

증감부호기를 이용한 순간 대칭비 기반 보행 불균형 평가

김서준^{1,2} · 김유현^{1,2} · 심현민² · 윤광섭¹ · 이상민^{1,2}

¹인하대학교 전자공학과, ²인하대학교 정보전자공동연구소

Gait Imbalance Evaluation Algorithm based on Temporal Symmetry Ratio using Encoder

Seojun Kim^{1,2}, Yoohyun Kim^{1,2}, Hyeonmin Shim², Kwangsub Yoon¹ and Sangmin Lee^{1,2}

¹Department of Electronic Engineering, Inha University

²Institute for Information and Electronics Research, Inha University

(Manuscript received 26 December 2013; revised 11 February 2014; accepted 13 February 2014)

Abstract: In this paper, the gait imbalance evaluation algorithm based on temporal symmetry ratio using encoder is proposed. The device is attached to the hip joint in order to measure the angle during the normal gait. Using an angle data, the stance phase and swing phase was determined. And the value of TSR(temporal symmetry ratio) was calculated by stance phase and swing phase of gait cycle. For the comparative experiment, the conventional method of the foot pressure was measured at the same conditions. The results of statistical analysis, there was a significant difference ($p < 0.05$) when using encoder. The gait imbalance analysis using encoder is effective in determining the imbalance than using the existing method of pressure.

Key words: gait imbalance, temporal symmetry ratio(TSR), encoder, gait analysis

1. 서 론

오늘날 공학 분야의 기술이 발달하고 인간의 삶의 질 향상에 대한 요구와 관심이 증가하고 있어 인간의 가장 기본적인 활동인 보행에 관한 많은 연구가 이루어지고 있다[1,2]. 보행은 하지 관절과 근육의 지속적인 운동에 의하여 몸이 전방으로 중심이동 하는 행위를 의미한다. 보행은 인간이 활동하는데 중요한 요소이며 어린 아이부터 노인까지 매우 다양한 형태로 나타난다. 따라서 재활 및 다양한 형태의 보행 분석연구에 많은 관심과 연구가 진행되고 있다. Devita는 십자 인대에 이상이 있는 환자들을 대상으로 보행 시 나타

나는 근육의 차이를 측정하였으며[3], Griffin은 반신 마비 환자의 걸음을 관찰하여 불균형의 특징을 확인하였다[4]. Titianova는 반신 마비 환자를 피 실험자로 선정하여 실험을 하였으며, 보행의 속도에 따른 비정상다리와 정상다리의 진자운동의 비대칭을 통하여 보행의 불균형을 판단하였다[5]. 그 밖에 무릎의 각도나 보폭, 관절 운동의 범위 등을 사용하여 보행의 불균형을 판단하고 있으며 카메라를 이용한 영상처리 방법도 사용되고 있다[6,7]. 그러나 보행 분석을 위하여 영상처리를 사용하는 경우에는 다수의 적외선 카메라가 필요하며, 이를 설치하기에는 공간적 제약이 있다. 또한 지면반력을 이용한 실험에서는 발바닥의 압력을 측정하기 위한 고가의 압력 판이 필요할 뿐 아니라 특정 영역에서만 분석을 수행해야 한다는 단점이 존재한다.

따라서 본 논문에서는 기존 보행 불균형 평가 방법의 한계점을 극복하기 위하여 증감부호기를 이용한 보행 시 고관절 굴곡 각도를 측정할 수 있는 장치를 제작하여 공간적 제약으로부터 비교적 자유롭고 설치 및 분석이 비교적 간단한 좌우 보행 불균형 판단 방법을 제안한다.

Corresponding Author : Sangmin Lee
Department of Electronic Engineering, Inha University
TEL: +82-10-4251-1549
E-mail: sanglee@inha.ac.kr

이 논문은 2010년도 정부(교육부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업(2010-0020163)과 미래창조과학부 및 정부통신산업진흥원의 IT융합 고급인력과정 지원사업의 연구결과로 수행되었음(NIPA-2013-H0401-13-1006).

II. 기존의 보행 불균형 평가 방법들과 한계점

카메라를 기본으로 적용하는 동작분석 시스템에서 동일한 환경의 분석을 위해서는 모든 환자의 보행을 하나의 비디오 카메라 녹화로 연습해야 하는 단점이 존재하며 카메라가 설치된 제약된 공간에서만 동작 분석을 할 수 있다는 단점이 존재한다[8]. 지면 반력을 이용한 동작 분석 방법의 경우에는 고가의 압력판이 필요하며, 지면 반력기가 설치된 제약된 공간에서만 동작분석을 해야 한다는 단점이 존재한다[9]. 근전도를 이용한 동작분석의 경우에는 신호의 분석 절차가 어렵고 특징점 검출과 패턴 분류를 위한 알고리즘이 복잡하며 실시간적으로 처리를 할 수 없다는 단점이 존재한다[10]. 대퇴 각도 측정 기기의 경우에는 20°의 굴곡 각도와 15°의 신전 각도만 측정하게 되어 있어 정확한 보행 불균형 판단이 어려운 단점이 있다. 그리고 정밀한 각도 측정이 어려워 20°의 굴곡 각도와 15°의 신전 각도를 지나는 순간에만 데이터를 추출하여 보행불균형을 평가하였으므로 정확한 보행의 불균형을 판단하는데 있어서 어려움이 있다[11].

기존의 측정 방법들의 경우 처리 후 신호에서 얻을 수 있는 정보는 말기 유각기의 유지 시간과 말기 입각기와 전-유각기의 유지 시간만 알 수 있다는 단점이 존재하였다. 이것으로 보행 불균형을 판단 할 경우에 초기 접지기, 부하 반응기, 중간 입각기의 정보를 잃게 되어 정확한 판단이 어려워진다. 그리고 자세한 각도를 알 수 없고, 개인별 보행 속도와 보폭이 다름에도 이를 쉽게 적용 시킬 수 없는 단점이 존재한다. 또한 실험에 쓰인 발바닥 압력을 측정하여 SI 지표를 구한 경우와 대퇴 각도를 사용하여 SI 지표를 구한 경우를 비교하는 것이 임의의 허용치를 설정하여 판단의 지표로 사용해 정확도가 명확하게 이루어지지 않은 단점이 존재하였다.

본 논문에서는 기존의 동작 분석의 한계점인 공간의 제약, 설치비용, 보행 불균형 평가의 정확성을 높이기 위하여 증감부호기를 이용한 고관절 각도 측정 장비를 개발하였으며 이를 통한 보행 불균형 평가 방법을 제안한다.

III. 제안한 보행 불균형 평가 방법

본 실험은 건강한 성인 10명을 대상으로 실험을 진행하였으며, 정상 보행 중 고관절에 부착된 증감부호기를 사용하여 보행 각도 데이터를 측정하였다. 보행 불균형 조건을 만들기 위하여 한쪽 다리에 0 cm ~ 9 cm의 1.5 cm 간격으로 굵을 착용하여 다리 길이를 상대적으로 다르게 하였다. 피 실험자는 실험을 위하여 압력센서를 발바닥에 부착하고, 고관절 굴곡 각도 측정 장치를 착용한다. 먼저 불균형 조건을 적용하지 않은 상태의 정상 보행을 실시하여 보행 시 발생하는 신호를 측정하였고, 불균형 조건을 적용한 상태에서 비대칭적인 불균형 보행에 대한 신호를 측정하였다. 측정된 신호로부터 보행 주기에서 입각기와 유각기가 가지는 시간 비중을 분석하고 굴곡 각도 측정 장치를 통하여 보행 시 발생하는 대퇴부의 굴곡과 신전이 보행 주기에서 차지하는 시간 비중을 분석하여 불균형을 판단하는 지표인 *TSR* (temporal symmetry ratio)에 취득한 신호를 적용하여 보행의 불균형을 판단한다.

1. 전체 하드웨어 및 소프트웨어 개념도

본 논문에서는 기존의 보행 불균형 평가 장비들의 단점을 개선하고 보다 정밀한 보행 불균형 측정을 위하여 그림 1과 같은 증감부호기를 이용한 고관절 각도 측정 장치를 개발하였다. 증감부호기를 이용한 고관절 각도 측정 장치의 경우에는 고관절과 이어진 대퇴부에 지지대를 부착하고 허리와

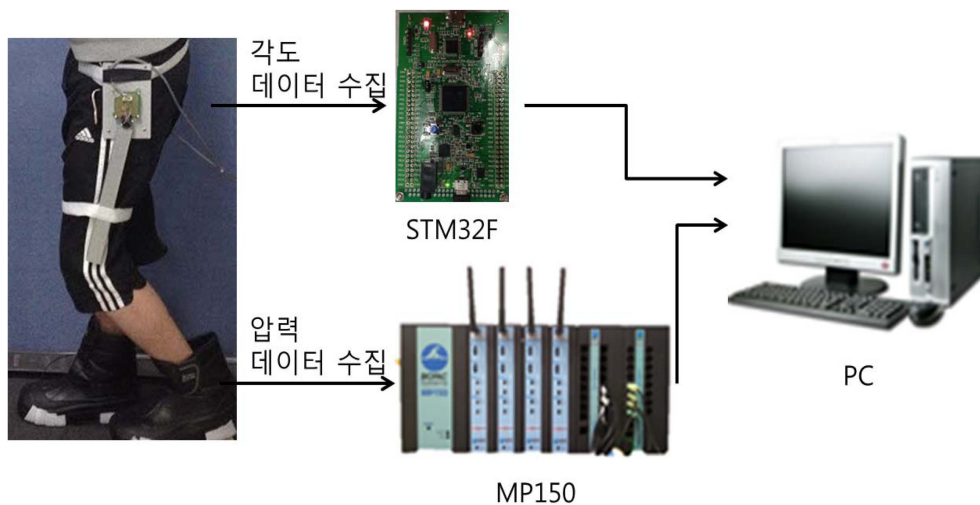


그림 1. 하드웨어 및 소프트웨어 개념도
Fig 1. Basic concepts of hardware and software.

막대사이에 증감부호기를 부착하여 허리에 부착된 지지대와 막대에 부착된 지지대의 각도를 증감부호기를 이용하여 측정하였다. 연구에 쓰인 증감부호기는 광전식 부호기로서 회전각의 변위 또는 직선 변위를 부호판과 광전소자를 사용하여 측정하는 센서이다. 사용된 STM32F 보드는 증감 부호기에서 발생하는 신호를 획득하기 위한 장치이며, 증감부호기에서 보행 중 발생하는 각도 정보를 115200 bps의 속도로 획득하며 USB 방식을 통하여 PC와 통신하는 모듈이다. 개발한 장비와의 성능 비교를 위하여 BIOPAC사의 압력 신호 측정 모듈인 HLT100C를 신호 수집 및 처리 모듈인 MP150에 연결하여 압력 데이터를 획득하였다. 각 각의 장비에서 측정된 정보를 PC에서 최종적으로 수집하여 분석한다.

2. 불균형 판단 알고리즘

본 논문에서는 증감부호기를 이용한 보행 시 고관절 굴곡 각도를 측정할 수 있는 장치를 개발하여 보행의 불균형을 분석, 판단한다. 보행 불균형의 정확한 판단을 위하여 증감부호기를 이용한 보행 시 고관절 굴곡 각도로 얻은 불균형 판단 방법과 발바닥의 압력을 통한 좌우 불균형 판단 방법을 비교하여 신뢰성과 정확성의 개선을 확인 하였다. 그림 2는 본 실험의 블록도이다. 증감부호기와 발바닥에서 측정된 데이터는 시간축에서의 최대각도와 최소각도의 검출 알고리즘을 통하여 입각기와 유각기가 가지는 최대 각도를 산출한다. 이것을 바탕으로 입각기와 유각기의 지속 시간을 알 수 있으며 좌, 우 하지의 입각기와 유각기의 비율인 *TSR*을 이용하여 보행 불균형을 판단하고 두 장치의 성능을 비교한다.

3. 불균형 지표

보행 시 발생하는 불균형을 정량화하기 위하여 보행 불균형 지표를 사용하였다. 보통 보행 불균형을 정량화하기 위

해 사용되는 지표로 *SI*(symmetry index)[12-14], *TSR*(temporal symmetry ratio)[15,16], *R1*(ratio1), *R2*(ratio2) 등이 쓰인다. *SI*는 양 하지로부터 얻은 데이터의 평균대비 두 다리의 데이터의 차를 나타낸 값이고 *TSR*은 양 하지의 입각기와 유각기의 비를 이용한 지표이다. *R1*은 양 하지의 데이터의 비를 나타내며, *R2*는 양 하지 데이터의 최댓값 대비 양 하지 데이터의 차를 나타낸 값이다. 각 지표를 나타내는 식은 다음과 같다.

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

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

$$R1 = \frac{X_R}{X_L} \quad (3)$$

$$R2 = \frac{X_L - X_R}{\max(X_L, X_R)} \times 100\% \quad (4)$$

여기서 X_L 은 왼쪽 다리로부터 얻은 신호이고, X_R 은 오른쪽 다리로부터 얻은 신호를 나타낸다. 또한, $T_{L,stance}$ 는 왼쪽다리의 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 압력을 이용하여 좌우 불균형을 판단하는 기존의 방법과 증감부호기를 이용하여 얻은 *TSR* 지표의 비교를 통하여 성능을 판단한다. 기존의 실험과 동일한 실험환경으로 진행하며 압력을 사용하여 측정된 데이터와 증감부호기를 이용한 고관절 각도 측정 결과를 비교 분석 하여 불균형 판단을 실시하였다.

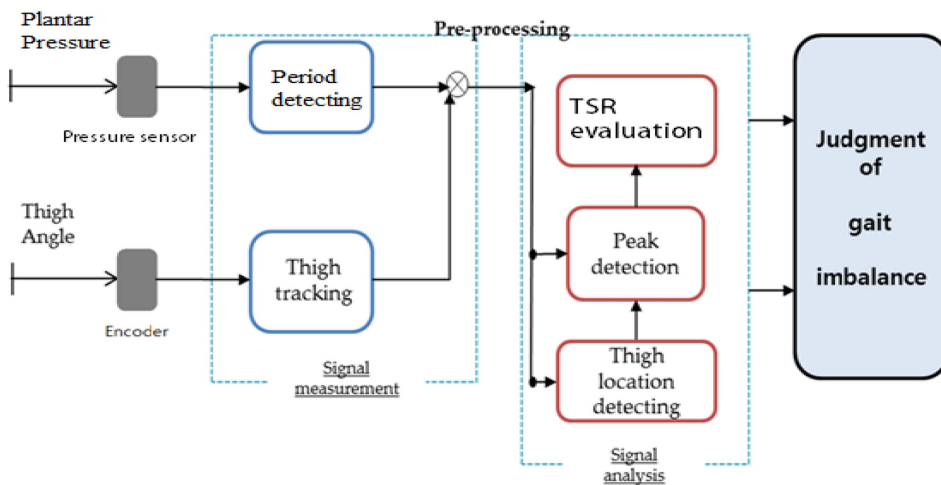


그림 2. 보행 불균형 판단 블록도
Fig 2. Block diagram of judgment of gait imbalance.

IV. 실험 방법 및 결과

본 논문에서는 과도한 엉덩관절 내전으로 인하여 하지들 들 때, 반대 측 골반이 떨어지는 엉덩관절 외전증의 상황을 가정하여, 보행 시 발생하는 불균형에 관하여 실험을 진행하였다.

1. 실험 방법

본 논문에서는 병적인 기전이 없어 보행이 자유로운 20대 건강한 성인 10명을 상대로 실험을 실시하였다. 피 실험자는 그림 3와 같이 증감부호기를 이용한 고관절 각도 측정 장치를 고관절에 착용하고 트레드밀 위에서 일반적인 보행의 속도인 4 km/h의 일정한 속도로 걸음을 유지하였다. 각 실험자는 총 1분의 보행을 실시하였다. 부착된 증감부호기를 이용한 고관절 각도 측정 장치로부터 신호를 입력 받고 PC에서 신호처리를 위해서 GUI를 구성하였다. 일반적으로 보행 시 발과 지면과의 접촉 순서는 발뒤꿈치, 발바닥 전체, 발 앞꿈치, 발 끝 순서로 진행되며 이것을 바탕으로 입각기와 유각기를 구분하였다. 압력 센서로는 BIOPAC사에서 제공하는 TSD111A를 사용하였으며, 압력 센서로부터 신호를 입력 받고 PC에서 신호를 처리하기 위한 측정 기기로 BIOPAC사에서 제공한 HLT100C를 사용하였다. 측정된 데이터는 1 kHz로 샘플링 되어 측정 기기와 연결된 PC로 전송된다. 전송된 신호는 각각의 장치에서 연동된 소프트웨어에서 수집이 되며 BIOPAC과 연동이 되는 Acqknowledge 4.2와 자체 개발한 JAVA 기반 데이터 수집 소프트웨어를 이용하였다. 1분 동안 획득한 데이터를 토대로 각 보폭마다의 왼쪽, 오른쪽 하지에서의 입각기와 유각기의 비인 *TSR* 을 계산하여 보행 불균형을 판단하였다. 또한 비교 실험을 위하여 기존의 연구에서 사용된 압력을 사용하여 측정한

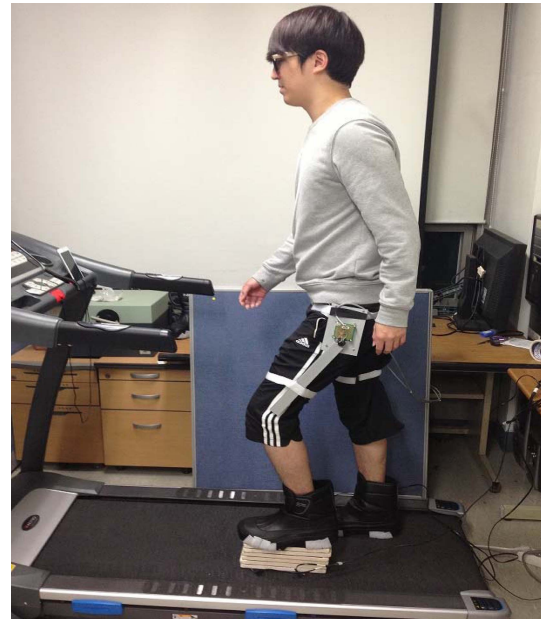


그림 3. 고관절에 착용한 보행 각도 측정기
Fig 3. Device of the thigh angle on the hip joint.

TSR 데이터를 비교, 분석하여 보행의 불균형을 계산한다. 본 논문에서는 보행에서의 좌, 우의 보행 불균형을 판단하는 실험으로써 정상적인 정상 보행과 비대칭성을 나타내는 불균형 보행이 필요하다. 따라서 피 실험자는 먼저 정상 보행을 실시 한 후, 충분한 휴식을 가지고 보행 불균형을 만드는 굽의 높이를 0 cm ~ 9 cm의 1.5 cm 간격으로 조절하여 총 7회 실험을 반복 실시한다. 실제 보통 보행에서의 *TSR* 방법과 굽의 높이를 달리하며 계산된 *TSR*를 계산하여 보행 불균형을 판단한다. 그리고 기존의 연구와 비교하기 위하여 발바닥 압력을 이용하여 구한 *TSR* 지표와 증감부호기를 이용한 *TSR* 지표를 비교하여 보행 불균형 판단 장비

표 1. 정상 보행에서의 보행 평가.

Table 1. Normal gait evaluation.

정상보행	기존 압력을 이용한 보행 평가					제안한 증감부호기를 이용한 보행 평가				
	왼쪽 발		오른쪽 발		TSR 지표	왼쪽 발		오른쪽 발		TSR 지표
	입각기	유각기	입각기	유각기		입각기	유각기	입각기	유각기	
피 실험자 1	54.15%	45.85%	55.33%	44.67%	0.96	55.16%	44.84%	56.24%	43.76%	0.96
피 실험자 2	55.12%	44.88%	55.01%	44.99%	1.02	67.55%	32.45%	67.92%	32.08%	0.99
피 실험자 3	54.05%	45.95%	55.01%	44.99%	0.97	71.65%	28.35%	68.59%	31.41%	1.19
피 실험자 4	61.55%	38.45%	62.67%	37.33%	0.96	69.50%	30.50%	72.67%	27.33%	0.95
피 실험자 5	57.51%	42.49%	57.12%	42.88%	1.02	64.95%	35.05%	66.25%	33.75%	0.96
피 실험자 6	57.89%	42.11%	58.61%	41.39%	0.98	63.10%	36.90%	63.67%	36.33%	0.98
피 실험자 7	54.33%	45.67%	54.32%	45.68%	1.00	49.73%	50.27%	49.03%	50.97%	1.04
피 실험자 8	53.57%	46.43%	55.37%	44.63%	0.93	53.65%	46.35%	54.69%	45.31%	0.96
피 실험자 9	59.44%	40.56%	60.35%	39.65%	0.97	61.41%	38.59%	57.20%	42.80%	1.20
피 실험자 10	59.87%	40.13%	60.40%	39.60%	0.98	70.25%	29.75%	69.74%	30.26%	1.02
평균	56.75%	43.25%	57.42%	42.58%	0.98	62.69%	37.31%	62.60%	37.40%	1.03

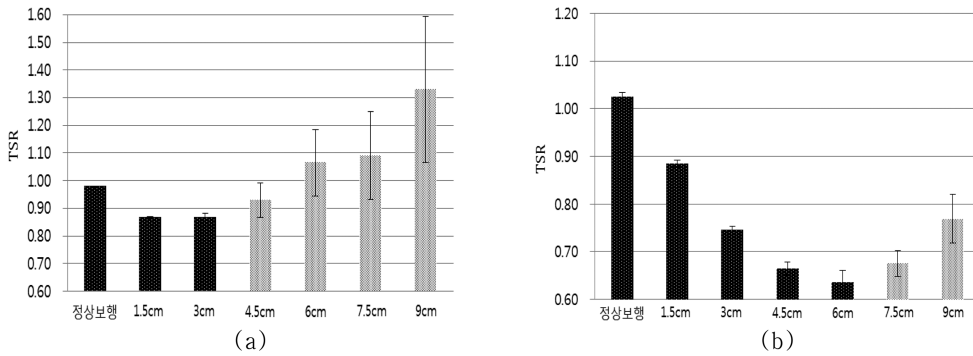


그림 4. (a) 압력센서를 사용한 *TSR* 결과, (b) 증감부호기를 이용한 *TSR* 결과.
Fig 4. (a) The *TSR* with pressure sensors, (b) The *TSR* with encoder.

의 성능을 비교한다.

2. 실험 결과

표 1를 보면 정상 보행에서의 압력을 이용한 보행 평가 결과 입각기와 유각기가 이루는 보행 주기가 왼발의 경우 입각기 56.75%, 유각기 43.25% 오른발의 경우 입각기 57.42%, 유각기 42.58%로 *TSR* 값이 평균 0.98를 나타내었다. 정상 보행에서의 증감부호기를 이용한 보행 평가 결과 입각기와 유각기가 이루는 보행 주기가 왼발의 경우 입각기 62.69%, 유각기 37.31%, 오른발의 경우 입각기 62.60%, 유각기 37.40%로 *TSR* 값이 평균 1.03을 나타내었다. *TSR* 지표는 1에 가까울수록 보행이 균형적이라는 것을 뜻하지만 보행 패턴과 불균형 정도는 사람마다 다르게 나타나며 개개인마다 약간의 보행 방식과 특성이 다르므로 개 개인의 정상 보행 시 *TSR* 지표를 기준으로 보행 불균형을 평가 한다. 1분의 보행 중 임의로 10보를 선별하여 입각기와 유각기가 전체 보행 중 각각의 단계가 이루는 시간의 비중을 계산한다. 측정된 결과 압력을 이용한 보행 평가 방법의 경우 입각기와 유각기의 비중이 57.08 : 42.92이며 제안한 증감부호기를 이용한 보행 평가 방법의 경우 입각기와 유각기의 비중이 62.65 : 37.35 로 증감부호기를 이용한 보행 평가 방법의 경우가 기존 문헌에서 제시한 62 : 38의 비율과 유사함을 판단 할 수 있었다.

1.5 cm 간격으로 보행 불균형을 만들어 보행 각도를 비교하였을 경우 입각기와 유각기가 이루는 시간이 달라져 보행의 불균형이 발생하였으며, 이를 이용하여 *TSR*을 계산한 결과 그림 4와 같이 보행 불균형이 발생 할수록 *TSR*의 값이 점차 기준에서 멀어졌으며 6 cm 까지는 보행의 불균형을 정확히 평가 할 수 있는 것으로 판단되었다. 압력 센서를 사용하여 동일한 실험 환경에서 *TSR*을 계산하였을 때 3 cm 이상의 불균형에서 보행 불균형을 판단 할 수 없었다. 이는 증감부호기를 이용한 보행 불균형 판단이 기존의 압력 센서를 사용한 불균형 평가보다 성능이 좋음을 나타낸다.

3. 통계 분석 결과

기존의 압력을 사용하여 *TSR* 지표를 통한 보행 불균형 평가 방법과 제안한 증감부호기를 이용하여 *TSR* 지표를 통한 보행 불균형 평가 방법의 성능을 검증하기 위하여 통계적 유의성을 판단하였다. Paired T-test 결과 압력을 이용한 불균형 판단 방법의 경우 표 2와 같이 정상상태와 비교할 때 1.5 cm 불균형 상태 시 $p = 0.0003$, 3.0 cm 불균형 상태 시 $p = 0.0268$, 4.5 cm 불균형 상태 시 $p = 0.5331$, 6.0 cm 불균형 상태 시 $p = 0.4420$, 7.5 cm 불균형 상태 시 $p = 0.3879$, 9.0 cm 불균형 상태 시 $p = 0.0585$ 으로 판단되었으며 3.0 cm의 불균형 상태부터 압력을 이용한 방법에서는 p 의 값이 0.05 이하의 값을 가지므로 보행 불균형을 판단 시 데이터가 유의하지 하지 않아 신뢰 할 수 없다고 분석 되었다. 증감부호기를 이용한 방법의 경우에는 Paired T-test 결과 압력을 이용한 불균형 판단 방법의 경우 정상상태와 비교할 때 1.5 cm 불균형 상태 시 $p = 0.0007$, 3.0 cm 불균형 상태 시 $p = 0.0003$, 4.5 cm 불균형 상태 시 $p = 0.0000004026$, 6.0 cm 불균형 상태 시 $p = 0.0000001065$, 7.5 cm 불균형 상태 시 $p = 0.0000034887$, 9.0 cm 불균형 상태 시 $p = 0.0114$ 로 판단되었으며 0~9.0 cm의 불균형 모두에서 $p < 0.05$ 의 값을 가지므로 보행 불균형 판단이 가능한 것으로 분석 되었다. 이를 통하여 증감부호기를 이용한 보행 불균형 측정 방법의 경우에는 불균형이 심해질수록 불균형 지표가 정상

표 2. Paired T-test를 통한 통계 분석의 결과.

Table 2. The results of statistical analysis by paired T-test.

불균형 상태	압력		증감부호기	
	p-value	판단 결과	p-value	판단 결과
정상 ~1.5 cm	0.0003	○	0.0007	○
정상 ~3.0 cm	0.0268	○	0.0003	○
정상 ~4.5 cm	0.5331	X	0.0000004026	○
정상 ~6.0 cm	0.4420	X	0.0000001065	○
정상 ~7.5 cm	0.3879	X	0.0000034887	○
정상 ~9.0 cm	0.0585	X	0.0114	○

상태의 기준에서 멀어진 다를 모두 만족하지만 압력을 이용한 불균형 평가 방법의 경우에는 3.0 cm 이상에서 불균형 평가를 하지 못한다는 것을 통계 유의성 판단에 의하여 확인하였다.

V. 결 론

본 논문에서는 증감부호기를 이용한 보행 시 고관절 굴곡 각도를 측정할 수 있는 장치를 제작하여 공간적 제약으로부터 비교적 자유롭고 설치 및 분석이 비교적 간단한 좌우 보행 불균형을 판단하였다. 기존의 영상처리 및 압력을 이용한 방식이 아닌 고관절의 굴곡 각도를 이용함으로써 공간적인 제한과 설치비용 측면의 문제점을 개선하였다. 기존의 연구에서는 말기 유각기의 유지 시간과 말기 입각기와 전-유각기의 유지 시간만 알 수 있어 보행의 불균형을 평가하는데 임의의 값들을 가정해야 했었지만 본 논문에서 사용한 *TSR* 지표는 양하지에서의 입각기와 유각기의 비율을 계산하여 보행의 불균형을 판단하는 것이기 때문에 오차가 적었다. 그리고 적외선을 이용한 대퇴 각도 측정 장치의 경우 발생하는 정확도 문제와 기계적 결함과 불안정성으로 인하여 실험에 영향을 끼치는 오류를 증감부호기를 이용한 각도 측정 방법을 통하여 개선하였다. 보행주기에 대한 양 하지의 입각기와 유각기의 비율은 정상 보행의 경우 1.03, 1.5 cm의 불균형의 경우 0.89, 3 cm의 불균형의 경우 0.75, 4.5 cm의 불균형의 경우 0.67, 6 cm의 불균형의 경우 0.64, 7.5 cm의 불균형의 경우 0.68, 9 cm의 불균형의 경우 0.77로 평균적으로 6 cm의 불균형 상태까지는 보행 불균형을 판단 할 수 있었다. 그리고 통계 분석 결과 3 cm 이상에서 압력을 이용한 방법은 보행 불균형을 판단 할 수 없었지만 제안한 증감부호기를 이용한 불균형 측정 방법의 경우에는 0~9 cm 모두 통계적으로 불균형을 판단 할 수 있다는 것을 확인 하였다. 추후 실험에 참가한 피 실험자의 수를 늘이고, 많은 데이터를 획득 한다면 보행 불균형 판단의 정밀도와 정확도를 높일 수 있을 것이라고 생각한다. 그리고 간편화된 휴대용 보행 불균형 판단 장치를 통하여 집이나 야외에서도 보행의 불균형을 측정 할 수 있는 보행 진단기기의 개발이 가능 할 것이라고 생각한다. 또한 병적인 기전으로 인하여 좌우의 보행이 비대칭인 환자들에게 재활 훈련 기구로 사용함으로써 언제 어디서든 자신의 보행 상태를 확인하고 훈련할 수 있게 할 것이다.

References

- [1] S. J. Kim, Y. H. Kim, H. M. Shim, J. K. H. Hong, J. W. Kwon, and S. M. Lee, "A Pattern Classification Algorithm Based on Efficient Combination of Feature Method using Electromyogram," *The 7th Conference on Rehabilitation Engineering and Assistive Technology Society of Korea 2013*, vol. 7, no. 2, pp. 90-91, 2013.
- [2] M. K. Chung, S. H. Kim, G. H. Lee, T. B. Kim, "Construction of a Gait Analysis System for Evaluating Gait Abnormalities," *The Korea Society of Medical & Biological Engineering*, pp. 68-70, 1990.
- [3] 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.
- [4] 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.
- [5] 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.
- [6] 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.
- [7] J. D. Chodera, "Analysis of gait from footprint," *Physiotherapy*, vol. 60, no. 6, pp. 179-181, 1974.
- [8] J. Saboune and F. Charpilletm, "MARKERLESS HUMAN MOTION CAPTURE FOR GAIT ANALYSIS," *European Medical and Biological Engineering Conf. Advancement of Medicine and Health Care through Technology*, Prague, 2005.
- [9] K. O. Yi, S. B. B, "Effects of Elevated Midfoot Walking Shoes on Posture, Foot Shape, Balance, Flexibility, Body Composition, and Gait," *2007 Spring Conference of Ergonomics Society of Korea*, vol. 5, pp. 192-195, 2007.
- [10] J. D. Kim, M. Y. Kim, "EMG Analysis of Lower Extremity on the Obstacle Gait in Older Parkinson diseases," *The korean journal of physical education*, vol. 17, no. 1, pp. 719-725, 2008.
- [11] S. J. Kim, Y. R. Song, S. M. Lee, "Effective Judgment Method for Detecting Gait Imbalance," *Conference on Rehabilitation Engineering and Assistive Technology 2013*, pp. 111-112, 2013.
- [12] 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.
- [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, pp. 49-56, 2004.
- [14] 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, pp. 203-206, 2001.
- [15] 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.
- [16] 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.