

논문 2004-41SC-4-7

가속도계를 이용한 편마비 환자의 보행 분석 알고리즘 개발

(Development of Gait Analysis Algorithm for Hemiplegic Patients based on Accelerometry)

이 재 영*, 이 경 중*, 김 영 호*, 이 성 호**, 박 시 운***

(Jae Young Lee, Kyoung Joung Lee, Young Ho Kim, Sung Ho Lee, and Si Woon Park)

요 약

본 연구에서는 보행 가속도 신호를 측정할 수 있는 휴대용 무선 가속도 측정 시스템을 설계하고, 편마비환자로부터 획득된 데이터를 이용하여 보행 인자 계산과 보행의 규칙성 및 대칭성을 평가할 수 있는 보행 자동분석 알고리즘을 개발하였다. 휴대용 무선 가속도 측정 시스템은 2축 가속도계와 증폭기 및 16Hz 저역 통과 필터로 구성된 아날로그 신호처리부(가속도 센서부)와 원칩 마이크로프로세서, EEPROM, RF 송신부 및 수신부로 구성되어 있다. 보행 분석 알고리즘은 FFT 분석부, 필터 처리부 및 정점 검출부로 구성된다. 알고리즘 개발 및 평가를 위하여 8명의 편마비 환자가 실험군으로, 또 다른 8명의 편마비 환자가 대조군으로 참여하였으며, 요추 3~4번 위치에서 10m 동안의 보행 가속도 신호를 60Hz의 샘플링 주파수로 측정하였다. 보행 자동분석 알고리즘에 의해 먼저 보행 구분점을 검출하고 좌우 발을 구분하였으며, 이 정보를 이용하여 보행 인자들을 계산하였다. 비디오 데이터와 보행 가속도 신호를 직접 관찰하여 얻은 정보와 비교하여 알고리즘의 성능을 평가한 결과 보행 구분점이 모두 정확히 검출되었으며 좌우 발 또한 모두 구분되었다. 향후 알고리즘의 신뢰성과 더 많은 보행 인자들을 계산할 수 있도록 성능을 향상시킴으로써 임상에서 편마비 환자의 재활치료 성과를 평가하는데 사용될 수 있을 것이다.

Abstract

In this paper, we have developed a portable acceleration measurement system to measure acceleration signals during walking and a gait analysis algorithm which can evaluate gait regularity and symmetry and estimate gait parameters automatically. Portable acceleration measurement system consists of a biaxial accelerometer, amplifiers, lowpass filter with cut-off frequency of 16Hz, one-chip microcontroller, EEPROM and RF(TX/RX) module. The algorithm includes FFT analysis, filter processing and detection of main peaks. In order to develop the algorithm, eight hemiplegic patients for training set and the other eight hemiplegic patients for test set are participated in the experiment. Acceleration signals during 10m walking were measured at 60 samples/sec from a biaxial accelerometer mounted between L3 and L4 intervertebral area. The algorithm detected foot contacts and classified right/left steps, and then calculated gait parameters based on these informations. Compared with video data and analysis by manual, algorithm showed good performance in detection of foot contacts and classification of right/left steps in test set perfectly. In the future, with improving the reliability and ability of the algorithm so that calculate more gait parameters accurately, this system and algorithm could be used to evaluate improvement of walking ability in hemiplegic patients in clinical practice.

Keywords : Gait analysis, Hemiplegic, Accelerometer, Regularity, Symmetry

I. 서 론

최근 보행 장애인(편마비 환자 등)의 급속한 증가로 인하여 효율적이고 체계적인 치료와 보행 훈련 및 평가 시스템의 필요성이 요구되고 있다. 편마비 환자의 보행은 운동기능의 회복을 평가하는 중요한 지표가 될 뿐 아니라 재활 치료시 중요한 치료 목표가 된다. 따라서 재활 치료시, 편마비 환자의 재활치료 전후의 시공간 보행 인자를 측정, 비교 평가하는 것은 재활 치료의 성

* 정희원, 연세대학교 보건과학대학 의공학과
(Dept. of Biomedical Engineering, College of Health Science, Yonsei University)

** 정희원, (주) 바이오트론 연구소
(Institute of Biomedical Engineering, Biotron)

*** 정희원, 국립재활병원 재활의학과
(Department of Rehabilitation Medicine, National Rehabilitation Hospital)

※ 본 연구는 정보통신부 정보통신선도기반 기술개발 사업의 지원에 의하여 이루어진 것임.

접수일자: 2004년2월4일, 수정완료일: 2004년00월00일

과를 평가하는데 중요한 역할을 한다^[1].

보행 평가는 육안적 관찰 이외에도 보행 시간인자의 측정, 3차원 운동 형상학적 보행분석 시스템의 사용, 힘판을 이용한 운동역학적 분석, 동적 근전도, 족저압 측정 등의 다양한 방법이 이용될 수 있다^[2]. 육안적 보행 분석은 검사자에 따라 개인적인 차이가 나며 일시적이어서 영구적인 기록으로 남길 수 없는 제한점이 있다. 정량적 보행분석 중 많이 사용하고 있는 3차원 보행분석은 좀 더 객관적이고 영구적인 자료를 남길 수 있다는 장점이 있지만, 장비 가격이 비싸고 공간이 제한되며 번거로운 장비보정 및 준비 과정을 수반하고 전문 교육을 받은 전문가가 필요하다는 단점이 있다. 따라서 기존의 고가의 복잡한 측정 시스템과 필적할 만한 성능을 가질 뿐 아니라 저가이며 휴대성, 사용의 편리성을 갖는 측정 시스템에 대한 연구가 필요하다. 이러한 조건을 만족시키기 위한 방법 중 소형, 경량의 센서를 사용하는 방법이 있는데 이 중 가속도계를 사용한 보행 분석에 대한 연구가 최근 연구되고 있다.

가속도계의 보행 분석에의 응용은 1873년 Marey에 의해 최초로 기록되었지만 실제로 구현하지는 못하였다^[3]. 동작 분석에 6개의 가속도계를 사용한 Morris의 연구^[4] 이후 소형의 piezoresistive 방식의 가속도계가 개발되었고 이를 계기로 가속도계를 이용한 연구가 활발하게 이루어졌다. 또한 여러 개의 가속도계를 이용하는 대신 체중심을 대상으로 최소한의 가속도계를 이용한 연구가 많아졌다. 이 중 Moe-Nilssen은 체중심의 가속도를 보행 분석에 적용할 있어서 가속도계의 정밀도, 정확성 및 반복성의 우수함을 검증하였고^{[5][6]} 분석 결과의 검사-재검사 신뢰도를 평가하였다^[7].

M. Sekine 등은 가속도계를 편마비 환자의 보행 분석에 적용하여 편마비 환자의 보행 가속도 신호 패턴이 정상인 보다 복잡하여 구분이 된다는 것을 보였다^{[1][8]}. 또한 Avril Mansfield 등은 footswitch 대신 FES에 적용할 센서로 가속도계를 선택하고 이를 이용하여 발뒤축 접지기를 검출하는 알고리즘을 개발한 후 정상 보행과 모의 편마비 환자 보행에 적용 및 평가하였다^[9]. 그러나 편마비 환자의 시간 보행 인자 측정에 대한 연구와 보행 인자를 자동적으로 검출, 측정할 수 있는 알고리즘에 대한 연구는 아직 미비하다.

따라서 본 연구에서는 편마비 환자의 재활 훈련 평가를 위해 휴대용 무선 가속도 측정 시스템을 설계하고 이를 통하여 얻어진 데이터를 자동적으로 분석하여 편마비 환자의 보행 규칙성과 대칭성을 평가함으로써 보행

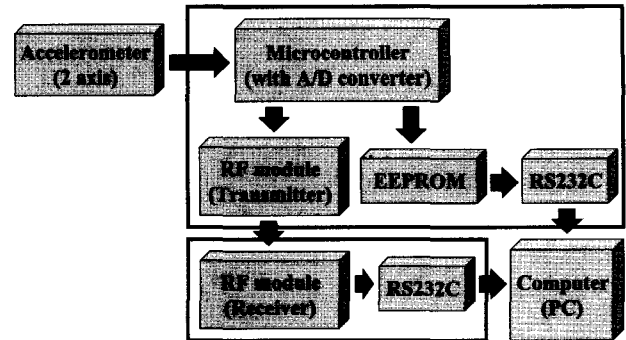


그림 1. 설계한 휴대용 무선 가속도 측정 시스템의 하드웨어 구성도

Fig. 1. Block diagram of hardware system.

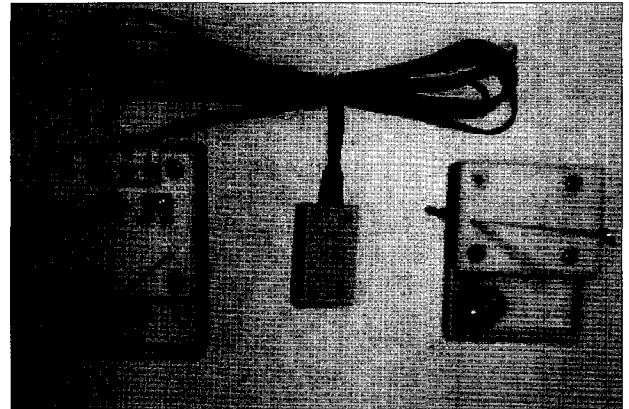


그림 2. 제작된 휴대용 무선 가속도 측정 시스템 (왼쪽부터 송신부, 가속도 센서부, 수신부)

Fig. 2. Portable acceleration measurement system (Transmitter, sensor and receiver unit from the left to the right).

능력 회복의 정도를 정량적으로 제시해줄 뿐 아니라 보행 인자를 계산할 수 있는 보행 분석 알고리즘을 개발하였다.

II. 본 론

1. 측정 시스템 설계

본 연구에서 설계한 측정 시스템은 크게 가속도 신호를 측정하여 그 값을 아날로그로 출력하는 가속도 센서부와 그 아날로그 신호를 입력 받아 A/D 변환 후 무선 전송하거나 메모리에 저장하는 송신부, 그리고 송신된 신호를 수신하고 시리얼 통신을 이용하여 개인용 컴퓨터(PC)로 전송하는 수신부로 구성되어 있다.

그림 1은 2채널의 가속도 신호를 A/D 변환 후 RF 모듈을 통하여 무선으로 분석 시스템(PC)에 전송하거나 혹은 EEPROM(24LC515, Microchip)에 저장 후 분석 시스템으로 전송하는 시스템의 하드웨어 구성도가

표 1. 실험에 참여한 편마비 환자들의 정보

Table 1. Information of hemiplegic patients participating in experiment.

		실험군	대조군
나 이 (세)		48.3±15.8	46.9±16.3
유병기간 (개월)		5.9±2.3	7.2±3.3
성 별 (명)	남성	5	4
	여성	3	4
마비위치 (명)	사지	1	0
	우측	4	4
	좌측	3	4
병 명 (명)	뇌출혈	4	4
	뇌경색	4	4
기 능 적	3	1	1
	4	1	1
보행분류 (명)	5	3	2
	6	3	4

다. EEPROM 저장모드의 경우, 30분 정도의 가속도 데이터를 저장할 수 있도록 하였다.

가속도 센서부는 2축 가속도센서인 ADXL250 ($\pm 50g$, Analog Device)을 사용하여 신호측정 범위를 $\pm 1.95g$ 로 조절하였고 16Hz 저역 통과 필터를 사용하여 고주파 잡음을 제거하였다. 송신부는 마이크로컨트롤러 PIC16C73B (Microchip)를 기반으로, RF 송신 모듈 TX1-173.250-10 (Radiometrix)을 이용하여 설계하였으며 수신부는 RF 수신 모듈 RX1-173.250-10 (Radiometrix)을 사용하여 설계하였다. 그림 2는 제작된 휴대용 무선 가속도 측정 시스템이다. 왼쪽부터 송신부, 가속도 센서부, 수신부이다.

2. 피검자

2002년 3월부터 8월까지 국립재활병원에 입원한 뇌졸중 환자 중 10m이상 독립보행이 가능한 16명을 실험 대상으로 선정하였다. 이 중 8명은 알고리즘 개발을 위한 실험군으로, 8명은 개발한 알고리즘을 검증, 평가하기 위한 대조군으로 실험에 참여하였다. 실험군과 대조군은 기능적 보행 분류(functional walking category: FWC)에 의해 분류된 보행 능력 정도가 고르게 분포하도록 나누었다. 실험군의 평균 연령은 48.3±15.8세였고, 평균 유병기간은 5.9±2.2개월이었다. 마비 위치는 사지 1명, 좌측 3명, 우측 4명이었고 남자 5명, 여자 3명이었다. 또한 대조군의 평균 연령은 46.9±16.2세였고, 평균 유병기간은 7.2±3.3개월이었다. 마비 위치는 좌측 4명, 우측 4명이었고 남자 5명, 여자 3명이었다. 표 1은 실험에 참여한 편마비 환자의 정보이다.

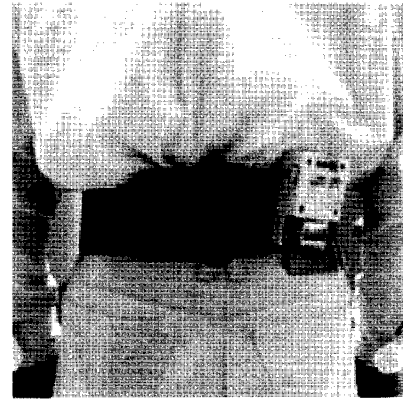


그림 3. 가속도 센서부의 부착위치
Fig. 3. Position of sensor unit.

3. 보행 데이터 획득

실험군과 대조군 모두 병원 내의 평평한 복도에서 정상 보행 속도로 20m를 걷도록 하여 체중심 가속도를 측정하였다. 보행 운동의 안정화를 위해 실제 측정은 시작 5m 후부터 10m 동안의 보행에서 이루어졌다. 보행 가속도 데이터를 측정하기 위해 그림 3과 같이 가속도 센서부를 체중심에 가까운 등 중앙 요추 3번과 4번 사이에 스파ن 재질의 허리밴드로 고정 부착하였다. 샘플링 주파수 60Hz로 A/D 변환하여 획득한 보행 가속도 신호를 가속도 센서부와 함께 몸에 부착한 송신부를 통하여 수신부로 전송하였다. 수신된 보행 가속도 신호는 분석 시스템으로 전송하여 Matlab 6.5 (Mathworks, USA)를 사용하여 분석하였다. 알고리즘의 평가를 위하여 측정 시 비디오 촬영도 함께 하였다.

4. 보행 분석 알고리즘 개발

4.1. 정상인과 편마비환자의 보행 가속도 신호

본 연구에서 알고리즘 개발을 위해 사용한 가속도 신호는 수직 방향의 신호와 좌우 방향의 신호이다.

그림 4는 전형적인 정상인의 보행 가속도 신호를 보여준다. 정상 보행시 얻은 수직 방향의 가속도 신호에는 크게 3개의 주요 특징점(2,3,4번)이 생긴다. 빠른 속도에는 나타나지 않지만 보통 속도와 느린 속도에서는 1번 위치에 작은 특징점들이 여러 개 나오는 경우도 있다. 3개의 특징점들도 속도나 대상에 따라서 항상 3번 특징점이 크지 않을 경우도 있으며, 2번이나 4번 특징점이 3번보다 크거나 거의 관찰되지 않을 경우도 있다. 좌우 방향의 가속도 신호(위쪽 방향이 오른쪽 방향을 의미)에서는 오른쪽 발이 운동하고 있는 동안에는 주로 오른쪽으로 가속도가 치중되었고 반대로 왼쪽 발이 운

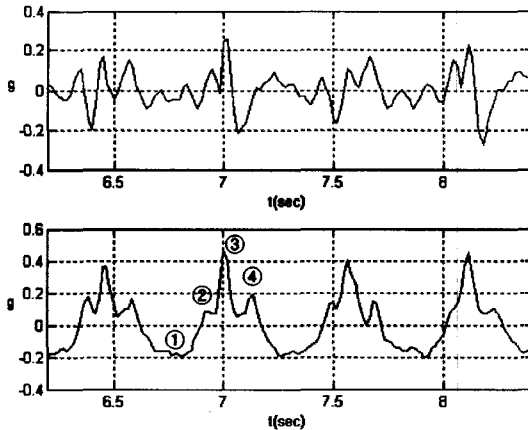


그림 4. 정상인의 전형적인 보행 가속도 신호 (상:좌우 방향, 하:수직 방향)
 Fig. 4. Typical acceleration signals in a normal subject during walking (Upper panel: mediolateral direction, lower panel: vertical direction).

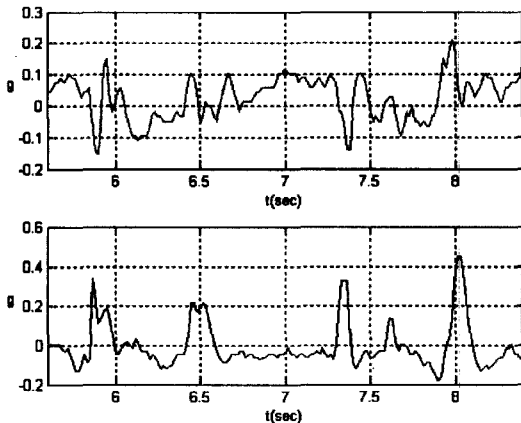


그림 5. 편마비 환자로부터 얻은 보행 가속도 신호의 예 (상:좌우방향, 하:수직방향)
 Fig. 5. An example of acceleration signals in a hemiplegic patient during walking (Upper panel: mediolateral direction, lower panel: vertical direction).

동하고 있는 동안에는 주로 왼쪽으로 가속도가 치중되는 것이 관찰되었다.

Bernard Auvinet 등의 연구에 의하면 보행 가속도 신호의 특징점들이 각 보행 단계와 서로 높은 관련성이 있음을 보여주고 있고^[10] D. Villanueva 등의 연구에서는 보행 가속도 신호와 초기 접지기와 서로 관련이 있음을 보여주고 있으며, 이 사실은 보행 평가 시 가속도 신호의 유용성을 뒷받침해주고 있다^[11]. 이와 같은 기존 연구와 자체 선행 연구 결과를 기초로 본 연구에서는 일차적으로 3번 특징점을 찾아 보행 인자를 계산 및 평가하였다.

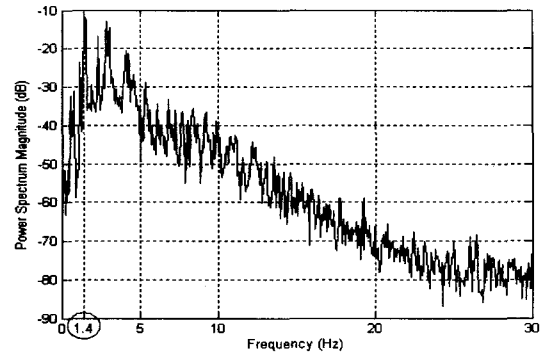


그림 6. 실험군의 편마비 환자로부터 얻은 수직 방향 보행 가속도 신호의 주파수 특성
 Fig. 6. Frequency characteristic of vertical acceleration signal obtained from hemiplegic patients of training set.

그림 5는 편마비 환자의 보행 가속도 신호의 한 예이다. 정상인의 보행 가속도 신호와 비교해 볼 때 고주파 성분이 많이 섞여 있음을 관찰할 수 있다. 이것은 한쪽 다리의 마비로 인하여 보행의 안정성이 떨어지기 때문이다. 또한 정상인의 보행 가속도 신호에 비해 규칙성과 대칭성이 떨어지고 정상인의 수직 방향 보행 가속도 신호에서 보인 3개의 주요 특징점이 뚜렷이 나타나지 않는 것을 관찰할 수 있다.

4.2. 보행 분석 알고리즘의 설계

정상인에 비해 불규칙적인 고주파 신호 성분을 많이 포함한 편마비 환자의 보행 가속도 신호를 처리하기 위하여 디지털 저역 통과 필터(4차, Butterworth)를 사용하였다. 차단 주파수를 결정하기 위해 주파수 분석(FFT 분석)을 하였다.

그림 6은 실험에 참여한 편마비 환자들로부터 얻은 수직 방향 보행 가속도 신호의 주파수 의 평균 특성을 보여준다. 편마비 환자의 경우 보통 1~2 Hz 대역에 수직 방향 보행 가속도 신호의 주 주파수가 존재한다. 이 주파수 대역에서 가장 전력이 큰 주파수를 디지털 저역 통과 필터의 차단 주파수로 사용함으로써 디지털 저역 통과 필터가 피검자에 따라 적응성을 갖도록 하였다. 그 후 필터 처리된 신호에서 평균값으로 빼줌으로써 중력 및 그 밖의 영향에 의한 오프셋을 최소화하였다. 처리된 수직 방향 보행 가속도 데이터의 주 정점을 검출한 후, 디지털 저역 통과 필터의 사용에 의한 원 신호에서의 시간지연을 보정하였다. 그 후 원 신호에서 보정된 각 지점의 전후 12개의 샘플 범위(0.2초) 안에서 최대점을 검출하여 보행 구분점으로 사용하였다. 또한 운

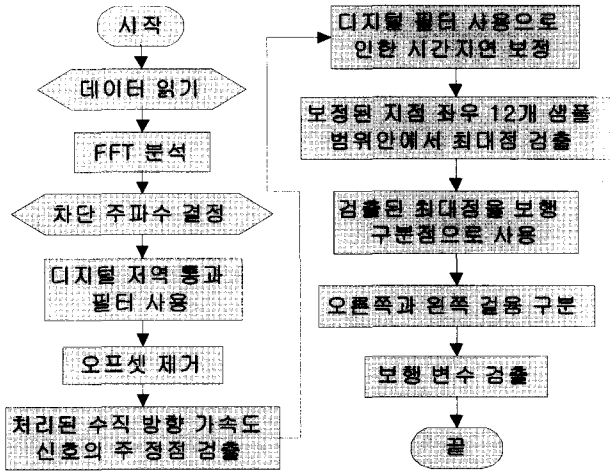


그림 7. 편마비환자 보행 분석 알고리즘 흐름도
 Fig. 7. Flowchart of the algorithm for gait analysis of hemiplegic patients.

동을 하고 있는 발의 방향 쪽으로 수평 방향 보행 가속도 신호가 치우친다는 특성을 이용하여 오른쪽과 왼쪽 발을 구분한 후 보행 구분점을 이용하여 각 보와 활보의 평균 지연 시간과 표준편차, 보행 속도, 보행 주기, 분속수, 한 보행 주기 동안의 수직 방향 보행 가속도의 절대 크기 총합의 평균, 각 발의 수직 방향 보행 가속도 신호에서의 주 정점의 평균 및 표준편차를 편마비 환자의 보행 평가를 위한 보행 인자로 검출하였다. 그림 7은 편마비 환자의 보행 분석 알고리즘의 흐름도이다.

III. 실험 및 결과 고찰

본 연구에서는 보행 가속도 신호를 측정할 수 있는 휴대용 무선 가속도 측정 시스템을 개발하고 이를 이용하여 편마비 환자의 재활 훈련 평가 시 도움을 주기 위한 보행 분석 알고리즘을 개발하였다. 8명의 편마비 환자로부터 얻은 보행 가속도 신호를 이용하여 보행 분석 알고리즘을 개발한 후 8명의 편마비 환자로부터 얻은 보행 가속도 신호에 이를 적용하고 평가하였다.

그림 8은 본 연구에서 개발한 보행 분석 알고리즘에 보행 가속도 신호를 적용하였을 때 나온 결과 파형의 한 예이다. 수직 축의 단위는 g이고 수평 축의 단위는 초이다. 작은 원으로 표시된 지점이 알고리즘에 의해 검출된 보행 구분점이다. 또한 사각파의 (+) 구간이 오른쪽 발이 운동하는 구간이고 (-) 구간이 왼쪽 발이 운동하는 구간이다.

보통 정상인의 경우 규칙적인 보행 가속도 패턴을 보이는 반면, 편마비 환자의 경우 정상인 보다 보행의 안

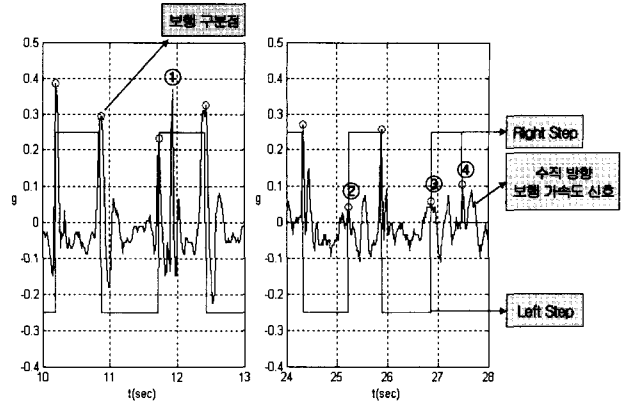


그림 8. 보행분석 알고리즘을 적용한 결과 파형의 예 (수직 방향 보행 가속도 신호)
 Fig. 8. An Example of result obtained by applying gait analysis algorithm (Vertical acceleration signal).

정성이 떨어지므로 불규칙적인 패턴을 보인다. 정상인과는 달리 편마비 환자의 수직 방향 보행 가속도 신호의 경우 그림 8의 1번 점과 같이 검출해야 하는 정점(보행 구분점)과 정점 사이에서 이 정점들보다 값이 큰 점들이 나타나는 경우가 있으며 또한 대부분 환측을 내딛을 때의 가속도 크기가 건측의 경우보다 작기 때문에 그림 8의 2, 3, 4번 점과 같이 검출해야 하는 정점의 크기가 작은 경우도 있다. 따라서 단순히 원 신호에 문턱치를 적용하여 주요 정점을 구분하는 방법은 편마비 환자의 보행 가속도 신호에 적용하기 힘들기 때문에 원 신호를 직접 이용하는 방법 대신 다른 방법이 필요하다.

편마비 환자로부터 얻은 보행 가속도 신호의 분석이 어려운 이유 중의 하나는 불규칙적인 고주파 성분에 기인하므로 이를 제거하기 위하여 피검자의 보행 주기 특성에 따라 차단 주파수를 다르게 결정한 디지털 저역 통과 필터(4차, Butterworth)를 사용하였다. 필터를 적용한 후의 보행 가속도 신호는 고주파 성분의 영향이 제거된 사인파 형태의 간단한 패턴을 가지게 된다. 여기서 수직 방향의 보행 가속도 신호 주기는 보의 주기와 상관성을 갖고 수평 방향의 보행 가속도 신호 주기는 보행 주기와 상관성을 갖는다. 수직 방향의 보행 가속도 신호의 주 정점을 검출한 후 필터 사용에 의한 원 신호에서의 시간 지연을 보정하고 원 신호에서 보정된 지점의 전후 12개의 샘플 범위(0.2초) 안에서 최대 점을 검출하여 보행 구분 점으로 사용하였다. 이와 같은 방법은 수직 방향 보행 가속도 신호의 특징 점과 시간 보행 인자와 관련이 있다는 기존 연구 결과에 의한 것으로서 향후 보행 가속도 신호를 기존의 검증된 보행 분

표 2. 보행 구분점 검출 결과

Table 2. Result of foot contact detection.

Case	비디오 데이터와 보행 가속도 신호를 직접 비교하여 검출한 보행 구분점의 수	알고리즘을 이용하여 검출한 보행 구분점의 수	검출율 (%)
1	19	19	100
2	30	30	100
3	15	15	100
4	24	24	100
5	20	20	100
6	28	28	100
7	17	17	100
8	32	32	100

표 3. 알고리즘에 의해 계산된 보행 관련 인자들

Table 3. Gait parameters calculated by the algorithm.

	Right Step	Left Step	Stride
소요시간 평균(ms)	832	648	1488
소요시간 표준편차(ms)	46	100	118
비율(%)	56.2	43.8	
거리 평균(m)	0.463	0.361	0.829
거리 표준편차(m)	0.026	0.056	0.066
보행속도(m/sec)	0.557		
분속수(step/min)	80.63		
한 주기 수직 방향 신호의 합	6.90		
수직 방향 신호 총합	69.04		
주 정점 평균(g)	0.37		
주 정점 표준편차(g)	0.18		
좌측 주정점 평균(g)	0.33		
좌측 주정점 표준편차(g)	0.12		
우측 주정점 평균(g)	0.41		
우측 주정점 표준편차(g)	0.23		

석 시스템의 데이터와 동기화하여 분석함으로써 알고리즘의 신뢰성을 높여야 할 필요가 있다.

표 2는 본 연구에서 대조군으로 참여한 편마비 환자 8명의 보행 구분 점의 검출 결과를 보여준다. 보행 능력에 따라 보장과 걸음속도가 다르므로 측정 거리 10m 안에서의 전체 보행 구분 점의 수는 15 ~ 32개로 다양하게 분포하였고 모든 보행 구분 점을 검출하여 100%의 검출율을 보였다. 신호처리에 앞서 디지털 저역 통과 필터를 적용함으로써 신호의 앞부분에서 나타나는 과도기적인 1초간의 신호를 제거한 후 알고리즘에 적용하였다. 따라서 측정 시작 후 1초안에 나타나는 보행 구분 점은 전체 보행 구분 점의 수에 포함시키지 않았다.

보행 구분 점을 검출한 후에는 수평 보행 가속도 신호를 이용하여 오른쪽 발과 왼쪽 발을 구분하였다. 그림 9(상)에서 신호의 (+) 구간이 오른쪽 발이 운동하는 구간이고 (-) 구간이 왼쪽 발이 운동하는 구간이다. 이 점을 이용하여 보행 구분 점으로 구분된 각 보의 구간 동안의 수평 방향 보행 가속도 신호의 크기를 비교하여 좌우를 구분하였다. 대조군 8명 모두 좌우 발이 완벽히 구분되었다.

표 3은 알고리즘에 의해 검출된 보행 구분점과 사전에 알고 있는 정보를 바탕으로 계산한 보행 인자들이다. 사전에 알고 있는 정보는 측정거리와 측정시간이며 보행 구분점으로부터 직접적으로 얻어진 정보는 알고 있는 시간동안의 보의 수, 각 보의 평균 소요시간 등이다. 양쪽 발의 보 지연시간의 평균과 표준편차, 활보 지연시간의 평균과 표준편차, 보 지연시간의 양쪽 발 비율은 보행 구분점 사이의 시간을 계산하여 구하였다. 그리고 이를 이용하여 각 보장의 평균과 표준편차, 보행 속도, 분속수, 한 보행 주기 동안의 수직 방향 보행 가속도 신호의 절대값의 총합, 주 정점 크기의 평균과 표준편차를 구하였다. 식(1)~(3)은 관련 수식들이다.

$$V = \frac{D}{T} \quad (1)$$

$$SL = V \times ST \quad (2)$$

$$C = \frac{120}{StrT} \quad (3)$$

여기서 V는 보행 속도(m/sec), D는 측정 거리(m), T는 측정 시간(sec), SL은 평균 보장(m), ST는 보 평균 소요 시간(sec), C는 분속수(step/min), StrT는 활보 평균 소요 시간(sec/stride(=2step))을 의미한다. 식 (1)은 측정 거리에 대한 정보를 사전에 알고 있어야 계산할 수 있고 식(2)은 좌우 발의 평균 속도가 같다는 가정 아래 성립한다. 따라서 가정에 큰 하자가 있거나 측정 거리에 대한 정보가 없을 때는 위 수식을 이용하는데 문제점이 생긴다. 향후 사전 정보나 가정에 독립적이고 더 많은 보행 인자를 계산할 수 있도록 알고리즘의 성능을 향상시켜야 할 것이다.

IV. 결 론

본 연구에서는 보행 가속도 신호를 측정할 수 있는 휴대용 무선 가속도 측정 시스템과 편마비 환자의 보행 인자를 계산하고 보행 규칙성과 대칭성을 평가할 수 있

는 알고리즘을 개발하였다. 개발한 알고리즘을 편마비 환자 8명의 보행 가속도 신호에 적용한 결과, 보행 구분점을 모두 검출하였고 또한 오른쪽 발과 왼쪽 발도 모두 구분하였다. 향후 임상에서의 실용을 위해서 기존의 검증된 보행 분석 시스템의 데이터와 동기화된 많은 보행 가속도 데이터를 확보하여 알고리즘을 비교 평가, 보완함으로써 신뢰성을 높이고 더 많은 보행 인자를 계산할 수 있도록 알고리즘의 성능을 향상시키는 것이 필요하다.

참 고 문 헌

- [1] Masaki Sekine, Yoshiyuki Abe, Mitsuyoshi Sekimoto, Yuji Higashi, Toshiro Fujimoto, Toshiyo Tamura, Yasuhiro 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.
- [2] Esquenazi A., Talaty M., "Gait analysis: Technology and clinical applications", Physical Medicine & Rehabilitation, R.L. Braddom, Editor, Saunders: Philadelphia. pp. 93-108, 2000.
- [3] Medved, Vladimir., Measurement of Human Locomotion, CRC Press LLC, p. 9, 2001.
- [4] Morris, J. R. W., "Accelerometry - A Technique for the Measurement of Human Body Movements", J Biomech, Vol. 6, pp. 729-736, 1973.
- [5] 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, 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", Clin Biomech, Vol. 13, pp. 328-335, 1998.
- [7] Marius Henriksen, H. Lund, R. Moe-Nilssen, H. Bliddal, B. Dannekiod-Samsøe, "Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis", Gait & Posture, Vol. 19, No. 3, pp. 288-297, 2004.
- [8] M. Sekine, M. Akay, T. Tamura, S. C. Agner, Y. Higashi, T. Fujimoto, "Fractal dynamics of body motion during walking in poststroke hemiplegic patients", Proceedings of the Second Joint EMBS /BMES Conference, pp. 9-10, Houston, TX, USA, October, 2002.
- [9] Avril Mansfield, Gerard 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, No. 10, pp. 879-885, 2003.
- [10] Bernard Auvinet, Gilles Berrut, Claude Touzard, Laurent Moutel, Nadine Collet, Denis Chaleil, Eric Barrey, "Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device", Gait & Posture, Vol. 16, pp. 124-134, 2002.
- [11] D. Villanueva, A. Trujillo, E. Fermon, E. Cardiel, Pablo-Ro. Hedz, "Method for monitoring acceleration of the trunk during gait", Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference, pp. 1758-1759, Houston, TX, USA, October, 2002.

저 자 소 개



이 재 영(정회원)
 2000년 연세대학교
 의용전자공학과 학사졸업.
 2002년 연세대학교 의공학과
 석사 과정.

<주관심분야: 신호처리, 행태 모니터링, 보행분석>



이 경 중(정회원)
 1981년 연세대학교 전기공학과
 학사 졸업.
 1983년 연세대학교 전기공학과
 석사 졸업.
 1988년 연세대학교 전기공학과
 박사 졸업.

1989년~연세대학교 보건과학대학 의공학부 교수
 <주관심분야: 의용계측, 보행분석, 비선형 생체신호분석, 생체시스템 모델링>



김 영 호(정회원)
 1982년 한양대학교 기계공학과
 학사 졸업.
 1989년 University of Iowa
 의공학과 석사 졸업.
 1991년 University of Iowa
 의공학과 박사 졸업.

1994년~1998년 재활공학 연구소 책임연구원.
 1998년~연세대학교 보건과학대학 의공학부
 부교수.

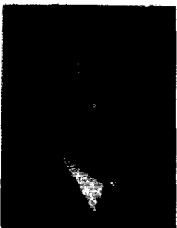
<주관심분야: 생체역학, 재활공학, 유체역학>



이 성 호(정회원)
 1997년 연세대학교
 의용전자공학과 학사 졸업
 2001년 연세대학교 의공학과
 석사 졸업.
 2004년 연세대학교 의공학과
 박사 과정

2001년~ (주) 바이오트론 연구소 연구소장.

<주관심분야: 의료기기, 생체계측제어 >



박 시 운(정회원)
 1990년 부산대학교 의과대학
 의학과 졸업.
 의사 면허 취득
 1995년 전주예수병원 재활의학과
 전공의 수료.
 재활의학 전문의 면허취득

1998년~ 국립재활병원 뇌졸중재활과장.

<주관심분야: 뇌졸중재활, 동작분석>