한국정밀공학회지 제 27권 2호 pp. 145-152 February 2010 / 145
Journal of the Korean Society for Precision Engineering Vol. 27, No. 2, pp. 145-152

보행주기 검출용 모션 센서 시스템의 비교

Comparison of Motion Sensor Systems for Gait Phase Detection

박선우[1], 손량희[1], 류기홍[1], 김영호[1,✉]
Sun Woo Park[1], Ryang Hee Sohn[1], Ki Hong Ryu[1] and Young Ho Kim[1,✉]

1 연세대학교 의료공학연구원 (Department of Biomedical Engineering, Institute of Medical Engineering, Yonsei Univ.)
✉ Corresponding author: younghokim@yonsei.ac.kr, Tel: 033-760-6101

Manuscript received: 2009.8.25 / Accepted: 2010.1.6

Gait phase detection is important for evaluating the recovery of gait ability in patients with paralysis, and for determining the stimulation timing in FES walking. In this study, three different motion sensors(tilt sensor, gyrosensor and accelerometer) were used to detect gait events(heel strike, HS; toe off, TO) and they were compared one another to determine the most applicable sensor for gait phase detection. Motion sensors were attached on the shank and heel of subjects. Gait phases determined by the characteristics of each sensor's signal were compared with those from FVA. Gait phase detections using three different motion sensors were valid, since they all have reliabilities more than 95%, when compared with FVA. HS and TO were determined by both FVA and motion sensor signals, and the accuracy of detecting HS and TO with motion sensors were assessed by the time differences between FVA and motion sensors. Results show of that the tilt sensor and the gyrosensor could detect gait phase more accurately in normal subjects. Vertical acceleration from the accelerometer could detect HS most accurately in hemiplegic patient group A. The gyrosensor could detect HS and TO most accurately in hemiplegic patient group A and B. Valid error ranges of HS and TO were determined by 3.9 % and 13.6 % in normal subjects, respectively. The detection of TO from all sensor signals was valid in both patient group A and B. However, the vertical acceleration detected HS validly in patient group A and the gyrosensor detected HS validly in patient group B. We could determine the most applicable motion sensors to detect gait phases in hemiplegic patients. However, since hemiplegic patients have much different gait patterns one another, further experimental studies using various simple motion sensors would be required to determine gait events in pathologic gaits.

Key Words: Motion Sensors (모션센서), Gait Phase Detection (보행주기검출), Hemiplegia (편마비)

1. 서론

보행분석에 있어 가장 기본이 되는 보행주기 검출은 보행 장애인(편마비 환자 등)의 재활치료 전후의 시공간 보행인자를 제공하여 운동기능의 회복을 평가하는 중요한 지표가 된다.[1] 또한, 뇌손상 환자의 보행 시 발끌림(drag foot)을 방지하기 위한 보행보조 FES 같은 보행보조 시스템의 정확한 작동 시점을 결정하는데 중요한 기준이 되기 때문에 보행주기를 검출하기 위한 다양한 방법이 연구되어 왔다. 가장 널리 쓰이는 방법은 삼차원 동작분석 시스템을 이용하는 것으로, 적외선 카메라 등을 힘측정판과 동기화하여 사용되거나 마커의 궤적 같은 운동학적 데이터를 이용하는 것이다. 삼차원 동작분석 시스템을 이용한 방법은 정확한 보행주기 검출 및 다양한 보행분석이 가능하다는

장점이 있지만, 장비가 매우 비싸고 장비가 갖추어진 실험실내에서만 사용할 수 있으며 매 실험마다 번거로운 장비보정 및 준비 과정을 수반해야 하고 카메라의 유효공간 내에서의 한 두 보행주기의 자료만을 추출할 수 있다는 한계를 지니고 있다. 삼차원 동작분석 시스템과 동기화하여 사용되는 힘측정판을 이용하는 경우, 비싼 가격과 센서 개수에 따른 측정 가능한 보행주기의 제한이 있으며, 하나의 힘측정판 내에 한 발씩 디뎌야 하므로 정상인에 비해 상대적으로 보장(step length)이 짧은 편마비 환자의 경우 적용하는데 어려움이 있다. 이러한 힘측정판의 단점을 보완하기 위해 삼차원 동작분석 시스템에서 추적하는 마커들의 운동학적 데이터를 이용하여 보행주기를 검출하는 연구들도 진행되었다. 대표적인 운동학적 데이터 방법으로는 Hreljac 과 Marshall[2] 에 의해 제안된 HMA (Hreljac Marshall Algorithm)와 O'Conner 등[3]에 의해 제안된 FVA(Foot Velocity Algorithm)가 있다. 이 방법들은 힘측정판 방법과 같은 정확도를 가지며 보다 많은 수의 보행주기를 검출할 수 있지만, 근본적으로 삼차원 동작분석 시스템에서 적용할 수 있는 연구들이라는 점에서 그 한계점은 마찬가지라고 할 수 있다.

따라서, 이러한 한계들을 극복하고 기존의 고가의 복잡한 측정 시스템과 필적할 만한 성능을 가질 뿐 아니라 저가이며 휴대와 사용의 편리성을 갖는 보행주기 검출 방법에 대한 요구가 필요함에 따라 다양한 모션 센서를 이용한 방법이 연구되고 있다. 풋 스위치[4]는 보행주기 검출에 가장 간편하고 널리 사용되어 왔으나, 발바닥에 부착하여 사용해야 하기 때문에 부착 위치와 접촉면에 따라 결과값이 변화하는 문제를 갖고 있다. 가속도센서는 동작분석에 6개의 가속도계를 사용한 Morris 의 연구[5] 이후 소형의 piezoresistive 방식의 가속도센서가 개발되었고 이를 계기로 활발한 연구가 진행되었다. Evans 등[6]은 각각의 발뒤축접지(HS)를 구별하는데 단축 가속도센서를 사용하였고, Auvinet 등[7]은 보행주기, 활보의 대칭성과 규칙성 등을 구하기 위해 2 축 가속도센서를 사용하였다. Tong 과 Grant[8] 는 두 개의 자이로센서를 이용하여 하퇴와 대퇴의 각속도와 자이로센서의 회전축에 대한 경사도를 측정하여 보행주기를 검출하였고, 안승찬 등[9]은 발바닥에 부착한 저항센서(FSR sensor)와 발뒤꿈치에 부착한 자이로센서를 이용하여 보행주기를 검출하는 시스템을 개발하여 평지보행 및 계단 보행에서의 보행주기를 검출하고 신뢰성을 평가하였다. Dai 등[10]은 하퇴와 대퇴에 기울기센서를 부착하여 각 체절에서 출력값을 각도로 변환하여 보행주기를 분석하였다. Weber 등[11]은 편마비 환자의 하퇴에 부착한 기울기센서를 이용하여 보행보조 FES(WalkAide 2, Canada)에 적용하기 위한 보행주기를 검출하였다. 이러한 모션 센서를 이용한 보행주기 검출방법은 검출된 보행주기의 정확성과 검출법의 타당성을 검증할 수 있는 평가 방법이 필요하다.

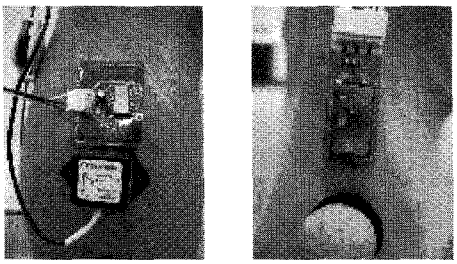
따라서, 본 연구에서는 다양한 모션 센서 출력곡선의 특징점을 이용하여 정상보행과 편마비보행 시 보행주기를 검출하였고, 두 가지 측정 시스템 및 방법의 타당성(validity)을 검증하기 위하여 FVA로 검출한 기준 보행주기와의 시간적 차이를 Bland-Altman plot[12]으로 나타내어 검출법의 타당성을 평가할 뿐만 아니라 편마비보행에 대한 센서별 적용유효성(availability)을 분석하였다.

2. 연구방법

2.1 모션 센서 시스템

보행주기 검출을 위해 세 가지 모션 센서(기울기센서(SCA100T0D02, VTI, Finland), 자이로센서(ENC-03J, Murata, Japan), 가속도센서(CXL01LF3, Crossbow, USA))를 사용하였다. 신호 입출력부를 제작하여 센서 시스템의 출력 신호를 삼차원 동작분석 시스템과 동기화하였다. 보행시 센서 데이터를 측정하기 위해 정상인의 경우 우측 하지에, 편마비 환자의 경우 환측 하지에 센서들을 부착하였다(Fig. 1). 기울기센서는 정상인의 경우 우측 무릎관절 마커에서 하방 10cm 밑, 편마비 환자의 경우 환측의 무릎관절 마커에서 하방 10cm 밑에 부착하였으며, 보행 진행 방향을 음(negative)의 방향으로 설정하였다. 자이로센서는 정상인의 경우 우측 발뒤꿈치 마커 위, 편마비 환자의 경우 환측의 발뒤꿈치 마커 위에 부착하였으며, 시계방향으로 회전하였을 때를 양(positive)의 방향으로 설정하였다. 가속도센서는 정상인의 경우 우측 기울기센서 부착위치 밑, 편마비 환자의 경우 환측 기울기센서 부착위치 밑에 부착하였으며, 보행 진행 방향(X 축), 내측방향(Z 축), 아랫방향(Y 축)을 양의 방향으로 설정하였다. 신호 입출력부는 센서를 부착한 쪽 대퇴부에 고정하였다. 불안정한 보행과 외부의 요인에 의한 불규칙적인 고주파 신호 성분을 제거

하기 위하여 디지털 저역 통과 필터(2 차, butterworth filter)를 사용하였고, 유효 주파수 대역 내에서 주파수 분석시 가장 전력(power)이 큰 주파수를 차단 주파수로 사용함으로써 필터가 사용자에 따라 정응성을 갖도록 하였다. 각 센서 신호는 Matlab 6.5(Mathworks, USA)를 사용하여 분석하였다.



(a) Tilt sensor and Accelerometer (b) Gyrosensor

Fig. 1 Attached position of the motion sensors

2.2 실험 대상 및 보행실험

신경계 및 근골격계에 질환이 없는 건강한 성인 남자 10 명과 편마비 환자 4 명(분속수 40steps/min: 2 명(환자군 A), 분속수 70steps/min: 2 명(환자군 B))을 피실험자로 선정하였다. Table 1 은 실험에 참여한 정상인과 편마비 환자의 특성이다. 피험자들은 10 분 동안 보행연습을 실시한 후 편안한 보행속도로 15m 평지보행을 실시하였으며, 각 10 회 반복 측정하였다. 여섯 대의 적외선 카메라(MCam2, Vicon Motion System Ltd., UK)와 네 대의 힘측정판(2 Kistler, Switzerland; 2 AMTI, USA), 모션 센서 시스템을 삼차원 동작분석 시스템(VICON612, Vicon Motion System Ltd., UK)에 동기화하여 피검자의 보행을 측정 및 분석하였다.

2.3 기준 보행주기 검출

정상인과 편마비 환자의 보행 시 모션 센서로 검출된 보행주기의 정확성을 비교 분석하기 위해 마커들의 운동학적 데이터를 이용하여 보행주기를 검출하는 FVA(Foot Velocity Algorithm)로 기준 보행주기를 검출하였다. FVA 는 삼차원 동작 분석 장치를 통해 얻어진 발뒤꿈치 마커와 둘째 중족골두 마커의 궤적-시간 데이터를 이용하여 보행주기를 검출하는 방법이다. 발뒤꿈치 마커와 둘째 중족골두 마커의 중심을 발의 중심으로 가정하고 발 중심 위치의 수직방향 궤적을 도출하여 수직 속도를 계산한다. Fig. 2 는 정상보행 중에 반복하여 나타나는 발 중심에서의 수직 속도 곡선과 힘측정판에서 주어지는 지면반발력 곡선이다. 발 중심의 수직 속도 곡선에서는 한 보행주기 동안 세 번의 음의 정점과 두 번의 양의 정점이 발생하는 데 첫 번째 음의 정점으로 발뒤축접지(heel strike, HS)를 검출하고, 첫 번째 양의 정점으로 발가락들림(toe off, TO)을 검출한다. 가장 큰 음의 정점 뒤에 나타나는 음의 정점으로 다음 번 HS 를 검출한다.

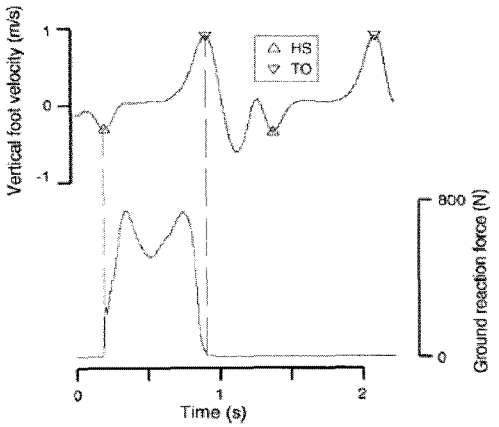


Fig. 2 Vertical velocity of the foot center and ground reaction force in normal walking

2.4 보행주기 검증 방법

각 센서 검출법의 타당성을 검증하기 위해 Bland-Altman plot 통계 방법을 이용하여 기준보행주기 검출방법인 FVA 검출법과 비교 분석하였다. Bland-Altman plot 은 평균값(mean)을 중심으로 두 시스템 차이의 분포가 신뢰구간(limit)내에 분포한 비율로써 타당성을 분석하는 방법으로써 신뢰구간은 Eq. (1)과 같이 설정된다. 정량적인 기준을 세우기 위해 신뢰구간 내에 95% 이상이 분포하면 검출법이 타당한 것으로 하였으며, 통계 분석은 MedCalc statistical software(Medcalc software, USA)를 사용하였다.

$$\text{Limit} = \text{mean} \pm 1.96\,\text{SD} \tag{1}$$

3. 결과 및 토의

3.1 정상보행시 보행주기 검출

3.1.1 기울기센서를 이용한 보행주기 검출

정상보행시 기울기센서로 검출한 두 주기의 보

Table 1 Characteristics of participated subjects

Characteristics		Normal subjects	Hemiplegia patients	
			Group A	Group B
Age	(years)	23.5±0.8	51.0±1.4	52.5±2.1
Sex	-	male	male	male
Body mass	(kg)	66.5±6.4	56.5±6.01	69.1±4.7
Height	(cm)	172.1±6.0	155.9±0.9	159.1±4.6
Cadence	(Steps/min)	110.5±2.2	38.8±1.0	68.9±1.9
Affected side	-	-	Right	Left
Gait pattern	-	-	Circumduction gait	Circumduction gait

행주기 곡선이 Fig. 3(a)에 제시되어 있다. 기울기 센서는 진행 방향(anterior)을 음의 방향으로 설정하였기 때문에, 시상면(sagittal plane)에서 볼 때 몸보다 발이 앞에 위치하면 음의 값, 뒤에 위치하면 양의 값이 출력된다. 실제 보행시 HS 바로 직전에 발이 가장 앞에 위치하고, TO 후에 발이 가장 뒤에 위치하지만 시간적 차이가 작기 때문에 기울기 센서의 가장 큰 양의 정점으로 TO 를 검출하였고, 그 다음에 발생하는 음의 정점으로 HS 를 검출하였다.

3.1.2 자이로센서를 이용한 보행주기 검출

정상보행시 자이로센서로 검출한 두 주기의 보행주기 곡선이 Fig. 3(b)에 제시되어 있다. 정상보행의 발뒤축접지 시 발은 내번(inversion)을 하면서 지면에 닿으므로 발뒤꿈치가 시계방향회전(clockwise rotation)을 하게 되어 자이로센서에서는 양의 값이 출력된다. 또한 발바닥에서의 COP(center of pressure)의 궤적은 발뒤꿈치에서 시작되고 발바닥의 외측을 지나 입각기 말기에 제 2 중족골두와 엄지발가락으로 빠져나가고 이때 지면을 밀면서 전방으로 추진을 하기 때문에 발뒤꿈치는 반 시계방향회전(counter-clockwise rotation)하게 되고 이때 자이로센서는 음의 값이 출력된다. 따라서, 자이로센서의 음의 정점 이후에 발생하는 첫 번째 양의 정점으로 HS 를 검출하였고 세 번째 양의 정점으로 TO 를 검출하였다.

3.1.3 가속도센서를 이용한 보행주기 검출

정상보행시 가속도센서로 검출한 두 주기의 보행주기 곡선이 Fig. 3(c)에 제시되어 있다. 전후방향(anterior-posterior)의 경우 하퇴에서의 가속도는 발뒤축접지 후 급격하게 감소한 후 입각기 동안 전방으로 증가하다가 발뒤축들림 이후부터 무릎관절과 발목관절의 굴곡으로 인하여 감소하게 된다. 후방(posterior)으로 증가하던 가속도는 전유각기에서 발들림(foot clearance)을 위한 발가락들림 이후의 하퇴의 최대 후방이동으로 인해 최소값이 되었다가 증가하게 된다. 따라서, 두 개의 양의 정점 중 첫 번째 양의 정점을 이용하여 HS 를 검출하였고, 두 번째 양의 정점을 이용하여 TO 를 검출하였다. 내외방향(medial-lateral)의 경우 발뒤축접지 시 발이 닿는 측의 외측으로 가속도가 증가하게 되고, 발가락들림 시 COP 궤적에 의해 발이 외전되기 때문에 반대편 발 측으로 가속도가 증가하게 되기 때문에 가장 큰 음의 정점으로 HS 를 검출하였고, 두 개의 양의 정점 중 두 번째 양의 정점을 이용하여 TO 를 검출하였다. 상하방향(superior-inferior)의 경우 발뒤축접지 직전에 발이 가장 앞에 위치하였다가 뒤쪽 후방으로 움직이면서 발이 닿게 되므로 발뒤축접지 부근에서 가속도의 감소가 발생하고, 중간입각기 이후 엉덩이관절, 무릎관절, 발목관절의 굴곡과 발들림을 위한 하퇴의 들림으로 인하여 발가락들림 부근에서 급격한 가속도의 변화가 발생하게 된다. 따라서, 가장 큰 양의 정점 후에 발생하는 작은 음의 정점 중 두 번째 음의 정점으로 HS 를 검출하였고, 가장 큰 양의 정점으로 TO 를 검출하였다.

3.2 편마비보행시 보행주기 검출

3.2.1 기울기센서를 이용한 보행주기 검출

편마비보행시 기울기센서로 검출한 두 주기의 보행주기 곡선이 Fig. 3(a)에 제시되어 있다. 환자군 A 와 B 모두 골반과 엉덩관절 및 무릎관절을 이용하여 환측 발을 몸 앞쪽으로 던지듯이 걷는 회선보행(circumduction gait)의 특성을 보이고 있기 때문에 발뒤축접지 시 발이 가장 앞에 위치하고, 발가락들림 직전에 가장 뒤에 위치하게 된다. 따라서,

환자군 A 와 B 모두 음의 정점을 이용하여 HS 를 검출하였고, 양의 정점을 이용하여 TO 를 검출하였다.

3.2.2 자이로센서를 이용한 보행주기 검출

편마비보행시 자이로센서로 검출한 두 주기의 보행주기 곡선이 Fig. 3(b)에 제시되어 있다. 발뒤축접지 시에 발을 몸의 외측으로 돌려서 앞으로 던질 때의 관성과 발목근육의 기능 상실에 의해 발뒤꿈치가 몸의 내측으로 시계방향 회전을 하게 되고, 발가락들림 시에는 골반을 이용하여 발을 들기 때문에 발뒤꿈치가 반 시계방향 회전을 하면서 먼저 떨어지게 되고 이때 발이 고정되지 못하고 흔들림에 따라 고주파 성분이 생기게 된다. 또한, 발뒤축접지 후 몸의 균형을 잡기 위해 골반과 반대측 발을 이용하여 발뒤꿈치를 외측방향으로 틀기 때문에 넓은 음의 굴곡이 생기게 된다. 따라서, 환자군 A 의 경우 이 굴곡을 중심으로 직전에 생기는 양의 정점으로 HS 를 검출하였고, 직후에 생기는 음의 정점으로 TO 를 검출하였다. 같은 보행 형태로 인하여 환자군 B 에서도 크기는 작지만 음의 굴곡이 생기게 되므로 HS 는 굴곡 직전의 양의 정점, TO 는 굴곡 직후의 음의 정점으로 검출하였다.

3.2.3 가속도센서를 이용한 보행주기 검출

편마비보행시 가속도센서로 검출한 두 주기의 보행주기 곡선이 Fig. 3(c)에 제시되어 있다. 전후방향의 경우 발뒤축접지 시 전방 가속도가 급격하게 감소하고, 발가락들림 시 발을 들 때 전방 가속도가 급격하게 증가하기 때문에 양의 정점을 이용하여 HS 를 검출하였고, 양의 정점 직전에 발생하는 가장 큰 음의 정점을 이용하여 TO 를 검출하였다. 정상보행시 가속도센서 곡선보다 정점들이 많이 발생하는 것으로 전후방향의 균형이 불안정하다는 것을 알 수 있다. 내외방향의 경우 발가락들림 시 하퇴가 외측으로 이동한 후 발뒤축접지 시 내측으로 급격하게 이동하므로, 가장 큰 음의 정점 후에 발생하는 양의 정점으로 HS 를 검출하였고, 큰 양의 정점 후에 발생하는 두 번째 음의 정점으로 TO 를 검출하였다. 상하방향의 경우 정상인과 같이 관절들의 굴곡 작용이 없이 몸의 균형을 잡기 위해 지지하고 있는 다리를 수직으로 유지하기 때문에 가속도의 변화가 없고, 발가락들림시 반동을 이용하여 골반을 드는 과정에서 하측 방향으로 가속도가 감소하다가 상측 방향으로 급격히 증가하게 된다. 따라서, 기준 전압 부근의 평평한 부분을 중심으로 직전에 발생하는 음의 정점을 이용하여 HS 를 검출하였고, 직후에 발생하는 음의 정점을 이용하여 TO 를 검출하였다.

Table 2 에는 각 센서 검출법의 정확성을 분석하기 위해 정상보행과 편마비보행시 센서로 검출된 보행주기와 기준 보행주기와의 시간적 차이(Time interval)와 Bland-Altman plot 을 이용한 각 센서 검출법에 대한 타당성 (validity) 분석 결과가 제시되어 있다. 각 그룹에서 기준 보행주기와 가장 작은 시간적 차이를 보이는 센서 검출법의 시간차를 굵은 글씨로 표시하였다.

3.3 센서 검출법의 편마비보행 적용에 대한 적용유효성 검증

편마비보행 적용에 대한 센서 검출법의 적용유효성을 검증하기 위해 정상보행시 각 센서별 오차범위 중 가장 큰 오차 범위를 적용유효오차범위로 선정하였다. 정상보행시 각 센서별 오차 범위는 Eq. (2)와 같이 정의하였다. 정상군의 평균 한 활보장(stride)의 소요시간은 1112.5±42.0ms 이다. 각 센서별 오차범위는 HS 의 경우 기울기센서 1.2%, 자이로센서 3.3%, 전후방향 가속도센서 2.1%, 내외방향 가속도센서 3.0%, 상하방향 가속도센서 3.9%였고, TO 의 경우 기울기센서 13.6%, 자이로센서 5.0%, 전후방향 가속도센서 8.2%, 내외방향 가속도센서 4.3%, 상하방향 가속도센서 6.2%이다. 이 중 HS 에서는 상하방향 가속도센서 의 오차 범위인 3.9%, TO 에서는 기울기센서 오차 범위인 13.6%를 적용유효오차범위로 선정하였다. 편마비 환자의 평균 한 활보장 소요 시간은 2590.6±451.6ms(환자군 A), 1758.1±136.5ms(환자군 B)이다. 편마비보행시 각 센서별 오차범위를 정상보행시 선정된 적용유효오차범위와 비교해 본 결과, 환자군 A 의 경우 HS 에서는 상하방향 가속도센서, TO 에서는 모든 센서가 유효하였고, 환자군 B 의 경우 HS 에서는 자이로센서, TO 에서는 모든 센서가 유효하였다.

$$\text{오차비율}(\%) = \frac{(|\text{기준보행주기와의 시간차}| + |\text{표준편차}|)(\text{ms})}{(\text{한 활보장의 소요시간} + |\text{표준편차}|)(\text{ms})} \times 100 \quad (2)$$

4. 결론

본 연구에서는 기울기센서, 자이로센서, 가속도

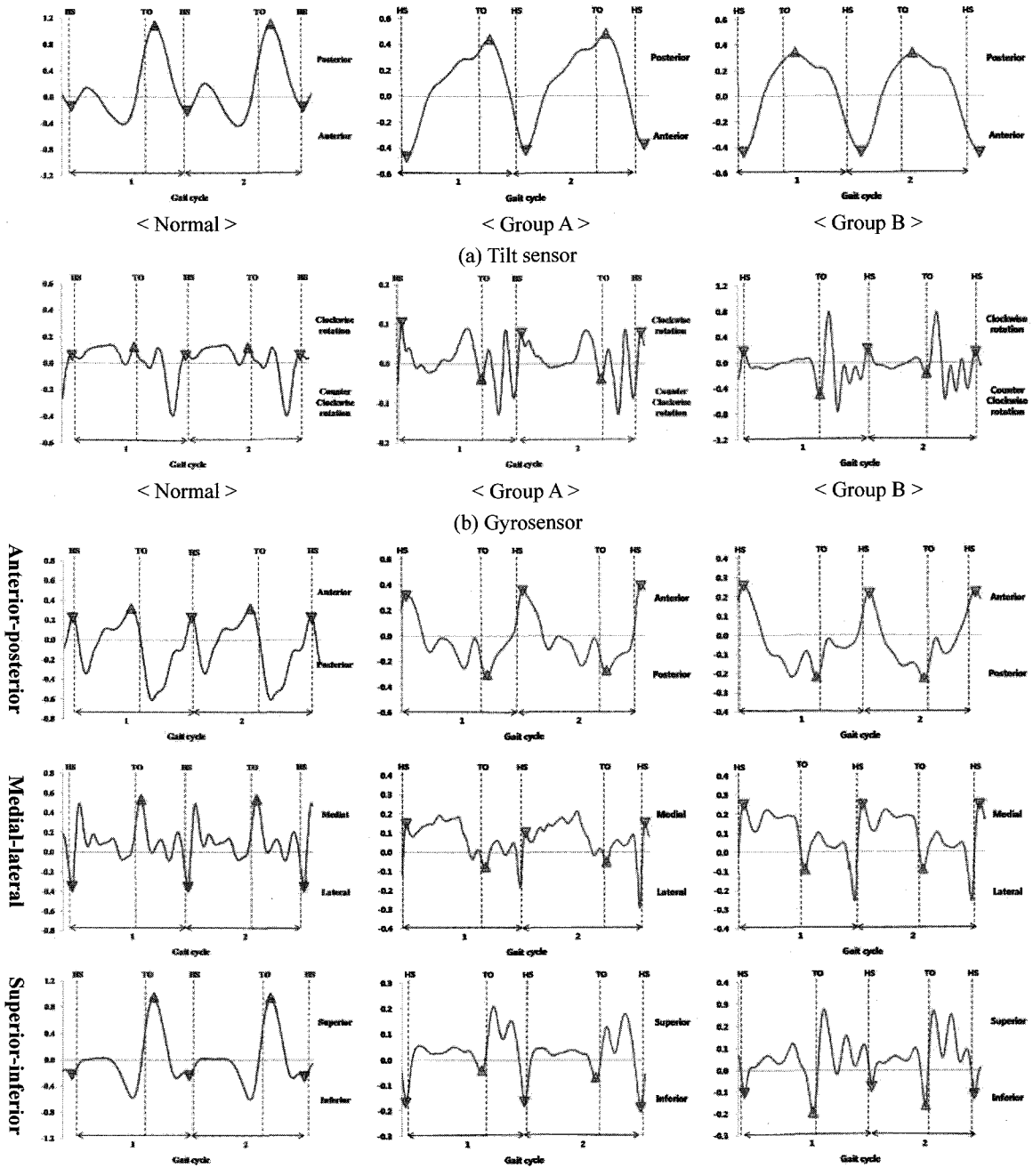


Fig. 3 Gait phase detected by the motion sensors

센서의 정상보행과 편마비보행시 출력 곡선의 특징 정점을 이용하여 보행주기를 검출하였고, 기준 보행주기와의 시간적 차이를 도출하였다. 또한 센서 검출법의 편마비보행에 대한 적용 유효성을 알아보기 위해 정상보행시 검출된 가장 큰 오차범위를 유효 범위로 선정하여 편마비보행시

Table 2 Validity analysis and time interval between motion sensor systems and FVA

		Sensors		Time interval (ms) (Min. time interval: bold)		Validity (%) (*> 95%)	
				HS	TO	HS	TO
Normal gait		Tilt sensor		0.9±12.6	147.1±9.7	98.8*	97.6*
		Gyrosensor		-18.4±19.9	-21.0±36.5	96.4*	97.6*
		Accelerometer	Anterior-Posterior	-13.8±10.3	-77.1±18.0	100.0*	98.8*
			Medial-Lateral	29.4±4.6	42.4±7.5	97.6*	98.8*
			Superior-Inferior	-33.0±12.1	67.0±4.2	98.8*	96.4*
Hemiplegic gait	Group A	Tilt sensor		210.3±12.5	120.9±31.5	100.0*	98.8*
		Gyrosensor		101.7±55.6	-15.8±79.2	98.0*	98.6*
		Accelerometer	Anterior-Posterior	136.1±11.0	103.6±95.8	98.8*	100.0*
			Medial-Lateral	243.9±5.3	87.0±103.1	97.6*	100.0*
			Superior-Inferior	-22.2±8.8	-140.0±40.8	100.0*	96.7*
	Group B	Tilt sensor		155.6±45.5	114.4±28.6	98.8*	97.6*
		Gyrosensor		-9.4±20.6	-18.1±20.7	100.0*	100.0*
		Accelerometer	Anterior-Posterior	122.5±48.0	-53.3±96.4	96.8*	98.2*
			Medial-Lateral	214.7±32.6	133.3±106.1	96.9*	99.1*
			Superior-Inferior	69.4±17.4	-80.0±25.2	96.8*	100.0*

검출된 오차범위와 비교 분석하였다. 센서를 이용한 보행주기 검출방법은 정상보행과 편마비보행 모두에서 타당하였다. 정상보행시 HS 는 기울기센서에서(0.9±12.6ms), TO 는 자이로센서에서(-21.0±36.5ms) 가장 작은 오차로 검출되었다. 편마비보행시 환자군 A (분속수: 38.8steps/min, 회선보행)의 경우 HS 는 가속도센서 상하방향(-22.2±8.8ms), TO 는 자이로센서(-15.8±79.2ms)에서 가장 작은 오차로 검출되었고, 환자군 B(분속수: 68.9steps/min)의 경우 HS 와 TO 모두 자이로센서(-9.4±20.6ms), (-18.0±20.7ms)에서 가장 작은 오차로 검출되었다. 정상보행시 센서 오차 범위로 도출한 적용유효오차범위(HS: 3.9%, TO: 13.6%)로 편마비보행시 센서 검출법의 적용유효성을 알아본 결과 환자군 A 에서는 HS 는 상하방향 가속도센서, TO 는 모든 센서에서 유효하였고, 환자군 B 에서는 HS 는 자이로센서, TO 는 모든 센서에서 유효하였다. 이상의 결론으로부터, 모션 센서를 이용한 보행주기 검출은 삼차원 동작분석 시스템을 대체할 수 있는 가능성을 가지고 있음을 알 수 있었다. 하지만, 편마비보행시 센서 검출법의 적용유효성을 검증하기 위한 기준으로 정상보행시 도출된 적용유효오차범위를 이용한 것은 다소 무리가 있을 수 있고, 다양한 편마비 환자의 보행 중 분속수 40steps/min 과 70steps/min 의 회선보행 특성을 가진 환자의 경우로 제한된 실험을 실시하였으므로, 편마비환자의 다양한 보행속도와 보행 패턴에 대한 추가적인 실험을 통한 편마비보행에서의 적용유효오차범위를 선정한다면 좀 더 객관적이고 효율적인 보행주기 검출을 할 수 있을 것이다. 또한, 현재 offline 으로 진행된 보행주기 검출 알고리즘을 실시간으로 구현 및 적용할 수 있는 시스템에 대한 연구가 진행된다면 향후 보행분석뿐만 아니라 보행보조 FES 같은 보행보조기구에 다양하게 적용할 수 있을 것으로 기대된다.

후 기

본 연구는 교육과학기술부와 한국산업기술재단의 지역혁신인력양성사업(M-02-20080702185137)으로 수행된 연구결과입니다. 또한 본 연구는 산학협력 기업부설연구소 설치 지원사업(00039631-2)을 통해 개발된 결과물입니다.

참고문헌

1. Sekine, M., Abe, Y., Sekimoto, M., Higashi, Y., Fujimoto, T., Tamura, T. and Fukui, Y., "Assessment of gait parameter in hemiplegic patients by accelerometry," Proc. of IEEE Annual International Conference on Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 3, pp. 1879-1882, 2000.
2. Hreljac, A. and Marshall, R. N., "Algorithm to determine event timing during normal walking using kinematic data," J. of Biomechanics, Vol. 33, No. 6, pp. 783-786, 2000.

3. O'Conner, C. M., Thorpe, S. K., O'Malley, M. J. and Vaughan, C. L., "Automatic detection of gait events using kinematic data," Gait & Posture, Vol. 25, No. 3, pp. 469-474, 2007.
4. Brandell, B. R., "Development of a universal control unit for functional electrical stimulation (FES)," Am. J. Phys. Med., Vol. 61, No. 6, pp. 279-301, 1982.
5. Morris, J. R., "Accelerometry - a technique for the measurement of human body movements," J Biomechanics, Vol. 6, No. 6, pp. 729-736, 1973.
6. Evans, A. L., Duncan, G. and Gilchrist, W., "Recording accelerations in body movements," Med. Biol. Eng. Comput., Vol. 29, No. 1, pp. 102-104, 1991.
7. Auvinet, B., Chaleil, D. and Barrey, E., "Accelerometric gait analysis for use in hospital outpatients," Rev. Rhum. Engl. Ed., Vol. 66, No. 7-9, pp. 389-397, 1999.
8. Tong, K. and Granat, M. H., "A practical gait analysis system using gyroscopes," Medical Engineering & Physics, Vol. 21, No. 2, pp. 87-94, 1999.
9. Ahn, S. C., Hwang, S. J., Kang, S. J. and Kim, Y. H., "Development and evaluation of a new gait phase detection system using FSR sensors and a gyrosensor," Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 21, No. 10, pp. 196-203, 2004.
10. Dai, R., Stein, R. B., Andrews, B. J., James, K. B. and Wieler, M., "Application of tilt sensors in functional electrical stimulation," IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, Vol. 4, No. 2, pp. 63-72, 1996.
11. Weber, D. J., Stein, R. B., Chan, K. M., Loeb, G., Richmond, F., Rolf, R., James, K. and Chong, S. L., "BIONic WalkAide for correcting foot drop," IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 13, No. 2, pp. 242-246, 2005.
12. Bland, J. M. and Altman, D. G., "Statistical method for assessing agreement between two methods of clinical measurement," The Lancet, Vol. 327, No. 8476, pp. 307-310, 1986.