

4절 연쇄 보조기무릎관절의 개발

Development of 4-Bar Linkage Orthotic Knee Joint

김장환, 이진복

한서대학교 의료보장구학과

Jang-Hwan Kim(profpo@hanseo.ac.kr), JinBock Yi(relizion@hanseo.ac.kr)

요약

본 연구의 목적은 소아마비, 하지 근력약화 등의 장애인이 사용하는 잠금형 보조기무릎관절을 대체하기 위하여, 4절 연쇄 방식의 입각기조절형 보조기무릎관절을 개발하는 것이다. 본 연구에서 개발한 4절 연쇄 보조기무릎관절은 기존의 입각기조절형 보조기무릎관절과 달리, 기하학적으로 잠금상태가 제어되어 전기 제어 부품 등이 필요하지 않으며 부피를 최소화하였다. 평가를 위하여, 소아마비로 진단받고 잠금형 보조기무릎관절을 사용해온 소아마비자가 대상으로 참여하였다. 대상자의 걸음걸이를 3차원으로 분석한 결과, 4절 연쇄 보조기무릎관절을 착용했을 때 입각기 동안 무릎관절의 신전이 유지되고 유각기 동안 무릎관절이 굴곡되며 자연스러운 걸음걸이를 보여주었다.

■ 중심어 : | 소아마비 | 근력약화 | 잠금형 보조기무릎관절 | 4절 연쇄 | 입각기조절형 |

Abstract

This study aims to develop the stance-control typed 4-bar linkage orthotic knee joint that replace the locked orthotic knee joint for the disabled with poliomyelitis and muscle weakness of lower limb. Unlike the existing stance-control orthotic knee joint, there are no needs of electric power, connecting circuit, bulky compomnets, etc, because this 4-bar linkage orthotic knee joint is controled by geometric locking. To evaluate the 4-bar linkage orthotic knee joint, a subject participated in this study who has been diagnosed with lower limb poliomyelitis and have used locked type orthotic knee joint. In the results of analysis of subject's gait using 3-dimentional motion analysis system, this 4-bar linkage orthotic knee joint provide the stability during stance phase and knee flexion during swing phase.

■ keyword : | Poliomyelitis | Muscle Weakness | Locked Type Orthotic Knee Joint | 4-bar Linkage | Stance-control Type |

1. 서론

1. 연구배경

무릎관절-발목관절-발 보조기(knee-ankle-foot orthosis, KAFO)는 장하지보조기라고도 하며, 무릎관절과 발목

관절의 비정상적인 기능이나 기형을 예방 및 교정하고 체중지지를 위하여 사용된다. 이런 장하지보조기에는 일반적으로 잠금장치(lock)가 있는 잠금형 보조기무릎관절(orthotic knee joint)이 포함되어 있으며, 하지가 구부러져 주저앉는 것(collapsing)을 막고 입각기 안정

성을 제공하기 위하여 완전히 신전된 자세에서 잠금 상태로 사용하거나 무릎관절의 자유로운 굴곡을 위하여 풀림 상태로 사용한다[1]. 장하지보조기는 소아마비, 퇴행성 근 질환, 뇌졸중, 불완전 척수손상, 선천성 결손, 노화 등과 같이 대퇴사두근에 약화를 보이는 사람에게 처방되며, 일반적으로 무릎관절이 완전히 신전되어야 잠금 상태가 유지되는 장하지보조기를 사용한다[2].

잠금형 보조기무릎관절이 적용된 장하지보조기를 착용하였을 때, 착용자의 무릎관절은 완전히 신전되므로 체중지지 문제는 해결되지만, 직선으로 뻗은 하지로 걷기 때문에 입각 초기에 무릎관절 굴곡이 일어나지 않아 하중 충격을 급격히 받게 되고 신체의 체중심(center of mass, COM)이 부드럽게 진행되지 않는다[1]. 또한 고정된 무릎관절로 걸으면 걸음걸이의 효율성을 떨어지고 보조기 착용자의 에너지 소모를 증가시키는 경향이 있다[3][4]. 또한 유각기 동안 상체의 외측 이동(lateral sway), 입각 쪽 발목관절 저굴(vaulting), 유각 쪽 고관절 거상(hip hiking), 또는 하지 선회(circumduction) 등의 보상작용을 활용하게 된다[5]. 이러한 걸음걸이는 고관절 및 요추부의 연부조직과 관절에 기능부전은 물론 관절 동작의 소실이나 통증을 유발한다[6].

이 밖에도, 무릎이 구부러지지 않기 때문에 계단이나 경사면을 오르내리기가 어려워지며, 걷는 동안 넘어지려할 때 그 방향을 조절하기 위하여 하지를 굴곡시킬 수 없어 균형유지에 어려움이 발생한다[7].

2. 입각기조절형 장하지보조기에 대한 선행연구

잠금형 보조기무릎관절의 단점을 보완하여 걸음걸이를 개선시키기 위한 새로운 보조기무릎관절에 대한 연구가 지속되어 왔다. 유각기 동안 무릎관절 굴곡은 허용하고 체중을 지지하는 동안 무릎관절의 신전을 유지하는 다양한 장하지보조기가 개발되어 왔다[8]. 최근 들어 보조기학 분야에서 이런 보조기들을 일컬어 입각기조절형 보조기(stance control orthoses) 또는 입각기조절형 장하지보조기(stance control knee-ankle-foot orthosis)라고 한다[9].

입각기조절형 장하지보조기에 대한 초기 연구에서, 보조기무릎관절의 굴곡과 신전을 조절하기 위하여 유

압식 실린더, 센서, 솔레노이드(solenoid) 밸브 등을 적용하거나[10], 기계식으로 조절하였다[11]. 이들 보조기 무릎관절 착용결과로 산소소모도가 개선된 것이 함께 보고되었다.

진기역학적으로 무릎관절을 제어하는 DKBS (dynamic knee brace system) 입각기조절형 보조기무릎관절은 발뒤축 접지와 들림을 감지하기 위해 발뒤축과 전족부 밑에 압력센서를 설치한다. DKBS 장하지보조기를 착용시킨 결과, 산소소모도가 개선되었고[4], 거의 정상에 가까운 무릎관절 굴곡을 보였다[12]. 이렇게 효과, 작동, 의존도에서는 좋은 점수를 받았으나, 무게, 외관, 그리고 착용과 벗기에서는 개선되어야 할 필요가 있다고 평가되었다[13].

마이크로 컴퓨터를 사용하여 무릎관절의 움직임을 조절하는 IO (intelligent orthosis) 입각기조절형 보조기무릎관절은 브레이크, 서보모터, 무릎관절 각도를 감지하는 rotary encoder와 발뒤축 스위치로 구성된다. IO 장하지보조기를 착용시킨 결과 부드러운 걸음걸이를 보였다[14].

중력-구동방식(gravity-actuated)으로 잠금상태가 되는 SPL(Swing Phase Lock, Fillauer Co, USA) 입각기조절형 보조기무릎관절은 무게가 가해진 톱니멈춤쇠(pawl)가 착용자의 대퇴 각도에 따라 잠금 위치의 안쪽으로 떨어지며 무릎관절을 잠금상태와 풀림상태로 만들어준다. SPL 장하지보조기를 착용한 결과 걸음걸이 양상과 대칭성이 개선되었다고 하였다[15].

표준 편방향 클러치(unilateral clutch) 형태의 Horton 보조기무릎관절(Horton Technology Inc, USA)은 편심성 캠(eccentric cam), 용수철, 푸시로드 및 이와 연결된 등자쇠(stirrup)로 구성되어 발의 지면각도에 따라 무릎관절이 조절된다. Horton 장하지보조기를 착용한 결과, 걸음속력과 활보의 증가, 보상작용의 감소, 가동성과 걸음걸이의 대칭성이 개선되었고[6], 건축 하지에서 대퇴사두근의 활성화 증가와 발목관절 저굴의 감소를 보였으며[16], 운동형상학적으로 정장에 가까운 걸음걸이를 보였다[9].

유각기 동안 자유로운 무릎관절 동작을 제공하기 위하여 마찰방식의 벨트-잠쇠(friction-based belt-clamping)

기전을 적용한 Ottawalk 입각기조절형 보조기무릎관절은 상부 및 하부 엠파이트에 부착되어 무릎관절 축까지 연결된 벨트와 발목관절 각도에 의해 작동되는 푸시로드를 이용하여, 입각기 동안 무릎관절에 저항을 주며 어떠한 무릎관절 각도에서도 자유롭게 무릎관절이 신전되도록 하였다. Ottawalk 장하지보조기를 착용한 결과, 무릎관절의 관절가동범위가 증가하였고 골반경사 및 고관절 외전각도가 감소하였다[2].

3. 연구의 목적

장하지보조기 착용자의 대부분은 잠금형을 착용하고 있으며, 이들의 가장 큰 문제는 무릎관절이 신전된 상태로 걷는다는 점이다. 무릎 굴곡이 일어나지 않아 비정상적으로 걸으며 에너지 소모가 증가한다는 점이다[4]. 잠금형 장하지보조기를 착용하는 것은 평지는 물론 더 큰 지면이격(toe clearance)을 필요로 하는 계단이나 장애물 지형에서 걸음걸이에 제한을 준다. 그리고 장기적인 보상작용은 연부조직 및 관절의 기능장애로 인한 통증과 동작의 소실을 유발하며 이는 고관절과 요추부에서 자주 발생한다[6]. 이 밖에도 앉을 때와 일어설 때 잠금장치를 잡고 풀어야 하는 것이 매우 불편한 점이다.

잠금형 장하지보조기와 비교할 때, 지금까지 개발된 입각기조절형 장하지보조기에 대한 연구결과에서 가장 주된 효과는 입각기 동안 무릎관절을 안정시키고 유각기 동안 자유로운 무릎관절의 움직임을 제공하므로 보상작용을 감소시켜 보다 자연스러운 걸음걸이를 가능하게 하고 에너지소모 등 생리학적 장점까지 제공하는 것이다.

그러나 몇 가지 단점도 있다. 기존의 입각기조절형 장하지보조기는 각종 감지기, 유압 실린더, 솔레노이드, 전기역학적 클러치, 마이크로프로세서, 서보모터, 캠 등 기능과 제어를 위한 다양한 부품이 추가됨으로써 가격 문제는 물론 부피가 크고 무거운 단점이 있다[1]. 이와 함께 보조기의 복잡함과 사용 및 작동상의 어려움으로 인해 사용자의 만족도를 충족시키지 못해 수용성에서 문제를 보여주었다. 특히 치료 중에 장하지보조기 사용을 중지하거나 만족스러워하지 않는다[17]. 또한 많은

환자들이 재활훈련 동안에는 보조기를 사용하다가도 일상생활로 돌아가서는 사용을 중지하는 경우가 많다[4][18]. 이에 대한 이유들은 일반적으로 보조기의 무게, 부피, 외관, 보조기를 착용 및 벗기 어려움 등이었다[19]. 또한 부피가 크고 무거운 장하지보조기는 에너지 소모를 증가시킨다고 하였다[2]. 그리고 장하지보조기를 지속적으로 착용하고 있는 사람들 또한 보조기에 대해 비슷한 불만을 가지고 있다[17].

본 연구의 목적은 기존의 잠금형은 물론 입각기조절형 보조기무릎관절이 가지는 몇 가지 단점을 보완하는 새로운 4절 연쇄(4-bar linkage) 기전의 입각기조절형 보조기무릎관절을 개발하는 것이다.

II. 개발 방법

1. 4절 연쇄 보조기무릎관절의 설계

본래 4절 연쇄는 의지무릎관절(prosthetic knee joint)에 응용된 바 있다. 고정축(fixed centric) 무릎관절에 비하여 발뒤축 접시기와 입각초기 동안 안정성을 증가시키고, 근 활성도를 감소시켜 에너지 소모를 감소시키며, 입각말기에서 무릎관절 굴곡을 수의적으로 조절하고, 유각기 동안 의지의 기능적 길이를 줄여주어 지면이격을 개선하면서 보다 정상에 가까운 굴곡양상을 보이는 장점을 가진다[20].

본 연구에서는 이러한 4절 연쇄 의지무릎관절의 기전을 보조기무릎관절에 적용하여 기존의 입각기 조절형 보조기무릎관절이 가지는 특성을 구현하고자 하였다. 본 연구에서 개발한 4절 연쇄 입각기조절형 보조기무릎관절은 근위부, 원위부, 전방연결부, 후방연결부인 네 개의 뼈대(link)로 크게 나뉘며, 4개의 핀(pin)을 사용하여, 연쇄(linkage)를 이루는 구조이다. 각각의 뼈대의 치수가 본 보조기무릎관절의 특성을 결정하게 된다. 뼈대 치수에 따라 매 각도마다 순간회전중심(instantaneous center of rotation) 위치가 달라지고 이를 어떻게 결정하느냐에 따라 목표한 보조기무릎관절의 성능이 좌우된다.

보조기무릎관절에서 순간회전중심의 위치 조건을 알

기 위하여, 정상적인 걸음걸이에서의 무릎관절 모멘트와 관절반력(joint reaction force)이 전개되는 원리를 참고하였다. 역학적 이론에 의하면, 관절에 작용하는 반력과 모멘트(M)는 관절에서 임의의 거리(d)만큼 떨어져서 작용하는, 평행하고 크기가 같은 단일등가힘(single equivalent force, Q)으로 대체될 수 있으며, 아래의 공식으로 나타낼 수 있다[21].

$$M = dQ$$

[그림 1]의 a에서 원형 물체를 정상인의 하퇴부, 그리고 왼쪽이 앞쪽이라고 가정했을 때, 무릎관절 회전중심에 관절력(P)이 작용하고 있고 신전근이 모멘트(M)를 생산하고 있어서 무릎관절이 굴곡되지 않고 버틸 수 있다. 그러나 마비환자의 경우 신전근이 M을 생산할 수 없다. 이 때 단일등가힘 Q를 상정하면 P와 M을 상쇄시킨다[그림 1]b. 즉 관절력이 작용할 관절의 회전중심을 d 만큼 옮겨 Q로 작용하도록 하면 신전근의 역할이 필요하지 않게 되는 것이다.

이를 이용하면, 입각기 동안 지면반발력에 의해 발생하는 무릎관절 굴곡 모멘트를 신전 모멘트로 전환할 수 있는 회전중심의 위치 조건을 결정할 수 있고 이를 통해 안정성을 보장할 수 있다. 새로 결정되는 회전중심을 단일등가힘까지의 수직거리, 즉 모멘트 팔(moment arm)보다 멀게 하면 되는 것이다.

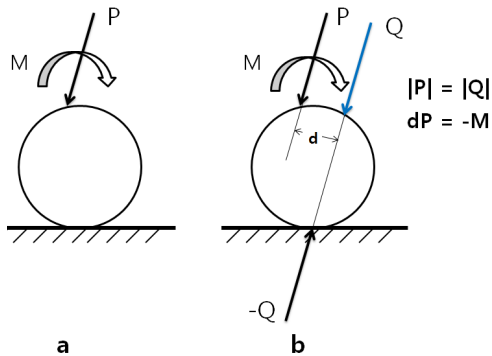


그림 1. 단일등가힘의 적용 원리

단일등가힘까지의 수직 거리를 구하기 위하여 필요한 무릎관절 굴곡 모멘트 값과 관절반력은 정상인의 걸음걸이 분석 수치를 기준으로 하였으며, 이를 단일등가힘으로 변환하여 보조기무릎관절 회전중심의 위치를 결정하였다. 정상인의 걸음에서 무릎관절 모멘트 값은 0.5 Nm 범위이며 관절반력은 10 N 이내이므로, 이를 이용하여 계산하면 50 mm의 모멘트 팔을 가지는 단일등가힘을 산출할 수 있다. 이 결과를 바탕으로 무릎관절이 완전하게 신전된 상태에서 순간회전중심을 뒤로 52 mm(위로는 161 mm) 이격시킨 기구학 설계가 이루어졌다. 순간회전중심은 전방 및 후방 바의 연장선이 교차하는 지점이다[그림 2]. 이 순간회전중심을 통해 입각기 동안에는 항상 신전 모멘트가 유지되어 입각기 안정성이 구현되도록 하였으며 순간회전중심은 각도 변화에 따라 전방의 바를 연장한 선을 따라 내려오도록 되어 있다 [그림 2]b. 이격 거리의 기준은 해부학적 무릎관절에 일치시킬 앞쪽 위의 편이다.

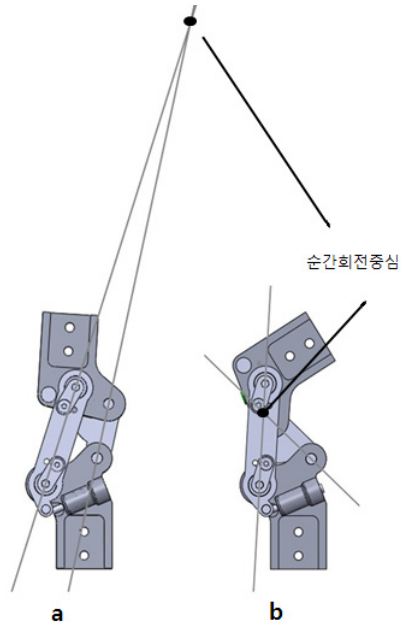


그림 2. 4절 연쇄와 순간회전중심 위치

2. 시작품 제작

1차 시작품을 제작한 후 소아마비자를 대상으로 간단

한 착용 및 성능시험을 실시하였다. 그 결과 움직임과 관련 소음은 없었으며, 부드럽게 작동되었다. 무릎관절이 과신전된 경우나 증상이 경한 경우에는 소아마비자가 자체적으로 4절 연쇄 보조기무릎관절을 신전시킬 수 있어 무릎관절 안정성에는 문제가 없었다. 그러나, 약간의 무릎관절 굴곡구축이 있거나 무릎관절 신전근력이 약한 경우 입각기 동안 보조기무릎관절이 갑작스럽게 굴곡되어 입각기 안정성을 보장할 수 없었다. 이에 2차 시작품을 제작할 때, 전방 바에서 안정적인 움직임을 구현할 수 있도록 연결점을 설정하였다. 그리고 보조기착용자가 안정성을 위해 무릎관절을 신전시킬 때 보조기무릎관절이 과다하게 신전되는 경우가 있었는데 이를 보완하기 위해 정지장치를 적용하였다[그림 3]③.

또한 무릎관절의 신전을 보완하기 위하여 보조기무릎관절 원위부 내에 스프링을 사용한 신전 보조장치(extension assist)를 적용하여 무릎관절의 신전을 도울 수 있도록 보완하였다[그림 3]⑨. 신전 보조장치의 적용에 따라 말기 입각기에서 무릎관절 신전에 따라 부품간의 충돌 시 나는 소음 및 충격을 제거하기 위해 플라스틱 재질의 범퍼를 적용하여 이를 보완하였다[그림 3]⑫.

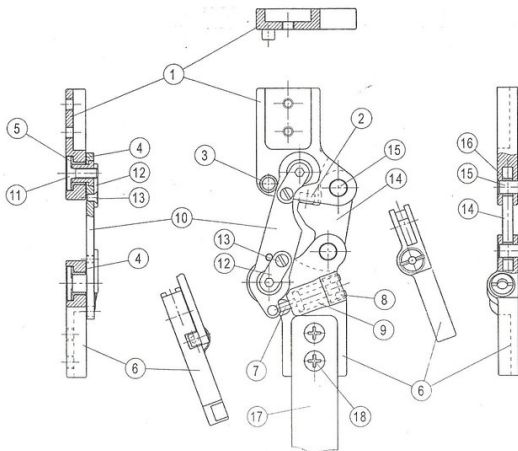


그림 3. 조립도

그 밖에 본 연구에서 개발한 보조기무릎관절의 특징은 기존 장하지보조기에 사용되고 있는 보조기 세움대

(upright) 부품과 호환이 가능하도록 하여, 보급성도 우수하다는 점이다. 현재까지 연구된 입각기조절형 보조기무릎관절에 비하여 순수하게 기구학적으로 해결한 획기적인 방법을 적용하고 무릎관절 내부에 전자제어 장치, 스프링클러치, 벨트, 별도의 배터리 팩 등을 적용하지 않아 두께나 무게가 가볍다. 또한 구조가 간단하므로 이에 따라 고장의 여지가 적어 유지보수가 최소화 된다는 장점도 있다.

본 연구에서 개발한 보조기무릎관절의 재질은 알루미늄 합금 6061계열로 하였으며, 무게는 한쪽이 116.2 g으로, 내외측에 모두 적용해도 232.4 g이며, 길이 114 mm(연결부 포함), 폭 40 mm, 두께 11 mm이다[그림 4]. 지금까지 개발된 입각기조절형 보조기무릎관절들이 다양한 부가장치를 포함하느라 1.5~3.7 kg에 이르는 것에 비하면 매우 가볍고 얇은 특성을 가지고 있다.

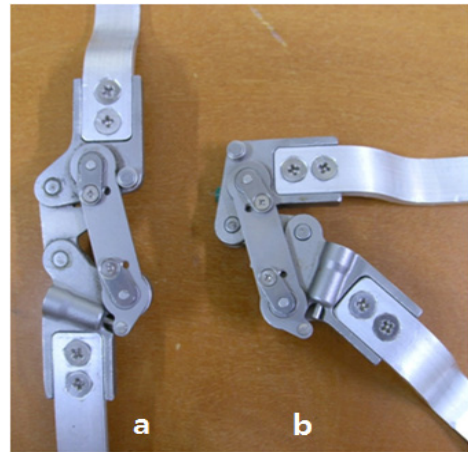


그림 4. 제작된 4절 연쇄 보조기무릎관절.
a. 신전 시. b. 굴곡 시

III. 평가

1. 평가대상자

본 연구에서는 잠금형 장하지보조기를 착용해 온 편측 소아마비를 연구대상자로 하였다. 연구대상자는 평지와 계단에서 걷기가 가능하고, 편측 대퇴사두근의 이

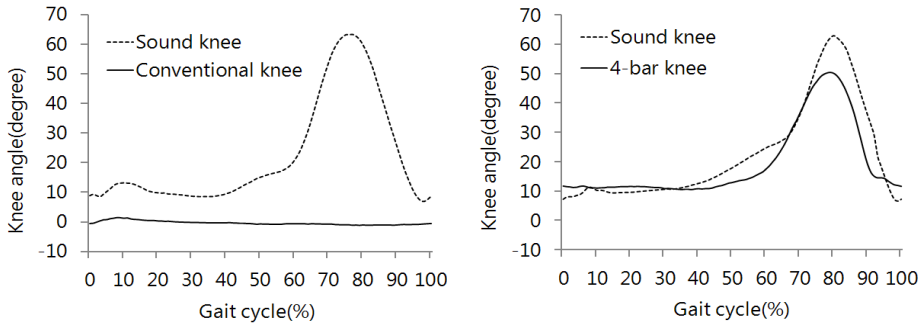


그림 5. 기존 보조기 착용 시(좌)와 4-bar 보조기 착용 시(우), 걸음걸이의 무릎 시각각도 비교

완성 마비가 있으며 고관절 및 무릎관절 굴곡 근력이 3 등급(fair) 이상이였다. 또한 보행보조기구를 사용하지 않고 독립적으로 걸을 수 있었다.

개발한 4절 연쇄 보조기무릎관절을 적용한 장하지보조기를 기존에 연구대상자가 착용하고 있는 보조기와 동일한 설계로 새로 맞춤 제작하여 제공하였다. 연구대상자는 4주 동안 4절 연쇄 장하지보조기를 착용하고 연습하였다.

2. 평가방법

본 연구에서 개발된 보조기무릎관절이 입각기에서 신전 유지, 유각기에서 굽힘이 제대로 구현되는지 확인하기 위해 6대의 적외선 카메라가 적용된 3차원 동작분석기(Vicon, Oxford, UK)로 표본 추출률(sampling frequency) 120 Hz를 적용하여 측정하였다. 평가대상자는 잠금형과 4절 연쇄 장하지보조기를 각각 착용하고 본인에게 편한 속도로 걷도록 하였으며, 3회 측정하고 평균값을 구하였다.

3. 결과

걸음걸이 분석을 통해 기존의 잠금형 보조기를 착용하였을 때, 입각기와 유각기 동안 모두 보조기슬관절이 굴곡되지 않아(최대 4°) 매우 불편하게 걸을 수밖에 없었으며[그림 5]좌, 개발된 4절 연쇄 보조기를 착용했을 경우, 유각기에 분명한 슬관절 굴곡곡선이 구현되는 것(최대 50.4°)을 확인할 수 있었다[그림 5]우.

[그림 5]의 오른쪽에서 4절 연쇄 보조기를 착용한 다

리(실선)는 입각기 동안 굴곡되지 않고 안정된 모습을 보이다가 유각기에서는 건축 다리에 가깝게 구부러지는 것을 알 수 있다. 일반 잠금형 보조기([그림 5]의 왼쪽)라면 이를 구현할 수 없다.

이는 또한 [그림 6]과 [그림 7]의 스트로브 그림에서도 확인할 수 있다. 기존의 잠금형 보조기의 경우[그림 6] 무릎관절의 움직임이 관찰되지 않고 있으나, 4절 연쇄 보조기의 경우[그림 7] 무릎이 굴곡되면서 자연스럽게 보행이 되는 것을 보여주고 있다.

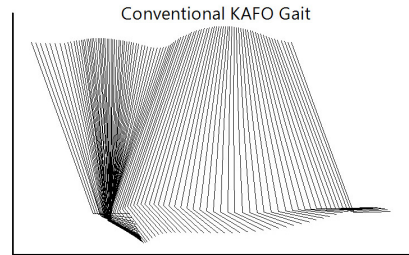


그림 6. 기존 보조기 착용 시 스트로브 그림

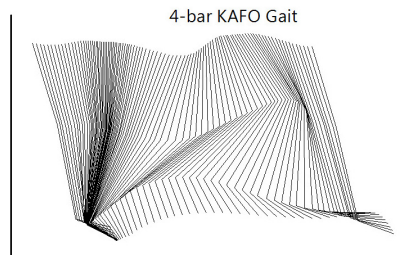


그림 7. 4절 연쇄 보조기 착용 시 스트로브 그림

IV. 고찰

본 연구에서 개발한 4절 연쇄 보조기무릎관절은 현재 사용되고 있는 잠금형 장하지보조기의 단점은 물론 지금까지 개발된 입각기조절형 장하지보조기가 가지고 있는 특성을 보완하고 경제적인 보조기를 제공하고자 개발되었다.

지금까지 개발된 입각기조절형 장하지보조기 중 DKBS는 마이크로프로세서와 센서 등 제어부품이 많아 부피가 크며, 배터리팩을 별도로 사용하므로 무겁고 착용이 어려울 뿐만 아니라 매우 비싸며, 외관이 좋지 않다[13][22] SPL은 중력에 따라 작용하는 톱니멈춤쇠가 적용된 보조기무릎관절이 사용되므로, 사용자의 대퇴부 위치 즉, 하지 분절의 정위(orientation)에 따라 잠금 기전이 좌우되므로 계단에서나 불규칙한 지면을 걸을 경우에는 효과적이지 못하다. Horton 방식은 편측방향 클러치와 편심성 캠을 이용한 구조로, 이중구조의 하퇴부와 이에 적용된 금속 스티럽을 푸시로드를 통해 보조기무릎관절과 서로 연결하여야 하므로 부피가 매우 크고 외관이 떨어져 사용자들이 불편함을 가진다. 또한 Ottawalk는 마찰방식의 벨트-웍쇠 기전을 적용한 보조기무릎관절로서 벨트의 조임을 위해 족부와 발목관절에 푸시로드를 적용하므로 부피가 크다는 단점을 가진다[1].

지금까지 언급한 주요 입각기조절형 장하지보조기들의 특징과 비교할 때, 본 연구의 4절 연쇄 보조기무릎관절을 적용하면 입각기조절형 장하지보조기로서의 기본적인 기능을 갖추고 있다. 본 4절 연쇄 보조기무릎관절은 신전보조장치를 적용한 특징도 갖고 있다. 이를 통해 무릎관절의 신전을 보조할 수 있게 되었다. 4절 연쇄의 특성을 이용하였을 뿐 별도의 제어장치나 전원을 필요로 하지 않기 때문에 크기와 무게도 기존의 입각기조절형 보조기에 비해 가볍다. 보조기무릎관절 내부에 복잡한 구조물을 가지고 있지 않아 소음이 적고 내구성이 좋다. 이런 특성과 함께 기존 장하지보조기 부품들과 완벽하게 호환되기 때문에 결과적으로 저렴하며 착용 및 사용상 편리하므로, 사용자가 더 빨리 적응할 수 있다. 본 연구에서는 새로 개발된 4절 연쇄 보조기무릎관절

에 적용할 수 있도록 4주간의 적응기간을 주었다. 연구 대상자가 27년 이상 잠금형 장하지보조기를 착용하고 있었기 때문에 4절 연쇄 보조기무릎관절에 완전히 적응하기에 4주의 적응기간은 부족할 수도 있다. 그러나 본 평가대상자는 4절 연쇄 보조기무릎관절에 잘 적응하였고 편리하게 사용하였다. Irby 등[22]은 기존 잠금형 장하지보조기를 착용해 온 사람들의 경우 입각기조절형 장하지보조기를 처음 사용하는 사람에 비하여 더 많은 적응기간이 필요하며, 최소 3개월 이상이 필요하다고 제안한 바 있다.

이상의 모든 특징들로 볼 때, 본 4절 연쇄 보조기무릎관절의 개발은 가치가 있다고 생각된다.

V. 결론

본 연구는 입각기 동안 무릎관절을 신전상태로 유지하고 유각기 동안 무릎관절 굴곡을 허용하는 4절 연쇄 보조기무릎관절을 개발하고, 이를 잠금형 무릎관절과 비교 평가하여 다음의 결론을 얻었다.

개발된 4절 연쇄 보조기무릎관절은 입각기에서 무릎관절을 신전상태로 유지하며 유각기에서 무릎관절의 굴곡을 구현하였다. 센서나 모터 등의 복잡한 장비를 사용한 기존의 입각기조절형 장하지보조기에 비교하여 더 가볍고 작아진 외관으로도 소아마비의 보행에 성공적으로 사용할 수 있었다.

참고 문헌

- [1] T. Yakimovich, E. D. Lemaire, and J. Kofman, "Engineering design review of stance-control knee-ankle-foot orthoses," J. of Rehabilitation Research and Development, Vol.46, No.2, pp.257-267, 2009.
- [2] T. Yakimovich, E. D. Lemaire, and J. Kofman, "Preliminary kinematic evaluation of a new stance-control knee-ankle-foot orthosis," Clinical

- Biomech, Vol.21, No.10, pp1091-1099, 2006.
- [3] E. Hanada, and D. C. Kerrigan, "Energy consumption during level walking with arm and knee immobilized," *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.82, No.9, pp.1251-1254, 2001.
- [4] K. R. Kaufman, S. E. Irby, J. W. Mathewson, R. W. Wirta, and D. H. Sutherland, "Energy-efficient knee-ankle-foot orthosis: a case study," *J. of Prosthetics and Orthotics*, Vol.8, No.3, pp.79-85, 1996.
- [5] D. C. Kerrigan, E. P. Frates, S. Rogan, and P. O. Riley, "Hip hiking and circumduction: quantitative definitions," *American J. of Physical Medicine and Rehabilitation*. Vol.79, No.3, pp.247-252, 2000.
- [6] A. G. McMillan, K. K. Kendrick, J. W. Michael, J. Aronson, and G.W. Horton, "Preliminary evidence for effectiveness of a stance control orthosis," *J. of Prosthetics and Orthotics*, Vol.16, No.1, pp.6-13, 2004.
- [7] J. W. Michael, "Prosthetic primer: prosthetic knees," In *Motion*, Vol.9, No.6. pp.29-31, 1999.
- [8] D. N. Condie, "The modern era of orthotics," *Prosthetics and Orthotics International*, Vol.32, No.3, pp.313-323, 2008.
- [9] A. Zissimopoulos, S. Fatone, and S. A. Gard, "Biomechanical and energetic effects of a stance-control orthotic knee joint," *J. of Rehabilitatin Research and Development*, Vol.44, No.4, pp.503-514, 2007.
- [10] R. B. McGhee, R. Tomovic, P. Y. Yang, and I.C. Maclean, "An experimental study of a sensor-controlled external knee-locking system," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol.25, No.2, pp.195-199, 1978.
- [11] J. F. Lehmann, and J. B. Stonebridge, "Knee lock device for knee ankle orthoses for spinal cord inured patient: an evaluation," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.59, No.5, pp.207-211, 1978.
- [12] S. E. Irby, K. R. Kaufman, J. W. Mathewson, and D.H Sutherland, "Automatic control design for a dynamic knee-brace system," *IEEE Transaction on Rehabilitation Engineering*, Vol.7, No.2, pp.135-139, 1999.
- [13] K. A. Bernhardt, S. E. Irby, and K. R. Kaufman, "Consumer options of a stance control knee orthosis," *Prosthetics and Orthotics International*, Vol.30, No.3, pp.246-256, 2006.
- [14] T. Suga, O. Kameyama, R. Ogawa, M. Matsuura, and H. Oka, "Newly designed computer controlled knee-ankle-foot orthosis (Intelligent Orthosis)," *Prosthetics and Orthotics International*, Vol.22, No.3, pp.230-239, 1998.
- [15] J. S. Rietman, J. Goudsmit, D. Meulemans, J. P. Halbertsma, and J. H. Geertzen, "An automatic hinge system for leg orthoses," *Prosthetics and Orthotics International*, Vol.28, No.1, pp.64-68, 2004.
- [16] J. S. Hebert, and A. B. Liggins, "Gait evaluation of an automatic stance-control knee orthosis in a patient with postpoliomyelitis," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol.86, No.8, pp.1876-1680, 2005.
- [17] L. R. Fisher and D. L. McLellan, "Questionnaire assessment of patient satisfaction with lower limb orthoses from a district hospital," *Prosthetics and Orthotics International*, Vol.13, No.1, pp.29-35, 1989.
- [18] Y. Tokuhara, O. Kameyama, T. Kubota, M. Matsuura, and R. Ogawa, "Biomechanical study of gait using an intelligent brace," *J. of Orthopadic Science*, Vol.5, No.4, pp.342-348, 2000.
- [19] A. I. BataviaI, and G. S. Hammer, "Toward the

development of consumer-based criteria for the evaluation of assistive devices," J. of Rehabilitation Research and Development, Vol.27, No.4, pp.425-436, 1990.

[20] J. W. Breakey and S. H. Marquette, "Beyond the four-bar knee," J. of Prosthetics and Orthotics, Vol.10, No.3, pp.77-80, 1998.

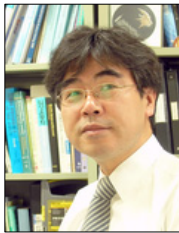
[21] C. W. Radcliffe, "Above-knee prosthetics," Prosthetics and Orthotics International. Vol.1, No.3, pp.146-160, 1997.

[22] S. E. Irby, K. A. Bernhardt, and K. R. Kaufman, "Gait changes over time in stance control orthosis users," Prosthetics and Orthotics International, Vol.31, No.4, pp.353-361, 2007.

저 자 소 개

김 장 환(Jang-Hwan Kim)

정회원



- 1990년 2월 : 연세대학교 재활학과(보건학사)
- 1999년 8월 : 연세대학교 재활보건학과(보건학석사)
- 2011년 2월 : 연세대학교 재활학과(이학박사)

▪ 2001년 3월 ~ 현재 : 한서대학교 의료보장구학과 교수
<관심분야> : 의지보조기, 물리치료, 작업치료

이 진 복(JinBock Yi)

정회원



- 1998년 2월 : 연세대학교 재활학과(보건학사)
- 2000년 8월 : 연세대학교 의용전자공학과(공학사)
- 2003년 2월 : 연세대학교 의료공학협동과정(공학석사)

▪ 2010년 8월 : 연세대학교 의공학과 박사과정 수료
▪ 2003년 3월 ~ 현재 : 한서대학교 의료보장구학과 교수
<관심분야> : 재활공학, 재활치료