

논문 2017-54-5-13

# 하지 보행 불균형 상태에 따른 개인별 보행 특성 분석

## ( Analysis of Personal Gait Characteristics According to Legs Imbalance Gait )

조 우 형\*, 김 연 옥\*, 권 장 우\*\*, 이 상 민\*\*\*

( Woo-Hyeong Cho<sup>Ⓢ</sup>, Yeon-Wook Kim, Jang-Woo Kwon, and Sangmin Lee )

### 요 약

본 논문에서는 기존의 보행 분석의 제한점을 개선한 보행분석 방법으로 보행불균형을 판단하기 위해 자체 제작한 좌·우측 고관절, 슬관절의 각도 측정 장비 및 SI 지표를 활용한 판단 시스템과 개인별 보행 상태의 양상을 분석하기 위해 DTW 유사도 분석 알고리즘을 이용한 보행 분석 방법을 제안한다. 실험은 보행 장애가 없는 총 12명의 피험자를 대상으로 정상 보행 및 불균형 보행 실험을 진행하였다. 실험결과 좌·우측 고관절과 슬관절의 각도 측정을 통한 불균형 판단 SI 지수 산출을 통해 정상 보행과 불균형 보행 모두 판단을 할 수 있었다. 개인별 보행특성 분석에서는 실험에 참여한 12명의 피험자를 대상으로 정상보행과 불균형 보행 시 허리 중앙, 좌·우측 허벅지, 발등의 측정 부위에 대한 유사도를 각각 비교하였다. 피험자별 정상 보행 및 불균형 보행 시 측정된 값에 대한 유사도 분석을 통해 보행 동작을 수행하는 동안 항상 같은 패턴의 보행 동작을 유지하는 것이 아니라는 점을 분석 결과 판단할 수 있었다.

### Abstract

In the present study, to determine walking imbalance using the walking analysis method, where limitations in the existing walking analysis have been minimized, we propose a new walking analysis method that adopts the following: self-developed equipment to measure the angles of left-right hip joints and knee joints; a determination system using symmetry index (SI); and dynamic time warping (DTW) similarity analysis algorithm to analyze individual walking styles. Normal and imbalanced walking tests were conducted for 12 subjects without walking disorder. From the SI calculation to determine imbalanced walking, both the normal and imbalanced walking styles can be determined using the angle measurements of the left-right hip joints and knee joints. In the analysis of the individual walking styles, the similarities at the center of the lower back, left-right thighs, and dorsum of the feet of the 12 subjects in both normal and imbalanced walking cases were compared. From the similarity analysis of the measured values during the normal and imbalanced walking tests, I determined that the walking pattern does not maintain the same stance when the body parts move during walking.

**Keywords** : imbalance gait, gait analysis, encoder, SI(symmetry index), DTW(dynamic time warping)

## I. 서 론

보행은 인류가 지구상에 존재하면서부터 있는, 가장 기본적인 동작 수행 행위 중 하나로 신경 근육, 생리학

\* 학생회원, \*\* 정회원, \*\*\* 평생회원 인하대학교 전자공학과, 컴퓨터공학과(Dept. of Electronic, Computer Information Engineering, Inha University)

Ⓢ Corresponding Author(E-mail : sanglee@inha.ac.kr)

※ 이 논문은 2010년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(2010-0020163)

Received : December 20, 2016 Revised : March 14, 2017

Accepted : April 12, 2017

적, 운동기능 학적 변화의 절정 등으로 이루어진 복잡한 운동의 유형이라 할 수 있다<sup>[1]</sup>. 생체역학에서 체계적인 보행분석의 접근은 1880년대 사진작가 에드워드 마이브리지(Edward Muybridge)로부터 시작된 것으로 알려져 있다. 당시 획기적으로 고안된 사진기를 이용하여 인간의 다양한 기움임 동작 및 동물들의 질주 모습을 연속 사진으로 촬영하여 남겼다. 보행은 하지의 여러 관절에서 잘 조화된 역학운동이 동시 다발적으로 일어나 몸의 중심을 완만하게 전환하는 복잡한 과정으로서 입각기(stance phase)와 유각기(swing phase)를 교대로

하는 양 하지의 신체를 한 지점에서 다른 지점으로 옮겨가는 행위이다<sup>[2]</sup>. 이러한 복합적인 요소가 반영된 보행 동작 수행에 있어 이상 보행은 생리학적, 역학적인 관점에서 관절, 근육, 신체구조의 변형 및 이상에 따른 다양한 질병을 유발 시킬 수 있다<sup>[3]</sup>. 이상 보행에 따른 불균형 보행은 하지의 선천적 또는 후천적인 구조상의 이상으로 발생하는 경우와 중추신경계 또는 말초신경계의 이상, 근육이나 전정 기관 등의 이상을 비롯해 매우 다양하고 복합적인 요인에 의해 발생할 수 있다. 또한, 연령이 증가함에 따라 발생률과 유병률이 증가하는 것으로 알려져 있으며<sup>[4]</sup>, 노인 보행에 대한 Sudarsky의 보고에 따르면 60세까지 인구의 85%가 정상 보행 추이를 보이게 되고, 이후 85세에서는 18% 정도만이 정상 수준의 보행을 유지하는 것으로 알려져 있다<sup>[5]</sup>. 이와 같은 이상 보행에 따른 보행 불균형의 진단과 판단을 위한 노력은 지금까지도 계속 이어져 오고 있으며, 국내의 경우 90년대 후반부터 3차원적 보행분석에 관한 논문이 발표되는 등<sup>[6-9]</sup> 현재까지도 다양한 측정 도구와 방법 그리고 수학적 기법을 사용한 연구에 이르기까지 각각의 영역을 이루며 발전해 오고 있다. 그러나 정상인을 대상으로 한 보행분석의 기초적 연구는 외국에 비해 많이 부족한 실정이며, 외국의 기초연구 자료에 상당부분 의존해 있는 상태이다.

다양한 보행분석 방법 중에는 운동 형상학적(kinematic parameters)인 방법이 있으며, 여기에는 다수의 카메라를 이용한 사진 촬영 시스템(photographic system) 및 비디오 영상촬영 분석과 마커부착을 통한 분석 방법이 있다. 또한, 족부 압력 측정기(pedobarography)나 load cell을 이용한 운동역학적(kinetic parameters) 방법과 평가지를 바탕으로 치료사의 주관적인 관점에서 평가하는 방식의 기능적 보행 평가(functional gait assessment) 방법 등이 있다<sup>[10-12]</sup>. 이러한 방법들은 다수의 마커 부착으로 인한 불편성, 여러 카메라 장비 등 부가적인 장비의 필요성과 넓은 측정 공간의 확보가 고려돼야 한다. 또한, 부착하는 마커를 비롯하여 사용되는 대다수 장비가 고가의 장비로 고비용 발생 부분도 큰 문제로 작용한다. 평가지를 활용한 기능적 보행 평가방법의 경우 앞서 제기한 제한사항에는 크게 영향을 받지 않지만, 해당 전문의의 진단 및 평가에 의존하는 성향이 큰 특성상 평가 시 주관적인 입장 반영이 매우 큰 요소로 작용하기 때문에 객관적이고 정형화된 수치를 제시하는 측정 및 평가 방법보다는 객관성이 떨어지는 제한점이 있다.

본 논문에서는 하지 보행 불균형 상태에 따른 개인별 보행특성 분석을 위해 불균형 판단 방법과 보행 간 유사도 특성분석 방법을 제안한다. 자체 제작한 엔코더 장비와 보행 불균형 판단 SI(symmetry index) 지표를 통해 보행 불균형 평가를 진행한다. 또한, DTW(dynamic time warping) 유사도 분석 알고리즘을 이용한 개인별 보행특성의 양상을 함께 분석한다. 보행 시 사용되는 주요 관절인 고관절(hip joint), 슬관절(knee joint)의 각도 측정을 위해 자체 제작한 엔코더 장비가 사용되었으며, 하지 근피로 유발 여부의 확인은 근전도 측정 장비를 사용하여 허벅지 외측광근(vastus lateralis)과 종아리 외비복근(gastrocnemius medial lateral head) 부위, 중앙주파수의 저주파 대역으로의 천이 및 감소를 통해 확인하였다. 실험에 참여한 피험자는 과거 외상이나 후유증으로 인해, 정상 보행에 문제가 없는 20대 성인 남성 총 12명을 대상으로 실험을 진행하였다. 피험자를 대상으로 정상보행 상태를 5분간 측정하고, 정상보행과 대비된 불균형 보행 상태 조성을 위해 30분간의 근피로 유발을 위한 보행을 수행하였다. 이후, 정상보행 조건에서 5분간 보행상태를 재측정 하였으며, 측정 장비로부터 측정된 좌·우측 고관절과 슬관절의 각도 데이터를 이용하여 평균을 산출, 보행 불균형 판단지표인 SI 지표를 활용하여 보행 불균형 상태를 평가하였다.

## II. 본 론

### 2.1 제안하는 보행 불균형 평가 방법

본 장에서는 하지 보행 불균형 상태에 따른 보행 불균형의 판단을 위해 자체 제작한 엔코더 측정 장비 및 불균형을 판단하는 데 사용되는 불균형 판단 SI(symmetry index) 지표에 관해 기술한다. 또한, 개인별 보행특성의 양상을 살펴보기 위해 사용된 DTW(dynamic time warping) 알고리즘에 관해 기술한다.

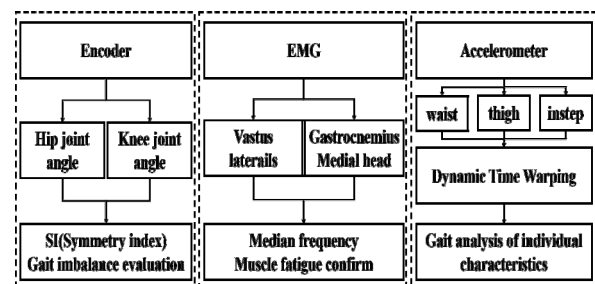


그림 1. 개인별 보행특성 분석 블록도  
Fig. 1. Gait analysis of individual characteristics diagram.

그림 1은 보행 불균형 판단 및 개인별 보행특성 분석 방법에 대한 블록도를 나타낸다. 먼저, 엔코더에서는 보행 시 좌·우측 고관절, 슬관절의 각도를 측정하게 되며, 각각 측정된 부위별 각도 데이터를 평균화하여 불균형 판단 SI 지표를 활용해 보행 불균형 여부를 판별하게 된다. 근전도는 좌·우측의 외측광근과 외비복근 부위의 근전도 신호를 측정하게 되며, 정상보행 이후 근피로 유발 보행에서 근피로 발생 여부를 중앙 주파수의 천이를 통해 확인하게 된다. 마지막으로 보행 시 허리 중앙, 좌·우측 허벅지, 종아리에서 취득한 각각의 Roll, Pitch, Yaw의 세 가지 파라미터 데이터는 DTW 유사도 분석 알고리즘을 활용하여 개인별 정상 및 불균형 보행특성에 대한 각각의 유사성을 분석한다.

본 연구에서는 자체 제작한 엔코더 장비를 이용, 보행 시 좌·우측 고관절, 슬관절의 변화하는 각도 측정을 통해 보행 불균형을 판단한다.

정상 보행시 좌·우측의 각도가 서로 대칭을 이루는 것과 달리 불균형 보행이 발생하면 좌·우측 고관절, 슬관절의 신진 굴곡 각도 차이가 발생하는 점에 착안하여 보행 시 고관절, 슬관절의 굴곡 각도 데이터를 취득한다. 취득된 각각의 데이터는 보행 불균형 평가 지표에 대입하여, 좌·우측 고관절, 슬관절에서 발생한 불균형 정도를 살펴보고, 전체 보행에서의 불균형 판단 여부를 결정한다. J.R Pertien이 제시한 보행 불균형 판단 기준 SI 지표에 따르면 산출된 값이 0인 경우 완벽한 좌우 대칭을 의미하며, 10% 이내의 범위에 속한 경우는 일반적인 정상보행으로 판단하게 된다. 이와 다르게 10% 이상이면 좌·우측 불균형이 발생한 것으로 보며, 불균형 보행이 발생한 것으로 판단하게 된다<sup>[13]</sup>.

## 2.2 보행상태 측정 장비

그림 2는 자체 제작한 엔코더 측정 장비 및 데이터 수신 모듈을 나타낸다. 측정하고자 하는 좌·우측의 고관절과 슬관절 부위에 밀착 및 고정될 수 있도록 상용 재활 보조기기를 부분 구조 변경하여 사용하였다. 엔코더 센서는 별도의 CNC 정밀가공을 통한 보조기구물 제작 및 축 가공을 통해 부착하였으며, 각각의 센서로 부터 오는 신호를 전송받는 보드는 3D 프린터를 이용한 하우징제작과 보행 간 허리띠를 이용하여 착용할 수 있도록 설계 및 디자인하였다.

그림 3은 측정 장비제작에 사용된 엔코더 센서를 나타낸다. 좌·우측 고관절과 슬관절의 각도 측정을 위해 총 4개의 엔코더 센서가 사용되었으며, Avago Technologies

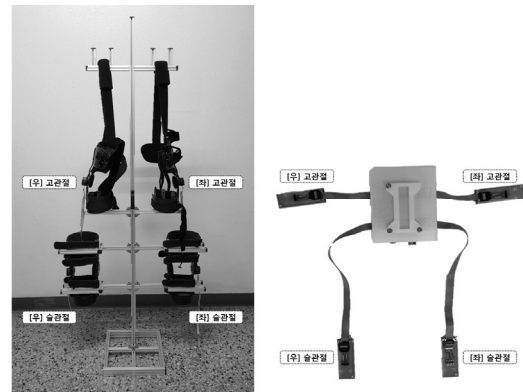


그림 2. 엔코더 측정 장비 및 데이터 수신 모듈  
Fig. 2. Encoder measuring equipment and data receiver module.

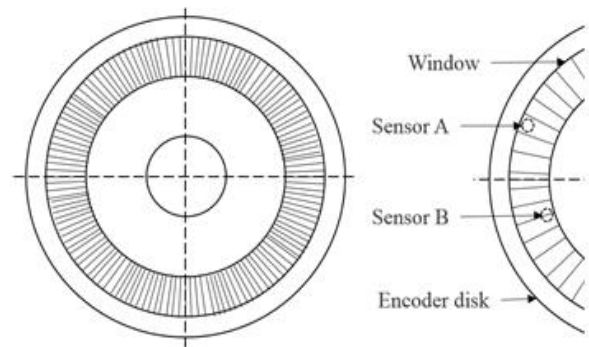


그림 3. 증분형 엔코더 디스크  
Fig. 3. Incremental encoder disk.

사의 로터리 엔코더(rotary encoder) HEDL-56403A13 광전식 증분형 엔코더가 사용되었다. 로터리 엔코더는 크게 절대치형(absolute)과 증분형(incremental)으로 나뉜다. 해당 장비에 사용된 증분형 엔코더의 경우 구조가 간단하고 분해능이 높아 사용이 쉽다. 출력 펄스는 회전 위치의 절대치가 아닌 회전각도에 의해 비례하는 펄스가 출력되게 된다. 출력 펄스는 90°의 차이를 가진 A 상과 B 상 그리고 원점 출력인 I 상으로 구성되어 있다. 정회전 방향인 시계방향으로 회전축이 회전하게 되면 A 상은 B 상보다 90° 앞서게 된다. 반대로 역방향 방향인 반시계방향으로 회전축이 회전하게 되면 B 상은 A 상보다 90° 앞서게 된다.

엔코더 센서의 Cycle error는 최대 5.5°를 가진다. 가공 측과는 SCM 무두 렌치볼트 체결 방식으로 연결하여 사전, 각도측정 장치와 맞물려 각각의 회전각 발생에 대한 정상 출력 데이터 산출값 여부를 확인하였다.

2.3 엔코더센서 데이터 처리

그림 4는 좌·우측 고관절, 슬관절 각도측정을 위해 제작한 엔코더 장비의 데이터 처리 블록도를 나타낸다. 측정된 신호는 그림과 같이 ATmega128을 사용하는 Arduino mega 보드를 사용하였다. 각각의 엔코더 센서는 사용 보드와 I<sup>2</sup>C(Inter-Integrated Circuit) 통신 방식을 이용해 연결하였다. PC 상 데이터 전송은 기본 serial 통신방식을 이용하는 방법과 Itead사의 Bluetooth shield v2.2 이용해 측정된 각도 데이터를 무선전송이 가능하도록 구현하였다.

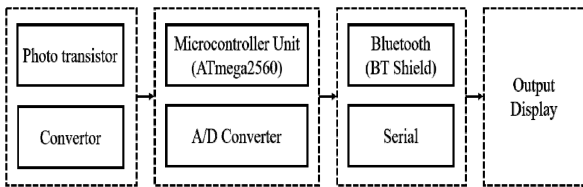


그림 4. 엔코더 측정 장비 데이터 처리 블록도  
Fig. 4. Data processing block diagram of encoder measurement equipment.

본 논문에서는 하지 보행 불균형 상태에 따른 개인별 보행특성 분석을 위해 근전도 측정 모듈 및 관성 센서를 사용하였다. 그림 5의 좌측은 근전도 모듈 및 수신 장비를 우측은 관성 센서와 해당 수신모듈을 각각 나타낸다. 근전도 모듈은 보행 시 좌·우측 외측광근과 외비복근의 근 활성화 측정과 근피로 유발의 유·무 상태를 파악하기 위해 BIOPAC사의 MP150 표면 무선 근전도 측정 장비를 사용하였다. 측정에 사용된 전극은 Ag/AgCl 표면 전극을 사용하였으며, 무선 측정 모듈을 통해 측정된 외측광근과 외비복근의 근전도 신호 데이터는 MP150 메인 수신모듈 장비에 전송되어 1kHz로 샘플링을 거친 후 PC로 전송된다. 전송된 근전도 데이터는 제작사에서 제공되는 AcqKnowledge 4.2 프로그램을 사용해 저장하였다.

관성 센서의 경우 개인별 보행에 따른 유사도 분석을 위해 Noraxon사의 MyoMOTION 측정 장비를 사용했다. 해당 장비는 100Hz로 샘플링 되며, 허리 중앙, 좌·우측 허벅지, 발등 총 다섯 곳의 부위에 센서를 부착하여 보행 시 Roll, Pitch, Yaw 세 파라미터를 측정하였다. 각 센서에서 취득한 데이터는 무선 전송을 통해 메인 수신 모듈을 거쳐 PC로 전송되며 장비의 전용 프로그램인 MR 3.8을 사용해 저장하였다.



그림 5. 근전도(左) 및 관성센서 측정기기(右)  
Fig. 5. Measuring device of EMG(left) and IMU sensors (right).

2.5 보행 불균형 판단 SI지표

보행 시 나타나는 불균형을 정량화하기 위해 보행 불균형 지표를 사용하였다. 보행 불균형 판단에서 주로 사용되는 지표로는 SI(symmetry index)<sup>[13-15]</sup>, TSR(temporal symmetry ratio)<sup>[16-17]</sup>, R1(ratio 1), R2(ratio 2) 등이 있다. 사용한 SI 지표는 보행 시 양 하지로부터 획득한 각도 데이터의 평균 대비 두 다리의 데이터 차를 나타낸다.

$$SI = \frac{X_L - X_R}{\frac{1}{2}(X_L + X_R)} \times 100\% \tag{1}$$

SI 지표는 수식 (1)에서  $X_L$ 은 좌측 다리의 측정 신호이며,  $X_R$ 은 우측의 다리에서 측정된 신호를 나타내게 된다.

2.6 DTW유사도 분석 알고리즘

하지 보행 불균형 상태에 따른 개인별 보행특성의 양상을 분석하기 위해 DTW(dynamic time warping) 유사도 분석 알고리즘을 사용하였다. 해당 알고리즘은 서로 다른 두 시계열 데이터 간의 거리를 최소화하는 방향으로 움직이며 이를 매칭 시켜 각 템플릿과의 누적 거리를 계산, 최소가 되는 클래스로 인식한다. 이렇게 서로 다른 길이를 가지는 특징 벡터 사이의 비교가 가능하므로 비선형적인 대응 관계로부터 유사도 산출이 가능하다<sup>[18-20]</sup>.

서로 다른 길이의 두 시퀀스  $m, n$ 이 주어지면  $m$ 의 길이  $X=(x_1, x_2, \dots, x_n)$ ,  $n$ 의 길이  $Y=(y_1, y_2, \dots, y_m)$ 와 같으며, 이들 시계열의 정렬을 위해  $m \times n$  행렬이 만들어진다. 행렬  $(i, j)$  번째 요소는  $x_i$ 와  $y_j$ 간의 거리  $d(x_i, y_j)$ 를 포함한다. warping의 경로  $W$ 는 두 개의 시계열  $X, Y$  사이의 매핑을 정의하게 되는데  $W$ 의  $k$ 번째 요소는

$w_k = (i, j)_k$ 로 정의된다. warping 경로에서 각각의 warping 거리  $w_k$ 들의 전체합의 최소가 되는 경로를 찾아야 한다. 대응경로를 최소화하는 경로 값  $DTW(X, Y)$ 는 수식 (2)과 같이 표현한다.

$$DTW(X, Y) = \frac{1}{K} \sqrt{\sum_{k=1}^K w_k} \quad (2)$$

$$D(X, Y) = d(m, n)$$

$$D(i, j) = d(x_i, y_j) + \min \begin{cases} d(i, j-1) \\ d(j-1, i) \\ d(i-1, j-1) \end{cases} \quad (3)$$

누적 warping 거리  $D(X, Y)$ 는 수식 (3)과 같으며, 두 개의 수치 사이의 거리는  $\|x_i - y_j\| = |x_i - y_j|$  역시 사용될 수 있다. warping 거리  $D(i, j)$ 는 최종 유사도를 나타내는 결과값이며,  $DTW$ 에서 최단 경로를 결정하게 되는 측정값이 된다. 초기 시작 값은 0에서부터 시작 된다<sup>[21]</sup>.

### 2.7 유사도 분석을 위한 LabVIEW 프로그램 구현

그림 6은 개인별 보행특성 분석을 위해  $DTW$  알고리즘에 기반을 둔 유사도 분석 프로그램을 구현하였다. 구현에는 NI(National Instrument)사의 LabVIEW 2014 프로그램을 사용하였다. 구현한 프로그램에 적용된  $DTW$  알고리즘은 시간 순서상에서 여러 개의 연속적인 데이터를 각각 비교하여 데이터 간 어느 정도의 유사성을 가지는지를 판별해내는 알고리즘이다. 유사도의 최종 결과는 Normalized distance of optima warping path로 최종 산출되는 결과 값은 0에 가까울수록 두 데이터는 서로 유사한 데이터라고 할 수 있다. 즉, 같은 성분의 데이터를 서로 비교했을 시 최종 산출되는 값이 0인 경우 서로 같은 데이터라는 의미가 된다.

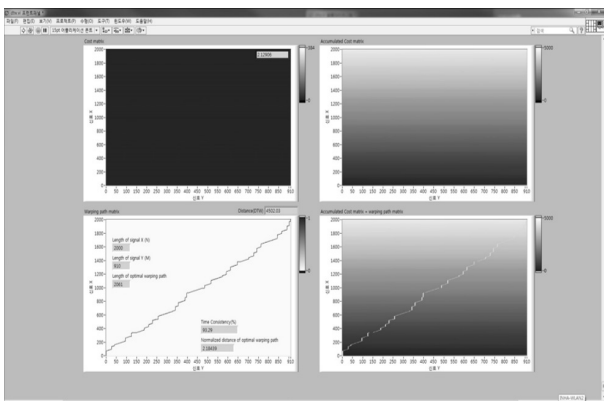


그림 6. 보행 분석 시스템 구축 화면  
Fig. 6. A screen of the gait analysis system.

### 3.1 실험 대상 및 방법



그림 7. 피 실험자 모집군  
Fig. 7. Subjects recruitment group.

본 논문에서는 최근 1년간 병적보행과 관련된 외상 또는 질병의 과거 이력이 없는 신체 건강한 20~30대 남성 12명을 피험자 대상으로 선정하였으며 인하대학교 기관 생명 윤리 위원회 IRB(Institutional Review Board) (승인번호: 160822-1A)의 정기 교육 수료 및 사전 심의를 받아 진행 하였다. 그림 7은 실제 실험에 참여한 피험자의 장비착용 모습을 나타낸다. 피험자는 트레드밀 위에서 경사각 0단계, 3km/h의 속도로 5분간 정상보행 상태를 측정하였다. 통상, 정상 보행 시 걷는 보통걸음의 속도는 3~6km/h로 알려져 있다<sup>[22]</sup>. 근피로 유발에 따른 보행 불균형 상태 판단을 위해 정상보행과는 대비되는 보행이 필요하다. 따라서 하지 근피로 유발을 위해 트레드밀 경사각을 14단계, 속도는 5km/h로 설정하였으며, 30분간 보행시간을 설정하여 실시하였다. 근피로 유발 여부의 확인은 근전도 중앙 주파수 값의 천이를 통해 확인한다. 하지 근피로 유발을 위한 보행이 종료된 후 곧이어 정상보행 상태의 조건에 맞춰 5분간 보행 상태를 측정하였다. 측정 데이터의 분석은 20~80초 총 1분 구간을 보행 분석에 사용하였다. 먼저, 좌·우 측 고관절과 슬관절에서 측정된 각도 값은 불균형 판단

SI 지표를 활용하여 그 결과 값을 산출하였다. 또한, 좌·우측 외측광근과 외비복근에서 취득한 근전도 데이터는 자체 제공되는 프로그램을 이용해 중앙주파수 값의 분석을 통해 근피로 발생 여부를 확인하였다. 마지막으로 정상 보행 및 불균형 보행 시 각각 관성 센서에서 취득한 Roll, Pitch, Yaw의 세 파라미터 값은 개인별 보행특성 분석을 위해 20~40초, 40초~60초, 60~80초 총 3개 구간을 나눠 유사도를 분석하였다. 비교 기준이 되는 데이터의 구간은 40~60초 구간으로 설정하였다. 이를 제외한 20~40초, 60~80초 두 구간에 대해 비교 기준 구간과의 데이터와 유사도를 각각 비교하였다. 유사도 분석에는 본 논문에서 자체 구현한 DTW 기반 유사도 분석 프로그램을 사용하였으며, 구간별 정규화된 DTW 거리 값을 통해 보행별 각 측정 부위 간의 유사도를 분석한다.

3.2 센서 부착위치

그림 8은 측정 부위에 대한 센서 부착의 위치를 나타낸다. 고관절 좌측과 우측에 각각 엔코더 장비를 착용하며, 양측 무릎 슬관절 부위에도 동일하게 장비를 착용한다. 착용 후 피험자 개인의 체형에 맞게 밴딩을 조절하여 측정 장비가 신체에 완전히 밀착될 수 있도록 한다. 관성 센서는 고무 재질의 밴딩을 이용해 허리 중앙을 시작으로 양측 허벅지와 발등에 부착하였다.



그림 8. 센서 부착위치  
Fig. 8. The sensor attachment location.

IV. 실험 결과

4.1 SI지표를 통한 보행분석 결과

표 1은 정상 보행과 불균형 보행 상태에서의 SI지표를 이용한 보행 평가 결과를 나타낸다. 각 피험자의 좌·우측 고관절 및 슬관절에서 측정된 각도의 값을 SI 지

표에 대입하여 결과값을 산출하였다. 실험에 참여한 총 12명의 피험자에 대한 정상 보행 시 전체 고관절 SI 지수 산출 평균은 5.17% 표준편차 2.78%였으며, 슬관절의 경우 SI 지수 산출 평균은 4.13% 표준편차 3.06%가 나왔다. 정상 보행의 경우 실험에 참여한 12명의 인원 모두 불균형 판단의 기준인 10% 이내의 범위 안에 들었으며, 그 결과 정상 보행상태를 정확히 판단하였다. 불균형 보행에서의 결과 산출은 먼저, 보행 불균형 상태 조성을 위해 30분간 근피로 유발운동을 실시 한 후 근피로 발생 확인 여부는 외측광근과 외비복근에서 취득한 근전도 데이터의 중앙 주파수 값 천이를 통해 확인하였다. 동일한 방법으로 불균형 보행상태에서의 좌·우측 고관절 및 슬관절의 각도 측정값에 대해 SI 지수 산출하였으며, 실험에 참여한 총 12명의 피험자에 대한 전체 고관절 SI 지수 산출 평균은 21.88% 표준편차 11.88%였으며, 슬관절의 경우 SI 지수 산출평균은 19.21% 표준편차 7.07%가 나왔다. 불균형 보행의 경우 실험에 참여한 12명의 인원 모두 불균형 판단의 기준인 10%의 범위를 초과하였다. 따라서, 불균형 보행상태를 정확히 판단하였다.

표 1. 정상보행과 불균형보행 상태에서의 SI지표를 이용한 보행평가  
Table1. Normal gait and imbalance gait evaluation using SI index.

SI(%)	Normal gait		Imbalance gait	
	Hip joint	Knee joint	Hip joint	Knee joint
Mean	5.17	4.13	21.88	19.21
Standard deviation	2.78	3.06	11.88	7.07

4.2 개인별 보행특성 분석 결과

표 2는 허리에서 측정된 Roll, Pitch, Yaw 세 파라미터 값에 대한 정규화된 DTW 거리 값을 나타낸다. 전체 5분의 측정 구간 중 보행분석에 이용된 구간은 20~80초 사이로 총 1분의 구간이 사용되었다. 여기서, 기준 구간은 40~60초 사이로 총 20초의 구간을 설정하였다. 비교 구간은 20~40초, 60~80초 두 구간으로 설정하여 각각 보행 시 Yaw, Pitch, Roll에 대한 유사도 분석을 진행하였다. 분석에 사용된 세 파라미터 중 Yaw 값은 좌·우 회전에 대한 기울임을 Pitch 앞·뒤 움직임, Roll은 좌·우측 기울임을 각각 의미한다. DTW 최소 거리 값의 산출결과와는 같은 패턴일수록 그 값은 매우 작은 결

표 2. 좌·우측 허벅지 측정값의 정규화된 DTW 거리

Table2. DTW distance measure of left and right thighs normalized.

Subject No.	Left thigh			Right thigh		
	Normal gait-Imbalance gait			Normal gait-Imbalance gait		
	Yaw(%)	Pitch(%)	Roll(%)	Yaw(%)	Pitch(%)	Roll(%)
Subject 1	6.47	6.36	13.93	7.43	5.93	3.55
Subject 2	7.64	8.20	3.75	5.59	8.14	9.22
Subject 3	6.50	10.49	2.80	5.94	20.55	24.35
Subject 4	19.41	53.96	10.95	6.76	9.22	3.29
Subject 5	34.02	8.49	8.34	7.14	8.93	20.30
Subject 6	7.06	10.53	2.85	5.98	15.71	37.66
Subject 7	6.89	11.41	15.70	9.45	18.20	5.18
Subject 8	9.28	10.76	9.38	8.90	14.84	4.78
Subject 9	7.02	25.81	7.55	7.01	27.53	9.02
Subject 10	9.11	53.53	24.22	8.35	53.86	15.90
Subject 11	11.71	19.65	7.35	10.05	15.45	5.92
Subject 12	5.60	19.83	5.75	6.07	19.12	8.25
<b>Mean</b>	<b>10.89</b>	<b>19.91</b>	<b>9.38</b>	<b>7.38</b>	<b>18.12</b>	<b>12.28</b>
<b>Standard deviation</b>	<b>8.18</b>	<b>16.80</b>	<b>6.19</b>	<b>1.48</b>	<b>12.82</b>	<b>10.47</b>

표 3. 허리 측정값에 대한 정규화된 DTW 거리

Table3. Normalized DTW distance for Waist measurement.

Subject No.	Normal gait-Imbalance gait		
	Waist		
	Yaw(%)	Pitch(%)	Roll(%)
Subject 1	8.07	36.40	2.02
Subject 2	4.48	11.96	5.17
Subject 3	4.99	13.48	2.07
Subject 4	4.97	4.66	2.25
Subject 5	8.28	13.39	2.63
Subject 6	5.30	2.86	2.79
Subject 7	13.24	14.72	5.47
Subject 8	7.88	7.09	4.09
Subject 9	6.39	17.45	7.58
Subject 10	3.70	2.87	3.08
Subject 11	11.09	9.45	2.50
Subject 12	7.95	4.41	2.89
<b>Mean</b>	<b>7.19</b>	<b>11.56</b>	<b>3.54</b>
<b>Standard deviation</b>	<b>2.83</b>	<b>9.26</b>	<b>1.71</b>

과 값이 나오게 되며, 0인 경우 두 데이터는 서로 같은 패턴의 데이터로 볼 수 있다. 실험에 참여한 12명 피험자에 대해 정상 보행과 불균형 상태에서의 보행 시 측정된 파라미터에 대해 DTW 최소 거리 값을 산출한 평균 결과 값을 살펴보면 먼저, 피험자별 허리 좌·우회전 기울임에 대해 정상 보행과 불균형 보행 시 산출한 DTW 최소 거리의 전체 평균값은 7.19%로 나타났으며, 허리 앞·뒤 기울임 11.56%, 좌·우 기울임 3.54%로 각각 나타났다. 피험자 7번, 11번의 경우 허리 좌·우 회전에

대한 DTW 최소 거리 산출 값이 13.24%, 11.09%로 각기 다른 피험자 인원내 비해 높은 수치를 보였다. 정상 보행과 근피로 유발 후 실시한 보행 간에는 해당 기울임에 대한 유사도가 떨어지는 것으로 나타났다. 허리 앞·뒤 기울임에 대한 DTW 최소 거리 산출 결과는 피험자 1번 36.4%, 9번 17.45%로 평균값 11.56% 대비 다른 피험자 인원보다 가장 높은 수치를 나타냈다. 해당 기울임 간 유사도는 낮은 것으로 볼 수 있으며, 대다수 피험자에게서도 유사도가 떨어지는 양상을 볼 수 있는

표 4. 좌·우측 발등 측정값의 정규화된 DTW 거리

Table 4. DTW distance measure of left and right instep normalized.

Subject No.	Left instep			Right instep		
	Normal gait-Imbalance gait			Normal gait-Imbalance gait		
	Yaw(%)	Pitch(%)	Roll(%)	Yaw(%)	Pitch(%)	Roll(%)
Subject 1	8.89	10.51	8.89	13.71	11.62	13.55
Subject 2	7.95	6.04	7.92	8.75	10.21	10.25
Subject 3	10.37	12.82	8.12	9.40	10.29	7.27
Subject 4	9.17	14.27	12.75	10.44	13.11	10.61
Subject 5	14.04	11.14	9.99	15.10	8.36	17.68
Subject 6	7.44	8.24	6.03	6.05	8.02	6.79
Subject 7	10.31	18.95	9.81	10.90	14.17	10.49
Subject 8	7.74	10.54	10.46	11.00	13.97	6.49
Subject 9	8.35	10.61	6.28	9.15	16.54	15.02
Subject 10	6.91	14.65	12.17	9.35	13.55	10.91
Subject 11	14.29	20.52	23.55	13.02	23.35	10.88
Subject 12	7.69	25.60	15.90	9.74	23.94	21.77
<b>Mean</b>	<b>9.42</b>	<b>13.65</b>	<b>10.98</b>	<b>10.55</b>	<b>13.92</b>	<b>11.80</b>
<b>Standard deviation</b>	<b>2.45</b>	<b>5.57</b>	<b>4.84</b>	<b>2.44</b>	<b>5.17</b>	<b>4.55</b>

데 이는 정상 및 불균형 상태에서 실시한 보행 간 허리 앞·뒤 기울임에 대한 변화의 폭이 가장 크기 때문으로 볼 수 있다.

허리 좌·우측 기울임에 대한 DTW 최소 거리 산출 결과는 피험자 2번 5.17%, 7번 5.47%, 9번 7.58%로 평균값 3.54% 대비 다소 높게 나타나 다른 피험자 인원에 비해 유사도가 떨어지는 양상을 보였다. 이를 제외한 나머지 피험자들은 평균값 범위에서 큰 차이 없이 일정한 움직임의 양상을 보이는 것으로 분석 결과 나타났다.

표 3은 정상 보행과 불균형 보행 시 측정된 좌·우측 허벅지에 대해 각각 파라미터의 유사도 양상을 비교하여 산출한 평균값의 결과를 나타낸다. 좌측 허벅지 좌·우측 회전 기울임 대해 산출한 DTW 최소 거리의 전체 평균값은 10.89%, 앞·뒤 움직임 19.91%, 좌·우측 기울임 9.38%로 각각 나타났다. 각 피험자별 좌·우측 회전에 대한 결과값을 살펴보면 피험자 4번 19.41%, 5번 34.02%, 11번 11.71%로 평균값 10.89% 비해 다소 높은 수치를 나타냈으며, 앞·뒤 움직임에 대한 결과에서는 피험자 4번 53.96%, 9번 25.81%, 10번 53.53%로 평균값 19.9% 대비 높은 수치를 나타냈다. 좌·우측 기울임에 대한 결과 값은 피험자 1번 13.93%, 7번 15.7%, 10번 24.22%로 평균값 9.38%대비 높은 수치를 나타내 해당 부위에 대해 정상보행과 근피로 유발 후 불균형 보행 간 유사도는 낮은 것을 알 수 있다.

우측 허벅지에 대해 산출한 DTW 최소거리 산출에 대한 전체 평균을 살펴보면, 좌·우측 회전 기울임 7.38%,

앞·뒤 움직임 18.12%, 좌·우측 기울임 12.28%로 각각 나타났다. 각 피험자별 좌·우측 회전 움직임에 대한 결과 값을 살펴보면 피험자 7번 9.45%, 10번 8.35%, 11번 10.05%로 평균값 7.38% 비해 다소 높은 수치를 나타냈으며, 앞·뒤 움직임에 대한 결과에서는 피험자 3번 20.55%, 9번 27.53%, 10번 53.86%로 평균값 18.12% 대비 높은 수치를 나타냈다. 좌·우측 기울임에 대한 결과 값은 피험자 3번 24.35%, 6번 37.66%, 10번 15.9%로 평균값 12.28%대비 높은 수치를 나타내 각 인원별 해당 부위에서 정상보행과 근피로 유발 후 불균형 보행 간 유사도는 낮은 것을 알 수 있다.

표 4는 정상 보행과 불균형 보행 시 측정된 좌·우측 발등에 대해 각각 파라미터의 유사도 양상을 비교하여 산출한 평균값의 결과를 나타낸다. 좌측 발등 좌·우측 회전 기울임 대해 산출한 DTW 최소 거리의 전체 평균값은 9.42%, 상·하 기울임 13.65%, 좌·우측 기울임 10.98%로 각각 나타났다. 각 피험자별 좌·우측 회전에 대한 결과 값을 살펴보면 피험자 3번 10.37%, 5번 14.04%, 7번 10.31%, 11번 14.29%로 평균값 9.42% 비해 소폭 상승하거나 피험자 5번, 11번과 같이 높은 수치를 나타냈다. 상·하 기울임에 대한 결과에서는 피험자 4번 14.27%, 7번 18.95%, 11번 20.52%, 12번 25.6%로 평균값 13.65% 대비 높은 수치를 나타냈다. 좌·우측 기울임에 대한 결과 값은 피험자 4번 12.75%, 10번 12.17%, 11번 23.55%, 12번 15.9%로 평균값 10.98%대비 소폭 높은 수치를 나타냈으며, 해당 부위에 대해 정상보행과



근피로 유발 후 불균형 보행 간 유사도는 낮은 것을 알 수 있다. 우측 발등에 대해 산출한 DTW 최소거리 산출에 대한 전체 평균을 살펴보면, 좌·우측 회전 기울임 10.55%, 상·하 기울임 13.92%, 좌·우측 기울임 11.80%로 각각 나타났다. 각 피험자별 좌·우측 회전 기울임에 대한 결과 값을 살펴보면 피험자 1번 13.71%, 5번 15.1%, 11번 13.02%로 3명의 피험자는 평균값 10.55% 비해 다소 높은 수치를 나타내 유사도가 떨어지는 양상을 보였다. 상·하 기울임에 대한 결과에서는 피험자 11번 23.35%, 12번 23.94%로 평균값 13.92% 대비 높은 수치를 나타냈다. 좌·우측 기울임에 대한 결과 값은 피험자 1번 13.55%, 5번 17.68%, 9번 15.02%, 12번 21.77%로 평균값 11.80% 대비 높은 수치를 나타냈다. 각 인원별 해당 부위에서 정상보행과 근피로 유발 후 불균형 보행 간 유사도는 낮은 것을 알 수 있다. 각 동일 피험자의 좌·우측 발등에서 유사도 양상의 변화가 일괄적이지 않게 나타나는데 이는 보행 시 발을 들어 올려 전방으로 이동키시며 내 딛는 과정에서의 움직임 양상이 허리, 좌·우측 허벅지 부위 움직임 보다 크고 불규칙하기 때문인 것으로 사료된다.

제안한 보행상태 측정 장비는 기존 보행분석 방법에서 나타난 다수의 제한점에 착안하여, 비교적 적은 비용과 측정시간의 단축, 측정자와 사용자의 편의성을 제공하는 데 중점을 두었다. 실험에 있어, 다수의 센서와 측정 장비를 착용한 상태에서의 보행이 다소 부자연스러운 보행일 수 있으나, 실제 실험 진행에 있어 참여한 피험자 모두 보행 간 장비에 대한 착용감, 기타 불편사항 등 전반적인 사항에 있어 별다른 특이사항은 발생하지 않았다. 실험에서는 실제 이상 보행이나 장애가 있는 환자를 대상으로 한 별도의 보행 불균형 측정 실험은 진행하지 않았다. 이를 대체하기 위해 정상 보행이 가능한 피험자들을 대상으로 사전, 인위적 근피로 유발 운동을 통한 보행 불균형의 상태를 조성, 정상보행과 불균형 보행의 판별 가능성을 확인하였다. 실험 수행 간 피험자 개개인별 근육의 양, 지구력, 기초 체력 등 신체 조건이 모두 다르므로 일부 인원의 경우는 체력 저하에 따른 어려움을 호소하는 인원도 다수 발생 했다. 연구에 있어 실험 대상자를 남성으로 한정 지은 점도 이러한 제한적 애로사항 및 통상 여성의 경우 남성보다 자체 근육량, 체력 적의 차이로 인해 실험 진행의 어려움이 발생 되는 이유에서이다.

본 논문의 연구 결과를 통해, 평상시 일상적으로 걷는 정상 보행의 경우 육안상 같은 패턴으로 항상 보행

하고 있는 것처럼 보이지만 해당 관성센서를 통한 유사도분석 결과 실제 정상 보행 간 일정한 패턴의 움직임으로 보행을 하는 것은 아니었다. 불균형 상태에서의 보행도 마찬가지로 일정한 보행 양상을 보이지는 않았으며, 측정 부위별 분석결과를 살펴보면 유사도가 더 감소하는 양상을 확인할 수 있었다. 이 같은 결과는 보행의 입각기와 유각기시 각 신전과 굴곡을 통한 반복적 움직임 양상이 항상 일정하지 않다는 것을 의미한다고 볼 수 있으며, 각각의 정상보행과 불균형 보행의 경우에서도 같은 맥락이라고 볼 수 있다. 피험자 대다수 인원에게서 공통으로 유사도가 떨어지는 부위가 나타났으며, 부위별 유사도의 감소양상은 개인별 모두 다르게 나타났다. 개개인별 보행 습관 패턴에 있어 발끝이 바깥쪽을 향하며 걷는 팔자걸음, 이와 반대로 발끝이 안쪽을 향해있는 안짱걸음, 무계중심이 앞으로 모여 있는 까치걸음 걸이와 같은 개인별 보행 특성이 저마다 각기 다르며, 여러 내·외부적인 요인들에 의해 미치는 양상이 다르기 때문으로 사료된다.

## V. 결 론

### 5.1 결론

본 논문에서는 하지 보행 불균형 상태에 따른 개인별 보행 특성분석을 위해 자체 제작한 고관절 및 슬관절 각도 측정 장치와 SI 불균형 판단 지표를 활용한 보행 불균형 판단 방법 그리고 DTW 유사도 분석 알고리즘을 통해 개인별 보행 간 유사도 분석 방법을 제안하였다.

실험에 참여한 12명의 피험자에 대해 자체 개발한 측정 장비로부터 부위별 각도 데이터를 취득하였으며, 보행 불균형 상태 조성을 위해 실시한 근피로 유발운동 후에는 근전도 중앙주파수 값 천이를 통해 발생 여부를 확인하였다. 정상보행 및 근피로 유발 후 불균형 상태 보행에서 취득한 좌·우측 고관절, 슬관절 각도 데이터는 불균형 판단 지표인 SI 지표를 활용하여 정상 및 불균형 보행 상태 여부를 판별하였다.

피험자별 분석 결과에서 나타난 것과 같이 측정 부위별 특정 파라미터 값에서 유사도가 모두 떨어지는 것을 확인할 수 있었으며 특히, 정상보행과 불균형 보행 간 많은 움직임이 발생하는 부위의 유사도가 현저하게 낮다는 것을 확인할 수 있었다. 측정된 고관절, 슬관절의 각도 데이터와 SI 지표를 활용한 보행 불균형 판단 방법을 통해 개인별 정상 보행 및 불균형 보행의 판단이 가능하였다. 또한, DTW 유사도 알고리즘을 적용해 개

발한 분석 시스템을 통해 개인별 보행특성의 유사도 분석이 가능했다. 간소화된 측정 장비와 분석 방법을 통해 기존대비 개인별 보행 상태의 진단 및 판단에 효과적인 사용이 될 수 있을 것으로 기대해 본다.

## REFERENCES

- [1] Andriacchi TP, Andersson GB, Fermier RW, et al. "A study of lower-limb mechanics during stair-climbing," *J Bone Joint Surg Am.* vol. 62, no. 5, pp. 749-757, 1980.
- [2] Perry J. *Gait Analysis : Normal and pathological function.* New Jersey, Slack Inc. pp. 3-47, 1992.
- [3] Nigg, B. M., *Biomchanics of Rurring Shoe* Champaign. IL : Human Kinetics, 1986.
- [4] Snijders AH, Van De Warrenburg BP, Giladi N, Bloem BR. "Neurological gait disorders in elderly people: clinical approach and classification," *The Lancet Neurology.* vol. 6, no. 1, pp. 63-74, 2007.
- [5] Sudarsky L. "Gait disorders: prevalence, morbidity, and etiology," *Advances in Neurology.* vol. 87, pp. 111-117, 2001.
- [6] Ahn JC, Koo JW and Ihn JC. "Gait analysis after total hip replacement," *J Korean Orthop Assoc.* vol. 27, pp. 1194-1202, 1992.
- [7] Chung CY, Seong SC, Lee MC, Moon YW, Kim TG and Lim ST, "Gait analysis after total knee arthroplasty," *J Korean Orthop Assoc.* vol. 32, no. 5, pp. 1290-1301, 1997.
- [8] Kim YM, Chung CY, Kim HJ, Ahn JH and Park MJ, "Gait analysis of the patients with unilateral avascular necrosis of the femoral head," *J Korean Orthop Assoc.* vol. 8, pp. 109-122, 1996.
- [9] Lee SH, Kim MY, Chang JS, Kim KY, Yoo JY and Ha SB. "Gait analysis in patients with unilateral hip ankylosis," *J Korean Orthop Assoc.* vol. 11, pp. 215-222, 1999.
- [10] Johnson, J. E., Kidder S. M., Abuzzahab F. S., et al. "Three-dimensional Motion Analysis of the Adult Foot and Ankle," *Human Motion Analysis*, IEEE Press, New York, NY, 1996.
- [11] Boo-Hwan Lee, et al., "A Study on the Rehabilitation Training Induction Scheme for Improving the Gait Efficiency of Lower-Limb Amputee," *The Institute of Electronics and Information Engineers*, pp. 1061-1064, 2016.
- [12] Mi-Ran Lee, Jae-Hwan Ryu, Sang-Ho Kim, and Deok-Hwan Kim., "Gait Phase Recognition based on EMG Signal for Stairs Ascending and Stairs Descending," *Journal of The Institute of Electronics and Information Engineers*, vol. 52, no. 3, March 2015.
- [13] J. R. Perttinen, E. Anttila, J. Sodergard, J. Merikanto, and P. V. Komi, "Gait asymmetry in patients with limb length discrepancy," *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports.* vol. 14, no. 1, pp. 49-56, 2004.
- [14] L. D. Alexander, S. E. Balck, K. K. Patterson, F. Gao, C. J. Dadells, and W. E. McIlroy, "Association Between Gait Asymmetry and Brain Lesion Location in Stroke Patients," *Stroke.* vol. 40, no. 2, pp. 537-544, 2009.
- [15] T. Karaharju-Huisman, S. Taylor, R. Begg, J. Cai, and R. Best, "Gait Symmetry Quantification During Treadmill Walking," *Seventh Australian and New Zealand Intelligent Information Systems Conference*, Perth, Western Australia. vol. 18, no. 21, pp. 203-206, Nov, 2001.
- [16] L. D. Alexander, S. E. Balck, K. K. Patterson, F. Gao, C. J. Dadells, and W. E. McIlroy, "Association Between Gait Asymmetry and Brain Lesion Location in Stroke Patients," *Stroke.* vol. 40, no. 2, pp. 537-544, 2009.
- [17] K. K. Patterson, I. Paraflanowicz, C. J. Danells, V. Closson, M. C. Verrier, W. R. Staines, S. E. Black, W. E. McIlroy, "Gait asymmetry in community - ambulating stroke survivors," *Arch Phys Med Rehabil.* vol. 89, no. 2, pp. 304-310, 2008.
- [18] Minseok Jang, Seongbae Kong, Rakkyung Ko, Ju Young Chong, Sung-Kwan Joo, "Preliminary Study on Appliance Load Disaggregation Using Dynamic Time Warping Method," *The Korean Institute of Electrical Engineers.* pp. 45-46, 2015.
- [19] Seok-Woo Jang, Moon-Haeng Huh, Gey-Young Kim, "Effective HandwritingVerificationthrough DTW and PCA," *Journal of the Korea Society of Computer and Information.* vol. 14, no. 7, pp. 25-32, Jul 2009.
- [20] Jungik Cho, Yillbyung Lee, "Adult Contents Filtering using Voice Information and DTW," *Korean Institute of Intelligent Systems.* vol. 18, no. 1, pp. 432-434, April 2008.
- [21] Keogh, E. J., & Pazzani, M. J. "Scaling up dynamic time warping to massive dataset," *European Conference on Principles of Data Mining and Knowledge Discovery.* Springer Berlin Heidelberg. pp. 1-11, 1999.
- [22] Rita M. Kiss, "Comparison between kinematic and ground reaction force techniques for determining gait events during treadmill walking at different walking speeds," *Medical Engineering & Physics.* vol. 32, no. 6, pp. 662-667, 2010.

저 자 소 개



조 우 형(학생회원)  
2015년 경기과학기술대학교 전기제  
어공학과 학사 졸업.  
2017년 인하대학교 전자공학과 석  
사 졸업.  
2017년~현재 인하대학교 전자공학  
과 박사 과정.

<주관심분야: Bio-Signal Processing, Motion  
Detection, Gait Analysis>



김 연 옥(학생회원)  
2016년 경기과학기술대학교 기계자  
동학과 학사 졸업.  
2016년 인하대학교 전자공학과 석사  
과정.  
<주관심분야: Embedded System,  
Bio-Signal Processing>



권 장 우(정회원)  
1990년 인하대학교 전자공학과 학사  
졸업.  
1992년 인하대학교 전자공학과 석사  
졸업.  
1996년 인하대학교 전자공학과 박사  
졸업.

2006년~현재 인하대학교 컴퓨터공학과 교수.  
<주관심분야: Human-Computer Interaction, Signal  
Processing, Intelligent System>



이 상 민(평생회원)  
1987년 인하대학교 전자공학과 학사  
졸업.  
1989년 인하대학교 전자공학과 석사  
졸업.  
2000년 인하대학교 전자공학과 박사  
졸업.

2006년~현재 인하대학교 전자공학과 교수.  
<주관심분야: Bio-Signal Processing, Psycho-Acoustic,  
Brain-Machine Interface>