

발목재활을 위한 가상환경 및 햅틱스

Virtual Environments and Haptics for Ankle Rehabilitation

류 제 하*, 송 현 식, 윤 정 원, 최 형 진, 차 종 은, 임 길 병, 나 영 무, 이 기 석, 김 현 빈
(Jeha Ryu, Hyun Sik Song, Jungwon Yoon, Hyung-Jin Choi, Jong Eun Cha, Gil-Byung Yim, Young-Moo Nah, Kisuk Lee, and Hyun-Bin Kim)

Abstract : Traditional ankle rehabilitation procedures are tedious, repetitive, and require therapist's help. Therefore, they do not provide patients with good motivation to actively participate in the rehabilitation exercises. In addition, objective diagnosis and evaluation of the treatment progress have been difficult because records of exercise history are made by passive instruments from time to time. The virtual reality technology can make these procedures more fun so that patients can perform everyday rehabilitation exercises more actively. Moreover, haptics technology can give active resistance to the patients ankle motion to improve strength of muscles as well as can record ankle's motion and force histories for objective diagnosis and evaluation. This paper summarizes development of a virtual environment for reforming the conventional ankle rehabilitation procedures. First of all, conventional rehabilitation procedures have been summarized. Secondly, haptic design and control, user interface design, virtual environment contents design are described. Lastly, mutual cooperation among many developers including medical doctors and therapists and future works are commented.

Keywords : ankle rehabilitation, virtual environment, haptics, stewart platform, and PWM (pulse width modulation)

I. 서론

발목은 신체의 가장 중요한 관절 중의 하나로, 일상 생활 뿐만 아니라 스포츠에서 발목을 손상 시키는 일이 자주 발생한다. 예를 들어 '발목을 삐었다'라고 표현되는 증상은 염좌(sprain)로 외적인 타격을 받아 관절의 정상운동범위를 벗어나 이완이 되거나 또는 근육이 경직되는 경우에 발생하는 인대 부상을 의미하며 발목의 가장 흔한 손상이다[1]. 이러한 발목의 손상은 오랜 시간이 지나더라도 완전히 회복되지 않고 발목의 불안정성, 유연성 회복, 근력의 약화, 고유 수용감각의 소실 등과 같은 후유증이 남아, 재발의 원인을 제공한다. 따라서 발목이 손상되면 적절한 치료를 통해 손상 이전의 상태로 돌리는 재활치료가 필요하다.

이러한 발목 재활 과정에 사용되는 장치로 여러 가지 운동을 가능케 하는 장치들이 여러 회사에서 출시하고 있다[2-4]. 그러나 이러한 제품들은 탄성밴드, 폼롤러, 와블보드와 같은 간단한 수동적인 도구들로 아주 간단한 재활운동만을 가능하게 할 뿐이며 얼마나 운동을 했는지에 대한 정보를 기록할 수가 없다. 한편 고가의 장비들의 경우는 발목 뿐만 아니라 여러 조인트에 대한 운동을 할 수 있다는 장점은 있으나, 운동의 자유도가 제한되어 있고, 병원에서 기기에 익숙한 재활 치료사의 도움을 받아서 운동을 해야 한다는 단점이 있다. 그리고 무엇보다도 이러한 장치들을 가지고 재활운동을 함에 있어서 환자 스스로가 지루함을 느끼게

되어 효과적인 재활치료에 절대적으로 필요한 지속적인 운동을 어렵게 한다.

이러한 단점들을 극복 하려고 재활운동에 가상현실을 접목하려는 시도가 있었다. Rutgers 대학에서는 가상현실기술을 이용한 발목재활시스템[5-7]을 개발하였다. 하지만 이 시스템은 임베디드 PC 로 제어되어 일반 PC 로 제어되는 시스템보다 제어능력이 제한적이다. 또한 발 운동대의 세 방향 회전축이 발목의 회전축과 일치하지 않아 재활에 필요한 정확한 발목 운동이 어려운 단점이 있다. 더욱이 전통적인 발목재활과정에 잘 어울리는 가상환경의 설계가 부족하였다. 따라서 본 논문에서는 현재의 발목재활과정을 살펴보고 이에 기초한 발목재활용 햅틱장치 및 가상환경의 설계를 제시하며 임베디드 PC 에 비해 대중화되고 가격 대비 성능이 우수한 일반 PC 로 제어되면서 발목 회전축이 발목 운동대의 회전축과 일치하는 발목재활시스템의 개발에 대해 정리 요약하였다.

II. 전통적인 발목재활과정 및 가상현실시스템 설계지침

1. 발목 염좌의 운동적 치료

발목 재활의 목적은 처음 통증과 부종을 줄이고 운동성과 유연성을 증가시키며 관절의 힘을 증진시키면서 정상 생활로 복귀하는 것이다. 발목에서 가장 흔한 인대의 손상 시 치료법은 초기 급성기에 염증과 통증을 조절하는데 중점을 두어 물리치료와 발목가동운동을 환자는 힘을 주지 않고 치료사가 운동시켜주는 방법인 수동적 방법과 환자가 스스로 발목을 움직이도록 힘을 주는 방법인 능동적인 방법으로 구분하여 시행하는 것이다. 회복기에는 여러 방향의 면에 대하여 능동적 관절가동운동을 시행하면서 보조기를 착용하고서 체중 부하를 점차 늘려나가기로 하며, 고유 수용감각을 증가시키기 및 근육 강화를 위한 개방역학적(open kinetic chain; OKC) 및 폐쇄역학적(closed kinetic chain; CKC) 운동 등이 필요하다[8]. 다음에 기능을 완전히 회복하기 위한 마지막 단계

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수 : 2002. 4. 17., 채택확정 : 2003. 6. 27.

류제하, 윤정원, 최형진, 차종은, 송현식 : 광주과학기술원 기전공학과 (ryu@kjst.ac.kr/garden@kjst.ac.kr/okxander@kjst.ac.kr/kacche@kjst.ac.kr/hssong@katech.re.kr)

임길병, 나영무 : 인제대학교 일산백병원 재활의학과

(kilbl@ilsanpaik.ac.kr/nym@ilsanpaik.ac.kr)

이기석, 김현빈 : 한국전자통신연구원 가상현실 연구부

(mvr_iks@ilsanpaik.ac.kr/hbkim@ilsanpaik.ac.kr)

※ 본 연구는 한국전자통신연구원(ETRI) 및 BrainKorea 21Project 의 지원으로 수행되었음.

가 필요한데, 플라이오메트릭 운동, 순발력 및 민첩성 증진운동, 실제 운동과 유사한 기능적 운동 등의 재활훈련이 시행되어야 한다[9-11]. 그 외에도 뇌졸중이나 외상성 뇌 손상과 같은 원인에 의한 편 마비 시에 발목을 불안정하게 사용하는 경우 위의 방법과는 약간 다르나 마찬가지로 발목의 유연성을 증진시키며, 근력을 강화하고 고유 수용 감각 기능을 높이기 위한 운동들을 시행하는 일이 필요하다.

다음은 햅틱장치를 이용하여 재활치료에 적용할 수 있는 간단한 임상훈련과정을 살펴본다.

1.1 관절가동운동

발목의 유연성 회복 단계로 발목을 통증 없이 부드럽게 움직이게 하는 것이 목적이다. 관절가동운동은 우선 발을 몸쪽으로 당기는 방향으로 발목을 위로 구부리는 운동인 배측굴곡(dorsiflexion)과 발앞꿈치가 땅을 향하도록 발목을 아래로 구부리는 운동인 저측굴곡(plantar flexion) 운동들을 통증이 없는 범위에서부터 시작하여 관절의 각을 점차 증가시킨다. 이후 발바닥이 다른 쪽 다리를 보도록 발목을 돌리는 운동인 내반(inversion) 및 발바닥이 몸의 바깥쪽을 보도록 발목을 돌리는 외반(eversion) 관절가동 운동을 실시한다. 관절가동운동은 처음에 수동적 관절가동(Passive ROM)으로 시작하여 점차 능동적 관절가동운동(Active ROM)으로 시행한다.

1.2 근력강화 운동

초기 근력강화 운동은 그림 1 와 같이 발목을 고정하고 관절을 움직이지 않는 상태에서 힘을 주는 운동인 등척성 운동((a) isometric exercise, 발바닥으로 누르는 강도를 측정 후 이 힘을 유지한 상태에서 시행하는 운동)을 시작하되 다양한 발목의 위치(multi-angle isometric exercise)에서 시작한다. 초기 근력의 75% 범위까지 근력이 회복되면 탄성고무밴드, 모래주머니 등과 같은 도구를 이용한 등장성 운동(b) isotonic exercise; 일정 무게에 저항을 하여 힘을 주며 관절을 움직이면서 하는 운동)을 시작한다. 우선 배측 굴곡, 저측 굴곡으로부터 내반, 외반 운동으로 진행한다. 초기에는 발에 가해지는 장력을 약하게 하고 점차 강하게 증가시키며 발의 운동 각도도 점차 증가시킨다. 같은 운동을 오랫동안 반복할 수 있는 능력을 기르는 운동인 근 지구력 강화 운동을 이어서 시행하는데 최대 근력의 50%로 반복 운동을 등장성 운동과 같이 실시한다.

1.3 고유수용감각 운동

고유수용감각은 눈을 감고도 관절의 위치와 움직임을 느끼는 감각으로 인해, 관절, 힘줄 등이 손상되면 고유감각 신경이 손상되어 관절의 움직임을 제대로 알 수가 없게 된다. 즉, 고유감각은 균형, 움직임, 위치 감각을 되살리는 운동으로 발목 원판(ankle disc)이나 BAPS 보드(biomechanical ankle platform system) 등과 같은 도구를 이용하거나 눈을 감고 서서 오래버티기 등과 같은 운동을 통하여 균형 및 고유수용감각을 향상시킨다.

2. 발목의 운동성능

발목 재활과정에 적용할 수 있는 햅틱 장치를 설계하기 위해서는 전형적인 발목의 운동 범위 및 힘 특성을 살펴보아야 한다. 발목은 3 자유도의 회전축을 가지고 있는 것으로 생각할 수 있고 일반적인 발목의 운동범위는 표1에 나타나 있다.

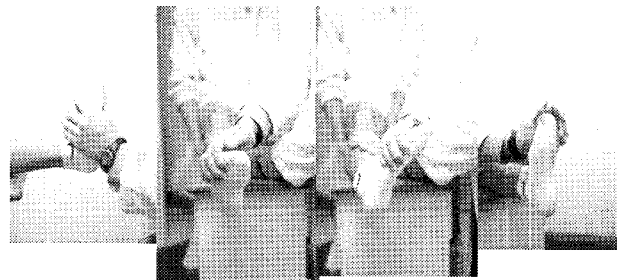
배측굴곡은 최대 20 도의 각도로 움직일 수 있으며 저측굴곡은 배측굴곡의 2 배인 40 도의 운동 범위를 나타낸다. 또한 내반과 외반의 운동범위는 각각 35 도와 25 도이다. 그리고, 발목의 경사(tilt) 각도는 최대 25 도이다. 발을 지면에 투영시켰을 때 발목 조인트는 발끝에서 발길이의 대략 25%에서 28% 정도에 위치한다. 또한 발목 조인트에서 발가락까지의 길이는 대략 0.21m 이다[12].

요구되는 힘과 토크의 경우, Donatelli [12]는 일반인이 배측 굴곡운동을 할 때 40.7 N.m 에서 97.6 N.m 사이의 값(힘으로 변환하면 193.8 N 에서 464.8 N)을, 저측 굴곡운동을 할 때 20.3 N.m 에서 366.6 N.m 사이의 값(힘으로 변환하면 96.7 N 에서 174.3N)을 가지는 것을 관측하였다.

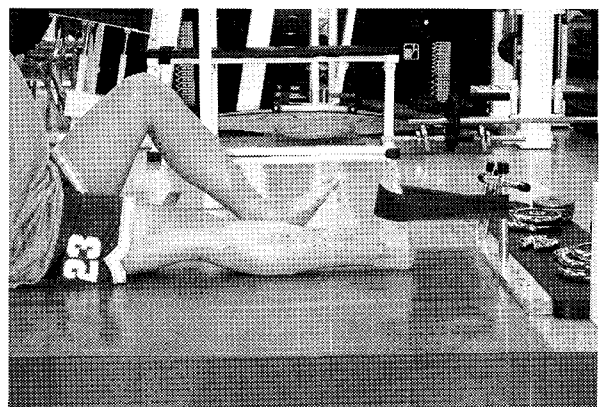
III. 발목운동대(K-Platform™) 설계

1. 전체 시스템 개요

개발된 가상현실 시스템은 그림 2 에 보여지는 것처럼 네 가지 구성 요소로 이뤄진다. 첫째 6축 병렬기구로 구성된 발목운동대인 K-Platform, 둘째, 이를 제어하기 위한 컨트롤러, 셋째, 컨트롤러와 RS232C 케이블로 연결되고 가상환경을 구현하는 호스트 PC, 마지막으로 재활환자로 구성된다.



(a) 등척성 운동



(b) 등장성 운동

그림 1. 근력강화운동.

Fig. 1. Strengthening exercise.

표 1. 발목관절의 가동 범위.

Table 1. Range of motion of the ankle joint.

Motion	Dorsi-flexion	Plantar flexion	Inversion	Eversion	Talar tilt
ROM (°)	20	40	35	25	25

재활환자는 발목의 손상정도 및 재활 과정의 각 단계에 따라 의사 혹은 치료사로부터 선택되어진 가상환경 시나리오 및 제어 모드에 따라 K-Platform 에 운동 혹은 힘을 주게 되고, 이때 K-Platform 의 공압실린더에 장착되어있는 압력 및 위치 센서로부터 얻어지는 정보들이 컨트롤러에 입력이 되고, 여기서 순기구학 및 역기구학을 통해서 계산된 운동대의 자세 (위치 및 방위) 및 힘/토크정보가 RS232C 통신케이블을 통해 가상환경 및 K-Platform 으로 전달이 된다. 가상환경은 사용자에게 흥미 및 몰입감을 느끼도록 시각적인 피드백을 주게 되며 발목 운동대는 환자의 발목에 저항하는 힘/토크 혹은 운동을 피드백 시켜준다.

2. 기구부 설계

제 II 장에서 제시된 발목의 가동 범위 및 최대 힘과 토크 값을 만족시키는 발목재활운동대는 매우 큰 용량의 구동기를 필요로 하나 개발비의 제한 때문에 본 시스템은 초등학생 및 뇌 손상에 의한 마비 환자를 대상으로 발목운동대를 개발하였고, 이 경우 요구되는 최저 힘은 x, y 축에 100 N, z 축에 400 N 을, 최저 토크는 롤, 피치에 20 Nm, z 축에 30 Nm 이 되게 하였다.

이러한 요구사항을 만족하기 위해 병렬기구 기반의 발목 운동대인 K-Platform 을 아래 그림 3 과 같이 설계하였는데 재활 운동시 가장 큰 힘을 요구하는 피치방향의 토크가 최대가 나오되 다른 방향의 토크도 요구사항을 만족하도록 조인트의 위치 등을 선정하였다. 또한 발목운동대의 회전축이 발목의 회전축과 일치하도록 발을 고정시켜주는 발판대를 그림 4 와 같이 설계하였다. 발판대는 환자가 발목 운동 시 발목 축이 K-Platform 의 상판 중심에 위치 하도록 하고 환자마다 발 크기와 폭이 서로 다르기 때문에 발목 중심으로부터 발 뒤꿈치와의 거리를 조절 가능하게 설계 했다. 또한 발 폭의 크기도 조절 가능하게 하여 운동 시 발이 움직이지 않게 설계하였다. 또한 발목 이외의 장치로 환자의 상체 및 하지 부분의 움직임을 제한하여 재활 훈련을 극대화 하기 위한 의자의 제작 및 3 축의 발목 운동에 보다 효과적이기 위해서 6 축의 K-platform 의 이동대 및 베이스 사이에 볼 조인트가 부착된 봉을 부착하여 K-platform 이 3 축의 회전운동만 가능하도록 하는 부가적인 장치들도 제작되었다.

3. 컨트롤러 설계

컨트롤러는 그림 5 와 같은 입출력 구성도를 가진다. 컨트롤러는 실린더 길이센서(LVDT), 실 실린더 압력센서의 신호들을 받아서 증폭(AMP)하고 저 대역필터(Low Pass Filter) 및 전원 분배(Power Regulator: PWR) 역할을 하는 인터페이스 보드, 그리고 센서 값들을 받아 들이는 DAQ(Data Acquisition) 보드, 실린더를 구동 시키는 밸브(intake, exhaust valve) 및 그것을 구동 시키기 위한 밸브 컨트롤러(Valve Controller), 마지막으로 이 밸브 컨트롤러에 제어 신호를 내보내 주는 DO(Digital I/O)보드 등으로 구성된다.

K-Platform 은 압축기(compressor)의 압력 공급(110~120 psi)과 압력 레귤레이터(regulator)에 의한 일정한 압력(100 psi) 공급, 으로 공압을 100 psi 으로 항상 유지하도록 하였다. K-Platform 을 발목재활을 위한 가상환경과 연동하기위해 RS232C 직렬

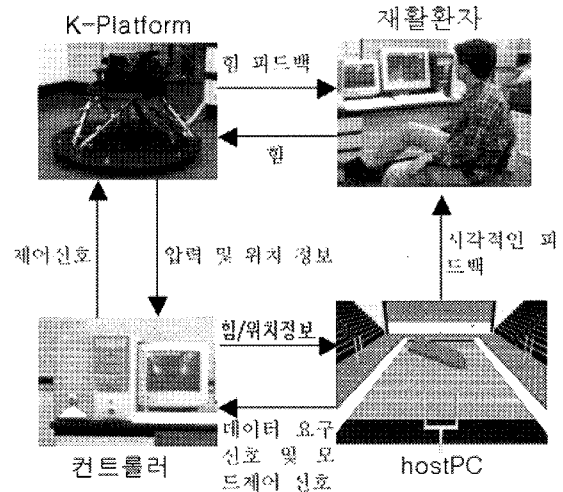


그림 2. 전체 시스템 구성도.
Fig. 2. Structure of total system.

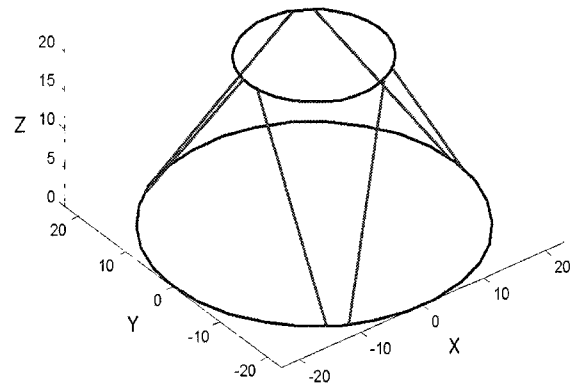


그림 3. 운동대의 최적설계.
Fig. 3. Optimum design of mobile platform.

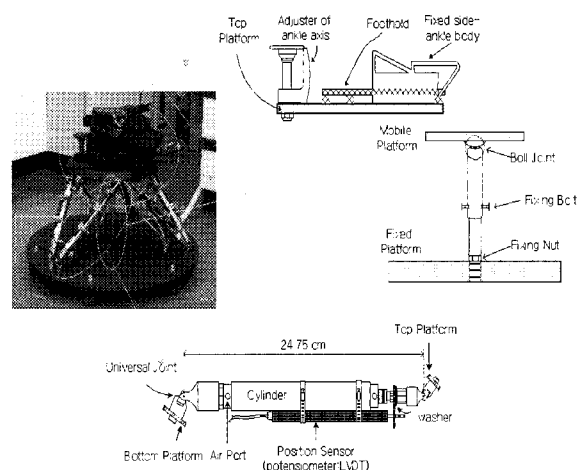


그림 4. 보조장치를 포함한 K-platform.
Fig. 4. The K-platform with the assisted devices of a foot.

통신을 이용하였고 호스트 PC 가 제어모드 명령을 주면, 컨트롤러에서 그 모드에 해당하는 동작을 수행한다. 이 동작을 수행하는 도중에 컨트롤러는 호스트 PC 에게 K-Platform 의

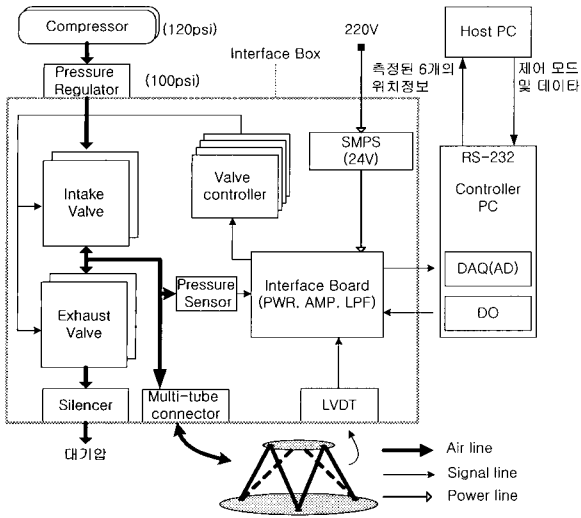


그림 5. 컨트롤러.
Fig. 5. Controller.

자세 및 힘/토크 정보를 넘겨 준다. K-Platform 의 컨트롤러는 1 GHz 의 펜티엄 III 컴퓨터에 설치되었으며 전체 루프를 한번 수행 하는 데는 최대 약 1.43 ms(700 Hz)가 걸렸다.

IV. 발목운동대(K-Platform™) 제어

발목 재활운동은 치료초기에 시행하는 관절가동운동과 치료중반에 시행하는 근력강화 운동, 그리고 치료 마지막 단계로 고유수용감각의 회복 및 실제 생활에 적응하기 위한 순발력 및 민첩성 증진운동으로 나뉘고 K-platform 을 이용하여 관절가동운동 및 근력강화 운동을 수행할 수 있다. 우선 관절가동운동은 환자의 발은 가만히 있고 플랫폼이 위치제어모드로 원하는 각도만큼 반복적인 발목의 회전운동을 수행하도록 하여 발의 통증을 낮추고 발목의 근육이 굳는 것을 방지한다. 다음에 근력강화운동에서는 발의 통증이 가라앉았을 때, 환자가 발을 능동적으로 움직일 때 근육에 힘이 붙도록 원하는 임피던스만큼 K-platform 을 조절하여 단계별로 발목의 힘을 증가시키도록 하는 운동을 수행한다. 따라서 공압시스템의 특성상 공기의 압축성으로 인해 큰 임피던스를 내기 힘들기 때문에 상대적으로 힘 기반 임피던스제어에 비해 큰 임피던스를 낼 수 있는 위치제어기반의 임피던스제어를 수행하였다. 따라서 이장에서는 on/off 밸브를 사용한 공압시스템의 위치제어 및 임피던스제어의 구현을 다룬다.

1. 전체 프로그램

컨트롤러는 메인 프로그램과 인터럽트 프로그램으로 구분된다. 메인 프로그램은 순기구학 및 역기구학을 계산하고 호스트 PC 와의 통신을 담당한다. 반면에 인터럽트 프로그램에서는 각 센서 값의 입력 및 공압 제어를 담당한다.

2. 타이머 인터럽트 설정

컨트롤러에 사용된 인터럽트는 타이머(8254)에 의해 일정한 시간마다 인터럽트를 요청(INTR)하는 외부 인터럽트로 구현되었고 솔레노이드 밸브의 on/off 밸브의 최대 주파수 (300 Hz) 및 열 발생 문제를 고려하여 PWM 주파수를 250Hz

로 잡았다. 또한 구동기 및 센서의 분해능을 고려하여 진동을 발생시키지 않는 범위 내에서 PWM 분해능을 24로 선택하고 전체 인터럽트주기를 4/24=167 us 로 잡았다.

3. PWM 설계

공기의 압력을 선형적으로 제어하기 위해, on/off 밸브들을 PWM 으로 제어하였다. 인터럽트 루틴에서 계산된 제어 입력이 양의 값을 가지면 입력 밸브는 열리고 출력 밸브는 닫힌다. 반대로 제어 입력이 음의 값을 가지면 입력 밸브는 닫히고 출력 밸브는 열린다. 그러나 밸브의 데드밴드(deadband)가 존재 하기 때문에 데드밴드 값에서는 밸브를 열거나 닫히게 하는 명령을 줘도 밸브가 동작을 할 수 없으므로 데드밴드에 해당하는 컨트롤 입력값을 찾아서 그 값 이내에서는 입력 밸브와 출력 밸브를 모두 닫게 한다. 따라서 여기에 필요한 입력값(10ms)은 실험을 통해서 구해졌다.

4. 위치 제어

타이머 인터럽트에서 설정된 시간 마다 인터럽트가 호출되면, 위치 제어 모드를 호출한다. 먼저 길이오차 ($\Delta L = L_t - L_u$)를 구하고 이 길이 오차를 줄이기에 필요한 위/아래 실린더의 챔버(chamber) 압력차이 ΔP 를 이용해 실린더의 위쪽 압력(P_u)과 아래쪽 압력(P_l)을 다음과 같이 구할 수 있다.

$$P_l = P_{ref} + \frac{\Delta P}{2}, P_u = \frac{1}{r}(P_{ref} - \frac{\Delta P}{2}) \quad (r = \frac{A_u}{A_l}) \quad (1)$$

여기서 A_l 과 A_u 는 실린더 피스톤의 아래쪽과 위쪽 면적이고, r 은 위쪽과 아래쪽 피스톤의 영역비(area ratio)이며, P_{ref} 는 기준 압력이다. 기준압력 P_{ref} 는 공급 압력 100 psi 의 절반(50 psi)으로 설정하였다.

원하는 압력은 PD 컨트롤러를 적용하여 제어하였으며 그림 6 은 위치제어를 했을 때의 단위 입력(step input)에 대한 결과로 대략적으로 60 ms 의 상승시간(rise time) 을 가지며, 약 3%의 오버슈트(overshoot) 및 200 ms 의 조정시간(settling time) 을 가진다. 실제 재활 운동 시 위의 응답 속도 및 정밀도는 충분할 것으로 생각된다.

5. 임피던스 제어

임피던스 제어를 하기 위해서는 힘과 토크를 측정하기 위

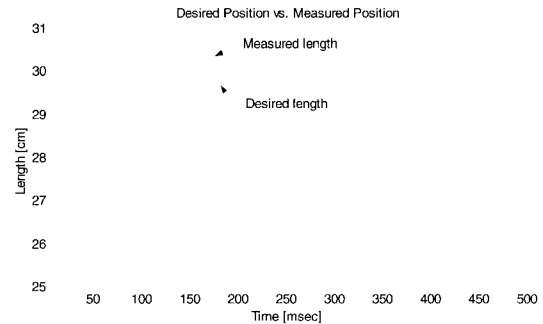


그림 6. 위치제어 응답.
Fig. 6. Response of position control.

한 힘/토크 센서가 필요하지만 고가의 장비라 본 논문에서는 이 장비를 사용하지 않고 K-platform의 각축에 위치한 공압 실린더의 압력센서를 다음식을 이용하여 힘과 토크를 예측하였다.

$$\tau_i = \{A_i P_{li} - A_u P_{ui}\} = A_u (P_{ui} - P_{li} / r) \quad (i=1, \dots, 6) \quad (2)$$

$$F_s = (J^T)^{-1} \tau \quad (3)$$

여기서 τ 는 액추에이터의 힘 벡터이고, F_s 는 발판운동대(end effect)의 힘 벡터이다. 위치제어에 기반 한 임피던스 제어[13]를 구현하였고 원하는 임피던스를 만족시키기 위한 조건은 (4)로 표현된다.

$$F_d = K(X_d - X_0) + B(\dot{X}_d - \dot{X}_0) + J(\ddot{X}_d - \ddot{X}_0) \quad (4)$$

여기서 F_d 는 원하는 힘 토크 벡터, $K = \text{diag}\{K_x, K_y, K_z, K_{pitch}, K_{roll}, K_{yaw}\}$ 는 강성(stiffness)행렬, $B = \text{diag}\{B_x, B_y, B_z, B_{pitch}, B_{roll}, B_{yaw}\}$ 는 댐핑(damping)행렬, 그리고 J 는 관성행렬(inertia matrix)이다.

위치제어에서 힘/토크는 (3)으로부터 구할 수 있고, 위치 조절 벡터 X_m 은 측정된 F_s 에 의해 아래 식을 만족한다.

$$F_s = KX_m + B\dot{X}_m + J\ddot{X}_m \quad (5)$$

측정된 F_s 가 (4)의 F_d 와 같게 되기 위해서 다음의 조건 $X_0 = X_d + X_m$ 을 만족해야 한다. 따라서 위 조건을 만족하도록 제어기를 구성하면 그림 7과 같다.

그림 8(a)는 K-platform이 위치제어만 수행하고 있는 상태에서 x 축으로 이동하였을 때 발생하는 힘을 측정함으로써 위치제어의 게인($K_p=0.2, K_d=0$) 값들에 따라 위치이동에 비례한 힘을 발생한다. 하지만 임피던스 제어를 통해서 K-platform이 적은 임피던스로 재할초기에 환자가 발목에 무리가 가지 않도록 하면서 운동을 할 수 있어야 하고 또한 발목 근육에 비교적 큰 힘이 필요로 할 때는 임피던스 값을 크게 하여 발목운동 시 작용하는 힘이 크도록 하여야 한다. 따라서 그림 8(b)는 K-platform의 임피던스 값을 $K_{roll}=0.01Nm/rad, B_{roll}=0Nm \cdot s/rad, J_{roll}=0Kg \cdot m^2$ 로 놓았을 때 이동대의 움직임에 비례해서 발생하는 힘이 증가하는 것을 보여준다.

6. K-Platform 성능평가

K-Platform의 설계 시 요구했던 작업 공간과 각 축에 대한 힘과 토크가 발생하는지 그 성능을 측정 하였고, 시스템의 대역폭(bandwidth)를 측정하였다. 측정된 작업 공간을 표 2에 보여준다.

힘과 토크 측정은 초기 위치($Z=22.5cm$)에서 각 방향으로 최대 힘을 주었을 때, 위치제어기반 임피던스제어상에서 힘 및 토크를 측정하여 표 3과 같은 결과를 얻었다.

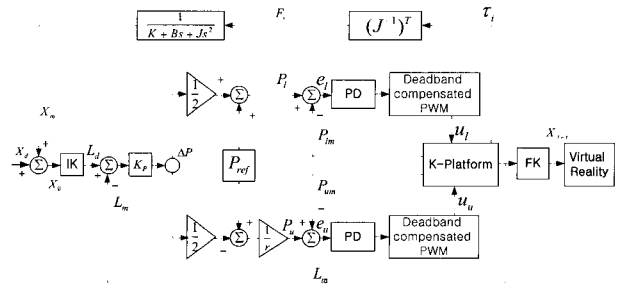


그림 7. 임피던스 제어 블록 다이어그램.

Fig. 7. Block diagram of impedance control.

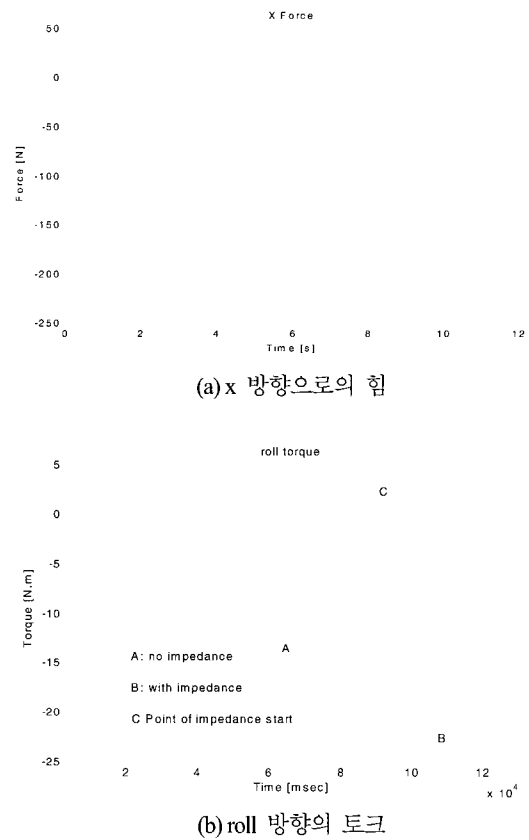


그림 8. 임피던스 제어 응답.

Fig. 8. Response of impedance control.

표 2. 측정된 최대 작업 공간 ($Z=22.5cm$).

Table 2. The measured maximum workspace.

Motion	x	y	Z	Roll	pitch	yaw
길이/각도	10cm	10cm	12cm	33°	35°	43°

표 3. 측정된 최대 힘 및 토크.

Table 3. The measured maximum force and torque.

DOF	x	y	Z	Roll	pitch	yaw
힘/토크	220N	204N	400N	22N.m	24N.m	30N.m

또한 시스템의 특성을 나타내는 것 중의 하나로 대역폭을 들 수 있으며 그림 9와 같이 실험 결과 발이 올려져 있지 않은 상태에서 K-platform이 최대 7Hz의 대역폭을 가짐을 확인할 수 있었다.

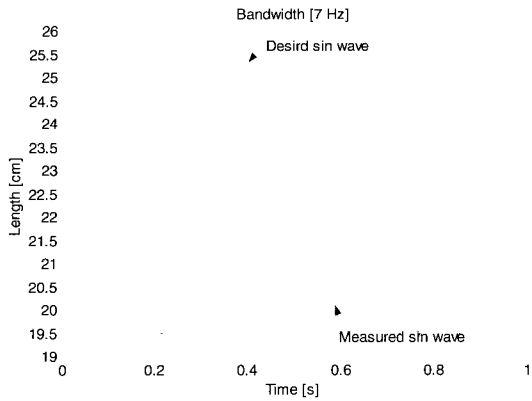


그림 9. Bandwidth 측정.
Fig. 9. The measure of bandwidth.

V. 발목재활 GUI 및 가상환경

발목 재활 치료를 보다 흥미롭고 체계적으로 실시할 수 있게 해주는 환자 및 치료 관리 GUI는 발목 재활 치료 일련의 과정을 일차(매일 매일의 치료과정)에 맞게 환자의 훈련을 체계적으로 관리할 수 있게 해준다. 따라서, 의사가 각 재활단계별 운동을 환자에게 시키는 명령을 받아들이는 입력 GUI를 기존의 재활 장비 싸이벡스(Cybex [3])의 GUI를 참고 하여 재활의사 및 재활 치료사의 의견을 모아 최대한 의사와 환자가 보기 편한 CUI로 구성하였다. 기본적으로 GUI 프로그램은 다음의 3 가지 작업을 수행한다.

- a) 재활과정동안의 명령을 햅틱장비의 운동 및 힘 명령으로 전환하는 프로그램
- b) 환자가 수행한 재활운동을 저장, 처리 및 표, 차트, 그래프 등으로 볼 수 있는 출력 GUI
 - (i) 관절의 각 방향에 대한 각도와 지정된 각도에서의 근력을 매일 매일 그래프로 변화하는 것을 볼 수 있게 함
 - (ii) 운동데이터의 저장, 처리하는 데이터베이스관리 프로그램 작성
- c) 햅틱장치와 가상환경과의 통신 인터페이스 프로그램

그림 9는 제작된 GUI의 메인 창을 보여주고 있다. 그림 10은 훈련 조정 창으로 훈련을 실시하기에 앞서 어떠한 훈련을 시행하게 되는지 환자에게 동영상을 보여주고 발목의 운동 범위를 1도 단위로 조절할 수 있게 설계되었다. 또한 훈련 횟수를 조정 및 훈련할 발의 좌우를 선택할 수도 있다. 다음에 재활 치료 메뉴를 선택하면 K-Platform이 작동되고 가상환경이 실행되면서 환자가 지정된 재활훈련을 실시할 수 있다.

가상환경은 재활 치료 중 환자에게 흥미를 유발시키고 치료에 집중할 수 있게 해준다. 각각의 가상환경은 재활과정 모드에 맞게 꾸며졌으며 환자의 재활 단계와 상태에 부합하여 치료강도를 조절할 수 현재는 발 모델 뷰어(viewer), 이미지뷰어, 검도 게임, 그리고 축구공차기의 가상환경 컨텐츠가 구현되었다.

이 중 그림 12는 이미지뷰어를 보여주는데 이는 근력 강화 운동을 실시할 때 환자에게 주어진 각도만큼 발목을 움직일 동기를 주는 것을 목적으로 만들어졌다. 이미지뷰어에서는 두 장의 그림을 겹쳐 놓아 환자가 발목을 주어진 범위

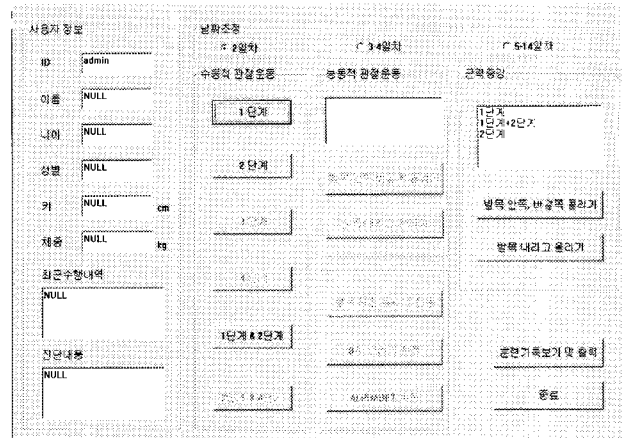


그림 10. 발목재활 GUI.
Fig. 10. GUI for ankle rehabilitation.

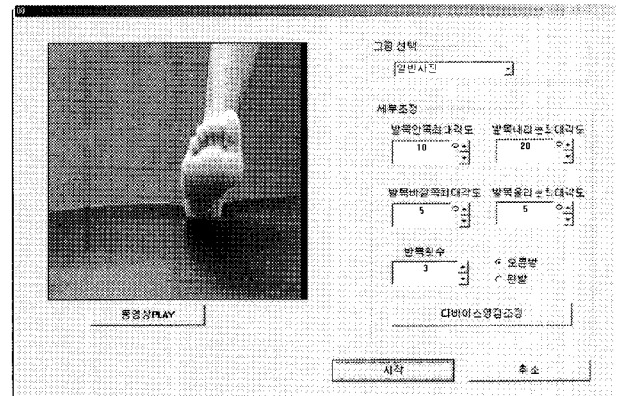


그림 11. 훈련 조정 창.
Fig. 11. Window for manipulating training.

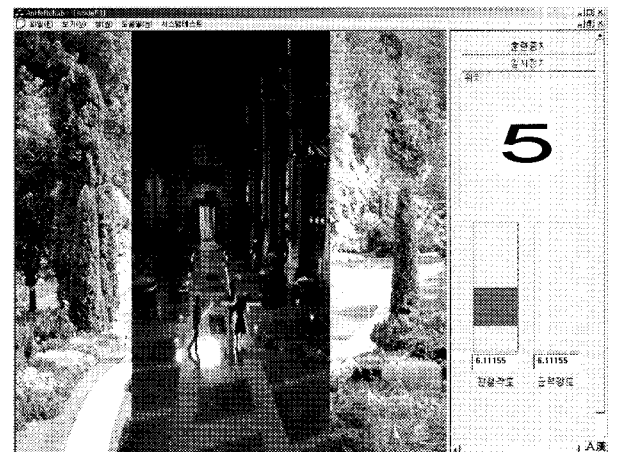


그림 12. 이미지뷰어 (Image Viewer) 창.
Fig. 12. Image viewer window.

만큼 움직이는데 성공하였을 경우 뒤의 그림이 앞으로 나오고 새로운 그림이 뒤에 배치되게 된다. 환자는 뒷부분의 새로운 그림을 보기 위해서는 계속해서 운동을 실시하여야 한다. 또한 배측 굴곡과 저측 굴곡운동을 실시할 때는 그림이 위아래로 갈라지게 하였고 내반 및 외반운동을 실시할 때는 그림이 좌우로 갈라지게 하였다. 오른쪽은 남은 훈련 횟수를 보여주며 아래는 발목 위치를 바 그래프와 수치 값으로 보여

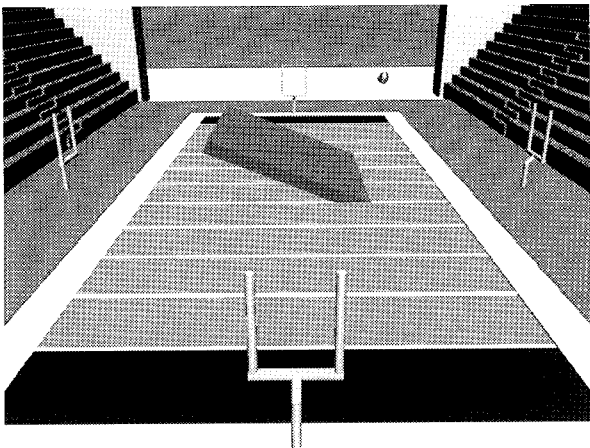


그림 13. 축구공차기 가상환경.

Fig. 13. Kickball Virtual Environment.

준다.

또 다른 가상환경으로서 JAVA, JNI(Java Native Interface) 및 VRML의 PROTO를 결합시킨 축구공차기 가상환경을 들 수 있다. 이 가상환경은 원격제어 시스템 구현을 위해 웹 기반 언어인 JAVA와 VRML을 이용하여 구현되었다[14]. 여기에서 제안하는 공차기 가상환경은 그림 13과 같이 미식 축구 경기장에 네 개의 골대가 네 방향에 위치해 있고, 가운데 위에서 떨어지는 공을 환자가 발목의 내/외반, 저축/배축 운동을 해서 공을 날려서 골대에 집어넣는데 그 목표를 두고 있다. 따라서, 공차기 가상환경은 발의 고유수용감각을 증가시키기 위한 것으로 발의 회전 정확도에 따라 가상환경상의 판을 정확히 움직여 골에 넣을 수 있기 때문에 발의 고유수용감각을 증가시키는 훈련 및 진단에 사용될 수 있다.

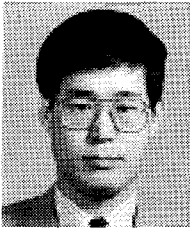
VI. 결론 및 향후 연구

금번에 개발된 발목재활 가상환경시스템은 전체 재활과정 중 고유수용감각운동중의 균형잡기 및 플라이오메트릭 운동을 할 수 없다. 플라이오메트릭 운동은 근육의 신전-반사(stretch-reflex) 원리를 이용한 강한 근 수축 운동으로 호핑, 점핑, 바운딩과 같은 운동을 통해서 향상시키며 재활 후기에 실시하는 운동이다. 따라서 이러한 운동을 시키기 위해서는 두 발로 서는 시스템이 필요하며 향후 이러한 시스템을 개발할 예정이다. 본 개발과 같이 여러 배경을 가진 팀이 공동 연구를 하는 경우 서로의 기술을 잘 이해하는 것이 매우 중요하며 또한 환자(소비자)의 의견도 충분히 반영되어야 한다. 또한 재활치료과정 및 부수되는 장치(의자 및 발을 고정시키는 보조장치 등)들의 설계 또한 중요하다. 약 3-4명의 환

자(어린이, 노약자 중심)를 시험적으로 사용하게 한 결과 흥미롭다는 반응을 보였으나 실제 재활치료과정에 적용되기 위해서는 세세한 부분을 완벽하게 구성해야 하고 실제 환자/치료사의 의견을 더욱 고려해야 한다. 이후 실제 재활과정에 적용하여 치료효과, 경제성효과 등을 검토할 예정이다.

참고문헌

- [1] J. G. Garrick, "The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains", *Am. J. Sports Med.* vol. 5, pp.241-51, 1977.
- [2] Duradisk, <http://www.healthtrek.com.au/Duradisk-Ankles/Feet.html>
- [3] Biodex Medical System, <http://www.biodex.com>.
- [4] Perform Better, Biofoam Roller, <http://www.performbetter.com/catalog/>
- [5] M. Girono, G. Burdea, M. Bouzit, and V. Popescu, "Orthopedic rehabilitation using the "Rutgers ankle interface", *Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality* pp.89-95, 2000.
- [6] J. Yoon, R. Boian, J. Ryu, and G. Burdea, "Control of the rutgers dual-platform interface for ankle rehabilitation", *ASME Robot Dynamics and Control Conference*, IMECE2002-DSC- 32655, New Orleans, USA, 2002.
- [7] M. Girono, G. Burdea, M. Bouzit, "The rutgers ankle orthopedic rehabilitation interface", *Proc. of the ASME Dynamic Systems and Control Division*, vol. 67, pp. 305-312, 1999.
- [8] 나영무 외, "가상환경을 이용한 발목 재활 시스템 설계를 위한 재활 단계 고찰", *HCI 2003*, vol. 2, pp. 137~142, 2003.
- [9] J. P. Gerber, G. N. Williams, C. R. Scoville, R. A. Arciero, and D. C. Taylor, "Persistent disability associated with ankle sprains: a perspective examination of an athletic population", *Foot and ankle international*, vol. 19, pp. 653-660, 1998.
- [10] S. A. Lynch and P. Renstrom, "Treatment of acute lateral ankle ligament rupture in the athlete", *Sports Medicine* vol. 27, pp. 61-71, 1999.
- [11] C. Mercier, D. Bourbonnais, S. Bilocleau, J. F. Lenay, and P. Cross, "Description of a new motor re-education program for the paretic lower limb aimed at improving the mobility of stroke patients", *Clinical Rehabilitation* vol. 13, pp. 199-206, 1999.
- [12] R. A. Donatelli, *The Biomechanics of the Foot and Ankle*, Philadelphia, F.A. Davis, 1996.
- [13] D. A. Lawrence, "Impedance control stability properties in common implementations", *IEEE. Int. Conf. Rob. and Auto.*, pp. 1185-1190, 1988.
- [14] 최형진, 류제하, 이기석, 김현민, 이찬수, "JAVA, JNI(Java Native Interface) 및 VRML(Virtual Reality Modeling Language)를 이용한 발목재활용 공차기 가상환경", *HCI 2003*, vol. 1, pp. 52-56, 2.



류 제 하

1959년 7월 19일생. 1982년 서울대학교 기계공학과(공학사). 1984년 KAIST 기계공학과 (공학석사). 1991년 The Univeristy of Iowa, 기계공학과 (공학박사). 1992-1994년 United Defence LP 선임연구원. 1995년 ~ 현재 광주과학기술원

기전공학과 교수. 관심 분야는 역/촉감제시장치 설계 및 제어, 컴퓨터 햅틱스, 교육 및 재활 훈련에 적용.



송 현 식

1976년 2월 13일생. 2001년 한국해양대학교 제어계측공학과(공학사). 2003년 광주과학기술원 기전공학과(공학석사). 2003~현재 자동차 부품연구원 연구원. 관심분야는 시스템 인터페이스/제어, Robot 제어.



윤 정 원

1973년 5월 1일생. 1998년 전북대학교 정밀기계공학과(공학사). 2000년 광주과학기술원 기전공학과 (공학석사). 2000~현재 동 대학원 기전공학과 박사과정. 관심분야는 병렬로봇시스템/제어, 힘반영 장치설계/제어 및 역감제시장치의 재활

훈련적용.



최 형 진

2002년 동국대학교 기계공학과(학사). 2002년 3월 ~ 현재 광주과학기술원 기전공학과 석사과정. 관심분야는 병렬로봇가상현실, 힘반영 장치.



차 종 은

1976년 4월 4일생. 1999년 한국과학기술원 기계공학과 (공학사). 2001년 광주과학기술원 기전공학과 (공학석사). 2001~현재 동 대학원 기전공학과 박사과정. 관심분야는 병렬로봇 설계 및 촉각 렌더링 알고리즘.



임 길 병

1968년 5월 9일생. 1992년 연세대학교 의과대학 의학과(의학사). 1995년 연세대학교 대학원(의학석사). 2003년 연세대학교 대학원(의학박사). 1992년 세브란스병원 인턴. 1993년 ~ 1997년 세브란스병원 재활의학과 전공의. 2000년

연세대학교 의과대학 재활의학교실 강사. 현재 인제대학교 일산백병원 재활의학과 조교수. 관심분야는 뇌졸중 재활, 스포츠의학, 통증재활.



나 영 무

1962년 12월 18일생. 1987년 연세대학교 의과대학 졸업. 1991년 연세대학교 의학석사. 1998년 연세대학교 의학박사. 1991년 재활의학과전문의. 1998년 스포츠의학분과전문의. 1994-1999 연세대학교 의과대학 재활의학교실 조교수. 1999-

2003. 5 인제대학교 의과대학 재활의학교실 부교수. 1999- 현재 대한스포츠의학회이사. 1998-2002 대한축구협회의무분과 위원장. 현재 메디메이저 의원 원장, 스포츠메디슨코리아연구소 소장, 이사.



이 기 석

1995년 성균관대학교 제어계측공학과(학사). 1999년 성균관대학교 전자전자 및컴퓨터공학부 (석사). 2001년~현재 한국전자통신연구원 VR 인터페이스연구팀 연구원. 관심분야는 게임엔진개발, VR 인터페이스.



김 현 빈

1985년 중앙대학교 정경대학 응용통계학과 학사. 1988년 중앙대학교 대학원 응용통계학과 석사. 1991.3-1993. 3 Nagoya 대학 대학원 공학연구과 연구원. 1993.4-1996.3 Okayama 대학 전산통계학 박사. 1984.11-1998.8 시스템공학연구소.

1998.8 한국전자통신연구원 가상현실연구부. 2001.11-현재 한국전자통신연구원 가상현실연구부 부장. 관심분야는 게임엔진, 생체신호처리 및 VR 인터페이스.