

대퇴부 위치 기반 효과적인 보행 불균형 측정 방법

Effective Gait Imbalance Judgment Method based on Thigh Location

김 서 준* · 김 유 현* · 심 현 민* · 이 상 민*
(Seojun Kim · Yoohyun Kim · Hyeonmin Shim · Sangmin Lee)

Abstract - In this paper, the angle of the thighs that appear during walking condition to balance estimation to the left and right leg was occurred during normal walking. Get over to the limitations of gait analysis using image processing or foot pressure that was used a lot in the previous, the angle of the thigh were used for estimation of asymmetric gait. We implemented healthy five adult male to test targeting and gait and obtained cycle data from 10 times. For this research, Thigh-Angle measurement device were developed, and attached to in a position of 20° for flexion and 15° for extension to measure the angle of the thigh. Also, in order to verify the reliability of estimation of asymmetric gait using thigh-angle, it was compared with the result of asymmetric gait estimation using foot pressure. The results of this paper, using the thigh angle is the average of 16.84% higher than using pressure to accuracy of determine the gait imbalance.

Key Words : Gait imbalance, Angle of the thighs, Feet pressure, Gait analysis

1. 서 론

오늘날 공학 분야의 기술이 발달하고 인간의 삶의 질 향상에 대한 욕구와 관심이 증대 되고 있어[1] 인간의 가장 기본적인 활동인 보행에 대한 많은 연구가 이루어지고 있다. 보행은 인간이 활동하는데 중요한 요소이며 어린 아이부터 노인까지 매우 다양한 형태로 나타난다. 더욱이 특정한 질환에 의해 보행이 제한 받을 경우 더욱 다양한 형태의 보행으로 나타난다. 의료 기술이 발달하고 인간의 수명이 길어짐에 따라 뇌졸중 등으로 인한 노인성 편마비 환자들이 증가하고, 스포츠 선수들의 부상, 또는 여러 사고들로 인해 보행에 불편함을 겪는 환자들이 많아지고 있다. 또한 소아마비 등으로 인해 보행에 어려움을 겪는 환자들이 많이 있다. 환자들의 보행을 보완하기 위해 보행 분석 및 재활 분야에 많은 연구가 진행됨에도 불구하고 보행 연구에 대한 많은 부분이 아직 많이 남아 있다. 이러한 보행의 다양성 및 필요성에 의하여 보행 분석 및 재활을 위해 많은 연구가 진행되고 있다. Devita는 십자인대에 이상이 있는 환자들을 대상으로 보행 시 나타나는 근육의 차이를 측정하였으며[2], Griffin은 반신 마비 환자의 걸음을 관찰하여 불균형의 특징을 확인하였다[3]. Titianova는 반신 마비 환자를 피 실험자로 선정하여 실험을 하였으며, 보행의 속도에 따른 비정상 다리와 정상다리의 진자운동의 비대칭을 통하여 보행의 불균형을 판단하였다[4]. 그 밖에 무릎의 각도나 보폭, 관절 운동의 범위 등을 사용하여 보행의 불균형을 판단하고 있으며 카메라를 이용한 영상처리 방법도 사용 되고 있다[5-6]. 하

지만 보행 분석을 위한 영상처리 방법을 위해서는 다수의 카메라가 필요하며, 이를 설치하기에는 많은 어려움이 있다. 카메라를 설치하기 위한 공간적 제약이 있으며, 장소에 따른 실험의 제약이 많은 어려움이 존재한다. 또한 주로 사용되는 지상반력을 이용한 실험에서는 발바닥의 압력을 측정하기 위한 고가의 압력판이 필요할 뿐 아니라 공간적 제약의 단점이 존재한다.

2. 제안한 보행 비대칭 측정 방법

본 논문에서는 공간적 제약으로부터 자유롭고 설치 및 분석이 비교적 간단한 좌우 보행 불균형 판단 방법을 제안 한다. 압력센서를 이용한 발바닥과 지면과의 접촉 상태와 허벅지 각도 측정 장치를 사용하여 보행 시 발생하는 허벅지의 각도 변화를 측정하여 보행 불균형을 판단하였다. 신체 건강하고 보행에 무리가 없는 건강한 20대 남성 5명을 대상으로 실험을 진행 하였으며, 보행 불균형 조건을 만들기 위하여 한쪽 다리에 7cm의 굵을 착용하여 다리 길이를 상대적으로 다르게 하였다. 피 실험자는 실험을 위하여 그림 1과 같이 압력센서를 발바닥에 부착하고, 허벅지 각도 측정기를 착용한다. 먼저 불균형 조건을 적용하지 않은 상태의 정상 보행을 실시하여 보행 시 발생하는 신호를 측정 하였고, 불균형 조건을 적용한 상태에서 비대칭적인 불균형 보행에 대한 신호를 측정하였다. 측정된 신호로부터 보행 주기에서 입각기와 유각기가 가지는 시간 비증을 분석하고 허벅지 각도 측정기를 통하여 보행 시 발생하는 대퇴부의 굴곡과 신전이 보행 주기에서 차지하는 시간 비증을 분석하여 불균형을 판단하는 지표인 *SI*(symmetry index)에 취득한 신호를 적용 하여 보행의 불균형을 판단한다.

본 논문에서는 신체 건강하고 보행에 무리가 없는 건강한 20대 남성 5명을 대상으로 허벅지의 각도를 이용하기 위하

* Corresponding Author : Dept. of Electronic Engineering,
Inha University, Korea
E-mail : Sanglee@inha.ac.kr

* Dept. of Electronic Engineering, Inha University, Korea
Received : February 7, 2013; Accepted : March 4, 2014

여 그림 1과 같이 허벅지 각도 측정기기를 부착하였다. 허벅지 각도 측정기는 신체에 고정시킬 수 있는 허리띠를 포함하고 있으며, 허벅지의 각도를 측정하는 적외선 센서가 부착된 판자가 포함되어 있다. 허벅지 각도 측정기를 측면에서 보았을 때 'T'자 형태로 구성될 수 있으며, 허리띠와 수직으로 연결된 지지대는 지면을 향하게 된다. 허벅지 각도 측정기기의 유동성을 줄이기 위해 허리띠는 이중으로 구성하였고, 지면을 향하는 지지대에는 적외선 센서를 부착하기 위한 판자가 달려 있으며, 허벅지의 각도를 측정하고자 하는 위치에 적외선 센서를 부착시킨다. 보행 시 적외선 센서가 부착된 위치에 허벅지가 지나가게 되면 신호가 취득이 되어 보행과 관련된 각도에 대한 신호를 취득할 수 있다. 일반적으로, 보행 시 나타나는 허벅지의 최대 굴곡 각도는 25°이고 최대 신전 각도는 20°이다. 따라서 본 실험에서는 최대 굴곡 각도와 신전 각도에 적외선 센서를 부착하게 되면 신호의 취득이 용이하지 않으므로 20°의 굴곡 각도와 15°의 신전 각도에 적외선 센서를 위치하였다. 지면을 향하는 지지대의 꼭짓점은 고관절에 위치시켜 보행 시 나타나는 허벅지의 각도 측정에 있어 발생하는 오차를 줄이도록 하였다.

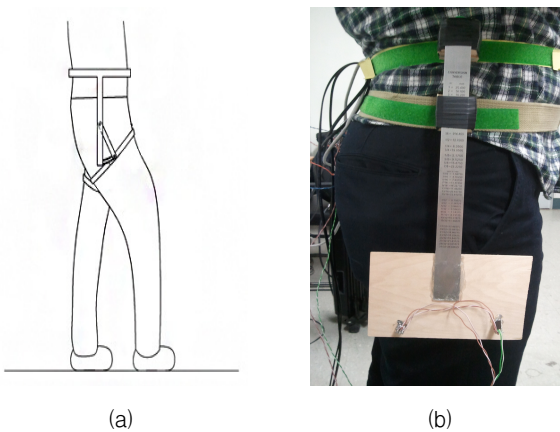


그림 1 허벅지 각도 측정기기
(a) 개요도, (b) 실제 착용 사진
Fig. 1 Thigh-Angle measurement device
(a) Synoptic map, (b) The picture of wearing device

본 논문에서는 보행 시 발생하는 불균형을 정량화하기 위하여 보행 불균형 지표를 사용하였다. 보행 불균형을 정량화 하는 지표로 *SI*(symmetry index), *TSR*(temporal symmetry ratio), R_1 (ratio1), R_2 (ratio2) 등이 쓰인다[7-10]. *SI*는 양 하지로부터 얻은 데이터의 평균대비 두 다리의 데이터차를 나타낸 값이고, *TSR*은 양 하지의 입각기와 유각기의 비를 이용한 지표이다. R_1 은 양 하지의 데이터의 비를 나타내며, R_2 는 양 하지 데이터의 최댓값 대비 양 하지 데이터의 차를 나타낸 값이다. 각 지표를 나타내는 식은 다음과 같다.

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

$$TSR = \frac{\frac{T_{R,swing}}{T_{R,stance}}}{\frac{T_{L,swing}}{T_{L,stance}}} \quad (2)$$

$$R_1 = \frac{X_R}{X_L} \quad (3)$$

$$R_2 = \frac{X_L - X_R}{\max(X_L, X_R)} \times 100\% \quad (4)$$

여기서 X_L 은 왼쪽 다리로부터 얻은 신호이고, X_R 은 오른쪽 다리로부터 얻은 신호를 나타낸다. 또한, $T_{L,stance}$ 는 왼쪽 다리의 입각기 시간, $T_{L,swing}$ 는 왼쪽 다리의 유각기 시간을 나타내며, $T_{R,stance}$, $T_{R,swing}$ 은 각각 오른쪽 다리의 입각기 시간과 유각기 시간을 나타낸다. 본 실험에서는 *SI*를 이용하여 좌우 불균형을 판단하였으며, 발바닥 압력 신호를 사용하여 입각기의 시간을 이용한 불균형 판단과 허벅지 각도 측정기기를 사용하여 일정 각도 이상의 상태를 유지하는 시간을 이용한 불균형 판단을 실시하였다.

3. 실험 및 결과

3.1 실험 방법

본 논문에서는 신체 건강하고 보행에 무리가 없는 건강한 20대 남성 5명을 대상으로 실험을 실시하였다. 각 피 실험자는 개발된 허벅지 측정기기를 착용하고 발바닥에 압력 센서를 부착한 뒤 실험을 진행하였다. 공간적 제약을 감소시키기 위하여 트레드밀 위에서 실험을 진행하였으며 보행속도는 4km/s로 일정한 걸음을 유지하였다. 허벅지의 굴곡 각도와 신전 각도에 해당하는 위치에 적외선 센서가 부착되어 있고, 보행 시 허벅지가 해당 센서를 지나가게 되면서 신호를 측정하게 된다. 또한 발바닥에 부착된 압력 센서를 통하여 보행 시 보행 주기의 시작점과 끝점을 알 수 있으며, 지면과의 접촉 유무를 통하여 입각기와 유각기를 구분 지을 수 있는 신호를 검출 한다. 각 측정된 신호를 바탕으로 보행 주기 대비 입각기와 유각기의 시간 비중을 산출 할 수 있으며, 허벅지가 일정 각도를 지나는데 걸리는 시간과 지정된 각도를 유지하는데 걸리는 시간을 계산하여 좌우의 보행 불균형을 판단 할 수 있다. 각 실험자는 총 1분의 보행을 실시하였으며, 총 10번의 실험을 반복 진행 하였다. 측정된 보행 주기는 각 보행 주기마다 시간이 다르기 때문에 정확한 비교를 위하여 보행주기의 시간을 1.5sec(1500 sample)로 정규화 시켜 분석하였다. 각 피 실험자는 먼저 정상보행을 실시하여 정상 보행 데이터를 취득하고, 좌우 불균형을 임의로 만들기 위하여 오른쪽 발에 7cm의 굽을 추가 착용하여 같은 실험 조건으로 보행 데이터를 취득하였다. 측정된 신호는 *SI*를 사용하여 불균형 판단을 하였으며, 기존 연구에 많이 사용된 압력 신호를 사용한 불균형 판단과 제안한 허벅지 각도 측정기를 사용한 불균형 판단 방법을 비교하여 보행 불균형 판단의 신뢰성을 확인하였다.

3.2 보행 신호 측정기기 및 신호처리

본 논문에서는 크게 발바닥과 지면과의 접촉 유무, 그리고 허벅지의 굴곡과 신전의 각도를 통하여 보행을 분석한다. 그림 2와 같이 발바닥과 지면과의 접촉 유무를 확인하기 위하여 신발의 바닥에 압력센서를 부착하였으며, 허벅지의 각도를 측정하기 위하여 허벅지 각도 측정기를 허리에 부착하였다. 부착된 허벅지 각도 측정기로부터 신호를 획득하여 PC에서 신호의 취합과 처리를 하기 위해 BIOPACK사의 UIM100C 장비를 사용하였다. 보행의 단계 분석에서 중요한 요소인 발꿈치와 뒤꿈치의 닿기와 떨어짐을 확인하기 위하여 BIOPACK사의 TSD111A 센서를 사용하였고, 압력 센서로부터 입력을 받고 PC에서의 신호처리를 위하여 BIOPACK사의 HLT100C를 사용하였다. 허벅지와 발바닥에서 측정된 신호를 신호처리를 용이하게 하기 위하여 신호를 증폭하였으며, 1kHz로 샘플링 되어 PC로 전송하였다. PC로 입력 받은 생체 신호를 분석하기 위하여 Acqknowledge 4.2를 사용하였다.

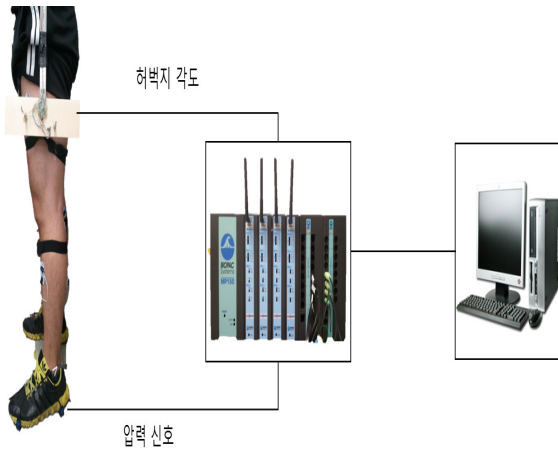


그림 2 보행 신호 측정기기
Fig. 2 Gait signal measurement device

허벅지의 적외선 센서로부터 입력되는 신호는 0V, 5V의 ON/OFF 신호로써 미세한 잡음을 제거하기 위하여 그림 3과 같이 2V이하의 값은 0으로, 2V이상의 값은 1로 Threshold를 설정하여 분석하였다. 발바닥의 압력 센서로부터 입력되는 신호는 0V의 V_{min} 값과 1V의 V_{max} 값을 가진다. 발바닥의 압력 신호로부터 보행 주기의 시작을 판단하는데 본 실험에서는 압력 센서의 값이 30%이상일 때 보행주기가 시작한다고 정의 하였다. 따라서 본 실험에서 압력 센서로부터 얻은 신호는 0.3V이하의 값은 0으로, 0.3V이상의 값은 1로 수렴하여 허벅지 각도 신호와 마찬가지로 0과 1의 신호로 Threshold를 설정하여 분석하였다.

3.3 실험 결과

본 논문에서는 보행 시 발생하는 허벅지의 각도, 발바닥의 압력을 측정하고 이를 분석하여 보행 시 좌우측 다리의 불균형을 판단하는 연구를 진행 하였다. 오른 발의 뒤꿈치

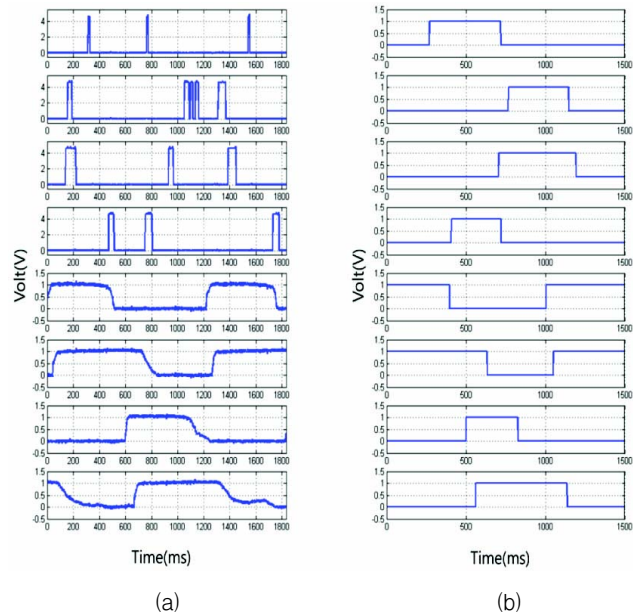


그림 3 보행 신호
(a) 처리 전 보행 신호, (b) 처리 후 보행 신호

Fig. 3 Gait signal
(a) Gait signals of non-processing,
(b) Gait signals of processing

표 1 보행 불균형 판단 성공여부
Table 1 Gait imbalance judgement results

| 판단 방법 | 정상 보행 | | 불균형 보행 | |
|--------|--------|--------|--------|--------|
| | 발바닥 압력 | 허벅지 각도 | 발바닥 압력 | 허벅지 각도 |
| 피 실험자1 | O | O | X | O |
| 피 실험자2 | O | O | O | O |
| 피 실험자3 | O | X | X | X |
| 피 실험자4 | O | X | X | X |
| 피 실험자5 | O | X | X | X |

가 지면에 닿기를 시작으로 하여 같은 발이 또 다시 지면에 닿기까지를 한 보행주기로 정의 하였으며, 기준에 많이 사용되었던 발바닥의 압력 신호를 이용한 보행 불균형 판단과 본 논문에서 사용한 허벅지 각도를 이용한 불균형 판단과 유사한 정도를 확인 하였다. 불균형 판단을 위한 지표로 SI를 사용하였으며, 표 1은 SI의 판단 기준으로 선정하고 $SI > 10\%$ 를 성공적인 판단이라고 하였을 때 각 피 실험자별 보행의 불균형 판단의 성공여부를 나타낸다. 정상적인 보행을 먼저 실시 한 후 얻어진 SI 지표와 한쪽에만 7cm의 굽을 신어 임의로 불균형을 만들어 보행을 실시 한 후에 얻어진 SI 지표를 비교하여 불균형 상황에서 기존의 압력을 이용한 불균형 판단 방법과 제한한 적외선을 이용한 허벅지 각도 측정방법을 비교하여 보행 불균형 판단의 성공여부를 판단하였다. 피 실험자 1과 피 실험자 2는 허벅지 각도를 이용하여 보행의 불균형을 판단하였을 시 비교적 높은 정확

도로 보행의 불균형을 판단 할 수 있었다. 발바닥 압력 신호로는 알 수 없었던 불균형 보행을 허벅지 각도를 사용하여 분석할 수 있었다. 이는 허벅지 각도를 이용한 불균형 판단이 높은 신뢰성을 가질 수 있다는 것을 나타내며, 발바닥 압력 신호만으로는 판별 할 수 없었던 보행의 불균형을 허벅지 각도를 사용하여 판별 할 수 있다는 것을 나타낸다. 표 2는 전체 피 실험자의 10보 보행의 평균 SI를 나타낸다.

표 2 10보 보행의 평균 SI
Table 2 Average of SI by 10 gait

| | 정상 보행 | | 불균형 보행 | |
|--------|--------|--------|--------|--------|
| | 발바닥 압력 | 허벅지 각도 | 발바닥 압력 | 허벅지 각도 |
| 피 실험자1 | 5.20% | 6.73% | 4.27% | 21.26% |
| 피 실험자2 | 4.02% | 9.28% | 34.25% | 31.95% |
| 피 실험자3 | 2.66% | 26.67% | 4.35% | 20.10% |
| 피 실험자4 | 2.43% | 13.68% | 5.06% | 45.62% |
| 피 실험자5 | 1.77% | 24.25% | 8.36% | 41.24% |
| 평균 | 3.22% | 16.12% | 11.26% | 32.03% |

피 실험자 3, 4, 5의 경우 발바닥의 압력센서를 이용한 보행의 불균형 판단에서 정상 보행의 경우 피 실험자 3, 4, 5 모두 정상보행으로 판별하였으나 허벅지 각도를 이용한 보행의 불균형 판단에서는 피 실험자 3과 피 실험자 5는 단 하나의 보만이 정상보행으로 판별하였고, 피 실험자 4는 두 보가 정상 보행으로 판별 되었다. 불균형 보행의 경우 발바닥 압력을 이용한 보행 불균형 판단보다 허벅지를 이용한 보행 불균형 판단이 2보를 제외한 나머지 8보가 불균형 보행으로 판단함으로 대체로 80%가 넘는 정확도를 보였다. 평균 적으로 보았을 때 피 실험자의 보행 불균형 판단 SI 지수가 발바닥 압력을 이용한 불균형 판단 보다 허벅지 각도를 이용한 불균형 판단이 월등히 높다는 것을 알 수 있다. 이는 그림 4와 같이 허벅지를 이용한 보행의 불균형 판단이 높은 신뢰를 가진다는 것을 보인다.

SI지표를 통한 보행 불균형 판단 결과

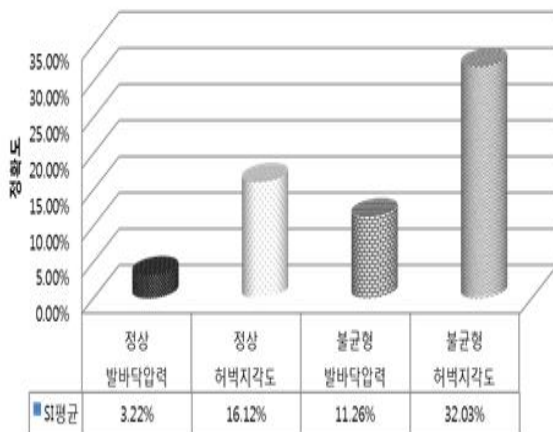


그림 4 SI 지표를 통한 보행 불균형 판단 결과
Fig. 4 The result of gait imbalance judgement by SI

4. 결 론

본 논문에서는 보행 불균형 판단을 위하여 분석 방법으로 기존에 많이 사용되고 있는 영상처리 방법이 아닌 허벅지의 각도와 발바닥 압력 센서를 이용한 보행 분석 시스템을 사용 하였다. 허벅지 각도 등을 이용한 본 논문은 비교적 공간적인 제한도 적을 뿐 아니라 비용 측면에서도 여러 가지 장점을 나타낸다.

발바닥의 압력 센서를 이용하여 다리 길이의 차이에 따라 입각기와 유각기가 보행주기에서 차지하는 시간의 비중이 다르다는 것을 확인 하였으며, 불균형 보행 시 보행 주기에 대한 양 하지의 입각기의 비율이 피 실험자 1은 1.9%, 피 실험자 2는 5.89% 차이가 났다. 입각기와 유각기가 차지하는 비중이 다르다는 것은 그만큼 한 쪽 다리에 더 많은 체중의 부하가 생긴 다는 것을 위미 하며, 이는 보행의 비대칭으로 나타날 수 있다. 또한 다리의 길이의 차이에 따라 최대 굴곡, 신전까지 이르는 시간과 그 상태를 유지하는 시간도 차이를 보임을 알 수 있었다. 본 논문에서 사용한 허벅지 각도 측정기기는 직접 개발하고 제작한 것으로 정확한 수치를 나타내기에는 다소 무리가 있지만 개략적인 판단은 가능하였다. 영상 장비를 통한 보행의 특성을 파악하는 데에는 시간과 장소, 비용의 문제가 다르나 허벅지의 각도를 이용하는 것은 허리에 간단히 착용하는 것만으로 손쉽게 보행의 불균형을 판단 할 수 있으므로 추후 신뢰성과 정확성이 개선된다면 더욱 정확하게 보행의 불균형을 판단 할 수 있을 것이라고 기대 된다.

감사의 글

본 연구는 2010년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업(2010-0020163)과 미래창조과학부 및 정부통신산업진흥원의 IT융합 고급인력과정 지원사업(NIPA-2013-H0401-13-1006)의 연구결과로 수행되었으며, 관계부처에 감사드립니다.

References

[1] E. C. Jeong, S. H. Yu, S. M. Lee, and Y. R. Song, "A Gaussian Mixture Model Based Surface Electromyogram Pattern Classification Algorithm for Estimation of Wrist Motions," Journal of Biomedical Engineering Research, vol. 33, no. 3, pp. 65-71, 2012.

[2] P. Devita, D. Hong, and J. Hamill, "Effects of asymmetric load carrying on the biomechanics of walking," Journal of Biomechanics, vol. 24, no. 12, pp. 1119-1129, 1991.

[3] M. P. Griffin, S. J. Olney, and I. D. McBride, "Role of symmetry in gait performance of stroke subjects with hemiplegia," Gait Posture, vol. 3, no. 3, pp. 132-142, 1995.

[4] E. B. Titianova and I. M. Tarkka, "Asymmetry in

walking performance and postural sway in patients with chronic unilateral cerebral infraction,” Journal of Rehabilitation Research and Development, vol. 32, no. 3, pp. 236-244, 1995.

- [5] A. Barr, J. C. Andersen, and J. V. Danoff, “Symmetry of temporal spatial and kinematic events during gait,” Read at the Third Annual East Coast Gait Laboratory Conference, Bethesda, MD, 1987.
- [6] J. D. Chodera, “Analysis of gait from footprint,” Physiotherapy, vol. 60, no. 6, pp. 179-181, 1974.
- [7] H. Sadeghi, P. Allard, F. Prince, and H. Labelle, “Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review,” Gait and Posture, vol. 12, pp.34-45, 2000.
- [8] 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, pp. 49-56, 2004.
- [9] 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, 18-21 Nov. 2001. pp. 203-206.
- [10] 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, pp. 537-544, 2009.



심현민 (沈鉉珉)

2001년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업 (학사), 2003년 2월 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업 (석사), 2007년 2월 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업 (박사), 2012년 9월-현재 인하대학교 정보전자공동연구소 연구교수
 관심분야 : implantable rehabilitation, engineering, mobile robotics, embedded system design



이상민 (李相旻)

1987년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업 (학사), 1989년 2월 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업 (석사), 2000년 2월 인하대학교 대학원 전자공학졸업 (박사), 2006년 9월-현재 인하대학교 전자공학과 정교수
 관심분야 : Bio-Signal Processing, Psycho-Acoustic, Brain-Machine Interface

저 자 소 개



김서준 (金序俊)

2012년 2월 인하대학교 전자공학과 졸업 (학사), 2014년 2월 인하대학교 대학원 전자공학과 졸업 (석사)
 관심분야 : Bio-Signal Processing, Pattern Classification



김유현 (金有賢)

2013년 2월 인하대학교 생명공학과 졸업 (학사), 2013년 3월 인하대학교 대학원 전자공학과 석사과정
 관심분야 : Bio-Signal Processing, Neural Engineering