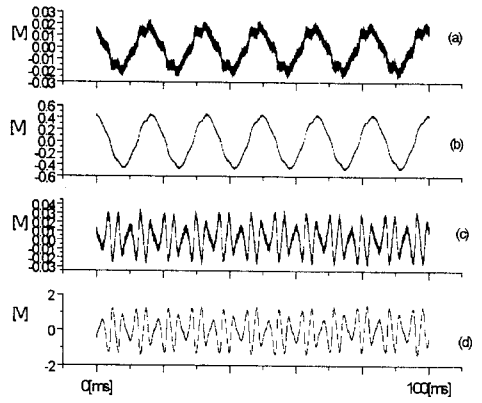

그림 3 힘을 주지 않은 상태에서의 근전도 신호 파형
(a) AD620 차동증폭(50배)후 HPF 출력신호
(b) 비반전증폭(32배) 및 LPF 출력신호
(c) Notch Filter(60Hz) 출력신호
(d) 가변 반전증폭(50배)후 출력신호

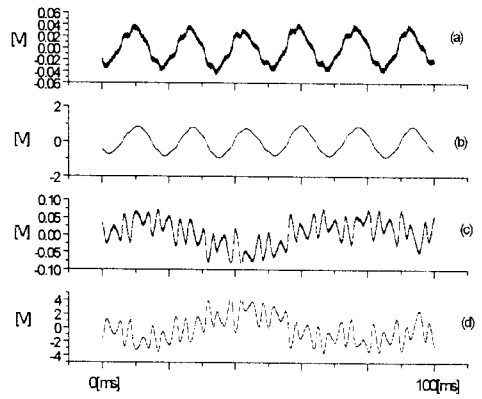

그림 4 힘을 준 상태에서의 근전도 신호 파형
(a) AD620 차동증폭(50배)후 HPF 출력신호
(b) 비반전증폭(32배) 및 LPF 출력신호
(c) Notch Filter(60Hz) 출력신호
(d) 가변 반전증폭(50배)후 출력신호

에서 각각 볼 수 있으며, A/D 변환후 디지털 신호처리를 하여 신호의 크기에 비례하여 LED Display 및 Speaker 출력을 3단계로 가능하게 하였다.

3. 결 론

본 논문에서는 마이크로 볼트 단위의 미세한 신호인 항문 괄약근 근전도 신호를 왜곡없이 증폭하여 검출하기 위한 항문 괄약근 근전도 증폭기와 신호처리기(Signal Processor)로 구성된 바이오피드백 시스템을 구현하여 사용자가 항문 괄약근 근전도 신호를 확인할 수 있도록 LED display와 스피커 출력 기능을 구현하여 monitoring을 가능하게 하였다. 본 시스템은 향후 순천향병원에서 변비 및 변실금 환자의 가정용 치료에 활용할 예정이다.

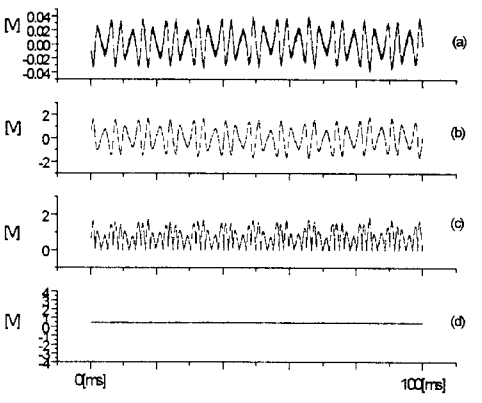

그림 5 힘을 주지 않은 상태에서의 근전도 신호 파형
(a) Notch Filter(60Hz) 출력신호
(b) 가변 반전증폭(50배)후 출력신호
(c) 절대치회로 통과후 출력신호
(d) DC로 Filtering된 A/D 변환 입력 신호

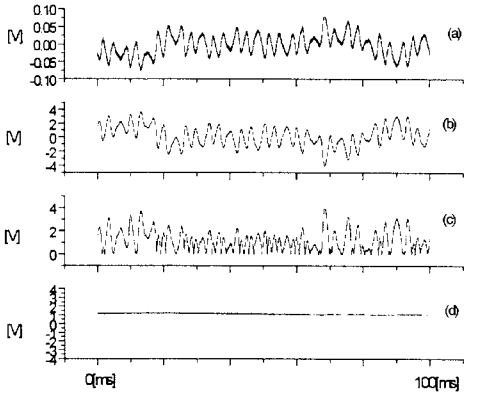

그림 6 힘을 준 상태에서의 근전도 신호 파형
(a) Notch Filter(60Hz) 출력신호
(b) 가변 반전증폭(50배)후 출력신호
(c) 절대치회로 통과후 출력신호
(d) DC로 Filtering된 A/D 변환 입력 신호

[참 고 문 헌]

[1] Engle BT,Nikoomanesh P,Schuster M: Operant condition of rectosphincteric response in treatment of fecal incontinence. N Engl J MEd 290:646-649, 1974

[2] Bleeijenberg G ,Kuijperes HC: Treatment of spastic pelvic floor syndrome with biofeedback. Dis Colon Rectum 30:108-111, 1987

[3] Fleshman JW ,Kodner IJ :Outpatient protol for biofeedback therapy of pelvic outlet obstruction Dis Colon Rectum 35:1-7, 1992

[4] Gilliland R, Heymen SD,Altomare DF :Outcome and predictors of success of biofeedback for constipation Br J Surg 84:1123-1126, 1997

[5] 박웅채, ***바이오피드백치료 소화기 운동질환***, 연세대학교 의과 대학 소화기병 연구소, 1998