Journal of the Ergonomics Society of Korea
Vol. 14, No.2, 1995

지면 반력 분석을 위한 압력판 시스템 개발에 관한 연구
A study on the development of the Force-Platform system for Ground Reaction Force Analysis

최 혁 재* · 이 언 주* · 김 문 화** · 장 동 식*

ABSTRACT

The purpose of this study is to develop a force-platform system suitable for real situations in industry. The develped system is a 3-axis measurement type. It consists of force-transmission, force measuring circuit, and the software that analyzes the measured forces. The force-transmission transmits forces to 3 axes, which has a physical structure to minimize the interference among those axes. Force measuring circuit consists of DSP(digital signal processor) for flexible disposal of change of measurement algorithm, elimination of noise and maintenance of precision.

The functions of the software are the calibration which revises the measurement error occuring during data acquisition, and various analyses of forces. The result of the experiment shows that the developed system has about 1% measurement error, is stable for repeated experiments, and is not effected by temperature change.

1. 서 론

인간은 땅 위에서 대부분의 활동을 하면서 살아가고 있고, 땅 위에서 하는 활동은 땅에 힘을 작용시켜 얻어지는 반작용력을 이용하여 이루어진다. 우리가 걷고, 달리고, 뛰는 등 여러 가지 운동을 할 때 받는 지면반력(ground reaction force)은 운동 형태를 결정지을 뿐만 아니라 인체에 미치는 영향도 크다. [1, 4, 5]

인간의 움직임과 지면반력에 대한 분석은 의학, 체육학뿐만 아니라 작업 동작의 효율성에 관심을 둔 인간공학의 주요 관심 분야가 되었으며, 인체의 동작과 자세 그리고 지면반력에 대하여 과학적으로 연구하고자 하는 노력은 생체의 구조와 기능을 기계적 원리와 방법을 적용하여 연구하고자 하는 생체역학(biomechanics)으로까지 발전하였다. 그런 이유로 많은 과학자들은 인체 동작을 분석하

* 고려대학교 산업공학과
** 한국체육과학 연구원

기 위해 많은 노력을 기울여 왔다. 인체 동작의 분석 방법에는 카메라, 비디오 등을 이용하여 주로 눈으로 동작을 관찰하여 주관적 평가를 하는 정성적 분석 방법(qualitaitve method)과 계측 장비를 이용하여 측정한 뒤 측정 자료를 근거로 객관적인 분석을 하는 정량적 분석 방법(quantitative method)으로 나눌 수 있다. 인체 동작 연구에 있어서 정량적 분석 방법은 계측 장비의 발달과 컴퓨터를 계측 장비와 연결하여 측정한 자료를 빠른 시간 내에 분석할 수 있게 됨에 따라 날로 그 중요성이 인식되고 있다. [19]

정량적 분석 방법 가운데 변환기(transducer)를 이용하여 지면 반력을 분석하는 방법은 아주 짧은 시간에 여러 번 측정할 수 있고 획득된 데이타를 컴퓨터에 직접 연결하여 분석할 수 있다는 장점 때문에 가장 많이 쓰이는 방법이다. 이 변환기 내부에는 힘 변환기(force transducer)라 불리는 기기를 사용하여 작용하고 있는 힘에 비례하는 전기 신호를 얻어낸다. 현재 스트레인 게이지(strain gauge), 광전(piezoelectric)형, 광저항(piezoresistive)형, 축전기 등 다양한 힘 변환기가 사용되고 있다. [9, 16] 최근에는 전자 공학 기술이 발달되어 연구소나 대학 실험에서 변환기를 이용하는 일이 많아졌고 가전제품에도 변환기가 들어 있는 것이 많다. 따라서 지면 반력을 측정할 필요가 있을 경우 간단히 설계하여 사용하고 다시 분해하여 다른 용도로 사용하는 때도 많다.

그러나 스포츠 현장에서 지면 반력을 측정할 필요가 있을 때는 간단하게 설계하여 사용하기 곤란하다. 첫째로 스포츠 현장은 장소의 이동이 잦고 둘째로 견고성이 없을 때는 선수가 부상당할 위험성이 크기 때문이다. 그러므로 스포츠 현장에서 지면 반력을 측정하는 장치는 설치하기 쉽고, 견고하며, 빠른 시간 안에 측정 결과가 출력될 수 있어야 한다.[10,12,14]

스포츠 현장에서 사용할 수 있도록 설계·제작된 지면 반력 측정 장치로는 스위스의 KISTLER회사에서 제작된 것, 미국의 AMTI회사에서 제작한 것, 일본의 TAKEL 회사에서 제작된 것 등이 있다. 이 제품들은 서로의 장·단점이 있고 스포츠 현장에서 사용하기에 편리하도록 제작되어 있지만 개발비를 포함시켰기 때문에 단가가 아주 비싸다. 현재 우리 나라의 각 대학 체육 관련 학과의 형편상 고가의 장비를 구입하기는 대단히 어려운 사정이다. 그러므로 사용하기 편리하고 값이 저렴한 지면 반력 측정 장치를 개발하여 보급한다면 연구소 및 대학 실험실에서 실험 실습을 통한 교육 혜택을 받을 수 있을 것이다.

본 연구의 목적은 지면 반력 측정 장치의 개발에 필요한 물리적 구조, 아날로그신호 제어, 노이즈 제어 기술 및 디지탈 신호 처리를 위한 하드웨어 제작 기술의 개발과 센싱된 신호를 바탕으로 동작 분석에 필요한 모든 정보를 제공하는 소프트웨어를 개발하는데 있다.

2. 지면 반력 측정의 하드웨어적 매카니즘

지면 반력의 크기와 방향을 측정하는 방법은 여러 가지가 있겠으나 그 중에 대표적인 방법은 세 가지 방법이 있다. [20]

① 로드셀이나 스트레인 게이지와 같은 변환기를 이용하는 방법.

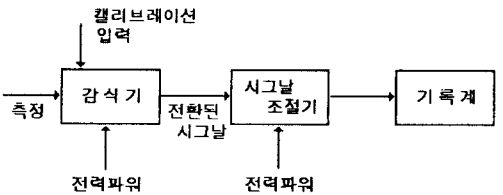
② 압력의 크기에 따라 색깔이 달라지는 소재를 이용하는 방법.

③ 유리판 위를 걸어갈 때 밑에서 촬영하여 알아보는 방법.

이 중에서 변환기를 이용하는 방법은 앞에서도 밝혔듯이 여러 장점을 갖고 있기 때문에 제일 많이 사용되고 있는 방법이다. [7,8] 변환기를 이용하는 방법은 인간의 운동에서 발

생하는 인체의 힘(압력)을 받아서 이것을 전기적 신호로 처리하여 컴퓨터에 전송하는 과정이 필요하다. 즉, 실제적인 물리량(힘 또는 압력)이 컴퓨터에서 처리되기 위해서는 적절한 형태의 신호로 변해야 한다. 이 과정을 세분화하면 일반적으로 다음과 같은 세 단계의 과정을 거쳐야 한다.

1 단계 : 센싱 단계
2 단계 : 신호 처리 단계
3 단계 : 결과 처리 단계



<그림 1> 신호처리 3단계

위의 과정을 통해 지면 반력을 얻을 수 있는데 이 과정에서 요구되는 몇 가지 필요한 기술이 있다. 그 첫째는 수직으로 들어오는 힘의 변화를 센싱하는 기술이 필요하고, 둘째는 힘을 받아들이는데 필요한 측정 소자에 관한 기술, 그리고 셋째로 아날로그 신호를 디지탈 신호로 바꾸어 주는 전기적 장치에 관한 기술이다. 이 장에서는 지면 반력을 측정하기 위해 필요한 하드웨어적 기술들을 설명하기로 한다.

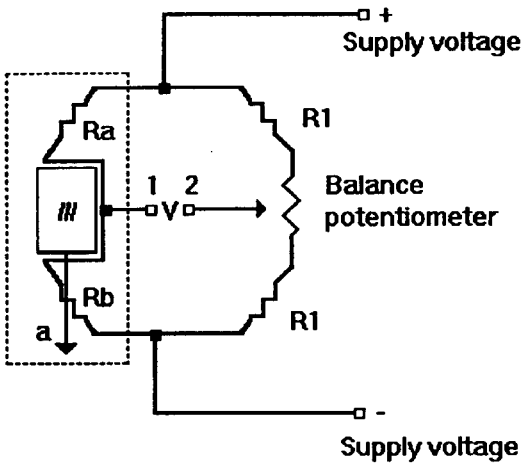
2.1 기계적 장치(구조)

일반적으로 지면 반력을 얻기 위해 쓰는 센서는 길이의 변화를 저항의 변화로 전환시키는 스트레인 게이지(strain gauge)와 그 밖에 길이의 변화를 전압의 변화로 전환시키는 피에조일렉트릭 크리스탈(piezoelectric crystal), LVDT(linear variable differential transformer)등이 있다. [16] 열거한 센서들의 작동원리는 작용하고 있는 힘이 센서에 일정량의 변형(strain)을 발생하고 그 변형을 어느 특정한 신호로 바꾸어 주는 것이다. 이들 중 일반적으로 가장 많이 쓰이는 센서가 스트레인 게이지이다.

스트레인 게이지 시스템은 일반적으로 스트레인 게이지(센서)와 브리지 회로(bridge circuit)와 증폭기(amplifier) 그리고 기록계로 구성되어 있다. [3] 이때 증폭기는 인체 동작의 측정이 동적 측정치를 요구하기 때문에 다이나믹 증폭기를 사용한다. 스트레인 게이지는 변위에 따라 변형되어 자신의 저항이 변하는 센서다. 스트레인 게이자는 두 가지 종류고 분류된다. 즉, 금속 및 반도체 게이지, 탄성 스트레인 게이지가 있다. [16] 전자는 작은 변위(20 μm이하)를 직접 측정할 수 있으며, 작동시키는 데는 상당히 큰 힘을 필요로 한다. 이것은 힘, 압력, 가속도, 측정에 대한 2차 센싱 요소로서 널리 쓰이고 있다. 반면에 탄성 스트레인 게이지(elastic type strain gauge)는 큰 변위(힘이 가해지지 않은 센서 길이의 약 50%까지)를 측정할 수 있으며 사람 또는 동물의 수족, 혈관, 심장의 정적 또는 동적 변화를 측정하기에 알맞게 되어 있다. [3]

스트레인 게이지에서 바뀐 저항의 변화는 브리지 회로라는 일종의 포텐시오미터(potentiometer)를 거쳐 전압의 변화로 바꾼다. 다음의 <그림 2>는 대부분의 힘변환기에 사용되는 전기 브리지 회로이다. 두개의 동일한 저항 R_1을 가지는 하프브리지(half bridge)로 구성되어 있다. 변환기 저항(transducer resistance) R_a와 R_b는 각각에 가해지는 힘의 변화에 비례하여 변한다. 힘의 변화가 없으면 $R_a = R_b = R_1$이 되고, 평형 포텐시오미터(balance potentiometer)를 적절히 조정하면 단자 1에서의 전압과 단자 2에서의 전압이 같게 된다. 이리하면 출력 전압 V=O이 된다. 그림에 표시된 방향으로 힘의 변화가 있으면, R_b가 증가하고 R_a는 감소하여 결과적으로 단자

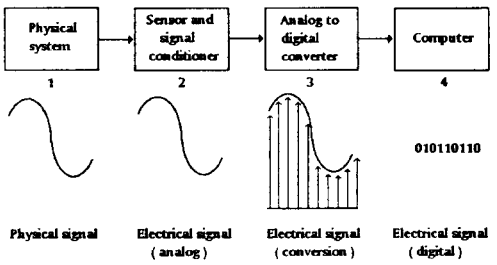
1에서의 전압이 증가한다. 이러한 브리지 회로 내의 비평형(unbalance)에 의하여 힘의 변화에 비례하는 전압 V가 생긴다. 반대로, 힘의 변화가 윗방향으로 향하고 있다면, R_a가 증가하고 R_b는 감소하여 회로내 비평형의 방향이 반대가 되므로 생성되는 V의 부호가 반대가 된다. 결론적으로, 힘의 변화의 가용 범위내에서는 측정면에 수직인 힘의 크기가 출력 신호의 크기에 비례하고 그 부호는 출력 신호의 방향을 결정한다. 그러나 만약 평형 포텐시오미터를 적절히 설정해 놓지 않으면, 비평형 브리지를 유발하여 그림에서 표시된 것과 같은 전압/힘의 변화 관계를 얻게 된다.



<그림 2> 브리지 회로

2.2 전기적 장치(신호 처리 과정)

센싱된 힘이 스트레인 게이지와 브리지 회로 그리고 증폭기를 거치는 동안 시간과 전압 진폭이 모두 연속적으로 변하는 아날로그 신호(analog signal)로 변화되며 이러한 아날로그 신호를 컴퓨터에 입력시키기 위해서는 시간과 진폭이 모두 이산치인 디지탈 신호(digital signal)로 바꾸는 과정이 필요하다.



<그림 3> 아날로그-디지탈 신호 변환 시스템

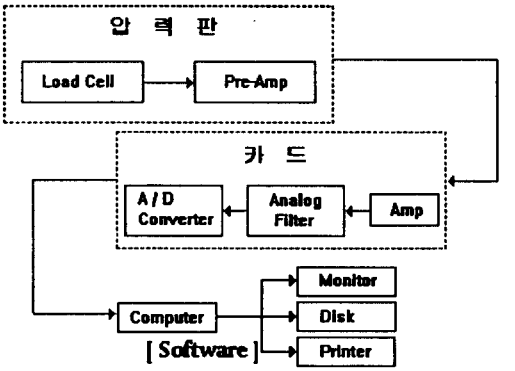
힘 또는 압력의 전기 신호를 아날로그-디지탈 변환기 즉, A/D converter의 입력 단자에 넣는다. 신호를 샘플링하는 속도는 컴퓨터에 의해 조절되는데, 가장 적당한 속도를 찾는데 샘플링 정리(sampling theorem)를 이용한다. [11] 샘플링 정리란 "아날로그 신호를 디지탈 신호로 변환하기 위해서 연속적으로 변화하는 신호를 일정한 시간 간격으로 그 크기(진폭값)를 읽어 취하는 것을 sampling이라 하고, 단위 시간에 sampling을 취하는 횟수를 sampling frequency라고 하는데, 처음의 아날로그 신호를 완전히 복원하기 위해서는 원신호에 포함된 최고 주파수의 2배 주파수를 사용해야 한다."는 정리이다. [2,3]

우선, 샘플/홀드(sample/hold)회로에서 아날로그 신호가 짧은 폭을 갖는 일련의 펄스로 바뀌는데, 각 펄스의 높이는 샘플한 순간에서의 아날로그 신호의 높이와 같다(샘플하는 시간은 컴퓨터를 조작하는 사람에 의해 조절된다). 샘플 후 얻어진 펄스의 높이와 부호가 디지탈 형식(digital format)으로 바뀌는 과정이 마지막 단계인다. 디지탈 형식이란 보통 이진법 코드(binary code)를 사용하여 각 신호를 여러개의 비트(bit)로서 나타내는 것을 말한

다. 가령, 12개의 비트를 가진 코드는 2^{12}= 4,096개의 다른 값을 나타낼 수 있다. 다시 말하면, 어떤 아날로그 신호를 샘플링하고 이 코드를 사용하여 나타내면 4,096단계의 높이로 나뉘고, 각각의 단계는 일정한 값을 나타낸다. 0과 1로 구성된 코드는 12개의 비트를 가진 "워드(word)"를 형성하고, 워드는 나중에 사용할 수 있도록 신속히 컴퓨터 기억장치에 저장된다. 만약 5초 동안 계속되는 신호를 100 samples/sec의 속도로 샘플링하면, 원래의 아날로그 신호가 500개의 데이타로 바뀌어 컴퓨터에 저장된다. [16]

3. 시스템 구성 및 개발

본 연구에서는 지면 반력을 효과적으로 분석하기 위하여 IBM 호환 기종 컴퓨터에 인터페이스 카드를 장착하여 압력판과 연결하면 누구나 쉽게 작동시킬 수 있고, 측정 결과를 그 즉시 화면에서 그래픽으로 보거나 일반 프린터로 하드 카피할 수 있는 지면 반력 측정 장치 즉, 「압력판 시스템」을 개발하였다. 본 압력판 시스템은 <그림 4>와 같이 구성되어 있다. 본체에 해당하는 압력판에 8개의 로드셀 및 각각의 로드셀에 스트레인 게이지와 프리앰프가 장착되어 있어서 연속적으로 들어오는 지면 반력을 획득한다. 획득된 신호들을 컴퓨터에 장착한 인터페이스 카드로 보내 준다. 인터페이스 카드는 앰프 및 획득된 신호 중에 포함된 노이즈를 제거하기 위해 Analog Filter기능을 갖고 있고, Analog signal을 Digital signal로 변환시는 A/D 컨버터로 구성되어 있다. 소프트웨어는 획득된 데이타를 분석하고, 분석된 결과를 플로피 디스켓에 저장하고 모니터 및 프린터로 출력할 수 있는 출력 기능을 갖고 있다. 이 장에서는 본 연구에서 개발된 압력판 시스템을 하드웨어 구성과 소프트웨어 구성으로 크게 나누어 설명하고 분석에 쓰여진 알고리즘을 소개하겠다. 아울러 본 시스템이 갖고 있는 하드웨어적 특징과 시스템이 측정 가능한 능력 한계에 대해서도 기술하겠다.

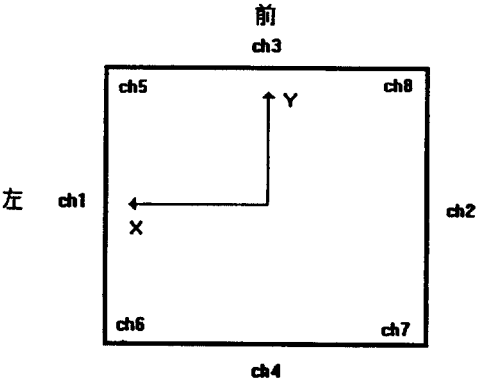


<그림 4> 압력판 시스템의 구성도

3.1 하드웨어 구성

압력판의 본체는 90cm×90cm×5cm 크기의 알루미늄 주물로 제작되었다. 압력판 안에는 8개의 로드셀을 장치하여 수직력(4채널), 전후력(2채널), 좌우력(2채널)을 측정할 수 있도록 하였다.

<그림 5>는 압력판 본체에 있는 로드셀 좌표축의 배치도를 나타낸 것이다. ch 1, ch 2,는 좌우력을, ch 3과 ch 4는 전후력을 그리고 ch 5부터 ch 8까지는 수직력을 측정하는 로드셀이다.



<그림 5> 좌표축의 배치

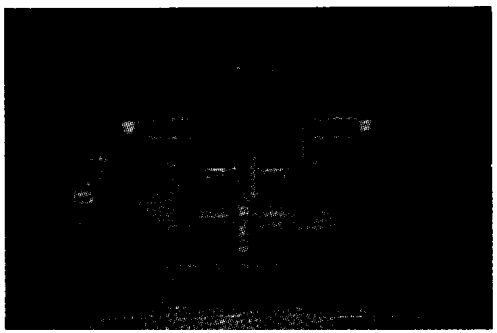
각 로드셀에는 스트레인 게이지가 들어 있어 압력의 변화를 저항의 변화로 바꾸어 준다. 브리지 회로가 분배기의 기능을 담당한다.

또한 로드셀에서 나온 신호 전류에 노이즈가 섞이는 것을 방지하기 위하여 로드셀과 가까운 위치에 프리 앰프 8개를 장치하여 신호 전류를 1차 증폭시킨 후 컴퓨터에 내장시킨 카드와 연결하였다.

카드에 입력된 신호는 앰프를 거쳐 A/D 변화기에 알맞는 전압/전류는 증폭된 후 실시간(real time)에 노이즈가 제거될 수 있도록 아날로그 필터링 회로를 통과한다. 노이즈가 제기된 신호 전류/전압은 A/D변환기에서 수치화된 다음 컴퓨터에 입력되도록 하였다.

A/D변화기는 0~250kg중의 힘을 10g중 단위까지 100KHz 이상의 속도록 변환 시킬 수 있도록 하였다.

<그림 6>은 완성된 압력판 본체의 내부 구조를 보여주는 그림이고 <그림 7>는 완성된 본체의 외관 모습이다.

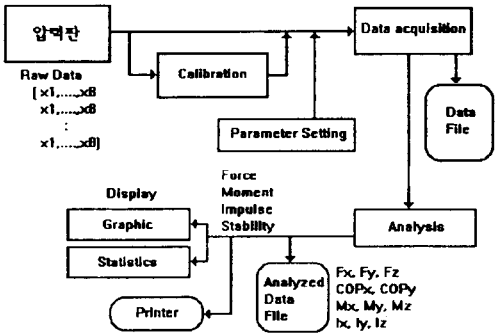


<그림 6> 압력판 본체의 내부 구조

<그림 7> 압력판 본체의 외관

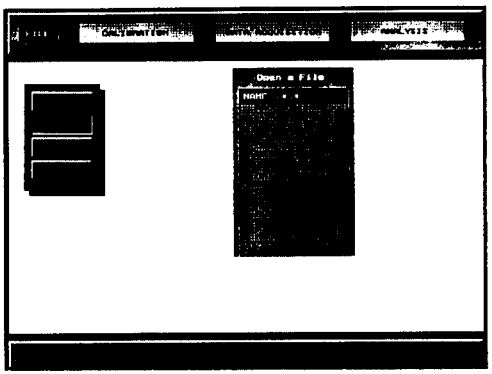
3.2 소프트웨어 구성

본 연구에서 개발한 압력판 시스템의 소프트웨어는 <그림 8>과 같이 크게 캘리브레이션(calibration), 데이타 획득(data acquistion), 분석(analysis), 파일 관리(file management)의 4 부분으로 나누어져 있다.



<그림 8> 소프트웨어 구성도

본 시스템의 소프트웨어는 MS-Windows 환경에서 구동되도록 하였으며, 사용자가 편하게 조작할 수 있도록 메뉴 드라이브 방식으로 구성되어 있다. <그림 9>는 소프트웨어 프로그램의 초기 화면을 보여주고 있다.



<그림 9> 소프트웨어 프로그램의 초기화면

3.2.1 캘리브레이션(Calibration)

압력판은 실험 장소가 자주 변경되는 특징을 갖고 있다. 실내에서의 실험은 물론이고 야외에서도 실험 또한 빈번히 이루어지고 있다. 실험 장소가 바뀌면 압력판 본체의 이동과 지면의 강도가 바뀜에 따라 하드웨어의 상태가 변하기 마련이고, 그런 이유로 실험의 정확성을 기대하기 어렵다. 캘리브레이션은 하드웨어의 상태에 따른 오차를 보정하는 과정이다. 상대적인 크기를 환산하여 힘의 단위를 측정하게 된다. 압력판 본체로부터 나오는 신호들이 각 채널별로 일정하게 나올 때, 즉, 안정되었다고 판단될 때 각 채널별 기준치를 파일에 저장한다. 그 기준치와 비교하여 상대적인 크기를 환산하여 힘의 단위를 측정하게 된다. 하드웨어의 상태가 바뀌지 않는 한 저장된 기준치를 계속 사용하고, 바뀔 경우 캘리브레이션을 다시 하여 새로운 기준치를 사용한다.

3.2.2 데이타 획득(Acquisition)

데이타 획득부에서는 각 파라미터(parameter)를 선정(select), 설정(setting), 변경(change), 보관(save)할 수 있고, 그 파라미터에 따라 데이타를 획득하도록 되어 있다.

파라미터는 트리거 방법(trigger method), 트리거 채널(trigger channel), 표집시간(sampling time), 트리거 수준(trigger level), 표집속도(sampling rate), 피험자의 체중, 표집수(number of samples) 등으로 구성되어 있다.

파라미터들에 맞게 데이타가 수집되는 동시에 모니터에 디스플레이되고 파일로 보관될 수 있도록 하였다. 저장된 파일에는 헤더(header)부분에 각 파라미터에 대한 정보가 들어있고 그 밑에 원데이타(raw data)들이 저장되어 있다. ch 1~ch 8에 있는 숫자는 각 채널에서 측정된 숫자에서 디폴트(default) 값을 감산한 후 선정된 단위로 환산된 값들이다.

3.2.3 분석

실험에서 측정하여 파일로 저장된 데이타는 분석 목적에 따라 힘 분석(force analysis), 모멘트 분석(moment analysis), 충격량 분석(impulse analysis) 그리고 안정성 분석(stability analysis) 등 4종류로 나누어 분석할 수 있도록 하였다. 파일에 저장된 데이타를 다음과 같이 기본적인 정보로 환산된다.

각 방향의 힘

$$Fx = ch1 + ch2$$

$$Fy = ch3 + ch4$$

$$Fz = ch5 + ch6 + ch7 + ch8$$

압력중심의 위치(Center of Pressure)

$$COPx = (ch5 + ch6 - ch7 - ch8)L/Fz.$$

단 L=압력판 길이의 1/2

$$COPy = (ch5 + ch8 - ch6 - ch7)L/Fz.$$

각 방향의 모멘트(Moment)

$$Mx = Fz \cdot COPy$$

$My = -Fz \cdot COPx$

$Mz = -Fx \cdot COPy + Fy \cdot COPx$

충격량

$Ix = \sum Fx_i T, Iy = \sum Fy_i T, I_z = \sum Fz_i T$

이렇게 계산된 기본적 정보를 갖고 각각의 분석을 하여 그래프를 화면에 디스플레이하고 프린터로 출력한다.

힘 분석에서는 특별한 계산을 하지 않았고 각 방향의 힘에 대하여 제1최대점, 제1최소점, 제2최대점, 제2최소점……에서 힘의 크기, 시간 등을 알아내도록 하였다.

모멘트 분석에서는 x, y, z방향의 모멘트 성분을 계산한 다음 합성 모멘트의 크기를 계산하였다. 합성 모멘트를 그래픽 처리하여 인체의 회전방향을 한눈에 볼 수 있도록 하였다.

충격량 분석에서는 여러 가지 충격량을

$$I_x = \sum Fx_i T,\ I_y = \sum Fy_i T,\ I_z = \sum Fz_i T$$

로 계산하였다. 계산한 충격량은 총충격량, 정(+)충격량, 부(-)충격량, 체중 이상일 때의 충격량, 체중으로 표준화한 충격량 등이다.

안정성 분석에서는 압력 중심의 평균 위치를

$$X_0 = \frac{1}{N} \sum COPxi,\ Y_0 = \frac{1}{N} \sum COPyi$$

으로 계산한 후 ($COPx_0$, $COPy_0$)를 원점으로 좌표축을 평행 이동시켰다. 평행이동시킨 좌표를 COP_{xi}, COP_{yi}로 표시하기로 하면 압력 중심 이동의 표준 편차

$$Xs = \sqrt{(\frac{1}{N} \sum COPx_i^2)},\ Ys = \sqrt{(\frac{1}{N} \sum OPCy_i^2)}$$

평균 편차

$$Xm = \frac{1}{N} \sum | COPx_i |,$$
$$Ym = \sqrt{(\frac{1}{N} \sum | COPy_i |}$$

평균 거리

$$R_i = \sqrt{(COPx_i^2 + COP_i^2)},\ R_m = \frac{1}{N} \sum R_i$$

$COPx$와 $COPy$의 상관 계수

$$C_c = (\frac{1}{N} \sum COPx_i \cdot COPy_i) / (COPx_s \cdot COPy_s)$$

총압력 중심 이동 거리

$$L_i = \sqrt{(COPxi - COPx_{i-1})^2 + (COP_{y_i} - COPy_{i-1})^2},$$
$$L = \sum Li$$

와 같이 계산하였다. 다음에는 직선 $y = C_c \cdot COPx$을 x축으로 하는 좌표계로 축변환을 시켰다.

$$COPx_i^* = COPx_i \cdot COS\Theta + COPy_i \cdot SIN\Theta$$

$$COPy_i^* = -COPx_i \cdot SZN\Theta + COPy_i \cdot COS\Theta$$

변환된 자료에서 $COPx_s^*$, $COPy_s^*$를 다시 계산하여 장축의 길이를 $3COPx_s^*$ 단축의 길이를 $3COP_{YS}^*$로 하는 타원의 방정식, 타원의 초점 좌표, 타원의 넓이 등을 계산하였다.

그 밖에

$$S_i = \frac{1}{2}(R_i + R_{i-1} + L_i)$$

$$A0 = \sum S_i(S_i - R_i)(S_i - R_{i-1})(S_i - L_i)$$

로 압력 중심이 만든 면적을 계산하였다.

4. 실험 및 결과

4.1 실험 및 분석

개발된 시스템이 가해진 힘에 대해 어느 정도 안정적인 계측치를 나타내는가를 검정하기 위해 여러 수준의 부하를 가하고 이때의 부하전 측정치, 부하중 측정치, 부하제거 후 측정치를 분석한 결과는 <표1>과 같다.

<표 1> 여러 부하 수준 하에서의 측정 결과

부하수준 (kg)	부하전		부하중		부하제거후			
					직후		3분후	
	평균	표준편차	평균	표준편차	평균	표준편차	평균	표준편차
35.5	1.9	0.34	961.8	0.65	14.8	0.50	2.5	0.58
55.0	1.9	0.34	1521.5	0.64	20.9	0.72	0.5	0.50
60.5	1.4	0.56	1640.1	0.35	19.7	0.57	1.0	0.35
71.0	1.5	0.52	1936.9	0.75	26.1	0.56	2.0	0.50
105.5	1.4	0.50	3175.5	0.99	35.1	0.62	1.3	0.46
131.5	1.7	0.50	3637.2	0.46	36.1	0.64	0.5	0.54
176.5	2.6	0.51	5148.2	1.24	74.8	0.73	2.9	0.29

측정 결과를 살펴보면 부하전과 부하 제거 직후의 측정치간에 100kg 이상의 부하시 30 이상의 차이가 발생하고 있다. 그러나 3분후에는 거의 비슷한 결과를 나타내고 있다. 이러한 차이는 로드셀의 복원력이 떨어지는 현상에서 기인된 것으로 이를 최소화하기 위해서는 로드셀의 재질을 복원력이 뛰어난 것으로 대체하여야 한다.

본 실험은 100Hz의 수집율(sampling rate)로 1초 동안 측정하여 처리한 것으로 각 수준에서 나타난 표준편차는 <표 1>과 같다.

<표 2>와 <표 3>은 실험실의 온도를 변화시켜 여러 수준의 부하에 대한 측정치가 어떻게 변화되는가를 분석한 결과이다.

<표 2> 온도별 부하 수준별 평균 및 표준편차

온도	부하수준	평균	표준편차
15℃	35.5kg	967.5	0.58
	71.0	1942.3	0.94
	105.5	3180.4	0.74
	131.5	3641.6	1.11
	176.5	5150.3	1.03
20℃	35.5	967.5	0.61
	71.0	1943.8	0.88
	105.5	3183.9	0.67
	131.5	3643.2	1.15
	176.5	5153.1	0.71
30℃	35.5	971.0	0.72
	71.0	1947.2	0.85
	105.5	3186.3	1.12
	131.5	3646.4	1.07
	176.5	5156.5	0.92

<표 3> 측정치에 대한 온도와 부하의 이원 분산 분석 결과

	Drgree of Freedom	Sum of squares	Mean Square	F value
온도	4	309622416.2	774230604.1	99999.99
부하	2	6506.3	3253.1	4092.07
온도*부하	8	413.7	51.7	65.05

부하에 따른 영향은 99.999%이며, 온도에 따른 영향과 온도와 부하의 상호작용에 따른 영향은 무시할 수 있다.

4.2 개발된 시스템의 특징

본 압력판 시스템의 특징은 로드셀간의 간섭을 제거한 것이다. 즉, 힘을 받는 하나의 로드셀이 바로 옆의 로드셀에 영향을 주는 것을 극소화시킴으로써 각 로드셀의 독립성을 최대한 유지시켜 주는 것이다. 로드셀간의 간섭을 제거하기 위하여 크게 두 가지의 방법을 사용했다. 우선 물리적인 방법으로 압력판 분체에 슬라이딩(sliding) 효과를 준 것이다. 한 로드셀이 힘을 받는 순간 바로 옆의 다른 로드셀이 고정되어 있다면 정확한 신호를 얻기

힘드나 힘을 받은 로드셀과 같이 옆의 로드셀도 밀려 나간다면 로드셀간의 간섭을 최소화 시켜 보다 정확한 신호를 얻어낼 수 있다.

이 방법 이외에 소프트웨어적으로는 캘리브레이션을 하면서 각 로드셀의 독립성을 최대로 보장해 준 것이다. 각 로드셀의 기준치를 저장하여 상대적인 크기를 통해 힘을 측정하기 때문에 로드셀간의 간섭을 줄이는 효과를 주는 것이다.

이상의 실험에서 얻어진 자료를 분석한 결과 시스템의 최대 측정 능력은 8000kg이며 분해 능력은 8000, 최소 측정 단위는 30g이며 측정 오차는 ±1%이내이다.

5. 결 론

본 연구에서 얻어낸 성과는 압력판 시스템의 국산화라는 것 이외에도 노이즈게거 기술 및 디지탈 신호 처리를 위한 하드웨어 제작 기술의 개발, 8축으로 구성 된 채널간의 간섭성을 배제하고 서로의 독립성을 유지시키는 기술의 개발, 하드웨어의 상태에 따른 오차를 보정하는 캘리브레이션 기술의 개발 등이라고 할 수 있다.

본 연구에서 사용하기 편리하고 값이 저렴한 지면 반력 장치를 개발하여 보급함으로써 연구소 및 대학 실험실에서 생체 역학(biomechanics)을 연구하기에 좋은 환경을 제공할 수 있다. 이외에도 경기력 향상, 외화 절약, 스포츠 과학의 발전, 부상 방지 및 재활 트레이닝 등 여러 분야에 도움이 될 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

[1] A.H. Payne., W.J. Slater. & T. Telford., *"The Use of a Force Platform in the Study of Athletec Activities. A Preliminary Investigation"*, Ergonomics. Vol. 11. No. 2, 1968.

[2] Albert D. Helfrick, William D. Cooper, *"Modern Electric Instrumentation and Measurement Techniques"*, Prentice-Hall. Inc., 1990.

[3] A.V. Oppenheim, R.W. Schafer, *"Digital Signal Processing"*, Prentice-Hall. Inc, 1975.

[4] B. Bresler and J.P. Frankel, *"The forces and moments in the leg during level walking"*, Trans. ASME, Vol. 72, pp. 27-36, 1950.

[5] Davies. O, *"The design and analysis of industrial experiments"*, Oliver and Boyd, 1954.

[6] Giorgio C. Santambrigio., *"Procedure for Quantitative Comparison of Ground Reaction Data"*, IEEE Trans on Biomedical Engineering. Vol. 36. No.2, 1989.

[7] Gloa. M.M, *"Calibration procedure of a new force plate"*, ESB meeting, 1978.

[8] H. Elftman, *"Forces and energy changes in the leg during walking"*, Amer. J. Physiol., Vol. 125. pp. 339-356, 1939.

[9] Harris. G.F. et al., *"A method for the disply of balance platform center of pressure data"*, J. Biomechanics, Vol. 15, No. 10., 1982.

[10] James H. Greene, W. H. M. Morris., *"The Design of a Force Platform for Work Measurement"*, The Journal of Industrial Engineering, 1959.

[11] N.K.H. Hearn, S. Konz., "Equipment Note An Improved Design for a Force Platform", Ergonomics. Vol. 11. No. 4, 1968.

[12] Miller. D.I. and Nelson. R.C., "biomechanics of sports", LEA & FEBIGER, 1973.

[13] Muzio M. Gola., "Mechanical Design, Constructional Details and Calibration of a New Force Plalte", J. Biomechanics Vol. 13. 1980.
[14] Thomas G. Beckwith, Roy D. Marangoni, "Mechanical Measurements", Addison-Wesley Publishing Company, 1992.
[15] Winter, D.A., "Biomechanics of human Movement", John Wiley & Song, Inc., 1979.
[16] Willis J. Tompkins, John G. Webster, "Interfacing Sensors to The IBM PC", Prentice-Hall. Inc, 1988.
[17] Y.C. Fung., "Biomechanics", Springer-Verlag New York Inc, 1981.
[18] 윤남식, "Biomechanics의 기초", 교학사, 1981.
[19] 정병용, 박경수, "힘판을 이용한 중심동요의 자동측정에 관한 연구", 대한인간공학회지 Vol. 7. No. 1. June, 1988.
[20] 진성태, "압력판 국산화 연구", 한국 체육 과학 연구원, 1993.