

애니바디 모델링 시스템을 활용한 지형 특화 수정 보행 지수 개발

Development of a Terrain-specific Modified Gait Index Using the AnyBody Modeling System

김윤서¹, 하성민¹, 노준규¹, 황순웅¹, 김완수^{1,*}
(Yoon-Seo Kim¹, Seong-Min Ha², Joon-Kyu No³, Soonwoong Hwang³, and Wansoo Kim^{3,*})

¹Department of Robotics, Hanyang University

²Department of Mechatronics Engineering, Hanyang University

³Department of Robotics, Hanyang University ERICA

Abstract: Gait is intricately linked to human health, with key gait indexes showing strong correlations. To overcome limitations of flat-surface-focused evaluations, we propose a Modified Gait Index (MGI) that adapts to diverse terrains such as ramps and stairs. Gait data were collected from 15 healthy adults using motion capture, IMU (Inertial Measurement Unit), EMG (Electromyography), and force plates. For each terrain, principal component analysis (PCA) identified key contributing features based on loading vectors and contribution scores. MGI formulas were derived by combining these features with clinically relevant variables, including stance/swing ratio and joint flexion angles. Participants were divided into training and test groups based on PCA similarity, and generalization was evaluated using interquartile range-based normal thresholds. Across all terrains, the test group's average GI values remained within the training-defined normal range: 1.05 - 2.82 for ramp ascent, 0.71 - 4.02 for ramp descent, 1.68 - 2.86 for stair ascent, 1.15 - 3.99 for stair descent. Although some test values approached quartile boundaries, no outliers were observed. These results demonstrate the MGI's terrain-adaptive consistency and generalizability, supporting its application in exoskeleton control strategies for users with subclinical gait deviations or muscular overload.

Keywords: anybody modeling system, exoskeleton, gait analysis, gait index, musculoskeletal modeling

I. 서론

보행은 인체가 균형을 유지하면서도 외부 환경 변화에 적응하여 추진력을 생성하는 복합적인 운동 과정이다. 정상 보행은 이러한 과정이 효율적으로 협응 되는 상태를 의미한다[1]. 이를 위해서는 여러 신경계의 정상적인 기능과 협응, 근골격계의 적절한 작용이 필수적이다. 이러한 이유로 정상 보행의 미세한 변화는 신경계나 근골격계 이상의 초기 징후일 수 있다[2].

지금까지의 보행 분석 연구들은 평지 보행에 집중되어왔다. 하지만, 일상생활에서는 경사로와 계단을 오르내리는 등 더 복잡하고 불규칙적인 상황이 빈번하게 발생한다[3]. 이러한 지형에서는 평지에서보다 보행자의 균형 조절과 변화되는 상황에 따른 적응 능력이 더욱 요구되며, 평지에서는 드러나지 않던 보행 이상이 두드러질 수 있다. 따라서, 다양한 지형에서의

보행 특성을 분석하고 평가할 필요가 있다.

현재 보행 평가에 사용되고 있는 동적 보행 지수(DGI, Dynamic Gait Index)는 건강한 남성 노인의 경우에도 만점에 해당하는 점수를 보이기 때문에 2-30대의 성인에게는 적용하기 어렵다[4]. 보행 편차 지수(GDI, Gait Deviation Index)는 보행 패턴을 분석하는 데 유용하지만, 계산이 복잡하고 임상에서 사용하기 어렵다는 한계가 있다[5].

보행 비율 같은 단순한 지표는 민감도가 낮아 미묘한 보행 이상을 감지하기 어렵고, 신체 조건에 따라 결과가 크게 달라진다[6]. 기존 지표들은 특정 조건에서 유용하게 활용될 수 있지만, 지형 변화나 개인 간 보행 전략 차이를 반영하기에는 한계가 명확하다. 특히, 건강한 사람들 간의 미세한 보행 차이나 환경에 따른 적응 전략을 정량화하기에는 민감도가 부족하다.

* Corresponding Author

Manuscript received April 18, 2025; revised June 20, 2025; accepted July 3, 2025

김윤서: 한양대학교 로봇공학과 석사과정(hyrladbstj@hanyang.ac.kr, ORCID[®] 0009-0009-3997-9766)

하성민: 한양대학교 메카트로닉스공학과 박사과정(gktjdals9416@hanyang.ac.kr, ORCID[®] 0009-0006-9348-1131)

노준규: 한양대학교 ERICA 로봇공학과 박사후연구원(njkonly@hanyang.ac.kr, ORCID[®] 0009-0006-6601-1548)

황순웅: 한양대학교 ERICA 로봇공학과 연구부교수(hswfile@hanyang.ac.kr, ORCID[®] 0000-0003-4845-7416)

김완수: 한양대학교 ERICA 로봇공학과 교수(wansookim@hanyang.ac.kr, ORCID[®] 0000-0002-3254-3929)

※ 본 연구는 한양대학교 생명윤리위원회의 승인을 받았으며, 모든 절차는 생명윤리 및 안전에 관한 법률을 준수하여 수행함. (HYUIRB-202504-021).

※ 본 논문은 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2022R1C1C1008306).

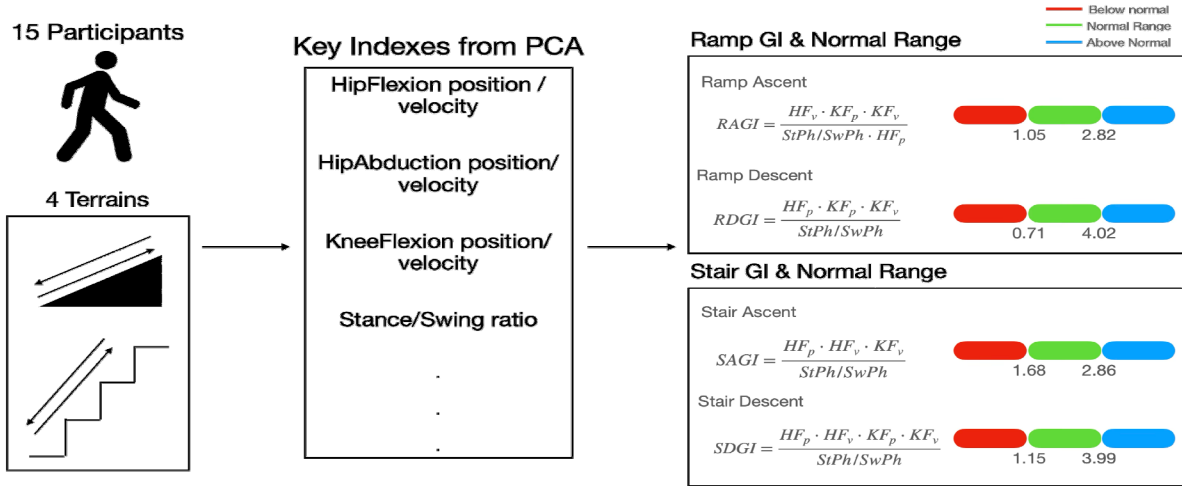


그림 1. 지형에 따른 데이터 수집 및 주요 인덱스 선정을 통해 수정된 Gait Index 개발의 전반적인 흐름도.

Fig 1. Overall flowchart of the modified Gait Index development based on terrain-specific data collection and key indexes selection.

이러한 한계를 극복하기 위해서는, 속도나 가속도 같은 1차 지표가 아니라, 지형별로 상대적으로 중요한 관절의 움직임과 그 기여도를 종합적으로 반영할 수 있는 평가 체계가 필요하다.

본 연구에서는 AnyBody 시뮬레이션을 통해 지형별 관절 움직임을 정량화하고, 해당 데이터를 기반으로 PCA (Principal Component Analysis)를 수행하여 주요 관절의 기여도를 도출함으로써, 지형에 따른 보행을 정량적으로 평가할 수 있는 수정 보행 지수(MGI, Modified Gait Index)를 제안한다.

MGI는 기존 지표 대비 계산이 간결하면서도, 지형 변화에 따른 보행 차이를 반영한다. 이러한 접근은 기존 보행 지표들이 간과했던 지형 차별성, 관절 간 상호작용, 개인차에 따른 보행 차이를 수치적으로 반영할 수 있다는 점에서 차별성이 있다.

본 연구에서 제안하는 MGI는 향후 노화 또는 신경-근골격계 질환에 따른 이상 보행을 조기에 탐지하고, 파킨슨병 환자의 보행 경직이나 뇌졸중 후 나타나는 비대칭 보행 양상과 같은 병리적 보행 특성을 수치화하는 데 활용될 수 있으며, 이를 바탕으로 상황 적응형 보행 보조 제어 전략 및 외골격로봇 설계 기준을 수립하는데 기초 자료로 활용될 수 있다.

II. 실험 설계 및 인덱스 선정

1. 실험 설계

본 논문에서는 지형별 보행의 특성을 분석하기 위해 건강한 성인 남녀 20~30대 15명을 모집했다. 하지 관절의 굽힘 정도를 보기 위해 각 피실험자는 19개의 마커를 이용하여 Motive 프로그램의 Helen Hayes 마커셋을 이용했으며 EMG (Electromyography), IMU (Inertial Measurement Unit), Forceplate, Motion capture 등의 센서와 장치를 사용해서 데이터를 수집했다. 그림 1은 본 연구에서 제안한 MGI 개발 흐름을 나타낸다. 먼저, 지형별로 수집된 보행 데이터를 기반으로 PCA를 수행하여 주요 기여 변수를 도출하고, 이들 변수의 loading의 방향에 따라 분자와 분모를 구성한다. 이후, Stance/Swing ratio는 필수항목으로 포함하고 이를 종합하여 최종 GI식을 구성한다.

그림 2는 데이터 수집에 사용한 마커셋과 실제 실험환경인 계단, 경사로에서 bpm 90의 속도로 왕복 10번의 실험이 진행되었음을 보여준다.

Anybody Modeling Program에서 역동역학 분석 과정을 거쳐 하지의 각 관절의 굴곡에 대한 각도, 속도값으로 분석을 수행하였다.

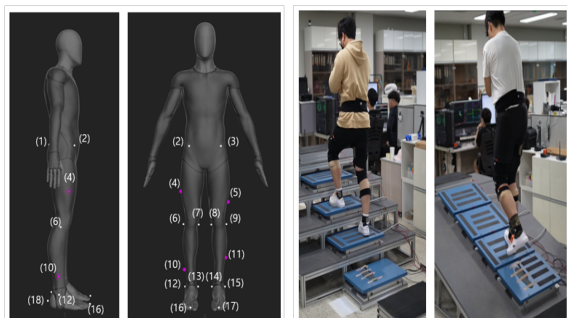


그림 2. Motive 프로그램 Helen Hayes Markerset, 실험환경 (계단, 경사면).

Fig 2. Motive program Helen Hayes Markerset, Experiment environment (Stair, Ramp).

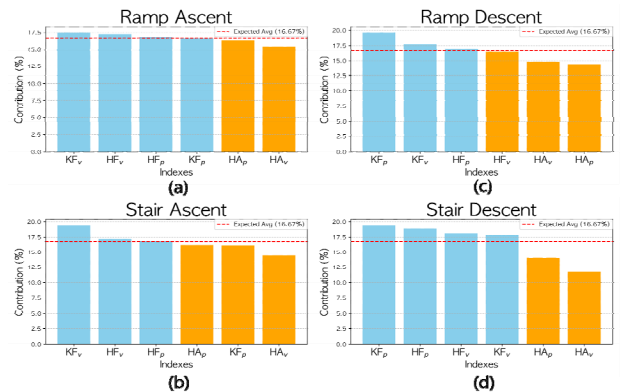


그림 3. 인덱스 선정을 위한 PCA bar plot.

Fig 3. PCA bar plot for the selection of key gait indexes.

2. 인덱스 선정

4개의 지형(경사면/계단 상행·하행)에 대해 추출된 데이터 중 발목관절의 값은 신뢰도가 낮고 변동성이 커서 이후에 제어하기 어려울 것으로 예상되기 때문에 인덱스 선정 기준에 적합하지 않아 분석에서 제외하였다[7]. 또한, 모멘트값은 PCA 결과 대부분의 지형에서 기여도가 낮게 측정되어 분석에서 제외하였다.

따라서, 무릎 굴곡의 각도 및 속도, 고관절 굴곡의 각도 및 속도, 고관절 벌림의 각도 및 속도, 고관절 외회전의 각도 및 속도로 총 8개의 데이터로 PCA를 진행했다[8]. 결과에 따라서 하위 2개의 인덱스를 제외하고 6개의 인덱스를 사용하였다.

그림 3은 인덱스 선정을 위한 PCA bar plot으로 기대 평균 기여도는 6개의 파라미터가 균등하게 기여한다고 가정했을 때 계산된 값으로, $1/6 \times 100 = 16.67\%$ 를 넘는 인덱스만 각 지형의 MGI식을 생성하는 데 활용하였다. 그림에서 나타나는 지형은 다음과 같다. (a): 경사면 상행 (b): 경사면 하행, (c): 계단 상행, (d): 계단 하행을 나타낸다.

III. 데이터 분석 및 지형별 MGI

추후 검증을 위해 15명의 데이터 중 12명의 데이터를 training 데이터로 활용하여 지형별로 수식화하고 나머지 3명의 데이터를 이용하여 분포를 확인했다.

동일 관절의 각도와 속도 값이 모두 PCA 평균 기여도 이상인 경우, 중복성을 제거하기 위해 상관관계 분석을 진행하였고, 모든 지형에서 상관계수는 0.1 이하로 낮게 나타났다.

12명의 PCA 결과를 바탕으로 PC1, PC2의 loading vector 값을 합산한 값이 양수면 분자, 음수면 분모에 배치하였다. 각 인덱스는 절댓값을 취한 후 최댓값을 받아오는 과정에서 이상치 제거를 위해 Kalman Filter를 적용했다.

GI식에 사용된 인덱스는 다음과 같다.

- HF_p : Hip Flexion position
- HF_v : Hip Flexion velocity
- KF_p : Knee Flexion position
- KF_v : Knee Flexion velocity
- $StPh/SwPh$ ratio : Stance/Swing phase ratio

Position은 관절의 굴곡 각도값을 의미하며, 해당 값들은 모션캡처 데이터를 기반으로 추출된 시계열 Joint angle 정보에서 계산되었다. $StPh/SwPh$ ratio는 보행 건강과 음의 상관관계를 가지며 값이 증가할수록 보행의 비효율성 또는 균형 저하를 반영하므로 기존 연구[2]에 따라 분모에 고정하였다.

기존 연구[9]에서는 PCA 분석 결과 비마비측의 loading은 전반적으로 양의 값을, 마비 측은 음의 값을 나타내어, loading 부호가 기능 상태와 관련될 수 있음을 시사하였다. 이에 본 연구에서는 PCA loading의 부호를 기능적 기여 방향으로 해석하여 양의 loading을 분자, 음의 loading을 분모로 배치하였다.

PCA correlation circle plot(그림4, 5)에서는 기대 평균 기여도 이상인 항목을 파란색으로, 이하인 항목은 빨간색으로 시각화하였다.

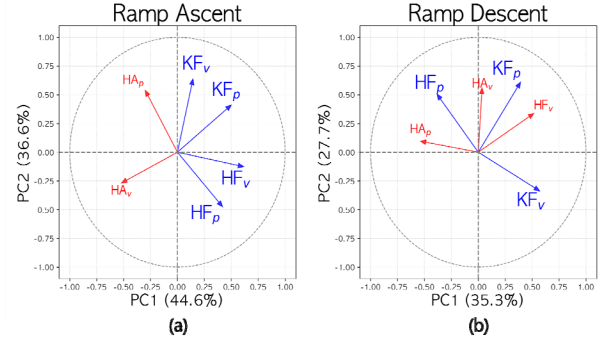


그림 4. 경사면 보행 PCA correlation circle plot.

Fig 4. PCA correlation circle plot for ramp gait.

1. 경사면 보행(상행) : RAGI

$$RAGI = \frac{HF_v \times KF_p \times KF_v}{StPh/SwPh \times HF_p} \quad (1)$$

그림 4(a)는 경사면 보행 상행의 PCA circle plot으로 두 개의 주성분은 전체 데이터 분산의 81.2%를 설명하였으며, 이는 해당 두 성분이 데이터의 변동성을 잘 포착하고 있음을 의미한다. 경사면 보행 상행에서는 6개 중 4개의 인덱스(HF_p , HF_v , KF_p , KF_v)가 기여도가 높게 분석되었다(그림 4.(a)). 이 중 HF_v , KF_p , KF_v 의 loading vector는 양수로 분자에 포함되었고, HF_p 는 음수로 분모에 배치되었다(식 1).

2. 경사면 보행(하행) : RDGI

$$RDGI = \frac{HF_p \times KF_p \times KF_v}{StPh/SwPh} \quad (2)$$

그림 4(b)는 경사면 보행 하행의 PCA circle plot으로 두 개의 주성분은 전체 데이터 분산의 63%를 설명하였으며, 이는 해당 두 성분이 데이터의 변동성을 잘 포착하고 있음을 의미한다. 경사면 보행 하행에서는 6개 중 3개의 인덱스(HF_p , KF_p , KF_v)가 기여도가 높게 분석되었다(그림 4.(b)). 세 개의 인덱스 모두 양수로 나타나 분자에 배치되었다(식 2).

3. 계단 보행(상행) : SAGI

$$SAGI = \frac{HF_p \times HF_v \times KF_v}{StPh/SwPh} \quad (3)$$

그림 5(a)는 계단 보행 상행의 PCA circle plot으로 두 개의 주성분은 전체 데이터 분산의 83.3%를 설명하였으며, 이는 해당 두 성분이 데이터의 변동성을 잘 포착하고 있음을 의미한다. 계단 보행 상행에서는 6개 중 3개의 인덱스(HF_p , HF_v , KF_v)가 기여도가 높게 분석되었다(그림 5.(a)). 세 개의 인덱스 모두 양수로 나타났기 때문에 분자에 배치되었다(식 3).

4. 계단 보행(하행) : SDGI

$$SDGI = \frac{HF_p \times HF_v \times KF_p \times KF_v}{StPh/SwPh} \quad (4)$$

그림 5(b)는 계단 보행 하행의 PCA circle plot으로 두 개의 주성분은 전체 데이터 분산의 72.3%를 설명하였으며, 이는 해당

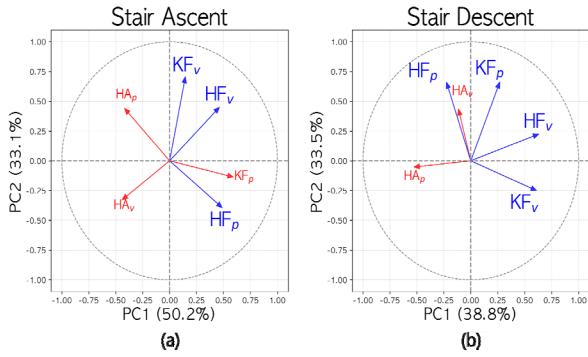


그림 5. 계단 보행 PCA correlation circle plot.
Fig 5. PCA correlation circle plot for stair gait.

두 성분이 데이터의 변동성을 잘 포착하고 있음을 의미한다. 계단 보행 하행에서는 6개 중 4개의 인덱스(HF_p , HF_v , KF_p , KF_v)가 기여도가 높게 분석되었다(그림 5.(b)). 네 개의 인덱스 모두 양수로 나타나 분자에 포함되었다(식 4).

IV. 검증 방법 및 결과

1. 참가자 분할 및 평가 전략

본 연구에서는 지형별 Gait Index의 개인 간 적용 타당성을 검증하기 위해 참가자 기반의 training/test 데이터셋으로 분할을 하였다. 15명의 건강한 성인을 대상으로 수집한 데이터 중 PCA 결과를 기준으로 전체 참가자 집단의 중심(centroid)과 가장 유사한 12명을 선정하여 training 데이터셋을 구성하였다. 나머지 3명은 test 데이터셋으로 구성하여 지형별 MGI식의 적용성과 범용성을 독립적으로 평가하였다.

2. 정상 범위 산정 (IQR기반)

Training 데이터셋의 GI 값으로부터 사분위수 범위(IQR, Interquartile Range)를 계산하여 정상 기준 범위를 정의하였다. 구체적으로는 다음과 같이 설정하였다.

$$\text{정상범위} = [Q_1 - 1.0 \cdot IQR, Q_3 + 1.0 \cdot IQR],$$

$$IQR = Q_3 - Q_1$$

Q_1 과 Q_3 는 GI 분포의 25%, 75%분위수에 해당된다. Test 데이터셋이 정상 범위를 벗어날 경우, 이를 민감하게 판단하기 위해 상수계수는 1.0을 사용하였다. Training 및 Test 데이터셋에 대해 각각 이 기준을 적용하여, GI가 정상 범위에 속하는지에 따라 ‘정상(normal)’ 또는 ‘정상 초과(above Normal)’로 분류하였다.

3. 검증 결과

Training 데이터는 노란색 박스, Test 데이터는 핑크색 박스로 나타내고 정상 데이터는 초록색 점으로 시각화하였다.

3.1 경사면 보행 (상행)

그림 6(a)는 경사면 보행 검증을 위한 box plot으로 상행에서는 training 데이터를 기반으로 산출한 GI의 정상 범위가 1.0507 ~ 2.8242 ($Q_1 = 1.6418, Q_3 = 2.2330$)로 설정되었다. 이에 따라 test 그룹 3명의 평균 GI는 각각 1.5760, 1.4193, 1.4478로 모두 정상 범위 내에 포함되었으며, 이상으로 분류된 값은 없었다.

또한 test 그룹 내 GI 분포의 분산이 작고 중심이 training 분포와 유사하여, GI 지표가 해당 지형에서 높은 일관성을 보이는 것으로 판단된다(그림 6(a)).

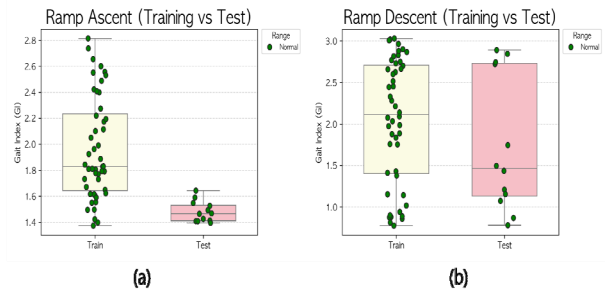


그림 6. 경사면 보행에서 Training과 Test 그룹의 GI 분포를 비교한 Box plot.

Fig 6. Box plots comparing GI distributions of training and test groups in ramp gait.

3.2 경사면 보행 (하행)

그림 6(b)는 경사면 보행 검증을 위한 box plot으로 하행에서의 training 데이터를 기반으로 산출된 GI 정상 범위는 0.7140 ~ 4.0175 ($Q_1 = 1.8152, Q_3 = 2.9163$)로 나타났다. 이에 따라 test 그룹 3명의 평균 GI는 각각 3.1867, 1.3150, 1.1231로 모두 해당 정상 범위 내에 포함되었으며, 정상 초과(above Normal)로 분류된 참가자는 없었다. 다만, 일부 test 그룹의 GI가 상위 분위수(Q_3)에 근접하는 경향이 관찰되었으며, 해당 지형에서의 개인 간 보행 특성 차이가 GI의 분포에 일정 부분 영향을 줄 수 있음을 시사한다. 그럼에도 불구하고 GI는 일반적인 정상 범위 내에서 안정적으로 분류할 수 있음을 확인하였다(그림 6(b)).

3.3 계단 보행 (상행)

그림 7(a)는 계단 보행 검증을 위한 box plot으로 상행에서는 training 데이터를 기준으로 산출된 GI의 정상 범위는 1.6785 ~ 2.8588 ($Q_1 = 2.0720, Q_3 = 2.4654$)로 확인되었다. Test 그룹 3명의 평균 GI는 각각 2.4974, 2.4101, 2.4099로 모두 정상 범위 내에 위치하였으며, 정상 초과로 분류된 사례는 없었다. 또한 test 그룹의 GI 값들이 Q_1 ~ Q_3 사이에 고르게 분포하며 training 분포와의 유사성이 매우 높게 나타났다. 이로써 GI 지표는 해당 지형에서도 높은 일반화 성능과 정량적 신뢰도를 유지함을 확인할 수 있었다(그림 7(a)).

3.4 계단 보행 (하행)

그림 7(b)는 계단 보행 검증을 위한 box plot으로 하행에서는 training 데이터를 기반으로 계산된 GI의 정상 범위는 1.1452 ~ 3.9940($Q_1 = 2.2135, Q_3 = 2.9257$)로 나타났다. Test 그룹 3명의

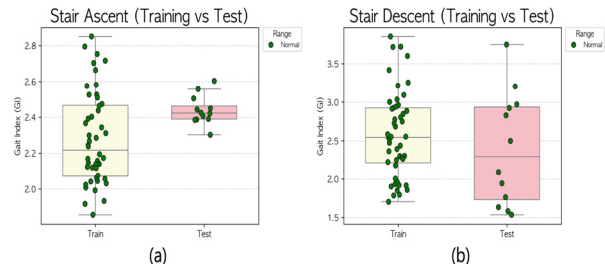


그림 7. 계단 보행에서 Training과 Test 그룹의 GI 분포를 비교한 Box plot.

Fig 7. Box plots comparing GI distributions of training and test groups in stair gait.

평균 GI는 각각 2.9811, 2.5707, 1.6290으로 모두 정상 범위 내에 포함되었으며 이상으로 분류된 참가자는 없었다. 한 참가자는 Q3를 경미하게 초과하였고, 다른 참가자는 Q1 미만에 위치하여 일부 데이터가 경계값 부근에 분포하는 양상이 확인되었다. 이는 다른 지형들과 비교했을 때 계단 하행 지형에서 상대적으로 GI의 분산이 크고 경계 영역에 물리는 경향이 있음을 보여준다 (그림 7(b)).

V. 논의

본 연구는 보행 속도와 계단 조건을 통제된 실험환경에서 수행되었다. 실험 시 피험자들은 bpm 90에 맞춰 일정한 속도로 이동하였으며, 계단은 단 높이 18 cm, 단 깊이 30.5 cm의 규격을 사용하였다. 그러나 보행 속도의 변화나 계단의 기하학적 차이는 관절 운동 범위와 지면반력 패턴에 영향을 줄 수 있으므로, 제안된 MGI가 다양한 속도 조건이나 계단 형상에서도 일관된 결과를 도출할 수 있는지에 대해서는 향후 연구를 통해 추가로 검증할 예정이다.

지형별 분석 결과, 경사면 상행과 계단 상행에서는 test 그룹 전원의 GI가 정상 범위 내에 포함되어 높은 일관성을 보였으며, 특히 상행 보행에서는 HF_p , HF_v , KF_p , KF_v 와 같은 인덱스가 중력에 대항하여 체중을 들어 올리는 데 필요한 추진력 생성과 관련이 있어 기여도가 높게 나타났으며, 빠른 고관절의 움직임이 효율적인 상행 동작에 기여하는 주요 요소로 분석되었다. 경사면 하행 지형에서는 일부 분산 증가 경향은 관찰되었으나 대부분 정상 범위에 위치하여 수용할 수 있는 일반화 성능을 확인할 수 있었다. 반면, 계단 하행과 같이 보행 특성의 변동성이 큰 지형에서는 제안한 GI가 특정 구간에서 민감하게 반응하거나 보수적으로 작동하는 양상이 나타나, 지형별 개인차를 고려한 정상 기준의 세분화 또는 보조 지표의 도입이 향후 필요할 수 있음을 시사하였다.

현재 연구는 2 - 30대 건강한 성인을 대상으로 수행되어 제안된 MGI는 지형별로 민감한 보행 전략 차이를 정량화할 수 있는 구조적 특성과 수식 기반 구성을 통해, 각 관절 기여도의 방향성과 중요도를 함께 반영하였다. 이러한 특성은 신경계 및 근골격계 질환자나 노인 등 다양한 인구집단의 이상 보행을 조기에 탐지하거나 보행 보조 로봇의 제어 기준으로 적용될 경우 임상적·공학적으로 큰 의미가 있을 것으로 보인다.

VI. 결론

본 연구에서는 다양한 지형에서의 보행을 정량적으로 평가하기 위해 15명의 건강한 성인 데이터를 바탕으로 PCA를 통해 주요 보행 인덱스를 선정하고 이를 기반으로 지형별 MGI를 도출하였다. 참가자 간 PCA 기반 유사도를 활용해 전체 데이터를 training (12명)과 test (3명)으로 나누었으며, training 그룹에서 산출한 IQR 기반 정상 범위를 바탕으로 제안한 MGI의 일반화 가능성을 test 그룹에서 평가하였다.

본 논문에서 제안하는 MGI는 다양한 지형에서의 보행 특성을 정량적으로 반영할 수 있는 핵심 지표로서 상황 적응형 보행 보조 전략 수립이나 외골격로봇의 제어 알고리즘에 있어 유용한 기반 정보를 제공할 수 있다. MGI는 각 인덱스의 방향성과

기여도를 기반으로 구성되어 단순히 정상/비정상을 판단하는 것을 넘어, 관절 제어 전략을 정량적으로 도출할 수 있는 구조적 해석 가능성을 가진다. 향후 실시간 MGI 분석이 가능해질 경우 보다 직관적이고 사용자 맞춤형 로보틱 피드백 시스템으로 확장될 수 있다.

제안한 MGI는 정상 보행 범위에 대한 정량적 기준을 제시함으로써, 파킨슨병 환자의 보행 경직이나 뇌졸중 후 나타나는 비대칭 보행과 같은 병리적 특성을 수치화하고 이상 보행을 조기에 탐지하는데 기여할 수 있다. 이러한 특성은 향후 상황 적응형 보행 보조 제어 전략 개발과 외골격로봇 설계 기준 수립을 위한 기초 자료로 활용될 수 있을 것이다.

REFERENCES

- [1] J.-H. On, S.-P. Choi, Y.-W. Shin, M.-S. Kim, and J.-H. Park, "Development of a modular data acquisition system based on multimodal sensors for gait assistance systems," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 30, no. 8, pp. 879-889, 2024. doi: 10.5302/J.ICROS.2024.24.0076
- [2] A.I. Faisal, T. Mondal, and M. J. Deen, "Systematic development of a simple human gait index," *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 17, pp. 229 - 242, 2024. doi: 10.1109/RBME.2023.3279655
- [3] M. Orendurff, "Gait during real-world challenges: Gait initiation, gait termination, acceleration, deceleration, turning, slopes, and stairs," *Handbook of Human Motion*, Springer, Cham. 2018. doi: 10.1007/978-3-319-14418-4_47
- [4] T. Herman, N. Inbar-Borovsky, M. Brozgol, N. Giladi, and J. M. Hausdorff, "The Dynamic gait index in healthy older adults: The role of stair climbing, fear of falling and gender," *Gait Posture*, vol. 29, no. 2, pp. 237 - 241, 2009. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.08.013
- [5] D. Mar, I. Lieberman, and R. Haddas, "The Gait Deviation Index as an indicator of gait abnormality among degenerative spinal pathologies," *European Spine Journal*, vol. 29, no. 10, pp. 2591 - 2599, Oct. 2020. doi: 10.1007/s00586-019-06252-2
- [6] B. Bogen, R. Moe-Nilssen, A. H. Ranhoff, and M. K. Aaslund, "The walk ratio: Investigation of invariance across gait conditions and gender in community-dwelling older people," *Gait Posture*, vol. 61, pp. 479 - 482, 2018. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.02.019
- [7] M. C. Smith, P. Leveridge, G. Massey, J. Tyrrell, M. Hilton, and G. K. R. Williams, "Investigating the effect of motion capture suits on the test - retest reliability of gait parameters," *Applied Sciences*, vol. 14, no. 18, p. 8570, 2024. doi: 10.3390/app14188570.
- [8] W. J. Seo and J. S. Choi, "Signal processing method of gyro sensor for improving the performance of recognizing assist phase of gait assist wearable robot." *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 29, no. 2, pp. 98-106, 2023.

doi: 10.5302/J.ICROS.2023.22.0220

- [9] J. Cho, S. Ha, J. Lee, M. Kim, and H. Kim, "Stroke walking and balance characteristics via principal component analysis," *Scientific Reports*, vol. 14, no. 10465, 2024.

doi: 10.1038/s41598-024-60943-5



김 윤 서

2024년 나사렛대학교 재활공학과 졸업.
2024년~ 현재 한양대학교 로봇공학과 석사 재학 중. 관심 분야는 보행 분석, 보행 보조로봇 제어.



하 성 민

2020년 한국평생교육진흥원 기계공학전공(공학사) 2021~2023년 한양대학교 메카트로닉스공학과 석사 졸업 2023년~ 현재 한양대학교 로봇공학과 박사 재학 중. 관심 분야는 외골격로봇 제어.



노 준 규

2012년 강원대학교 메카트로닉스공학과 학사 졸업 2022년 한양대학교 메카트로닉스공학과 석박사 통합과정 졸업 2022~ 현재 한양대학교 ERICA 로봇공학과 박사후연구원.



황 순 응

2007년 한양대학교 ERICA 기계공학과 학사 졸업 2009년 한양대학교 메카트로닉스공학과 석사 졸업 2016년 한양대학교 메카트로닉스공학과 박사 졸업 2019년 한양대학교 ERICA 산학협력단 박사후연구원 2023~ 현재 한양대학교 ERICA 로봇공학과 연구부교수.



김 완 수

2008년 한양대학교 ERICA 기계공학과(공학사) 2015 한양대학교 기계공학과(공학박사, 석박사 통합) 2015-2016 한양대학교 ERICA 공학기술연구소 박사후연구원 2016-2021 Istituto Italiano di Tecnologia (IIT) 박사후연구원 2021~2024 한양대학교 ERICA 로봇공학과 조교수, 2024~ 현재 한양대학교 ERICA 로봇공학과 부교수. 관심 분야는 인간-로봇협업, 인체모델링, 외골격로봇.