

〈技術論文〉

장애물을 걸어서 넘어갈 때 측정된 발반력에 대한 생체역학적 해석

윤종일* · 손 권** · 이민철**

(1993년 1월 28일 접수)

A Biomechanical Analysis of Foot-Floor Reaction Forces Measured When Walking over an Obstacle

Jong Il Yun, Kwon Son and Min Cheol Lee

Key Words : Biomechanical Analysis(생체역학적 해석), Right Foot(오른발), Foot-Floor Reaction Force(발반력), Force Plate(힘판), Walking over an Obstacle(장애물을 걸어서 넘기), Obstacle Height(장애물 높이), Male Subject(남성 실험대상자)

Abstract

A biomechanical approach was carried out to analyze foot-floor reaction forces acting on five male subjects performing a walking task. The task analyzed was walking over an obstacle with the right bare foot. The foot-floor reaction data were measured from a force plate, and then processed using a software developed. The source program was coded in the C language for easier on-line data acquisition and graphic displays. High repeatability was found in the reaction data acquired from three trials by each subject. For obstacle height from 0 to 25 cm, the maximum in reaction force reached up to 1.048 BW in the vertical, 0.174 BW in the anterior-posterior, and 0.054 BW in the medio-lateral components, respectively. A quantity was defined by the difference between two vertical reaction values, and this quantity was found to be proportional to the obstacle height. It was also shown that the whole body motion could be predicted by the measured foot-floor reaction data.

1. 서 론

우리는 장소를 이동하기 위해 주로 평지를 따라 걸지만, 건물 또는 차량과 같이 제한적인 공간을 지닌 장소에서 활동하는 시간이 증가함에 따라 계단이나 장애물을 오르내릴 경우도 빈번히 발생한다. 평지에서 걸거나 뛰는 동작과 관련된 신체의 운동이나 신체에 작용하는 하중에 대해서는 비교적

많은 연구가 행하여졌다.⁽¹⁻⁵⁾ 그러나, 장애물을 밟고 넘어가는 경우에 대한 연구는 미비하여, 이러한 동작을 행할 때 신체의 균형유지를 위하여 하지(lower extremity)가 담당해야 하는 하중의 크기와 그 변화양상에 대해서는 밝혀진 것이 거의 없다.

우리가 활동 중에 취하는 여러 자세에서 하지는 신체를 지탱하는 중요한 역할을 담당한다.⁽⁶⁾ 따라서, 지면으로부터 발이 받는 반력을 측정하고 이를 해석하는 연구는 상당히 진행되어왔다. 걷는 경우에 발반력(foot-floor reaction force)을 해석한 연

*부산대학교 기계공학과 대학원

**정회원, 부산대학교 기계공학과

구 중에서 Chao 등⁽¹⁾은 모두 148명의 남성과 여성에 대해 측정된 발반력 곡선의 형태를 9개의 매개변수를 사용하여 정의하고 매개변수의 값으로 발반력을 통계학적으로 해석하였으며, Röhrle 등⁽²⁾은 보행속도에 따라 달라지는 시간-발반력 형태를 측정하여 발반력 크기의 분포를 발표하였다. Scranton과 McMaster⁽³⁾는 지면에 접촉하는 발바닥의 사진을 이용하여 걷는 경우와 뛰는 경우에 작용하는 압력분포의 차이를 살펴보았다.

본 연구에서는 사람이 오른발로 장애물을 밟고 자연스럽게 넘어가는 경우에 대해 발반력을 해석하였다. 힘판(force plate)을 사용하여 다섯명의 건강한 남성으로부터 발반력을 측정하였으며, 장애물의 높이가 반력의 크기에 미치는 영향을 살펴보기 위하여 장애물의 높이를 25 cm까지 5 cm씩 변화시키면서 발반력 자료를 얻었다. 생체역학 해석용으로 C언어(borland C++)를 이용한 소프트웨어를 독자적으로 개발하였으며, 이 소프트웨어를 사용하여 측정된 자료를 처리하였다. 각 실험대상자에 대한 발반력의 앙상블평균을 세번씩 얻은 시간-반력 결과로부터 구해, 이를 토대로 반력의 크기와 신체의 운동을 살펴보았다.

여러번의 실험을 수행할 때 매번 통계학적으로/동일한 자료를 얻을 수 있는지 알아보았으며, 장애물의 높이에 따라 반력성분의 범위를 계산하였고, 장애물의 높이와 반력의 크기 사이에 선형적인 관계가 존재하는지도 규명하였다. 수평반력의 요인에 대해서도 살펴보았으며, 발반력 자료를 통해 신체의 질량중심에 대한 운동도 추정하였다.

2. 실험 및 자료 처리

2.1 실험 방법

대학에 재학중인 다섯명의 건강한 남성을 대상으로 실험을 수행하였다. 실험에 참여한 실험대상자(subject)에 대한 인적자료는 Table 1과 같이 연령

은 21세에서 28세까지(24 ± 2.8 세)였으며, 신장은 165 cm에서 174 cm까지(169.6 ± 3.4 cm)였고, 체중은 53.2 kg중에서 73.6 kg중까지(66.6 ± 7.1 kg중)였다.

실험대상자가 오른발로 장애물을 걸어서 넘는 과정을 단계별로 도시하면 Fig. 1과 같다. 실험대상자에게 1초 동안에 장애물을 맨발로 자연스럽게 밟고 넘어가도록 지시하였다. 해석할 실험자료를 얻기 전에 5번 이상 동작을 연습시켰으며, 전방에 박자기를 설치하여 수행속도를 용이하게 조절할 수 있도록 하였다. 모든 동작을 1초 동안에 행하도록 주지시켰으나, 실제로 반력이 측정되는 기간은 1초를 초과했기 때문에 2초까지의 반력자료를 얻었다. 밟고 넘어가는 힘판의 높이를 5, 10, 15, 20, 25 cm로 변화시키면서 실험을 수행하였으며, 장애물의 높이가 0 cm인 평지의 경우도 포함하였다. 동일한 장애물의 높이에 대해 각 실험대상자로부터 세번씩 수행한 실험자료를 취득하였다.

실험대상자가 오른발로 장애물을 밟고 넘어갈 때, 장애물로 설치한 힘판(kistler 9285)을 이용하여 발반력을 측정하였다. 실험에서 사용된 힘판은 압전소자를 이용하여 발반력의 성분을 측정할 수 있으며, 필요하면 접촉면의 사진을 찍을 수 있도록 뒷판은 투명한 유리로 되어 있다. Fig. 2에서와 같이 힘판을 통해 측정된 신호를 8채널 전하증폭기(kistler 9845A)를 통해 전압으로 변환 및 증폭시켰으며, 변환된 아날로그 신호를 100 Hz의 자료추출율(sampling rate)로 12비트 A/D변환기(advantech PCL-818)를 이용하여 디지털신호로 바꾼 후, 이를 본 실험실에서 개발한 소프트웨어를 사용하여 마이크로프로세서(PC/AT 386)에서 처리하였다.

Table 1 Personal data of subjects

Subject	1	2	3	4	5	Average	S.D.
Age(year)	28	24	26	21	21	24	2.8
Stature(cm)	170	174	165	171	168	169.6	3.4
Weight(kgf)	90.9	73.6	66.8	68.3	53.2	66.6	7.1

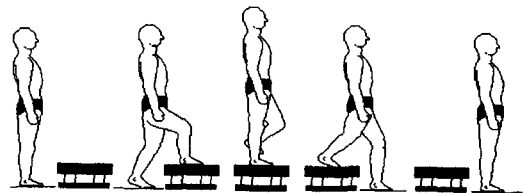


Fig. 2 Schematic diagram of experimental setup

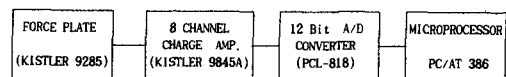


Fig. 1 Task of walking over an obstacle

2.2 자료 처리

힘판으로부터 추출된 신호를 처리하기 위해 독자적인 소프트웨어를 개발하였다. 개발된 소프트웨어는 IBM-PC 호환기종에서 사용이 가능하도록 구성되었고, 자료 취득과 영상 처리가 용이하도록 C언어로 프로그램되었으며, 현재 대부분의 소프트웨어가 운용되고 있는 pull-down menu 방식으로 사용될 수 있도록 하였고, 각 채널당 최대 500개의 실험 자료가 처리될 수 있도록 하였다. 소프트웨어의 크기는 140 kByte이며, 이를 컴퓨터에서 사용하기 위해서는 2 MByte 이상의 RAM이 필요하고, 보조 기억장치(hard disk)에는 3 MByte 이상의 여유 공간이 요구된다. A/D변환기에 의해 변환된 디지털 신호를 필요에 따라서는 생체역학 해석에서 보편적으로 사용되는 Butterworth 저주파 통과필터(low pass filter)^(7,8)로 처리할 수 있도록 하였다.

자료처리에 사용된 소프트웨어가 갖춘 기능을 Fig.3과 같이 크게 두 부분으로 나눌 수 있다. 한 부분은 실험 수행과 관련된 주요 기능을 담당하며, A/D 변환기를 보정하는 기능(calibrate), 실험대상자와 관련된 정보와 자료추출을 및 추출시간을 입력하는 기능(input), 실험 자료의 입력 채널을 설정하는 기능(channel), 실험을 시작하는 기능(start), 실험 자료를 필터링처리하는 기능(filtering), 실험에 의해 얻은 자료를 화면에 그림으로 제시하는 기능(graph), 화면에 나타난 곡선을 커서로 추적하여 자료의 값을 표시하는 기능(trace), 발반력에 관한 압력중심의 궤적을 화면에서 그림으로 처리하는 기능(position) 등으로 구성되어 있다. 다른 부분은 소프트웨어의 작동과 관련된 보조 기능을 맡아 화일을 다루는 기능(file), 주변장치와 연결하는 기능(option), 측정 자료값을 바탕으로 간단한 통계처리를 수행하는 기능(statistics), 프린터를 설정하는 기능(printer) 등을 다룬다.

2.3 발반력 성분의 정의

발반력은 오른발에 의해 힘판이 받는 힘으로 정의하였다. 따라서 힘판으로부터 오른발이 받는 반력은 뉴우톤의 제3법칙에 의해 본 연구에서 정의된 발반력과 크기는 같으나 방향은 반대이다. Fig. 4는 발반력의 성분과 실험대상자를 하나의 질점으로 이상화한 경우에 대한 자유물체도를 나타낸다. 좌표축의 방향은 보행연구(gait analysis)에서 주로 사용하는 규약^(1,2)에 의하여, 양의 X, Y, Z 축 방향

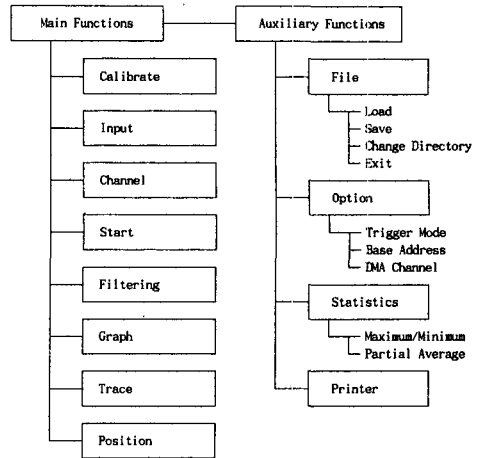


Fig. 3 Functions programmed on a software for data processing

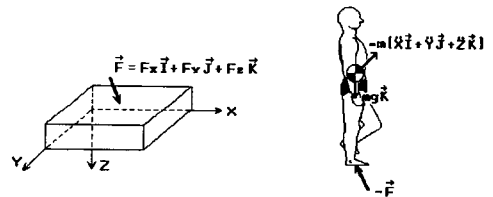


Fig. 4 Reaction force components and free body diagram of a subject

을 각각 실험대상자의 진행(anterior)방향, 진행의 우측(lateral)방향, 그리고 아래(inferior/vertical) 방향으로 규정하였다. 그림의 자유물체도는 실험대상자가 왼발을 내딛는 상태(swing phase)에서만 타당하다.

3. 실험 결과 및 고찰

3.1 소프트웨어의 사용에

힘판으로부터 추출된 8 채널의 신호를 단말기 화면에서 나타낸 예는 Fig.5와 같다. 화면의 윗 부분에서 자료의 화일명인 REAL03.RAW, 왼쪽에 위치한 8개의 사각란에서 소프트웨어가 취급할 수 있는 8개의 주요 기능, 중앙에서 색깔로(화면상에서만) 구별되는 각 채널의 신호, 그리고 아랫 부분에서 화면에 표시된 것이 6번째에 해당되는 graph기능 등임을 보여준다.

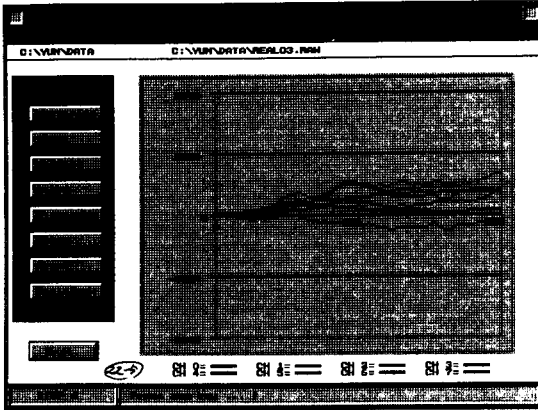


Fig. 5 An example of graphic display

3.2 세번의 수행에서 구한 앙상블평균

주어진 장애물의 높이 H에 대해서 각 실험대상자로부터 얻은 세계의 시간-반력자료를 바탕으로 앙상블평균(ensemble average)을 취하여 이를 자료의 제시에 사용하였다. Fig. 6에 세번의 시도(trial)로부터 얻은 시간-반력 자료와 앙상블평균을 비교하였다. 도시된 그림은 한 실험대상자(실험대상자 1)가 H=0 cm인 평지를 걷는 경우에 대해 오른발이 힘판에 닿는 순간부터 1.5초 경과시까지 0.01초 간격으로 151개의 수직반력을 체중으로 나눈 BW(body weight) 단위로 나타낸 것이다. 여기서 수직반력을 제시한 것은 그 성분이 가장 지배적이기 때문이며, 각각의 경우를 구별하기 위하여 반력자료 중 5개의 자료마다(0.05초 간격으로) 표식을 붙였다.

Fig. 6에서 실험대상자 1에 대해 앙상블평균이 세번의 수행 결과를 충분히 대표하고 있다는 것을 알 수 있다. 통계학적으로 그 대표성을 규명하기 위하여 앙상블평균과 매 수행에 해당하는 151쌍의 반력성분값으로 상관계수를 구해보면⁽⁹⁾, 본 연구의 모든 장애물의 높이에 대하여 0.95 이상의 값을 갖는다. 이러한 상관계수 r의 값은 151개의 실험 자료가 앙상블평균과 다를 확률이 0.1%보다 작다($p < 0.001$)는 것을 의미한다. 다른 반력성분에 대해서도 통계학적으로 동일한 의미를 지니는 r의 값을 얻어, 앙상블평균은 세 경우를 충분히 반영한다고 판단된다. 따라서, 매번 수행에서 얻은 반력의 자료는 신뢰도 99.9%에서 통계학적으로 동일하여 자료의 취득에서 높은 반복성을 지닌다고 간주할 수 있다.

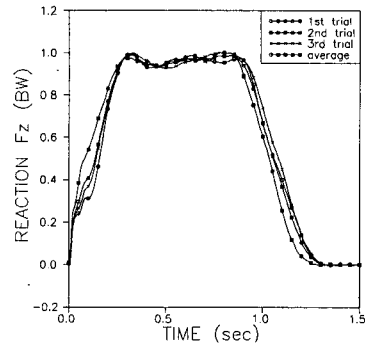


Fig. 6 Time-dependent vertical force component measured from three trials and their ensemble average

3.3 실험대상자 1에 대한 반력

장애물의 높이 H에 따라 반력이 어떻게 변화하는지를 살펴보기 위하여, 대표적인 결과를 나타내는 한 실험대상자(실험대상자 1)를 선정하여 그에 대한 결과만을 도시하였다. Figs. 7, 8, 9는 H가 25 cm인 경우와 모든 H 값을 포함하는 경우에 대해 장애물을 오른발로 밟고 넘어갈 때, 진행방향, 우측방향, 그리고 수직방향의 반력성분을 각각 나타낸 것이다.

Fig. 7(a)는 H가 25 cm인 경우에 시간에 따라 변화하는 반력의 진행방향 성분을 나타낸다. 그림에서 오른발이 장애물에 닿기 시작하여 초반부(구간 Txa와 Txc)에는 장애물에 가해지는 힘의 방향은 진행방향쪽이나, 후반부(구간 Txe와 Txc)에서는 방향이 바뀔 수 있다. 반력의 크기가 시점 Txb에서 최대값을 가질 때까지 증가하다가, 그 후 감소하여 시점 Txd에서 0이 된다. 반력의 절대값은 구간 Txc에서와 거의 비슷한 속도로 구간 Txe에서 증가되어, 시점 Txf에서 최소값(또는 진행 반대방향으로 최대값)에 도달한 후, 오른발이 완전히 떨어지면서 0이 된다. Fig. 7(b)에서 H가 증가할수록 진행방향 반력성분의 변화폭이 선형적으로 증가한다는 것을 알 수 있다($r=0.95, p < 0.005$). 그림에 도시된 H값에 대해 최대값과 최소값, 그리고 두 값의 차이를 구하면 Table 2와 같다. 표에 의하면 H의 25 cm 증가에 반력의 최대값은 0.095 BW에서 0.126 BW까지 약 33% 증가한 반면, 최소값은 -0.087 BW에서 -0.160 BW까지 변화하여 그 크기가 약 84%나 증가하였다. 이와 같은 결과에서 장애물의 높이가 증가할수록 장애물에 올라

설 때 앞으로 가하는 반력보다 내려올 때 뒷쪽으로 가하는 반력이 더 크게 증가한다는 것을 알 수 있다.

Fig. 8(a)는 장애물의 높이가 25 cm인 경우에 시간에 따라 변화하는 반력의 우측방향 성분을 나타낸다. 그림에서 관찰할 수 있듯이 대부분의 구간에서 장애물에 가해지는 힘의 방향은 우측방향(발의 바깥쪽)이다. 그러나, 구간 T_{ya} 의 초반부인 오른발을 던거나, 구간 T_{ye} 의 후반부인 오른발을 때는 순간에는 힘의 방향이 반대로 되기도 하는데, 이는 체중을 한쪽 발에서 다른쪽 발로 옮기는 과정에서 일어나는 미세한 신체의 옆방향 움직임 때문으로 판단된다. 우측방향 반력성분의 최대값은 시점

Table 2 Two extreme values in the anterior component of reaction force and their difference

Obstacle height H (cm)	Anterior reaction (BW)		
	Maximum	Minimum	Difference
0	0.095	-0.087	0.182
5	0.088	-0.115	0.203
10	0.119	-0.130	0.249
15	0.107	-0.158	0.265
20	0.118	-0.142	0.260
25	0.126	-0.160	0.286

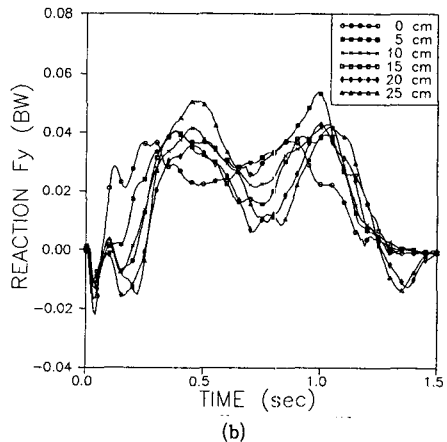
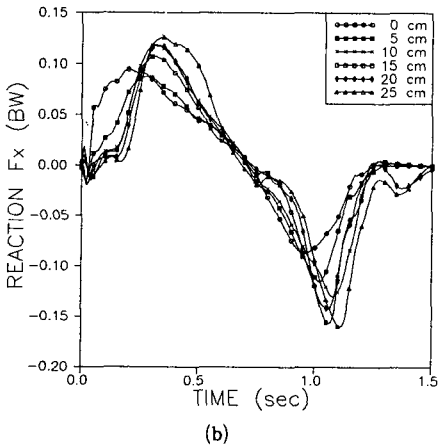
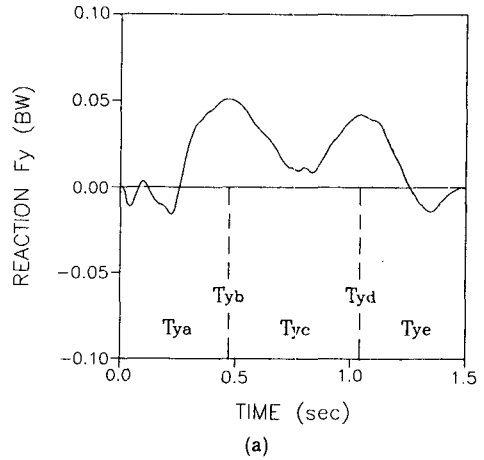
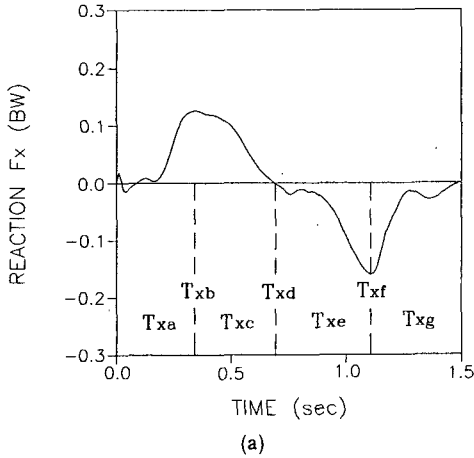


Fig. 7 (a) Time-dependent anterior force component when $H=25$ cm
(b) Time-dependent anterior force component for various values of obstacle height

Fig. 8 (a) Time-dependent lateral force component when $H=25$ cm
(b) Time-dependent lateral force component for various values of obstacle height

Table 3 Two extreme values in the lateral component of reaction force and their difference

Obstacle height H (cm)	Lateral reaction (BW)		
	Maximum	Minimum	Difference
0	0.037	-0.022	0.059
5	0.054	-0.013	0.067
10	0.042	-0.012	0.054
15	0.040	-0.011	0.051
20	0.043	-0.017	0.060
25	0.051	-0.015	0.066

T_{yb} 또는 T_{yd} 에서 발생한다. Fig.8(b)에서 우측 방향 성분의 최대값과 최소값은 H에 무관함을 알 수 있다($r < 0.32$, $p \gg 0.01$). 따라서 반력성분의 변화량도 Table 3에서와 같이 0.051 BW에서 0.067 BW까지 거의 비슷하게 유지된다.

Fig.9(a)는 장애물의 높이가 25 cm인 경우에 시간에 따라 변화하는 반력의 수직방향 성분을 나타낸다. 쉽게 예상할 수 있듯이 오른발을 장애물에 닿는 순간부터 떼는 순간까지 힘의 방향은 항상 양이다. 체중이 오른발로 전달되는 구간 T_{za} 에서 수직반력이 급격히 증가하며, 구간 T_{zc} 와 T_{ze} 에서 왼발이 완전히 지면에서 떨어져 오른발이 모든 체중을 지탱하다가, 체중이 왼발로 전달되는 구간 T_{zg} 에서 수직반력의 크기가 급격히 감소한다. 시점 T_{zb} 또는 T_{zf} 에서 최대값이 발생하며, 시점 T_{zd} 에서 뚜렷하게 국부적 최소값(local minimum)이 발생하는 것을 알 수 있다. Fig.9(b)에 의하면 H는 수직반력의 최대값에 선형적인 영향을 미치지 않음을 알 수 있다($r = 0.69$, $p > 0.05$). 즉, H가 0 cm일 때 최대값은 0.989 BW, 5 cm일 때 0.983 BW, 10 cm일 때 1.015 BW, 15 cm일 때 0.998 BW, 20 cm일 때 1.007 BW, 25 cm일 때 1.011 BW로 측정되었다. 그러나, 최대값과 국부적 최소값의 차이는 H에 따라 선형적으로 증가함을 알 수 있다($r = 0.99$, $p < 0.001$). 즉, 두 값의 차이는 H가 0 cm일 때 0.055 BW, 5 cm일 때 0.108 BW, 10 cm일 때 0.170 BW, 15 cm일 때 0.218 BW, 20 cm일 때 0.274 BW, 25 cm일 때

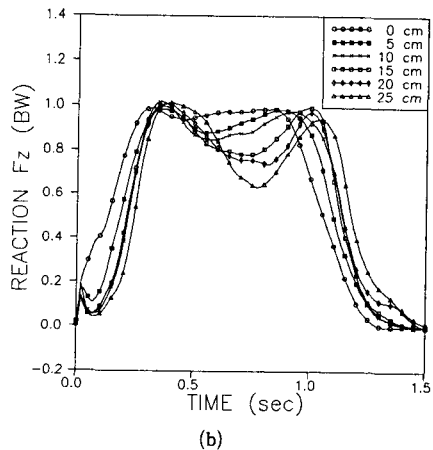
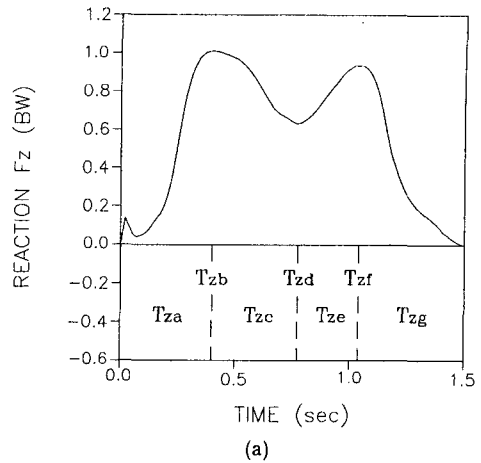


Fig. 9 (a) Time-dependent vertical force component when H=25 cm
(b) Time-dependent vertical force component for various values of obstacle height

0.379 BW이었다.

3.4 모든 실험대상자에 대한 반력의 크기

실험대상자 1에 대한 실험결과에서 반력성분 중 수직성분이 가장 크고 지배적이었다. 모든 실험대상자에 대해 장애물 높이에 따라 수직반력의 크기가 어떻게 변화하는가를 비교하기 위하여 위에서 정의한 수직방향 반력성분의 최대값과 국부적 최소값을 Fig. 10에 나타내었다. 그리고 반력의 진행방향과 우측방향 성분에 대해서는 모든 대상자로부터 얻은 최대값 및 최소값의 평균을 취해 제시하였다.

Fig.10에서와 같이 수직반력의 최대값은 실험대상자 5를 제외하고는 H의 변화에 관계없이 1.0

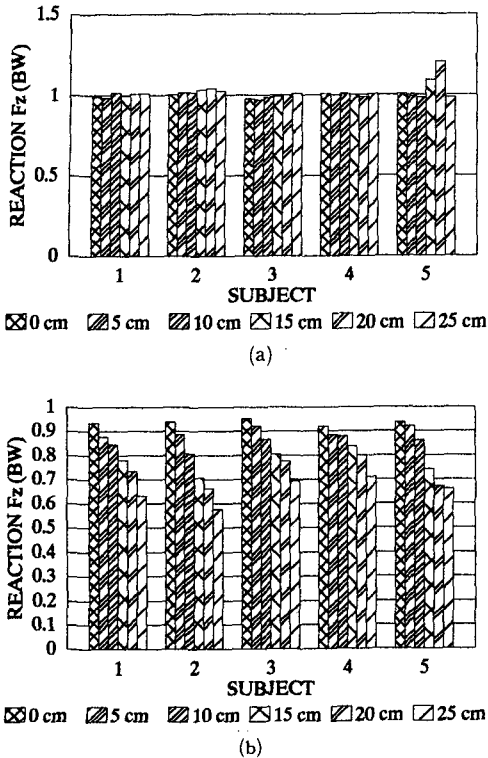


Fig. 10 Comparison of (a) the maximum and (b) the local minimum values of the vertical force component measured from five subjects

BW 부근의 값을 보이고 있지만, 국부적 최소값은 모든 실험대상자에 대해 공통적으로 H의 증가에 따라 감소하였다. 따라서, 실험대상자 5를 제외한 나머지 실험대상자들은 H가 증가할수록 지면에 수직방향으로 작용하는 두 값의 차이도 증가한다. 실제로 실험대상자 1의 경우 0 cm에서 25 cm까지 증가할 때 두 값의 차이는 0.055, 0.108, 0.170, 0.218, 0.273, 0.379 BW, 실험대상자 2의 경우 0.063, 0.128, 0.210, 0.330, 0.382, 0.450 BW, 실험대상자 3의 경우 0.025, 0.048, 0.118, 0.184, 0.224, 0.316 BW, 실험대상자 4의 경우 0.087, 0.116, 0.129, 0.162, 0.186, 0.295 BW로 증가하였다. 예외적인 실험대상자 5의 경우에도 0.069, 0.069, 0.119, 0.352, 0.536, 0.324 BW로 장애물의 높이가 20 cm까지는 단조 증가하였으나, 20 cm에서 25 cm로 높아질 때 차이가 감소하였다.

5명의 실험대상자에 대한 평균값을 살펴보면, H가 0 cm에서 25 cm까지 증가할 때 수직 반력의 최대값과 국부적 최소값의 차이는 0.060, 0.094,

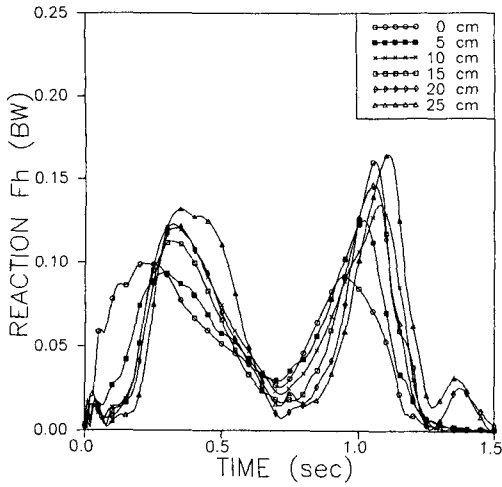
0.149, 0.250, 0.320, 0.352 EW로 증가하여 높은 선형성을 보였다($r=0.98, p<0.001$). 동일한 H의 변화에 대해 진행방향 반력성분의 최대값과 최소값의 차이는 각각 0.196, 0.209, 0.246, 0.273, 0.287, 0.279 BW로 계산되어 두 값의 차이가 선형적으로 증가한다고 판단할 수 있다($r=0.95, p<0.005$). 그러나, H의 증가에 따라 우측방향 성분의 최대(최소)값은 0.042(-0.020), 0.051(-0.017), 0.050(-0.015), 0.050(-0.017), 0.054(-0.020), 0.050(-0.023) BW로 각각 계산되어, 우측방향 반력성분은 H에 따라 선형적으로 변화하지 않음을 알 수 있다($|r|<0.66, p>0.05$).

3.5 수평반력의 해석

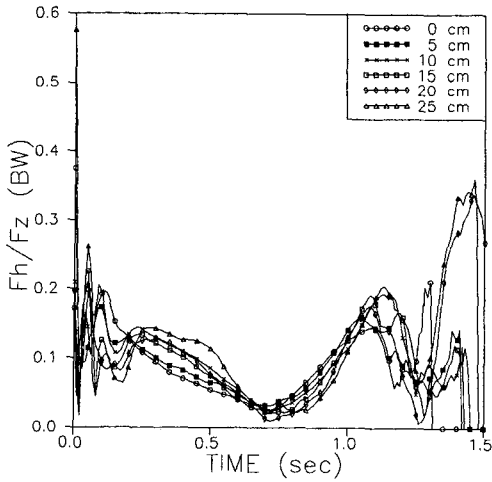
진행방향과 우측방향 반력성분의 벡타합으로 표시되는 수평반력이 실험대상자의 발과 유리판(힙판 윗면)사이의 마찰과 전적으로 관련되어 있는지를 실험대상자 1의 결과를 통해 살펴보았다. Fig. 7(a)와 8(a)에 도시된 두 반력성분에서 계산된 수평반력 $Fh = (Fx^2 + Fy^2)^{1/2}$ 와 이 수평반력을 수직 반력으로 나눈 것으로 정의한 반력비 Fh/Fz 를 도시하면 Fig. 11과 같다.

오른발에 상당한 수직반력이 가해지는 0.2초에서 1.1초 사이의 구간에 대하여 수평반력의 크기는 Fig. 11(a)에서와 같이 H가 0 cm일 때 0.12초에서 최대 0.099 BW이며 0.71초에서 최소 0.026 BW, 5 cm일 때 1.02초에서 최대 0.125 BW이며 0.71초에서 최소 0.030 BW, 10 cm일 때 1.08초에서 최대 0.135 BW이며 0.72초에서 최소 0.022 BW, 15 cm일 때 1.06초에서 최대 0.161 BW이며, 0.72초에서 최소 0.017 BW, 20 cm일 때 1.06초에서 최대 0.147 BW이며 0.72초에서 최소 0.007 BW, 그리고 25 cm일 때 최대값이 1.10초에서 0.164 BW이며 최소값은 0.72초에서 0.015 BW이었다.

Fig. 11(b)에 도시된 반력비 Fh/Fz 는 오른발로 장애물을 밟는 순간과 장애물에서 떼는 순간에서 급격히 변화하며, 그외의 구간에서도 0.02에서 0.2 사이의 값을 가져, 반력비의 변화가 작지 않다는 것을 관찰할 수 있다. 만약 수평반력이 전적으로 미끄럼에 의한 것이라면 반력비의 값은 유리면과 발바닥 사이의 마찰계수에 해당되는 값 부근에서 일정하게 유지되리라고 쉽게 예상할 수 있다. 따라서 그림에서 나타난 것과 같이 반력비의 큰 변동은 수평반력이 전적으로 마찰에 의하지 않으며 신체의



(a)



(b)

Fig. 11 (a) Horizontal force F_h and (b) force ratio F_h/F_z

수평운동과도 깊이 관련이 있다는 점을 시사한다.

3.6 신체 질량중심의 운동

발반력 자료를 이용하여 신체의 질량중심에 대한 운동을 추정할 수 있다. 실험대상자의 수직운동을 살펴보기 위하여 Fig.4의 자유물체도로부터 절점으로 이상화한 신체의 질량중심에 대한 수직가속도 \ddot{Z} 를 기술하면 간단히 $(g - F_z/m)$ 과 같다. 여기서 g 는 중력가속도, F_z 는 수직반력, 그리고 m 은 실험대상자의 질량을 나타낸다. 신체의 움직임을 기술하는 데는 윗방향을 양으로 설정하는 것이 편리

하므로, 실험대상자 1의 상방향가속도 \ddot{z} 를 $-\ddot{Z}$ 로 정의하여 이를 도시하면 Fig. 12(a)와 같다. Fig. 4의 자유물체도는 오른발만 지면에 닿아 있는 구간인 Fig. 9(a)에 표시된 구간 T_{zc} 와 T_{ze} 에서만 타당하므로, 그 구간에 대해서만 \ddot{z} 의 값을 그림에 나타내었다. 수직반력이 국부적 최소값을 가질 때의 수직속도를 0으로 간주한 경우에 가속도를 사다리꼴 공식⁽¹⁰⁾으로 적분하여 수직속도를 구하면 Fig. 12(b)와 같다. 또한, 장애물을 밟기 시작하는 순간인 시점 0에서 수직변위를 0으로 놓고, 속도를 다시 적분하여 질량중심의 수직변위를 구하면 Fig. 12(c)와 같다.

Figs. 12(a), (b), (c)에서 장애물의 높이가 증가함에 따라 신체 질량중심의 수직방향 가속도, 속도, 변위의 변화량도 증가하는 경향을 보인다. 가속도의 변화량은 H 가 0, 5, 10, 15, 20, 25 cm일 때 각각 0.54, 1.06, 1.66, 2.14, 2.68, 3.71 m/s^2 이었다. 동일한 H 의 값에 대하여 속도의 변화량은 0.18, 0.35, 0.52, 0.81, 0.95, 1.14 m/s 로 각각 계산되었으며, 변위의 변화량은 2.8, 4.7, 6.4, 11.5, 18.8, 15.9 cm로 각각 계산되었다.

수직방향에 대한 운동학 자료를 구한 것과 같은 방법으로 다른 두 방향에 대해서도 변위와 속도 등을 구할 수 있지만, 초기 시점에서 속도성분의 정확한 값을 알 수 없기 때문에 적분을 수행하는 데에서 어려움이 예상된다. 신체의 움직임에 대해 보다 정확한 해석을 위해서는 3차원 운동측정장치를 사용하는 실험^(2,5,6)을 통해 각 신체부위에 표식(marker)을 부착시키고 그 위치를 얻어야 한다. 그러나, 이 경우에도 그 과정이 간단하지 않을 것으로 판단된다. 그 이유는 상당수의 표식을 다룰 수 있는 운동측정장비가 요구되며, 자료의 취득과정에서 다른 신체부위에 의해 몇 개의 표식이 가리워질 수도 있으므로 완전한 운동학 정보를 얻기 위해 수차에 걸쳐 실험을 반복 수행해야 하며, 표식에 대한 자료로부터 각 부위의 질량중심에 대한 3차원 운동을 유도하는 과정도 복잡하기 때문이다.

3.7 타 연구결과와 비교

장애물을 밟고 넘어갈 때 측정된 수직반력의 변화양상은 평지를 걸을 때와 크게 다르지 않음을 알 수 있다. 본 연구에 의하면 동일한 보행속도에서 장애물의 높이가 증가할수록 Fig. 9(a)의 시점 T_{zd} 에서 관측되는 반력의 국부적 최소값의 크기

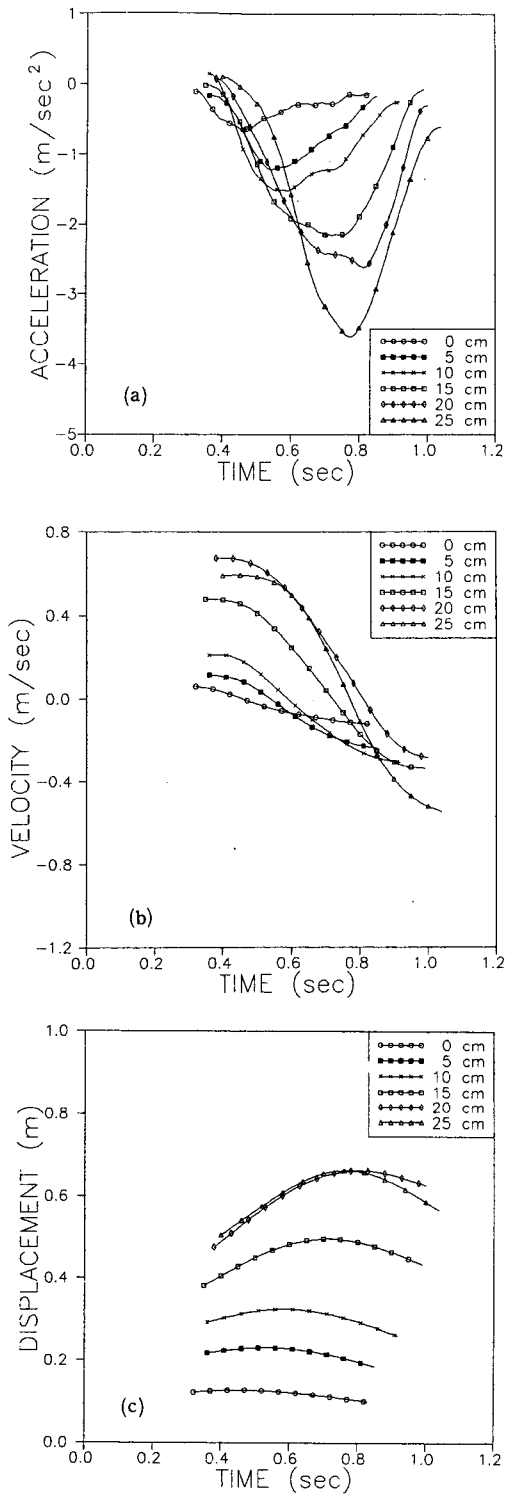


Fig. 12 Vertical motion of the mass center of Subject 1: (a) acceleration, (b) velocity, and (c) displacement

가 점차 감소한다. 이러한 현상은 0.81, 1.19, 1.42 m/s의 세가지 보행 속도에 대한 시간-발반력 그래프를 통해 보행 속도가 증가할수록 국부적 최소값의 크기가 점차 감소함을 보인 연구 결과⁽²⁾와 일치하는데, 그 이유는 Fig. 12(a)에서 관찰할 수 있듯이 H의 증가가 신체의 수직가속도를 크게 변화시키기 때문이다. 그러나 두 경우에서 발견할 수 있는 차이점은 평지에서 보행속도가 증가하면 Fig. 9(a)에 나타난 시점 T_{zb} (pre-stance stage)에서의 수직반력 값이 시점 T_{zf} (terminal stance stage)에서의 값보다 커지나, 장애물을 넘는 경우에는 그 높이에 관계없이 두 값의 차이가 무시할 만하다는 것이다.

평지에서 달리는 경우⁽⁵⁾와 비교하면, 시간에 따른 변화양상이 반력의 수직성분에서는 상당히 다르나 진행방향 성분에서는 매우 유사하다. 즉, 걸거나, 뛰거나, 장애물을 넘는 어떠한 경우에도, 발이 닿는 초기에는 발이 접촉면에 가하는 힘은 진행방향을 향하고 발을 떼는 후기에는 방향이 반대로 된다. 진행방향 반력의 최대크기는 뛰기시작(sprint)할 때는 0.8 BW까지 달하나, 달릴 때에는 0.4에서 0.5 BW 사이이며, 걸을 때에는 0.2 BW 정도가 된다고 알려져 있다. 본 연구에서 다섯 명의 실험대상자를 통해 얻은 최대 크기는 대부분 0.2 BW 이하이었으나, 경우(실험대상자 5의 H=20 cm)에 따라서는 0.27 BW까지도 이르러 장애물을 자연스럽게 넘는 것이 빠르게 걷는 것에 상당함을 알 수 있었다.

4. 결론

장애물을 오른발로 걸어서 넘어갈 때 다섯명의 실험대상자에 대한 발반력을 힘판으로 측정하여 그 실험 자료를 개발된 소프트웨어로 처리한 후, 장애물 높이 H(0~25 cm 범위)가 발반력의 크기에 미치는 영향을 성분별로 살펴보았다. 각 실험대상자로부터 세번씩 얻은 시간-반력 자료의 앙상블평균을 토대로 해석한 결과, 다음과 같은 결론을 내릴 수 있었다.

- (1) 앙상블평균은 각각의 시간-반력 자료와 신뢰도 99.9%에서 통계학적으로 동일하여, 측정된 발반력 자료는 높은 반복성을 지님을 알 수 있었다.
- (2) 모든 H에 대하여, 진행방향 반력성분의 최대값은 0.089 BW에서 0.113 BW 사이의 값을, 그

리고 최소값은 -0.106 BW에서 -0.174 BW 사이의 값을 가졌다. 우측방향 성분의 최대값은 0.042 BW에서 0.054 BW 사이의 값을, 최소값은 -0.015 BW에서 -0.023 BW 사이의 값을 가졌다. 수직방향 성분의 최대값은 0.992 BW에서 1.048 BW 사이의 값을, 극부적 최소값은 0.654 BW에서 0.936 BW 사이의 값을 가졌다.

(3) H가 5 cm씩 25 cm까지 증가할 때, 수직반력의 최대값과 극부적 최소값의 차이는 선형적으로 증가하였다($r=0.98$, $p<0.001$). 동일한 H의 변화에 대해 진행방향 성분의 변화폭도 선형성을 보였다($r=0.95$, $p<0.005$). 그러나, 우측방향의 성분에서는 반력의 크기와 H 사이에 어떠한 선형적인 관계도 발견할 수 없었다.

(4) 수평반력의 크기는 발바닥과 유리면 사이의 마찰뿐만 아니라 신체의 운동과도 관계가 있다고 판단되었다.

(5) 발반력 자료를 통해 신체의 질량중심에 대한 운동을 추정할 수 있었으며, H의 증가에 따라 수직방향의 가속도, 속도, 변위의 변화량도 증가하는 경향을 보였다. 따라서, H의 증가는 평지를 걸을 때 보행속도의 증가와 유사한 영향을 발반력의 크기에 미침을 알 수 있었다.

(6) 본 연구를 통해 발반력 자료의 해석방법이 제시되었으며, 장애물을 넘을 때 그 높이에 따라 장애물에 가해지는 하중의 변화양상을 알 수 있었다. 계단을 포함하는 여러 장애물에 대해서도 이와 같은 연구가 계속 수행된다면, 제한된 작업공간(workspace)에서 설치해야 하는 장애물의 최적설계에 사용할 수 있는 인체공학적인 자료가 마련되리라 본다.

참고문헌

1) Chao, E.Y., Laughman, R.K., Schneider, E. and

Stauffer, R.N., 1983, "Normative Data of Knee Joint Motion and Ground Reaction Forces in Adult Level Walking," J. of Biomechanics, Vol. 16, No. 3, pp.219~233.

(2) Röhrle, H., Scholten, R., Sigolotto, C. and Sollbach, W., 1984, "Joint Forces in the Human Pelvis-Leg Skeleton during Walking," J. of Biomechanics, Vol. 17, No. 6, pp. 409~424.

(3) Scranton, Jr. P. E. and McMaster, J.H., 1976, "Momentary Distribution of Forces under the Foot," J. of Biomechanics, Vol. 9, pp. 45~48.

(4) Cavanagh, P.R. and Ae, M., 1980, "A Technique for the Display of Pressure Distributions beneath the Foot," J. of Biomechanics, Vol. 13, pp. 69~75.

(5) Nigg, B.M., 1986, "Biomechanics of Running Shoes," Human Kinetics Publishers, Champaign, Illinois.

(6) Son, K., Miller, J.A.A. and Schultz, A.B., 1988, "The Mechanical Role of the Trunk and Lower Extremities in a Seated Weight-Moving Task in the Sagittal Plane," ASME J. of Biomechanical Engineering, Vol. 110, pp. 97~103.

(7) Pezzack, J.C., Norman, R.W., and Winter, D. A., 1977, "An Assessment of Derivative Determining Techniques Used for Motion Analysis," J. of Biomechanics, Vol. 10, pp. 377~382.

(8) Stearns, S.D., 1975, "Digital Signal Analysis," Hayden Book Co., Rochelle Park, New Jersey.

(9) Hogg, R.V. and Tanis, E.A., 1989, "Probability and Statistical Inference," 3rd ed., Macmillan Publishing Co., New York.

(10) Burden, R.L. and Faires J.D., 1985, "Numerical Analysis," 3rd ed., Prindle, Weber & Schmidt, Boston.