한국정밀공학회지 제 39 권 제 9 호 pp. 657-662
J. Korean Soc. Precis. Eng., Vol. 39, No. 9, pp. 657-662
September 2022 / 657
http://doi.org/10.7736/JKSPE.022.073
ISSN 1225-9071 (Print) / 2287-8769 (Online)

Check for updates

• 특집 • 인간 복지와 건강을 위한 공학

관성센서 및 로드셀 인솔 결합형 보행측정 시스템 개발: 예비 연구

Development of Gait Measurement System Combined with IMU and Loadcell Insole: A Pilot Study

서정우[1], 김정길[2], 이슬기[2], 탁계래[2], 최진승[2,#]
Jeong-Woo Seo[1], Junggil Kim[2], Seulgi Lee[2], Gyerae Tack[2], and Jin-Seung Choi[2,#]

1 한국한의학연구원 디지털임상연구부 (Digital Health Research Division, Korea Institute of Oriental Medicine)
2 건국대학교 과학기술대학 바이오메디컬공학과 (Department of Biomedical Engineering, College of Science & Technology, Konkuk University)
Corresponding Author / E-mail: jschoi98@kku.ac.kr, TEL: +82-43-840-3768
ORCID: 0000-0002-5736-6324

KEYWORDS: Gait analysis (보행분석), Inertial measurement unit (관성센서), Loadcell (로드셀), Joint angle (관절각도), Ground reaction force (지면반력)

In this study, an insole-type ground reaction force (GRF) measurement system using a load cell was manufactured and configured as a system that can measure joint angle and GRF, when walking in conjunction with a commercialized inertial sensor. The data acquisition device was used to acquire synchronized data, between the inertial measurement unit (IMU) sensor and the load cell insole. A three-dimensional motion analysis system comprising six infrared cameras and two ground reaction forces, was used to check the accuracy of the gait measurement system, comprising an inertial sensor and a load cell insole. The motion and force data were acquired while performing five times six-meter walking test by five young adult male subjects (Age: 26.0±1.8, Height: 171.4±6.8 cm, Weight: 62.2±10.8 kg). It was measured and as a result of comparing the calculated sagittal joint angle with the vertical GRF, the sagittal lower extremity joint angle correlation coefficient (Pearson's r) was 0.40 to 0.94, and the vertical GRF to be 0.98 to 0.99. It is necessary to upgrade the joint angle calculation algorithm through future research. Additionally, the possibility of clinical application for actual stroke patients will be reviewed.

Manuscript received: May 31, 2022 / Revised: July 4, 2022 / Accepted: July 5, 2022

1. 서론

보행은 인체에서 수행할 수 있는 대표적인 운동 중 하나이다. 신체의 이동과 행동에 있어 가장 기본적인 기능인 보행은 생체의 전기적 신호로부터 근육의 수축이 유발되고 근육의 활성화를 통해 관절의 굴곡과 신전운동이 수행되며 하지 말단부인 발의 위치를 이동하며 지면을 딛는 힘의 추진력으로 수행된다[1]. 이러한 보행은 운동기능 장애 또는 근골격계 질환의 종류와 중증도, 연령 등에 따라 다양한 형태로 나타난다[2]. 젊은 성인과 고령자의 경우 보폭과 속도의 차이가 있고[3], 뇌 신경질환인 파킨슨 환자의 경우 좁은 보행, 낮은 속도, 발 끌림, 급격한 가속도의 증가 등의 특성을 나타내며[4], 뇌졸중 편마비 환자의 경우 인위적으로 골반을 들어 올리며 환측 다리로 원을 그리는 회선보행(Circumduction Gait), 중둔근 약화에 따른 고관절이 틀어지며 수행되는 보행인 트렌델렌버그 보행(Trendelenburg Gait)의 특징이 있다[5].

이처럼 노화 또는 질환에 따른 보행 특성의 변화는 교정 또는 치료를 위한 기준이 되므로 보다 정확하고 정량적으로 현재의 상태를 측정하는 것이 필요하다. 보행 형태의 정량화를 위해 다양한 기술이 활용되고 있다. 캠코더 등의 카메라를 이용한 보행 동영상 촬영 및 분석 기법, 반사 마커 기반의 광학식 3차원 적외선 카메라로 상대적인 위치 좌표를 인식하는 방법, 그리고 관절각도를 산출할 수 있는 가속도 및 자이로 센서 형태의 기기

Copyright © The Korean Society for Precision Engineering
This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

가 대표적이다[6].

광학식 기기인 적외선 카메라와 반사 마커로 구성된 동작측정 시스템은 정확한 위치 좌표 측정이 가능하여 정밀한 분석에 사용되고 있다. 하지만 가격이 고가이고 설치 장소의 제한, 반사 마커의 유무, 측정 환경 등의 단점이 존재한다. 일반인의 경우 동작측정 시스템의 사용이 용이하나 움직임이 불편한 뇌졸중, 파킨슨 등의 운동기능 장애 환자들에서는 사용성이 비교적 떨어진다.

이러한 단점을 해결하기 위해 최근에는 관성센서를 활용한 시스템이 개발되어 활용되고 있다. 관성센서는 신체 부착 용이성이 뛰어나고, 블루투스 또는 무선통신 등의 방식을 사용하여 모바일 형태의 기기에서도 운용이 가능하다. 관성센서의 응용 시 단점으로 제기되던 지자계, 자이로 센서와 전도체 간의 자기장 간섭과 가속도계의 바이어스 드리프트로 인한 적분 누적오차의 존재는 최근 신호처리 기법을 이용한 필터 설계를 통해 점차 고도화되고 있다[7]. 이러한 단점이 감소함에 따라 신체의 움직임을 측정할 때 비교적 사용성이 좋은 관성센서의 활용이 증가하고 있다. 선행 연구를 살펴보면 관성센서를 이용한 보행분석 시스템과 다양한 분석 알고리즘의 결과물을 제시하고 있다. 가속도 센서를 이용한 보행거리 측정 시스템 개발 연구[8], 관성센서 기반 보행분석 시스템 구현한 연구[9], 관성센서를 이용하여 여러 보행조건에 따른 관절각도 변화량을 비교한 연구가 있다[10].

대부분의 연구에서는 보행 시점에 따른 관절의 굴곡과 신전 형태를 분석하는 운동학(Kinematics) 분석이 주로 수행되고 있다. 이러한 운동학적 분석과 지면으로부터 측정되는 힘 변화량을 함께 고려하면 움직임에 필요한 힘 벡터를 계산하는 운동역학(Kinetics) 분석이 가능하다. 예를 들어, 보행기능 장애로 대표적인 질환인 뇌졸중은 뇌기능 부전으로 근육 활성화에 이상이 발생되며 하지 건측과 환측의 보행 시 지면반력 및 관절 모멘트 변화의 정량화로 더욱 구체적인 기능 평가와 재활운동 처방이 가능하다. 파킨슨병 환자의 경우에도 도파민 등의 신경전달물질의 불균형으로 서동증과 같은 보행속도의 감소 시 지면반력의 크기 보행기능 장애에서 힘을 함께 고려하는 보행분석이 가능해진다. 하지만 현재 관성센서와 함께 보행 시 힘을 고려할 수 있는 상용화된 시스템은 찾아보기 어렵고, 족저압을 측정하는 스마트 인솔 등의 시스템이 있으나 관성센서와 융합을 고려한 시스템은 부족한 실정이다.

따라서, 본 연구에서는 로드셀을 적용한 인솔 형태의 지면반력 측정 시스템을 제작하고 상용화된 관성센서와 연동하여 보행 시 관절각도와 지면반력을 동시에 측정할 수 있는 시스템으로 구성하였다. 추후 실제 뇌졸중, 파킨슨 등의 환자에게 적용하기에 앞서 일반인을 대상으로 활용이 가능한지에 대한 보행실험 측정 데이터 검증을 수행하였다.

2. 방법

2.1 보행측정 시스템 구성

보행 시 관절각도의 측정을 위한 관성센서는 Fig. 1의 상용화된

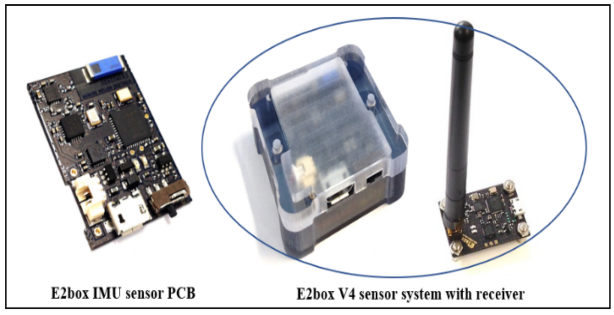


Fig. 1 IMU sensor system (E2box V4 system with receiver)

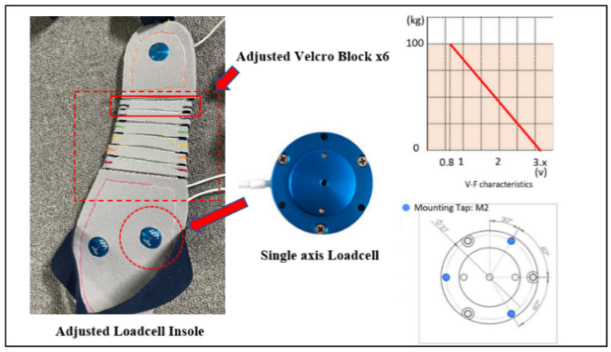


Fig. 2 Loadcell Insole

EBMotion V4 (E2Box 사)를 사용하였다. 관성센서는 3축 자이로스코프, 3축 가속도 센서, 3축 지자기 센서로 총 9축으로 구성되어 있고, 내장된 알고리즘으로는 RHA (Robust Heading Algorithm), RAA (Robust Attitude Algorithm), AGC (Auto Gyroscope Calibaration)이 적용되어 측정 한계 상황에서 오차를 최소화할 수 있다. 사용 환경에 따라 Digital Low Pass Filter는 5-250 Hz, 민감도는 자이로 250-2,000 dps, 가속도 2-16 g의 특성을 가진다. 크기는 32 × 24 mm이며, 충전회로가 내장되어 있는 1 cell 리튬폴리머 배터리가 함께 탑재되어(충전전류 cc = 130 mA) 충전이 가능하다. 관성센서로부터 측정된 신호는 RF 수신기로 전달되어 수집된다. 센서의 무선 데이터 처리는 1,000 Hz이며, 최대 15개의 센서가 연결될 경우 각 85 Hz까지 측정이 가능하다. 통신속도는 9,600-921,600 bps, SMA 커넥터를 이용하여 안테나가 연결된다[11].

보행 시 지면반력의 측정을 위해 상용화된 광학식 단축 EzForce-1D (i2A systems 사) 로드셀을 사용하였다[12]. 광학식 로드셀은 탄성체의 변위량(Displacement)을 측정하므로 전압 증폭기가 필요 없고 소형화가 가능하다. 최대 측정치는 100 kg, 반복성(Repetability)은 0.5%, 측정 전압 범위는 0.8-3.0 volt, 정확도는 2.0%, 응답속도는 50 ms, 변화율인 V-F Coefficient는 45-65 kgf/volt이다. 로드셀의 무게는 18.6 g, 직경 30, 높이 6.9 mm로 재질은 알루미늄이다. 로드셀을 사용한 지면반력 측정 인솔 제작 시, 보행 시 지면에 접촉되는 발의 위치를 고려하여 중족골(Metatassal) 내/외측 각 1개, 발뒤꿈치 종골(Calcaneus) 1개로 총 3개의 로드셀을 배치하였다. Fig. 2와 같이 사용자 발의 크기가

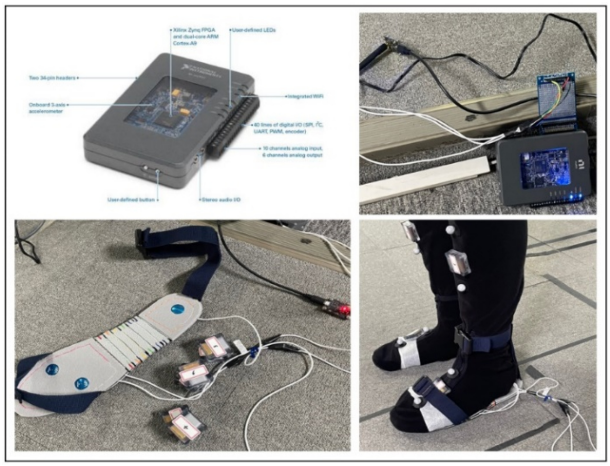


Fig. 3 Data acquisition system by NI myRIO box

Fig. 4 Attachment of gait acquisition sensor system and marker

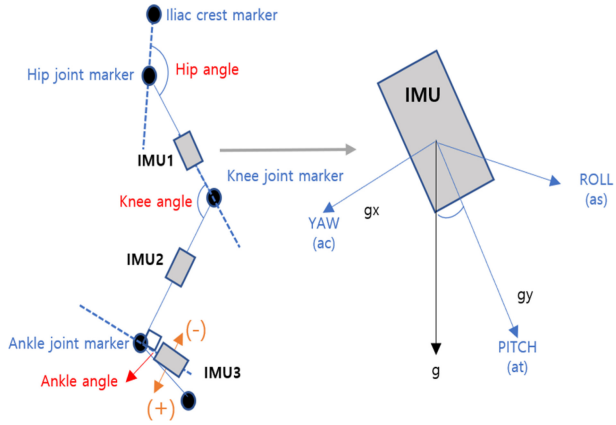


Fig. 5 Definition of lower-limb joint angle

상이함에 따라 인솔의 중간 부분에 1 cm 간격의 블록 6개를 밸크로로 결합할 수 있도록 하여, 발 크기에 따라 블록 개수 조절이 가능하도록 하였다.

Fig. 3과 같이 관성센서와 로드셀 인솔의 동기화된 데이터 획득을 위해 데이터 수집 장치인 myRIO (National Instruments Corp.)를 사용하였다. myRIO는 개발되는 알고리즘을 하드웨어로 지원하여 복잡한 실제 시스템을 설계하는데 필요한 성능을 제공한다. 듀얼코어 ARM Cortex-A9 프로세서 및 Artix-7 FPGA가 탑재되며 전체 프로그래밍이 가능한 Xilinx Zynq-7010 SoC를 바탕으로 설계되어 있다[13]. 로드셀 데이터는 아날로그 형태로 직접 유선으로 입력되며, 관성센서 데이터는 RF 수신기를 myRIO의 USB port에 연결하여 무선으로 데이터를 획득하였다. 관성센서와 로드셀 인솔로부터 측정 및 전송되는 데이터는 NI myRIO에서 동기화된 샘플링 주파수로 수집되어 PC로 전송되며, 시스템의 제어와 데이터의 저장을 위해 NI 사의 LabView 프로그램으로 구성하였다.

2.2 보행측정 시스템 검증

관성센서는 최대한 정면을 향하도록 하여 하지의 양측 허벅지, 정강이, 발등에 총 6개를 부착하였다. 로드셀 인솔은 양쪽 발바닥에 접촉하도록 하여 밴드 스트랩으로 발목과 발등의 유격이 없도록 고정하였다. 관성센서와 로드셀 인솔로 구성된 보행측정 시스템의 정확도를 확인하기 위해 적외선카메라 9대 (Kestrel 300 and Eagle, Motion Analysis Corp.)와 지면반력기 2대(OR6-7, Kistler Corp.)로 구성된 3차원 동작분석 시스템을 활용하였다. Fig. 4와 같이 3차원 동작분석 시스템에서 동작데이터 수집에 사용되는 반사 마커는 관성센서 부착지점 위, 아래에 각 2개씩, 양측 총 12개를 부착하였다. 보행측정 시스템의 각속도 데이터와 로드셀 인솔 데이터는 NI myRIO에서 60의 샘플링 주파수로 동기화되었고, 3차원 동작분석 시스템은 샘플링 주파수 120 Hz로 획득되었다. 두 데이터 간 비교를 위해 보행측정 시스템 데이터는 120 Hz로 리샘플링(Resampling)하였다.

근골격계 질환이 없고 정상보행을 수행하는 젊은 성인 남성 피험자 5명을 대상으로 (나이: 26.0±1.8세, 신장: 171.4±6.8 cm, 체중: 62.2±10.8 kg) 6 m 직선보행을 5회 수행하였다. 분석에는 최초 1회 및 최종 5회차 데이터를 제외한 데이터를 사용하였다. 3차원 동작분석 시스템으로부터 측정된 위치데이터와 관성센서의 자이로스코프 데이터로부터 하지의 고관절, 무릎관절, 발목관절 시상면 각도 변화량을 각각 산출하였다[14]. 로드셀 인솔 데이터는 로드셀 3개 총합의 값으로 지면반력을 산출하였다. 3차원 동작분석 시스템과 관성센서의 관절각도는 보행 이벤트의 우측 발뒤꿈치 접지기(Heel Contact)를 0, 유각기 종료 후 다음 우측 발뒤꿈치 접지기를 100%로 정의하였을 때의 시점에 맞추어 동기화하였다. 3차원 동작분석 시스템에서는 카메라와 동기화된 지면반력 측정값으로 보행 이벤트를 추출하였고, 본 연구에서 제작한 보행측정 시스템에서는 관성센서와 동기화된 로드셀 인솔 측정 지면반력 측정값으로 보행 이벤트를 추출하였다[14]. Fig. 5의 관절각도의 정의 및 산출을 위한 수식은 식(1)부터 식(4)와 같다. 아래 식(1)부터 식(4)에서 θ_{knee}는 무릎관절 각

도, θ_{thigh}는 대퇴골 센서 각도, θ_{shank}는 정강이 센서 각도, g_x, g_y, g_z는 자이로 x, y, z축 각 속도 기준 방향을 나타낸다.

$$\theta_{knee} = \int(\theta_{thigh} - \theta_{shank})dt + \theta_0 \quad (1)$$

$$\theta_{thigh} = tan^{-1}\frac{g_{z1}}{g_{z1}} + \int as_1 dt \quad (2)$$

$$\theta_{shank} = tan^{-1}\frac{g_{z2}}{g_{z2}} + \int as_2 dt \quad (3)$$

$$\theta_0 = \theta_{thigh0} + \theta_{shank0} \quad (4)$$

(*at: pitch, as: Roll, ac: Yaw*)

3. 결과

3.1 하지 관절각도 결과

보행 시 관성센서와 3차원 동작분석 시스템의 적외선 카메라로부터 산출된 5명의 관절각도 평균값 결과는 Fig. 6과 같고, 관절각도의 최소, 최대, 관절 가동범위(Range of Motion, RoM), 평균값 결과 및 두 시스템 간의 결과의 상관계수는 Table 1과 같다.

3.2 지면반력 측정 결과

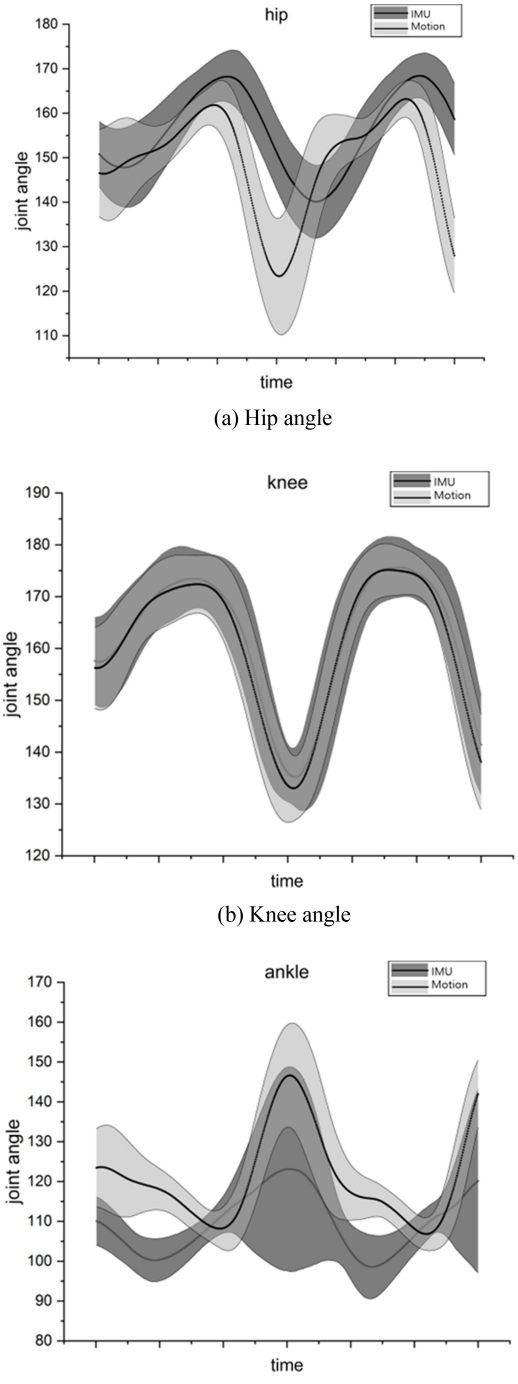
보행 시 로드셀 인솔과 지면 반력기로부터 산출된 수직축(Vertical) 힘의 5명의 평균값 결과는 Fig. 7과 같고, 지면반력의 최소, 최댓값 및 힘의 면적에 대한 결과 및 두 시스템 간의 상관계수는 Table 2와 같다.

4. 고찰 및 결론

본 연구는 장소에 구애받지 않고 뇌졸중과 파킨슨병 환자에게 운동학 및 운동 역학적 보행분석에 적용하기 위한 보행분석 시스템의 개발 예비연구로, 관성센서 기반 하지 관절각도와 로드셀 인솔 기반 지면반력의 동시 측정이 가능한 시스템 시작품을 제작하고, 정상 성인을 대상으로 간단한 검증 실험을 수행하였다.

기존 선행연구에서 개발된 보행분석 시스템은 운동학적 관절각도 변화와 지면반력을 각 시스템에서 측정하는 방식으로 구현되는게 대부분이나 본 연구에서 개발한 시스템의 경우 관절각도와 지면반력이 동시에 측정 가능하다는 장점이 있다. 동기화된 데이터를 확인하기에 앞서 관절각도와 지면반력 측정 정확도를 각 센서별로 검증하는 작업이 우선된다. 측정 데이터의 유사도를 확인하는 대표적인 방법은 보행 이벤트를 기준으로 동기화된 패턴의 유사도를 확인하는 상관계수로 비교하는 방법이다.

여러 선행연구에서는 정확도와 정밀도가 우수한 관성센서와 3차원 동작분석 시스템의 광학식 적외선 카메라로 측정 및 산출



(a) Hip angle

(b) Knee angle

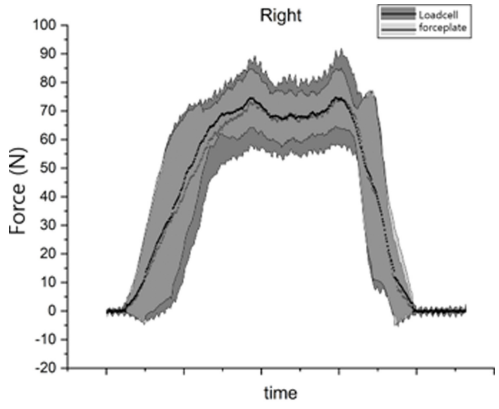
(c) Ankle angle

Fig. 6 Joint angle of gait by IMU & Motion camera

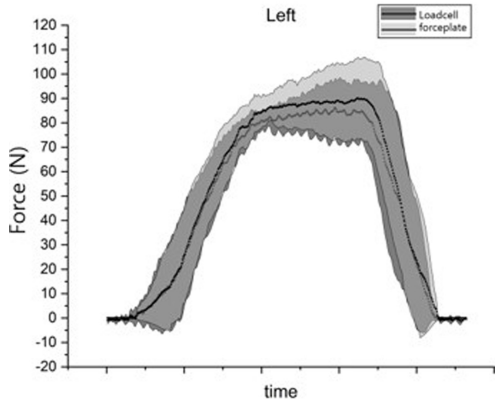
Table 1 Comparison of measured kinematic data

	Hip	Knee	Ankle
IMU range	140.10-168.42	135.15-175.65	98.56-123.16
Motion range	123.36-163.19	133.01-175.17	106.81-146.65
Error [%]	7.65	2.28	11.96
RMSE	12.47	1.81	13.60
Corr.	0.47	0.94	0.40

(RMSE: root mean square error, Corr.: Pearson's r)



(a) Right leg



(b) Left leg

Fig. 7 The GRF of gait by loadcell insole & force plate

Table 2 Comparison of measured kinetic data (Vertical GRF)

	Left		Right	
	Loadcell	F-Plate	Loadcell	F-Plate
Range	-1.2-86.2	-0.3-90.1	-0.9-74.5	-0.2-74.7
Error	6.92		10.59	
RMSE	3.63		2.12	
Corr.	0.99		0.98	

되는 결과를 비교 검증하고 있으며, 관성센서로 산출되는 시상면의 관절각도의 상관관계는 최소 0.7에서 0.9 수준의 결과를 나타내고 있다[15]. 본 연구의 결과에서는 발목 관절각도에서 최소 0.40, 무릎각도에서 최대 0.94의 패턴의 유사도를 나타내어 일반적인 수준임을 확인하였다. 관성센서로 측정 및 산출되는 관절각도 결과는 비교적 정확도가 떨어진다. 신체에 부착되는 마커의 위치데이터로부터 산출되는 광학식 적외선 카메라가 아닌 자이로 센서의 Pitch, Roll, Yaw 값, 보정에 활용되는 가속도 센서의 가속도 데이터 적용 알고리즘 방식에 의존도가 높기 때문이다[15]. 더욱 정확한 관절각도의 산출을 위해 관성센서에 대한 후처리 알고리즘 고도화 작업이 필요하다. 본 연구에서 사용된 관절각도 산출 알고리즘은 센서 내에 내장된 노이즈 필터 등의 전처리 알고리즘을 사용하고, 자이로 센서 데이터를 주로 활용한 관절각도 산출 방식을 적용한다. 따라서 추후 연구를 통해 최적의 관절각도 산출 알고리즘을 적용하는 작업을 수행하고자 한다.

지면반력의 경우 로드셀 또는 압력센서가 삽입되는 인솔과 3차원 동작분석 시스템의 지면 반력기로 측정 및 산출되는 수직축의 힘을 비교 검증하고 있으며, 선행연구의 결과에서는 보행시점에 따른 힘의 변화량 패턴의 유사도를 나타내는 상관계수가 최소 0.8에서 최대 0.9 수준을 보이고 있다[16]. 본 연구의 결과에서도 0.98-0.99를 나타내므로 선행연구들과 유사한 정확도의 결과임을 알 수 있다.

로드셀의 경우 단축의 힘 값이 측정되므로 수직축의 힘의 변화량만이 고려되므로 내외측(Mediolateral)과 전후측(Anteroposterior) 방향으로 측정되는 힘은 고려하지 못하는 단점이 있다. 이는 인솔에 삽입되는 로드셀 선정 시 3축의 센싱이 가능한 로드셀의 적용으로 해결이 가능할 것으로 사료되며 로드셀의 두께와 무게를 고려할 필요가 있다. 추후 연구에서는 로드셀 뿐만 아니라 압력이 측정되는 다양한 족압형 인솔 시스템과 함께 동기화하여 시스템을 구성하고 최적화된 시스템을 도출하고자 한다.

ACKNOWLEDGEMENT

This research was supported by a grant of the Korea Health Technology R&D Project through the Korea Health Industry Development Institute (KHIDI), funded by the Ministry of Health &Welfare, Republic of Korea (Grant No. HF20C0113).

REFERENCES

1. Baker, R., Esquenazi, A., Benedetti, M. G., Desloovere, K., (2016), Gait analysis: Clinical facts, European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine, 52(4), 560-574.
2. Doi, T., Nakakubo, S., Tsutsumimoto, K., Kurita, S., Ishii, H., Shimada, H., (2021), Spatiotemporal gait characteristics and risk of mortality in community-dwelling older adults, Maturitas, 151, 31-35.
3. Riley, P. O., Della Croce, U., Kerrigan, D. C., (2001), Effect of age on lower extremity joint moment contributions to gait speed, Gait & Posture, 14(3), 264-270.
4. Olney, S. J., Richards, C., (1996), Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics, Gait & Posture, 4(2), 136-148.
5. Stanhope, V. A., Knarr, B. A., Reisman, D. S., Higginson, J. S., (2014), Frontal plane compensatory strategies associated with self-selected walking speed in individuals post-stroke, Clinical Biomechanics, 29(5), 518-522.
6. Zhou, H., Hu, H., (2008), Human motion tracking for rehabilitation-A survey, Biomedical Signal Processing and

Control, 3(1), 1-18.

7. O'Reilly, M., Caulfield, B., Ward, T., Johnston, W., Doherty, C., (2018), Wearable inertial sensor systems for lower limb exercise detection and evaluation: A systematic review, Sports Medicine, 48(5), 1221-1246.
8. Lee, K., Kang, S., Cho, J., Lim, D., Lee, J., Kim, I., (2015), Development of gait distance measurement system based on inertial measurement units, Journal of Rehabilitation Welfare Engineering & Assistive Technology, 9(2), 161-168.
9. Cho, J., Kang, S., Lee, K., Jang, S., Kim, I., Lee, J., (2015), Implementation of gait analysis system based on inertial sensors, Journal of Rehabilitation Welfare Engineering & Assistive Technology, 9(2), 137-144.
10. Jeon, T. H., Lee, J. K., (2018), IMU-based joint angle estimation under various walking and running conditions, Journal of the Korean Society for Precision Engineering, 35(12), 1199-1204.
11. E2BOX Corp., EBMotion V4 (EBIMU24GV4 & EBRCV24GV4). https://www.e2box.co.kr/entry/EBMotion-V4-EBIMU24GV4-EBRCV24GV4?category=681150
12. i2A Systems Corp., EzForce-1D Series catalog. https://m.blog.naver.com/PostView.naver?blogId=i2asys&logNo=221296570802&referrerCode=0&searchKeyword=EZforce
13. National Instruments Corp., myRIO. https://www.ni.com/ko-kr/shop/engineering-education/portable-student-devices/myrio-student-embedded-device/what-is-myrio.html
14. Majumder, S., Deen, M. J., (2020), Wearable IMU-based system for real-time monitoring of lower-limb joints, IEEE Sensors Journal, 21(6), 8267-8275.
15. Weygers, I., Kok, M., Konings, M., Hallez, H., De Vroey, H., Claeys, K., (2020), Inertial sensor-based lower limb joint kinematics: A methodological systematic review, Sensors, 20(3), 673.
16. Chen, B., Bates, B. T., (2000), Comparison of F-Scan in-sole and AMTI forceplate system in measuring vertical ground reaction force during gait, Physiotherapy Theory and Practice, 16(1), 43-53.

Jeong-Woo Seo
Senior researcher of Korea Institute of Oriental Medicine & National Research Council of Science and Technology (NST) Open XR Platform Research Center. Ph.D. in Konkuk University. His research interest is biomechanics and rehabilitation.
E-mail: jwseo02@kiom.re.kr

Junggil Kim
Ph.D. candidate in the Department of Biomedical Engineering, Konkuk University. His research interest is biomechanics and machine learning.
E-mail: junggill0219@gmail.com

Seulgi Lee
MS candidate in the Department of Biomedical Engineering, Konkuk University. Her research interest is biomechanics
E-mail: delicament@nate.com

Gyerae Tack
Professor in the Department of Biomedical Engineering, Konkuk University. His research interest is motion analysis and fall prediction based on biomechanics.
E-mail: gratack@kku.ac.kr

Jin-Seung Choi
Associate Professor in the Department of Biomedical Engineering, Konkuk University. His research interest is motion analysis and gait analysis based on biomechanics.
E-mail: jschoi98@kku.ac.kr