



한국운동역학회지, 2003, 제13권 3호, pp. 341-354
Korean Journal of Sport Biomechanics
2003, Vol. 13, No. 3, pp. 341-354

수직 반작용력 측정 장치 개발(II)

박 진*(서울여자대학교)

ABSTRACT

A Development of Device for Measurement of Vertical Ground Reaction Force(II)

Jin Park*(Seoul Women's University)

J. Park, A Development of Device for Measurement of Vertical Ground Reaction Force(II). Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 13, No. 3, pp. 341-354, 2003. The purpose of this study was to develop the uniaxial force plate system which is measured by the vertical force. The VGRF(vertical ground reaction force) 1.0 was composed of 2 bath digital scales, 2 indicators, and analyzing software. This system was newly renovated to VGRF 2.0 which are 2 industrial digital scales, 2 adjustable indicators, and enforced analyzing software. Changes of the new system were as follows. First, the height of the plate was 75% lower than before. Second, sensing ability of the load cell was changed from 90 - 0.05kg to 300 - 0.1kg. Third, the speed of data processing was changed from 17 per second to 60 per second. Fourth, analyzing software was enforced to develop and calculate the data. For the test of the system, two different types(bare foot, high-heeled shoes) gait was adopted. highly skilled female walker(23yrs, height 165cm, body mass 46.8kg) participated for the experimental study. During the dynamic performance(gait

이 논문은 2003년도 서울여자대학교 교내연구비에 의해 연구된 것임.

2003년 10월 25일(토) 접수

* Corresponding author, 부교수, 139-774 서울시 노원구 공릉2동 126번지 서울여자대학교 체육학과
연락처 : jpark@swu.ac.kr Tel : 02-970-5688

analysis), the data of each load cell were very similar to the previous studies. Specifically, bare foot walking had less vertical force than high-heeled shoes. Consequently, VGRF 2.0 can sense the general dynamic movements as well as static load conditions.

KEY WORDS : VERTICAL GROUND REACTION FORCE, TRANSDUCER, STRAIN GAGE, LOAD CELL, INDICATOR

I. 서론

부하변환기(load transducer)의 기본적인 개념은 변환기가 외력의 영향을 받아서 변하는 값을 측정하는 장치이다. 이러한 개념을 우리가 일상생활에서 쉽게 접할 수 있는 것이 저울이다. 저울은 일정한 크기를 갖고 있는 물체의 질량크기를 나타내준다. 이때 저울이 나타내주는 값은 정적부하(static load)이다. 기술이 발전하여 동적인 동작(dynamic movement)의 부하를 감지할 수 있는 변환기가 다양하게 개발되었는데, 운동역학 분야에서 주로 사용되는 것은 스트레인 게이지(strain gage)와 피에조일렉트릭 크리스탈(piezoelectric crystal)이다(Craik & Oatis, 1995).

스트레인 게이지는 변환기 성분(transducer element)에 부착되어서 이 것이 외력의 작용으로 변형하게 되면 함께 변하면서 전기 저항(electrical resistance)을 생성시킨다. 이렇게 생성된 값은 극소량이기 때문에 휘스톤 브리지(Wheatstone bridge)를 이용하여 변화를 감지하고(Shrive, 1994), 증폭(amplification)하여 외력의 크기를 측정하는 것이다.

스트레인 게이지에 관한 연구는 1930년대 미국의 MIT와 Cal Tech에서 각각 독자적으로 물질의 표면에 얇은 전선을 부착하여 표면변형을 측정하는 방식으로 개발되었다. 1950년대 전기분야에 회로의 분지기술이 도입되면서 포일 스트레인게이지(foil strain gage)가 개발되었고, 그 두께는 0.02-0.05 mm까지 얇아졌다(Craik & Oatis, 1995). 1976년 AMTI 회사는 개발된 기술을 바탕으로 스트레인 게이지를 이용한 최초의 상업용 반작용력 측정 장치(forceplate form)를 제작하여 보스톤의 어린이 병원에서 보행동작분석에 활용하였다(Nigg, 1994).

운동역학 분야에서 널리 사용되고 있는 스트레인 게이지 반작용력 측정장비는 피에조일렉트릭 크리스탈에 비해 가격이 비교적 저렴하지만, 여전히 고가(미화 약 10,000불)여서(Hull, Brewer, & Hawkins, 1995) 쉽게 구입하기가 어려운 실정이다. 따라서 저렴하고 자신의 연구목적에 알맞은 반작용력 측정 장치를 만들기 위해 다양한 실험과 연구가 실시되었다(Tappin, Pollard, & Beckett, 1980; Lord, Hosein, & Williams, 1992; Hull, Brewer, & Hawkins, 1995; Davis, Perry, Neth, & Waters, 1998). 그러나 다축 반작용력 측정 장치의 경우에는 다양한 힘을 측정하기 때문에 정확도에 문제가

발생할 수 있으며, 구체적으로는 채널 상호간의 간섭, 변환기와 증폭기의 비선형성, 증폭기의 오차, 측정기의 불안정한 평형상태 등이 문제가 되기도 한다(Craik & Oatis, 1995).

한편 Bosco(1999)는 다축의 측정 장비에서 나타나는 문제점을 제거하기 위하여 피에조일렉트릭 크리스탈로 1축 반작용력 측정 장치(1-component force plate system)를 개발하였다. Quattro Jump 라고 명명되어 키슬러(Kistler)사에 의해 상업용으로 제작된 이 제품은 초당 자료수집능력이 500개 까지 가능하며, 이를 기본으로 수직 힘과 속도, 점프의 높이, 파워 등을 측정할 수 있다(Kistler, 2000). 박진과 안병화(2001)는 스트레인 게이지를 이용하여 수직(1축) 반작용력 측정(Vertical Ground Reaction Force, VGRF 1.0) 장치를 개발하였다. 이 장치는 초당 자료수집능력이 17개까지이며 15초 동안 전체적으로 250개까지여서, 정지된 동작이나 혹은 비교적 느리게 움직이는 스포츠동작에서 활용이 가능하나 보행동작 등 동적인 움직임 자료를 처리하는 데에는 무리가 있었다. 또한 로드 셀의 외형(300 x 410 x 120 mm)이 두꺼워서 실질적으로 사용하는데 많은 문제점을 안고 있었다. 따라서 본 연구는 VGRF 1.0이 갖고 있는 문제점을 보완하여, 자료수집 능력을 향상시키고 로드 셀의 외형을 축소하여 실질적으로 스포츠 현장에서 사용할 수 있는 수직 반작용력 측정 장치를 개발하는데 그 목적이 있다.

II. 수직 반작용력 측정 장치의 개발

1. 측정 장치의 개요 및 구성

수직 반작용력 측정 장치의 구성은 <그림 1>과 같다. 수직으로 작용하는 힘의 크기를 측정하기 위하여 국내산 산업용디지털 저울(Carpet-300L, Curiosity Technology) 두 대를 이용하였다. 이 저울의 크기는 380 x 380 x 30mm 이며, 자체 질량이 16kg이고, 로드 셀이 최대로 받을 수 있는 질량의 크기는 300kg 그리고 최소로 받을 수 있는 질량의 크기는 0.1kg이다. 한편 로드 셀을 기계적으로 반복측정 하였을 때 정확도는 0.1%이며, 에러가 나타날 수 있는 비율 역시 0.1%이다. 정지된 물체(분동)를 올려놓고 질량 크기를 나타낼 때의 정확도는 0.01%이다.

디지털 저울의 내부는 스트레인 게이지식 로드 셀(load cell)로 구성되어 있으며, 위치는 각각의 4 군데 모서리에서 질량을 감지한다. 로드 셀이 감지하는 아날로그 신호는 국내에서 제작된 인디케이터(AL-100, DNE)로 입력되며, 이때 인디케이터는 고속으로 질량의 계량이 가능하도록 초당 500회의 디지털 신호를 생성한다. AL-100 인디케이터는 신호를 배출하는 속도를 조절할 수 있는 기능이 있기 때문에 본 연구에서는 초당 60회의 신호가 생성되도록 조절하였다.

인디케이터에서 만들어진 디지털 신호는 자체의 액정화면에 디스플레이 되며 또한 RS232C 전송

모드를 따라 컴퓨터로 연결된다. 본 연구에 사용된 컴퓨터는 RS232C 전용포트가 2개 부착된 MT20(Samsung) 이었으며, 인디케이터와 각각의 포트를 따라 송수신이 가능하였다. 인디케이터에서 송신된 디지털 신호를 받아서 처리해주는 전용 프로그램은 박진과 안병화(2001)가 발표한 VGRF 1.0(Visual C++ 6.0, MS)을 수정하였다. 즉, VGRF 1.0은 질량의 경우 최대 90kg, 최소 0.05kg 그리고 신호처리속도가 초당 17개였으나, 새로 수정된 프로그램(VGRF 2.0)은 최대 300kg, 최소 0.1kg 그리고 신호처리속도는 초당 60개로 하였다. 수정된 프로그램은 현장 활용을 높이기 위하여 최대질량을 증가시켰으며, 신호처리속도는 카메라와 동조(synchronization)가 가능하도록 하였다.

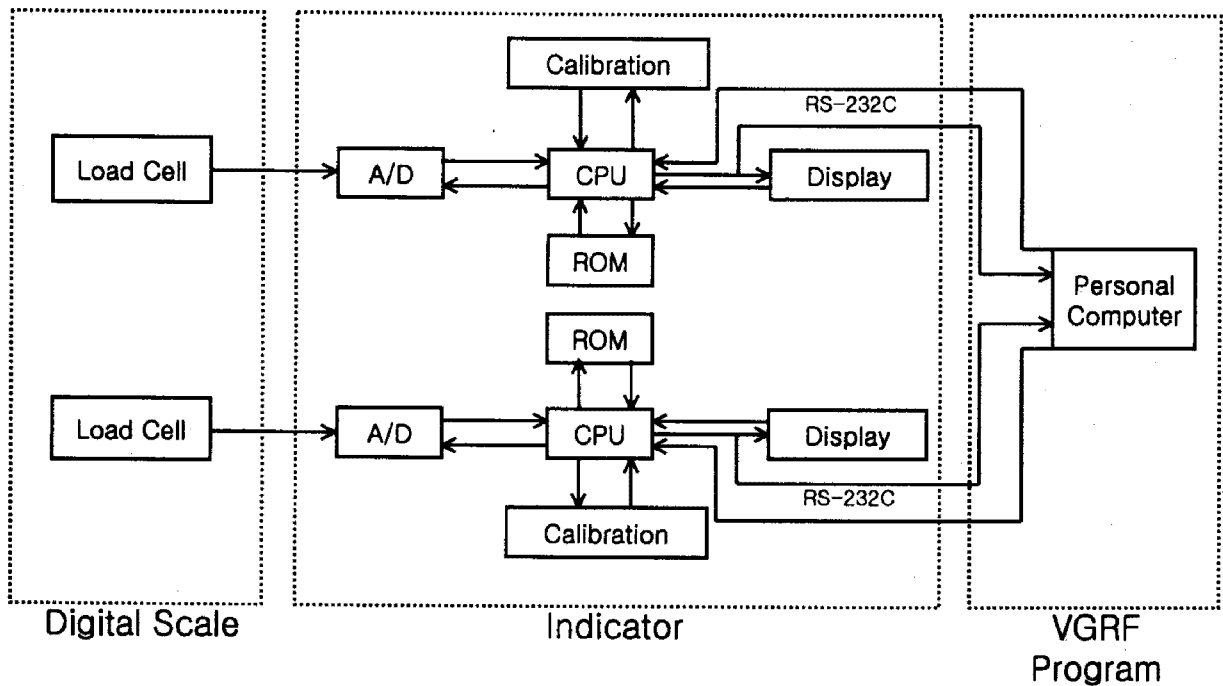


그림 1. 수직 반작용력 측정 장치 구성도(박진과 안병화, 2001)

2. 프로그램의 단계별 운영

프로그램은 컴퓨터의 전원과 저울의 전원을 연결하면 시작한다. 우선 통신포트의 연결을 확인하고, 이 절차가 끝나면 <그림 2>와 같은 초기화면이 뜬다.

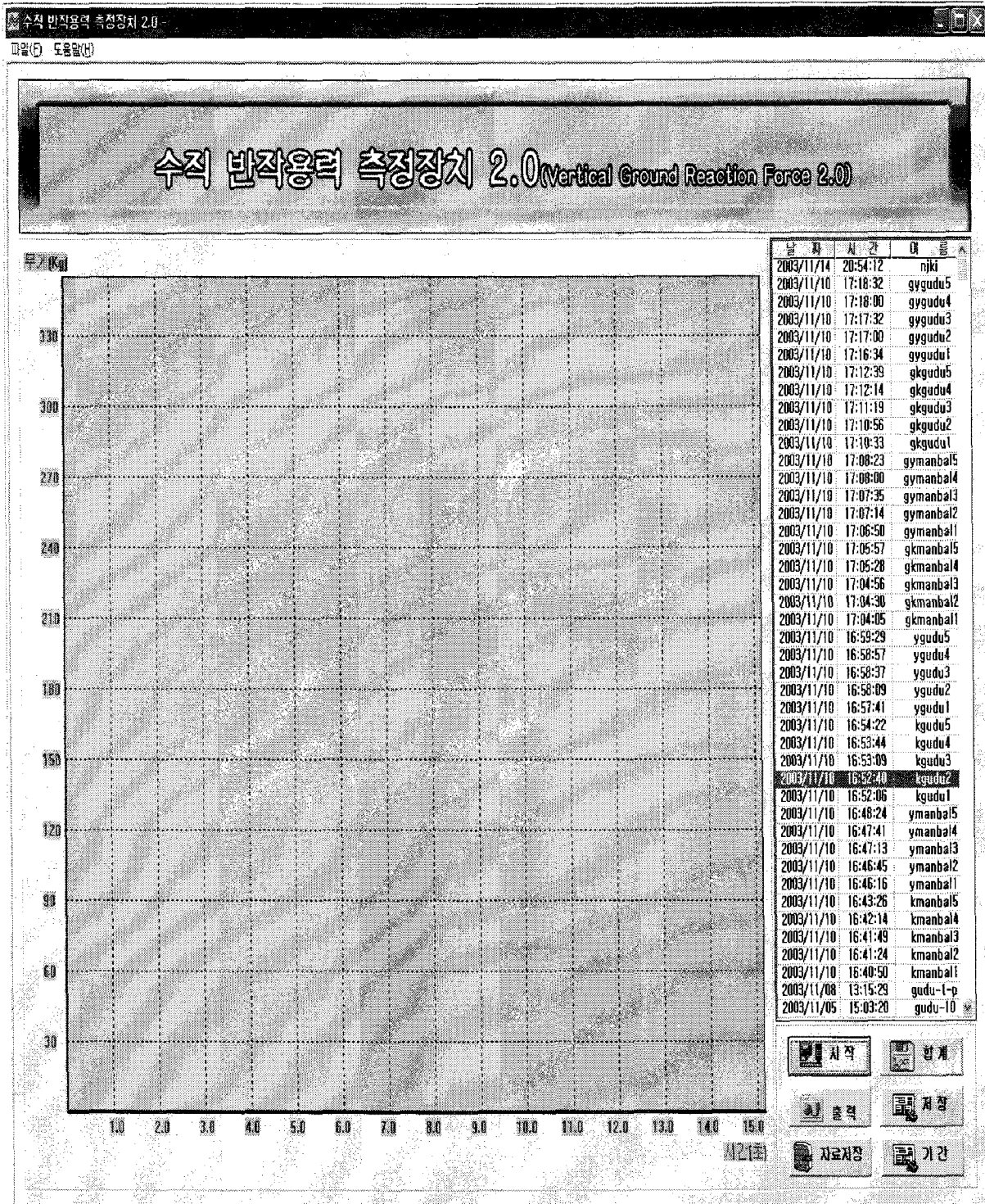


그림 2. 수직 반작용력 측정 장치 프로그램의 초기화면

그래프화면은 수직 축과 수평축으로 구분되어있다. 수직 축의 경우에는 질량(kg)의 크기를 나타내며 눈금 한 구간이 30kg이다. 수평축은 시간을 나타내며 눈금 한 구간은 1초이다. 수직 축의 최대측정값은 300kg이고, 수평축의 최대 측정값은 15초이다. 그래프화면의 우측에는 실험날짜와 시간 그리고 파일이름이 기록되는 리스트 박스(list box)가 있으며, 그 아래에는 각종 기능을 실행할 수 있는 6개의 명령 버튼(command button)이 마련되어있다.

“시작” 버튼을 누르면 컴퓨터에서 신호음과 함께 그래프화면에 두 개의 로드 셀로부터 입력되는 질량의 크기가 나타난다. 이때 두 개의 값을 구분하기 위하여 하나의 로드 셀에서 나오는 값은 적색으로 그리고 다른 하나에서 나오는 값은 흑색으로 컴퓨터 화면에 나타난다. “시작”을 선택하여 프로그램이 시작한 후 15초가 되면 컴퓨터의 신호음과 함께 자동으로 질량의 변화는 더 이상 기록되지 않는다. 만약 프로그램이 작동되는 15초 동안에 어느 중요한 시점을 기록하고자 할 때에는 커서를 그래프화면에 놓고, 마우스의 왼쪽버튼을 누르면 <그림 3>과 같이 수직으로 줄이 만들어지면서 그 시점이 표시된다. 이러한 시점의 표시는 총 3회까지 가능하다.

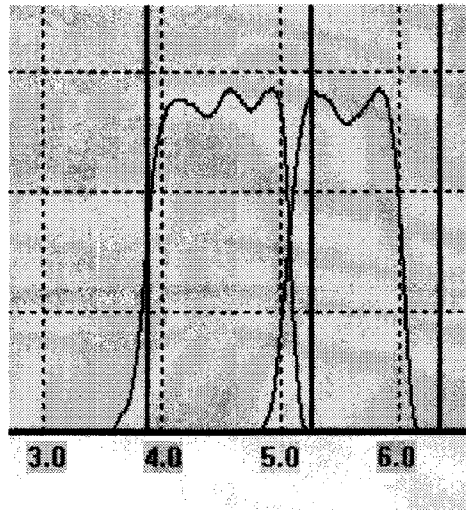
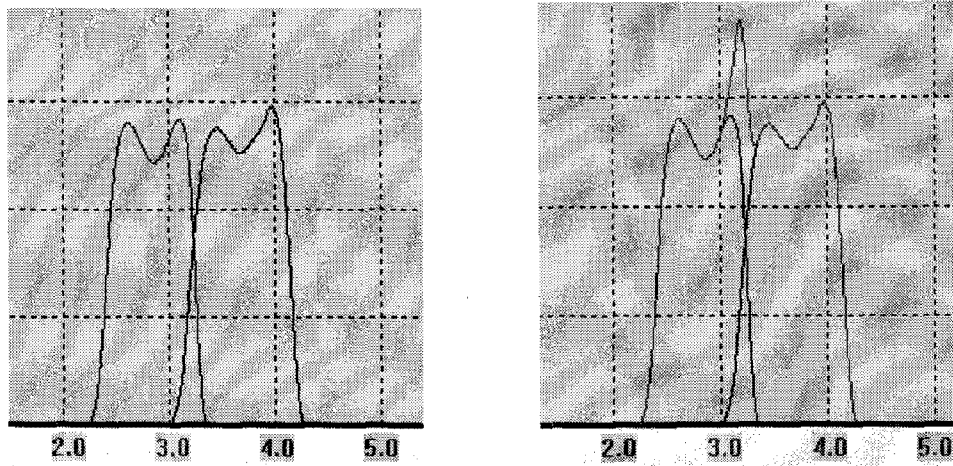


그림 3. “시작” 후 3개의 수직선이 만들어진 그림

“합계” 버튼을 누르면 그래프화면에 나타난 좌우 로드 셀의 값 위에 질량의 총합<그림 4>이 함께 나타난다. 합계를 나타내는 값은 녹색으로 화면에 표시된다.



“합계” 버튼을 누르기 전

“합계” 버튼을 누른 후

그림 4. 두 개의 로드 셀 값과 합계

“자료저장” 버튼을 누르면 <그림 5>와 같은 자료저장 화면이 나타나며, 파일이름을 넣고 저장을 누르면 우측 리스트박스 맨 위에 파일생성날짜와 시간 그리고 파일이름이 동시에 나타난다. 이때 저장된 자료는 두 개의 로드 셀 각각에서 나온 값과 합계가 동시에 기록된 자료이다.

“저장”과 “기간” 버튼은 엑셀로 자료를 재생성 할 수 있는 기능을 갖고 있다. 이미 리스트 박스에 수록된 파일 중에서 한 개의 파일을 엑셀 파일로 만들고자 할 때에는 “저장” 버튼을 이용하며, 두 개 이상 다수의 파일을 엑셀 파일로 만들고자 할 때에는 “기간” 버튼을 이용한다<그림 6, 7>.

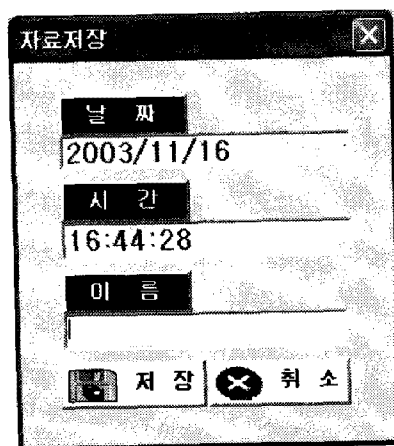


그림 5. 자료저장 화면

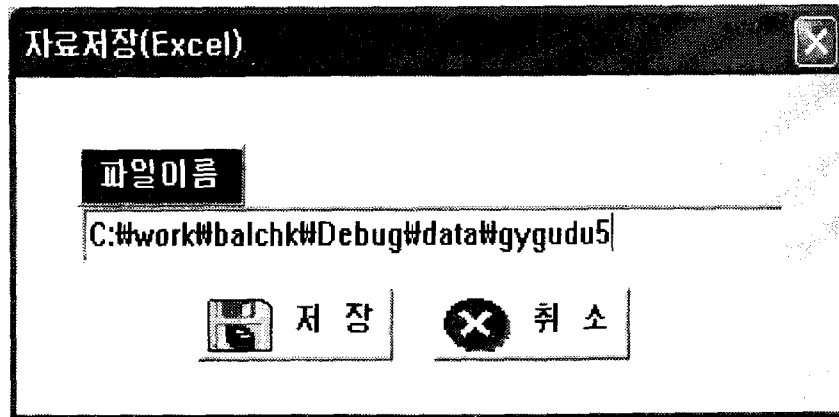


그림 6. 엑셀로 자료저장

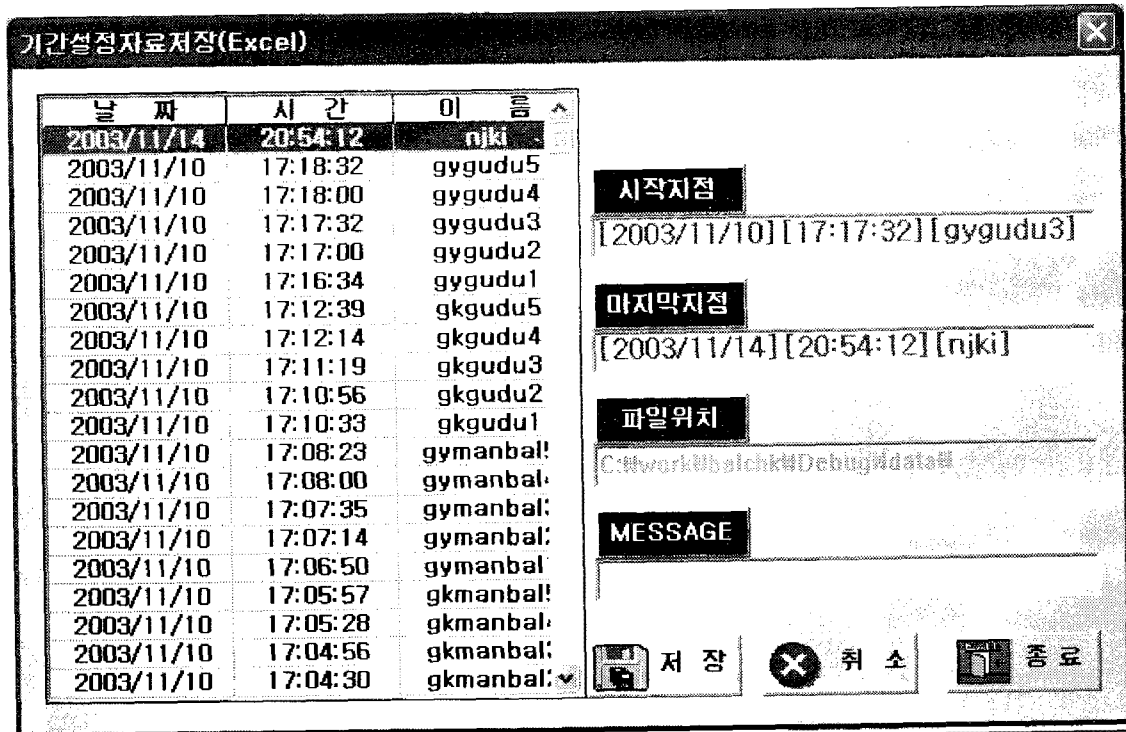


그림 7. 기간별 엑셀로 자료저장

“출력” 버튼을 누르면 현재 선택된 파일<그림 8>의 출력이 가능하다. 이때 출력되는 내용은 파일에 담겨있는 그래프화면과 각각의 로드 셀에서 나온 값, 그리고 두 로드 셀의 합계이다.

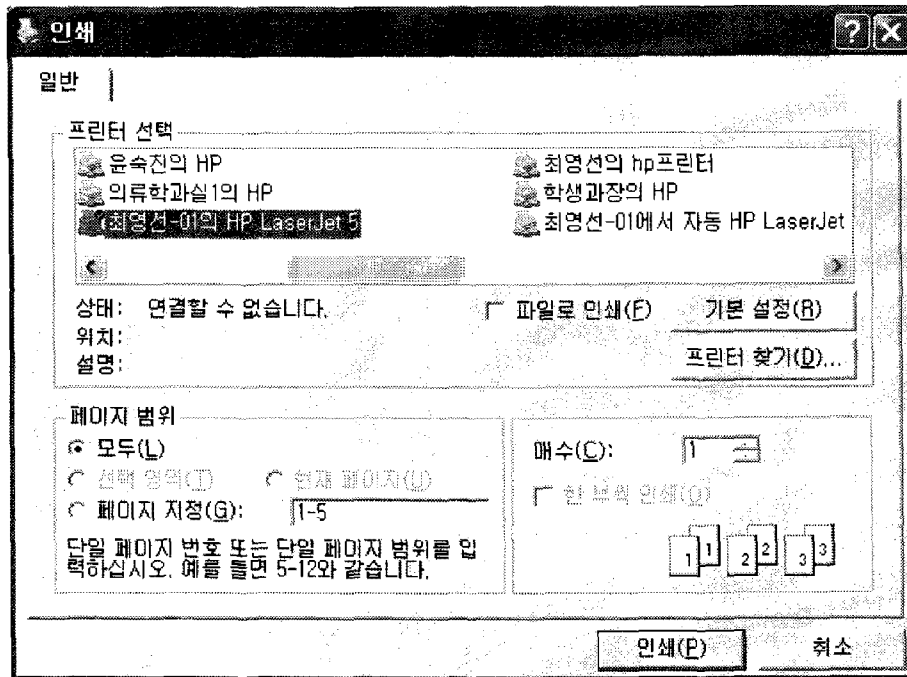


그림 8. 출력 화면

3. 측정 장치 보정

로드 셀을 이용한 계측시스템을 구성할 때 각각의 로드 셀 특성을 살리기 위해서는 올바른 시스템 보정이 필요하다(박진, 안병화, 2001). 본 연구에 사용된 로드 셀의 시스템 보정은 공업진흥청의 한국산업규격(KS)의 전기식 지시 저울(C 1313)보정방법(한국표준협회, 1988)에 따라 보정이 완료된 제품이다.

시스템 보정에 관한 구체적인 사항은 로드 셀이 반복적으로 사용되었을 때 각 사용의 값이 허용치 이내에 있어야 하며, 하중이 1분간 지속된다 하더라도 비정상적인 작동이 일어나서는 안 된다. 또한 온도의 변화와 전압의 변동에 따른 오차는 허용치 이내에 있어야 한다. 저울의 감도는 빈 상태에서 1눈의 값의 1.2배의 질량을, 사용범위 내 임의의 질량을 가한 상태에서 그 질량에 따른 1눈의 값의 1.2배 질량을 증감했을 때 1눈의 값을 감지해야 한다. 저울의 편심의 경우 판을 일정한 구간으로 나누어 질량을 놓았을 때, 그 크기의 차가 오차범위 이내에 있어야 한다(한국표준협회, 1988).

본 시스템의 자체적인 보정을 위해서 1.0kg의 분동(dead weight)을 이용하여 정적인 상태(static conditions)에서 변환기가 나타내는 값을 측정하여 보았다. 각각의 로드 셀에 5지점(4 모서리와 중앙)을 지정한 후 분동을 놓고 1분간 인디케이터에서 나타나는 값의 변화를 분석한 결과 두 로드 셀 모두에서 안정적인 1.0kg의 값을 나타냈다. 즉, 본 연구에 사용된 로드 셀은 어느 지점에 힘이 가해져도 정적인 상태에서는 일정한 결과가 나타날 것으로 판단된다.

4. 현장활용 실험

동적인 상태(dynamic conditions)에서 변환기가 나타내는 값을 실험을 통하여 측정하였으며, 선행 연구(Perry, 1992; Craik & Oatis, 1995)와 그 결과를 비교하였다. 실험에 참가한 피험자는 댄스 스포츠를 전공하고 있는 건강한 여자대학생 1명(나이 23세, 키 165cm, 질량 46.8kg)이었다. 실험내용은 보행동작이었으며, 실험의 조건은 맨발보행과 구두(뒤 굽 높이 7cm, 질량 0.1kg)보행이었다. 보행속도는 피험자가 편안한 상태에서 걷는 속도로 하였다.

실험은 S여자대학교 운동역학실험실에서 진행되었다. 먼저 로드 셀 두 개를 피험자의 보폭에 맞게 간격을 떨어뜨려서 일렬로 놓은 후에<그림 9>, 로드 셀 전반부 3미터 지점에서 로드 셀 후반부 1미터까지 3cm 높이의 보행로를 나무로 만들었다. 피험자에게 보행로에서 지면을 의식하지 않고 보행이 자연스러울 때까지 보행연습을 반복적으로 실시하였다.

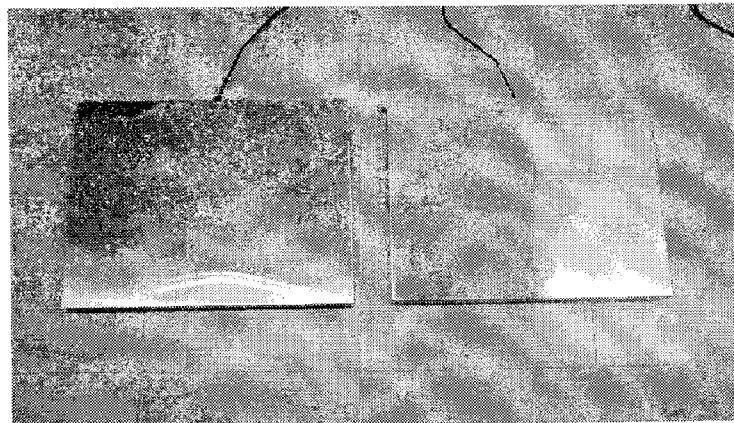


그림 9. 로드 셀

연구자는 실험의 일관성을 유지하기 위하여 피험자에게 왼발로 첫 번째 로드 셀을 밟도록 하였고, 그리고 오른 발로 두 번째 로드 셀을 밟도록 하였다. 즉, 보행과정에서 왼발의 로드 셀에서 먼저 자료가 컴퓨터로 보내지며 그 다음에 오른발의 자료가 보내진다. 컴퓨터의 시작을 알리는 신호음이 울린 후에 피험자는 자신의 의지에 따라 편안하게 보행로를 걸었다. 실험의 순서는 맨발보행을 먼저 하였으며 그 다음에 구두 보행을 실시하였고, 각각 5회씩 반복측정 하였다.

Ⅲ. 결과 및 논의

측정 장치를 이용하여 맨발과 구두의 보행동작을 실험한 결과는 <그림 10>과 같다.

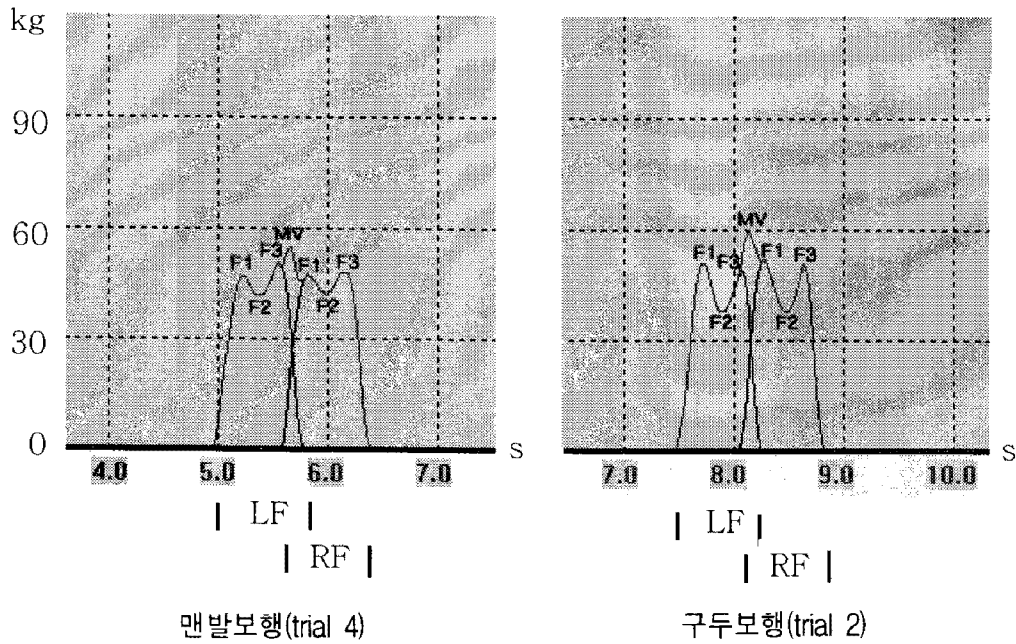


그림 10. 맨발과 구두의 보행동작

로드 셀에서 나온 그래프의 결과를 왼발과 오른발로 나누어서 보면, 일반적인 반작용력 측정 장치의 수직 반작용력 값의 변화와 유사하다. 일반적으로 수직 값은 3개의 특징적인 값이 존재한다. 지면에 발을 디딘 초반부에 중심이 아래를 향하기 때문에 첫 번째 피크(first peak, F1)가 나타난다. 중간지지에 중심이 상승을 하면서 계곡(valley, F2)이 형성되고 이어 지지기의 후반부에 두 번째 피크(second peak, F3)가 나타난다. 이러한 변화를 수학적공식으로 표현하면 다음과 같다.

$$F - w = Ma \quad \text{--- (1)}$$

$$w = Mg \quad \text{--- (2)}$$

(1) 공식에 (2) 공식을 대입하여 요약하면 다음과 같다.

$$F = M(g + a) \quad \text{--- (3)}$$

여기에서 F는 수직반작용력 측정 장치가 감지한 힘 값을 나타내며, w는 무게, M은 개인(피험자)의 질량, g는 중력가속도(상수), 그리고 a는 수직가속도이다. M과 g가 상수이므로 수직반작용력 측정 장치에 영향을 주는 요소는 수직가속도 즉, a이다. 만일 a = 0이면, 수직 반작용력의 크기는 인체의 무게이며, a>0면 수직 반작용력의 크기는 상승하며, 반대로 a<0면 수직 반작용력은 작아진다 (Perry, 1992).

본 실험은 수직 반작용력 측정 장치가 두 개 사용되었기 때문에 보행 시 각각의 발에서 나타나는 특징적인 값 6개와 두 발이 합쳐져서 나타나는 최고 값(maximum value, 그림 10 참고) 1개 등 총 7개의 시점(event)이 의미를 갖는다. <표 1>은 맨발과 구두보행의 7개 시점을 비교한 것이다.

표 1. 맨발보행과 구두보행의 특징적인 값의 평균과 표준편차 단위: kg

구분 \ 시점	LFP	LV	LSP	MV	RFP	RV	RSP
맨발보행(46.8*)	46.8	41.2	51.2	56.0	47.2	42.4	48.0
	0.45	1.10	1.10	1.00	0.84	1.14	0.00
구두보행(46.9*)	49.4	37.8	51.8	58.0	50.2	38.6	49.8
	1.14	0.45	1.79	1.87	1.30	0.89	0.84
구두 - 맨발보행	2.6	-3.4	0.6	2.0	3.0	-3.8	1.8

LFP: Left foot First Peak RFP: Right foot First Peak
 LV: Left foot Valley RV: Right foot Valley
 LSP: Left foot Second Peak RSP: Right foot Second Peak
 MV: Maximum Value * : static mass

<표 1>과 <그림 10>에 의하면 보행 중 최고 값은 두 발이 지지하는 double support에서 나타나며, 그 시기는 초반부였다. 한편, 구두보행은 맨발보행에 비해 피크(peak)부분의 값이 큰 반면에 계곡(valley)부분에서는 오히려 값이 적었다. 특히 첫 번째 피크에서 구두보행이 맨발보행보다 평균 2.6-3.0kg 정도 더 큰 것으로 나타나, 구두를 신을 경우 인체는 지면을 딛을 때 마다 맨발보다 적어도 25-30 N의 힘을 더 받는 것으로 사료된다.

계곡의 값을 비교해 보면 구두보행의 값이 맨발보행보다 평균 3.4-3.8kg 가량 더 적은 것으로 나타났다. 즉, 구두보행은 맨발보행에 비해 중심의 수직운동이 많은 것으로 사료된다.

IV. 결 론

본 연구는 스포츠 현장에서 활용될 수 있는 수직 반작용력 측정 장치를 개발하는데 목적이 있다. 이를 위해 박진과 안병화(2001)가 개발한 VGRF 1.0 시스템을 기본으로 장비와 프로그램을 새롭게 재구성하였다. 구체적으로 변경된 내용은 첫째, 로드 셀은 기존의 300 x 410 x 120mm에서 380 x 380

x 30mm로 하였다. 외형상의 가장 두드러진 변화는 힘을 받는 면이 직사각형에서 정사각형으로 변하였으며, 높이가 1/4로 줄어들었다. 둘째, 로드 셀이 처리할 수 있는 질량의 범위를 90 - 0.05kg에서 300 - 0.1kg로 변경하였다. 즉, 세밀한 변화를 감지하기 보다는 질량의 폭을 넓혀서 스포츠 동작에서 나타나는 변화를 폭 넓게 분석할 수 있도록 하였다. 셋째, 인디케이터의 처리 속도를 초당 17개에서 초당 60개로 증가시켰다. 처리속도의 증가는 그래프화면에서 실시간으로 데이터의 움직임 볼 수 있을 뿐 아니라 비교적 빠른 동작의 분석도 가능하게 한다. 넷째, 분석 프로그램의 자료처리 기능을 강화하였다. 새로 짜여진 수직 반작용력 측정 장치(VGRF 2.0)의 실용성 여부를 판단하기 위하여 보행동작실험을 실시하였다. 피험자는 보행동작을 중요시 하는 댄스스포츠 전공자(나이 23세, 키 165cm, 질량 46.8kg)로 하였고, 실험내용은 맨발보행과 구두보행으로 하였다. 실험결과 각 로드 셀에서 나오는 그래프의 형태가 일반적으로 알려진 보행 시 수직반작용력의 패턴과 동일하게 나타났다. 또한 구체적인 데이터 분석에 의하면 구두보행의 경우 반작용력의 크기 변화가 시점별로 큰 반면에 맨발보행은 작은 변화를 보였다. 즉, 구두를 신고 보행을 할 경우에는 인체가 많은 양의 수직 힘을 받는 반면에, 맨발보행은 상대적으로 작은 힘을 받게 된다. 결론적으로 본 연구에서 개발된 반작용력 측정 장치(VGRF 2.0)는 정적인 자세의 연구뿐만 아니라 혹은 스포츠 현장에서 발생하는 일반적인 동적인 동작의 수직 힘 측정이 가능하다.

참 고 문 헌

- 박진, 안병화.(2001). 수직 반작용력 측정장치 개발. 한국운동역학회지, 10(2), 57-65.
- 한국표준협회.(1988). 한국산업규격 전기식 저울, 공업진흥청 고시 88-1261.
- Bosco, C.(1999). Strength Assessment with the Cosco's Test. Italian Society of Sport Science.
- Craik, R.L., & Oatis, C.A.(1995). Gait Analysis-theory and application. St. Louis, MI: Mosby.
- Davis, B.L., Perry, J.E., Neith, D.C., & Waters, K.C.(1998). A device for simultaneous measurement of pressure and shear force distribution on the plantar surface of the foot. Journal of Applied Biomechanics, 14, 93-104.
- Kistler Manual(2000). Quattro Jump for Superior Athletic Performance.
- Hull, M.L., Brew, R., & Hawkins, D.(1995). A new force plate desing incorporation octagonal strain rings. Journal of Applied Biomechanics, 11, 311-321.
- Lord, M., Hosein, R., & Williams, R.B.(1992). Method for in-shoe shear stress measurement. Journal of Biomedical Engineering, 14, 181-186.
- Nigg, B.M.(1994). Biomechanics of the Musculo-skeletal System. West Sussex, England: John Wiley

& Sons Ltd.(edited by Nigg, B.M. & Herzog, W.)

Perry, J.(1992). Gait Analysis - normal and pathological function. New York, NY: SLACK Inc.

Tappin, J.W., Pollard, J., & Beckett, E.A.(1980). Method of measuring 'shearing' forces on the sole of the foot. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 1, 83-85.

Shrive, N.(1994). Biomechanics of the Musculo-skeletal System. West Sussex, England: John Wiley & Sons Ltd.(edited by Nigg, B.M. & Herzog, W.)