creative commons

COMMONS DEED

저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

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

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.

변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 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

dCollection

[UCI]I804:24011-200000265059

조선대학교 CHOSUN UNIVERSITY

2015年 8月

博士學位 論文

신경망을 이용한 지능형 상·하지 재활 휠체어 로봇 시스템 설계 및 구현

朝鮮大學校 大學院

電算統計學科

金 兌 衍

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

신경망을 이용한 지능형 상·하지 재활 휠체어 로봇 시스템 설계 및 구현

A Design and Implementation of Intelligent Upper Limb and Lower Extremities Rehabilitation Wheelchair Robot System Using Neural Networks

2015年 8月 25日

朝鮮大學校 大學院

電算統計學科

金 兌 衍

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

신경망을 이용한 지능형 상·하지 재활 휠체어 로봇 시스템 설계 및 구현

指導敎授 裵 相 賢

이 論文을 理學博士學位 申請 論文으로 提出함

2015年 4月

朝鮮大學校 大學院

電算統計學科

金 兌 衍

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

金兌衍의 博士學位論文을 認准함

委員長	朝鮮大學校	教授	정 채 영	(印)
委 員	全南大學校	教授	임 창 균	(印)
委 員	朝鮮大學校	教授	권 용 만	(印)
委 員	朝鮮大學校	教授	장 인 홍	(印)
委 員	朝鮮大學校	教授	배 상 현	(印)

2015年 6月

朝鮮大學校 大學院

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

목 차

표 목차 ····· iii
그림 목차 ····· iv
ABSTRACT ····· vi

Ⅰ. 서 론 ····· 1
1. 연구 배경 및 관련 연구 ····· 2
2. 연구 목적 및 내용 ····· 6

Ⅱ. 재활 로봇의 개요 ····· 8
1. 재활 로봇의 유형 ····· 11
2. 재활 로봇의 연구 개발 동향 ····· 14
1) 휠체어 기반 재활 로봇 시스템 ····· 14
2) 상지 재활 로봇 시스템 ····· 19
3) 하지 재활 로봇 시스템 ····· 24

Ⅲ. 시스템 구성 및 설계 ····· 33
1. 시스템 구성도 ····· 33
1) 휠체어 로봇 시스템 ····· 35
2) 상·하지 재활 로봇 시스템 ····· 39
3) 지능형 토크 제어 시스템 구성 ····· 40
4) 사용자 인터페이스 ····· 41
2. 지능형 재활 알고리즘 ····· 43
1) 신경망 알고리즘 개요 ····· 47
(1) 뉴런 모델과 신경망 구조 ····· 49

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

(2) 다층 신경망의 학습 규칙 ····· 51
2) 제안한 알고리즘 ····· 54

Ⅳ. 시스템 구현 결과 및 성능평가 ····· 60
1. 시스템 구현 ····· 60
1) 휠체어 로봇 시스템 ····· 60
2) 상·하지 재활 로봇 시스템 ····· 65
3) 사용자 인터페이스 ····· 67
2. 성능평가 ····· 71

Ⅴ. 결론 ····· 76

참고문헌 ····· 78

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

표 목 차

[표 2.1] 재활 로봇의 유형 ····· 11
[표 3.1] MAS(Modified Ashworth Scale) 지수의 평가 정도 ····· 45
[표 3.2] 사용자 근력에 따른 토크 출력 등급 분류 ····· 46
[표 3.3] 역전파 알고리즘에서 사용되는 기호의 구성 정의 ····· 54
[표 4.1] 휠체어 로봇 시스템의 제작 사양 ····· 62
[표 4.2] 상지 재활 로봇 시스템 제작 사양 ····· 65
[표 4.2] 하지 재활 로봇 시스템 제작 사양 ····· 66
[표 4.4] 학습을 위한 신경망 입·출력 변수 선정 ····· 71
[표 4.5] 근력 및 생체신호에 따른 토크 출력 등급 분류 ····· 72
[표 4.6] 제안 알고리즘 실험 결과 ····· 74

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

그 림 목 차

[그림 2.1] 국외의 휠체어 기반 재활 로봇 시스템 연구 동향 ····· 15
[그림 2.2] 국내의 휠체어 기반 재활 로봇 시스템 연구 동향 ····· 16
[그림 2.3] 휠체어 기반 재활 로봇 시스템 개발 동향 ····· 18
[그림 2.4] 국외의 상지 재활 로봇 시스템 개발 동향 ····· 22
[그림 2.5] 국내의 상지 재활 로봇 시스템 개발 동향 ····· 23
[그림 2.6] 국외의 하지 재활 로봇 시스템 개발 동향(보행 재활 로봇) ····· 28
[그림 2.7] 국외의 하지 재활 로봇 시스템 개발 동향(보행 보조 로봇) ····· 31
[그림 2.8] 국내의 하지 재활 로봇 시스템 개발 동향 ····· 32
[그림 3.1] 시스템 구성도 ····· 34
[그림 3.2] 일체형 기립운동 시스템 ····· 35
[그림 3.3] 기립각도 측정 방법 ····· 36
[그림 3.4] 위험감지 알고리즘 순서도 ····· 37
[그림 3.5] 휠체어 구동 제어 알고리즘 흐름도 ····· 38
[그림 3.6] 상·하지 재활 로봇 시스템 구성도 ····· 39
[그림 3.7] 지능형 토크 제어 시스템 구성도 ····· 40
[그림 3.8] 테블릿 PC 도킹 시스템 구성도 ····· 41
[그림 3.9] 생체신호 분석 시스템 구성도 ····· 42
[그림 3.10] 신경망의 구조 ····· 44
[그림 3.11] 생물학적 뉴런의 형태 ····· 49
[그림 3.12] 단일 입력 뉴런 ····· 50
[그림 3.13] 역전파 학습 알고리즘 순서도 ····· 57
[그림 3.14] 제안한 역전파 알고리즘의 프로그램 ····· 59
[그림 4.1] 지능형 상·하지 재활 휠체어 로봇 구현 결과 ····· 61
[그림 4.2] 상 · 하지 재활 휠체어 로봇 시스템의 기립 구현 결과 ····· 63
[그림 4.3] 상 · 하지 재활 휠체어 로봇 시스템의 발판, 등받이 조절 구현 결과 ····· 64
[그림 4.4] 상지 재활 로봇 시스템 구현 결과 ····· 65
[그림 4.5] 하지 재활 로봇 시스템 구현 결과 ····· 66
[그림 4.6] 생체분석 시스템의 D/B 및 모듈 ····· 67
[그림 4.7] 생체분석 시스템의 인터페이스 구현 결과 ····· 68
[그림 4.8] 생체 데이터 측정 후 스마트폰 연동 구현 결과 ····· 68
[그림 4.9] 사용자 인터페이스 구현 결과 ····· 69
[그림 4.10] 사용자 인터페이스 주행 모드 실행 결과 ····· 69

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[그림 4.11] 사용자 인터페이스 재활 모드 실행 결과 ·····70
[그림 4.12] 토크 제어를 위한 신경망 구성 ·····71
[그림 4.13] 생체 데이터 측정 및 실형 결과 ·····73
[그림 4.14] 추종 성능평가 결과 ·····75

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

ABSTRACT

A Design and Implementation of Intelligent Upper Limb and Lower Limb Extremities Rehabilitation Wheelchair Robot System Using Neural Networks

KIM TAE YEUN
Advisor : Prof. Bae, Sang-Hyun, Ph.D.
Department of Computer Science and Statistics,
Graduate School of Chosun University

As a way to help the old and the disabled lead an independent life and to enhance the quality of their life, there are active studies conducted on rehabilitation robot that helps to rehabilitate defective functions. For this reason, in this thesis, the characteristics and the mobility of the old and the disabled were taken into consideration. This thesis seeks to propose an intelligent wheelchair robot system with a new concept that can help the old and the disabled to take an exercise and receive rehabilitation training in daily life to properly move the upper and lower libs extremities and to stand up. This will prevent the degeneration of body functions in the minimum and of musculoskeletal. The purpose of this suggested system is to first allow the old and the disabled to perform all movements in daily life independently as much as possible and to minimize the degree of secondary functional impairment. In other words, this research aims to establish a system, which makes it possible for the old

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

and the disabled to perform rehabilitation exercises. Subsequently, it will use the rehabilitation robot system based on the wheelchairs for the upper and lower limbs extremities, in order to diagnose them in a quantitative way on a regular basis and to verify its effectiveness.

The basic structure of the suggested system consists of electric wheelchairs for movement, a robot system of the rehabilitation of the upper and the low limbs extremities, and a nerve-network, which is a robot-controlling system for rehabilitation exercises customized for a user based on the user's muscular strength and bio-signals (pulse, breath). The embodiment of the rehabilitation training function of the upper and the lower limbs extremities consists of the upper and the lower libs extremities rehabilitation robot system and the nerve-network controller. The upper and lower limbs extremities rehabilitation robot system is made of rehabilitation 2-DOF and the lower limbs extremities rehabilitation 1-DOF, which were realized as all-in-one wheelchairs. The establishment of the nerve-network controller made it possible to control the system through intelligent talk depending on the user's muscular strength and bio-signals.

For the intelligent rehabilitation exercises of the upper and the lower limbs extremities of the suggested system, a user's muscular strength and bio-signals (pulse, breath) were measured and learned through the nerve network, and the talk output was controlled, according to the user's muscular strength and bio-signals, and it was created for customized rehabilitation exercises of the upper and the lower limbs extremities for the purpose to improve the user's rehabilitation approach.

Furthermore, the user-friendly interface was implemented so that the data of body (pulse, breath, electromyogram) measured by a tablet PC could be analyzed in real time, which made it possible for a user to monitor the changes in bio-signals following rehabilitation. It can interwork with a

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

smart phone, which improves the efficiency of rehabilitation exercises. The usability of the system proposed in this thesis was enhanced through a drive and a rehabilitation mode. Also, a follow-up performance was analyzed for the evaluation of the performance of the offered algorithm and the verification of its system.

In the experiment to assess the performance of the proposed algorithm, the subjects' bio data were first obtained, learned, and analyzed by the nerve-network algorithm. In addition, in order to minimize the influences of the learning data on the experiment results and to secure reliability, 10-Fold cross-validation analysis was carried out.

During the experiment, when the subjects took a rehabilitation exercise, the average accuracy of the classification of the talk output depending on the users' muscular strength and bio-signals turned out to be 87.8%.

The experiment results showed that the average error in the angle of joints of the upper limbs extremities rehabilitation exercise was 2.52 degrees. The average error in the angle of joints of the lower limbs extremities rehabilitation exercise was 2.46 degrees, and of the standing exercise was 2.14 degrees. The follow-up performance was good enough to take rehabilitation exercise.

Therefore, the system proposed in this thesis can guarantee the mobility of its users. The users can continuously take rehabilitation exercise in their daily life, and it offers customized rehabilitation with the data about its users' muscular strength and bio-signals. In conclusion, the system is expected to be helpful to its users, who have the will to rehabilitate and improve the quality of their life by monitoring the data about body and rehabilitation.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Ⅰ. 서 론

최근 우리사회는 의학기술의 진보와 더불어 독립적 생활이 불가능한 노령인구와 척추손상 및 뇌졸중 편마비 등으로 인한 후천적 장애인구의 증가가 새로운 사회문제로 대두되고 있다. 또한 이들 노인과 장애인의 대부분은 생활의 다방면에서 정상인과 동일한 삶을 영위하기를 원하는 등 적극적인 사회활동을 희망하고 있다. 따라서 이들의 원활한 사회활동을 돕기 위한 방안으로 그들의 불완전한 감각기능, 판단기능, 이동기능 등을 대신하거나 도울 수 있는 재활 로봇의 개발이 절실히 요구되어지고 있다.

재활 로봇은 재활활동을 주도적으로 수행하거나 보조하는 기능을 하는 로봇으로 노인과 장애인의 기능 및 일상생활 활동을 보조하여 사회 복귀를 도울 수 있고 재활 치료를 요하는 환자들의 재활 치료비용 증가 문제와 치료기간 및 강도 유지 문제를 해소해 줄 수 있다[1]. 노인 및 장애인의 재활과 사회복귀를 돕는 재활 로봇은 고령화 되고 있는 미래에 잠재력이 높은 로봇분야라 할 수 있다. 본 논문에서는 지능형 상·하지 재활 운동이 가능한 휠체어 로봇 시스템의 전체 구조를 설계하였다. 이 시스템은 휠체어 로봇 시스템에 상지, 하지, 기립 재활 기능을 탑재하였으며 사용자의 근전도 및 생체신호(맥박, 호흡)를 측정한 후 신경망으로 학습시켜 사용자의 근전도 및 생체신호(맥박, 호흡)에 따라 지능적인 재활이 가능하도록 설계하였다. 또한 사용자 모니터링을 통해 자신의 생체 정보와 재활 정보를 확인하여 보다 효율적이고 지능화된 방법으로 재활 정도를 파악할 수 있는 시스템을 구현하였으며 지능형 상·하지 재활 휠체어 로봇 시스템의 성능평가를 통해 시스템의 효율성을 검증하였다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

1. 연구 배경 및 관련 연구

최근 급속한 고도화 사회와 고령화 진행에 따라 척수손상 및 뇌변병 장애환자가 증가하고 있으며 이로 인한 신체장애의 위험을 가질 수 있는 잠재적 장애인구가 지속적으로 증가 할 것으로 예측되고 있다.

현재 우리나라의 만 65세 이상 노인 인구는 전체 인구의 약 12.2%로 2000년 이미 고령화 사회로 진입하였고 2017년 고령사회, 2026년에는 노인인구가 20%이상을 차지하는 초고령 사회로 진입할 것으로 보인다. 또한 보건복지가족부 장애인실태조사(2011)에 따르면 우리나라 전체 장애인구의 수는 약 268만 명에 이르며, 장애인 출현율(인구 100명당 장애인 수)은 5.61%로 2005년의 4.59%에 비하여 1.02% 포인트가 증가되었다. 특히 재활 치료와 보행 능력에 영향을 미칠 수 있는 지체장애 및 뇌병변장애인의 수는 약 167만 명으로 전체 중 약 62%를 차지하고 있다. 2005년도에 발표한 장애인구에 비하여 현재 전체 장애인의 수는 약 54만 명, 지체장애 및 뇌병변 장애인의 수는 약 40만 명이 증가한 수치이며 장애인의 연령 분포는 만 65세 이상이 38.9%의 비중을 차지하는 것으로 조사되었다[2]. 미국 질병통제예방센터(CDC; Centers for Disease Control and Prevention) 통계에 따르면, 미국 총 성인 인구의 13%가 65세 이상 노인으로 구성되어 있으며 이중 7.1%는 보행에 어려움이 있거나 불가능한 것으로 보고되고 있다[3][4].

이로 인한 사회 경제적 부담은 대한민국의 경우 2005년 약 49조 이상으로 보고되고 있으며[5] 미국의 경우 2009년 약 4700억 달러 이상인 것으로 보고되고 있다[6]. 이는 우리 사회가 점차 고령화 사회로 진입함에 따라 노인인구의 증가는 장애인구와도 밀접한 관계를 가지고 있다고 볼 수 있으며 사회여건개선 및 선진화로 노인 및 장애인의 삶의 질 욕구의 강한 증대와 함께 이로 인한 신체기능 회복을 위한 재활 치료 수요 및 의료비용이 증가할 것으로 보인다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

재활 치료는 신체적 기능 상태를 유지 및 증진시키기 위해 지속적인 재활 치료가 필요하기 때문에 시간, 장소에 구애 없이 계속적으로 일상생활에서 이루어지는 것이 바람직하다. 하지만 현재 우리나라의 재활 치료 서비스는 제한된 공간 즉 재활센터, 요양시설, 종합병원 등에서 이루어지고 있으며 대부분의 재활 시설이 도시에 집중되어 있을 뿐 아니라 그 수도 현저히 부족하다. 또한 재활 치료를 받을 수 있는 시간은 보통 하루에 1회, 1~2시간 정도로 매우 한정되어 있어 지속적인 재활 치료가 이루어지고 있지 못한 실정이다[7]. 의료인의 경우 장시간 치료를 반복적으로 하게 되어 체력적인 소모가 커지게 되며 재활 치료 후 환자의 회복효과를 검진하는 것은 보통 담당하는 치료사나 의사 그리고 환자의 주관적인 느낌에 의존하게 되어 치료 경과를 파악하는데 있어서 객관성이 부족한 부분이 있다[8]. 경제적 부담, 시간적 제약으로 인한 입원치료의 한계성과 공간의 한계성으로 지속적인 재활을 위해서는 재활 치료를 생활의 일부로 받는 것이 필요하다. 그러나 일상생활에서의 환자 스스로 운동할 수 있는 재활 기기의 성능과 수급이 부족한 편이고, 병원은 재활 치료 프로그램을 지원하는데 있어서 수익성과 접근성 면에서 한계가 있기 때문에 많은 환자를 충당하기가 어려운 실정이다.

일반적으로 지체 및 뇌병변 장애인은 뇌의 신경학적 문제로 인한 마비나 절단, 관절의 변형 등에 의한 신체장애를 겪고 있으며 노인은 신체적 기능이 떨어지고 위험상황에 대처하기 어려워 장애에 쉽게 노출될 수 있다. 이로 인한 독립적인 신체능력의 상실은 자신들이 경험하는 생활환경에의 참여에 있어 가장 큰 장애로 대표되기도 한다[9]. 즉 신체장애를 겪고 있는 노인 및 장애인이 자신의 가치 있는 작업에 참여하기 위해서는 재활 및 보조 기기가 항상 요구되며 이 중 휠체어는 독립적인 이동뿐만 아니라 재활 치료를 위한 필수적인 보조 기기라고 할 수 있다. 또한, 65세 이상의 노인 및 장애인구의 90%가 가정에 기반 한 장기간 치료를 선호하므로 이를 위한 휠체어 등의 이동기기의 중요성이 증가되고 있으며 향후 지속적인 성장이 예상된다[10]. 이에 휠체어 사용 인구가 매년 증가되고 있으며 배변 및 배뇨의 해결 및 휠체어 보행을 위해 적어도 1시간 이상 의존하며 하루 중 휠체어 사용 시간이 5시간이상 사용자가 77.3%로 일과 시간 중의 대부분을 휠체어에서 생활하고 있다[11].

조선대학교 CHOSUN UNIVERSITY

많은 경우에 휠체어는 사회, 여가, 지역사회의 다양한 삶에 참여할 수 있도록 하지만 중요한 것은 이러한 활동의 참여에 대한 질과 양에 영향을 줄 수 있다[12][13]. 즉 휠체어는 사용자의 기능적 이득과 함께 개인의 삶의 질을 향상시키기 위해 설계되어야 한다는 것을 의미한다. 하지만 기존의 휠체어 경우 단지 이동 수단으로서의 편의를 제공하는 제품들이 많아 수동적이고 편리성만을 강조하고 있으며 이동을 위한 기능적 이득에만 초점이 맞추어져 있다. 이동 수단으로서의 휠체어 사용은 사용자의 움직임을 감소시켜 상·하지의 근력 저하 등의 운동기능을 감소시킬 수 있으며 휠체어 사용에 대한 만족감 저하와 재활 치료에 대한 요구를 충족시키지 못해 개인의 삶의 질을 향상시킬 수 있는 기회를 잃어버릴 수도 있다.

이러한 노인 및 장애인의 증가와 복지에 대한 사회적 관심의 증가, 독립적인 일상생활활동과 지속적인 재활 치료를 통한 삶의 질 향상 및 의료비용 절감 등을 위한 노력의 일환으로 재활분야의 로봇기술의 필요성이 확대되고 있다. 재활로봇 기술은 전동 휠체어를 조작하는 연구[14] 및 지능형 전동 휠체어에서 센서를 이용한 장애물 회피 및 내비게이션 기능 구현[15], 뇌파(EEG)를 활용하여 사용자 의도인지를 통한 휠체어 주행에 관한 연구[16]등의 휠체어 기반 재활 로봇에 관한 연구들이 진행되고 있으며 손을 쓰지 못하는 장애인을 위해 로봇의 카메라가 눈동자의 움직임과 어깨의 동작을 센서가 파악하여 움직일 수 있는 휠체어 부착형 매니퓰레이터 형태의 KARES Ⅰ[17], 테이블 위의 목표 지점과 모니터를 통하여 보고 원하는 지점까지 움직이는 역할을 수행하는 MIT-MANUS[18], 햅틱 장치를 활용한 Workstation 형태의 상지 재활 로봇[19] 등의 연구가 이루어지고 있다. 하지 재활 로봇의 연구는 노인 및 하지마비 기립 및 보행을 보조해주는 외골격 로봇인 SUBAR[20], 체중 탈부하 장치와 외골격 결합된 재활 로봇[21], 착용형 로봇 슈트 HAL[22] 등의 외골격 착용형태의 보행 보조 로봇과 중증 장애인의 보행 재활 훈련을 목적으로 Lokomat[23][24]와 같이 트레드밀 등의 보행 재활 로봇 등이 대표적이라 할 수 있다. 또한, 재활 로봇의 인지/운동 재활 기술로 뇌파(EEG, fNIRS 등)를 활용하여 인지 기반의 사용자 의도인식 및 표현 기술 연구[25]와 생체신호(EMG, GSR 등)를 활용하여 운동 기반의 사용자 의도인식 및 표현기술 연구 등도 진행되고 있다[26].

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

그러나 기존의 휠체어 기반 로봇에 관한 연구는 대부분 사용자의 의도인지 및 전동휠체어의 자율주행에 관한 연구로 재활의 목적보다는 이동성에 초점을 두고 있으며 외골격 착용형태의 재활 로봇의 경우 착용시간 및 기기무게에 대한 부담과 인체 관절의 회전축과 기계의 회전축을 정합하도록 보정하기 어려워 사용하는데 많은 제약이 따르며, 근력 향상보다는 근력 보조하는데 사용되어지고 있는 실정이다. 또한 Workstation 형태의 상지 재활 로봇과 트레드밀 형태의 하지 재활 로봇은 장치가 차지하는 공간이 크기 때문에 일반적으로 재활 센터 등 제한된 공간에서 사용되어 일상생활에 지속적인 재활을 위해 사용하기에는 어려움이 있다. 이에 신체장애를 가지고 있는 노인 및 장애인의 가장 기본적인 요구사항인 이동성 보장과 함께 일상생활에서 쉽게 재활 훈련을 수행할 수 있도록 도와주는 휠체어 기반 재활 로봇 시스템에 대한 연구 개발이 필요하다. 휠체어 기반 재활 로봇 시스템을 이용할 경우 로봇은 피로함을 느끼지 않고 반복 작업을 하는데 유리하며 일상생활에서 효과적이고 지속적인 재활 치료와 이동성을 보장하는데 큰 도움이 될 것이다. 또한 재활 치료 후 환자의 회복효과를 정량적으로 측정하는 것이 가능하여 그 판단에 객관성을 부여할 수 있으며 공간적, 시간적, 비용적 제약을 상당 부분 해결해 줄 수 있을 것으로 보인다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2. 연구 목적 및 내용

현대사회의 노인인구와 장애인구의 증가는 신체발달의 저하 및 장애를 가진 사람들에게 건강한 신체를 손에 넣고자하는 강한 재활 욕구를 불러 일으켰다. 이에 노인 및 장애인의 독립적인 삶의 영위와 삶의 질 향상을 위한 재활 로봇 및 재활 시스템의 연구가 활발히 진행되어지고 있다. 기본적으로 신체장애를 가진 노인 및 장애인의 일상을 편안하고 행복하게 영위하기 위해서는 가장 기본적인 움직임인 보행에 불편함이 없어야 한다. 현재 상·하지 근력이 저하된 대부분의 노인 및 장애인은 일상생활에서 휠체어의 도움을 받아 생활하고 있다[27]. 그러나 휠체어는 노인 및 장애인의 외출 시 이동에 관한 편의성을 제공하고 있지만 재활 욕구 사항을 충분히 만족시키지 못하고 있다[28]. 이에 편의성 및 신체기능향상에 관련한 문제를 해결하기 위해 휠체어 기반 재활 로봇 기술의 필요성이 증대되고 있다. 즉 삶의 질 향상을 위해서 개발되는 휠체어 기반 재활 로봇 시스템의 형태는 기본적으로 사용자의 보행을 보조하고 상지, 하지, 기립 등의 재활을 도와주며 목표지점까지 안전하고 편안하게 이동하는 기능이 최우선되어야 한다.

본 논문에서는 노인 및 장애인의 특성 및 이동성을 고려하여 일상생활 속에서 상지, 하지, 기립 운동 및 재활 훈련이 가능하고 이를 통하여 최소한 신체기능 퇴화 예방 및 나아가 근골격계 기능 퇴화를 예방할 수 있는 새로운 개념의 지능형 휠체어 로봇 시스템을 제안한다. 제안된 시스템의 주된 목적은 노인 및 장애인이 일상생활의 모든 동작을 가능한 한 혼자 수행할 수 있도록 유도하고 이차적인 기능장애의 정도를 최소한으로 줄이는 것이다. 즉 휠체어 기반 상·하지 재활 로봇 시스템을 이용하여 노인 및 장애인들이 정기적이며 정량적인 재활 운동 및 진단이 가능한 시스템을 구축하고 그 효율성을 검증하고자 한다. 지능형 상·하지 재활 휠체어 로봇 시스템의 구체적인 내용은 다음과 같다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

1. 휠체어 로봇 시스템에 상·하지 재활 및 기립 기능을 탑재하여 기본적인 이동 기능을 지원하면서 일상생활 속에서도 재활 훈련이 가능한 지능형 상·하지 재활 휠체어 로봇 시스템을 구현한다.

2. 사용자의 근전도 및 생체신호(맥박, 호흡)를 측정한 후 신경망 알고리즘으로 학습시켜 사용자의 근전도 및 생체신호 상태에 따라 토크 출력을 분류하여 지능적인 재활 운동이 가능하도록 시스템을 구현한다.

3. 제안한 알고리즘과 시스템의 성능평가를 통하여 시스템의 효율성 및 정확성을 분석하고자 한다.

4. 사용자 친화적이고 효율적인 인터페이스를 구현하여 사용자가 모니터링 할 수 있는 시스템을 구현한다. 사용자 모니터링을 통해 자신의 생체 정보와 재활 정보를 확인하여 보다 효율적이고 지능화된 방법으로 재활 정도를 파악 할 수 있는 시스템 구현에 연구 목적이 있다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 재활 로봇 시스템의 전체적인 개요에 대해 살펴보고 3장에서는 제안하는 시스템의 구성 및 설계에 대해서 설명한다. 4장에서는 시스템 구현 및 성능평가를 기술하며, 5장에서는 연구의 결론 및 향후의 연구 방향을 기술한다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Ⅱ. 재활 로봇의 개요

본 장에서는 재활 로봇에 대한 전반적인 개요, 연구 및 개발 동향을 살펴보고자 한다.

최근 로봇 기술을 이용하여 운동기능 장애인의 진단 및 치료 기술 개발에 대한 여러 가지 방법들이 제시되고 있다[29][30]. 재활공학(Rehabilitation Engineering)에서는 공학 기술을 응용하여 노인 및 장애인들의 정지되거나 상실된 인체의 기능을 보충해 주거나 불완전한 신체 부위의 활동을 보조 및 단련시켜 활동력을 향상시키는 연구가 이루어지고 있다. Jones에 따르면 로봇을 이용한 치료는 환자의 경과에 따라 장애의 정확한 척도를 제공할 수 있을 것이라고 예상되며 행동 장애를 가진 환자들 개인에 대한 정량적인 사정과 모니터링 그리고 객관적인 치료의 처방이 가능하기 때문에 커다란 잠재력을 갖고 있다[31].

재활 로봇은 “노약자, 장애인, 재활치료를 요하는 환자 등 건강한 사람들에 비해 추가적인 서비스가 제공되어야 하는 사람들을 대상으로 하는 재활 복지 로봇으로 규정하며 침습적 수술 로봇과 건강한 사람들의 일상생활에 서비스를 제공하는 로봇은 제외한다.”고 규정하고 있다[32]. 이와 같이 재활 로봇은 신체의 기능 회복 및 향상을 위하여 환자와의 물리적인 접촉을 통해 재활치료를 돕는 로봇을 의미한다.

재활치료의 단계를 크게 나누면 환자에 대한 평가 단계, 재활치료 프로그램의 설계 및 훈련 단계, 환자의 회복정도를 표준 기능 평가 도구를 이용해 측정하는 단계로 진행된다. 단계별로 재활 로봇의 적용을 살펴보면 환자에 대한 평가나 환자의 회복정도를 측정하는 단계에 대한 진행되어 왔으며 재활치료나 훈련에 대한 연구가 더욱 활발히 진행되고 있다[33][34][35].

재활치료는 신체의 기능을 향상시켜 장애를 최소화하고 장애와 불구를 없애는데 그 목적이 있다. 여기서 장애는 질병으로 인한 신체의 구조, 생리적, 정신적 기능의 손상 또는 이상을 말하며 장애는 장애로 인한 그 사람에게 독립생활에 필요한 일에 제한이 있음을 말한다. 이러한 재활치료의 종류에는 물리치료, 작업치료, 운동치료, 주사치료, 약물치료 등이 있다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

로봇을 이용한 재활분야에서는 주로 운동치료와 작업치료를 수행하는 것에 목표를 둔다. 운동치료는 재활의학과의 환자를 치료함에 있어서 가장 많이 이용되는 치료 도구로써 운동을 할 때 발생하는 근육의 작용이나 그에 따른 생리학적 반응을 이용하여 환자를 치료하는 것이다. 또한 작업치료는 치료 목적이 있는 동작이나 활동을 선택하여 환자가 이 활동을 통하여 건강을 증진시키고 유지시키며 장애를 예방하고 행동을 평가하며 신체적으로 혹은 정신-사회적 기능이 저하된 환자들을 치료하거나 훈련시키는 것이다. 재활의학의 궁극적 목표는 환자의 기능을 최대로 회복시켜 가능한 환자가 외상 또는 발병 전의 생활을 영위하며 기능적인 삶을 살 수 있도록 하는데 있다[36][37].

전문가들은 재활 로봇의 도입을 계기로 환자의 상태에 맞추어 치료의 정도를 정량적으로 조절하여 제공할 수 있고, 치료의 효율성을 향상시킬 수 있다고 평가한다[38]. 실제로 미국 뇌졸중학회(American Stroke Association)의 발표에 따르면, 치료사는 한번에 60~80번 수행하던 재활동작 및 연습을 로봇을 활용하는 경우 800~1,000번까지 증가 시킬 수 있고 로봇의 보급이 확대되는 경우 재활치료사 한 사람이 여러 명의 환자를 동시에 치료할 수 있을 것으로 전망했다[39]. 또한 정량화하기 힘들었던 재활치료의 결과를 데이터로 축적하여 활용함으로써 최적화된 재활 치료법을 정립하고 치료의 효과를 높일 수 있을 것으로 기대된다.

최근 노령인구 및 장애인구의 증가와 더불어 '기술을 기반으로 한 삶의 질 향상'에 관심이 높아지고 있다. 노인 및 장애인을 포함한 사회적 약자에 대하여 재활 의료적 서비스를 개선하고 일상생활에 있어 다양한 활동을 돕는 것이 필요하다. 또한 사람을 대상으로 하는 시스템은 의료적인 효과뿐만 아니라 개개인 마다 신체 상태나 요구사항이 다양하여 고려할 사항이 많다. 이에 2000년대 초부터 지속적인 연구 개발이 이루어지고 있으며 국내로봇분야는 비 산업용인 서비스 로봇 제품이 가시화 될 시점이 다가오고 있다. 재활 로봇은 다른 로봇 분야에 비하여 상대적으로 확실한 응용 처를 가지며 환자를 대상으로 치료적인 관점에서 의료로봇의 일종인 치료용 재활 로봇과 일상생활을 돕는 보조용 재활 로봇으로 구분된다. 재활 로봇의 사용자는 선천적인 장애인을 비롯하여 교통사고, 안전사고, 질병 등으로 인한 중도장애인과 자연스러운 노화과정에 의한 고

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

령자이다. 특히 재활이란 장애를 입은 뒤에 사회로의 복귀를 돕는다는 개념이 강하며 재활 로봇은 재활과정에 사용될 수 있다. 재활 로봇은 신체적인 노동력을 로봇기술로 대체하는 것으로 다른 기술이나 제품으로 대체하기가 곤란하다. 재활 로봇은 복지 측면에서도 필요하고 경제적 측면에서 수요의 증가가 예상되는 지속적인 연구 및 개발이 필요한 분야이다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

1. 재활 로봇의 유형

인간은 질환, 외상 또는 노인성 변화로 신체적 기능이 떨어지게 되고 독립적인 일상생활을 유지할 수 있는 능력이 감소하게 되므로 개개인의 남아 있는 신체적, 정신적 능력을 최대한 회복시키는 과정이 필요하다. WHO(World Health Organization)는 이러한 재활을 최적의 신체적, 감각적, 지능적, 심리적, 사회적 수준으로 향상시키고 유지하는 과정으로 정의하였다[40]. 재활에는 다양한 도구가 사용될 수 있는데 이 때 사용되는 로봇을 재활 로봇이라 하며 병원의 재활치료나 가정의 보조기기가 재활 로봇에 포함될 수 있다.

재활 로봇의 대표적인 유형은 [표 2.1]과 같이 재활 로봇의 용도 및 형태, 목적에 따라 구분되어지고 있으나 서로 공통적인 범주에 속해 있는 부분이 많아 본 절에서는 용도에 따라 치료용 재활 로봇(상지, 하지 재활 로봇), 이동 지원 로봇(보행 보조 로봇), 보조용 로봇으로 구분하여 개략적으로 설명을 하고자 한다[41][42][43][44].

[표 2.1] 재활 로봇의 유형

	재활 로봇의 유형
용도	- 환자의 반복적인 재활운동을 시키는 치료용 재활 로봇 - 이동 지원 로봇 - 일상생활 활동에 특별한 도움이 필요한 장애인을 돕는 보조용 로봇
형태 (이동성)	- 이동로봇 - Workstation 기반 로봇 - 휠체어 기반 로봇
목적	- 일상생활 보조 로봇 - 신체기능 대체 로봇 - 재활 치료 로봇 - 사회심리재활 로봇

조선대학교 CHOSUN UNIVERSITY

치료용 재활 로봇은 뇌졸중, 척수손상, 뇌손상과 같이 주로 중앙 또는 주변 신경계의 손상으로 인한 마비환자의 신경가소성을 중심으로 재활 치료적인 목적으로 사용된다. 치료사의 치료활동을 돕는 로봇으로 치료사에게 위험하고 어려운 치료를 대신하는 역할을 한다. 치료용 재활 로봇은 치료사가 안전하게 환자를 훈련시킬 수 있도록 도와야 한다. 이에 미국과 유럽을 중심으로 지속적으로 연구가 진행 되어 왔으며, 최근 제품화된 치료용 재활 로봇이 출시되고 있다. 또한 기존의 Computer Game과 같은 Entertainment와 재활 시스템 기술이 통합화되는 경향이 커지고 있다[45]. 치료용 재활 로봇은 재활 치료부위에 따라 손 재활을 포함한 상지 재활과 이동과 관련된 하지 재활 등으로 구분될 수 있다.

상지 재활 로봇은 상지의 반복적인 움직임을 통한 재활 운동을 가능하게 하며 형태에 따라 Workstation 기반 로봇과 휠체어 기반 로봇으로 구분되어진다. 대표적으로 네덜란드 Exact Dynamic사의 MANUS로 알려진 Assistive Robotic Manupulator(ARM) 로봇 팔(Robotic Arm)등이 상용화되어 판매되고 있다[46]. 2000년대 들어 Therapeutic Robot의 일종인 MIT-Manus[18] 또는 유사시스템이 뇌졸중 환자에 대하여 상지 훈련용으로 다양하게 시도 되고 있는 실정이다. 최근에는 일상생활과 관련된 반복적인 움직임을 통하여 실생활을 도울 수 있는 방향으로 연구가 진행되고 있다. 상지의 움직임은 하지의 움직임에 비해 다양하고 평가하기가 복잡한 편이다. 뇌졸중 환자는 관절의 구축 외에도 신체의 움직이는 속도에 비례하여 발생하는 강직과 골다공증 등에 대하여 주의를 필요로 한다. 손 재활 로봇도 다양한 형태의 재활 로봇이 공개 되고 있다.

하지 재활 로봇은 보행의 회복 또는 유지에 활용 된다. 특히, 보행을 위해서 체중을 지지하는 동시에 하지의 움직임을 돕는데 필요하다. 여러 명의 치료사가 함께 수행하는 복잡하고 힘든 물리치료나 작업치료에 대해 로봇으로 치료사의 신체적 부담을 경감할 수 있으며 기립, 보행, 균형 등의 하지를 중심으로 한 훈련이 대표적이며 손상 직후부터 필요하다. 치료사에게는 환자의 넘어짐 등을 포함하여 안전성 면에서는 상당히 부담스러운 훈련이며 재활 로봇은 안전하게 치료를 수행하는데 지원할 수 있다. 대표적인 하지 치료용 재활 로봇으로 보행 재활 로봇이 있다. 이러한 시스템은 트레드밀 위에 체중부하를 지지하는 시스템을 통해 체중을 지지하고 관절의 움직임을 로봇과 제어시스템으로 구성된다. 현재

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Lokomat이 상업적으로 성공한 재활 로봇이다[23][24].

외골격 착용형태의 로봇도 많은 관심을 끌고 있다. 이러한 외골격 착용형태의 로봇의 경우 신체기능 대체 로봇으로도 구분이 되며 재활 치료의 기능을 가지고 있지만 이동 지원 로봇(보행 보조 로봇)의 성격이 강하다. 대표적인 외골격 착용형태의 로봇으로 일본 사이버다인사의 로봇슈트 HAL(Hybrid Assistive Limb)이 있다[22]. 이전의 근력 증강과 같은 응용분야에서 복지용으로 변화를 시도하고 있다. 보행이 자연스럽지 못한 고령자 등이 하지에 HAL을 입고 보행보조차를 끌고 보행훈련을 하는 방식으로 활용 되고 있다. 이와 동시에 하반신이 마비된 척수손상 장애인에게 앉은 상태에서 평행봉을 잡고 기립하도록 하는 시도가 진행되고 있다. 이 외에도 이스라엘 ARGO사의 ReWalk과 같은 재활 로봇은 하지마비 장애인의 하지에 로봇을 착용한 상태에서 목발을 잡고 직업 활동을 하는 시나리오를 제시하고 있다[47].

치료용 재활 로봇 이외에도 일상생활 활동을 지원하는 보조용 로봇은 상·하지의 운동능력 및 감각능력, 인지능력이 손상을 입은 장애인(주로 척수손상, 뇌성마비, 뇌졸중 환자)의 일상생활 보조에 주로 사용된다. 장애인의 자립생활을 통해 삶의 질을 향상시킬 수 있고 작업을 갖도록 도울 수 있다. 보조용 로봇은 식사를 보조하는 로봇, 휠체어에 장착하여 다양한 일상생활을 지원하는 로봇 등으로 나뉠 수 있다. 특히 상지 재활 로봇과 마찬가지로 휠체어를 사용하면서 상지의 동작이 불편한 사람을 위한 시스템으로 Workstation 중심의 시스템과 휠체어에 부착하는 시스템이 있다. 최근 보조용 로봇의 연구 개발 추세는 입는 로봇이 관심을 받고 있다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2. 재활 로봇의 연구 개발 동향

1) 휠체어 기반 재활 로봇 시스템

휠체어 기반 재활 로봇 시스템은 1980년대 초부터 연구되어 왔다. Workstation 기반의 재활 로봇 시스템에 비해 이동성이 향상된다는 이점을 가지고 있기에 보행 장애를 겪는 환자들은 사회참여 욕구에 따라 일차적 한계점인 이동기능을 극복하기 위하여 휠체어 기반 재활 로봇 시스템을 주로 활용하고 있다. 대부분의 휠체어 기반 재활 로봇 시스템은 신체를 지지하기 위한 의자 부분과 바퀴를 부착하기 위한 골격 부분, 바퀴 및 구동 또는 제동장치로 구성되어 있으며 휠체어에 로봇 팔(Robotic Arm) 시스템을 부착한 형태의 휠체어 부착형 매니퓰레이터라 할 수 있다.

국외의 연구 동향을 살펴보면 대학과 연구소 및 기업 등을 중심으로 휠체어 부착형 로봇 팔(Robotic Arm)의 연구 및 인간-로봇 상호작용에 대한 연구가 활발히 진행되어져 왔다. [그림 2.1]은 국외의 휠체어 기반 재활 로봇 시스템의 연구 동향이다.

미국의 University of South Florida에서 연구된 Wheelchair-Mounted Robotic Arm System은 휠체어에 9자유도의 MANUS ARM과 RAPTOR를 결합하여 작업도달용이성(Ease of Reaching)의 분석을 바탕으로 설계하여 일상생활동작(Activities of Daily Living) 지원이 가능하며 뇌전도(EEG)를 이용하여 제어가 가능하게 구현하였다[48].

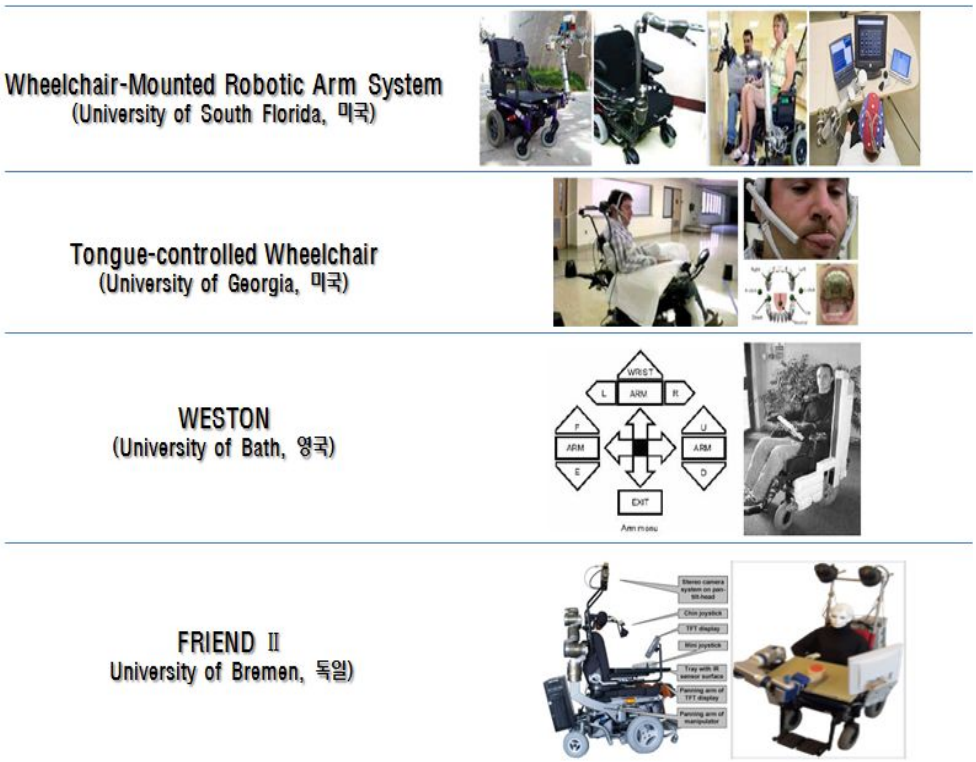
미국의 University of Georgia Institute of Technology의 Tongue Drive System은 거동 장애를 가진 환자를 대상으로 입에 전자석(Magnetic)센서와 마이크(Microphone)를 물고 혀(Tongue)의 움직임이나 목소리를 통해 휠체어를 제어하는 시스템을 개발하여 현재 장애인을 대상으로 다양한 환경에 대한 검증 연구가 진행되고 있다[49].

영국의 University of Bath Institute of Medical Engineering에서는 Workstation 형태의 Wolfson과 모바일 머니퓰레이터인 Wessex를 계승한 WESTON을 개발하였다. WESTON은 5자유도의 로봇 팔(Robot Arm)과 1자유도의 기립운동

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

기능을 지원하며 전동 휠체어의 조이스틱을 동시에 활용할 수 있게 개발되었다 [50].

독일의 University of Bremen's Institute of Automation의 FRIEND I (Functional Robot Arm with User Friendly Interface for Disabled People)은 휠체어에 장애인을 위한 기능적 MANUS ARM을 장착하고 다양한 보조기능을 가진 전형적인 휠체어 부착형 매니퓰레이터 시스템으로, 음성 인식을 통한 명령과 영상 인식을 통해 작업을 수행할 수 있는 로봇 시스템을 개발하였고 최근에는 FRIEND I (음성인식)을 계승하여 뇌전도(EEG)를 이용한 BCI(Brain-Computer Interface)시스템 기반의 7자유도 로봇 팔(Robot Arm) FRIEND II가 개발되었다 [51].



[그림 2.1] 국외의 휠체어 기반 재활 로봇 시스템 연구 동향

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

국내에서도 유사한 시스템이 대학 및 연구소 중심으로 연구가 진행되어 지고 있다. 특히 국내의 휠체어 기술은 일부 지형장애를 극복할 수 있는 기립형 전동휠체어나 IT 기반 전동휠체어가 재활공학연구소를 중심으로 연구되고 있다.

[그림 2.2]는 국내의 휠체어 기반 재활 로봇 시스템의 연구 동향이다. 한국과학기술원(KAIST)의 KARES Ⅰ은 휠체어 기반 6자유도 로봇 팔(Robot Arm) 시스템으로 말단부에 F/T센서를 장착하여 로드셀에 의한 환자의 체중감지 및 보행 시 하중조절 기능과 환자와 로봇과의 거리감지에 의한 보행속도 감지 및 제어 기능을 통해 병원에서 환자의 재활지원 프로그램을 지원하기 위해 Prototype 형태로 개발되었으며[16], 서강대학교에서 연구 개발 중인 휠체어결합형 하지 재활 훈련 시스템은 크게 휠체어부와 외골격 로봇으로 구성되어 있다. 휠체어부는 전동주행 기능을 수행할 때는 착석형태의 이동기능을 제공하며 사용자가 하지 재활훈련을 필요로 하는 경우 기립 및 하지 운동의 전동보조를 제공하여 외골격 로봇이 사용자에게 보행을 보조함으로써 재활 치료를 통해 하지 근력을 회복하도록 도와주는 기능을 수행하도록 개발되었다[52].

[그림 2.2] 국내의 휠체어 기반 재활 로봇 시스템 연구 동향

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

현재 상용화된 대표적인 휠체어 기반 재활 로봇 시스템은 [그림 2.3]과 같이 미국의 Independence Technology사의 IBOT, Phybotics사의 RAPTOR, 캐나다의 Kinova사의 JACO, 네덜란드의 Exact Dynamics사의 iARM, DAS(Dynamic Arm Support) 등이 대표적이라 할 수 있다.

IBOT은 휠체어 형태의 보행 보조 로봇으로 다수의 자이로센서(Gyroscope)를 사용하여 자세제어(Postural Control) 알고리즘 기반으로 두 개의 바퀴로만 균형이 조절되어 달리거나 계단을 오르내릴 수 있게 개발되었다[53].

RAPTOR는 간략화된 휠체어 기반 로봇으로 4자유도의 로봇 팔(Robot Arm)과 2개의 손가락 그리퍼(Gripper) 형태로 구성되어 있으며 조이스틱, 키보드, Sip-Puff Interface를 통해 사용자가 Open Loop 제어로 로봇 팔(Robot Arm)을 조절하는 Human in the Loop 시스템을 개발하였다[54].

JACO는 6자유도의 로봇 팔과 3개의 손가락으로 구성되어 카본파이버 구조를 가지고 있어 1.5Kg의 최대 가반하중을 가지면서도 로봇 팔의 무게가 5Kg로 네덜란드 Exact Dynamics사의 'ARM' 무게의 절반 이하 수준이며, 제어가 용이하고 0.9m의 뻗침 거리를 가지며 로봇 몸체에는 컴플라이언스 기능이 없지만 손가락은 소폭의 컴플라이언스 기능이 있어 제한된 범위에서 유연성을 제공한다. 또한 USB통신이 가능한 API를 제공하여 연구 개발용으로 활용할 수 있도록 개발되었다[55].

iARM은 전동휠체어에 부착하여 휴대가 가능한 이동형 로봇 팔(Robot Arm)로 중량이 9Kg이며 전동휠체어의 배터리를 공유하며 사용하지 않을 때는 탈착하여 보관 가능하고 사용자의 특정한 니즈에 따른 특화된 기능을 강조하여 키패드, 조이스틱 또는 단일 버튼으로 iARM을 조작할 수 있도록 개발되었다[56].

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

IBOT Mobility System (Independence Technology, 미국)	
RAPTOR (Phybotics, 미국)	
JACO (Kinova, 캐나다)	
iARM, DAS (Exact Dynamics, 네덜란드)	

[그림 2.3] 휠체어 기반 재활 로봇 시스템 개발 동향

이외에도 뇌파(EEG)와 근전도(EMG) 등의 신체정보를 이용한 사용자의 의도파악과 같은 인지재활 및 인터페이스에 대한 연구[57], 휠체어의 자율주행에 관한 연구[58][59], 운동학 및 운동역학적 이론을 바탕으로 휠체어 기립방식에 관한 연구[60]가 활발히 이루어지고 있으나 대부분의 연구 개발이 사용자의 재활 목적보다는 일상생활을 보조해주는 보조용 로봇의 성격이 강하며 환자의 이동 편의성 향상 및 상지 재활을 목적으로 연구되어 휠체어 기반의 하지 재활 훈련에 관한 연구 개발이 미흡한 실정이다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2) 상지 재활 로봇 시스템

상지 재활 로봇 시스템은 신경계의 손상으로 인한 상지 마비 환자(주로 뇌졸중 환자)의 신경재활에 활용된다. 초기의 상지 재활 로봇 시스템은 산업용 로봇 기술의 파생기술로서 정밀한 동작을 반복 수행하여 재활치료 효과를 높이는 것이 주된 목적이었다. 2000년대부터는 다양한 상지 재활 로봇 시스템이 연구되었으며, 기존 상지 재활 로봇 시스템은 손끝을 목표로 하는 지점으로 움직이도록 도와주는 재활치료에 집중하였다면, 2000년대 중반부터는 손목과 팔꿈치의 재활도 가능하도록 연구되었다. 2010년 이후에는 병원에서 벗어나 가정 등에서도 재활이 가능한 상지 재활 로봇 시스템들이 연구되고 있으며, 근전도 신호(EMG)를 측정하여 사용자의 움직임 의도를 파악하여 재활치료를 돕는 의도감지기술이 도입되기 시작하였다. 특히 미국, 유럽, 일본 등에서 활발히 연구가 이루어지고 있으며 최근에는 Force Sensing 및 Feedback을 통해 로봇 외부에서 가해진 토크나 힘을 감지하여 제어하는 능력인 Backdrivability가 큰 이슈가 되고 있다.

상지 재활 로봇 시스템은 연구 초기에는 1자유도의 재활 훈련 로봇이나 2차원 평면운동이 가능한 로봇이 주류를 이루었다. Cozens는 뇌손상 후 발생하는 특유의 운동장애인 근육의 약화와 경직증상을 가진 환자를 대상으로 하안과 굽힘-폄 능동운동을 보조하는 1자유도로봇을 소개하였고[61], Sakaquchi는 ER 유체 특성을 이용한 액추에이터를 사용하여 어깨와 팔꿈치의 작업치료를 위한 2자유도 재활 훈련 시스템을 제작하였으며[62], Acosta는 상지의 움직임을 향상시키기 위한 시스템에 평면 직렬 매니퓰레이터를 적용하였다[63]. Tsuji는 1자유도 선형 모터를 사용하여 새로운 제어 알고리즘을 적용한 재활훈련을 제시하였고[64], Chen은 상지의 근육 협동 장애를 가진 환자를 위해 리드 스위치와 스케이트로 구성된 평면운동 재활 시스템을 소개하였으며[65], Mortia와 Maeda는 X-Y 테이블 형태의 재활 테이블과 근력을 측정하기 위한 근전도(EMG) 센서, 관절가동범위(ROM:Range Of Motion)를 측정하기 위한 CCD 카메라로 구성된 재활 시스템을 소개하였다[66][67]. Ellsworth는 기존의 재활 시스템이 고가이면서 복잡하다는 것에 착안하여 선형 모터와 시중에 판매하는 힘 반향 조이스틱의 손잡이 부분을

조선대학교 CHOSUN UNIVERSITY

길게 확장하여 작업공간을 넓힌 평면운동 재활 시스템을 소개하였고[68], Takahashi와 Lee는 상지 장애의 정도를 평가하고 환자가 흥미를 잃지 않고 재활치료를 할 수 있도록 하는 것을 목적으로 2차원 평면운동 재활 시스템을 소개하였으며[69][70], Hesse는 편마비 환자를 위한 손목 운동과 아래팔의 수동 및 능동 운동이 가능한 치료 테이블 Arm Trainer를 소개하였다[71]. Koenemam은 손목 재활훈련을 위한 공합 근육 형태의 로봇 시스템을 소개하였고[72], Zhang과 Bi는 상지 재활 훈련 로봇으로 2차원 평면운동이 가능한 직렬 매니퓰레이터를 소개하고 임상시험을 통해 얻어진 결과를 분석하였다[73][74].

최근 국내에서도 상지 재활 로봇 시스템의 연구가 활발히 이루어지고 있으며 가상현실 및 햅틱 기술을 접목하여 좀 더 현실적인 상지 재활 훈련 연구 및 넓은 공간을 이용하여 일상생활 동작과 같은 재활 훈련을 위한 외골격 착용형태의 상지 재활 시스템의 연구가 활발하게 진행되고 있다[75].

국외의 상용화된 상지 재활 로봇 시스템으로는 [그림 2.4]와 같이 MIT-Manus, MIME, ARMEO POWER, ARM Guide, ReJoyce, ARMin II 등이 대표적이라 할 수 있다.

MIT-Manus는 가장 일찍 상용화 된 상지 재활 로봇 시스템으로 팔꿈치와 상완 움직임을 위해 2병진 자유도를 제공하여 테이블 위의 목표 지점을 모니터를 통하여 보고 원하는 지점까지 움직이는 역할을 수행하도록 개발되었으며[18], MIME은 편마비 환자의 3차원 공간에서 상지 재활훈련을 위한 로봇 시스템으로써 3차원 운동을 위한 PUMA-500 로봇, 힘 센서, 재활 모드에 따라 사용되고 있는 정상인 팔의 위치를 얻기 위한 6축 위치 디지타이저 등으로 구성되어 있다[76][77].

ARMEO POWER는 스위스 ETH사에서 개발되고 있던 상지용 착용형 로봇인 ARMin을 Hocoma사에서 상용화 한 것으로 시각효과를 제공하는 디스플레이와 함께 6자유도의 모터 구동 구조를 가지고 있어 보다 자연스러운 3차원 공간의 움직임이 가능하며 손잡이를 잡고 놓는 것을 감지하는 센서가 장착되어 있다. 현재 적용되고 있는 제어 방식은 로봇에 의하여 완전히 팔이 움직이는 수동동작방식과 사용자의 의지에 의해 로봇 팔을 움직이는 동안 움직임이 지체되면 목표하는 위치로 상지를 움직여 주는 2가지 방식으로 나뉜다[78].

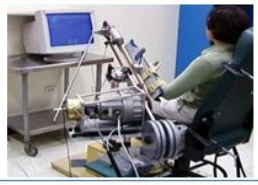
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

ARM Guide는 뇌졸중과 다른 뇌손상에 따르는 팔운동 장해를 판단하고 치료하는 시스템으로써 3자유도를 가지며 자전거의 체인과 같은 메커니즘을 이용하여 선형궤적을 따라 부목을 운동시키는 서보모터, 브레이크, 카운터밸런스, 부목 등으로 구성되어 있으며 ARM Guide의 특징은 뇌손상 후에 발생하는 특유의 운동장애인 비정상 긴장, 수축의 고정 상태를 의미하는 구축, 경직, 협동 운동장애, 쇠약을 포함하는 운동장해의 평가 기준을 제공하는 진단 기능과 보조 또는 저항운동을 시키는 치료 기능을 가지고 있다[79][80].

ReJoyce는 캐나다 Rehabtronics사의 뇌졸중, 척수손상을 위한 재활 치료 로봇 시스템으로 환자들의 동기부여를 위해 게임과 같은 형태로 제작되어 있으며 과제기반의 운동을 게임형태로 할 수 있다. 원격으로도 치료가 가능하여 치료를 받기 위해 이동하는 시간을 절약할 수 있도록 개발되었다[81].

ARMin II은 척수손상이나 뇌졸중후 수반되는 상지 불완전마비나 완전마비 환자의 일상생활 동작의 훈련에 적용할 수 있는 상지 재활 로봇 시스템으로 반외골격 구조를 가지며 어깨, 팔꿈치, 아래팔, 손목의 재활 훈련을 위한 것으로 총 7 자유도와 다양한 체격과 팔 길이에 맞출 수 있도록 4개의 수동 자유도를 가진다[82].

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

MIT-Manus	
MIME	
ARMEO POWER	
ARM Guide	
ReJoyce	

[그림 2.4] 국외의 상지 재활 로봇 시스템 개발 동향

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

국내 상지 재활 로봇 시스템 개발 동향의 경우, 아직 상용화된 상지 재활 로봇 시스템이 미흡하며 대부분 Prototype 형태로 개발되었으며 한국과학기술원(KAIST)에서 Prototype 형태로 개발된 KARESⅡ가 대표적이다. 손발이 불편한 지체장애인의 일상생활을 보조하기 위한 목적으로 상지 재활 로봇 시스템인 KARESⅡ는 KARESⅠ을 계승하여 6자유도 팔에 마우스, 햅틱 슈트, 근전도 신호(EMG) 등의 입력 장치를 활용하는 시스템이다. 손발이 불편한 휠체어 사용자는 생체신호의 복형 햅틱 시스템(Wearable Haptic Suit), 음성 인식 기술, 눈 응시 시스템(eye mouse device)을 사용하여 KARESⅡ를 조작할 수 있다[83]. 하지만 [그림 2.5]에서와 같이 로봇 팔(Robot Arm)의 크기가 크며 휠체어에 부착되어 있지 않아 이동성이 떨어지는 단점을 가지고 있다.

KARES Ⅱ
(한국과기술원, KAIST)

[그림 2.5] 국내의 상지 재활 로봇 시스템 개발 동향

이와 같이 상지 재활 로봇의 경우 대부분이 Workstation 형태로 개발 되어 제한된 공간의 재활 운동으로 인해 이동성을 보장 받지 못하며 지속적인 재활치료가 이루어지지 못하기 때문에 재활의 효율성을 높이지 못한 단점을 가지고 있다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

3) 하지 재활 로봇 시스템

하지 재활 로봇 시스템은 근육과 골격의 기능 및 Coordination을 강화하고 회복시키기 위한 근골격계 치료에 주로 활용되고 있다. 1960년대 CPM(Continuous Passive Motion)기계로부터 시작하여 최근에는 전기 자극과 가상현실 기반의 치료 시스템으로 확장되었다. 최근에는 사용자의 착용 편리성과 경량화를 통한 이동의 자유로움이 강조된 로봇들이 개발되고 있다. 특히 하지 재활 로봇 시스템은 트레드밀 형태의 보행 재활 로봇 시스템과 외골격 착용형태의 보행 보조 로봇 시스템으로 구분되어 연구 개발되고 있다.

하지 재활 로봇 시스템의 연구 동향을 살펴보면 초기의 하지 재활 로봇 시스템은 트레드밀 형태를 이용하여 보행 재활을 돕는 것이 대부분이었다. 2006년 병원을 벗어나 일상생활에서도 보행 재활을 할 수 있는 외골격형 재활 로봇이 연구되고 있다.

Norman은 트레드밀과 체중지지(Body Weight Support, BWS)장치를 모두 유압으로 움직이도록 구성하여 평행 바를 잡고 보행할 때 생기는 모멘트에 따라 다양한 하네스의 높이에서도 지지하는 힘을 조절할 수 있는 트레드밀 형태의 재활 로봇을 제작하였으며[84] Sai는 스프링을 이용한 수동적인 중력 균형(Gravity Balancing)을 이용하여 환자의 하지 거동에 필요한 회전력을 줄이면서 강건 제어기(Robust Controller)와 회전력 보조 제어기(Torque Assitcontroller)를 이용하여 정상 보행 궤적을 생성 시키는 재활 로봇을 소개하였다[85]. Lee는 이동 로봇 형태로 환자의 상태에 따라 환자의 무게를 적절히 조절할 수 있는 BWS(Body Weight Support) 기능을 가진 보행 보조 로봇을 소개하였고[86] Schmidt은 신경 계통의 재활을 위해 각 발 플랫폼이 3자유도의 시상면(Sagittal Plane)운동을 가지는 보행 재활 로봇 시스템을 제시하였다[[87]. Boian은 다양한 지면 생성을 위해 발목 재활 시스템의 확장 개념으로 6자유도 Stewart Platform Type의 로봇을 양 발에 위치시킨 총 12자유도의 보행 재활 로봇 시스템을 소개하였으며[88]. 비슷하게 Yano은 2자유도 병진운동을 발생시키는 로봇 시스템을 양 발에 위치시킨 “Gait Master”를 개발하여 하반신 장애 환자의 재

조선대학교 CHOSUN UNIVERSITY

활 평가를 수행하였다[89]. Colombo는 2자유도의 외골격형 로봇을 환자의 다리에 부착시켜 트레드밀과 결합시킨 보행 재활 로봇 시스템을 제시하였고[90] Hirtat는 침대에 누운 환자의 엉덩이, 무릎, 발목이 운동을 제어할 수 있는 로봇 형태의 BRMS(Bio-Responsive Motion System) 시스템을 소개하였다[91]. Pratt는 인체가 가지고 있는 무릎 힘의 증폭을 위해 4절 링크에 기초하여 외골격형 로봇이 무릎 관절의 움직임을 추종하면서 무릎의 회전력을 증폭 할 수 있는 1자유도 외골격형 재활 로봇을 소개하였으며[92] Beyl는 프록시 기반 슬라이딩 모드 컨트롤러(PSMC)를 이용한 외골격 보행 보조 로봇 시스템을 소개하였다[93]. Ashrafiuon은 고관절, 무릎, 발목에 세 개의 DC 모터를 이용한 경량형 외골격 로봇 시스템을 제시하였다[94]. Shi는 sEMG/FES 통한 3자유도 외골격형 하지 재활 로봇을 소개하였고[95] Aguirre는 환자의 보행 평균 속도를 높이기 위한 "활성 임피던스" 제어 방법을 통해 1자유도 외골격 형태의 하지 재활 로봇을 제안하였다[96]. Wenwei는 마비된 하지의 자극뿐만 아니라, 근육 피로 측정값을 제어하기 위해 상체 EMG 신호를 이용하여 사용자의 의도를 분석하고 피드백 할 수 있는 Functional Electrical Stimulation(FES) 시스템을 소개하였고[97], Sartori는 근전도 신호(EMG)로부터 관절 토크를 예측하여 하지 재활이 가능하며, 가상현실기술을 접목하여 재활 훈련의 효율성을 높이는 시스템을 소개하였다[98]. Jiang은 신경망 구조 기반 추적 제어를 통해 하지 재활 로봇 시스템을 제안하고 시뮬레이션 테스트를 수행하여 타당성과 유효성을 입증하였다[99]. Yoon은 사용자와 재활 로봇의 상호 작용을 통해 토크를 추정하여, 6자유도의 공압 구동기와 6자유도의 서보모터로 구성된 12자유도의 가상 보행 로봇 시스템을 제안하여 다양한 가상지면에서 보행 재활이 가능한 가상현실용 보행 재활 로봇 시스템을 소개하였고[100] Akdogan은 규칙 기반 제어 구조와 Human-Machine Interface를 제어하여 척수 손상, 뇌졸중, 근육 질환, 및 수술 후 회복이 필요한 환자를 위해 능동 및 수동으로 하지 재활이 가능한 로봇 시스템을 소개하였다[101]. 이외에도 현재 다양한 보행 재활 로봇과 외골격 착용형태의 보행 보조 로봇의 연구 개발이 지속적으로 이루어지고 있다[102].

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

국외의 상용화된 하지 재활 로봇 시스템은 [그림 2.6]과 같이 Lokomat, ReoAmbulator, KineAssist, G-EO System, ZeroG 등의 보행 재활 로봇 시스템과 [그림 2.7]과 같이 ReWalk, HAL, Walk Assist, Ekso(eLEGS), REX 등의 보행 보조 로봇 시스템이 대표적이다.

Lokomat은 스위스 Hocoma사에서 개발한 보행 재활 로봇 시스템으로 뇌손상, 척수손상, 뇌졸중 등으로 보행능력이 저하된 환자를 대상으로 트레드밀 위를 외골격 로봇을 입고 걷는 시스템으로 체중 지지장치, 트레드밀, 착용형 로봇으로 개발되었다. Lokomat의 사용목적은 보행능력 회복 또는 향상이며, 가장 적절한 대상은 다리의 주요 근육 중 적어도 하나에서 감각과 운동능력을 보이는 환자이다. 하지만 트레드밀 위만 걸을 수 있고 로봇에 의하여 보행이 필요하지 않는 상태라도 로봇이 보행을 지속적으로 돕는다는 단점이 있다[23][24][103].

ReoAmbulator는 이스라엘 Motorika사에서 개발한 로봇으로 보행, 균형, 조정, 자세에 문제가 있는 사람을 대상으로 한다. 로봇의 다리와 동일하게 움직이기 때문에 환자들이 안전하게 정상적인 보행패턴으로 걸을 수 있게 한다. ReoAmbulator는 Lokomat과 유사한 형태를 보이며 트레드밀에서 훈련하는 동안 심혈관계 활동을 증가 시켜줄 수 있다[104].

KineAssist는 Harness, Trunk and Pelvis Mechanism, Support Arm으로 구성되어 있으며, Walking, Challenge, Strength Training, Stabilization, Postural Control, Bodyweight Support Perturbation 과 같은 기능을 가지고 있다. KineAssist는 체중지지를 최대 350파운드(약 160Kg)까지 할 수 있고 환자가 멈추거나 넘어지려고 할 때 환자를 지지해 줄 수 있다. 또한 Trunk and Pelvis Mechanism은 좌우로 굽히고 앞뒤로 회전할 수 있도록 되어 있어 환자의 자연스러운 보행을 유도할 수 있다. 환자의 다리와 체간을 동시에 지지하는 시스템으로 환자의 움직임에 따라 시스템 전체가 이동 가능한 하지 재활 로봇 시스템이다[105].

G-EO System은 스위스의 Reha Technologies사에서 개발한 로봇으로 환자의 보행능력을 회복시키고 일상생활을 독립적으로 할 수 있도록 하는 것을 목표로 한다. 따라서 단순한 보행 능력 회복뿐 아니라 계단, 경사로, 장애물, 다양한 형태의 바닥에서 걸을 수 있도록 훈련시킨다. G-EO System은 환자의 정보를 쉽게

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

다룰 수 있도록 정보를 저장할 수 있다. 또한 FES와 함께 사용하거나 가상현실과도 함께 사용할 수 있다. G-EO System은 환자 개개인에게 필요한 보행 궤적을 적용하여 짧은 시간에 최대의 효과를 낼 수 있도록 하고 있으며 환자가 부분적으로 걸을 수 있을 경우 로봇의 보조를 줄이고 정확한 보행을 위한 도움을 줄 수 있다[106].

ZeroG는 미국의 Aretech사에서 개발한 로봇 시스템으로 뇌졸중, 외상성 뇌손상, 척수손상, 뇌성마비, 절단환자 등 다양한 환자에게 적용할 수 있으며 보행속도 증가, 균형능력 및 지구력을 증진시켜줄 수 있다. ZeroG를 통한 균형훈련은 안전하게 재활훈련을 할 수 있는 것으로 바닥 걷기, 동적 균형 및 안정성, 계단 오르기, 옆으로 걷기, 다리 들기 등의 훈련을 포함한다. ZeroG는 천장에 설치된 레일과 이 위를 움직이는 체중지지시스템을 이용하여 하지재활 훈련이 필요한 환자에게 보행과 균형훈련을 안전하게 수행할 수 있도록 한다[107].

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Lokomat	
ReoAmblator	
KineAssist	
G-EO System	
ZeroG	

[그림 2.6] 국외의 하지 재활 로봇 시스템 개발 동향(보행 재활 로봇)

조선대학교 CHOSUN UNIVERSITY

ReWalk는 척수마비 환자용 외골격 로봇으로 이스라엘의 Argo Medical Technologies사에서 개발하였다. 하지 중증 장애인용 개인 직립 보조 및 보행 보조 장치로 개발되었으며 하체 직립 및 보행을 지원하는 하지 외골격과 상체를 지지하는 지팡이 형태의 지지 모듈을 함께 운용되는 구조를 지니고 있다[108]. ReWalk은 모터로 작동하는 외골격 로봇으로 일어서기, 걷기, 계단 오르기와 같은 이동 활동을 독립적으로 수행 할 수 있으며 마비된 사지의 운동이 가능하며 골다공증, 욕창, 배뇨 문제, 호흡 문제, 심혈관 문제 등과 같은 움직이지 못 함으로 인하여 발생할 수 있는 문제들을 해결할 수 있도록 개발되었다.

HAL은 일본 Cyberdyne사에서 사이보그 타입의 로봇으로 신체능력을 향상시킬 수 있도록 개발되었으며 재활보조, 의료분야의 신체훈련 보조, ADL 보조, 공장에서 무거운 물건을 옮길 때, 재난지역에서 사람을 구할 때, Entertainment용 등 다양한 분야에서 활용 될 수 있다[22].

Walk Assist는 일본 Toyota사에서 개발한 로봇으로 하지마비 환자의 독립적인 보행을 위해 사용된다. 마비측 다리에 로봇을 착용하고 무릎을 굽히도록 하여 자연스러운 걸음걸이를 가능하게 한다. Walk Assist는 두 가지 형태로 개발되었으며, 개인용 로봇은 편마비 또는 소아마비 환자를 대상으로 하며 로봇의 구성은 허벅지 부분에 Position Sensor가 있고, 발바닥에 족압 센서가 있어 허벅지의 움직임이 감지되면 발을 들어서 옮긴다. 무릎의 Actuator에서는 움직임을 측정하여 바른 걸음걸이가 되도록 보조하며 보행 속도와 자연스러운 보폭을 만들어 준다. 또한 다리가 앞으로 나갈 때 무릎관절이 굽혀지지 않도록 하여 체중지지를 하면서 안정감 있는 보행이 되도록 한다. 병원 훈련용 로봇은 트레드밀과 체중지지 하네스, 훈련 정보를 볼 수 있는 모니터로 구성되어 있다. 훈련용 로봇은 체중을 지지해주어야 하는 환자들을 대상으로 적용할 수 있으며, 모니터를 통하여 회복정도와 관절의 움직임 각도, 보행정보를 확인할 수 있다[109].

Ekso(eLEGS)는 Berkely Bionics사에서 개발 한 최신 외골격 로봇으로 고관절(Hip)과 무릎관절(Knee)은 모터를 사용하지만 다른 관절은 경량화를 위해서 수동소자를 사용한 외골격 로봇이다. 발목에는 스프링을 사용하고 있다. 사용자의 의도 파악을 위하여 상박에 가속도계와 자이로스코프를 부착하고 있고 지팡이에도 센서를 장착하고 있다[110]. 사용자의 의도를 파악하여 짧은 훈련 시간으로

조선대학교 CHOSUN UNIVERSITY

도 쉽게 활용이 가능하며 각 관절의 움직임이 기존 로봇보다 부드러워서 착용감이 좋으며 소음이 적다. 또한 다른 시스템에 비해서는 로봇의 착탈이 용이하다.

REX는 뉴질랜드의 Rex Bionics사에서 개발한 외골격계 로봇으로 사용자의 키와 건강상태, 보행 수준에 따라 맞춤형으로 제작된다. 안전하고 편안한 사용을 위해 체중의 60%는 로봇이 지지하고, 40%는 사용자의 다리를 통해 지지하여 Hip과 Lower Limbs의 체중지지 운동을 할 수 있으며 사용자의 다리에 체중을 지지함으로써 골밀도와 혈액순환을 향상시킬 수 있도록 개발되었다. REX 사용 시 별도의 지팡이가 필요하지 않아 조이스틱을 조작하지 않을 때는 팔을 자유롭게 사용할 수 있는 장점을 가지고 있다[111].

국내의 상용화된 [그림 2.8]과 같이 하지 재활 로봇 시스템은 피앤에스미캐닉스가 개발한 트레드밀 형태의 보행 재활 로봇인 워크봇(Walkbot)이 대표적이라 할 수 있다. 워크봇(Walkbot)은 스위스의 Lokomat과 유사한 시스템으로 실내에 고정되는 형태의 재활 장비로 다리를 움직여주는 외골격 로봇과 트레드밀, 체중지지부로 구성된다. Lokomat과 비교하여 발목의 움직임을 추가적으로 제어하고 있고 관절간의 거리를 자동으로 조정할 수 있으나 Guidance Force를 입력하고 제어하는 기능은 상대적으로 약한 편이다[112].

그 외에 서강대학교에서는 노인 및 환자용 보행 보조 로봇(SUBAR)을 개발하였다. 모터, 배터리등 주변기기를 캐스터 워커에 장착한 캐스터 시스템을 채택하여 발바닥 센서를 이용하여 사용자의 의도를 미리 감지하는 알고리즘 및 보행분석을 이용한 부드러운 보행 동작을 구현하였으며 임피던스 보상을 통하여 착용 시 무릎과 허벅지 관절이 받는 힘의 압력을 30~40% 정도 감소 시켜주기 때문에 근력이 적은 사람들에게 재활 기능을 제공해 줄 수 있으나 임상시험으로 연결이 되지 않아 상용화 단계에 진입하지 못하고 있다[20].

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

ReWalk	
HAL	
Walk Assist	
Ekso(eLEGS)	
REX	

[그림 2.7] 국외의 하지 재활 로봇 시스템 개발 동향(보행 보조 로봇)

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

또한 한국생산기술연구원에서는 하지마비환자의 정상적인 생활 지원을 위해 생체신호(Bio-Sensing)를 통해 작동하는 하지 외골격 로봇 형태의 재활 로봇(ROBIN)을 개발하고 있다. 생체, 역학센서를 융합하여 Wearable Sensory Suit를 개발하고 있으며 하지외골격로봇에 대하여 임상시험을 준비하고 있다. 한국과학기술연구원에서도 보행 재활 로봇을 연구 개발하고 있으며 국내 대기업에서도 차세대 사업으로 연구 개발하거나 투자를 검토하여 다양한 재활 로봇이 개발되고 있으나 임상 단계 진입 및 상용화 된 로봇은 미흡한 실정이다.

이와 같이 트레드밀 형태와 같은 보행 재활 로봇은 전반적으로 높은 가격대를 형성하고 있고 로봇의 크기가 크기 때문에 한정된 병원 및 재활 기관에서만 도입되어 치료 접근성이 떨어진다는 한계점을 가지고 있으며, 특히 일상생활 속에서의 지속적 재활 훈련을 통한 근골격계 기능 퇴화 예방이 요구되는 환자에게 실시간 적용이 어려운 한계점을 내포하고 있다. 또한 외골격 착용형태의 보행 보조 로봇의 경우 보행 보조 시 자세 균형에 대한 안정성 문제가 수반되며, 신체(Body)-외골격(Exoskeleton) 정렬(Alignment)의 한계점으로 인해 착용 및 적응을 위한 과도한 준비 시간의 발생과 장시간 착용을 통한 보행 보조 수행에 있어 어려움이 있는 실정이다.

Walkbot (피엔에스메카닉스)	
SUBAR (서강대학교)	
ROBIN (한국생산기술연구원)	

[그림 2.8] 국내의 하지 재활 로봇 시스템 개발 동향

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

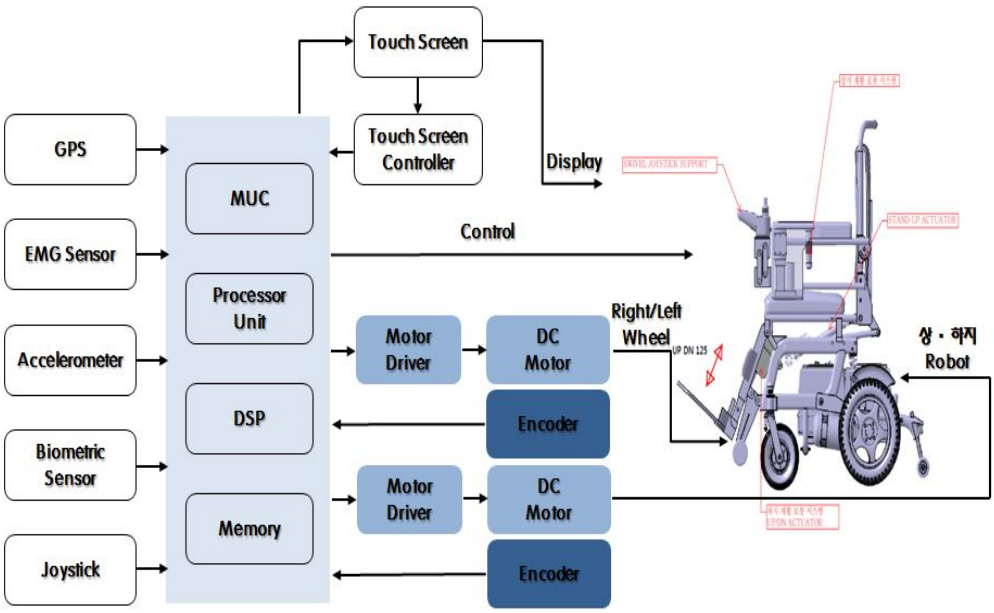
Ⅲ. 시스템 구성 및 설계

1. 시스템 구성도

본 논문에서 제안한 전체 시스템은 신체장애를 가진 노인 및 장애인을 위하여 일상생활 속에서 이동과 상·하지 재활 및 기립 운동 등의 기능을 지원하기 위한 새로운 개념의 재활 로봇 개발을 목적으로 설계되었다. 제안한 전체 시스템의 기본적인 구조는 이동 기능을 위한 전동 휠체어, 상·하지 재활 로봇 시스템, 기립 시스템을 기반으로 사용자의 근전도 및 생체정보(맥박, 호흡)에 따라 사용자 맞춤형 재활 운동을 위한 신경망 로봇 제어 시스템 등으로 구성된다.

상·하지 재활 훈련 기능 구현을 위해 상지 재활의 경우 회전운동에 의한 견관절 및 주관절 재활 훈련이 되도록 2자유도로 설계하였으며 하지 재활은 상하운동에 의한 고관절과 슬관절 운동이 가능한 1자유도 형태로 구성하였다. 또한 상·하지 재활 로봇 시스템을 휠체어 일체형으로 설계하였으며 재활 환자가 휠체어에 탑승하여 상·하지 재활을 할 때 환자의 의지와 무관하게 재활될 가능성이 존재함으로써 재활 정도를 모니터링 하면서 재활이 가능하도록 시스템을 설계하였다. 또한 사용자 친화적 인터페이스를 위해 테블릿 PC를 이용하여 터치스크린 인터페이스 모듈을 탑재하였다. 즉 하나의 시스템에서 이동과 상·하지 재활 및 기립 운동이 가능할 수 있도록 설계하였다. 본 논문의 전체 시스템 구성도는 [그림 3.1]과 같다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



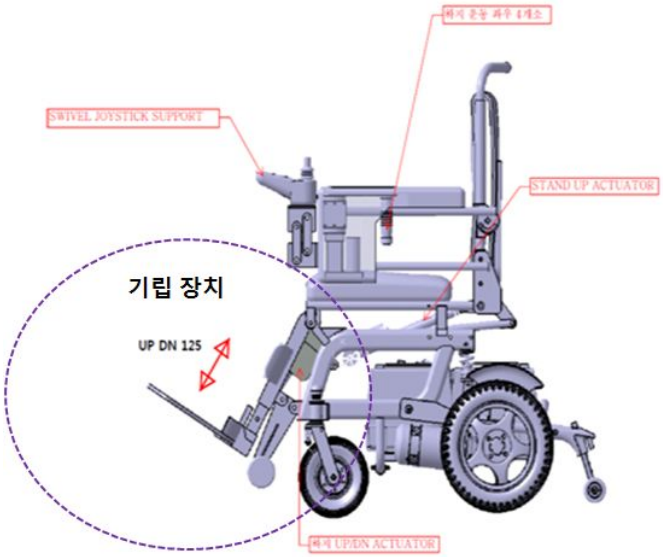
[그림 3.1] 시스템 구성도

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

1) 휠체어 로봇 시스템

본 논문에서 휠체어 로봇 시스템의 경우 착석 시 이동 수단으로서 이동을 할 수 있는 이동 모드와 사용자의 기립 운동을 보조해 주는 기립 모드가 가능하도록 설계하였다. 사용자가 휠체어에 탑승한 시간이 많아지면 근육과 관절의 구축 및 욕창 등 이차적인 건강 문제를 야기할 수 있다. 또한 앉아있는 상태에서 상·하지 재활 운동을 실시할 경우 단순히 상지와 하지 근력만 강화시키게 되어 재활 운동의 효율성이 떨어지는 단점이 있다. 이에 본 논문에서는 기립 형태의 운동이 가능하도록 설계하였으며 기립 모드를 이용하여 재활 운동에 대한 접근성을 향상 시키고자 하였다.

기립 운동을 실시하게 되면 자연스러운 골반 회전, 골반 경사, 골반 수평이동 등의 골반운동, 척추 운동 및 등근육 운동까지 가능하게 되어 재활 운동의 효과가 매우 높아진다.



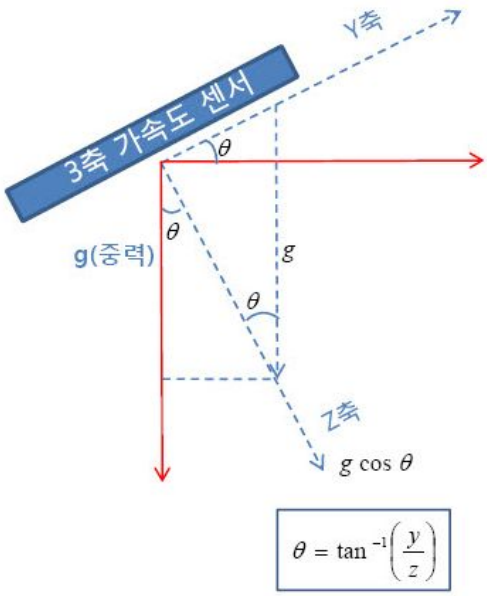
[그림 3.2] 일체형 기립 운동 시스템

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

기립 운동이 가능한 휠체어 재활 로봇 시스템은 [그림 3.2]와 같이 상·하지 재활 로봇 시스템과 일체형으로 설계되어 기립 자세와 연동할 수 있는 형태로 설계하였다. 특히 휠체어 로봇의 기립 시 기립 각도에 단계를 두어 환자의 하지에 무리한 힘이 실리지 않도록 설계하였다.

기립 운동 방법은 기립 버튼 클릭 시 바닥의 경사 각도를 기울기 센서를 통해 전후좌우 기울어짐(Pan/Tilt)을 측정하여 경사각도 +-5미만에서만 기립이 가능하도록 설계하였다. 상·하지 재활 운동 시 재활 휠체어 로봇이 환경의 변화를 인식하지 못한 상태에서 기립 운동을 할 경우 사고의 위험이 내포되어 있기 때문에 사전에 로봇 스스로 이를 인식하여 환자에게 알릴 수 있는 알림 기능을 부여하였다.

[그림 3.3]은 기울기 센서(3축 가속도 센서)를 이용한 기립 각도를 측정하는 방법이다.



[그림 3.3] 기립각도 측정 방법

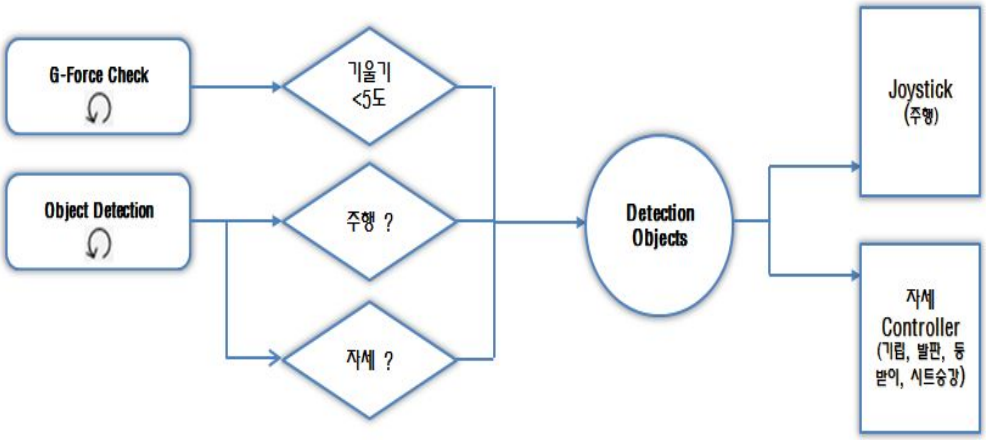
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

또한 사용자가 기립 운동을 하기 전 휠체어의 기울어짐을 측정하여 기울어짐 각도가 5도 이하일 경우에만 재활운동 모드 동작이 가능하도록 [그림 3.4]의 순서도와 같이 위험감지 알고리즘을 구성하였다.

[그림 3.4] 위험감지 알고리즘 순서도

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

휠체어의 구동 제어 알고리즘은 [그림 3.5]와 같이 주행 제어와 자세 제어(기립, 등받이, 발판, 시트 승강)로 구성하여 설계하였다. 주행 제어는 조이스틱으로 주행 제어가 가능하며 자세 제어는 별도의 자세 컨트롤러를 이용하여 기립과 등받이, 발판, 시트 승강을 조절할 수 있도록 설계하였다.

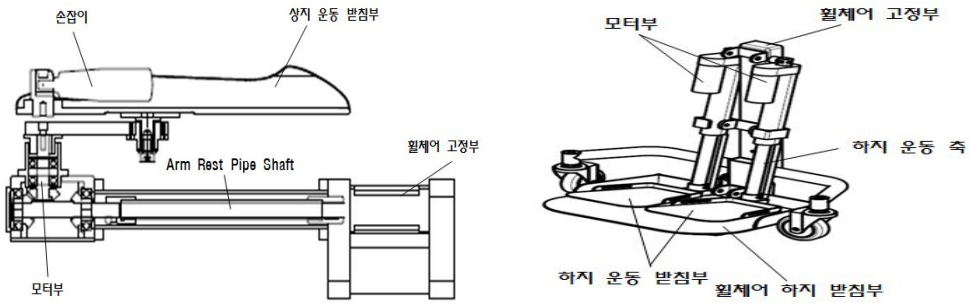


[그림 3.5] 휠체어 구동 제어 알고리즘 흐름도

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2) 상 · 하지 재활 로봇 시스템

상 · 하지 재활 로봇 시스템은 휠체어 일체형으로 상지와 하지의 재활이 가능한 형태의 로봇이며 모터에 의해 상지와 하지의 재활 훈련을 능동적으로 보조해 준다. 상지 재활 로봇 시스템은 견관절 및 주관절 운동이 가능하도록 한 팔당 2자유도로 구성되어 있으며 하지 재활 로봇 시스템은 고관절 및 슬관절 운동이 가능하도록 1자유도로 구성하여 양쪽 다리에 총 2자유도를 가지며 2개의 축이 모터의 의해 구동된다. [그림 3.6]은 상·하지 재활 로봇 시스템의 구성도이다.



a. 상지 재활 로봇 시스템 구성도 b. 하지 재활 로봇 시스템 구성도

[그림 3.6] 상 · 하지 재활 로봇 시스템의 구성도

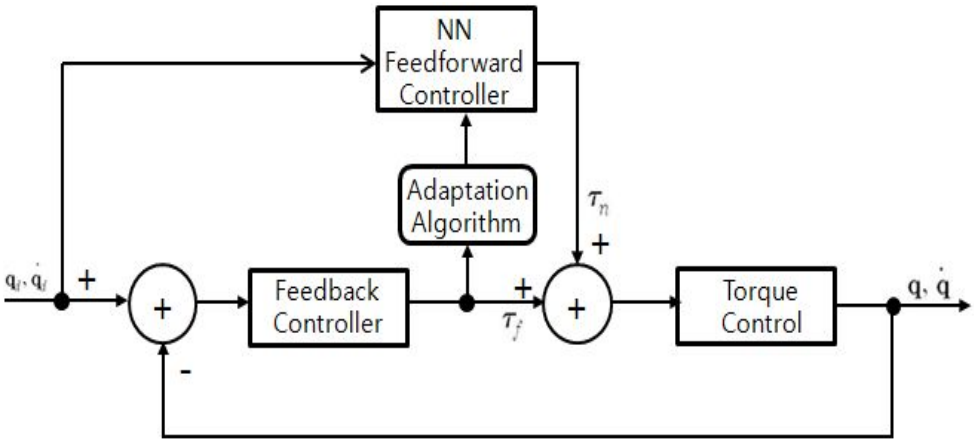
상 · 하지 재활 로봇의 재활 운동 제어 방식은 수동 운동 모드로 구성하였다. 수동 운동 모드는 모터 동력원을 이용하여 상지 운동 로봇과 하지 운동 로봇을 강제 운동하는 방식이다. 본 시스템에서 구현된 사용자 인터페이스를 이용하여 사용자의 선택에 따라 운동 강도, 방향, 시간을 설정하여 재활 운동이 가능하게 하였으며 또한 사용자의 근전도 및 생체신호(맥박, 호흡)를 측정하여 신경망으로 학습된 데이터를 통해 토크 출력을 분류하여 사용자의 특성에 맞게 재활 운동이 가능하도록 설정하였다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

3) 지능형 토크 제어 시스템 구성

다층 퍼셉트론의 강력한 함수 근사화 능력 때문에, 신경망은 비선형적이고 복잡한 시스템의 제어나 시스템 식별에 매우 유용하게 사용된다. 본 논문에서는 사용자의 근전도 및 생체신호에 따라 토크 출력을 지능형으로 제어하기 위하여 신경망 알고리즘을 이용하여 상·하지 재활 운동을 제어하였다.

[그림 3.7]에서 알 수 있듯이 제어 대상(plant)의 전체 입력은 피드백 제어 신호와 역동역학 모델(신경망)로부터 계산된 피드포워드 제어 신호의 합이다. 계획한 궤적 정보를 신경망의 입력으로 사용하고, 피드백 제어신호를 오차신호로 사용한다. 이러한 제어 구조의 장점은 신경망이 적절하게 학습되지 않은 초기 상태에서도 피드백 제어 시스템에 의해 안정적인 제어가 가능하다는 것이다.



[그림 3.7] 지능형 토크 제어 시스템 구성도

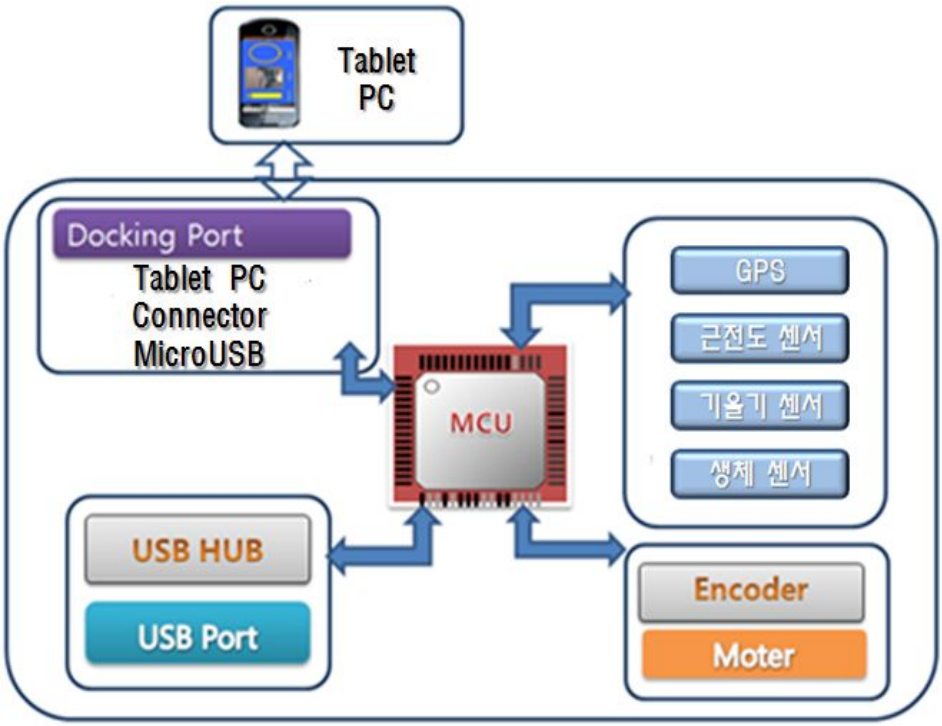
대부분의 전통적인 제어 방식은 동작점(Operating Point)부근에서만 적절한 제어 신호를 만들어 낸다. 즉 제어 대상이 확실한 영역에 있을 때에만 정확한 제어를 할 수 있다. 이러한 제어기는 시스템에 불확실성이 존재하거나, 예측하지 못한 외란이 더해진다면 제어 성능이 떨어지게 된다. 신경망 제어기는 이러한 불확실성을 보정해 주는 역할을 함으로서 제어 성능의 저하를 막아주는 역할 또한 수행한다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

4) 사용자 인터페이스

본 논문에서 제안한 지능형 상·하지 재활 휠체어 로봇 시스템의 사용자 인터페이스 구현을 위해 휠체어 앞쪽에 테블릿 PC를 부착하여 터치스크린 인터페이스로 활용하였다. 주변 환경의 정보를 획득한 센서 신호 처리와 모터 제어는 실시간으로 이루어지며 테블릿 PC를 휠체어 로봇 시스템에 연동될 수 있게 제작하여 보조 컨트롤 보드 및 사용자 인터페이스로 수행될 수 있도록 설계하였다.

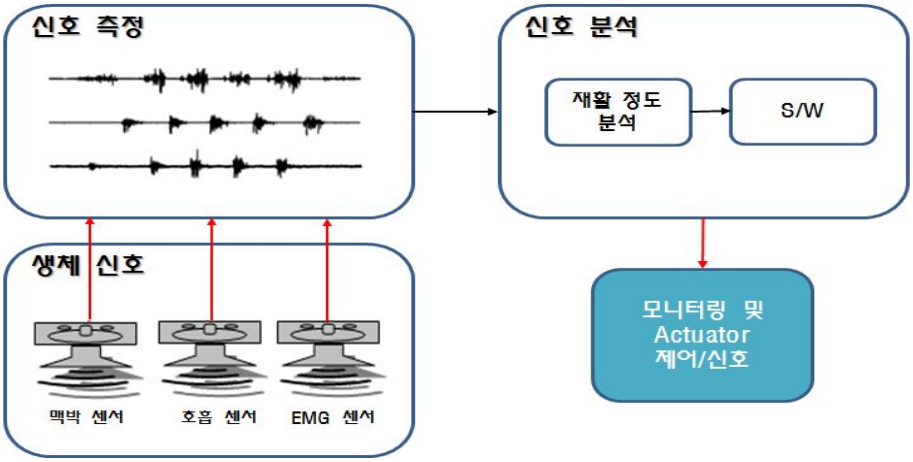
사용자 인터페이스에 경사 각도를 표시하여 사용자가 기립 가능 여부를 확인할 수 있으며 휠체어 로봇 시스템의 배터리 잔량, 주행 가능 거리 및 재활 운동 기능성 정도를 파악할 수 있도록 설계하였다. 또한 GPS 위치 프로그램을 탑재하여 사용자가 현재 위치를 파악할 수 있으며 GPS 위치 확인은 구글 맵을 활용하였다. [그림 3.8]은 테블릿 PC 도킹 시스템의 구성도이다.



[그림 3.8] 테블릿 PC 도킹 시스템 구성도

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

또한 재활 운동 수행 시 효율적인 재활 운동이 가능하도록 사용자의 생체정보(맥박, 호흡, 근전도)를 측정, 획득한 데이터를 통해 재활에 따른 생체 신호 변화 결과를 피드백 할 수 있도록 생체 신호 분석 시스템을 구성하였다. [그림 3.9]는 재활 운동에 따른 생체신호 분석 시스템의 구성도이다.



[그림 3.9] 생체신호 분석 시스템의 구성도

지능형 상·하지 재활 휠체어 로봇 시스템의 제어는 테블릿 PC(터치스크린)와 조이스틱, 자세 컨트롤러에 의해 제어 가능하도록 구성되어 있다. 주행 제어는 조이스틱, 자세 컨트롤러를 통해 기립 제어, 터치스크린을 이용하여 상·하지 재활 로봇 제어가 가능하도록 주행 모드와 재활 모드의 인터페이스를 설계하였다. 제안한 지능형 상·하지 재활 가능 휠체어 로봇 시스템은 로봇이 동작할 때 센서 정보가 늦어지면 기립 시와 상·하지 재활 운동 때 심각한 위험을 초래할 수 있기 때문에 센서 정보 처리와 모터 제어는 실시간으로 이루어지도록 설계하였다.

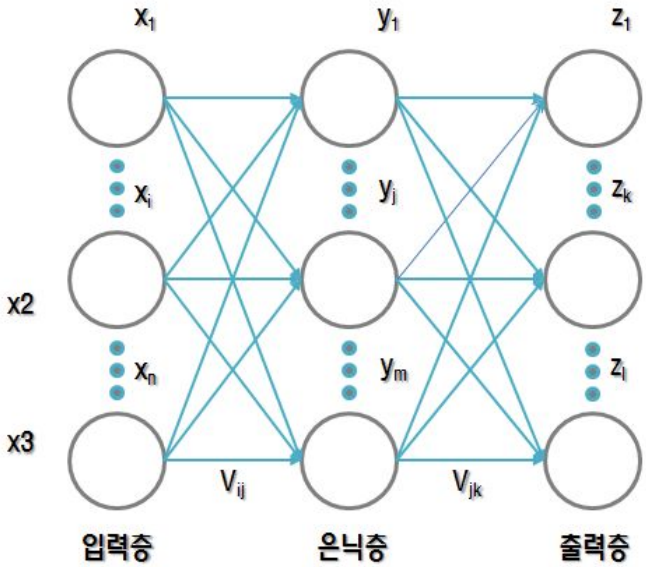
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2. 지능형 재활 알고리즘

본 논문에서 제안한 상·하지 재활 휠체어 로봇 시스템의 지능적 재활 운동을 수행하기 위해서 각 사용자의 근전도 및 생체신호(맥박, 호흡)를 측정 후 신경망으로 학습시켜 사용자의 근전도 및 생체신호에 따라 토크 출력을 제어하여 사용자 맞춤형 재활 운동을 수행하고자 한다.

사용자의 근력에 맞게 토크 값을 제어하기 위해서 본 논문에서는 기계학습 알고리즘에서 가장 널리 이용하는 신경망 알고리즘을 사용하였다. 신경망 알고리즘에서 연결강도를 조절하는 방법이 여러 가지가 있으나 일반적으로 목적 좌표값과 실제 출력 값 사이의 오차를 바탕으로 수행한다. 이렇게 연결강도를 조절하는 과정을 학습규칙이라 하는데, 본 논문에서는 학습에서 가장 많이 사용하는 역전파 알고리즘(Backpropagation Algorithm)을 사용한다. 역전파 알고리즘(Backpropagation Algorithm)은 다층 신경망에 관련된 가중치 및 임계 값들에 관한 해를 반복적으로 구하는 일반적인 방법으로서 기본원리는 다음과 같다. 입력층의 각 뉴런에 입력 패턴을 주면 이 신호는 각 뉴런에서 변환되어 중간층에 전달되고 최후에 출력층에서 신호를 출력하게 된다. 이 출력 값과 기대 값을 비교하여 차이를 줄여나가는 방향으로 연결강도 즉 가중치를 갱신하고 상위층에서 역전파하여 하위층에서는 이를 근거로 다시 자기층의 연결강도를 조정해 나가면서 학습한다. 역전파 알고리즘(Backpropagation Algorithm)은 미분의 반복 규칙 즉, 기울기를 따라가는 방법이다. [그림 3.10]은 신경망의 구조이다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



[그림 3.10] 신경망의 구조

조선대학교 CHOSUN UNIVERSITY

일반적으로 인공 신경망에서 다층 신경망을 학습시키기 위해 역전파 신경망 알고리즘이 널리 사용되고 있다. 다층 퍼셉트론은 단층 퍼셉트론과 유사한 구조를 가지고 있지만 은닉층과 각 입력 노드의 입출력 특성을 비선형으로 함으로써 네트워크의 능력을 향상시킬 수 있다.

본 논문에서는 사용자의 근전도 및 생체신호의 상태에 따라 토크 출력을 제어하기 위해서 역전파 알고리즘(Backpropagation Algorithm)을 적용한다. 사용자의 근전도과 일반적인 생체신호(맥박, 호흡)를 각각 측정한 후, 측정된 데이터들을 역전파 알고리즘(Backpropagation Algorithm)에 적용하여 학습한 후에 분류된 등급에 따라 토크 출력을 제어한다. 신경망 알고리즘으로 학습시키기 위해 입력 값으로는 사용자의 근전도과 생체 데이터(맥박, 호흡)을 사용하였고 신경망 알고리즘으로 학습 후 분류된 토크 출력 값은 만성 편마비 환자를 대상으로 환자의 상태를 평가한 근육 경직 척도(MAS) 지수를 이용하여 사용자의 근력 수준에 따른 토크 출력 분류를 하였다. [표 3.1]은 환자의 상태를 평가한 근육 경직 척도(MAS) 지수의 평가와 평가 정도이며 [표 3.2]는 본 논문에서 적용된 사용자 근력에 따른 토크 출력 등급 분류이다.

[표 3.1] MAS(Modified Ashworth Scale) 지수의 평가 정도

Grade	Condition
0	환측 사지를 운동시킬 때 근긴장도의 증가가 없음
1	환측 사지의 굽힘과 펴짐 운동을 시킬 때 관절 가동범위의 끝부분에서 약간의 저항이 감지되며, 근긴장도가 약간의 증가를 보임
1+	환측 사지를 움직일 때 관절 가동범위의 1/2 이하에서부터 약간의 저항이 감지되며, 근긴장도가 약간의 증가를 보임
2	대부분의 관절 가동범위에서 현저한 근긴장도의 증가를 보이지만 쉽게 환측 사지를 굽힐 수 있음
3	대부분의 관절 가동범위에서 상당히 많은 양의 근긴장도의 증가를 보이며 수동운동이 어려움
4	환측 사지에 있어서 수동운동이 불가능

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[표 3.2] 사용자 근력에 따른 토크 출력 등급 분류

토크출력 분류단계	근력등급			내 용
1	0	Zero	Z	관찰 가능한 근 수축 없음
2	1	Trace	T	움직임은 없으나 관찰 혹은 근 수축이 느껴짐
3	2-	Poor-	P-	중력 없는 상태에서 일부 ROM 가능
4	2	Poor	P	중력 없는 상태에서 전체 ROM 가능
5	2+	Poor+	P+	중력을 이기고 50% 이하의 ROM 가능
6	3-	Fair-	F-	중력을 이기고 50% 이상의 ROM 가능
7	3	Fair	F	중력을 이기고 전체 ROM 가능
8	3+	Fair+	F+	중력을 이기고 약간의 저항을 이기고 전체 ROM 가능
9	4	Good	G	중력을 이기고 중등도의 저항을 이기고 전체 ROM 가능
10	5	Narmal	N	중력을 이기고 최대 저항을 이기고 전체 ROM 가능

조선대학교 CHOSUN UNIVERSITY

1) 신경망 알고리즘 개요

실제의 시스템은 비선형 요소를 많이 포함하고 있다. 하지만 대부분의 제어 기법은 선형 시스템에 기반을 둔 제어 이론을 중심으로 발전해 왔다. 선형 제어 기법은 이론적으로 잘 정형화 되어있고 해석이 용이하지만 실제 시스템에 적용할 경우에는 비선형성의 정도에 따라 한계가 존재한다. 실제 시스템이 비선형 시스템이라 할지라도 레귤레이션 문제라면 특정 동작점(Operating Point)부근에서 선형화된 모델을 사용한다면 어느 정도 제어성능을 발휘할 수 있다. 그러나 외부 환경의 변화, 동작점의 변동 등과 같은 알지 못하는 동역학이 발생하면 이러한 동역학에 모델링되어 있지 않은 부분이 제어 시스템 성능에 미치는 영향이 커져 시스템이 불안정해질 수 있다. 이러한 비모델 동역학은 시스템의 불확실성(Uncertainty)으로 간주되며 이를 해결하기 위한 다양한 연구들이 진행되고 있다.

이에 대처하는 제어 기법으로 자기동조 제어기(Self-Tuning Regulator), 기준모델 적응제어(Model Reference Adaptive Control), 자기동조 PID 등의 적응제어 기법과 H∞등의 강인제어 기법 등이 있다[113]~[118]. 그러나 이러한 기법도 제한된 불확실성 내에서 적용가능한 방법이며 비선형성이 강하거나 동작점의 범위가 넓은 경우에는 또 다른 대책을 강구해야 한다. 이에 대한 대책으로는 동작점 별로 따로 제어기를 설계하고 동작점 변동에 따라 제어기를 교체하는 개념인 게인 스케줄링(Gain Scheduling)이 있다[119].

한편 비선형 제어 접근 방법으로는 궤환 선형화, 가변구조 제어 기법 등이 있으며 이는 비선형 동적 모델을 알고 있는 경우 제어가 가능하다. 그러나 비선형 동적 모델링이 정확하지 않을 때는 시스템의 안정성 즉, 강인성을 보장하지 못한다. 실제적으로 복잡한 시스템의 정확한 비선형 모델을 구한다는 것은 매우 어려우며, 모델을 수학적으로 구하는 것 자체가 설계비용이 많이 드는 작업이다. 시변성, 부정확한 모델링 등에 대한 대처방법으로 실시간 적응보상(Adaptive Compensation)제어 기법이 있다[120]. 또한 모르는 시스템을 모델링하기 위해 비선형 시스템 식별(System Identification)을 사용할 수 있다. 이때

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

임의의 비선형 시스템을 식별하기 위해서는 범용 함수 근사기(Universal Function Approximator)가 사용되며 신경망이 이 범용 근사기로서의 역할을 수행할 수 있음이 밝혀졌다[121].

즉 부정확한 모델링에 의해 발생하는 비선형 특성을 갖는 불확실성을 실시간으로 적응 보상하는데 신경망을 활용할 수 있다.

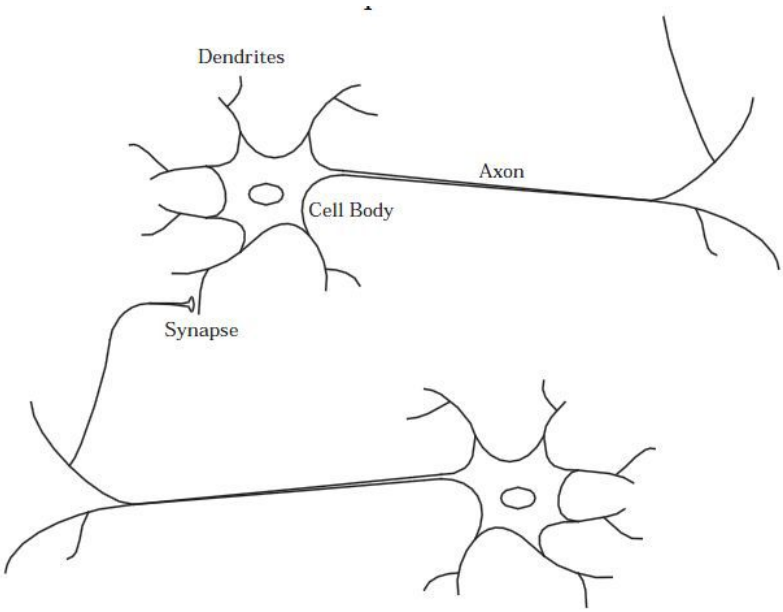
즉 신경망 제어는 알고 있는 시스템의 모델에 불확실성이 존재하거나 시변성이 있거나 또는 시스템을 모르는 경우 활용될 수 있다. 모르는 플랜트를 오프라인 학습에 의해 모델링하고 제어기를 설계할 시는 복잡한 시스템을 수학적으로 모델링할 필요가 없어서 설계비용이 절약되는 장점이 있다. 또한 부분적으로 알고 있는 시스템의 불확실성을 보완하고자 하는 기존의 선형모델기반 적응 제어에 비해 신경망제어는 뛰어난 적응능력을 가지고 있으며 적응된 정보가 저장되는 특성으로 인하여 한번 적응된 상황에 대해 빠른 적응능력을 갖는다. 지금까지는 주로 시스템 식별 및 오프라인 학습 제어에 신경망이 응용되었으며 최근 온라인 적응 학습 제어에 신경망을 도입하고자 하는 노력이 진행되고 있다.

대표적인 신경망으로는 피드포워드 신경망(Feed-forward Neural Network)과 방사형 기저함수망(Radial Basis Function Network)이 있다. 이 외에도 시그모이드 형 신경망 모델로서 동적 신경망(Dynamic Neural Network), 순환신경망(Recurrent Neural Network)등이 있으며, 국부 기저함수의 선형조합에 기반한 확률신경망(Probabilistic Neural Network)등이 있다. 이 외에도 모듈신경망, CMAC(Cerebellar Model Articulation Controller)등 다양한 형태의 신경망이 제안되었다[122][123].

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

(1) 뉴런 모델과 신경망 구조

1980년대 이후 인공 신경망(Artificial Neural Network)모델에 대한 연구가 활발히 진행되어 왔다. 인공 신경망은 두뇌의 뉴런을 수학적으로 모델링 하는 것에서부터 출발한다. 두뇌는 뉴런이라고 불리는 매우 복잡하게 연결된 요소들(하나의 요소 당 약 10^4의 연결)이 무수히 모여서(약 10^{11}개) 구성된다. 이러한 뉴런들은 수상 돌기(Dendrites), 세포체(Cellbody), 축색 돌기(Axon)의 세 가지 주요 구성 요소를 가지고 있다. 수상돌기는 전기적인 신호를 세포로 전달하는 신경 섬유의 나무와 같은 회로망이다. 세포는 입력되는 신호를 합하거나 한계치를 설정한다. 축색 돌기는 하나의 긴 섬유로서 세포로부터 다른 뉴런으로 신호를 전달한다. 세포의 축색돌기와 다른 세포의 수상돌기가 만나는 점은 시냅스(Synapse)라고 불린다. [그림 3.11]은 두 개의 생물학적 뉴런을 간략화한 그림이다.

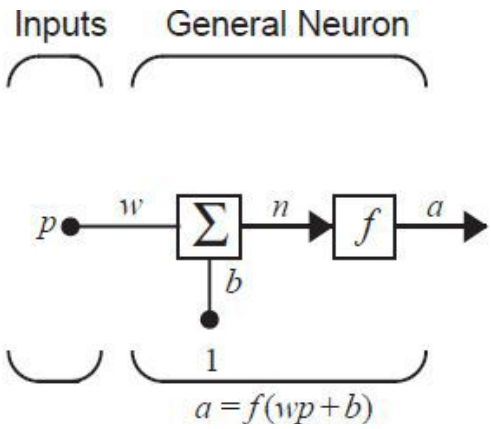


[그림 3.11] 생물학적 뉴런의 형태

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

신경 구조는 일생을 통해 끊임없이 변화한다. 이러한 후천적인 변화는 시냅스 부분의 강화 또는 약화에 기인하는 것으로 알려져 있다.

뉴런의 간략화 된 수학적 모델은 [그림 3.12]와 같다. 생물학적 뉴런과 연관시켜 보면 가중치 ω는 시냅스의 가중치에 해당하고 세포체는 덧셈과 전달함수 f에 해당하며 뉴런의 출력 α는 축색돌기에 해당한다.



[그림 3.12] 단일 입력 뉴런

뉴런의 출력은 다음과 같이 계산된다.

$$\alpha = f(\omega + b) \tag{3.1}$$

일반적으로 전달함수 f는 설계자에 의해 선택되고, 가중치 ω와 바이어스 b는 학습 규칙에 의해 조정된다. 전달함수는 뉴런이 해결해야 할 문제의 특징에 따라 특정한 전달함수가 선택된다. 전달함수의 종류로는 Hard-Limit 전달함수, 선형 전달함수, Log-Sigmoid 전달함수 등 여러 가지가 존재한다[124].

조선대학교 CHOSUN UNIVERSITY

(2) 다층 신경망의 학습 규칙

David Rumelhart 등은 일반화 델타 규칙(Generalized Deltarule)이라고 불리는 역전파 알고리즘(Backpropagation Algorithm)을 제안하였다[125]. 이것은 M.minsky와 S.papert가 상세히 분석한 퍼셉트론(Perceptron)모델의 제한점들을 극복했으며 이로써 십여 년간 침체했던 신경망 연구에 새로운 장을 열었다[126].

다층 회로망에서 한 층의 출력은 다음 층의 입력이 된다. 이러한 작용을 나타내는 식은

$$a^{m+1} = f^{m+1}(W^{m+1}a^m + b^{m+1}) \quad \text{for} \quad m = 0,1,\cdots,M-1 \tag{3.2}$$

이고 여기서 M은 회로망의 층수를 나타낸다. 첫 번째 층의 뉴런은 외부 입력을 받으므로 $a^0 = p$이고, 마지막 층의 뉴런은 회로망의 출력이므로 $a = a^m$으로 간주한다.

알고리즘에는 적절한 회로망 동작의 예들을 나타내는 집합이 주어진다.

$$\{p_1, t_1\}, \{p_2, t_2\}, \cdots, \{p_Q, t_Q\} \tag{3.3}$$

p_q는 신경망의 입력이고 t_Q는 목표 출력이다. 각각의 입력이 신경망에 입력됨과 동시에 신경망의 출력은 목표 값과 비교 된다. 학습 규칙은 신경망의 출력이 목표 값에 근접하도록 신경망의 가중치와 바이어스를 조절한다. 학습 알고리즘은 평균제곱오차를 최소화하기 위해 회로망 파라미터를 조정한다.

$$F(X) = \sum_{q=1}^{Q} e_q^2 = \sum_{q=1}^{Q} (t_q - a_q)^2 \tag{3.4}$$

여기서 X는 모든 가중치와 바이어스를 포함하는 벡터이다. 만약 회로망이 여러 개의 출력을 가진다면

조선대학교 CHOSUN UNIVERSITY

$$F(X) = \sum_{q=1}^{Q} e_q^T e_q = \sum_{q=1}^{Q} (t_q - a_q)^T (t_q - a_q) \tag{3.4}$$

평균제곱오차(Mean Square Error)를 확률 근사 기법을 통해 다음과 같이 근사화 할 수 있다.

$$\hat{F}(X) = (t(k) - a(k))^T (t(k) - a(k)) = e(k)^T a(k) \tag{3.5}$$

식 (3.5)를 위한 최급강하(Steepest Decent)알고리즘은 다음과 같다.

$$w_{i,j}^m(k+1) = w_{i,j}^m(k) - \alpha \frac{\delta \hat{F}}{\delta w_{i,j}^m} \tag{3.6}$$

$$b_i^m(k+1) = b_i^m(k) - \alpha \frac{\delta \hat{F}}{\delta b_i^m} \tag{3.7}$$

여기서 α는 학습률(Learning Rate)이다. 오차가 은닉층 가중치의 명확한 함수가 아니므로 편도함수 부분이 쉽게 계산되지 않는다. 이는 다음의 연쇄규칙을 이용하여 구할 수 있다.

$$\frac{\delta \hat{F}}{\delta w_{i,j}^m} = \frac{\delta \hat{F}}{\delta n_i^m} \times \frac{\delta n_i^m}{\delta w_{i,j}^m} \tag{3.8}$$

$$\frac{\delta \hat{F}}{\delta b_i^m} = \frac{\delta \hat{F}}{\delta n_i^m} \times \frac{\delta n_i^m}{\delta b_i^m} \tag{3.9}$$

이 편도함수를 계산하면 근사적 최급강하 알고리즘을 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$W^m(k+1) = W^m(k) - \alpha s^m (a^{m-1})^T \tag{3.10}$$

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

$$b^m(k+1) = b^m(k) - \alpha s^m \tag{3.11}$$

여기서

$$s^m = \frac{\delta \hat{F}}{\delta n^m} = \hat{F}^m(n^m)(W^{m+1})^T s^{m+1} \tag{3.12}$$

이다. 식(3.10)와 식(3.11)을 이용하여 가중치와 바이어스를 갱신하게 된다 [119].

즉 역전파 신경망 알고리즘은 에러가 출력노드로부터 내부노드로 역으로 전파한다. 기술적으로 말하자면 역전파는 변경 가능한 가중치에 대해 회로망 에러의 기울기를 계산하는데 사용된다. 여기서 기울기는 에러를 최소화하는 가중치를 찾기 위한 확률적 기울기 하강(Gradient Descent)에서 사용된다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2) 제안한 알고리즘

제안한 알고리즘인 역전파 알고리즘(Backpropagation Algorithm)은 입력 값과 목표 값이 주어지는 형태의 지도학습 알고리즘으로 각 뉴런이 연결된 연결강도(Weight)를 조절함으로써 이루어지는데 이것은 출력 값(Output Value)과 목표 값(Target Value)을 비교하여 오차를 줄여가는 방향으로 진행함으로써 학습이 되어간다[127][128][129].

역전파 알고리즘(Backpropagation Algorithm)은 크게 두 단계로 구분이 되는데 첫 번째 단계는 크게 입력값 과 출력 값의 오차를 계산하는 단계이고, 두 번째 단계는 발생한 오차를 줄이기 위해 델타 룰(Delta Rule)을 이용하여 각 뉴런간의 연결강도를 조정함으로써 입력 값과 출력 값과의 매핑(Mapping)관계를 형성한다. 이러한 오차의 조정은 하위층에서 상위층으로 전파되면서 오차를 검출하고 이를 바탕으로 상위층(목표 값)에서 하위층(입력 값)으로 역전파하면서 자신의 연결강도를 조정한다.

본 논문에서 제안한 역전파 알고리즘(Backpropagation Algorithm)에서 사용되는 기호의 구성을 정의하면 [표 3.3]과 같다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[표 3.3] 역전파 알고리즘에서 사용되는 기호의 구성 정의

용 어	정 의
i, j, k	서로 다른 신경을 나타내며, 신경 j는 신경 i의 바로 오른쪽 층에 신경 k는 신경 j의 바로 오른쪽 층에 존재
n	n번째 학습패턴이 MLP에 주어짐을 나타냄
$\xi(n)$	n번째 학습패턴에 주어졌을 때 출력층에 존재하는 모든 신경의 제곱오차의 합
ξ_{av}	모든 학습패턴이 주어진 후의 $\xi(n)$의 평균
$e_j(n)$	n번째 학습패턴이 주어졌을 때 출력신경 j의 오차
$d_j(n)$	n번째 학습패턴에 대한 출력신경 j의 원하는 출력 결과
$y_j(n)$	n번째 학습패턴에 주어졌을 때 출력신경 j의 출력 결과
$w_{ji}(n)$	n번째 학습패턴에 주어졌을 때 입력신경 i와 출력신경 j를 연결하는 고리의 가중치
$v_j(n)$	n번째 학습패턴이 주어졌을 때 신경 j의 내부 활성화 수준(Internal Activity Level)
$\varphi_j(\cdot)$	신경 j의 비선형 활성화 함수
θ_j	신경 j에 적용되는 임계값(Threshold)으로서 +1의 고정된 입력 값을 갖는 신경과 신경 j사이의 가중치를 나타냄
$x_i(n)$	n번째 학습패턴의 i번째 요소로서 입력층 신경 i를 통해 MLP에 주어짐
$o_k(n)$	n번째 학습패턴이 주어졌을 때 출력층에 존재하는 신경 k의 출력 결과
w_{kj}	n번째 학습패턴이 주어졌을 때 은닉층의 신경 j와 출력층 신경 k를 잇는 연결고리의 가중치
a	모멘텀 상수
η	역전파 알고리즘에서의 학습률
$\delta_j(n)$	출력 신경 j에 대한 Local Gradient

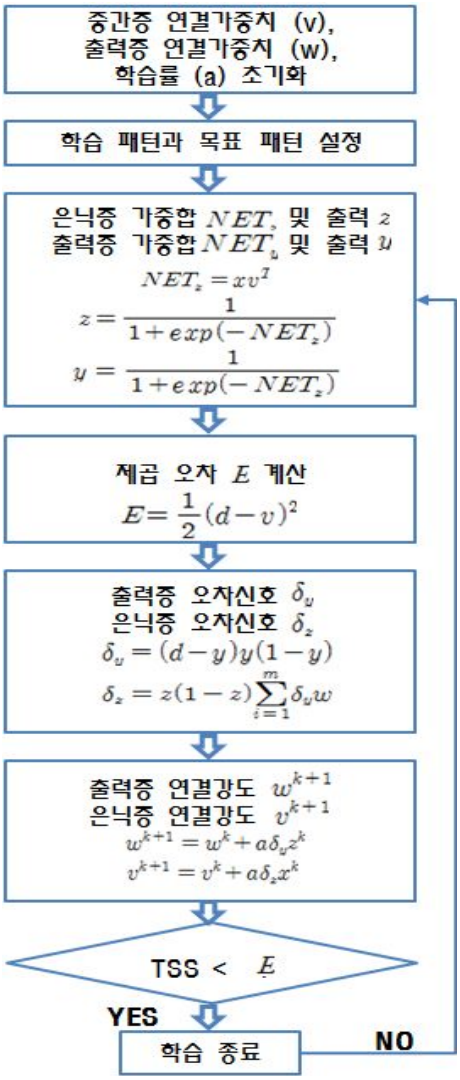
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

제안한 알고리즘의 수행단계는 먼저 입력이 신경망의 가중치(Weight)와 곱하고 더하는 과정을 몇 번 반복하면 입력의 결과 값인 출력(y)이 나온다. 이 때 출력(y)은 학습 데이터에서 주어진 원하는 출력(o)와 다르며 (y-o)만큼의 오차(e=y-o)가 발생한다. 즉 오차에 비례하여 출력층의 가중치를 갱신하고 그 다음 은닉층의 가중치를 갱신하는 절차를 거치는 데 가중치를 갱신하는 방향이 신경망의 처리 방향과는 반대 방향이다. 다시 말해 신경망의 처리는 입력층 → 은닉층 → 출력층의 방향으로 진행되며 가중치 갱신의 학습방향은 출력층 → 은닉층으로 진행된다[130][131].

역전파 알고리즘(Backpropagation Algorithm)의 수행 단계는 [그림 3.13]과 같은 절차로 수행된다.

① 신경망에 입력 데이터를 입력 노드에 적용하고 입력에 따른 출력을 계산한다.
② 입력에 따른 출력과 원하는 출력간의 오차를 계산한다.
③ 오차를 줄이기 위해 가중치의 증감 여부를 결정한다.
④ 각각의 가중치를 얼마나 변화시킬 것인가를 결정한다.
⑤ 4단계에서 결정된 값으로 가중치를 갱신(변화)한다.
⑥ 모든 학습 데이터에 대해 오차가 적정 수준으로 감소하기까지 1단계에서 5단계를 반복한다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



[그림 3.13] 역전파 학습 알고리즘 순서도

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

본 논문에서 제안한 알고리즘의 구성은 다음과 같다.

학습을 위한 데이터 개수 : N
i번째 ($1 \leq i \leq N$) 학습데이터 셋 : I_i
I_{i1} : 사용자 근전도
I_{i2} : 맥박
I_{i3} : 호흡

주어진 3개의 입력 데이터를 이용하여 다음과 같이 신경망을 구성하였다.

① 입력층의 노드의 수는 각 데이터 항목의 개수인 3이어야 한다.

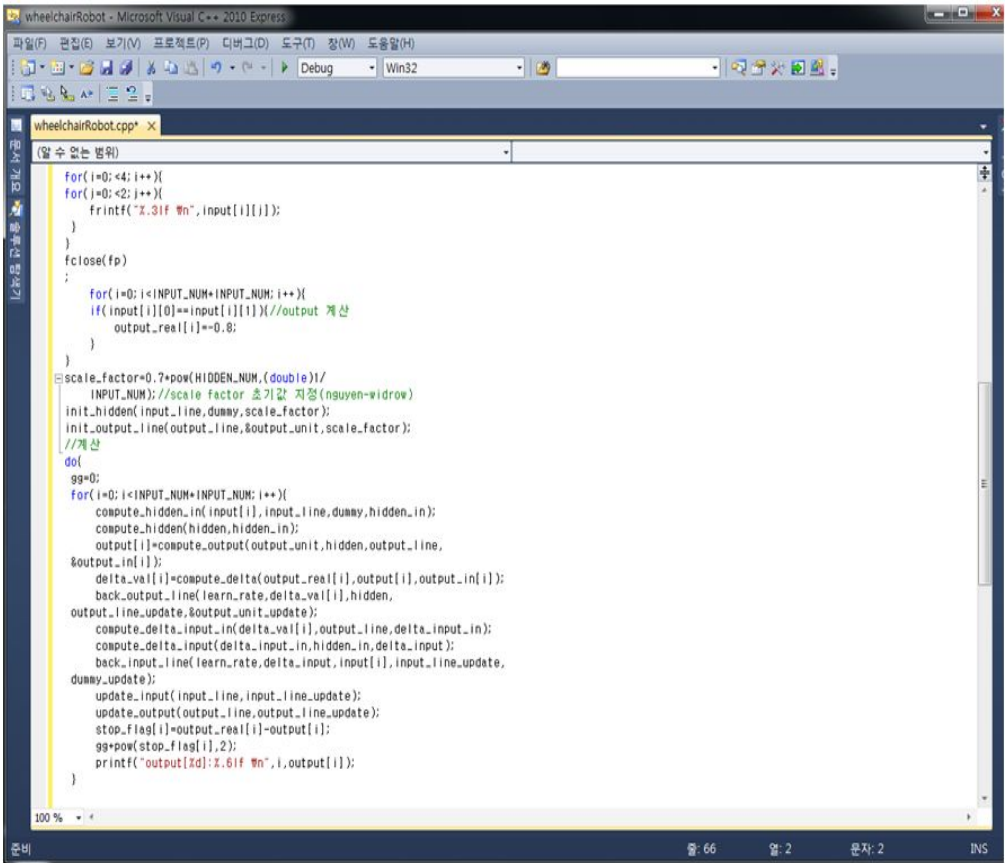
② 출력층은 해당 토크 값 분류를 위해 10개의 노드를 갖는다. 만약 입력 데이터를 통해 학습된 가중치(Weight)에 의해 1번째 노드가 선택되면 토크 값 level 1에 해당된다.

③ 은닉층의 노드의 수는 1개 또는 그 이상으로 한다. 은닉층의 개수가 많아지면 학습의 시간이 증가하므로 적정한 은닉층의 개수를 선정한다.

④ 입력 데이터에서 최대값과 최소값을 구하여 정규화 한다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[그림 3.14]는 제안한 역전파 알고리즘(Backpropagation Algorithm)의 프로그램 일부이다.



[그림 3.14] 제안한 역전파 알고리즘의 프로그램

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Ⅳ. 시스템 구현 결과 및 성능평가

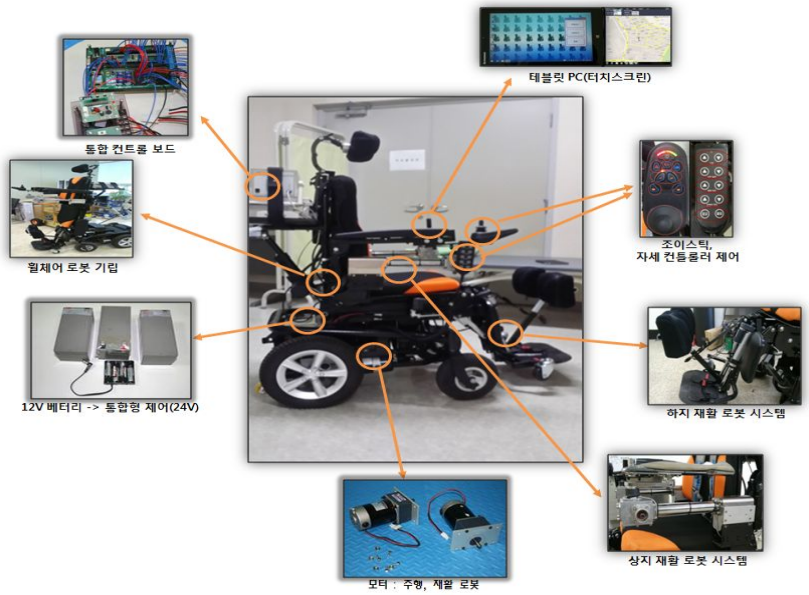
1. 시스템 구현 결과

1) 휠체어 로봇 시스템

본 논문에서 구현한 휠체어 로봇 시스템은 중량을 줄이기 위해 조립식 설계 및 알루미늄강 소재를 이용하여 110Kg 이하로 구현되었으며 기존 휠체어 규격에 부합되도록 구현되었다. 또한 사용자의 움직임에 부드러움을 주기 위해 8방향 주행이 가능하도록 설계하였다.

본 논문에서 구현한 시스템은 상·하지 재활 훈련 기능 구현을 위해 상지 재활 2자유도와 하지 재활 1자유도로 구성된 상·하지 재활 로봇 시스템을 휠체어 일체형으로 구현하였고 사용자의 근전도과 생체정보에 따라 지능적 토크 제어가 가능하도록 신경망 제어기를 구현하였다. 또한 사용자 친화적 인터페이스를 위해 테블릿 PC를 이용하여 터치스크린 인터페이스를 구현하였다. 즉 일체형 시스템에서 이동과 상·하지 재활 및 기립 운동, 사용자 모니터링이 가능할 수 있도록 구현하였다. 본 논문에서 구현한 지능형 상·하지 재활 휠체어 로봇 시스템은 [그림 4.1]과 같으며 [표 4.1]은 제작 사양이다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY



a. 전면부 b. 측면부 c. 후면부

[그림 4.1] 지능형 상·하지 재활 휠체어 로봇 시스템 구현 결과

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[표 4.1] 휠체어 로봇 시스템의 제작 사양

명 칭	제작 사양
치 수	1200*650*1100mm
기립 시 총 높이	170cm
SEAT (W * D * H) cm	45(폭)+45(깊이)+55(높이)cm
시트승강max높이	20CM
앞바퀴/뒷바퀴	9인치/14인치 AIRTIRE
최대 부하량	120kg
컨트롤러	P&G
모터	24V / 450W * 2
배터리	12V / 55AH * 2
배터리치수	230 * 138 * 226 * 2
충전기	24v / 6A
충전시간	8 ~ 10 시간
의자 등받이 조정 각도	90 ~ 150 °
발판조정각도	0 ~ 90 °
총 중량	110kg
주행 거리	35~40km
최대 등판 각도	11 °
최대속도	8~10km/h

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

또한 휠체어에 앉아 있는 상태로만 재활 운동을 실시하다보면 주로 다리 관절에 대한 운동만 수행하게 되어 재활 운동의 한계점을 갖고 있기 때문에 본 논문에서 제안한 시스템에 기립 운동 기능을 구현하여 재활 운동의 범위가 넓어지도록 구현하였다. 하지 재활 운동을 능동적으로 보조해 줄 수 있는 기립 기능 구현을 통해 접근성을 향상시켰으며 기립 운동 시 지면과 85˚이내로 기립 되도록 설계하여 사용자가 기립 운동 시 편안한 자세를 유지하도록 하였으며 사용자의 편리성을 위해 의자 등받이와 발판을 조절할 수 있도록 구현하였다.

구동 방법은 기립 버튼 클릭 시 바닥의 경사 각도를 측정하여 ±5° 미만에서만 기립이 가능하게 하여 사용자의 안정성을 고려하였다. 또한 기립 운동을 통하여 하지 재활 운동 및 기립 운동 보조가 가능하도록 구현하였다. [그림 4.2]는 본 논문에서 구현한 상·하지 재활 휠체어 로봇 시스템의 기립 구현 결과이며 [그림 4.3]은 상·하지 재활 휠체어 로봇 시스템의 발판, 등받이 조절 구현 결과이다.

[그림 4.2] 상·하지 재활 휠체어 로봇 시스템의 기립 구현 결과

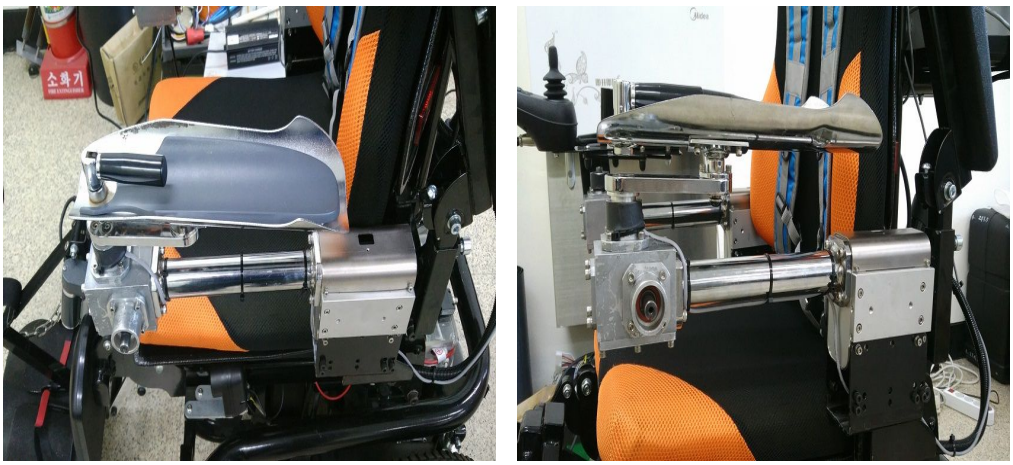
조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[그림 4.3] 상·하지 재활 휠체어 로봇 시스템의 발판, 등받이 조절 구현 결과

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2) 상·하지 재활 로봇 시스템

본 논문에서 구현된 상지 재활 로봇 시스템은 회전운동을 통하여 사용자의 견관절과 주관절 재활이 가능하도록 2자유도로 구현되었으며 하지 재활 로봇 시스템과 공용의 모터/감속기를 사용함으로써 통합 제어가 가능하게 구현하였다. [그림 4.4]는 본 논문에서 개발한 상지 재활 로봇 시스템의 구현 결과이고 [표 4.2]는 제작 사양이다.



[그림 4.4] 상지 재활 로봇 시스템 구현 결과

[표 4.2] 상지 재활 로봇 시스템 제작 사양

명 칭	제작 사양
자유도	2
관절각도 기구오차	0.5 °
중량	3.45kg
모터	DC 24V 170W, Max 9,120RPM
정격토크	Max 12.9 Nm
감속비	90:1

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

또한 하지 재활 로봇 시스템은 상하운동을 통하여 주관절 및 슬관절 운동이 가능하도록 한 다리 당 1 자유도로 양쪽 다리에 총 2 자유도를 가지고 구현되었으며 상지 재활 로봇 시스템과 같이 등급별로 토크 출력을 제어하여 단계별 재활 운동이 가능하도록 구현되었다. 또한 휠체어 의자와 하지 재활 로봇 시스템과의 길이 조절이 가능하도록 설계하였고 상지 재활 로봇 시스템과 공용의 모터/감속기를 사용함으로써 통합 제어가 가능하게 구현하였다. [그림 4.5]는 본 논문에서 개발한 하지 재활 로봇 시스템의 구현 결과이고 [표 4.3]은 제작 사양이다.

[그림 4.5] 하지 재활 로봇 시스템 구현 결과

[표 4.3] 하지 재활 로봇 시스템 제작 사양

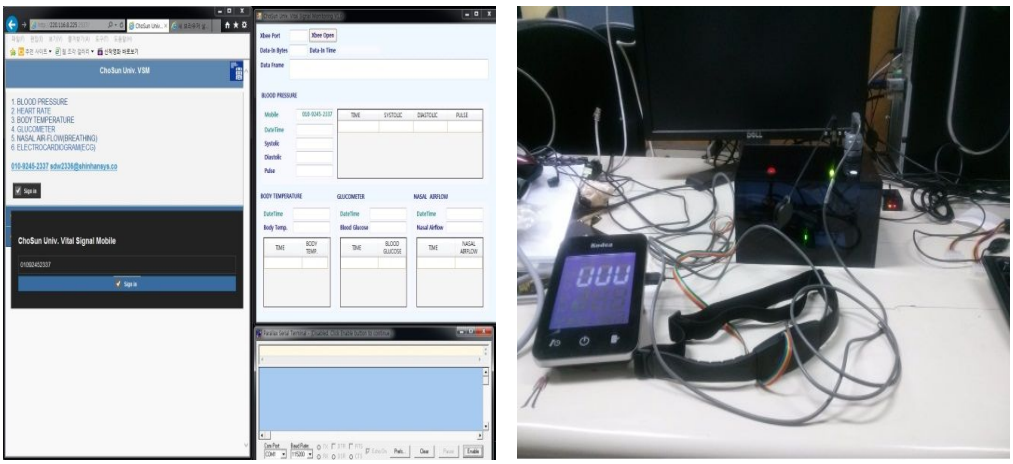
명 칭	제작 사양
자유도	1
관절각도 기구오차	0.5 °
중량	5.43kg
모터	DC 24V 170W, Max 9,120RPM
정격토크	Max 36.7 Nm
감속비	270:1

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

3) 사용자 인터페이스

본 논문에서 구현한 상·하지 재활 휠체어 로봇 시스템은 테블릿 PC를 사용하여 터치스크린과 스마트폰 연동을 활용할 수 있도록 인터페이스를 구성하였다. 테블릿 PC는 Intel ATOM Z3740을 사용하였으며 운영체제는 Window 8, 통신방식은 Bluetooth 4.0을 사용하였다.

구현된 사용자 인터페이스는 사용자의 생체신호(근전도, 맥박, 호흡)를 측정하여 실시간으로 센싱된 생체 데이터를 분석하여 재활에 따른 생체 신호 변화 결과를 모니터링 할 수 있도록 구현하였으며 스마트폰과 연동이 가능하도록 하였다. [그림 4.6]은 생체 분석 시스템의 DB 및 모듈이며 [그림 4.7]은 생체 분석 시스템의 사용자 인터페이스 구현 결과이다.

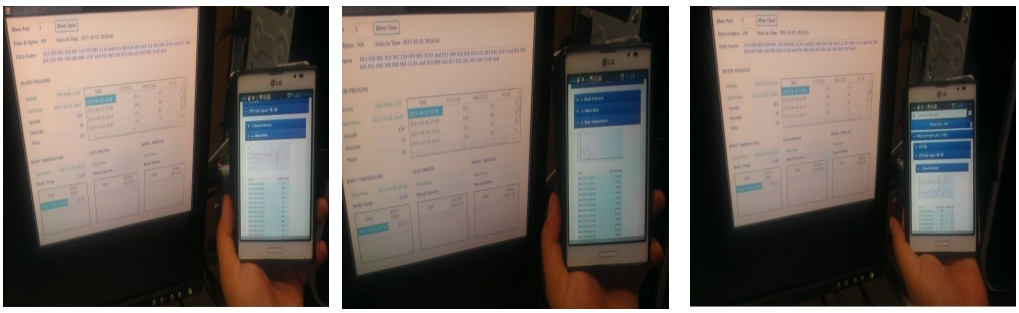


[그림 4.6] 생체 분석 시스템의 DB 및 모듈

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[그림 4.7] 생체 분석 시스템의 인터페이스 구현 결과

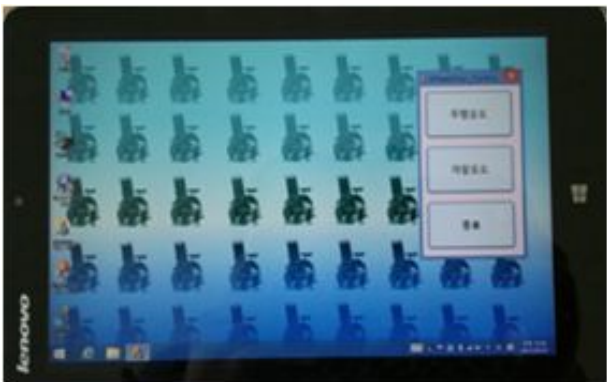
[그림 4.8]은 생체 데이터 측정 후 스마트폰 연동 구현 결과이다.



[그림 4.8] 생체 데이터 측정 후 스마트폰 연동 구현 결과

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

또한 [그림 4.9]와 같이 사용자 인터페이스에 주행 모드와 재활 모드를 구성하였다. 주행 모드는 휠체어 로봇 시스템과 관련된 모드로 GPS 위치 인식 프로그램으로 사용자의 위치와 주행 속도를 확인 할 수 있으며 기울기 센서를 이용하여 경사 각도를 표시하여 기립 운동의 가능 여부를 사용자가 직접 확인 할 수 있으며 기립 여부를 제어할 수 있도록 구현하였다. 그리고 지능형 상·하지 재활 휠체어 로봇의 배터리 잔량과 주행 가능 거리를 시간으로 확인 할 수 있도록 하였다. [그림 4.10]은 사용자 인터페이스 주행 모드 실행 결과이다.



[그림 4.9] 사용자 인터페이스 구현 결과

[그림 4.10] 사용자 인터페이스 주행 모드 실행 결과

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[그림 4.11]과 같이 재활 모드의 경우는 상·하지 재활 운동과 관련된 인터페이스로 상·하지 재활 운동이 사용자의 근전도 및 생체신호에 따라 지능적으로 재활 운동이 가능하도록 구현하였으며 재활 모드일 경우 휠체어의 주행 모드가 활성화 되지 않도록 하였다. 또한 상지 재활 운동의 경우 정/역방향 운동, 좌/우측, 운동 강도, 시간을 사용자가 직접 선택 할 수 있도록 구현하였으며 하지 재활 운동은 좌/양지/우 운동 부위, 운동 강도와 시간을 선택할 수 있도록 구현하였다.

[그림 4.11] 사용자 인터페이스 재활 모드 실행 결과

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

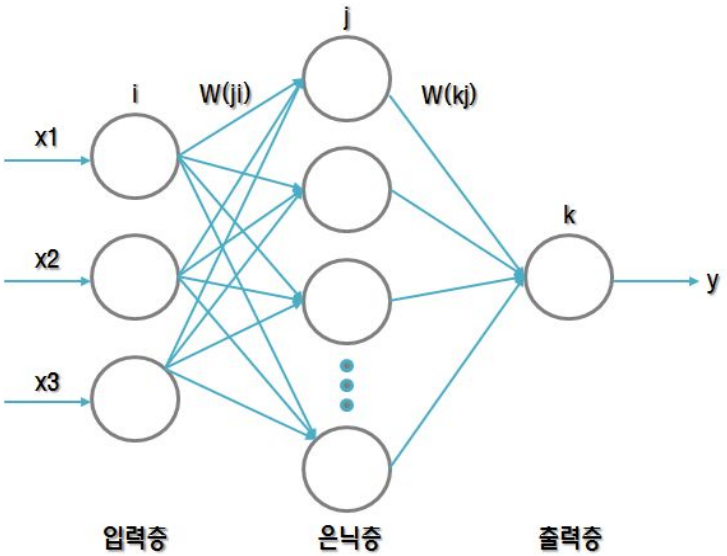
2. 성능평가

구현된 시스템의 성능을 테스트하기 위해 각 사용자의 근전도과 생체신호를 측정 후 신경망으로 학습시켜 사용자의 근전도 및 생체신호 상태에 따라 토크 출력을 제어하여 사용자 맞춤형 재활운동을 수행하였다.

[표 4.4]에서 보는 것과 같이 근력 및 생체신호 분류를 위한 입력변수로 사용자 근전도, 맥박, 호흡 수치를 사용하여 신경망에 적용하고자 하였으며 표 [4.5]와 같이 분류된 등급에 따른 토크 출력 제어에 대하여 적용하였다. [그림 4.12]는 토크 제어를 위한 신경망 구성이다.

[표 4.4] 학습을 위한 신경망 입·출력 변수 선정

구 분	입력 변수	출력 변수
근력 및 생체신호에 따른 토크 출력 제어	근전도	토크 출력 등급
	맥박	
	호흡	



[그림 4.12] 토크 제어를 위한 신경망 구성

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[표 4.5] 근력 및 생체신호에 따른 토크 출력 등급 분류

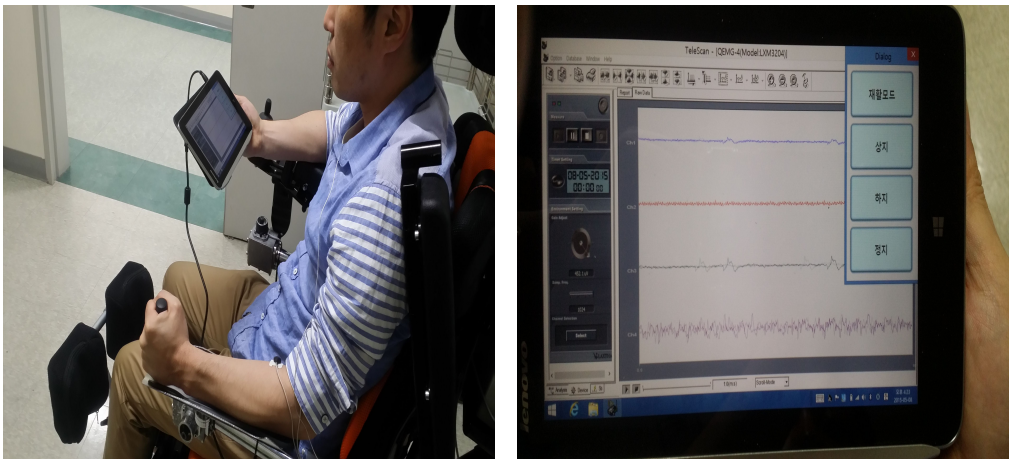
토크출력 분류단계	근력등급			맥박	호흡수	토크 출력 값	
1	0	Zero	Z	60-65	12-14	수동운동 최소10%~최대 50% 미만 수준 (평균 25%)	
2	1	Trace	T	65-70	14-16		
3	2-	Poor-	P-	70-75	16-18		
4	2	Poor	P	75-80	18-20		
5	2+	Poor+	P+	80-85	20-22		
6	3-	Fair-	F-	85-95	22-24	능동 보조운동	최소 50%~ 최대 75%
7	3	Fair	F	95-105	24-26	능동 보조운동	최소 50%~ 최대 75%
8	3+	Fair+	F+	105-115	26-28	능동 보조운동	최소 50%~ 최대 75%
9	4	Good	G	115-125	28-30	능동 운동	최소 75%~ 최대100%
10	5	Normal	N	125이상	30-32	저항운동	100%

본 논문에서는 근전도 신호를 얻기 위해 일반적으로 특정한 근육에서 정확한 근전도 신호를 측정하기 위해서는 침 전극 법이 사용되지만 피험자의 몸에 바늘을 투입해야 하는 불편함이 있으므로 비교적 측정이 용이한 표면 전극법을 이용하였다. 상·하지 근전도 신호 수집에는 4-채널 근전도 증폭기(LMX3204, Laxtha, Korea)를 사용하였고 증폭도(Amplifier gain) 700, 대역통과필터 주파수(Band-pass filter frequency) 8-480Hz, 표본화 주파수(Sampling frequency) 1000Hz로 설정하였다.

상지 근전도 측정을 위해 4개의 기록전극을 견관절과 주관절 운동에 관여하는 각각 상완이두근, 앞쪽삼각근, 상완삼두근, 외측삼각근에 부착하여 근전도 활성을 측정하였으며 하지의 근전도 측정을 위해 고관절과 슬관절 운동에 관여하는 대퇴이두근, 대퇴직근에 기록전극을 부착하여 근전도 활성을 측정하였다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[그림 4.13]은 상·하지 재활 운동 수행시의 주기적으로 측정한 근전도 및 생체 데이터(맥박, 호흡)의 측정과 실행 결과이고 휠체어 로봇 시스템의 테블릿 PC 터치스크린에 출력이 될 수 있도록 사용자 인터페이스를 구현하였다. 구현된 사용자 인터페이스에서 사용자의 생체 정보인 근전도, 맥박, 호흡 값이 실시간으로 출력된다.



[그림 4.13] 생체 데이터 측정 및 실행 결과

제안한 알고리즘의 성능을 실험하기 위해 피험자가 재활 운동을 30분간 10회 수행하면서 주기적(1분)으로 생체 데이터(근전도, 맥박, 호흡) 200개를 획득하였고 신경망 알고리즘으로 학습 후 분석 하였다. 본 논문에서는 사용자의 근전도, 맥박, 호흡을 입력으로 총 200개의 생체 데이터를 1500번의 학습 횟수와 목표 오차율을 0.001로 설정하고 입력층 3개, 은닉층 15개, 출력층 1개로 구성된 역전파 알고리즘(Backpropagation Algorithm)으로 학습하였다. 학습한 결과 1388번의 학습 횟수와 오차율 0.0093으로 학습되었다.

실험 결과에 대해 학습 데이터로부터의 영향을 최소화하고 신뢰성을 확보하기 위해 10-Fold 교차검증을 수행하였고 [표 4.6]은 시스템의 분석 정확도(단위: %) 결과이다. 피험자의 재활 운동 수행 시 사용자의 근전도 및 생체신호에 따른 토크 출력 분류에 대한 평균 정확도는 87.8%로 나타났다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[표 4.6] 제안 알고리즘 실험 결과

Fold 번호	토크 출력 분석 정확도
1	89.1
2	86.3
3	87.5
4	86.5
5	89.5
6	90.3
7	89.8
8	87.1
9	86.3
10	85.7

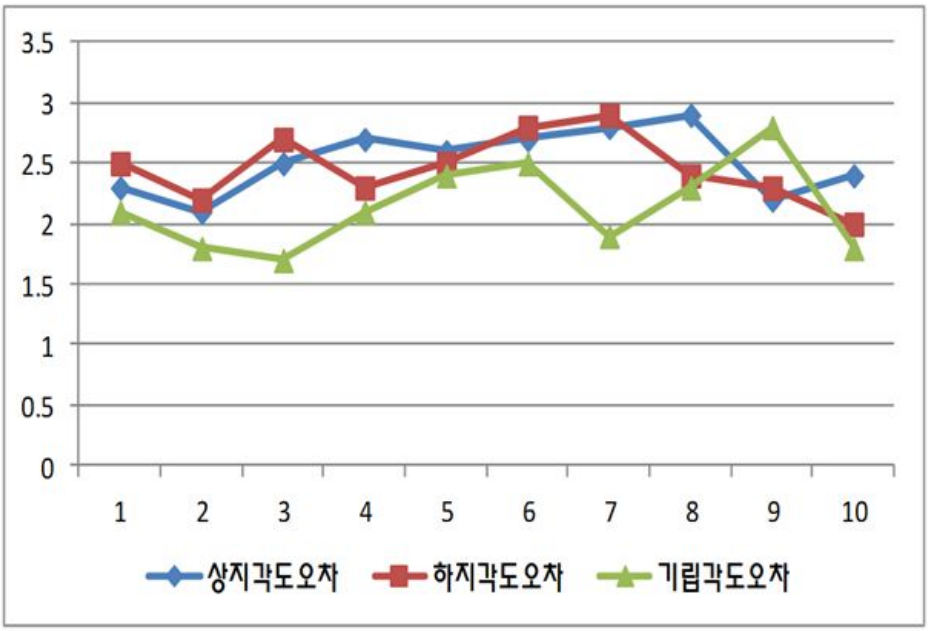
또한 상·하지 재활운동의 추종 성능을 분석하기 위하여 피험자는 휠체어에 앉은 상태에서 상·하지 재활 운동을 수행하였고 휠체어 주행이 정지된 상태에서 기립 운동을 수행하였다. 이때 상지 및 하지 재활과 기립을 분류하여 각각 독립적으로 실험을 수행하였고 상·하지 재활 로봇 및 기립의 관절가동범위는 각각 0 ~ 90도이고 각각 100회씩 반복운동 후 관절의 오차를 측정하였다. 관절 각도는 피험자의 재활 운동 시 각 관절의 위치 좌표를 측정하여 각 분절의 각도를 구하고 관절에서 두 분절의 상대 각으로 관절 각도를 구한다.

실험 데이터는 선형적인 관계가 아닌 실세계를 반영한 불규칙한 데이터를 사용했기 때문에 오차율을 측정해야 한다. 본 실험에서는 오차율 측정을 위해 식 (4.1)과 같이 RMSE(Root Mean Square Error)를 사용하였다.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}(y_i - y_i^*)^2} \tag{4.1}$$

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

실험 분석 결과 상지 재활 운동의 관절각도 평균 오차는 2.52도, 하지 재활 운동의 관절각도 평균 오차는 2.46도, 기립 운동의 관절각도 평균 오차는 2.14도로 재활 운동 수행에 충분한 추종성능을 나타냈다. [그림 4.14]는 성능평가 결과를 보여준다.



[그림 4.14] 추종 성능평가 결과

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

Ⅴ. 결 론

최근 노령인구와 장애인구의 증가는 새로운 사회문제로 대두되고 있으며 이들 노인 및 장애인의 대부분은 생활의 다방면에서 정상인과 동등한 삶을 영위하기를 원하며 적극적인 일상생활과 사회활동을 희망하고 있다. 이에 노인 및 장애인의 독립적인 삶과 삶의 질 향상을 위한 방안으로 불완전한 기능을 재활할 수 있는 재활 로봇의 연구가 활발히 진행되어지고 있다.

기존 재활 로봇 연구에서는 보행 장애를 겪는 환자들의 일차적 한계점인 이동 기능을 극복하기 위해 주로 휠체어 형태의 보행 보조 로봇 시스템을 개발하고 있으나 이러한 보행 보조 로봇 시스템은 일반적으로 환자의 이동 편의성만을 목적으로 개발되었기 때문에 근본적으로 환자의 재활 훈련 기능을 고려하고 있지 않은 실정이다. 이러한 보행 보조 로봇 시스템의 제한성을 극복하고자 보행 보조를 통한 이동 기능을 지원 할 수 있는 착용형태의 외골격 보행 보조 로봇의 연구 개발이 최근 진행되고 있다. 착용형태의 외골격 로봇은 보행 보조 시 자세 균형에 대한 안정성 문제가 수반되며 신체(Body)-외골격(Exoskeleton) 정렬(Alignment)의 한계점으로 인해 착용 및 적응을 위한 과도한 준비 시간 및 장시간 착용을 통한 보행에 있어 여전히 어려움이 존재하는 실정이다.

또한 최근 재활의 목적을 위하여 로봇 시스템을 적용하여 관절가동범위의 정확한 제어가 가능한 재활 로봇의 연구 개발이 활발하게 진행되고 있다. 그러나 이러한 재활 로봇의 경우 일상생활 속에서의 지속적 재활 훈련을 통한 근골격계 기능 퇴화 예방이 요구되는 노인 및 장애인에게 실시간 적용이 어려운 점과 높은 가격대로 인한 치료의 접근성이 떨어지는 제약점을 가지고 있는 실정이다.

따라서 본 논문에서는 위에 언급된 각 시스템들의 한계점 등을 극복하기 위하여 이동 기능 및 기립 운동을 위한 휠체어 재활 로봇 시스템 기반에 상·하지 재활 운동 기능 구현을 위한 상·하지 재활 로봇 시스템을 결합하여 일상생활 속에서 이동 및 재활 운동이 가능한 새로운 복합적 개념의 재활 로봇 시스템을 제안하고 구현하여 이에 대한 적용 가능성을 검증하고자 하였다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

본 논문에서 제안한 시스템의 지능적인 상·하지 재활 운동을 위해 사용자의 근전도 및 생체신호(맥박, 호흡)을 측정한 후 신경망으로 학습시켜 사용자의 근전도 및 생체신호에 따른 토크 출력을 제어하여 사용자 맞춤형 상·하지 재활 운동이 되도록 구현하였으며 기립 운동을 통해 사용자의 재활 접근성을 향상 시키고자 하였다. 사용자 친화적인 사용자 인터페이스를 구현하여 테블릿 PC를 통해 사용자의 측정된 생체정보(근전도, 맥박, 호흡)를 모니터링 할 수 있도록 하여 재활 운동의 효율성을 높이며 주행 모드와 재활 모드를 통해 본 논문에서 제안한 시스템의 사용성을 높이고자 하였다.

또한 제안한 알고리즘의 성능 평가와 시스템의 기능을 검증하기 위해 추종 성능을 분석하였다. 제안한 알고리즘의 성능을 실험하기 위해 피험자의 생체 데이터를 획득하여 신경망 알고리즘으로 학습 후 분석 하였으며 실험 결과에 대해 학습 데이터로부터의 영향을 최소화하고 신뢰성을 확보하기 위해 10-Fold 교차 검증을 수행하였다. 실험 결과 피험자의 재활 운동 수행 시 사용자의 근전도 및 생체신호(맥박, 호흡)를 신경망 알고리즘으로 학습 후 근력 및 생체신호에 따른 토크 출력 등급 분류에 따라 분류하였다. 분류된 데이터의 평균 정확도는 87.8%로 나타났다. 상·하지 재활 운동 및 기립 운동의 추종 성능을 분석하기 위하여 피험자는 휠체어에 앉은 상태에서 상·하지 재활 운동을 수행하였고 휠체어 주행이 정지된 상태에서 기립 운동을 수행하였다. 실험 결과 상지 재활 운동의 관절각도 평균 오차는 2.52도, 하지 재활 운동의 관절각도 평균 오차는 2.46도, 기립 운동의 관절각도 평균 오차는 2.14도로 재활 운동 수행에 충분한 추종성능을 나타냈다.

따라서 본 논문에서 제안한 시스템을 통해 사용자의 이동성 보장 및 일상생활에서 지속적인 재활 운동, 사용자의 근전도 및 생체정보를 통해 사용자 맞춤형 재활이 가능하며 생체정보와 재활정보를 모니터링 함으로써 사용자의 재활 의지와 삶의 질 향상에 도움이 될 수 있을 것이라 기대한다.

향후에는 제안한 알고리즘의 성능 향상과 다양한 지능형 상·하지 운동 알고리즘 연구로 제안한 시스템의 성능을 향상시키고 재활 콘텐츠에 대한 연구 및 본 논문에서 제안한 지능형 상·하지 재활 휠체어 로봇 시스템에 대한 임상 평가를 수행할 계획이다.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

참고문헌

[1] 방문석, 김종배, 김은주, 송원경, 김정윤, 조덕연, “재활로봇 중개연구의 현황 및 발전전략,” 국립재활원 재활연구소, 2012. 9.

[2] “2011년 장애인 실태 조사,” 보건복지부 한국보건사회연구원, 2011.

[3] U.S. Department of Health and Human Services, "Vital and Health Statistics2," Centers for Disease Control and Prevention and Nation Center for Health Statistics, No.152, 2010.

[4] Andrew McWilliams, "Disabled and Elderly Assistive Technology in the U.S.," BBC Research, Wellesley, MA, USA, 2008.

[5] Y. H. Jung, "Cost of Illness and Health-friendly Fiscal Policy," Korea Institute for Health and Social Affairs, pp.50-61, 2009.

[6] M. Safizadeh, M. Hussein, M. Yaacob, M. M. Zain, M. Abdullah, M. C. Kob, et al., "Kinematic Analysis of Powered Lower Limb Orthoses for Gait Rehabilitation of Hemiplegic and Hemiparetic Patients," order, vol.7, p.17, 2011.

[7] 송안나, “ 다자유도 원격재활로봇 시스템의 포터블 강인제어기 설계,” 석사학위논문, 강원대학교, 2012.

[8] 민경만, “상지 재활치료 및 진단을 위한 원격 조작 제어 시스템 설계,” 석사학위논문, 강원대학교, 2008.

[9] 권혁철, 채수영, “신체장애인의 휠체어 사용에 대한 심리사회적 영향 연구,” Disability & Employment, Vol.20, No.1, pp.33-55, 2010.

[10] 이범석, “국내외 연구기관 시스템 분석 및 우리나라 재활연구 현황,” 2009.

[11] “휠체어 사용 안전사고 실태,” 소비자안전국 생활안전팀, 2011. 11.

[12] Marco A. D, Russell M and Masters M, “Standards for wheelchair prescription,” Australian Occupational Therapy Journal, vol.50, pp.30-39, 2003.

[13] Davolt S, “The anodised, aerodynamic, ultra light, candy red wheelchair,” PT Magazine of Physical Therapy, Vol.4, pp.6-10. 1996.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[14] S. Katsura and K. Ohnishi, “Semiautonomous Wheelchair Based on quarry of environmental information.” IEEE Trans. on Industria Electronics Society, Vol.53, No.4. PP.1373-1382, 2006.

[15] Richaard Simpson, Edmund LoPrestil, Steve Hayashi, Illah Nourbakhsh and David Miller, “The Smar Wheelchair Component System,” Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol.41, No.3B, pp.429-442, 2004.

[16] 김영진, 김동환, “재활 및 의료기기의 설계 및 제어 기술,” Journal of the KSME, Vol.54. No.3, 2014.

[17] Jin woo Jung, “A study on the enbancement of mainpulation performace of wheelchair-mounted rehabilitation service robot,” KAIST, 1999.

[18] Krevs Hi et al., “Rehabilitation robotics: pilot trial of a spatial extension for MIT-Manus,” Journal of neuroengineering and rehabilitation, Vol.1, No.5, pp.1-15, 2004.

[19] H. K. Lee, Yoshiyuki Takahashi, Tasuku Miyoshi, Takafumi Terada, Kaoru Inoue, Yuko Ito and Yumi Ikea, “Contrl the Haptic Device for Application in Upper Limb Rehabilitation," Proc. of 6th JFCM, Vol.1, pp.141-146, 2003.

[20] B. Hwang, Y. Kang and Jeon, “Introduction of the Wearable Robot SUBAR for Lower-Limb Assistance,” in proc. of the 26th Japanese Conference on Advancement of Assistive and Rehabilitation Technology(JCAART), 2011.

[21] S. Jezrnik, G. Clolombo and M. Morari, “Automatic Gait-Pattern Adaptation Algorithms for Rehabilitation whit a 4-DOF Robotic Orthosis,” IEEE Trans. on Robotics and Autom, Vol.20, No.3, pp.574-582, 2004.

[22] Sakurai. T and Sankai. Y, “Development of Motion Instruction System with Interactive Robot Suit HAL,” Proceeding of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, pp.1141-1147,

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

2009.

[23] Hidler. J, Wisman. W and Neckel. N, “Kinematic Trajectories while Walking withen the Lokomat Robotic Cait-Orthosis,” Clinical Biomechanics, Vol.23, No.10, pp.1251-1259, 2008.

[24] Zoss. A. B, Kazerooni. H and Chu. A, “Biomechanical Design of the Berkley Lower Extremity Exoskeleton(BLEEX),” IEEE/ASME Trans on Mechatronics, Vol.11, No.2, pp.128-138, 2006.

[25] N. Jeremy Hill et al., "Classifying Event-Related Desynchronization in EEG, ECoG and MEG signals," Lecture Notes in Computer Science, Vol.4174, pp.404-413, 2006.

[26] Laura Dipietro et al., "Customized Interactive Robotic Treatment for Stroke EMG Triggered Therapy," IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol.13, No.3, 2005.

[27] T. Tamura, M. Sekine, H. Kuno, M. Fujie, A. Mori and K. Andoh, "Evaluation of Walkers for Elderly People," Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference, pp.1391-1392, 2001.

[28] Haoyong Yu, Matthew Spenko and Steven Dubowsky, "An Adaptive Shared Control System for an Intelligent Mobility Aid for the Elderly," Autonomous Robots, Vol.15, pp.53-66, 2003.

[29] A. Bardorfer, M. Munih, A. Zupan and A. Primozzicc, "Upper Limb Motion Analysis Using Haptic Interface," IEEE/ASME Transactions of Mechatronics, Vol.6, No.3, pp.253-260. 2001.

[30] Peter S. Lum, Charles G. Burgar, Peggy C. Shor, Matra Majmundar and Machiel Nan der Loos, "Robot-Assisted Movement Training Compared with Conventional Therapy Techniques for the Rehabilitation of Upper-Limb Motor Function after Stroke," Arch Phys Med Rehabil, Vol.83, pp.952~959. 2002.

[31] L. E. Jones, "Does virtual reality have a place in the rehabilitation world?," disability Rehab, vol.20, no.3, pp.102~103, 1998.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[32] 문승빈, “재활로봇의 분류 및 용어,” 지능형로봇 표준포럼, 2011.

[33] C. D. Takahashi, R. A. Scheidt and D. J. Reinkensmeyer, “Impedance control and internal model formation when reaching in a randomly varying dynamical environment,” Journal of Neurophysiology, pp.1047-1051, 2001.

[34] A. Bardorfer, M. Munih, A. Zupan and A. Primozic, “Upper limb motion analysis using haptic interface,” IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol.6, No.3, pp.253-260, 2001.

[35] R. Colombo, F. Pisano, S. Micera, A. Mazzone, C. Delconte, M. C. Carrozza, P. Dario and G. Minuco, “Robotic techniques for upper limb evaluation and rehabilitation of stroke patients,” IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol.13, No.3, pp.311-324, 2005.

[36] 김진호, 한태륜, “재활의학,” 군자출판사, 2003.

[37] L. W. Pedretti, “Occupational therapy Practice skills for physical dysfunction Fourth Edition,” Mosby-Year Book Inc., 2002.

[38] 국내외 로봇 동향 : 재활치료로봇, 한국로봇융합연구원, 2013.

[39] U.S. Census Bureau, Americans With Disabilities: 2010, 2012.

[40] World Health Organization, “Health topic rehabilitation”, http://www.who.int/topics/rehabilitation/en/

[41] Marcel Dekker, Inc, Medical Robotics, 2004.

[42] Rehabilitaition Technologies: Biomechatronics Point of View, A Roadmap of Biomedical Engineers and Milestones, 2011.

[43] M. Lee, M. Rittenhouse and H. A. abdullah, “Design Issues for Therapeutic Robot Systems: Results from a Survey of Physiotherapists,” Journal of Intelligent and Robotic Systems, Vol.42, pp.239-252, 2005.

[44] W. song, “Intelligent visual servoing using space variant with application for rehabilitation robots,” PhD thesis, KAIST, 2001.

조선대학교 CHOSUN UNIVERSITY

[45] M. Lee, M. Rittenhouse and H. A. Abdulllah, “Design Issues for Therapeutic Robot Systems: Results form a Survey of Physiotherapists,” Journal of Intelligent and Robotic Systems, Vol.42, pp.239-252, 2005.

[46] Interactive Motion Technologies Homepage, inc, http://www.interactive-motion.com

[47] Ronald J. Triolo, et al., "Development of hybrid orthosis for standing, walking, and stair climbing after spinal cord injury," Journal of Rehabilitation Research & Development, Vol.46, pp.447-462, 2009.

[48] Redwan Alqasemi and Rajiv Dubey, "A 9-DoF Wheelchair-Mounted Robotic Arm System: Design, Control, Brain-Computer Interfacing, and Testing," InTech, 2010.

[49] A. Ruiz-Serrano, R. Posada-Gomez, et al., "Development of a dual control system applied to a smart wheelchair, using magnetic and speech control," The 2013 Iberoamerican Conference on Electronics Engineering and Computer Science, doi: 10.1016, 2013.

[50] Hillman. M, Hagan. K, Hagan. S, Jepson. J and Orpwood. R, "The Weston wheelchair mounted assistive robot - the design story," Journal of Robotica, Vol.20, No.2, pp.125-132, 2002.

[51] Christian. M, Oliver. P and Axel. G, “The Rehabilitation Robots FRIEND-I & II: Daily Life Independency through Semi-Autonomous Task-Execution,” Rehabilitation Robotics, pp.137-162, 2007.

[52] 이종철, 김혁주, 조은정, 김산, 이지윤, 정홍배, 강신정, 이재원, “하지운동이 가능한 전동휠체어의 안전성 및 성능 평가 가이드라인 개발 연구,” FDC법제연구, Vol.9, No.1, pp.51-61, 2014.

[53] Kamen D. L, Ambrogi R. R, Heinzmann J. D, Heinzmann R. K, Herr D and Morrel J. B, Control of a balancing personal vehicle, U.S. Patent 6 443 250, Sept.3, 2002.

조선대학교 CHOSUN UNIVERSITY

[54] Mahoney. R. M, "The Raptor Wheelchair Robot System," Assistive Technology Research Series, Vol.9, pp.135-141, 2001.

[55] Kinova Robotics Homepage, http://kinovarobotics.com/

[56] Ponnambalam. S. G, " Foreword for the Special Issue of IRAM2012," International Journal of Robotics and Automation, Vol.29, No.4, 2014.

[57] 주진선, 김은이, “얼굴 특징 인터페이스와 상황 인식 내비게이션을 이용한 지능형 휠체어,” 정보과학회논문지, Vol.38, No.10, 2011.

[58] 김태의, “시선 인식을 이용한 자율주행 휠체어 시스템 개발,” 석사학위논문, 대구대학교, 2010.

[59] 김성진, 김병국, “전동휠체어의 자유주행을 위한 실시간 제어 구조의 개발,” 제어로봇시스템학회 논문지, Vol.10, No.10, 2004.

[60] Jo, J. H., Song, Y. C., “The Study on Designing and Making Power Standing Wheelchair,” Journal of the KSPE, Vol.25, No.10, pp.92-98, 2008.

[61] J. A. Cozens, “Robotic assistance of an active upper limb exercise in neurologically impaired patients,” IEEE Tarnsactions on Rehabilitation Engineering, Vol.7, No.2, 1999.

[62] M. Sakaguchi, J. Furusho and E. Genda, “Basic study on rehabilitation training system using ER actuators,” in Proceedings IEEE international Conference, Vol.1, pp.135-140, 1999.

[63] A. M. Acosta, R. F. Kirsch and J. Perreault, “A robotic manipulator for the characterization of two-dimensional dynamic stiffness using stochasitc displacement perturbations,” Journal of Neuroscience Methods, pp.177-186, 2000.

[64] T. Tsuji, K Harada and M. Kaneko, “A neuro-based adaptive training method for robotic rehabilitation aids,” in Proceeding IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.3680-3685, 2001.

[65] Y. L, Chen, T. S. Kuo and W. H. Chang, “Aid training system for

조선대학교 CHOSUN UNIVERSITY

upper extremity rehabilitation," in Proceeding 23rd EMBS International Conference, pp.1360-1363, 2001.

[66] Y. Morita, K. Akagawa, E. Yamamoto, H. Ukai and N. Matsui, " Basic study on rehabilitation support system for upper limb motor function," in Proceeding 7th Advanced Motion Control(AMC) international Conference, pp.127-132, 2002.

[67] H. Meda, Y. Morita, E. Yamamoto, H. Kakami, H. Ukai and N. Matsui, "Development of rehabilitation support system for reaching exercise of upper limb," in Proceedings IEEE International Symposium on Computational Intelligence in Robotics and Automation, pp.134-139, 2003

[68] C. Ellsworth and J. Winters, " An innovative system to enhance upper-extremity stoke rehabilitation," in Proceedings 25th IEEE/EMBS International Conference, pp.1617-1620, 2003.

[69] Y. Takahashi, T. Terada, K. Inoue, Y. Ito, H. Lee, Y. Ikeda and T. Komeda, "Upper-limb rehabilitation system using haptic with basic motion training program," in Proceedings 25th IEEE/EMBS International Conference, pp.1621-1624, 2003.

[70] H. Lee, Y. Takahashi, T. Miyoshi, T. Terada, K. Inoue, Y. Ikeda, K. Suzuki and T. Komeda, "Basic experiments of upper rehabilitation using haptic device system," in Proceedings 9th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, pp.444-447, 2005.

[71] S. Hesse, G. Schulte-Tiggers, M. Konrad and A. Bardeleben, "Robot-assisted arm trainer for the passive and active practice of bilateral foream and wrist movements in hemiparetic subjects," Arch, Physical Medicine & Rehabilitation, Vol.84, pp.915-920, 2003.

[72] E. J. Koeneman, R. S. Schultz, S. L. Wolf, D. E. Herring and J. B. Koeneman, " A pneumatic muscle hand therapy device," in Proceedings 26th IEEE/EMBS International Conference, pp.2711-2713, 2004.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[73] Y. Zhang, Z. Wang, L. Ji and S. Bi, "the clinical application of the upper extremity compound movements rehabilitation training robot," in Proceedings 9th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, pp.91-94, 2005.

[74] S. Bi, L. Ji and Z. Wang, "Robot-aided sensorimotor arm training methods based on neurological rehabilitation principles in stroke and brain injury patients," in Proceedings 27th IEEE/EMBS International Conference, pp.5025-5027, 2005.

[75] J. C. Perry, J. Rosen and S. Burns, "Upper-limb powered exoskeleton design," IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol.12, No.4, pp.408-417, 2007.

[76] P. S. Lum, H. F. M Van der Loos, P. Shor and C. G Burgar, " A robotic system for upper-limb exercises to promote recovery of motor function following stroke," in Proceedings IEEE 6th International Conference on Rehabilitation Robotics(ICORR), pp.235-239, 1999.

[77] P. S. Lum, C. G. Burgar, D. E. Kenney and H. F. M. Van der Loos, "Quantification of force abnormalities during passive and active-assisted upper-limb reaching movements in post-stroke hemiparesis," IEEE Transaction on Biomedical engineering, Vol.46, No.6, pp.625-662. 1999.

[78] Rudhe. C, Albisser. U, Starkey. M. L, Curt. A, and Bolliger. M, "Reliability of movement workspace measurements in a passive arm orthosis used in spinal cord injury rehabilitation.," Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, Vol.9, No.37, pp.1-18, 2012.

[79] D. J. reinkensmeyer, L. E. Kahn, M. Averbuch, A. Mckenna-Cole, B. D. Schmit and W. Z. Rymer, "Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: Progress with ARM guide," Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol.37, No.6, pp.653-662, 2000.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[80] L. E. Kahn, M. L. Zygman, W. Z. Rymer and D. J. Reinkensmeyer, “Effect of robot-assisted and unassisted exercise on functional reaching in chronic hemiparesis,” in Proceedings 23rd EMBS International Conference, pp.1344-1347, 2001.

[81] Rehabtronics: Stroke Rehabilitation and Recovery Homepage, http://www.rehabtronics.com/

[82] M. Mihelj, T. Nef and R. Riener, “ARMin II - 7DOF rehabilitation robot: Mechanics and Kinematics,” in Proceedings IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.4120-4125, 2007.

[83] Bien. Z, Kim. D, Chung. M, Kwon. D and Chang. P, “ Development of a Wheelchair based Rehabilitation Robotic System(KARES II) with Various Human-Robot Interaction Interfaces for the Disabled,” IEEE/ASME International Conference on 2, pp.902-907, 2003.

[84] K. E. Norman, A. Pepin, M. Ladouceur and H. Barbeau, "A treadmill apparatus and harness support for evaluation and rehabilitation of gait," Arch. Phys. Med. Rehab, Vol.76, pp.772-778, 1995.

[85] Sai. K. Banala and Suni.l K. Agrawal, “Gait Rehabilitation with an Active Leg Orthosis,” International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference, vol.7, No.DETC2005-85071, pp.459-465, 2005.

[86] C. Lee, I. Jeong, K. Seo and J. Lee, “Development of rehabilitation robot system for walking aid,” IEEE International Conference on Robotics & Automation, pp.2468-2473, 2004.

[87] H. Schmidt, S. Hesse, R, Bemhardt and J, Kruger, “Haptic Walker-a novel haptic foot device,” ACM Transaction on Applied Perception, Vol.2, No.2, pp.166-180, 2005.

[88] 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, 2005.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[89] 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.

[90] 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, 2000.

[91] R. Hirata, T. Sakaki, 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.

[92] J. E. Pratt, B. T. Krupp, C. J. Morse and S. H. Collins, "The RoboKnee: An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance During Walking," Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics & Automation, pp.2430-2435, 2004.

[93] Beyl. P, Van Damme. M. X, Van Ham. R. Vanderborght, and B. Lefeber. D, "Design and control of a lower limb exoskeleton for robot-assisted gait training," Applied Bionics and Biomechanics, Vol.6, No.2, pp.229-243, 2009.

[94] Ashrafiuon. H, Grosh. K, Burke. K. J and Bommer. K, "An Intelligent Exoskeleton for Lower Limb Rehabilitation," Proceedings of The ASME Design Engineering Technical Conferences, Vol.2, pp.3-10, 2010.

[95] Shi. X. H, Wang. H. B, Yuan. L, Xu. Z, Zhen. H. W and Hou. Z. G, "Design and Analysis of a Lower Limb Rehabilitation Robot," Advanced Materials Research, Vol.490-495, No.4, pp.2236-2240, 2012.

[96] Aguirre Ollinger Gabriel, "Active impedance control of a lower-limb assistive exoskeleton," PhD thesis, Northwestern University Mechanical Engineering, 2009.

[97] Wenwei. Yu, Marusihi. M, Yokoi. H, Mano. Y, and Kakazu. Y, "An architecture for adaptive functional electrical stimulation for

조선대학교 CHOSUN UNIVERSITY

hemiplegic lower limb activities," IEEE International Workshop on Robot and Human Communication, Vol.8, pp.248-253, 1999.

[98] Sartori. M, Reggiani. M, Mezzato. C and Pagello. E, "A Lower Limb EMG-driven Biomechanical Model for Applications in Rehabilitation Robotics," Proceedings of The International Conference on Advanced Robotics, Vol.14, No.2, pp.905-911, 2009.

[99] Jiang. Y, Wang. S and Bai. B, "A Neural-Network-Based Robust Control Strategy Applying to Omnidirectional Lower Limbs Rehabilitation Robot during Centre-of-Gravity Shift.," ICMA Proceedings, Vol.8, pp.4894-4899, 2009.

[100] Yoon. J, Novandy. B, Yoon. C and Park. K, "A 6-DOF Gait Rehabilitation Robot With Upper and Lower Limb Connections That Allows Walking Velocity Updates on Various Terrains," IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol.15, No.2, pp.201-215, 2010.

[101] Akdogan. E and Adli. M. A, "The design and control of a therapeutic exercise robot for lower limb rehabilitation: Physiotherabot," Mechatronics, Vol.21, No.3, pp.509-522, 2011.

[102] Frumento. C, Messier. E, Montero. V, "History and Future of Rehabilitation Robotics," Worcester Polytechnic Institute, 2010.

[103] Hokoma Homepage, http://www.hocoma.com/en/

[104] Motorika Homepage, http://www.motorika.com/

[105] Peshkin. M, et. al., "KineAssist: A robotic overground gait and balance training device," International Conference of Rehabilitation Robotics, pp.241-246, 2005.

[106] Stoller Oliver, Schindelholz Matthias, Bichsel Lukas and Hunt Kenneth J, "Cardiopulmonary responses to robotic end-effector-based walking and stair climbing," Medical Engineering and Physics, 2013.

[107] Joseph Hinder, et. al., "ZeroG: Overaround gait and balance training system," Journal of Rehabilitation Research & Development, Vol.48,

조선대학교 CHOSUN UNIVERSITY

No.4. pp.287-289, 2011.

[108] Jorge. E. Briceno, et al., "Differentiating Ability in Users of the ReWalk(TM) Powered Exoskeleton," 2013 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, 2013.

[109] Ogura Yu, et. al., "Development of a Humanoid Robot Capable of Leaning on a Walk-assist Machine," Biomedical Robotics and Biomechatronics, The First IEEE/RAS-EMBS International Conference on, pp.835-840, 2006.

[110] Prastine. E, Ozdemirer. E and Rosenblum. D, "Tolerability of the Powered Ekoskeleton Ekso TM in an Outpatient Rehabilitation Setting in Spinal Cord Injury," PM AND R, Vol.6, No.9, pp.308, 2014.

[111] REX BIONICS Homepage, http://www.rexbionics.com/

[112] WALKBOT Homepage. http://www.walkbot.co.kr/

[113] T. C. s Hsia, "A New Technique for Robust Control of Servo Systems," IEEE Transaction on Industrial Electronics, Vol.36, No.1, pp.1-7, 1989.

[114] C. Y. Kou, S. P. Wang, "Nonlinear Robust Industrial Robot Control," Transactions ASME, Journal of Dynamic Systems, Measurement and Control, Vol.111, No.1, pp.24-30, 1989.

[115] J. J. E. Slotine, W. P. Li, "Composite Adaptive Control of Robot Manipulators," Automatica, Vol.25, No.4, pp.509-510, 1989.

[116] O. Barambones, V. Etxebarria, "Robust Neural Control for Robotic Manipulators," Automatica, Vol.38, pp.235-242, 2002.

[117] C. C. Cheah, C. Liu, and J. J. E. Slotine, "Adaptive Tracking Control for Robust With Uncertain tiesin Kinematic, Dynamic and Actuator Models," IEEE Transactions on Automatic Control, Vol.51, No.6, pp.1024-1029, 2006.

[118] J. J. Craig, P. Hsu, and S. S. sastry, "Adaptive Control of Mechanical Manipulators," in proc. IEEE Int, Conf. On Robotics and

조선대학교 CHOSUN UNIVERSITY

Automation, San Francisco, CA, pp.190-195, 1986.

[119] APKARIAN, P., ADAMS. R., "Advanced Gain-Scheduled Techniques for Uncertain System," Proceedings Transactions on Control System Technology, Vol.6, pp.21-32, 1998.

[120] Canudas de Wit, C., P. noel, A. auban and B. Brogliato, "Adaptive friction compensation in robot manipulotors:low velocity," Int.J. Robotics Res, Vol.10, pp.189-199, 1991.

[121] K. M. Hornik, M. Stinchcombe and H. White, "Multilayer feedforward networks are universal approximators," Neural Networks, Vol.2, No.5, pp.359-366, 1989.

[122] DanW. Patterson, "Artifical Neural Network," Prentice Hall, 1995.

[123] K. S. Nerendra and K. Parthasarathy, "Identification and Control of Dynamical Systems using Neural Network," IEEE Trans. on Neural Network, Vol.1, pp.4-27, 1990.

[124] 변윤식, 윤태성, 김동준, 왕보현, 양희경, “신경회로망 설계,” 인터비젼, 2008.

[125] McClelland J. L. and Rumelhart D. E., "Parallel Distributed Processing," MIT Press, 1986.

[126] M. Minsky, S. Papert, "Perceptrons.," MIT Press, Cambridge, MA. 1988.

[127] 조영임, “최신 인공지능,” 학문사, pp.293-323, 1999.

[128] Simon Haykin, "Netral Network(Acomprehensive foundation)," Prentice Hall International, pp.161-172, 1999.

[129] Luck M. and D'inverno M., "A Conceptual Framework for Agent Definition and Development," The Computer Journal Vol.44, pp.1-20, 2001.

[130] Yoshio K. and Keith W. and Ian Mc., "Forecasting Nonlinear Time Series with Feed-Forward Netral Networks(A Case Study of Canadian Lynx Data)," Journal of Forecasting, pp.105-117, 2005.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

[131] 윤여창, 허문열, “신경망이론에 의한 시계열자료의 분석,” 한국 통계 학회, Vol.4, pp.91-99, 1997.

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

감사의 글

철이 든 후에 처음으로 스스로 선택한 학교와 전공, 때론 즐거움에 들떠서 때론 슬픈 마음을 달래며 걸어야 했고 언제 찾아와도 집 같은 편안함으로 쉬곤 하던 자연대, 새벽 공기를 맡고 나오며 느끼는 피곤함이 뿌듯하게만 느껴지던 날들, 수많은 에피소드를 간직하고 또 만들어간 연구실, 주위를 둘러보면 정말 어디 하나 정겹지 않은 곳이 없는 제 인생의 절반 가까이 함께 해온 조선대학교에서의 그 많은 날들을 떠올리면 모두가 하나같이 아름다운 추억으로 떠오릅니다.

이제 조선대학교에서의 생활을 잠시 접으면서 이 작은 결실을 부끄러운 마음으로 내놓습니다. 누구나 때가 차면 자연히 나오는 줄로만 알았던 논문이었지만, 논문을 쓰는 과정은 제가 얼마나 부족하고 모르는 게 많은지를 알아가는 길이었습니다. 학부와 대학원 생활을 통해 얻은 제 짧은 배움의 결과가 행여 절 가르쳐주신 교수님들께 누가 되지는 않을까 두려움을 무릅쓴 체, 지금의 제가 있기까지 그동안 저를 도와주신 많은 분들께 이 논문과 함께 감사한 마음을 전합니다.

대학원 생활의 마지막으로 박사 논문을 마무리 지으면서 졸업을 준비하는 입장이 되니 졸업의 기쁨보다는 정든 학교와 교수님, 실험실 선후배들을 떠나게 된다는 사실에 아쉬움이 먼저 듭니다.

논문을 마무리하면서 돌이켜 보면, 자그마한 그림이라도 하나의 완성된 그림을 그려내기까지가 참으로 어려운 일이라는 것을 새삼 느낍니다. 하나를 마무리했다는 뿌듯함이 들기도 하지만, 무언가 자꾸만 부족하고 또 아쉬움이 남게 만드는 논문을 보면서, 대학원 생활이라는 어찌 보면 짧고 또 너무나도 길기도 한 기간을 함께 했던 박사라는 하나의 과정을 지나가는 길목에서 여러 번의 시행착오에서 힘들고 지쳤을 때마다 제게 많은 도움을 주셨던 분들께 전하지 못했던 감사의 뜻을 이 글을 빌어 전하고자 합니다.

대학원 생활 동안 저를 지도해 주시고 이끌어 주신 배상현 지도교수님께 진심으로 감사드립니다. 항상 공학자로서의 연구 자세와 문제에 대한 다양한 접근 방법을 몸소 보여주셨으며, 이런 교수님으로부터 제 자신의 부족한 부분들을 깨우치고 배울 수 있었습니다. 다시 한 번 고개 숙여 감사드립니다. 그리고 논문

조선대학교
CHOSUN UNIVERSITY

심사를 통해 저의 논문을 살펴 주시고 심도 깊은 조언을 해 주신 정채영 교수님, 권용만 교수님, 장인홍 교수님께도 깊은 감사를 드립니다. 변치 않는 연구자로서의 자세를 몸소 보여주시며 제 논문의 부족한 점을 보완해 주신 전남대학교 임창균 교수님, 또한 격려와 많은 가르침을 주신 김세진 교수님께도 감사드립니다.

박사 논문이 완성되기까지 많은 도움과 조언을 준 병호형에게도 고마운 마음을 전하고 싶습니다. 때론 자상하면서도 때론 날카롭게 문제점을 지적해 주며 저를 여기까지 이끌어 준 병호형 다시 한 번 감사합니다. 전체적인 그림의 조화를 보면서도 세미한 기교 하나도 놓치지 않고 지적을 해 주는 모습을 보면서 많은 것을 배우고, 동시에 제 자신의 부족함을 항상 돌아보게 됩니다. 또한, 오랜 대학원 생활을 함께하며 의지할 수 있는 힘이 되어 준 대웅에게도 고마운 마음을 전합니다. 연구실에서 생활하며 잘 따라준 석구, 원식에게도 고마움을 전합니다.

마지막으로 언제나 절 믿고, 최고라 생각해 주시는 아버지, 어머니, 장인어른, 장모님, 처남, 그리고 항상 함께 해주며 곁을 지켜준 사랑하는 아내 유미에게도 진심으로 감사하고 사랑한다는 말을 전하고 싶습니다.

또한 지금의 제가 있기까지 은혜를 입은 주변의 모든 분들께도 이 글을 빌어 다시 한 번 감사한 마음을 전하고 싶습니다.

논문을 완성하고 보니 알몸을 보이는 듯 부끄러운 마음 금할 길이 없습니다. 겸손한 마음으로 항상 노력하는 자세를 가질 것을 다시 한 번 마음속 깊이 다짐해 봅니다. 영원히 이 순간을 기억하게 하는 발자국으로 남기를 바라며 부족한 논문의 마지막 장을 덮습니다.