

깊이 카메라와 힘 감지 저항을 이용한 생체역학 분석 시스템 구현

김정윤*, 이병현*, 장준수^o

Implementation of Biomechanical Analysis System Using a Depth Camera and Force Sensing Resistors

Jungyoon Kim*, Byeung Hyun Lee*, Jun-Su Jang^o

요 약

본 연구에서는 깊이 카메라와 힘 감지 저항(FSR: force sensing resistor)을 이용하여 인체의 하지 관절에 걸리는 토크를 계산하는 생체역학 분석 시스템 구현을 소개한다. FSR 압력매트는 지면에서 인체에 작용하는 수직 방향의 지면반력과 압력중심을 측정하고, 대표적인 깊이 카메라인 kinect를 통해 관절 중심의 3차원 좌표를 얻어낸다. FSR 압력매트에 부착된 구형 마커 위치를 kinect로 측정하여 두 센서 사이의 좌표계를 일치시킨다. FSR과 kinect로 측정된 정보와 피험자의 키, 몸무게를 활용하여 생체역학 분석을 수행한다. 직립 자세 분석 실험을 통하여 구현한 시스템의 활용 가능성을 보인다. 본 시스템은 FSR과 kinect를 결합하여 생체역학 분석을 수행한 최초의 연구로서 직립 자세 분석과 같은 제한된 응용분야에서는 기존의 고가 시스템을 대체할 수 있을 것으로 기대된다.

Key Words : Biomechanical Analysis, Depth Camera, Force Sensing Resistor, Kinect, Foot Pressure

ABSTRACT

In this study, we introduce the implementation of a biomechanical analysis system that calculates the torque applied to the human lower limbs using a depth camera and force sensing resistors (FSR). The FSR matrix measures the vertical component of the ground reaction force and the center of pressure acting on the human body on the ground. Kinect, a representative depth camera, obtains the three-dimensional coordinates of the joint center. By measuring the position of the spherical markers attached on the FSR matrix using kinect, the coordinate system between the two sensors is aligned. Biomechanical analysis is performed using information measured by FSR and kinect, and the subject's height and weight. We demonstrate the feasibility of the implemented system through the upright standing posture analysis experiment. This system is the first study that combines FSR and kinect to perform biomechanical analysis. It is expected that it will be able to replace the existing high cost system in limited applications such as upright standing posture analysis.

* 본 연구는 한국한의학연구원 자세 진단을 위한 3차원 체형 분석 고도화 및 생체역학 분석 기술 개발 (K18741) 과제의 지원을 받아 수행되었습니다.

• First Author : (ORCID:0000-0001-5650-7327)Korea Institute of Oriental Medicine, astasdf@gmail.com, 정희원

◦ Corresponding Author : (ORCID:0000-0002-7639-5884)Korea Institute of Oriental Medicine, junsu.jang@kiom.re.kr, 정희원

* Korea Institute of Oriental Medicine, souriant7@nate.com

논문번호 : 201810-302-D-RU, Received October 1, 2018; Revised December 5, 2018; Accepted December 22, 2018

I. 서 론

최근 삶의 질에 관한 사회적 관심이 높아지며 근골격계 건강과 관련된 생체 정보를 편하게 측정하고 모니터링하기 위한 헬스 케어 장비들에 대한 연구와 개발이 활발해지고 있다. 올바른 자세는 건강의 기본이 되며 이를 분석하는 많은 연구들이 있었다. Corazza and Andriacchi는^[1] 마커리스(Markerless) 모션 캡처 시스템을 이용한 자세 측정을 하였고, Ko and Pan은 4개 관절 기반 모션캡처 시스템을 이용한 자세 분류^[2], Yi et al.는 게임기반 시각피드백 훈련에 따른 자세 균형 효과^[3]에 대해 연구하는 등 활발한 연구가 진행되고 있다. 이러한 일반적인 자세 분석은 카메라로 인체 관절의 3차원 좌표값을 측정하고 그 균형이나 자세의 질을 판단하는 것이다. 하지만 인체 관절의 3차원 좌표만으로는 해당 자세에서 각 관절에 걸리는 힘이나 토크 등의 운동역학적 요소들에 대한 고려를 할 수 없어 세밀한 진단을 할 수 없다. 그래서 모션 측정에 생체역학적 분석을 더하기 위한 마커리스 모션 측정 시스템^[4] 연구도 있었다. Ivan et al.이 걸음걸이의 정량적 분석을 위한 영상 기반 시스템과 관성 기반 웨어러블 시스템을 비교^[5]하는 등 생체역학적 분석에 필요한 고가의 장비들을 대체할 시스템에 대한 연구도 진행되고 있다. 현재 전문적인 3차원 동작분석에 주로 사용되는 제품들은 마커 방식 모션 캡처 시스템으로 여러 대의 고가의 카메라를 사용하여 넓은 공간이 필요하고, 지면반력기(forceplate)도 고가이며 설치가 쉽지 않다는 단점이 있다.

이러한 가격적, 공간적 한계점 때문에 kinect 등 저가의 깊이 카메라로 대표되는 마커리스 방식의 보급형 측정 장치를 이용한 자세 측정 연구가 활발히 이루어지고 있다^[6]. 일반적으로 마커리스 방식은 마커 방식보다 정확도가 낮기 때문에 kinect의 신뢰성 검증을 위해 고가의 마커 방식 기기와 비교한 연구들이 있었다. Clark et al.의 마커 기반의 3D 동작 분석 시스템과 kinect의 데이터를 비교하여 신뢰성을 검증한 연구^[7,8]가 있었으며, Mentiplay et al.의 kinect와 마커 기반 광학식 모션 캡처를 비교하여 kinect의 유효성과 신뢰성을 판단한 연구^[9]도 있었다. 최근에는 실제 노동환경에서 kinect의 관절각도 측정 성능을 시험하여 3차원 모션캡처 장비와의 상관관계가 동작에 따라 0.68 ~ 0.98로 크게 차이가 남을 확인한 연구도 있었다^[10].

또한 kinect만을 이용해 자세 측정을 한 연구^[11-14]들도 있었다. 하지만 이렇게 kinect만 사용한 연구는

힘 측정이 없기 때문에 생체역학적 분석을 할 수 없다. 생체역학적 분석을 위해서 6축 정보를 받을 수 있는 고가의 지면반력기를 사용한 Soha et al.의 연구도 있었지만^[15] 비용이 많이 발생하고 공간의 제약이 있다. 때문에 지면반력기 대신 FSR 압력매트를 이용한 족저압(foot pressure) 측정과 kinect를 활용하여 자세 분석을 수행한 선행 연구들^[16-17]이 있었다. 하지만 이들 연구에서는 생체역학적인 분석은 하지 않고 압력 중심(COP: center of pressure)을 이용한 균형 측정만 진행되어 왔다. 따라서 본 연구에서는 FSR과 kinect를 이용하여 생체역학에 기반한 자세분석을 시도해 보고자 한다.

본 논문에서는 인체 직립 자세의 생체역학 분석을 위해 kinect로 측정된 관절 중심점 위치를 이용하여 엉덩관절, 무릎, 발목 관절 중심의 속도와 가속도를 계산하고, 피험자의 키와 몸무게 정보를 인체측정학 데이터에 적용하여 하지 분절의 길이, 질량, 질량중심, 관성모멘트를 구하였다. 고가의 상용화 장비를 대체하기 위해 FSR과 kinect를 결합한 최초의 저렴한 신뢰성 있는 생체역학 분석 시스템을 개발하였으며, 각각의 UI 영상을 구성하여 실시간으로 모니터링이 가능하도록 하였다. 신뢰성 검증을 위해 직립 자세 반복 측정 시 관절 토크의 변동을 확인하였다. 논문의 구성은 I장 서론에서 연구 배경 및 관련연구와의 차별성, 연구 목적을 제시하고, II장 본문에서는 시스템의 개요, 생체역학 모델 구축, 하지 역동역학 계산을 설명하며, III장의 실험에서는 실험방법, 실험 결과 및 시스템의 신뢰성을 보여주고 마지막 IV장 결론을 기술하였다.

II. 본 론

2.1. 시스템 개요

2.1.1 개발 환경

표 1은 본 연구에서 구현한 생체역학 분석 시스템의 개발 도구를 보여준다.

자세측정을 위해 kinect 2.0(Microsoft, US)과 kinect for windows SDK 2.0을 사용하여 인체의 스켈레톤 정보를 측정하였다. FSR 압력센서는 누르는 힘을 감지하여 눌렀을 때 저항을 감소시키고, 누르지 않은 상태에서 저항을 유지하는 원리로 작동하는 센서인데, 본 연구에서는 FSR 2,304개를 48 × 48 로 배열해놓은 압력매트인 MS9705 Large Area FSR Matrix Array Sensor(Kitronyx, Korea)를 사용하여

표 1. 개발 도구
Table 1. Development tools

Item	Tools
Programing language	Visual studio 2015 C#
Depth camera	Kinect v2
Skeleton estimation software	Kinect for Windows SDK 2.0
Force sensing resistor matrix	MS9705 Large Area FSR Matrix Array Sensor
FSR controller	MC1509 Force Controller

수직 지면반발력을 측정하였다. MS9705의 측정 가능 면적은 $384 \times 384(\text{mm})$ 이고 개별 FSR의 면적은 $8 \times 8(\text{mm})$, 압력 감지 범위는 $0.22\text{kgf}/\text{cm}^2$ 에서 $1.78\text{kgf}/\text{cm}^2$ 이다.

컨트롤러는 FSR 압력매트를 제어하여 데이터를 받아 분석시스템으로 전달해 준다. MC1509 Force Controller(Kitronyx, Korea)를 사용하여 MS9705와 연결되며 8 bit 해상도로 힘 측정값을 얻어낼 수 있다. USB 시리얼 포트로 전원을 공급받고 통신 인터페이스를 구성한다.

2.1.2 시스템 Overview

그림 1의 시스템 개요도는 각 구성 요소와 분석시스템의 연결과 데이터의 흐름을 보여준다. Kinect에서 촬영된 RGB와 깊이 영상은 관절 중심점 좌표 집합인 스켈레톤 데이터를 계산하는데 사용되고, FSR matrix 압력매트는 컨트롤러와 연결되어 분석시스템에 족저압 데이터를 제공한다.

족저압은 FSR과 PC를 USB 시리얼 포트에 연결하여 측정 소프트웨어에서 신호를 줄 때마다 FSR의 데이터를 받아오게 하였다. 매 프레임 48×48 개의 압력값은 리스트 데이터 구조에 순서대로 저장하여 프

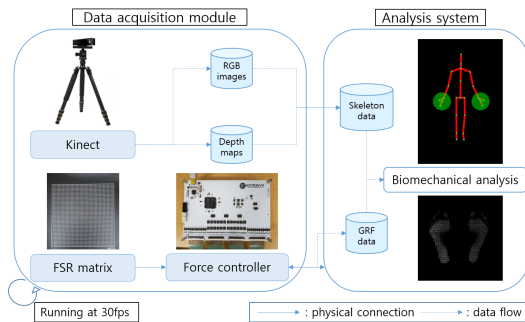


그림 1. 시스템 개요
Fig. 1. System overview

로그래밍이 실행되는 동안 데이터 로그로 저장된다. Kinect for Windows SDK 2.0을 이용해 스켈레톤 정보를 추출하도록 프로그램을 개발하였다. 스켈레톤 정보 역시 리스트 구조로 저장하여 로그데이터가 생체 역학 분석에 사용되도록 하였다.

FSR 압력매트와 kinect 데이터의 동기화를 위해서, kinect에서 스켈레톤 정보가 준비될 때 마다, 즉 33ms 마다 한번 씩 스켈레톤 정보와 FSR 압력매트 데이터를 저장하였다. 족저압과 스켈레톤 데이터는 현재 시간과 같이 저장되며, 데이터 분석 시 동기화된 같은 시간의 데이터를 사용할 수 있도록 하였다.

이렇게 모인 하지 관절 위치 데이터로 엉덩관절, 무릎, 발목 관절 중심의 속도와 가속도를 계산하고, 피험자의 키와 몸무게 정보를 받아 인체측정학 데이터를 적용하여 하지 분절의 길이, 질량, 질량중심, 관성모멘트를 구하여 인체 직립 자세의 생체역학적 분석을 위해 족저압과 함께 토크를 계산할 수 있다. 생체역학 계산은 kinect와 FSR 압력매트 데이터 로그를 받아서 후처리하도록 C#을 이용하여 구현하였다.

프로그램의 UI 및 데이터의 시각화도 C# 환경에서 구현되었으며, 족저압 데이터의 명암 표현과 같은 실시간 모니터링을 위해서 OpenCVSharp을 사용하여 프로그램을 구현하였다.

2.2 하지 역동역학 프로그램 구현

2.2.1 생체역학 모델 구축

하지의 일반적인 생체역학 골격모델^[18]을 기반으로 모델을 구축하였다. 사람의 하지를 골반, 양 쪽 허벅지, 종아리, 발의 총 7개의 변형이 없는 강체로 구성하고, 각 분절을 연결하는 관절은 마찰이 없는 힌지로 가정하였다.

생체역학 골격모델 표현을 위한 글로벌 좌표계를 생성하기 위해서 그림 2와 같이 FSR 압력매트에 붙인 5개의 마커를 이용하였다. 2번 마커를 원점으로 놓고 2번에서 4번 마커로의 벡터, 1번에서 5번 마커로의 벡터로 X_y 축을 생성한 후, 2번에서 1번 마커로의 벡터, 4번에서 5번 마커로의 벡터와의 외적으로 지면에서 수직상승 방향인 Z_y 축을 생성하였다. 그 후 Z_y 축과 X_y 축의 외적으로 Y_y 축을 생성하였다. Kinect 카메라 좌표계인 X_c, Y_c, Z_c 기준의 스켈레톤 데이터와 FSR 압력매트의 양 발 압력중심은 모두 글로벌 좌표계로 변환하여 모델을 생성하였다.

하지 역동역학 계산을 위해 필요한 각 분절의 길이, 질량, 질량중심, 관성모멘트를 Winter^[18]의 인체측정

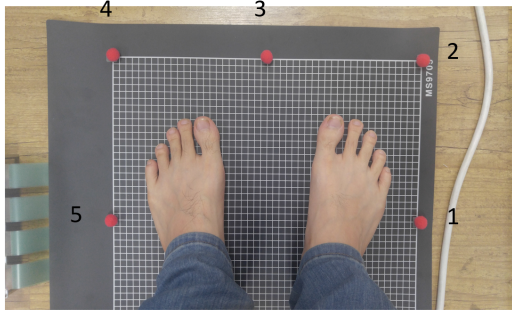


그림 2. FSR 압력매트 및 글로벌 좌표계 구축을 위한 마커
Fig. 2. Force sensing resistor matrix and markers for constructing the global coordinate system

학 데이터를 이용하여 적용하였다. 인체측정학 데이터는 분절 길이와 몸무게의 비율로 제시되어있으며 (표 2), 각 피험자의 분절 길이와 몸무게를 측정하여 관성모멘트 계산에 사용하였다.

3D 관성모멘트는 De Leva^[19]의 회전반경 비율 (표 3)을 사용하여 다음과 같은 수식으로 계산하였다.

$$k_{cg} = K_{cg} L \tag{1}$$

$$I_{cg} = m_{segment} k_{cg}^2 \tag{2}$$

K_{cg} 는 분절의 회전반경 비율, L 은 분절의 길이, k_{cg} 는 질량중심에서의 회전반경, $m_{segment}$ 는 분절의 질량, I_{cg} 는 분절의 관성모멘트이다.

Kinect를 통해 측정된 엉덩관절, 무릎, 발목의 관절중심과 몸통 중앙, 발끝 위치를 이용하여 하지 운동학을 계산하였다. 각 위치와 속도, 가속도는 선행 연구에 따라 6Hz 4차 버터워스 저대역 통과 필터로 잡음을 최소화 하였다^[18,20,21]. 엉덩관절, 무릎, 발목 각도는 각 관절중심과 인접한 두 개의 관절중심을 이용하여 계산하였고, 미분을 통해 각속도, 각가속도를 계산하였다.

표 2. 인체 분절 변수
Table 2. Body segment parameters

Segment	P*	R _{proximal} **
Foot	0.0145	0.500
Shank	0.0465	0.433
Thigh	0.100	0.433

* segment mass as proportion of total body mass
** location of center of gravity from proximal ends of segment as proportion of segment's length

표 3. 인체 분절의 회전반경 비율
Table 3. Body segment radii of gyration

Segment	Sagittal	Frontal	Transverse
Foot	25.7	12.4	24.5
Shank	25.5	24.9	10.3
Thigh	32.9	32.9	14.9

2.2.2 하지 역동역학 계산

앞서 모델링 한 생체역학 모델에 압력센서로부터 측정된 수직 지면반발력을 이용하여 하지 관절에 작용하는 힘과 토크를 계산하였다. 각 분절의 자유물체도를 통해 발목, 무릎, 엉덩관절 순서로 관절 반발력과 토크를 계산할 수 있다.

그림 3 (a)의 발 자유물체도에서 발목관절의 반발력 F_{Ankle} 와 토크 T_{Ankle} 을 계산하는 식을 다음과 같이 유도할 수 있다.

$$F_{Ankle} = M_{Foot} A_{Foot} - F_{GRF} - W_{Foot} \tag{3}$$

$$T_{Ankle} = I_{Foot} \alpha_{Foot} + \omega_{Foot} \times I_{Foot} \omega_{Foot} - V_{CoM-GRF} \times F_{GRF} - T_{GRF} - V_{CoM-Ankle} \times F_{Ankle} \tag{4}$$

M_{Foot} 은 발의 질량, A_{Foot} 은 발 질량중심의 가속도, F_{GRF} 는 압력센서로 측정된 지면반발력, W_{Foot} 은 발의 질량으로 인한 지중, I_{Foot} 은 발목에 대한 발의 관성모멘트, α_{Foot} 은 발의 각가속도, ω_{Foot} 은 발의 각속도, $V_{CoM-GRF}$ 는 발의 질량중심에서 지면반발력 작용점까지의 거리벡터, T_{GRF} 는 지면반발력에 의한 토크, $V_{CoM-Ankle}$ 은 발의 질량중심에서 발목까지의 거리벡터이다. 본 연구에서는 지면반발력을 압력센서로 측정하여 T_{GRF} 는 측정되지 않아 무시하였다.

$M_{Foot} A_{Foot}$ 은 가속도로 인한 힘, F_{GRF} 는 외부에서 가해진 힘, W_{Foot} 은 발의 질량으로 발목에 걸리는 힘 F_{Ankle} 이 그 이외의 모든 힘의 합과 같음을 자유물체도로 확인할 수 있다. 발목에 걸리는 토크 T_{Ankle} 도 마찬가지로 자유물체도에 표시된 다른 토크들의 합으로 표시한 것이다.

$I_{Foot} \alpha_{Foot} + \omega_{Foot} \times I_{Foot} \omega_{Foot}$ 은 각운동량의 변화량으로 힘에서의 가속도와 같은 역할이고, $V_{CoM-GRF} \times F_{GRF}$ 는 외부 힘으로 인한 토크, $V_{CoM-Ankle} \times F_{Ankle}$ 는 발의 질량으로 인한 토크, T_{GRF} 는 지면 반발력 토크로 자유물체도에 표시된 모든 토크를 표시하였다.

III. 실험

3.1 실험 방법

구현한 하지 생체역학 분석 시스템의 활용 가능성과 신뢰도를 확인하기 위해 실험을 수행하였다. 그림 4는 실험에 사용된 생체 역학 분석 시스템의 모식도이다. 일정한 조도의 방해물이 없는 환경에서 FSR 압력 매트 위의 마커와 피험자가 모두 측정될 수 있도록 약 2m 거리로 kinect와 FSR 압력매트를 위치하였다. 피험자는 건강한 성인 남성 3명이 직립 자세로 10회 측정을 실시하였다. 측정 시에는 부동자세를 유지했으며 매 측정마다 자세를 다시 잡고 3~5초간 데이터를 수집하였다.

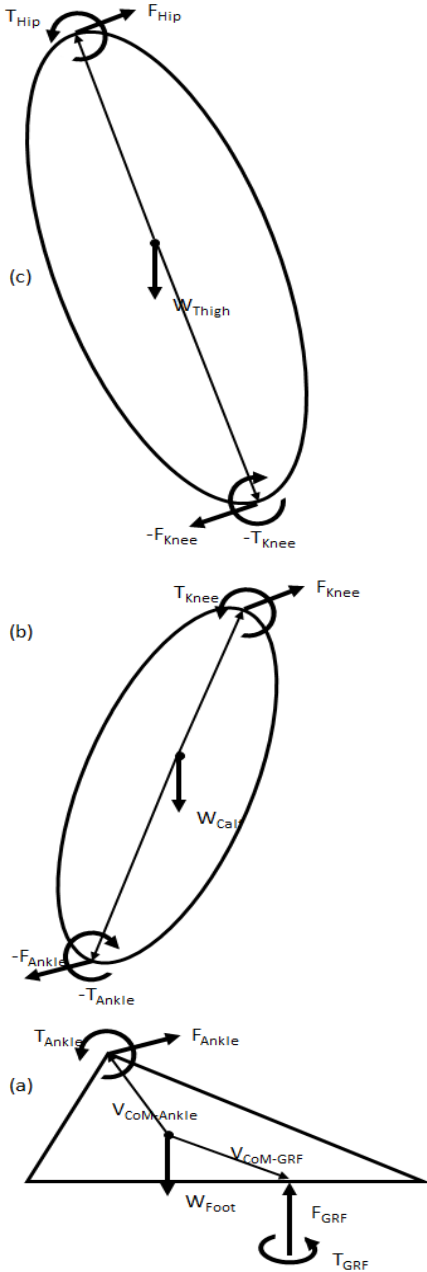


그림 3. 하지 분절의 자유물체도 (a) 발, (b) 종아리, (c) 허벅지
Fig. 3. Free body diagram of the lower extremity segments (a) foot, (b) calf, (c) thigh

동일한 방식으로 무릎, 엉덩관절의 반발력과 토크 계산식을 유도할 수 있다. 지면반발력 작용점 위치와 지면반발력을 이전 관절의 위치와 반발력, 토크의 역 방향으로 대치하여 계산한다.

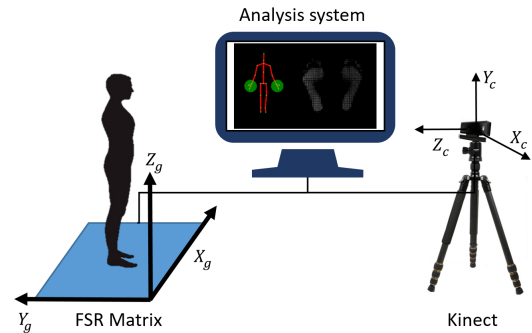


그림 4. 생체 역학 분석 시스템 모식도
Fig. 4. Biomechanical analysis system diagram

3.2 데이터 분석

FSR 압력매트의 데이터로 지면반발력과 압력중심을 계산하였다. 개인 별 압력 분포에 따라 지면반발력 계산에 오차가 있어 각자의 체중과 직립상태의 압력 데이터로 개별 교정하였다.

양 다리의 관절 토크는 피험자 마다 10회 측정값의 평균과 표준편차로 나타내었다. 시상면의 관절토크에서 발목관절은 저굴, 무릎과 엉덩관절은 신전 방향을 +로 표기하였다. 관상면의 관절토크는 발목관절의 외번, 무릎과 엉덩관절의 외전 방향을 +로 표기하였다. 횡단면의 관절토크는 발목관절의 외전, 무릎과 엉덩관절의 외회전 방향을 +로 표기하였다. 모든 생체역학 데이터는 체중으로 나누어 정규화 하였다.

3.3 실험결과

각 피험자의 양발의 지면반발력의 경우, 피험자 1은 오른쪽 267.5 ± 8.2 N, 왼쪽 369.7 ± 12.4 N, 피험자 2는 오른쪽 240.7 ± 5.2 N, 왼쪽 376.7 ± 19.6 N, 피험자 3은 오른쪽 252.4 ± 8.6 N, 왼쪽 $316.0 \pm$

16.8 N 으로 모든 피험자에서 왼쪽 발에 체중을 많이 실는 경향을 보였다.

표 4는 3명의 피험자의 발목 토크 데이터를 보여주고 있다. 매 측정마다 자세를 다시잡고 측정했음에도 모든 토크에서 0.1 Nm/Kg 이내의 낮은 표준편차를 보였다. 시상면(Sagittal) 토크는 0.425 ~ 1.241 Nm/Kg 으로 선행 연구들의 직립 상태에서의 발목 토크보다 큰 경향을 보였다^{22,23}. 그리고 관상면(Frontal)의 토크에서는 왼쪽 발에 심한 내번 토크가 걸림을 확인하였다. 이는 kinect를 정면에서 촬영하여 발목과 발의 위치가 카메라 각도 상 부정확해진 것이 원인으로 보인다.

표 5와 표 6은 각각 3명의 피험자의 무릎 토크 데이터와 엉덩관절 토크 데이터를 보여주고 있다. 역동역학의 특성 상 근위부의 관절일수록 오차가 누적되어 발목 토크보다는 표준편차가 증가하였으나 0.3 Nm/Kg 이내의 낮은 표준편차를 보였다. 이는 개발한

하지 역동역학 프로그램이 반복성 있게 측정됨을 보여준다. 선행연구들에서는^{22,23} 직립상태의 무릎과 엉덩관절에서 시상면의 토크가 0에 가깝게 나왔으나 본 연구에서는 비교적 큰 토크를 보였다. 이는 압력매트의 특성상 지면반발력이 수직방향 성분만 측정되는 것과 kinect 측정을 정면에서 하여 전후방향 좌표가 비교적 부정확 했던 것이 복합적으로 작용한 것으로 생각된다.

관상면 토크에서는 3명의 피험자 모두 왼쪽 무릎과 엉덩관절에서 높은 내전 토크를 보였다. 모든 피험자는 앞서 밝힌바와 같이 왼쪽에 체중을 싣고 서있으며, 모든 자세에서 왼쪽 엉덩관절의 위치가 오른쪽 엉덩관절의 위치보다 낮은 위치에 있었다. 그리고 COP의 위치가 왼쪽 엉덩관절의 바깥쪽으로 거리가 더 멀어 왼쪽다리가 약간 비스듬히 서있던 것으로 확인된다. 높은 내전토크는 이러한 자세적 특징을 정확하게 측정하였다고 할 수 있다.

표 4. 발목 관절 토크
Table 4. Ankle joint torque

		Subject 1			Subject 2			Subject 3		
		Sagittal	Frontal	Transverse	Sagittal	Frontal	Transverse	Sagittal	Frontal	Transverse
Right	mean	0.425	0.177	0.027	0.609	0.085	-0.010	0.834	0.065	0.045
	SD	0.033	0.017	0.006	0.033	0.024	0.005	0.080	0.029	0.009
Left	mean	1.037	-0.562	-0.033	1.241	-0.663	-0.044	1.136	-0.531	-0.049
	SD	0.042	0.040	0.006	0.141	0.068	0.014	0.195	0.061	0.018

표 5. 무릎 관절 토크
Table 5. Knee joint torque

		Subject 1			Subject 2			Subject 3		
		Sagittal	Frontal	Transverse	Sagittal	Frontal	Transverse	Sagittal	Frontal	Transverse
Right	mean	0.397	0.236	0.067	0.129	-0.114	-0.009	-0.013	0.384	0.061
	SD	0.043	0.065	0.014	0.068	0.052	0.006	0.120	0.082	0.012
Left	mean	0.403	-0.049	0.017	-0.271	-0.443	-0.081	0.052	-0.347	-0.041
	SD	0.060	0.053	0.009	0.105	0.090	0.016	0.122	0.070	0.013

표 6. 엉덩관절 토크
Table 6. Hip joint torque

		Subject 1			Subject 2			Subject 3		
		Sagittal	Frontal	Transverse	Sagittal	Frontal	Transverse	Sagittal	Frontal	Transverse
Right	mean	-1.420	-0.005	0.027	-1.051	-0.272	0.005	-0.902	0.133	0.000
	SD	0.078	0.064	0.006	0.082	0.061	0.007	0.238	0.097	0.006
Left	mean	-1.657	-0.467	-0.027	-1.429	-0.638	-0.031	-0.901	-0.657	-0.027
	SD	0.053	0.083	0.007	0.159	0.181	0.004	0.265	0.136	0.012

IV. 결 론

본 연구에서는 kinect를 이용한 자세측정과 FSR 압력매트를 이용하여 하지 생체역학 계산 프로그램을 구현하고 직접 자세 실험 결과를 확인해 보았다. Kinect와 FSR을 이용하여 생체역학 분석에 필요한 정보의 동시측정이 가능한 시스템을 구축하였고, 두 센서들 사이의 좌표계 정합, 그리고 하지 생체역학 모델을 구현하였다. 직접상태를 반복 측정하여 구현된 시스템의 정확성과 신뢰도를 확인하였다. 실험 결과로 모든 토크에서 낮은 표준편차로 반복성 있는 측정결과를 보였다. 또한 kinect를 인체 정면에서 측정하여 전후방향의 생체역학 분석이 오차가 있었으나 좌우방향은 비교적 정확하게 측정되었다. 이는 추후 깊이 카메라 발전과 인체 스켈레톤 추정 기술이 발전하면 개선될 것으로 판단된다.

본 시스템은 FSR과 kinect를 결합하여 생체역학 분석을 수행한 최초의 연구로서 기존의 고가 시스템을 대체할 수 있을 것으로 생각된다. 광학식 모션 캡처 장비와 지면반력기와 같은 고가의 장비로 꾸며진 시스템에 비해서 적용될 수 있는 자세는 한정되었지만, 직접 자세 분석과 같은 분야에서는 활용할 수 있음을 보였다. 추후 병원이나 스포츠 센터 등에서 자세 진단을 위한 도구로 활용될 것으로 기대된다.

References

[1] S. Corazza and T. P. Andriacchi, "Posturographic analysis through markerless motion capture without ground reaction forces measurement," *J. Biomechanics*, vol. 42, no. 3, pp. 370-374, 2009.

[2] K. R. Ko and S. B. Pan, "Feature extraction and classification of posture for four-joint based human motion data analysis," *J. IEIE*, vol. 52, no. 6, pp. 1183-1191, Jun. 2015.

[3] J. W. Yi, M. Yu, A. R. Lee, and T. K. Kwon, "Effects of postural balance at game-based visual feedback training of the elderly," *The J. KCA*, vol. 13, no. 10, pp. 9-18, Oct. 2013.

[4] S. Corazza, L. Mundermann, A. M. Chaudhari, T. Demattio, C. Cobelli, and T. P. Andriacchi, "A markerless motion capture system to study musculoskeletal biomechanics: Visual hull and simulated annealing

approach," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 34, no. 6, pp. 1019-1029, Jun. 2006.

[5] I. González, I. H. López-Nava, J. Fontecha, A. Muñoz-Meléndez, A. I. Pérez-SanPablo, and I. Quiñones-Urióstegui, "Comparison between passive vision-based system and a wearable inertial-based system for estimating temporal gait parameters related to the GAITRite electronic walkway," *J. Biomed. Informatics*, vol. 62, pp. 210-223, Jul. 2016.

[6] R. A. Clark, B. F. Mentiplay, E. Hough, and Y. H. Pua, "Three-dimensional cameras and skeleton pose tracking for physical function assessment: A review of uses, validity, current developments and Kinect alternatives," *Gait & Posture*, vol. 68, pp. 193-200, 2019.

[7] R. A. Clark, Y. H. Pua, K. Fortin, C. Ritchie, K. E. Webster, L. Denehy, and A. L. Bryant, "Validity of the microsoft kinect for assessment of postural control," *Gait & Posture*, vol. 36, pp. 372-377, Mar. 2012.

[8] R. A. Clark, K. J. Bower, B. F. Mentiplay, K. Paterson, and Y. H. Pua, "Concurrent validity of the microsoft kinect for assessment of spatiotemporal gait variables," *J. Biomechanics*, vol. 46, pp. 2722-2725, Aug. 2013.

[9] B. F. Mentiplay, R. A. Clark, A. Mullins, A. L. Bryant, S. Bartold, and K. Paterson, "Reliability and validity of the microsoft kinect for evaluating static foot posture," *J. Foot and Ankle Res.*, vol. 6, no. 14, Apr. 2013.

[10] P. Plantard, H. P. Shum, A. S. Le Pierres, and F. Multon, "Validation of an ergonomic assessment method using kinect data in real workplace conditions," *Applied ergonomics*, vol. 65, pp. 562-569, 2017.

[11] J. A. Diego-Mas and J. Alcaide-Marzal, "Using kinect sensor in observational methods for assessing postures at work," *Applied Ergonomics*, vol. 45, no. 4, pp. 976-985, 2014.

[12] J. Lee, J. Han, and J. Yang, "Depth camera-based posture discrimination and motion interpolation for real-time human simulation," *Trans. Soc. CAD/CAM Eng.*, vol.

19, no. 1, pp. 68-79, Mar. 2014.

[13] J. S. Kim, S. B. Han, S. G. Kim, and H. Park, "Work posture analysis for preventing musculoskeletal disorders using kinect," *Soc. Computational Design and Eng.*, pp. 841-844, Pyeongchang, South Korea, Jan. 2016.

[14] S. T. Yang, D. W. Kang, J. W. Seo, D. H. Kim, T. H. Kim, J. S. Choi, and G. R. Tack, "Evaluation of balance ability of the elderly using kinect sensor," *The Trans. KIEE*, vol. 66, no. 2, pp. 439-446, 2017.

[15] F. R. Soha, I. A. Szabó, and M. Budai, "Dinamic and static centre of pressure measurement on the forceplate," *Acta Physica Debrecina*, vol. XLVI, no. 143, 2012.

[16] T. Hatta, T. Yamamoto, Y. Suzuki, K. Kiyono, and T. Nomura, "Marker-less motion capture system with kinect and foot pressure distribution measurement," *Trans. Jpn. Soc. Med. Biol. Eng.*, vol. 51, no. Supplement, pp. R-296, 2013.

[17] P. Zhang, K. Siu, J. Zhang, C. K. Liu, and J. Chai, "Leveraging depth cameras and wearable pressure sensors for full-body kinematics and dynamics capture," *ACM Trans. Graphics (TOG)*, vol. 33, no. 6, Article 221, Nov. 2014.

[18] D. A. Winter, *Biomechanics of human movement*, John Wiley & Sons, New York, 1979.

[19] P. De Leva, "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters," *J. Biomechanics*, vol. 29, no. 9, pp. 1223-1230, 1996.

[20] J. C. Pezzack, R. W. Norman, and D. A. Winter, "An assessment of derivative determining techniques used for motion analysis," *J. Biomechanics*, vol. 10, no. 5 pp. 377-382, 1977.

[21] B. Yu, D. Gabriel, L. Noble, and K. N. An, "Estimate of the optimum cutoff frequency for the butterworth low-pass digital filter," *J. Applied Biomechanics*, vol. 15, no. 3, pp. 318-329, 1999.

[22] D. G. Robertson and D. Fleming, "Kinetics of

standing broad and vertical jumping," *Canadian J. Sport Sci.*, vol. 12, no. 1, pp. 19-23, 1987.

[23] S. Fukashiro, T. F. Besier, R. Barrett, J. Cochrane, A. Nagano, and D. G. Lloyd, "Direction control in standing horizontal and vertical jumps," *Int. J. Sport and Health Sci.*, vol. 3, pp. 272-279, 2005.

김 정 윤 (Jungyoon Kim)



2007년 : 연세대학교 재활공학과 학사 졸업
 2014년 : 연세대학교 의공학과 박사 졸업
 <관심분야> 생체역학, 재활공학, 한의공학

이 병 현 (Byeung Hyun Lee)



2017년 2월 : 부산대학교 컴퓨터공학과 졸업
 <관심분야> 소프트웨어 공학, 바이오 인포매틱스, 의·생명공학

장 준 수 (Jun-Su Jang)



1999년 : KAIST 전기 및 전자공학과 학사 졸업
 2001년 : KAIST 전기 및 전자공학과 석사 졸업
 2006년 : KAIST 전기 및 전자공학과 박사 졸업
 <관심분야> 컴퓨터 비전, 패턴인식, 한의공학