

마이크로 제어방식과 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 사용 넓적다리 절단자의 트레드밀 경사로 오르막 내리막 보행시 특성

성우성¹ · 정동훈^{2*}¹중앙보훈병원 보장구센터 재활학 박사²*나사렛대학교 재활의료공학과 교수

Characteristics of Walking Uphill and Downhill on a Treadmill Incline for Trans-Femoral Amputees Using Micro and Non-Micro Processor Knee Joints

Woo-Sung Seong¹ · Dong-Hoon Jeong^{2*}¹Ph. D, Prosthetics and Orthotics Center, Veterans Hospital Service Medical Center, Seoul 05368, Korea²*Professor, Dept. of Rehabilitation Technology, Korea Nazarene University, Cheonan 31172, Korea

[요약]

본 연구는 넓적다리 절단장애인 4명을 대상으로 마이크로와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치를 착용한 후 보행특성을 알아보았다. 이를 위해 $\pm 7^\circ$ 트레드밀 경사각에서 오르막과 내리막 보행시 시간·거리, 운동형상학, 운동학적 변수를 측정하였다. 통계적 유의성을 위해 단일 집단 사전·사후 검사와 윌콕슨 부호순위 검정을 하였고, 유의수준은 $\alpha=0.1$ 로 하였다. 연구 결과 시간·거리 변수와 운동형상학적 변수는 통계적 유의성이 없었으나 운동학적 변수 중 마이크로 제어방식 관절 굽힘에 대한 모멘트 값이 절단측과 정상측에서 감소하였고, 내리막 보행시 안정성 역시 증가하였다. 그러나, 마이크로 제어방식이 비마이크로 제어방식 보다 입각기와 유각기에서 우수할 것으로 예측하였으나 보행 분석 결과에는 유의미한 차이는 없었다.

[Abstract]

This study examined the gait characteristics of four individuals with transfemoral amputations after wearing micro/non-microprocessor knees. Accordingly, time, distance, and kinematic variables were measured while the participants walked uphill and downhill on a treadmill set at $\pm 7^\circ$. To determine statistical significance, a single-group pre/post test and Wilcoxon test were conducted, with a significance level set at $\alpha=0.1$. The results showed that time/distance and kinematic variables did not exhibit statistical significance. However, the kinetic moment value for flexion of the microprocessor knee significantly decreased on both the amputated and normal sides, and stability increased while walking downhill. It was predicted that the microprocessor would be superior to the non-microprocessor in the stance and swing phases. There was no statistically difference in the gait analysis results.

색인어 : 마이크로 제어방식, 비마이크로 제어방식, 무릎관절장치, 보행 분석, 트레드밀**Keyword** : Microprocessor, Non-Microprocessor, Prosthetic Knee, Gait Analysis, Treadmill<http://dx.doi.org/10.9728/dcs.2023.24.12.3239>

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Received 08 November 2023; Revised 05 December 2023

Accepted 22 December 2023

*Corresponding Author; Dong-Hoon Jeong

Tel: +82-41-570-4924

E-mail: dhjeong@kornu.ac.kr

1. 서론

일반적으로 넓적다리의지에 사용되는 무릎관절장치는 효율성(efficiency)을 주된 목표로 하며, 절단장애인의 활동수준(activity level)과 관절가동범위(range of motion) 등 신체조건에 따라 선택하고, 효율성(efficiency)을 주요 목표로 한다. 다양한 무릎관절장치가 임상에서 사용되고 있으며, 최근에는 정상족 다리의 움직임에 맞게 작동되는 마이크로 제어방식 무릎관절장치를 많이 사용하고 있다. 마이크로 제어방식 무릎관절장치는 무릎의 안정성과 보행 효율성에 큰 역할을 할 뿐만 아니라, 정상족 다리의 움직임에도 긍정적인 영향을 미친다[1]. 따라서 정상족 다리의 근육도 의지 보행에 맞게 적절하게 대응 할 수 있도록 훈련이 필요하다[2].

절단장애인은 넓적다리의지 착용 후 새로운 환경에 적응하며 보행 훈련을 시작하게 된다. 경사지와 계단, 언덕길 등에서의 보행은 매우 중요하게 다루어지고 있다. 특히, 경사지 내려가기 보행 시 절단측에 체중을 지지하고, 무릎관절장치의 굽힘 반응은 보행 입각기 안정성 확보를 위해 중요한 동작으로 매우 주의를 요하는 과정이다[3]-[6]. 마이크로 제어방식 무릎관절장치는 넓적다리절단 장애인들의 부족한 기능을 보완하고 대체할 수 있도록 제작되었으며, 비마이크로 제어방식 무릎관절장치보다 안정적인 기능들이 추가되었다[3]-[5],[7]-[9]. 또한, 마이크로 제어방식 무릎관절장치는 보행기능 향상, 안정성, 효율성 등 많은 부분에서 개선되고 발전되고 있다[10]-[12].

다리절단 장애인의 일상생활활동과 스포츠 활동 시 보행 개선을 위해 개발된 마이크로 제어방식 무릎관절장치는 많은 절단장애인의 활동등급 향상에 도움이 되고 있다. 그리고 마이크로 제어방식 무릎관절장치는 비마이크로 제어방식 무릎관절장치보다 여러 가지 첨단장치와 기능을 제공한다. 특히, 보행 입각기 안정성과 유각기 보행속도를 사용자의 환경에 맞추어 실시간 조절이 가능하게 한다. 또한, 마이크로 제어방식 무릎관절장치는 계단, 경사지, 그리고 평지 보행에 최적화되어 있으며, 균형을 유지하는 기능도 매우 좋다. 그리고 보행 시 에너지소비와 낙상 위험이 감소하고, 인지 노력도 감소하게 된다. 그러므로 마이크로 제어방식 무릎관절장치에 대한 보행만족도가 매우 높게 나타나고 있다[5],[13]-[15].

그러나, 상당수의 넓적다리 절단장애인은 마이크로 제어방식 무릎관절장치보다 비마이크로 제어방식 무릎관절장치를 착용하고 있다. 이는 비용적인 측면의 이유도 있겠지만, 마이크로 제어방식과 비마이크로 제어방식 무릎관절장치에 대한 객관적인 보행분석 및 임상 자료가 없는 부분도 영향을 미친 것으로 생각한다.

넓적다리 절단장애인의 독립적인 활동을 위해서는 보행기능이 우수한 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용을 고려해야 한다. 그러나 마이크로 제어방식 무릎관절장치의 기능 향상과 발전에도 불구하고, 임상에서는 비마이크로 제어방식 무릎관절장치에서 마이크로 제어방식 무릎관절장치로 전환하는

데 제작전문가의 경험과 조언에만 의존하는 실정이다. 이처럼, 아직까지 국내에서는 마이크로 제어방식 무릎관절장치와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치에 대한 보행특성 연구가 이루어지지 못하였다. 따라서 본 연구는 마이크로 제어방식 무릎관절장치와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치에 대한 보행특성을 알아보고, 향후 넓적다리 절단장애인들에게 보행 개선에 필요한 정보를 제공하여 임상에서 마이크로 제어방식 무릎관절장치의 사용 확대를 위한 임상 자료로 제공하고자 실시하였다.

II. 본론

2-1 연구 대상

서울 소재의 “A” 병원을 방문한 넓적다리 절단장애인 중 본 연구의 취지를 이해하고 참여에 동의한 4명을 대상으로 하였다. 연구대상자의 과거력 청취 및 이학적 검사와 독립 보행을 확인하였고, 절단 원인, 키, 몸무게, 의지 착용기간, 절단단(stump) 길이 그리고 활동등급 등 자료 분석에 필요한 정보를 수집하였다. 본 연구는 중앙보훈병원 기관생명윤리위원회의 승인(VHSMC202101043002)을 받아 실험을 수행하였다.

2-2 연구 절차

1) 트레드밀 경사지(오르막, 내리막)보행

모든 대상자에게 실험에 대한 충분한 설명을 한 후 동작분석을 위한 스판덱스(spandex) 의상을 착용시켰다. 연구대상자는 마이크로 제어방식 무릎관절장치의 넓적다리의지를 착용하고, 의지정렬에 대해 점검 및 수정을 하였다. 보행 적응을 위해 60분간 보행 훈련을 실시한 후 관찰 분석을 수행하였다. 마찬가지로 대상자는 비마이크로 제어방식 무릎관절장치의 넓적다리의지를 착용 한 후 의지정렬에 대해 점검 및 수정을 하고, 동일하게 60분간 보행 훈련을 실시한 후 관찰 분석을 수행하였다.

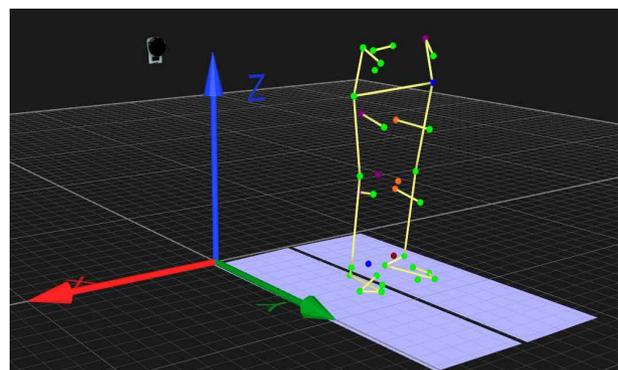


그림 1. 마커 부착 위치
Fig. 1. Marker position

대상자들은 충분히 적응시간을 거친 후 오르막, 내리막 경사 보행 시 대상자가 선택한 편안한 속도를 확인하여 그 속도를 고정 속도로 하여 실험을 진행하였다. 이때, 오르막과 내리막 경사로의 경사는 $\pm 12\%$ ($\pm 7^\circ$)로 설정하였다. 또한, 숙련된 실험자가 대상자의 하지 관절 및 분절(segment)에 반사마커를 부착하였다. 모든 대상자들은 위와 같은 절차를 두 가지 무릎관절장치를 착용한 후 각각 1회씩 실시하였으며, 안전을 위하여 하네스(harness)를 착용하고, 보행 분석을 실시하였다(그림 1).

2) 실험장비와 보행 분석

본 연구에서는 적외선 카메라 8대(Oqus 300, Qualisys, Sweden; 100 Hz)를 이용하여 보행 동안 두 가지 무릎관절장치의 차이를 알아보기 위하여 보행 속도, 분속수(cadence), 활보장(stride length), 입각기 비율, 유각기 비율 등 보행 변수를 분석하였다. 또한, 엉덩관절과 무릎관절, 그리고 발목관절의 관절각도, 모멘트 등의 운동역학적 변인을 각각 산출하였다. 모든 데이터는 5번의 활보(stride) 동안 분석하였으며, 관절각도는 해당 하지의 발이 지면에 접촉하는 순간(1st heel-contact)부터 동일한 해당 하지의 발이 다시 지면에 접촉하는 순간(2nd heel-contact)까지의 보행주기(gait cycle)를 분석해 활용하였다. 모멘트는 해당 하지의 발이 지면에 접촉하는 순간부터 해당 하지의 발이 지면으로부터 떨어지는 순간까지의 입각기를 분석하였다. 본 연구에서 엉덩관절, 무릎관절, 그리고 발목관절의 관절각과 모멘트는 x축을 기준으로 양(+)의 값을 굽힘(flexion), 음(-)의 값을 펴(extension)으로 정의하였으며, 발목관절은(+) 발등 굽힘(dorsi flexion), (-) 발바닥 굽힘(plantar flexion)으로 정의하였다(그림 2).



그림 2. 보행분석
Fig. 2. Gait analysis

3) 연구의 제한점

본 연구의 대상자는 고가의 마이크로 제어방식 무릎관절장치를 사용하는 넓적다리의지 착용자로, 연구대상자를 구하는데 제한이 있었고, 보행분석을 위한 트레드밀 길이가 짧아 경사지 각도를 $\pm 7^\circ$ 로 제한하여 실시하였다. 그리고 연구에 참여한 연구대상자가 모두 남성이었으므로 연구 결과를 일반화하는데 한계가 있다.

2-3 자료 처리

본 연구에서 측정된 모든 자료는 SPSS/WIN 23.0 통계 프로그램을 이용하여 단일집단 사전·사후 검사설계를 실시하였다. 첫 번째는, 트레드밀 경사지 각도는 $\pm 12\%$ ($\pm 7^\circ$)에서 마이크로 제어방식 무릎관절장치를 착용하고 오르막과 내리막 보행을 실시하였고, 두 번째는, 동일 환경에서 비마이크로 제어방식 무릎관절장치를 착용하고 실시하였다. 보행주기 동안의 시·공간적, 운동형상학적 그리고 운동역학적 변수는 기술통계를 이용하여 평균과 표준편차를 구하였고, 윌콕슨 부호순위검정(Wilcoxon signed rank test)을 하여 차이를 알아보았다. 통계적 유의수준 α 는 0.1로 하였다.

III. 연구 결과

3-1 연구대상자의 일반적 특성

본 연구는 총 4명의 넓적다리 절단장애인을 대상으로 연구를 진행하였고, 대상자들의 일반적 특성은 아래 표와 같다(표 1, 표 2).

표 1. 대상자 일반적 특성

Table 1. General characteristic of subjects

| Subject | Age (year) | Mass (kg) | Etiology | AS | TSA | K-level (MFCL) |
|---------|------------|-----------|----------|-------|-----|----------------|
| 1 | 45 | 74.3 | TM | Right | 24 | K3 |
| 2 | 44 | 67.3 | AC | Left | 25 | K3 |
| 3 | 58 | 70.3 | TM | Left | 35 | K3 |
| 4 | 64 | 70.6 | AC | Left | 40 | K3 |

1. AS; Amputated side 2. TSA; Time since amputation(year) 3. MFCL; Medicare functional classification level 4. TM; Trauma 5. AC; Accident

표 2. 마이크로제어방식/비마이크로제어방식 넓적다리 구성품

Table 2. Select prosthetic componentry characteristics for MPK & N-MPK

| Subject | MPK | | |
|---------|-----------------------------------|---------|-----------|
| | Suspension | Knee | Foot |
| 1 | Ischial containing suction socket | RHEO | Pro-flex |
| 2 | Hybrid socket silicone pin liner | Genium | Triton LP |
| 3 | Ischial containing suction socket | C-Leg 4 | C-walk |
| 4 | Hybrid suction socket | RHEO | Pro-flex |

| Subject | N-MPK | | |
|---------|-----------------------------------|----------------|--------|
| | Suspension | Knee | Foot |
| 1 | Ischial containing suction socket | Otto bock 3R80 | C-walk |
| 2 | Hybrid socket silicone pin liner | Otto bock 3R80 | C-walk |
| 3 | Ischial containing suction socket | Otto bock 3R80 | C-walk |
| 4 | Hybrid suction socket | Otto bock 3R80 | C-walk |

3-2 시간-거리 변수(Spatio-Temporal Parameters)

보행분석 결과, 속도 평균값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 0.65 m/sec, 0.65 m/sec로 나타났고, 내리막 보행은 각각 0.52 m/sec, 0.52 m/sec로 나타나 유의한 차이가 없었다. 분속수 평균값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 98,0 steps/min, 100,5 steps/min로 나타났고, 내리막 보행은 각각 100,5 steps/min, 100,6 steps/min로 나타났다.

절단측 활보장 평균값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 0.87 m, 0.86 m로 나타났고, 내리막 보행은 각각 0.70 m, 0.66 m로 나타나, 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 조금 높게 나타났다. 정상측 활보장 평균값은 마이크로 제어방식 넓적다리의지 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 넓적다리의지 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 0.87 m, 0.85 m로 나타났고, 내리막 보행은 각각 0.71 m, 0.66 m로 나타나 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 유의한 차이가 나타났다.

절단측 입각기 평균값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 64.0%, 64.4%로 나타났고, 내리막 보행은 각각 59.1%, 61.7%로 나타났다. 정상측 입각기 시 평균값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 71.9%, 71.4%로 나타났고, 내리막 보행은 각각 68.5%, 70.3%로 나타났다.

절단측 유각기 평균값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 35.9%, 34.9%로 나타났고, 내리막 보행은 각각 40.8%, 38.3%로 나타났다. 정상측 유각기 평균값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 28.0%, 28.5%로 나타났고, 내리막 보행은 각각 31.4%, 29.6%로 나타났다(표 3).

3-3 운동형상학적 변수(Kinematic Parameters)

절단측 엉덩관절 굽힘 최댓값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 33.2°, 31.2°로 나타났고, 내리막 보행은 각각 19.8°, 18.4°로 나타나 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 조금 높게 나타났다. 절단측 엉덩관절 폼 최솟값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 -8.90°, -11.3° 나타났고, 내리막 보행은 각각 -5.29°, -12.9°로 나타났다.

표 3. 마이크로제어방식/비마이크로제어방식 무릎관절장치의 시간-거리변수

Table 3. Spatio-temporal parameter during treadmill negotiation MPK & N-MPK

| Side | Parameter | Treadmill ascent | | |
|------|---------------------|-------------------|------------|------|
| | | MPK | N-MPK | p |
| RL | Velocity (m/sec) | 0.65±0.21 | 0.65±0.21 | 1.00 |
| | Cadence (setps/min) | 98.0±1.13 | 100.0±2.24 | 0.06 |
| | Stride length (m) | 0.87±0.29 | 0.86±0.29 | 0.59 |
| | Stance phase (% GC) | 64.0±2.10 | 64.4±2.63 | 0.71 |
| | Swing phase (% GC) | 35.9±0.14 | 34.9(1.84) | 0.14 |
| IL | Stride length (m) | 0.87±0.28 | 0.85±0.29 | 0.06 |
| | Stance phase (% GC) | 71.9±3.87 | 71.4±4.34 | 0.27 |
| | Swing phase (% GC) | 28.0±3.87 | 28.5±4.34 | 0.27 |
| Side | Parameter | Treadmill descent | | |
| | | MPK | N-MPK | p |
| RL | Velocity (m/sec) | 0.52±0.11 | 0.52±0.11 | 1.00 |
| | Cadence (setps/min) | 100.5±16.0 | 106.3±14.4 | 0.06 |
| | Stride length (m) | 0.70±0.21 | 0.66±0.18 | 0.10 |
| | Stance phase (% GC) | 59.1±3.15 | 61.7±3.58 | 0.14 |
| | Swing phase (% GC) | 40.8±3.15 | 38.3±3.50 | 0.14 |
| IL | Stride length (m) | 0.71±0.22 | 0.66±0.18 | 0.06 |
| | Stance phase (% GC) | 68.5±4.48 | 70.3±3.51 | 0.27 |
| | Swing phase (% GC) | 31.4±4.48 | 29.6±3.51 | 0.27 |

RL: Residual Limb, IL: Intact Limb

정상측 엉덩관절 굽힘 최댓값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 넓적다리의지 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 37.5°, 36.6°로 나타났고, 내리막 보행은 각각 24.5°, 23.7°로 나타나 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 조금 높게 나타났다. 정상측 엉덩관절 폼 최솟값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 -0.40°, -1.39°로 나타나 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 폼이 감소하였고, 내리막 보행은 각각 -0.85°, -1.39°로 나타나 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 폼 감소가 높게 나타났다.

절단측 무릎관절 굽힘 최댓값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 45.5°, 47.2°로 나타났고, 내리막 보행은 각각 50.1°, 47.6°로 나타났다.

절단측 무릎관절 폼 최솟값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 -0.76° , -4.33° 로 나타나 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 폼이 감소하였고, 내리막 보행은 각각 0.01° , -2.35° 로 나타나 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 폼 감소가 높게 나타났다.

정상측 무릎관절 굽힘 최댓값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 53.6° , 54.0° 로 나타났고, 내리막 보행은 각각 52.0° , 54.4° 로 나타났다, 정상측 무릎관절 폼 최솟값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 -3.39° , -2.39° 로 나타났고, 내리막 보행은 각각 0.98° , -2.93° 로 나타나 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 폼 감소가 높게 나타났다.

표 4. 마이크로제어방식/비마이크로제어방식 무릎관절장치의 운동형상학적 특징

Table 4. Kinematic parameter of treadmill negotiation using MPK & N-MPK

| Side | Parameter (Angle $^\circ$) | Treadmill ascent | | | |
|------|-----------------------------|-------------------|------------------|------------------|------|
| | | MPK | N-MPK | p | |
| RL | Hip joint (FX + EX-) | M | 33.2 \pm 7.33 | 31.2 \pm 7.99 | 0.14 |
| | | N | -8.90 \pm 1.29 | -11.3 \pm 3.46 | 0.06 |
| | Knee joint (FX + EX-) | M | 45.5 \pm 12.4 | 47.2 \pm 14.3 | 0.71 |
| | | N | -0.76 \pm 1.85 | -4.33 \pm 5.19 | 0.46 |
| | Ankle joint (DF + PF -) | M | 9.82 \pm 2.60 | 8.22 \pm 1.06 | 0.14 |
| | | N | -3.91 \pm 2.25 | -4.16 \pm 2.16 | 0.71 |
| IL | Hip joint (FX + EX-) | M | 37.5 \pm 7.92 | 36.6 \pm 6.38 | 0.46 |
| | | N | -0.40 \pm 3.67 | -1.39 \pm 3.19 | 0.71 |
| | Knee joint (FX + EX-) | M | 53.6 \pm 5.31 | 54.0 \pm 6.74 | 0.46 |
| | | N | -3.39 \pm 1.51 | -2.93 \pm 4.25 | 0.46 |
| | Ankle joint (DF + PF -) | M | 10.0 \pm 0.53 | 12.0 \pm 2.44 | 0.14 |
| | | N | -21.2 \pm 2.81 | -16.1 \pm 4.24 | 0.06 |
| Side | Parameter (Angle) | Treadmill descent | | | |
| | | MPK | N-MPK | p | |
| RL | Hip joint (FX + EX-) | M | 19.8 \pm 5.97 | 18.4 \pm 4.64 | 0.46 |
| | | N | -5.29 \pm 3.78 | -12.9 \pm 3.53 | 0.06 |
| | Knee joint (FX + EX-) | M | 50.1 \pm 14.0 | 47.6 \pm 10.5 | 0.71 |
| | | N | 0.01 \pm 1.92 | -2.35 \pm 3.76 | 0.71 |
| | Ankle joint (DF + PF -) | M | 7.75 \pm 1.22 | 4.49 \pm 0.96 | 0.06 |
| | | N | -6.83 \pm 2.49 | -7.42 \pm 2.80 | 1.0 |
| IL | Hip joint (FX + EX-) | M | 24.5 \pm 3.13 | 23.7 \pm 3.67 | 0.27 |
| | | N | 0.85 \pm 5.37 | -1.39 \pm 3.19 | 0.27 |
| | Knee joint (FX + EX-) | M | 52.0 \pm 4.58 | 54.4 \pm 6.11 | 0.14 |
| | | N | 0.98 \pm 2.50 | -2.93 \pm 4.25 | 0.71 |
| | Ankle joint (DF + PF -) | M | 6.17 \pm 3.23 | 7.42 \pm 2.46 | 0.46 |
| | | N | -21.0 \pm 10.3 | -18.7 \pm 6.83 | 0.46 |

*FX: Flexion, EX: Extension, DF: Dorsi Flexion, PF: Plantar Flexion, RL: Residual Limb, IL: Intact Limb, M: Max, N: min

절단측 발목관절 발등 굽힘 최댓값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 9.82° , 8.82° 로 나타났고, 내리막 보행은 각각 7.75° , 4.49° 로 나타났다. 절단측 발목관절 발바닥 굽힘 최솟값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 -3.91° , -4.16° 로 나타나 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 발바닥 굽힘이 감소했고, 내리막 보행은 각각 -6.83° , -7.42° 로 나타나 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 발바닥 굽힘 감소가 나타났다.

정상측 발목관절 발등 굽힘 최댓값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 10.0° , 12.0° 로 나타났고, 내리막 보행은 각각 6.17° , 7.42° 로 나타났다. 정상측 발목관절 발바닥 굽힘 최솟값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 -21.2° , -16.1° 로 나타났고, 내리막 보행은 각각 -21.1° , -18.7° 로 나타났다(표 4).

3-4 운동학적 변수(Kinetic Parameters)

절단측 엉덩관절 굽힘 모멘트 최댓값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 0.51 Nm/kg, 0.48 Nm/kg로 나타났고, 내리막 보행은 각각 0.50 Nm/kg, 0.60 Nm/kg로 나타나 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 조금 낮게 나타났다. 절단측 엉덩관절 폼 모멘트 최솟값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 -0.36 Nm/kg, -0.31 Nm/kg로 나타나 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 폼 모멘트가 감소하였고, 내리막 보행은 각각 -0.18 Nm/kg, -0.32 Nm/kg로 나타났다.

정상측 엉덩관절 굽힘 모멘트 최댓값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 0.06 Nm/kg, 0.12 Nm/kg로 나타났고, 내리막 보행은 각각 0.10 Nm/kg, 0.09 Nm/kg로 나타나 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 조금 높게 나타났다. 정상측 엉덩관절 폼 모멘트 최솟값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 -0.60 Nm/kg, -0.51 Nm/kg로 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 폼 모멘트가 감소했고, 내리막 보행은 각각 -0.57 Nm/kg, -0.65 Nm/kg로 나타나 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 폼 모멘트 감소가 나타났다.

절단측 무릎관절 굽힘 모멘트 최댓값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 0.48 Nm/kg, 0.59 Nm/kg로 나타났고, 내리막 보행은 각각 -0.05 Nm/kg, 0.21 Nm/kg로

나타났고, 절단측 무릎관절 펌 모멘트 최솟값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 -0.23 Nm/kg, -0.03 Nm/kg로 나타났고, 내리막 보행은 각각 -0.53 Nm/kg, -0.25 Nm/kg로 나타나 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 펌 모멘트 감소가 나타났다.

정상측 무릎관절 굽힘 모멘트 최댓값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 0.50 Nm/kg, 0.54 Nm/kg로 나타났고, 내리막 보행은 각각 0.28 Nm/kg, 0.35 Nm/kg로 나타났다. 정상측 무릎관절 펌 모멘트 최솟값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 -0.29 Nm/kg, -0.48 Nm/kg로 나타났고, 내리막 보행은 각각 -0.11 Nm/kg, -0.03 Nm/kg로 나타났다.

표 5. 마이크로제어방식/비마이크로제어방식 넓적무릎관절장치의 운동학적 특징

Table 5. Kinetic parameter of treadmill negotiation using MPK & N-MPK

| Side | Parameter (moment Nm/kg) | Treadmill ascent | | | |
|------|--------------------------|-------------------|------------|------------|------|
| | | MPK | N-MPK | p | |
| RL | Hip joint (FX + EX-) | M | 0.51±0.27 | 0.48±0.18 | 0.71 |
| | | N | -0.36±0.26 | -0.31±0.12 | 0.46 |
| | Knee joint (FX + EX-) | M | 0.48±0.28 | 0.59±0.08 | 0.46 |
| | | N | -0.23±0.31 | -0.03±0.12 | 0.27 |
| | Ankle joint (DF + PF -) | M | 0.08±0.14 | 0.09±0.06 | 0.71 |
| | | N | -1.07±0.30 | -1.01±0.13 | 0.71 |
| IL | Hip joint (FX + EX-) | M | 0.06±0.07 | 0.12±0.07 | 0.27 |
| | | N | -0.60±0.23 | -0.51±0.15 | 0.10 |
| | Knee joint (FX + EX-) | M | 0.50±0.35 | 0.54±0.17 | 0.71 |
| | | N | -0.29±0.05 | -0.48±0.19 | 0.14 |
| | Ankle joint (DF + PF -) | M | 0.01±0.03 | 0.03±0.03 | 0.46 |
| | | N | -1.30±0.15 | -1.20±0.26 | 0.27 |
| Side | Parameter (moment Nm/kg) | Treadmill descent | | | |
| | | MPK | N-MPK | p | |
| RL | Hip joint (FX + EX-) | M | 0.50±0.38 | 0.60±0.21 | 0.46 |
| | | N | -0.18±0.37 | -0.32±0.22 | 0.14 |
| | Knee joint (FX + EX-) | M | -0.05±0.41 | 0.21±0.13 | 0.14 |
| | | N | -0.53±0.37 | -0.25±0.17 | 0.14 |
| | Ankle joint (DF + PF -) | M | 0.21±0.20 | 0.11±0.09 | 0.14 |
| | | N | -0.78±0.17 | -0.62±0.37 | 0.71 |
| IL | Hip joint (FX + EX-) | M | 0.10±0.33 | 0.09±0.24 | 0.71 |
| | | N | -0.57±0.39 | -0.65±0.31 | 0.46 |
| | Knee joint (FX + EX-) | M | 0.28±0.45 | 0.35±0.35 | 0.71 |
| | | N | -0.11±0.23 | -0.03±0.15 | 0.71 |
| | Ankle joint (DF + PF -) | M | -0.06±0.09 | -0.06±0.07 | 1.0 |
| | | N | -1.09±0.19 | -1.02±0.10 | 0.46 |

*FX: Flexion, EX: Extension, DF: Dorsi Flexion, PF: Plantar Flexion, RL: Residual Limb, IL: Intact Limb, M: Max, N: min

절단측 발목관절 발등 굽힘 모멘트 최댓값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 0.08 Nm/kg, 0.09 Nm/kg로 나타났고, 내리막 보행은 각각 0.21 Nm/kg, 0.11 Nm/kg로 나타났다. 절단측 발목관절 발바닥 굽힘 모멘트 최솟값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 -1.07 Nm/kg, -1.01 Nm/kg로 나타났고, 내리막 보행은 각각 -0.78 Nm/kg, -0.62 Nm/kg로 나타나 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 발바닥 굽힘 모멘트 감소가 나타났다.

정상측 발목 관절 발등 굽힘 모멘트 최댓값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 0.01 Nm/kg, 0.03 Nm/kg로 나타났고, 내리막 보행은 각각 -0.06 Nm/kg, -0.06 Nm/kg 로 나타났다. 정상측 발목관절 발바닥 굽힘 모멘트 최솟값은 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시와 비마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 오르막 보행은 각각 -1.30 Nm/kg, -1.20 Nm/kg로 나타났고, 내리막 보행은 각각 -1.09 Nm/kg, -1.02 Nm/kg로 나타났다(표 5).

IV. 논 의

선행 연구의 비마이크로 제어방식 무릎관절장치는 모두 계단과 경사지 보행 시 무릎관절장치에서 유각기와 입각기 동안 굽힘과 펌 저항을 조절하는 기능(damping, kneeling)이 없는 무릎관절장치를 사용하였다[16]. 그러나 본 연구에서는 굽힘과 펌 저항 조절 기능이 있는 비마이크로 제어방식 무릎관절장치를 실험에 사용하였다. 그리고 경사지 각도를 ±7°로 제한하여 실시한 보행분석 결과, 시간-거리 변수에서 정상측 오르막 보행 시 활보장과 절단측 내리막 보행 시 활보장은 마이크로 제어방식 무릎관절장치가 높게 나타났지만, 운동형상학적 변수에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

본 연구에서 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 나타난 운동학적 변수 중 무릎관절장치 굽힘에 대한 모멘트값은 내리막 보행 시 절단측에서는 -0.05 Nm/kg, 정상측에서는 0.28 Nm/kg 로 각각 나타나 마이크로 제어방식 무릎관절장치 착용 시 무릎관절 굽힘 모멘트가 낮게 나타나, 무릎관절 굽힘 모멘트 감소로 내리막 보행 시 안정성이 유지 된다는 선행 연구결과와 일치하였다[17].

이번 실험을 통해 실시간 굽힘과 펌 저항 조절 기능의 마이크로 전자제어식 무릎관절장치가 비마이크로 전자제어식 특히, 비실시간 굽힘과 펌 저항 조절 기능을 갖춘 무릎관절장치 보다 경사로 보행 시 월등히 우수 할 것으로 예측하였으나 일부 변수를 제외하고는 전반적으로 큰 차이가 없음을 알 수 있었다. 본 연구에서 트레드밀 기울기 각도를 ±7°로 낮게 설정하여 연구를 진행하여 기대했던 결과가 나타나지 않았지만, 추후 진행되는 연구에서는 트레드밀 경사로 기울기 각도를

$\pm 10^\circ$ 이상으로 설정하여 실험을 진행한다면, 마이크로 제어 무릎관절장치와 비 마이크로 제어 무릎관절장치의 보행시 특성이 유의하게 나타날 수 있을 것으로 판단한다.

V. 결 론

넓적다리 절단장애인의 의지착용 보행 시 경사로 보행과 계단 보행 동안 안정성은 매우 중요하다. 본 연구 결과 마이크로 제어방식 무릎관절장치가 비마이크로 제어방식 무릎관절장치보다 경사로 내리막 보행 시 절단측과 정상측에서 안정성이 높게 나타났지만, 대부분의 다른 변수들은 유의한 차이가 나타나지 않았다. 특히, 본 연구에서 사용한 비마이크로 제어방식 무릎관절장치는 실시간 굽힘과 폼 조절 기능이 포함된 무릎관절장치를 사용하여 경사로에서 마이크로 전자제어 무릎관절장치와 유의한 차이가 나타나지 않은 것으로 판단된다. 또한, 보행 분석을 위한 트레드밀 길이가 짧고, 짧았으며, 경사각도도 $\pm 7^\circ$ 로 낮게 제한되어 이러한 결과가 나온 것으로 판단된다.

감사의 글

이 연구는 중앙보훈병원 내부연구과제 연구비(VHSMC21010)와 2023학년도 나사렛대학교 교내연구비 지원에 의해 수행 하였음.

참고문헌

- [1] G. Pirouzi, N. A. A. Osman, S. Ali, and M. D. Makinejad, "New Prosthetic Alignment Device to Read and Record Prosthesis Alignment Data," *Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 231, No. 12, 2017. <https://doi.org/10.1177/0954411917735082>
- [2] S. M. Jaegers, J. H. Arendzen, and H. J. deJongh. "An Electro-Myographic Study of the Hip Muscles of Trans-Femoral Amputees in Walking," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Vol. 328, pp. 119-128, July 1996.
- [3] K. R. Kaufman, J. A. Levine, R. H. Brey, B. K. Iverson, S. K. McCrady, D. J. Padgett, and M. J. Joyner, "Gait and Balance of Trans-Femoral Amputees Using Passive Mechanical and Micro-Processor-Controlled Prosthetic Knees," *Gait & Posture*, Vol. 26, No. 4, pp. 489-493, October 2007. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.07.011>
- [4] D. Berry, M. Olson, and K. Larntz, "Perceived Stability, Function, and Satisfaction Among Trans-femoral Amputees Using Microprocessor and Non-Microprocessor Controlled Prosthetic Knees: A Multicenter Study," *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol. 21, No. 1, pp. 32-42, January 2009. <http://doi.org/10.1097/JPO.0b013e318195b1d1>
- [5] K. R. Kaufman, S. Frittoli, and C. A. Frigo, "Gait Asymmetry of Trans-Femoral Amputees Using Mechanical and Micro-Processor-Controlled Prosthetic Knees," *Clinical Biomechanics*, Vol. 27, No. 5, pp. 460-465, June 2012. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.11.011>
- [6] L. Nolan, A. Wit, K. Dudziński, A. Lees, M. Lake, and M. Wychowański, "Adjustments in Gait Symmetry with Walking Speed in Trans-Femoral and Trans-Tibial Amputees," *Gait & Posture*, Vol. 17, No. 2, pp. 142-151, April 2003. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00066-8](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00066-8)
- [7] M. J. Highsmith, J. T. Kahle, D. R. Bongiorno, B. S. Sutton, S. Groer, and K. R. Kaufman, "Safety, Energy Efficiency, and Cost Efficacy of the C-Leg for Trans-Femoral Amputees: A Review of the Literature," *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 34, No. 4, pp. 362-377, 2010. <https://doi.org/10.3109/03093646.2010.520054>
- [8] B. J. Hafner, L. L. Willingham, N. C. Buell, K. J. Allyn, and D. J. Smith, "Evaluation of Function, Performance, and Preference as Trans-Femoral Amputees Transition from Mechanical to Microprocessor Control of the Prosthetic Knee," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 88, No. 2, pp. 207-217, February 2007. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2006.10.030>
- [9] D. Berry, M. Olson, and K. Larntz, "Perceived Stability, Function, and Satisfaction Among Trans-Femoral Amputees Using Microprocessor and Non-Microprocess or Controlled Prosthetic Knees: A Multicenter Study," *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol. 21, No. 1, pp. 32-42, January 2009. <https://doi.org/10.1097/JPO.0b013e318195b1d1>
- [10] J. T. Kahle, M. J. Highsmith, and S. L. Hubbard, "Comparison of Non-Microprocessor Knee Mechanisms Versus C-Leg on Prosthesis Evaluation Questionnaire, Stumbles, Falls, Walking Tests, Stair Descent and Knee Preference," *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Vol. 45, No. 1, pp. 1-14, 2008. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2007.04.0054>
- [11] S. Blumentritt, T. Schmalz, and R. Jarasch, "The Safety of C-Leg: Biomechanical Tests," *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol. 21, No. 1, pp. 2-15, January 2009.
- [12] B. J. Hafner and D. J. Smith, "Differences in Function and Safety Between Medicare Functional Classification Level-2 and -3 Trans-Femoral Amputees and Influence of

Prosthetic Knee Joint Control,” *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Vol. 46, No. 3, pp. 417-434, 2009. <https://doi.org/10.1682/JRRD.2008.01.0007>

- [13] V. J. Eberly, S. J. Mulroy, J. K. Gronley, J. Perry, W. J. Yule, and J. M. Burnfield, “Impact of a Stance Phase Microprocessor-Controlled Knee Prosthesis on Level Walking in Lower Functioning Individuals with a Transfemoral Amputation,” *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 38, No. 6, pp. 447-455, 2014. <https://doi.org/10.1177/0309364613506912>
- [14] E. C. Prinsen, M. J. Nederhand, H. S. Sveinsdottir, M. R. Prins, F. van der Meer, H. F. J. M. Koopman, and J. S. Rietman, “The Influence of a User-Adaptive Prosthetic Knee Across Varying Walking Speeds: A Randomized Cross-Over Trial,” *Gait & Posture*, Vol. 51, pp. 254-260, January 2017. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.11.015>
- [15] E. C. Prinsen, M. J. Nederhand, B. F. Koopman, and J. S. Rietman, “The Influence of a User-adaptive Prosthetic Knee on Planned Gait Termination,” in *Proceedings of IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, London, UK, pp. 1254-1259, 2017. <https://doi.org/10.1109/ICORR.2017.8009421>
- [16] J. M. Burnfield, V. J. Eberly, J. K. Gronely, J. Perry, W. J. Yule, and S. J. Mulroy, “Impact of Stance Phase Microprocessor Controlled Knee Prosthesis on Ramp Negotiation and Community Walking Function in K2 Level Transfemoral Amputees,” *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 36, No. 1, pp. 95-104, 2012. <https://doi.org/10.1177/0309364611431611>
- [17] A. H. Vrieling, H. G. van Keeken, T. Schoppen, E. Otten, J. P. K. Halbertsma, A. L. Hof, and K. Postema, “Uphill and Downhill Walking in Unilateral Lower Limb Amputees,” *Gait & Posture*, Vol. 28, No. 2, pp. 235-242, August 2008.

성우성 (Woo-Sung Seong)



2018년 : 나사렛대학교 대학원
(재활학 박사)

1995년~현 재: 중앙보훈병원 보장구센터 과장
※ 관심분야: 의지·보조기 제작/연구, 절단장애인 보행분석, 재활공학 등

정동훈 (Dong-Hoon Jeong)



2002년~현 재: 나사렛대학교 재활의료공학과 교수
※ 관심분야: 보조공학, 생체역학 등