

감각귀환형 기능적 전기자극 시스템(SEFES)을 위한 발압력 분포 계측시스템의 개발

°김 주명, 김 양영, 양 경모, 고 수복, 정 동명
원광대학교 전자공학과

Development of Measurement Systems of Foot Pressure Distribution for Sensory-Feedback type FES System(SEFES)

°J.M.Kim, Y.Y.Kim, K.M.Yang, S.B.Ko, D.M.Jeong.
Department of Electronic Eng., Wonkwang UNIV.

Abstract

We develop a assistant system of foot pressure distribution for improvement gait pattern, adapted working speed, and minimitation of muscle fatigue of the sensory feedback type FES system(SEFES).

This measurement system consist of mat type pressure sensor with piezo electric films. The pressure data signal multiflexed input scanning method processed A/D conversion after two step amplify and integrate.

Matrix sensor interface to PC for pseudo color display by level of Pressure distribution data. This measurement system clinically evaluated in hemiplegic patients. It has produced acceptable results with optimal location of the food sensor's pressure point and avoid the muscle fatigue.

1. 서론

보행부자유자의 보행기능 회복을 위한 기능적 전기자극 시스템은 보다 자연스러운 보행으로 제어하기 위하여 보행상태에 따른 각 근의 수축과 이완이 시간축 상에서 조합되고 신체의 다른 부분과 동기된 자극패턴이 공급되어야 한다[1,2,3].

이를 위하여 일본의 Handa 등은 개루프에 의한 보행 제어를 시도하였고[4,5], 미국의 Dr. Rober Water 등은 1점점 센서를 사용하였다[6,7].

자극 시스템에 이러한 상태정보를 피드백시키기 위해서는 발 센서가 필수적이며 이를 위하여 신발의 내부에 넣을 수 있는 모형에 발의 압력이 집중되는 3점을 선택하고 여기에 도전성 고무로 된 점점 스위치를 매립하여 발의 점축 상태에 따라 3점의 점축시기가 자극 시스템에 입력되도록 하였다. 사진 1과 같은 발센서를 일측 하지(一側下肢)에 편마비가 있는 환자에게 임상실험을

해본 결과, 압력의 크기에 따른 문턱값을 조절해야하는 필요성이 요구되어 매립스위치를 압력센서로 대체하고 8 채널 ADC를 인터페이스시켜서 보행에 따른 발의 압력레벨이 아날로그값으로 제어기에 입력되도록 하였다.

선행연구에서 제작된 3점점 방식의 발센서를 채용한 FES 시스템의 임상실험 결과는 크게 호전된 경우와 부적합한 두 경우로 대두되었고 이러한 원인으로는 센서를 발에 착용하는 상태와 신발의 종류에 따라 동기상태가 달라지기 때문이며, 센서의 출력신호에 따라 보행패턴에 관계없이 일정한 보행자극의 파형만이 출력되는 원인이 있으므로 보행자세, 보행속도에 따른 근의 수축속도나 예비동작을 구분하여 근의 피로를 감소시키는 알고리즘으로의 개선이 요구되었다[8,9,10].

슬관절의 왜곡에 의하여 발의 내측과 외측의 접촉이 일정하지 않아 센서의 3점 중 상부의 2점을 공통으로 하여 OR논리가 되도록 프로세서에 인터페이스시켰으나 자극에 의한 접지 패턴의 변화로 시간의 경과와 함께 초기에 왜곡되었던 상황이 호전되어가는 정도에 따라서 발 접촉부위의 압력상태가 변화됨으로 보행상태에 따른 정확한 동기가 어려운 경우도 발생하였다.

이에 따라 발의 변화되는 접촉상태를 수시로 측정하여 센서를 교정해야할 필요성과 이 과정에서 수작업의 불편

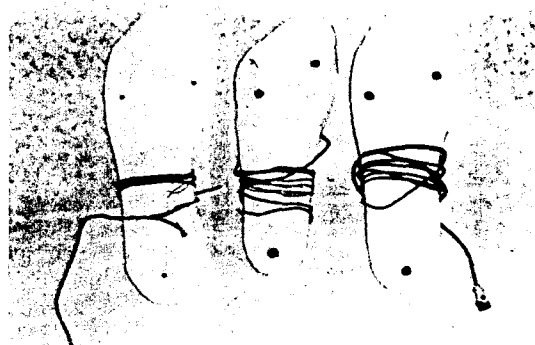


사진 1. 3점점 방식 발센서의 구성

과 정확성의 확보를 위하여 발의 압력분포를 계측하는 지원 시스템이 요구되었다.

2. 이동형과 매트형 계측센서

동작중인 발의 접지 시퀀스와 압력분포를 측정하여 발 센서에 의한 궤환 제어를 시도하기 위하여 최초에는 환자의 발에 잉크를 바르고 견게하여 측정하였으나 이는 발의 크기와 일부 압력분포 상태를 얻을 수는 있으나 자연스러운 보행상태 정보는 얻기 어려울 뿐만 아니라 같은 압력상태에서도 중요한 요소인 지면접촉 시퀀스에 따른 왜곡정보는 측정자의 시각에 의존할 수 밖에 없었다.

따라서 신발의 내부에 센서를 배열한 구성을 고려하였으며 1차적으로 신발형의 계측센서를 사진 2와 같이 시험제작하였다.



사진 2. 이동형 계측 센서

이와 같은 센서를 3점접 방식의 발센서를 채용한 FES 시스템에서 선행된 실험과 동일한 환자를 대상으로 측정 실험을 한 결과, 이 방식은 피측정자의 동작에 어느 정도의 자유도를 주어야하므로 피측정자와 계측 시스템 사이를 연결 케이블로 연결해야 하고 이의 용량성에 의한 응답 지연과 감쇄, 잡음신호의 왜곡 문제가 발생하였다.

또한 장애자의 연령이나 신체적 특수성의 요인으로 인한 계측작업의 어려움, 계측용 신발 센서와 장애자 발의 크기 오차가 계측 결과의 신뢰성을 크게 저하시키는 등의 단점을 가지고 있어서 이를 개선하고 왜곡된 발이 교정되는 상태에 따라 즉시 적응 보정해 주기 위해서는 고정형으로 장애자의 발압력 분포를 계측하는 시스템의 필요성이 발생하였다

이러한 이동형 계측센서의 단점을 해소하고 보다 정확한 측정 결과를 얻기 위하여 피측정자와 계측시스템을 서로 독립시켜 측정이 가능한 센서매트를 사진 3과 같이 설계 제작하였다.

압력 센서는 보행의 특성을 고려하여 짧은 시간주기의 빠른 동작이나 동적인 힘을 측정하는데 유리한 압전필름을 이용한 센서를 사용하였다. 압전필름을 이용한 센서는 다른 센서에 비하여 열가이고 주파수 특성이나 출력

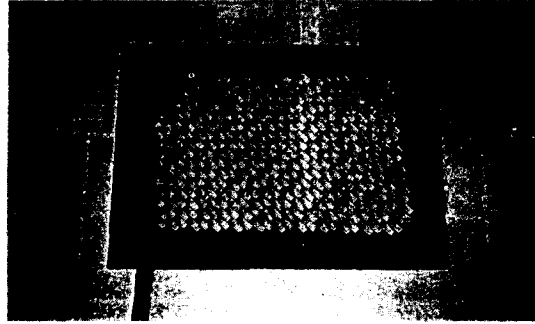


사진 3. 매트형 계측 센서

특성, 분해능 등이 높고 배열된 센서간의 간섭 현상이 적다[11].

또한 압전 필름은 유연한 곳이나 곡면에도 부착이 가능하므로 동작 중인 발의 압력분포를 측정하기 위한 센서로서 구비조건을 충족시키고 있다고 할 수 있다.

총면적 350mm×250mm에 두께 15mm의 5층 구조로써 이는 실리콘 고무에 센서를 매립하는 과정에서 필름센서의 구조상의 특징으로 필름과 신호 출력선의 연결 터미널 부분이 센서 전체 면적의 절반을 차지하여 매립된 상태에서 수직의 압력을 받게 되면 터미널 부분이 압력의 대부분을 담당하게 되어 센서의 출력 감도가 현저하게 감소되고 있었다.

이와 같이 매립센서의 터미널 부분이 센서매트의 계측 분해능을 저하시키는 요인으로 작용하므로 터미널 부분을 수직으로 세워서 공간에 프로팅되도록 함으로서 발의 압력이 필름의 중앙에 집중되도록 설계하였다.

매립된 센서의 배열은 16개×24개로써 총 384개의 채널을 가지고 있고 분해능은 10mm×20mm이다. 또한 이러한 다채널의 A/D 변환과 인터페이스의 문제를 해결하기 위하여 입력 스캐닝 방식과 센서매트물 CCD 카메라의 화상 데이터로 간주하여 고속의 A/D변환과 화상처리 기법을 이용하여 동적인 빠른 압력변화 신호를 처리하고 있다.

매트형 센서에 사용된 압전필름은 8.0mm×10mm의 크기에 두께가 28μm 이며 실버 잉크로 양면에 전극(電極)을 입히고 5/1000" 두께의 마일러(mylar)로 덮어 씌운 구조의 아주 작은 센서이다. 본 연구를 위하여 주문 제작된 필름센서는 최고온도 65℃ 까지 견디며 부드러운 재질에 주로 사용되는 D형이다.

3. 계측 시스템

매트형 발압력분포 계측시스템의 전체 구성은 그림 1의 블럭도와 같으며 센서매트에서 발생된 미약한 신호를 잡음으로부터 보호하면서 입력 스캐닝방식으로 멀티플렉싱하고 2단 증폭과 적분회로를 거쳐서 A/D 변환한 값을

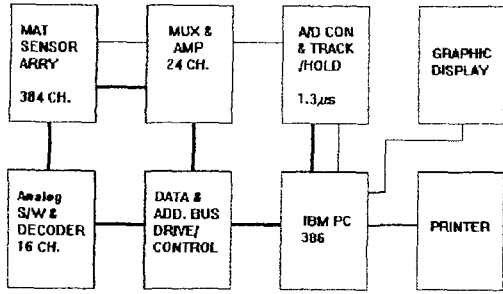


그림 1. 압력분포 계측 시스템의 구성도

병렬버스로 퍼스널 컴퓨터에 입력된다.

메모리에 저장된 데이터를 화상처리 기법으로 처리하여 압력분포 데이터를 압력의 크기에 따라 가상 컬러를 부여하여 그래픽 화면과 프린터로 출력하는 구조이다.

384채널의 신호를 입력시키기 위한 스캐닝 방식은 그림2와 같이 각 센서의 출력선을 A/D 변환기에 개별적으로 인터페이스 시키지 않고 16개의 센서를 한 집단으로 병렬 접속하여 이를 24채널 멀티플렉싱(Multiplexing)하였다.

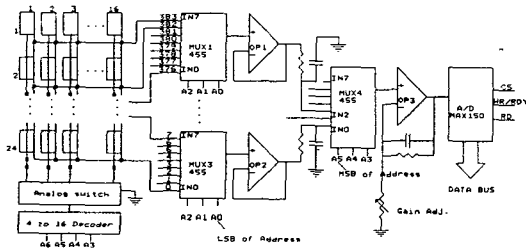


그림 2. A/D변환과 센서의 인터페이스

또한 24개의 센서열은 16개의 집단으로 다시 멀티플렉싱하여 16×24개의 센서를 순차적으로 입력시킬 수 있게 함으로서 최소한의 부품과 연결 와이어로 하드웨어의 부담을 크게 감소시키고 있다.

신호의 증폭은 스캐닝 방식의 특성상 OP-Amp.는 A/D 변환시간 이내의 짧은 응답성을 유지해야 하기 때문에 1단 증폭에서는 이득이 1인(Unity gain) 전압추종 방식으로 처리하고 필요한 이득은 2번째 증폭기에서 얻으며, 측정의 대상에 따라 그 평균강도에 적응시켜서 항상 A/D 변환에 알맞은 신호 범위를 유지하기 위하여 이득 조절기를 최종단에 설치 하였다.

또한 연속되는 아날로그 신호를 디지털 값으로 변환하기 위하여는 일정한 시간 간격으로 샘플링한 후 디지털 값으로 변환하는 시간동안 그 값을 유지시켜야 한다. 일반적인 변환시간은 100µs-200µs가 소요 된다.

그러나 본 계측 시스템에 사용된 A/D 변환기는 전체 변환시간이 1.3µs의 극히 짧은 시간이며 자체에 Track/Hold 기능을 가지고 있어서 별도의 Sample & Hold 회로가 불필요하므로 변환회로가 간단하고 인터페이스가

프로세서 컴퓨터블이어서 회로 구성이 편리하였다[12].

또한 A/D 변환기가 영상신호 처리용 하이브리드 IC로써 8채널의 멀티플렉서와 연산 증폭기를 내장하고 있어서 3개의 MAX455로써 24 채널의 신호를 선택하고 다시 1개의 MAX455로써 3개의 MAX455를 선택할 수 있으므로 모두 64의 채널 확장이 가능하며, 1024 채널 64개의 경우에는 여기에 16개의 입력 스캐닝 방식을 사용하여 모두 4096개의 채널 확장이 가능하다.

4. 실험 및 결과고찰

성능을 평가하기 위한 실험은 압력분포 계측시스템의 센서매트가 측정 시스템과의 거리가 5m이상이므로 인터페이스 보드는 센서신호의 전달 임피던스와 용량성에 의한 신호의 왜곡, 위상천이, 감쇄, 노이즈 등의 영향을 최소화 하기 위하여 센서매트와 최대한거리로 배치하고 이를 동축케이블로 PC의 슬롯과 접속하여 사진 4와 같이 평균보행의 속도로 매트에 압력을 주었다.



사진 4. 발압력 분포의 측정

준비상태에서 인터페이스의 이상유무를 판별하고 입력이 없는 상태에서의 센서입력값을 초기화시킨다. "start" 명령으로 PC는 입력스캐닝을 시작하여 스캐닝 카운터는 어느 위치에서든지 설정된 문턱값 이상의 입력이 있으면 인터럽트에 의해 센서배열의 맨 아래쪽에서부터 스캐닝을 다시 시작하여 발 전체의 압력이 HC(Heel Contact)에서 TO(Toe off)까지 시간적 순차값으로 입력되도록 하였다.

그러나 본 계측 시스템은 이러한 고려에도 불구하고 발의 압력분포의 정량화를 위해서는 실제의 발생압력과 계측 시스템으로 측정된 데이터를 일치시켜야 하는 최종적인 처리과정을 거쳐야 한다.

이는 압력에 따른 센서의 출력전압의 선형성에 크게 좌우되고 있으나 특히 압전필름 센서는 느린 압력의 변동 보다 충격력에 민감한 감도를 나타내므로 이를 일치시키기 위하여는 연산에 의하여 소프트웨어적으로 보상을 하였다.

감각귀환형 기능적 전기자극 시스템(SEFES)을 위한 발압력 분포 계측시스템의 개발

본 연구에서는 센서로부터 발생한 전압레벨을 직접 힘으로 환산하는 방법을 사용하여 구체적으로 발에 작용하는 지면반력(地面反力)과 이들의 압력분포를 힘으로 나타내고 그 분포 상태를 쉽게 표현하기 위하여 사진 5와 같이 그래픽으로 출력되게 함으로써 측정된 데이터는 압력의 정도에 따라 가상 컬러로 배경하여 모니터에 표시하였다.

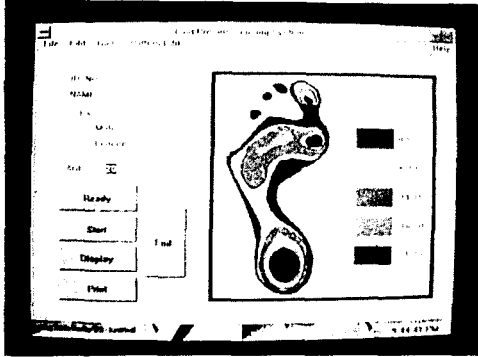


사진 5. 발압력 분포의 측정결과

본 연구에서 택한 전압을 힘으로 환산하는 방법은 먼저 발의 압력분포 계측기와 센서메트의 출력값을 일치시키기 위하여 샘플링 주파수(Sampling Rate)를 일치시키고 발의 접촉시작(touch-in)에서 접촉 끝(take-off)까지 각각의 출력개수가 일치하지 않을 경우에는 보간법(Interpolation)을 사용하였다.

압력분포 계측 시스템으로부터 출력된 디지털 값과 센서메트로부터 출력된 수직지면 반력(F_z)을 이용하여 회귀방정식을 구한 후 디지털 값을 힘으로 환산하여 A/D 변환기 출력 값을 힘으로 나타내는 방법을 택하였다.

5. 결론

발 압력 분포 계측 시스템은 개선된 감각귀환형 기능적 전기자극 시스템을 보완하기 위하여 지원 시스템으로 개발되었다. 본 시스템의 개발로 아날로그 방식의 3점점 발센서를 채용한 FES시스템에서 임상실험을 하여 환자의 발의 압력이 시간의 경과에 따라 상태가 호전되어가는 정도에 따라서 변화해가는 상태와 특히 측정자의 시각에 의존했던 왜곡된 발의 지면 접촉 시퀀스를 수시로 정확하게 측정할 수 있어서 측정된 발의 압력분포 변화를 기준으로 발센서를 교정하고 자극 패턴에 의한 근 피로 현상을 최소화함에 따라 보행부자유자의 보행자세를 보다 자연스럽게 하고 환자에게 호전상황을 가시적으로 제시함으로써 훈련효과가 향상될 뿐만 아니라 감각귀환형 기능적 전기자극에 의한 보행제어의 신뢰성과 효율성을 개선시킬 수 있었다.

본 계측 시스템의 성능향상을 위해 보완작업이 계속되고 있으며 개발된 시스템은 재활공학 분야 이외에도 체육과학 분야나 정형외과적 진단 분야 등에 응용이 가능할 것으로 기대한다.

참고 문헌

1. J. S. Petrofsky & C. A. Phillips, H. H. Heaton, "Feedback control systems for walking in man", *Comput. Biol. Med.*, Vol.14, 1984
2. R. Waters, D.R. McNeal, J. Perry, "Experimental correction of foot-drop by electrical stimulation of the peroneal nerve", *J. Bone Joint Surg.*, Vol.57, pp.1047-1051, 1975
3. Marsolais, E. B., Kobetic, R., Chizeck, H., Mansour, J., "Improved Synthetic Walking in the Paraplegic Patient Using Implanted Electrodes" *Proceedings of the 2nd Intl. Conference on Rehabilitation Engineering*, pp.439-440, 1984
4. 石川清一, 等, : ハイブリッドFESによる歩行制御, 第五回 リハビリ工学カンファレンス 講演論文集, pp.131-134, 1990
5. Marsolais, E. B., Kobetic, Rudi, "Functional Walking in Paralyzed Patient by Means of Electrical Stimulation", *Cline. Orthop.*, Vol.175, pp.30-36, 1983
6. Robert waters, James B. Reswick, et al. "Functional Electrical Stimulation : Applications in Neural Prostheses", ed. by F.T. Hambrecht & J. B. Reswick, Marcel Dekker, Inc., 1977
7. Mstrosid, E.B., Kobetic, R.R., "Functional electrical stimulation for walking in paraplegia", *J Bone Joint Surg (Am)*, Vol.69, pp.728-733, 1987
8. 박병림, 천상우, 김민선, 김상수, 김성곤, 정동명, "사지마비 환자의 운동기능회복을 위한 전기자극기의 개발 및 응용", *圓光醫科學*, Vol.7, No.1.2, pp.1-8, 1991
9. D.M. Jeong, B.R. Park, S.S. Kim, et al, "Electrical stimulation for the restoration of gait function in hemiplegic patients", *KOSMBE conference*, Vol.14, No.1, pp.203-208, 1992
10. Marsolais, E. B., Kobetic, Rudi, "Functional Walking in Paralyzed Patient by Means of Electrical Stimulation", *Cline. Orthop.*, Vol.175, pp.30-36, 1983
11. Harry N. Norton, "Sensor and Analyzer Handbook" Prentice Hall, Inc., Englewood Cliffs, NJ 07632, pp.64-78
12. MAXIM Integrated Circuits Data Book, pp.1-43, 1989