

체중심 가속도와 풋스위치를 이용한 편마비 환자의 시공간 보행인자 검출

Detection of spatio-temporal gait parameter for hemiplegic patients based on an accelerometer and footswitches (Preliminary study)

이효기*, 이경중**, 김영호**, 박시운***

Lee Hyo Ki, Lee Kyoung Joung, Kim Young Ho, Park Si Woon

Abstract - This paper describes the detection of spatio-temporal parameter using an accelerometer and footswitches to evaluate a symmetry and balance of hemiplegic patients. We detected gait data using a 3-axis accelerometer that mounted between L3 and L4 intervertebral area and footswitches made by FSR-Sensor attached insole. To minimize the error of the gait parameters to be detected incorrectly in case of using only accelerometer, we enhancement the performance of detection by measuring an accelerometer and footswitches data at the same time. So, it was possible to detect more accurate gait parameters. As a result, we can confirm the symmetry and balance of hemiplegic patients. In the future, these results could be used to evaluate the walking ability in hemiplegic patients in clinical practice.

Key Words : Gait analysis, Accelerometer, Foot-switch, Hemiplegic, Gait Parameter

1. 서론

편마비 환자와 같은 보행 장애인은 치료 전·후의 보행 인자들을 비교 분석함으로써 재활 치료의 성과를 평가한다[1]. 편마비 환자들의 보다 객관적인 보행 평가를 위하여 3차원 운동 형상학적 보행분석 시스템 사용, 힘판(Force plate)을 사용한 운동역학적 분석, 동적 근전도, 족저압 측정, 보행 인자 측정 등 다양한 방법이 있다[2]. 최근에는 가속도계를 이용하여 보행을 분석하는 연구가 활발히 이루어지고 있다. Moe-Nilssen은 체중심의 가속도를 측정하여 보행분석에 사용되는 가속도 신호의 정밀도 및 정확성, 반복성의 우수함을 증명하였고[3][4], Zijlstra 등은 가속도계를 이용하여 시공간 보행 변수 분석에 대한 가능성을 제시하였다[5]. 그러나 작은 움직임에도 민감한 보행 가속도 신호는 형태에 따라 개인차가 크며, 특히 편마비 환자는 질병의 원인에 따라 보행 가속도 신호가 복잡하게 나타나며, 때로는 정상인과 같이 특징적인 신호가 나타나지 않는다.

이에 본 연구에서는 편마비 환자들의 불규칙적인 보행으로 인하여 가속도 신호만으로 보행 평가가 어려운 단점을 보완하고자 양발에 풋스위치를 부착시켜 획득한 데이터를 이용하여 편마비 환자로부터 정확한 보행 인자를 검출하였다.

2. 본론

2.1 실험 대상

본 연구를 위하여 국립재활원에서 치료 중인 뇌졸중 환자 중 지팡이나 보조기를 사용하지 않고 10m 이상 독립 보행이 가능한 환자 14명을 실험대상으로 하였다. 남자 10명, 여자 4명이었으며, 마비 위치는 좌측 5명, 우측 6명이었고, 평균 연령은 53.5±10.2세, 평균 신장 166.3±8.7cm, 평균 체중 63.6±7.7kg이었다.

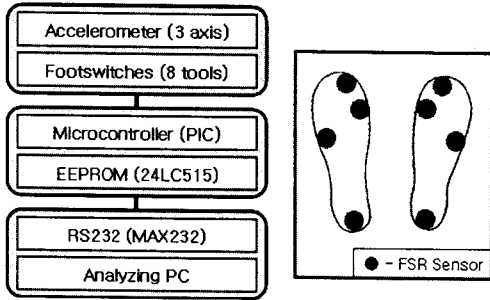
2.2 측정 시스템

본 연구에서 사용한 시스템은 기존의 가속도 측정 시스템 [6]에 풋스위치 신호를 송신할 수 있도록 추가하였고 편마비 환자들의 보행 특성을 보다 정확히 관찰하고자 3축 가속도 센서를 이용하였다. 측정 시스템은 크게 센서부와 송신부, 수신부로 나누어진다. 센서부는 가속도 센서부와 풋스위치 센서부로 각각의 값을 아날로그 형태로 출력한다. 송신부는 입력된 신호를 A/D 변환 후 메모리에 저장하기 위한 마이컴을 포함하며, 수신부는 송신된 신호를 수신하고, 수신된 데이터 처리 및 분석을 위해 시리얼 통신을 이용하여 PC로 전송한다(그림 1.(a) 참고)

보행 가속도 신호는 3축 가속도계를 체중심에 가까운 등중요추 3번과 4번 사이에 스파ن 재질의 허리밴드로 고정 부착하였고, 풋스위치는 그림 1.(b)와 같이 발바닥이 지면과 닿는 부분에 맞도록 FSR-Sensor(MA-153)를 깔창의 4군데에 부착 및 제작하여 피검자의 신발에 있는 기존의 깔창 대신 끼워 넣을 수 있도록 제작하였다.

저자 소개

- *延世大學校 保健科學大學 醫工學科 碩士課程
- **延世大學校 保健科學大學 醫工學科 教授·工博
- ***國立再活源 再活醫學科 科長·醫博



(a) 측정 시스템의 하드웨어 구성도
 (b) 풋스위치: 깔창에 부착된 센서의 위치

2.3 데이터 획득 및 분석

데이터 획득을 위하여 환자들은 가속도계와 측정시스템을 허리 밴드에 착용하고, 풋스위치가 부착되어 있는 깔창으로 바꾼 후 장애물이 없는 평지에서 직선거리 10m를 원하는 대로 걷도록 하였다. 복장에는 제약을 두지 않았으며 신발은 피검자 개인 운동화를 착용토록 하였다. 가속도 데이터와 풋스위치 데이터는 각각 60Hz, 30Hz의 샘플링율로 A/D하여 메모리에 저장한 후, PC로 전송하여 분석하였다.

편마비 환자들의 보행은 불규칙적이며, 정상인과는 달리 지면과 발이 고르게 접촉되지 않는 부분이 있기 때문에, 보행인자를 계산하기 위하여 풋스위치의 데이터를 받아 각 발당 4가지 데이터 중에서 비교적 정확한 주기를 가진 좌우 데이터 쌍을 이용하였다.

분속수(cadence)는 분당 보(step)수로 계산하지만, 보행주기(cycle)에는 두 보가 있기 때문에 분속수는 보행의 반주기로 계산하며, 속도는 단위 초당 걸음 거리로 계산하였다. 보행주기는 왼발의 발뒤축 접지기에서 다음 주기의 발뒤축 접기를 한 주기로 정하지만 환자들의 특성에 따라 발바닥 전체가 지면에 닿지 않는 경우가 발생하기 때문에 풋스위치 데이터 중 보행 시 항상 지면에 닿는 부분의 데이터 쌍을 이용하였다. 보 시간(step time)은 편마비환자의 대칭성 및 균형성을 알아보기 위하여 좌측 보 시간과 우측 보 시간으로 나누어 따로 계산하였다. 좌측 보 시간은 오른쪽 발의 발뒤축접지기(heel contact)에서 왼쪽 발의 발뒤축 접지기까지의 시간이며, 우측 보 시간은 그 반대이다. 활보(stride) 시간은 좌측 보 시간과 우측 보 시간의 합으로 가정하여 계산하였다[7].

2.3 실험 결과 및 고찰

정상인들의 가속도 데이터는 주요 특징점들이 수직방향에서 나타나지만, 편마비정도가 심한 환자들의 경우 뚜렷한 신호가 보이지 않을 수 있다. 따라서 본 연구는 가속도 데이터만을 가지고 정확히 측정하기 어려운 시공간 보행인자들을 정확히 측정하고자 좌우 풋스위치 데이터와 비교하였으며, 그 결과를 그림 2와 3에 제시하였다. 그림 2에서 보듯이 좌측 편마비 환자의 보행 중 가속도 신호만으로는 좌측 발뒤축접지기는 신호가 명확하지 않기 때문에 구분하기 어려우며, 그 결과 가속도 신호만으로 검출시 실제 두 주기 동안의 보행을

한 주기로 결과가 발생할 수도 있다.

그림 3은 ①의 경우 풋스위치 결과와 비교해 보면 수직방향과 전후방향의 데이터로 인해 예상치 못한 보 검출이 발생할 수 있으며 ②의 경우도 역시 가속도 신호로만 보행인자를 검출 할 경우 원치 않는 보(step)가 검출되게 된다. 가속도 신호만으로 보 검출시 실제 측정치 보다 크게 나옴으로 관련된 보행인자들의 값이 부정확하게 검출될 수 있다. 편마비 환자들의 보행은 질병정도 및 원인에 따라서 대칭성 및 균형성 정도가 달라지며, 그에 따라 가속도 신호만으로 보행 주기 및 보 검출이 부정확해 질 수 있음을 확인하였다.

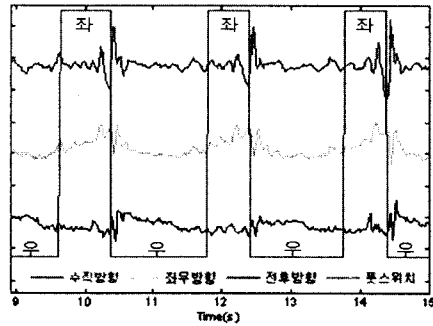


그림 2. 좌측 편마비 환자의 3축 가속도 데이터와 풋스위치 데이터 비교

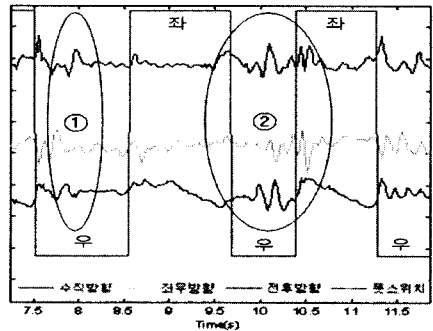


그림 3. 우측 편마비 환자의 3축 가속도 데이터와 풋스위치 데이터 비교

표 1. 풋스위치를 이용한 환자들의 보행인자 측정결과

| Subject | Sex | hem. | Step time Left (ms) | Step time Right (ms) | Stride time(ms) | Walking time (s) | Speed (m/s) | Cycle (s) | Cadence (step/min) |
|---------|-----|-------|---------------------|----------------------|-----------------|------------------|-------------|-----------|--------------------|
| 1 | F | Right | 838.0 | 978.0 | 1816.0 | 58.950 | 0.170 | 0.908 | 32.570 |
| 2 | F | Right | 792.3 | 850.0 | 1642.3 | 21.533 | 0.464 | 0.821 | 36.223 |
| 3 | M | Right | 839.1 | 1138.4 | 1977.5 | 47.367 | 0.211 | 0.989 | 29.134 |
| 4 | F | Left | 1032.1 | 650.6 | 1682.7 | 48.483 | 0.206 | 0.841 | 35.889 |
| 5 | M | Right | 921.6 | 995.8 | 1917.4 | 33.783 | 0.296 | 0.959 | 30.192 |
| 6 | F | Right | 1073.3 | 1591.7 | 2665.0 | 67.350 | 0.148 | 1.333 | 22.272 |
| 7 | M | Left | 1367.4 | 686.8 | 2054.2 | 50.917 | 0.196 | 1.027 | 28.282 |
| 8 | M | Left | 981.7 | 744.4 | 1726.1 | 36.667 | 0.273 | 0.863 | 34.364 |
| 9 | M | Right | 832.2 | 1048.9 | 1881.1 | 30.050 | 0.333 | 0.941 | 31.947 |
| 10 | M | Right | 1239.5 | 1335.8 | 2575.3 | 51.150 | 0.196 | 1.288 | 23.460 |
| 11 | M | Right | 897.5 | 982.2 | 1879.8 | 29.333 | 0.341 | 0.940 | 30.682 |
| 12 | M | Right | 524.4 | 712.8 | 1237.2 | 17.650 | 0.567 | 0.619 | 47.582 |
| 13 | M | Left | 788.6 | 545.1 | 1334.7 | 23.033 | 0.434 | 0.657 | 44.284 |
| 14 | F | Left | 1280.7 | 1018.9 | 2299.6 | 92.567 | 0.108 | 1.150 | 25.279 |
| Average | | | 957.8 | 948.5 | 1936.4 | 43.488 | 0.282 | 0.953 | 32.298 |
| S.D. | | | 225.9 | 283.6 | 405.8 | 20.495 | 0.133 | 0.203 | 7.187 |

많은 편마비 환자들은 사지를 움직이고 조절하는 것에 대한 문제뿐만 아니라 마비된 쪽을 무시하는 신체상의 결핍 때문에 균형을 유지하는데 어려움을 겪고 그 결과 대칭성과 균형성을 잃게 된다[7]. 그림 2와 3에서 좌측 편마비 환자들은 좌측 보 시간이 길고, 우측 편마비 환자들은 우측 보 시간이 길게 되어 마비되지 않는 다리로 더 의지하여 걷는 것을 확인할 수 있다.

표 1은 풋스위치 데이터를 이용하여 시공간 보행인자의 검출 결과를 보여주고 있다. 4번과 7번, 8번, 14번 환자는 편마비 위치가 좌측이며, 나머지 환자는 모두 우측이다. 좌측 편마비 환자들은 좌측 보 시간이 우측 보 시간보다 평균 363.5 ms만큼 상대적으로 긴 것을 볼 수 있으며, 이것은 마비되지 않은 다리에 의지하는 시간이 길어져 그만큼 보 시간이 길어지게 되는 것을 볼 수 있다. 우측 편마비 환자들도 마찬가지로 평균 186.2ms만큼 상대적으로 좌측 보 시간보다 더 길다는 것을 확인할 수 있었다. 좌우 구분을 통한 좌우 보 시간을 통하여서 보다 정확한 좌우 보의 균형 및 대칭 정도를 확인할 수 있다.

활보시간은 우측 발의 발뒤축 접지기에서 다음 주기의 발뒤축 접지기 간 시간으로 정의할 수 있으나, 편마비 환자들은 질병 정도에 따라 뒤꿈치가 지면에 닿지 않는 경우가 있기 때문에 뒤꿈치가 항상 지면과 닿는 환자 이외에는 항상 지면에 닿는 부분의 좌우 데이터 쌍을 이용하여 분석하였고, 보 시간도 역시 환자가 걷는 지면과 항상 닿는 부분의 좌우 데이터를 이용하였다. 활보 시간은 보행주기와 비례하고, 분속수와는 반비례하며, 보행시간과 속도는 반비례관계를 보이며, 보행주기와 분속수는 반비례 관계를 가진다는 것을 표 1을 통하여 확인할 수 있다.

따라서, 이 결과들을 통하여 가속도계만을 이용하였을 경우 나타날 수 있는 오차를 풋스위치 신호를 이용하여 교정할 수 있음을 볼 수 있다. 향후 보행평가 시 사용되는 다른 보행 인자(활보 길이 등) 검출을 위하여 기존에 제시된 알고리즘과 접목하여 성능을 향상시켜야 할 것이다.

3. 결 론

본 연구에서는 체중심 가속도계와 풋스위치를 이용하여 편마비 환자들의 시공간 보행인자 검출을 위한 방법을 제안하였다. 풋스위치를 신발 내부의 깔창에 부착시켜 보행시 가속도 데이터와 풋스위치 데이터를 동시에 측정함으로써 보다 정확한 보행인자 검출이 가능해졌다. 이 결과를 본 연구팀에 의해 이루어졌던 기존 연구성과에 접목함으로써 보다 나은 편마비환자들의 보행회복훈련 평가시스템을 구축하기 위한 자료로 활용될 것이라 사료된다.

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 1879-1882, 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] Moe-Nilssen, R., "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.

[4] Moe-Nilssen, R., "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.

[5] Wiebren Zijlstra, At L. Hof, "Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking", Gait Posture, vol. 18, no.2, 1-10, October 2003

[6] 이재영, 이경중, 김영호, 이성호, 박시운, "가속도계를 이용한 편마비 환자의 보행 분석 알고리즘 개발", 대한 전자공학회, 제4호, 제41권, pp. 231-238, 2004.

[7] Michael W. Whittle, "Gait analysis: An Introduction", Butterworth Heinemann, 3rd ed.