

다리 및 허리 크기 조절이 가능한 하지재활로봇 개발 및 보행궤적 편차 분석

Development of Lower Limb Rehabilitation Robot Capable of Adjusting the Size of Leg and Waist, and Analysis of Gait Trajectory Deviation

전영호¹, 김갑순^{2,#}
Young-Ho Jeon¹ and Gab-Soon Kim^{2,#}

¹ 경상국립대학교 대학원 융합기계공학과 (Department of Convergence Mechanical Engineering, Graduate School, Gyeongsang National University)

² 경상국립대학교 제어계측공학과 (Department of Control and Instrumentation Engineering, ERI, Gyeongsang National University)

Corresponding Author / E-mail: gskim@gnu.ac.kr, TEL: +82-55-772-1745

ORCID: 0000-0002-1753-3319

KEYWORDS: Wearable rehabilitation robot (착용용 재활로봇), Rehabilitation robot (재활로봇), Walking pattern (보행 패턴), Exoskeleton (외골격)

Herein, we describe the development of a wearable lower limb rehabilitation robot that can perform walking movement according to the walking pattern trajectory. The robot can adjust the left and right widths of the waist and the front and rear widths of 100 and 20 mm, and the length of the thigh link and calf link by 100 and 80 mm, respectively, so that stroke patients of different heights and weights can use it in hospitals. For manufacturing the lower limb rehabilitation robot, the right exoskeleton was safely designed through structural analysis, and the motor and reducer constituting the hip joint actuator were calculated. The fabricated lower limb rehabilitation robot was divided into its own characteristic experiment and wearing characteristic experiment. Its own characteristic experiment was an experiment by the robot itself, and the wearing characteristic experiment was an experiment conducted after a person wears the robot. Through these two experiments, angular deviation of the walking pattern was analyzed. Results of the analysis confirmed that the wearable walking characteristic test was performed within 3.1° based on the self walking characteristic test result. Therefore, the fabricated lower limb rehabilitation robot can be used for gait training in stroke patients.

Manuscript received: May 28, 2021 / Revised: August 18, 2021 / Accepted: August 23, 2021

1. 서론

최근 뇌졸중환자는 점점 증가하는 추세이고, 이들 환자는 중증환자와 경증환자로 구분된다. 중증환자의 다리는 재활치료사로부터 1일 2회 정도 재활운동을 받고, 경증환자의 다리는 재활로봇 등을 활용하여 재활운동을 한다. 이를 위해 하지재활로봇은 보행변수(Spatio-Temporal Parameters)의 제어방법 등으로 활발하게 진행되고 있다.

Ollinger¹은 하지의 더 빠른 움직임을 가능하게 하기 위해 1 자유도 외골격에 대한 연구를 수행하였고, 다리에 무게, 관성 및 마찰이 추가되는 외골격의 메커니즘은 민첩성을 저해할 수

있으며, 제어를 통해 다리의 고유 주파수를 감소시켜 보행 중 걸음 주파수를 낮추는 방법으로 관심을 줄였다. Murray²는 뇌졸중환자의 보행을 회복하기 위한 하지 외골격에 대한 새로운 제어 접근 방식을 제시하였고, 이 방식을 이용하여 3명의 환자를 대상으로 실험한 결과, 재활 향상을 이루었다. Zhang³은 건강한 다리의 움직임을 감지하고 추적한 다음 보행 주기 지연의 절반을 사용하여 운동 장애 다리의 제어를 하는 외골격을 개발하였고, 환자는 이 로봇을 이용하여 개인의 보행 습관, 보폭 및 보폭 빈도를 포함하여 자신의 의도에 따라 보행 훈련을 받을 수 있다.

하지재활로봇^{4,6}은 환자의 다리 근육에 근전도 센서(EMG Sensor)를 부착하여 근육의 움직임을 전기적 신호로 제어 장치가

받아 환측 다리 외골격을 제어하는 방식이고, 이것은 근육의 움직임에 따른 전기적 신호 오차가 크므로 로봇의 외골격이 정확하게 동작되지 않는 단점이 있다. Wanga⁷는 뇌졸중환자가 착용하고 보행 운동을 실시할 경우에 보행속도 등을 분석하고, 조절할 수 있는 보행보조로봇을 제작하였다. Wu⁸는 뇌졸중환자의 체중을 다리에 적게 가해지도록 상체를 줄로 묶어 매달고, 다리를 줄로 묶어 당기는 방식으로 보행을 수행할 수 있는 보행보조로봇을 개발하였다.

Aach⁹은 고관절, 무릎관절 등 환자의 환측만 보행 보조하는 하지재활로봇을 이용하여 척추 손상으로 환측 다리가 정상적이지 않은 척추환자를 재활하는 운동 실험을 실시하였고, 그 결과 크게 향상되었다. Karavas¹⁰는 뇌졸중환자의 슬관절을 재활할 수 있는 재활로봇을 제작하였고, 이것은 근전도 신호를 획득, 처리 및 실시간으로 슬관절 토크, 궤적을 추정하는 기능을 가지고 있다. Kubota¹¹은 트레이드밀에 하지재활로봇을 조합한 재활훈련로봇이고, 이것은 보행궤적에 따라 뇌졸중환자를 훈련하고, 분석하여 향상 정도를 표시하는 연구를 수행하였다. Terada¹²는 인코더와 3D 가속도계/자이로미터가 장착된 3륜 보행 보행기를 사용하여 사람의 보행을 분석하는 연구를 수행하였다. Watanabe¹³는 급성 뇌졸중 환자를 대상으로 한 기존의 보행 훈련과 마비측에서 HAL (Hybrid Assistive Limb)의 단일 다리 버전을 사용한 보행 훈련의 효과를 비교하는 연구를 수행하였다. 지금까지 개발된 하지재활로봇은 로봇의 허리 둘레와 다리 길이를 조절할 수 없으므로 재활병원 등에서 키와 체중이 다른 여러 환자가 공동으로 사용할 수 없는 단점을 가지고 있다. 그리고 재활로봇의 구조, 내구성 등에 대한 연구는 활발하게 진행되었으나 재활로봇의 보행 패턴 궤적에 대한 연구는 잘 이루어지지 않았다.

본 연구에서는 로봇의 허리 폭과 다리 길이를 조정할 수 있고, 보행 패턴 궤적에 따라 두 발 제어 보행 운동을 수행할 수 있는 착용용 하지재활로봇을 개발하였고, 로봇의 보행 특성 실험을 통해 보행궤적의 각도 편차를 분석하였다. 하지재활로봇의 허리 좌우 폭과 전후 폭, 다리 길이를 조절할 수 있도록 설계하였고, 로봇의 외골격은 구조해석을 통해 안전하게 설계되었으며, 고관절 액츄에이터를 구성하는 모터와 감속기의 토크(용량)는 계산에 의해 결정되었다. 그리고 제작된 착용용 하지재활로봇의 자체 특성 실험과 착용 특성 실험이 실시되었고, 그것의 보행 각도 편차가 분석되었다.

2. 착용용 하지재활로봇의 설계

2.1 인간의 보행주기

Fig. 1은 인간의 보행 주기를 분석한 것을 나타내고 있고,¹⁴ 보행 주기는 우측 뒤꿈치가 바닥에 접촉한 상태에서 다시 우측 뒤꿈치가 바닥에 접촉할 때까지를 의미한다. 착용용 하지재활로봇은 이와 같은 사람의 보행 주기 패턴을 고려하여 외골격이 인체 중량을 지지할 수 있는 구조로 설계되어야 하고, 고관절과

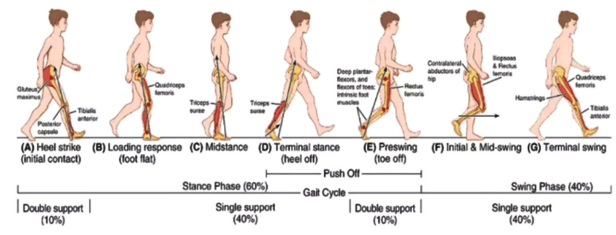


Fig. 1 Analysis of human gait cycle

슬관절의 회전각도 범위가 충분하도록 설계되어야 하며, 보행시 고관절과 슬관절의 각도를 제어하도록 프로그램을 작성해야 한다.

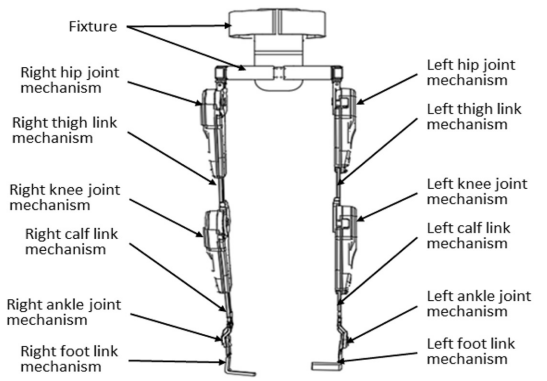
2.2 착용용 하지재활로봇의 원리

Fig. 2(a)는 착용용 하지재활로봇의 개략도를 나타내고 있고, 이것은 고정대(Fixture), 우측 외골격(Right Exoskeleton), 좌측 외골격(Left Exoskeleton) 등으로 구성된다. 고정대는 하지재활로봇을 허리에 착용할 때 사용된다. 우측 외골격은 우측 고관절 기구(Right Hip Joint Mechanism), 우측 허벅지 링크기구(Right Thigh Link Mechanism), 우측 슬관절기구(Right Knee Joint Mechanism), 우측 종아리 링크기구(Right Calf Link Mechanism), 우측 족관절기구(Right Ankle Joint Mechanism), 우측 발 링크기구(Right Foot Link Mechanism) 등으로 구성되고, 이것은 우측 다리에 착용하고 보행하는데 사용된다. 좌측 외골격은 좌측 고관절기구(Left Hip Joint Mechanism), 좌측 허벅지 링크기구(Left Thigh Link Mechanism), 좌측 슬관절기구(Left Knee Joint Mechanism), 좌측 종아리 링크기구(Left Calf Link Mechanism), 좌측 족관절기구(Left Ankle Joint Mechanism), 좌측 발 링크기구(Left Foot Link Mechanism) 등으로 구성되고, 이것은 좌측 다리에 착용하고 보행하는데 사용된다.

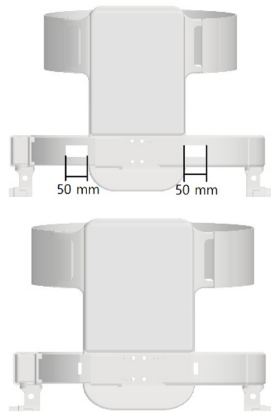
우측과 좌측의 고관절기구와 슬관절 기구는 각각 모터, 모터 드라이브, 각도센서, 제어기 등으로 구성되고, 우측과 좌측 허벅지 링크기구와 종아리 링크기구는 각각 상하로 길이를 조절할 수 있도록 구성된다. 우측과 좌측 족관절기구는 각각 종아리 링크기구와 발 링크기구가 회전만 하도록 설계되고, 우측과 좌측 발 링크기구는 발을 고정할 수 있도록 설계된다. Figs. 2(b)는 허리 좌우 폭 조절기구, 2(c)는 허리 전후 폭 조절기구, 2(d)는 다리 조절기구의 구조를 나타내고 있다. 허리 좌우 폭은 각각 50(총 100 mm), 허리 앞뒤 폭은 20, 다리 길이는 종아리 링크가 80, 허벅지 링크가 100 mm 각각 조절이 가능하도록 설계되었다.

2.3 착용용 하지재활로봇의 구조해석

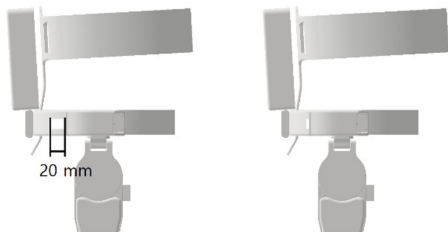
착용용 하지재활로봇의 우측 외골격과 좌측 외골격의 크기를 결정하기 위해서 구조해석을 실시하였고, 우측 외골격과 좌측 외골격의 크기는 같으므로 좌측 외골격만 실시하였다. Figs. 3은 하지재활로봇의 좌측 외골격 모델링을 나타내고 있고, 3(a)는



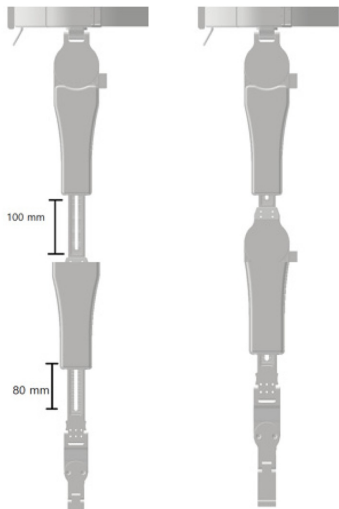
(a) Schematic diagram of lower limb rehabilitation robot



(b) Waist left and right width adjustment mechanism (100 mm)

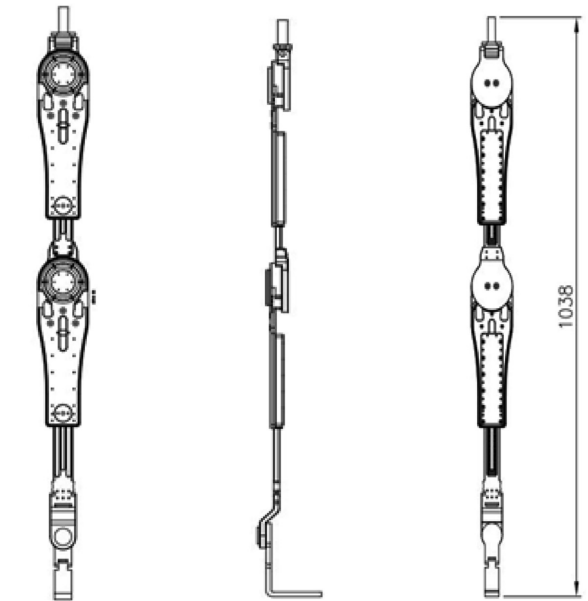


(c) Waist front and rear width adjustment mechanism (20 mm)



(d) Leg length adjustment mechanism (100 mm+80 mm=180 mm)

Fig. 2 Schematic diagram of wearable lower limb rehabilitation robot



(a) Left view (b) Front view (c) Right

Fig. 3 Left exoskeleton modeling of lower limb rehabilitation robot

좌측면도, 3(b)는 정면도, 3(c)는 우측면도를 나타내고 있으며, 좌측 외골격의 재질은 알루미늄 AL 60계열인 AL60601-T651(항복강도: $2.75 \times 10^8 \text{ N/m}^2$)로 결정하였다. 좌측 외골격의 전체 길이는 1,038 mm이다. 좌측 외골격의 전체 길이를 1,038 mm로 결정한 근거는 신장 175 cm를 기준으로 측정하여 결정하였고, 그것의 상부축 끝과 고관절까지 길이는 80, 고관절과 슬관절 사이의 길이(허벅지 링크 길이)는 433, 슬관절과 발고정대까지의 길이는 570 mm이었다.

좌측 외골격 설계는 무게가 2.5 kg 이하와 좌측 외골격의 항복강도($2.75 \times 10^8 \text{ N/m}^2$) 이상을 만족하도록 소프트웨어(CATIA V5.20)를 이용하여 120 kg(성인 몸무게 120 kg)을 가하고, 외골격 치수를 변경하면서 반복적으로 실시하였다. 구조해석은 첫째, 120 kg의 몸무게가 좌측 외골격에 수직으로 가해질 때, 둘째, 좌측 허벅지 링크가 수직축으로부터 60° (고관절 각)를 이루고 있을 때 허벅지 링크에 120 kg의 몸무게가 가해졌다고 가정하여 수행하였다. 고관절 각을 60° 로 결정한 것은 보행 시 고관절 각이 60° 이하이기 때문이다.

Figs. 4는 좌측 외골격의 수직하중 구조해석 결과를 나타내고 있고, 4(a)는 메쉬(Mesh)한 모습(절점의 수: 153,361), 4(b)는 메쉬의 확대된 모습, 4(c)는 120 kg의 수직하중을 가한 모습, 4(d)는 응력해석 결과를 나타내고 있다. 구조해석 결과, 좌측 외골격의 최대 응력은 $2.1514 \times 10^8 \text{ N/m}^2$ 이었고, 이 값은 알루미늄 AL6061-T651의 항복강도($2.75 \times 10^8 \text{ N/m}^2$)보다 20% 이상 낮다. 좌측 외골격 응력을 20% 이상 낮도록 외골격 크기를 결정한 것은 안전율을 고려한 것이다. 이와 같이 안전율을 적게 설정한 것은 일반인의 무게가 대부분 120 kg보다 적고, 하지재활 로봇의 무게를 줄여야 하기 때문이다.

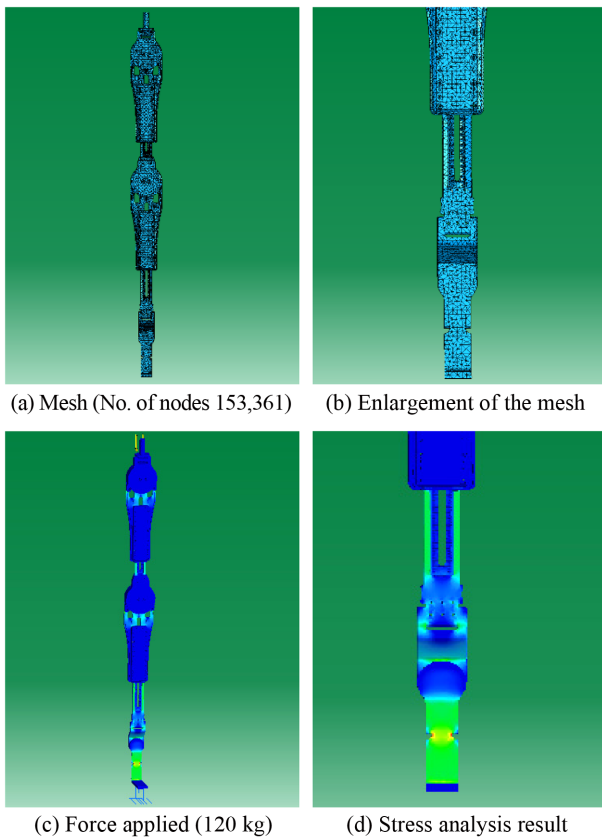


Fig. 4 Vertical load structural analysis of left exoskeleton

Fig. 5는 좌측 외골격의 60° 하중 구조해석 결과를 나타내었고, 구조해석 조건은 고관절 핀을 고정하고, 고관절 수직축을 기준으로 허벅지 링크가 60° 각으로 유지한 상태에서 120 kg을 허벅지 링크 전체에 분포하중으로 가했다. 좌측 외골격의 구조해석 결과, 최대 응력이 $1.010 \times 10^8 \text{ N/m}^2$ 이었고, 이것은 외골격 재질인 알루미늄 AL6061-T651의 항복강도($2.75 \times 10^8 \text{ N/m}^2$)보다 2.72배 적기 때문에 매우 안전하다.

2.4 관절 토크 계산

고관절과 슬관절에 부착되는 각각의 액츄에이터(모터+감속기)를 선정하기 위해서는 각 관절의 토크를 계산해야 한다. 토크 계산식은 다음 식(1)과 같이 쓸 수 있다.

$$T = r \times F \tag{1}$$

여기서, T는 토크(Nm), r은 관절로부터 하중(몸무게)이 가해지는 지점까지의 거리(m), F는 하중(kgf)이다.

Table 1은 로봇(좌측 외골격)과 인간의 다리 무게를 나타내고 있다. 하지재활로봇의 무게(질량)는 총 7 kgf이고, 고관절 토크 계산에 사용되는 로봇의 좌측 외골격의 무게가 총 2.5 kgf, 고관절과 허벅지 링크기구가 1.2 kgf, 고관절과 종아리/발링크기구가 1.3 kgf이다. 이것들은 본 논문에서 설계한 결과들이다. 사람의

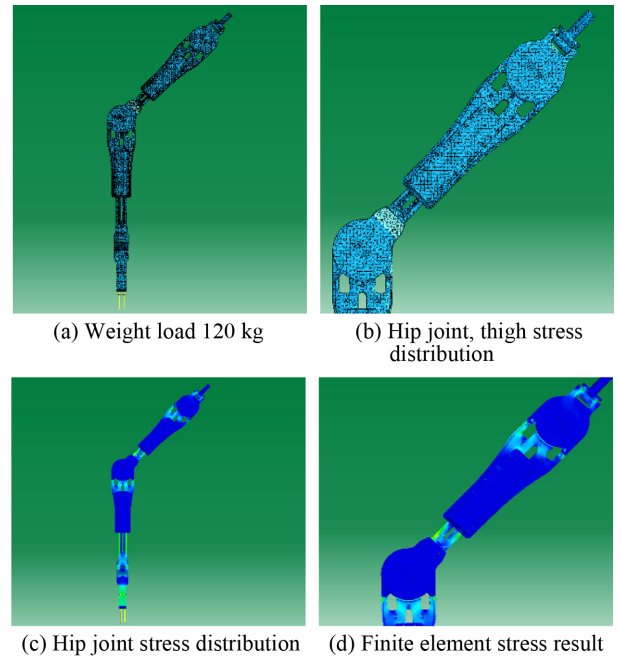


Fig. 5 60° Load structural analysis of left exoskeleton

Table 1 Weight of man and robot exoskeleton

Division	Thigh [kgf]	Calg & foot [kgf]	Body [kgf]	Man's weight [kgf]
Man	13.7	8.6	75.4	120.0
Robot	1.2	1.3	2.0	7.0
Total	14.9	9.9	77.4	127.0

Table 2 Hip joint torque calculation result using Eq. (1)

Division	Length [mm]	r: Length [mm]	F: Weight [kgf]	T: Torque [kgf.m]
Thigh	365	258/2 = 129	14.9	1.92
Calf & foot	365	258	9.9	2.55
Total				4.47

허벅지와 종아리/발의 무게는 체중이 120 kgf인 성인을 기준으로 계산한 결과, 각각 13.7과 8.6 kgf이다.¹⁵ Table 2는 식(1)을 이용한 고관절 토크 계산 결과를 나타내고 있고, Fig. 6은 고관절 토크를 계산하기 위한 개략도를 나타내고 있다. Table 2와 Fig. 6에서 나타낸 것과 같이 수직축으로부터 허벅지 무게의 무게 중심점까지의 거리는 허벅지 링크 길이가 365 mm이므로 129 mm이고, 종아리발의 무게 중심까지의 거리는 258 mm이다. 고관절 토크는 식(1)에 이들 거리와 무게들을 대입하여 계산하면 4.47 kgf.m이다. 따라서 고관절 액츄에이터의 토크는 안전성을 고려하여 계산된 토크의 3배인 13.41 kgf.m(131.22 Nm) 이상으로 결정되었다.

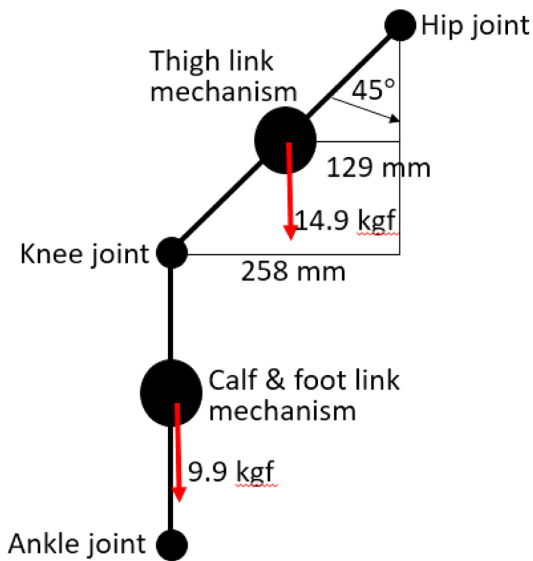


Fig. 6 Schematic diagram for calculating hip joint torque

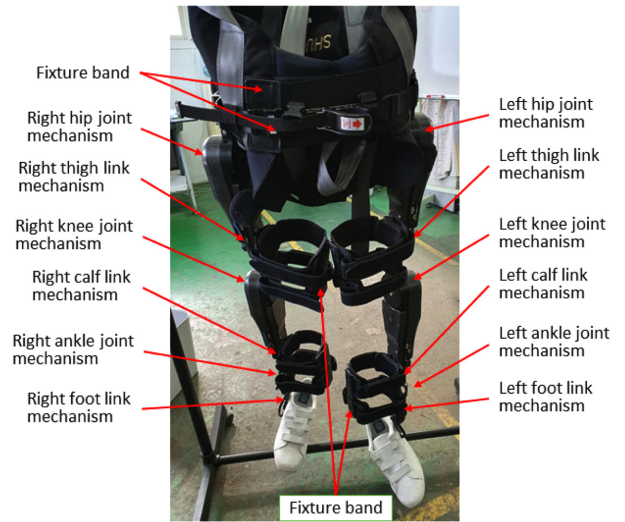
3. 작용용 하지재활로봇 및 프로그램 제작

Fig. 7은 제작된 착용용 하지재활로봇을 나타내고 있고, 이것은 고정대, 우측 외골격, 좌측 외골격, 제어기, 배터리 등으로 구성된다. 고정대는 하지재활로봇을 허리, 허벅지, 발목 등을 고정하는데 사용된다. 우측 외골격은 우측 고관절기구, 우측 허벅지 링크기구, 우측 슬관절기구, 우측 종아리 링크기구, 우측 족관절기구, 우측 발 링크기구 등으로 구성되며, 좌측 외골격과 동일하다.

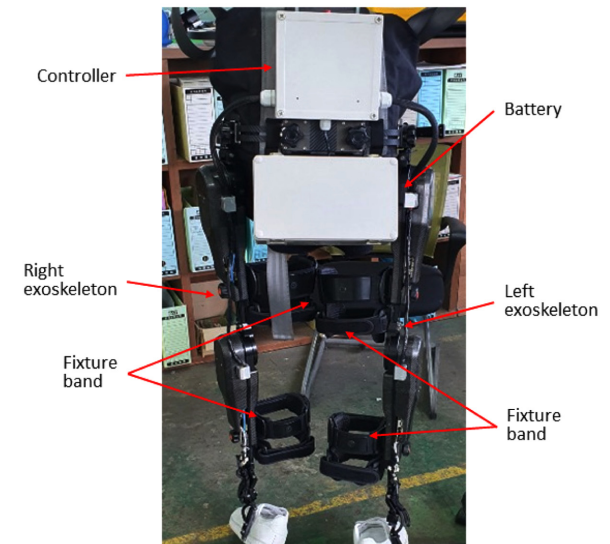
우측 고관절기구는 고관절 액츄에이터, 모터 드라이브, 케이스 등으로 구성된다. 사용된 고관절 액츄에이터는 맥스 모터(647694)와 감속기(감속비율 60 : 1)의 조립품이고, 모터의 전원 24 V, 회전속도 3,480 rpm, 토크 4.3 Nm, 효율 85%이다. 액츄에이터의 출력토크는 토크 4.3 Nm, 모터 효율 85%, 감속비 60, 토크효율 70%를 곱하여 계산되고, 그 결과는 153.51 Nm이었다. 따라서 사용된 액츄에이터는 그것의 토크용량이 계산된 고관절 토크 43.08 Nm(4.47 kgf.m)의 3.56배이므로 적절하다.

우측 슬관절기구는 우측 고관절과 같도록 제작하였고, 사용된 액츄에이터도 같은 종류의 것이다. 우측 종아리 링크기구와 우측 허벅지 링크기구는 각각 상하로 50 mm 정도 조절되고, ±90° 회전되도록 제작되었고, IMU (Inertial Measurement Unit) 센서(BMX055)가 부착되었다. 사용한 IMU 센서는 1,024 Bit의 값으로 정밀하게 측정할 수 있고, 고관절과 슬관절의 회전하는 각도를 측정하는데 사용된다. 우측 발 링크기구는 ±90° 회전되도록 제작되었다. 그리고 배터리는 24 V용이고, 제어기는 하지재활로봇을 제어하는데 사용된다.

Fig. 8은 하지재활로봇의 제어 흐름도를 나타내고 있고, 이것은 웹 소프트웨어(XAMPP V7.2)로 보행자의 보행 패턴 궤적에 따라 각 관절 모터의 회전각을 입력하면 제어장치(MKV46F256



(a) Front view



(b) Rear view

Fig. 7 Manufactured wearable lower limb rehabilitation robot

VLL15)에 와이파이의 통신수단을 통해 송신되며, 각 관절의 모터 드라이브는 이 데이터들을 이용하여 하지재활로봇을 동작시킨다. 웹 소프트웨어에서 전원(Power) On하면 제어장치와 재활로봇의 비상 스위치(Emergency Switch)가 활성화되어 로봇이 동작되는 경우 스위치를 누르면 멈추게 된다. 로봇이 정지해 있으면 정상 상태이므로 부저(Buzzer)가 울리지 않고, LED가 파란색으로 표시되고, 로봇이 움직이면 비정상 상태로 부저가 울리고, LED가 빨간색으로 표시되며, 로봇의 전원 키를 누르면 동작 준비가 완료된다. 보행자의 보행궤적을 초기값으로 입력하면 와이파이를 통해 제어장치에 송신되고, 제어장치는 각 관절의 모터 드라이브를 제어할 준비가 되며, 배터리 전량 등을 표시하게 된다. 하지재활로봇을 착용한 후 시작버튼을 누르면 보행이 시작되고, 정지 버튼을 누르면 보행이 정지된다.

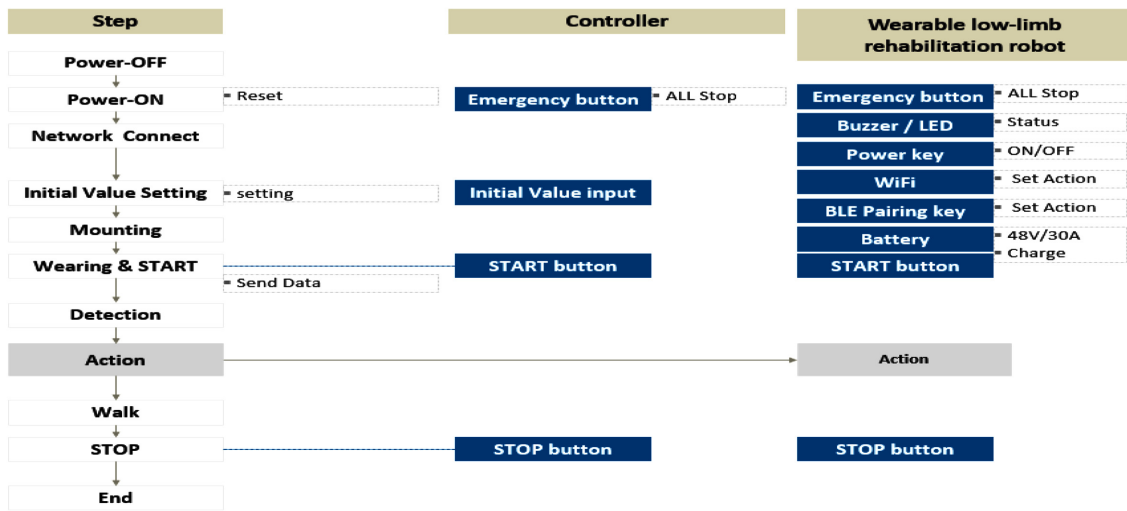


Fig. 8 Control flow chart

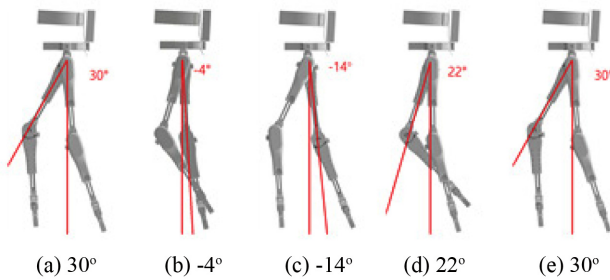


Fig. 9 Self-walking characteristic test of the manufactured lower limb rehabilitation robot

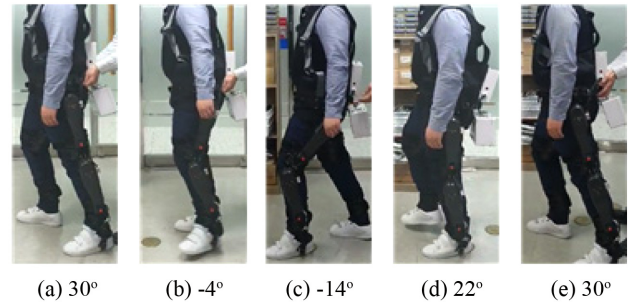


Fig. 10 Wearing walking characteristics test of the manufactured lower limb rehabilitation robot

4. 하지재활로봇의 실험 결과 및 고찰

제작한 하지재활로봇의 특성 실험은 프로그램으로 만든 보행 패턴 궤적과 같이 동작되는지를 확인하기 위한 자체 보행 특성 실험과 사람이 하지재활로봇을 착용한 후 자체 보행 특성 실험에서와 같은 경로로 동작되는지를 확인하기 위한 착용 보행 특성 실험으로 구분된다.

Fig. 9는 제작된 하지재활로봇의 자체 보행 특성 실험을 나타내었고, 이것은 우측 고관절과 수직축을 중심으로 우측 다리를 앞쪽으로 30°부터 시작하여 한 걸음을 보행한 뒤 다시 30°까지 보행한 모습을 내었다. Figs. 10은 제작한 하지재활로봇의 착용 보행 특성 실험을 나타내었고, 이것은 9와 동일하게 실시하였으며, 보행 특성 실험 결과는 제작한 하지재활로봇이 예상했던 것과 같이 동작됨을 확인하였다.

Fig. 11은 하지재활로봇의 자체 보행 특성 실험과 착용 보행 특성 실험의 우측 고관절 각도 측정 결과를 나타내었고, 착용 보행 특성 실험의 우측 고관절 각도 측정 결과는 자체 보행 특성 실험 결과를 기준으로 각도 편차가 2.8° 이내로 일치하였다. Fig. 12는 하지재활로봇의 자체 보행 특성 실험과 착용 보행 특성

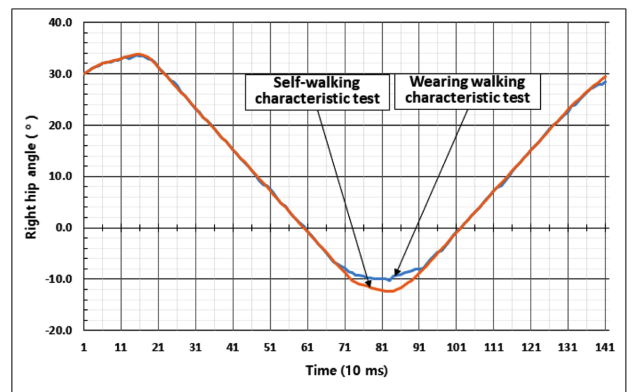


Fig. 11 Right hip joint angle measurement result of self-walking characteristic test and wearing walking characteristic test

실험의 좌측 고관절 각도 측정 결과를 나타내었고, 착용 보행 특성 실험의 좌측 고관절 각도 측정 결과는 자체 보행 특성 실험 결과를 기준으로 각도 편차가 -1.1° 이내로 일치하였다. Figs. 11과 12는 우측 고관절 각도와 좌측 고관절 각도 형상이 반대로 나타났고, 이것은 사람이 보행 시 나타나는 현상과 동일하였다.

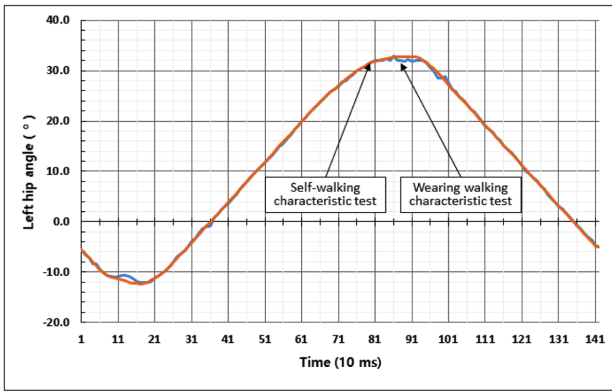


Fig. 12 Left hip joint angle measurement result of self-walking characteristic test and wearing walking characteristic test

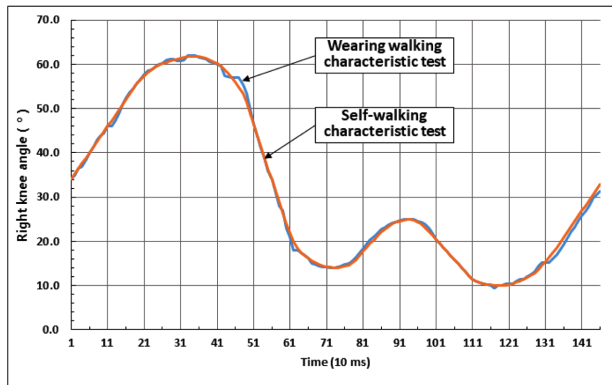


Fig. 13 Right hip joint angle measurement result of self-walking characteristic test and wearing walking characteristic test

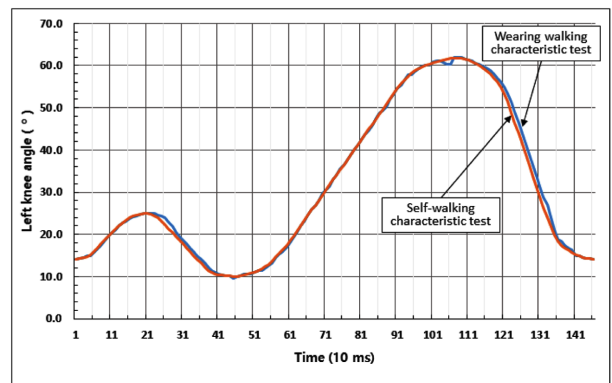


Fig. 14 Left hip joint angle measurement result of self-walking characteristic test and wearing walking characteristic test

Fig. 13은 하지재활로봇의 자체 보행 특성 실험과 착용 보행 특성 실험의 우측 슬관절 각도 측정 결과를 나타내었고, 착용 보행 특성 실험의 우측 슬관절 각도 측정 결과는 자체 보행 특성 실험 결과를 기준으로 각도 편차가 2.2° 이내로 일치하였다. Fig. 14는 하지재활로봇의 자체 보행 특성 실험과 착용 보행 특성

Table 3 Measurement result of each joint angle in the self-walking and the wearing walking characteristic test using the lower limb rehabilitation robot

Joint	Max. angle [°]		Min. angle [°]		Max. deviation [°]
	Self-test	Wtar-test	Self-test	Wtar-test	
Right hip	33.8	33.6	-12.4	-10.2	2.8
Left hip	32.8	32.9	-12.4	-12.1	-1.1
Right knee	62.0	61.8	10.0	10.1	2.2
Left knee	62.0	62.1	10.0	10.1	3.1

실험의 좌측 슬관절 각도 측정 결과를 나타내었고, 착용 보행 특성 실험의 좌측 슬관절 각도 측정 결과는 자체 보행 특성 실험 결과를 기준으로 각도 편차가 3.1° 이내로 일치하였다. Figs. 13과 14는 우측 슬관절 각도와 좌측 슬관절 각도 형상이 반대로 나타났었고, 이것은 사람이 보행 시 나타나는 현상과 동일하였다.

Table 3은 하지재활로봇의 자체 보행 특성 실험과 착용 보행 특성 실험의 각 관절 각도 측정 결과를 나타내었고, 최대 각도 편차는 3.1° 이내였다. 따라서 본 연구에서 개발한 착용용 하지재활로봇은 사람이 착용하고 보행 운동을 실시할 때 프로그램으로 만든 보행 주기(패턴)를 최대 3.1° 이내로 동작됨을 확인하였다. 이와 같은 편차는 착용 시 로봇과 사람의 불일치 등을 감안하면 정확한 것으로 판단된다.

5. 결론

허리 둘레와 다리 길이를 조절할 수 있고, 프로그램으로 만든 보행 패턴 궤적에 따라 보행 운동을 할 수 있는 착용용 하지재활로봇을 설계 및 제작하였다. 착용용 하지재활로봇 좌측과 우측 외골격은 체중이 120 kg인 성인의 뇌졸중환자가 착용할 수 있도록 소프트웨어를 이용하여 구조해석하여 안전을 1.2배로 설계되었고, 고관절 액추에이터는 토크 용량이 153.51 Nm으로 계산된 고관절 토크 43.08 Nm의 3.56배로 적절하게 선정된 것으로 판단된다. 착용용 하지재활로봇은 고정대, 우측 외골격, 좌측 외골격, 제어기, IMU 센서 등을 조립하여 제작되었고, 허리 좌우 폭은 각각 50(총 100 mm), 허리 전후 폭은 20, 다리는 종아리 링크가 80, 허벅지 링크가 100 mm 각각 조절되었다. 제작된 하지재활로봇은 프로그램으로 만든 보행 패턴 궤적과 같이 동작되는지를 확인하기 위한 자체 보행 특성 실험과 착용 보행 특성 실험을 실시하였고, 그 결과는 3.1° 이내의 각도 편차로 동작됨을 확인하였다.

따라서 본 연구에서 개발한 착용용 하지재활로봇은 다리가 불편한 뇌졸중환자가 착용한 후 인간의 보행 패턴 궤적과 같이 재활운동(훈련)을 수행할 때 유용하게 사용될 수 있을 것으로 판단된다.

후후 연구로는 개발된 착용용 하지재활로봇을 뇌졸중환자에게 적용시키는 연구를 수행하는 것이다.

REFERENCES

1. Aguirre-Ollinger, G., Colgate, J. E., Peshkin, M. A., and Goswami, A., "Design of an Active One-Degree-of-Freedom Lower-Limb Exoskeleton with Inertia Compensation," *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 30, No. 4, pp. 486-499, 2011.
2. Murray, S. A., Ha, K. H., Hartigan, C., and Goldfarb, M., "An Assistive Control Approach for a Lower-Limb Exoskeleton to Facilitate Recovery of Walking Following Stroke," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 23, No. 3, pp. 441-449, 2014.
3. Zhang, C., Liu, G., Li, C., Zhao, J., Yu, H., et al., "Development of a Lower Limb Rehabilitation Exoskeleton based on Real-Time Gait Detection and Gait Tracking," *Advances in Mechanical Engineering*, Vol. 8, No. 1, pp. 1-9, 2016.
4. Kyeong, S., Shin, W., Yang, M., Heo, U., Feng, J. R., et al., "Recognition of Walking Environments and Gait Period by Surface Electromyography," *Frontiers of Information Technology & Electronic Engineering*, Vol. 20, No. 3, pp. 342-352, 2019.
5. Hargrove, L. J., Simon, A. M., Young, A. J., Lipschutz, R. D., Finucane, S. B., et al., "Robotic Leg Control with EMG Decoding in an Amputee with Nerve Transfers," *New England Journal of Medicine*, Vol. 369, No. 13, pp. 1237-1242, 2013.
6. Kawamoto, H., Lee, S., Kanbe, S., and Sankai, Y., "Power Assist Method for HAL-3 Using EMG-Based Feedback Controller," *Proc. of the SMC'03 Conference*, pp. 1648-1653, 2003.
7. Wang, T., Merlet, J. P., Sacco, G., Robert, P., Turpin, J. M., et al., "Walking Analysis of Young and Elderly People by Using an Intelligent Walker ANG," *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 75, pp. 96-106, 2016.
8. Wu, M., Hornby, T. G., Landry, J. M., Roth, H., and Schmit, B. D., "A Cable-Driven Locomotor Training System for Restoration of Gait in Human SCI," *Gait & Posture*, Vol. 33, No. 2, pp. 256-260, 2011.
9. Aach, M., Cruciger, O., Sczesny-Kaiser, M., Höffken, O., Meindl, R. C., et al., "Voluntary Driven Exoskeleton as a New Tool for Rehabilitation in Chronic Spinal Cord Injury: A Pilot Study," *The Spine Journal*, Vol. 14, No. 12, pp. 2847-2853, 2014.
10. Karavas, N., Ajoudani, A., Tsagarakis, N., Saglia, J., Bicchi, A., et al., "Tele-Impedance Based Assistive Control for a Compliant Knee Exoskeleton," *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 73, pp. 78-90, 2015.
11. Kubota, S., Nakata, Y., Eguchi, K., Kawamoto, H., Kamibayashi, K., et al., "Feasibility of Rehabilitation Training with a Newly Developed Wearable Robot for Patients with Limited Mobility," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 94, No. 6, pp. 1080-1087, 2013.
12. Terada, H., Zhu, Y., Suzuki, M., Cheng, C., and Takahashi, R., "Developments of a Knee Motion Assist Mechanism for Wearable Robot with a Non-Circular Gear and Grooved Cams," *Mechanisms, Transmissions and Applications*, Vol. 3, pp. 69-76, 2012.
13. Watanabe, H., Tanaka, N., Inuta, T., Saitou, H., and Yanagi, H., "Locomotion Improvement Using a Hybrid Assistive Limb in Recovery Phase Stroke Patients: A Randomized Controlled Pilot Study," *Archives of Physical Medicine And rehabilitation*, Vol. 95, No. 11, pp. 2006-2012, 2014.
14. Jacquelin Perry, M., "Gait Analysis: Normal and Pathological Function," New Jersey: SLACK, 1st Ed., 1992.
15. Park, J. H. and Kim, G. S., "Development of Hip Joint Torque Sensor for Measuring Hip Rotation Force of Walking Assist Robot of Leg Patient," *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*, Vol. 35, No. 8, pp. 753-759, 2018.

**Young-Ho Jeon**

Ph.D candidate in the Department of Convergence Mechanical Engineering, Graduate School, Gyeongsang National University. His research interest is rehabilitation robot, medical robot and medical devices.
E-mail: jeonyh87@gmail.com

**Gab-Soon Kim**

Professor in the Department of Control & Instrumentation Engineering, Gyeongsang National University. His research interest is walking aid robot and intelligent robot.
E-mail: gskim@gnu.ac.kr