

관성센서 기반 신발형 보행 분석기의 신뢰성 연구

주지용¹ · 김영관² · 박재영³

¹전남대학교 대학원 체육학과 · ²전남대학교 사범대학 체육교육과 · ³동신대학교 보건복지대학 운동처방학과

Reliability of 3D-Inertia Measurement Unit Based Shoes in Gait Analysis

Ji-Yong Joo¹ · Young-Kwan Kim² · Jae-Young Park³

¹Department of Physical Education, Graduate School, Chonnam National University, Gwangju, Korea

²Department of Physical Education, College of Education, Chonnam National University, Gwangju, Korea

³Department of Exercise Prescription, College of Health and Welfare, Dongshin University, Naju, Chonnam, Korea

Received 31 January 2015; Received in revised form 15 March 2015; Accepted 20 March 2015

ABSTRACT

Purpose : The purpose of this study was to investigate the reliability of 3D-inertia measurement unit (IMU) based shoes in gait analysis. This was done with respect to the results of the optical motion capturing system and to collect reference gait data of healthy subjects with this device.

Methods : The Smart Balance® system of 3D-IMU based shoes and Osprey® motion capturing cameras were used to collect motion data simultaneously. Forty four healthy subjects consisting of individuals in 20s (N=20), 40s (N=13), and 60s (N=11) participated in this study voluntarily. They performed natural walking on a treadmill for one minute at 4 different target speeds (3, 4, 5, 6 km/h), respectively.

Results : Cadence (ICC=.998), step length (ICC=.970), stance phase (ICC=.845), and double-support phase (ICC=.684) from 3D-IMU based shoes were in agreement with results of optical motion system. Gait data of healthy subjects according to different treadmill speeds and ages were matched to previous literature showing increased cadence and reduced step length for elderly subjects.

Conclusion : Conclusively, 3D-IMU based shoes in gait analysis were a satisfactory alternative option in measuring linear gait parameters.

Keywords : Gait, Inertia Measurement Unit, Accelerometer, Cadence, Step Length

I. 서 론

보행(gait)은 무게중심을 이동하는 행위로 인간에게는 걷기와 뛰기 형태가 있다. 보행은 자유로운 삶을 유지할 수 있게 하는 기본 동작이기 때문에 보행분석 연구는 동작분석 역사와 함께 100여년 넘게 이루어져 왔다. 최근에는 보행과 관련된 각종 질환 문제가 많이 보고되기 때문에 정확한 보행 측정이 더욱 중요하게 여겨지게 되었다(Chen et al., 2003; Tas et al., 2014).

전통적인 보행분석 연구는 간단한 2차원 비디오 카메라 분석에서 여러 개의 고속 카메라를 사용하는 3차원 동작분석으로 이루어져 왔다(Ugbohue et al., 2013). 광학식 측정 시스템은 신체 움직임을 잘 추적하고 세세한 변인까지 정확히 도출할 수 있다는 장점을 지니고 있다. 하지만, 장비가 고가이고 큰 공간 확보가 필요하며 실험 전 카메라 셋팅과 캘리브레이션 작업, 실험 후 수정작업에 상당히 많은 시간이 소비되는 단점이 있어 빠른 진단 결과를 요하는 임상 현장에서는 구축하기가 어렵다. 이에 대한 대안으로 최근 가격이 저렴하고 사용하기 쉬우면서 적은 공간에서 효과적으로 사용할 수 있는 관성센서나 전자기장센서 기반의 웨어러블 센서 타입 보행 측정장비가 많이 개발되고 있다(Brandes, Zijlstra, Heikens, van Lummel, & Rosenbaum, 2006; Choi, Kang, Mun, Bang, & Tack, 2009; Liu, Inoue, & Shibata, 2009; Takeda, Tadano,

Corresponding Author : Young-Kwan Kim
Department of Physical Education, Chonnam National University, 77
Yongbong-ro, Buk-gu, Gwangju, 500-757, Korea
Tel : +85-62-530-2553 / Fax : +82-62-530-2563
E-mail : ykkim01@jnu.ac.kr

Natorigawa, Todoh, & Yoshinari, 2009).

현재까지 많이 사용되는 관성센서의 경우 허리에 부착하는 센서(Arif, Ohtaki, Nagatomi, & Inooka, 2004; Schwesig, Leuchte, Fisher, Ullmann, & Kluttig, 2011), 몸통에 부착하는 센서(Moe-Nilssen, & Helbostad, 2004; Zijlstra, & Hof, 2003), 종아리에 부착하는 센서(Liu et al., 2009), 신발 뒷꿈치에 부착하는 센서(Mariani et al., 2010), 발등에 부착하는 센서(Choi et al., 2009; Sabatini, Martelloni, Scapellato, & Cavallo, 2005) 등 다양한 방법으로 시도되었거나 상용화되고 있다. 다리에 센서를 부착할 때는 종아리 전측면(anterolateral side)에 위치시키는 것이 가장 정확도가 좋다고 알려졌다(Lutzner, Voigt, Roeder, Kirschner, & Lutzner, 2014).

보행 중 가장 먼저 지면에 닿는 신체 부분은 발바닥이다. 신발의 발등이나 뒷꿈치 부분에 센서를 부착하여 실험한 연구는 있지만(Choi et al., 2009; Mariani et al., 2010; Sabatini et al., 2005), 아직까지 신발 바닥에 관성센서를 심어 측정하는 논문이나 자료가 나와 있지 않다. 바닥의 접촉과 이지에 의해서 보행 시점이 결정되기 때문에 신발 발바닥에 탑재하는 방법은 매우 효과적이고 객관적이라고 생각된다.

보행은 나이에 상관없이 인간이 행해야하는 기본 동작이다. 나이가 들어감에 따라 젊은 정상인 정상보행 패턴과 다른 보행패턴이 발생하고, 보행 패턴은 낙상 요인과 관련이 깊기 때문에 나이에 따른 보행 연구는 매우 중요하다(Barak, Wagenaar, & Holt, 2006; Lee et al., 2011). 일반적으로 고령자의 보행은 보폭이 작아지면서 보빈도가 빨라지고 전체적인 운동학적 보행변인들의 가변성(variability) 증가한다고 알려져 있다(Barak et al., 2006; Yi & Chang, 2014). 많은 보행 연구를 통해 연령대에 따른 정상인들의 자료가 쉽게 많이 축적된다면 그 효용가치는 높을 것이다.

본 연구의 목적은 동일한 대상으로 보행을 실시하였을 때 신발바닥에 탑재한 관성센서에서 측정된 보행변인 결과가 광학식 장비 결과와 얼마나 일치도가 있는가를 파악하는 것이다. 또한 20대, 40대, 60대 연령별로 보행특성을 파악하여 연령대에 따른 정상인 보행 자료를 축적하고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

근신경계 이상이 없고 최근 6월간 근골격계 부상이 없는 성인 44명이 연구 대상자로 본 연구에 참여하였다. 실험 전에 연구 대상자들에게 실험 목적과 방법에 대해 설명하였으며 C대

Table 1. Demographic and morphological data of subjects

		N	height (cm)	mass (kg)	age (yr)
20s	M	10	173±2.7	68.4±5.2	23.6±1.0
	F	10	161±5.2	55.3±5.7	21.8±2.7
40s	M	6	172±5.5	73.4±13.2	46.0±3.0
	F	7	161±2.2	56.4±5.4	43.1±5.6
60s	M	5	169±3.7	65.8±6.7	64.6±4.3
	F	6	157±6.4	60.5±8.8	64.7±4.3
total		44	166±7.7	62.8±9.7	39.6±17.7

학 연구윤리위원회의 허락을 득한 연구 참여 동의서로 서면 동의를 받은 후 실험을 실시하였다. 연령대 별 효과를 파악하기 위해 연구대상자들을 20대, 40대, 60대로 제한하였다. 참여자들의 인구통계학적 변인과 신체적 정보는 <Table 1>과 같았다.

2. 실험 장비

본 연구에서는 두 가지 장비를 이용하여 보행분석을 각각 실시하였다. 첫째 신발형 관성센서 기반 보행 분석기로는 Smart Balance® SB-1 (JEIOS, USA)을 사용하였다. 이 시스템은 보행용 트레드밀, 컴퓨터와 소프트웨어, 관성센서가 장착된 신발로 구성되었다(Figure 1). 관성센서는 샘플링률(sampling rate)이 100 Hz이고, ±6g의 3축 방향 가속도 측정과 ±500°/s의 3축 방향 각속도 측정이 가능한 것으로 신발 오른쪽과 왼쪽 바닥에 각각 탑재되어 있다. 트레드밀 위에서 걸으면 신발에 탑재된 블루투스 장비가 측정값을 보내고 컴퓨터와 연결된 신호 수집 장치에서 측정값을 수집하여 컴퓨터로 보낸다(Figure 1).

Smart Balance® 프로그램 내에서는 Greene 등(2010)과 Sabatini 등(2005)의 자동 발뒷꿈치 착지(heel strike: HS)와 발끝 이지(toe-off: TO) 감지 로직에 따라 발생하는 보행 주요 시점들을 기준으로 시계열 변인인 보폭시간(stride time), 보빈도(cadence),

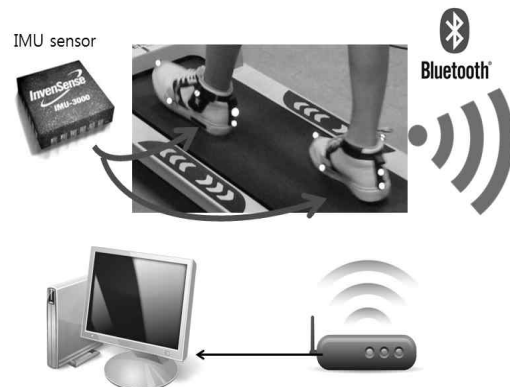


Figure 1. System layout of Smart Balance®

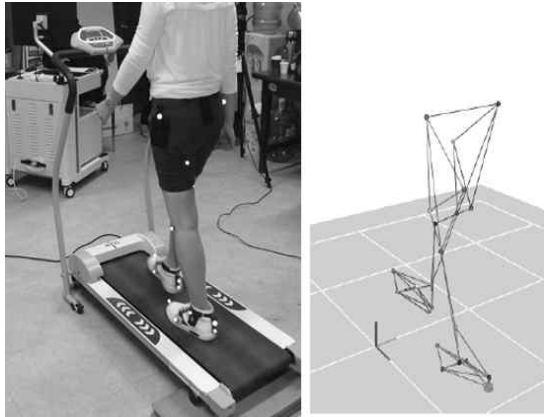


Figure 2. Experiment set-up and captured marker set feature

입각기(stance time), 양발지지기(double-support time) 등을 계산해 내었다.

둘째, 관성센서의 신뢰성을 측정하기 위해 4대의 광학식 카메라(Osprey®, Motion Analysis Corp., USA)와 20개의 반사 마커를 사용하였다. 하지 운동학적 자료 취득을 위해 양쪽 다리 부위의 대전자, 허벅지, 무릎, 종아리, 발목, 신발의 앞꿈치, 전족의 좌우, 뒤꿈치 위와 아래에 마커를 위치시켰다(Figure 2). 3차원 마커 위치 자료를 컴퓨터에 내려 받아 상용소프트웨어인 Matlab®(ver. 2009b, MathWorks Inc., USA)에서 광학식 카메라에서 얻어지는 선형보행 계수들은 도출해 내었다.

3. 실험 절차

피험자가 연구실에 오면 워밍업 시간을 충분히 주어 자연스러운 보행이 가능하게 하였다. 이후 신체 주요 부위에 반사 마커를 양면테잎으로 부착하였다.

본 실험에서는 4가지 보속 조건(3, 4, 5, 6 km/h)을 설정하였다. 각 조건의 순서는 역균형설계법(counter-balance design)에 따라 정하였다. 피험자는 ‘시작’ 구령에 따라 설정된 보속으로 트레드밀 위에서 보행을 실시하였고, 30초 이상 흐른 후 안정적인 보행 형태를 보이면 60초 동안 자료를 수집하였다. 한 가지 보속 조건이 끝나면 다음 보속 전까지 3분 휴식을 주어 피로에 의한 효과가 일어나지 않게 하였다.

4. 자료 처리와 분석

광학식 장비에서 얻은 선형보행계수값은 다음과 같은 정의를 따랐다(Figure 3).

- HS(heel strike) : 전·후축(X축)의 (+)방향이 보행방향 뒤쪽으로 정의되어 뒷꿈치 마커 X축 변위값이 최소일 때 HS로 정의하였다(Zeni, Richards, & Higginson, 2008).

- TO(toe-off) : 발끝(toe) 마커의 X축 변위 최대가 되는 시점을 TO로 정의하였다. 똑같은 방식으로 반대발 시점도 정의하였다(Zeni et al., 2008).
- 보빈도(cadence) : 60초 측정구간 내에서 발생한 첫 번째 HS 시점과 마지막 HS 시점의 시간차를 구하고 전체 HS 갯수에서 한 개를 뺀 수의 비율로서 계산하였다.

$$\text{Cadence} = (\# \text{ HS} - 1) / (\text{last HS time} - \text{1st HS time}) \times 60$$

- 보폭(step length) : 트레드밀 속력을 고정 변인으로 설정하고 ‘속력 = 보빈도 × 보폭’의 관계식에서 구하였다.
- 양발지지기(double-support phase) : 양발이 모두 접지해 있는 구간으로, 오른발 주도의 양발지지기와 왼발 주도의 양발지지기를 각각 구한 후 평균값을 양발지지기 시간으로 정의하였다.
- 유각기(stance phase) : HS과 TO까지의 구간으로 오른발 유각기와 왼발 유각기 평균값을 유각기 시간으로 정의하였다.
- 트레드밀 계측 속력(measured treadmill speed): 트레드밀 메뉴판에서 속력을 설정하고 보행을 실시하지만, 피험자의 질량이나 트레드밀 모터의 성능에 따라 실측값(real value)이 달라질 수 있다. 본 연구에서는 뒷꿈치 마커의 속력 그래프를 구한 후 HS부터 뒷꿈치 마커가 지면을 떠나는 순간까지 평균 속력을 구한 후 트레드밀 계측 속력으로 정의하였다.

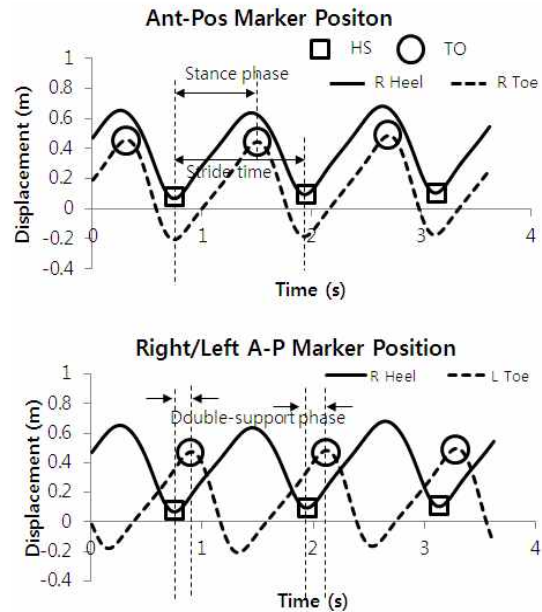


Figure 3. Definition of stride time, stance phase, and double-support phase. Heel strike (□) was local minimum and toe-off (○) was local maximum point during heel and toe markers' anterior-posterior position (Zeni et al., 2008).

Table 2. Mean results of agreement between spatio-temporal parameters derived from IMU sensor and optical motion measurement system at different walking speeds

	3 km/h			4 km/h			5 km/h			6 km/h		
	True error	Error [%]	ICC	True error	Error [%]	ICC	True error	Error [%]	ICC	True error	Error [%]	ICC
Cadence(step/min)	-0.59	-0.63	0.995	-1.05	-0.99	0.994	-1.21	-1.01	0.994	-1.17	-0.93	0.996
Step length(cm)	-0.28	-0.52	0.951	-0.27	-0.43	0.884	0.098	0.14	0.776	-0.53	-0.67	0.897
DS phase(%)	6.5	51	0.197	0.83	8.11	0.646	0.79	9.13	0.638	0.39	5.35	0.738
Stance phase(%)	0.14	0.22	0.489	0.40	0.65	0.594	0.41	0.69	0.483	0.09	0.16	0.891

True error and % error were based on the results of optical motion measurement system. DS stands for double support.

5. 통계 처리

관성센서 기반 신발형 보행 분석기의 신뢰성을 측정하기 위해 광학식 장비 결과값을 기준으로 두 방법의 급내 상관계수(intra-class correlation, ICC)를 살펴보았다. ICC가 0.0-0.40은 '부족(poor)', 0.40-0.59는 '적당(fair)', 0.60-0.74는 '만족(good)', 0.75-1.0은 '탁월(excellent)'로 구분하였다(Cicchetti, 1994).

정상인 보행 자료 데이터 분석은 이원혼합분산분석(two-ways mixed analysis of variance)을 따랐으며, 보속과 연령대를 요인으로 설정하였다. 통계처리는 상용 소프트웨어인 SPSS(ver. 18.0, IBM Inc., USA)을 이용하였으며 각각 유의수준은 .05로 설정하였다.

III. 결 과

1. 신발형 보행 분석기의 신뢰성

대표적인 선행보행계수인 보빈도(cadence), 보폭(step length), 양발지지기(double-support phase), 입각기(stance phase)를 살펴 보았다. 피험자들의 전체 보행 주기를 다 고려한 ICC에서 보빈도는 0.998, 보폭은 0.970, 양발지지기는 0.684, 유각기는 0.845가 나왔다.

설정된 보속에 따른 결과는 <Table 2>와 같았고 각 변수에 대해 실오차(true error)와 상대오차(% error)를 나타내었다. 보빈도(cadence)는 전체 보속 구간에 걸쳐 1.0에 가까운 ICC 값을 보여 주었다. 보폭(step length)의 ICC는 3 km/h에서 0.951로 가장 높았고, 5 km/h에서 0.776으로 가장 낮게 나타났다. 양발지지기(double-support phase) ICC는 가장 낮은 값을 보여 주었다. 3 km/h에서는 상대오차도 51%로 가장 크고 ICC도 0.197로 매우 낮게 나왔다. 유각기(stance phase)는 6 km/h에서 높은 ICC(0.891)를 보였으며 그 외의 구간에서 비교적 낮은 ICC를 나타내었다.

2. 트레드밀 계측 속력

<Table 3>은 뒷꿈치 마커를 이용하여 트레드밀 계측 속도를 계산한 값이다. 설정 보속이 올라감에 따라 절대 표준편차는 0.03 km/h에서 0.21 km/h로 커졌다. 하지만, 설정 보속과 트레드밀 계측 속력의 상대오차값은 3 km/h일 때 18.0%로 가장 컸고, 6 km/h일 때 12.3%로 가장 작았다. 즉, 속도가 올라감에 따라 상대오차는 줄어들었다.

Table 3. Comparison between set speed in treadmill and measured speed

	Measured speed (M±SD)	Error [%]
3 km/h	2.46±0.06 km/h	18.0
4 km/h	3.38±0.06 km/h	15.5
5 km/h	4.31±0.12 km/h	13.8
6 km/h	5.26±0.21 km/h	12.3

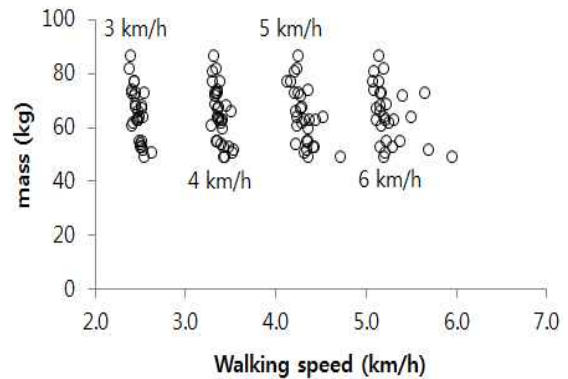


Figure 4. Distribution of measured treadmill speeds according to target walking speeds and body mass

<Figure 4>는 설정된 보속과 피험자 질량에 따라 계측된 트레드밀 속력 분포를 보여 주었다. 3 km/h에서는 질량에 관계없이 일관된 트레드밀 속력 분포를 보였지만, 6 km/h에서는 일관성이 결여된 트레드밀 속력분포를 보여주었다.

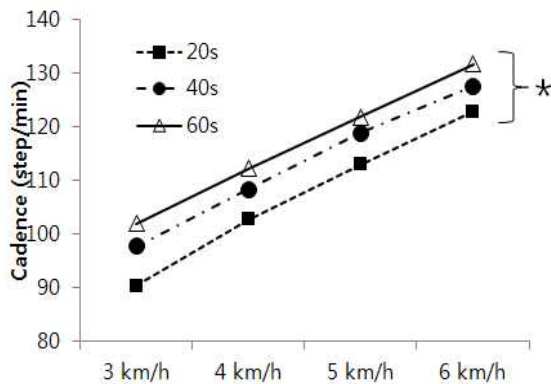


Figure 5. Changes in cadences according to walking speeds and ages. *indicates significance different group means between 20s and 60s.

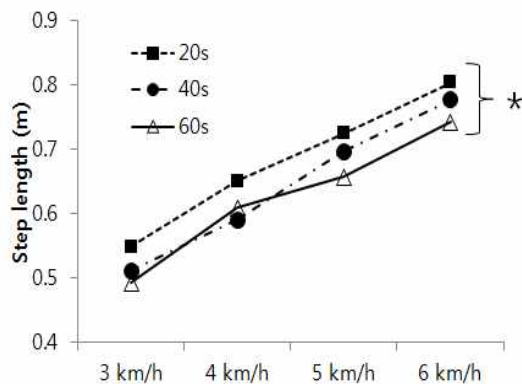


Figure 6. Changes in step length according to walking speeds and ages. *indicates significance different group means between 20s and 60s.

3. 보속에 따른 정상인의 보행

<Figure 5>에서는 보속과 연령대에 따라 보빈도가 변화하였다. 이원혼합분산분석 결과 상호작용효과는 없었고, 보속에 의한 주효과만 나타났다($F=4.93, p<.01$). 3 km/h에서 6 km/h로 증가함에 따라 보빈도는 95.5 ± 9.73 step/min에서 126.6 ± 9.1 step/min로 빨라졌다. 단순한 연령대 비교에서는 20대와 60대 결과에서만 유의한 차이가 있었다($p<.05$). 60대의 평균 보빈도는 117.0 step/min로 20대의 보빈도 107.2 step/min보다 유의하게 빨랐다.

보폭 변화 결과에서도 보속과 연령대에 따라 상호작용효과는 없었다(Figure 6). 3 km/h에서 6 km/h로 갈수록 보속에 따른 주효과는 나타나서 0.52 ± 0.06 m에서 0.78 ± 0.06 m로 늘어났다. 단순한 연령대 비교에서는 20대와 60대가 유의한 차이를 보였다. 20대의 평균은 0.68 m로 60대의 평균 0.63 m보다 유의하게 길었다. 하지만, 40대의 평균인 0.64 m는 20대, 60대와 통계적으로 차이가 없었다.

Table 4. Changes in stance phase according to walking speeds and ages

Speed	Age	Mean	S.D.
3 km/h	20s	62.74%	1.69%
	40s	62.73%	2.19%
	60s	63.34%	2.56%
	sub total	62.89%	2.05%
4 km/h	20s	60.86%	1.10%
	40s	60.99%	1.37%
	60s	61.02%	1.61%
	sub total	60.94%	1.30%
5 km/h	20s	58.88%	1.00%
	40s	59.86%	1.01%
	60s	59.57%	1.19%
	sub total	59.34%	1.12%
6 km/h	20s	57.37%	1.10%
	40s	58.28%	0.97%
	60s	58.12%	1.14%
	sub total	57.83%	1.13%

Table 5. Changes in double-support phase according to walking speeds and ages

Speed	Age	Mean	S.D.
3 km/h	20s	25.38%	3.04%
	40s	25.39%	3.93%
	60s	25.22%	4.54%
	sub total	25.34%	3.64%
4 km/h	20s	21.72%	2.43%
	40s	22.06%	2.77%
	60s	22.13%	3.00%
	sub total	21.93%	2.62%
5 km/h	20s	17.80%	2.00%
	40s	19.62%	1.91%
	60s	19.03%	2.33%
	sub total	18.64%	2.17%
6 km/h	20s	14.59%	2.12%
	40s	16.58%	1.82%
	60s	16.09%	2.05%
	sub total	15.55%	1.17%

<Table 4와 5>는 보속과 연령대에 따라 변화하는 양발지지기와 입각기에 대한 결과를 나타낸 것이다. 이원혼합분산분석 결과 양발지지기와 입각기 모두 상호작용효과와 주효과가 없었다. 단지 평균값에서 보속이 빨라짐에 따라 양발지지기와 입각기가 감소하였고, 동일 보속 조건에서는 연령대가 올라감에 따라 양발지지기와 입각기가 증가하는 추세를 보여 주었다.

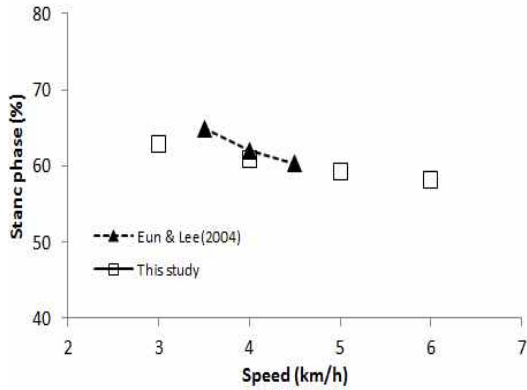


Figure 7. Stance phase comparison between Eun & Lee (2004) and this study

4. 60대 피험자 보행 결과 비교

<Figure 7>은 본 실험의 연구대상자와 비슷한 60대 피험자 (64±3.07 세)를 대상으로 트레드밀보행 연구를 실시한 Eun과 Lee(2004)의 결과와 비교한 것이다. Eun과 Lee(2004)는 4 km/h에서 61.98±4.57%, 본 연구는 동일 속도에서 60.93 ±1.30 %의 유각기를 보여 기존 연구와 비슷한 결과를 나타내었다.

IV. 논 의

보행분석은 임상현장 뿐 아니라 연구 및 운동처방 등 모든 분야 걸쳐 매우 중요하게 여겨지고 있다. 정확한 분석을 통해 보행의 특징과 문제점을 파악하는 것이 건강 관리 측면에서 매우 중요하다. 일반적인 보행분석 연구들은 광학식 카메라에 의존하지만, 상당한 비용, 시간, 높은 기술이 필요하다는 단점이 있어 왔다. 최근에 대안으로 관성센서 또는 가속도계를 이용한 보행분석 장비들이 많이 나오고 있다. 본 연구에서는 새롭게 시도되는 신발형 보행 분석기의 신뢰성을 파악하고자 하였다. 44명의 피험자를 대상으로 4가지 다른 보속 조건에서 보행을 수행하도록 하였다. 관성센서 기반 신발형 보행 분석기에서 획득한 선형보행계수 결과를 광학식 시스템 결과와 비교하여 그 신뢰성을 파악하였다.

실험 결과 관성센서 기반 신발형 보행 분석기의 신뢰도는 ‘만족(good)’ 또는 ‘탁월(excellent)’ 수준이라고 할 수 있었다. 특히 보빈도의 급간 상관계수(ICC)는 1.0에 거의 가까운 값으로 거의 일치한다고 볼 수 있었다. 양발지지기와 유각기의 ICC는 보빈도와 보폭보다 낮게 나와서 일치도가 떨어졌다. 그 이유는 관성센서의 시점 정의 알고리즘 차이에 기인한다고 볼 수 있었다.

관성센서는 절대좌표로 측정값을 나타내지 않고 가속도라는 상대적인 값을 이용하여 운동학적 변인을 유출해 낸다. 따라서 HS과 TO 시점 정의가 매우 중요하며 이 값에 따라 보빈도, 입각기, 유각기, 보폭, 보속 등 선형보행 변수값들이 달라지게 된다. 본 실험에 사용된 관성센서도 Greene 등(2010)과 Sabatini 등(2005) 연구법처럼 좌우축(mediolateral axis)으로 발생하는 각속도값에서 HS과 TO 시점을 정의하였다. 또한 관성센서는 드리프트(drift) 현상이 발생하여 운동학적 정보를 왜곡할 수 있다는 단점을 가지고 있다(Zhou & Hu, 2007). Hamacher, Hamacher, Taylor, Singh와 Schega (2014)는 재보정(re-calibration) 알고리즘을 이용하여 이러한 단점을 보완하였고 측정신뢰도를 높였다.

보행에 있어서는 뒷꿈치 보다는 앞꿈 움직임을 기준으로 시점을 정하는 것이 더 어렵다. 본 연구에서도 뒷꿈치 움직임으로 정의되는 보빈도의 ICC는 상당히 높았다. 하지만, 발끝으로 정의되는 TO 시점은 일관성이 떨어졌기 때문에 입각기와 양발지지기에서 낮은 ICC가 나타났다. 광학식 장비의 단점은 HS과 TO 시점이 필터링할 때 차단주파수(cutoff frequency)에 따라 매우 민감하게 달라진다는 것이다(Tirosh & Sparrow, 2003). 따라서 유각기와 양발지지기의 ICC 결과는 TO 시점을 정의할 때 관성센서나 광학식 시스템이 지니고 있는 알고리즘 때문에 발생한 것으로 판단되었다.

보속에 따른 ICC를 살펴보면 저속보다는 고속 조건에서 관성센서 기반 신발형 보행 분석기의 일치도가 증가함을 알 수 있었다. 이는 관성센서가 지닌 내재적인 문제에 일부 기인한 것으로 볼 수 있었다. Lutzner 등(2014)의 연구결과에서 관성센서의 정확성은 1.0~2.2 m/s(3.6~7.9 km/h)에서 가장 높고 저속이거나 2.2 m/s이상의 보속에서 떨어진다고 하였다. 따라서 관성센서 기반의 측정기를 사용할 경우 보속을 고려해야 한다고 생각하였다.

정상인의 보행 특성을 보면 보속이 증가함에 따라 보빈도와 보폭이 모두 증가하였다. 이는 기존 연구 결과와 유사하며 신발형 보행 분석기가 광학식 장비와 유사한 결과를 얻어 낼 수 있다고 하겠다(Eun & Lee, 2004; Yoon, Park, & Damiano, 2012). 10명의 건강한 피험자(18~38세)를 대상으로 트레드밀 위에서 정상보행을 실시한 Yoon 등(2012)은 보속 증가에 따라 본 연구와 유사한 보빈도와 보폭의 증가를 보여 주었다.

연령대에 따라 정상인들의 보행 패턴이 다르다고 알려져 있다(Winter, Patla, Frank, & Walt, 1990). Winter 등(1990)의 결과를 보면 연령대가 높아지면서 균형감과 근력이 많이 떨어져 편하게 여기는 보속과 보폭이 유의하게 줄었다. 본 연구에서는 동일 보속 조건을 유지 시켰을 경우 20대와 60대 결과 비교해 보면 60대의 보빈도가 유의하게 빨라졌고, 보폭이 유

의하게 감소하였다. 또한 통계적으로 유의하지 않았지만 연령대가 높아짐에 따라 입각기와 양발지지기가 증가함을 알 수 있었다. 이러한 증가 현상은 연령대가 높을수록 보행 안정성(stability) 확보를 위한 순응으로 해석되었다. 무게중심이 이동할 때 전후방향의 가변성을 줄이려고 보폭을 줄이고 지면접촉을 더 길게 하여 입각기와 양발지지기를 충분히 확보하는 방향으로 보행 안정성을 키우려는 변화이다(Winter et al., 1990; Yi & Chang, 2014).

본 실험에서 확인한 신발형 보행 분석기의 단점은 트레드밀의 정확도이다. 보속이 증가하면서 상대오차는 줄었지만 지정된 보속과 12% 이상 상대오차가 발생하였다. 따라서 캘리브레이션이 잘 된 트레드밀을 사용하거나 지면보행을 통한 데이터 획득이 더 정확한 보행자료 분석이 될 것으로 생각되었다.

V. 결 론

본 연구에서는 광학식 장비의 대안으로 개발된 관성센서 기반 신발형 보행 분석기의 신뢰성을 파악하였으며 다음과 같은 결론을 얻었다.

첫째, 보빈도(ICC=.998)와 보폭(ICC=.970) 결과는 광학식 장비와 일치도가 ‘탁월(excellent)’했으며, 유각기(ICC=.845)와 양발지지기(ICC=.684) 결과는 일치도가 ‘만족(good)’ 수준이었다.

둘째, 유각기와 양발지지기의 급내 상관계수는 TO 정의 알고리즘의 차이에 기인한 것으로 생각되었다.

셋째, 정상인들은 보속이 증가함에 따라 보빈도와 보폭이 커졌다.

넷째, 동일 보속에서 60대 피험자는 20대 피험자보다 노인은 젊은이보다 빠른 보빈도와 줄어든 보폭을 보여 주었다.

결론적으로 관성센서 기반 신발형 보행 분석기는 ‘만족’ 또는 ‘탁월’한 선형보행계수 신뢰도를 보여 저비용으로 빠르게 보행변수를 측정해야하는 곳에서 카메라 장비를 대신할 만하다고 하겠다.

참고문헌

- Arif, M., Ohtaki, Y., Nagatomi, R., & Inooka, H. (2004). Estimation of the effect of cadence on gait stability in young and elderly people using approximate entropy technique, *Measurement Science Review*, 4(2), 29-40.
- Barak, Y., Wagenaar, R. C., & Holt, K. G. (2006). Gait characteristics of elderly people with a history of fall: A dynamic approach. *Physical Therapy*, 86(11), 1501-1510.
- Brandes, M., Zijlstra, W., Heikens, S., van Lummel, R., & Rosenbaum, D. (2006). Accelerometry based assessment of gait parameters in children, *Gait & Posture*, 24(4), 482-486.
- Chen, C. P., Chen, M. J., Pei, Y. C., Lew, H. L., Wong, P. Y., & Tang, S. F. (2003). Sagittal plane loading response during gait in different age groups and in people with knee osteoarthritis. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(4), 307-312.
- Choi, J. S., Kang, D. W., Mun, K. R., Bang, Y. H., & Tack, G. R. (2009). Gait detection algorithm using accelerometer, *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 19(1), 159-166.
- Cicchetti, D. V. (1994). Guideline, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology, *Psychological Assessment*, 6(4), 284-290.
- Eun, S.-D., & Lee, K.-K. (2004). The effect of the speed conditions on the gait pattern in treadmill walking of elderly persons. *The Korean Journal of Physical Education*, 43(5), 397-404.
- Greene, B. R., McGrath, D., O'Neill, R., O'Donovan, K. J., Burns, A., & Gaulfield, B. (2010). An adaptive gyroscope-based algorithm for temporal gait analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 48, 1251-1260.
- Hamacher, D., Hamacher, D., Taylor, W. R., Singh, N. B., & Schega, L. (2014). Towards clinical applications: Repetitive sensor position re-calibration for improved reliability of gait parameters. *Gait & Posture*, 39, 1146-1148.
- Lee, K.-D., Kim, D.-W., Yoo, J.-H., Kim, K.-H., Lee, T.-Y., Park, K.-S., Chung, G.-S., & Park, S.-B. (2011). Comparative analysis on gait patterns of the elderly and the young regarding to foot pressure. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 20(1), 67-75.
- Liu, T., Inoue, Y., & Shibata, K. (2009). Development of wearable sensor system for quantitative gait analysis. *Measurement*, 42, 978-988.
- Lutzner, C., Voigt, H., Roeder, I., Kirschner, S., & Lutzner, J. (2014). Placement makes a difference: Accuracy of an accelerometer in measuring step number and stair climbing. *Gait & Posture*, 39, 1126-1132.
- Mariani, B., Hoskovec, C., Rochat, S., Bula, C., Penders, J., & Aminian, K. (2010). 3D gait assessment in young and elderly subjects using foot-worn inertial sensors. *Journal of Biomechanics*, 43(15), 2999-3006.
- Moe-Nilssen, R., & Helbostad, J. L. (2004). Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry. *Journal of Biomechanics*, 37, 121-126.
- Sabatini, A. M., Martelloni, C. M., Scapellato, S., & Cavallo, F. (2005). Assessment of walking features from foot inertial sensing. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 52(3), 486-494.
- Schwesig, R., Leuchte, S., Fisher, D., Ullmann, R., & Kluttig, A. (2011). Inertial sensor based reference gait data for healthy subjects.

Gait & Posture, 33, 673-678.

- Takeda, R., Tadano, S., Natorigawa, A., Todoh, M., & Yoshinari, S. (2009). Gait posture estimation using wearable acceleration and gyro sensors. *Journal of Biomechanics*, 42, 2486-2494.
- Tas, S. M., Guneri, S., Baki, A., Yildirim, T., Kaymak, B., & Erden, Z. (2014). Effects of severity of osteoarthritis on the temporospatial gait parameters in patients with knee osteoarthritis. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 48(6), 635-641.
- Tirosh, O., & Sparrow, W. A. T. (2003). Identifying heel contact and toe-off using forceplate thresholds with a range of digital-filter cutoff frequencies. *Journal of Applied Biomechanics*, 19, 178-194.
- Ugbolue, U. C., Papi, E., Kalliamtas, K. T., Kerr, A., Earl, L., Pomeroy, V. M., Rowe, P. J. (2013). The evaluation of an inexpensive, 2D, video based gait assessment system for clinical use. *Gait & Posture*, 38(3), 483-489.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S., & Walt, S. E. (1990). Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. *Physical Therapy*, 70(6), 340-347.
- Yi, J.-H., & Chang, J.-K. (2014). The comparative analysis of gait safety between elderly female and adult female. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 24(3), 249-258.
- Yoon, J., Park, H.-S., & Damiano, D. L. (2012). A novel walking speed estimation scheme and its application to treadmill control for gait rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9, 62-74.
- Zeni, J. A., Richards, J. G., & Higginson, J. S. (2008). Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait & Posture*, 27, 710-714.
- Zhou, H., & Hu, H. (2007). Inertial sensors for motion detection of human upper limbs. *Sensor Review*, 27(2), 151-158.
- Zijlstra, W., & Hof, A. L. (2003). Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait & Posture*, 18, 1-10.