

척추측만증 환자의 수술 효과 평가 수단으로서 웨어러블 스마트 깔창을 이용한 보행분석의 유용성

서민석¹, 신명준², 권애란³, 박태성⁴, 남경협^{5*}

¹부산대학교 의학전문대학원 학생, ²부산대학교 의학과 재활의학과학교실 교수, ³대구한의대학교 한방산업학과 교수,
⁴부산대학교병원 의생명연구원 연구원, ⁵부산대학교 의학과 신경외과학교실 교수

The Usefulness of a Wearable Smart Insole for Gait and Balance Analyses After Surgery for Adult Degenerative Scoliosis: Immediate and Delayed Effects

Min Seok Seo¹, Myung Jun Shin², Ae Ran Kwon³, Tae Sung Park⁴, Kyoung Hyup Nam^{5*}

¹Student, School of Medicine, Pusan National University

²Professor, Department of Rehabilitation, Medical Research Institute, Pusan National University Hospital

³Professor, College of Herbal Bio-Industry, Daegu Haany University

⁴Researcher, Biomedical Research Institute, Pusan National University Hospital

⁵Professor, Department of Neurosurgery, Medical Research Institute, Pusan National University Hospital

요약 본 연구는 척추측만증 수술에 대한 객관적이고 정량적인 효과 평가 수단으로서 스마트 깔창을 이용한 보행분석 방법(시계열 분석 포함)을 제시한다. 실험 참가자는 척추측만증 환자이며 스마트 깔창을 착용하고 3분 보행검사를 4번(수술 전, 수술 후 8일, 16일, 204일), 6분 보행검사를 1번(수술 후 204일) 받았다. 깔창에는 8개의 압력센서, 가속도 및 각속도 센서가 있고, 각각의 측정값을 저장하여 환자의 수술 전후 보행특성(운동역학 및 시공간 변수)을 비교하였다. 분석결과 수술 후 환자의 모든 보행 변수가 개선된 것을 알 수 있었고, 6개월 후 추적검사에서 환자의 보행이 더욱 안정된 것을 확인할 수 있었다. 하지만 환자가 오래 걸으면 한쪽 다리의 swing 시간이 다른 쪽에 비해 미세하게 짧은 현상이 다시 나타났는데, 이는 검사를 수행하는 의사의 육안으로는 발견할 수 없는 preclinical한 문제였다. 우리는 이러한 분석 방법을 통해 환자의 개선 정도를 정량적이고 객관적으로 평가할 수 있었고, preclinical한 문제도 찾을 수 있었다. 향후 이러한 분석 방법은 특정 질병의 보행 패턴을 정의하고 감별하여 적절한 치료방법을 결정하는 연구로 이어질 것이다.

주제어 : 보행, 가속도, 자세 균형, 척추 측만증, 의료 정보학

Abstract This study presents a gait analysis method (including time series analysis) using a smart insole as an objective and quantitative evaluating method after lumbar scoliosis surgery. The participant is a degenerative lumbar scoliosis patient. She took 3-min-gait-test four times(before and 8, 16, and 204-days after surgery) and 6-min-gait-test once(204-days after surgery) with smart-insoles in her shoes. Each insole has 8-pressure sensors, an accelerometer, and a gyroscope. The measured values were used to compare the characteristics of gait before and after surgery. The analysis showed that all of the patient's gait parameters improved after surgery. And after 6 months, the gait was more stable. However, after long walk, the swing duration of one leg was slightly shorter than that of the other again. It was a preclinical problem that could not be found in the visual examination by the practitioner. With this analysis method we could evaluate the improvement of patient quantitatively and objectively. And we could find a preclinical problem. This analysis method will lead to the studies that define and distinguish gait patterns of certain diseases, helping to determine appropriate treatments.

Key Words : Gait, Accelerometry, Postural balance, Scoliosis, Medical informatics

*This research received an unlabeled and investigational insole sensor module from 3L Labs (Seoul, Korea).

*Corresponding Author : Kyoung Hyup Nam(goodnsdoctor@daum.net)

Received January 13, 2020

Revised February 3, 2020

Accepted February 20, 2020

Published February 28, 2020

1. 서론

보행 분석은 질병을 정확하게 진단하고 치료효과를 확인하기 위해 중요하다 [1-3]. 그러나 현재 널리 사용되고 있는 검사자에 의한 보행 검사는 제한된 정보를 제공하고 관찰자간 편차가 커 신뢰도가 낮다 [4,5]. 최근 기술 발달로 인해 다양한 형태의 정보통신 기술을 사용한 진보된 방법이 보행 분석에 도입되고 있고 Muro-de-la-Herran 등은 이를 이미지 처리 방식, 바닥 센서 방식, 신체에 착용하는 센서 방식의 세 가지 범주로 분류하였다[6]. 이미지 처리 방식과 바닥 센서 방식은 측정 장치가 있는 특정 장소에서만 수행할 수 있어 환자의 일상생활 속 자연스러운 실제 보행을 반영할 수 없는 반면, 신체에 착용하는 센서 방식은 실험 환경에 특별한 제약이 없다는 큰 장점이 있다 [3,4,6]. 따라서 Muro-de-la-Herran 등은 portable한 신체에 착용하는 센서 방식이 정밀성, 적합성, 유용성, 이동성을 제공할 수 있어 가장 유망하다고 결론 내렸다[6]. 본 연구에서는 3L Labs(한국)가 설계하고 개발한 연구용 깔창 센서 모듈인 FootLogger를 사용하여 퇴행성 요추 측만증 (DLS) 환자의 수술 전후 보행분석을 수행한 과정을 자세히 서술한다. 측정값을 가공하여 보행의 시공간 변수를 계산하였고, 운동 역학적 관점을 포함하여 환자의 보행을 분석하였다. 본 연구가 관성 및 압력센서가 장착된 웨어러블 장치를 사용하여 환자의 보행을 분석하고 평가하는데 길잡이 역할을 할 수 있기를 기대한다.

2. 연구방법

2.1 연구참가자

70세 여성 환자가 요통, 양쪽 다리의 방사통, 상체 기울어짐, 보행 시 절뚝거림을 주소로 본원에 내원하였다. 환자는 본원 내원 6개월 전 타 병원에서 척추 협착증에 대한 치료로 요추 4-5번간 후궁절제술을 시행 받은 후 약물치료를 지속해 왔지만 증상이 더욱 악화되었고, 본원 내원 당시에는 독립적으로 걷는 것을 포함해 일상생활에 어려움을 겪고 있었다. 신경학적 검사에서는 심한 다리와 허리의 통증(시각적 아날로그 척도 : 7점)을 호소하였고, 요추의 비정상적 만곡도 확인되었다. 하지의 운동 및 감각 기능은 보존되어 있었고, 상부 운동 신경원 징후는 관찰되지 않았다. Fig. 1A와 같이 척

추 X-ray 검사에서는 퇴행성 변화와 Cobb's 각도가 10°를 초과하는 척추 측만증이 확인되었고 컴퓨터 단층 촬영과 자기 공명 영상에서는 하부 요추에 비대칭적인 디스크 변형을 가진 척추관 협착증이 관찰되었다.

환자는 척추협착증과 함께 퇴행성 요추측만증에 의한 관상면 불균형으로 인해 보행 장애가 발생한 것으로 판단되었다. 스마트 깔창을 이용한 보행검사가 보행 장애와 상체의 불균형을 객관적으로 파악하는데 유용하다는 가정 하에 환자의 동의를 받고 검사를 진행하였다. 영상검사, 이학적 검사에 더해 보행 검사결과를 분석하여 퇴행성 측만증의 교정이 필요하다고 판단되었으며, 요추 3번부터 천추 1번에 이르는 후궁절제술 및 유합술을 시행하였다. 모든 과정은 환자의 동의를 받았고, IRB의 승인을 받았다.

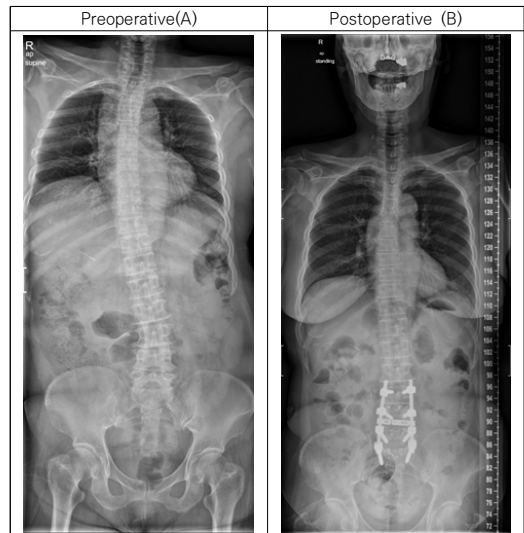


Fig. 1. Preoperative (A) and postoperative (B) whole-spine X-ray

2.2 연구 설계

수술의 성공 여부를 객관적으로 검증하기 위해 환자에게 스마트 깔창을 착용하게 하고 3분 보행검사를 시행하였고, 측정된 값으로 부터 운동역학 및 시공간 변수 값을 산출하여 수술 전후 환자의 보행 특성을 비교 분석 하였다. 수술 후 단기 효과의 분석을 위한 보행검사는 수술 8일째와 16일째 두 번 수행하였는데, 수술 후 8일째에는 환자가 완전히 회복되지 않아 수술 후 16일째의 보행특성과 수술 전 보행특성을 비교 분석하

였다. 또한, 수술 후 6개월 (204일)에 추적 보행 검사를 실시하여 환자의 지속적인 회복 및 재발 여부를 확인하였다. 이때 이전 보행검사와 비교하기 위한 3분 보행검사뿐만 아니라 6분 보행 검사를 추가로 시행해 지구력을 평가하였다.

2.3 측정

각 보행검사는 환자가 심한 통증을 호소하고, 6분 보행을 수행하기에는 무리가 있을 것으로 판단되어 3분 보행검사로 진행되었다. 검사는 표준 트랙 (30m)에서 표준 프로토콜에 따라 수행되었고, 환자는 신발에 스마트 깔창을 착용하였다. Fig. 2와 같이 각 깔창에는 8개의 압력센서, 3축 가속도센서 및 자이로스코프가 있고, 100Hz로 데이터를 측정 할 수 있다. 따라서 각 보행검사에 대한 원시 측정 데이터는 28개의 열 (8개의 압력센서 값 + 3축 가속도 센서 값 + 3축 각 속도 센서 값) × 2 (양쪽 발) 및 18,000 개 이상의 행 (180 초 × 100Hz + 더미 시간)으로 구성되었다. Truong 등은 본 연구에 활용된 스마트 깔창이 스윙과 스탠스 phase의 구분에 상당한 신뢰를 보증한다고 하였다[7]. 각 센서의 측정값은 Bluetooth를 통해 스마트폰으로 전송한 다음 MySQL 데이터 서버로 전송하여 저장하였다.

2.4 데이터 처리 및 분석

데이터를 수집 한 후 Truong 등이 수행한 방식과 같은 방식으로 노이즈 필터링 및 스윙 / 스탠스 phase 구분을 수행하였다[7]. 이를 활용하여 Fig. 3과 4에 표시된 보행 변수 (보행시간, 보행거리, 보행속도, 활보장, 보속, 보행주기, 스윙시간, 스탠스시간)를 산출하였다. 또한, 양다리의 힘과 각 운동량의 불균형 여부를 파악하기 위해 각 step의 좌우 스윙 중 가속도와 각속도 궤적의 비대칭성을 평균 직교 거리로 계산하였다. $F(\text{힘}) = m(\text{질량, 좌우 같다고 가정}) \times a(\text{가속})$ 이므로 스윙 중 가속도 궤적의 대칭 정도는 양 다리의 힘이 얼마나 대칭적인지를 나타낸다. 유사하게 각속도 궤적의 대칭은 양 다리 각운동량이 얼마나 대칭적인지를 나타낸다($L[\text{각운동량}] = I[\text{관성 모멘트}] \times \omega[\text{각속도}]$). 평균 직교 거리를 산출한 과정에 대한 이해를 돕기 위해 x축 가속도 측정값을 이용하여 산출한 과정을 Fig. 5A에 나타내었다. 계산을 위해 먼저 각 step의 왼쪽 및 오른쪽 스윙의 시작시점을 일치시켜 경과 시간에 따른 양쪽 가속도 값의 수정 된 시계열을 만들었다. 이후 왼쪽 및 오른쪽 가속도를 두 축으로 하는 직교 평면에서의 직교 거리 (유클리드 거리)를 계산하여 좌우 가속도 궤적의 유사성에 대한 척도로 사용하였는데, 이는 유클리드 거리가 직접적인 상관관계가 없는 별개의 특징들 사이에서 유사성을 나타내는데 가장 많이 활용되는 방법[8]이기 때문이다.

왼쪽 및 오른쪽 가속도 궤적이 완전히 대칭이라면 모든 데이터 포인트는 직교 평면상에서 45° 방향으로 우상향하는 직선위에 나타나야한다. 그러나 특정 step의 왼쪽 및 오른쪽 가속도 궤적의 차이가 크다면 데이터 포인트가 45° 우상향 직선과 멀리 떨어진 곳에 나타난다. 따라서 데이터 포인트에서 45° 우상향 직선까지의 평균 직교 거리는 해당 step의 왼쪽과 오른쪽 가속도 궤적이 얼마나 불일치하는지를 나타낸다. 그러나 가속도 값이 크면 좌우의 비교적 작은 차이에도 평균 직교 거리가 매우 커져 결과 해석에 왜곡이 있을 수 있다. 이를 해결하기 위해 가속도 값을 z score로 표준화 한 후 평균 직교 거리를 계산하였다. 이와 같은 방법으로 각 step별 좌우 x-, y-, z- 축 측정값 각각에 대한 가속도와 각속도 궤적의 평균 직교 거리를 계산하였다. 모든 계산 과정은 통계 패키지 R을 사용하여 수행되었다.

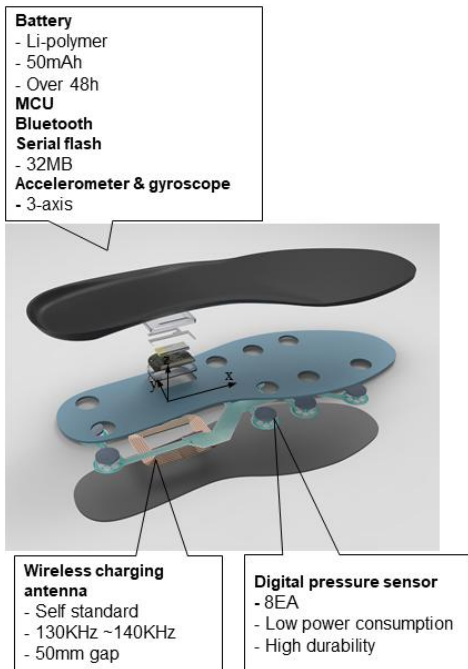


Fig. 2. Design of the insole sensor module

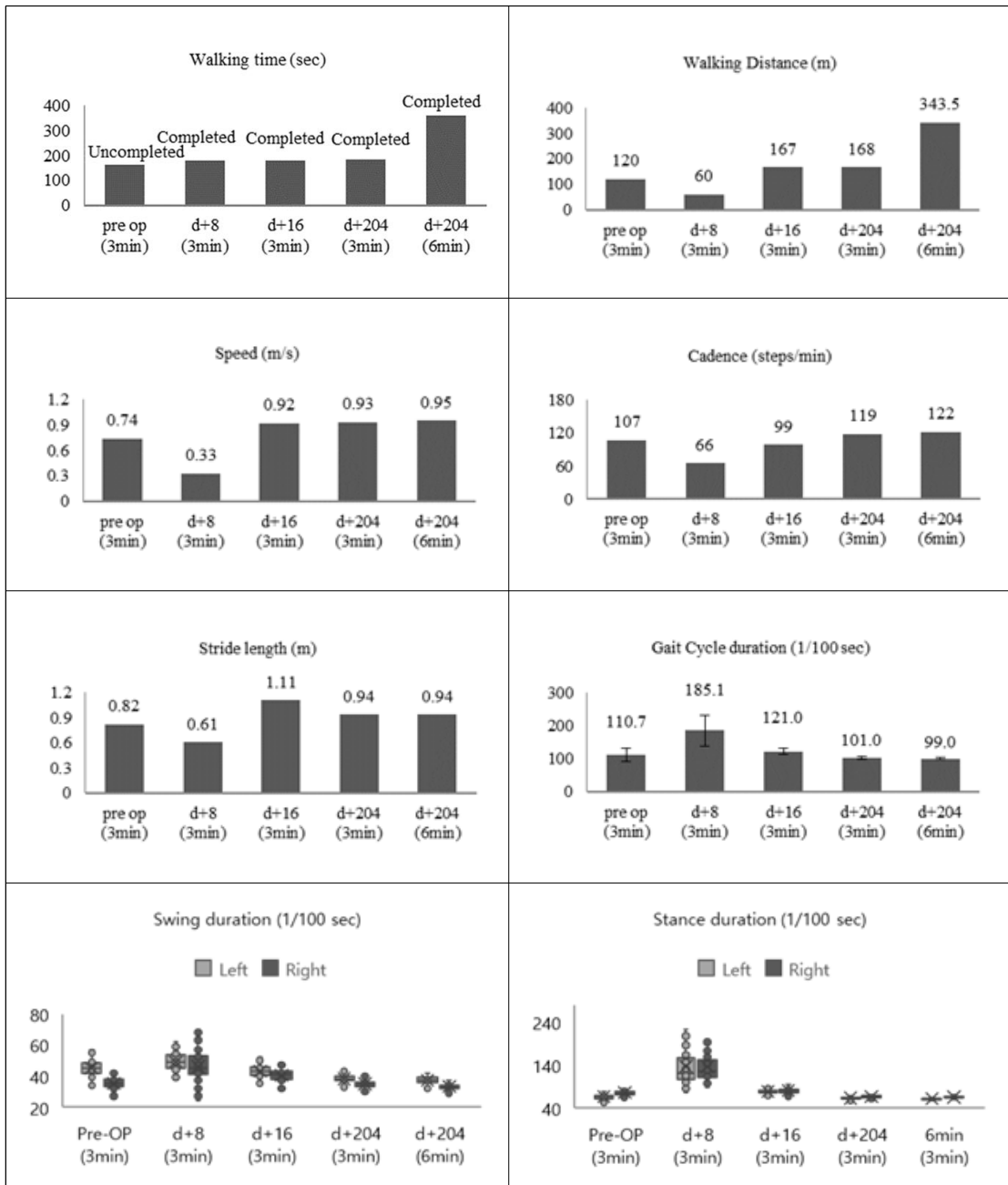


Fig. 3. Spatiotemporal gait parameters

1) Validation of short-term effects after surgery (comparison of pre-op vs. d+16)

a) After the surgery, swing counts decreased and stride length increased.

b) As the support force of the left leg increased, the duration of the gait cycle, left stance, and right swing lengthened and stabilized.

2) Validation of long-term effects after surgery (comparison of d+16 vs. d+204)

a) The patient's walking was more stabilized, distance walked and speed increased slightly, and variation in the duration of swing decreased.

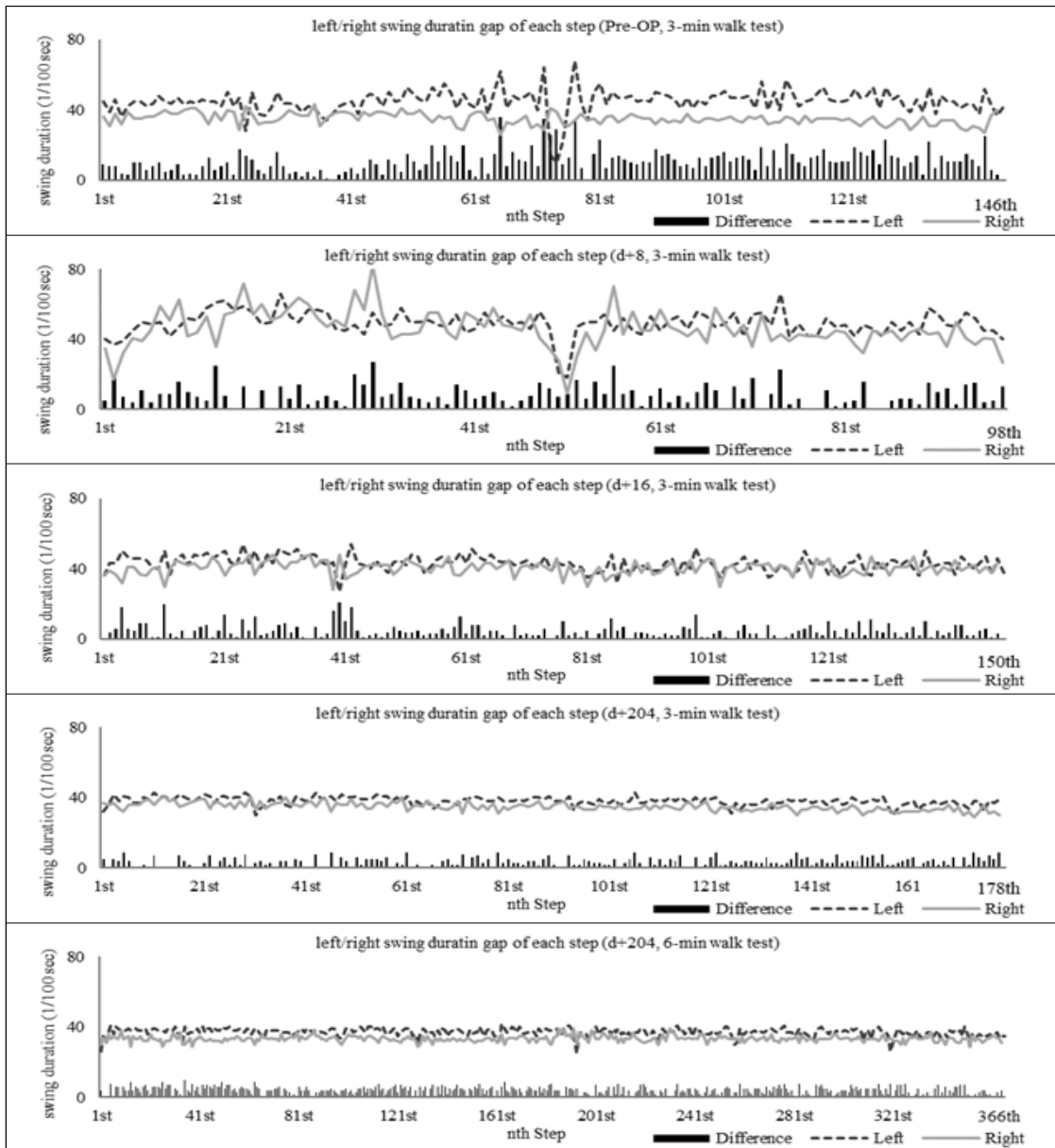


Fig. 4. Discrepancy in the left and right swing durations for each step

- 1) In the test before surgery, the swing duration of the right side was consistently shorter than that of the left side, and this discrepancy increased as the number of steps increased.
- 2) After the operation (d+16), the left and right swing durations were almost identical, and no deterioration occurred with as the number of steps increased.
- 3) In the follow-up test (d+204), the swing duration tended to be slightly shorter on the right than the left as the number of steps increased. This trend was exacerbated in the 6 min walk test performed after the 3 min walk test.(Wilcoxon rank-sum test comparing differences between left and right swing durations in the 3 and 6 min walk tests, $p = 0.047$).

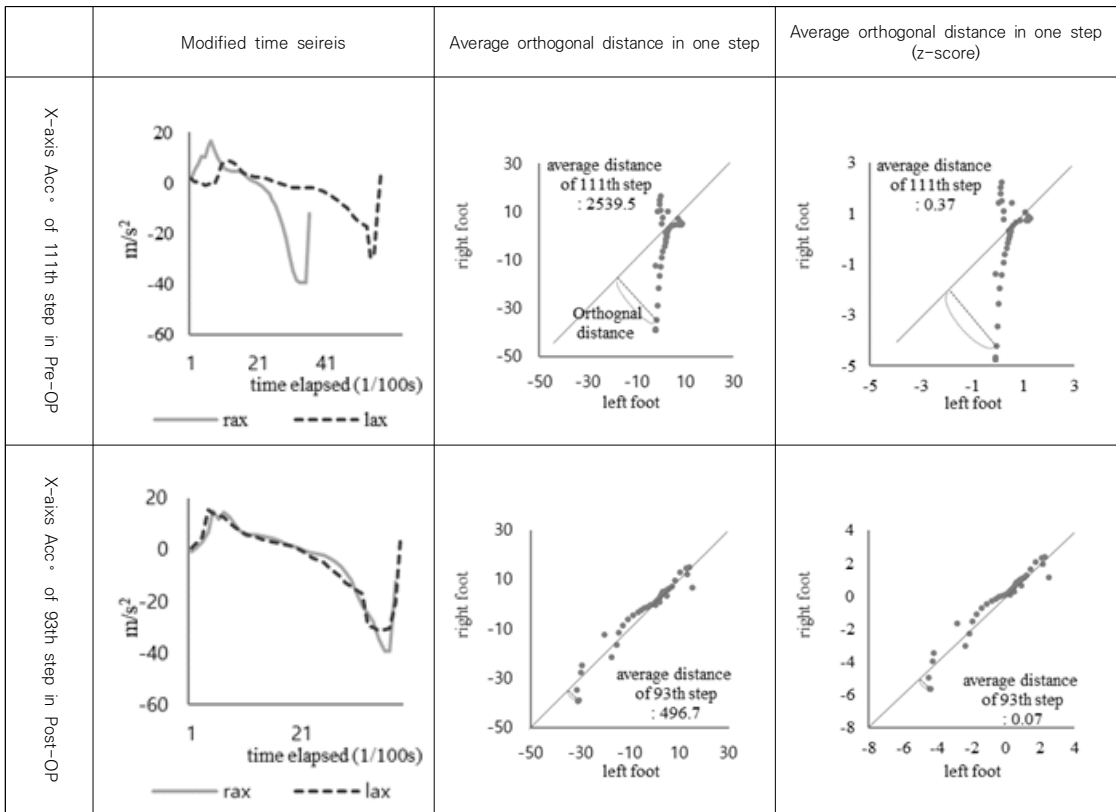


Fig. 5A. Process for calculating the average acceleration difference in orthogonal distance

- 1) Modified time series created by matching the start points of the left and right swings for each step.
- 2) Axes of the orthogonal plane: left and right accelerations.
- 3) The z score of acceleration is used to eliminate the influence of the acceleration value.
- 4) A smaller average acceleration difference distance indicates greater similarity.

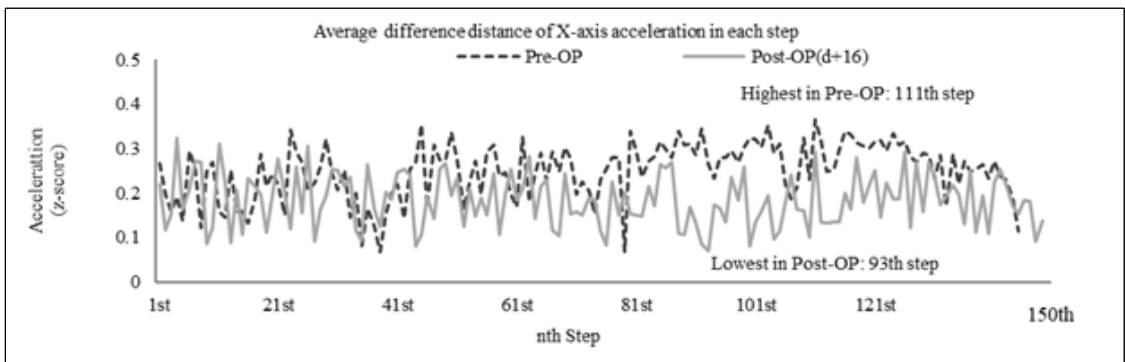


Fig. 5B. Example of average acceleration difference in orthogonal distance for each step

- 1) The highest value indicates the maximum difference in acceleration trajectory between the left and right sides.
- 2) The x-axis of accelerometer indicates the posterior-anterior direction when standing.

3. 결과

3.1 수술 후 단기 효과의 검증

수술 전, 환자는 3분 보행검사를 하는 도중 30m 트랙을 2회 왕복(총 120m)한 후 검사를 포기하여 보행 시간이 163초에 불과했다. 그러나 수술 후 환자는 검사를 완료 할 수 있었고, 보행 거리도 보행속도와 보폭이 증가함에 따라 증가했다. 보속은 감소한 것으로 나타났는데, 이는 보폭이 증가함에 따라 스윙 횟수가 감소했음을 나타낸다. 수술 후 보행주기는 수술 전보다 길어졌고, 그 변동 폭이 크게 감소하였다. 이는 수술 후 왼쪽 다리의 지지력이 강화되어 왼쪽 다리의 스탠스 및 오른쪽 다리 스윙 시간이 증가하고 안정화된 결과를 나타낸다. 각 step의 스윙 시간을 Fig 4에 시계열적으로 나타내었다. 수술 전에는 오른쪽 다리의 스윙 지속 시간이 왼쪽 다리의 스윙 지속 시간보다 일관적으로 짧았고, step 수가 증가함에 따라 불일치 정도가 더욱 심해졌다. 그러나 수술 후에는 좌우 다리의 스윙 지속 시간이 거의 일치하였고, step 수가 증가하여도 불일치가 나타나지 않았다.

또한 Fig. 5B는 수술 전과 후 보행검사에서 나타난 각 step별 양다리 x축 가속도 궤적의 불일치도를 보여준다. 수술 후 수술 전보다 전반적인 불일치도가 낮아졌고, 이는 대칭성이 개선되었음을 나타낸다.

Table 1은 H1: 수술 후 평균 직교 거리는 수술 전과 다르다는 가설에 대한 t-검정 결과를 보여준다. 수술 후 x-축 및 z-축 가속도와 y-축 각속도의 대칭성이 뚜렷이 개선된 것을 알 수 있다. x-축 및 z-축 가속도는 각각 전후 방향 및 상하 방향으로의 다리 움직임과 관련

이 있고, y-축 각속도는 발목의 flexion/extension과 관련되어 있으므로 이러한 결과는 보행과 관련된 힘 및 각 운동량의 좌우 균형이 개선되었음을 나타낸다. 이러한 결과를 통해 환자의 보행이 얼마나 어떻게 개선되었는지를 객관적이고 정량적으로 확인할 수 있다. 또한 수술 후 환자의 통증이 줄어들고 (시각적 아날로그 척도 : 2 점) 척추 측만 곡률이 교정된 것도 수술이 성공적이라는 것을 시사했다. Fig. 1B의 척추 x-ray를 통해 요추 측만증의 교정을 확인할 수 있다 (Cobb angle = 0).

3.2 수술 후 장기 효과의 검증

환자의 지속적인 회복 및 재발 여부를 평가하기 위해 수술 후 6개월(204일)에 추적 보행 검사를 시행하였다. 이때 환자는 이전 검사와 비교하기 위한 3분 보행 검사뿐만 아니라 6분 보행 검사를 추가로 진행해 지구력을 평가받았다. 두 검사 사이에는 10분의 휴식을 제공하였다.

3 분 보행검사에서 보행 거리와 속도는 수술 후 16 일째에 비해 약간 증가하였고, 스윙 및 스탠스의 좌우 불일치가 감소해 환자의 보행이 더욱 안정화되었음을 알 수 있었다. 그러나 각 step에 대한 스윙 시간을 나타내는 Fig 4에서 볼 수 있듯이, step 수가 증가함에 따라 오른쪽 스윙 시간이 왼쪽 스윙 시간보다 짧은 경향이 다시 관찰되었다. 이러한 경향은 3분 보행검사 후 시행한 6분 보행검사에서 더욱 악화되었다. 3분 및 6분 보행검사의 좌우 스윙 시간 차이를 비교하기 위해 시행한 Wilcoxon rank-sum test는 유의 한 차이를 나타냈다 (p = 0.047).

Table 1. Average acceleration and angular velocity differences in orthogonal distance for each axis.

	Average orthogonal difference in acceleration (z score)			Average orthogonal difference in angular velocity (z score)		
	x-a xis	y-a xis	z-a xis	x-a xis	y-a xis	z-a xis
Before the operation	0.25	0.26	0.20	0.29	0.16	0.32
After the operation	0.18	0.28	0.17	0.30	0.12	0.31
p-value*	<0.01	0.03	<0.01	0.45	<0.01	0.67

* H1: The average orthogonal difference after the operation was different from that before.

4. 고찰

DLS는 새롭게 생기거나 기존 척추 측만증이 노화에 의해 진행해 Cobb's angle이 10°를 초과하는 것으로 정의된다. DLS는 척추의 퇴행성 변화에 의해 나타나는 복잡한 병리 현상이며, 척추 협착증, 추간판 퇴행, 척추 전만증, 척추 회전, 오정렬, 관절면 퇴행 및 분절 불안정성을 포함하는 여러 퇴행성 병리가 알려져 있다. 임상 증상은 동반 질환에 따라 요통에서부터 간헐적 파행 및 신경학적 결손에 이르기까지 다양하다. 따라서 질병의 중증도와 치료 효과를 정확하게 평가하기 위해서는 지속적이고 정기적인 보행분석이 필요하다.

본 연구에서 소개한 보행분석 방법은 신발 안에 깔창을 착용하기만 하면 사용자의 자연스러운 보행을 분석할 수 있다. 또한 지형, 신발, 검사자 bias와 같은 외적 요인의 영향을 줄임으로써 보행을 보다 정확하게 분석할 수 있다. 따라서 데이터를 순차적으로 수집하고 분석할 수 있고, 질병의 진행을 보다 객관적으로 관찰하고 치료 효과를 평가하는 데 도움이 된다. 본 연구에서는 수술 후 환자의 보행 파라미터와 좌우 대칭이 얼마나 개선되었는지를 수치로 제시하였다.

또한 이 분석 방법은 DLS 및 척추협착증과 같은 간헐적 파행성 질환 또는 step 수가 증가함에 따라 증상이 악화되는 질환[9]을 평가할 수 있다. 본 연구에서는 Fig. 4에서 step 수가 증가함에 따라 좌우 스윙의 불일치가 증가하는 것을 보여주었다.

또한 이러한 검사 방법은 질병 발생 및 진행의 조기 발견에도 유용하게 활용될 수 있다. 본 연구에서는 수술 6개월 후 추적 검사에서 오른쪽의 스윙 시간이 왼쪽보다 약간 짧은 것을 발견하고, 후속 6분 보행검사에서 이를 확인하였다. 이는 검사를 수행한 의사의 육안 관찰을 통해서 감지할 수 없는 것이었다.

하지만 이와 같은 검사방법을 임상에서 활용하기 위해서는 세심한 주의를 기울여야 한다. 특히 노이즈 필터링 과정에서 문제가 발생할 수 있다. 단순한 노이즈 필터링 알고리즘을 사용하면 질병과 관련된 일부 비정상적인 보행 패턴이 노이즈로 간주되어 필터링 될 수 있다. 따라서 임상적으로 활용하기 위해서는 하드웨어의 정밀도를 높이기거나 특수한 필터링 알고리즘을 개발해야 하는데 이로 인해 검사 비용이 상승할 수 있다.

또한, 이동 궤적 및 거리를 계산하는 알고리즘을 만드는 과정에 많은 어려움이 있을 수 있는데, 깔창내 가

속도계의 축이 매우 급격히 변화하기 때문이다. 상용화된 보행거리 측정장치인 G 센서 (BTS Bioengineering, S.p.A, Italy)의 경우, 보행 중 가속도계의 축 변화가 상대적으로 덜 하지만 본 실험에 사용된 스마트 깔창은 보행중 가속도계의 축 변화가 매우 크다. 예를 들어, z-축은 스탠스 상태에서는 연직 상방을 가리키지만, toe-off시에는 전방을 가리킨다. 또한 "integration can be distorted by offsets or any drifts,"[10](p. 87)이므로, 더욱 세심한 계산 알고리즘이 필요하다. Truong 등은 본 연구에서 사용한 깔창을 활용해 z-축 방향의 이동 값에 실험 계수를 곱하는 방식으로 정상인의 보행 거리를 추정하였다[7]. 그러나 본 연구에서 소개한 사례의 수술 전 환자 보행처럼 패턴이 불안정한 보행에 이를 적용하는 것은 매우 어려울 것이다.

5. 결론

본 연구에서 제시한 보행분석 방법은 아직 개선해야 할 사항이 있지만, 기존 방법에 비해 많은 장점이 있다. 보다 객관적이고 정량적이며 저렴한 비용으로 환자의 자연스러운 보행을 분석할 수 있고, 좌우 각각의 운동 역학 및 시공간적 분석을 할 수 있어 의료 영역에서 필요한 많은 정보를 제공할 수 있다. 이러한 분석 방법은 향후 특정 질병의 보행 패턴을 정의하고 감별하여 적절한 치료방법을 결정하는 연구로 이어질 것이다.

REFERENCES

- [1] F. P. Hamers, G. C. Koopmans & E. A. Joosten. (2006). CatWalk-assisted gait analysis in the assessment of spinal cord injury. *Journal of neurotrauma*, 23(3), 537-548.
- [2] R. W. Kressig & O. Beauchet. (2006). Guidelines for clinical applications of spatio-temporal gait analysis in older adults. *Aging clinical and experimental research*, 18, 174-176.
- [3] K. Tong & M. H. Granat. (1999). A practical gait analysis system using gyroscopes. *Medical engineering & physics*, 21(2), 87-94.
- [4] S. J. Bamberg, A. Y. Benbasat, D. M. Scarborough, D. E. Krebs & J. A. Paradiso (2008). Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system. *IEEE transactions on information technology in biomedicine : a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*,

12(4), 413-423.

- [5] D. E. Krebs, J. E. Edelman & S. Fishman. (1985). Reliability of observational kinematic gait analysis. *Physical therapy*, 65(7), 1027-1033.
- [6] A. Muro-de-la-Herran, B. Garcia-Zapirain & A. Mendez-Zorrilla. (2014). Gait analysis methods: an overview of wearable and non-wearable systems, highlighting clinical applications. *Sensors(Basel, Switzerland)*, 14(2), 3362-3394.
- [7] P. H. Truong, J. Lee, A. R. Kwon & G. M. Jeong. (2016). Stride Counting in Human Walking and Walking Distance Estimation Using Insole Sensors. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 16(6).
- [8] F. Iglesias Vázquez & W. Kastner. (2013). Analysis of Similarity Measures in Times Series Clustering for the Discovery of Building Energy Patterns. *Energies*, 6(2), 579-597.
- [9] Y. Ooi, F. Mita & Y. Satoh. (1990). Myeloscopic study on lumbar spinal canal stenosis with special reference to intermittent claudication. *Spine*, 15(6), 544-549.
- [10] C. Frigo, M. Rabuffetti, D. C. Kerrigan, L. C. Deming & A. Pedotti. (1998). Functionally oriented and clinically feasible quantitative gait analysis method. *Medical & biological engineering & computing*, 36(2), 179-185.

서민석(Min seok Seo)

[정회원]



- 2011년 2월 : 서울대학교 전기정보공학부 학사
- 2010년 11월 ~ 2013년 5월 : 현대증권 리서치센터 Quant팀
- 2013년 5월 ~ 2016년 2월 : 현대자동차그룹 경제연구소

- 2016년 3월 ~ 현재 : 부산대학교 의학전문대학원 의학과
- 관심분야 : ICT 융합 의학, ICT 융합 의료기기
- E-Mail : minseok.seo777@gmail.com

신명준(Myung Jun Shin)

[정회원]



- 2003년 2월 : 부산대학교 의학과 의학 학사
- 2009년 2월 : 부산대학교 의학과 재활의학 석사
- 2014년 8월 : 부산대학교 의학과 재활의학 박사

- 2019년 3월 ~ 현재 : 부산대학교병원 재활의학과 부교수
- 관심분야 : 노인 재활, 융합의료기기
- E-Mail : drshinmj@gmail.com

권애란 (Ae Ran Kwon)

[정회원]



- 2000년 2월 : 서울대학교 약학과 약학 박사
- 2000년 8월 ~ 2005년 1월 : Stanford University 의과대학 박사후 연구원
- 2005년 5월 ~ 2007년 2월 : 서울대학교 종합약학연구소 책임연구원

- 2007년 3월 ~ 현재 : 대구한의대학교 의과대학 부교수
- 관심분야 : 바이오헬스, 약학, 구조생물학, 피부미용
- E-mail : arkwon@dhu.ac.kr

박태성(Tae Sung Park)

[정회원]



- 2016년 2월 : 부산가톨릭대학교 물리치료학과 학사
- 2018년 2월 : 부산가톨릭대학교 물리치료학과 석사
- 2019년 3월 ~ 현재 : 부산가톨릭대학교 물리치료학과 박사 과정

- 2017년 10월 ~ 현재 : 부산대학교병원 연구원
- 관심분야 : 심장호흡재활, 융합의료기기
- E-Mail : tsbark@naver.com

남경협(Kyoung hyup Nam)

[정회원]



- 2003년 2월 : 부산대학교 의학과 의학 학사
- 2011년 2월 : 부산대학교 의학과 신경외과 의학석사
- 2013년 2월 : 부산대학교 의학과 신경외과 의학박사수료

- 관심분야 : 의학, 척추, IoT
- E-Mail : goodnsdoctor@daum..net