

## 관성 모션 센싱을 이용한 스쿼트 동작에서의 지면 반력 추정

### Inertial Motion Sensing-Based Estimation of Ground Reaction Forces during Squat Motion

민서정<sup>1</sup>, 김정<sup>1,✉</sup>  
Seojung Min<sup>1</sup> and Jung Kim<sup>1,✉</sup>

<sup>1</sup> 한국과학기술원 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Korea Advanced Institute of Science and Technology)  
✉ Corresponding author: jungkim@kaist.ac.kr, Tel: +82-42-350-3231

Manuscript received: 2014.8.11. / Revised: 2015.3.3. / Accepted: 2015.3.13.

*Joint force/torque estimation by inverse dynamics is a traditional tool in biomechanical studies. Conventionally for this, kinematic data of human body is obtained by motion capture cameras, of which the bulkiness and occlusion problem make it hard to capture a broad range of movement. As an alternative, inertial motion sensing using cheap and small inertial sensors has been studied recently. In this research, the performance of inertial motion sensing especially to calculate inverse dynamics is studied. Kinematic data from inertial motion sensors is used to calculate ground reaction force (GRF), which is compared to the force plate readings (ground truth) and additionally to the estimation result from optical method. The GRF estimation result showed high correlation and low normalized RMSE( $R=0.93$ , normalized RMSE<0.02 of body weight), which performed even better than conventional optical method. This result guarantees enough accuracy of inertial motion sensing to be used in inverse dynamics analysis.*

KEYWORDS: Inverse dynamics analysis (역동역학 해석), Inertial motion sensing (관성 모션 센싱), Inertial measurement unit (관성 계측 센서), Squat motion (스쿼트 동작), Biomechanics (생체 역학)

#### 1. 서론

인체 동작을 수행할 때 관절에서 발생하는 힘과 토크에 대한 정보는, 기구학적 정보만으로는 알 수 없는, 동작의 원인을 분석하기 위해 필수적이다. 관절의 힘과 토크를 알면, 특정 운동이나 자세를 취하기 위해 각 관절이 해야 하는 역할을 알 수 있고, 나아가 근육의 기능과 에너지 분석도 가

능하다. 이러한 관절 힘과 관절 토크는 침습 방법으로 직접적인 측정도 가능하나,<sup>1</sup> 안전성에 문제가 있으므로 그 적용 범위가 제한된다. 따라서 역동역학 해석(Inverse dynamics analysis)을 통해 인체 관절의 힘과 토크를 추정하는 것은 생체역학 분야에서 보행을 비롯한 다양한 동작을 분석하는 데에 중요한 분석과정이라 할 수 있다.<sup>18</sup>

인체 동작 분석에서의 역동역학 해석법은 인체

의 각 분절을 강체로 가정하고 운동 방정식을 적용하여 각 분절간 힘과 토크를 계산하는 방식으로 수행되며, 인체 분절 각각의 관성 정보(Inertial parameters)들과 운동정보의 측정을 필요로 한다.<sup>18</sup> 많은 경우 힘판(Force plate) 등을 이용해 지면 반력(Ground reaction force)을 추가적으로 측정하여 정확도를 높이기 위한 데이터로 사용하기도 한다.<sup>5,18</sup> 분절의 질량, 길이, 질량중심, 관성모멘트를 비롯한 관성 정보는 대부분 인체측정학(Anthropometry)을 바탕으로 얻어진다.<sup>3</sup>

관절각, 관절각속도, 관절각가속도 등을 포함한 인체의 운동정보는 다양한 모션 센싱 방법으로부터 측정 가능하나, 일반적으로 광학적 방식인 모션 캡처 카메라가 사용된다. 움직임을 추정하고자 하는 몸의 위치-주로 관절 부위-에 반사성 마커를 부착하고, 최소 두 대 이상의 카메라를 이용, 마커의 삼차원 위치를 계산하여 출력해주는 시스템이다. 모션 캡처 카메라와 같은 광학적 측정 방식은 위치 정보에 있어서 0.1%의 정확하고 강건한 데이터를 얻게 해 주며, 사용자가 많고 사용된 역사가 깊다는 장점이 있다. 그러나 마커 가려짐 현상(Occlusion)과 마커 혼동(Confusion)의 확률을 낮추기 위해서, 또 넓은 공간을 사용하는 운동을 분석하기 위해서는 카메라 대수를 늘려 시야를 넓혀야 하며, 이로 인해 경제적인 제약에 부딪히게 된다. 게다가 이동성이 매우 큰 움직임을 분석하고자 할 때나 실험실 이외의 환경에서 분석하고자 할 때는 카메라의 개수를 늘리는 것만으로는 한계가 있다는 큰 약점이 있다.

이러한 약점을 극복하고자 관성센서 기반의 모션 센싱 시스템이 제안되어 근 20년 동안 활발히 연구되고 있다. 관성 계측 센서(Inertial Measurement Unit, 이하 IMU)은 가속도 센서와 자이로센서, 지자기센서를 포함한 센서 유닛으로, 이들 데이터를 융합해 3차원 자세, 가속도, 각속도 등을 출력해 준다. MEMS 기반으로 작고 저렴하게 제작되어 인체에 쉽게 부착 가능하며 이동성이 좋고 실용적이다.

많은 관성 모션 센싱 연구에서, 광학적 방식을 대체하여 운동 자체를 재현해 내는 것에 주된 관심이 집중되었다. 따라서 관성센서 데이터로부터 관절 각도를 정확하게 추정해내기 위한 연구가 주를 이루었다. 한 관절에 대한 각도 추정,<sup>9,11,12,15</sup> 다관절 혹은 전신 자세 추정<sup>14,16,17</sup>에 관련된 연구들이 진행되었다. 자세 추정의 정확도를 높이기 위하여 부착 에러를 보정하는 방법에 대한 연구도

활발히 진행되었으며,<sup>11,13,15</sup> 나아가 추정한 모션을 바탕으로 질병이나 운동을 평가하는 데에 활용되기도 했다.<sup>21</sup> 그러나 모션 센싱의 큰 활용분야인 역동역학 해석에서는 관절각뿐만 아니라 관절각속도와 관절각가속도와 같은 운동정보가 필요하므로, 이 모든 운동정보에 대한 평가가 이루어져야 한다. 각도 이외의 운동정보인 각속도, 각가속도, 위치, 속도 등을 추정하는 연구도 진행되었으나,<sup>7,16,17</sup> 이들은 역동역학 해석에의 적용에 초점을 맞춘 연구가 아니었기 때문에 이들 결과만으로는 역동역학 해석에 관성 시스템이 적용 가능할 지 알 수 없었다.

일각에서는 관성센서를 역동역학 해석에 활용하거나 활용가능성을 확인하고자 한 연구들이 진행되었다.<sup>2,4,6,8,10</sup> 이 중 Bisseling<sup>10</sup>은 도약(jumping) 운동을 분석하기 위해 가속도센서와 역동역학을 이용해 무릎 관절토크를 계산했으나, 이는 광학식 시스템을 통해 추정한 토크와 큰 차이를 보였다. 그러나 성능 평가를 위해 사용한 비교 기준이 역시 또 다른 시스템을 이용한 추정 결과에 불과하므로 이는 적절한 비교 기준이라고 하기 어렵다고 생각된다. 이처럼 관성센서를 이용한 모션 센싱이 활발히 연구되며 각광받고 있는 데에 반해 이를 역동역학 해석에 활용한 생체역학 연구는 진행된 바가 많지 않다. 이는 역동역학 해석 성능을 정량적으로 평가하기 위한 적절한 평가 기준과 그 평가 결과를 제시한 연구의 부재로 판단된다.

따라서 본 연구에서는 관성센서를 이용한 모션 데이터 수집에서 더 나아가 이를 역동역학 해석에 까지 적용함으로써, 관성센서의 생체역학 분야에서의 활용가능성을 검증하고자 하였다. 이를 위해서 기존의 관성 모션 센싱 연구에서 집중했던 관절각 이외에도, 관절각속도와 관절각가속도를 계산했다. 또한 관성센서 기반 모션 센싱의 역동역학 해석 성능, 즉 관절 토크와 힘 추정 성능을 정량적으로 나타내기 위한 평가 기준으로써 지면 반력 정보를 사용했으며, 일반적으로 사용되는 광학적 모션 센싱의 성능과도 비교했다. 동작은 3분절 모델로 간단히 분석할 수 있는 스쿼트 움직임을 선택했다.

## 2. 방법

본 연구에서는 관성센서 기반 모션 센싱의 역동역학 해석 성능, 즉 관절 토크와 힘 추정 성능을 정량적으로 나타내기 위한 평가 기준으로써 지

면 반력 정보를 사용했다. 토크 추정 성능을 비교하기 위해서 정확한 관절 힘/토크 정보가 필요한데, 인체 분절 사이에 상호작용하는 관절 토크는 절대적인 참값을 얻기 어려워 지면 혹은 외부환경과 맞닿는 부분인 말단에서 측정된 힘, 본 연구의 스쿼트 모델에서는 발에 가해지는 지면 반력을 검증 기준으로 삼았다. 또한 일반적으로 사용되는 광학식 모션 센싱의 힘 추정 성능과도 비교했다. 즉, 지면 반력 정보를 기준으로 하여, 관성 모션 센싱과 광학식 모션 센싱의 지면 반력 추정 성능이 비교되었다.

## 2.1 실험

### 2.1.1 타겟 모션 및 실험 과정

관성 모션 센싱의 역동역학 해석 성능을 평가하기 위해, 3분절의 간단한 모델로 정확한 분석이 가능한 스쿼트 동작을 채택하였다.

3명의 남성, 2명의 여성, 총 5명의 피실험자(평균±표준편차, 나이: 24.2±0.5세, 질량: 62.2±8.9kg, 키: 1.69±0.08m)가 실험에 참가했다. 피실험자들은 양 발을 붙이고 자연스러운 속도와 높낮이로 앉았다 일어나는 스쿼트 동작을 5회씩 5세트 수행했다. 즉 피험자 1명당 25번의 동작을 수행하여, 총 5명에 대한 총 125회의 스쿼트 동작을 수집하였다. 채택한 인체 모델에서 몸통과 팔, 머리는 하나의 강체 분절로 가정하므로 상체의 움직임은 최대한 상대운동이 일어나지 않고 하나의 움직임을 할 수 있도록 지시했다. 또한 인체 모델에서 시상면(Sagittal plane)에 대해 동작의 좌우대칭을 가정하였으므로, 최대한 좌우가 동일한 움직임을 수행하도록 했다.

### 2.1.2 실험 장비 구성

두 모션 센싱 시스템과 지면 반력 측정 시스템을 Fig. 1과 같이 설치했다. 관성 모션 센싱을 위해 3축 가속도센서, 3축 자이로센서, 3축 지자기센서를 포함한 9축 IMU 센서 MyAHRS (Withrobot, Korea)를 사용했다. 이 센서는 내부 알고리즘에서 센서의 3차원 자세(roll, pitch, yaw 각도)를 계산하여 원데이터와 함께 출력하는 기능이 탑재되어 있다. 얻을 수 있는 센서 출력값 중에서, 본 연구에서는 x축의 자이로센서 출력과 x축 중심으로의 회전 각도에 해당하는 roll 각만을 이용하였다. 이외의 3축 가속도계, y 및 z축의 자이로센서, 3축 지자기 센서 및 pitch, yaw각은 사용하지 않았다. 내장된 자이로

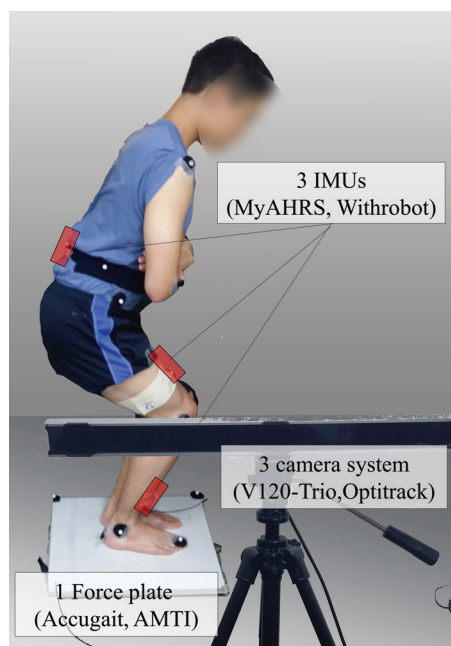


Fig. 1 Experimental setup

센서의 Bandwidth는 10Hz이며, 자세의 해상도는 0.01도이다. IMU 센서는 USB를 통해 시리얼 통신으로 PC와 연결했고, LabVIEW (National Instruments Corp., USA) 프로그램을 통해 100Hz의 샘플링 주파수로 저장했다.

비교 대상인 광학식 모션 센싱 시스템으로 V120:Trio(NaturalPoint, Inc., USA)를 사용했다. 이 시스템은 584.2\*40.6\*50.8mm의 직육면체 프레임에 카메라 3개가 고정된 형태이며, 8.33ms의 latency와 0.1mm의 해상도로 마커의 3차원 위치를 출력한다. 마커 위치 데이터는 전용 소프트웨어인 Motive (Optitrack, NaturalPoint, Inc., USA)을 이용해 120Hz로 수집했다.

역동역학 해석 성능을 평가하기 위한 지표인 지면 반력의 측정을 위해서 힘판 AccuGait (Advanced Mechanical Technology, Inc., USA)를 사용했다. 힘판의 아날로그 출력 전압을 NI PCI-6221 (National Instruments Corp., USA) DAQ 보드를 통해, 3개의 IMU와 함께 LabVIEW를 통해 100Hz의 샘플링 주파수로 수집했다.

### 2.1.3 IMU 및 마커 부착

IMU센서와 마커는 Fig. 2와 같이 부착했다.<sup>19</sup> 인체모델의 세 분절의 운동정보를 위한 3개의

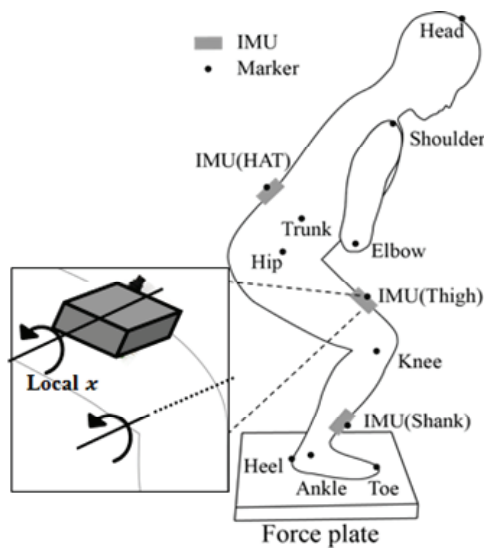


Fig. 2 IMU and marker placements for the experiment

IMU는 각각 종아리, 허벅지, 등허리에서 피부층이 얇아 흔들림이 가장 적은 부위를 선정하여 최대한 해당 분절의 축과 평행하게 부착했다. 이 때 방향은 센서의 로컬 x축이 시상면에 수직하며 로컬 y축이 각 분절축에 평행하도록 부착하였다. 마찬가지로 흔들림을 최소화하기 위해 테이프, Velcro, 고무줄로 고정했다. 총 12개의 마커는 몸의 오른쪽면의 주요 관절 위치에 부착했고, 마커 흔들림으로 인한 영향을 최소화하기 위해 테이프와 고무줄로 고정했다.

## 2.2 분석 방법

### 2.2.1 인체 모델

시상면(sagittal plane)에 대한 대칭을 가정함으로써, 스쿼트 동작에서의 인체운동을 Fig. 3과 같은 3개의 강체 분절 모델로 근사할 수 있다.<sup>19</sup> ‘분절 1’(Segment 1)은 양 정강이(Shanks)를, ‘분절 2’(Segment 2)는 양 허벅지(Thighs)를, ‘분절 3’(Segment 3)은 상체 (Head-Arms-Trunk, 머리-팔-몸통)을 한 강체로 가정한 링크에 해당한다. 각 분절의 운동은 분절각( $\phi_i$ ), 분절각속도( $\dot{\phi}_i$ ), 분절각가속도( $\ddot{\phi}_i$ ) ( $i=1,2,3$ )로 표현된다. ‘분절 1’과 지면을 포함하여 모든 인접한 두 분절은 서로 핀조인트로 구속되어 있다. 각 분절의 정보들, 즉 분절길이, 질량중심(Center of Mass) 위치, 질량, 관성모멘트는 인체측정학과 해당 피실험자의 몸무게, 키 정보를 기반으로 구했다.<sup>3</sup>

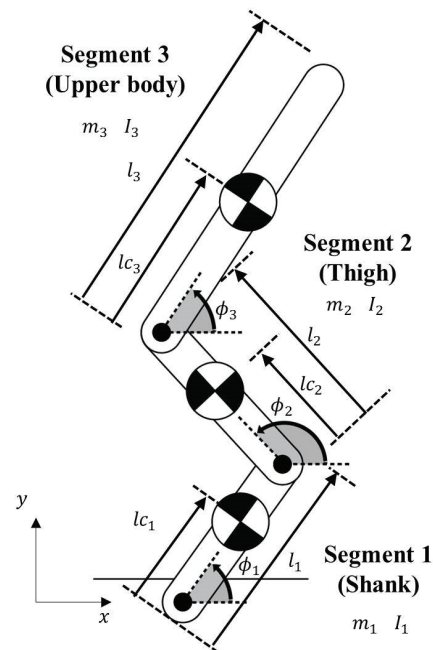


Fig. 3 Biomechanical model during squat motion

### 2.2.2 잡음 제거

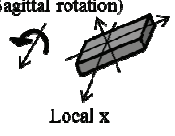
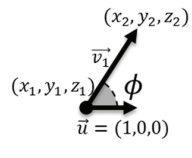
측정된 스쿼트 동작은 0.2~0.4Hz 정도의 주파수 대역에서 주요 주파수 성분을 가졌다. 따라서 이의 10배 이상인 5Hz를 차단주파수로 선정하고, 5차 버터워스 저역필터(5<sup>th</sup> order lowpass Butterworth filter)를 통과시켜 데이터의 잡음을 제거하였다.<sup>20</sup> 세 종류의 시스템, 즉 관성 모션 센싱 시스템, 광학식 모션 센싱 시스템 그리고 힘판의 모든 원 데이터에 필터를 적용하였다. 관절각속도와 관절각가속도를 얻기 위한 수치 미분 이후에도 역시 동일한 5Hz의 5차 버터워스 저역필터를 통과하여 수치미분으로 인한 잡음의 증폭을 최소화시켰다.

### 2.2.3 분절각, 분절각속도, 분절각가속도 계산

원데이터의 잡음을 제거한 후, 두 모션 센싱 시스템의 측정 정보를 이용하여 세 분절의 분절각, 분절각속도, 분절각가속도를 계산하였다. 이와 같은 운동정보는 이후 역동역학 해석을 통해 지면 반력을 추정하기 위한 정보로 사용된다. 방법은 Table 1에 요약하였다.

각 IMU의 로컬 x축이 시상면의 수직벡터에 평행하고 로컬 y축이 각 분절 축에 평행하도록 IMU를 부착했으므로 각 관절의 시상면상 회전운동에 따라 IMU는 x축을 중심으로 회전운동을 하게 된

Table 1 Calculation of segmental kinematic values from two motion sensing systems

Segmental kinematics	Inertial motion sensing system	Optical motion sensing system
	<p>Joint rotation (Sagittal rotation)</p>  <p>Local x</p>	 <p><math>(x_2, y_2, z_2)</math></p> <p><math>(x_1, y_1, z_1)</math></p> <p><math>\vec{v}_1</math></p> <p><math>\phi</math></p> <p><math>\vec{u} = (1, 0, 0)</math></p>
$\phi_i$	Local x-axis rotational angle (roll angle)	Inverse-trigonometry : $\arccos \frac{\vec{v}_1 \cdot \vec{u}}{ \vec{v}_1   \vec{u} }$
$\dot{\phi}_i$	Local x-axis gyroscope raw data	5-point numerical differentiation of $\phi_i$
$\ddot{\phi}_i$	5-point numerical differentiation of $\dot{\phi}_i$	5-point numerical differentiation of $\dot{\phi}_i$

다. 따라서 IMU의 x축 중심 회전운동을 나타내는 x축 방향의 회전각 출력, 즉 roll 각도가 각 관절의 분절각에 해당한다. 또한 분절 각속도 데이터로는 자이로 센서의 원 데이터 출력 값인 x축 각속도를 2.2.2의 과정을 통해 잡음을 제거하여 사용했다. 분절각가속도 데이터는 잡음이 제거된 분절각속도 데이터를 한 번 수치 미분한 뒤, 다시 저역필터로 잡음을 제거한 값을 사용했다.

잡음이 제거된 마커의 3차원 위치 데이터에 역삼각함수를 적용해 각 분절의 분절각을 계산했다. 이 분절각을 한 번 수치 미분한 뒤 저역필터를 통과시킨 값을 각 분절의 각속도값으로 사용했고, 이 값을 같은 방법으로 한 번 더 수치 미분한 뒤 저역필터를 통과시켜 분절각가속도값으로 사용했다.

모든 수치 미분은 5점 수치 미분(5-point differentiation) 방법으로 계산하였다.

2.2.4 역동역학 해석

위 과정을 통해 두 종류의 서로 다른 모션 센싱 시스템으로부터 각각 얻은 운동정보를 역동역학 해석 알고리즘에 대입하여 지면 반력을 계산하였다.

보편적인 내향 역동역학 해석 알고리즘(Inward inverse dynamics algorithm)이 사용되었다. 즉, 가장 상단의 ‘분절 3’(상체 분절)부터 시작하여 두 번째의 ‘분절 2’(허벅지 분절), ‘분절 1’(정강이 분절) 순서로 운동방정식 3번 반복(Iteration) 풀이하며, 각

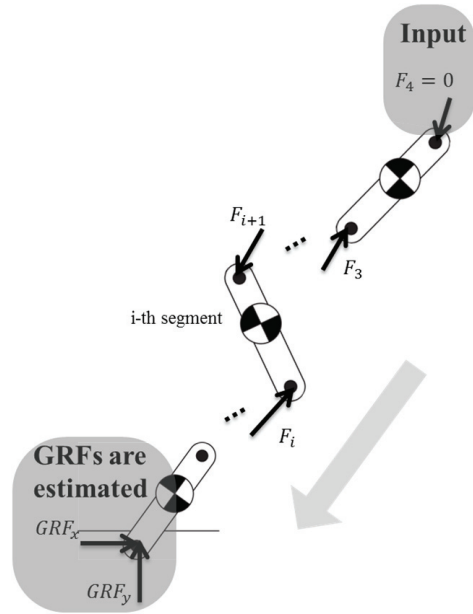


Fig. 4 Free body diagrams for each segment

관절에서 작용하는 반작용력(Reaction force)을 계산하는 방식이다. 최초의 운동방정식, 즉 ‘분절 1’의 운동방정식에는 상단의 말단부위는 다른 물체와의 접촉 없이 허공에 존재하므로 반작용력이 0이라는 정보를 대입하여 다음 분절, 즉 ‘분절 2’와의 접촉면에서의 반작용력을 구한다. 구한 값을 ‘분절 2’의 운동방정식에 대입하여, ‘분절 1’과의 사이에 작용하는 힘을 구하고, 최종적으로는 ‘분절 1’이 지면과의 접촉에서 받는 반작용력인 지면 반력을 구하였다.

‘분절 i’(i=1,2,3)의 운동 방정식은 아래의 수식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.  $G$ 는 중력 벡터,  $m_i$ 는 분절의 질량,  $J_i$ 는 수식 (2)에 표현된, 질량중심의 속도  $\dot{x}_i$ 와 분절각  $\dot{\phi}_i$ 에 대한 자코비안 행렬,  $\ddot{\phi}_i$ 는 분절의 각가속도에 해당한다. Fig. 4에서 표시된 바와 같이,  $F_{i+1}$ 는 ‘분절 i’가 ‘분절 i+1’로부터 받는 반작용력이고,  $F_i$ 는 ‘분절 i-1’이 ‘분절 i’로부터 받는 반작용력이다. i=3, i=2, i=1 순서로 수식(1)로부터  $F_i$ 의 해를 구한다. 최초인 i=3에 대해서, 반작용력  $F_4 = 0$ 를 대입하고 차례로 풀이하면, 최종적인 지면 반력  $F_1$  벡터를 계산할 수 있다.

$$F_i - F_{i+1} + m_i G = m_i (J_i \ddot{\phi}_i + \dot{J}_i \dot{\phi}_i) \tag{1}$$

$$J_i = \partial \dot{x}_i / \partial \dot{\phi}_i = f(\phi_i, \dot{\phi}_i) \tag{2}$$

이 모델에서는 인체가 타겟 동작을 수행할 때에 시상면에서만 운동한다고 가정하였으므로, 수평, 수직 방향의 2축 지면 반력 및 지면 반력 토크(Ground reaction torque), 세 값이 검증 지표로 사용 가능하였다. 그러나 지면의 마찰을 많이 이용할 필요가 없는 스쿼트 동작의 특성상 수평방향의 지면 반력의 크기가 최대 몸무게의 약 0.1 이내로 매우 작은 범위에서 측정되었다. 이처럼 낮은 레벨로 인해 수평방향 지면 반력은 운동에 따른 경향을 확인하기 어려웠으며 힘판의 측정값 역시 신뢰도가 떨어졌다. 또한 지면 반력 토크의 경우에는 발바닥의 압력중심 정보의 부재로 시상면에 작용하는 지면 반력 토크를 계산할 수 없었다. 그러나 본 연구에서는 모션 센싱 시스템의 정확도와 활용 가능성을 검증하는 것에 초점을 맞추었으므로, 수직방향 지면 반력만을 비교하는 것도 충분하다고 판단하였으며, 따라서 세 값 중 수직방향의 지면 반력을 검증 지표로 사용하였다.

**2.2.5 에러 분석**

두 시스템에 기반하여 추정된 수직방향 지면 반력은 힘판에서 수집한 지면 반력 정보로 기준으로 검증되었다. 이 때 비교 기준인 지면 반력 측정값 역시 2.2.2절에서 설명한 잡음 제거를 수행한 값으로 사용하였다.

관성 시스템과 힘판 시스템은 같은 100Hz의 주파수로, 같은 랩뷰 인터페이스로 수집하였으므로 두 데이터를 비교할 때 동기화의 문제가 없었다. 광학식 시스템의 경우 120Hz로 데이터를 수집하여 100Hz로 수집한 힘판 데이터와 비교하기 위한 후처리가 추가적으로 필요하였다. 두 데이터의 피크점을 맞추는 방법으로 동기화하였고, 힘판 데이터를 120Hz의 광학식 시스템의 샘플 시간에 맞추어 resampling하였다.

정량적인 비교를 위하여 수직방향 지면 반력에 대해, 몸무게에 대해 표준화한 오차의 제곱 평균 제곱근(Normalized root mean square error, 이하 NRMSE) 및 피어슨 상관계수(Pearson correlation coefficient, 이하 R)를 계산했다.

먼저 스쿼트 동작 1회에 대한 NRMSE와 R값을 계산하였다. 이후 각 피험자마다 25회의 스쿼트 동작에 대한 NRMSE의 평균과 표준편차, R의 평균을 구하였고, 5명의 데이터를 모두 모아 총 125회의 스쿼트 동작에 대한 NRMSE의 평균과 표준편차, R의 평균을 계산하였다.

Table 2 NRMSE (mean ± standard deviation) and R values(mean) of normal GRF using two measurement systems - inertial motion sensing vs. optical motion sensing

Subject No. (# of trials)	Normal GRF			
	Inertial motion sensing system		Optical motion sensing system	
	NRMSE (mean±std.)	R (mean)	NRMSE (mean±std.)	R (mean)
1 (25)	0.0158 ±0.0022	0.936	0.0175 ±0.0020	0.930
2 (25)	0.0196 ±0.0027	0.921	0.0255 ±0.0035	0.861
3 (25)	0.0157 ±0.0022	0.952	0.0289 ±0.0056	0.804
4 (25)	0.0193 ±0.0016	0.895	0.0250 ±0.0027	0.847
5 (25)	0.0195 ±0.0033	0.926	0.0249 ±0.0151	0.878
Total (125)	0.0180 ±0.0024	0.926	0.0243 ±0.0058	0.864

**3. 결과 및 고찰**

**3.1 관성센서를 이용한 지면 반력 추정 성능**

5명의 피험자마다 수행한 각 25번의 동작에 대한 NRMSE(평균±표준편차)와 R(평균), 그리고 모든 125번의 동작에 대한 NRMSE(평균±표준편차)와 R(평균) 결과를 Table 2에 정리했다.

각각의 스쿼트 동작은 매회 자유로운 속도와 높이로 수행되어 동작의 반복성은 중요하게 고려되지 않았으므로, 임의의 한 회의 동작(피험자 #5)을 예시로, 각 분절의 운동 정보 및 수직 지면 반력 값을 Fig. 6에 나타냈다. 아래 가로축에는 초단위로 시간을 표기하였고, 위 가로축과 격자무늬로 전체 소요시간으로 나누어 표준화한 시간을 표기하였다. 또한 Fig. 5에 각 피험자당 임의의 동작 한 회를 선정하여 이에 대한 수직 지면 반력 추정값과 측정값을 나타냈다.

**3.2 고찰**

관성 시스템으로부터 추정된 수직 지면 반력 힘은 힘판의 측정 값에 비해 체중의 0.0180±0.0024의 NRMSE 성능과 0.926의 상관계수를 보였다. 내향 역동역학 해석으로 추정된 지면 반력 값은 운동방정식을 반복 풀이하여 최종적으로 얻은 결과이므로, 한 번 풀이할 때마다 생긴 오차가 누적되

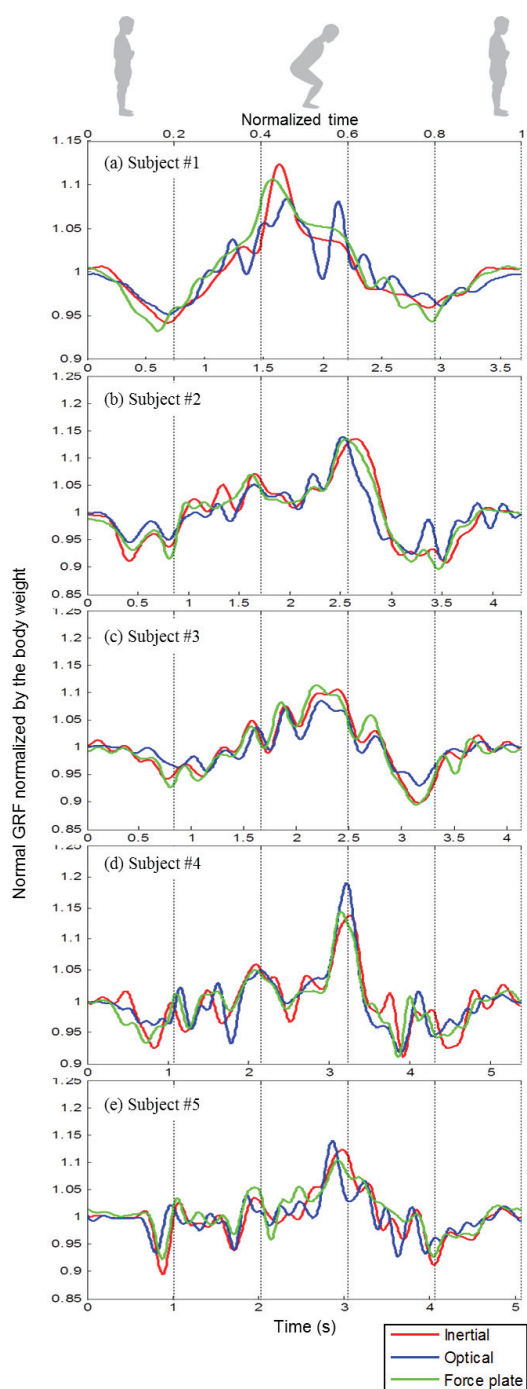


Fig. 5 Normal GRF estimation from three measurement systems during one sample squat motion (where the GRF is normalized by the body weight) (a) Subject #1 (b) Subject #2 (c) Subject #3 (d) Subject #4 (e) Subject #5

어, 인체 분절에 작용하는 모든 힘/토크 추정치 중에서 가장 불확실성이 큰 값이라고 볼 수 있다. 중간의 관절 힘/토크 추정치는 운동방정식 반복 횟수가 더 적으므로 누적된 오차도 더 적다. 다시 말하면, 중간 관절의 힘/토크 정보를 본 연구의 결과인 지면 반력 추정 성능 이상으로 정확히 추정 가능하다. 결론적으로 관성센서의 운동정보를 이용하여 스쿼트 동작에서의 관절 힘/토크를 어느 정도 정확도로 추정할 수 있는지 확인할 수 있었다.

또한, 본 연구에서 채택한 내향 역동역학 해석 방식이 아닌 외향 역동역학 해석(Outward inverse dynamics analysis) 방식을 사용하면, 관절의 힘/토크 추정 정확도를 더 높일 수 있다. 이 방식의 경우에는 힘판의 지면 반력 정보를 추가 정보로서 활용한다. 관절 힘/토크 추정 정확도를 가장 높일 수 있는 방법은 Kuo가 제안한 최소자승법에 기반한 최적 추정 방식으로, 부가적인 측정값들을 모두 활용하여 정확도를 높일 수 있는 방식이다.<sup>5</sup> 이 방법을 이용하면 본 연구의 결과보다도 더 높은 정확도로 관절 힘/토크를 추정할 수 있다.

한편, 광학식 시스템으로부터의 추정치는 체중의  $0.0243 \pm 0.0058$ 의 NRMSE와 0.864의 상관계수로 유사하지만 약간 낮은 성능을 보였다. 두 시스템으로부터의 운동정보는 데이터 처리 이후, 동일한 인체 모델 정보와 함께 동일한 운동방정식에 대입하여 지면 반력을 계산하는 데에 사용했으므로 두 시스템의 지면 반력 추정 성능은 오로지 각자의 운동정보의 정확도에서 비롯된다.

광학식 시스템에서의 오차는 일차적으로 장비의 한계로 인한 마커 가려짐과 그로부터 발생한 운동 정보의 오차에 기인했다고 판단된다. 본 연구에서 활용한 모션 캡처 카메라는 카메라 3개가 프레임에 고정된 형태로, 책상 위 등 좁은 공간에서의 작은 움직임을 한 쪽 방향에서 측정하는 데에 적합한 장비이다. 따라서 대부분 실험실에서 채택하는 6개에서 8개의 카메라 구성에 비해 마커 가려짐과 마커 혼동 현상이 더 쉽게 발생하는 장비적 한계가 있었다. 데이터 손실이 발생한 경우 2차 내삽(interpolation)을 통해 데이터를 생성하였는데, 이로 인한 운동 정보의 오차가 발생하였을 것이다.

또한, Fig. 6을 확인하면, 광학식 시스템으로부터 얻은 운동 정보에는 관성 시스템으로부터의 운동 정보보다 고주파수의 잡음이 더 많이 포함되어 있음을 알 수 있다. 이와 같은 각 분절의 운동 정보

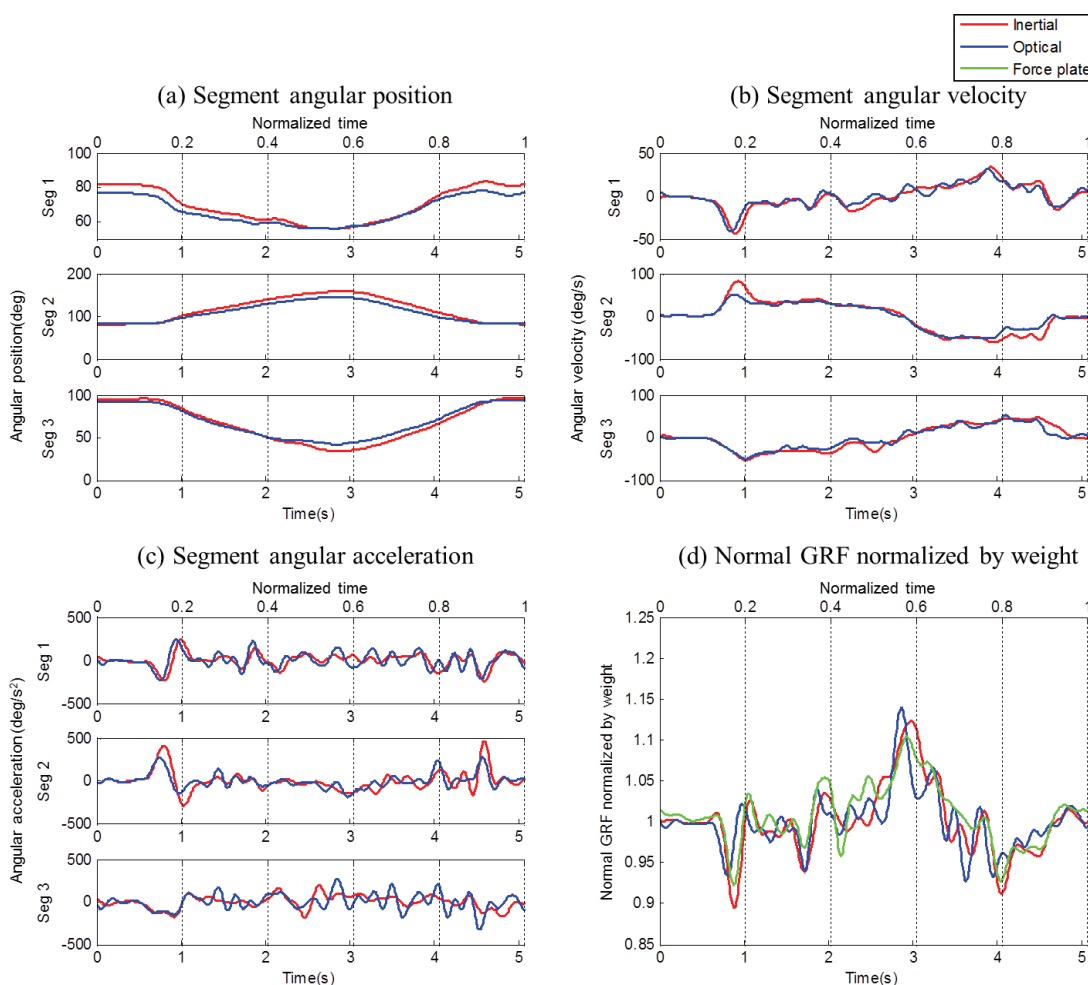


Fig. 6 Kinematics for each segment: (a) Angular positions (b) Angular velocities (c) Angular accelerations (d) Normal GRF normalized by body weight during a sample trial of squat motion (Subject #5)

에 포함된 잡음은 역동역학 해석에 입력되어 최종적인 수직 방향 지면 반력 추정치에 잡음을 야기한다. 광학식 시스템의 경우에는 세 값 중 각도를 먼저 구하고, 각속도와 각가속도는 수치 미분으로 구했다. 한편 관성 시스템의 경우는 각도와 각속도는 원 데이터로 사용하고, 각가속도만 수치 미분 한 번으로 구했다. 결과적으로 광학식 시스템에서는 최대 두 번의 수치미분이 이루어지고 관성 시스템에서는 최대 한 번의 수치미분이 이루어진다. 이 때 수치 처리와 미분에서 발생하는 고주파 잡음의 증폭이 발생하며 이는 지면 반력 추정의 오차에 영향을 미치게 된다. 관성 시스템은 이처럼 잡음 증폭을 야기하는 수치 미분 과정을 최대

한 번으로 줄일 수 다는 점에서 강점을 갖는다고도 볼 수 있다.

#### 4. 결론

본 연구에서는 관성센서를 이용한 역동역학 해석을 수행해 보고, 그 성능을 수직 방향의 지면 반력을 이용하여 검증하였으며, 기존 방법인 광학식 시스템과 비교해 보았다.

관성센서를 이용한 역동역학 해석 결과, 평균 0.93의 상관계수, 체중의 0.02 이하의 RMSE 값이라는 성능으로 지면 반력을 추정해 낼 수 있었다. 관성 모션 센싱 시스템은 광학식 시스템의 최대



약점인 공간과 장소 제약, 시야 가려짐 문제 등을 해결할 수 있는 여러 장점을 가지고 있으므로, 역동역학 해석에 있어서 기존의 방법을 대체할 수 있는 좋은 방안이 될 수 있을 것이다.

본 연구에서는 용이한 검증을 위하여 스쿼트 동작과 3분절의 단순한 모델을 사용했다. 그러나 관성센서 기반 모션 센싱 시스템의 가장 큰 장점인 공간 사용의 자유로움을 활용하는 예시, 예를 들어 장거리 보행과 같은 이동성이 큰 동작에서의 효용성을 검증한다면 더욱 의미 있는 결과를 얻을 수 있을 것으로 예상된다.

## 후 기

이 논문은 2015년도 정부(미래창조과학부)의 지원으로 한국연구재단-공공복지안전사업의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2010-02049).

## REFERENCES

- Hodge, W., Fijan, R., Carlson, K., Burgess, R., Harris, W., et al., "Contact Pressures in the Human Hip Joint Measured in Vivo," *Proc. of the National Academy of Sciences*, Vol. 83, No. 9, pp. 2879-2883, 1986.
- Ladin, Z. and Wu, G., "Combining Position and Acceleration Measurements for Joint Force Estimation," *Journal of Biomechanics*, Vol. 24, No. 12, pp. 1173-1187, 1991.
- De Leva, P., "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters," *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, No. 9, pp. 1223-1230, 1996.
- Van Den Bogert, A. J., Read, L., and Nigg, B. M., "A Method for Inverse Dynamic Analysis using Accelerometry," *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, No. 7, pp. 949-954, 1996.
- Kuo, A. D., "A Least-Squares Estimation Approach to Improving the Precision of Inverse Dynamics Computations," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 120, No. 1, pp. 148-159, 1998.
- Nene, A., Mayagoitia, R., and Veltink, P., "Assessment of Rectus Femoris Function during Initial Swing Phase," *Gait & Posture*, Vol. 9, No. 1, pp. 1-9, 1999.
- Mayagoitia, R. E., Nene, A. V., and Veltink, P. H., "Accelerometer and Rate Gyroscope Measurement of Kinematics: An Inexpensive Alternative to Optical Motion Analysis Systems," *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, No. 4, pp. 537-542, 2002.
- Zijlstra, W. and Bisseling, R., "Estimation of Hip Abduction Moment based on Body Fixed Sensors," *Clinical Biomechanics*, Vol. 19, No. 8, pp. 819-827, 2004.
- Dejnabadi, H., Jolles, B. M., and Aminian, K., "A New Approach to Accurate Measurement of Uniaxial Joint Angles based on a Combination of Accelerometers and Gyroscopes," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 52, No. 8, pp. 1478-1484, 2005.
- Bisseling, R. W. and Hof, A. L., "Handling of Impact Forces in Inverse Dynamics," *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, No. 13, pp. 2438-2444, 2006.
- Favre, J., Jolles, B., Aissaoui, R., and Aminian, K., "Ambulatory Measurement of 3D Knee Joint Angle," *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, No. 5, pp. 1029-1035, 2008.
- Cooper, G., Sheret, I., McMillian, L., Siliverdis, K., Sha, N., et al., "Inertial Sensor-Based Knee Flexion/Extension Angle Estimation," *Journal of Biomechanics*, Vol. 42, No. 16, pp. 2678-2685, 2009.
- Seel, T., Schauer, T., and Raisch, J., "Joint Axis and Position Estimation from Inertial Measurement Data by Exploiting Kinematic Constraints," *Proc. of the International Conference on Control Applications*, pp. 45-49, 2012.
- Yuan, Q. and Chen, I.-M., "3-D Localization of Human based on an Inertial Capture System," *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 29, No. 3, pp. 806-812, 2013.
- Seel, T. and Schauer, T., "IMU-Based Joint Angle Measurement Made Practical," *Proc. of the 4th European Conference on Technically Assisted Rehabilitation*, 2013.
- Tao, G., Huang, Z., Sun, Y., Yao, S., and Wu, J., "Biomechanical Model-Based Multi-Sensor Motion Estimation," *Proc. of the Sensors Applications Symposium*, pp. 156-161, 2013.
- Bonnet, V., Mazza, C., Fraisse, P., and Cappozzo, A., "Real-Time Estimate of Body Kinematics during a Planar Squat Task using a Single Inertial Measurement Unit," *IEEE Transactions on*

- Biomedical Engineering, Vol. 60, No. 7, pp. 1920-1926, 2013.
18. Winter, D. A., "Biomechanics and Motor Control of Human Movement," John Wiley & Sons, 2009.
  19. Hemami, H. and Jaswa, V. C., "On a Three-Link Model of the Dynamics of Standing Up and Sitting Down," IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics, Vol. 8, No. 2, pp. 115-120, 1978.
  20. Chiari, L., Della Croce, U., Leardini, A., and Cappozzo, A., "Human Movement Analysis using Stereophotogrammetry: Part 2: Instrumental Errors," Gait & Posture, Vol. 21, No. 2, pp. 197-211, 2005.
  21. Shin, I., Kim, J., and Woo, K., "Motion Characteristics of the Elderly: 3D Motion Analysis and Inertial Sensor," Proc. of KSPE Spring Conference, p. 835, 2014.