

보행 장애인을 위한 능동형 보행훈련 시스템 개발 및 평가

황성재¹, 태기식², 강성재¹, 김정윤¹, 황선홍¹, 김한일¹, 박시운³, 김영호^{1,4}

¹연세대학교 대학원 의공학과, ²건양대학교 의공학과, ³국립재활원 재활의학과, ⁴연세의료공학연구원
(Received January 17, 2007. Accepted March 19, 2007)

The Development and Evaluation of the Active Gait Training System for the Patients with Gait Disorder

S. J. Hwang¹, K. S. Tae², S. J. Kang¹, J. Y. Kim¹, S. H. Hwang¹, H. I. Kim¹, S. W. Park³, Y. H. Kim^{1,4}

¹Dept of Biomed. Eng., Graduate School, Yonsei Univ., ²Dept of Biomed. Eng., Konyang Univ.

³Dept Rehab. Med. of National Rehabilitation Center, ⁴Institute of Medical Eng., Yonsei Univ.

Abstract

Modern concepts of gait rehabilitation after stroke favor a task-specific repetitive approach. In practice, the required physical effort of the therapists limits the realization of this approach. Therefore, a mechanized gait trainer enabling nonambulatory patients to have the repetitive practice of a gait-like movement without overstraining therapists was constructed.

In this study, we developed an active gait training system for patients with gait disorder. This system provides joint movements to patients who cannot carry out an independent gait. It provides a normal stance-swing ratio of 60:40 using an eccentric configuration of two gears. Joint motions of the knee and the ankle were evaluated with using the 3D motion analysis system and compared with the results from the multi-body dynamics simulation. In addition, clinical investigations were also performed for four stroke patients during the 6-week gait training.

Results from the dynamics simulation showed that joint movements of the knee and the ankle were affected by the gear size, the step length and the length of the foot plate, except the radius of curvature of the foot guide plate. Also, the 6-week gait training revealed relevant improvements of the gait ability in all four subjects. Functional ambulation category levels of subjects after training were 2 in three patients and 1 in a patient. The developed active gait trainer seems feasible as an adjunctive tool in gait rehabilitation after stroke.

Key words : gait trainer, dynamic simulation, 3D motion analysis, stroke patients, gait rehabilitation

1. 서 론

보행은 인간의 고유한 신체적 기능의 하나로, 보행훈련은 재활에 있어 매우 중요한 부분을 차지한다. 국내의 경우 보행 장애인은 전체 인구의 약 3.1%를 보이고 있으며 그 중 약 90%가 후천적 장애이다. 후천적 장애 원인의 50% 정도가 각종 질환으로 인하여 발생되며 그 중 뇌졸중이 가장 높은 비율을 나타내고 있다. 뇌졸중은 60세가 넘는 사람에서 신체불구를 일으키는 가장 중요한 질환으로 최근 젊은 연령에서도 증가 추세에 있다. 또한 우리나라에서 뇌졸중은 단일 질환으로는 암, 교통사고와 함께 주요 3대 사망 원인의 하나이며, 미비한 예방과 치료 체제 때문에 뇌졸중에 대

한 대책이 시급한 상황이다. 뇌졸중으로 인한 사망통계는 선진국의 경우 인구 10만 명당 41.7명인 반면에 우리나라는 74.7명의 높은 수치를 기록하고 있다. 뇌졸중 후 초기에는 51%의 환자가 전혀 걸을 수 없고 12%는 부축을 받아 걸을 수 있으며 37%가 독립적 보행이 가능한 것으로 보고되어 있다. 재활치료 후 64%에서는 독립적 보행이 가능하도록 회복이 되지만 나머지 36%는 보행이 불가능하거나 의존적인 상태로 남게 되며, 보행 기능이 회복된 경우에도 여러 가지 운동기능의 장애로 인한 비정상적 보행 패턴을 보이게 된다[1].

보행훈련은 이동에 제약이 있는 보행 장애를 가진 환자들에게 잔존 감각을 활용하여 독립보행에 필요한 능력을 습득시키기 위하여 수행된다. 보행 장애인의 보행능력 회복을 위한 재활훈련을 위해서는 여러 분야의 전문가들의 포괄적인 도움이 필요하며 특히 환자들의 균형감각을 향상시키고, 인내성을 높이기 위해 반복적이고 체계적인 보행훈련이 요구된다. 뇌졸중 후의 보행 장애에 대한 재활치료에 있어 전통적으로는 치료사에 의한 수동적으로 정상 운동 패턴의 촉진과 감각 자극이 이용되어져 왔으나, 근래에는 환자

본 연구는 산업자원부 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터(RIC)의 지원에 의한 것임

Corresponding Author : 김영호

강원도 원주시 풍암면 매지리 234

연세대학교 첨단 의료기기 테크노타워 204호

Tel : +82-33-760-2492 / Fax : +82-33-760-2859

E-mail : younghokim@yonsei.ac.kr

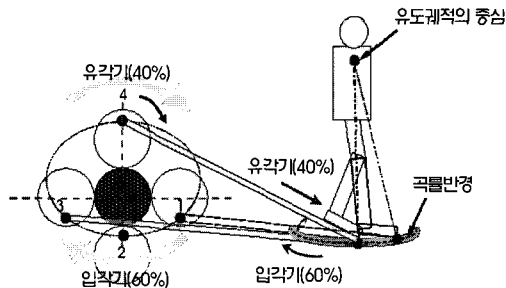


그림 1. 입각기와 유각기의 제어 및 곡률반경
 Fig. 1. The control of stance phase and swing phase and the radius curvature

가 보다 능동적으로 마비측 상하지를 기능적 동작에 사용할 수 있도록 환경을 조성함으로써 기능을 학습하게 하는 운동조절 재학습 이론에 근거한 치료법들이 강조되고 있다[2].

80년대 중반에 Barbeau와 Finch는 체중지지(body weight support)를 통한 트레드밀(treadmill)에서의 보행훈련을 제안하였다[3]. 또한 Wernig 와 Auuller[4]는 부분적인 체중지지 상태에서 뇌졸중 환자를 트레드밀 위에서 보행훈련 시켜 임상적 치료효과를 보고하였다. 그러나 트레드밀 위에서 훈련하는 동안, 한 두 명의 치료사가 마비환자의 사지와 체간의 움직임을 잡아주면서 보행을 유도해야 하는 단점이 있었다. 이를 해결하기 위해 최근 개발된 보행훈련 시스템 중 스위스 Balgrist 병원의 보행훈련 로봇은 마비환자를 하네스(harness)를 착용시켜 트레드밀 위에서 체중을 지지해 주면서 선형 액추에이터(actuator)를 이용하여 발목관절과 무릎관절의 굴곡/신전(flexion/extension) 운동을 제어시켜서 보행을 유도하는 시스템이다[5]. Hesse 등[6]은 전자-기계적인 보행훈련 시스템을 설계하여 편마비 환자들을 대상으로 하지관절 운동을 유도함으로써 균형과 체중이동을 보상(compensation)하는 동시에 환자의 상태에 따라 보행훈련을 제공하는 연구를 수행한 바 있다.

국내에서는 장애자에 대한 보행훈련을 위하여 노약자 및 장애인 재활을 위한 지능형 보행사 훈련 로봇이 개발된 바 있으나 관절운동의 궤적을 입력하여 유도할 수 없었으며 환자 자신이 의도하는 방향으로만 이동이 가능하여 보다 적극적인 보행훈련을 유도할 수 없었고 보행 장애인의 능동적 보행훈련을 유도할 수 있는 전동식 보행훈련 시스템의 개발 연구가 전무한 상태이다.

본 연구에서는 3차원 CAD 모델링에 입각한 동역학 모의해석을 통하여 하지관절의 운동궤적을 모사함으로써 정상보행에 최적으로 가까운 보행형태를 유도할 수 있는 설계인자들을 보행훈련 시스템에 적용하여 시제품을 제작하였다. 또한 정상인에 비해 보행 장애인들은 보행속력(walking speed), 보장(step length), 분속수(cadence) 등이 환자의 운동능력 상태에 따라 상이하기 때문에 보행훈련 시스템에서 보행속력과 보장이 조절되도록 하였으며, 보행의 좌우 대칭성을 부여할 수 있도록 하였다. 또한 정상인을 대상으로 개발된 능동형 보행훈련 시스템을 적용하여 보행훈련을 하는 동안 하지 관절의 운동궤적을 삼차원 운동분석 시스템을 이용하여

측정하고 동역학 모의실험의 결과와 비교하고 6주 동안 4명의 뇌졸중 환자들에게 개발된 시스템을 적용하여 20회의 보행훈련을 실시하고 훈련 전/후의 보행능력을 비교하여 능동형 보행훈련 시스템의 유용성을 평가하였다.

II. 연구방법

A. 능동형 보행훈련 시스템의 개념

정상보행에 가까운 보행궤적을 유도하기 위해 각각 두 개의 평기어가 맞물려 모터에 의해 서로 대칭적으로 정해진 궤적을 편심 회전하도록 하였다. 기어와 연결되는 발판을 전후 방향으로 밀어 주고 있으며 발판부가 부드러운 곡선을 따라 움직이도록 하여 입각기와 유각기의 비율이 60:40이 되도록 하였다[7].

그림 1은 입각기와 유각기를 제어하기 위한 두 개의 평기어의 위치와 정의된 보행주기에 따라 구동부와 연결된 발판부의 곡률반경을 나타낸 그림이다. 두 기어의 기어 비는 1 : 1이며, 고정된 중앙기어를 중심으로 맞물려 있는 기어가 편심 회전한다. 그림 1에서 1~4는 보행주기에 따라 발판과 연결되는 위치이며 그 점들을 연결한 점선이 회전궤적이다. 1은 초기 접지기(initial contact), 2는 중간 입각기(mid-stance), 3은 발가락 들림기(toe-off), 4는 중간 유각기(mid-swing)를 나타내며, 1에서 4를 진행하는 동안 한 보행주기를 이루게 된다. 유도된 곡률반경에 따라 환자의 발목관절과 무릎관절이 부드럽게 움직이도록 보행훈련 시스템에 적용하였다. 능동형 보행훈련 시스템에서는 발판이 초기 접지기에 가장 앞쪽에 위치하기 때문에 무릎관절이 신전되면서 발이 앞으로 전진하여 발목관절 저골이 일어나게 된다. 중간 입각기에서는 발판이 지면과 수평을 이루게 되며, 발가락 들림기에서 중간 유각기가 진행되는 동안 발판과 지면이 이루는 각이 최대가 되며 이 때 무릎관절도 최대로 굴곡하게 된다.

B. 동역학 모의해석

능동형 보행훈련 시스템 3차원 설계

동역학 모의해석을 통하여 적절한 하지관절 운동을 모사하기 위하여 상용 3차원 CAD 프로그램 (SolidEdge, Version 9, Unig-

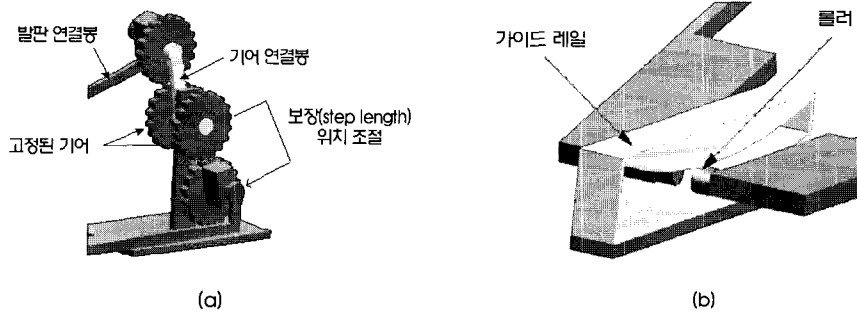


그림 2. 구동부와 발판부
 Fig. 2. The driving part and the foot plate part

raphics Solutions, 미국)을 이용하여 구동부, 발판부, 하지모델을 설계하였다. 하지관절의 운동궤적을 결정하기 위하여 기어의 직경, 보장, 발판가이드의 곡률반경, 발판길이 등의 시스템 설계인자들에 따라, 표 1과 같이, 7 가지의 모델링 조건을 설정하였다.

그림 2와 같이 구동부는 총 4개의 평기어가 각각 두 개씩 맞물려 서로 반대방향에서 일직선을 이루며 회전하고, 기어와 발판 연결봉이 만나는 점의 궤적을 따라 편심 회전된다. 기어의 직경은 20cm(Case 1)와 30cm(Case 2)를 적용하여 하지관절의 움직임을 관찰하였다. 보장은 발판 연결봉의 부착위치에 따라 조절되며, 본 연구에서는 34cm(Case 3)와 40cm(Case 4), 46cm(Case 1)로 모델링하였다. 보장이 34cm일 때는 중앙의 고정기어의 중심에서 17cm 지점에, 보장이 46cm일 때는 23cm 지점에 발판의 연결봉이 위치하게 된다. 편심 회전하는 평기어와 연결된 발판은 좌·우측 발판 끝이 가이드 레일에 걸쳐서 전·후 방향으로 움직이도록

했으며, 가이드 레일의 곡률반경은 정상적인 발목 운동궤적과 유사하도록 원호로 설계하였다. 가이드 레일의 곡률반경(R)은 123cm(Case 1)와 93cm(Case 5), 63cm(Case 6)의 세 경우로 모델링 하였고, 발판의 길이는 기어의 이송거리와 보장의 길이, 상체의 위치를 고려해서 140cm(Case 1)와 70cm(Case 7)를 적용하였다. 발판부 및 발판 가이드부는 두 개의 내·외측 롤러와 하부 롤러를 이용하여 발판부가 발판 가이드부를 따라 이동하도록 설계하였다. 본 논문에서는 발판 위에 키 173cm의 정상인 남자를 대상으로 하여 체간분절모델(body segment length)에 따라 하지관절을 설계하였다. 하지모델 대상자(H=173cm)의 허벅지와 정강이 길이를 계산하면 표 2와 같다[8].

동역학 모의해석

동역학 모의해석은 VisualNastran (MSC/Nastran Software,

표 1. 모델링 조건

Table 1. The condition of modeling

구 분	기어의 직경(D)	보장	치 수	
			발판가이드 곡률반경(R)	발판길이
Case 1	20cm	46cm	123cm	140cm
Case 2	30cm	46cm	123cm	140cm
Case 3	20cm	34cm	123cm	140cm
Case 4	20cm	40cm	123cm	140cm
Case 5	20cm	46cm	93cm	140cm
Case 6	20cm	46cm	63cm	140cm
Case 7	20cm	46cm	123cm	70cm

표 2. 하지모델 대상자의 관절 치수

Table 2. The segment length of subject

구 분	치 수
허벅지 길이	$0.530H - 0.285H - 0.039H = 0.206H = 35.638 \text{ cm}$
정강이 길이	$0.285H - 0.039H = 0.246H = 42.558 \text{ cm}$
발목관절 길이	$0.039H = 6.747 \text{ cm}$
발 길이	$0.152H = 26.296 \text{ cm}$
발의 폭	$0.055H = 9.515 \text{ cm}$

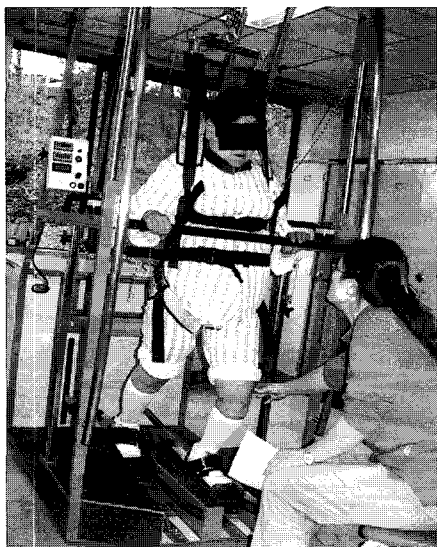


그림 3. 뇌졸중 환자의 보행 훈련
Fig. 3. The gait training of the stroke patient

미국) 동역학 프로그램을 사용하여 CAD 데이터로부터 동역학 모의해석을 수행하였다. SolidEdge에서 모델링한 CAD 데이터는 VisualNastran에서 모의해석에 필요한 모델로 생성되며 네비게이터(navigator)를 이용하여 구속조건을 적용하였다. 설계된 보행 훈련 시스템은 관성 하중을 발생시키는 고유의 강체운동을 하므로 경계조건을 정의하여 모의실험을 수행하기 어렵다. 따라서 구속되지 않은 동적 구조물은 정적 평형상태에 있다고 가정하여 표 3과 같이 간섭(collide) 조건과 구속(constraint) 조건을 적용하였다.

중앙에 있는 기어 두 개는 고정시키고 나머지 두 개의 평기어가 서로 일직선을 이루면서 회전운동을 한다. 고정된 기어와 맞물려 회전하는 기어의 회전수를 1 : 1로 동일하게 하여 한바퀴 도는 동

안 한 보행주기를 이루게 하였다. 발판부의 가이드 레일은 구동 중에 움직이지 않도록 구속했으며, 하지모델의 발이 발판부와 떨어지지 않도록 서로 구속시켜 고정시켰다. 이는 보행훈련 시스템에서 설계인자들에 의해 발목관절과 무릎관절에 미치는 영향을 확인하기 위해서이다. 모의해석에서는 상체의 움직임을 무시하고 발목과 무릎관절의 운동을 해석하였다.

C. 뇌졸중 환자의 보행 훈련 및 평가

환자군 선정

국립재활원에 입원 중인 뇌졸중 환자 중 앉은 자세에서 체간의 균형이 양호하면서 보행이 불가능하며, 심한 관절 구축이나 심장 질환, 심한 인지장애 혹은 언어장애가 없는 환자 4명을 대상으로 선정하였다.

보행훈련 방법

본 연구에서 개발된 능동형 보행훈련 시스템을 이용하여 그림 3과 같이 주 3회 이상, 1회 20분간 6주에 걸쳐 20회의 보행 훈련을 시행하였다. 환자가 편하게 느끼는 정도로 체중을 탈부하 하였고 상태가 진전됨에 따라 점차로 체중 탈부하의 정도를 감소시켰고 속도는 점차로 증가시켰다. 보장 길이는 34cm로 하였다. 물리치료사 1인이 치료 시간 동안 지속적으로 하지의 움직임을 보조하거나 감독하였고, 보행훈련 시스템을 이용하는 것 이외에 10분 정도 고식적인 물리치료를 병행하였다.

보행능력 평가

환자들의 보행능력 상태의 변화를 보기 위해 보행훈련 전/후에 하지의 Brunnstrom기, Fugl-Meyer 및 무릎관절의 경직을 modified Ashworth scale로 평가하였다. 6주 동안 20회의 보행훈련이 끝난 후에 보행능력은 표 4에서와 같이 Functional Ambulation Category로 평가하였다[9-11]. 환자의 환측 발목관절과

표 3. 간섭조건과 구속조건

Table 3. The collide condition and the constraint condition

간섭조건	구속조건
발판과 발판부 가이드 (미끄럼접촉)	<ul style="list-style-type: none"> · 가운데 기어(두개) 고정 · 기어비 1 : 1 적용 · 발판부 가이드 고정(fixed) · 발과 발판부의 연결 고정(fixed joint) · 하지모델의 상체(trunk)를 고정(fixed)

표 4. 기능적 이동 분류척도

Table 4. Functional Ambulation Category Scale

0	patient cannot walk or requires help of 2 or more people
1	patient requires firm continuous support from 1 person who helps with carrying weight and with balance
2	patient needs continuous or intermittent support of 1 person to help with balance or coordination
3	patient requires verbal supervision or stand-by help from 1 person without physical contact
4	patient can walk independently on level ground, but requires help on stairs, slopes, or uneven surfaces
5	patient can walk independently

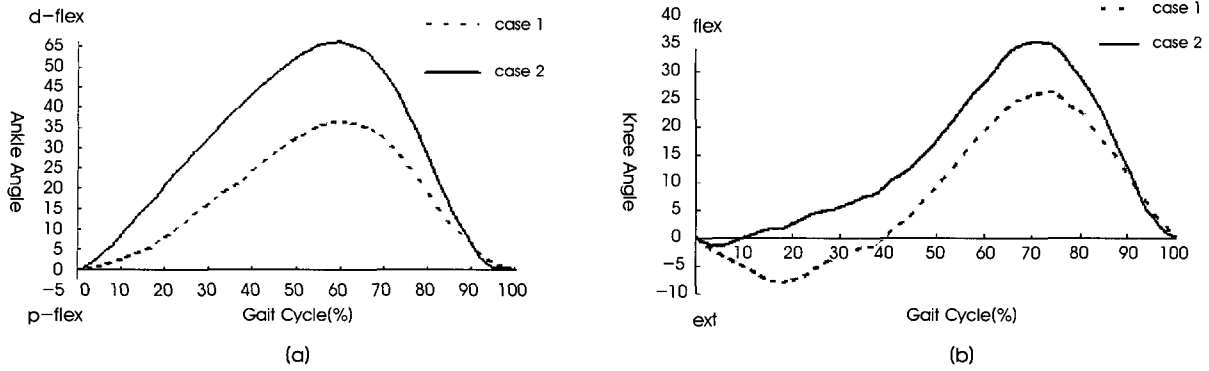


그림 4. 기어의 직경에 따른 관절운동 (한 보행주기) (a) 발목관절의 배굴/저굴 (b) 무릎관절의 굴곡/신전

Fig. 4. Joint motions with different diameters of the gear (one gait cycle) (a) Ankle dorsiflexion/plantarflexion (b) Knee flexion/extension

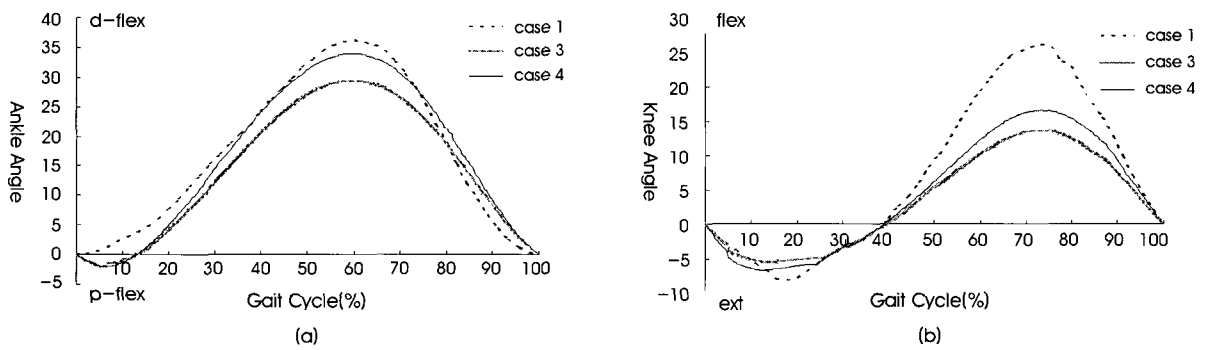


그림 5. 보장에 따른 관절운동 (한 보행주기) (a) 발목관절의 배굴/저굴 (b) 무릎관절의 굴곡/신전

Fig. 5. Joint motions with different step length (one gait cycle)(a) Ankle dorsiflexion/plantarflexion (b) Knee flexion/extension

무릎관절에 전기축각기를 부착하여 보행훈련 시스템에서 보행훈련 하는 동안 운동 각도를 운동 시작, 시작 후 5, 10, 18분 등 하지 관절 운동을 4회 측정하였다.

III. 결과 및 고찰

A. 설계인자에 따른 하지관절 운동결과

기어의 직경

보행훈련 시스템 구동부의 기어크기를 결정하기 위하여 보장은 46cm, 발판 가이드의 곡률반경(R)은 123cm, 발판길이는 140cm로 일정하게 하고 두가지의 기어 직경(D=20cm, 30cm)에 대하여 모의실험을 수행하였다.

그림 4는 기어의 직경에 따라 모의실험을 통해서 얻은 발목관절과 무릎관절의 운동결과를 나타낸 것이다. 그림 4(a)에서와 같이 기어의 직경이 20cm에서 30cm로 커짐에 따라 발목관절의 배굴이 중간 유각기에서 20° 이상 증가함을 확인할 수 있다. 또한 기어의 직경이 20cm인 경우에 비하여 30cm인 경우, 무릎관절의 굴곡은 중간 입각기 동안에 10° 정도 증가됨을 알 수 있었다(그림 4(b)).

보장

보행훈련 시스템은 보행장애자들의 다양한 보장을 만족하여야

한다. 본 연구에서는 보행훈련 시스템의 보장을 34cm(Case 3), 40cm(Case 4), 46cm(Case 1)의 세 가지 경우에 대하여 모의실험을 통해서 비교하였다. 보장이 34cm, 40cm, 46cm일 때, 중앙의 고정된 기어의 중심에서 각각 17cm, 20cm, 23cm 떨어진 위치에 발판부가 연결되도록 하였다. 이 때 기어의 직경(D)은 20cm, 발판 가이드의 곡률반경(R)은 123cm, 발판길이는 140cm로 일정하게 하였다.

그림 5는 세 가지 경우의 보장에 따라 모의실험을 통해서 얻은 발목관절과 무릎관절의 운동을 나타낸 것이다. 보장이 증가할수록 최대 정점에서 운동의 변화량이 증가함을 관찰할 수 있다.

발판 가이드의 곡률반경

발판 가이드의 곡률반경이 123cm(Case 1), 93cm(Case 5), 63cm(Case 6)의 세 가지 경우를 모의해석 하였다. 이 때 다른 설계인자인 기어의 직경(D)은 20cm, 보장은 46cm, 그리고 발판길이는 140cm로 일정하게 하였다.

그림 6은 세 가지 곡률반경에 대한 발목관절과 무릎관절의 시상면 운동을 나타낸 그림이다. 그림 6(a)에서와 같이, 발목관절의 운동은 곡률반경에 큰 영향을 받지 않았으며 모든 경우에 대하여 60% 지점에서 최대 배굴을 보였다. 그림 6(b)와 같이 무릎관절 운동은, 중간 입각기와 중간 유각기에 일정한 각도 변화폭을 보였다.

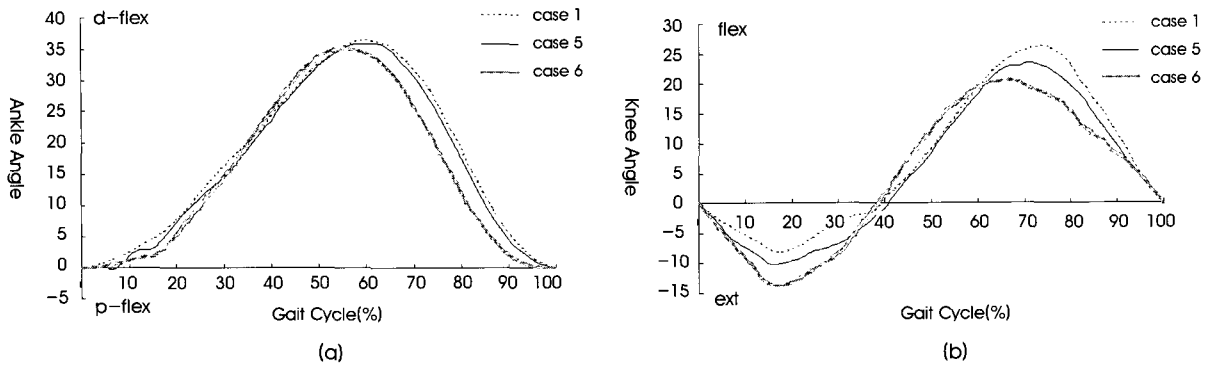


그림 6. 곡률반경에 따른 발목관절과 무릎관절 운동(한 보행주기) (a) 발목관절의 배굴/저굴 (b) 무릎관절의 굴곡/신전
Fig. 6. Joint motions with different radii of curvature of foot guide plate(one gait cycle) (a) Ankle dorsiflexion/plantarflexion (b) Knee flexion/extension

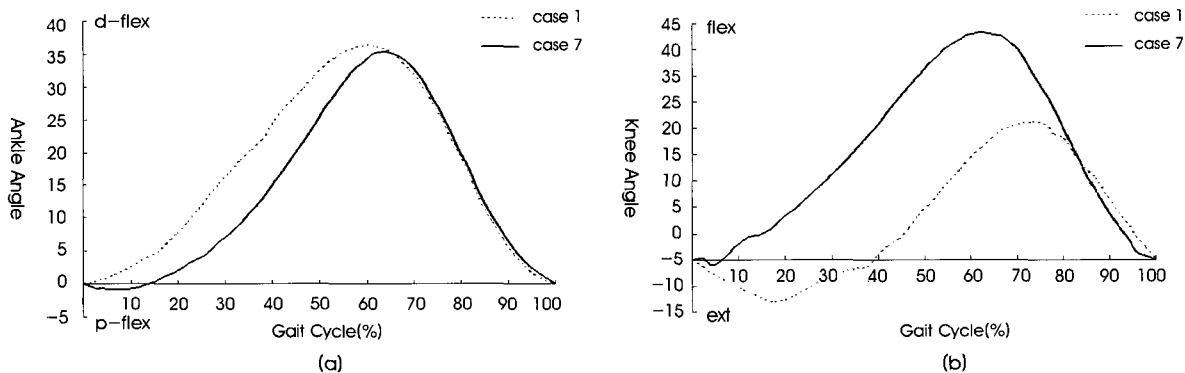


그림 7. 발판길이에 따른 발목관절과 무릎관절 운동(한 보행주기) (a) 발목관절의 배굴/저굴 (b) 무릎관절의 굴곡/신전
Fig. 7. Joint motions with different lengths of foot plate (one gait cycle) (a) Ankle dorsiflexion/plantarflexion (b) Knee flexion/extension

즉, 곡률반경(R)이 63cm(Case 6)에서 93cm(Case 5), 123cm(Case 1)로 증가할 때 중간 입각기에서는 신전운동이 점점 줄었다가 바로 굴곡운동으로 변화하고, 반면에 발가락 들림기 이후 중간 유각기에서는 굴곡운동이 증가되었다가 신전운동으로 변화됨을 알 수 있었다.

발판길이

발판길이에 따른 관절의 운동변화를 관찰하기 위해서 기어직경(D) 20cm, 보장 46cm, 발판가이드의 곡률반경(R)은 123cm로 고정한 상태에서 발판길이가 140cm(Case 1)와 70cm(Case 7)의 두 가지 경우를 모의해석 하였다.

그림 7(a)에서 발판길이가 70cm(Case 7)인 경우에 발목관절의 최대 배굴이 140cm(Case 1)인 경우보다 천천히 증가하다가 최대 배굴 시점에서부터 동일한 기울기로 저굴함을 확인할 수 있었다. 반면, 그림 7(b)에서는 발판길이 140cm(Case 1) 경우의 중간 입각기에서 발생하는 무릎관절 신전운동이 발판길이 70cm(Case 7) 경우에는 거의 발생하지 않고 바로 굴곡운동으로 변화함을 볼 수 있었다. 특히 발판길이는 발목관절보다 무릎관절에 미치는 영향이 더 큼을 확인할 수 있었다.

모의해석 결과

기어의 직경과 보장, 유도케지의 곡률반경, 발판길이 등의 설계 인자를 변화시켜 각각 모델링 한 후, 동역학 모의해석을 통해 그림 8과 같은 관절의 운동데이터를 획득하였다.

동역학 모의해석 결과(그림 8(a))를 정상보행의 발목관절 운동과 비교해보면 정상보행에서 보이는 하중 수용기 및 전유각기에 저굴이 나타나는 것에 반해, 모의해석 결과에서는 유각기에만 저굴이 발생되었다. 또한 무릎관절의 경우(그림 8(b)), 모의해석 결과 유각기에서 60°보다 작은 무릎관절 굴곡이 발생하였다. 이는 모의해석에서 상체가 앞으로 진행되지 않고 발이 발판궤도를 따라 움직이도록 했기 때문으로 생각된다.

B. 능동형 보행훈련 시스템 제작

CAD 모델링에 입각한 동역학 모의실험을 통하여 하지관절의 운동궤적을 모사함으로써 정상보행에 가까운 보행형태를 유도할 수 있는 설계인자들을 능동형 보행훈련 시스템에 적용하여 시제품을 제작하였다. 능동형 보행훈련 시스템은 보행 장애자의 운동능력에 따라서 분당 0~75걸음(0~2km/h)의 범위 내에서 AC 모터에 의해 자유롭게 제어되며, 보장은 DC 모터를 이용하여 34~

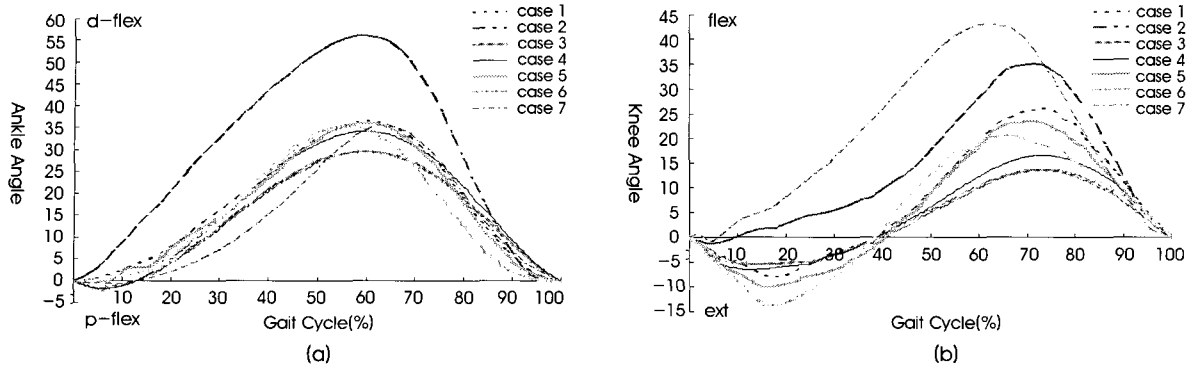


그림 8. 동역학 모의실험의 결과 비교 (한 보행주기) (a) 발목관절의 배굴/저굴 (b) 무릎관절의 굴곡/신전

Fig. 8. The comparison among results of dynamic simulation (one gait cycle) (a) Ankle dorsiflexion/plantarflexion (b) Knee flexion/extension

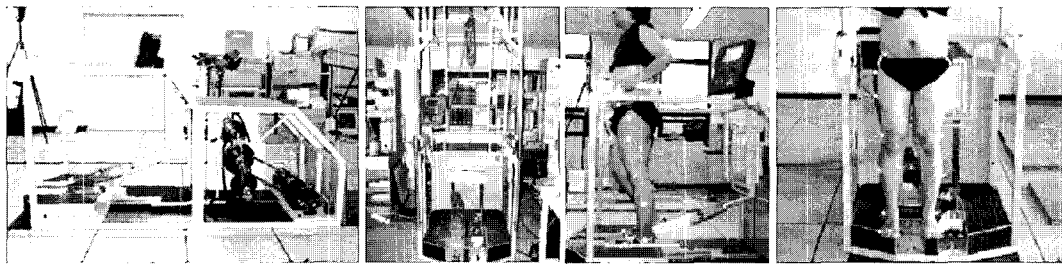


그림 9. 제작된 능동형 보행훈련 시스템 및 3차원 운동분석

Fig. 9. The developed active gait training system and the 3-D motion analysis

48cm 범위에서 1cm씩 변경할 수 있다. 또한 발판부의 가이드 레일을 앞뒤로 최대 5cm 이동할 수 있도록 설계되었으며, 활보장을 1.5cm씩 최대 15cm까지 조절할 수 있도록 하여 보행케적을 조절할 수 있도록 하였다. 또한 치료사가 높이를 조절하여 피검자의 상체를 견인장치에 고정하고 환자의 체중 일부를 들어줌으로써 부하를 조절할 수 있도록 하였다. 규정된 보행속력을 지키지 못하거나 능동형 보행훈련 시스템에 물리적인 부하가 발생할 경우 환자의 관절손상을 방지하기 위하여 기어시스템의 작동이 자동적으로 중지되도록 하였다. 작동이 중지되면 두 발판이 가이드 레일의 중앙으로 서서히 이동하여 환자가 두 발로 균형을 유지할 수 있도록 하였다.

C. 삼차원 운동분석을 통한 시스템 평가

능동형 보행훈련 시스템에서 보행훈련을 수행하는 동안 피검자의 하지관절 운동을 측정하기 위하여 6대의 적외선 카메라(Vicon, 미국)를 이용하여 삼차원 운동분석을 수행하였다. 하지의 기형이나 질환이 없는 두 명의 정상인 남자의 다리에 Helen Hayes marker set에 따라 엉치뼈(sacrum), 좌우 위앞엉덩가시(ASIS, anterior superior iliac spine), 좌우측 큰뼈돌기(great trochanter), 좌우측 넓적다리(thigh)의 중간부, 좌우측 무릎관절, 좌우측 정강뼈(tibia)의 중간부, 좌우측 발목관절, 좌우측 발가락 등 15개 반사 마커를 부착하여 관절의 삼차원 운동을 60Hz의 샘플링률로 측정

하였다[12]. 개발된 능동형 보행훈련 시스템에서 보행하는 동안 Rancho Los Amigos 기준에 따라 보행주기를 추출하였다. 보행 주기의 시작점은 오른발의 초기접지로 하였다. 발이 피검자의 앞에 위치되고 발목관절이 저굴운동에서 배굴운동이 시작할 때를 초기접지로 하여 보행 중 발목관절과 무릎관절의 운동을 측정하였다. 발목관절과 무릎관절의 “양”의 각도는 굴곡/배굴, “음”의 각도는 신전/저굴을 의미한다[13].

일반적으로 성인남자의 경우, 느린 보행, 보통 보행, 빠른 보행의 분속수는 각각 85±6, 105±6, 125±6보/분이다[14]. 그러나 본 연구에서는 보행 장애자의 느린 보행을 위해 개발된 보행훈련 시스템에서 1km/h의 속력으로 보행훈련 하는 동안 보장이 36cm, 40cm, 48cm일 때 분속수가 각각 92, 80, 68보/분 이 되도록 하여 실험을 수행하였다. 모의해석과 유사한 조건을 유지하기 위해 피검자의 상체를 고정시키고 피검자가 하지관절만으로 보행하도록 유도하였다.

그림 10은 능동형 보행훈련 시스템에서 34cm, 40cm, 46cm의 보장에 따라 보행훈련을 하는 동안 삼차원 운동분석 시스템을 이용하여 측정된 발목관절의 배굴/저굴을 나타낸 그림이다. 세 가지 경우 모두 발가락 들림기에서 보장이 증가할수록 발목의 배굴이 증가하다가 중간 유각기동안 저굴로 변화됨을 확인할 수 있었다. 본 실험을 통해서 두 명의 피검자 모두 유사한 발목운동을 나타낼 수 있었다.

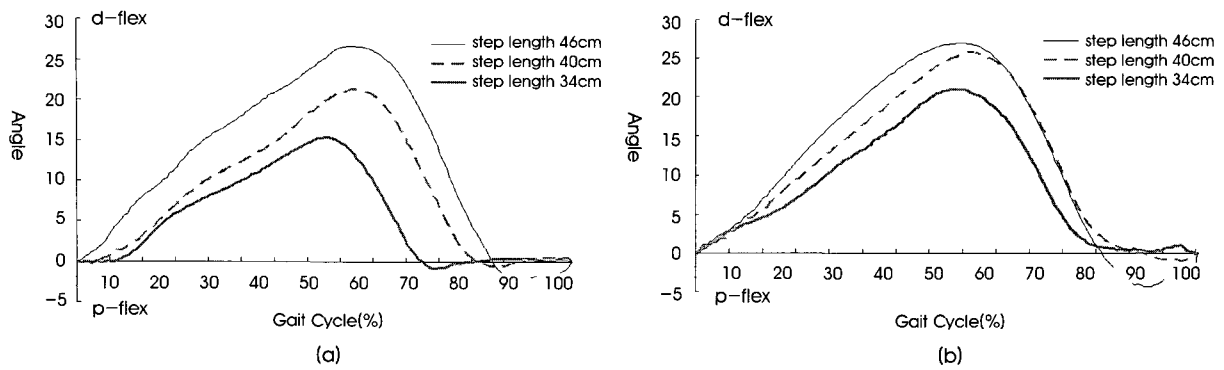


그림 10. 보장에 따른 발목관절 운동 (a) 대상자 I (b) 대상자 II
 Fig. 10. Ankle dorsiflexion/plantarflexion with different step lengths (a) subject I (b) subject II

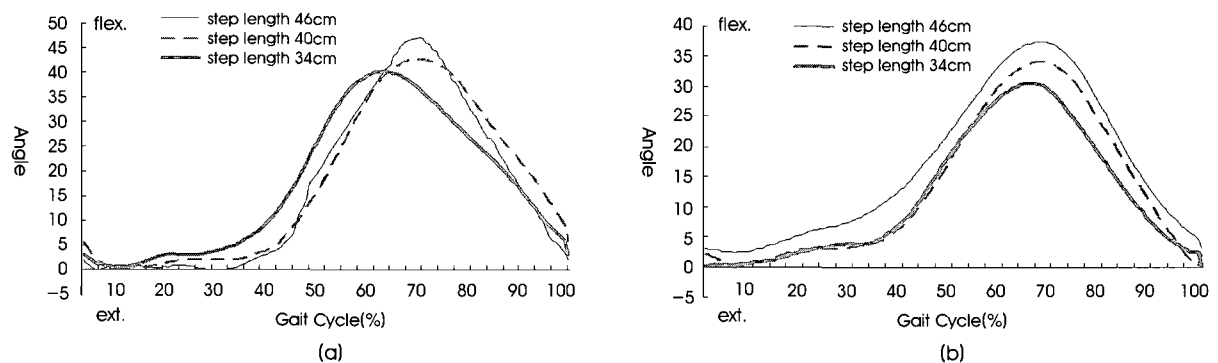


그림 11. 보장에 따른 무릎관절 굴곡/신전 운동 (a) 대상자 I (b) 대상자 II
 Fig. 11. Knee flexion/extension with different step lengths (a) subject I (b) subject II

그림 11은 무릎관절의 굴곡각도를 나타낸 것으로, 발목관절의 각도와 마찬가지로 보장이 증가할수록 굴곡이 증가함을 알 수 있다. 입각기 초기굴곡이 보이지 않는 이유는 상체의 수직운동을 허락하지 않고 고정하였기 때문으로 생각된다. 보장이 증가할수록 유각기 무릎굴곡이 증가됨을 확인할 수 있었다.

세 가지 보장(Case 3, Case 4, Case 1)에 따른 모의해석 결과(그림 5)와 능동형 보행훈련 시스템에서 세 가지 보장(34cm, 40cm, 46cm)에 따라 측정된 하지관절 운동 결과(그림 10, 11)를 비교한 결과, 비교적 유사한 경향을 보이고 보장이 증가함에 따라 발목관절과 무릎관절의 운동 변화가 크게 증가함을 알 수 있었다.

동일한 보장에 대해서 모의해석에서 얻은 발목관절 운동이 동작 분석으로부터 얻은 운동보다 크게 나타났다. 한편 능동형 보행훈련 시스템에서의 무릎관절 운동이 모의해석 결과보다 크게 나타났다. 이는 능동형 보행훈련 시스템에서 발목관절과 무릎관절 운동은 서로 보상관계에 있음을 시사해준다.

D. 뇌졸중 환자의 보행훈련 증례

환자 1

71세의 여자로 7주 전 발생한 2번째 뇌경색으로 인한 좌측 편마비 환자였다. 환측의 감각 장애 및 시각무시가 동반되어 있었고, 하지의 Brunnstrom기는 1기, Fugl-Meyer 점수는 4점, 무릎관절의

경직은 grade 0 이었다. 처음 2주간 72-88%의 체중 탈부하 상태에서 0.5km/h의 속도로 운동을 시작하였고, 이후 체중 탈부하를 점차로 감소하여 마지막 주간에는 50-57%의 체중 탈부하 상태에서 속도는 동일하게 훈련을 종료하였다. 능동형 보행훈련 시스템 운동 시 무릎관절의 각도는 최대 굴곡이 35.4도, 최대 신전이 0.3도였고, 발목관절의 각도는 최대 배굴이 3.0도, 최대 저굴이 7.6도였으며, 비교적 규칙적인 패턴을 보였으나 하중 수용기에 무릎관절의 신전이 완전하게 일어나지는 않는 경향을 보였다(그림 12). 환자가 보행훈련 하는 동안 하중 수용기에 무릎관절의 신전이 원활하게 이루어지지 않아 치료사가 무릎관절의 신전을 보조하였다. 무릎관절의 최대 굴곡각도와 발목관절의 배굴/저굴운동이 정상인과 다소 차이가 있음을 알 수 있다.

6주간 20회의 치료가 끝난 후, 하지의 Brunnstrom기는 1기, Fugl-Meyer 점수는 6점, 무릎관절의 경직은 grade 1으로 신경학적 회복은 미미하였고, 보행 능력은 Functional Ambulation Category 1로 hemiwalker와 단하지 보조기 및 발목관절 보조기를 사용하여 30m 정도 실내보행이 가능하였다.

환자 2

49세의 남자로 3개월 전에 발생한 뇌출혈로 인한 좌측 편마비 환자였다. 환측의 감각장애와 시각무시가 동반되어 있었고, 치료

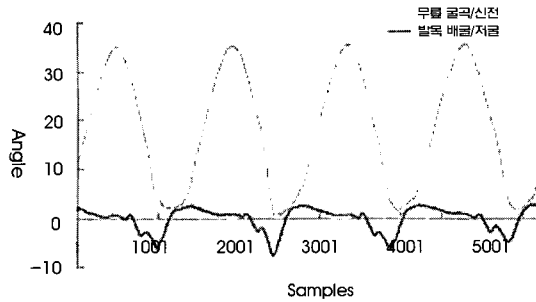


그림 12. 환자 1의 보행훈련 14회째의 발목관절 및 무릎관절 운동 평균
 Fig. 12. The average of ankle and knee joint motions of the 14th gait training for patient 1

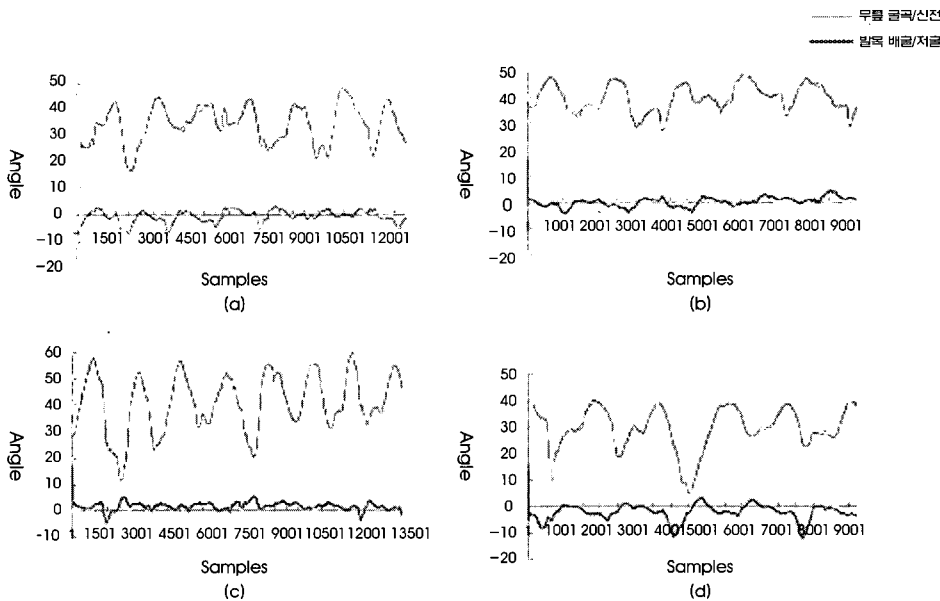


그림 13. 환자 2의 보행훈련 8회째의 발목관절 및 무릎관절 운동 (a) 보행훈련 시작 (b) 보행훈련 5분 후 (c) 보행훈련 10분 후 (d) 보행훈련 18분 후
 Fig. 13. Ankle and knee joint motions of the 8th gait training for patient 2 (a) initial onset of the gait training (b) 5min after the start of the gait training (c) 10min after the start of the gait training (d) after 18min after the start of the gait training

전 하지의 Brunnstrom기는 2기, Fugl-Meyer 점수는 11점, 슬관절의 경직은 grade 1이었다. 64%의 체중 탈부하 상태에서 0.2km/h의 속도로 운동을 시작하였고, 마지막 치료 시에는 57%의 체중 탈부하 상태에서 0.4km/h의 속도 훈련을 종료하였다. 능동형 보행훈련 시스템 운동 시 무릎관절의 각도는 최대 굴곡이 41.0도, 최대 신전이 4.8도였고, 발목관절의 각도는 최대 배굴이 3.4도, 최대 저굴이 11.8도였으나, 무릎관절의 과도한 신전으로 인해 불규칙적인 운동을 보이며, 보행훈련 시작 10분 후에 치료사가 무릎 굴곡을 구두로 유도하여 무릎관절의 운동이 가장 크게 나타남을 알 수 있다(그림 13).

6주간 20회의 치료가 끝난 후, 하지의 Brunnstrom기는 2기, Fugl-Meyer 점수는 18점, 무릎관절의 경직은 grade 1으로 신경학적 회복은 미미하였고, 보행 능력은 Functional Ambulation Category 2로 hemiwalker와 단하지 보조기를 사용하여 50m 이

상 실내보행이 가능하였다.

환자 3

68세의 여자로서 5.5개월 전에 발생한 뇌출혈로 인한 좌측 편마비 환자였다. 심한 감각장애가 동반되어 있었고, 치료 전 하지의 Brunnstrom기는 3기, Fugl-Meyer 점수는 11점, 무릎관절의 경직은 grade 0이었다. 5-6년 전부터 양측 무릎관절의 퇴행성 관절염으로 발병 이전에도 20분 이상의 보행은 어려운 상태였으며, 발병 후 장기간의 입원 치료에도 과다체중과 무릎관절의 통증으로 인하여 보행 기능을 회복할 수 없었다. 처음 치료 시 38%의 체중 탈부하 상태에서 보행 훈련을 시도하였으나 무릎관절 통증 발생하여 50-60% 정도의 체중 탈부하 상태에서 보행 훈련을 진행하였고, 속도는 0.5km/h로 시작하여 종료 시 0.7km/h까지 증가하였다. 능동형 보행훈련 시스템 운동 시 무릎관절의 각도는 최대 굴곡이 46.7도, 최대 신전이 17.0도였고, 발목관절의 각도는 최대 배굴

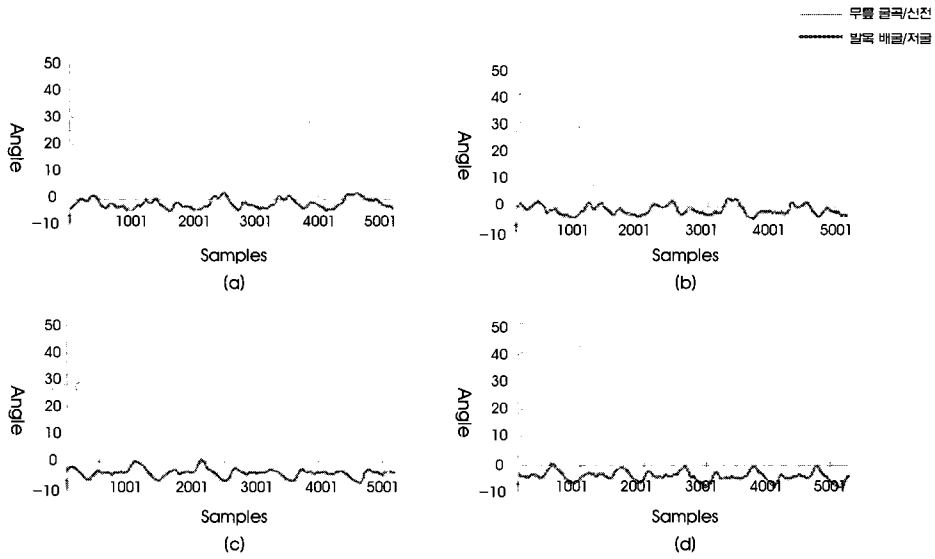


그림 14. 환자 3의 보행훈련 16회째의 발목관절 및 무릎관절 운동각도 (a) 보행훈련 시작 (b) 보행훈련 5분 후 (c) 보행훈련 10분 후 (d) 보행훈련 18분 후
 Fig. 14. Ankle and knee joint motions of the 16th gait training for patient 3 (a) initial onset of the gait training (b) 5min after the start of the gait training (c) 10min after the start of the gait training (d) after 18min after the start of the gait training

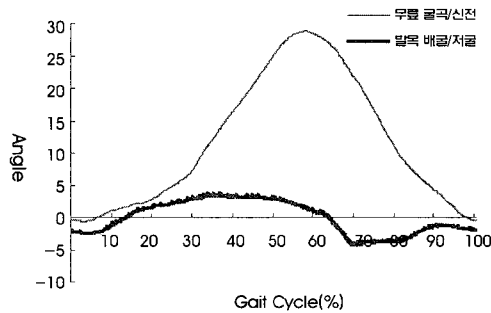


그림 15. 환자 4에 대한 한 보행주기 동안의 발목관절 및 무릎관절 운동 평균
 Fig. 15. Ankle and knee joint motions during a gait cycle for patient 4

이 0.9도, 최대 저굴이 7.7도였으며, 무릎관절이 입각기에도 10도 이상 굴곡되는 양상을 보였다. 그림 14에서와 같이, 보행훈련 시작과 보행훈련 5분 후 경우는 치료사의 보조가 있었으며, 보행훈련 10분 후와 18분 후는 치료사의 보조 없이 환자 혼자서 운동한 경우로 무릎관절의 운동각도 변화에 차이를 보이고 있다. 하지만 발목관절의 각도변화는 거의 나타나지 않고 있음을 알 수 있다.

6주간 20회의 치료가 끝난 후, 하지의 Brunnstrom기는 3기, Fugl-Meyer 점수는 11점, 무릎관절의 경직은 grade 0으로 신경학적 변화는 없었고, 보행 능력은 Functional Ambulation Category 2로 hemiwalker와 단하지 보조기를 사용하여 50m 이상 실내보행이 가능하였다.

환자 4

59세의 남자로 7개월 전에 발생한 대뇌 피질하 부위 및 뇌교를 침범하는 다발성 뇌경색으로 인한 사지마비 환자였다. 균형 장애

가 동반되어 있었으며, 근력은 좌측이 4등급, 우측이 2-3등급이었고, 하지의 Brunnstrom기는 좌우측이 각각 6/4기, Fugl-Meyer 점수는 25/14점, 무릎관절의 경직은 좌측에서 grade 1이었다. 60%의 체중 탈부하 상태에서 0.2km/h의 속도로 운동을 시작하였고, 마지막 치료 시에는 3%의 체중 탈부하 상태에서 1.0km/h의 속도로 훈련을 종료하였다. 능동형 보행훈련 시스템 운동 시 무릎관절의 각도는 최대 굴곡이 29.4도, 최대 신전이 1.7도였고, 발목관절의 각도는 최대 배굴이 5.6도, 최대 저굴이 4.8도였으며, 4명의 대상 환자 중 환자의 운동능력 상태가 좋아 정상인의 운동각도와 비교적 유사함을 보였다(그림 15).

6주간 20회의 치료가 끝난 후, 하지의 Brunnstrom기, Fugl-Meyer 점수 및 무릎관절의 경직은 변화가 없었으나, 보행 능력은 Functional Ambulation Category 2로 quadripod cane을 사용하여 40m 정도의 실내보행이 가능하였다.

본 연구의 시스템을 통해 훈련한 마비환자들의 보행에 관련된 평가지수가 대부분 상승하였으므로 본 시스템의 효과는 유의하다고 사료되나, 본 시스템이 임상적으로 확실히 치료효과를 높이고 정확히 판단하기 위해서는 장기간의 임상실험을 통한 추가 연구가 필요하다. 또한, 본 연구 결과에서는 피검자들이 보행훈련 후 보조기의 도움 없이는 자립보행이 거의 불가능하여 보조기를 사용하고 보행능력을 평가하였으나, 추후 장기적 임상평가를 통해 보조기의 효과를 배제한 보행훈련 시스템만을 적용한 훈련 효과를 평가해 볼 수 있을 것으로 기대된다.

IV. 결 론

본 연구에서는 마비 환자들의 보행능력 회복을 위해서 동역학 모의해석을 통하여 능동형 보행훈련 시스템을 설계, 제작하였다. 또한 제작된 능동형 보행훈련 시스템에서 보행훈련을 수행하는 동안 발목관절과 무릎관절의 운동을 삼차원 운동분석 시스템으로 측정하여 동역학 모의실험 결과와 비교 및 평가하였다.

본 연구를 통해 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 능동형 보행훈련 시스템에서 기어는 유도되는 궤적을 편심 회전하도록 설계되었으므로 보행의 입각기와 유각기가 60:40의 비율로 구동되었다.
2. 능동형 보행훈련 시스템에서의 발목관절과 무릎관절의 운동은 기어의 직경, 보장, 발판가이드의 곡률반경, 발판길이 등의 설계인자에 의하여 영향을 받았다.
3. 기어의 직경이 커지면 구동부의 전체적인 외관길이가 늘어나며 관절운동 궤적이 과다하게 커지므로 기어의 직경은 20cm를 적용하였다.
4. 환자의 운동능력 상태에 따라 보행훈련을 할 수 있도록 보장을 변화시킬 수 있어야 한다.
5. 발판가이드의 곡률반경은 운동궤적에 큰 영향을 주지 않았다.
6. 발판길이의 변화는 발목관절보다 무릎관절에 미치는 영향이 더 크며, 발판길이를 조절하여 활보장을 변화시킬 수 있다.

또한, 임상실험을 통해서 아급성기 및 만성기의 중증 편마비 환자 및 균형 장애가 동반된 사지마비 환자를 대상으로 개발된 능동형 보행훈련 시스템을 적용하여 좋은 결과를 얻었다. 특히 증례 1의 편측 시각무시가 동반된 중증 편마비 환자의 경우처럼, 처음으로 재활을 시작하는 단계에서 보행훈련 시스템을 적용함으로써 환측으로의 체중 부하가 어려운 환자에게 보행을 조기에 유도하는데 도움을 줄 수 있을 것으로 보인다. 증례 3의 만성 편마비 환자에서처럼 관절염과 같은 체중 부하가 어려운 문제로 인하여 보행 훈련 자체가 제한되는 경우에도, 능동형 보행훈련 시스템은 유용하게 활용될 수 있을 것으로 생각된다. 일반적으로 본 연구의 시스템과 유사한 보행훈련기는 편마비 환자의 보행 재활에 활용되어 왔는데, 증례 4와 같은 균형기능 장애가 동반된 사지마비의 경우에도

능동형 보행훈련 시스템의 적용이 가능할 것으로 보인다. 본 연구의 4명의 대상 환자 중 증례 4의 환자가 가장 높은 만족도를 보였다. 향후 고식적인 보행 훈련과의 비교 연구를 통해 능동형 보행훈련 시스템의 효과성을 검증하고 확립하는 연구가 요구된다. 본 연구에서 개발된 능동형 보행훈련 시스템은 다양한 형태의 장애를 가지고 있는 뇌졸중 환자들의 보행 재활에 유용하게 활용될 수 있을 것으로 기대된다.

참고문헌

- [1] D.T. Wade, V.A. Wood, A. Heller, "Waking after stroke : measurement and recovery over the first three months," *Scand J. Rehabil. Med.*, vol. 19, pp.25-30, 1987.
- [2] S. Hesse, C. Bertelt, M.T. Jahnke, A. Schaffrin, P. Baake, M. Malezic, K.H. Mauritz, "Treadmill training with partial body weight support as compared to physiotherapy in non-ambulatory hemiparetic patients," *Stroke*, vol. 26, pp.976-981, 1995.
- [3] H. Barbeau, M. Wainberg, L. Finch, "Description and application of a system for locomotor pattern of spastic parietic patients," *Can J. Neurol. Sci.*, vol. 16, pp.315-325, 1989.
- [4] A. Wernig, S. Auuller, "Treadmill locomotion with body weight support in persons with severe spinal cord injuries," *Paraplegia*, vol. 30, pp.229-238, 1992.
- [5] G. Colombo, M. Jorg, V. Dirtz, "Driven fait orthosis to do locomotor training of paraplegic patients," *EMBS int. conf*, pp.3159-3163, 2000.
- [6] S. Hesse, Th. Sarkodie-Gyan, D. Uhlenbrock, "Development of an advanced mechanized gait trainer, controlling the movement of the center of mass, for restoring gait in non-ambulant subjects," *Biomed. Tech*, vol. 44, pp.194-201, 1999.
- [7] H. Kim, *Design and evaluation of the gait training system based on the dynamics simulation and motion analysis*, Master thesis, Yonsei Univ., 2003.
- [8] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, A Wiley Inter-Science Publication, 1990. pp. 105-110.
- [9] I. Koerner, "Observation of human gait," *University of Alberta*, vol. 41, no. 49, pp.14-16, 1986.
- [10] R.L., Craik, C.A. Oatis, *Gait Analysis: Theory and application*. Mosby-Year Book, Inc., 1995, pp. 313.
- [11] J.B. Saunders, V.T. Inman, H.D. Eberhart, "The major determinants in normal and pathological gait," *J. Bone Joint Surg. Am.*, vol. 35-A, pp.543-558, 1953.
- [12] R.B. Davis, S. Ounpuu, D. Tyburski, J.G. Gageet, "Gait analysis data collection and reduction technique," *Human Movement Science*, vol. 10, pp.575-587, 1991.
- [13] J. Perry, *Gait analysis: normal and pathological function*. Slack Inc, 1992, pp. 101-110.
- [14] D.A. Winter, *The Biomechanics and Motor Control of Human Gate: Normal, Elderly and Pathological*, University of Waterloo Press, 2nd ed, 1991. pp. 55-65.