

가속도센서를 이용한 편마비성보행 평가

Evaluation of Hemiplegic Gait Using Accelerometer

이 준 석* · 박 수 지** · 신 향 식*
(Jun Seok Lee · Sooji Park · Hangsik Shin)

Abstract - The study aims to distinguish hemiplegic gait and normal gait using simple wearable device and classification algorithm. Thus, we developed a wearable system equipped three axis accelerometer and three axis gyroscope. The developed wearable system was verified by clinical experiment. In experiment, twenty one normal subjects and twenty one patients undergoing stroke treatment were participated. Based on the measured inertial signal, a random forest algorithm was used to classify hemiplegic gait. Four-fold cross validation was applied to ensure the reliability of the results. To select optimal attributes, we applied the forward search algorithm with 10 times of repetition, then selected five most frequently attributes were chosen as a final attribute. The results of this study showed that 95.2% of accuracy in hemiplegic gait and normal gait classification and 77.4% of accuracy in hemiplegic-side and normal gait classification.

Key Words : Accelerometry, Classification, Gait analysis, Hemiplegia, Hemiplegic gait

1. 서 론

편마비(hemiplegia)는 뇌졸중에 의한 신경학적 결손으로 신체 한쪽 부분 감각과 운동능력이 감소되어 발생한다. 편마비로 인한 근육 약화 및 감각 변화는 체간조절 어려움, 불안정한 균형감각, 보행능력저하 등의 운동기능 장애를 유발하며 편마비 환자의 대부분은 느린 보행과, 비효율적이고 편향된 보행패턴인 편마비성 보행양상을 보인다[1]. 편마비환자는 보행 시 마비측 하지를 충분히 들어 올릴 수 없고, 땅에 딛을 때 발뒤축이 아닌 발바닥 또는 발끝이 먼저 지면을 디디게 된다. 이 경우 마비측 하지가 온전히 체중을 버티지 못하므로 서둘러 무게중심을 비마비측으로 옮기려하는 불안정한 보상동작을 보인다[2]. 또한 보상동작으로 인하여 마비측은 짧은 입각기와 상대적으로 긴 유각기를 갖게 되며 이로 인해 편마비성보행은 비대칭적 보행을 보이게 된다[3].

임상에서 물리치료사는 도수근력검사(MMT: manual muscle test), 근육경직정도검사(MAS: modified ashworth scale), 관절가동범위 (ROM: range of motion) 검사 등의 방법을 활용하여 환자의 보행 기능을 평가한다. 이 중 MMT는 중력의 유무, 저항의 정도에 따라 근육의 움직임이 전혀 없는 상태부터 검사자의 강한 저항에도 움직일 수 있는 상태까지 6단계로 나누어 구분하며 각

단계는 Daniels 등이 제안한 알파벳이나 MRC(medical research council)에서 제안한 0에서 5까지의 숫자를 사용하여 나타낸다[4, 5]. 세밀한 근력의 평가를 위해 6단계를 더욱 세분화한 방식이 사용되기도 한다[6]. MAS는 Ashworth 등이 제안한 제안된 경직 정도 검사를 1987년 Bohannon과 Smith가 수정한 것으로 6단계로 경직의 중증정도를 판단하는 방법이다[7]. ROM은 사지를 움직일 때 측정된 관절의 운동범위를 말하고 그 최대각도를 각 운동 방향에 따라서 표현하는 방법을 말한다. 이러한 평가방법들은 궁극적으로 편마비환자 재활치료 핵심목표인 보행 회복이 얼마만큼 이루어지고 있는가를 평가하는 기준이 되고, 편마비 환자의 중증도를 확인할 수 있는 척도로 활용되기도 한다. 하지만, 이상의 검사법들은 기능적 회복정도를 육안으로 관찰하기 때문에 관절가동범위에 대한 상세한 수치적 기록을 남길 수 없고, 평가자의 주관적 생각이 반영될 수 있다. 또한 나이에 따른 신체 기능저하와 같은 부분을 고려하지 않는다.

따라서, 근래 연구에서는 정량적으로 신체의 상태를 측정하고 평가하는 방법이 제안되고 있다. 대표적인 예로는 전자 각도기를 활용한 보행 중 관절각도 측정, 발광체 마커를 사용한 동작 자취 촬영 방법, 힘 측정판(force plate)을 이용하는 방법[8]과 3차원 동작분석기(Vicon Motion Capture System, Oxford Metrics, Oxford, UK) 등을 활용하는 방법[9] 등이 있다. 이러한 방법들은 신체접촉 없이 보행을 기록할 수 있으며, 정확한 수치적 기록을 남길 수 있어 체계적인 반복분석을 가능하게 하지만 넓은 공간을 필요로 하며 높은 비용이 발생한다는 한계를 갖는다[10]. 가속도계에 기반을 둔 보행분석 시스템은 공간적 제약이 없고, 보행의 시공간적 특성을 분석할 수 있는 방법으로, 이상의 연구들을 대체하기 위한 수단으로서 꾸준히 연구되어지고 있다.

* Corresponding Author : Department of Biomedical Engineering, Chonnam National University, Yeosu, South Korea.

E-mail: hangsik.shin@jnu.ac.kr

* Interdisciplinary Program of Biomedical Engineering, Chonnam National University, Gwangju, South Korea.

** Department of Biomedical Engineering, Chonnam National University, Yeosu, South Korea.

Received : September 7, 2017; Accepted : October 22, 2017

Sekine 등은 편마비 환자의 비골두(fibular head)에 가속도계를 부착하고 비마비측과 마비측 가속도 차이를 통해 팔의 회복단계 를 측정하는데 적용하였다[11]. Auvinet 등의 연구에서는 가속도 계를 통해 보행을 측정하고 측정된 보행속도, 보폭, 보행 주파수, 보행 시 상하축 가속도 신호의 모양 등을 분석하여 성별과 나이 에 따른 보행 가속도와 보행간의 연관성을 분석하였다. 이 연구 에서는 보행주기에 따른 수직 가속도신호의 패턴을 분석하여 보 행 시 보행대칭성(step symmetry), 보행규칙성(step regularity) 등을 평가하는데 활용하기도 하였다[12]. 이재영 등의 연구에서 는 가속도 센서로부터 획득한 가속도신호의 특징점을 분석하여 좌, 우 보행을 구분하였고, 보행속도, 분속 수, 한 주기 수직방향 신호의 합, 주 정점 평균, 주 정점 표준편차 등의 보행인자를 통 해 편마비환자의 보행을 분석 하였다[13]. 이러한 연구들에서는 주로 보행주기에 따라 반복적으로 발생하는 가속도, 회전각속도 신호의 정점이나, 특정 동작에 따른 파형의 모양, 패턴 등이 보행 평가의 주요 기준으로 사용되었다. 기존의 가속도신호를 이용한 편마비성보행 연구에서는 측정된 가속도신호를 걸음 단위로 분리 하여 신호 특정 지점을 찾거나 반복되는 파형의 모양, 정점, 주파 수 성분 등을 분석하는 경우가 주를 이루었다[11-14]. 하지만 보 행 시 발생하는 가속도, 각속도신호는 개인의 보행특성에 큰 영 향을 받고[13], 같은 편마비를 앓고 있어도 중증도나 나이에 따 라 형태에 큰 차이를 보인다. 따라서 이전 연구에서와 같이 각 보의 파형을 정교하게 분석하여 이상보행을 검출하는 방법은 보 의 검출과정부터 많은 노력을 필요로 하며, 보의 오검출시 분석 결과의 오차가 매우 커지는 한계를 가진다. 다시 말해 통제되지 않은 일상 환경에 적용되기 위해 더욱 강인한 분류속성을 사용한 분류 기술이 요구된다.

따라서, 이 연구는 많은 노력이 필요함에도 불구하고 오검출 확률이 높은 기존의 분석방법 대신 보행 시 측정된 가속도신호를 이용하여 단순화된 특성을 도출하고, 이 분류속성을 사용하여 편 마비성보행유무 및 마비측을 구별하여 분류하는 것을 목표로 한 다. 이를 위해 본 연구에서는 가속도 신호 측정을 위한 웨어러블 시스템을 개발하였고 보행 시 발생하는 가속도신호의 평균, 표준 편차와 같은 단순화된 분류속성에 머신러닝 기술을 적용하여 편 마비성보행 여부 및 마비측을 구별하여 분류하고 그 성능을 검증 하였다.

2. 연구 방법

이 연구에서는 보행시 가속도를 측정하기 위한 6축 관성센서 기반 웨어러블 측정시스템과 측정된 데이터를 전송받아 저장하기 위한 어플리케이션을 개발하였고 임상실험을 통해 정상인, 편마 비 환자의 보행 시 가속도, 회전각속도 신호를 획득하였다. 또한, 편마비성 보행 여부와 마비측을 자동으로 검출하기 위해 보행 시 양발 비대칭성과 관련된 분류속성을 선정하였고 랜덤포레스트 (random forest) 분류기를 사용하여 편마비 유무, 편마비 종류에 대한 분류를 수행하였다. 이 때, 최적의 분류 속성을 찾기 위해 전진탐색(forward search) 알고리즘을 적용하였다. 그림 1은 연 구의 전체적인 흐름 및 분석 알고리즘 구성을 보여준다.

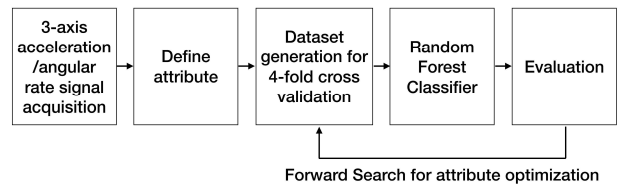


그림 1 연구 방법 및 분석 알고리즘

Fig. 1 Research method and analysis algorithm

2.1 웨어러블 편마비성보행 측정시스템 개발

이 연구에서는 보행 시 인체의 무게중심에서 발생하는 가속도 및 회전각속도 신호를 획득하기 위해 6축 관성센서와 마이크로 컨트롤러, 블루투스 모듈로 구성된 측정시스템을 개발하였다. 관 성센서로는 3축 가속도, 3축 회전각속도가 내장된 MPU9250 (InvenSense, CA, USA)을 사용하였다. 사용된 관성센서는 보행 시 발생하는 직선방향으로의 가속도 운동과 회전에 의한 회전각속 도 변화를 측정한다. 관성센서로부터 데이터를 수집하고, 디지털신 호 제어를 위해서는 저전력 마이크로컨트롤러인 MPS430G2553 (Texas Instruments, TX, USA)을 사용하였다. 수집한 관성신호는 블루투스 모듈 FB155BC(Firmtech, Sungnam, Korea)를 통해 PC 나 스마트폰으로 전송 된다. 측정시스템은 소형화를 위해 PCB (printed circuit board)로 제작하였다. MPU9250은 측정 오차 최 소화를 위해 PCB 정중앙에 배치하였다. 개발된 시스템은 가로 43 mm, 세로 33 mm, 최대 두께 8.6 mm 크기를 가진다. 개발된 측정시 스템의 착용을 위해 3D프린터 Replicator2(Makerbot, NY, USA) 를 이용하여 케이스를 제작하였다. 완성된 케이스의 크기는 길이 47 mm, 폭 20.5 mm, 높이 44 mm 이다. 웨어러블 기구는 탄성이 좋 은 고무 재질의 벨트를 사용하여 피실험자의 허리둘레에 무관하게 잘 고정될 수 있도록 하였다. 그림 2는 개발된 측정시스템 회로부 및 외형을 보여준다.

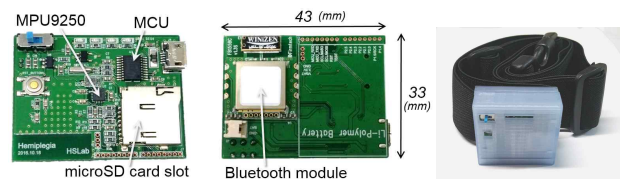


그림 2 완성된 웨어러블 측정시스템 회로부(좌) 및 외형(우)

Fig. 2 Circuit board (left) and appearance (right) of wearable system for inertial signal measurement

2.2 편마비성보행 데이터 수집

2.2.1 연구대상

이 연구의 연구대상은 정상인 집단과 편마비환자 집단이며, 자 발적 동의에 의해 동의서를 작성한 성인을 대상으로 실시하였다. 정상인 집단은 재활의학팀 치료사에 의해 실시된 MMT의 모든 측정항목에서 정상(5점) 기준을 만족한 자원자 중 선정하였으며 편마비환자 집단은 뇌졸중 진단 후 재활치료를 받는 환자로서 정

형외과적 질환이 없고 의식수준이 명료하여 실험에 대해 잘 이해하고 보행이나 보조기 도움 없이 평지에서 20 m 이상 독립보행이 가능한 환자 중에서 선정하였다. 연구는 총 42명을 대상으로 실시하였고 정상인 집단은 평균 연령 53세, 남성 11명, 여성 10명으로, 편마비환자 집단은 평균 연령 62.6세, 남성 13명, 여성 8명 총 21명으로 구성되었다. 편마비 환자중 좌측마비 환자는 7명, 우측마비 환자는 11명, 양측마비 환자는 3명이였다. 임상 실험은 순천성기톨릭병원의 IRB승인(IRB no. SCH2016-130)을 득한 이후 진행되었다.

2.2.2 실험절차

실험은 장애물이 없는 평평하고 미끄럽지 않은 20 m 길이의 재활치료센터 복도에서 진행되었다. 개발된 웨어러블 시스템은 신체 무게중심인 요추 3번(L3)과 요추 4번(L4) 사이에 착용하였으며 보행실험 진행에 따라 발생하는 3축 가속도와 3축 회전각속도의 방향은 그림 3에 표시되는 바와 같다. 실험 절차는 다음과 같다.

1. 피실험자는 웨어러블 측정시스템을 장착한 후 출발지점에서 대기한다.
2. 출발신호가 주어지면 피실험자는 20 m 길이의 복도를 평소 보행속도로 걷는다.
3. 20 m 보행 후 뒤돌아서서 대기한다.
4. 출발신호가 주어지면 20 m 길이의 복도를 되돌아온다.
5. 처음 출발지점에서 대기한다.

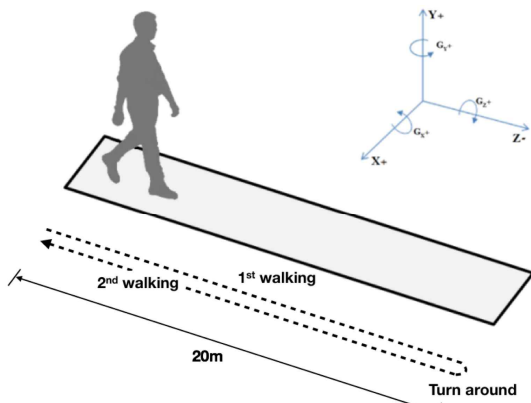


그림 3 실험 방법 및 착용한 관성센서 축 방향
Fig. 3 Experimental method and axes of inertial sensor

2.3 평가 및 검증

2.3.1 분류속성 정의

편마비로 인한 비정상적인 보행의 특징은 매우 다양한 형태로 발생하기 때문에 편마비 환자 개개인이 보이는 동작을 특징으로 정상보행과 편마비성보행을 분류평가 하는 것은 매우 어렵다. 그러므로 본 연구에서는 편마비로 인하여 발생하는 공통적인 특징인 비대칭적 보행양상을 분류속성으로 선정하여 분류평가를 진

표 1 정상인 집단과 편마비환자 집단의 보행특성 비교

Table 1 Comparison of gait characteristics between normal and hemiplegia subjects

Characteristic \ Group	Normal	Hemiplegia
Walking balance	symmetric	asymmetric
Weight bias	×	○
Compensation movement	×	○
Initial contact point	Heel	Sole or toe (paralyzed side)
Walking speed[15]	about 1.4 m/s	0.18-1.03 m/s
Left/right stride	similar	paralyzed-side(normal-side)
Body motion during walking	slight	considerable

행하였다. 비대칭적 보행양상에 따른 정상보행과 편마비성 보행 특징은 표 1과 같이 요약할 수 있다.

편마비성보행은 보상동작과 불안정한 신체 흔들림으로 인하여 각 축의 방향으로 급격한 가속도 신호의 발생하고, 정상보행에서 나타나는 규칙적인 패턴의 가속도신호와와는 다르게 더 많은 움직임과 더 큰 가속도신호가 나타나는 경향을 보인다. 그러므로, 각 축으로 발생하는 전체 가속도, 회전각속도신호의 평균값과 최대값, 불규칙적이고 비대칭적인 보행주기를 반영하는 각 축으로 발생하는 전체 가속도, 회전각속도신호의 표준편차를 분류속성으로 지정하였다. 또한, 보상동작과 같은 여러 움직임을 통해 발생하는 가속도, 회전각속도신호의 빈도를 반영하는 가속도, 회전각속도신호 중심주파수의 점도와 왜도 등을 분류속성으로 선정하였다. 보행분류에 적용될 수 있을 것으로 예상되어 선정된 분류속성은 표 2와 같으며 각 분류 속성은 6개의 축마다 추출되어 분류에 사용되었다.

분류속성 중 영점교차점(zero crossing point)은 신호가 영점을 교차 하는 지점을 의미하며, 가속도나 회전각속도신호의 경우 부호는 방향을 의미하므로 영점교차는 가속도 방향이 전환되는 지점을 의미한다. 즉, 영점교차점간의 시간간격이 짧아질수록, 영점교차점 갯수가 늘어날수록 방향전환 움직임이 자주 일어난 것으로 볼 수 있다. Poincaré plot은 각 축방향의 가속도, 회전각속도신호를 표시하는 시계열 데이터를 시간 변이에 따라 산포도 상에 나타낸 것으로, 한 축은 시계열데이터 $x(t)$, 다른 한 축은 지연된 시간 데이터 $x(t+1)$ 로 설정하여 데이터를 매핑하고 분포도를 분석하는 방법이다[16]. Poincaré plot은 주로 타원형의 데이터 분포를 보이며 가속도나 회전각속도신호 변동이 클수록 타원의 가로, 세로 반지름은 커지게 된다. SD1은 Poincaré plot의 항등함수(identity function) 수직 축 표준편차를 SD2는 Poincaré plot 항등함수 축 방향 표준편차를 의미한다.

2.3.2 랜덤포레스트 분류기

머신러닝 기법 중 하나인 의사결정트리 방식은 크게 두 종류

표 2 편마비성보행 특징으로 예상되는 분류속성

Table 2 Classification attribute candidates for hemiplegic gait classification

Attributes	Description
Avg_{Axis}	Average of acceleration/angular rate on Axis
SD_{Axis}	Standard deviation of acceleration/angular rate on Axis
NZC_{Axis}	Number of zero-crossing of acceleration/angular rate on Axis
$AvgZCI_{Axis}$	Average of zero-crossing interval of acceleration/angular rate on Axis
$SDZCI_{Axis}$	Standard deviation of zero-crossing interval of acceleration/angular rate on Axis
$SDZCIU_{Axis}$	Standard deviation of time interval of adjacent local maxima of acceleration/angular rate on Axis
$SDZCIL_{Axis}$	Standard deviation of time interval of adjacent local minima of acceleration/angular rate on Axis
SDI_{Axis}	Standard deviation of points perpendicular to the axis of line-of-identity of Poincaré plot of acceleration/angular rate on Axis
$SD2_{Axis}$	Standard deviation of points along the axis of line-of-identity of Poincaré plot of acceleration/angular rate on Axis
$FMAX_{Axis}$	Maximum value of frequency of acceleration on lateral axis
Kur_{Axis}	Kurtosis of frequency of acceleration on Axis
$Skew_{Axis}$	Skewness of frequency of acceleration on Axis
MAX_{Axis}	Maximum value of acceleration/angular rate on Axis
$AvgSum_{Axis}$	Average value of acceleration/angular rate of axes
$AvgDifLR_{Axis}$	Average difference of acceleration on Axis when subject stamps on the ground
$AvgDifLRG_{Axis}$	Average difference of acceleration between left and right on Axis
$AvgSumF_{Axis}$	An average of the acceleration of axes when forward acceleration is generated
$VarR_{Axis}$	Variance of acceleration on Axis when an acceleration signal is applied to the rear during walking

로 나뉜다. 트리 모델 중 목표 변수가 유한한 수의 값을 가지는 분류트리 분석과 예측된 결과로 특정 의미를 지니는 실수 값을 출력하는 회귀트리분석이 있다. 의사결정트리분석 알고리즘은 ID3, C4.5, C5.0, CART 등이 있고, 각각 알고리즘을 기반으로 발전해왔다. 이를 적용한 일반적인 단일 의사결정트리는 하나의 데이터에 의해 한 가지 의사결정트리 모델을 적용시키는 것으로 데이터에 대한 설명력은 높지만 예측력이 높지 않은 문제가 있다 [17]. 이러한 문제의 해결방법으로 다중의 학습 알고리즘을 이용하는 방법이 있는데, 이러한 방법을 앙상블(ensemble) 방법이라고 한다.

랜덤포레스트 분류기는 앙상블 분류기 중 하나로, 무작위로 특징들의 부분집합을 선택하여 분류기를 학습시키는 방식으로 작동한다. 랜덤포레스트 분류기는 속도가 빠르고 결정트리의 수가 늘어날수록 정확도가 높아지는 경향을 보이며, 데이터의 변수를 제거하지 않고 많은 독립변수를 모두 활용할 수 있기 때문에 빅데이터나 대량의 자료에서 주요 변수를 찾아내고 추산모델을 구성하는데 용이하다[18].

2.3.3 전진탐색 알고리즘

보행의 분류정확도는 분류속성들 조합에 따라 높아지거나 낮아질 수 있다. 최적의 분류속성을 선택하기 위해서 이 연구에서는 전진탐색 알고리즘을 이용하였다. 전진탐색 알고리즘에서는 전체

분류속성 중 하나의 분류속성을 사용하여 분류속성의 정확도를 측정하고 이 중 정확도가 가장 높은 분류속성을 첫 번째 분류속성으로 선택한 후 첫 번째 분류속성에 더해 하나의 분류속성을 더 추출한다. 그리고 선택한 분류속성들을 이용하여 정확도를 측정하고 이 중 정확도가 가장 높은 분류속성을 두 번째 분류속성으로 선택한다. 이러한 과정을 지정된 횟수만큼 반복 수행하면 최종적으로 가장 높은 정확도를 가지는 조합의 분류속성을 선택할 수 있다.

2.3.4 k겹 교차타당성 검증(k-fold cross validation)

k겹 교차타당성 검증 방법은 하나의 데이터셋을 k개로 나누어 그 중 하나는 테스트셋으로 사용하고 나머지 k-1개는 훈련셋으로 사용하는 것으로 이 연구에서는 4-겹 교차타당성 검증을 수행하였으며 총 10회 반복수행하여 평균 정확도를 추정하였다.

3. 실험 결과

3.1 마비측과 무관한 편마비성 보행, 정상보행 분류

정상보행과 편마비성 보행을 단순 구분하는 분류에서는 분류속성 SDI_{GYROY} , NZC_{ACCZ} , $FMAX_{ACCX}$, Kur_{GYROZ} , NZC_{ACCYZ} 이 가장 분류 성능을 보이는 것으로 확인 되었다. 이상의 분류속성을 적

용한 분류 결과 정상 보행의 경우 97.6%의 검출정확도를 보였고, 편마비성보행의 경우 92.9%의 분류정확도를 보였다. 정상보행과 편마비성보행 모두에 대한 분류정확도는 95.2%로 나타났다. 정상 보행과 편마비성보행 분류에 대한 혼돈 행렬은 표 3과 같다.

표 3 정상보행-편마비성보행 분류 결과 혼돈행렬

Table 3 Confusion matrix of the result of gait classification

		Classified gait	
		Normal	Hemiplegia
Actual Gait	Normal	41	1
	Hemiplegia	3	39

최다 선별된 분류속성 $FMAX_{ACCx}$ 는 보행 시 좌우측 가속도신호의 최대 주파수를 의미하는 분류속성으로 신체의 흔들림이 많을수록 높은 $FMAX$ 값이 관찰된다. 편마비 환자의 경우 과도한 반사와 근육의 경련 및 저항, 경직 등과 같은 이유로 좌측과 우측의 균형이 잘 맞지 않고 마비측이 불안정하여 보행 시 좌우측 방향의 신체의 흔들림이 많이 발생하여 [3] 해당 분류속성이 편마비 유무를 구별하는데 효과적이었을 것으로 추론된다. 또한 분류속성 NZC_{ACCyz} 는 보행 시 전후축의 변화에 따른 상하축의 영향을 반영한 가속도신호의 영점교차 개수를 의미하는데 편마비 환자의 경우 양하지 지지기의 증가 [19]로 보행의 불연속성이 발생하고 마비측의 불안정성으로 인하여 좌우측이나 상하축으로의 휘청거림 등과 같은 방향이 전환되는 움직임이 많이 발생하기 때문에 보행 불안정성 및 비대칭성을 효과적으로 반영하였던 것으로 추론된다. 그 외에 선별된 분류속성 SDI_{GYROz} 는 Poincaré plot의 특성상 시간의 흐름에 따른 가속도나 회전각속도신호의 급격한 변화가 클수록 항등함수에서 원거리에 데이터가 분포되기 때문에 SDI 값이 커지게 되므로 정상인에 비해 가속도, 회전각속도신호의 급격한 변화가 큰 편마비환자의 보행 특성을 반영하였을 것으로 추정된다. 분류속성 NZC_{ACCz} 는 전후축 가속도신호의 영점교차점의 개수를 의미하는데 정상인과 다르게 편마비 환자의 경우 보행 시 앞으로 나아가는 과정에 전후방향의 신체의 흔들림과 마비측보다 안정적인 정상측으로 딛으려는 보상동작, 잦은 보행동작의 끊김 등으로 [20] 전후축에서의 가속도 방향 전환이 많이 발생하여 편마비 유무를 구별하는데 효과적이었을 것으로 추론된다. 마지막으로 전후축을 기준으로 회전각속도 중심주파수 첨도를 의미하는 분류속성 Kur_{GYROz} 의 경우 편마비환자의 경우 좌우 보폭이나 유각기 유지 시간 등이 달라 비대칭적인 보행을 하기 때문에 [19, 21] 정상인의 비해 완만한 첨도를 가지게 되고 이를 통해 편마비 보행 특성을 잘 반영하였던 것으로 추론된다.

표 4는 가속도센서를 사용하여 어린이를 대상으로 (N=3) 편마비성 보행을 분류한 연구 [22]의 분류성능과 이 연구에서 제안한 기술을 적용한 분류성능 간의 비교를 보여준다. 표 4에서 민감도 (SE, sensitivity)는 (해당 보행을 정확히 분류한 경우의 수)/(해당 보행의 전체 경우의 수)로, 양성예측도 (PPV, positive predictivity value)는 (해당 보행을 정확히 분류한 경우의 수)/(해당 보행으로 분류된 전체 경우의 수)로 계산되었다. 피험자 집

단의 수와 연령의 차이로 직접적인 비교는 어려우나 결과적으로 제안한 기술은 기존 기술에 비해 정상 보행에서는 유사한 수준, 편마비성 보행에서는 더 우수한 성능을 보이는 것으로 나타났다.

표 4 이전 연구와의 편마비성 보행 분류 성능 비교

Table 4 Comparison of gait classification performance with previous research

Method	Normal		Hemiplegia	
	SE (%)	PPV (%)	SE (%)	PPV (%)
S. J. Olney and C. Richards [22]	96.67	96.67	88.89	85.99
Proposed	97.61	93.18	92.85	97.50

3.2 마비측 분류 포함 편마비성 보행과 정상보행 분류

정상보행과 마비측에 따른 편마비성보행을 분류하는 분류에서는 분류속성 NZC_{GYROy} , $SDZCIL_{GYROyz}$, SD_{ACCx} , $Skew_{ACCy}$, $VarR_{ACCx}$ 가 가장 높은 정확도를 보였다. 이 분류에서 정상보행은 81.0%의 검출 정확도를 보였고, 좌측 편마비성보행은 78.6%, 우측 편마비성보행은 81.8%의 분류 정확도를 보였으나 양측 편마비성보행은 33.3%로 낮은 정확도를 보였다. 전체 분류 정확도는 77.4%로 나타났다. 정상보행과 편마비성보행 측 분류에 대한 혼돈 행렬은 표 5와 같다.

표 5 마비측에 따른 편마비성 보행 분류 결과 혼돈행렬

Table 5 Confusion matrix of hemiplegic gait classification according to the paralyzed side

		Classified gait				
		Normal	Hemiplegia			
			Left	Right	Both	
Actual Gait	Normal	34	2	6	0	
	Hemiplegia	Left	3	11	0	0
		Right	3	1	18	0
		Both	2	1	1	2

최다 선별된 분류속성 NZC_{GYROy} 은 상하축 기준 회전각속도의 영점교차의 개수를 의미한다. 단순 편마비 유무가 아닌 마비측 방향을 고려하기 때문에, 좌우방향과 관련된 상하축 기준 회전각속도가 가장 효과적인 분류속성으로 선정된 것으로 여겨지며, 좌우 비대칭보행과 마비측의 불안정성으로 인해 정상인에 비해 상체가 좌우방향으로 자주 회전방향을 바꾸게 되므로 이 분류속성이 정상보행과 편마비성보행의 마비측별 분류에 가장 효과적이었을 것으로 분석된다. 분류속성 $SDZCIL_{GYROyz}$ 은 전후축 기준 회전각속도신호의 하단극점 간의 시간차의 표준편차를 나타낸 분류속성으로 전후축을 기준으로 좌우로 몸이 기울어지는 회전각속도를 반영한다. 편마비환자의 경우 마비측의 지지시간을 최대한 줄이려고 하는 보상동작이 발생하기 때문에 좌측편마비 환자의

경우 상단극점간의 시간간격, 우측편마비 환자의 경우 하단극점간의 시간간격이 다르다. 본 연구에서는 우측편마비 환자군의 수가 더 많아 하단극점간의 시간간격을 반영하는 분류속성이 더 효과적으로 나온 것으로 여겨진다. 분류속성 SD_{Accx} 는 편마비의 가장 큰 특징인 좌우비대칭을 잘 드러내는 분류속성으로 좌우축 가속도신호의 표준편차가 확연한 비대칭이기 때문에 선정된 것으로 보인다. 분류속성 $Skew_{Accy}$ 는 상하축 가속도신호의 중심주파수의 왜도를 의미하며 좌우 비대칭보행으로 인하여 마비측을 딛었을 때와 정상측을 딛었을 때 상하축 방향으로 발생하는 가속도 신호가 비슷하지 않고 마비측을 딛었을 때 온전한 지지가 이루어지지 않기 때문에 신체가 상하축 방향으로 휘청거리려 큰 상하축 가속도 신호가 발생하여 한쪽으로 치우치게 되기 때문에 효과적인 분류속성으로 선정된 것으로 보인다. 분류속성 $VarR_{Accx}$ 은 전후축방향에서 뒤쪽으로 가속도신호가 가해질 때 좌우축 가속도신호값을 나타내는데 편마비 환자의 경우 잦은 보행동작의 끊김과 정상측을 주로 지지측으로 사용하여 멈춤 동작이 발생하거나 보행을 중단하려하기 때문에 무게중심을 뒤쪽으로 두려는 경향이 있는데 [21] 그 순간의 좌우축 방향의 가속도신호가 효과적인 분류속성으로 선정된 것으로 추론된다.

효과적인 분류속성으로 선정된 분류속성의 특징을 살펴보면 좌우의 차이점을 반영하는 좌우축 가속도신호, 상체의 좌우방향으로의 회전을 나타내는 상하축 기준 회전각속도신호, 상체의 좌우방향 기울어짐을 반영하는 전후축 기준 회전각속도신호와 같은 신호들이 주로 선정되었다. 분류속성의 종류로는 영점교차점 갯수, 표준편차 등과 같이 좌우의 차이를 확연히 볼 수 있는 분류속성들이 주로 선정됨을 알 수 있었다.

두 종류의 분류에 선정된 분류속성 차이를 살펴보면 편마비의 유무만 판단하는 경우 전후축 관련 분류속성이 많이 선정되었지만, 마비측별 분류의 경우 전후축 관련 분류속성 보다는 보행중 상체의 좌우회전이나 기울어짐에 관여하는 상하축기준 회전각속도나 전후축기준 회전각속도 등이 주로 선정되었다.

4. 결론 및 고찰

본 연구는 웨어러블 디바이스를 통해 편마비를 분류하는 기술에 관한 연구로써 보행 중 비대칭으로 인해 발생하는 가속도신호의 간단한 특성들을 통해 전처리를 통한 보 검출 없이 편마비성 보행 유무를 95% 이상의 정확도로 검출해 낼 수 있는 가능성을 보였다. 이는 일상 생활중 적용되어 편마비의 발생 여부를 일차 스크리닝 하는 가벼운 건강관리 용도로의 사용 가능성을 시사한다. 하지만, 본 연구에서는 정상 집단과 편마비환자 집단의 평균 연령 9.6세의 차이로 인한 신체 능력의 저하로 발생하는 보행신호의 영향은 고려되지 못하였다. 또한 편마비 환자집단의 비모수적 특성((30명), 마비측별 피험자수 차이에서 발생하는 영향에 대한 부분도 향후 연구를 통해 고찰되고 보완될 필요가 있다. 특히, 마비측별 분류의 경우는 편마비 유무 분류에 비해 낮은 분류정확도를 보였는데, 이는 양측편마비를 가진 피험자수가 매우 적어(3명) 4겹 교차검증시 랜덤포레스트 분류기의 유의미한 훈련이 이루어지지 않았기 때문으로 추정된다. 따라서, 보다 정밀한 편마비

분석 및 향후 임상 활용을 위해서는 측별 편마비 데이터의 추가를 포함하는 향후 연구가 수행될 필요가 있다.

감사의 글

본 논문은 2016년도 미래창조과학부의 재원으로 한국연구재단 바이오의료기술개발사업의 지원을 받아 수행된 연구임(NRF-2016M3A9F1941328)

References

- [1] G. Verheyden, L. Vereeck, S. Truijen, M. Troch, I. Herregodts, C. Lafosse and W. De Weerd, "Trunk performance after stroke and the relationship with balance, gait and functional ability," *Clinical Rehabilitation*, vol. 20, No. 5, pp. 451-458, 2006.
- [2] M. C. Kosak, M. J. Reding, "Comparison of partial body weight-supported treadmill gait training versus aggressive bracing assisted walking post stroke," *Neuro-rehabilitation and Neural Repair*, vol. 14, No. 1, pp. 13-19, 2000.
- [3] J. Perry and J. M. Burnfield, *Gait Analysis: Normal and pathological Function*, 2nd Edition, SLACK Incorporated, 2010.
- [4] T. Paternostro-Sluga, M. Grim-Stieger, M. Posch, O. Schuhfried, G. Vacariu, C. Mittermaier and V. Fialka-Moser, "Reliability and validity of the Medical Research Council (MRC) scale and a modified scale for testing muscle strength in patients with radial palsy," *Journal of Rehabilitation Medicine*, vol. 40, No. 8, pp. 665-671, 2008.
- [5] H. Hislop, D. Avers and M. Brown, "Daniels and Worthingham's muscle testing: Techniques of manual examination and performance testing," Elsevier Health Sciences, 2013.
- [6] K. H. Yang, S. H. An, C. S. Park, Y. S. Jang, B. M. Cho and Y. I. Shin, "Validity and Reliability of Himiplegic Motor Behavior Test for Stroke Patients," *The Journal of Korean Society of Occupational Therapy*, vol. 15, No. 2, pp. 55-65, 2007.
- [7] R. W. Bohannon and M. B. Smith, "Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity," *Physical Therapy*, vol. 67, No. 2, pp. 206-207, 1987.
- [8] QUALISYS, FORCE PLATES, <http://www.qualisys.com/integrations/force-plates/>
- [9] Robotics Laboratory, (2012), Research Topic: Quantitative Biomechanical Analysis of Biped Locomotion - Capture of Human Motion, <http://www.pupin.rs/RnDProfile/research-topic13.html>

- [10] M. F. Ng, R. K. Tong and L. S. Li, "A pilot study of randomized clinical controlled trial of gait training in subacute stroke patients with partial body-weight support electromechanical gait trainer and functional electrical stimulation: six-month follow-up," *Stroke*, vol. 39, No. 1, pp. 154-160, 2008.
- [11] M. Sekine, Y. Abe, M. Sekimoto, Y. Higashi, T. Fujimoto, T. Tamura, and Y. Fukui, "Assessment of gait parameter in hemiplegic patients by accelerometry," *Engineering in Medicine and Biology Society*, 2000. Proceedings of the 22nd Annual International Conference of the IEEE, vol. 22, No. 3, pp. 1879-1882, 2000.
- [12] 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, No. 2, pp. 124-134, 2002.
- [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 and Information Engineers*, vol. 41, No. 4, pp. 231-240, 2004.
- [14] 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, No. 4-5, pp. 320-327, 1998.
- [15] M. P. Murray, R. C. Kory and B. H. Clarkson, "Walking patterns in healthy old men," *Journal of Gerontology*, vol. 24, No. 2, pp. 169-178, 1969
- [16] M. Fishman, F. J. Jacono, S. Park, R. Jamasebi, A. Thungtong, K. A. Loparo and T. E. Dick, "A method for analyzing temporal patterns of variability of a time series from Poincare plots," *Journal of Applied Physiology*, vol. 113, No. 2, pp. 297-306, 2012.
- [17] L. Brieman, "Random forests, Machine learning," vol. 45, No. 1, pp. 5-32, 2001.
- [18] R. O. Duda, P. E. Hart, and D. G. Stork, "Pattern Classification," 2nd edition, Wiley, 2002.
- [19] K. K. Patterson, W. H. Gage, D. Brooks, S. E. Black and W. E. McIlroy, "Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization," *Gait & Posture*, vol. 31, No. 2, pp. 241-246, 2010.
- [20] S. Moore, K. Schurr, A. Wales, A. Moseley and R. Herbert, "Observation and analysis of hemiplegic gait: swing phase," *Australian Journal of Physiotherapy*, vol. 39, No. 4, pp. 271-278, 1993.
- [21] S. J. Olney and C. Richards, "Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics," *Gait & Posture*, vol. 4, No. 2, pp. 136-148, 1996.
- [22] X. Chen, S. Liao, S. Cao, D. Wu, and X. Zhang, "An Acceleration-Based Gait Assessment Method for Children with Cerebral Palsy," *Sensors*, vol. 17, No. 5, pp. 1002, 2017.

저 자 소 개



이 준 석 (Jun Seok Lee)

2013년 2월 인제대학교 의공학과 졸업.
2017년 8월 전남 대학교 대학원 의공학협동
과정 석사졸업(공학석사). 2013년 2월~현재
순천성가롤로병원 구매관리팀 의공담당



박 수 지 (Sooji Park)

2016년 2월 전남대학교 의공학과 졸업(공학
사) 2016년 3월~현재: 전남대학교 대학원
바이오메디컬 공학협동과정 석사과정



신 향 식 (Hangsik shin)

2003년 연세대학교 기계전자 공학부 졸업
(공학사). 2005년, 2010년 연세대학교 대학
원 전기 전자공학과 석사졸업(공학 석사), 박
사졸업(공학박사). 2010년 3월~2013년 8월
삼성전자주식회사 DMC 연구소 책임연구원.
2013년 9월~현재 전남대학교 의공학과 조교
수, 부교수

Tel : 061-659-7362

Fax : 061-659-7369

E-mail : hangsik.shin@jnu.ac.kr