

상하지 연동된 새로운 보행재활 로봇의 설계

Design of a Novel Gait Rehabilitation Robot with Upper and Lower Limbs Connections

윤 정 원*, 본단 노반디, 크리스티앤드
(Jungwon Yoon, Bondhan Novandy, and Christiand)

Abstract : This paper proposes a new rehabilitation robot with upper and lower limb connections for gait training. As humans change a walking speed, their nervous systems adapt muscle activation patterns to modify arm swing for the appropriate frequency. By analyzing this property, we can find a relation between arm swinging and lower limb motions. Thus, the lower limb motion can be controlled by the arm swing for walking speed adaptation according to a patient's intension. This paper deals with the design aspects of the suggested gait rehabilitation robot, including a trajectory planning and a control strategy. The suggested robot is mainly composed of upper limb and lower limb devices, a body support system. The lower limb device consists of a slider device and two 2-dof footpads to allow walking training at uneven and various terrains. The upper limb device consists of an arm swing handle and switches to use as a user input device for walking. The body support system will partially support a patient's weight to allow the upper limb motions. Finally, we showed simulation results for the designed trajectory and controller using a dynamic simulation tool.

Keywords : rehabilitation robot, normal gait, haptic, lower and upper limbs

I. 서론

걸음은 이동을 위한 가장 기본적인 수단이면서 일상생활을 유지하기 위한 가장 중요한 요소 중의 하나이다. 하지만, 최근의 뇌졸중과 같은 신경계 계통의 질병이 증가함에 따라 정상적으로 보행하지 못하는 환자의 수가 증가하고, 이에 따라 보다 적합한 재활치료를 위한 보행 재활의 중요성이 증가하고 있다.

현재 병원에서 사용 중인 보행 재활 치료 방법은 대부분 치료사에 의한 환자의 반복적인 걸음 재현에 의존하고 있어, 치료사가 빨리 피로를 느끼게 되어 환자의 지속적이고 장기간의 걸음 훈련을 제공하는데 어려움이 있다. 걸음재활에 사용되는 보조 장치로 보행기, 계단, 평행봉등과 같은 간단한 수동적인 도구들만 사용되고 있어, 걸음 재활 과정 동안의 환자의 훈련 정보를 저장할 수 없고 체계적인 재활 훈련을 수행하는데 어려움이 있다. 대학 병원 규모의 큰 병원에서 최근에 트레드밀(treadmill) 형태의 걸음 장치를 이용하여 환자의 훈련 정보를 데이터베이스에 저장하여 보다 체계적인 재활 훈련을 제공하기도 하지만, 이 경우에도 환자의 걸음을 재활 치료사가 반복적으로 생성시켜 주어야 하는 어려움은 여전히 존재한다.

기능적인 보행재활은 환자에게 가능한 정상적으로 걸을 수 있도록 지도하는 것으로 정상보행주기에 따른 환자의 반복적인 훈련으로 효과적인 보행 훈련이 가능하다. 따라서, 로봇 시스템을 이용한 정상적인 보행 패턴의 반복적인 훈련은

환자의 감각운동(sensory-motor)의 기능 회복에 도움이 되고, 재활 치료사의 물리적인 노력을 줄이는데 아주 효과가 있다. 따라서, 기존 시스템을 로봇 시스템으로 대체하는 것은 훈련 과정의 기록 및 처리에 의해 의사 및 치료사의 정확하고 객관적인 훈련 성능 평가를 가능하게 하여 기존의 진단, 치료 방법을 능가하는 효과를 볼 수 있다[1].

따라서 최근에 로봇을 통한 보행 재활 연구가 국내외에서 진행되고 있다. Lee 등[2]은 이동 로봇 형태로 환자의 상태에 따라 환자의 무게를 적절히 조절 할 수 있는 Body Weight Support(BWS)기능을 가진 걸음 보조용 로봇을 개발하였다. 윤정원 외[3,4]는 6자유도의 공압 구동기와 6자유도의 서보모터로 구성된 12자유도의 가상걸음장치를 개발하여 다양한 가상지면에서 걸음을 통한 상호작용이 가능토록 가상현실용 걸음 인터페이스 장치를 개발하였다. 신경 계통의 재활을 위해서 Schmidt 등[5]은 각 발 플랫폼이 3자유도의 시상면(sagittal plane)운동을 가지는 걸음 재활 시스템을 제시하였다. 제안된 장치들은[3-5] 다양한 지면을 생성할 수 있는 장점이 있지만, 기계시스템이 복잡하고 규모가 커서 환자의 안정성을 보장하기 어렵고, 이동이 어려우며 가격 경쟁력이 낮아 병원이나 가정 등의 실내에 사용하기에는 제한사항이 있다. 다양한 지면 생성을 위해, Boian 등[6]은 발목 재활 시스템의 확장 개념으로 6자유도 stewart platform 타입의 로봇을 양 발에 위치시킨 총 12자유도의 걸음재활시스템을 구축하였다. 비슷하게 Yano 등[7]은 2자유도 병진운동을 발생시키는 로봇 시스템을 양 발에 위치시킨 "Gait Master"를 개발하여 하반신 장애 환자의 재활평가를 수행하였다. 하지만, 위에서 제시된 걸음 재활 시스템들은[6,7] 걸음 작업 공간이 30cm 이내로 정상 보행에 필요한 궤적을 생성시킬 수 없는 한계가 있다. Colombo 등[8]은 2자유도의 직렬로봇을 환자의 다리에 부착시켜 트레드밀과 결합시킨 걸음 재활 시스템을 제시하였고, Hirata[9]외는 침대에 누운 환자의 엉덩이, 무릎, 발목의 운동을 제어 할 수 있는 직렬로봇형태의 BRMS(Bio-Responsive

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수 : 2008. 3. 6., 채택확정 : 2008. 4. 30.

윤정원 : 경상대학교 기계항공공학부 항공기부품기술연구센터

(jwyoony@gnu.ac.kr)

본단 노반디 : 경상대학교 기계항공공학부

(bondhan.novandy@gmail.com)

크리스티앤드 : 경상대학교 기계항공공학부(tianize@yahoo.com)

※ 한국 학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(KRF-2006-331-D00022).

Motion System) 시스템을 개발하였다. Hesse 외[10]는 변형된 크랭크, 로커(rocker)시스템 및 유성기어로 구성되어 착지 및 회전기의 비율을 6:4로 가능하게 한 걸음재활시스템을 제시하였다. 위에 지시된 로봇의 경우[8-10]는 경사, 계단 등 다양한 지면을 제공하지 못해 환자에게 효과적인 훈련을 제공하는데 한계를 가진다.

결론적으로, 기존에 제시된 보행 재활 로봇들은 시스템이 크고(bulky) 복잡하여 실용성이 떨어지거나[3-5], 로봇 플랫폼의 작업 공간이 적어 정상 보행 패턴의 자연스런 걸음을 만족하는 걸음 궤적을 생성시키는데 어려움이 있거나[6,7], 다양한 지면을 제공하지 못하는 단점[8-10]들을 가지고 있다. 더욱이, 환자의 능동적인 보행 재활을 허락하기 위해 보행 동안 상하지 운동을 연동하는 개념의 재활 로봇은 제시되지 않고 있다. 따라서, 기존의 걸음 재활 로봇들의 단점을 극복하는 새로운 형태의 재활로봇의 기술 개발이 필요하고 본 논문에서는 새롭게 제시된 상하지 연동 보행재활로봇의 전체 개요 및 로봇의 설계에 대해서 논한다.

II. 상하지 연동 보행 재활

현재까지 제시된 대부분의 재활 로봇들은 환자의 다리 혹은 발이 보행 재활 로봇에 부착되어 정상 보행 궤적을 로봇이 발생시켜 보행의 반복적인 훈련이 가능하게 하였다. 이 경우, 환자의 의지를 고려함이 없이 반복적인 훈련만이 지속되므로 재활의 효율성이 떨어지는 문제점이 있다. 이를 위해 Jezemik 등[11]은 임피던스기반 제어를 수행하여 보행 패턴을 변화(adaptation)시키는 알고리즘을 제시하였다. 하지만, 이 경우 보행 패턴을 변화시키는데 시간이 오래 걸리고, 상호작용 제어 시 안정성(stability)에 제한이 있어 환자가 원하는 만큼의 패턴 변화를 주기는 어렵다. 반면, 실제 인간 보행에서는 보행 동안 상지 근육 활동이 팔의 회전 크기와 시간을 제어하면서 보행 속도에 비례하게 팔을 회전시킨다는 연구 결과가 있어[12], 상하지 연동을 고려하면 보행 재활 동안 환자의 의도를 효율적으로 구현 할 수 있다. 생체역학(Biomechanics) 분야에서 최근 상하지 연동에 관련된 연구가 제시되고 있는데, 보행 속도를 변화 시킴에 따라 신경계의 근육 활동 패턴이 적당한 보행 주기를 위해 팔의 회전을 조정시키고[13], 보행 동안에 팔의 회전은 몸 전체의 회전을 안전화시키는 효과가 있다는 연구 결과가 있다[14]. 비록 상하지(lower and upper limbs relationship) 연동의 정확한 원리는 아직 밝혀지지 않았

지만, 이러한 연구 결과들이 보행 동안에 상하지 사이에 신경 계통의 연동이 존재하는 것을 성공적으로 검증하고 있다.

따라서, 최근의 생체 역학 연구 결과들에 근거해서, 상하지가 연동된 보행 재활 로봇 장치를 제시하고자 한다. 그림 1은 보행 동안 팔과 다리의 연동을 가능하게 하는 상-하지의 관계 도를 나타내고 있다. 미리 결정된 팔과 다리의 보행 궤적을 통해서 팔 다리의 신경계통의 연동을 이용하여 상-하지의 유기적인 운동을 수행할 수 있고, 이 연동을 통해 수동 모드(passive mode) 및 준-능동 모드(semi active mode) 2가지의 보행 재활 모드를 재활 로봇이 수행 할 수 있다. 여기서, 수동모드는 환자가 실제 정상보행에 가까운 보행궤적을 생성시켜 환자에게 반복적인 훈련이 가능토록 하는 모드이며, 준-능동모드는 환자가 로봇의 동작을 단순히 따를 뿐만 아니라 환자의 의도에 따라서 보행속도를 변동시킬 수 있도록 허락하는 모드이다. 상-하지가 연동된다는 가정 아래 보행 속도는 상-하지의 상호작용을 통해서 갱신된다. 이때, 상하지 운동은 동일화된 주기로 동기화 되어 오른발 및 왼팔의 주기가 같게 되든지 왼발 및 오른팔이 연동되어 같게 된다. 따라서, 같은 보행 주기를 유지하면서 정상 보행 궤적을 구현하기 위해서는 상-하지의 운동 궤적을 설계하는 것이 중요한 이슈가 된다. 본 논문에서는 이상의 개념들을 이용해 새로운 보행 재활 로봇을 제시하고 상-하지의 보행 궤적 설계에 대해서도 논할 것이다.

III. 제안된 보행재활로봇

본 논문에서 제안된 보행재활로봇은 로봇이 평지 이외에 다양한 지면(평지, 계단, 경사등)을 생성시킬 수 있으며, 상하지 연동 개념을 이용하여 환자의 상지와 로봇 팔의 상호작용에 의해 보행패턴을 변화(adaptation) 시킬 수 있다. 단, 이때 환자는 상지를 움직이는데 크게 문제가 없어야 한다. 게다가 제안된 재활 로봇은 최근에 개발된 다른 보행 재활로봇에 비해 정상 보행 궤적을 만족시키면서도 소형(compact)이고 각 장치가 모듈화로 분리조립이 가능하다. 위 특징으로 인해 제안된 보행재활로봇은 이동성이 좋고 경제성도 우수해 일반 가정에서 원격 재활[15]로 적용하기 쉽고, 병원의 실내에서도 손쉽게 설치 가능해 실용화 가능성이 기존 보행 재활 로봇에 비해 크다고 할 수 있다. 본 장에서는 제안된 재활 로봇의 구체적인 설계에 대해 설명 할 것이다.

1. 전체 구조

가능한 구조가 단순하면서, 자연스런 보행패턴 생성 및 다양한 지면에서의 보행연습을 허락하기 위하여 그림 2에 나타난 것 같이 보행재활시스템을 설계하였다. 보행 패턴 재생을 위해 제안된 로봇은 슬라이드장치 및 발지지장치, 상지제어장치, 환자의 무게지지장치로 나뉜다. 슬라이드 장치는 회전 구동기에 의해 구동되는 벨트가 양 발에 위치해 있는 슬라이드 플랫폼에 연결되어 있고, 선형가이드(linear guide)를 따라 운동하는 슬라이드 플랫폼 위에 발지지장치가 연결되어 있는 구조로 되어있다. 발지지장치는 슬라이드 플랫폼에 위치한 2개의 선형 구동기를 이용하여 발지지 플랫폼의 상하 운동 및 피치운동을 발생시킬 수 있어 걸음 동안 환자 발의 공간 운동을 재현시킬 수 있다. 따라서, 슬라이드장치 및

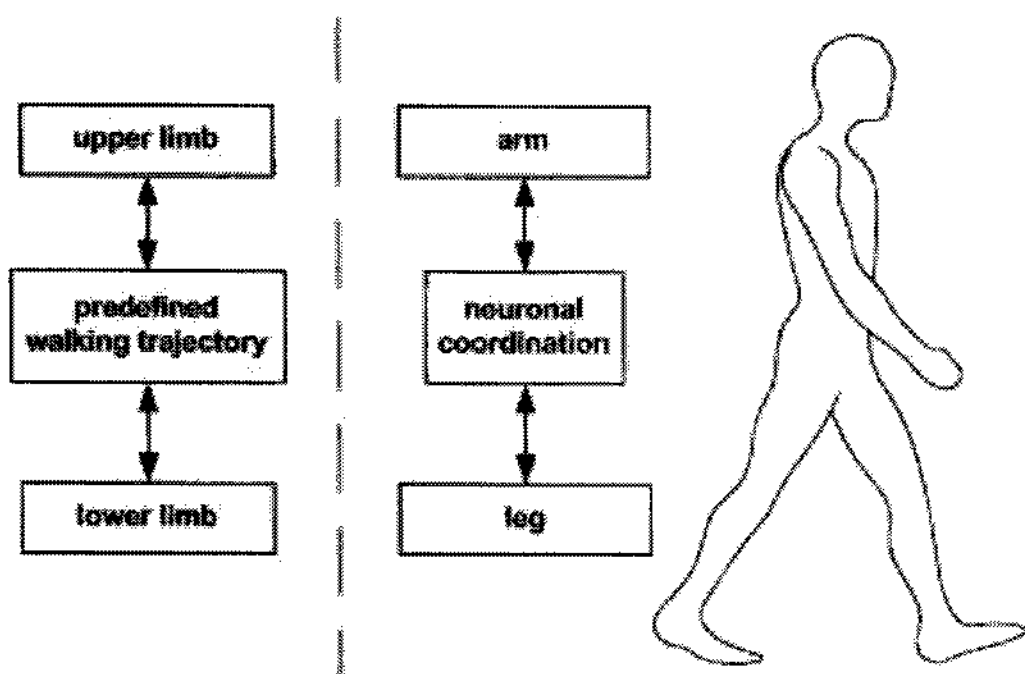


그림 1. 상하지 사이의 신경계통의 연동.

Fig. 1. Neuronal relationship between upper and lower limbs.

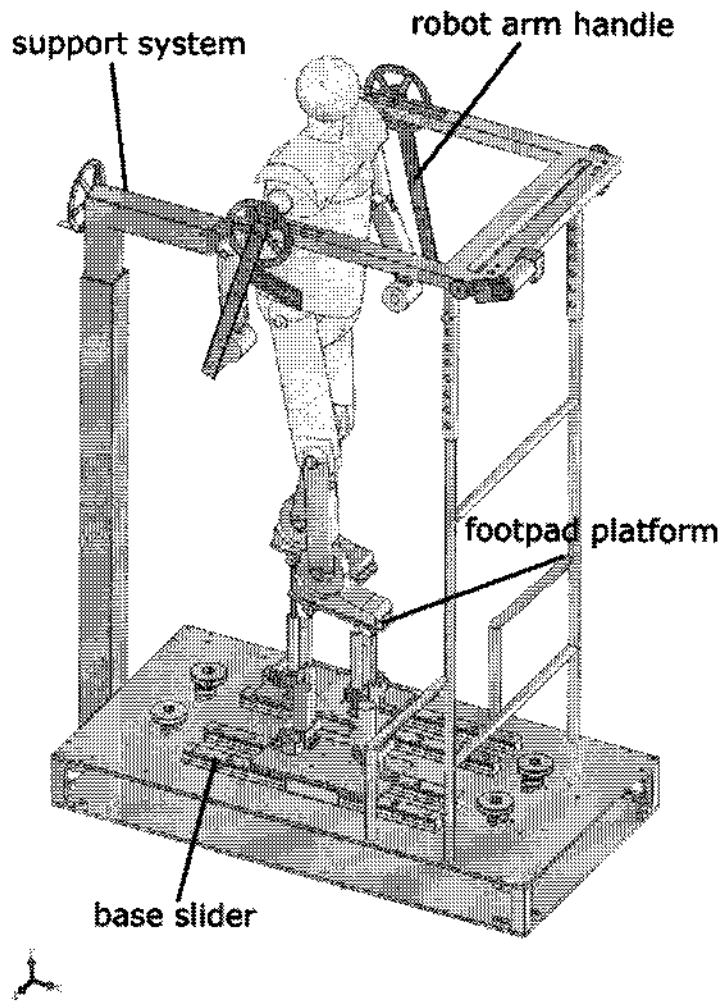


그림 2. 상하지 연동 보행 재활 로봇.
Fig. 2. Gait rehabilitation robot with upper and lower limbs connections.



그림 3. 제작된 보행 재활 로봇.
Fig. 3. The manufactured gait rehabilitation robot.

발지지장치의 직렬 결합으로 시상면(sagittal plane)에서 자연스런 걸음 보행을 재현시킬 수 있고, 또한 발지지장치를 이용해 지면 높이 및 경사를 조정하여 평지 이외에 계단, 경사 등의 다양한 지면에서의 걸음 시뮬레이션도 가능하다. 그 외, 사용자 직관적인 보행패턴 변형 및 자연스런 가상환경 인터페이스를 허락하기 위하여 정상 보행 동안 발의 스윙과 손의 스윙이 일치하게 동작이 일어난다는 것에 착안하여 상지입력장치를 설계하였다. 그림 3은 제안된 상하지 연동 보행 장치의 실제 제작된 그림을 나타내고 있다.

2. 각 장치의 기구부 설계

2.1 슬라이드장치

슬라이드장치는 1자유도의 트레드밀(treadmill) 시스템의 변형으로 풀리를 그림 4와 같이 4곳에 배치하고 풀리를 따라 벨트를 설치하고 벨트와 선형가이드선상을 따라 운동하는 2개의 슬라이드 플랫폼을 연결하고 구동기로 벨트를 구동하

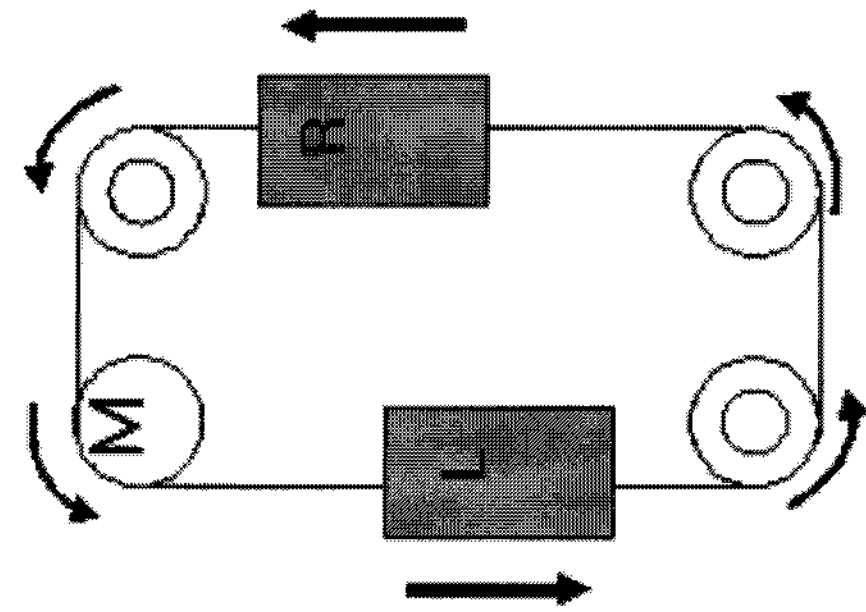
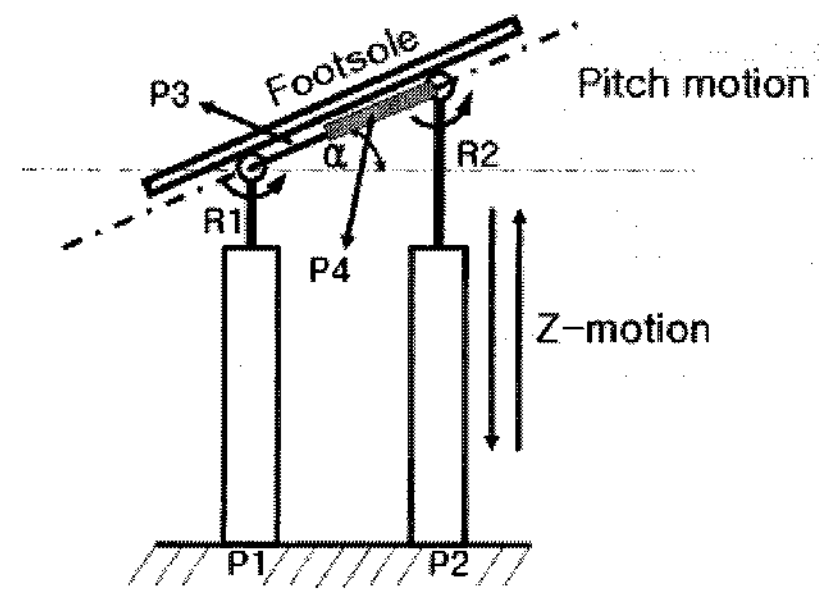
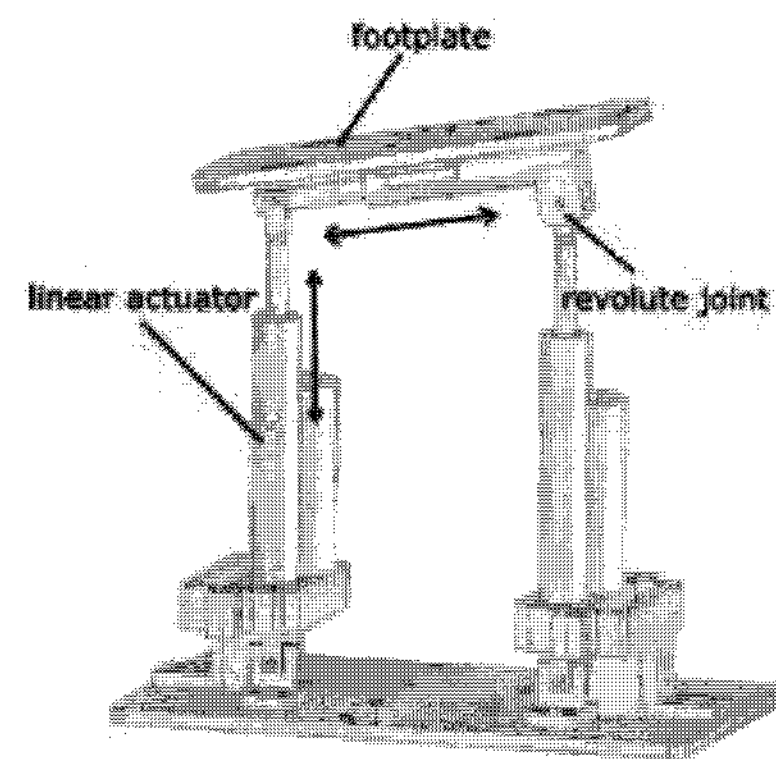


그림 4. 단일 구동기를 이용해 양 발 플랫폼이 제어 가능한 슬라이드 플랫폼.
Fig. 4. The slider mechanism to control right and left platforms with a single actuator. M = AC servo motor, L = left, and R = right.



(a) 작동도



(b) 3차원 설계 형상

그림 5. 발지지 장치.
Fig. 5. The foot plate device.

도록 하였다. 정상걸음은 왼발과 오른발의 궤적이 정확히 180도의 위상차를 가지고 운동이 발생하기 때문에, 한 쌍의 슬라이드 플랫폼이 전진하면 다른 한 쌍의 슬라이드 플랫폼이 후진하도록 하여 하나의 구동기로 양 발 보행의 전 후진 운동을 발생시킬 수 있게 하였다. 그림 3에 슬라이드장치의 실제 제작도를 볼 수 있으며 회전 구동부의 출력 단에는 베벨 감속기가 부착되어 모터 축에 90도의 각으로 풀리와 연결된다. 마찰손실을 최소화하고, 전 후진 구동시 편심 현상을 방지하기 위하여 하나의 슬라이드 플랫폼 아래에 2개의 선형가이드가 위치하고 2개의 선형가이드 사이의 벨트 및 슬라이드 플랫폼이 단단히 부착되었다.

2.2 발지지장치

그림 5에서는 발지지장치의 작동 원리를 나타내고 있다.

발지지장치는 상하 운동 및 피치 운동을 발생시키기 위한 기구부로 선형구동부(P1,P2)가 나란히 평행하게 일정 간격으로 위치하여 있고, 선형구동부의 상하운동의 조합으로 발지지부 플랫폼의 상하운동 및 회전운동이 결정된다. 선형구동부 끝단에는 회전관절(R1,R2)이 위치하고, 이 회전관절에 각각 수동병진관절(P3,P4)이 연결된다. 환자의 발을 연결하는 신발은 발지지장치 플랫폼에 위치하고 신발과 플랫폼은 부착장치를 이용해 단단히 고정된다. 그림 5(a)에서는 구체적인 발지지장치 구조도를 나타내고 있다. 선형구동부(P1,P2)는 마운팅에 의해서 슬라이드 플랫폼에 단단히 고정된다. 최종적으로 슬라이드장치 플랫폼의 전 후진 운동 및 발지지대 플랫폼의 상하 및 피치 운동의 조합을 통해 다양한 지면에서의 보행패턴을 생성시키도록 설계되었다.

2.3 상지입력장치

상지입력장치는 어깨의 회전 및 팔목의 회전이 가능토록 서보모터로 구동되는 1자유도의 회전링크 및 1자유도의 수동 병진조인트로 구성되어 있다. 보행동안 팔의 회전이 180도의 위상차를 가지고 동일한 진폭으로 움직인다고 가정하여 체인 및 기어, 샤프트(shaft)에 의해 양 팔에 위치한 회전링크들이 연결되어 양팔 운동의 동기화를 구축하였다. 이때, 무게지지대(body support system)를 조절하는 것으로 회전 링크의 회전축이 환자의 어깨의 회전축과 평행하게 위치하도록 하였고, 회전링크 및 손잡이 사이에 베어링이 삽입된 수동 병진조인트(passive prismatic joint)를 설치하여 팔의 회전 시 팔목 조인트의 회전에 의한 팔의 길이 변동을 대처할 수 있도록 하였다. 또한, 손잡이에는 마이크로 on/off 스위치가 장착되어 가상환경과 연결되었을 때 보행의 방향전환 및 기타 보행제어를 위한 궤적생성의 입력 값으로 활용할 수 있도록 하였다. 그림 6은 상지입력장치의 설계된 3차원 CAD 모델을 나타내고 있다.

2.4 무게지지대(body support system)

환자의 상체를 지지하기 위해서, 간단한 무게 지지대가 그림 7과 같이 설계되었다. 제안된 무게지지대는 환자로 하여금 보행 동안 상하지가 움직일 때 자유롭게 움직일 수 있도록 허락하면서, 부분적으로 상지를 지지하고 환자가 로봇에서 떨어지는 것을 방지한다. 기존의 하니스(harness)를 사용할 경우 환자의 상체 움직임이 불편하여 상하지 연동 재활의 효과를 반감시킬 수 있다. 또한, 환자의 키 및 허리 사이즈의

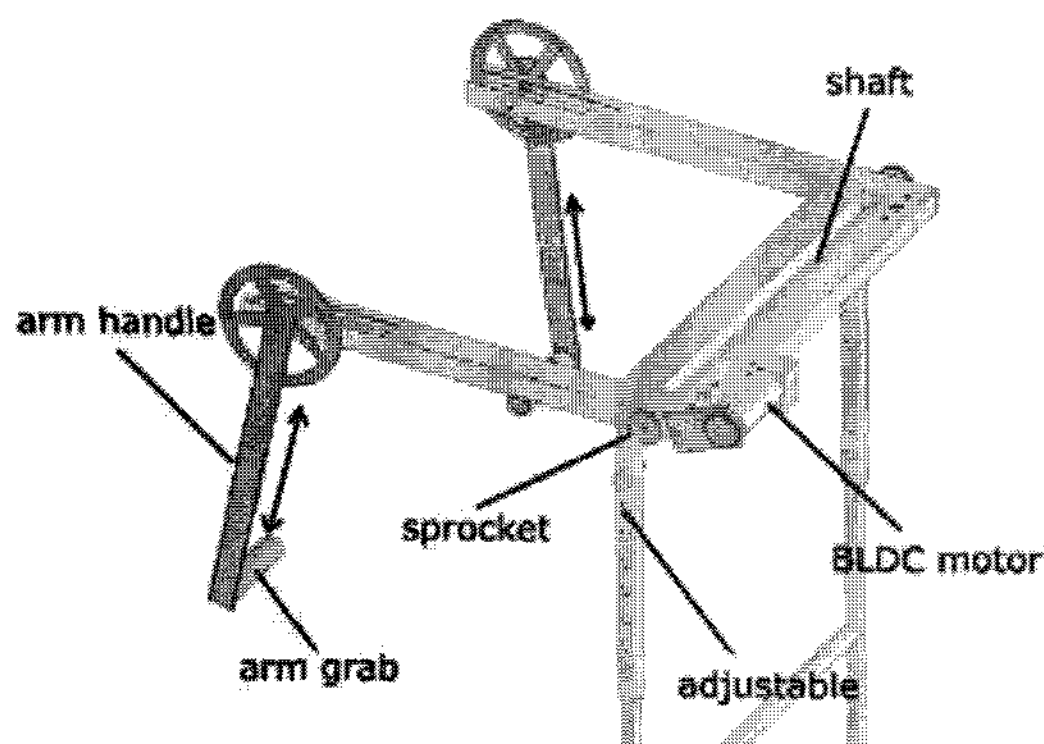


그림 6. 상지입력장치의 설계.
Fig. 6. The design of the upper limb device.

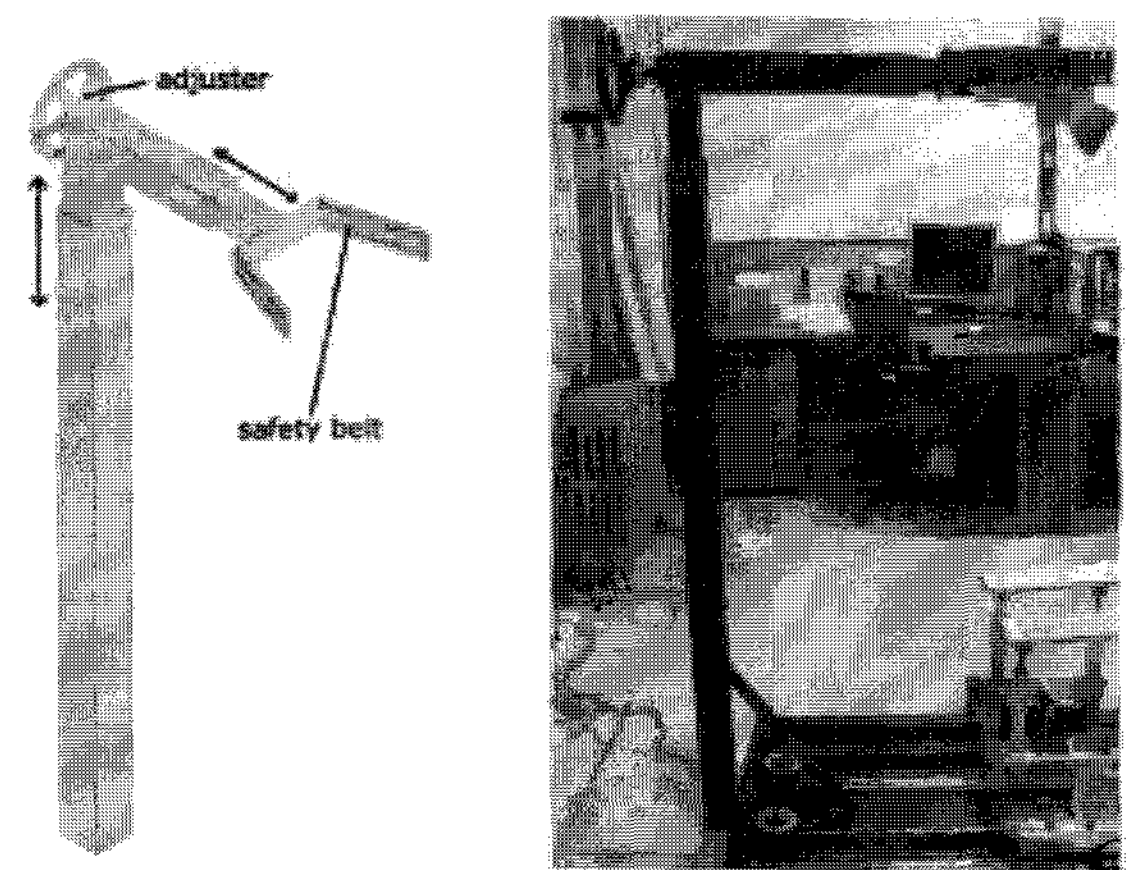


그림 7. 무게지지시스템.
Fig. 7. The body support system.

변화에 대처할 수 있도록 상하, 좌우 및 허리 지지 거리가 변동 가능 하게 설계되었다.

3. 제어 하드웨어 및 소프트웨어 설계

제안된 로봇과 같이 플랫폼제어 방식의 보행재활로봇의 경우 정상 체중의 사람을 고려할 때 적어도 100kg의 하중을 고려하여 플랫폼을 운동시킬 수 있어야 한다. 따라서, 발지지장치의 경우 고속 스텝핑 모터 및 감속기, 피드백 센서로 구성된 Ultra motion사의 선형구동기(최고속도 0.4m/sec, 최고하중 43kg)가 사용되었다. 상지제어장치의 모터로는 엔코더가 장착된 250W의 Brushless 맥스모터를 사용하여 최대 25Nm를 발생시킬 수 있도록 감속기가 (감속비 10:1)가 선택되었다. 슬라이드장치에 사용되는 750W의 AC서보모터의 경우 최고 보행속도 2.3m/sec 이상 구현 가능하여 보행 재활에 필요한 정상보행 속도(1m/s)를 만족하도록 하였다. 안전을 위해 슬라이더장치의 선형가이드 양 쪽 끝에 2개의 리미트 스위치(롤러타입)가 설치되어 비상 사태 시 구동기를 불능화시키기 위해 사용되었다. 부과적인 안전장치로 AC서보모터 및 BLDC 모터의 엔코더 값을 측정하여 제한 문턱 치 이상의 신호가 들어 올 경우 불능화 신호를 발생시켜 시스템을 정지시키도록 하였다. 표 1은 최종 설계된 재활로봇장치의 사양을 나타내고 있다.

제안된 로봇장치의 실시간 제어를 위해 NI사의 8축 모션 제어기를 사용하였고, Labview Real-time(LV-RT)이 제어기 소

표 1. 재활로봇장치의 사양.

Table 1. The specifications of the gait rehabilitation robot.

Length	1.35 m
Width	0.68 m
Height	2.2 m
Max. Step Height	0.2032 m
Max. Step Length	0.8 m
Arm Swing	45 deg (max. length 0.7 m)
Max. Walking Velocity	2.32 m/s
Max. Payload	85kg

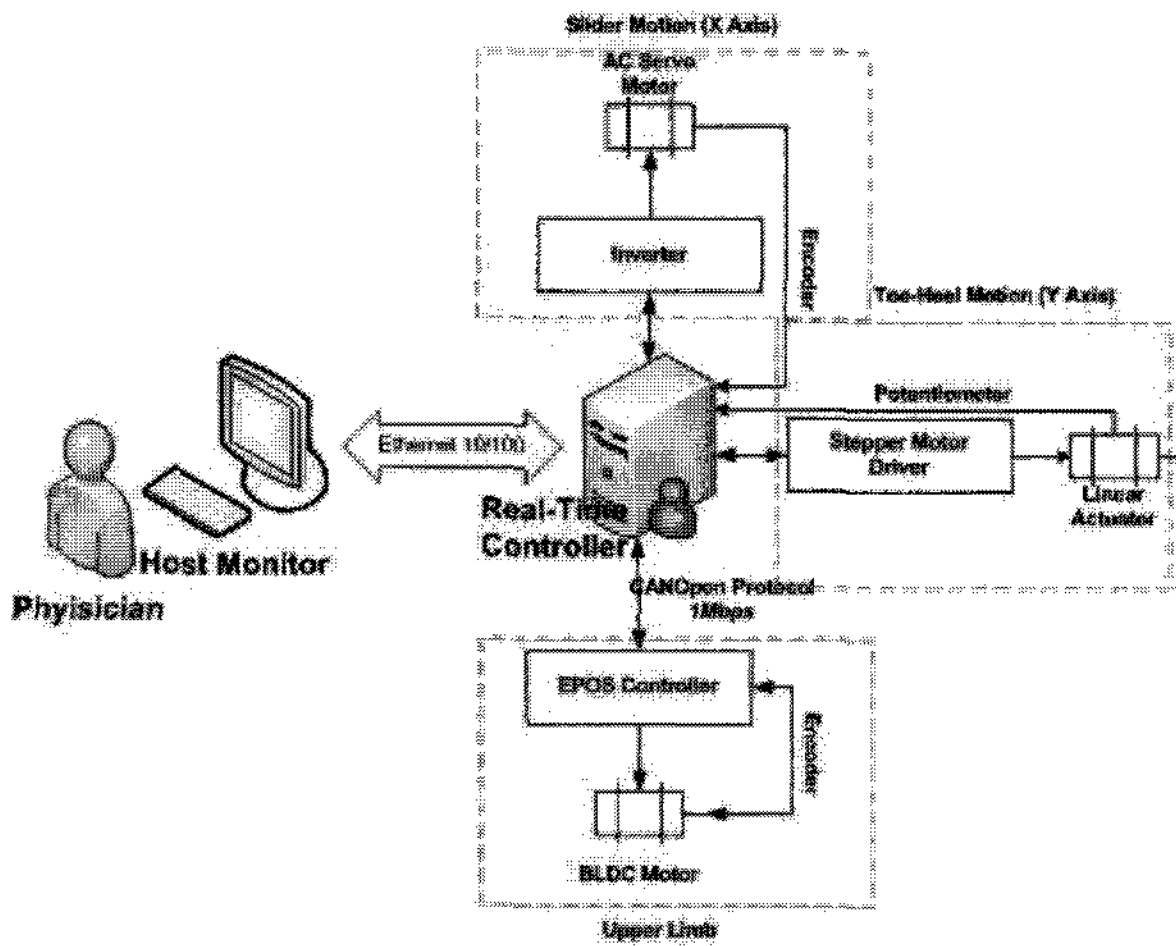


그림 8. 제어기 설계.
Fig. 8. The design of a controller.

소프트웨어로 사용되었다. 전체 제어시스템의 구성은 그림 8과 같다. 두 개의 컴퓨터가 제어를 위해 사용되었고, 하나는 훈련을 위한 보행 변수를 물리치료사가 조절하면서 훈련의 상태를 관찰할 수 있는 모니터링 PC로 사용되고, 다른 하나는 LV-RT를 운영하는 임베디드 프로그램을 위한 PC로 사용되었다. 모니터링 PC에는 그림 9와 같이 GUI를 구성하여 물리치료사가 환자의 상태에 따라서 변수 조절 및 모니터링을 할 수 있도록 하였다. 개발된 GUI는 다양한 재할모드를 포함하고 보행재활시스템의 입력 출력 값을 모니터링 할 수 있다.

4. 궤적 설계

인간의 정상 보행을 재현하기 위해서 3가지의 다른 보행 궤적이 상지입력장치, 슬라이더장치, 발지지장치에 대해서 각각 생성되었다. 위 경로 궤적들은 각각 보폭의 끝에 만나도록 같은 주기로 설계되었다. 같은 보폭 주기를 가지기 위해 보폭길이(step length) 및 보행 속도가 변수로 주어지고, 이때 보폭의 주기는 다음과 같이 정해진다.

$$step_period = \frac{step_length}{walking_velocity} \quad (1)$$

보폭주기가 (1)에 의해서 결정되면, 위 주기에 따라서 각 장치의 궤적이 결정되게 된다.

따라서, 보행 속도 및 걸음거리(step length), 팔의 회전각 (swing angle)이 입력으로 주어질 때 상하지 연동을 위한 상지 입력장치, 슬라이더장치, 발지지장치 각각의 보행궤적 변수는 그림10과 같이 결정된다.

슬라이드 장치의 궤적패턴은 5차 다항식으로 구성되어 있으며 다음과 같이 주어진다.

$$\begin{aligned} q_0 &= 0, q_f = step_length \\ t_0 &= 0, t_f = step_period \end{aligned} \quad (2)$$

여기서, q_0, q_f, t_0, t_f 는 각각 시작위치, 최종위치, 시작위치시간, 최종위치시간을 나타낸다. 5차 다항식은 슬라이더장치가 부착되어 있는 환자 다리에 대한 충격을 최소화하기 위하여 속도, 가속도가 부드러운 궤적을 가지도록 그림 11과 같이 생

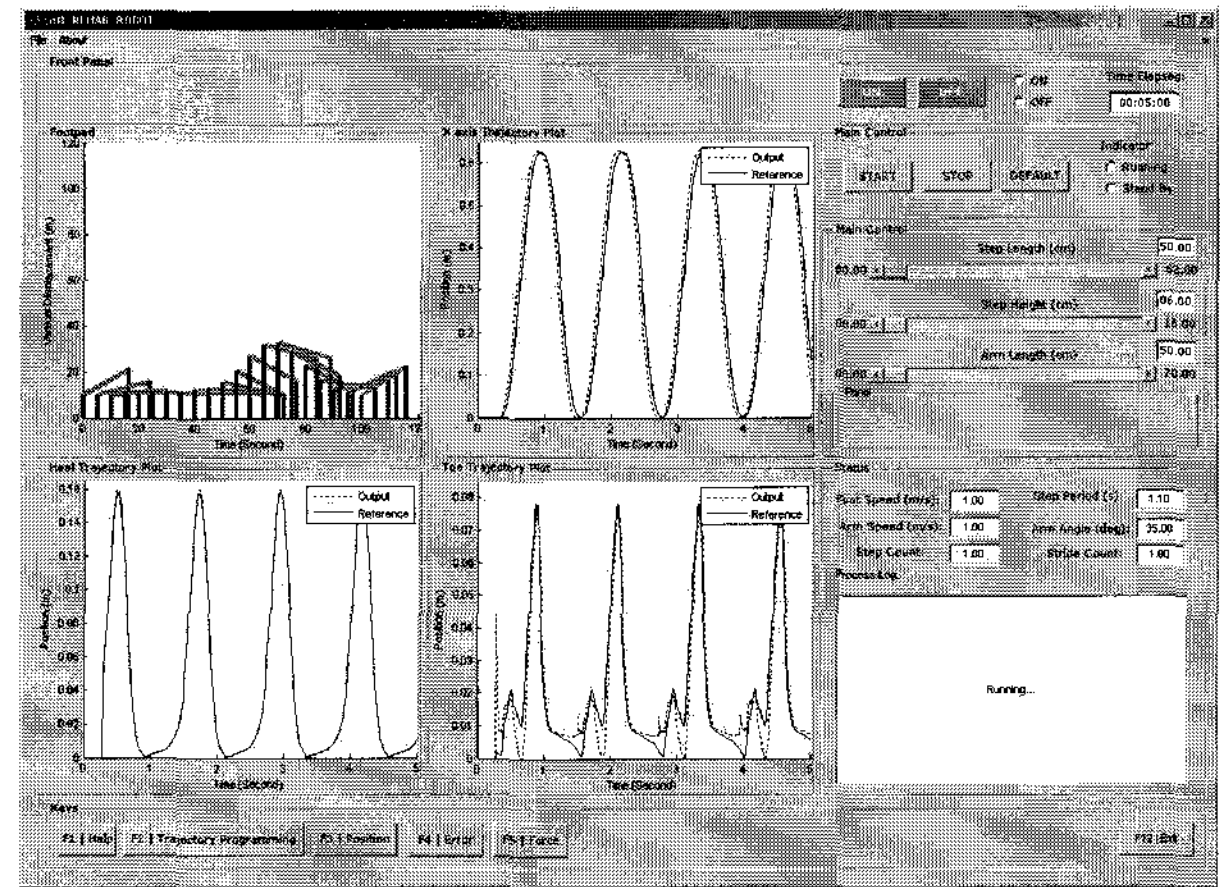


그림 9. GUI 설계.
Fig. 9. A prototype of the GUI.

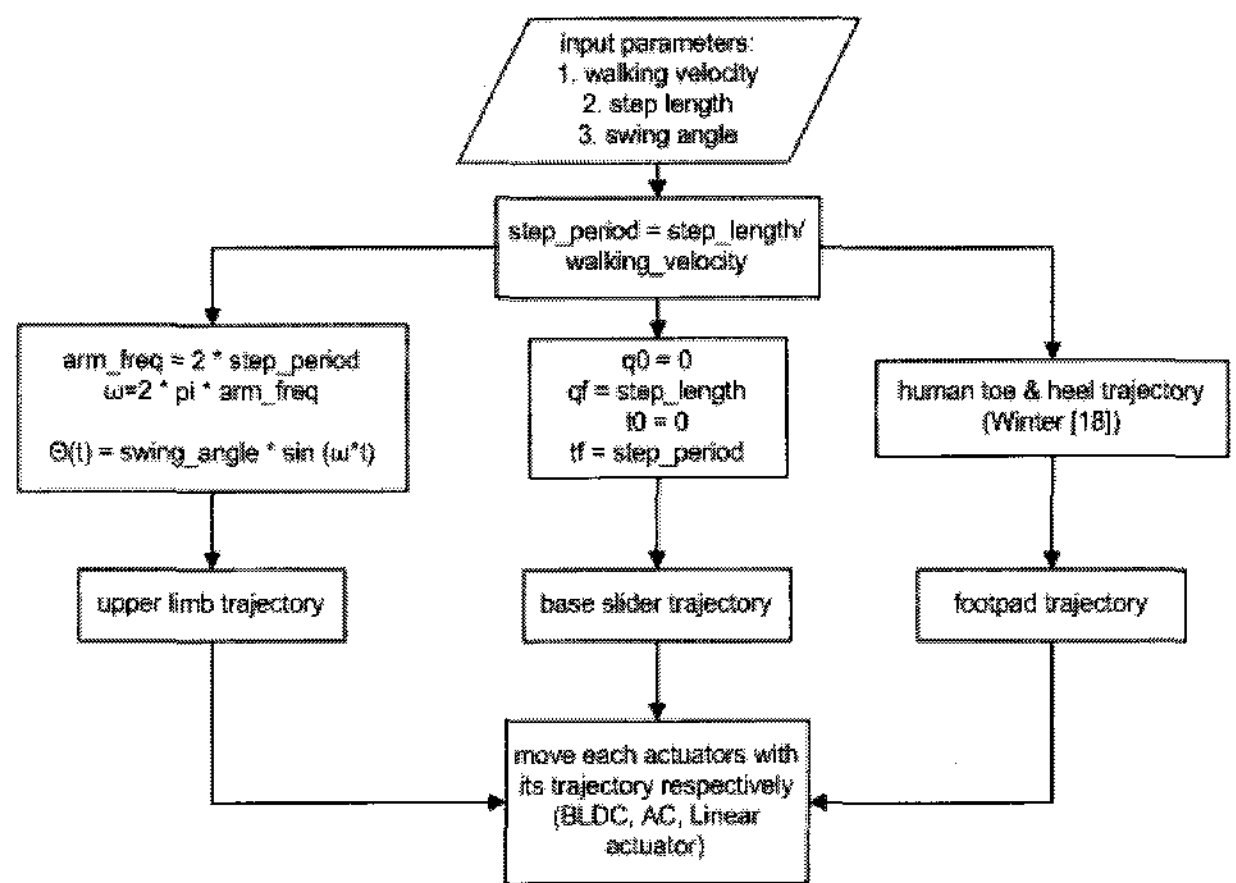


그림 10. 각 장치 궤적의 동기화.
Fig. 10. Trajectory synchronization of each device.

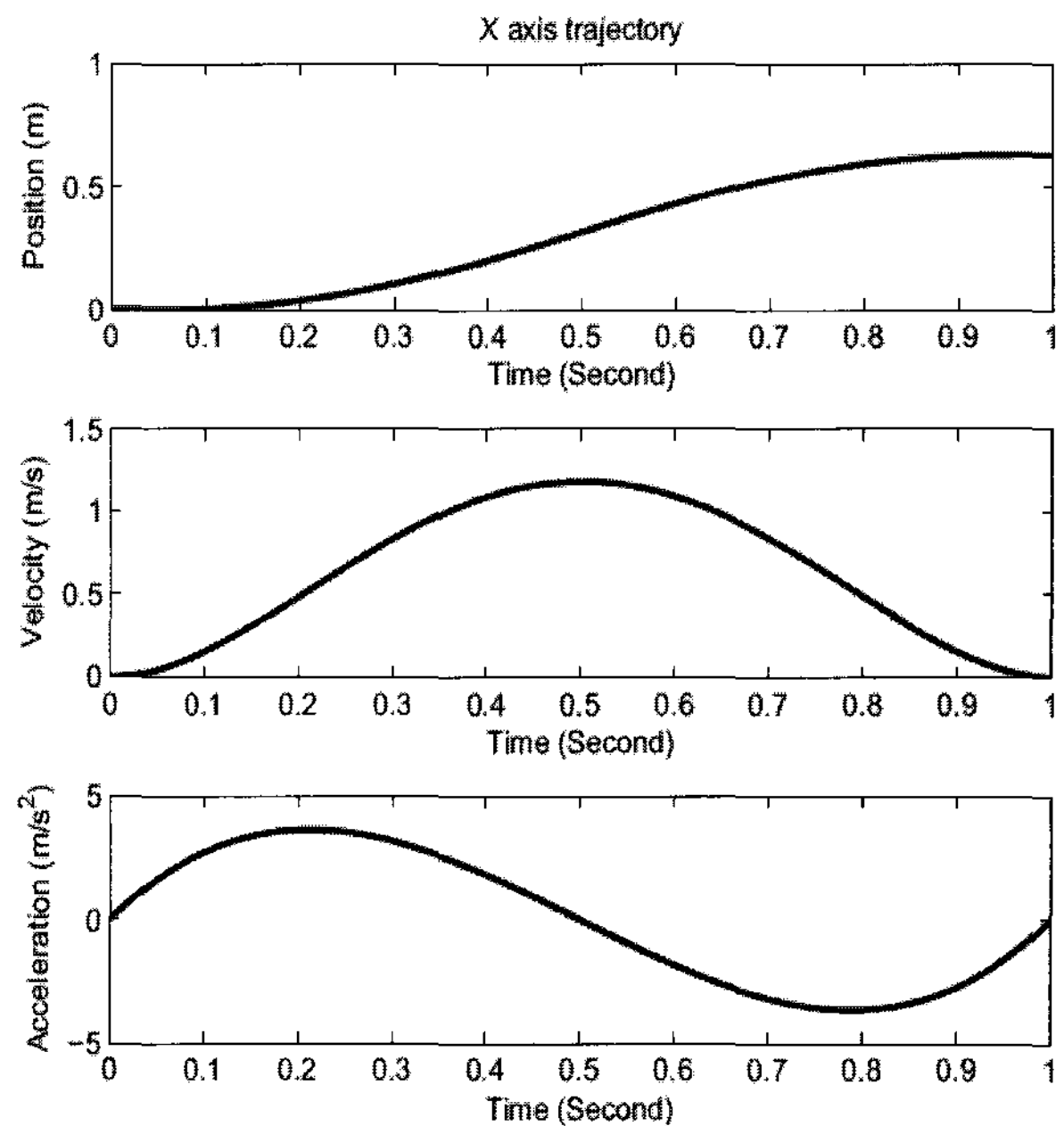


그림 11. 슬라이더장치의 5차 다항식 궤적.
Fig. 11. Quintic polynomial trajectory for the slider.

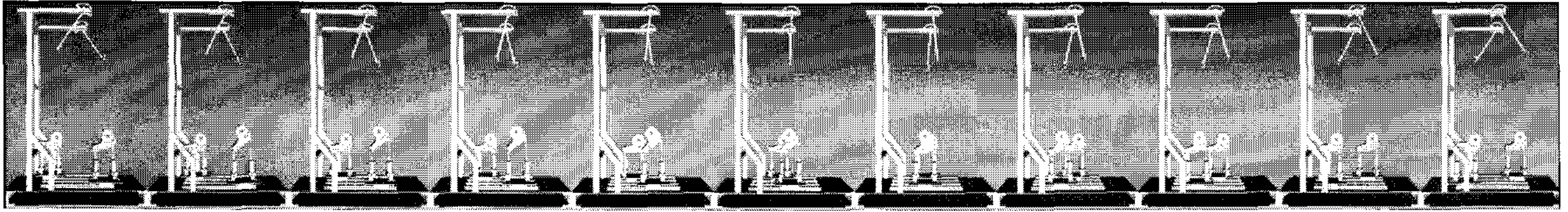


그림 13. 시뮬레이션상에서 한 보폭의 주어진 궤적을 추종하는 재활로봇의 연속된 프레임.

Fig. 13. The successive frames showing the path trajectory of a step in the simulation.

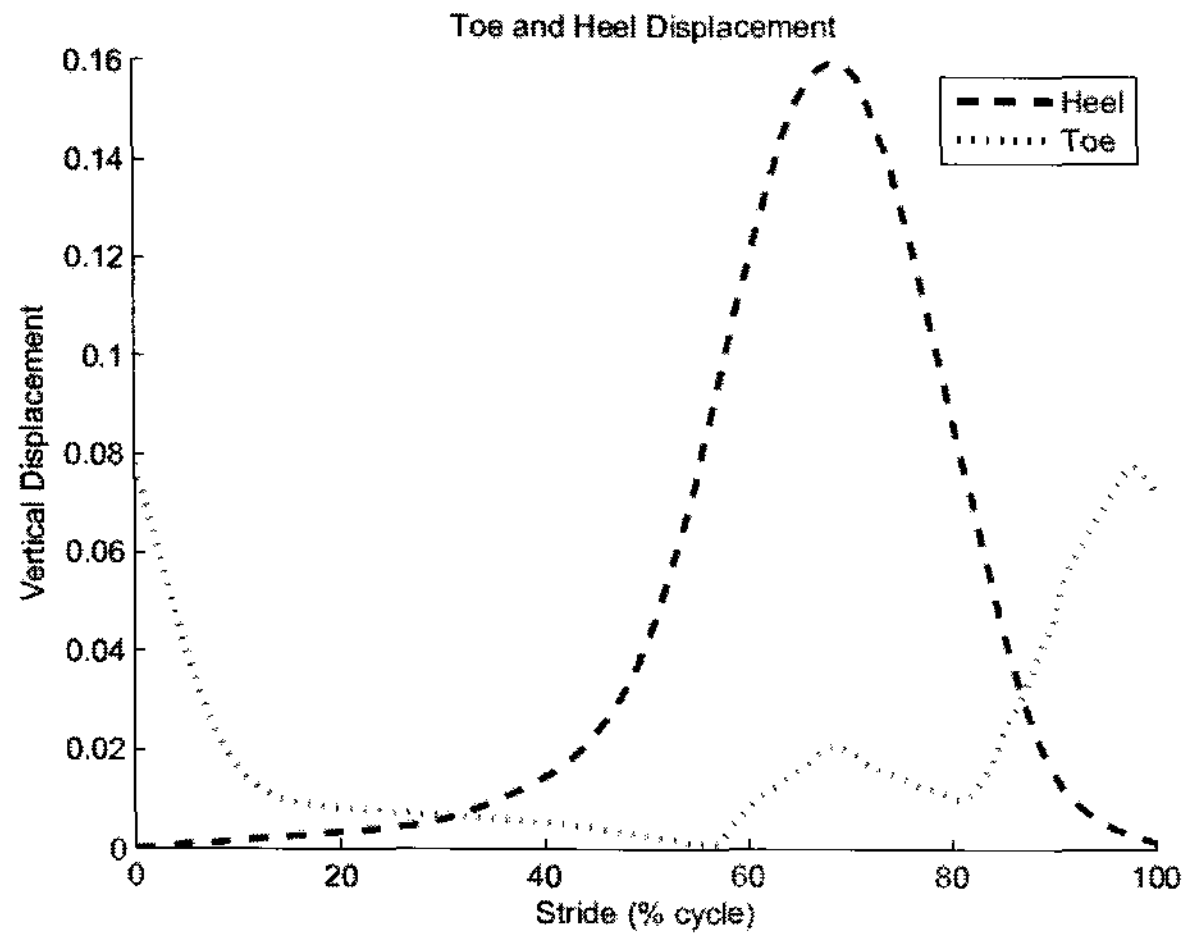


그림 12. 한 걸음에서 발가락 및 발등의 궤적.

Fig. 12. The trajectory of toe and heel in one stride [16].

성 되었다. 상지제어장치의 모션은 단순 sinusoidal 궤적을 생성시키도록 설계되었고, 설계 변수로 최대 진폭(max amplitude) 및 팔 주파수(arm frequency)가 주어진다. 따라서, 팔 회전각은 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\theta(t) = \text{max amplitude} * \sin(\omega * t) \quad (3)$$

여기서, ω 는 회전주파수 이다. 발판의 Y축 궤적은 발가락(toe) 및 발등(heel)모션으로 구성되고, 그림 12에 나타난 것 같이 본 궤적은 인간의 정상보행궤적을 연구했던 연구결과[16]를 기초로 다시 재생되었다. 각각의 다른 보행속도에 관해서 보폭 주기가 계산될 수 있고 보폭 주기에 따른 발가락 및 발등 위치에 대해 Cubic Spline 보간법을 이용하여 각각 구하였다.

이상과 같이, 슬라이드장치, 발지지장치, 상지입력장치 각각의 궤적생성으로부터 각 장치들이 같은 주기로 동기화되어 보행 속도의 변화에도 최종적으로 정상 보행 패턴을 유지하도록 하였다.

5. 제어기 설계

보행 동안에 보행자의 무게에 의한 외란이 로봇의 플랫폼에 주어지게 되므로 주어진 궤적을 정확히 추종하면서 안정성을 유지하는 것이 중요하다. 또한, 마찰,댐핑 등과 같은 로봇 동력학에서 정확하게 알려지지 않은 변수들을 이용하여 주어진 궤적을 정확히 추종하는 것이 중요하기 때문에 슬라이드장치의 AC 서보모터의 경우 강건제어기가 선택되었다. 보행 충격에 의한 외란에도 강건하고, 구현이 간단한 슬라이딩모드 제어기[17]가 슬라이드장치에 사용되었다. 상지입력장치는 Maxon EPOS 제어기에 구현된 PID 제어기를 사용하여

구동되었고, 비슷하게 발지지장치에 사용되는 선형구동기는 8축 모션제어기에서 제공되는 궤적생성함수(trjectory generator function)를 사용하여 PID로 제어되었다. 위 3개의 구동기는 각각 독립적으로 제어되며 미리 생성된 보행궤적의 최대 오차를 줄이기 위해 독립적으로 변수들이 조절 되었다.

IV. 시뮬레이션 결과

전체 로봇들을 포함한 시스템의 제어기 및 각 장치의 보행 궤적을 검증하기 위해 동력학 시뮬레이션을 Matlab 내의 Simmechanics, Simulink 및 Virtual Reality Toolbox를 사용하여 구현하였다. 위 시뮬레이션을 통해 제어기의 안정성을 우선 검증하고, 생성된 궤적의 적정성을 검토하여 실제 재활 적용 때 나타나는 불확실성을 낮출 수 있도록 하였다. 궤적 생성 알고리즘을 통해 구해진 궤적을 Virtual Reality Toolbox를 통해 보행 모션을 시각적으로 구현하였고, 실제 적용 가능한 궤적으로 정상 보행을 나타내는지를 육안으로 확인하였다. 입력으로 주어진 변수들은 보폭(step) 길이, 보행 속도, 최대 걸음높이(maximum step height), 최대 회전 각으로 각각 0.63m, 0.5m/s, 0.18m, 30도로 초기에 세팅 되었다. 그림 13는 재활 동안 VR toolbox에 재현되는 각 로봇 플랫폼의 연속적인 프레임임을 나타내고 있다. 각 구동기의 독립적인 관절제어(independent joint control)의 변수 값들은 경험적으로 정해졌다. 각 장치의 제어오차는 슬라이드장치의 경우 1.3mm 이내, 발지지장치의 경우 2mm 이내, 상지입력장치의 경우 0.9도 이내 었다. 동력학 시뮬레이션 결과를 통해 구해진 제어 변수들을 실제 실험의 초기값으로 사용할 예정이고, 각 장치의 보행 궤적은 정상패턴의 보행궤적을 발생시키면서 적은 에러로 추종하는 것을 검증하였다.

V. 결론

본 논문에서는 상하지 연동된 새로운 보행 재활 로봇의 설계에 대해서 설명하였다. 제안된 로봇은 기존의 로봇에 비해 소형(compact)으로 정상 보행 궤적을 생성시킬 수 있는 작업 공간(최대 보폭0.8m)을 가지면서, 다양한 지면(계단, 경사)생성이 가능해 기존에 제시된 재활장치에 비해 설계 면에서 큰 장점을 가진다. 더군다나, 제안된 보행 재활 로봇은 보행 동안의 상하지를 연동시키는 것을 가능하게 하여 능동적으로 환자가 보행 재활동안 보행 속도등을 조절할 수 있도록 하여, 보행 동안 환자의 참여도를 크게 할 수 있다. 이를 통해 추후 가상환경등과 연동되었을 때 가상환경과의 상호작용을 통한 효과적인 재활훈련이 가능하게 하였다. 또한, 실시간 제어를 가능하게 하는 하드웨어, 소프트웨어 제어 시스템의 설계가 제시되었으며 동력학 시뮬레이션을 통해 제안된

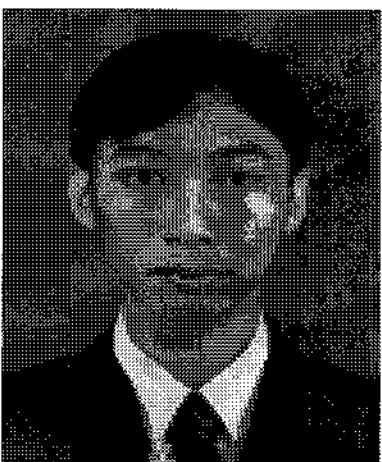
보행패턴 및 제어기를 검증하였다. 추후과제로 정상인을 상대로 한 보행실험을 수행하고 주어진 궤적을 따라 상하지 운동을 통한 보행훈련 및 상지제어장치를 통해 보행의 속도를 변동시키는 보행속도 적응 알고리즘을 개발할 예정이다.

참고문헌

- [1] 류제하, 송현식, 윤정원, 최형진, 차중은, 임길병, 나영무, 이기석, 김현빈, "발목재활을 위한 가상환경 및 햅틱스," 제어 자동화 시스템 공학회지, 제 9 권, 제 8 호, 8월, 2003.
- [2] C. Lee, I. Jeong, K. Seo, and J. Lee, "Development of rehabilitation robot systems for walking aid," *IEEE International Conference on Robotics & Automation*, pp. 2468-2473, 2004.
- [3] 윤정원, 류제하, "가상현실 대화용 가상걸음 장치의 설계," 제어 자동화 시스템공학 논문지, 제 10 권, 제 11 호, pp. 1044-1051, 2004.
- [4] 윤정원, 류제하, "가상현실 대화용 가상걸음 장치의 지능 제어," 제어 자동화 시스템공학 논문지, 제 12 권, 제 9 호, pp. 926-934, 2006.
- [5] H. Schmidt, S. Hesse, R. Bernhardt, and J. Krüger, "HapticWalker-a novel haptic foot device," *ACM Transaction on Applied Perception*, vol. 2, no. 2, pp. 166-180, 2005.
- [6] R. F. Boian, M. Bouzit, G. Burdea, J. Lewis, and J. E. Deutsch, "Dual Stewart platform mobility simulator," *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pp. 550-555, Chicago, June 28-July 1, 2005.
- [7] H. Yano, K. Kasai, H. Saitou, and H. Iwata, "Development of a gait rehabilitation system using a locomotion interface," *Visualization and Computer Animation*, vol. 14, pp. 243-252, 2003.
- [8] G. Colombo, M. Joerg, R. Schreier, and V. Dietz, "Treadmill Training of Paraplegic patients using a robotic orthosis," *J. Rehab. Res. Develop.*, vol. 37, pp. 693-700, Nov./Dec. 2000.
- [9] R. Hirata, T. Sakaki, S. Okada, Z. Nakamoto, and N. Hiraki, "BRMS-bio-responsive motion system (rehabilitation system for stroke patients)," *IEEE/RSJ Int. Conf. On Intelligent Robots and Systems*, pp. 1344-1348, 2002.
- [10] S. Hesse and D. Uhlenbrock, "A mechanized gait trainer for restoration of gait," *J. Rehab. Res. Develop.*, vol. 37, pp. 701-708, Nov./Dec. 2000.
- [11] S. Jezernik, G. Colombo, and M. Morari, "Automatic gait-pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-DOF robotic orthosis," *IEEE Transaction on Robotics & Automation*, vol. 20, no. 3, pp. 574-582, 2004.
- [12] R. N. Hinrichs, "Whole body movement: coordination of arms and legs in walking and running," *J. M. Winters and S. L. Y. Woo. New York, Springer-Verlag*, 1990, pp. 694-705.
- [13] P. F. Daniel, J. H. Helen, and P. Kao, "Moving the arms to activate the Legs," *Exerc. Sport Sci. Rev.*, vol. 34, no. 3, 2006.
- [14] A. L. Behrman and S. J. Harkema, "Locomotor training after human spinal cord injury: a series of case studies," *Phys. Ther.*, vol. 80, pp. 688-700, 2000.
- [15] G. P. Violel, C. B. Grigore, B. Mourad, and R. H. Vincent, "A virtual-reality-based telerehabilitation system with force feedback," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 4, no. 1, pp. 45-51, March 2000.
- [16] D. A. Winter, "Foot trajectory in human gait: A precise and multifactorial motor control task," *Physical Therapy*, vol. 72, no. 1, January 1992.
- [17] J. Yoon and J. Ryu, "The development of the 3-DOF planar parallel robot (RRR Type) for omni-directional locomotion interface," *3rd IFAC Symposium on Mechatronic Systems*, Sept. 6-8, Sydney, Australia, 2004.

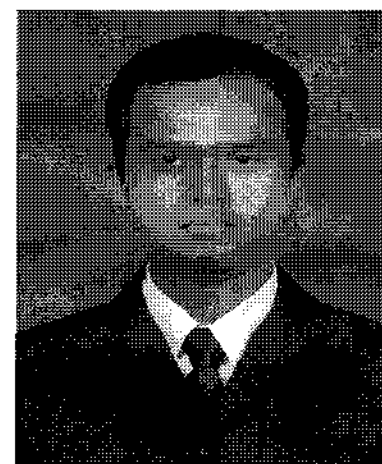
윤정원

제어 자동화 시스템공학 논문지 제 13 권 제 6 호 참조.



Christiad

1984년 7월 8일생. 2007년 인도국립대 기계공학과(공학사). 2006년~현재 경상대학교 기계항공공학부 대학원. 관심분야는 가상현실, 햅틱 인터페이스, 재활로봇.



Bondhan Novandy

1984년 11월 19일생. 2007년 인도국립대 전자전기공학과(공학사). 2007년~현재 경상대학교 기계항공공학부 대학원. 관심분야는 가상현실, 재활로봇.