

# 상하지가 연동된 보행재활 로봇의 제어 및 VR 네비게이션

## Control and VR Navigation of a Gait Rehabilitation Robot with Upper and Lower Limbs Connections

본단 노반디, 윤정원\*  
(Bondhan Novandy and Jungwon Yoon)

**Abstract :** This paper explains a control and navigation algorithm of a 6-DOF gait rehabilitation robot, which can allow a patient to navigate in virtual reality (VR) by upper and lower limbs interactions. In gait rehabilitation robots, one of the important concerns is not only to follow the robot motions passively, but also to allow the patient to walk by his/her intention. Thus, this robot allows automatic walking velocity update by estimating interaction torques between the human and the upper limb device, and synchronizing the upper limb device to the lower limb device. In addition, the upper limb device acts as a user-friendly input device for navigating in virtual reality. By pushing the switches located at the right and left handles of the upper limb device, a patient is able to do turning motions during navigation in virtual reality. Through experimental results of a healthy subject, we showed that rehabilitation training can be more effectively combined to virtual environments with upper and lower limb connections. The suggested navigation scheme for gait rehabilitation robot will allow various and effective rehabilitation training modes.

**Keywords :** gait rehabilitation robot, lower and upper limb connections, navigation, virtual reality

### I. 서론

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[1]. 따라서, 기존의 보행 재활의 진단, 치료 방법을 증가하는 효과를 볼 수 있는 로봇을 이용한 재활 시스템 개발이 활발하다. 한편, 가상환경을 재활 훈련과 연동할 경우 실내의 한정된 공간등과 같은 물리적인 환경에 제한되지 않고 훈련 동안 따분하고 지겹지 않도록 하여 환자에게 훈련에 대한 동기를 증가시키는 장점이 있다. 따라서, 가상현실과 보행 재활을 연동시킬 경우 경사, 계단, 장애물 등 실제와 비슷하게 생성된 다양한 가상 지면환경에서 보행 속도 및 보행 각도 등의 훈련 변수들이 가상환경과의 상호작용에 따라 변화되어 효율적으로 보행 훈련 환경을 구현할 수 있다.

하지만, 상지 재활에 가상현실기술을 적용한 경우는 다수 있으나 하지 혹은 보행재활과 가상현실을 연동시킨 경우[1]는 극히 제한적이다. 기존에 제시된 보행 재활 로봇들[2-9]은 환자의 다리 혹은 발에 보행 재활 로봇을 부착시켜 보행패턴 생성을 통한 반복적인 훈련만이 가능한 수동 재활모드만을 제공하고 있다. 이 경우, 환자의 의지를 고려함이 없이 반복적인 훈련만이 지속되므로 재활의 효율성이 떨어지는 문제점이 있다. 이를 위해 Jezernik 등[10]은 임피던스기반 제어를 수행하여 보행 패턴을 변화(adaptation)시키는 알고리즘을 제시하였다. 하지만, 이 경우 보행 패턴을 변화시키는데 시간이 오래 걸리고, 상호작용 제어시 안정성에 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[11], 상하지 연동을 고려하면 보행 재활 동안 환자의 의도를 효율적으로 구현 할 수 있다. 따라서, 보행 동안 상-하지가 연동된다는 것을 고려하면 보행 속도는 상하지 상호작용을 통해서 갱신될 수 있다. 이때, 상하지 운동은 동일화된 주기로 동기화 되어 오른발 및 왼팔의 주기가 같게 되든지 왼발 및 오른팔이 연동되어 같은 보행 주기를 유지하면서 정상 보행 궤적을 구현하는 것이 중요하다. 따라서, 기존의 걸음 재활 로봇[2-9]들의 단점을 극복하면서 환자의 능동적인 보행 재활을 허락하는 새로운 개념의 상하지 연동 보행재활로봇[12]이 제시되었고 관련 설계가 이루어 졌다. 제안된 보행재활로봇은 보행 동안 자연스런 상지운동을 허락하면서 하지의 보행운동과 연동시키기 위해 상지입력장치를 가지고 있다. 따라서, 상지입력장치와 사용자와의 상호작용을 통해서 보행속도를 갱신시켜 가상환경과 연동되어 훈련자의 동기를 부여할 뿐만 아니라 수동, 준수동, 능동의 다양한 보행 훈련모드를 효율적으로 제공할 수 있다.

또한, 가상환경과 보행재활로봇과의 연동을 통한 효율적인 네비게이션을 허락하기 위해서는 보행의 회전 정보가 획득되어야 한다. 보행 동안 물리적으로 회전을 가능토록 하기 위해 발판 매니플레이터 및 턴테이블을 이용한 이동인터페이스 장치[13]가 제시되었지만 시스템이 복잡해지고 제어가 어려운 문제점이 있었다. 최근에는 회전운동이 포함된 병렬 로봇을 이용한 발판제어방식의 이동인터페이스장치[3]가 제시되었지만 발이 플랫폼에 부착이 안되어 보행재활에 적용하기에는 안정성에 문제가 있을 수 있다. 따라서 제안된 상하지연동 로봇은 상지입력장치의 양쪽 손잡이에 부착된 마이크로 스위치 센서를 통한 입력을 통해 가상환경에서 원하는 회전을 수행하도록 하여 보행을 통한 자연스런 네비게이션을 단순하고 안전하게 구현할 수 있도록 하였다.

따라서, 본 논문에서는 상하지 연동보행재활로봇의 상호작용

\* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2008. 8. 20., 채택확정: 2008. 12. 13.

본단노반디: 경상대학교 기계항공공학부(bondhan.novandy@gmail.com)

윤정원: 경상대학교 기계항공공학부 항공기부품기술연구센터

(jwoon@gnu.ac.kr)

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

용제어 및 상지입력장치를 이용한 가상환경에서의 네비게이션 알고리즘 개발에 대해서 다루고자 한다.

**II. 상하지 연동 보행재활로봇**

본 장에서는 총 6자유도의 상하지 연동 보행재활로봇의 전체 설계 개념도, 제어시스템, 구동 제어기 설계에 관련해서 간략히 요약하고자 한다.

**1. 기구부 설계**

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 하는 제한 조건이 있다. 제안된 재활 로봇은 최근에 개발된 다른 보행 재활로봇에 비해 정상 보행 궤적을 만족시키면서 소형(compact)이고 각 장치가 모듈화로 분리조립이 가능하다. 위 특징으로 인해 제안된 보행재활로봇은 이동성이 좋고 경제성도 우수해 일반 가정에서 원격 재활[14]로 적용하기 쉽고, 병원의 실내에서도 손쉽게 설치 가능해 실용화 가능성이 기존 보행 재활 로봇에 비해 높다고 할 수 있다. 구조가 단순하면서 자연스런 보행패턴 생성 및 다양한 지면에서의 보행 연습을 허락하기 위하여 그림 1에 나타난 것 같이 보행재활 시스템이 설계되었다. 보행 패턴 재생을 위해 제안된 로봇은 슬라이드장치 및 발지지장치, 상지입력장치, 환자의 무게지 지장치로 나뉜다. 슬라이드 장치는 회전 구동기에 의해 구동되는 벨트가 양 발에 위치해 있는 슬라이드 플랫폼에 연결

표 1. 재활로봇장치의 성능사양.

Table 1. The performance specifications of the 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	85 kg

되어 있고, 선형가이드(linear guide)를 따라 운동하는 슬라이드 플랫폼 위에 발지지장치가 연결되어 있는 구조로 되어있다. 이때 AC 서보모터로 구동되는 슬라이드 플랫폼은 각 플랫폼의 대칭적인 보행을 허락하게 하고 이를 통해 사용자의 무게중심의 과도한 움직임을 방지하면서 자연스럽게 안정적인 보행을 가능하게 한다[15]. 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 발지지장치의 직렬 결합으로 시상면(sagittal plane)에서 자연스런 걸음 보행을 재현시킬 수 있다. 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 회전과 손의 회전이 동일한 주기로 동작이 일어난다는 것에 착안하여 모터로 구동되는 회전링크 및 손목운동을 허락하는 수동 병진링크로 구성되는 상지제어장치를 설계하였다. 이때, 무게지지대(body support system)를 조절하는 것으로 회전 링크의 회전축이 환자의 어깨 회전축과 평행하게 위치하도록 하여 사용자 신장차이에 따른 조절이 가능하게 하였고, 손잡이에 마이크로 on/off 스위치가 장착되어 가상환경과 연결되었을 때 보행의 방향전환을 위한 입력 값으로 활용할 수 있도록 하였다. 표 1은 최종 설계된 6자유도 재활로봇장치의 사양을 나타내고 있다.

**2. 제어 시스템 설계**

제안된 로봇장치의 실시간 제어를 위해 NI사의 8축 모션제어기를 사용하였고, Labview Real-time (LV-RT)이 실시간 제어기 소프트웨어로 사용되었다. 전체 제어시스템의 구성은 그림 2와 같다. 두 개의 컴퓨터가 제어를 위해 사용되었고, 하나는 훈련을 위한 보행 변수를 물리치료가 조절하면서 훈련의 상태를 관찰할 수 있는 모니터링 PC로 사용되고, 다른 하나는 LV-RT를 운영하는 임베디드 프로그램을 위한 PC로 사용되었다. 모니터링 PC는 GUI를 구성하여 물리 치료사가 환자의 상태에 따라서 변수 조절 및 모니터링을 할 수 있도록 하였다. 또한, 가상환경을 출력하는 모니터와 연동되어 보행재활동안 다양한 재활모드를 구현 할 수 있다.

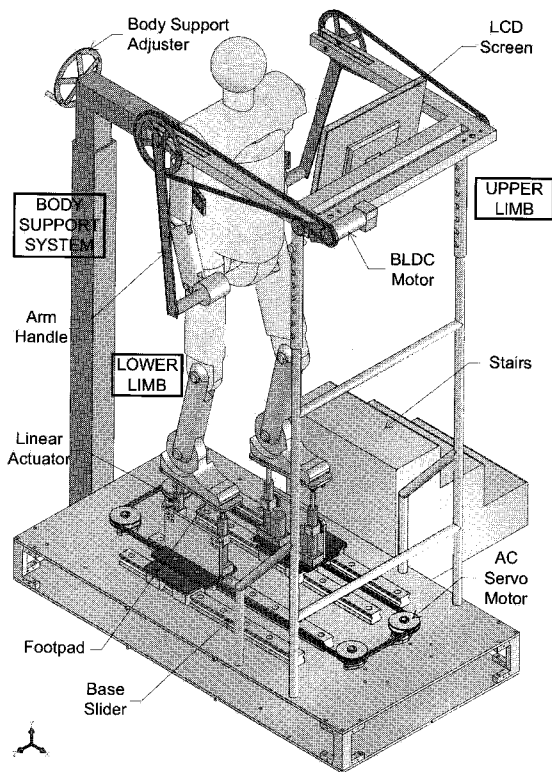


그림 1. 제안된 보행재활로봇 설계.  
Fig. 1. The design of the 6-DOF gait rehabilitation robot.

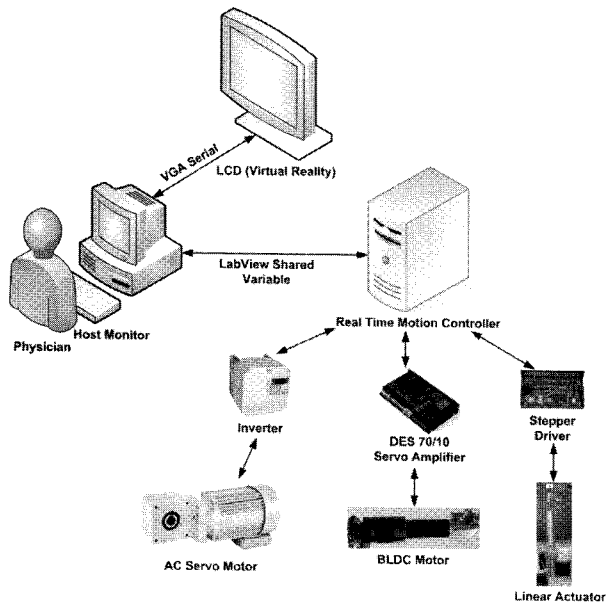


그림 2. 시스템 제어구성도.  
Fig. 2. The system control structure.

3. 구동부 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 동역학에서 정확하게 알려지지 않은 변수들을 이용하여 주어진 궤적을 정확히 추종하는 것이 중요하기 때문에 슬라이드장치 AC 서보모터 및 상지입력장치에 부착된 BLDC 서보모터의 경우 강건제어기가 선택되어야 한다. 따라서, 보행 충격에 의한 외란에도 강건하고, 구현이 간단한 슬라이딩 모드 제어기[16]가 각 장치에 사용되었다. 발지지장치에 사용되는 선형구동기는 8축 모션제어기에서 제공되는 궤적생성 함수(trjectory generator function)를 사용하여 PID로 제어되었다. 위 3개의 구동기는 각각 독립적으로 제어되며 미리 생성된 보행궤적의 최대 오차를 줄이기 위해 독립적으로 변수들이 조절 되었다. 상지입력장치 BLDC 서보모터 구동기 제어를 위해 PI 슬라이딩 표면(sliding surface) [16]은 다음과 같이 정의되고,

$$S = Kp\tilde{\theta} + Ki \int_0^t \tilde{\theta} dt + \dot{\tilde{\theta}}, \text{ where } \tilde{\theta} = \theta_m - \theta_d \quad (1)$$

여기서,  $\theta_m$  은 모터 측정값,  $\theta_d$  은 모터 지령값이고 최종 제어기는 다음과 같이 유도된다.

$$I = I_{eq} + I_{switching}, \text{ where } I_{switching} = -n * sat(s/\phi_n) \quad (2)$$

여기서  $I$  는 드라이버에 전류입력값,  $I_{eq}$  은 모델에 기반한 입력값,  $I_{switching}$  은 모델링 오차 및 외란 보상을 위한 입력값이고  $K_p, K_i, n, \phi_n$  는 슬라이딩 모드 제어 변수들이다. 비슷하게 슬라이드장치의 AC 서보모터의 경우 인버터의 주파수제어를 활용하여 SMC 슬라이딩 표면[17]을 사용하여 정의하였다.

$$s = \left(\frac{d}{dt} + \lambda\right)^{m-1} \tilde{\theta}, V = V_{eq} + V_{switching} \quad (3)$$

표 2. 재활로봇장치의 제어장치 사양.

Table 2. The electronic specifications of the robot.

Electronics	Qty.	Specs.
Linear Actuators	4	100.8 W, 16 in/sec
BLDC Motor	1	250 W, 8380 rpm
Inverter	1	0.75 kW
Stepper driver	4	7080, Applied Motion
BLDC Motor Driver	1	Maxon DES 70/10
Encoder	1	2500 qc
Motion Controller	1	PXI-7358, NI
LCD monitor	1	19 in.

여기서,  $V_{switching} = -K * Sat(s/\phi_i)$  이고,  $K, m, \phi_i$  는 슬라이딩모드 제어 변수들이다. 표 2는 제안된 로봇에 사용된 제어장치 하드웨어 구성 및 성능사양을 나타내고 있으며, 모든 구동기의 최대사용가능 파워의 합이 2kw 이내로 충분히 일반 가정에서도 사용 가능한 전기용량이다. 시스템 구동 동안 안정성을 보장하기 위해서 두 개의 리미트 스위치가 모터드라이버의 사용정지 입력으로 연결되고, 상지입력장치의 엔코더 입력 값이 구동 제한 값을 실시간으로 읽어 제한 값을 넘어설 경우 시스템이 종료되도록 하였다.

III. 상호작용제어

상-하지가 연동될 때 보행 속도는 상-하지의 상호작용을 통해서 갱신될 수 있다. 이때, 상하지 운동은 동일화된 주기로 동기화 되어 같은 보행 주기를 유지하면서 정상 보행 궤적을 생성시켜야 한다. 따라서, 상하지 연동을 위한 동기화된 장치들의 보행패턴생성 및 사용자와의 상호작용 시 발생된 입력토크 측정을 통한 사용자 의도 파악, 보행 패턴의 속도 갱신 알고리즘을 구현하여 상하지 연동 상호작용제어를 구현 하였다.

1. 상하지 동기화 궤적 생성

정상 보행을 재현하기 위해서 3가지의 다른 보행 궤적이 상지입력장치, 슬라이더장치, 발지지장치에 대해서 각각 생성되었다. 위 경로 궤적들은 각각 보폭의 끝에 만나도록 같

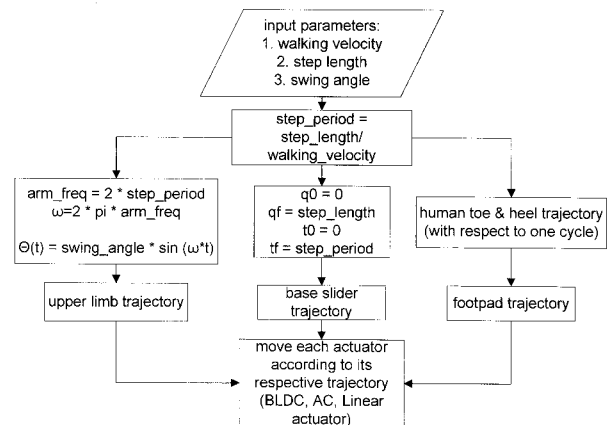


그림 3. 동기화된 보행궤적 생성.  
Fig. 3. The diagram of the synchronous trajectory design.

은 주기로 설계되었다. 따라서, 보행 속도 및 걸음거리(step length), 팔의 회전각(swing angle)이 입력으로 주어질 때 상하지 연동을 위한 상지입력장치, 슬라이드장치, 발지지장치 각각의 보행패턴 변수는 그림 3과 같이 결정된다. 같은 보폭 주기를 가지기 위해 보폭길이(step length) 및 보행 속도가 변수로 주어지고, 이때 보폭의 주기는 다음과 같이 정해진다.

$$step\_period = \frac{step\_length}{walking\_velocity} \quad (3)$$

보폭주기가 식(3)에 의해서 결정되면, 위 주기에 따라서 각 장치의 궤적이 결정되게 된다. 따라서, 슬라이드장치, 발지지장치, 상지입력장치 각각의 궤적생성으로부터 각 장치들이 같은 주기로 동기화되어 보행 속도의 변화에도 최종적으로 정상 보행 패턴을 유지하도록 하였다. III 장 3절에 설명되는 보행속도 갱신알고리즘도 제안된 상하지 동기화 보행패턴으로 최종적으로 보행속도가 갱신된다.

2. 상호작용 토크 측정

상지입력장치는 BLDC 모터에 의해서 구동되는 회전 링크로 단순화 시킬 수 있고 다음 식과 같이 표현된다.

$$J\ddot{\theta}_{act} + B\dot{\theta}_{act} + mgl\sin(\theta_{act}) + T_{d,est} = T_{m,act} \quad (4)$$

여기서,  $\ddot{\theta}_{act}$  은 실제 링크의 회전가속도,  $\dot{\theta}_{act}$  은 회전각속도,  $J$  는 링크 관성,  $l$  은 링크 길이,  $m$  은 링크 질량,  $g$  는 중력가속도 이고,  $T_{m,act}$  은 모터 토크,  $T_{d,est}$  은 사용자에게 의해서 가해지는 외란 토크이다. 여기서, 모터토크는 모터에서의 전류를 직접 측정하여 식 (5)와 같이 예측될 수 있다.

$$T_{m,act} = K_t I_{act} \quad (5)$$

여기서,  $K_t$ 는 모터 상수이고,  $I_{act}$  는 측정된 모터 전류이다. 따라서, 사용자가 상지입력장치와 상호작용할 때 발생하는 토크  $T_{d,est}$  은 다음 식 (6)을 이용하여 예측된다.

$$\begin{aligned} T_{d,est} &= T_{m,act} - T_{m,est} \\ &= T_{m,act} - J\ddot{\theta}_{act} - B\dot{\theta}_{act} - mgl\sin(\theta_{act}) \end{aligned} \quad (6)$$

이때, 시간에 따라 적은 상호작용 힘에도 수시로 변화는 토크를 이용하여 사용자 의도를 파악하기 위해서 문턱치(threshold)를 이용하였다. 문턱치 이상의  $T_{d,est}$  가 양수이면 사용자는 보행 속도를 줄이기를 원하고, 음수이면 속도를 올리기를 원하는 것으로 인식하였다.

3. 보행속도 갱신 알고리즘

사람의 정상보행에서 보행상태는 회전기(swing phase), 한발착지기(single stance phase), 두발착지기(double stance phase)로 구성된다. 각 스텝에서 보행속도를 갱신하기 위해서 사용자 입력토크가 문턱치 이상인 기간을 측정하였다.  $T_{d,est}$  가 문턱치보다 높으면 count가 증가하고, 문턱치보다 높은 기간에 비례해서 count가 계산된다. 한 보행 사이클 후에는 count는 리셋(reset)되고 보행 속도는 갱신된다. 따라서, 한 보행 사이클 동안에는 동일한 보행 속도를 유지하고 환자가 안정성을 느끼면서 점차적으로 속도를 변화시킬 수 있다. 제안된 보행속도

```

count = 0
increment = 0.01

WHILE one_stride == FALSE
  IF Td,est > Threshold THEN
    count++
  ELSEIF Td,est < Threshold THEN
    count--
  ENDIF
ENDWHILE

IF count > 0 THEN
  velocity = velocity + increment
ELSEIF count < 0 THEN
  velocity = velocity - increment
ENDIF
    
```

그림 4. 보행속도 갱신알고리즘.

Fig. 4. Walking velocity update algorithm.

갱신알고리즘은 그림 4와 같이 구현되었다.

IV. 네비게이션 알고리즘

제안된 보행재활로봇을 이용한 가상환경에서의 네비게이션 알고리즘을 평가하기 위해 그림 5와 같이 Labview에서 제공되는 3차원 그래픽 Toolkit을 이용하여 가상환경을 구현하였다. 가상환경은 OpenGL 기반의 달과 건물들이 존재하는 배경으로 보행환경을 구현하였고, 목표 위치점을 표현하기 위해서 4개의 상자를 적절한 위치에 구현하였다. 가상환경을 디스플레이하기 위해서 LCD 평면모니터가 제안된 로봇 장치의 사용자 앞면에 그림1과 같이 설치되었다.

가상환경에서 네비게이션을 위한 2개의 중요한 제어 인자로 카메라 위치 및 목표방향이 있다. 카메라 위치는 현재의 사용자 위치를 나타내고, 목표방향은 사용자가 바라보는 방향을 나타내고 있다. 가상환경에서 직선보행 및 회전할 때 위의 2가지 제어인자는 사용자의 발 위치 및 스위치로부터의 입력신호로부터 계산될 수 있다.

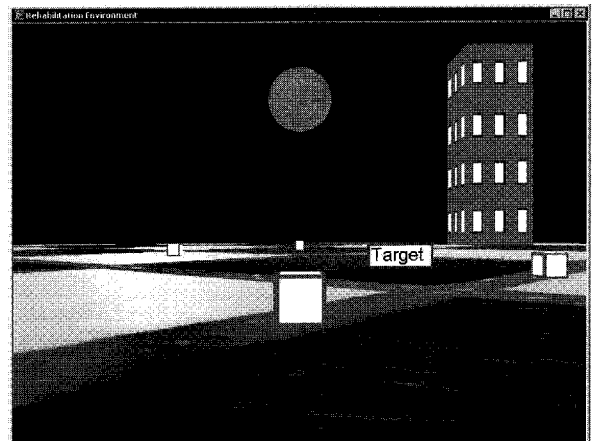


그림 5. 네비게이션을 위한 가상환경.

Fig. 5. Virtual environment for navigation.

```

IF phase == swing phase:
    XBody = (XSwing - XStance) / 2
ELSE phase == stance phase:
    XBody = 0
ENDIF
Xcam = Xcam - XBody
    
```

그림 6. 직선보행 네비게이션 알고리즘.  
Fig. 6. Straight walking navigation algorithm.

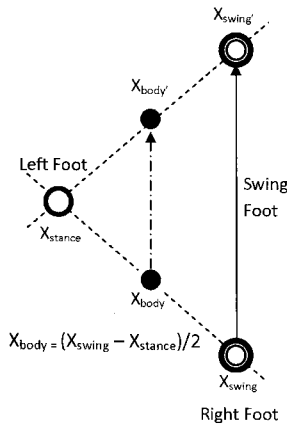


그림 7. 보행자의 신체중심.  
Fig. 7. User's body center.

1. 직선 보행 네비게이션

직선보행에서 슬라이드 플랫폼의 위치는 실시간 제어를 통해서 호스트 컴퓨터로 전송된다. 재활로봇에서의 보행운동과 가상환경과의 네비게이션을 동기화하기 위해 착지기에 발의 위치가 기준위치로 작동된다. 가상환경에서 지면 위치는 회전기 동안의 발이 기준점에서 앞으로 나아갈 때 갱신된다. 슬라이드의 좌우 플랫폼이 대칭으로 움직이기 때문에, 직선보행 알고리즘은 그림 6과 같이 구현되었다.

여기서 X<sub>Body</sub> 보행자의 두발 평균위치로 신체 중심을 나타내고, X<sub>Swing</sub>은 회전기 동안 슬라이드 플랫폼의 전진 방향인 x축 위치를 나타내고, X<sub>Stance</sub>는 착지기 동안에 플랫폼의 전진 위치이고, X<sub>cam</sub>는 가상환경에서의 X축 위치점이다. 보행자의 신체중심 X<sub>Body</sub>은 그림 7과 같이 (X<sub>Swing</sub> - X<sub>Stance</sub>) / 2로 갱신된다. 여기서 X<sub>cam</sub>이 -X<sub>Slider</sub>로 갱신되는 이유로는 그림 8과 같이 보행의 전진방향이 가상환경 좌표계의 음수방향이기 때문이다.

2. 회전 네비게이션

그림 8에 회전알고리즘에 사용되는 현재 카메라 위치 및 방향의 갱신 방법이 제시되고 있다. 초기 조건으로 카메라 위치는 포인트 a에 위치해있고, 목표 위치점은 포인트 a'에 위치한다. 따라서, 직선으로 전진하다가 b위치에서 사용자가 오른쪽 스위치를 누를 때 입력 회전각 θ가 양의 방향으로 비례해서 증가하며 목표방향 기울기 m은 식(7)과 같이 계산된다.

$$m = \tan(\pi/2 - \theta) \tag{7}$$

따라서, 보행자는 c 지점을 향한 목표방향으로 전진하며

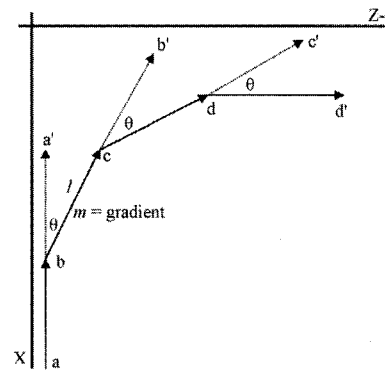


그림 8. 회전 알고리즘을 위한 개념도.  
Fig. 8. Turning motion algorithm.

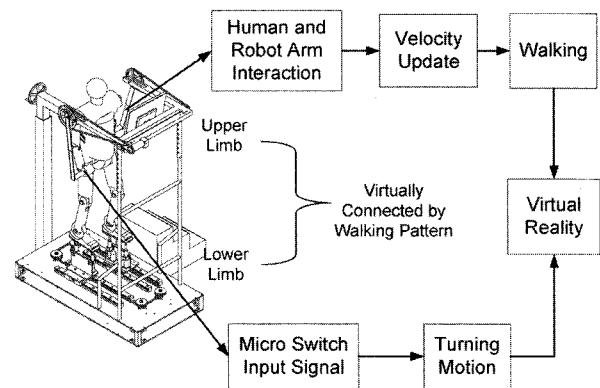


그림 9. 제안된 네비게이션 시스템 개념도.  
Fig. 9. Overview of the navigation system.

식 (8)를 이용해 직선 l의 음삿 값 p를 구하고

$$X_{cam} = m * Z_{cam} + p \tag{8}$$

목표좌표계 c방향으로 진행동안의 직선 l은 다음 식으로 구해진다.

$$X = m * Z + p \tag{9}$$

여기서, X는 직선 보행 네비게이션 알고리즘 X<sub>cam</sub>을 통해서 갱신되고, Z축 좌표계는 식 (9)을 통해서 계산된다. 반대로 왼쪽 스위치를 누를 때는 회전각이 감소하게 되며 식 (7)-(9)을 통해서 가상환경 좌표계가 갱신된다.

이상과 같이 상지입력장치의 왼쪽 및 오른쪽 핸들에 부착된 마이크로 스위치를 이용하여 사용자가 가상환경에서 회전보행을 가능토록 하였다. 따라서 그림 9와 같이 사용자는 원하는 대로 보행속도 조절 및 보행방향을 변경시키면서 가상환경에서 실제 보행으로 네비게이션이 가능케 하였다.

V. 실험결과

제안된 보행재활로봇의 상호작용제어 및 가상환경에서의 네비게이션 알고리즘을 확인하기 위하여 정상인을 대상으로 보행 실험을 수행하였다. 실험대상자는 몸무게 60kg, 키 165cm의 성인남자로 선택되었다. 상지입력장치 제어를 위한 PISMIC 제어기 변수로는 K<sub>p</sub>=15, K<sub>f</sub>=0.001, n=0.33, ϕ<sub>i</sub>=1로 정

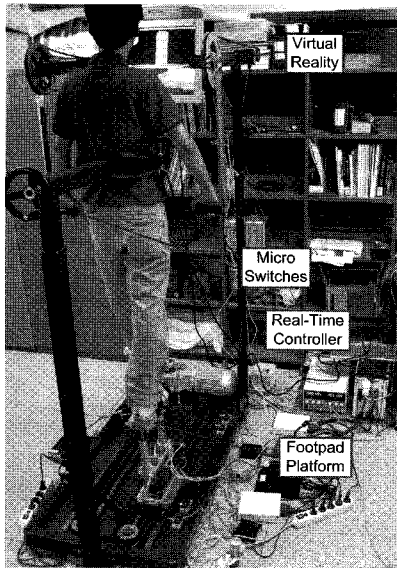
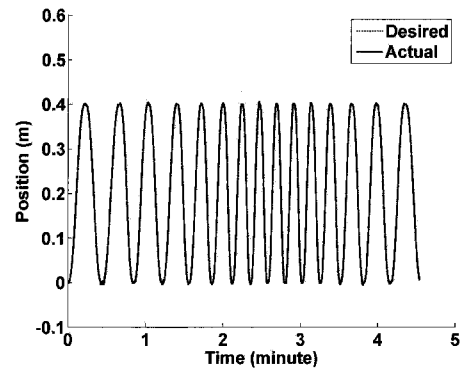


그림 10. 정상 실험 대상자로의 재활 시스템.  
 Fig. 10. System overview for experiment with a healthy subject.

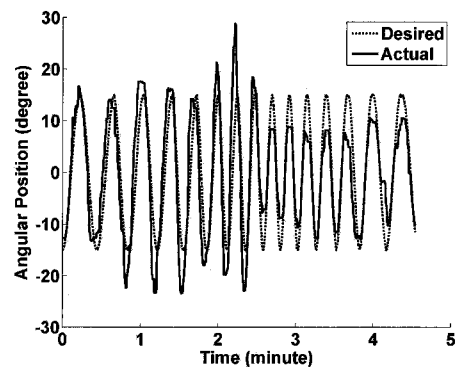
해졌고, 슬라이더 플랫폼 제어를 위한 SMC제어기 변수는  $m=3, K=15, \lambda=20, \phi_l=0.05$ 로 선택되었다. 보행속도 갱신 최소 증가분(resolution)은 0.05cm/s로 선택되었다. 실험 시작 시 초기 보행속도는 0.05m/s로 시작해서 실험대상자가 자연스럽게 상지입력장치의 회전을 조절하는 것에 의해 보행속도를 변화시키도록 하였다. 걸음(step) 길이는 0.4m로 걸음 높이는 0.18m로 주어졌고 상지입력장치의 회전각은 15도로 주어졌으며, 상호작용 토크 문턱치는 사용자 실험을 통해서 2Nm로 정했다. 실험을 위해 제작된 최종 로봇은 그림 10과 같이 설치되었고 그림 11은 상하지 연동된 실제 피험자의 연속된 프레임 사진을 보여주고 있다. 그림 12는 슬라이더 플랫폼과 상지입력장치의 실제 응답을 나타내고 있다. 상지입력장치의 회전은 속도변화를 원하는 피험자에 의한 외란작용에 의해 변화된다. 그림 13은 슬라이더 플랫폼과 상지입력장치의 회전각 가속도가 점차적으로 증가 및 감소하는 것을 보여준다. 보행속도는 초기속도 0.05m/s에서 0.1m/s까지 증가해서 다시 초기속도로 돌아간다. 위 실험에서의 오른발 발가락 및 발등궤적이 그림 14에 나타나 있다. 그림 15는 이때의 상호작용 토크 및 문턱치 이상 신호 값을 나타내고 있다. 문턱치 신호 이상 일 때의 시간을 적분하여 다음 보행주기의 속도를 갱신하기 위해 사용하였다. 그림 15에서 1-2.5s 동안 상

호작용토크가 음의 방향으로 문턱치를 초과하는 것을 볼 수 있고, 이때 그림 13(a)의 슬라이더 디바이스의 속도가 증가하는 것을 볼 수 있다. 비슷하게 2.7-4.5s 까지 상호작용토크가 양의 방향으로 문턱치를 초과하고 이때의 슬라이더 디바이스의 속도는 감속된다. 위 실험결과를 통하여 실험대상자가 정보행패턴을 수행하면서 자유롭게 보행 속도를 조절 할 수 있는 것을 확인 할 수 있다.

그림 5의 가상환경 및 제한된 네비게이션 알고리즘을 이용하여 세 번의 네비게이션 실험이 수행되었으며 피험자가 지그재그 타입의 4개의 상자로 접근하도록 하였다. 그림 16은 가상환경에서의 목표지점 위치 및 피험자의 위치를 나타내고 있다. 위 그림에서 피험자가 성공적으로 주어진 네비게이션 임무를 수행할 수 있는 것을 볼 수 있다.



(a) Desired vs. actual positions of the slider.

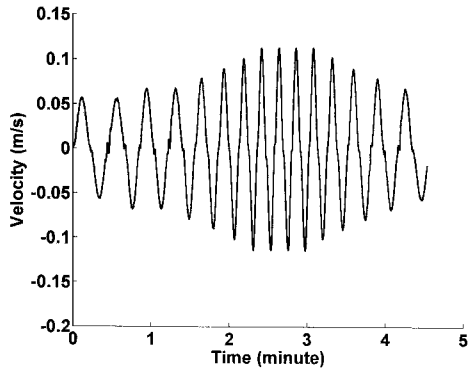


(b) Desired vs. actual positions of the upper limb.

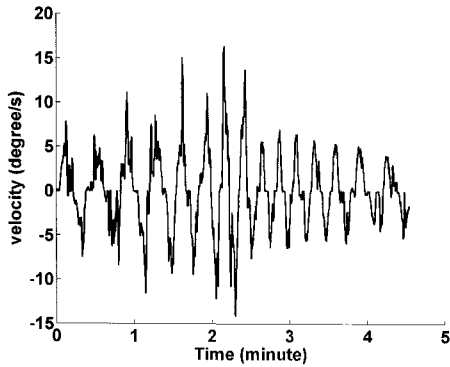
그림 12. 상하지 장치의 지정 및 실제 위치(회전각).  
 Fig. 12. Desired vs. actual positions of the slider and the upper limb device.



그림 11. 상하지 연동 보행패턴을 보여주는 재활로봇의 연속된 프레임.  
 Fig. 11. Successive snapshots of the gait rehabilitation robot showing the upper and lower limbs trajectory pattern.



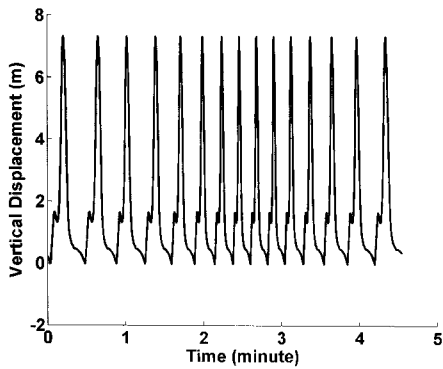
(a) Velocity profile of the slider.



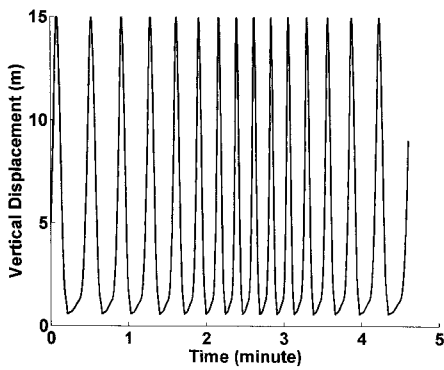
(b) Velocity profile of the upper device.

그림 13. 상하지 장치의 속도 및 각속도.

Fig. 13. Velocity profile of the slider and the upper limb device.



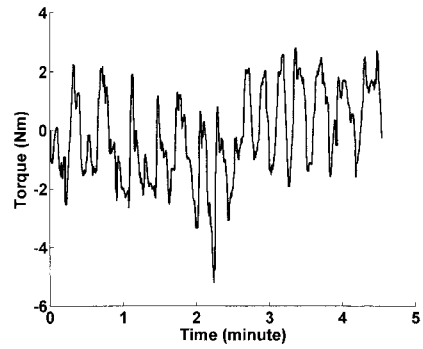
(a) foot.



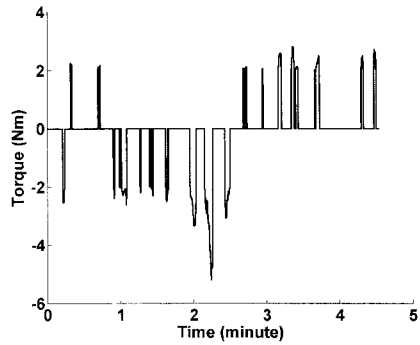
(b) heel.

그림 14. 오른 발가락 및 발등의 보행 패턴.

Fig. 14. The trajectory profile of the right foot toe and heel.



(a) Torque before threshold.



(b) Torque after threshold.

그림 15. 2Nm 문턱치를 이용한 외란 토크.

Fig. 15. Estimated Disturbance Torque with threshold 2 Nm.

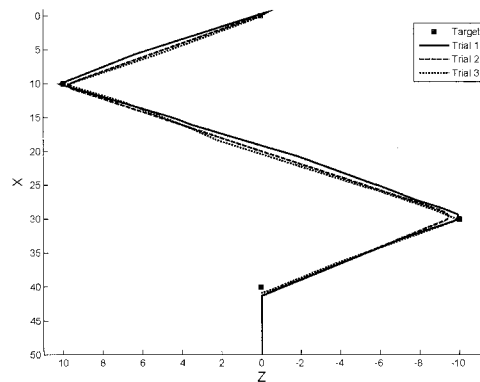


그림 16. 가상환경에서 사용자의 위치.

Fig. 16. The position of the user in virtual environment.

**VI. 결론**

본 논문은 상하지 연동된 보행 재활 로봇의 상호작용 제어 및 가상환경에서의 네비게이션 알고리즘을 제안하였다. 보행 동안 상하지를 연동시키기 위해 상하지 동기화 보행패턴을 생성시켰으며, 상지의 상호작용 토크를 측정하여 생성된 보행패턴을 변화시킬 수 있도록 하였다. 또한, 가상환경에서 실제 보행을 통한 자연스런 네비게이션이 가능하도록 직선 및 회전 알고리즘을 개발하고 정상인 상대로 실제 보행 실험을 수행하였다. 제안된 재활로봇 네비게이션 시스템을 이용할 경우 보행운동과 가상환경의 상호작용을 통한 효과적인 재활훈련이 가능할 것으로 예상된다. 추후로 제안된 시스템을 이용한 실제 환자의 재활 훈련 수행 및 계단, 경사

등 다양한 가상지면에서의 네비게이션 알고리즘을 개발할 예정이다.

#### 참고문헌

- [1] 류제하, 송현식, 윤정원, 최형진, 차중은, 임길병, 나영무, 이기석, 김현빈, “발목재활을 위한 가상환경 및 햅틱스,” 제어.자동화.시스템공학 논문지, 제9권 제8호, pp. 577-584, 2003.
- [2] 윤정원, 류제하, “가상현실 대화용 가상걸음 장치의 설계,” 제어.자동화.시스템공학 논문지, 제10권 제11호, pp. 1044-1051, 2004.
- [3] 윤정원, 류제하, “가상현실 대화용 가상걸음 장치의 지능 제어,” 제어.자동화.시스템공학 논문지, 제12권 제9호, pp. 926-934, 2006.
- [4] 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.
- [5] R. F. Boian, M. Bouzit, G. Burdea, J. Lewis, and J. E. Deutsch, “Dual Stewart platform mobility simulator,” *International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Chicago, pp. 550-555, June 28-July 1, 2005.
- [6] 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.
- [7] 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.
- [8] 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.
- [9] 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.
- [10] 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.
- [11] 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*, pp. 694- 705, 1990.
- [12] 윤정원, 본단 노반디, 크리스티앤드, “상하지 연동된 새로운 보행재활 로봇의 설계,” 제어 · 로봇 · 시스템학회 논문지, 제14권 제7호, pp. 672-678, 2008.
- [13] H. Iwata, H. Yano, and F. Nakaizumi, “Gait Master: A Versatile Locomotion Interface for Uneven Virtual Terrain,” *IEEE Virtual Reality*, pp. 131-137, 2001.
- [14] M. Girone, G. Burdea, M. Bouzit, V. G. Popescu, and J. Deutsch, “A Stewart Platform-based System for Ankle Telerehabilitation,” *Autonomous Robots*, vol. 10, pp. 203-212, Kluwer, March 2001.
- [15] 윤정원, 류제하, 박장우, “대칭보행이 가능한 발판타입 이동인터페이스의 보행상쇄알고리즘,” 제3회 한국지능 로봇 종합 학술대회, 창원, 2008.
- [16] J. Yoon and J. Ryu, “The Development of the 3-DOF Planar Parallel Robot (RRR Type) for Omni-directional Locomotion Interface,” *3<sup>rd</sup> IFAC Symposium on Mechatronic Systems*, Sydney, Australia, Sept.6-8, 2004.
- [17] J. J. E. Slotine and W. Li, *Applied Nonlinear Control*, 1st Ed., Prentice-Hall, NewJersey 1991.

#### 본단 노반디

제어 · 로봇 · 시스템학회 논문지 제14권 제7호 참조.

#### 윤정원

제어 · 로봇 · 시스템학회 논문지 제14권 제7호 참조.