■ 研究論文

Journal of the Human Engineering Society of Korea
Vol.11, No.2, 1992

족저(足底) 압력분포 평가를 위한 Foot Track System의 개발

Development of the Foot Track System for the Evaluation of Foot Plantar Surface Pressure Distribution

이기훈* · 정민근* · 김태복*

ABSTRACT

The distribution of the pressure between the sole of a feet and a supporting surface can reveal the information about the structure and function of the foot and the posural control of the whole body. In particular, the measurement of the vertical contact forces between the plantar surface of the foot and the shoe insole is of great importance to reveal the loading distribution patterns incurred from a particular shoe midsole design. In order to investigate the plantar surface pressure distribution, an insole-type sensor with a piezoelectric material is developed and tested. The present paper describes a new method to completely reduce both the shear force and pyroelectric effects that are normally caused from piezoelectric materials.

1. 서 론

인간이 행하는 다양한 신체동작 중 가장 기본적인 동작이라 말할 수 있는 걷기, 즉 보행에 대한 연구가 현재 활발히 진행되고 있다[1-5]. 보행연구란 보행과정 중에 발생하는 여러 가지 운동학적 특성을 정량적으로 분석하기 위한 연구분야로써, 특히 보행연구분야에서 신체의 하중과 운동에 의해 발생하는 반발력(Reaction Force)의 주기적 변화형태와 이 반발력이 작용부위인 발의 표면에 분포되어 있는 형태의 파악은 매우 중요한 의미를 갖는다[6]. 따라서 보행연구는 발에 작용하는 힘의 크기, 방향측정을 중점적으로 다루는 분야와 발바닥(足底) 전체의 압력분포를 공간적으로 측정하는 분야로 크게 분류할 수 있다.

전통적으로 보행연구에는 힘판(Force Plate)을 이용하여 왔으나 이 장치는 전체 수직반발력(Vertical Reaction Force)을 Averaging하므로 다소 Crude한 압력분포를 얻게 되며, 고정적이라서 실험장소에 제한을 받게 되는 단점이 있다. 또한 한 보폭(One Step)에 대한 정보만을 얻게 되므로 동적인 보행의 특성을 설명하기에는 무리가 있다. 따라서, 앞서

* 포항공과대학 산업공학과/산업과학기술연구소 의공그룹

언급한 보행연구의 목적을 보다 완벽하게 만족시키기 위해서는 공간적 압력분포를 자세히 얻을 수 있고 휴대가능(Portable)하며 연속적인 데이타 수집(Data Acquistion)을 행할 수 있는 새로운 측정 장비의 개발이 필요하다.

이미 선진국에서는 이러한 측정장비를 개발하여 상품화까지 하고 있으나 보행 연구에 사용되는 측정기기들은 상당히 고가이며 넓은 설치 공간을 필요로 하기 때문에 보행에 관련된 관심과 연구가 전무한 국내 상황으로는 그 필요성에 비해 보급이 어려운 실정이다. 또한 기존의 측정기기들이 지닌 사용상의 어려움은 보행연구의 일반화를 저해하는 요소로 작용하고 있어, 위의 조건 외에도 사용이 편리하며 저가인 측정장비 개발의 필요성이 크게 대두되고 있다.

따라서, 본 연구에서는 위의 필요상황에 적합하도록 보행시에 수직반발력이 작용부위인 발바닥 표면에 분포되는 형태를 파악할 수 있는 압전소자(Piezoelectric Sensor)를 이용한 Foot Track System(FTS)을 개발하고, 개발된 FTS를 이용하여 보행 연구 분야에 응용 가능함을 확인해 보고자 한다.

2. 기존의 압력분포 측정장치

족저면과 지면 사이의 압력분포를 측정하려는 시도는 금세기 이전부터 이미 시작되어 왔다. 1882년에 Beely는 석고로 채워진 얇은 Sack 위에 서서 발에서 가장 많은 무게를 지지하는 부분이 가장 깊은 형태를 나타내도록 하였다[7]. 그러나 이런 방법으로 만들어진 주형은 불행히도 압력 형태보다는 발의 형태를 주로 나타내는 것이었다. 무게지지(Weight-bearing) 표면의 최소 변형의 원리(Principle of Minimal Deformability)를 이용한 기술들은 Beely의 방법에 비해 향상된 결과를 얻을 수 있었다. Frostell은 실험 대상이 서 있는 곳에 종이가 덮인 철망을 사용하여 무게에 따라 그 물이 약간 휘면서 잉크 패드에 닿도록 하였다[8]. Abramson은 강철바닥판과 납으로 된 Sheet 사이에 강철 격사장치(Sandwich of Steel Shot)를 만들어 실험 대상의 무게에 따라 납에 격사되어 압력에 따른 깊이를 표현하였다[9].

기본적으로 단순하면서도 가장 성공적인 방법은 압력분포를 밑의 종이에 찍도록 구성된 Inked Rubber Mat을 이용하는 것이다. Morton은 Longitudinally Ridged Mat을 Inked Mat과 종이에 접촉하도록 하는 방법을 사용하였는데, 부하가 걸리면 Ridge가 압력에 따라 변형되어 종이에 찍히도록 하였다[10]. 가장 널리 사용되고 있는 Harris-Beath Mat도 이와 같은 원리를 사용하지만, 삼단의 Ridge로 구성되어 있다. 가장 큰 Ridge는 4mm²로 0.25mm의 간격을 두고 2mm²단이, 그 다음에는 1mm²가 위치하는 형태로 되어 있으며 시스템의 총 두께는 1mm에 지나지 않는다[11].

이런 기술들은 다소 거칠며 시간을 많이 소모하는, 그러면서 제한된 항목만을 얻을 수 있는 비효율적 방법이었다. 이러한 방법들의 가장 뚜렷한 한계는 기록된 압력이 걷는 동안에 얻을 수 있는 가장 큰 값이므로 Temporal Variation은 측정할 수 없다는 것이다. 이 문제를 해결하기 위해서 Elftman은 두꺼운 유리를 이용한 Pyramidal Projection Mat을 개발하였는데 이방법으로는 압력의 변화 과정을 Cinephotography를 이용하여 천천히 재생하여 기록할 수 있었다[12]. Elftman은 보행 중에 압력 분포를 상세히 묘사하게 하였으며, 발의 형태에 따른 변화를 연구 가능케 하였다.

Brand와 Ebner는 부하가 가해지면 파열하여 환자의 신발에 염색이 들도록 압력감지 캡슐(Pressure-sensitive Capsule)을 이용하는 기술을 제시하였다[13]. 이러한 개념을 이용한 개발품이 색상을 지닌 Microcapsule을 사용한 Prescale Material(Fuji Photo Film)이다. 이를 이용한 방법으로는 Aritomi등 [14]에 의한 연구를 들 수 있는데 이러한 측정 방법은 앞서 언급한 Harris Mat과 마찬가지로 Temporal Variation을 측정하지 못하는 단점을 지니고

있다.

Arcan과 Brull은 유리판, 광학 필터, 광학 센서, 반사층으로 구성된 Optical Sandwich를 이용하여 간섭형태를 만드는 시스템을 고안하였다[15]. 이 시스템은 피실험자가 얇은 가죽으로 만들어진 샌들을 착용하고 걸으면 광학 센서가 국부적 힘의 분포에 따른 빛의 차단 정도를 감지하여 크기에 따라 직경이 틀리는 원형의 간섭형태를 만들게 되어 있다.

한편, 전자공학적 측정 기술들은 1950년대 초기부터 개발되기 시작하였는데 최근에는 저가인 소형컴퓨터의 출현으로 많은 정보를 분석하고 표현해야 하는 발의 압력 연구에 사용되면서 이런 개발에 커다란 영향을 미치게 되었다. 압력 감지 시스템의 가장 유용한 점은 정보를 쉽게 컴퓨터에 전달하여 사용할 수 있다는 것이며 이는 다음과 같은 두가지 접근 방식으로 요약될 수 있다.

(1) 전자공학적 센서를 이용하여 힘이나 압력의 값을 컴퓨터에 입력시켜 처리하는 방법.

(2) 압력분포를 Video Camera를 이용하여 Video Signal로 처리한 다음 커퓨터로 재처리하는 방법.

Holden과 Muncey는 은박지와 Pimple Rubber로 만들어진 Capacitor의 Capacitance 변화량을 압력분포 측정장치에 이용하였으며[16], Nicol과 Hennig[17]은 압력-감지판(Pressure-sensing Platform)을 이용한 형태의 기술을 개발하였으며 이 장치는 전도성 Plates인 상층은 횡으로, 하층은 종으로 연결되어 있는데 Rubber Sheet에 겹쳐져서 종과 횡에 따른 각각의 작은 사각형의 Capacitance가 측정될 수 있도록 종과 횡의 조합으로 스위치된 Multiplexer를 이용한다. 이러한 접근방법에 근거한 시스템은 이미 Platform이나 Insole 센서로 상용화되어 있다.

압전소자(Piezoelectric Material)들은 작은 압력 감지기를 구축하는데 사용되어 왔다. 이런 물질들은 압력을 받게되며 가해진 압력에 비례하는 작은 전하가 물질의 표면에 발생한다. 이것을 이용하여 Henning 연구팀은 각각 넓이가 4.78mm²이고 두께가 1.2mm인 499개의 석영(Piezoelectic Crystal) 조각들을 배열하여 발-압력판(Foot-pressure Mat)을 개발하였다[18].

전도성 고무판(Conductive Rubber Sheet)은 각 판의 전기적 접촉으로 인한 저항 감소 측정을 통해 압력이나 부하 감지에 적용되어 왔다. Shereff와 그 동료들은 발바닥에 작은 저도성 고무 변환기를 부착하여 이용하였다[19]. James 등은 전도성 고무로 만들어진 512개의 하중계(Load Cell)를 이용하여 Platform을 구축하였다[20].

3. Foot Track System의 구성

본 연구를 통해 개발된 압력분포 측정장치를 Foot Track System(FTS)이라고 명명하였으며, 이 FTS의 구성과 데이타 처리과정을 Block Diagram으로 나타내면 다음과 가다.

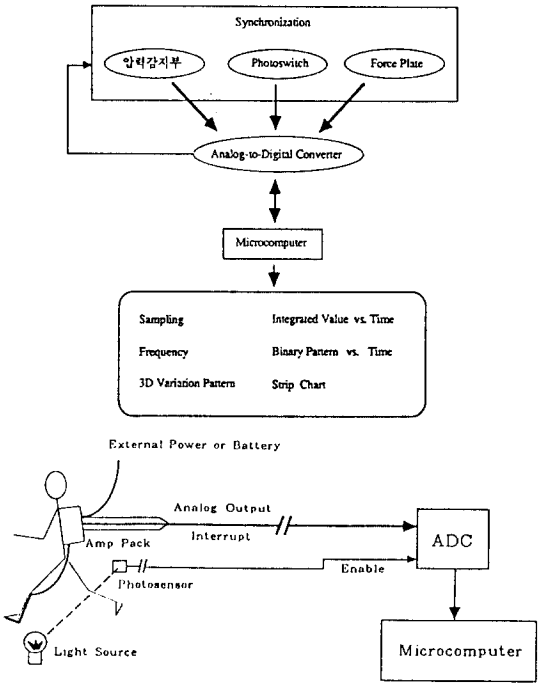


그림 1. FTS의 구성과 데이타 처리과정

FTS는 발과 지지면과의 접촉에서 발생하는 수직반발력을 감지하는 수직반발력 감지부와 여기서 얻어지는 데이타를 전송하여 컴퓨터로 처리할 수 있게 하는 데이타 처리부로 크게 나눌 수 있다. 측정시 감지기에서 나오는 신호를 컴퓨터까지 전송하는 과정에서 손실이나 감쇠를 방지하기 위해 피실험자의 허리에 증폭단이 설치되어 있는데 증폭단의 전원은 DC 15V로 유선으로 공급받거나 전지를 자체 내장하여 공급받도록 하였다.

3-1. 압력 감지부

압력분포 측정시스템에서 가장 중요한 것은 어떤 기술, 즉 어떠한 센서를 사용하였는가이다. 즉, 압력분포 측정장치의 성능은 바로 센서의 성능과 직결되어 있다고 볼 수 있다. 본 연구에서는 여러 압전소자 중 본 연구의 목적에 적합한 압전필름인 Kynar Film을 선택하였다. 이 필름의 기본 소재는 Polyvinylidene Flourdde(PVDF)이며 이 소재는 높은 Dielectric Strength, 습기에 큰 저항력, Toughness, 경량의 무게, Thinness, 구조의 단순성, 그리고 저렴한 가격 등과 같은 장점을 가지고 있다. 이 압전소자는 훌륭한 민감도와 높은 출력을 지니고 있으며, 필름의 두께는 다양하여 원하는 형태로 잘라 사용할 수가 있다. 물론 필요한 동반 회로가 개발되어야 하기는 하지만, 압전필름을 가지고 연구하는데 제작이 매우 간편하다는 장점이 된다.

3-2. A/D Converter

컴퓨터에서 데이타를 처리할 수 있게 하려면 Analogue인 원신호를 Digital로 변환시켜 줄 변환기가 필요하다. FTS에서 사용하는 A/D Converter는 16개의 기본 채널을 지니고 있으며, 필요에 따라 채널을 확장시킬수 있다.

3-3. Microcomputer

수집된 데이타를 재처리하여 원하는 Parameter별로 분석을 행하는 부분으로서 연속적으로 들어오는 다채널의 신호를 오차없이 Scanning하여 저장할 수 있으며, Postprocessing에 유용한 컴퓨터가 필요하다. FTS에서는 32 bit Microcomputer를 사용하였다.

4. 압전필름의 문제점

(1) 초전효과(Pyroelectric Effect)

초전현상이란 압전소자들이 지닌 공통적인 문제점으로 센서의 온도변화에 의해 전하가 발생하는 것을 지칭한다. 이 초전효과의 정도는 초전상수(Pyroelectric Constant)로 나타내어지는데, 초전상수는 온도변화와 필름상의 전하발생의 비이며 발생전압은 아래의 관계식으로부터 계산될 수 있다.

$$V = (\rho t/\varepsilon)\, T \quad \cdots\cdots (1)$$

여기서, V : 출력전압 ρ : 초전상수

t : 필름두께

ε : 필름 Permitivity = 106×10^{-12} F/m

T : 온도변화(°K)

따라서, 안창 형태로 압력분포를 측정하는 FTS에서는 보행주기동안 발바닥에서 발생하는 열에 의한 초전효과로 실제의 압력분포에 의해 압전필름에서 발생하는 전하량보다 크게 왜곡되는 현상을 관찰할 수 있다.

(2) Bending에 의한 Shear Force Factor

FTS의 가장 큰 특징은 안창 형태의 압력분포 센서를 가진다는 것이다. 또한 압전 필름을 사용함으로써 착용시 피실험자가 느낄 수 있는 불편함을 제거한 것도 큰 장점의 하나이다. 그러나, 신발안에서 일어나는 Bending에 의해 그림 2와 같이 측면반발력이 더해지게 된다. 더우기 압전필름은 제 1 방향의 g상수가 크기 때문에 실제 측정하고자 하는 3 방향에서의 힘의 영향을 고려할 수 없을 정도로 측정치를 왜곡시키게 된다.

(3) 60Hz Noise Problem

인체의 동작에 의해 발생하는 물리량을 관찰하려는 연구에서 전기적으로 가장 문제가 되는 것이 60Hz Noise이다. 생체 자체나 전기

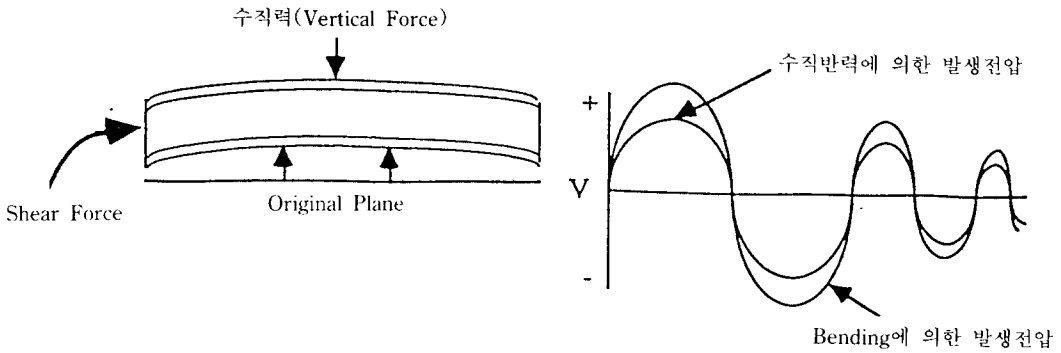


그림 2. Bending에 의한 Shear Force Effect.

장치 자체에서 발생할 수 있으며, 전원에 의해서도 발생하는 60Hz Noise는 압전필름에서 발생하는 작은 정현성 출력 신호를 충분히 왜곡시킬 수 있다. 이로 인해 실제의 출력을 관찰하지 못하고 Noise를 관찰 대상으로 오도하는 실수가 종종 발생하게 된다.

4-2. 문제 해결 방안

앞서 제시한 여러 가지 문제점들을 해결하기 위하여 다음과 같은 방법이 사용되었다.

(1) 이중 보합의 원리

앞 장에서 제기한 FTS 구현의 여러 문제 중 초전효과와 Bending에 의한 전단력 효과(Shear Force Effect)는 이 시스템의 활용 가능성을 결정짓는 핵심적인 문제이다. 여기서 본 연구는 이중보합(Inter-compensation

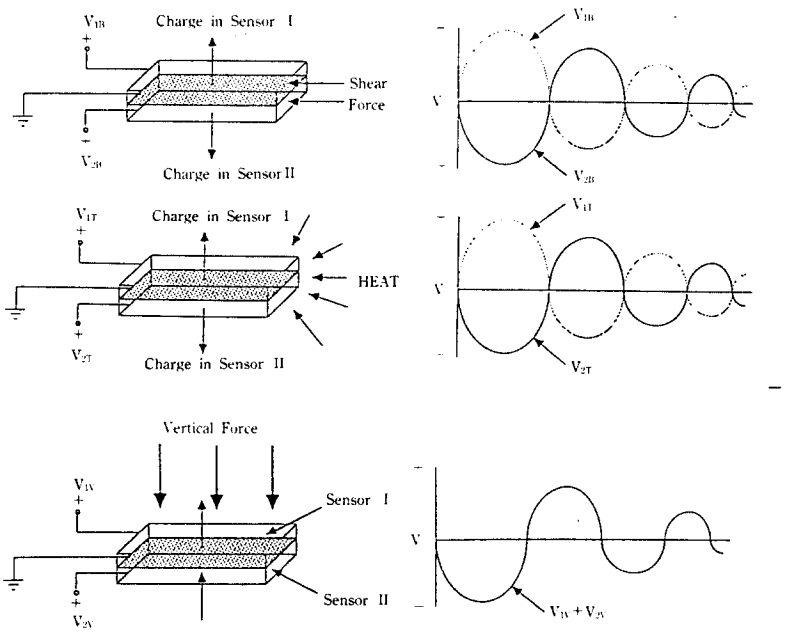


그림 3. 이중보합의 원리 설명도

Using Double Sensing)이라는 원리를 사용하여 이러한 문제를 해결하였다.

이중보합이란 초전현상과 전단력 효과가 힘이 가해진 방향에 대해서만 반응하는 것과는 반대로 수직반발력에 의한 발생전하는 입혀진 전극의 방향에 대해서만 흐르게 되는 압전필름의 특성을 역으로 이용한 것이다. 즉, 두 개의 센서를 이용하여 접지를 공통으로 묶고, 필름의 방향을 반대 방향으로 취하게 되면 수직반발력에 의한 전하만이 발생하게 되는데 이를 그림과 수식으로 나타내면 다음과 같다.

$$\begin{array}{r} V_{1B}+V_{1T}+V_{1P} \\ -)\underline{V_{2B}+V_{2T}-V_{2P}} \\ 2V_p \end{array} \quad \cdots\cdots\cdots (2)$$

(2) Filtering

60Hz Noise를 무시할 수 있을 정도로 감소시키기 위해 AC Active Filter인 Chebyshev Filter를 사용하였다. 다음 그림은 0.5 dB Ripple 5th Order Chebyshev Lowpass Filter의 회로도와 그 실행 결과도이다.

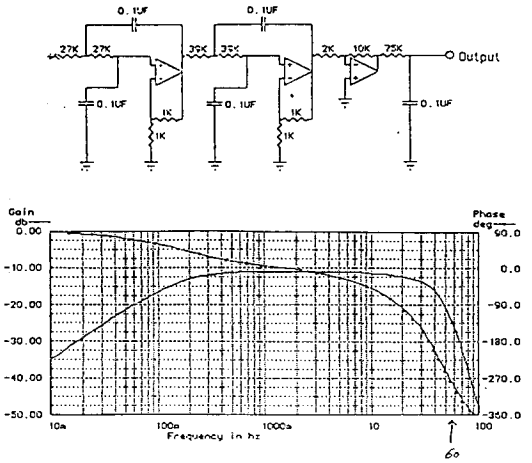


그림 4. Filter 회로도와 실행 결과도

(3) 보정(Calibration)

압력감지센서로 쓰인 압전필름의 보정(Calibration)은 별도로 행하지 않고, 제조회사에서 제공한 제품특성표에 실린 보정 결과값을 이용하였다. 센서의 민감도(Sensitivity)는 압전필름의 두께및 Mass에 의해 결정되게 되며 (10mV/g), 넓은 동작범위(0.01~150g)에서의 선형성은 0.1% 이내이다. 따라서 다음 수식에 의해 출력전압으로부터 압력값을 구할 수가 있다.

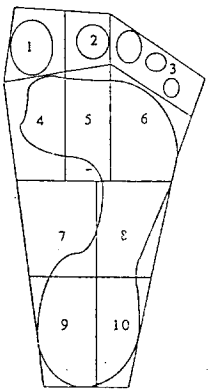
$$V = g_{33} P_3 t \quad \cdots\cdots\cdots (3)$$

이렇게 기존 상용제품의 특성표를 그대로 활용하는데 따른 FTS의 성능과 출력 결과에 대한 불안감을 줄이기 위해 구축된 FTS를 가지고 동일한 피실험자를 통해 시간을 달리하여 2일동안 6회의 다중 실험(Multiple Trial)을 시행하였다.

5. 최종시스템 구축

5-1. 최종 증폭부 회로도

본 연구에서 개발한 Foot Track System (FTS)의 압력감지안창에서 얻어지는 신호를 이중보합원리와 Filtering을 고려해서 처리할 수 있도록 설계된 최종 증폭부의 회로도는 그림 5와 같다.



1. Hallux; 2. 2nd Toe; 3. Lateral Toes; 4. 1st Metatarsl 5. 2nd Meatatarsal; 6. Lateral Metatarsal; 7. Medial Midfoot; 8. Lateral Midfoot; 9. Mesial Heel; 10. Lateral Heel.

그림 5. 센서 부착위치에 의해 10개의 영역으로 나뉘어진 Plantar Surface

5-2. FTS Insole의 제작

먼저 포항공대 산업공학과 인간공학연구실에서 실시한 여러 연령층에 대한 보행연구[21, 22]과정에서 수집한 바 있는 여러 족적 중에서 발의 크기가 260mm인 사람들의 것들을 몇 개 선택하여, 신발 안에 넣는 크기가 260 mm이고 Mid-soft인 Insole에 맞추어 모양을 떴다. 여러 족적 중 가장 전형적인 형태를 선택하여 Insole에 발의 외형을 표시한 후 그려진 발의 외형을 발에서의 압력분포나 힘의 전이 형태를 파악하기 위해 여러 개의 영역으로 나누는데, 본 연구에서는 보행 동작 중 주요 역할을 하는 10개의 해부학적 영역으로 세분화하였다. 그 영역과 명칭은 그림 6에 나타나 있다. 한편, 원하는 안창 크기에 맞는 사용화된 센서를 구할 수 없었기 때문에 기존제품을 필요한 크기로 잘라서 원하는 크기의 안창을 제작하였다.

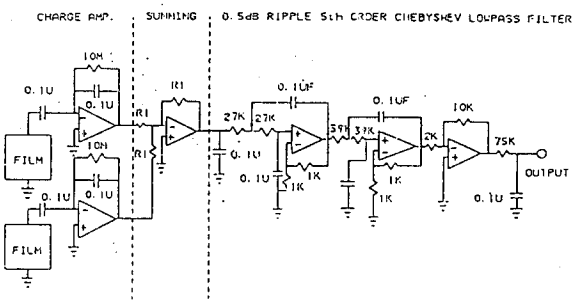


그림 6. 증폭단의 최종 회로도

5-3. 최종 시스템의 구성

FTS는 센서를 부착한 Insole과 여기서 생성된 전하를 전압으로 변환하여 처리하는 Amp단, Amp단을 휴대할 수 있도록 하는 Belt Sack, 그리고 A/D Converter로 구성되었다. 센서는 미국 A사의 압전 Film중 LDT Series를 사용하였는데, 이 필름은 크기는 각각 틀리지만 두께는 모두 28μm로 같다. A/D(Converter)는 Scientific Solution사의 Lab Master를 사용하였다.

6. 성능 평가 및 결과분석

6-1. FTS 분석용 Software

제작된 FTS를 통해 얻어지는 많은 자료들을 보다 이해하기 쉽고, 빠르게 분석하기 위해서 컴퓨터 그래픽스를 이용한 분석용 프로그램을 개발하였다. 각 영역에서의 시간에 따른 압력변화나 전체적인 수직합력 등을 구해서 시각적으로 표시하도록 하였으며, 다음 6가지의 분석항목이 제공된다.

(1) Sampling
② Binary Pattern Vs. Time
③ 3-dimensional Variation Pattern
④ Integrated Value Vs. Time
⑤ Frequency
⑥ Strip Chart

6-2. 평가 실험 방법

구현된 Foot Track System의 성능을 평가하기 위해 피실험자에게 증폭회로단이 들어이는 Belt Sack을 허리에 달게 하고 8m의 Walkway를 걷게하였다. Photoelectric Switch를 3 m 간격으로 설치해서 샘플링의 시작과 종료를 구분하도록 하였다. 압력 감지부가 설치되어 있는 안창은 피실험자의 우측 발에 착용하게 하였고, 샘플링은 각 채널당 311Hz로 행하였다. FTS에서 사용된 압력감지안창과 증폭 회로단 및 Belt Sack 그리고 A/D Converter 등의 주요 구성 장치가 그림 7에 나타나 있다.

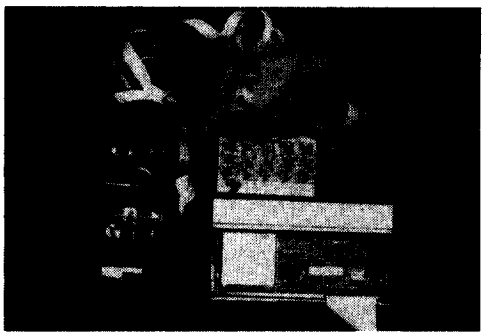


그림 7. FTS의 주요 구성 장치

위와 같은 기본적인 실험방법을 이용하는 한편, Walkway 중간에 힘판을 설치하여 Foot Track System(FTS)의 측정결과와 간단한 성능 비교가 가능하게 하였다. 이런 비교실험 과정을 동일한 피실험자에 대하여 시간을 달리하여 여러번 실시하였다.

6-3. 실험 결과의 분석 및 고찰

(1) 이중보합의 결과

그림 8은 이중보합을 취하기 이전과 이후의 출력결과를 비교한 것이다. 이중보합 이전의 결과가 Bending에 이한 전단력이나 초전효과에 의해 상당히 왜곡되어 비일정성을 볼 수 있는 반면에, 이중보합 이후의 결과는 출력이 깨끗하고 일정성을 가지며, 출력 크기가 상대적으로 크게 나타남을 알 수 있다.

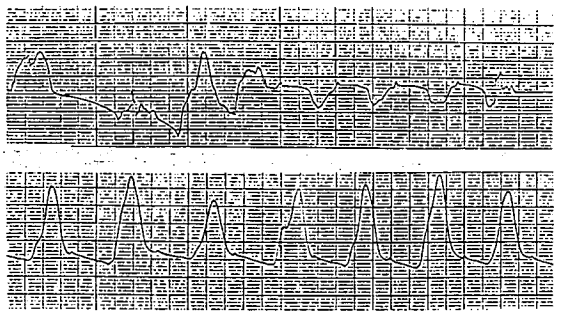


그림 8. 이중보합의 결과

(2) 힘판과의 측정결과 비교

기존의 힘판과의 비교 평가는, FTS의 10개의 영역에서 감지된 수치를 함께 더하여 Total Force를 구하고, 같은 시간대에 힘판에서 얻어진 수치와 비교하는 형태로 행하였다. 힘판에서 구한 수직반발력과 10개의 센서에서 감지된 수직반발력의 합과의 비교는 그림 9에 나타내었다.

그림 9를 통해 시간에 따른 힘의 변화형태가 서로 유사성을 띠고 있으며 특히 보행동작 중 Heel-strike와 Toe-off시의 힘의 전달형태를 확연히 알 수 있다. 한편 측정치들이 서로 유사

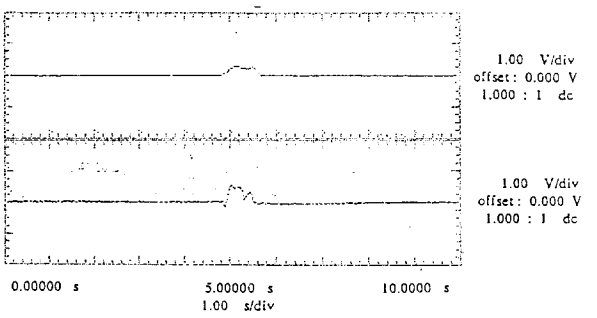


그림 9. Force Plate와 FTS의 출력 비교

성을 보이면서도 절대값에서 차이가 나타남을 알 수 있는데, 이러한 현상은 두 시스템이 측정방법론에서 차이가 나기 때문이다. 힘판은 발의 총체적인 변화량을 평균하는 반면, Foot Track System은 안창 크기의 면적을 10등분하여 각 영역별로 측정된 값들을 합하는 것이므로 차이가 발생하게 된다. 안창 형태로 필름을 설치할 때 정확히 모든 접촉면에 센서가 존재하는 것은 아니며 센서와 센서 사이에 약간의 간격이 있음을 고려할 때 값의 차이가 발생하는 것을 이해할 수가 있을 것이다. 그외에도 두값의 차이는 근본적으로 측정에 이용되는 센서의 특성의 차이에 있다고 이해할 수 있다. 힘판은 Strain Gauge의 변형성을 이용한 반면 FTS의 압전필름은 압전현상에 의한 전하발생의 정도로 측정하는 것으로 각 시스템을 통한 측정치의 절대값 자체가 동일하게 나타나기는 어렵다.

(3) 다중 실험(Multiple Trial)의 결과

동일 피실험자를 통해 반복(N=6) 실험을 행한 결과, 각 측정영역에서의 최대값(Peak Value)에 대한 변동계수(Coefficient of Variation, CV=SD×100/Mean)가 최대값이 상대적으로 매우 낮은 값을 가지는 중족의 안쪽(Medial Midfoot)부위(CV=15.83%)를 제외한 모든 영역에 대해서 1.22~11.11%에 걸쳐 있음을 알 수 있었다. 따라서 본 시스템은 매우 안정되고 일관성있는 측정값을 제공한다고 볼 수 있다. 실험에서 얻어진 각 영역의 최대값에

대한 평균과 표준편차를 나타낸 것이 그림 10 이다.

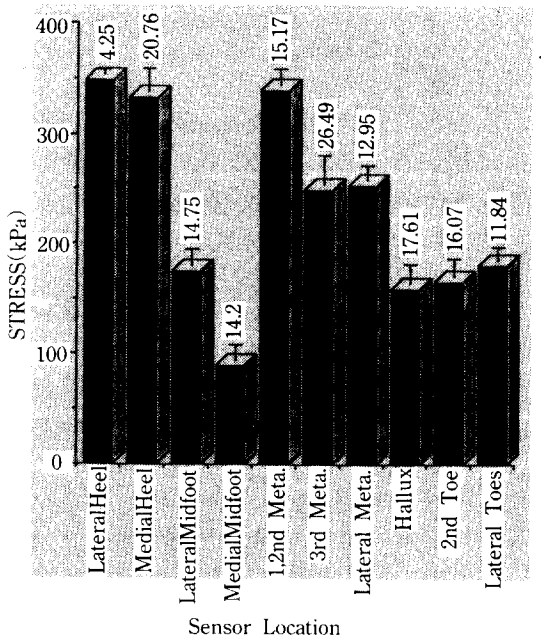


그림 10. 다중실험을 통한 각 Plantar Surface 영역에서의 출력 분석 도표(Bar는 표준편차, N=6).

(4) 시간에 따른 Plantar Surface에서의 압력분포 변화

FTS분석용 프로그램을 이용하여 그림 11과 같은 압력분포 변화 추이를 구하였다. 그림에서 알 수 있듯이 샘플링 이후 16ms에서는 전반적인 압력의 분포가 Heel부분에 걸쳐 있다가 131ms에서는 다소 중족(Midfoot)방향으로 전이됨을 알 수가 있다. 160ms에서는 압력의 분포가 Plantar Surface전 영역에 걸쳐 골고루 분포됨을 알 수 있으며, 234ms에서는 압력이 Metatarsal과 Hallux에 전반적으로 가해지고 있음을 알 수가 있다. 따라서, FTS와 분석용 프로그램을 함께 활용하여 보행과 같은 동적인 상황에서의 압력분포 추이를 연속적으로, 신속하게 그리고 시각적으로 관측할 수 있음을 확인하였다.

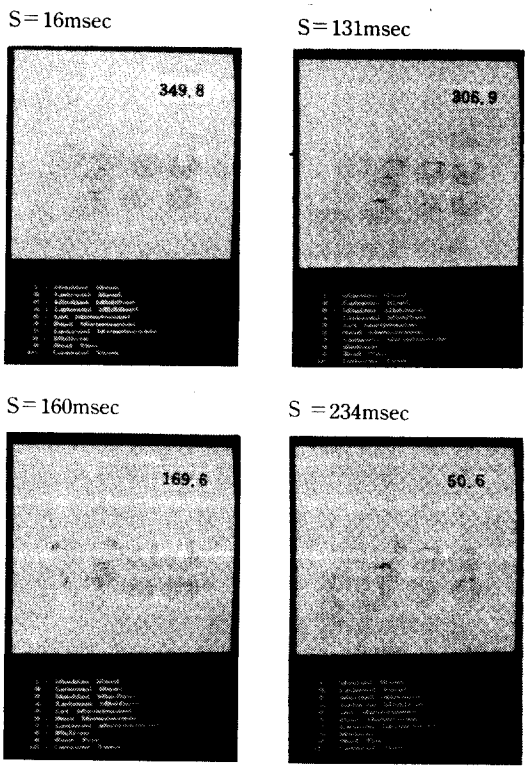


그림 11. 시간에 따른 Plantar Surface에서의 압력변화 추이도
(숫자는 Lateral Heel에서의 측정 압력값, 단위 : kPa)

7. 결론 및 추후 연구방향

본 연구에서 FTS를 개발하면서 얻은 결론은 다음과 같다.

(1) 센서의 이중보합을 이용하여 압력분포 측정장치에서 압전소자를 사용할 때 가장 큰 문제로 대두되는 초전효과와 전단력 효과를 감소시킬 수 있었다.

(2) Dynamic한 보행연구에서 발의 압력분포 측정 가능성을 입증하였다.

(3) 발의 Plantar Surface와 특정 안창과의 관계를 이해하는데 도움이 되는 시스템을 구축하였다.

(4) 기존 FOANAS의 Force Plate와 Footswitch를 대체할 수 있음을 확인하였다.

한편, FTS를 개발하면서 앞으로 더 연구되고 개발되어져야 하는 사항은 다음과 같다.

(1) 현재 10개의 영역으로 나뉘어진 안창형 압력 감지기를 보다 세분화하여 발바닥에서의 압력분포와 전이 형태에 대한 이해를 도모해야 한다.

(2) 본 연구에서 사용한 압전소자들은 Quasi-static에서의 측정이 불가능하다. 따라서, Static과 Dynamic 측정이 모두 가능한 새로운 센서에 대한 연구가 필요하다.

(3) 피실험자의 활동을 자유롭게 하기 위해서는, 증폭부의 크기를 소형화하고 전원선을 자체 내장전원으로 대체하며 데이타 전송선을 없애고 Telemetry System으로 대체하는 것이 이 FTS의 효율을 극대화하는데 효과적일 것이다.

참 고 문 헌

[1] Andriacchi, T.P., "The Influence of Total Knee Replacement Design on Walking and Stair-climbing," J. of Bone and Joint Surgery, Vol.64-A. No.9, 1328-1345, 1982.

[2] Andriacchi, T.P. and Strickland, A.B., "Gait Analysis as a Tool to Assess Joint Kinetics," in Biomchanics of Normal and Pathological Human articulating Joints. edited by Berme, N, Enging, A.E. and Correia da Silva, K. M., Martinus Nijhoff Publishers, 88-102, 1985.

[3] Inman, V.T., Ralston, H.J. and Tood, H., Human Walking, Williams and Wilkins, 1981.

[4] Chao, E.Y.S., "Bionechanics of the Human Gait," in Frontiers in Biomechanics, edited by Schmidt-Schonbein, G. W. et al., Springer-Veriag, 1986.

[5] Winter, D.A., Biomechanics of Human Movement, John Wiley & Sons, 1979.

[6] Nigg, B.M., Biomechanics of Running Shoes, Human Kinetics Publishers, 1986.

[7] Beely F, "Zur Mechanik des Stehans Uber die Bedeutung des Fussgewobles biem Stehan", Langenbecks Arch klinisheChir, 1881, full ref. cited in : Melvin H. Jahss, Disorders of the Foot and Ankle, Saunders Company, 2nd ed. Vol. I, Ch.18, 484-519, 1991.

[8] Frostell G, "Beitrag zur Kenntnis der vorderen Stutpunkte des Fusses, sowie des Fusswinkels veim Stehen und Gehen", A. Orthop., 1925, full ref. cited in : Melvin H. Jahss, Disorders of the Foot and Ankle, Saunders Company, 2 nd Ed. Vol.I, Ch. 18, 484-519, 1991.

[9] Abramson E, "Zur Kenntnis der Mechanik des Mittelfusses", Skand Arch Physiol, 1927, full ref. cited in : Melvin H. Jahss, Disorders of the Foot and Ankle, Saunders Company, 2nd ed. Vol. I, Ch. 18, 484-519, 1991.

[10] Morton D.J., "Structural factors in static disorders of the foot", Am. J. Surg., 1930, full ref. cited in : Melvin H. Jahss, Disorders of the Foot and Ankle, Saunders Company, 2nd ed. Vol.I, Ch. 18, 484-519, 1991.

[11] Harris R.I. and Beath T., "Army Foot Survey : an Investigation of foot Ailments in Canadian Soldiers", National Research Council of Canada, 1947, Project No. 1574, cited in : Melvin H. Jahss, Disorders of the Foot and Ankle, Saunders Company, 2nd ed. Vol.I, Ch. 18, 484-519, 1991.

[12] Elftman H., "A cinematic study of the

distrubution of pressure in the human foot", Anat.Rec. 1934, full ref. cited in : Melvin H. Jahss, Disorders of the Foot and Ankle, Saunders Company, 2 nd ed. Vol.I, Ch. 18, 484－519, 1991.

[13] Brand P.W. and Ebner J.D., "Pressure Sensitive Devices for Denervated Hands and Feet", J.Bone Joint Surg., 51A : 109－116, 1969.

[14] Aritomi H., Morita M. and Yonemoto K., "A Simple Method of Measuring the Foot Sole Pressure of Normal Subjects using Prescale Pressure－Detedting Sheets", J. Biomech., 16 : 157－165, 1983.

[15] Arcan M., and Brull M.A., "A Fundamental Characteristic of the Human Body and Foot, the Foot－Ground pressure Pattern", J.Biomech., 9, 453－457, 1976.

[16] Holden T.S. and Muncey R.W., "Pressure on the Human Foot during Walking". Australian J.Appl. Sci., 4, 404－417, 1953.

[17] Nicol K. and Henning E.M., "Measurement of Pressure Distribution by Means of a Flexible, Large Surface Mat", J. Biomechanics, Baltimore : University Park Press, Vol VIA, 374－380, 1978.

[18] Henning E.M., et al., "A Piezoelectric Method of Measuring the Vertical Contact Stress beneath the Human Foot", J. Biomed. Eng. 4, 213－222, 1982,.

[19] Serreff M.J., Bregman A.M. and Kummer F.J., "The Effect of Immobilisation Devices on the Load Distribution under the Foot", Clin. Orthop., 192 : 260－267, 1985,.

[20] James W.V., Orr J.F. and Huddleston T., "A Load Cell System in Foot Pressure Analysis", J. Eng.Med., 11 : 121－122, 1982.

[21] 정민근, 김상호, 김태복, "보행 비정상성의 평가를 위한 보행분석 시스템의 구현", 대한산업공학회지, Vol.17, No.2, 1991. 39－50.

[22] 황규성, 정민근, 이동춘, "한국인의 보행특성에 관한 연구," 대한인간공학회지, Vol.10, No.2, 1991, 15－22.