



저작자표시-비영리-동일조건변경허락 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



동일조건변경허락. 귀하가 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공했을 경우에는, 이 저작물과 동일한 이용허락조건하에서만 배포할 수 있습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

2010년 2월
박사학위 논문

장애인 재활을 위한 보행훈련
시스템 연구

조선대학교 대학원

기계공학과

김 한 일

장애인 재활을 위한 보행훈련
시스템 연구

A Study on the Gait Training System for the
Rehabilitation of the Gait Disorder Patients

2010년 2월 25일

조선대학교 대학원

기계공학과

김 한 일

장애인 재활을 위한 보행훈련
시스템 연구

지도교수 이 행 남

이 논문을 기계공학 박사학위신청 논문으로 제출함

2009년 10월

조선대학교 대학원

기계공학과

김 한 일

김한일의 박사 학위논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 박길문 (인)

위원 조선대학교 교수 한길영 (인)

위원 조선대학교 교수 김근형 (인)

위원 조선대학교 교수 조홍현 (인)

위원 조선대학교 교수 이행남 (인)

2009년 12월

조선대학교 대학원

목 차

List of tables	iii
List of figures	v
Nomenclatures	
Abstract	vi
제 1 장 서론	1
제 1 절 개요	1
제 2 절 국내외 연구현황	4
제 3 절 연구목적	6
제 2 장 보행훈련 시스템의 설계 및 해석	7
제 1 절 보행훈련 시스템의 설계원리	7
제 2 절 동역학 모의해석	11
1. 보행훈련 시스템의 모델링 및 설계	11
2. 동역학 모의해석	19
3. 설계인자에 따른 운동 해석결과	24
4. 설계인자의 모의해석 결과 비교	35

제 3 장 재활 보행훈련 시스템 제작	38
제 1 절 구동부 제작	41
제 2 절 발판부 제작	44
제 3 절 상판부 제작	46
제 4 절 제어부 제작	47
제 4 장 보행훈련 시스템의 운동분석 결과	49
제 1 절 정상인 보행의 3차원 운동분석	49
1. 발목관절과 무릎관절 해석결과	52
2. 모의해석 결과와 운동분석 결과 비교	56
제 2 절 뇌졸중 환자의 보행훈련 시스템 증례	57
1. 정상인의 보행훈련 실험	59
2. 뇌졸중 환자군의 보행훈련 실험	61
제 5 장 결 론	77
참고 문헌	78

List of tables

Table 2.1	Modeling conditions	11
Table 2.2	The segment length of subject	18
Table 2.3	The collide condition and the constraint condition	20
Table 3.1	The dimensions of the gait training system	38
Table 4.1	The specific character of patients	57
Table 4.2	Functional Ambulation Category Scale	62
Table 4.3	The gait training conditions of the patients	62
Table 4.4	The comparison of the category scale for patients	76

List of figures

Fig. 1.1	The present condition of the stroke patient	2
Fig. 1.2	The DGO of SWISS Balgrist Hospital	5
Fig. 2.1	The control of stance phase and swing phase	8
Fig. 2.2	The control of stance phase and swing phase according to the radius curvature	9
Fig. 2.3	The lower limbs joints motion of normal gait (sagittal plane)	10
Fig. 2.4	The modeling of the gait training system	12
Fig. 2.5	The driving part shape	13
Fig. 2.6	The drawing of the gear connecting rod and the driving part, the foot plate part	14
Fig. 2.7	The foot plate part shape	16
Fig. 2.8	The modeling of the lower limbs joint part	17
Fig. 2.9	Body segment length	18
Fig. 2.10	The process of the dynamics simulation	19
Fig. 2.11	Visual Nastran simulation	23
Fig. 2.12	The modeling of the gear diameter	24
Fig. 2.13	Joint motion with different diameters of the gear	26
Fig. 2.14	The modeling of the step length	27
Fig. 2.15	Joint motion with different step length	28
Fig. 2.16	The modeling of the radius of curvature of foot plate guide	29
Fig. 2.17	Joint motion with different the radius of curvature of foot plate guide	31

Fig. 2.18	The modeling of foot plate length	32
Fig. 2.19	Joint motion with different foot plate length	34
Fig. 2.20	The comparison among results of dynamic simulation (Ankle joint dorsiflexion/platarflexion)	35
Fig. 2.21	The comparison among results of dynamic simulation (Knee joint flexion/extention)	36
Fig. 3. 1	The drawing of the gait training system	38
Fig. 3. 2	The developed active gait training system	39
Fig. 3. 3	The assembly drawing of driving part	41
Fig. 3. 4	The gear arrangement according to the stance and swing phase	42
Fig. 3. 5	The reduction motor and chain connector	43
Fig. 3. 6	The drawing of foot plate and guide rail part	44
Fig. 3. 7	The control part of the step length	45
Fig. 3. 8	The drawing of upper part	46
Fig. 3. 9	The control part and display part	47
Fig. 3.10	The DC motor	48
Fig. 4. 1	The 3-D motion analysis	49
Fig. 4. 2	The maker position of the 3-D motion analysis program	50
Fig. 4. 3	The 3-D motion analysis program	50
Fig. 4. 4	The calculation of the ankle and knee joint motion	51
Fig. 4. 5	Ankle joint dorsiflexion/plantarflexion with different step length	53

Fig. 4. 6	Knee joint flexion/extension with different step length	54
Fig. 4. 7	The motion analysis of the initial contact and toe-off	55
Fig. 4. 8	The setting position of the goniometer	58
Fig. 4. 9	The gait training of the normal gait	59
Fig. 4.10	The average motions angle of ankle and knee joint	60
Fig. 4.11	The gait training of patient 1	64
Fig. 4.12	The progress of patient 1	64
Fig. 4.13	The average of ankle and knee joint motion angle (Patient 1)	65
Fig. 4.14	The gait training of patient 2	67
Fig. 4.15	The progress of patient 2	67
Fig. 4.16	The average of ankle and knee joint motion angle (Patient 2)	68
Fig. 4.17	The gait training of patient 3	70
Fig. 4.18	The progress of patient 3	70
Fig. 4.19	The average of ankle and knee joint motion angle (Patient 3)	71
Fig. 4.20	The gait training of patient 4	73
Fig. 4.21	The progress of patient 4	73
Fig. 4.22	The average of ankle and knee joint motion angle (Patient 4)	74

Nomenclatures

ϕ_{knee} : Angle of knee

ϕ_{ankle} : Angle of ankle

ABSTRACT

A Study of the Gait Training System for the Rehabilitation of the Gait Disorder Patients

Kim, Han-Il

Advisor : Prof. Lee Haeng-Nam Ph.D.
Department of Mechanical Engineering,
Graduate School of Chosun University

In this study, the gait training system were designed and developed for the gait disorder patients through a dynamic simulation analysis.

The motion trajectory of a knee & ankle joint was evaluated and a measured trajectory with three-dimensional motion analysis system was compared with the results of multi-body dynamic simulation during the gait training of the normal gait and disorder gait in a prototype of a developed gait training system.

From this study, the following conclusions have been drawn.

1. The trajectory of planetary gear used in the gait training system is designed to rotate the eccentricity and therefore the normal gait stance-swing is ideal in the ratio of 60:40 for driving.
2. The motion trajectory of the knee/ankle joints in the gait training

system is affected by modelling conditions such as the diameter of the gear, step length, the curvature radius of an induction trajectory and foot plate length.

- The proper gear size is about 20cm because the increase of the diameter of the gear grow the overall exterior length of driving part.

- Depending on the status of each patient's ability to exercise, the gear must be able to change the step length so that they are gait trained effectively. The radius of curvature of the footplate guide does not affect the motion trajectory.

- The changes of foot plate length affect the knee joints more than the ankle joints and the stride length can be changed by controlling the foot plate length.

3. Analysis of each patient's evaluation index demonstrated that the developed gait training system can be expected to prove helpful to those people who need to recover their gait ability.

제 1 장 서 론

제 1 절 개요

인간에게 보행이란 고유한 신체적 기능의 하나이며, 장애로 인한 재활운동인 보행훈련은 매우 중요한 부분을 차지하고 있다. 국내의 장애인 현황은 전체인구의 약 3.1%를 차지하고 있으며 그 중 약 90%가 후천적 장애로 보고되고 있다. 그런데 이런 후천적 장애 원인 50%정도가 각종 질환으로 인하여 발생되며 그중에서 뇌졸중이 가장 높은 발생비율을 나타내고 있다 [1].

뇌졸중은 60세가 넘는 고령인 사람에게 신체불구를 일으키는 가장 중요한 질환이며, 최근 젊은 연령에서도 증가 추세를 보이고 있다. 또한 국내에서 뇌졸중은 단일 질환으로는 암, 교통사고와 함께 주요 3대 사망 원인의 하나이지만 미비한 예방과 치료체제 때문에 뇌졸중에 대한 방지 및 재활대책이 시급한 상황이다. 통계에 의하면 뇌졸중으로 인한 사망 비율은 Fig. 1.1에서와 같이 선진국의 경우 인구 10만 명당 41.7명인 반면에 우리나라는 74.7명의 높은 수치를 기록하고 있으며, 나이에 비례하여 급속으로 증가하는 추세에 있다.

뇌졸중 후 초기에는 51%의 환자가 전혀 걸을 수 없고, 12%는 부축을 받아 걸을 수 있으며, 37% 만 독립적 보행이 가능한 것으로 보고되어 있으며, 재활 치료 후는 64% 까지 독립적 보행이 가능하거나 의존적인 상태로 남게 되며, 보행기능이 회복된 경우에도 여러 가지 운동기능의 장애로 인한 비정상적인 보행 패턴을 보인다.

뇌졸중 발현 3개월 후 반신이 마비된 환자들의 30%는 주요 이동수단으로 휠체어를 사용하게 되므로 보행능력의 회복은 매우 중요하며 [2], 보행훈련은 이동에 제약이 있는 보행장애 환자들에게 잔존 감각을 활용하여 독립보행에

필요한 능력을 습득시키는 방법이며, 보행장애 환자의 보행능력 회복을 위한 재활훈련을 위해서는 여러 분야의 전문가들의 포괄적인 도움이 필요하다. 특히 환자들의 균형감각을 향상시키고, 인내성을 높이기 위해 반복적이고 체계적인 보행훈련이 요구된다^[3]. 뇌졸중 후의 보행장애에 대한 재활치료는 지금까지는 전통적으로 치료 종사사들에 의한 수동적인 정상운동 패턴의 촉진과 감각 자극이 이용되어 왔으나 근래에는 환자가 보다 능동적으로 마비 측 상하지를 기능적 동작에 사용할 수 있도록 환경을 조성함으로써 기능을 학습하게 하는 운동조절 재학습 이론에 근거한 치료법들이 강조되고 있다.

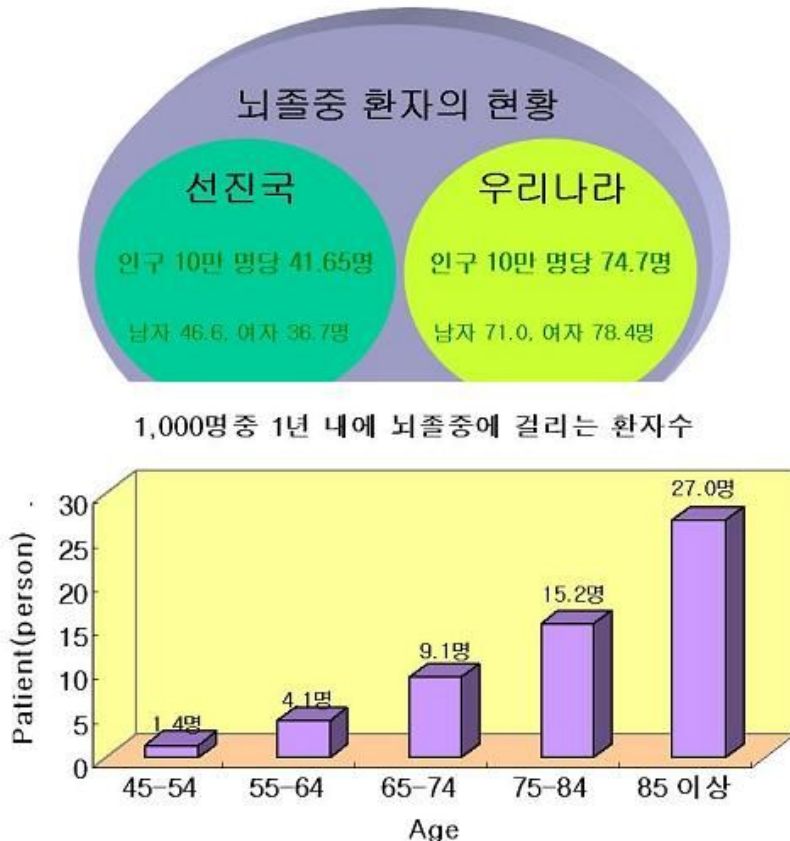


Fig.1.1 The present condition of the stroke patient

현재 정상적 보행이 불가능한 환자들을 대상으로 치료 종사자들이 보행훈련을 시행하는데 치료사들의 상당한 육체적 수고가 따르게 되며, 높은 치료비용이 수반되므로 경제적 손실이 크다. 따라서 하지 마비환자나 보행장애 환자들에게 보행훈련을 통해서 자연스러운 보행 리듬을 제공할 수 있는 과학적이고 체계적인 보행훈련 시스템이 개발이 요구되는 실정이다.

제 2 절 국내외 연구현황

보행훈련 시스템의 연구현황을 살펴보면, 1980년대 중반에 Finch와 Barbeau^[4]는 체중지지(Body weight support)를 통한 트레드밀(Tread mill)에서 보행훈련을 제안하였다. 또한 Wernig 와 Auuller^[5]는 부분적인 체중지지 상태에서 뇌졸중 환자를 트레드밀 위에서 보행훈련을 시킨 효과를 보고하였다. 그러나 트레드밀 위에서의 훈련시 한 두명의 치료사가 마비환자의 사지와 체간의 움직임을 잡아주면서 보행을 유도해야 하는 단점이 있으므로 이를 해결하기 위해 최근 개발된 보행훈련 시스템 중 스위스 Balgrist 병원의 보행훈련 로봇^[6]으로 Fig. 1.2와 같이 마비환자를 트레드밀 위에서 하네스(Harness)를 착용한 채 체중을 지지해 주면서 선형 액추에이터(Actuator)를 이용하여 발목관절과 무릎관절의 굴곡/신전(Flexion/Extension) 운동을 제어시켜 보행을 유도하는 시스템이 개발되었다.

또한 Hesse 등^[7]은 전자-기계적인 보행훈련 시스템을 설계하여 보행이 불가능한 편마비 환자들을 대상으로 체중 탈부하 상태에서 트레드밀을 이용하여 하지관절 운동을 유도함으로써 균형과 체중이동을 보상(Compensation)하는 동시에 환자의 상태에 따라 보행훈련을 제공하는 연구를 수행하여 고전적 물리치료 보다 더 나은 결과를 제시하는 등의 연구가 수행되었다.

국내에서도 장애자에 대한 보행훈련을 위하여 노약자 및 장애인의 재활을 위한 지능형 보행훈련 로봇이 개발된바 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 개발연구가 전무한 상태이다.

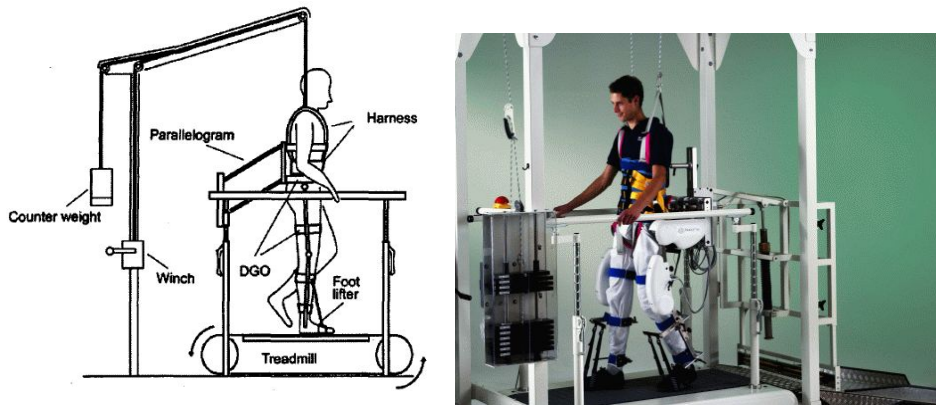


Fig. 1.2 The DGO of SWISS Balgrist Hospital
(DGO : Driven Gait Orthosis)

제 3 절 연구목적

본 연구에서는 CAD 모델링에 입각한 동역학 모의해석을 통하여 하지 관절의 운동궤적을 모사함으로써 최적에 가까운 정상보행 형태를 유도할 수 있는 설계인자들을 보행훈련 시스템에 적용하여 시제품을 제작하여 정상인에 비해 보행장애 환자들의 보행속력(Gait speed), 보장길이(Step length), 분속수(Cadence) 등이 환자들의 운동능력 상태에 따라 상이하기 때문에 보행훈련 시스템에서 보행속력과 보장이 조절되도록 하고, 보행의 좌우 대칭성을 부여할 수 있는 시제품 장치를 개발하였다. 또한 개발된 시제품에서 정상인을 대상으로 보행훈련을 하는 동안 발목관절과 무릎관절의 운동궤적을 삼차원 운동분석 시스템을 이용 측정하고 동역학 모의해석의 결과와 비교하고 6주 동안 4명의 뇌졸중 환자들에게 적용하여 20회의 보행훈련을 실시 후 훈련 전/후의 보행능력을 비교하여 시제품 능동형 보행훈련 시스템의 유용성을 확인하였다.

제 2 장 보행훈련 시스템의 설계 및 해석

제 1 절 보행훈련 시스템의 설계원리

보행훈련 시스템은 보행장애가 있는 환자들의 재활을 위한 기구이므로 정상적인 보행에 가까운 운동동작을 반복적으로 수행할 수 있어야 한다. 따라서 정상보행과 유사한 보행궤적을 유도하기 위해 고안된 시스템의 구조는 각각 두 개의 평기어가 맞물려 모터에 의해 서로 대칭적으로 정해진 궤적을 편심 회전하도록 하는 구조로 설계하였다. 원리는 평기어와 연결되는 발판을 전후 방향으로 밀어주면 발판부가 부드럽게 곡선을 따라 움직이도록 하여 입각기와 유각기의 진행 비율이 60 : 40이 되도록 하였다.

Fig. 2.1은 입각기와 유각기의 제어원리 설명도로 두개의 평기어의 배치도를 나타내며, 두 기어의 기어비는 1 : 1이며, 고정된 중앙 기어를 중심으로 맞물려 있는 기어에서 편심 회전을 이룬다. 여기서 유각기란 앞으로, 입각기란 뒤로 진행을 의미한다.

그림에서 1~4는 장치의 발판과 연결되는 위치이며, 점들을 연결한 점선은 회전궤적을 나타낸다. 여기서 1은 초기접지기(Initial contact), 2는 중간 입각기(Mid-stance), 3은 발가락 들림기(Toe-off), 4는 중간 유각기(Mid-swing)를 나타내며, 1에서 4를 순차 진행하는 동안 한 보행주기를 완성하게 된다.

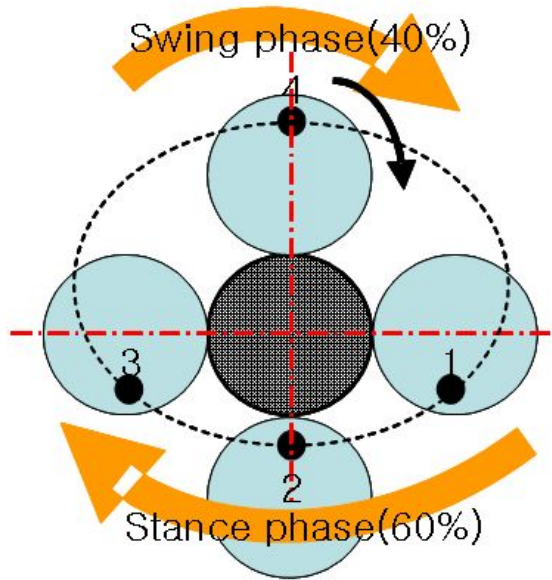


Fig. 2.1 The control of stance phase and swing phase

Fig. 2.2는 보행단계에 따라 구동부와 연결된 발판부의 유도 궤적을 설명한 그림으로, 유도 궤적을 추적하기 위하여 궤적 중심에서 발판 끝에 연결한 점에 평기어를 편심 회전시킨 구조이며, 그에 따른 운동반경을 나타냈다. 따라서 유도된 곡률반경에 따라 능동적으로 환자의 발목관절과 무릎관절이 부드럽게 움직이도록 설계되었다.

이 시스템에서는 발판이 초기 접지기에 가장 앞쪽에 위치하기 때문에 무릎관절이 신전 되면서 발이 앞으로 전진하고 발목관절은 저굴(Plantarflexion)이 일어나게 된다. 중간 입각기에서는 발판이 지면과 수평을 이루게 되며, 발가락 들림기에서 중간 유각기가 진행되는 동안 발판과 지면이 이루는 각이 최대가 되어 무릎관절이 최대 굴곡하게 되는 구조로 설계하였다.

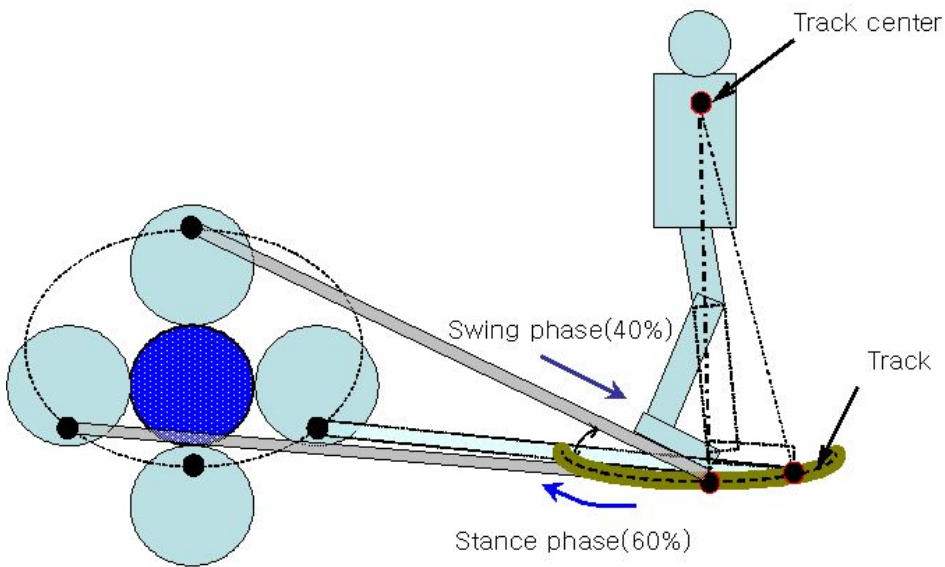


Fig. 2.2 The control of stance phase and swing phase according to the radius curvature

Fig. 2.3은 시상면에서 관찰한 정상보행의 하지관절 운동의 설명도이다. 초기 접지기에 발목관절은 보통 중립위치에서 몇 도의 범위 내에서 위치하는데, 발꿈치가 지면에 닿은 후 발목관절은 -5° 정도 저굴하여 발바닥 전체가 지면에 닿는 발가락 접지기에 도달한다. 발목관절은 중간 입각기(0°)를 지나 말기 입각기(Terminal stance) 중간 시점까지 배굴(Dorsiflexion)을 계속하다가 전 유각기(Pre-swing) 직전부터 -20° 까지 급속히 저굴하여 전방으로 추진한 후 유각기(Pre-swing)에 발이 지면에 끌리지 않기 위해서 0° 까지 배굴을 하게 된다. 말기 유각기(Terminal swing)의 중간부터 저굴을 시작하여 다시 지면에 닿으면서 새로운 보행주기를 반복하므로 관절은 한 보행주기에 두 번의 굴곡(Flexion)과 신전(Extension)을 하게 된다. 무릎관절은 초기 접지기부터 하중 수용기>Loading response)를 거쳐서 중간 입각기 중간까지 20° 정도의 굴곡을 보이다가 발뒤꿈치가 들리는 말기 입각기의 시작점까지 신전하며, 말기 입각기에서 부터 2차 굴곡하여 60° 정도의 유각기에서 최대 굴곡을 나타내고 초기 접지기 직전까지 신전하여 중립 위치에 도달하게 설계되었다 [8].

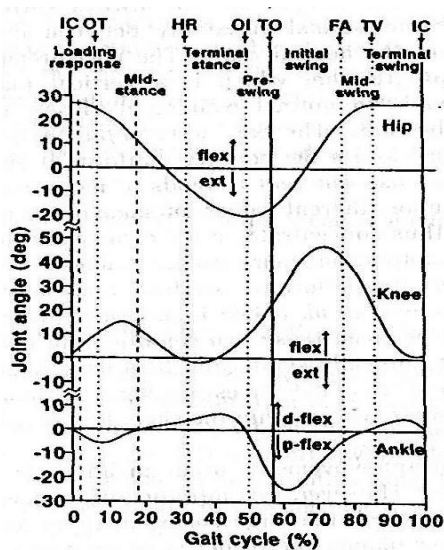


Fig. 2.3 The lower limbs joints motion of normal gait (Sagittal plane)^[8]

제 2 절 동역학적 모의해석

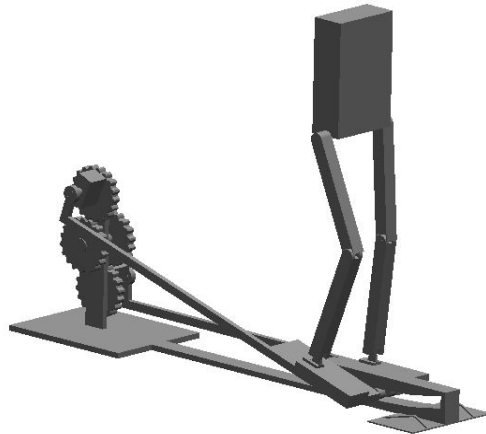
1. 보행훈련 시스템의 모델링 및 설계

장애인 재활을 위한 보행훈련 시스템 설계를 위하여 동역학 모의해석을 통하여 적절한 하지관절 운동을 모사하기 위하여 상용 CAD 프로그램(Solid Edge, Version 9, Unigraphics Solutions, 미국)을 이용하여 구동부, 발판부, 하지 모델부로 구분하여 설계하였고, 하지 관절의 운동궤적을 결정하는데 있어서 기어의 직경, 보장, 발판 가이드 곡률반경, 발판길이 등의 시스템 설계 인자들에 따라 Table 2.1과 같은 7가지 모델링 조건을 설정하였다.

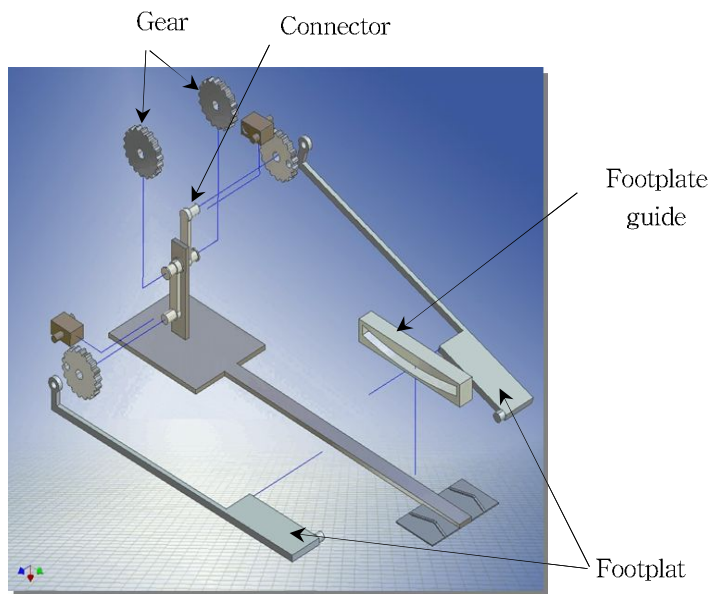
Table 2.1 Modeling conditions

Case	Dimensions			
	Gear diameter(D)	Step length(L)	Radius curvature(R) of foot plate guide	Foot plate length(L)
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

Fig. 2.4에서 (a)는 동역학적 해석을 위하여 보행훈련 시스템의 구동부, 발판부, 체간 분절 모델을 Table 2.1의 Case 1 조건에서 개략적으로 모델링한 CAD 모델 조립도이며 (b)는 구동부와 발판부의 분해도이다.



(a)



(b)

Fig. 2.4 The modeling of the gait training system

여기서 각부의 구조와 설계 과정을 살펴보면 다음과 같다.

가. 구동부

총 4개의 평기어가 Fig. 2.5와 같이 두 개씩 맞물려 서로 반대방향에서 일직선을 이루며 회전하고, 기어와 발판 연결봉이 만나는 점의 궤적을 따라 편심 회전하게 된다. 기어의 직경은 20cm (Case 1)와 30cm (Case 2)를 적용하여 하지관절의 움직임을 관찰하였다.

여기서 보장길이는 발판 연결봉의 부착위치에 따라 조절되며, 본 연구에서는 34cm (Case 3)와 40cm (Case 4), 46cm (Case 1)로 모델링하였다. 보장길이 34cm 일 때는 중앙의 고정기어의 중심에서 17cm 지점에, 46cm 일 때는 23cm 지점에 발판의 연결봉이 위치하게 된다. Fig. 2.6 (a)는 양쪽의 기어가 대칭으로 회전할 수 있도록 연결된 기어 연결봉이며 (b)는 구동부와 발판부 도면이다.

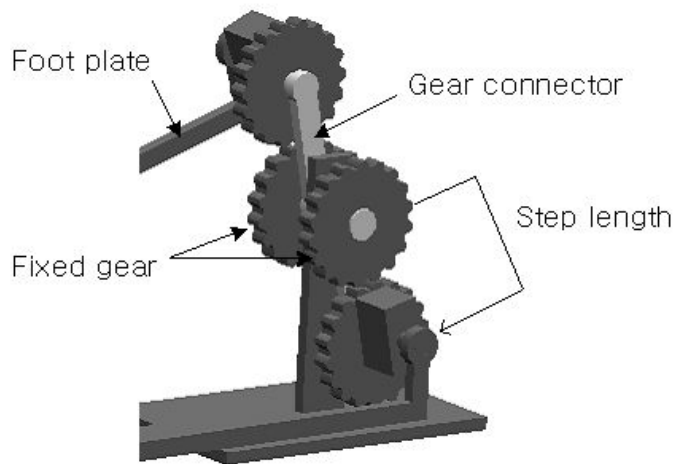
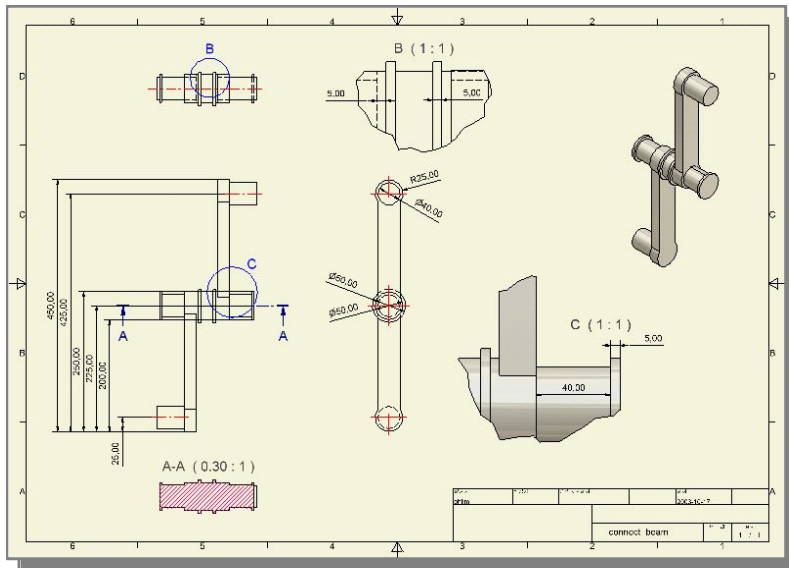
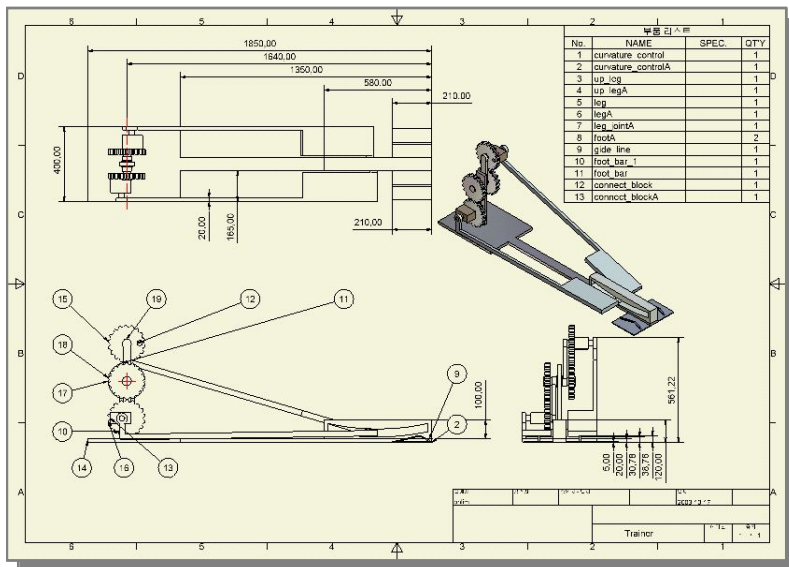


Fig. 2.5 The driving part shape



(a)



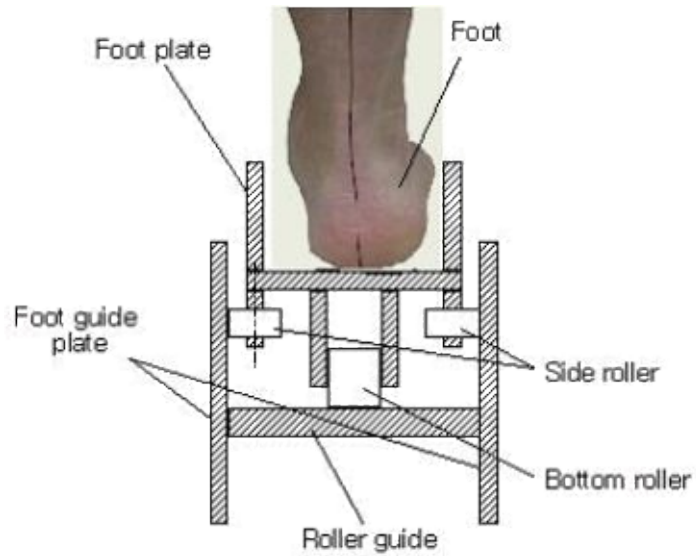
(b)

Fig. 2.6 The drawing of the gear connecting rod and the driving part, the foot plate part

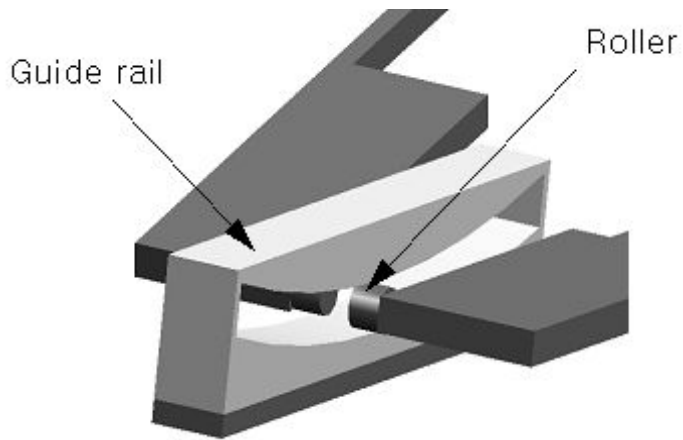
나. 발판부

편심 회전하는 평기어와 연결되는 발판부는 좌우측 발판 끝이 가이드 레일에 걸쳐서 전후방향으로 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, 발판 길이는 기어의 이송거리와 보장길이, 상체의 위치를 고려해서 140cm (Case 1)와 70cm (Case 7)를 적용하였다.

Fig. 2.7은 발판부 및 발판 가이드부 모델링으로, 두 개의 내외측 롤러와 하부 롤러를 이용하여 발판부가 발판가이드부를 따라 이동하도록 설계하였다. 그림 (a)는 발판롤러위치를 나타낸 그림으로 링크와 연결되어 발판의 양쪽 옆 부분과 밑에 롤러를 부착하여 마찰없이 부드럽게 이동하도록 구성하였으나 모의해석을 위해 (b)와 같이 발판 끝에 롤러를 부착하고 가이드 레일을 따라 같은 운동궤적을 움직이도록 단순화하여 모델링 하였다.



(a)



(b)

Fig. 2.7 The foot plate part shape

다. 하지부 모델

신체크기와 장애 정도에 따라 하지부 모델이 다르겠지만 본 논문에서는 Fig. 2.9의 체간 분절 모델(Body segment length)^[9]에 따라 발판 위에 키 173cm의 정상인 남자를 대상으로 Fig. 2.8과 같이 하지부 관절 모델을 설계하였다.

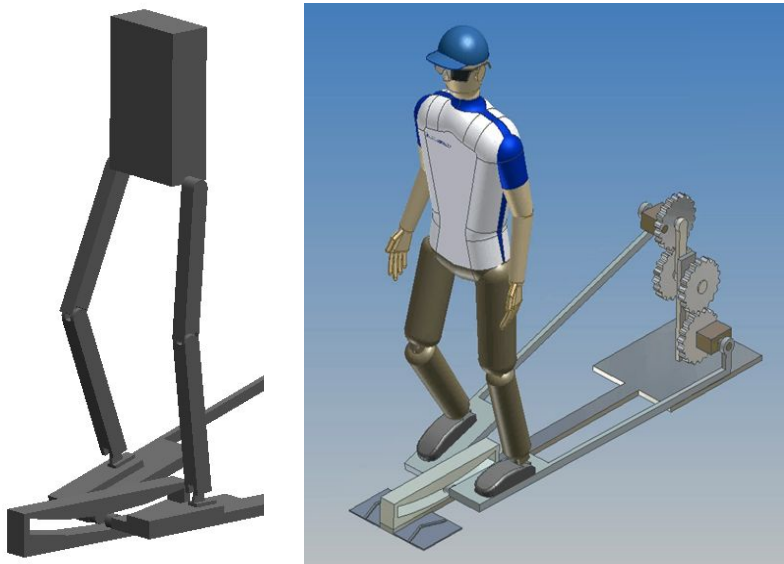


Fig. 2.8 The modeling of the lower limbs joint part

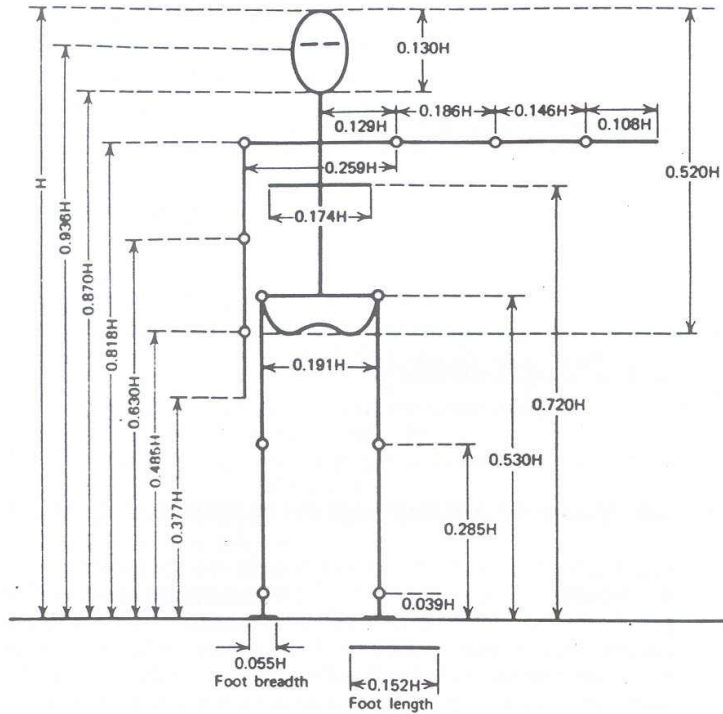


Fig. 2.9 Body segment length

상기 그림에서 체간 분절에 의해 하지 모델 대상자(H=173cm)의 허벅지와 정강이 길이를 계산하면 Table 2.2와 같다.

Table 2.2 The segment length of subject^[9]

Division	Dimension
Footthigh length	$0.530H - 0.285H - 0.039H = 0.206H = 35.638 \text{ cm}$
Footshin length	$0.285H - 0.039H = 0.246H = 42.558 \text{ cm}$
Ankle joint length	$0.039H = 6.747 \text{ cm}$
Foot length	$0.152H = 26.296 \text{ cm}$
Foot width	$0.055H = 9.515 \text{ cm}$

2. 동역학 모의해석

본 연구에서 보행훈련장치 개발을 위해 사용된 동역학 모의해석은 Visual Nastran Desktop 2002(MSC/Nastran Software, 미국) 동역학 프로그램을 사용하였다. Visual Nastran Desktop은 설계자들을 위한 동시공학(Concurrent Engineering) 설계 환경을 제공하는 프로그램으로 Solid Edge에서 설계된 CAD 데이터에 대해서 각 관절의 운동 및 구속 조건을 설계자가 쉽게 설정하여 구조물의 동적특성을 점검할 수 있는 동적 기구해석(Dynamic Kinematics Analysis)을 제공하는 프로그램이다.

Fig. 2.10은 CAD 데이터에서 동역학 모의해석까지의 과정을 나타낸다. Solid Edge에서 모델링한 CAD 데이터는 Visual Nastran Desktop에서 모의해석에 필요한 모델로 생성되며 네비게이터(Navigator)를 이용하여 구속조건을 적용하였다. 이 때 보행훈련 시스템을 구동시키기 위한 모터를 장착시켜 관절의 움직임을 제어할 수 있다.

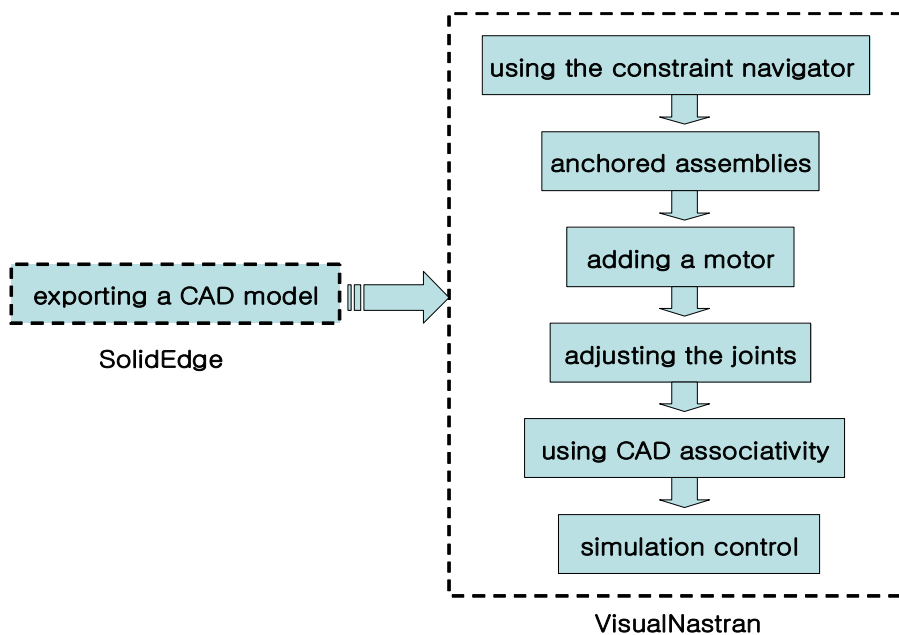


Fig. 2.10 The process of the dynamics simulation

설계된 보행훈련 시스템은 관성 하중을 발생시키는 고유의 강제운동을 하므로 경계조건을 정의하여 모의해석을 수행하기 어렵다. 따라서 구속되지 않은 동적 구조물은 정적 평형상태에 있다고 가정하여 간섭(Collide) 조건과 구속(Constraint) 조건을 Table 2.3과 같이 적용하였다.

중양에 있는 평기어 두 개는 고정시킨 채, 나머지 두 개의 평기어가 서로 일직선을 이루면서 회전운동을 하며, 고정된 기어와 맞물려 회전하는 기어는 1 : 1로 적용하여 한바퀴 도는 동안 한 보행주기를 이루게 된다. 또한 발판부의 가이드 레일은 구동중에 움직이지 않도록 구속했으며, 하지모델의 발이 발판부와 떨어지지 않도록 서로 고정시켰다. 이는 보행훈련 시스템에서 설계 인자들에 의해 직접적으로 발목관절과 무릎관절에 미치는 영향을 확인하기 위해서이다. 또한 하지관절의 운동궤적을 모사하기 위한 모의해석이므로 상체를 고정시킨 상태에서 발목과 무릎관절이 움직이는 모의해석을 수행하였다.

Table 2.3 The collide condition and the constraint condition

Collide condition	Constraint condition
<ul style="list-style-type: none"> · Step plate and step guide (sliding contact) 	<ul style="list-style-type: none"> · Fixed center gear(2pair) · Gear ratio 1 : 1 · Fixed footplate guide · Fixed joint of foot and footplate · Fixed upper model

가. 동역학 해석이론

Visual Nastran Desktop에서는 두 가지 적분방법을 제공하여 동역학을 해석한다. 보행훈련 시스템 모델의 동역학을 해석하는 이론으로 기본이 되는 1차 미분방정식을 아래 두 가지 적분방법을 이용하여 비교하였다.

$$y = f(y, t)$$

여기서 $y(t+h)$: 시간 $t+h$ 에서 y 값
 t 와 $y(t)$ 에서의 y 값
 t 에서 y 의 도함수
 h 는 integration step

첫째, Euler 적분법으로 이것은 계산속도는 빠르지만 Kutta-Merson 적분방법보다 정확도가 떨어지며, 따라서 Euler 적분은 개략적인 운동에 만족한다.

위 미분방정식을 Single step에서 풀면 다음과 같다.

$$y(t+h) = y(t) + h(f(y(t), t))$$

두 번째, Kutta-Merson 적분법으로 이것은 Euler 적분보다 정확한 결과를 얻을 수 있지만 계산시간이 오래 걸린다.

위 미분방정식을 풀면 다음과 같다.

$$y = y(t)$$

$$y_1 = y_0 + \frac{1}{3}hf(y_0, t)$$

$$y_2 = y_0 + \frac{1}{6}hf(y_0, t) + \frac{1}{6}hf(y_1, t + \frac{1}{3}h)$$

$$y_3 = y_0 + \frac{1}{8}hf(y_0, t) + \frac{3}{8}hf(y_2, t + \frac{1}{3}h)$$

$$y_4 = y_0 + \frac{1}{6}hf(y_0, t) - \frac{3}{2}hf(y_2, t + \frac{1}{3}h) + 2hf(y_3, t + \frac{1}{2}h)$$

$$y_5 = y_0 + \frac{1}{6}hf(y_0, t) + \frac{2}{3}hf(y_3, t + \frac{1}{2}h) + \frac{1}{6}hf(y_4, t + h)$$

$$y(t+h) = y_5$$

Kutta-Merson 적분은 다음 식과 같은 적분 에러를 포함한다.

$$\frac{1}{5}|y_4 - y_5|$$

따라서 동역학 해석 시 Euler 적분과 Kutta-Merson 적분법을 사용할 수 있는데, Euler 적분방법은 계산속도는 빠른 반면에 Kutta-Merson 적분방법보다 정확도가 떨어지는 단점이 있으므로 [10], 본 모의해석에서는 Kutta-Merson 적분방법을 사용하여 보행훈련 시스템 모델의 동역학을 해석하였다.

나. 각도 측정

두 좌표의 각도를 측정하는 방법에는 두가지가 있는데 하나는 Meter기능을 이용하여 직접 두 좌표 사이의 상대적인 각도를 나타내는 Revolute constraint의 Orientation을 지정하여 Excel을 이용하여 계산하는 것과 다른 방법으로 Visual Nastran Desktop에서 지원하는 Measure 기능을 이용하여 Graph의 Property에서 Formulas tab의 수식을 정의하는 방법이 있다.

예 : $\text{Coord}[2].r.z - \text{Coord}[1].r.z$ (z)축을 기준으로 한 두 좌표 사이의 각도를 알 수 있다.)

본 모의해석에서는 첫 번째 Meter기능을 이용하여 발목관절과 무릎관절 운동을 시간에 대하여 측정하는 방법을 사용하였다.

Fig. 2.11은 모의해석을 수행하는 동안 실시간으로 측정되는 발목관절과 무릎관절의 시상면 운동각도 변화를 보여주고 있다.

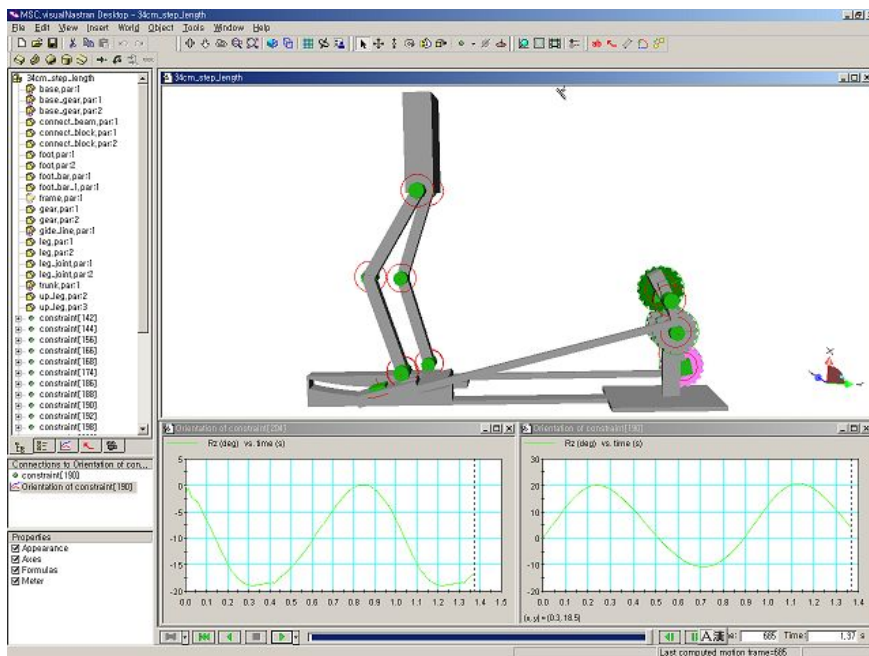


Fig. 2.11 Visual Nastran simulation

3 설계인자에 따른 운동 해석결과

가. 기어 직경인자 해석결과

Fig. 2.12는 보행훈련 시스템 보장은 46cm, 발판 가이드 곡률반경(R)은 123cm, 발판길이는 140cm 로 일정하게 하고 두 가지의 기어 직경에 대하여 모의해석을 수행한 결과이다.

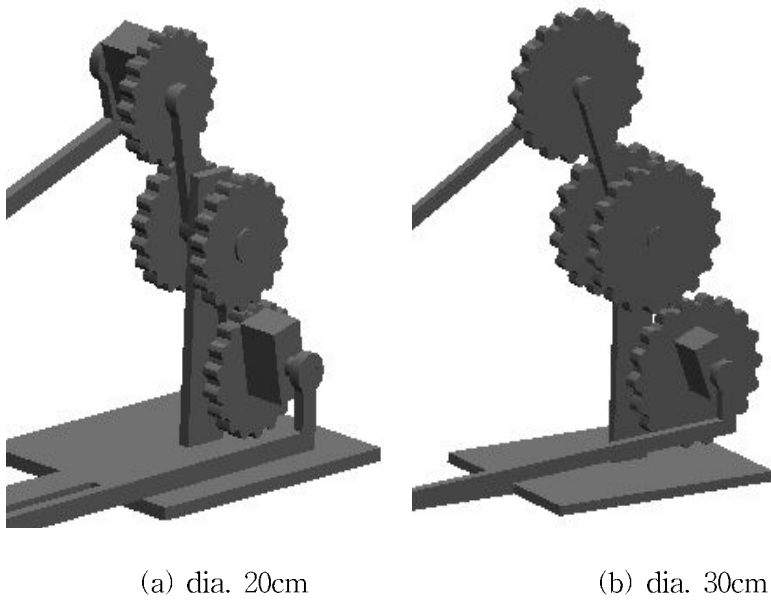
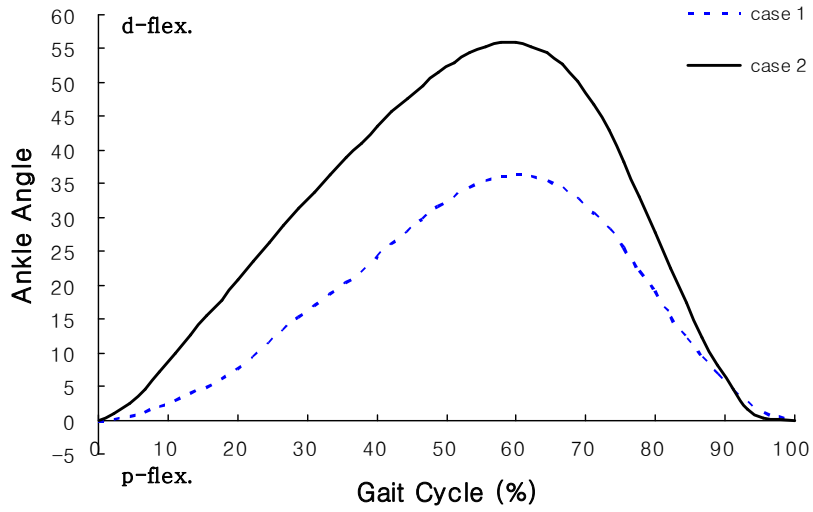
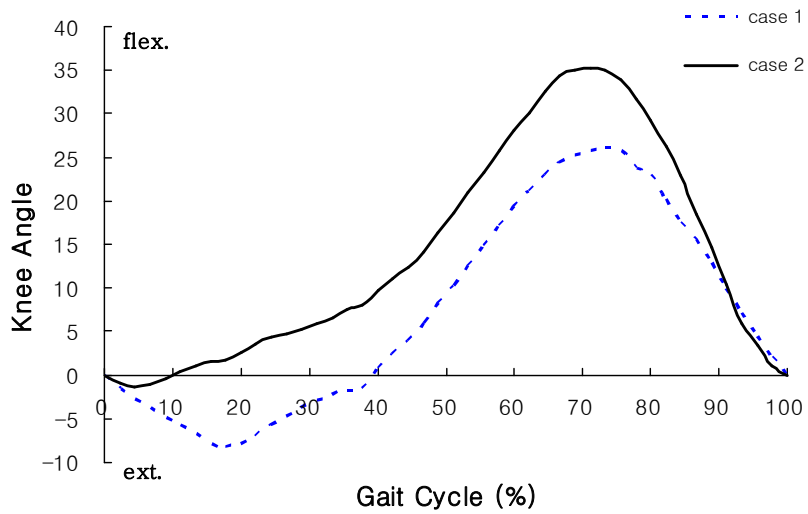


Fig. 2.12 The modeling of the gear diameter

Fig. 2.13은 기어의 직경에 따라 모의해석을 통해서 얻은 보행주기에서 발목관절과 무릎관절의 운동결과를 나타낸 것으로, 그림 (a)에서는 발목관절의 배굴/저굴 운동 해석결과로 기어의 직경이 20cm 에서 30cm 로 커짐에 따라 발목관절의 배굴운동이 중간 유각기에서 20° 이상 증가함을 확인하였다. 또한 그림 (b)는 무릎관절의 굴곡/신전 운동 해석결과로 기어 직경이 20cm 인 경우에 비하여 30cm 인 경우, 무릎관절의 굴곡은 중간 입각기 동안에 10° 정도 증가됨을 알 수 있었다.



(a) Ankle joint dorsiflexion/plantarflexion



(b) Knee joint flexion/extension

Fig. 2.13 Joint motion with different diameters of the gear

나. 보장부 해석결과

보장길이는 34cm (Case 3), 40cm (Case 4), 46cm (Case 1)의 세 가지 경우를 비교한 것으로, Fig. 2.14와 같이 보장부 길이가 34cm, 40cm, 46cm인 경우, 중앙에 고정된 기어 중심에서 각각 17cm, 20cm, 23cm 떨어진 위치에 발판부를 연결시켰고, 기어의 직경(D)은 20cm, 발판가이드의 곡률반경(R)은 123cm, 발판길이는 140cm로 일정하게 하여 모의해석을 수행하였다.

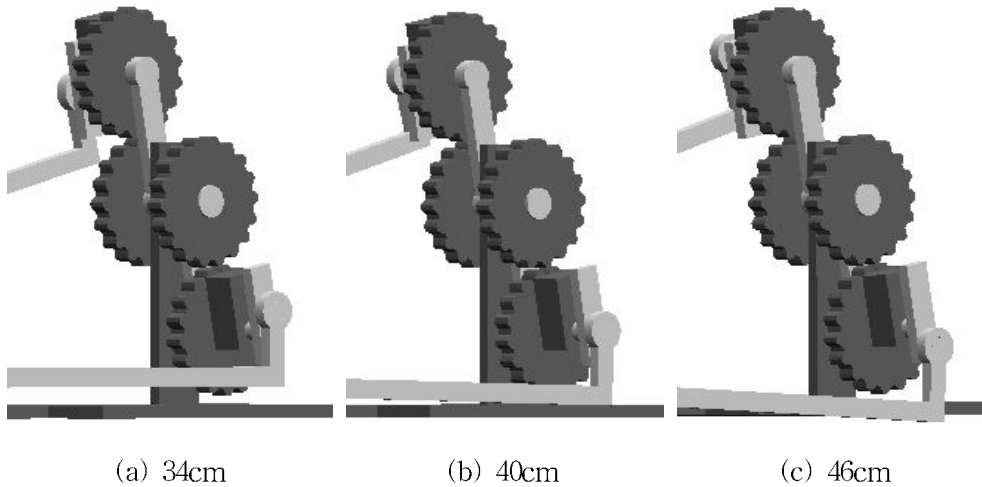
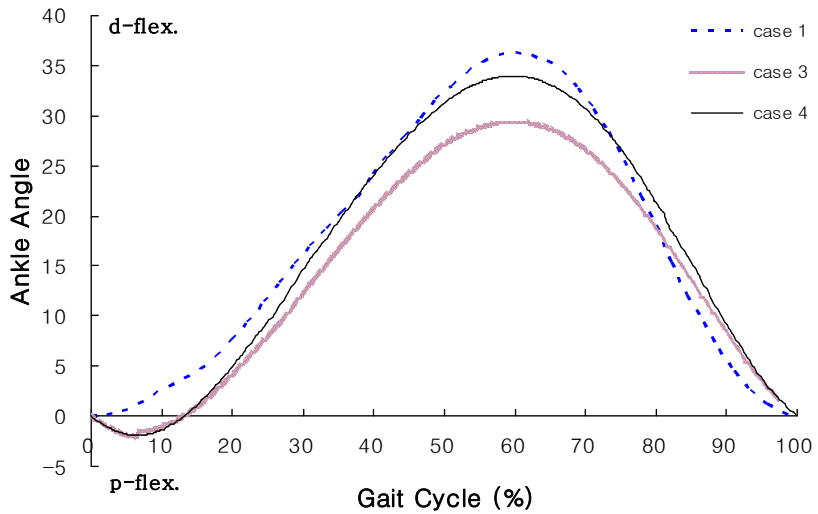
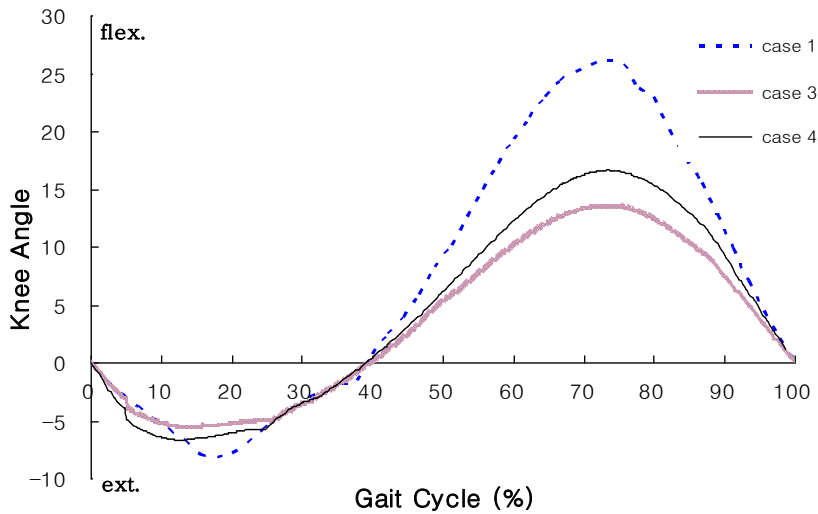


Fig. 2.14 The modeling of the step length

Fig. 2.15는 상기 세 경우의 보장부 길이에 따라 모의해석을 통해서 얻은 발목관절과 무릎관절의 운동을 나타낸 결과이다. 그림 (a)는 발목관절 배굴/저굴 운동, (b)는 무릎관절 굴곡/신전 운동결과로 보장부 길이가 증가 할수록 최대 정점에서 운동의 변화량이 증가함을 관찰할 수 있다.



(a) Ankle joint dorsiflexion/plantarflexion



(b) Knee joint flexion/extension

Fig. 2.15 Joint motion with different step length

다. 발판 가이드 곡률반경 인자 해석결과

발판 가이드 곡률반경이 123cm (Case 1), 93cm (Case 5), 63cm (Case 6) 세 가지 경우를 모의해석 하였다. 이때 Fig. 2.16과 같이 다른 설계인자인 기어의 직경(D)은 20cm, 보장부 길이는 46cm, 발판길이는 140cm 로 일정하게 하였다.

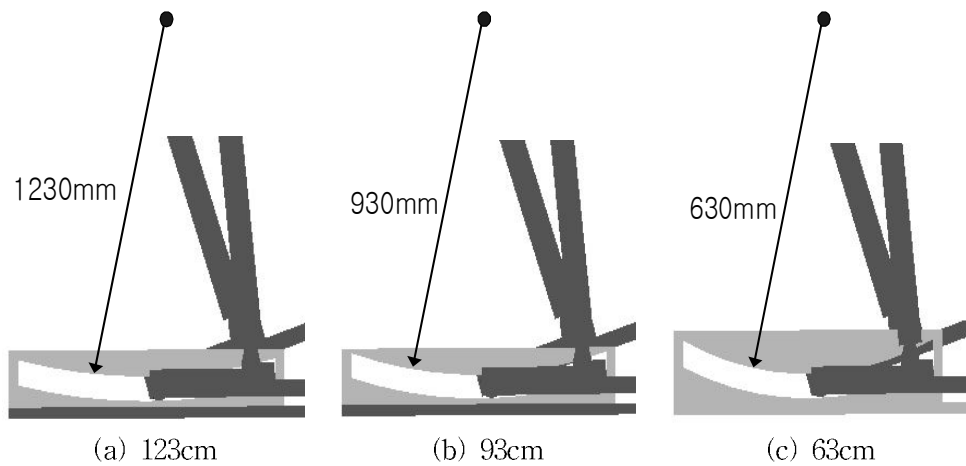
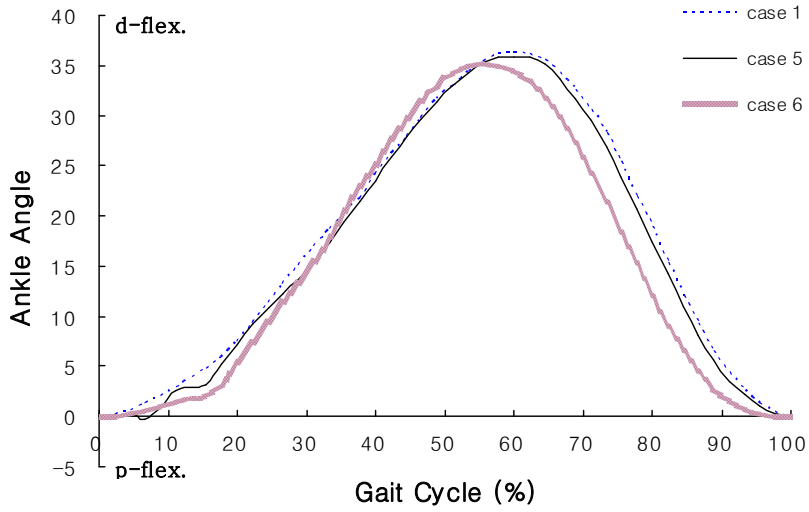
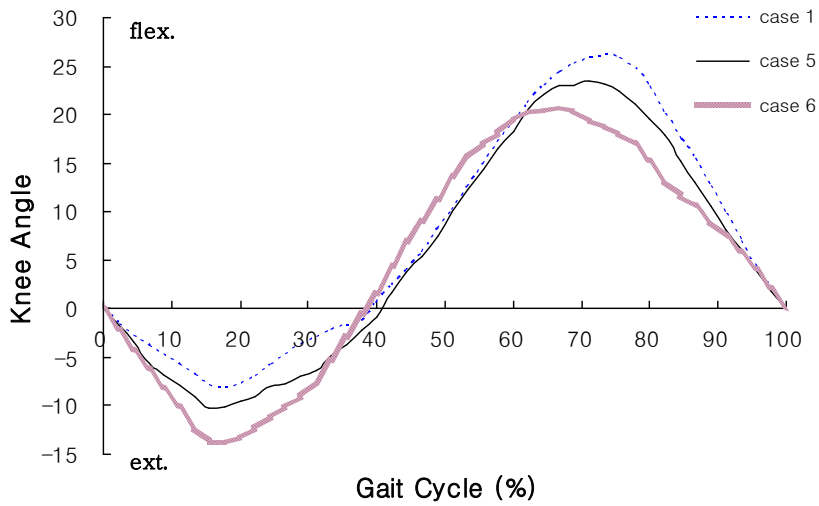


Fig. 2.16 The modeling of the radius of curvature of foot plate guide

Fig. 2.17은 상기 세 가지 곡률반경에 대한 한 보행주기에서 발목관절과 무릎관절의 시상면 운동의 해석결과를 나타낸 그림으로, 그림 (a)에서 나타난 바와 같이, 발목관절 운동은 곡률반경에 큰 영향을 받지 않았으며, 모든 경우에 대하여 60% 지점에서 최대 배굴을 보였다. 무릎관절은 그림 (b)에서 중간 입각기와 중간 유각기에 일정한 각도 변화폭을 보였다. 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 확인할 수 있었다.



(a) Ankle joint dorsiflexion/plantarflexion

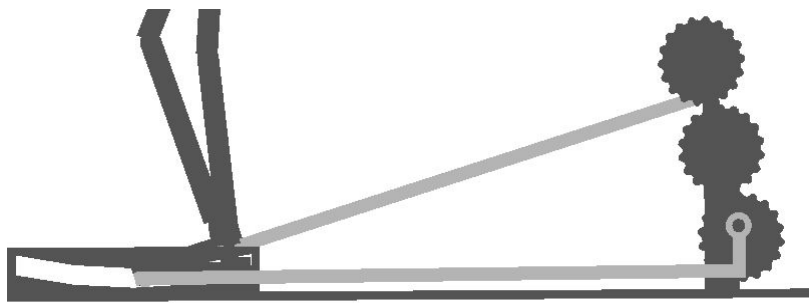


(b) Knee joint flexion/extension

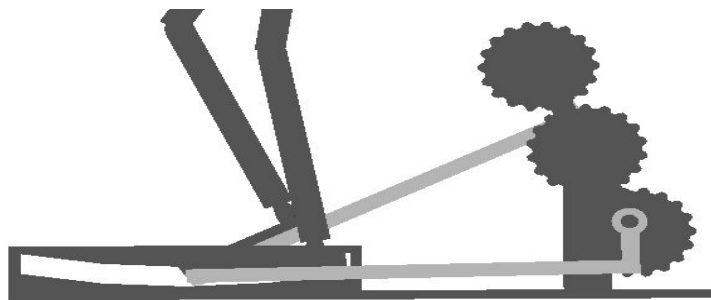
Fig. 2.17 Joint motion with different radius of curvature of foot plate guide

라. 발판길이 인자 해석결과

발판길이에 따른 관절의 운동변화를 관찰하기 위해서 Fig. 2.18과 같이 기어직경(D) 20cm, 보장부 길이 46cm, 발판가이드 곡률반경(R) 123cm 로 고정 한 상태에서 발판길이가 140cm (Case 1)와 70cm (Case 7)의 두 가지 경우를 모의해석 하였다.



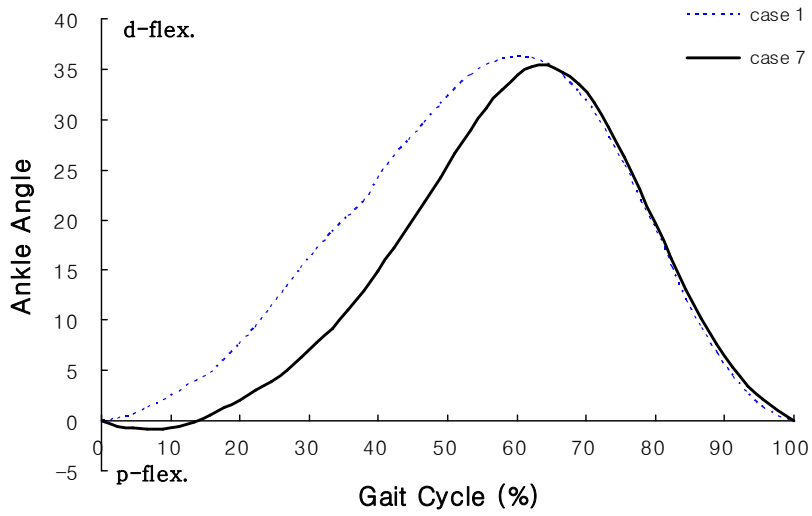
(a) 140 cm



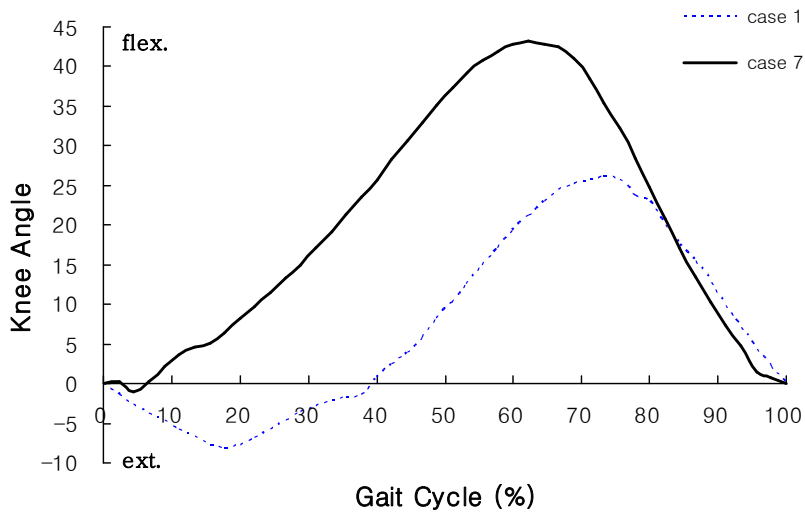
(b) 70 cm

Fig. 2.18 The modeling of foot plate length

Fig. 2.19는 상기 해석결과로 그림 (a)에서 발판길이가 절반가량 줄어든 70cm (Case 7)의 경우에 최대 정점까지의 배굴운동이 140cm (Case 1)인 경우보다 천천히 증가하다가 정점에서부터 동일한 기울기로 저굴운동이 발생함을 확인하였다. 반면 그림 (b)에서는 발판길이 140cm (Case 1) 경우의 중간 입각기에서 발생하는 신전운동이 발판길이 70cm (Case 7) 경우에는 거의 발생하지 않고 바로 굴곡운동으로 변화함을 볼 수 있다. 또한 발판길이의 변화가 발목관절보다 무릎관절에 미치는 영향이 더 큰 것을 알 수 있었다.



(a) Ankle joint dorsiflexion/plantarflexion



(b) Knee joint flexion/extension

Fig. 2.19 Joint motion with different foot plate length

4. 설계인자의 모의해석 결과 비교

기어의 직경과 보장부 길이, 유도 궤적의 곡률반경, 발판길이 등의 설계인자를 변화시켜 각각 모델링 한 후, 동역학 모의해석을 통해 Fig. 2.20과 2.21에서와 같은 한 보행주기에서 관절의 운동 데이터를 획득하였다.

정상보행의 무릎관절 운동과 동역학 모의해석 결과를 비교해보면 Fig. 20에서와 같이 입각기 비율은 전체 보행주기의 60%이며, 정상보행에서 보이는 입각기 및 유각기의 저굴운동은 모의해석에서는 유각기에만 발생되었다. 이는 상체가 앞으로 진행되지 않고 움직이는 보행훈련 시스템에서 발이 발판의 궤도를 따라 움직이도록 모의해석을 수행했기 때문으로 생각된다. 따라서 보행훈련 시스템에서는 초기접지기부터 발목관절이 배굴되면서 발가락 들림기에 저굴운동으로 진행되는 보행주기를 보여주고 있다.

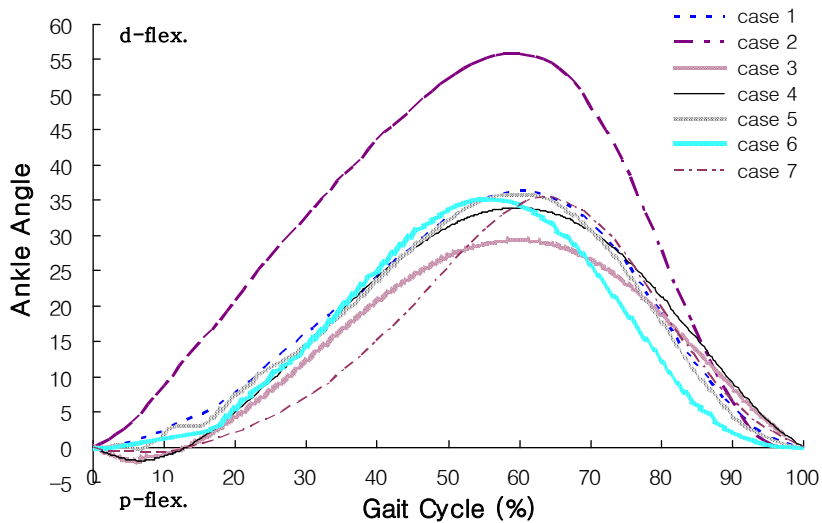


Fig. 2.20 The comparison among results of dynamic simulation (Ankle joint dorsiflexion/plantarflexion)

또한 제2장 Fig. 2.3의 설계이론과 Fig. 2.21의 결과를 비교해보면 정상보행을 하는 동안 무릎관절은 한 보행주기동안 두 번의 굴곡운동을 하지만 동역학 모의해석의 결과에서는 1차 굴곡이 나타나지 않았다. 또한 정상보행에서는 유각기에 60° 정도의 굴곡을 보이는 반면, 동역학 모의해석에서는 유각기에 작은 굴곡을 보여주는 다른결과를 확인 할 수 있었다.

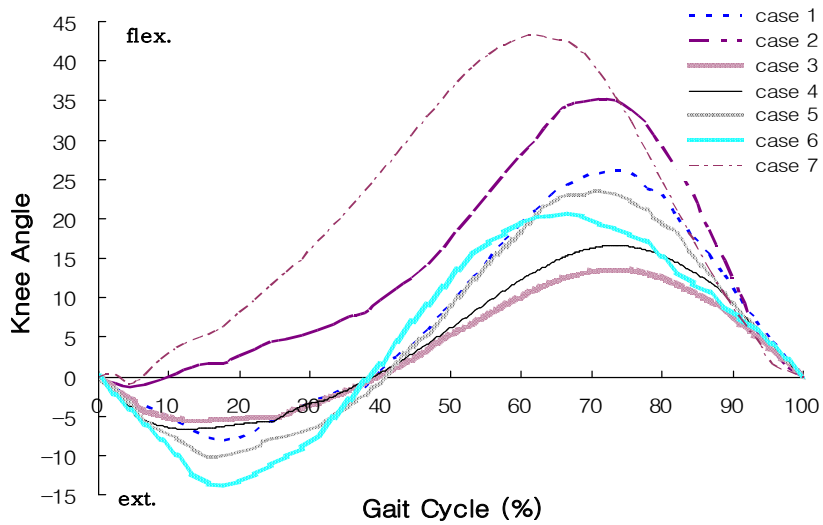


Fig. 2.21 The comparison among results of dynamic simulation
(Knee joint dorsiflexion/plantarflexion)

따라서 7가지의 다양한 경우의 동역학 모의해석을 통해서 얻은 하지관절의 운동학적 데이터를 통하여 보행훈련 시스템에 적용할 설계기준을 다음과 같이 설정하였으며, 보행훈련 시스템 설계 제작에 고려하였다.

- 1) 다른 설계인자에 비해 발목관절에 가장 큰 영향을 미치는 설계인자는 기어의 직경이며, 따라서 보행훈련 시스템을 제작할 때 기어의 직경이 우선 고려되었다.
- 2) 보장부 길이는 환자의 상태에 따라 줄여주고 늘려줄 수 있도록 하였다.
- 3) 발판 가이드의 곡률반경과 발판길이의 변화는 발목관절보다 무릎관절에서 큰 영향을 미치는 것으로 나타났다. 특히 발판길이의 변화는 무릎관절에서 가장 큰 영향을 주기 때문에 발판길이를 가변적으로 변화시킬 수 있도록 하였다.

제 3 장 재활 보행훈련 시스템 제작

Fig. 3.1은 본 연구를 수행하기 위하여 설계 제작된 장애인을 위한 능동형 재활 보행훈련 시스템의 전체 조립도이고, 개략적인 외관치수는 Table 3.1과 같다.

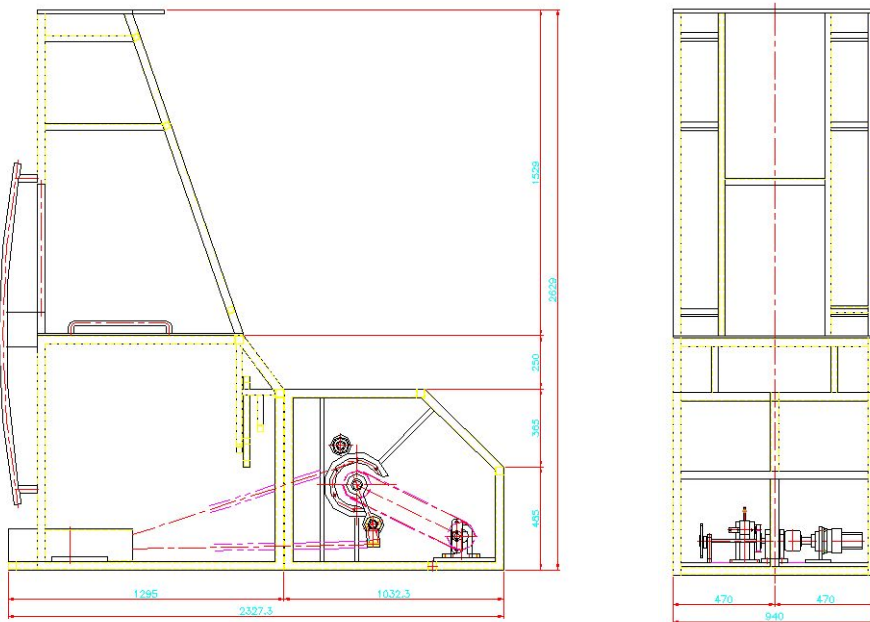
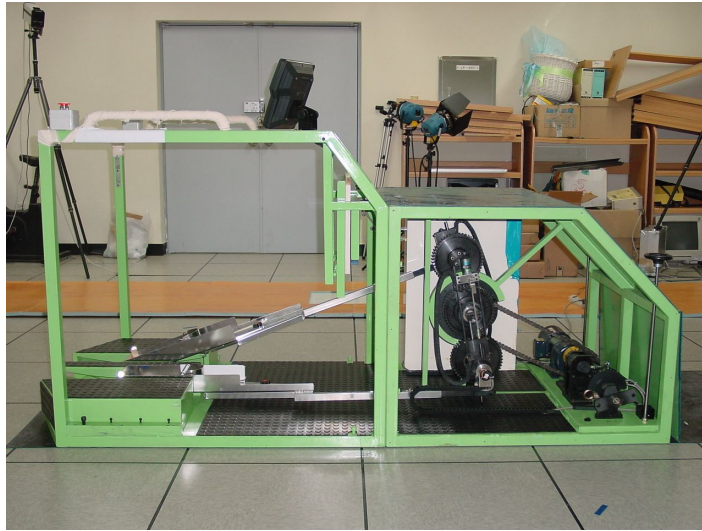


Fig. 3.1 The drawing of the gait training system

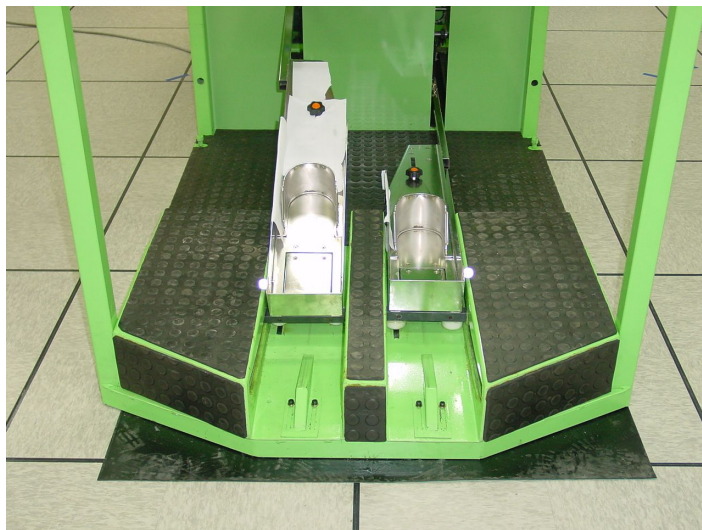
Table 3.1 The dimensions of the gait training system

Division	Dimension
Length	2327 mm
Width	940 mm
Height	2629 mm
Weight	400 kg

Fig. 3.2는 제작 완성된 능동형 보행훈련 시스템의 시제품이고 (a)는 전체 측면도, (b)는 발판부 정면도이다.



(a)



(b)

Fig. 3.2 The developed active gait training system

시제품 제작에 가장 주안점을 둔 주요 기술 명세는 다음과 같다.

1) 시스템 구동은 220V의 교류전원이며, AC 서보모터와 연결된 기어 장치에 모터 회전력이 전달되어 발판부와 연결되어 발판부 가이드의 정해진 궤적을 따라 전후 방향으로 움직여서 직선운동으로 변환된다.

2) 보행속도는 분당 0에서 75 걸음(0~2km/h)의 범위 내에서 무단계로 AC 모터로 제어된다.

3) 보장길이(Step length)는 34cm에서 46cm 범위 내에서 1cm씩 정회전, 역회전 제어가 가능한 DC 모터로 변경 조정될 수 있다. 즉 환자의 운동능력 상태에 따라서 속도와 보장길이를 조절하며 보행훈련을 할 수 있다.

4) 발판부의 가이드 레일을 앞뒤로 5cm씩 이동시킬 수 있게 하여 보행궤적을 수동적으로 조절 가능하게 하였다.

5) 활보장길이(Stride length)는 최대 15cm까지 1.5cm씩 조절할 수 있도록 설계되어 보행궤적을 조절할 수 있도록 하였다.

6) 사용자(치료사)가 발판의 높이를 조절할 수 있으며 피검자의 상체는 견인 장치에 고정되어 환자의 능동적 보행을 지원하도록 하중조절이 가능한 구조이다.

7) 비상버튼은 규정된 보행속도를 지키지 못하거나 보행훈련 시스템에 물리적인 저항이 발생될 경우 환자의 관절손상을 방지하기 위하여 환자들이 충분히 누를 수 있는 범위 내에서 자동적으로 작동이 중지되도록 장치되어 있다. 작동이 중지되면 두 발판이 가이드 레일의 중앙으로 부드럽게 이동하여 환자는 균형을 유지할 수 있게 된다.

제 1 절 구동부 제작

Fig. 3.3은 구동부의 조립도이다. 구조는 기어 시스템에서 서보모터의 회전운동이 기어와 체인을 통해 선형운동으로 변화되고, 선형운동은 다시 발판 연결봉을 통해 발판부로 전달되면서 발판 가이드의 정해진 궤적을 따라 전후 방향의 직선운동으로 변환되게 제작되었다.

모의해석 결과로 발목 관절의 영향을 고려하여 평기어의 직경은 20cm 로 결정하였고, 보장길이는 기어와 발판의 연결부 중간에 DC 모터를 장착하여 34cm~46cm 까지 임의로 조절 할 수 있도록 설계되었다. 구동부는 기어와 기어를 연결하는 프레임, 보장길이를 조절하는 DC 모터 연결부, 발판부와 연결되는 링크 등으로 구성되었다.

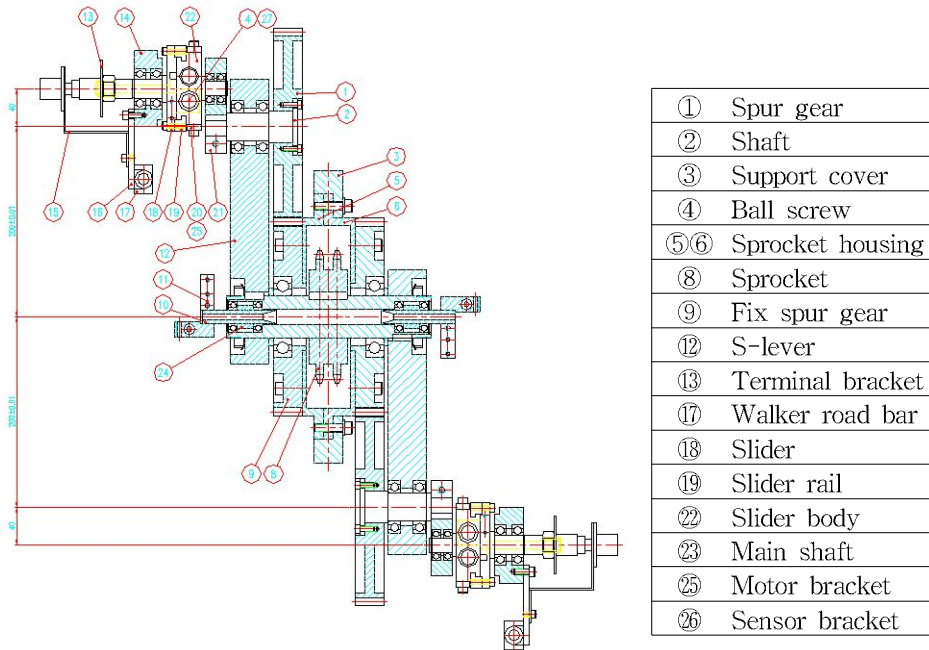


Fig. 3.3 The assembly drawing of driving part

Fig. 3.4는 보행훈련 시스템 구동부의 보행단계에 따라 위치를 보여준 것으로, 그림에서 오른발의 초기 접지기 (a)와 중간 입각기 (b), 발가락 들림기 (c), 중간 유각기 (d) 에서 기어의 위치는 초기 접지기와 발가락 들림기에서 두 기어가 서로 수평을 이루고, 중간 입각기와 중간 유각기는 서로 수직으로 위치하게 된다.

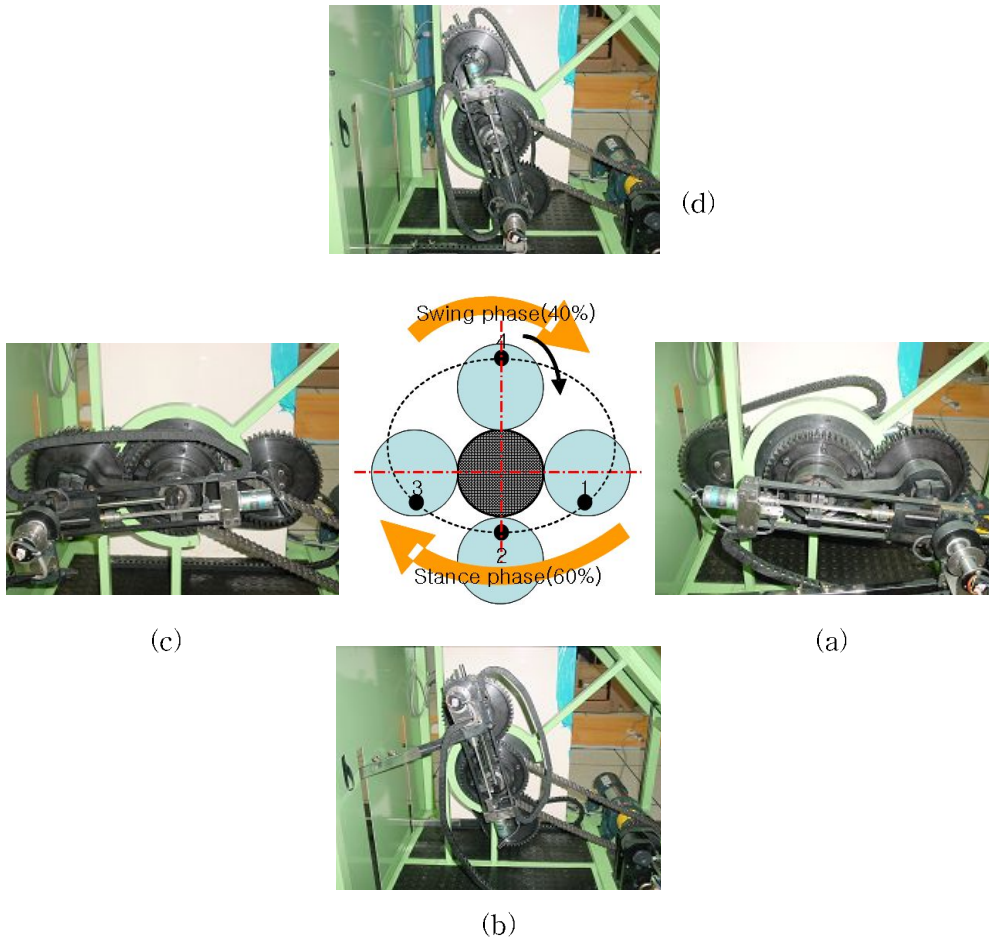


Fig. 3.4 The gear arrangement according to the stance and swing phase

Fig. 3.5는 서보모터와 감속기, 기어와 연결되는 체인열을 보여주고 있으며, AC 서보모터는 33 : 1의 감속비를 갖는 감속기와 부착되어 있어서 0~2km/h의 속력으로 환자들을 보행훈련 시킬 수 있도록 하였다.

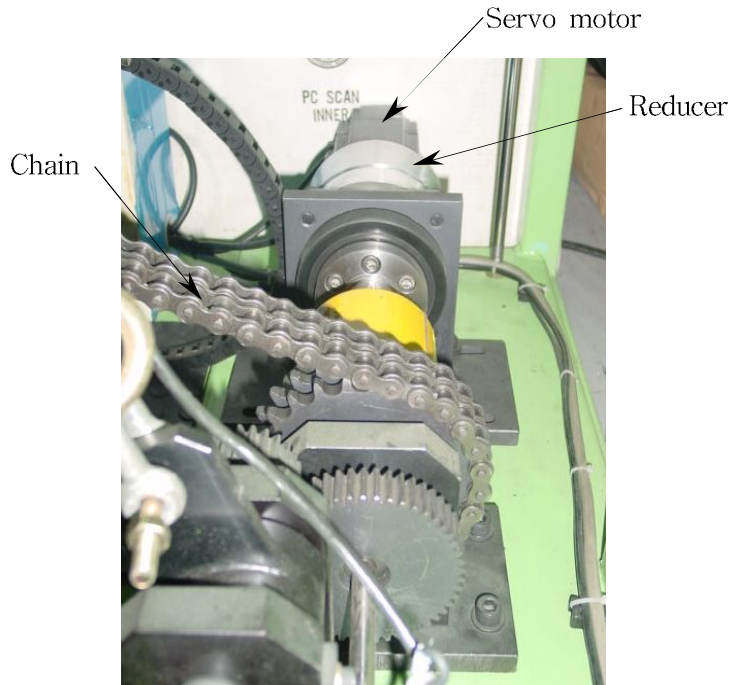


Fig. 3.5 The reduction motor and chain connector

특히 발판부의 하부 롤러는 가이드 레일을 따라 이동할 때 발목관절 운동이 보다 정상보행과 유사하도록 하기 위해서 발가락 들림기의 전후 시점에서 발가락이 들리도록 발가락 들림각을 주었으며, 활보장은 Fig. 3.7과 같이 발판의 길이를 조정함으로써 15cm까지 발판길이 조절과 DC 모터에 의한 보장 조절을 통해서 보행궤적을 변화시킬 수 있도록 제작되었다.



Fig. 3.7 The control part of the step length

제 3 절 상판부 제작

Fig. 3.8은 보행훈련 시스템의 정면과 측면에서 바라본 상판부의 도면이다. 낙하산 형태의 안전벨트를 도르레 장치가 부착된 상판에 고정시켜 이를 통해 환자들이 두 개의 발판의 중심위치에 위치할 수 있는 구조이다.

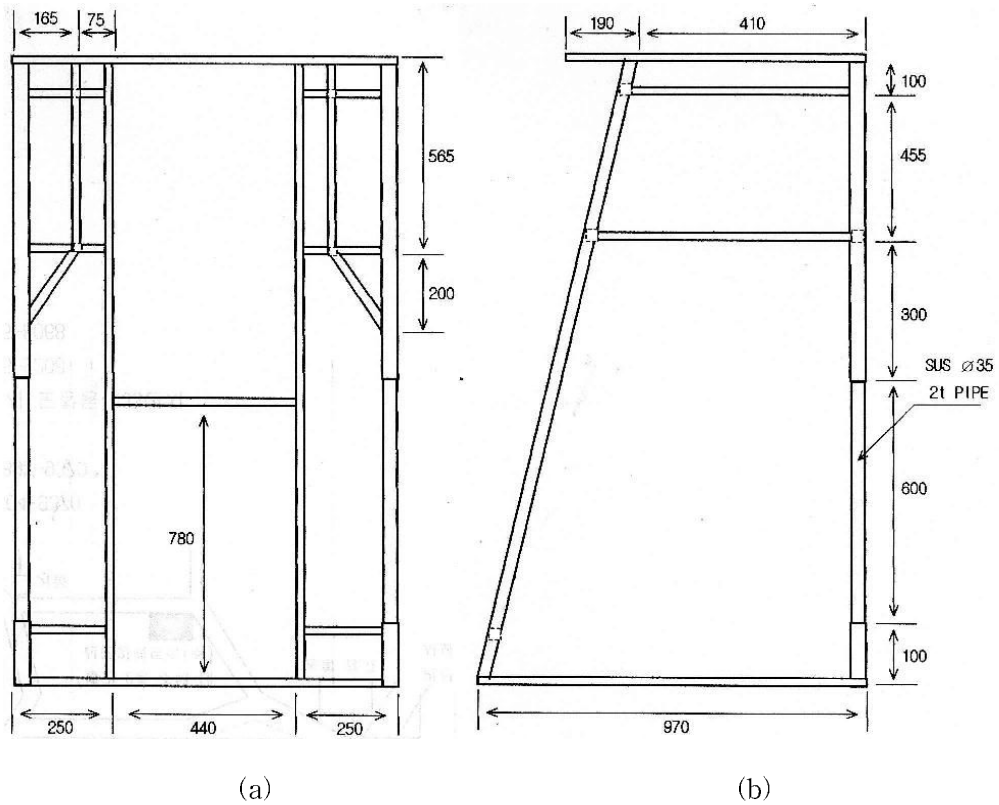


Fig. 3.8 The drawing of upper part

제 4 절 제어부 제작

Fig. 3.9는 보행훈련 시스템 제어부와 디스플레이(Display)부를 보여준다. 디스플레이부에서는 운동시간, 스텝 수(분속수), 경감하중, 스텝 길이(보장), 속도 등을 표시하며 제어한다. 스텝길이는 간편하게 34cm~48cm의 범위에서 자유롭게 변화시킬 수 있다.



Fig. 3.9 The control and display part

Fig. 3.10은 보장길이를 제어하기 위한 DC 모터부 구조를 보여주고 있다. 제어부에서 스텝길이를 조절하면 DC 모터가 정회전, 또는 역회전하면서 스크류 기어를 회전시켜서 발판길이를 조절하게 된다.

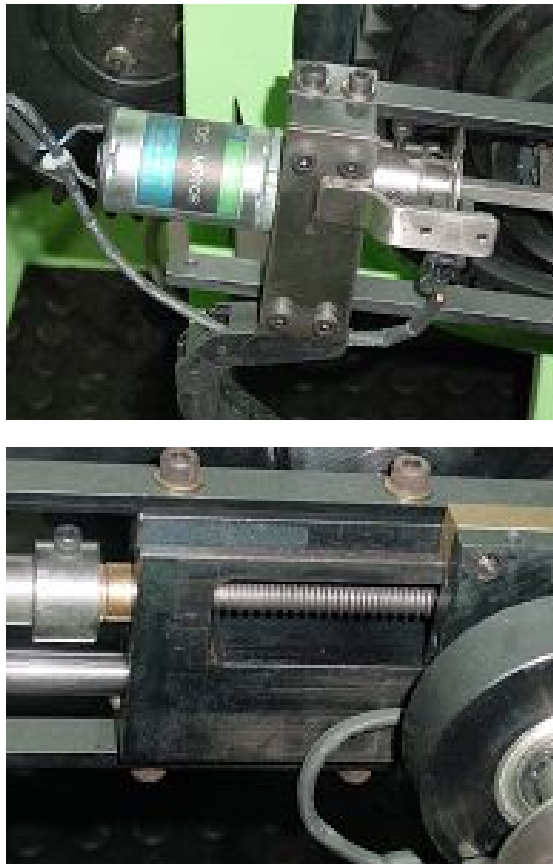


Fig. 3.10 The DC motor

제 4 장 보행훈련 시스템 운동분석 결과

제 1 절 정상인 보행의 3차원 운동분석

보행훈련 시스템에서 보행훈련을 수행하는 동안 피검자의 하지관절 운동을 측정하기 위하여 6대의 적외선 카메라를 이용하여 삼차원 운동분석(Qualisys Inc., 스웨덴)을 수행하였다.

측정방법은 하지의 기형이나 질환이 없는 두 명의 정상인 남자의 다리에 Fig. 4.1 (a)와 같이 Helen Hayes 프로토콜^[11]에 따라 엉치뼈(Sacrum), 좌우 위앞 엉덩가시(ASIS, Anterior Superior Iliac Spine), 좌우측 큰뼈 돌기(Great trochanter), 좌우측 넓적다리(Thigh)의 중간부, 좌우측 무릎관절, 좌우측 정강뼈(Tibia)의 중간부, 좌우측 발목관절, 좌우측 발가락 등 15개 반사표지를 부착하여 각 분절 및 관절의 삼차원 운동을 60Hz의 샘플링률로 측정하였고, 이를 삼차원으로 재구성하여 피검자의 관절운동 각도 데이터를 획득하여 보행주기에 따라 분석하였다

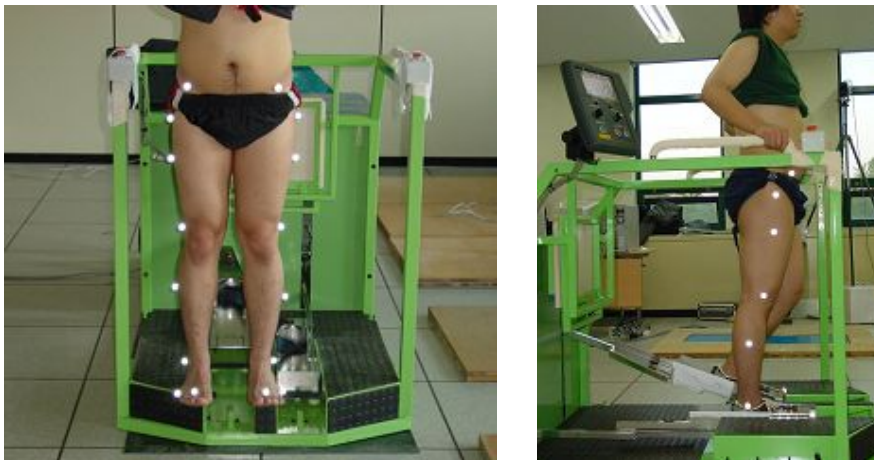


Fig. 4.1 The 3-D motion analysis

Fig. 4.2는 3차원 운동분석 프로그램에서 반사표지 위치를 나타내며, Fig. 4.3은 반사표지에 의해 실시간으로 측정되는 관절의 움직임을 보여주는 3차원 운동분석 프로그램 화면이다.

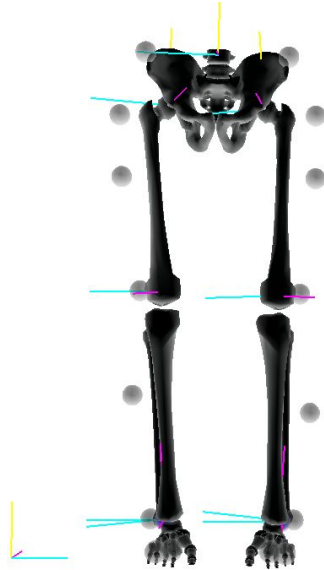


Fig. 4.2 The maker position of the 3-D motion analysis program

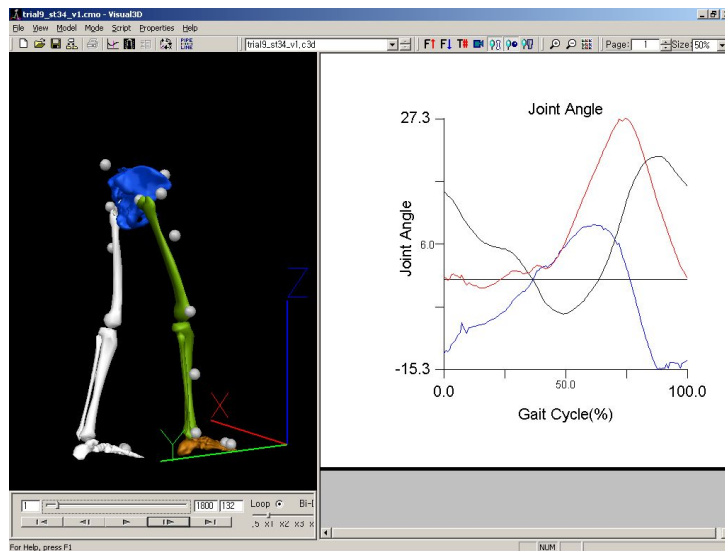


Fig. 4.3 The 3-D motion analysis program

한 보행주기 동안의 시점별 기준은 Rancho Los Amigos 기준법^[12]을 사용하였으며, 개발된 보행훈련 시스템에서 보행하는 동안 보행주기를 추출하였다. 보행주기의 시작점은 오른발의 초기접지로 하였으며, 발이 피검자의 앞에 위치되고 발목관절이 저굴운동에서 배굴운동이 시작할 때를 초기 접지기로 하였고, 그 시점의 무릎관절의 각도상태를 측정하였다.

발목관절과 무릎관절의 굴곡각도는 Fig. 4.4와 같이 코사인 2 법칙을 적용하여 상용프로그램인 Microsoft Excel(U.S.A)을 사용하였고 이때 “양”의 각도는 굴곡/배굴, “음”의 각도는 신진/저굴을 의미한다.

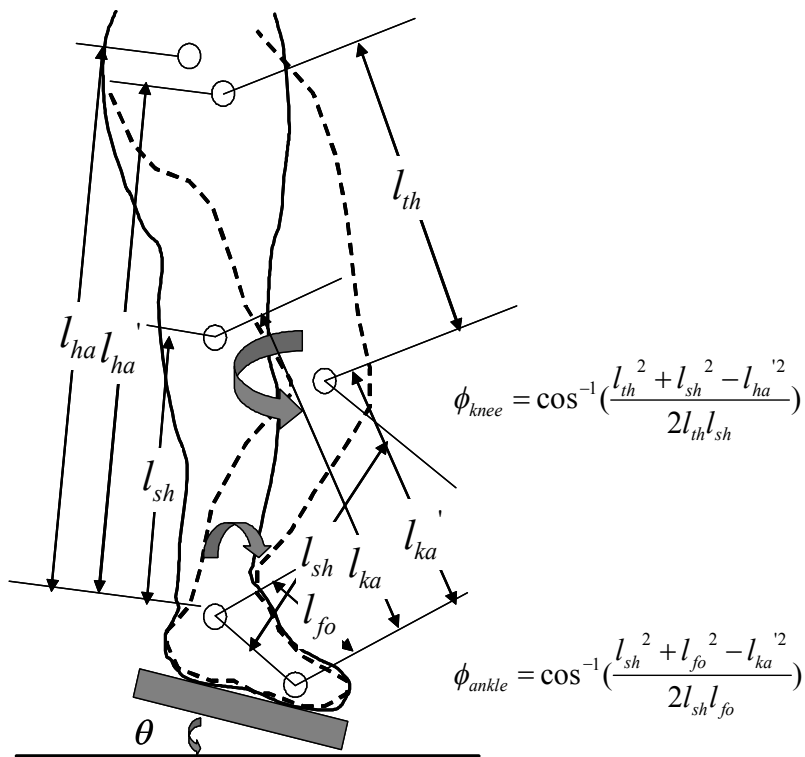


Fig. 4.4 The calculation of the ankle and knee joint motion

1. 발목관절과 무릎관절 해석결과

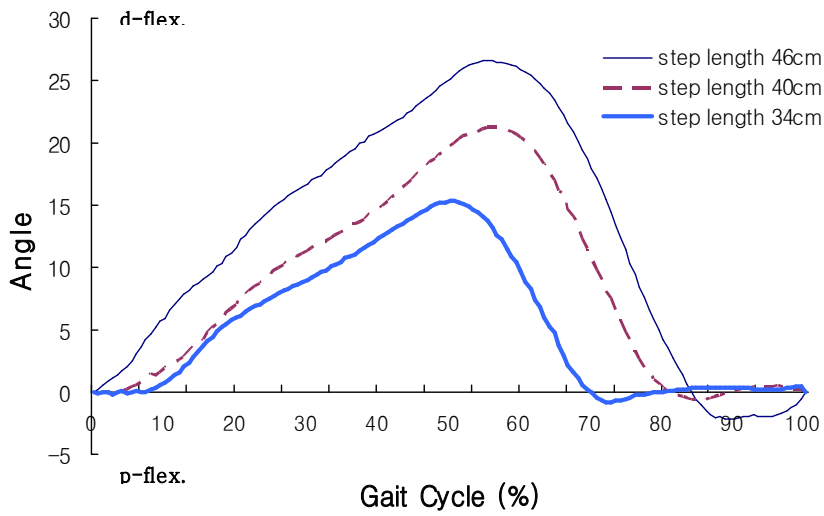
일반적으로 성인남자의 경우, 느린보행, 보통보행, 빠른보행의 분속수는 각각 105 ± 6 , 85 ± 6 , 125 ± 6 보/분 정도이다 [13].

본 연구에서는 두 명(정상인 성인남자)의 피검자가 개발된 보행훈련 시스템에서 1km/h 의 속력으로 보행훈련을 보장길이 36cm, 40cm, 48cm 일 때 분속수가 각각 92, 80, 68 보/분 가 되도록 실험을 수행하였으며, 모의해석과 유사한 조건을 유지하기 위해 상체를 고정시키고 하지관절 운동만으로 피검자가 보행훈련을 하도록 유도하였다.

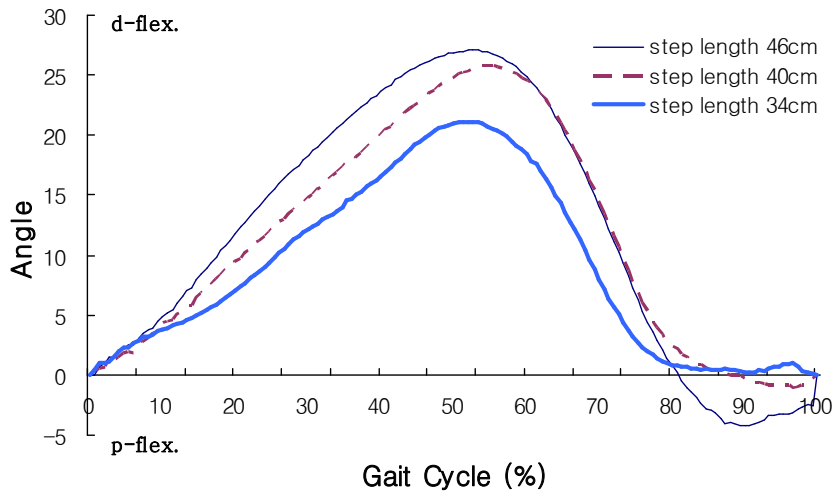
먼저 발목관절 실험의 경우, Fig. 4.5는 보행훈련 시스템에서 34cm, 40cm, 46cm 의 보장길이에서 훈련을 하는 동안 운동분석 시스템으로 측정된 발목관절의 배굴/저굴 운동의 결과이다.

세 가지 보장길이 모두 60% 부근에서 배굴운동에서 저굴운동으로 진행되었고 유각기에 저굴운동이 빨리 진행된 후 발목의 운동이 둔화됨이 관찰되었으며, 두 명 모두 동일한 패턴의 발목관절 운동을 하는 것을 확인하였다.

따라서 일반적으로 발가락 들림기에서 보장길이가 증가할수록 발목의 배굴운동이 증가하다가 중간 유각기 동안 저굴운동으로 변화됨을 확인할 수 있었다.



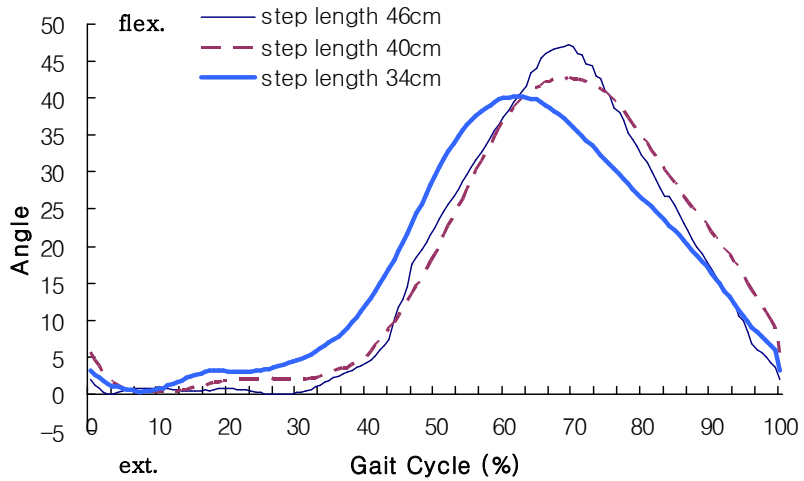
(a) subject 1



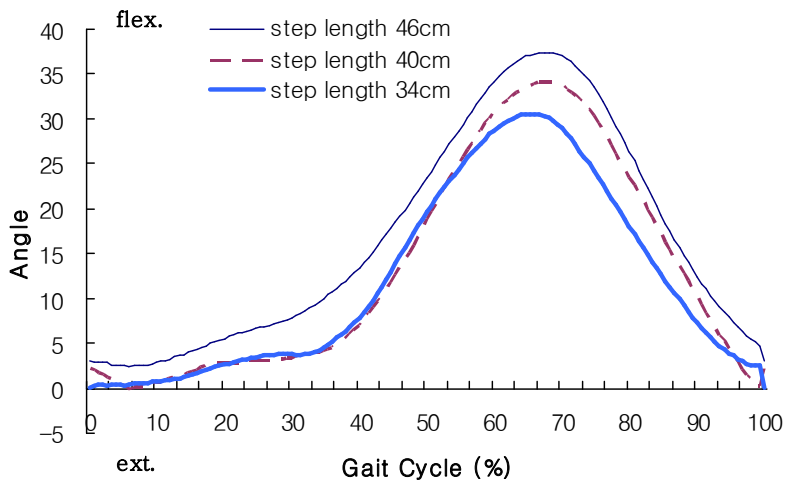
(b) subject 2

Fig. 4.5 Ankle joint dorsiflexion/plantarflexion with different step length

무릎관절 실험에서 Fig. 4.6은 무릎관절의 굴곡각도를 나타낸 것으로, 발목관절의 각도와 마찬가지로 보장길이가 증가할수록 굴곡운동이 증가함을 알 수 있었다.



(a) subject 1



(b) subject 2

Fig. 4.6 Knee joint flexion/extension with different step length

따라서 일반적으로 보장길이가 길어질수록 입각기의 1차 굴곡은 변화가 없지만 유각기의 2차 굴곡의 크기 변화가 증가됨을 확인할 수 있었다. 즉, 보장길이가 증가할수록 발가락 들림기에서 중간 유각기로 진행되는 동안 무릎관절 굴곡이 서서히 증가하다가 신전하게 됨을 알 수 있었다.

Fig. 4.7은 보장길이 34cm 일 때 보행훈련 시스템에서 초기 접지기와 발가락 들림기의 하지형태 분석결과를 나타낸 그림이다.

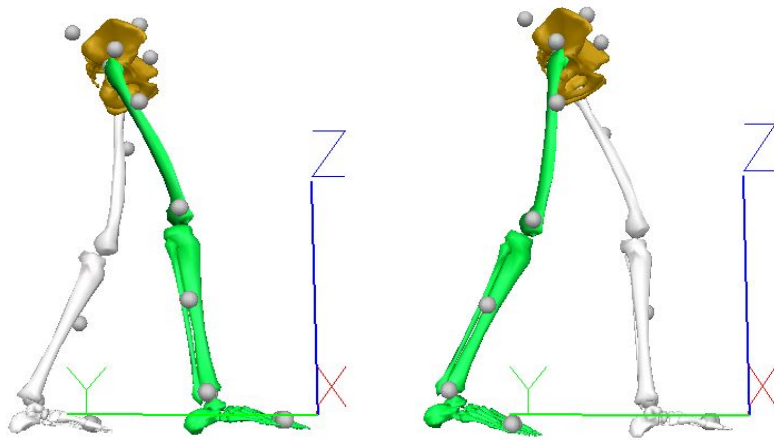


Fig. 4.7 The motion analysis of the initial contact and toe-off

2. 모의해석 결과와 운동분석 결과 비교

동역학 모의해석의 결과를 적용하여 설계, 제작된 보행훈련 시스템이 모의 해석 결과와 유사한지 알아보하고자 세 가지 보장길이(Case 3, Case 4, Case 1)에 따른 모의해석 결과(Fig. 2.15)와 보행훈련 시스템에서 세 가지 보장길이(34cm, 40cm, 46cm)에 따라 측정된 하지관절의 운동 결과(Fig. 4.5, 4.6)를 비교해 보면 모의해석과 보행훈련 시스템에서 측정한 운동분석 결과 모두 보장길이가 증가함에 따라 발목관절과 무릎관절의 운동 변화량이 증가함을 알 수 있다.

동일한 보장을 비교해보면 발목관절의 각도는 모의해석의 운동변화량이 보행훈련 시스템에서 측정한 운동변화량 보다 크게 나타났으며, 반면에 무릎관절에서는 보행훈련 시스템의 운동분석 결과가 모의해석의 운동변화량보다 크게 나타났다. 이는 동일한 조건으로 실험하기 위해 모의해석에서 상체를 고정시킨 상태와 보행훈련 시스템에서 대상자가 임의로 상체를 움직이지 않고 보행훈련 하는 차이 때문이라고 생각되며 발목관절과 무릎관절에서 운동 변화량을 서로 보상해주고 있는 결과이다. 또한 보장길이에 따른 발목관절과 무릎관절의 운동궤적은 동역학 모의해석 결과와 보행훈련 시스템에서의 운동 분석 결과가 비교적 유사하게 한 보행주기를 이루고 있음을 알 수 있었다.

제 2 절 뇌졸중 환자의 보행훈련 시스템 증례

보행장애가 있는 뇌졸중 환자의 보행훈련 재활정도를 평가하기 위하여 제작된 재활 보행훈련 시스템으로 정상인 1명과 국립재활원에 입원중인 뇌졸중 환자 중 앉은 자세에서 체간 균형은 양호하면서 보행이 불가능하고, 심한 관절구축이나 심장질환, 심한 인지 장애자로 언어장애가 없는 환자 4명을 대상으로 재활 보행훈련을 수행하면서 하지관절의 운동각도를 측정하였다. Table 4.1은 피검자들의 일반적인 특성들이다.

Table 4.1 The specific character of patients

Division	Sex	Height(cm)	Weight(kg)	Test leg side
Subject 1	M	179	73	left
Patient 1	M	170	74	right
Patient 2	W	155	42	left
Patient 3	M	175	84	left
Patient 4	W	156	93	left

운동각도 측정방법은 Fig 4.8과 같이 환자들의 환측 발목관절과 무릎관절 위치에 전기 측각기를 부착시키고 시스템에서 보행훈련 하는 동안 운동각도를 운동시작, 시작 후 5, 10, 18분 등 간격으로 하지관절 운동을 4회 측정하였다.

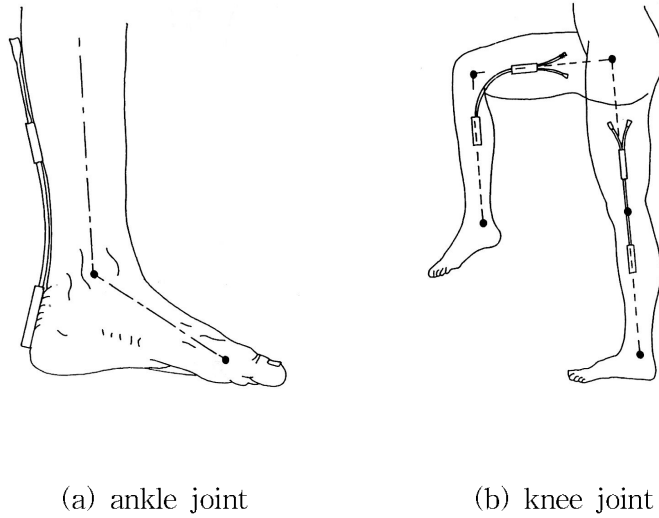


Fig. 4.8 The setting position of the goniometer

1. 정상인의 보행훈련 실험

정상인을 대상으로 보행훈련 시 보장길이는 34cm 로 일정하게 하고 보행 속력은 0.5, 1km/h 로 다르게 하여 각각 운동 분석을 2회씩 반복 수행하였다. Fig. 4.9는 보행훈련 실험장면이고, Fig. 4.9는 보행훈련 시스템에서 운동하는 동안 한 보행주기에서 얻어진 발목관절 및 무릎관절의 운동각도이다. 두 경우 모두 비슷한 패턴으로 한 보행주기를 이루고 있음을 알 수 있었으며, 발목관절의 운동각도는 발판에 의하여 발목관절의 운동이 제한되므로 정상보행에 비하여 유각기의 발목관절의 배굴/저굴 운동이 작게 나타났다. 또한 보행훈련 시스템에서 보행훈련 하는 동안 발가락 들림각을 적용하였으며, 신발을 신은 상태이기 때문에 맨발 상태에서 측정된 3차원 운동분석 시스템 결과와 다소 차이가 있다.

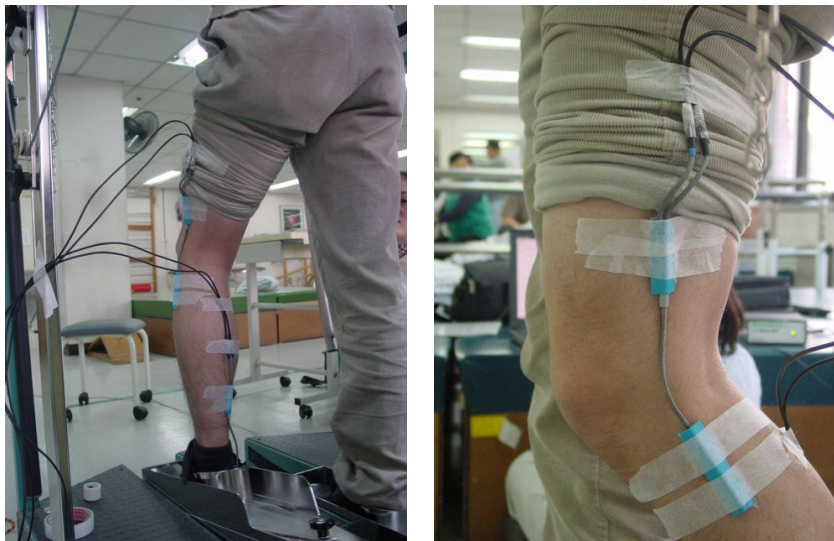
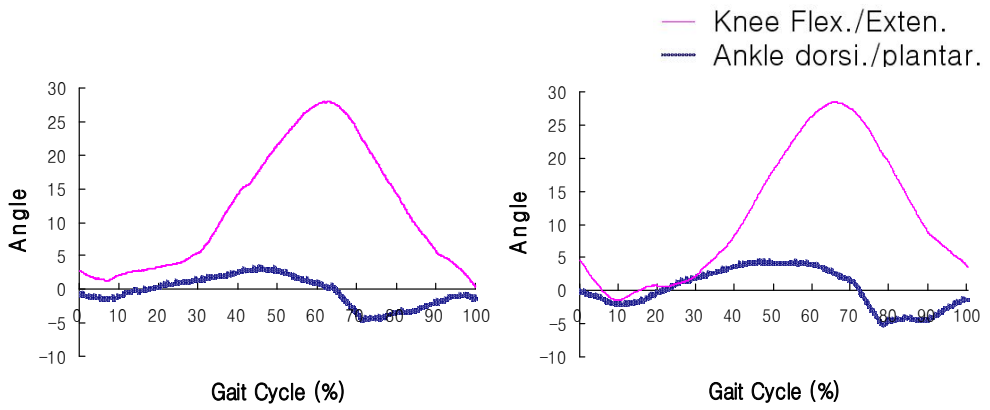


Fig. 4.9 The gait training of the normal gait



(a) step speed 0.5 km/h

(b) step speed 1 km/h

Fig. 4.10 The average motion angle of ankle and knee joint

2. 뇌졸중 환자군의 보행훈련 실험

뇌졸중 환자군에 대한 보행훈련은 제작된 능동형 보행훈련 시스템에서 Fig. 5.8과 같이 주 3회 이상, 1회 20분간씩 6주에 걸쳐 20회의 훈련을 시행하였다.

환자가 활동하기 편하게 느끼는 정도로 체중을 탈부하 하였고 상태가 진전됨에 따라 점차로 체중 탈부하의 정도를 감소시켰고, 보행속도는 점차로 증가시켰고, 보장길이는 34cm로 고정하였다. 또한 치료사가 치료시간 동안 지속적으로 하지의 움직임을 보조하거나 감시하였고, 보행훈련 시스템을 이용하는 것 이외에 10분정도 고식적인 물리치료를 병행하였다.

환자들의 보행능력 상태의 변화를 보기 위하여 보행훈련 전후에 하지 Brunnstrom기, Fugl-Meyer 및 무릎관절의 경직을 Modified Ashworth Scale로 평가하였으며, 6주 동안 20회의 보행훈련이 끝난 후에 기능적 보행능력 척도는 Table 4.2와 같이 Functional Ambulation Category^[14-15] 법으로 평가하였다. 분류척도 0에서 5로 갈수록 환자의 보행능력이 증가한다.

Brunnstrom기는 뇌졸중 회복단계로 1단계에서 7단계로 갈수록 정상기능으로 회복됨을 나타낸다. 운동기능 평가지수인 Fugl-Meyer는 Brunnstrom의 회복 단계를 50가지 움직임으로 세분화하여 점수로 평가한다. Modified Ashworth Scale은 0, 1, 1+, 2, 3, 4 grade로 올라갈수록 근육의 긴장도 증가를 나타낸다.

Table 4.3은 각 환자의 운동능력을 고려하여 선정된 보행훈련 프로토콜을 보여주고 있으며, 환자별 증례는 다음과 같다.

Table 4.2 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

Table 4.3 The gait training conditions of the patients

Division	Weight scale (%)	Gait speed (km/h)	Step length(cm)
Patient 1	60 → 3	0.2 → 1.0	34
Patient 2	72~88 → 50~57	0.5 → 0.5	34
Patient 3	64 → 57	0.2 → 0.4	34
Patient 4	38 → 50~60	0.5 → 0.7	34

가) 환자 1

59세 남자로 Fig. 4.11 과 같이 7개월 전에 발생한 대뇌 피질하 부위 및 뇌교를 침범하는 다발성 뇌경색으로 인한 사지마비 환자였다. 균형장애가 동반되어 있었으며 근력은 좌측 4등급, 우측 2-3 등급 수준이었고, 하지의 Brunnstrom기는 좌우측이 각각 6/4기, Fugl-Meyer점수는 24/14점, 무릎관절의 경직은 좌측에서 Grade 1이었다. 60%의 체중 탈부하 상태에서 0.2km/h의 보행속도로 운동을 시작하고, 마지막 치료 시에는 3%의 체중 탈부하 상태에서 1.0km/h의 속도로 훈련을 종료하였다. 능동형 보행훈련 시스템 운동시 무릎관절의 각도는 최대 굴곡이 29.4도, 최대신전이 1.7도 였고, 발목관절 각도는 최대배굴이 5.6도 최대저굴이 4.8도 였다.

Fig. 4.12는 보행훈련 하는 동안 환자의 발목관절과 무릎관절의 굴곡/신전 운동 각도를 4번 측정된 데이터를 평균하여 한 보행주기로 나타낸 그래프 이다.

Fig. 4.13은 환자의 한 보행주기 동안 발목과 무릎관절의 운동각도 해석결과로, 4명의 대상 환자 중 운동능력 상태가 가장 좋아 정상인의 발목 및 무릎관절 운동 각도와 비교적 유사함을 보였다. 6주간 20회의 치료가 끝난 후, 하지의 Brunnstrom 기, Fugl-Meyer 점수 및 무릎관절의 경직은 변화가 없었으나 보행능력은 Functional Ambulation Category 2로 Quadripod cane을 사용하여 약 40m 정도의 실내보행이 가능하였다.

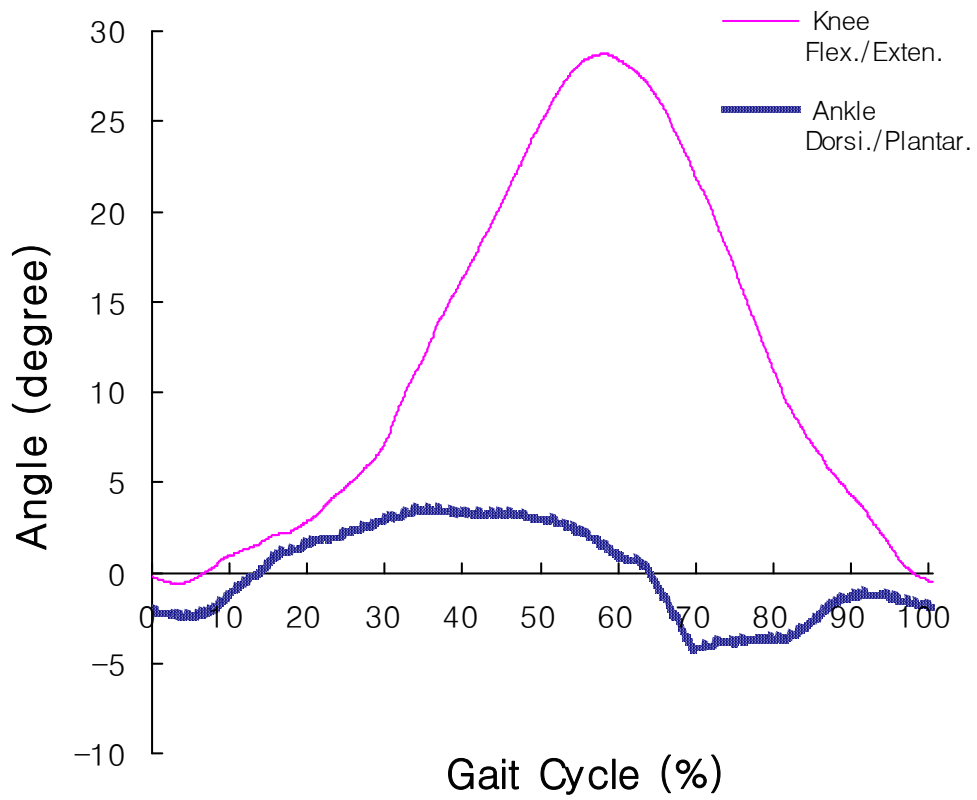


Fig. 4.13 The average of ankle and knee joint motion angle
(Patient 1)

나) 환자 2

71세의 여자로 Fig. 4.14와 같이 7주전에 발생한 2번째 뇌경색으로 인한 좌측 편마비 환자였다. 환측의 감각장해 및 시각무시가 동반되어 있었고 하지의 Brunnstrom기는 1기, Fugl-Meyer점수는 4점, 무릎관절의 경직은 Grade 0이었다. 처음 2주간 72~88%의 체중 탈부하 상태에서 0.5km/h의 보행속도로 운동을 시작하였고, 이후 체중 탈부하를 점차로 감소하여 마지막 주간에는 50~57%의 체중 탈부하 상태에서 보행속도는 동일하게 훈련을 종료하였다. 능동형 보행훈련 시스템 운동 시 무릎관절의 각도는 최대 굴곡이 35.4도, 최대신전이 0.3도였고, 발목관절의 각도는 최대배굴이 3.0도 최대저굴이 7.6도였으며, 비교적 규칙적인 패턴을 보였으나 하중 수용기에 무릎관절의 신전이 완전하게 일어나지는 않는 경향을 보였다.

Fig. 4.15는 환자의 경과를 보여주며 Fig. 4.16은 환자의 보행훈련 14회째 운동각도 측정결과로, 환자가 보행훈련 하는 동안 하중 수용기에 무릎관절의 신전이 원활하게 이루어지지 않아 치료사가 무릎관절의 신전을 보조하였으며, 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, 보행능력은 Functional Ambulation Category 1로 Hemiwalker와 단하지 보조기 및 발목관절 보조기를 사용하여 약 30m정도의 실내보행이 가능하였다.

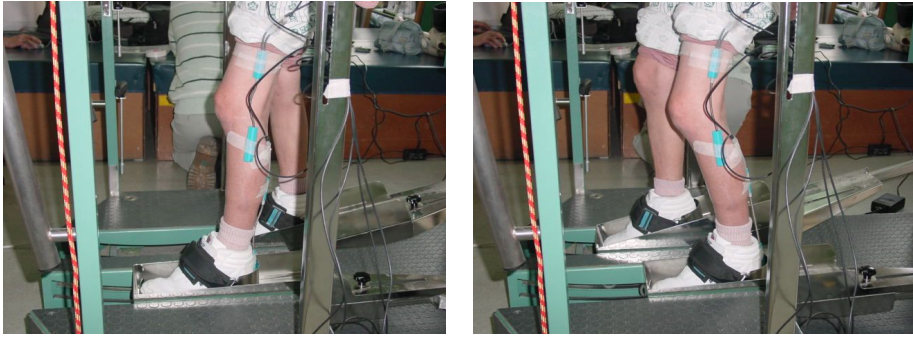


Fig. 4.14 The gait training of patient 2

PROGRESS

Name: 김민준 Sex/Age: F/71 Hospital No: Q921901
 Diagnosis: L5/S1 디스크 (MCA subarachnoid) onset: 09.9.2. cannot walk for onset: 09.
 Height: 165cm Body weight(kg): 62kg (30kg) Date of Birth: 1950. 8. 14

Date	week/day	velocity (km/h)	BWS (%)	step length	Number of	Comments
09.10.27	08:00h	20kg	20cm	71	20min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.10.28	08:00h	20kg	20cm	65	15min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.10.29	08:00h	20kg	20cm	59	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.10.30	08:00h	20kg	20cm	53	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.01	08:00h	20kg	20cm	47	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.02	08:00h	20kg	20cm	41	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.03	08:00h	20kg	20cm	35	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.04	08:00h	20kg	20cm	29	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.05	08:00h	20kg	20cm	23	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.06	08:00h	20kg	20cm	17	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.07	08:00h	20kg	20cm	11	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.08	08:00h	20kg	20cm	5	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.09	08:00h	20kg	20cm	-1	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.10	08:00h	20kg	20cm	-7	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.11	08:00h	20kg	20cm	-13	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.12	08:00h	20kg	20cm	-19	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.13	08:00h	20kg	20cm	-25	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.14	08:00h	20kg	20cm	-31	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.15	08:00h	20kg	20cm	-37	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.16	08:00h	20kg	20cm	-43	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.17	08:00h	20kg	20cm	-49	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.18	08:00h	20kg	20cm	-55	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.19	08:00h	20kg	20cm	-61	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.20	08:00h	20kg	20cm	-67	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.21	08:00h	20kg	20cm	-73	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.22	08:00h	20kg	20cm	-79	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.23	08:00h	20kg	20cm	-85	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.24	08:00h	20kg	20cm	-91	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.25	08:00h	20kg	20cm	-97	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.26	08:00h	20kg	20cm	-103	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.27	08:00h	20kg	20cm	-109	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.28	08:00h	20kg	20cm	-115	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.29	08:00h	20kg	20cm	-121	10min 30sec	→ 100% 보행 가능
09.11.30	08:00h	20kg	20cm	-127	10min 30sec	→ 100% 보행 가능

Comments: L5/S1 디스크 증상으로 보행 장애 발생. 09/10/27.

* 10.20 → 근육이 너무 약해 보행 시 균형을 잡기 위해 보조기를 착용함. 보행 시 보조기를 착용함.

* 10.21 → 보조기를 착용한 상태에서 보행 시 균형을 잡기 위해 보조기를 착용함. 보행 시 보조기를 착용함.

* 11.02 → 보조기를 착용한 상태에서 보행 시 균형을 잡기 위해 보조기를 착용함. 보행 시 보조기를 착용함.

* 11.03 → 보조기를 착용한 상태에서 보행 시 균형을 잡기 위해 보조기를 착용함. 보행 시 보조기를 착용함.

* 11.04 → 보조기를 착용한 상태에서 보행 시 균형을 잡기 위해 보조기를 착용함. 보행 시 보조기를 착용함.

* 11.05 → 보조기를 착용한 상태에서 보행 시 균형을 잡기 위해 보조기를 착용함. 보행 시 보조기를 착용함.

* 11.06 → 보조기를 착용한 상태에서 보행 시 균형을 잡기 위해 보조기를 착용함. 보행 시 보조기를 착용함.

* 11.07 → 보조기를 착용한 상태에서 보행 시 균형을 잡기 위해 보조기를 착용함. 보행 시 보조기를 착용함.

* 11.08 → 보조기를 착용한 상태에서 보행 시 균형을 잡기 위해 보조기를 착용함. 보행 시 보조기를 착용함.

* 11.09 → 보조기를 착용한 상태에서 보행 시 균형을 잡기 위해 보조기를 착용함. 보행 시 보조기를 착용함.

* 11.10 → 보조기를 착용한 상태에서 보행 시 균형을 잡기 위해 보조기를 착용함. 보행 시 보조기를 착용함.

* 11.11 → 보조기를 착용한 상태에서 보행 시 균형을 잡기 위해 보조기를 착용함. 보행 시 보조기를 착용함.

Fig. 4.15 The progress of patient 2

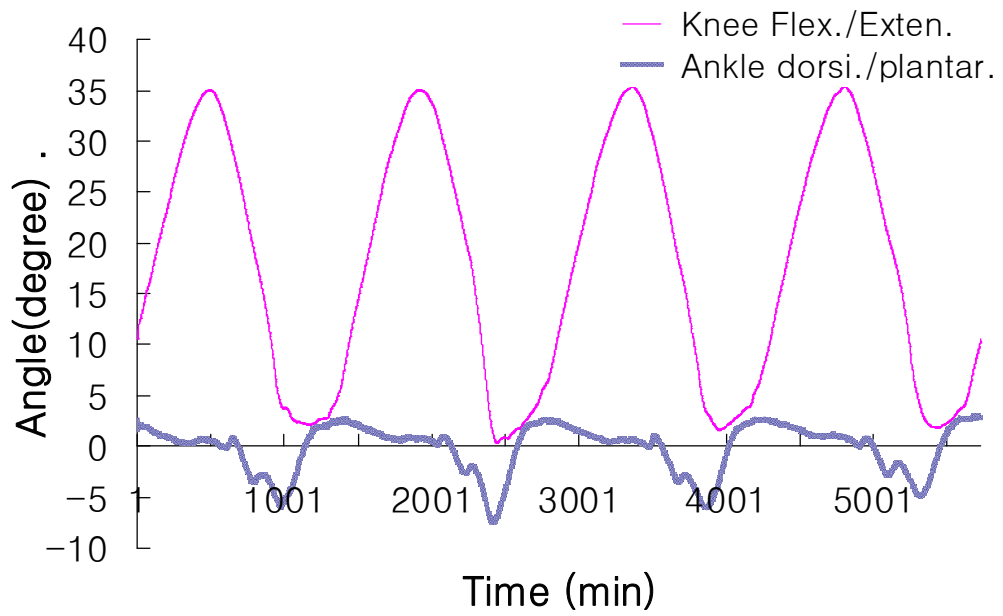


Fig. 4.16 The average of ankle and knee joint motion angle
(Patient 2)

다) 환자 3

49세의 남자로 Fig. 4.17과 같이 3개월 전에 발생한 뇌출혈로 인한 좌측 편마비 환자였다. 환측의 감각장애 및 시각무시가 동반되어 있었고 치료 전 하지의 Brunnstrom기는 2기, Fugl-Meyer점수는 11점, 무릎관절의 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 속도로 훈련을 종료하였다. 능동형 보행훈련 시스템 운동 시 무릎관절의 각도는 최대 굴곡이 41.0도, 최대신전이 4.8도였고, 발목관절의 각도는 최대배굴이 3.4도 최대저굴이 11.8도 였다.

Fig. 4.18은 환자 3의 프로그레스이며, Fig. 4.19는 보행훈련 8회째의 보행훈련 5분, 10분 18분 후의 해석결과로, 무릎관절의 과도한 신전으로 인해 불규칙적인 운동을 보이며, 보행훈련 시작 10분 후에 치료사가 무릎 굴곡을 구두로 유도하여 무릎관절의 운동이 가장 크게 나타남을 알 수 있었다.

6주간 20회의 치료가 끝난 후, 하지의 Brunnstrom기는 2기, Fugl-Meyer 점수는 18점, 무릎관절의 경직은 grade 1으로 신경학적 회복은 미미하였고, 보행능력은 Functional Ambulation Category 2로 Hemiwalker와 단하지 보조기 및 발목관절 보조기를 사용하여 50m정도의 실내보행이 가능하였다.

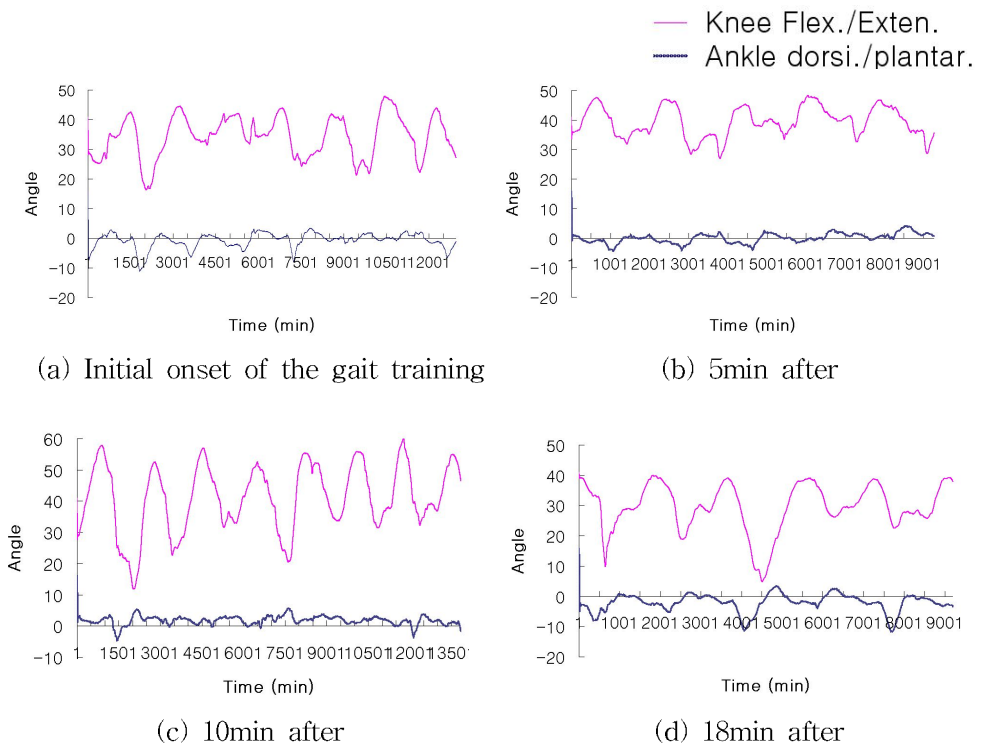


Fig. 4.19 The average of ankle and knee joint motion angle
(Patient 3)

라) 환자 4

68세의 여자로서 Fig. 4.20과 같이 5.5개월 전에 발생한 뇌출혈로 인한 좌측 편마비 환자였다. 심한 감각장애가 동반되어 있었고 치료 전 하지의 Brunnstrom기는 3기, Fugl-Meyer점수는 11점, 무릎관절의 경직은 grade 0이었다. 5~6년 전부터 양측 무릎관절의 퇴행성 관절염으로 발병 이전에도 20분 이상의 보행은 어려운 상태였으며 발병 후 장기간의 입원치료에도 과다체중과 무릎관절의 통증으로 인하여 보행기능을 회복할수 없었다. 처음 치료시 38%의 체중 탈부하 상태에서 보행훈련을 시도하였으나 무릎관절 통증이 발생하여 50~60%정도의 체중 탈부하 상태에서 보행훈련을 진행하였고 속도는 0.5km/h로 시작하여 종료시 0.7km/h까지 증가하였다. 능동형 보행훈련 시스템 운동시 무릎관절의 각도는 최대 굴곡이 46.7도, 최대 신전이 17.0도였고, 발목관절의 각도는 최대 배굴이 0.9도, 최대 저굴이 7.7도였으며, 무릎관절은 입각기에도 10도정도 굴곡되는 양상을 보였다. Fig. 4.21은 환자 4의 프로그래시스는이다.

Fig. 4.22 에서와 같이 운동각도 해석결과 보행훈련 시작(a)과 보행훈련 5분 후(b)의 경우는 치료사의 보조가 있었으며, 보행훈련 10분 후(c)와 18분 후(d)는 치료사의 보조없이 환자 혼자서 운동한 경우로 무릎관절의 운동각도 변화에 차이를 보이고 있으나, 발목관절의 각도변화는 거의 나타나지 않고 있음을 알 수 있었다.

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 보조기 및 발목관절 보조기를 사용하여 50m이상 실내보행이 가능하였다.

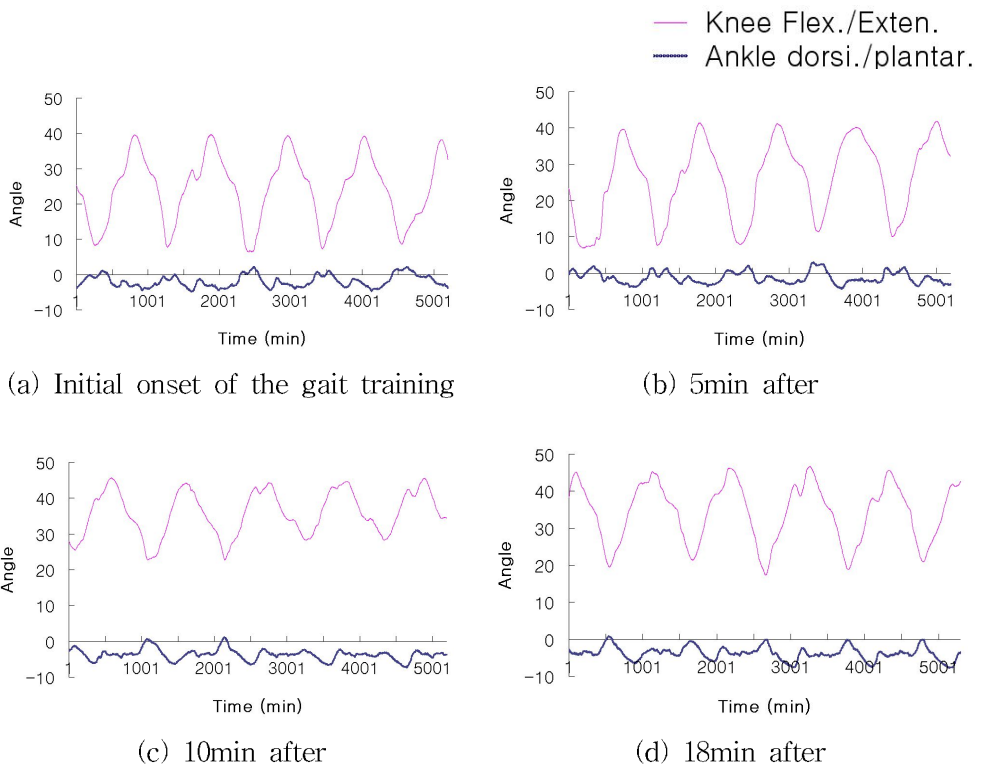


Fig. 4.22 The average of ankle and knee joint motion angle
(Patient 4)

따라서 동역학적 모의해석과 전산 프로그램을 통해 최적의 상태로 설계 제작된 장애인 재활용 보행훈련 시스템을 사용하여 재활 훈련한 편 마비환자들의 보행에 관련된 평가지수들이 Table 4.4와 같이 보행기능을 향상시키는 주요 지수들이 상승한 결과를 보이고 있어 본 시스템의 효과는 유익하다고 생각한다. 그러나 본 시스템이 임상적으로 확실한 치료효과를 상승시키는 정확한 판단을 위해서는 향후 장기간의 임상실험을 통한 추가 연구가 필요하다.

또한 본 연구결과에서는 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.

또한 임상실험을 통해서 아 급성기 및 만성기의 중증 편마비 환자 및 균형 장애가 동반된 사지마비 환자를 대상으로 개발된 능동형 보행훈련 시스템을 적용하여 좋은 결과를 얻었다. 특히 환자 2의 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.

환자 4의 만성 편마비 환자에서처럼 관절염과 같은 체중 부하가 어려운 문제로 인하여 보행훈련 자체가 제한되는 경우에도 능동형 보행훈련 시스템은 유용하게 활용될 수 있을것으로 생각된다. 일반적으로 본 연구의 시스템과 유사한 보행훈련기는 편마비 환자의 보행재활에 활용되어 왔는데, 환자 1과 같은 균형기능 장애가 동반된 사지마비의 경우에도 능동형 보행훈련 시스템의 적용이 가능할 것으로 보이며, 4명의 대상환자 중 환자 1이 가장 높은 만족도를 보였다. 향후 고식적인 보행훈련과의 비교연구를 통해 능동형 보행훈련 시스템의 효과성을 검증하고 확립하는 연구가 요구된다. 개발된 보행훈련 시스템은 다양한 형태의 장애를 가진 뇌졸중 환자들의 보행재활에 유용하게 기여할 수 있을 것으로 기대된다.

Table 4.4 The comparison of the category scale for patients

Division		Patient 1	Patient 2	Patient 3	Patient 4
Brunnstrom(R/L)		6/4 → 6/4	1 → 1	2 → 2	3 → 3
Fugl-Meyer point		24/14 → 24/14	4 → 6	11 → 18	11 → 11
Ankle/knee grade(G)		1 → 2	0 → 1	1 → 1	0 → 0
Weight		60% → 3%	72~88% → 50~57%	64% → 57%	38% → 50~60%
Step speed(start (close)		0.2km/h	0.5km/h	0.2km/h	0.5km/h
		1.0km/h	0.5km/h	0.4km/h	0.7km/h
Knee	flexion	29.4도	35.4도	41.0도	46.7도
	extension	1.7도	0.3도	4.8도	17.0도
Ankle	dorsiflexion	5.6도	3.0도	3.4도	0.9도
	platarflexion	4.8도	7.6도	11.8도	7.7도
Gait step length		40m	30m	50m	50m

제 5 장 결 론

본 연구에서는 뇌졸중 등에 의한 편마비 환자의 보행장애에 도움을 주기 위해서 동역학 모의해석을 통하여 장애인 보행훈련 시스템을 설계, 제작하였다. 또한 제작된 보행훈련 시스템에서 정상인과 장애인의 보행훈련을 수행하여 발목관절과 무릎관절의 운동을 3차원 운동분석 시스템으로 측정하여 동역학 모의해석 결과와 비교 평가하였으며, 본 연구를 통해 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 보행훈련 시스템에서 사용되는 평기어는 유도되는 궤적을 편심 회전하도록 설계되었으므로 보행 입각기와 유각기가 60 : 40 의 비율로 구동되어야 이상적이다.
2. 보행훈련 시스템에서 발목관절과 무릎관절의 운동은 기어의 직경, 보장, 발판가이드의 곡률반경, 발판길이 등의 설계인자에 영향을 받는다.
 - 기어의 직경이 커지면 구동부의 전체적인 외관길이가 늘어나며 관절운동 궤적이 과다하게 커지므로 적정 기어크기는 20cm 정도이다.
 - 환자의 운동능력 상태에 따라 보행훈련을 할 수 있도록 보장길이를 변화시킬 수 있어야 하며, 발판가이드 곡률반경은 운동궤적에 큰 영향을 주지 않는다.
 - 발판길이의 변화는 발목관절보다 무릎관절에 미치는 영향이 더 크며, 발판길이를 조절하여야 활보장을 변화시킬 수 있다.
3. 환자별 평가지수의 비교 결과로 본 시스템이 재활 보행훈련에 도움을 줄 수 있을 것으로 판단된다.

참 고 문 헌

- [1] 한국보건사회연구원 “2000년도 장애인 실태조사” 한국보건사회연구원, pp.231-253, 2001
- [2] 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
- [3] 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
- [4] H. Barbeau, M. Wainberg, L. Finch, *“Description and application of a system for locomotor pattern of spastic paretic patients”*, Can J Neurol Aci, Vol. 16, pp.315-325, 1989
- [5] A. Wernig, S. Auuller, *“Treadmill locomotion with body weight support in persons with severe spinal cord injuries”*, Paraplegia, Vol. 30, pp.229-238, 1992
- [6] G. Colombo, M. Jorg, V. Dirtz, *“Driven fait orthosis to do locomotor training of paraplegic patients”*, EMBS int. conf, pp.3159-3163, 2000
- [7] 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
- [8] M. W. Whittle, *“Gait analysis: an introduction”*, Butterworth-Heinemann Publication, 3rd ed, 2002
- [9] D. A. Winter, *“Biomechanics and Motor Control of Human*

Movement", A Wiley Inter-Science Publication, 1990

- [10] MSC. Software Corporation, "MSC. visualNastran Desktop 2002 Tutorial guide", 2002
- [11] 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
- [12] J. Perry, "*Gait analysis: normal and pathological function*", Slack Inc, 1992
- [13] D. A. Winter, "*The biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological*", University of Waterloo Press, 2nd ed, 1991
- [14] I. Koemor, "Observation of human gait", University of Alberta, Vol. 41, no. 49, pp.14-16, 1986
- [15] R. L. Craik, C. A. Oatis, "*Gait analysis: Theory and application*", Mosby-Year Book, Inc., pp313, 1995

저작물 이용 허락서

학 과	기계공학과	학 번	20077571	과 정	박사
성 명	한글 김한일	한문 金韓一	영문 KIM HAN IL		
주 소	경기도 군포시 재궁동 2단지 총무아파트 224동 308호				
연락처	E-mail : dkdas@naver.com				
논문제목	한글 장애인 재활을 위한 보행훈련 시스템 연구				
	영문 A Study on the Gait Training System for the Rehabilitation of the Gait Disorder Patients				

본인이 저작한 위의 저작물에 대하여 다음과 같은 조건 아래 -
조선대학교가 저작물을 이용할 수 있도록 허락하고 동의합니다.

- 다 음 -

1. 저작물의 DB구축 및 인터넷을 포함한 정보통신망에의 공개를 위한 저작물의 복제, 기억장치에의 저장, 전송 등을 허락함.
2. 위의 목적을 위하여 필요한 범위 내에서의 편집과 형식상의 변경을 허락함. 다만, 저작물의 내용변경은 금지함.
3. 배포·전송된 저작물의 영리적 목적을 위한 복제, 저장, 전송 등은 금지함.
4. 저작물에 대한 이용기간은 5년으로 하고, 기간종료 3개월 이내에 별도의 의사 표시가 없을 경우에는 저작물의 이용기간을 계속 연장함.
5. 해당 저작물의 저작권을 타인에게 양도하거나 출판을 허락을 하였을 경우에는 1개월 이내에 대학에 이를 통보함.
6. 조선대학교는 저작물 이용의 허락 이후 해당 저작물로 인하여 발생하는 타인에 의한 권리 침해에 대하여 일체의 법적 책임을 지지 않음.
7. 소속 대학의 협정기관에 저작물의 제공 및 인터넷 등 정보통신망을 이용한 저작물의 전송·출력을 허락함.

동의여부 : 동의(0) 반대()

2009년 12월

저작자: 김한일 (인)

조선대학교 총장 귀하