

압력분포 측정시스템의 개발

정진호 · 이기원 · 김영호

연세대학교 보건과학대학 의공학과, 의공학연구소

(2000년 1월 17일 접수, 2000년 3월 16일 채택)

Development of a Pressure Distribution Measurement System

J.H. Chung, K.W.Lee, Y.H. Kim

Dept. of Biomedical Engineering, College of Health Science,

Institute of Medical Engineering, Yonsei University

(Received January 17, 2000. Accepted March 16, 2000)

Abstract : Pressure distributions of the soft tissue are valuable for understanding and diagnosing the disease characteristics due to the mechanical loading. Our system measures dynamic pressure distributions in real-time under the general PC environment, and analyzes various foot disorders. Main features of the developed system are as follows:

(1) With the resistive pressure sensor matrix of 40×40 cells, the data is sent to the PC with the maximum sampling rate of 40 frames/sec. (2) For each frame, contact area, pressure and force are analyzed by graphic forms. Thus, various biomechanical parameters are easily determined at specific areas of interests. (3) A certain stance phase can be chosen for the analysis from the continuous walking, and the detailed biomechanical analysis can be done according to an arbitrary line dividing anterior/posterior or medial/lateral plantar areas. (4) The center of pressure (COP) is calculated and traced from the pressure distribution data, and thus the movement of the COP is monitored in detail. A few experiments revealed that our system successfully measured the dynamic plantar pressure distribution during normal walking.

Key words : Dynamic pressure distribution measurement system, Foot disorders, Biomechanical analysis

서 론

발은 인간에 있어서 가장 중요한 이동수단이며 일상생활 중에 항상 하중을 받고 있다. 그러나 최근 발 질환의 급증으로 인해 많은 노동력의 손실을 야기하고 있다. 발 질환은 선천적인 경우에 비해서 후천적인 경우가 더 많으며 내/외과적 질환 뿐만 아니라 신발의 선택이 잘못된 경우가 매우 많다. 따라서 발이 인체의 운동에 있어서 차지하는 비중이 매우 높으므로 이에 대한 대책이 매우 시급하다. 발바닥에 과다한 압력이 집중

되면 발의 변형, 즉 종아치 및 횡아치의 소실, 발가락 변형, 피부 부딪 등의 질환 뿐 아니라 관절에도 이상이 발생된다. 이러한 인체에 작용하는 압력분포는 기계적 하중에 의한 질환의 특성을 정확히 파악하고 진단하는데 매우 귀중한 자료가 된다 [1-6]. 압력분포의 측정결과는 족부질환은 물론 당뇨병 등의 진단, 치료의 결정, 치료의 조정을 지원하는 수단으로 임상에 적용되고 있다 [1-6].

지면반발력 또는 압력분포를 측정하기 위해서 스트레인게이지 (strain-gauge) [7], 압전식 (piezo-electric) 방법 [8,9], 광학적 (optical) 방법 [10], 저항식 (resistive) 방법 [11], 용량식 (capacitive) 방법 [12] 등이 이용되고 있다. 일반적으로 지면반발력 또는 압력분포는 피검자가 걷는 보도 위에 놓여 있는 판을 이용하여 측정하지만, 이 경우 일회의 측정으로 여러 보행주기에 대한 데이터의 획득이 어렵다. 따라서, 최근 환자의 신발

본 연구는 98년도 산학협력연구 및 98년도 연세대학교 학술연구의 연구비 지원으로 이루어진 연구입니다.

통신저자 : 김영호, (220-701) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234

Tel. (0371)760-2472, Fax. (0371)760-2197

내부에 넣고 신는 창 형태의 압력센서를 이용하여 측정하는 일이 많아졌다[13-15].

압력분포 측정에 있어서, 특정한 센서에 대한 물리법칙에 따라 그 센서의 특성이 좌우되며, 압력분포 측정 시스템은 주로 센서 자체의 성능에 좌우된다. 센서의 성능은 측정범위, 감도, 자연 주파수, 변형, drift, threshold, 선형성(linearity), cross-talk, 히스테리시스(hysteresis), 온도 의존성(temperature dependency), 보정(calibration)의 가능성 등의 인자들에 의해서 결정된다(16-18).

저항식 압력센서는 일반적으로 matrix 형태로 이루어져 있고 가격이 저렴할 뿐 아니라 얇은 두께(약 0.1mm)의 polymer sheet로 되어 있어 그 적용범위가 매우 넓다. 이 센서는 압력이 작용되면 반도체 탄소와 은 도체사이의 접촉면적이 증가하게 되어 저항이 감소하게 되는 원리를 이용한 것이다.

현재 전량 외국에서 수입되는 압력측정시스템은 주로 병원이나 연구기관에서 사용되고 있다. 날이 갈수록 증가하고 있는 발 질환의 진단 및 치료를 위하여 압력분포 측정시스템의 개발이 요구된다. 본 연구는 핸들 부, PC 인터페이스 카드 부, 측정 및 진단을 위한 소프트웨어로 구성된 압력분포 측정시스템을 개발함에 그 목적을 두고 있다. 또한 산업분야에서 정적 또는 동적 접촉압력분포를 측정하는 경우에도 본 시스템의 적용이 가능하므로 이에 대한 파급효과는 매우 크리라고 생각된다.

연구 방법

그림 1은 압력분포 측정시스템의 구성도로, 저항식 압력센서 (Tekscan sensor: U.S.A.) matrix (40×40)를 인터페이싱한다. 아날로그 멀티플렉서를 사용하여 얻은 압력신호를 증폭하고 고속 A/D 변환기를 사용하여 디지털로 변환하였다.

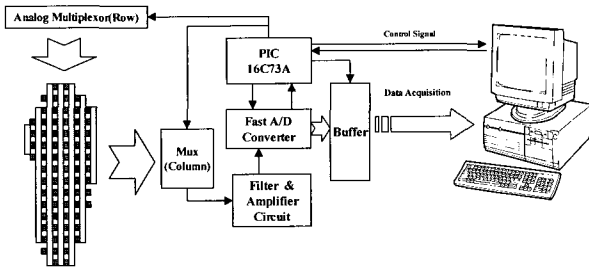


그림 1. 압력측정시스템의 하드웨어 구성
Fig. 1. Configurations of the hardware in the pressure measurement system

아날로그 멀티플렉서인 74HC4051을 사용하여 압력센서 노드에 각각 연결하였으며, 고속으로 addressing 하기 위하여 중앙처리장치인 PIC16C73A를 사용하였고 압력으로 인한 센서의 저항변화를 LF353을 이용하여 전압으로 전환하였다. A/D 변환기 MAX153을 이용하여 증폭기의 출력신호를 디지털 값으

로 전환하고, PIC16C73A에서 버퍼 제어, 디코더 및 멀티플렉서의 어드레싱을 수행하였다.

센서의 행과 열은 아날로그 멀티플렉서로 순차적인 선택이 되도록 하여 각 cell들의 신호들을 모두 감지하도록 하였다. 74HC4051을 2단으로 사용하여 중복된 노드를 모두 포함하여 어드레싱하도록 설계하였으며, 멀티플렉서의 addressing은 모두 PIC16C73A의 포트에서 직접 제어하였다. 74HC4051의 INH 단자를 74HC138에 의해 행과 열의 각 한 개씩만 선택되도록 하여 중복되는 node가 동시에 선택되어 신호가 섞이는 것을 방지하였다.

데이터를 PC로 받는 ISA slot용 PC 인터페이스 카드 회로를 설계하였다. 8255의 한 포트를 통하여 A/D 변환된 데이터를 입력받으며, MX7224를 이용해서 증폭기와 A/D 변환기의 입력 전압의 포화를 방지하였고 다른 포트는 PC와 핸들간의 통신에 쓰여졌다. PC 내의 다른 장치와 bus와의 충돌을 방지하기 위해서 GAL을 프로그래밍하여 8255를 addressing하였다. GAL은 AMD사의 PALCE16V8H를 사용하였으며, PC에서 접근할 수 있는 고유 주소를 8255의 각 포트에 부여하여 A/D 변환된 데이터를 PC 내의 RAM에 저장하도록 하였다.

그림 2에서는 개발된 압력측정시스템 소프트웨어 부의 전체 흐름도를 보여주고 있으며, 주요기능은 아래와 같다.

- 핸들로부터 실시간에 데이터를 획득하고 화면에 도시하는 기능.
- 각 프레임별로 접촉면적, 압력분포, 힘을 분석하는 기능.

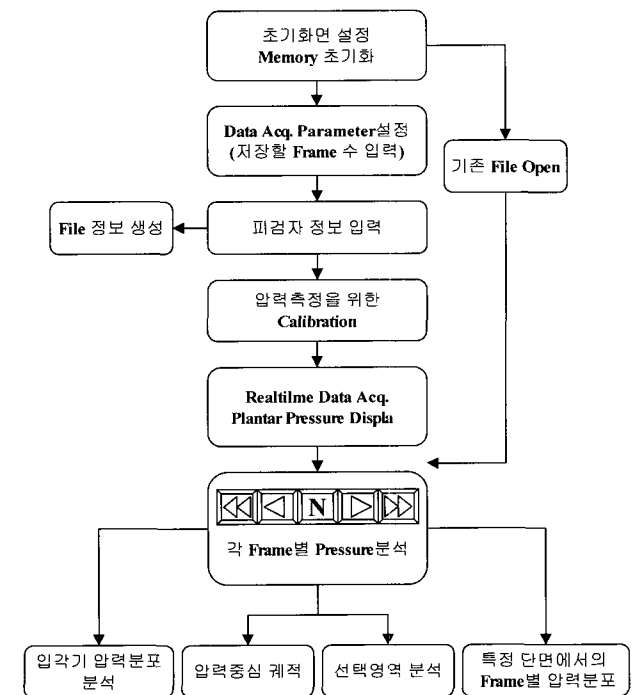


그림 2. 압력측정시스템 소프트웨어의 전체 순서도
Fig. 2. Overall procedures of the softwares for the pressure measurement system

- 분석하고자 원하는 특정 영역을 선택하여 별도로 분석할 수 있는 기능.
- 입각기(stance phase) 동안 압력중심의 궤적을 관찰하는 기능.

그림 3은 센서에 압력이 작용되었을 때 발생하는 전압을 측정하는 것으로, 각 cell의 전압이 계단형태로 구분되는 것을 알 수 있다.

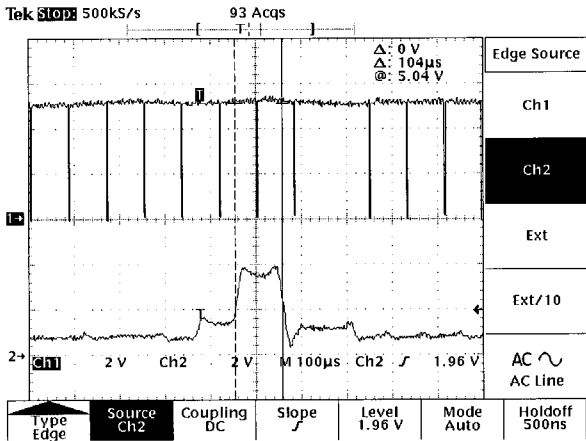


그림 3. 하중에 의한 증폭기 출력전압과 A/D 변환기의 EOC 신호
Fig. 3. Amplifier output voltages and the EOC signal from the A/D converter due to the loading

핸들에서는 한 프레임에 대한 데이터만을 연속적으로 스캐닝하여 얻으면서 한 데이터씩 PC로 전송하였다. PC에서는 독립된 스프레드 안에서 연속하여 들어오는 한 프레임의 데이터를 받게 된다. PC는 데이터를 받을 뿐 아니라 동시에 타이머에 의한 인터럽트를 감지하여 일정시간에 화면에 한 번씩 디스플레이한다. 프로그램을 실행하면, 일 초에 몇 번 디스플레이할 것인지를 설정하게 되고 데이터를 획득하기 시작한다.

마이크로프로세서는 cell의 어드레싱을 시작하고, MAX153에 의한 고속 A/D 변환이 이루어지며 이 데이터는 PC로 전송된다. 데이터는 가우시안 스무딩 필터(Gaussian smoothing filter)를 취하여 노이즈를 제거하였다. 지금까지의 과정은 모두 스프레드에서 수행된다.

핸들에서 PIC16C73과 PC와의 데이터 전송 및 신호교환을 위하여 멀티플렉서의 어드레스를 설정한 후 아날로그 값의 안정을 얻기 위해서 수 μ sec의 지연을 시켰다. 8255의 한 포트에 입력되는 데이터 중 상위 5bit만을 입력받았고 하위 3bit는 노이즈로 간주하여 데이터에서 제외시켰다.

그림 4와 같이, 규칙적인 직사각형의 격자점에서 각 좌표가 주어지고 압력 값들이 $P_{11}, P_{21}, \dots, P_{m1}, P_{12}, \dots, P_{mn}$ 라고 하였을 때, 각 행의 압력중심(COP)은 식 (1)을 이용하여 구할 수 있다.

$$\left. \begin{aligned} COP_{X_1} &= \frac{P_{11} \times X_1 + P_{21} \times X_2 + \dots + P_{m1} \times X_m}{P_{11} + P_{21} + \dots + P_{m1}}, COP_{Y_1} = y_1 \\ COP_{X_2} &= \frac{P_{12} \times X_1 + P_{22} \times X_2 + \dots + P_{m2} \times X_m}{P_{12} + P_{22} + \dots + P_{m2}}, COP_{Y_2} = y_2 \\ \dots \dots \dots \\ COP_{X_n} &= \frac{P_{1n} \times X_1 + P_{2n} \times X_2 + \dots + P_{mn} \times X_m}{P_{1n} + P_{2n} + \dots + P_{mn}}, COP_{Y_n} = y_n \end{aligned} \right\} (1)$$

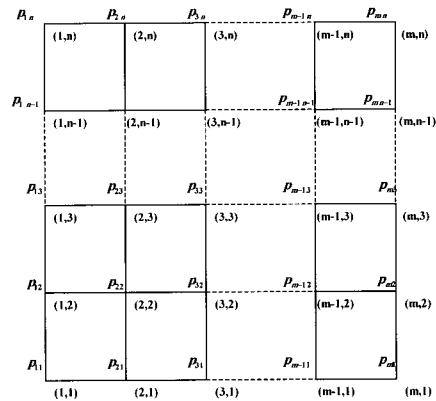


그림 4. 정사각형 격자계에 대한 압력중심(COP)
Fig. 4. The center of pressure (COP) in the square matrix sensor

P_i, P_{i-1} 는 i 열에서 이웃하는 노드의 압력이고 X_j, X_{j-1} 는 이웃하는 x 좌표일 때 X_j, X_{j-1} 사이에 위치하는 압력중심의 압력(P_j)은 다음과 같이 계산된다.

$$P_j = \frac{P_i - P_{i-1}}{X_i - X_{i-1}} (COP_{X_j} - X_{i-1}) + P_{i-1} \quad (2)$$

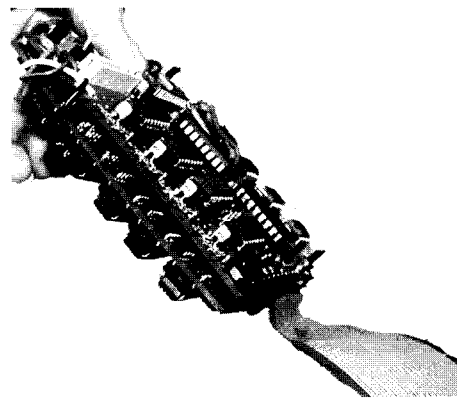


그림 5. 개발된 압력측정시스템의 핸들
Fig. 5. Handle of the developed pressure measurement system

결과 및 고찰

1. 시스템 하드웨어

그림 5는 개발된 압력분포 측정시스템의 핸들로, 압력센서는 PCB의 상·하 지그 핀으로 고정된다. 센서는 신발 안에 넣어 신을 수 있도록 크기에 맞추어 자를 수 있고 핸들은 하퇴부에 고정시키도록 하였다.

그림 6은 일정한 하중을 작용시킬 때 개발된 압력분포 측정 시스템을 이용하여 얻어진 A/D 값들이다. 다른 문헌들에서 소개된 바와 같이 저항식 압력센서의 비선형성을 쉽게 알 수 있다. 작은 압력이 작용하는 경우 오차는 비교적 작은 편이나 압력이 증가됨에 따라 그 오차가 서서히 증가함을 알 수 있다. 이는 Tekscan 압력센서는 300kPa 이하의 압력에 대해서 최대 20% 정도의 오차를 나타내고 있으며 압력이 작은 경우 (100kPa 이내) 약 8%의 오차를 나타낸다는 보고와도 일치하는 것이다(18,19).

저항센서의 두께 및 가격 등의 장점에도 불구하고 가장 큰 문제는 하중이 없을 때 저항은 무한히 크기 때문에 압력의 보정이 매우 어렵다. 또한 반도체 탄소는 진단응력에 의해서 미세하게 형상이 변화될 수 있으므로 같은 압력에 대해서 시간에 따라 저항값이 변화할 수 있다. 따라서 비교적 저렴한 저항식 압력센서를 사용하여 임상에서 동적 압력분포의 특성을 판단하기에는 충분하리라고 생각된다.

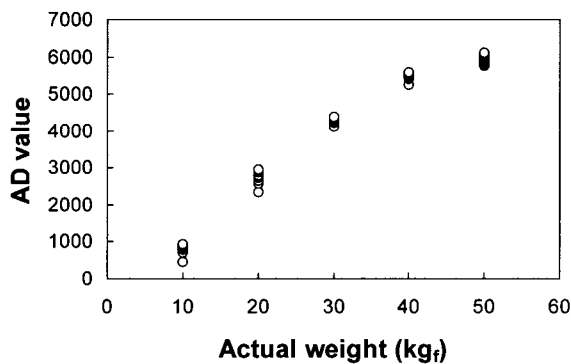


그림 6. 실지 하중과 해당 A/D 값과의 비교

Fig. 6. The comparison of actual weights and corresponding A/D values

2. 시스템 소프트웨어

프로그램을 처음 시작하게 되면 기억장치를 초기화하고, 기존의 데이터를 열거나 실시간 데이터 획득을 시작하기 전에 보정을 수행할 수 있도록 한다. 최대 샘플링 속도는 약 40 frame/sec이나 임의로 설정할 수 있도록 하였다.

데이터의 저장 형식은 텍스트 형태로, 다른 윈도우 도구 창에서 다시 사용할 수 있도록 하였다.

날짜와 시간은 개인정보 입력 다이얼로그 호출 시 자동으로 시스템 정보를 읽어온다. 피검자의 성명, 주소, 주민등록번호, 전화번호, 몸무게, 신장, 주석 등을 입력할 수 있다. 과거에 소유했던 질병 또는 현재의 질병을 기재하며 주석에는 실험 후 검사자에 의해서 진단된 내용을 기록하도록 하였다. 기재되는 내용은 모두 데이터베이스화되어 다음 검사 또는 다른 사람과의 비교를 원할 때 불러올 수 있도록 하였다.

실시간 데이터 획득 후 각 데이터들을 다시 플레이 백(play back) 시키거나 한 프레임씩 이동시키거나 또는 직접 특정 프레임으로 이동하는 기능을 두었다. 각 프레임에 있어서 발바닥의 압력분포는 색깔로 표현된다. 시간에 대한 힘, 접촉면적, 압력의 그래프가 같은 화면의 우측에 표현되고 압력분포도와 연동하도록 하였다.

최대 압력도는 보행 중 각 cell에 작용된 압력 중 후처리 작업에서 입력된 값들을 비교하여, 그림 7과 같이, 최대값을 색으로 표현한다. 또한 특정 영역을 동적으로 분석하기 위해 영역을 분할하고 그 영역에 해당하는 힘, 접촉면적, 압력 등을 계산하여 우측 그래프에 나타낸다. 선택된 영역이 2개 이상일 경우, 서로 다른 색으로 구분하여 영역 및 그래프로 나타내었다.

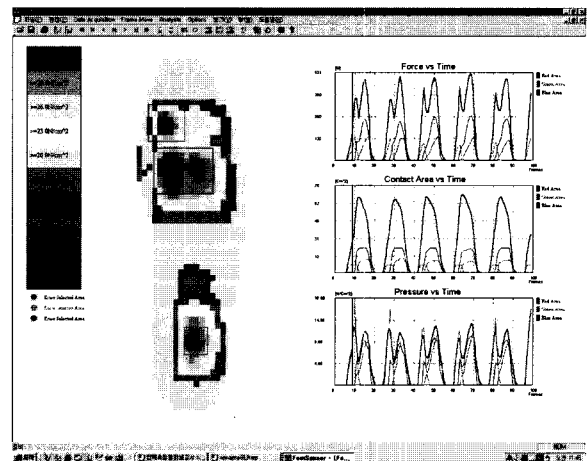


그림 7. 선택된 영역의 분석

Fig. 7. The analysis for the specific areas

압력중심의 궤적은 병적 보행을 구분하는데 있어서 매우 중요하다[16,18,20]. 그림 8에서는 보행에 따른 압력중심의 궤적을 보여주고 있으며, 보행 중 특정한 영역 또는 프레임을 지정하여 분석할 수 있도록 하였다.

그림 9에서는 입각기동안 각 센서에 작용된 최대압력을 색으로 표현하고 선택된 영역에 대한 힘, 접촉면적, 압력 등을 보여주고 있다. 압력분포도에서 스크롤바를 이용하여 특정한 위치의 전후에 대해서 힘, 접촉면적, 힘 등을 비교하여 분석할 수 있도록 하였다. 스크롤바를 이동하였을 때 오른쪽 그래프가 상단과 하단으로 나뉘어 힘, 접촉면적, 압력 등이 동시에 바뀌어짐을 볼 수 있다.

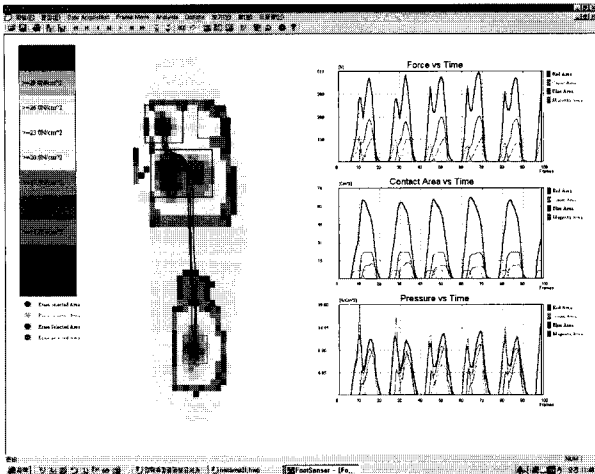


그림 8. 압력중심의 궤적
Fig. 8. COP traces

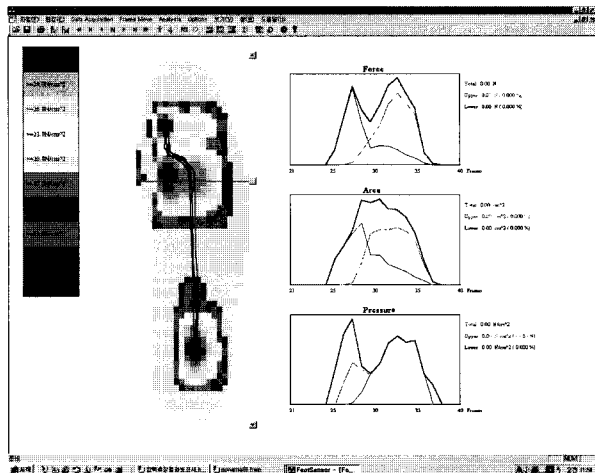


그림 9. 발바닥의 전후부 분할 분석
Fig. 9. The subdivision and the analysis of the plantar areas into anterior and posterior regions

3. 적용

사람의 보행주기(gait cycle)는 입각기와 유각기(swing phase)로 나누며, 입각기는 최초접지기(initial contact)부터 반대발 발가락들림기(opposite toe off)를 하중수용기(loading response), 반대발 발가락들림기부터 반대발 최초접지기(opposite initial contact)를 중간-말기 입각기(mid-terminal stance) 구간, 반대발 최초접지기부터 발가락들림기(toe-off)를 전 유각기(pre-swing)로 나눈다. 그림 10은 발바닥 압력분포를 개발된 압력측정시스템을 이용하여 측정하고 보행주기에 따라 구분하여 도시한 것이며, 보행주기에 따른 발바닥압력분포의 특성을 잘 나타내고 있음을 알 수 있다.

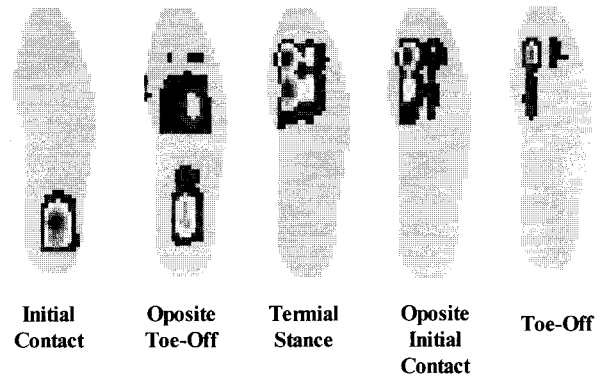


그림 10. 보행주기에 따른 발바닥 압력분포
Fig. 10. Plantar pressure distributions in a gait cycle

결 론

본 연구를 통하여 발바닥의 과도한 압력집중으로 인한 질환들을 정확히 파악하고 진단하기 위한 압력분포측정 및 분석시스템을 개발하였다. 본 연구를 통하여 PC 환경에서 발바닥의 동적 압력분포를 실시간에 측정하고 다양한 소프트웨어 분석 모듈을 이용하여 발바닥 질환의 진단에 도움을 줄 수 있게 되었다. 개발된 압력분포 측정시스템은 크게 핸들부, PC 인터페이스 카드부, 소프트웨어로 구성되었다.

개발된 압력분포 측정시스템의 특징은 다음과 같다.

- (1) 40×40 matrix 형태의 저장식 압력센서로부터 최대 40 frames/sec의 데이터를 PC로 전송할 수 있기 때문에 보행 중의 동적 압력 데이터를 획득, 분석할 수 있다.
- (2) 데이터를 PC에 실시간으로 저장하고 디스플레이하기 때문에 검사자가 측정 중에도 압력분포의 변화를 쉽게 관찰할 수 있다.
- (3) 압력 데이터들을 프레임 별 접촉면적, 압력, 힘에 해당하는 그래프로 나타냄으로써 보행주기동안 여러 생체역학적 인자들을 분석할 수 있고 특정한 영역에 대해서도 같은 분석이 가능하다.
- (4) 분석하고자하는 임의의 순간을 선택하고 발바닥을 전·후 동적으로 나누며 상·하 각각의 힘, 접촉면적, 압력을 구하고 그래프를 디스플레이하여 발바닥의 전·후 압력분포 비율을 분석할 수 있다.
- (5) 각 프레임에서의 압력중심을 계산하여 압력중심의 궤적을 디스플레이함으로 비정상적 압력중심의 이동을 쉽게 구별해 낼 수 있다.
- (6) 측정된 압력 데이터를 텍스트로 저장하여 기존 데이터와 비교할 수 있으며, 필요시 다른 도구 창을 이용하여 데이터를 다시 사용할 수 있다.
- (7) 압력분포의 cell 단위 색깔을 부드럽게 하기 위하여 OpenGL 함수를 이용하였다.

참고 문헌

1. P. R. Cabanagh, and J. S. Ulbrecht, "The diabetic foot : a quantitative approach to the assessment of neuropathy, deformity and plantar pressure", In Disorders of the Foot, M. Jahss, 2nd ed. 1990
2. J. P. Pollard, L. P. Le Quesne, and J. W. Tappin, "Forces under the foot", J. Biomed. Eng., Vol. 5, pp.37-40, 1983
3. D. E. Thompson, "The effects of mechanical stress on soft tissue", In The diabetic foot, M. E. Levin, and L. W. O'Neal, 4th ed. St. Louis: CV Mosby, pp.91-103, 1988
4. J. R. Harris, and P. W. Brand, "Patterns of disintegration of the tarsus in the anaesthetic foot", J. Bone Joint Surg., pp.48B-16, 1966
5. P. W. Brand, and W. C. Coleman, "Ellenberg and Rifkin's diabetes mellitus: theory and practice", In The diabetic foot, H. Rifkin, D. Porte Jr., 4th ed., New York: Elsevier, pp.792-811, 1990
6. 김 태경, 박 시복, 이 강목, "족문검사에 의한 발바닥 내측 종아치의 평가에 관한 연구", 대한재활의학회지, 19권, 1호, pp.49-54, 1995
7. R. W. Soames, C. D. Blake, J. R. R. Stott, A. Goodbody, and D. A. Brewerton, "Measurement of pressure under the foot during function", Med. Biol. Eng. Compu., Vol. 20, pp.489-495, 1982
8. E. M. Hennig, P. R. Cavanagh, H. T. Albert, and N. H. Macmillan, "A piezoelectric method of measuring the vertical contact stress beneath the human foot", J. Biomed. Eng., Vol. 4, pp.213-222, 1982
9. E. M. Hennig, P. R. Cavanagh, N. H. Macmillan, "Pressure distribution measurements by high precision piezoelectric ceramic force transducers", In Biomechanics VIII-B, International Series on Biomechanics, H. Matsui, and K. Kobayashi ed., Champaign, IL: Human Kinetics Press, pp.1081-1088, 1983
10. N. Silvino, P. M. Evanski, and T. R. Waugh, "The Harris and Beath foot printing mat: diagnostic validity and clinical use", Clin. Orthop., Vol. 151, pp.265-269, 1980
11. N. Maalej, S. Bhat, H. Zhu et al., "A conductive polymer pressure sensor", IEEE EMBS 10th Ann. Int. Conf., pp.770-771, 1988.
12. M. Lord, "Foot pressure measurement : a review of methodology", J. Biomed. Eng., Vol. 3, pp.91-99, 1981
13. K. Nicol, and E. M. Hennig, "Measurement of pressure distribution by means of a flexible large surface mat", In Biomechanics VI-A, E. Asmussen and K. Jorgenson ed., Baltimore: University Park Press, pp.374-380, 1978
14. H. Zhu, G. F. Harris, J. J. Wertsch, W. J. Tomkins, and J. G. Webster, "A microprocessor-based data acquisition system for measuring plantar pressures from ambulatory subjects", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 38, pp.710-714, 1991.
15. R. A. Hennacy, and R. A. Gunther, "A piezoelectric crystal method for measuring static and dynamic pressure distributions in the feet", J. Am. Podiatr. Assoc., Vol. 65, pp.444-449, 1975
16. P. R. Cavanagh, F. G. Hewitt and J. E. Perry, "In-shoe plantar pressure measurement : a review", The Foot, Vol. 2, pp.185-194, 1992
17. T. G. McPoil, M. W. Cornwell and W. Yamada, "A comparison of two in-shoe plantar pressure measurement systems", The Lower Extremity, Vol. 2, No. 2, pp.95-103, 1995
18. N. E. Rose, L. A. Feiwell and A. Cracchiolo, "A method for measuring foot pressures using a high resolution, computerized insole sensor: The effect of heel wedges on plantar pressure distribution and center of force", Foot Ankle, Vol. 13, No. 5, pp.263-270, 1992
19. P. R. Cavanagh, "Letter to Editor", Foot Ankle, Vol. 16, No. 1, pp.53, 1995
20. 김 영호, 양 길태, 문 무성, 박 시복, "정상인의 지면자유 보행에 대한 입각기 압력중심의 이동", 대한의용생체공학 회지, 20권, 5호, pp.587-592, 1999