

뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 보행평가를 위한 체중심 가속도센서 기반의 새로운 보 검출 알고리즘 개발

이효기¹, 황성재¹, 조성필¹, 이동률^{2,3}, 유승현³, 이경중¹, 김영호¹, 정하중⁴

¹연세대학교 의공학과, ²지방공사 원주의료원 재활치료센터, ³연세대학교 물리치료학과, ⁴전자부품연구원 지능형정보연구센터

Development of a Novel Step Detection Algorithm for Gait Evaluation of Patients with Hemiplegia Based on Trunk Accelerometer

Hyo-Ki Lee¹, Sung-Jae Hwang¹, Sung-Pil Cho¹, Dong-Ryul Lee^{2,3}, Sung-Hyun You³,
Kyoung-Joung Lee¹, Young-Ho Kim¹, Ha-Joong Chung⁴

¹Department of Biomedical Engineering, Yonsei University

²Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Wonju City Medical Center

³Department of Physical Therapy, Yonsei University

⁴Intelligent IT System Research Center, Korea Electronic Technology Institute

(Received December 26, 2008. Accepted June 4, 2009)

Abstract

In this study, we have developed a novel step detection algorithm for gait evaluation of patients with hemiplegia based on trunk accelerometry device. For this, we have used a bandpass filter and a least square acceleration (LSA) filter which is characterized by emphasizing the peak or valley point of the acceleration signals for each 3-axis accelerometer signals. To evaluate the algorithm, the detected steps by developed algorithm and real steps by the motion analysis system were compared. As a result, we could obtain the sensitivity of 96.44%, the specificity of 99.94% and the accuracy of 99.90% for the patients' data sets and the sensitivity of 100%, the specificity of 99.93% and the accuracy of 99.93% for the normal data sets. In conclusion, the developed algorithm is useful for the step detection for patients with hemiplegia as well as normal subjects.

Key words : Accelerometer, Motion analysis system, Least square acceleration filter, Gait assessment, Step detection

1. 서 론

뇌졸중은 뇌의 일부에 혈액을 공급하는 혈관이 막히거나 터져서 뇌 손상이 오고 그에 따른 신체장애가 나타나는 질환이다[1]. 이런 뇌졸중에 의한 신체장애 중 편마비는 신체의 한 쪽 부분이 부분적으로 또는 완전히 마비된 것을 말한다. 편마비로 인한 기능적 제한은 비활동적인 생활방식을 갖게 하는 주원인이 되며 이로 인해 건강이 악화되고 근육과 같은 조직의 위축을 일으켜 일상생활의 저하와 장애를 가속화 시킨다[2]. Jørgensen의 연구

결과[3]에 따르면, 뇌졸중에 의한 편마비 환자는 초기에 51%의 환자가 전혀 걸을 수 없지만, 재활치료 후 64%는 독립적 보행이 가능하다고 하였다. 그러나 재활 치료 후 보행 기능이 회복된 경우에도 여러 가지 운동장애로 인해 비정상적인 보행 패턴을 보이는 경우가 있다[4]. 따라서 편마비 환자의 보행분석은 환자의 재활 치료 전후를 평가하는데 있어서 매우 중요하다.

객관적이고 정량적인 보행분석 및 평가를 위해 다양한 기술들이 개발되었다[5]. 특히 최근 적외선이나 초음파를 이용한 모션 캡처 시스템(Vicon, Peak Motus, Qualisys 등)이 사용되고 있다[6]. 그러나 장비 가격이 비싸고 이동성이 떨어지고 공간이 제한된다는 단점이 있다. 또한 숙련된 검사자가 번거로운 장비보정 및 준비과정을 거쳐야 하는 등 많은 시간이 소요된다는 단점이 있다.

이런 단점들을 극복하기 위해 가속도센서를 이용한 다양하고 실

Corresponding Author : 이경중
강원도 원주시 풍암면 매지리 234번지 연세대학교 의공학과
Tel : +82-33-760-2433 / Fax : +82-33-763-1953
E-mail : kj5809@yonsei.ac.kr
지식경제부 전자부품 기반기술 개발사업의 “극저전력 ICTS(Implantable Cardioverter Telemetry Service) 부품 기술 개발” 지원을 받아 수행된 연구임.

제적인 방법들이 연구되었다 [7]. 특히 Moe-Nilssen은 가속도 센서의 정밀도 및 정확성, 반복성의 우수함을 검증하였고, 검사-재검사를 통해 신뢰도를 평가하였다[8-10].

가속도센서를 이용한 보행분석을 위해 대부분의 연구자들은 몸 전체의 움직임을 분석하려고 하기 때문에 다수의 가속도 센서를 신체에 부착하는 경우가 있다[7]. 그러나 사용자에 대한 이동의 편리성을 고려할 때 센서의 수는 적을수록 좋다. 따라서 보행분석을 위한 가속도센서를 신체에 부착하기 위한 최적의 위치를 고려하는 것은 중요하다. 체중심(human center of gravity)은 이론적으로 인체의 중심 평형점(central balancing point)이며, 보행 시 균형 정도를 평가하기 위한 최적의 위치라고 볼 수 있다. 따라서 보행분석을 위해 체중심 근처에 가속도센서를 부착시킬 경우 보행 파라미터를 효과적으로 추출할 수 있다[8].

체중심에 부착한 가속도센서를 이용하여 Zijlstra[11-12]와 Moe-Nilssen[13]은 보행 시 보(step)를 검출하여 보행분석이 가능한 알고리즘을 개발하였다. 그러나 정상인을 대상으로 연구한 결과로, 연구 결과의 검증을 위해 treadmill에서 시행하였으며 [11], 보행 속력에 대한 결과만 비교하였고[12-13], 규칙성 및 대칭성 정도만을 평가하였기 때문에[13], 개발된 알고리즘을 정상인과 같은 보행 패턴을 갖지 않는 뇌졸중으로 인한 편마비 환자에게 적용할 경우의 결과는 알 수 없다. 편마비 환자의 보행 특성은 정상인과 달리 비대칭적인 특징이 있고, 환자 개개인 별로 보행 패턴이 다르기 때문에, 가속도센서를 이용한 보행분석 시 신호의 형태가 환자 개개인 별로 각기 다르며 동일한 환자의 결과도 측정 시마다 달라진다. 따라서 편마비 환자에게 적용이 가능한 보행분석 알고리즘 개발이 필요하다.

본 논문에서는 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 재활치료 전후의 보행평가를 위해 체중심에 부착한 단일 3축 가속도 센서를 이용하여 편마비 환자의 보행분석이 가능한 새로운 보 검출 알고리즘을 개발하였다. 개발된 알고리즘은 편마비 환자뿐만 아니라 정상인의 경우에도 적용 가능토록 하였다.

II. 실험 방법

A. 실험 대상

본 연구를 위해 신체 건강한 남자 대학생 4명(정상인 그룹)과 국립원주의료원에서 치료를 받았거나 치료 중인 뇌졸중으로 인한 편마비 환자 중 독립보행이 가능한 환자 6명(환자 그룹)을 대상으로 하였으며, 세부적인 사항을 표 1에 제시하였다. 편마비 환자의 경우 보행 정도를 나타내는 FAC(functional ambulatory category) 점수를 나타내었다[19].

B. 데이터 획득

모든 대상자들에게 삼차원 동작분석 시스템이 갖춰진 실험실 내 약 8m를 직선방향으로 자유로운 속도로 걷도록 지시하였다. 실험은 각 사람당 정상인의 경우 5번, 환자의 경우 4번 반복하였으며, 재현성 평가를 위해 편마비 환자 중 P4에서 P6은 2주일 후 동일한 방법으로 재검사(retest)를 실시하였다. 신발은 착용하지 않으며, 3축 가속도센서(CXL02LF3, Crossbow, 미국)를 체중심에 가깝고 기립 시 지면과 수직인 요추 3번과 4번 사이에 부착하였다. 또한 실험결과에의 정확성을 평가하기 위해 피실험자들의 양발 뒤꿈치에 반사 마커를 부착하여, 6대의 적외선 카메라를 기반으로 하는

표 1. 실험 대상 정보
Table 1. The information of subjects

구분	성별	연령 (세)	신장 (cm)	체중 (kg)	편마비 부위	FAC	독립보행 가능여부	질병 발병 시기	
정상인 그룹	N1	남	22	178.0	78.9	-	-	-	
	N2	남	23	185.5	76.3	-	-	-	
	N3	남	20	170.2	67.4	-	-	-	
	N4	남	26	163.0	55.8	-	-	-	
	평균		22.8	174.2	69.6	-	-	-	
편마비 환자 그룹	P1	남	71	178.2	62.8	우측	3	가능 (지팡이 필요)	26 개월 전
	P2	여	46	157.5	56.6	좌측	4	가능	10 개월 전
	P3	남	48	171.2	70.0	우측	5	가능	42 개월 전
	P4	여	54	166.9	80.1	우측	2	가능 (지팡이 필요)	5 개월 전
	P5	남	67	162.0	61.6	좌측	3	가능	64 개월 전
	P6	여	54	156.6	57.1	좌측	5	가능	44 개월 전
평균		56.7	165.40	64.70	-	-	-	-	

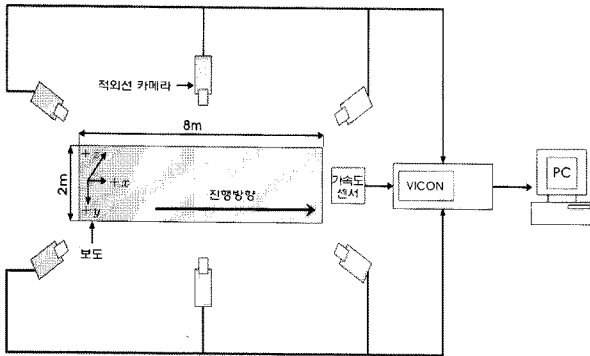


그림 1. 실험 세팅
Fig. 1. Laboratory setting diagram

삼차원 동작분석 시스템(VICON, Oxford Metrics Ltd, 영국)으로 데이터를 획득할 수 있도록 하였다. 획득한 데이터는 삼차원 동작분석 시스템에서 모두 120Hz로 A/D변환되어 PC로 저장하였다. 그림 1은 본 연구를 위해 준비된 실험실의 형태이다.

III. 보행 중 가속도 신호

A. 가속도 신호의 전처리

3축 가속도 데이터(전후, 좌우, 상하 가속도)는 각각 전향(앞쪽), 우향(오른쪽), 상향(위쪽)이 (+)값으로 출력되고, 반대로 후향(뒤쪽), 좌향(왼쪽), 하향(아래쪽)이 (-)값으로 출력되도록 조정하였다.

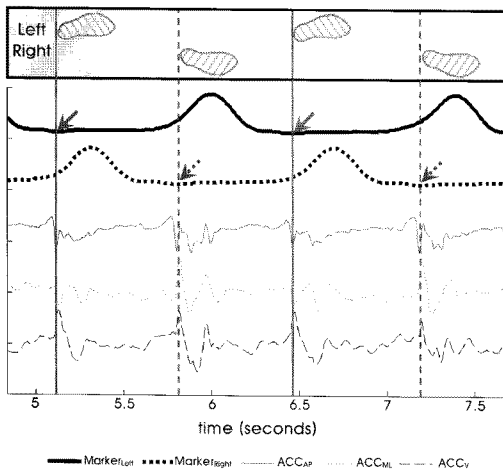


그림 2. 좌·우 보에 따른 반사마커와 3축 가속도 신호 (정상인의 예)
Fig. 2. Signal from the reflective markers and 3-axis accelerometer (Normal)

B. 가속도 신호의 형태와 보 구분

그림 2와 3은 보행 중 좌·우 보에 따른 반사마커와 3축 가속도 센서의 신호(아래쪽 3개의 신호)로 그림 2는 정상인, 그림 3은 편마비 환자에 대한 신호이다. 참고문헌 [14]에 의하면 정상인의 경우 발뒤꿈치에 부착된 반사마커 신호의 가장 큰 값(peak 점) 이후에 나타나는 가장 작은 값(valley 점)이 발뒤꿈치 접지기(화살표)는 좌측 보, 점선 화살표(↖)는 우측 보)로 볼 수 있다. 이 결과에 따라 좌우 발뒤꿈치 접지기를 결정하여 좌우 보를 구분하였다. 또한 발이 지면에 닿는 순간 가속도 신호는 급격히 변하며, 이때의 가속도 신호의 첨두치(peak 또는 valley 점)를 보행 중 보로 결정하는 알고리즘을 제시하였다.

C. 주파수 분석

보행 중 가속도 신호는 보행패턴과 속도, 보행 장애 정도 등에 따라 다르게 발생한다. 정상인의 경우 가속도 신호가 비슷한 양상을 보이지만, 편마비 환자의 경우 그림 3과 같이 정상인과 달리 환자의 보행 장애 정도에 따라 신호 형태가 다르며, 고주파 성분이 많이 포함된 가속도 신호가 측정된다. 따라서 자동으로 정확한 보 검출을 위해 적절한 신호처리가 필요하다. 이를 위해 3축 가속도 신호의 주파수 영역 분석을 실시하였으며, 주파수 영역 분석을 위해 Welch Method를 사용한 전력 스펙트럼을 구하였다. 본 연구에서 가속도 신호의 전력스펙트럼 계산에 사용된 윈도우는 257샘플의 길이를 갖는 Hamming 윈도우를 사용하였으며, 중첩구간은 256 샘플이며, FFT의 크기는 512샘플로 고정하였다.

보 검출 알고리즘을 위한 가속도 신호의 신호처리를 위해 주파수 분석 결과의 중심 주파수를 선택하였다. 중심 주파수는 전후 가

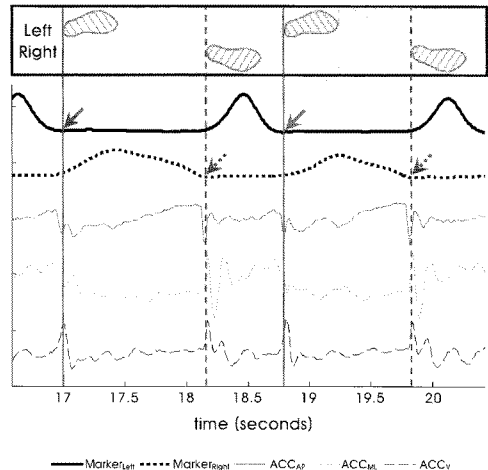


그림 3. 좌·우 보에 따른 반사마커와 3축 가속도 신호 (우측 편마비 환자의 예)
Fig. 3. Signal from the reflective markers and 3-axis accelerometer (Right hemiplegic patient)

속도와 상하 가속도는 주파수 분석 결과에서 0.8~1.6 Hz 사이의 가장 큰 전력을 갖는 주파수 대역을 선택하였으며, 좌우 가속도는 전후(또는 상하) 가속도 중심 주파수의 1/2 지점 주파수 대역을 선택하였다. 이는 본 실험에 참여한 피실험자들의 분속수(cadence)가 평균 38~65 steps/min.임에 기인한다. 또한, 주파수 분석 결과 전후 가속도와 상하 가속도에서 선택된 중심주파수는 동일한(또는 유사한) 결과가 나오며, 상하 가속도의 중심 주파수는 전후(또는 상하) 가속도의 약 1/2 되는 지점이기 때문이다. 이 결과는 보행 시 상체의 운동과 관련이 있으며, 그림 2와 같이 가속도 신호의 형태가 전후방향과 상하방향의 경우 한 보당 한 주기, 좌우방향의 경우 좌측 발 디딤과 우측 발 디딤에 의해 가속도 신호가 시간 축(0g)을 기준으로 상하대칭 형태로 두 보당 한 주기로 나타나기 때문이다.

IV. 보 검출 알고리즘

보행 중 가속도 신호를 이용한 보 검출 알고리즘은 각 방향 별로 보를 검출한 후 최종적인 보를 결정하도록 설계되었다. 이를 위해 크게 대역 통과 필터, 최소 제곱 가속 필터를 이용하여 침두치를 부각하고, 최종 보 검출 과정으로 구성된다. 모든 과정은 MATLAB 7.0(Mathworks Inc., 미국)을 이용하여 분석하였다.

A. 대역 통과 필터

가속도 신호의 침두치를 이용하여 보를 검출하기 위해 침두치를 다른 값보다 부각시킬 필요가 있다. 이를 위해 먼저 식 (1)과 같이 가속도 신호에서 가속도 신호(ACC)의 대역 통과 필터링 된 신호(ACC_{BP})를 빼주어 획득된 가속도 신호의 기저선을 제거하였다(ACC_R).

$$ACC_R = ACC - ACC_{BP} \quad (1)$$

대역 통과 필터는 위상 왜곡이 없고, 시스템이 안정적인 장점을 갖는 FIR(유한 임펄스 응답, finite impulse-response) 필터(360차)를 이용하였다. 대역폭은 전후 가속도와 수직 가속도의 경우 주파수 분석 결과로부터 획득한 중심 주파수에서 ±0.1Hz의 범위, 좌우 가속도는 ±0.05Hz 범위로 정하였다.

B. 최소 제곱 가속 필터

발이 지면에 닿는 순간 가속도 신호가 급격히 변하는 부분의 침두치를 검출하기 위해 대역 통과 필터링 된 신호를 최소 제곱 가속(LSA, least squares acceleration) 필터를 사용하여 침두치를 더욱 부각시켰다. LSA 필터는 FIR 형태의 필터로서 이산 신호의 미분이나 가파름(sharpness)을 추정하기 위한 방법으로 제안되었다[15]. 이를 위해 p 개의 샘플로 구성된 이산 신호를 평균 제곱 오차(MSE, mean squared error)를 최소화하는 n 차 다항식으로 근사화하여 이 다항식의 n 계 미분을 계산한다. 이 때문에 복잡한 연산

이 필요 없고, n 차 다항식의 계수를 직접 사용 가능한 장점이 있다. LSA 필터는 가속도를 구하는 다른 방법과 비교할 때 잡음에 강인하며, 연산이 간단하여 실시간 적용이 가능하다. 또한 차수 p 는 강조하고자 하는 스파이크 형태의 신호를 구성하는 샘플의 개수에 대응하므로 신호의 가파름 정도에 따라 LSA 필터의 차수의 결정이 가능하다[15]. 본 논문에서는 실험적으로 6차 LSA 필터를 사용하였다.

C. 보 검출 알고리즘

3축 가속도 신호에서 최종적으로 보를 검출하기 위해 각 방향 별로 전후 방향에 대해 ACC_{BP}와 ACC_R, ACC_{LSA}를 이용하여 보를 검출하였다. 또한, 검출 오차를 줄이기 위해 각 방향 별로 검출된 보를 이용하여 최종 보로 확정하였다. 세부 사항은 다음과 같다.

1) 전후 방향 가속도

전후 방향 가속도 신호에서 보를 검출하기 위한 세부적인 과정은 다음과 같고, 그림 4에 나타내었다.

- ① ACC_{BP}의 기울기가 (+)에서 (-)로 변하는 부분(peak 점) 사이 중 ACC_{LSA}의 가장 낮은 값(valley 점)을 선택한다. 원치 않는 신호를 검출하지 않기 위해 ACC_{BP}의 peak 점과 다음 peak 점의 간격이 6 샘플 이상인 지점만 선택한다.
- ② ACC_{LSA}의 valley 점을 기준으로 ACC_R의 4 샘플 전 값부터 ACC_R의 기울기가 (-)에서 (+)로 변하는 부분(valley 점)이 2번 반복될 때의 valley점 중 가장 낮은 값을 선택한다.
- ③ ACC_R에서 검출된 지점을 ACC의 보 검출 지점으로 한다.

2) 좌우 방향 가속도

좌우 방향 가속도는 전후 방향 가속도와 달리 신호의 형태가 좌

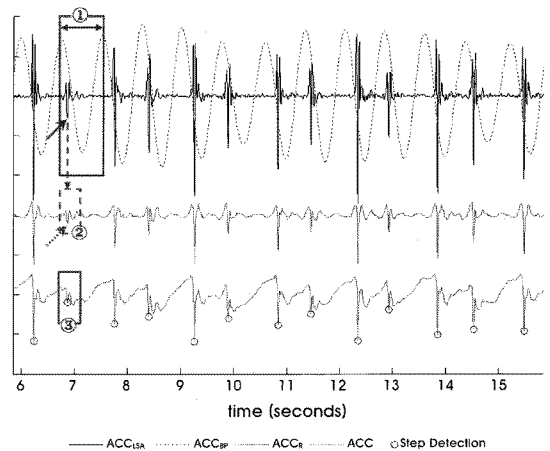


그림 4. 전후 방향 가속도 신호에 대한 보 검출 과정
Fig. 4. Step detection process for antero-posterior acceleration data

측과 우측이 시간 축(0g)을 기준으로 상하 대칭 형태를 가지며 두 보당 한 주기로 나타난다. 이에 전후 방향 가속도의 보 검출 방법에 몇 가지 과정이 더 추가되었으나 기본적인 방법은 유사하다. 좌우 방향 가속도 신호에서 보를 검출하기 위한 세부적인 과정은 다음과 같고, 그림 5에 나타내었다.

- ① 좌측 보를 검출하기 위한 과정으로 ACC_{BP} 의 기울기가 (+)에서 (-)로 변하는 부분(peak 점)에서 (-)에서 (+)로 변하는 부분(valley 점)까지 구간에서 ACC_{LSA} 의 가장 낮은 값(valley 점)을 선택하고, 우측 보를 검출하기 위한 과정으로 ACC_{BP} 의 기울기가 (-)에서 (+)로 변하는 부분(valley 점)에서 (+)에서 (-)로 변하는 부분(peak 점)까지 구간에서 ACC_{LSA} 의 가장 높은 값(peak 점)을 선택한다.
- ② ACC_{LSA} 의 가장 낮은 값(valley 점)을 기준으로 ACC의 3 샘플 전 값부터 ACC_{BP} 의 기울기가 (-)에서 (+)로 변하는 부분(valley 점)이 발생 시 ACC_R 값을 좌측 보 검출 지점으로 하며, ACC_{LSA} 의 가장 높은 값(peak 점)을 기준으로 ACC_R 의 2 샘플 전 값부터 ACC_{BP} 의 기울기가 (+)에서 (-)로 변하는 부분(peak 점)이 발생 시의 ACC_R 값을 우측 보 검출 지점으로 한다.
- ③ ACC_R 에서 검출된 지점을 ACC의 보 검출 지점으로 한다.

3) 상하 방향 가속도

상하 방향 가속도 신호에서 보를 검출하기 위한 기본적인 과정은 전후 방향 가속도의 보 검출 과정과 유사하다. 그러나 전후 방향 가속도의 급격히 변하는 지점과 상하 방향 가속도의 급격히 변하는 지점의 파형은 0g를 기준으로 반대인 것을 상기하여 알고리즘을 설계하였다. 상하 방향 가속도 신호에서 보를 검출하기 위한 세부적인 과정은 다음과 같고, 그림 6에 나타내었다.

- ① ACC_{BP} 의 기울기가 (-)에서 (+)로 변하는 부분(valley 점)까

지의 구간에서 ACC_{LSA} 의 가장 높은 값(peak 점)을 선택한다. 원치 않는 신호를 검출하지 않기 위해 ACC_{BP} 의 valley 점과 다음 valley 점의 간격이 15 샘플 이상인 지점만 선택한다.

- ② ACC_{LSA} 의 가장 높은 값(peak point)을 기준으로 ACC_R 의 4 샘플 전 값부터 ACC_R 의 기울기가 (+)에서 (-)로 변하는 부분(peak 점)이 2번 반복될 때의 peak 점 중 가장 높은 값을 선택한다.
- ③ ACC_R 에서 검출된 지점을 ACC의 보 검출 지점으로 한다.

4) 최종 보 검출

이산 신호의 특성 때문에 검출된 보는 각 방향 별로 동일한 샘플 시간에 존재하지 않게 된다. 이를 위해 최종적인 보 검출 샘플 시간을 결정할 필요가 있다. 데이터가 한 샘플씩 입력으로 들어오고 각 방향 별 보 검출이 동시에 진행된다고 가정할 경우 다음과 같이 최종 보를 검출하였다.

- ① 세 방향 중 한 방향 이상에 대해 보가 검출될 경우의 샘플 시간을 시작으로 여섯 번째 샘플 시간까지(총 0.05초) 중 다른 방향의 보 검출 샘플 시간을 측정한다.
- ② 여섯 샘플 시간 중 두 방향 이상에 대해 보가 검출될 경우 각 방향 별 보 검출 시간의 평균의 정수 값을 최종 보 검출 시간으로 결정한다.
- ③ 여섯 샘플 시간 중 한 방향 이하에 대해 보가 검출될 경우 최종 보 검출로 결정하지 아니한다.
- ④ ①에서 ③까지를 반복 시행한다.

D. 결과 분석 방법

알고리즘의 성능 분석을 위해 정상인과 편마비 환자의 보 검출 결과를 반사마커에 의해 획득된 보 검출결과와 비교하였다. 먼저,

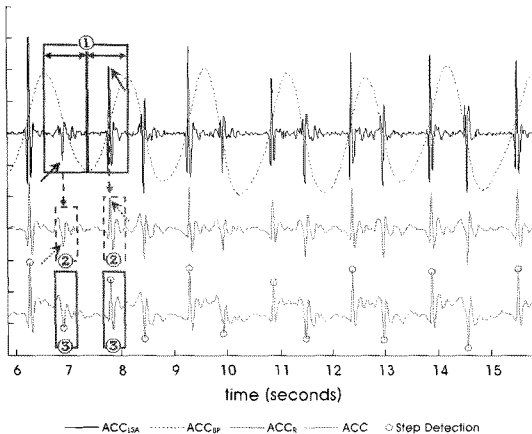


그림 5. 좌우 방향 가속도 신호에 대한 보 검출 과정
Fig. 5. Step detection process for medio-lateral acceleration data

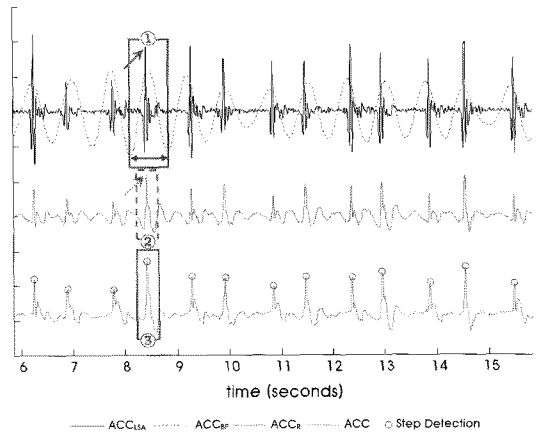


그림 6. 상하 방향 가속도 신호에 대한 보 검출 과정
Fig. 6. Step detection process for vertical acceleration data

각 가속도 방향 별로 비교한 후 최종 보 검출 결과를 비교하였다. 반사마커와 본 연구방법에 의해 검출된 보의 샘플 시간 차이가 ± 6 샘플 시간(± 0.05 초) 내에 존재할 경우 정확한 보 검출로 인식하도록 하였다. 알고리즘의 성능 분석을 위해 보 검출 샘플 시간을 '1', 보 검출이 아닌 부분의 샘플 시간을 '0'으로 표기하여 식 (2)~(4)와 같이 민감도(sensitivity)와 특이도(specificity), 정확도(accuracy)를 사용하였고, 이를 위해 TP(true false)와 FN(false negative), TN(true negative), FP(false positive)는 아래와 같이 정의하였다. 또한, 편마비 환자 중 P4~P6의 경우 검사-재검사(test-retest)를 통해 재현성을 검증하였다.

- TP : 보 비트를 보 비트로 분류
- FN : 보 비트를 보 비트가 아닌 것으로 분류
- TN : 보 비트가 아닌 것을 보 비트가 아닌 것으로 분류
- FP : 보 비트가 아닌 것을 보 비트로 분류

$$\text{Sensitivity}(\%) = \frac{TP}{TP + FN} \times 100 \quad (2)$$

$$\text{Specificity}(\%) = \frac{TN}{TN + FP} \times 100 \quad (3)$$

$$\text{Accuracy}(\%) = \frac{TP + TN}{(TP + FN + TN + FP)} \times 100 \quad (4)$$

또한, 본 연구 방법에 의한 보 검출 결과로 확보 시간(stride time)과 보 시간(step time)을 계산하여 반사마커에 의한 삼차원 동작분석 시스템의 결과와 비교하였다. 결과 비교는 식 (5)와 같이 상관계수를 계산하여 비교하였다. R 은 상관계수, $Cov(\cdot)$ 는 공분산 행렬을 의미하며, i 와 j 는 각각 반사마커와 가속도센서에 의한 데이터 열의 순서를 의미한다.

$$R(i, j) = \frac{Cov(i, j)}{\sqrt{Cov(i, i) Cov(j, j)}} \quad (5)$$

V. 실험결과

표 2는 체중심에 부착한 3축 가속도센서를 이용하여 정상인과 편마비 환자로부터 획득한 보 검출 결과를 나타낸다. 전후, 좌우 및 상하방향에 대한 각각의 보 검출 결과와 이 세 방향의 결과로부터 새롭게 획득한 최종 보 검출결과를 나타내었다. 편마비 환자 P4~P6는 2주일 후 똑같은 실험환경으로 획득한 데이터로부터 보 검출하여 그 결과를 나타내었다.

그림 7은 가속도센서로 획득한 최종 보 검출 결과로부터 확보 및 보 시간을 계산하여 반사마커를 이용한 결과와 비교한 것이다. 정상인은 원(O)으로 표시하였으며, 편마비 환자는 별(*)로 표시하였다. 표시된 결과가 직선에 가까이 위치할수록 오차가 적음을 의

표 2. 실험 대상 정보
Table 2. The information of subjects

구분	전후방향 보 검출			좌우방향 보 검출			상하방향 보 검출			최종 보 검출			
	민감도	특이도	정확도	민감도	특이도	정확도	민감도	특이도	정확도	민감도	특이도	정확도	
정상인 그룹	N1	100	100	100	96.43	100	99.95	82.14	99.95	99.51	100	100	100
	N2	95.83	99.94	99.89	95.83	100	99.94	100	100	100	100	100	100
	N3	95.00	99.93	99.85	95.00	99.93	99.85	95.00	99.85	99.78	100	99.93	99.93
	N4	100	100	100	89.29	99.78	99.63	100	99.78	99.79	100	99.78	99.79
	합계	98.00	99.97	99.94	94.00	99.93	99.84	94.00	99.84	99.76	100	99.93	99.93
편마비 환자 그룹	P1	78.38	99.77	99.54	97.30	99.97	99.94	97.30	99.94	99.91	97.30	99.97	99.94
	P2	95.00	99.96	99.91	100	100	100	91.67	99.93	99.86	100	100	100
	P3	97.50	99.97	99.94	95.00	99.94	99.87	67.50	99.58	99.18	92.50	99.90	99.81
	P4	86.76	99.87	99.74	100	100	100	97.06	99.97	99.94	95.59	99.95	99.91
	(retest)	57.14	99.54	99.07	100	100	100	89.29	99.88	99.76	91.07	99.90	99.80
	P5	100	100	100	96.43	99.95	99.90	98.21	99.95	99.93	98.21	99.95	99.93
	(retest)	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
	P6	79.41	99.73	99.49	94.12	99.79	99.73	94.12	99.73	99.66	97.06	99.76	99.73
(retest)	50.00	99.38	99.81	96.88	99.89	96.86	100	99.89	99.89	96.88	99.89	99.86	
합계	83.85	99.82	99.64	98.10	99.96	99.94	92.87	99.89	99.81	96.44	99.94	99.90	

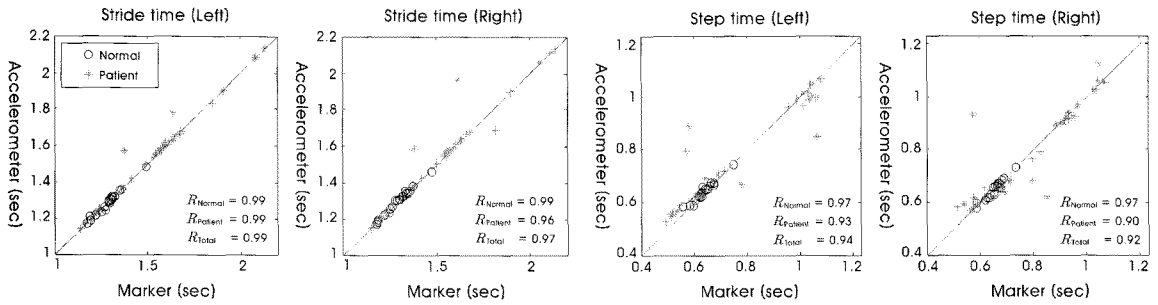


그림 7. 편마비 환자와 정상인의 활보 및 보 시간 비교 결과 (R: 상관계수)
 Fig. 7. Compared results of stride and step time about patient and normal subjects (R: correlation coefficient)

미하며, 결과 비교를 위해 상관계수를 계산하였다. R은 가속도센서와 반사마커의 결과를 비교한 상관계수를 의미하며, R_{Normal}은 정상인, R_{Patient}는 편마비 환자, R_{Total}은 정상인과 편마비 환자 모두에 대한 상관계수를 계산한 것으로 데이터 결과가 직선에 가까이 위치할수록 높은 상관계수를 가진다. 이는 반사마커에 의한 삼차원 동작분석 시스템의 실제 보 결과와 제안된 알고리즘에 의한 보 검출 결과의 상관 정도가 매우 높음을 통해 제안된 보 검출 알고리즘의 정확도가 높음을 보여준다.

VI. 고 찰

A. 결과 고찰

본 연구에서는 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 재활치료 전후의 보행평가를 위해 체중심에 부착한 3축 가속도 센서를 이용하여 보행 시 보를 검출하는 알고리즘을 개발하였다. 개발된 알고리즘은 편마비 환자뿐만 아니라 정상인에게도 적용하여 알고리즘의 성능을 검증하였다.

본 논문에서 목표하고자 한 편마비 환자에게 개발된 알고리즘을 적용하였을 경우 민감도 96.44%, 특이도 99.94%, 정확도 99.90%의 우수한 검출 성능을 보였다. 정상인의 경우 민감도 100%, 특이도 99.93%, 정확도 99.93%의 검출 성능을 보였다.

표 2를 통하여 확인 가능한 사실은 첫째, 한 방향에 대한 검출성능보다 세 방향에 대한 최종 보 검출성능이 보행분석에 유리하다는 점이다. 기존 연구의 경우 가속도센서를 이용한 보행분석 시 상하방향에 대한 신호를 보 검출 시 주로 활용하였다[17-18]. 이는 전후 가속도와 좌우 가속도 신호에 비해 보행 시 움직임이 많은 상하 방향의 가속도 신호가 다른 방향의 가속도 신호보다 크게 나타남에 기인한다. 그러나 편마비 환자 P3와 P4(retest)의 경우 상하 방향 가속도신호만으로 보를 검출할 경우 검출 성능이 우수하지 못함을 확인할 수 있다. 정상인 N1의 경우에서도 확인이 가능하다. 이는 편마비 환자의 경우 마비된 다리로 지면에 닿을 시 정상인과 달리 지면반발력에 따른 충격량이 감소할 경우가 발생하기 때문이다. 전후 방향의 경우, P1과 P4, P6의 경우 검출성능이 떨어졌

는데, 이는 마비된 다리에 해당하는 부분의 가속도 변화량이 원만하여 LSA 필터를 적용할 경우 가파름 정도가 약하기 때문인 것으로 사료된다. 결론적으로 한 방향에 대한 보 검출 결과보다는 세 방향에 대한 최종 보 검출 결과를 이용함이 보행분석에 유리할 것이다.

둘째, 보 검출 정확도가 우수하다고 하여 보를 정확하게 검출한 것이라고 볼 수 없다는 점이다. P3과 P4(retest)의 경우 정확도는 각각 99.81%, 99.80%로써 우수한 결과를 보이지만, 민감도는 각각 92.50%, 91.07%이다. 이는 실제 보 검출되어야 하지만 다른 구간에서 보로 검출된 경우가 발생하는 경우가 있기 때문이다.

그림 7에서 확인 가능한 사실은 첫째, 정상인의 경우 좌·우측 활보 및 보 시간을 비교한 결과 모두 높은 상관성을 가진다는 점이다. 활보 시간의 경우 상관계수가 0.99, 보 시간의 경우 0.97로써 알고리즘의 성능 결과가 우수함을 보여준다.

둘째, 편마비 환자의 경우 활보 시간에 대해 2가지 경우, 보 시간에 대해 4가지 경우를 제외하고 높은 상관성을 가짐을 입증하였다는 것이다. 편마비 환자의 경우 마비된 다리로 지면에 닿을 시 충격량 감소에 의하여 보 검출이 정확히 안 된 경우가 있기 때문에 편마비 환자의 활보 시간에 대한 상관계수가 좌·우 각각 0.93, 0.90의 결과가 나왔다. 이 경우를 제외한 나머지 결과는 모두 우수한 알고리즘 성능 결과를 보여 주었다.

참고문헌 [11-13]의 경우 전체 보행 주기(gait cycle)에 대한 결과가 주어졌을 뿐 비교대상이 되는 기준 시스템과의 차이는 알 수 없다. 즉, 보행 중 보가 정확하게 검출되었는지는 확인할 수 없다. 단지, 최종적인 보행 주기 결과만으로 보가 정확하게 검출되었다고 유추할 수 있을 뿐이다. 참고문헌 [17]의 경우 정상인에 대한 보 검출 결과로 24시간 활동 모니터링 알고리즘을 개발하였으나, 정확한 보 검출이 이루어졌는지의 객관적인 결과가 부족하다. 참고문헌 [16-18]의 경우 비디오카메라와의 비교분석 결과를 제시하였다. 본 논문의 경우, 보행분석을 위해 최근 많이 사용되고 있는 삼차원 동작분석 시스템[6]을 이용하여 보행 중 보를 정확히 가속도신호로부터의 보 검출 결과를 제시하였다. 정확한 보 검출에 대한 객관적인 결과 없이 시·공간 보행변수를 구하는 것보다 가속도센서를 이용한 시스템의 보 검출성능을 확인하고 이에 따른 보

행변수를 획득해야 한다. 본 논문에서 알고리즘의 성능 검증을 위해 사용된 삼차원 보행분석 시스템의 경우 반사마커의 신호를 이산 데이터로 획득할 수 있기 때문에 비디오를 이용한 관측결과보다 정량적으로 보를 결정할 수 있었다.

B. 한계점 및 향후 연구 과제

본 연구의 한계점은 다음과 같다. 첫째, 가속도센서를 이용한 보검출의 성능 평가를 위해 삼차원 동작분석 시스템을 이용하였기 때문에 실험 환경의 공간적 제약이 있었다. 따라서 한 번의 실험으로는 보검출이 가능한 데이터가 적음으로 인해 다수의 실험 결과보다 검출 성능이 저하될 수 있기 때문에 많은 실험이 반복되어야 한다. 둘째, 편마비 환자의 경우 본 실험을 위해 시행한 4회 반복측정에서 쉽게 피로를 느껴 무리하게 많은 실험할 수 없다는 한계가 있었다. 이는 편마비 환자의 다수가 정상적인 보행을 하지 못하기 때문에 정상인보다 많은 신체의 움직임으로 피로도가 상대적으로 많이 누적되기 때문이다. 셋째, 실험 대상자 수가 적다는 것이다. 따라서 결과의 정확도 및 신뢰도를 추가적으로 검증하기 위해 더 많은 대상자에 대해 연구가 진행되어야 할 것이다. 또한, 기존에 개발된 보행분석방법을 편마비 환자뿐만 아니라 소아 및 뇌성마비, 파킨슨병 환자에게 적용하여 본 연구에서 개발한 알고리즘의 성능 결과와 비교 분석해야 할 것이다. 현재 본 연구에서 개발된 알고리즘을 이용하여 다른 편마비 환자에게 적용하여 시·공간 보행변수를 추출하고 기존 연구 결과와 비교 분석하는 연구를 진행 중이다.

VII. 결론

본 연구는 뇌졸중으로 인한 편마비 환자의 재활치료 전후의 보행평가를 위해 체중심에 부착한 단일 3축 가속도 센서를 이용하여 편마비 환자의 보행분석이 가능한 새로운 보검출 알고리즘을 개발하였다. 이를 위해 각 가속도 방향 별로 대역 통과 필터, LSA 필터를 이용해 가속도신호의 급격히 변하는 부분을 부각시켜 보를 검출한 후 최종적인 보를 검출하였다. 그 결과 편마비 환자 뿐 아니라 정상인의 경우에도 본 연구에서 제시한 알고리즘을 이용한 보검출 성능이 우수함을 입증하였다. 본 연구로 개발된 알고리즘을 통해 뇌졸중으로 인한 편마비 환자들의 재활 치료 전후를 평가할 수 있을 것이라 사료된다.

참고문헌

- [1] Korean Stroke Society, <http://www.stroke.or.kr>
- [2] G.V. Smith, K.H. Silver, A.P. Goldberg and R.F. Macko, "Task-oriented exercise improves hamstring strength and spastic reflexes in chronic stroke patients," *Stroke*, vol. 30, No. 10, pp. 2112-2118, October 1999.
- [3] H.S. Jørgensen, "The Copenhagen Stroke Study Experience," *J Stroke Cerebrovasc Dis*, vol. 6, No. 1, pp. 5-16, September 1996.
- [4] S. Mulroy, J. Gronley, W. Weiss, C. Newsam and J. Perry, "Use

- of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke," *Gait Posture*, vol. 18, No. 1, pp. 114-125, August 2003.
- [5] W.Y. Wong, M.S. Wong and K.H. Lo, "Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: A review," *Prosthet Orthot Int*, vol. 31, No. 1, pp. 62-75, March 2007.
- [6] M. Molley, J. Salazar-Torres, C. Kerr, B.C. McDowell and A.P. Cosgrove, "The effects of industry standard averaging and filtering techniques in kinematic gait analysis," *Gait Posture*, vol. 28, No. 4, pp. 559-562, November 2008.
- [7] M.J. Mathie, A.C. Coster, N.H. Lovell and B.G. Celler, "Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement," *Physiol Meas*, vol. 25, No. 2, pp. R1-R20, April 2004.
- [8] R. Moe-Nilssen, "A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument," *Clin Biomech*, vol. 13, No. 4-5, pp. 320-327, June 1998.
- [9] R. Moe-Nilssen, "A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait analysis," *Clin Biomech*, vol. 13, No. 4-5, pp. 328-335, June 1998.
- [10] M. Henriksen, H. Lund, R. Moe-Nilssen, H. Bliddal and B. Danneskiold-Samsøe, "Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis," *Gait Posture*, vol. 19, No. 3, pp. 288-297, June 2004.
- [11] W. Zijstra and A.L. Hof, "Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking," *Gait Posture*, vol. 18, No. 2, pp. 1-10, October 2003.
- [12] W. Zijstra, "Assessment of spatio-temporal parameters during unconstrained walking," *Eur J Appl Physiol*, vol. 92, No. 1-2, pp. 39-44, June 2004.
- [13] R. Moe-Nilssen, J.L. Helbostad, "Estimation of gait cycle characteristics by trunk accelerometry," *J Biomech*, vol. 37, No. 1, pp. 121-126, January 2004.
- [14] I.P.I. Pappas, M.R. Popovic, T. Keller, V. Dietz and Manfred Morari, "A reliable gait phase detection system," *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*, vol. 9, No. 2, pp. 113-125, June 2001.
- [15] M.G. Frei, R.L. Davidchack and I. Osorio, "Least squares acceleration filtering for the estimation of signal derivatives and sharpness at extrema," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 46, No. 8, pp. 971-977, August 1999.
- [16] M.N. Nyan, F.E. Tay, K.H. Seah and Y.Y. Sitoh, "Classification of gait patterns in the time-frequency domain," *J Biomech*, vol. 39, No. 14, pp. 2647-2656, October 2006.
- [17] S.H. Lee, Y.T. Lim and K.J. Lee, "A design of an algorithm for analysis of activity using 3-axis accelerometer," *The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers D*, vol. 53, No. 5, pp. 361-367, 2004.
- [18] J.Y. Lee, K.J. Lee, Y.H. Kim, S.H. Lee and S.W. Park, "Development of gait analysis algorithm for hemiplegic patients based on accelerometry," *Journal of the Institute of Electronics Engineers of Korea SC*, vol. 41, No. 4, pp. 55-62, 2004.
- [19] M.K. Holden, K.M. Gill, M.R. Magliozzi, J. Nathan and L. Piehl-Baker, "Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness," *Physical Therapy*, vol. 64, No. 1, pp. 35-40, 1984.