

<학술논문>

DOI:10.3795/KSME-A.2010.34.4.431

보행의 운동학적 데이터를 이용한 지면반발력 계산

송성재*† · 김세윤* · 김영태** · 이상돈**

* 강릉원주대학교 기계자동차공학부, ** 강릉원주대학교 전기공학과

Computation of Ground Reaction Forces During Gait using Kinematic Data

Sung Jae Song*†, Sei Yoon Kim*, Young Tae Kim** and Sang Don Lee**

* School of Mechanical and Automotive Engineering, Gangneung Wonju Nat'l Univ.,

** Dept. of Electrical Engineering, Gangneung Wonju Nat'l Univ.

(Received October 12, 2009 ; Revised February 10, 2010 ; Accepted February 10, 2010)

Key Words: Gait(보행), Ground Reaction Forces(지면 반발력), Kinematic Data(운동학적 데이터)

초록: 본 연구의 목적은 편마비 환자와 같이 정상 보행이 아닌 경우의 보행 실험에서 힘측정판을 이용한 지면반발력의 측정이 매우 어려웠던 경험에서 출발하여 힘측정판을 사용하지 않고 운동학적 데이터만으로 보행 중 발생하는 지면반발력을 계산하는 것이다. 3차원 동작분석 시스템과 동기화된 힘측정판을 이용하여 보행실험을 실시하여 3차원 동작분석 시스템으로부터 보행의 운동학적 데이터를 추출하였고 이로부터 보행주기를 검출하였다. 인체를 13개의 체절로 모델링하고 각 체절의 거동이 추출한 운동학적 데이터를 따르도록 하였다. 각 체절의 질량과 질량 중심은 인체측정학의 자료를 이용하였다. 보행실험에서 측정된 지면반발력과 운동학적 데이터만을 이용한 계산 결과의 비교에서 크기가 가장 큰 수직방향은 잘 일치하였고 전후방향이나 횡방향도 유사한 경향을 보였다. 본 계산 결과는 보행에 관한 역동역학 해석의 기본 자료로 활용할 수 있다.

Abstract: The purpose of this study is to compute the ground reaction forces during gait in the absence of force plates. The difficulties in using force plates for hemiparetic patients inspired us to initiate this study. Level-walking experiments were performed using a three-dimensional motion analysis system with synchronized force plates. Kinematic data were obtained from the three-dimensional trajectories of reflective markers. Gait events were also detected from the kinematic data. The human body was modeled as 13 rigid segments. The mass and the center of mass of each segment were determined from anthropometric data. Vertical ground-reaction forces obtained from the kinematic data were in good agreement with those obtained using the force plate. The computed and measured values of anterior and lateral ground reaction showed similar tendencies. The computation results can be used as the basic data for inverse dynamic analysis.

1. 서론

보행 분석은 생체역학 분야에서 주요한 주제로서 의학, 인간공학, 스포츠 과학, 물리 치료나 보조기 설계 등의 여러 분야에 활용되고 있으며 기계공학 적 관점에서 많은 연구가 진행되어 왔다. 이러한 연구들은 일반적으로 인체를 여러 개의 체절(segment)로 모델링하고 각 체절간의 상대운동이 허락되는 관절 부위를 기계적인 조인트(joint)로 모델링하였다. 보행 분석의 기구학 및 동역학 해석은

체절의 거동으로부터 각 관절에 필요한 힘과 모멘트를 구하는 역동역학(inverse dynamics) 연구⁽¹⁻⁴⁾와 골격 모델에 근육 모델을 포함하는 근골격계 모델을 구성하고 근육에서 발생하는 힘을 추정하여 최적화 기법을 이용하는 순동역학(forward dynamics) 연구⁽⁵⁻⁸⁾로 크게 나누어 볼 수 있다. 여기서 역동역학 연구는 시간에 따른 체절의 변위와 지면 반발력을 측정 장치로 획득하고 이를 바탕으로 조인트 반력과 모멘트를 계산한다.

최근에는 국내에도 적외선 카메라를 이용한 3차원 동작분석 시스템이 많이 보급되었고 또한 바닥면에 설치하는 힘측정판(force plate)을 3차원

† Corresponding Author, sjsong@gwnu.ac.kr

동작분석 시스템과 동기화하여 시간에 따른 체질의 변위와 지면반발력을 측정할 수 있다. 3차원 동작분석 시스템을 이용한 보행 측정은 각 체질의 운동학적 데이터를 비교적 정확하게 측정할 수 있고 다양한 보행 분석이 가능한 장점이 있는 반면에 장비가 매우 고가이며 설치가 완료된 실내에서 불과 몇 걸음 정도의 자료를 측정할 수 있는 한계를 갖는다.

동기화하여 사용하는 힘측정판에서 획득하는 시간에 따른 지면 반발력은 그 자체가 보행주기(최초접지(initial contact, IC), 발가락들림(toe off, TO))의 측정이라는 특성을 갖는다. 보행주기의 측정은 편마비 환자와 같은 보행 장애인의 운동기능의 회복을 평가하는 지표가 되며 보행보조 기능적 전기자극(functional electrical stimulation, FES)과 같은 보행보조 기구의 작동 시점을 결정하는 기준이 되어 매우 중요하다. 보행주기를 검출하는 방법은 센서를 이용하는 방법과 운동학적 데이터를 이용하는 방법으로 크게 나눌 수 있다. 이용되는 센서로는 힘측정판을 비롯하여 풋스위치,⁽⁹⁾ 기울기센서,⁽¹⁰⁾ 가속도센서,⁽¹¹⁾ 자이로센서⁽¹²⁾ 등 매우 다양하다.

정상보행의 경우 힘측정판을 이용한 보행주기의 측정이 가장 정확한 방법이지만 힘측정판이 고가이고 개수에 따른 측정 가능한 걸음 수에 제한이 있고 하나의 힘측정판 내에 한 발씩 디터야 하므로 뇌손상 환자의 경우처럼 상대적으로 보장(step length)이 짧거나 발끝림(drag foot)이 있는 보행의 경우에는 힘측정판을 이용한 보행주기의 측정이 곤란하다. 이러한 힘측정판의 단점을 보완하기 위해 3차원 동작분석 시스템의 운동학적 데이터를 이용하여 보행주기를 검출하는 연구가 최근까지 진행되고 있다.

대표적인 방법으로 HMA(Hreljac Marshall algorithm)⁽¹³⁾ 방법은 4번째 중족골두 마커와 발뒤꿈치 마커의 위치-시간 데이터를 미분한 가속도와 저크(jerk)를 이용하여 보행주기를 검출한다. FVA(foot velocity algorithm)⁽¹⁴⁾ 방법은 2번째 중족골두 마커와 발뒤꿈치 마커의 중점을 발의 중심으로 가정하고 이 점의 수직속도로부터 보행주기를 검출한다. HPA(high pass algorithm)⁽¹⁵⁾ 방법은 발뒤꿈치 마커의 수직성분으로부터 보행 주파수를 추출하고 중족골두 마커와 발뒤꿈치 마커의 수평성분을 보행 주파수의 0.5배로 고대역 필터

링하여 최초접지(IC)를 찾아내고 이들 2마커의 수평성분을 보행 주파수의 1.1배로 고대역 필터링하여 발가락들림(TO)을 찾아낸다. 위에 언급한 운동학적 데이터를 이용하는 방법은 정상 보행에서는 힘측정판과 거의 같은 결과를 보였고 뇌성마비의 경우에는 HPA방법이 좀 더 정확하다는 연구⁽¹⁵⁾가 있었다.

본 연구에서는 좌우 보폭이 서로 다른 편마비 환자의 보행실험에서 힘측정판의 활용이 매우 어려웠던 경험에서 출발하여 3차원 동작분석 시스템을 통한 운동학적 데이터만을 이용하여 보행주기를 검출하고 보행에 관한 역동역학 해를 구하는데 중요한 입력요소 중에 하나인 지면 반발력까지 운동학적 데이터만으로 계산하는 방법을 제시하였다. 제시한 방법을 검증하기 위하여 정상 보행 실험을 수행하고 이때 힘측정판의 측정 결과와 계산에 의한 결과를 비교하였다.

2. 실험

2.1 실험 장치

6개의 적외선 카메라(MCam2)와 지름 14mm 반사마커, 컴퓨터 등으로 구성된 3차원 동작분석 시스템(VICON 612, Vicon Motion Systems Limited, UK)과 4개의 힘측정판(400×600mm Kistler 2개, 464×508mm AMTI 2개)을 이용하였다. Fig. 1에 시스템의 개략도를 보였다.

2.2 실험 대상 및 방법

본 연구의 피실험자는 신경학적 또는 근골격계 병력이 없는 남자(나이:30세, 신장:173.5cm, 체중 74.9kg)로 선정하였다.

실험 전에 피실험자에게 실험방법에 대하여 충

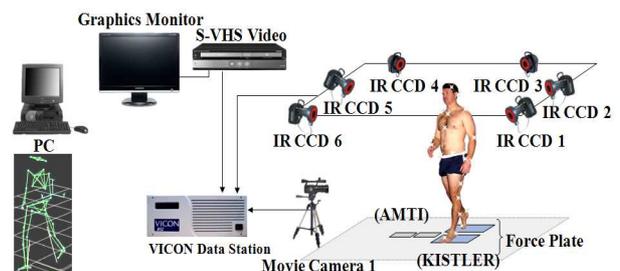


Fig. 1 Schematic diagram of motion analysis system

분히 설명하였고 각 체절의 운동 궤적을 측정하기 위하여 피실험자의 해부학적 위치에 총 37개의 반사마커를 부착⁽¹⁶⁾하고 힘측정판이 설치된 카메라 측정 공간에서 피실험자의 의도적인 보행이 나타나지 않도록 보행 연습을 실시한 후에 다수의 측정을 시행하여 힘측정판의 중앙부를 잘 밟은 시행을 검증의 자료로 선택하였다. 카메라로 측정된 반사마커의 운동 궤적은 샘플링 주파수 120Hz로 데이터를 획득하였고 VICON시스템에서 제공하는 Woltring 필터⁽¹⁷⁾(Mean Squared Error, MSE=15)를 이용하여 처리하였다. 힘측정판의 아날로그 신호는 샘플링 주파수 120Hz로 데이터를 획득하였고 힘측정판의 역치(threshold)는 20N으로 설정하였다. 카메라의 측정 가능 공간은 횡방향 3m, 전진방향 5m, 높이 2m이고 이 측정 공간에서 반사마커의 해상도 오차는 1.5mm 이하이다. Fig. 2에 반사마커를 부착한 피실험자를 보였다.

3. 보행주기 검출

3.1 보행주기

Fig. 3에 보인 바와 같이 한 발이 지면에 닿는 순간(IC)부터 같은 발이 다시 닿는 순간(IC)까지 한 보행주기를 살펴보면, 한 발이 지면에 닿을 때 다른 발은 접지된 상태의 양하지 지지기(double support)이고 체중심이 전진하여 다른 발이 지면에서 떨어지면(TO) 단하지 지지기(single support)이며 다른 발이 접지(IC)되는 양하지 지지기를 거쳐 한 발이 지면에서 떨어지는(TO) 단하지 지지기로 보행주기가 완성된다. 단하지 지지기에는 체중과 체절 가속도에 의한 힘들이 한 발로 집중되지만 양하지 지지기에는 한 발에서 다른 발로 체중 및 체절 가속도에 의한 힘이 옮겨가므로, 본 연구에서 운동학적 데이터만으로 지면 반발력을 계산하기 위해서 보행주기의 검출이 필수적이다.

3.2 검출 방법

본 실험에서 사용한 마커 세트를 그대로 사용할 수 있는 FVA 방법으로 보행주기를 검출하였다. 이 방법은 3차원 동작분석 시스템을 통해 얻을 수 있는 발뒤꿈치 마커와 둘째 중족골 마커의 시간-궤적 데이터를 이용하여 두 마커의 중점에 대한 시간-궤적 데이터를 구하고 이로부터 유한

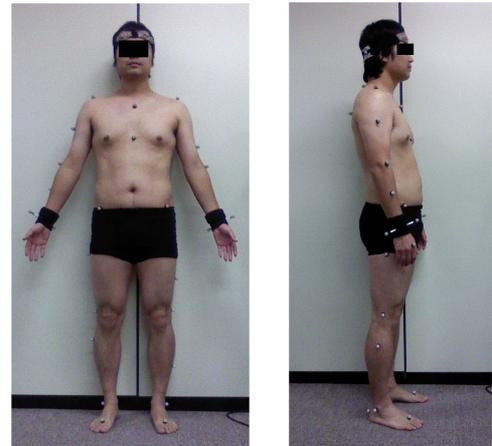


Fig. 2 Experimental subject with marker set

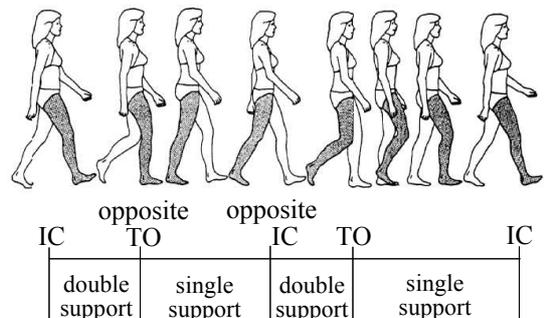


Fig. 3 Gait cycle

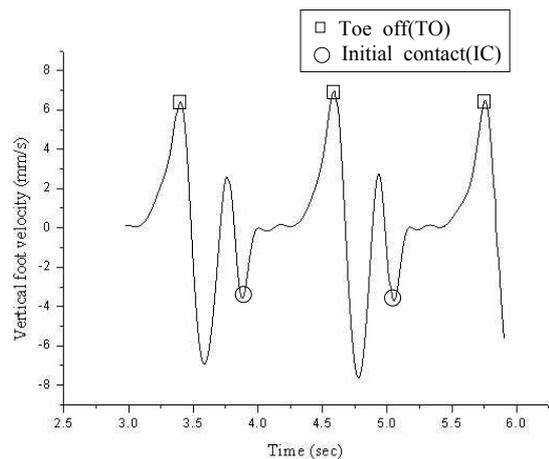


Fig. 4 Gait event detection using FVA

차분법을 이용하여 중점의 수직방향 속도를 계산한다. 이와 같이 구한 시간-수직속도 그래프는 주기곡선 형태를 보이는데 양의 최대값이 나타나는 시각이 발가락들림(TO) 순간이고 연속으로 나타나는 2개의 음의 정점 중에 두 번째 음의 정점이

최초접지(IC) 순간이다.

본 실험에서 구한 시간-수직속도 그래프와 최초접지, 발가락뜰림 순간을 Fig. 4에 보였다.

4. 모델링

4.1 체절 모델

본 연구에서는 Fig. 5에서 보인 바와 같이 인체를 머리, 몸통, 골반과 좌우의 상완(upper arm), 전완과 손(forearm and hand), 허벅지(thigh), 정강이(shank), 발(foot)로 총 13개의 체절로 모델링하였다. 각 체절의 질량과 질량중심은 인체 측정(anthropometry)에 기초한 비례값⁽¹⁸⁾을 사용하였다.

4.2 운동역학

체절 i 의 질량이 m_i 일 때 이 하나의 체절에 관한 일반적인 병진운동방정식은 다음과 같다.

$$m_i \vec{a}_{ci} = \sum_{j=1}^{n_j} \vec{F}_j + \sum_{e=1}^{n_e} \vec{F}_e + m_i \vec{g} \quad (1)$$

여기서 \vec{a}_{ci} 는 체절 질량중심의 가속도, \vec{F}_j 는 체절에 연결된 조인트 j 에 의한 힘, \vec{F}_e 는 체절에 작용하는 외력, \vec{g} 는 중력가속도, n_j 는 체절에 연결된 조인트 개수, n_e 는 외력의 개수이다.

본 실험의 경우, 외력은 지면반발력만 존재하며 식(1)을 모든 체절에 대하여 합하면 조인트에 작용하는 힘 \vec{F}_j 는 서로 상쇄되고 다음과 같이 정리된다.

$$\sum_{i=1}^{n_s} \sum_{e=1}^{n_e} \vec{F}_e = \sum_{i=1}^{n_s} m_i (\vec{a}_{ci} - \vec{g}) \quad (2)$$

여기서 n_s 는 체절의 개수이다.

보행 중 양하지 지지기에는 두 발이 지면에 접촉하며 체중 및 체절 가속도에 의한 힘이 옮겨가므로 식(2)를 다음과 같이 좌우 두발의 지면반발력에 관한 식으로 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} \vec{F}_R &= w \sum_{i=1}^{n_s} m_i (\vec{a}_{ci} - \vec{g}) \\ \vec{F}_L &= (1-w) \sum_{i=1}^{n_s} m_i (\vec{a}_{ci} - \vec{g}) \end{aligned} \quad (3)$$

여기서 \vec{F}_L 는 왼발의 지면 반발력, \vec{F}_R 은 오른발의 지면 반발력, w 는 좌우 발 사이의 중량 이

Table 1 Comparison of gait event

| | event | IC | | TO | | IC | | TO | |
|----------------|-------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|----|-----|
| | | | | | | | | | |
| left | force plate | 395 | | 480 | 537 | | | | 621 |
| | FVA | 393 | | 480 | 537 | | | | 621 |
| right | event | | IC | | | TO | IC | | |
| | force plate | | 466 | | | 550 | - | | |
| | FVA | | 465 | | | 551 | 606 | | |
| absolute error | | 2 | 1 | 0 | 0 | 1 | - | | 0 |

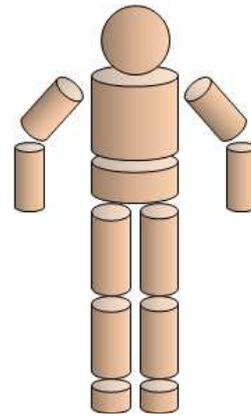


Fig. 5 Segmental model

동지수⁽¹⁾로 오른발 단하지 지지기에는 $w = 1$ 이고 왼발 단하지 지지기에는 $w = 0$ 이 된다. 양하지 지지기에 중량 이동은 선형으로 가정하였다. 예를 들어 Fig. 3의 첫 번째 양하지 지지기의 경우는 다음과 같다.

$$w = \frac{t - t_{IC}}{t_{TO} - t_{IC}} \quad (4)$$

5. 결과 및 고찰

5.1 보행주기 검출

힘측정판에 의한 보행주기 검출과 운동적학 데이터만을 이용하는 FVA 방법에 의한 보행주기 검출 결과를 Table 1에 보였다. 사용한 숫자는 120Hz로 촬영한 3차원 동작분석 카메라의 프레임

숫자로서 오차 1은 $1/120=0.00833$ 초를 의미한다. 본 실험에서 4개의 힘측정판은 전진방향으로 3단계로 설치되어 있어서 왼발→오른발→왼발의 순서로 힘측정판을 밟았고 오른발의 2번째 최초 접지는 측정할 수 없었으나 나타난 최대 오차는 $2/120=0.01666$ 초 정도로 운동학적 데이터만으로 믿을만한 보행주기를 획득하였다.

5.2 지면 반발력 계산

피실험자의 해부학적 위치에 부착한 마커 세트의 시간-운동학적 데이터를 3차원 동작분석 시스템으로부터 획득하고 이로부터 체절모형을 구성하는 13개 체절의 질량중심에 대한 시간-운동학적 데이터를 도출하였다. 각 체절 질량중심의 3방향(수직, 전후, 좌우)의 속도와 가속도는 유한차분법으로 계산하였다. 3차원 동작분석 시스템으로부터 획득한 마커 세트의 시간-운동학적 데이터는 앞서 실험방법에서 밝힌 바와 같이 필터링을 거친 자료이므로 질량중심의 시간-운동학적 도출과 속도와 가속도를 계산할 때 별도의 데이터 처리는 수행하지 않았다.

오른발의 최초접지(IC)로부터 다음 최초접지(IC)까지의 보행주기에 대한 3방향의 지면 반발력을 식(3)과 식(4)를 이용하여 계산하고 힘측정판 결과와 비교하여 Fig. 6 ~ Fig. 8에 도시하였다.

Fig. 6에 보인 수직방향 결과는 그 경향과 크기가 매우 유사한 결과를 얻었다. 보행의 0~10% 그리고 50~60%인 양하지 지지기에서 두 발 사이의 중량 이동을 선형으로 처리하였으므로 계산 결과는 직선으로 나타나며 힘측정판 결과와 약간의 편차를 보이고 있다.

Fig. 7의 전진방향 결과는 전반적인 경향은 유사하지만 보행의 50~60%인 양하지 지지기에서 최대값의 차이를 보이고 있다. 보행 중 이 시기는 앞으로 나가기 위하여 뒤꿈치가 들리면서 발가락들림(TO) 직전까지 발목관절에서 큰 모멘트를 생성하는데 운동학적 데이터에 의한 계산에서 이 효과가 충분히 반영되지 못한 것으로 사료된다. 전체적인 힘의 크기는 수직방향의 20% 정도이다.

Fig. 8의 횡방향 결과는 정점 발생 시기는 유사하나 정점값에서 큰 차이를 보이고 있다. 그러나 수직방향의 크기에 비하여 10% 미만의 크기이므로 역동역학 해를 구하는 입력자료의 관점에서

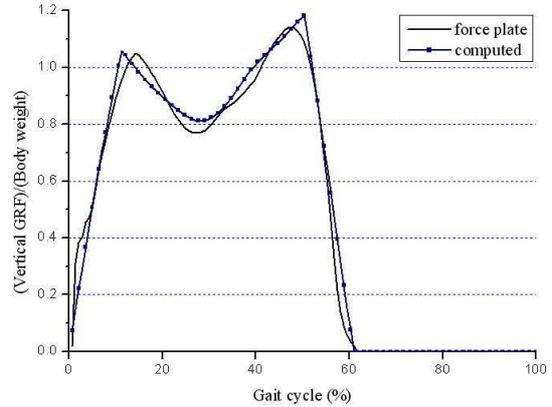


Fig. 6 Comparison of vertical ground reaction forces

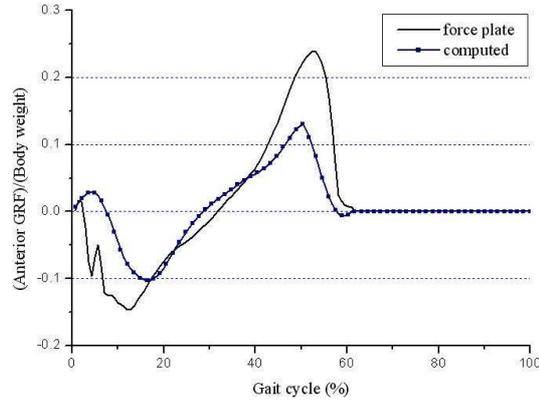


Fig. 7 Comparison of anterior ground reaction forces

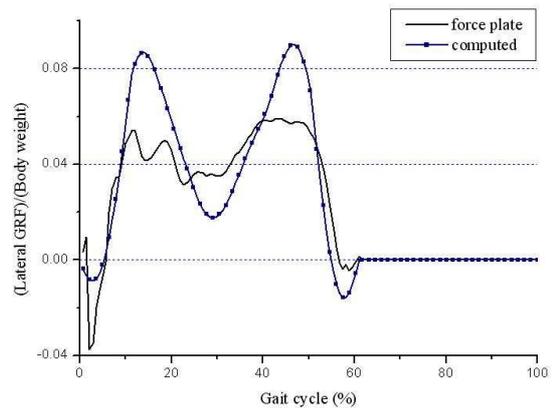


Fig. 8 Comparison of lateral ground reaction forces

그 중요성이 상대적으로 적다고 할 수 있다.

두 결과의 차이를 정량화하기 위하여 평균제곱근 오차(RMSE)⁽²⁾를 다음과 같이 계산하여 비교하였다.

Table 2 RMSE and rRMSE for 3 GRF comparison

| | vertical | anterior | lateral |
|----------|----------|----------|---------|
| RMSE | 0.06055 | 0.06762 | 0.01888 |
| rRMSE(%) | 5.26 | 21.89 | 18.66 |

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (f_{fp}(k) - f_c(k))^2} \quad (5)$$

여기서 N은 자료 개수로 Table 1에서 보인 프레임 465에서 프레임 551까지 87개이다. $f_{fp}(k)$ 는 힘측정판 결과를 의미하고 $f_c(k)$ 는 계산 결과를 의미한다.

또한 두 결과의 최소-최대 피크 차이의 평균값 (average peak-to-peak amplitude)에 대한 상대 평균 제곱근 오차(relative RMSE, rRMSE)⁽²⁾를 다음과 같이 계산하여 비교하였다.

$$rRMSE = \frac{RMSE}{\frac{1}{2} \left\{ \sum_{i=f_p, c} \max(f_i(k)) - \min(f_i(k)) \right\}} \times 100(\%) \quad (6)$$

Table 2에 절대오차와 상대오차의 계산 결과를 보였다. 절대오차인 RMSE는 횡방향에서 가장 적게 나타나는데 이는 Fig. 6과 Fig. 8의 세로축 척도가 다르기 때문이다. 상대오차인 rRMSE를 살펴보면 Fig. 6~ Fig. 8에서 직관적으로 보이는 바와 같이 전진방향과 횡방향에서 수직방향에 비하여 큰 오차를 보이고 있다. 실험 방법이나 지면 반발력의 계산 방법은 다르지만 같은 방식으로 상대오차를 계산한 Ren⁽²⁾의 연구에서는 3방향 지면 반발력의 상대오차가 각각 수직방향 5.6%, 전진방향 10.9%, 횡방향 20.0%로 발표되었다. 이것은 본 연구와 비교하여 전진방향으로 보다 우수한 결과이지만 크기가 작은 전진방향과 횡방향은 수직방향에 비하여 보다 큰 오차가 발생함을 알 수 있다.

5.3 토의

본 연구는 힘측정판 없이 보행분석을 수행하려는 초기단계이며 향후 보완해야 할 사항은 다음과 같다. 첫째, 정상 보행 실험을 통하여 지면 반발력 계산의 가능성을 확인했으므로 편마비 환자나 뇌성마비 환자의 실험을 통하여 본 연구에서 제시한 방법의 활용범위를 확대해야 한다. 이 연구는 현재 진행 중이다.

둘째, 지면반발 모멘트를 계산하여야 한다. 지면 반발력과 지면 반발 모멘트를 알아야 운동학적 자료와 함께 보행 중 각 관절에 발생하는 토크를 정확히 계산할 수 있다.

셋째, 발끝립의 경우에 대한 보행주기를 결정해야 한다. 아직은 발끝립의 보행주기를 정의하는 명확한 기준이 없고 힘측정판의 사용이 곤란하므로 이러한 보행주기를 결정하기 위해서는 운동학적 데이터의 고찰을 통한 보행주기 결정이 더욱 타당한 접근 방법으로 사료된다.

6. 결 론

본 연구에서는 보행분석에 필수적 장비라고 여겨왔던 힘측정판 없이 운동학적 데이터만으로 지면 반발력을 계산하는 방법을 제시하였다. 계산 결과를 힘측정판의 측정 결과와 비교하여 본 방법의 타당성을 보였고 측정 결과와 계산 결과의 차이점을 설명하였다. 본 계산 결과는 보행 중 각 관절에 발생하는 토크를 계산하는 역동역학 해석의 기본 자료로 활용할 수 있다.

보행주기 검출은 지면 반발력 계산에 필수적인 요소이다. 본 실험의 정상 보행에서는 운동학적 데이터만으로도 힘측정판과 거의 같은 보행주기를 검출할 수 있었다.

후 기

본 연구는 2007학년도 강릉원주대학교 대학특성화분야연구비 지원으로 수행되었습니다.

참고문헌

- (1) Koopman, B., Grootenboer, H. J. and Jones, H. J., 1995, "An Inverse Dynamics Model for the Analysis, Reconstruction and Prediction of Bipedal Walking," *Journal of Biomechanics*, Vol. 28, No. 11, pp. 1369~1376.
- (2) Ren, L., Jones, R. K. and Howard, D., 2008, "Whole Body Inverse Dynamics over a Complete Gait Cycle Based only on Measured Kinematics," *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, pp. 2750~2759.
- (3) Bobbert, M. F., Schamhardt, H. C. and Nigg, B. M., 1991, "Calculation of Vertical Ground Reaction Force Estimates During Running from

- Positional Data," *Journal of Biomechanics*, Vol. 24, No. 12, pp. 1095~1105.
- (4) Song, S. J., 2004, "An Inverse Dynamic Analysis of Lower Limbs During Gait," *Journal of Biomedical Engineering Research*, Vol. 25, No. 1, pp. 301~307.
- (5) Thelen, D. G. and Anderson, F. C., 2006, "Using Computed Muscle Control to Generate Forward Dynamic Simulations of Human Walking from Experimental Data," *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, pp. 1107~1115.
- (6) Riley, P. O. and Kerrigan, D. C., 1998, "Torque Action of Two-joint Muscles in the Single Period of Stiff-legged Gait: A Forward Dynamic Model Analysis," *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, pp. 835~840.
- (7) Neptune, R. R., Burnfield, J. M. and Mulroy, S. J., 2007, "The Neuromuscular Demands of Toe Walking : A Forward Dynamics Simulation Analysis," *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, pp. 1293~1300.
- (8) Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., Guendelman, E. and Thelen, D. G., 2007, "OpenSim: Open Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. 54, No. 11, pp. 1940~1950.
- (9) Brandell, B. R., 1982, "Development of a Universal Control Unit for Functional Electrical Stimulation(FES)," *American Journal of Physical Medicine*, Vol. 61, No. 6, pp. 279~301.
- (10) Dai, R., Andrews, B. J., James, K. B. and Wieler, M., 1996, "Application of Tilt Sensors in Functional Electrical Stimulation," *IEEE Trans. Rehabilitation Engineering*, Vol. 4, pp. 63~72.
- (11) Evans, A. L., Duncan, G. and Gilchrist, W., 1991, "Recording Accelerations in Body Movements," *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol. 6, pp. 102~104.
- (12) Tong, K. and Granat, M. H., 1999, "A Practical Gait Analysis System Using Gyroscopes." *Medical Engineering & Physics*, Vol. 21, pp. 87~94.
- (13) Hreljac, A. and Marshall, R. N., 2000, "Algorithms to Determine Event Timing During Normal Walking Using Kinematic Data," *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, pp. 783~786.
- (14) O'Connor, C. M., Thorpe, S. K., O'Malley, M. and Vaughan, C. L., 2007, "Automatic Detection of Gait Events Using Kinematic Data," *Gait & Posture*, Vol. 25, pp. 469~474.
- (15) Desailly, E., Daniel, Y., Sardain, P. and Lacouture, P., 2009, "Foot Contact Event Detection Using Kinematic Data in Cerebral Palsy Children and Normal Adult Gait," *Gait & Posture*, Vol. 29, pp. 76~80.
- (16) Davis, R. B., Tyburski, D. and Gage, J. R., 1991, "A Gait Analysis Data Collection and Reduction Technique," *Human Movement*, Vol. 10, pp. 575~587.
- (17) Woltring, H. J., 1985, "On Optimal Smoothing and Derivative Estimation from Noisy Displacement Data in Biomechanics," *Human Movement Science*, Vol. 4, pp. 229~245.
- (18) Winter, D. A., 1990, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, John Wiley & Sons, pp.56~57.
- (19) Park, S. W., 2009, *Sensor Systems for Gait Phase Detection*, Master Thesis, Yonsei University.