

가슴 착용형

보행 재활로봇의 개발

본 논문에서는 간병인의 도움없이 자가 보행 재활에 효과적으로 사용될 수 있는 새로운 개념의 가슴 착용형 로봇을 개발하였다. 개발된 로봇의 특징은 크게 세 가지로 나뉜다. 첫째, 구조적 특징으로써, 하박에 착용하는 기존 지팡이 타입의 엘보 크러치와 달리 개발된 로봇은 가슴에 착용되어 착용자의 두 팔을 자유롭게 하는 동시에 팔의 부담을 제거하여 준다. 둘째는 구동 알고리즘의 특징으로써, 가슴부에 부착된 압력센서로부터 사용자의 보행의도를 자동적으로 인식하여 로봇의 다리를 이동시킨다. 또한 착용자의 안전을 위해 초음파 센서를 이용하여 착용자 전방에 장애물이 나타날 시 보행을 멈추고 경고음을 발생시킨다. 마지막으로, 스카치요크 메커니즘을 사용하여 지지다리의 상승과 하강 시 지면 반발력으로 인하여지지 발 상/하강 모터에 과도한 토크가 부과되지 않도록 하였다. 이러한 세 가지 특징으로부터 개발된 로봇이 자가 보행 재활에 효과적으로 사용될 수 있음을 실험적으로 보였으며, EMG (Electromyography) 센서를 이용하여 근력 보조 성능을 정량적으로 검증하였다.

■ 김현, 권정관, 송상영, 강석일, 김정엽*
(서울과학기술대학교 기계시스템디자인공학과)

I. 서론

사고나 질병으로 인해 근력이 부족하여 보행 재활을 필요로 하는 환자들의 수에 비해 치료를 보조할 수 있는 인원은 한정되어 있다. 기존 치료방식은 치료사가 환자 옆에서 보행 훈련을 도와주는 방법을 이용하고 있으나 만약 이를 로봇으로 대체 할 경우 훈련에 필요한 치료사의 최소한의 관리만으로 많은 환자들을 치료할 수 있다. 따라서 환자가 언제 어디서나 치료사의 도움 없이도 스스로 재활운동을 할 수 있도록 보행을 보조해주는 재활 로봇의 필요성이 대두되고 있다.

현재까지 개발되고 있는 보행 재활 로봇들은 대부분 환자가 혼자 걷지 못하는 중증 환자를 상대로 제자리에서 상체를 들어 주고 트레드 밀이나 발판 기구 메커니즘을 이용하여 보행 모션을 생성해주는 로봇들이다. 이러한 로봇은 부피와 무게가 크기 때문에 보행에 있어서 공간적인 제약이 있고, 실제 지면을 걸은 것이 아니기 때문에 지면 마찰에 의한 추진력을 느낄 수 없다는 문제점들이 있다. ZeroG의 경우는 케이블과 하네스 및 천장 레일로부터 상체를 지지해줌과 동시에 지면 보행을 할 수 있으나 보행 범위가 한정되어있다.

본 연구에서는 중증 환자를 대상으로 한 보행재활로봇이 아닌, 자가 보행이 가능하지만 자가 재활 훈련이 필요한 환자들을 위한 로봇을 개발하였다. 특징으로써 환자의 체중을 가슴으로

지지하고 양 팔을 자유롭게 하여 팔의 부담을 최소화하고 환자가 실제 지면 위를 제한 없이 걸어갈 수 있도록 한 새로운 개념을 제안하였다.

II. 개발 컨셉

우선, 본 연구에서 제안하고자 하는 보행 재활 로봇의 개발 컨셉은 보행 지지의 안정성, 공간적 제약을 극복하고 양팔이 자유롭게 움직일 수 있도록 하는 것이다(그림 1참조). 첫째, 근력이 약한 노약자 및 환자들이 보행 시 넘어지게 되면 자칫 큰 부상

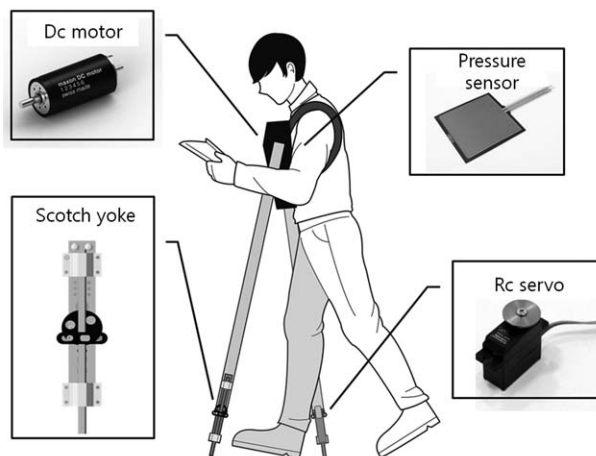


그림 1. 개발 컨셉.

으로 이어질 수 있다. 따라서 보행자의 안정성을 위하여 모터가 장착된 로봇 다리를 이용한 4족 보행을 적용하였다. 이때 DC 모터는 다리의 스윙을 담당하며, 스카치요크와 RC 서보 모터는 다리의 상하 운동을 담당한다. 둘째, 보행자가 느끼는 팔의 부담을 제거하는 동시에 보행 시 양 팔 작업이 가능하도록 가슴 착용형으로 개발하였다. 셋째, 이동 공간의 제약을 받지 않고 누구나 손쉽게 이용할 수 있도록 가슴부 압력센서로부터 사용자의 보행 의도를 파악하여 손쉽게 보행을 제어 할 수 있도록 하였다.

Ⅲ. 로봇 제작

1. 로봇 기구부 설계

그림 2는 가슴 착용형 보행 재활 로봇의 2D 도면을 나타낸다. 로봇은 기본적으로 두 부분으로 나누어져 있으며 그림에서 A에 해당하는 부분이 가슴부이며, B에 해당하는 부분은 다리부이다. A 가슴부는 재활 보조 로봇을 이용하기 위해 환자의 가슴에 밀착되어 착용되며, 아래와 같이 세 가지 기능을 가진다.

- 1) 지지 하중을 가슴 전체로 넓게 분산
- 2) 가슴부 압력 측정으로부터 사용자 보행 의도 파악

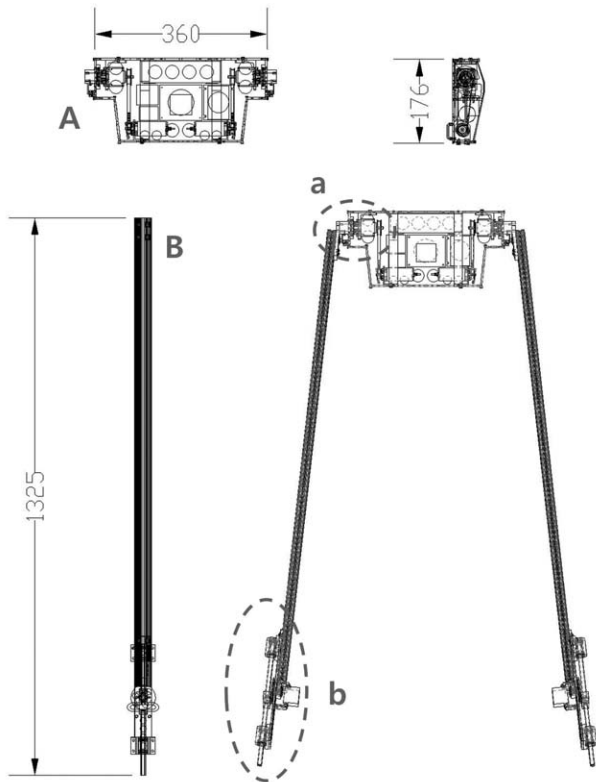


그림 2. 2차원 캐드 도면 (단위 mm).

3) 로봇 다리 구동부 및 제어 시스템

우선, 가슴부의 너비를 설정하기 위하여, 본 연구에서는 한국 성인 남성과 여성을 착용 대상으로 결정하여 평균 가슴 너비를 조사하였다. 약 3000명의 사람을 표본 조사한 가슴부 너비의 통계청 자료에서 대한민국 성인의 평균적인 가슴너비는 300 mm 안팎으로 조사되었다. 따라서 가슴에 밀착되는 부분은 300 mm의 너비를 갖도록 하였고, 로봇의 다리를 구동하는 부분은 각각 30 mm 씩 외부로 돌출되도록 하여 360 mm의 너비를 갖도록 최종 설계하였다. 상하 길이 역시 충분히 환자의 가슴부를 덮을 수 있도록 통계 자료에 기반하여 약 176 mm로 결정하였다.

다음으로 그림 2의 가슴부에 포함된 구동부(표시 a)의 모터와 감속기를 선정하기 위하여, 힘 해석을 수행하였다. 그림 3과 같이 로봇을 착용한 환자와 로봇에 부과되는 힘을 간단하게 도시하였다. 우선, 환자가 로봇에 가하는 힘을 두 성분으로 나누었다. 수평 힘을 F_H , 수직 힘을 F_V 로 설정하였고, 지면에서 이 힘에 대한 반력을 각각 F_{RH} , F_{RV} 라고 하였다. 지면과의 수직 거리를 H , 지면과의 수평거리를 B 이라고 할 때, 구동부에서 필요한 토크는 아래와 같이 계산된다.

$$\tau = F_{RH}H - F_{RV}B \tag{1}$$

본 논문에서는 $F_{RH} = 50N$, $H = 1.3m$, $F_{RV} = 200N$, $B = 0.3m$ 라고 가정하였으며, 이 때 위의 식에 의해 필요한 구동 토크는 5Nm가 된다. 여기서, 100:1의 기어비를 갖는 감속기와 1.5:1의 기어비를 갖는 타이밍 풀리에 의해서 최종적으로 150:1의 감속비를 얻을 경우, 모터가 출력해주어야 하는 토크는

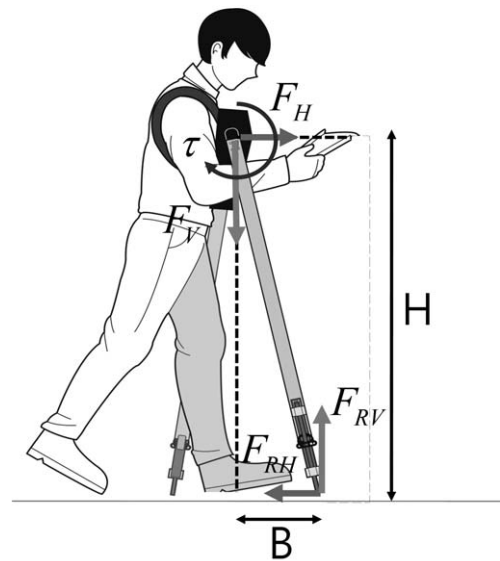


그림 3. 구동부의 힘 분석.

33.4mNm가 된다. 안전계수 1.5를 고려하면 약 50mNm이다. 이에 알맞은 모터로써 무게와 크기가 작고 최대 토크가 약 85.6mNm 인 60 Watt급의 Maxon RE30을 선정하였으며, 감속기는 백래쉬가 없고 높은 토크 전달 능력을 가지고 있는 하모닉 기어를 선택하였다.

하모닉 기어 타입 중에서 무게가 가볍고 크기가 작은 미니 CSF 모델을 선택하였으며, 기어의 최대허용토크는 25Nm로 서 힘 해석에서 요구하는 최대 토크보다 높아 보행 시 부과되는 토크를 감당할 수 있도록 하였다. 이렇게 선정된 모터와 감속기로부터 그림 4와 같이 구동부를 설계하였다. 모터가 회전하면 타이밍 풀리를 거쳐 하모닉 기어의 입력축을 회전시키며, 이때

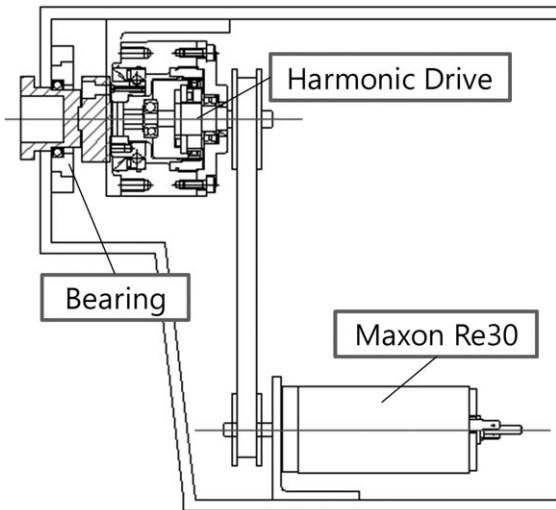


그림 4. 구동부분 2차원캐드도면.

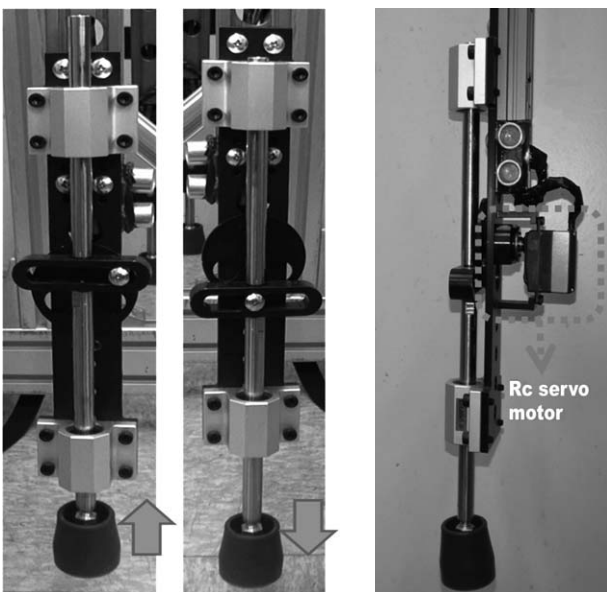


그림 5. 다리부분 사진.

출력부가 감속되어 회전하게 된다. 출력부의 높은 굽힘 강성을 위하여 출력부에 추가적인 베어링을 장착하여 감속기 내부의 베어링과 함께 출력부의 양단지지 구조를 구현하였다.

다음으로, 그림 2의 (B) 다리부의 프레임은 시중에 판매되고 있는 20 40 mm 단면 사이즈의 알루미늄 프로파일을 이용하여 무게 대비 강성을 높였다. 프로파일의 길이는 키가 160~180 cm 인 성인 남녀가 착용 가능하게끔 선정하였다. 다리부 프레임의 무게를 추가적으로 줄이기 위하여 타공 작업을 통해서 경량화를 실시하였으며, 로봇의 다리부가 바깥방향으로 6도 기울도록 하여 보행 시 다리프레임에 착용자의 다리가 닿지 않도록 하였다.

마지막으로, 그림 2의 (b)는 다리부에 장착된 족부로서 보행 시 상하 운동을 하게 된다. 상하 운동을 위해서 RC 서보 모터의 회전 운동을 직선운동으로 변환하기 위하여 스카치 요크 메커니즘을 사용하였다. 스카치 요크 메커니즘의 장점은 발의 최저점과 최고점에서 발에 작용하는 힘이 회전부의 중심을 통과하기 때문에 회전부에 토크를 발생시키지 않는다. 따라서, 본 연구에서는 소용량의 RC 서보 모터를 이용하여 그림 5와 같이 족부 상하 운동을 구현하였다. 또한, 족부 끝에 고무마찰재를 장착하여 지지 시 미끌어지지 않도록 하였다.

2. 제어 시스템 설계

그림 6은 가슴착용형 보행 재활로봇의 제어 시스템 다이어그램을 보여준다. ATmega128을 기반으로 한 MCU가 주 제어기이며, 주 제어 주파수는 100 Hz 이다. 그림 7에 보이는 두 개의 압력 센서로부터 양쪽 가슴부의 압력을 측정하여 이를 기반으로 RS-232 통신을 통하여 오른쪽, 왼쪽 모터의 각도 위치 명령을 모터 제어기에 보낸다. 이 때 모터 제어기는 각도 위치 명령으로부터

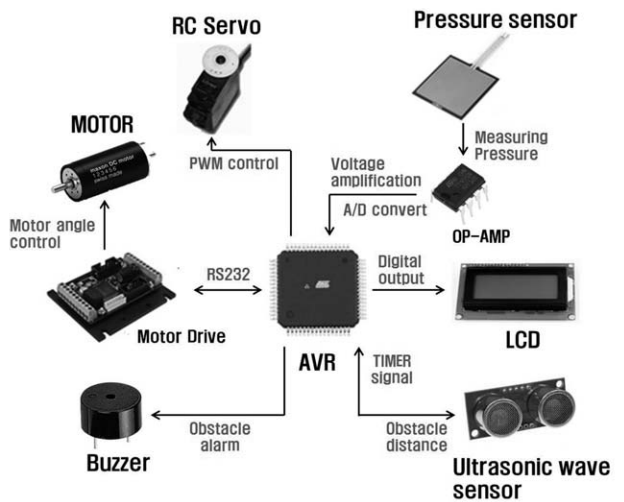


그림 6. 제어 시스템 도표.

DC모터의 위치를 실시간 제어하게 된다. 참고로, 모터 제어기는 전류 리미트를 설정할 수 있어서 구동부에 하모닉 기어의 최대치인 25 Nm 이상의 토크가 작용하지 못하도록 함으로써 구동부의 안전성과 관절 유연성을 추구하였다. 로봇 다리부가 구동되면 타이밍에 맞추어 PWM 제어로부터 RC 서보 모터가 족부를 상승 및 하강시켜준다. 또한, 그림 5에서 보듯이 각 다리 하부에

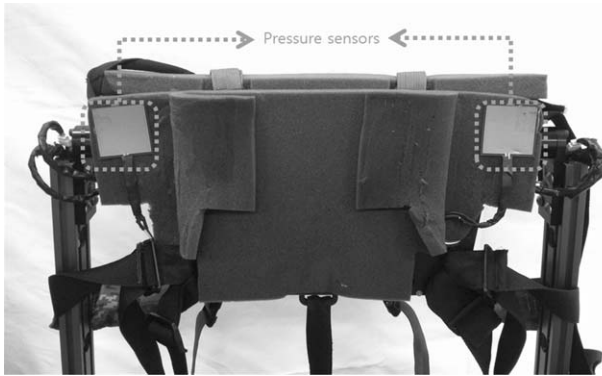


그림 7. 로봇 뒷면에 부착된 압력센서.



(a) 3D model.

(b) Photograph.

그림 8. 개발된 로봇의 3차원 모델링과 사진.

표 1. 로봇의 사양.

Dimension	Chest : 360mm × 176mm leg : 1,325mm
Weight	10kgf
Battery	LI-po 24V 4Ah
Actuator	2 × 24V DC motors 60W, 2 × 8V RC Servo motors
Controller	ATmega 128
Sensor	2 × Pressure sensor 2 × Ultrasonic sensor

에 부착되어있는 두 개의 초음파 센서는 전방의 장애물을 감지하여 이로부터 부저를 구동시키고 다리를 전진할지 여부를 판단한다. 시스템의 상태나 압력 센서값은 출력을 통해 LCD에 표시된다. 최종적으로 제작된 로봇의 전체 3D 모델과 사진 및 구체적인 사양을 그림 8과 표 1에 나타내었다.

IV. 구동 알고리즘

가슴 착용형 보행 재활로봇의 구동 알고리즘을 그림 9에 나타내었다. 먼저 시작 버튼이 눌리면 장애물과 로봇의 거리를 측정한다. 사용자의 보폭이 약 20 cm 이므로 안전거리를 보폭 길이의 2.5배인 50 cm 이하의 범위로 설정하였고 이 거리 이내로 장애물이 감지되면 부저를 통해 알람이 울리며 로봇이 동작하지 않는다. 사용자는 보행 시 로봇에 신체를 기대게 되며, 그때 발생하는 가슴 양쪽의 압력 차이가 5N이상이면 로봇은 사용자가 보행하려는 것으로 판단한다. 압력 값의 크기가 왼쪽 센서가 더 크면 오른쪽의 로봇다리가 스윙을 하고, 오른쪽 센서의 압력 값이 더 크면 왼쪽의 로봇다리가 스윙을 하게 된다. 이러한 구동 원리는 단순히 사용자가 보행 시 전진하는 다리방향으로 신체를 기대는 자연스러운 현상에 기반한다. 다리는 전진할 때 먼저 족부를 상승시키는데 이것은 사람이 보행할 때 무릎을 접는

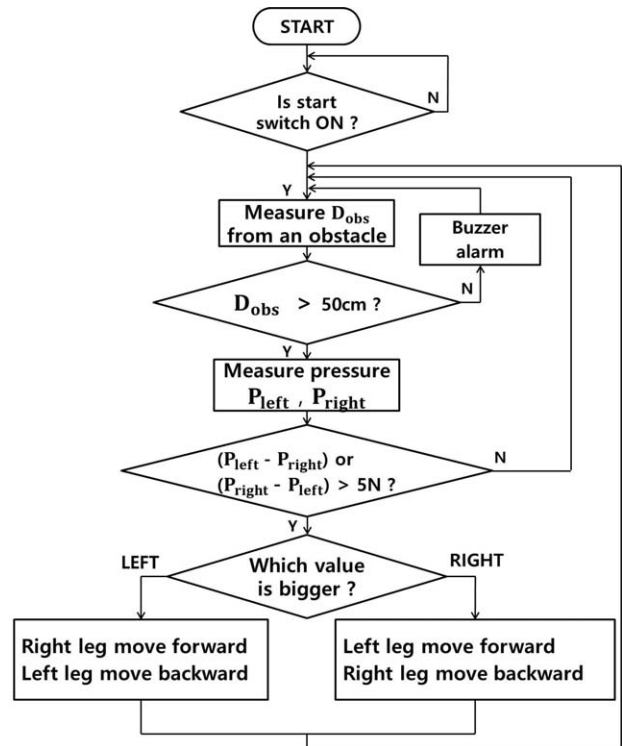


그림 9. 작동 알고리즘의 흐름도.

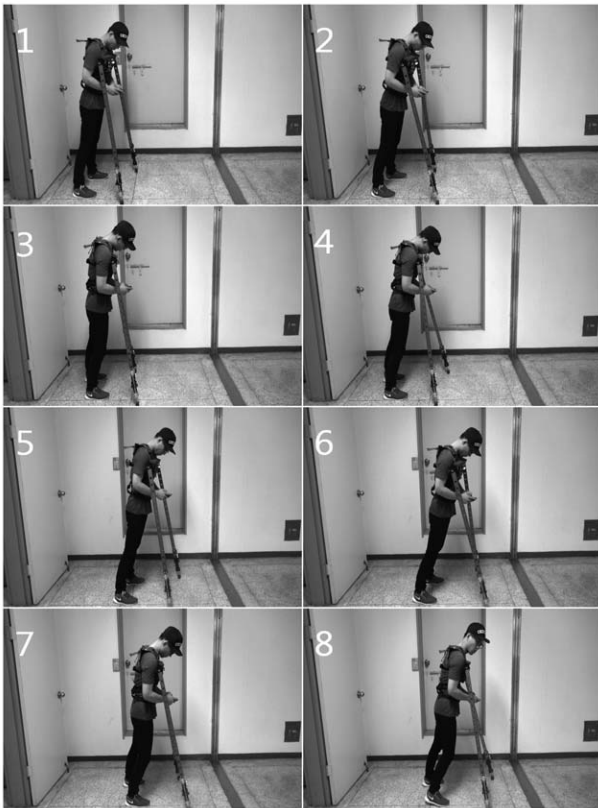


그림 10. 일반 걸음 실험의 스냅 사진.

행위를 표현하며, 다리가 전진하면 마지막으로 다리 족부를 하강시킨다.

V. 실험

1. 보행 실험

위에서 제안된 구동 알고리즘을 가슴 착용형 보행 재활로봇에 적용한 후 보행 실험을 수행하였다. 피 실험자는 로봇을 착용하고 약 2초의 스텝 시간을 가지고 전진 보행을 수행하였다. 그림 10은 착용자의 전진 보행에 대한 스냅샷을 보여준다. 알고리즘에 따라 시작 버튼이 눌린 이후 가슴부에 가해지는 압력 차이에 의해 로봇의 왼쪽 또는 오른쪽 다리가 전진하는데, 1번과 2번 스냅샷은 착용자가 왼쪽 다리를 내딛는 사진이다. 3번 스냅샷에서는 사용자 다리에 맞춰 로봇의 오른쪽 다리가 나아가는 것을 보여준다. 4번, 5번, 6번 스냅샷에서는 착용자가 오른쪽 다리를 내딛을 때 로봇의 왼쪽 다리가 나아가는 것을 보여준다.

2. EMG 측정 실험

본 로봇을 착용했을 때 얻어지는 근력 보조 정도를 측정하기

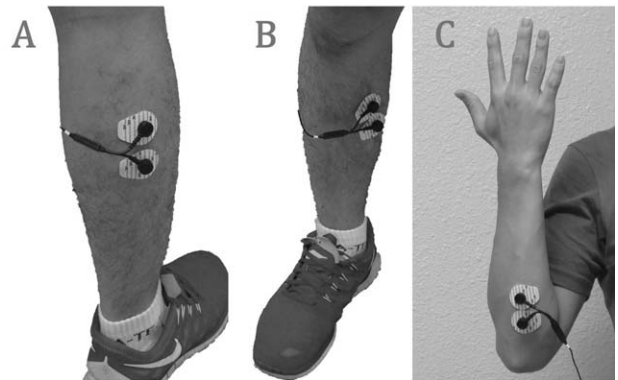


그림 11. EMG 센서의 위치.

표 2. EMG 신호 측정의 평균값.

	Tibialis	Gastrocnemius	Flexor digitorum profundus
Normal Walking	0.5123 mV	0.2447 mV	N/A
Elbow Crutch	0.0585 mV	0.0936 mV	0.5152 mV
Robot	0.1594 mV	0.0929 mV	0.0286 mV

위해서 EMG 센서를 이용하여 다리 하부 및 팔의 근전도를 측정하였으며 정류된 평균 근전도 전압을 표 2에 정리하였다. 참고로, 그림 11은 EMG 센서의 세 가지 부착위치를 나타낸다. 첫 번째 실험으로써, 일반 보행의 경우, 하박에 착용하는 보행 보조 기구인 엘보 크리치를 사용했을 경우, 그리고 개발된 로봇을 착용했을 경우에 종아리 앞쪽 부분(그림 11의 B부분인 전경골근(Tibialis))의 근전도를 측정하여보았다. 일반 보행에서는 평균 근전도의 전압이 0.5123 mV로 측정된 반면 하박에 부착하는 엘보 크리치는 0.0585 mV, 가슴 착용형 보행 재활 로봇은 0.1594 mV로 측정되었다. 두 번째 실험으로써 종아리 뒤쪽 부분(그림 11의 A부분인 장딴지근(Gastrocnemius))의 근전도를 측정하였다. 일반 보행에서는 평균 근전도 전압이 0.2447 mV 정도 측정된 반면 엘보 크리치는 0.0936 mV 정도로 측정되었고 개발된 로봇은 0.0929 mV로 측정되었다. 위의 두 가지 실험결과로부터 개발된 로봇을 착용 시 보행할 때 하퇴부에 부담되는 하중이 일반 보행보다 약 65% 경감되는 것을 알 수 있다. 다음으로, 엘보 크리치와 개발된 로봇을 착용하고 있을 때 하박의(그림 11의 C부분인 심지굴근(Flexor digitorum profundus))의 근전도를 측정하였다. 엘보 크리치의 경우 평균 근전도 전압이 0.5152 mV로 매우 높은 하박부의 근력이 요구되는 반면 개발된 로봇을 착용했을 때에는 보행 시 팔부분에 거의 근력이 필요로 하지 않는다는 점을 알 수 있다.

Ⅵ. 결론

본 연구에서는 보행 재활이 필요한 재활 환자들의 보행 보조를 위해 착용이 가능한 족형 보행 재활 로봇을 개발하였다. 본 로봇의 핵심 아이디어는 자동화된 두 개의 로봇 다리가 사람의 추가적인 다리역할을 하는 것이며, 로봇 다리의 구동을 위해서 가슴부의 압력센서로부터 사용자의 보행 의지를 파악하는 것이다. 압력센서의 신호는 모터 드라이버를 통해 DC모터로 보내지고 이로부터 로봇 다리를 착용자 보행에 동기시켜 스윙하도록 하였으며, 스카치 요크 구조를 이용하여 모터의 부담없이 족부의 상하 운동을 구현하였다. 또한, 초음파 센서를 이용해 전방 장애물 검출을 수행하였고, 장애물 검출 시 보행을 중지하고 부저를 이용하여 알람을 착용자에게 알릴 수 있는 안전 장치를 마련하였다.

보행 실험을 통해 기구부의 설계를 검증하였으며, 제안된 알고리즘으로부터 착용자의 움직임에 동기화되어 다리와 족부가 성공적으로 구동됨을 확인하였다. 최종적으로 EMG센서를 통하여 개발된 로봇이 보행 중에 착용자의 다리와 팔에 부과되는 하중을 효과적으로 줄일 수 있음을 검증할 수 있었다 (동영상 : <http://youtu.be/S8G1vAiHnH4>).

향후, 충돌과 같은 위급상황에 대처하고 바닥 높낮이 변화를 고려한 기구부 및 알고리즘 개선을 계속적으로 수행할 계획이다.

◎ 저 자 약 력



김 현

- 2015년 서울과학기술대 기계시스템디자인공학과 학사.
- 2015년~현재 동 대학원 석사 재학.
- 관심분야 : 로봇 설계, 자동제어 및 응용, 모델링.



권 정 관

- 2015년 서울과학기술대 기계시스템디자인공학과 학사.
- 관심분야 : 기계 설계 및 해석.



송 상 영

- 2015년 서울과학기술대 기계시스템디자인공학과 학사.
- 관심분야 : 기계 설계 및 해석.



강 석 일

- 2015년 서울과학기술대 기계시스템디자인공학과 학사.
- 2015년~현재 동 대학원 석사 재학.
- 관심분야 : 임베디드 시스템, 전자회로, 제어 및 응용.



김 정 엽

- 1999년 인하대학교 기계공학과 졸업.
- 2001년 동 대학원 공학석사.
- 2006년 KAIST 기계공학과 박사.
- KAIST 휴보시리즈 개발.
- 2006년 KAIST 휴머노이드로봇 연구센터 포스트닥터.
- 2007년 미국 카네기멜론 대학교 로봇 연구소 포스트 닥터.
- SARCOS 유압식 휴머노이드로봇 제어.
- 2013년 DARPA 로보틱스 챌린지 참가.
- 2008년~현재 국립서울과학기술대학교 기계시스템디자인공학과 부교수.
- 관심 분야 : 휴머노이드 로봇의 개발, 다관절 로봇의 동역학 제어, 보조 및 재활 로봇의 개발.