

가속도계 기반의 편마비 환자 보행 평가를 위한 보 검출

論 文

55D-10-4

Detection of Steps or Gait Assessment of Hemiplegic Patient Based on Accelerometer

李孝基* · 李景中[†] · 金榮浩** · 朴時暉***

(Hyo-ki Lee · Kyoung-joung Lee · Young-ho Kim · Si-woon Park)

Abstract - In this paper, an algorithm to detect steps in hemiplegic patients using a 3-axis accelerometer attached on the trunk was proposed. The proposed algorithm consisted of the signal pre-processing, the step detector, the classification of steps and the calculation of stride time. Two FIR band-pass filters were designed and steps were measured by the combination of filtered signals in the vertical and the anteroposterior directions. In addition, the classification of steps and the calculation of stride time were computed by using the detected steps and lateral signals. For the experiment, fourteen hemiplegic patients were participated and the linear accelerations of the trunk and foot switch signals were measured synchronously. To evaluate the system performance, the detected steps and initial contacts by the foot switch were compared. The average error between the steps and initial contacts was 0.024ms and the difference of the average stride time was 0.01s. Finally, all gait events were detected exactly. Results showed that the accelerometry could use for the gait evaluation in clinical rehabilitation therapies.

Key Words : Accelerometer, Foot Switch, Hemiplegic, Gait Analysis, Step and Stride Time

1. 서 론

편마비는 뇌졸중 후 발생하는 운동 장애의 한 형태이다. 뇌졸중은 보행 장애에 대한 재활 치료 후 보행 기능이 회복된 경우에도 여러 가지 운동기능의 장애로 인한 비정상적 보행 패턴을 보이게 된다[1]. 따라서 편마비 환자의 보행분석은 재활 치료 전후를 평가하는데 있어서 매우 중요하다.

편마비 환자의 보행 형태(gait pattern)는 보행에 영향을 주는 질환들의 직접적인 결과뿐만 아니라 환자 스스로 질환에 따른 보상을 시도한 것에 대한 결과로서 나타난다[2]. 보행 형태 분석을 위한 방법으로는 육안적 관찰 및 보행 시간인자(활보 주기, 분속수 등)의 측정, 3차원 운동 형상학적 보행분석 시스템의 사용, 힘판(Force plate)을 이용한 운동역학적 분석, 동적 근전도, 족저압 측정 등이 이용된다[3]. 그러나 육안적 관찰은 관찰자의 주관성이 개입되며, 분석결과는 피검자의 숙련도에 따라 달라진다. 또한, 육안적 관찰을 제외한 접근방법들은 많은 시간이 소요되며, 고비용 및 실험실 환경 내에서의 공간 제약 등의 단점이 있을 뿐 아니라, 일상생활에

서의 기능적 능력(functional ability)을 정확하게 반영하지 못한다. 따라서 일상생활에서도 환자들의 기능적 능력을 객관적으로 평가할 수 있고 휴대와 사용이 편리한 저가의 시스템이 필요하다[4].

이러한 조건을 만족시키는 가속도계는 인체의 움직임 측정하는 유용한 도구로 평가되고 있다. Moe-Nilssen은 체중심의 가속도를 보행분석에 사용하여 가속도계의 정밀도, 정확성 및 반복성의 우수함을 검증하였다[5][6]. Foerster 등은 가속도계를 신체의 네 부위에 위치시켜 다양한 동적 및 정적 자세를 평가하였고[7], Lee 등은 가속도계를 이용하여 휴대용 활동 상태 모니터링 시스템을 설계하고 일상생활에서 일어날 수 있는 자세 및 동작을 구분할 수 있는 알고리즘을 설계하였다[8][9].

한편, 편마비 환자의 보행 분석을 위하여 Sekine 등은 압저항(piezo-resistive) 가속도계를 이용하여 정상인과 편마비 환자에 대한 가속도 신호를 측정하여 시간 영역과 주파수 영역의 특징을 구분하였고[10], Horiuchi 등은 편마비 환자가 낙상(fall)하기 전의 걸음 패턴을 분석하였다[11]. Mansfield 등은 풋스위치(foot switch)와 가속도계를 함께 이용하여 FES 보행에서의 발뒤축접지기(heel contact)를 검출하여 정상 보행과 모의 편마비 환자에 적용-편마비 환자처럼 걷도록 지시-하여 평가하였지만[12], 실제 편마비 환자들을 대상으로 가속도계를 이용한 보행분석에 대한 연구는 아직 활발하게 이루어지지 않고 있다. 또한, 본 연구의 선행 연구에서는 Lee 등이 편마비 환자를 대상으로 2축 가속도계를 이용한 보행 분석 알고리즘을 개발하였다[13]. 그러나, 기존의 가속도를 이용한 보행 평가시 가속도 측정과 동시에 비디오카메라의 데이터를 이용하여 그 결과를 비교하는 방식을 사용하였으나

[†] 교신저자, 正會員 : 延世大學校 醫工學科 教授 · 工學博士
移動型 應急醫療情報시스템 開發센터
(CEMI)

E-mail : lkj5809@yonsei.ac.kr

* 學生會員 : 延世大學校 醫工學科 碩博士統合課程

** 正會員 : 延世大學校 醫工學科 部教授 · 工學博士

*** 非會員 : 國立再活源 再活醫學科 科長 · 醫士

接受日字 : 2006年 6月 21日

最終完了 : 2006年 9月 11日

이 경우 측정시스템과 동기화되지 않은 비디오 데이터를 이용하거나 혹은 낮은 비디오 데이터 해상도의 제약으로 평가시 한계가 있음이 보고되고 있다[14].

따라서 본 연구에서는 편마비 환자의 재활 치료 전후 평가를 위하여 실제 편마비 환자로부터 획득된 데이터의 보(step)를 자동으로 분석할 수 있는 알고리즘을 제안하고, FSR 센서(Force Sensing Resistor Sensor)를 함께 이용하여 제안된 알고리즘의 성능을 평가하였다.

2. 본 론

2.1 연구대상 및 실험방법

2.1.1 연구대상

본 연구를 위하여 2005년 6월부터 2006년 2월까지 국립재활병원에서 치료 중인 뇌졸중으로 인한 편마비 환자 중 보조기나 지팡이를 이용하지 않고 발끝림(toe drag)현상이 없으며 10m이상 독립 보행이 가능한 환자 12명(남자 6명, 여자 6명)을 대상으로 하였다. 편마비 환자의 보행정도를 나타내는 FAC(functional ambulatory category)점수(표 1 참조)[15]는 3에서 5점이다. 평균 연령은 53.0세이며, 평균 체중은 63.0kg, 평균 신장은 163.7cm이다. 편마비 부위는 좌측 4명, 우측 8명이다.

2.1.2 데이터 획득 시스템

체중심 가속도를 측정하기 위하여 본 연구에서 사용한 가속도 센서는 CXL02LF3(Crossbow, USA)이며, 가속도 신호로부터 검출된 보를 평가하기 위하여 MA-152 (Motion Lab System, Inc., USA)를 풋스위치(foot switch)로 사용하여 초기 접지기(initial contact)를 검출하였다.

기존의 가속도 측정 시스템[13]은 크게 가속도 센서부와 송신부, 수신부로 이루어져 있는데 본 연구를 위하여 가속도 센서부를 체중심 가속도와 풋스위치 신호를 동시에 획득할 수 있도록 수정하였다. 센서부는 가속도 신호와 풋스위치 신호를 측정하여 아날로그 형태로 출력하는 동작을 수행한다. 송신부는 입력된 아날로그 신호를 A/D변환 후 신호 저장 및 무선 전송을 하며, 수신부는 송신된 신호를 수신하고, 획득된 데이터의 처리를 위해 PC로 전송하는 기능을 담당한다. 그림 1은 데이터 획득을 위하여 사용된 하드웨어 구성도이다.

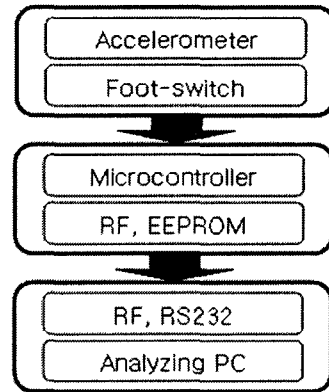


그림 1 데이터 획득 시스템의 하드웨어 구성도
Fig. 1 Block diagram of data acquisition system

2.1.2 데이터 획득 방법

편마비 환자의 경우 긴 거리를 여러 번 측정하기 어렵기 때문에 보행 가속도 신호의 획득을 위하여 병원 내의 장애물이 없는 평평한 복도 10m를 견도록 하였다. 가속도계는 체중심에 가깝고 기립 시 지면과 수직인 요추 3번과 4번 사이에 스펀 재질의 허리밴드로 고정 부착하였다. 또한 실험 결과에 대한 평가를 위하여 인술 형태로 제작된 풋스위치를 이용하여[16], 보행시 편마비 환자의 초기 접지기를 가속도계와 풋스위치로 동시에 검출할 수 있도록 하였다. 풋스위치는 편마비 환자의 초기 접지기를 보다 정확하게 측정하기 위하여, 발뒤꿈치, 제 1 과 제 4 발허리뼈 머리(caput metatarsalis) 그리고 엄지발가락 위치에 부착시켰다. 동기화시킨 3축 가속도 신호와 풋스위치의 신호는 각각 60Hz와 30Hz로 A/D 변환하여 센서부에 부착된 메모리에 저장하고, 송신부를 통해 수신부로 전송하였다. 저장 및 수신된 신호는 PC로 전송하여 LabVIEW 7.0(National Instrument, USA)으로 텍스트파일로 저장 후, Matlab 7.0(Mathworks, USA)을 사용하여 분석하였다.

2.2 편마비 환자의 보 검출

편마비 환자의 보를 검출하기 위한 알고리즘은 크게 측정된 보행 가속도 신호 전처리, 주 정점 검출, 보(step) 구분 및 활보 시간(stride time) 계산으로 구성된다.

표 1 FAC (functional ambulation category)

Table 1 FAC (functional ambulation category)

| | |
|---|--|
| 0 | Patient cannot walk, or needs help from 2 or more persons |
| 1 | Patients needs firm continuous support from 1 person who helps carrying weight and with balance |
| 2 | Patient needs continuous or intermittent support of one person to help with balance and coordination |
| 3 | Patient requires verbal supervision or stand-by help from one person without physical contact |
| 4 | Patient can walk independently on level ground, but requires help on stairs, slopes or uneven surfaces |
| 5 | Patient can walk independently anywhere |

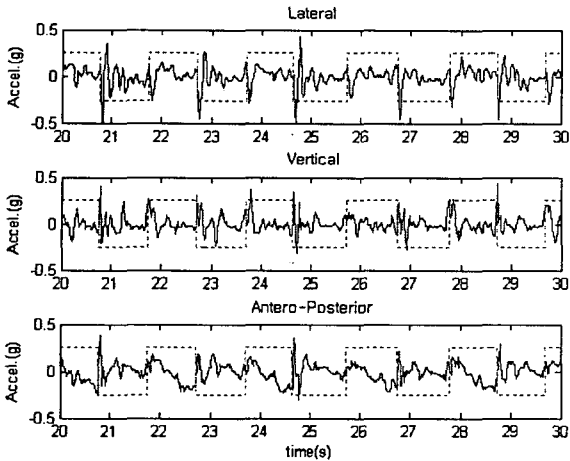


그림 2 편마비 환자로부터 측정된 3축 가속도 신호(실선)와 초기접지기신호(점선)의 한 예

Fig. 2 Examples of 3-axis acceleration signal (solid line) and initial contact signal (dashed line) by foot switch measured from a hemiplegic patient

2.2.1 보행 가속도 신호 전처리

본 연구에 이용된 가속도계는 $\pm 2g$ 의 출력범위와, $1V/g$ 의 민감도를 가지며, PC에 저장된 데이터는 측정된 가속도값을 A/D변환하여 0부터 255까지 나타낸 수치이다. 따라서 0부터 255까지 저장된 수치를 가속도 단위(g)로 다시 환산하여 신호를 분석하였다.

기존의 연구에서 언급된 보행 중 발뒤축접지기(heel strike)가 지면과 처음 닿는 지점이라는 것은 정상인에게만 해당된다. 편마비환자들의 경우, 지면에 발이 가장 먼저 닿는 부분이 반드시 뒤꿈치라고 단정할 수 없다. 환자들의 특성에 따라 앞꿈치가 지면에 먼저 닿거나, 발바닥이 먼저 닿는 현상(foot slap)이 생기게 되고, 뒤꿈치가 지면에 닿지 않는 경우가 생길 수도 있다. 따라서 발뒤축접지기라는 용어대신 초기 접지기를 사용하여 발의 어느 부분이든지 지면에 먼저 닿는 부분을 검출하도록 하였다.

본 연구에서 사용한 가속도 신호는 수평 방향(lateral)과 수직 방향(vertical), 전후 방향(antero-posterior)의 신호이다. 그림 2는 획득한 편마비 환자의 3축 보행 가속도 신호(실선)와 풋스위치의 초기 접지기 신호(점선)를 보여주며 맨 위의 그림부터 수평 방향, 수직 방향, 전후 방향의 가속도와 풋스위치 데이터를 비교하여 보여주고 있다.

그림 2에서 편마비 환자의 가속도 신호는 정상인의 전형적인 가속도 신호와 달리 고주파성분이 많이 포함되어 있다 [13][17]. 이것은 편마비 환자의 보행 형태가 편마비 원인이 되는 질환과 환자 스스로 질환을 극복하려는 시도 때문에 균형성 및 대칭성이 흐트러져 나타난 결과이다[2].

편마비 환자의 경우 정상인과 달리 고주파 성분이 많이 포함된 가속도 신호가 측정되므로 정확한 보 검출을 위해서는 적절한 필터링 과정을 거쳐야 한다. 본 연구에 참여한 편마비 환자들(FAC : 3~5)에 대한 주파수분석을 한 결과 수직방향과 전후방향은 중심주파수가 약 0.5Hz 중심으로 분포하고 있으며, 수평방향 신호의 경우 약 1Hz의 중심주파수를 갖고 있

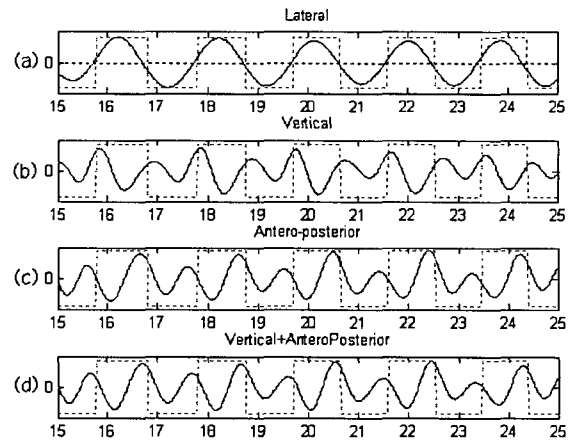


그림 3 필터링 된 (a) 수평방향 신호(실선)와 (b)수직방향 신호(실선), (c) 전후방향 신호(실선), (d) 수직방향과 전후방향 신호(실선)의 합성 신호를 풋스위치 신호(점선)와 비교한 결과

Fig. 3 Filtered signal of (a) lateral acceleration (solid line), (b) vertical acceleration (solid line), (c) antero-posterior acceleration (solid line) and signal of foot switch (dashed line), (d) mixed signal (vertical and lateral signal) and signal of foot switch.

음을 확인하였다. 이 특성으로부터 상체가 수직방향과 전후 방향으로 움직이는 운동 형태가 가속도 신호의 좌우 보 구분과 관련이 있음을 유추할 수 있다. 즉 좌측 발을 디을 때 세 방향 모두 양의 값을 갖는 특징을 보여주고 있으며, 우측 발을 디을 때에는 수평 방향은 음의 값을 보이는 반면 수직 방향, 전후 방향의 가속도 성분은 양의 값을 보여준다. 이와 같은 특징을 고려하여, 수평방향의 신호는 0.3Hz~0.7Hz의 대역폭을 갖는 300차 FIR 대역통과필터를 설계하였으며, 수직방향과 전후방향의 신호는 0.5Hz~1.5Hz의 대역폭을 갖는 300차 FIR 대역통과필터를 설계하여 신호를 처리하였다. 그림 3은 그림 2의 신호를 설계된 대역통과 필터에 인가하여 처리된 결과로서 고주파성분이 제거된 것을 확인할 수 있다.

2.2.2 주 정점 검출

보 검출을 위해서는 필터링 된 보행 신호로부터 보를 정확히 구분하는 것이 중요하다. 따라서, 본 논문에서는 보를 검출하기 위하여 필터링 된 신호의 기울기가 (+)에서 (-)로 변하는 주 정점을 검출하였다. 검출을 좀 더 쉽게 하기 위해 비슷한 주파수 성분을 갖고 있는 필터링 된 수직방향과 전후방향의 가속도신호를 합하여 그림 3(d)와 같은 합성신호를 생성시킨다. 이 때 합성 신호의 주 정점과 풋스위치에 의한 초기 접지기 신호가 비슷한 주기를 가지고 있는 것을 이용하여 합성 신호의 주 정점을 검출한다. 그러나, 정상인과 달리 편마비 정도가 심한 환자의 경우 그림3(d)의 파형보다 더 왜곡된 경우가 발생하는데 이 경우 초기 접지기와 관련 없는 정점을 검출하는 경우가 종종 발생한다. 이를 방지하기 위해, 본 연구에서는 정점 검출 시 수평신호를 함께 이용하였는데 그림 3(a)에서 볼 수 있는 바와 같이 필터링 된 수평방향의

가속도 신호가 영교차시 풋스위치의 신호와 관련이 있음을 확인할 수 있다. 따라서 수평방향의 신호가 영교차시 교차점 간 간격의 평균값을 취한 후 영교차점 전후에서 평균값의 1/2.75에 해당하는 값(실험에 의해 결정된 값)의 범위 내에서 합성신호의 주 정점을 검출하였으며, 검출된 주 정점을 보 구분점으로 정하였다.

2.2.3 보 구분 및 활보시간 계산

검출된 보 구분점을 이용하여 좌·우 보를 구분하고 좌측과 우측 발의 활보 시간을 계산한다. 이를 위해 먼저, 좌·우 보를 구분하기 위하여 수평방향의 가속도 신호를 이용하였다. 그림 3(a)에서 수평방향의 가속도 신호와 풋스위치에 의한 초기 접지기 신호를 비교하면, 좌측 발과 우측 발이 지면과 접촉 시, 필터링 된 수평 방향의 가속도 신호와 풋스위치의 신호가 연관이 있음을 확인할 수 있다. 따라서, 수평 방향의 가속도 신호가 (-)에서 (+)로 변할 때 좌측 보로, (+)에서 (-)로 변할 때 우측 보로 구분하였다. 이것은 좌측 발이 지면과 접촉할 때 상체가 좌측으로 기울어지고, 우측 발이 지면과 접촉할 때 상체가 우측으로 기울어지는 현상이 가속도계로 측정되었음을 보여준다. 계산된 활보시간을 이용하여 보행분석 관련 파라미터들을 구할 수 있다

그림 4는 상기에서 언급한 가속도 신호를 이용한 편마비 환자의 보행분석과정을 나타내는 블록도이다.

3. 실험결과 및 고찰

본 연구에서는 편마비 환자들의 재활 훈련 평가를 위해 체중심의 3축 가속도신호를 이용한 편마비환자의 보를 구분하고 검출하는 알고리즘을 제안하였다. 이를 위해 12명의 편마비환자로부터 3축 가속도계와 풋스위치를 동기화하여 신호를 측정하였으며 측정된 데이터에 제안된 알고리즘을 적용 및 평가하였다.

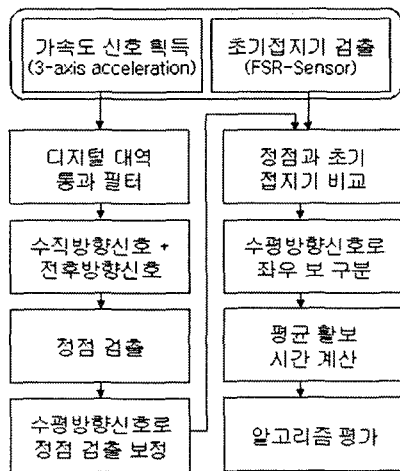


그림 4 가속도신호를 이용한 제안된 보 검출 알고리즘의 흐름도

Fig. 4 Flowchart of the proposed algorithm for detection of steps

알고리즘 적용 시 필터링에 의한 과도기적 신호를 제거하기 위해 시작 후 3초, 종료 전 3초까지의 보행 데이터만을 이용하였다. 표 1은 편마비 환자로 부터 획득한 보행 가속도 신호에 제안된 알고리즘을 적용하여 얻은 보 구분점 검출결과로서 100%의 검출율을 보여주고 있다.

가속도 신호에 의한 보 구분점과 초기 접지기와의 상관성을 확인하기 위해 가속도 신호로 검출된 보 구분점 결과와 풋스위치로 측정된 초기 접지기 간의 오차를 계산하였다. 표 1에 나타난 보 구분점과 초기 접지기 간의 오차는 그림 5와 같이 검출된 데이터 점들 사이의 간격을 시간으로 환산한 값이다. 그림 5의 사각점(□)은 알고리즘에 의해 계산된 보 구분점이며, 구형과는 풋스위치에 의한 초기 접지기를 나타낸다. 보 구분점에서 초기 접지기를 뺀 값이 양(+)이면 보 구분점이 초기 접지기보다 지연된 것을 의미하며, 음(-)이면 보 구분점이 초기 접지기보다 앞선 것을 나타낸다. 그림 5의 점선으로 표시된 사각형 부분을 확대시킨 것이 그림의 우측 상단에 나타나 있으며 데이터 점의 간격을 시간으로 환산한 것이 표 1의 보 구분점 오차이다. 12명의 환자로 부터 측정된 평균 오차는 -24ms였다.

보 구분점과 초기 접지기간의 오차범위가 일정한 추세를 유지한다면 두 결과는 비슷하다고 가정할 수 있으며 이 가정을 바탕으로 검출된 보 구분점을 이용하여 보행 중 평균 활보 시간을 계산하였다. 표 1에 나타난 바와 같이 보 구분점을 이용한 활보 시간과 풋스위치를 이용한 활보 시간이 유사함을 확인할 수 있으며 이로부터 체중심에서 측정된 가속도 신호를 바탕으로 편마비 환자의 보행관련 시간변수를 계산할 수 있음을 알 수 있다.

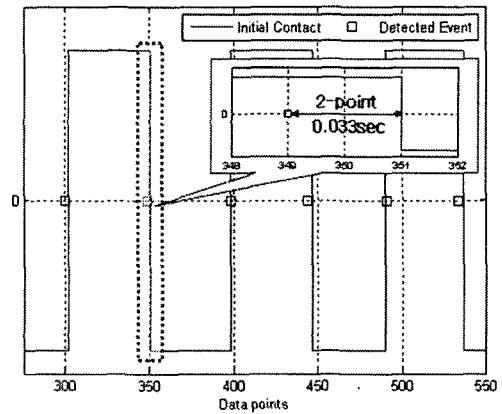


그림 5 검출된 보 구분점과 풋스위치의 초기 접지기 결과 비교
Fig. 5 Comparison of detected step with initial contact by foot switch

보 구분점과 초기 접지기간의 오차범위가 일정한 추세를 유지한다면 두 결과는 비슷하다고 가정할 수 있으며 이 가정을 바탕으로 검출된 보 구분점을 이용하여 보행 중 평균 활보 시간을 계산하였다. 표 1에 나타난 바와 같이 보 구분점을 이용한 활보 시간과 풋스위치를 이용한 활보 시간이 유사함을 확인할 수 있으며 이로부터 체중심에서 측정된 가속도 신호를 바탕으로 편마비 환자의 보행관련 시간변수를 계산할 수 있음을 알 수 있다.

표 2 보행 가속도 신호를 이용한 초기 접지기 검출 결과
Table 2 The results of initial contact detection using gait acceleration signals

| No. | 성별 | 연령 (세) | 체중 (kg) | 신장 (cm) | 편마비 위치 | 보 구분점의 수 | | | 보 구분점 오차 (sec) | 활보 시간 (sec) | |
|-----|----|--------|---------|---------|--------|----------|------|--------|----------------|-------------|-------|
| | | | | | | 가속도계 | 풋스위치 | 검출율(%) | | 가속도계 | 풋스위치 |
| 1 | 여 | 42 | x | x | 우측 | 52 | 52 | 100 | -0.049 | 1.866 | 1.869 |
| 2 | 여 | 65 | x | x | 우측 | 20 | 20 | 100 | -0.039 | 1.604 | 1.611 |
| 3 | 남 | 58 | x | x | 우측 | 40 | 40 | 100 | 0.031 | 2.038 | 2.034 |
| 4 | 남 | 49 | 70 | 176 | 우측 | 34 | 34 | 100 | -0.053 | 2.585 | 2.583 |
| 5 | 남 | x | 52 | 153 | 좌측 | 26 | 26 | 100 | -0.035 | 1.303 | 1.306 |
| 6 | 여 | x | 58 | 160 | 좌측 | 68 | 68 | 100 | 0.031 | 2.306 | 2.306 |
| 7 | 여 | 64 | 53 | 158 | 우측 | 28 | 28 | 100 | -0.020 | 1.833 | 1.824 |
| 8 | 여 | 46 | 50 | 150 | 우측 | 32 | 32 | 100 | -0.047 | 1.896 | 1.900 |
| 9 | 여 | 59 | 57 | 154 | 우측 | 36 | 36 | 100 | 0.019 | 2.073 | 2.085 |
| 10 | 남 | 46 | 73 | 175 | 좌측 | 34 | 34 | 100 | -0.074 | 2.092 | 2.089 |
| 11 | 남 | 56 | 70 | 167 | 우측 | 34 | 34 | 100 | -0.013 | 1.847 | 1.845 |
| 12 | 남 | 45 | 84 | 180 | 좌측 | 30 | 30 | 100 | -0.038 | 1.858 | 1.857 |
| 평균 | | 53.0 | 63.0 | 163.7 | - | - | - | - | -0.024 | - | - |

본 연구에서는 가속도 신호를 60Hz, 풋스위치 신호를 30Hz의 샘플링으로 획득하였기 때문에 두 신호 사이에는 2 샘플 간 오차가 발생할 수 있는데 이 오차는 하드웨어를 수정함으로써 해결할 수 있다. 본 연구를 통하여 얻은 결과는 수직방향의 가속도만을 이용하여 편마비환자의 보를 검출하고 그 결과를 비디오투영을 이용하여 평가한 기존 연구[13]보다 검출율이 향상되었다. 이는 3축 보행가속도 신호와 풋스위치를 이용하여 정확한 보 평가를 통해 이루어진 결과로 간주할 수 있다.

본 연구는 제한된 환자그룹에 대한 결과이지만 향후 편마비환자 중 장애정도가 심하여 발걸음 현상이 발생하는 환자의 가속도 신호도 수집하여 보행분석의 평가 가능성 여부를 검토해야 한다. 보조기를 착용한 편마비 환자의 가속도 데이터는 인솔 형태로 제작된 풋스위치로 비교하기 어려운 단점이 있기 때문에, 기존의 검증된 보행 분석 시스템의 데이터와 동기화하거나 새로운 알고리즘을 개발해야 할 것이다. 또한 보 구분점인 주 정점 검출 시 적용하였던 탐색구간 설정 기준값은 피검자마다 적용적으로 적용할 수 있도록 검출 알고리즘에 삽입시킬 필요가 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 편마비 환자의 체중심에 부착한 가속도계에 의해 측정된 보행 가속도 신호를 이용하여 보를 검출할 수 있는 알고리즘을 제안하였다. 이를 위해 FIR 대역 통과 필터를 이용한 신호의 전처리, 3축 가속도 신호를 이용한 주 정점 검출, 수평신호를 이용한 좌우 보 구분 및 활보시간 계산을 통해 보를 검출하였다. 분석 및 성능평가를 통해 보 구분점과 풋스위치에 의한 초기 접지기와의 검출 평균오차는 0.024ms, 평균 활보 시간 약 0.01s의 차이를 보였다. 본 연구 결과는 현재 편마비 환자에 대한 보행평가 연구가 기초적인 수준을 고려할 때 저가이면서도 높은 검출 정확성을 갖춘 알고리즘 개발이라는 측면에서 의의를 가지며, 편마비 환자의 재활 치료 평가시 높은 적용 가능성을 보여주었다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임. (02-PJ3-PG6-EV08-0001)

참 고 문 헌

- [1] 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, 2003.
- [2] G. K. Rose, "Clinical gait assessment: a personal view," *Journal of Medical Engineering and Technology*, Vol. 7, pp. 273-279, 1983.
- [3] A. Esquenazi and M. Talaty, "Gait analysis : Technology and clinical application," *Physical Medicine & Rehabilitation*, R. L. Braddom, Editor, Saunders: Philadelphia, pp. 93-108, 2000.
- [4] M. J. Mathie, A. C. F. Coster, N. H. Novell and B. G. Celler, "Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement," *Physiological Measurement*, Vol. 25, R1-R20, 2004.
- [5] R. Moe-Nilssen, "A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument," *Clinical Biomechanics*, Vol. 13, pp. 320-327, 1998.
- [6] R. Moe-Nilssen, "A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 2: Gait analysis," *Clinical Biomechanics*, Vol. 13, pp. 328-335, 1998.

- [7] F. Foerster, M. Smeja and J. Fahrenberg, "Detection of posture and motion by accelerometry: a validation study in ambulatory monitoring," *Computers in Human Behavior*, Vol. 15, pp. 571-583, 1999.
- [8] S. H. Lee, H. D. Park, H. R. Yoon and K. J. Lee, "Design of a portable activity monitoring system," *The Transactions of the Korean Institute of Electrical Engineers D*, Vol. 51, No. 1, pp. 32-38, 2002.
- [9] 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.
- [10] M. Sekine, Y. Abe, M. Sekimoto, Y. Higashi, T. Fujimoto, T. Tamura and Y. Fukui, "Assessment of gait parameter in hemiplegic patients by accelerometry," *Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference*, pp. 1879-1882, Chicago IL, USA, July 2000.
- [11] F. Horiuchi, R. Kadoya, Y. Higasi, T. Fujimoto, M. Sekine and T. Tamura, "Evaluation by accelerometry of walking pattern before falls in hemiplegic patients," *Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference*, pp. 1153-1154, Istanbul, Turkey, October 2001.
- [12] A. Mansfield, G. M. Lyons, "The use of accelerometry to detect heel contact events for use as a sensor in FES assisted walking," *Medical Engineering & Physics*, Vol. 25, pp. 879-885, 2003.
- [13] 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.
- [14] M. W. Whittle, "Gait analysis: an introduction," Butterworth-Heinemann, 3rd edition, pp. 142-144, 2001.
- [15] M. K. Holden, K. M. Gill, M. R. Magliozzi, J. Nathan, L. Piehl-Baker, "Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Reliability and meaningfulness," *Physical Therapy*, Vol. 64, No. 1, pp.35-40, 1984.
- [16] S. C. Ahn, S. J. Hwang, S. G. Kang, Y. H. Kim, "Development and evaluation of a new gait phase detection system using FSR sensors and a gyrosensor," *Journal of KSPE*, Vol. 21, No. 10, pp.196-203, 2004.
- [17] B. Auvinet, G. Berrut, C. Touzard, L. Moutel, N. Collet, D. Chaleil and E. Barrey, "Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device," *Gait & Posture*, Vol. 16, pp. 124-134, 2002.

저 자 소 개

이 효 기 (李孝基)



1982년 7월 7일생. 2005년 연세대학교 의용 전자공학 졸업(학사). 2005년~현재 동 대학원 의공학과 석박사통합과정.

Tel : 033-760-2808

Fax : 033-763-1953

E-mail : ilovehyoki@yonsei.ac.kr

이 경 중 (李景中)



1958년 9월 17일생. 1981년 연세대학교 전기 공학과 졸업(학사). 1983년 동 대학원 전기 공학과 졸업(공학석사). 1988년 동 대학원 전기 공학과 졸업(공학박사). 1993년 미국 Case Western Reserve Univ. 객원 교수. 현재 연 세대학교 의공학부 교수.

Tel : 033-760-2433

Fax : 033-763-1953

E-mail : lkj5809@yonsei.ac.kr

김 영 호 (金榮浩)



1960년 1월 19일생. 1982년 한양대학교 기계 공학과 졸업(학사). 1989년 University of Iowa 대학원 의공학과 졸업(공학석사). 1991년 동 대학원 의공학과 졸업(공학박사). 현재 연세대학교 의공학부 부교수.

Tel : 033-760-2492

Fax : 033-760-2859

E-mail : younghokim@yonsei.ac.kr

박 시 운 (朴時暉)



1966년 4월 14일생. 1990년 부산대학교 의과 대학 의학과 졸업(M.D.). 1995년 재활의학 전문의 자격 취득. 1998년 전북대학교 대학 원 의학과 졸업(석사). 현재 국립재활원 재활 의학과 과장.

Tel : 02-901-1607

Fax : 02-902-3835

E-mail : spark05@paran.com