

근전도 신호 분석 및 BLDC모터 제어를 통한 무릎재활시스템

권형기* · 고흥규* · 송윤오* · 손의성* · 이봉주**

Knee Rehabilitation System through EMG Signal analysis and BLDC Motor Control

Hyeong-Gi Kwon* · Hyeong-Gyu Ko* · Yoon-Oh Song* · Eui-Seong Son* · Boong-Joo Lee**

요약

본 연구에서는 표면근전도 측정기 기반의 재활의료기기의 설계 및 구현에 관한 내용을 기술한다. 재활시스템은 BLDC모터와 모터 드라이브를 이용하여 제어된다. BLDC모터 드라이브는 동작제어를 하며, 속도는 외부 서보모터를 통해 드라이브를 제어한다. 또한 모터 외부에 결합된 포텐쇼미터는 모터에 의해 회전하는 부하 위치 정보를 전달한다. 재활 알고리즘은 환자가 일정 각도 범위에서 주기적인 수축·이완 재활운동을 속도단계별로 실행하며 재활운동 시 사용자 설정 단계에 따른 모터를 활용하여 0~120[°]의 최대각도로 제한하여 제어한다. 보행 알고리즘은 양쪽 안쪽넓은근에 부착된 표면근전도 측정기로 획득한 신호의 차이 값을 이용하여 근전도 신호가 낮은 다리에 모터제어로 보상해주며 보행운동 시 모터와 표면근전도 측정기를 활용하여 0~88[°]의 최대각도로 제한하여 제어한다.

ABSTRACT

This paper describes the design and implementation of a rehabilitation medical device based on a EMG measurement. Rehabilitation systems are controlled using BLDC motors and motor drives. The BLDC motor drive controls the operation and the speed controls the drive through the external servo motor. In addition, potentiometer coupled to the outside of the motor transmits information about the position of the load being rotated by the motor. The rehabilitation algorithm is controlled by limiting the maximum angle of 0 to 120 by utilizing the motor according to the user setting stage during the rehabilitation exercise. The walking algorithm compensates motor control for the low leg of the signal using the difference value of the signal obtained with the surface denser attached to both inner muscles. The motor and surface denser are utilized for the walk motion to control the maximum angle of 0 to 80.

키워드

EMG Sensor, BLDC Motor, Motor drives, Survo Motor, Potentionmeter

EMG 센서, BLDC 모터, 모터 드라이브, 서보 모터, 포텐쇼미터

* 남서울대학교 전자공학과 (jungle92@hanmail.net, hyeogyu10@naver.com, song3095@naver.com, dm1tjd0399@naver.com)

** 교신저자 : 남서울대학교 전자공학과

· 접수일 : 2019. 08. 22
· 수정완료일 : 2019. 09. 18
· 게재확정일 : 2019. 10. 15

· Received : Aug. 22, 2019, Revised : Sep. 18, 2019, Accepted : Oct. 15, 2019

· Corresponding Author : Boong-Joo Lee

Dept. of Electronic Engineering, Namseoul University,

Email : bjee@nsu.ac.kr

I. 서 론

현대 사회에서 심각한 사회문제 중 하나는 생산연령인구의 감소로 인해 고령화 사회에 접어드는 것이다. 이에 따라 여러 선진국들은 복지제도를 강화하고 있는 추세지만, 여전히 노령인구 비율의 증가에 따라 다리환자의 수도 급격하게 증가하는 문제를 수반한다. 이러한 문제로 재활치료를 필요로 하는 다리환자들이 점차 많아지고 있지만, 다리환자 수 대비 재활치료사의 부족으로 전문적인 치료를 받지 못하는 현실에 있다[1]. 의료재활기기를 필요로 하는 인구의 증가로 선진국에서는 국외 글로벌 기업들이 먼저 시장에 접근하면서 시장의 규모가 커지고 재활기기 품목들이 다양해지고 있다[2]. 이를 해결함과 동시에 의학 산업에 있어서 비약적인 발전을 위한 대안으로써 생체 신호를 이용한 여러 가지 연구들이 다양한 분야에 걸쳐서 진행되고 있다[3-6].

다양한 연구 중 하나로는 근전도 신호를 이용하여 의료재활기기의 동력을 제어하는 방법이 있다. 특히 근전도 신호는 착용자의 미세한 근육의 움직임까지도 감지할 수 있기 때문에 사람의 걷는 동작과 같은 활동적인 부분에서도 부드럽고 세세한 제어를 가능하게 한다. 이를 기반으로 한 의료재활기기는 근 감소증을 가지는 노령인구나 교통사고 및 스포츠 상해 환자들의 보행운동을 도와준다[7-8].

본 연구에서는 다리환자의 수요에 근거한 재활기기의 비용 절감을 통하여 제품 양산화의 가능성을 확인하고 의료복지실태를 개선하기 위한 근전도 센서 기반의 의료재활기기를 설계 및 구현하고자 한다.

무릎재활시스템은 다음의 두 가지 목표를 설정하여 진행하게 된다. 재활모드에서는 $0^{\circ}\sim 120^{\circ}$ 의 최대각도를 설정함과 동시에 재활운동 강도의 증가 및 감소를 선택하며, 보행모드에서는 $0^{\circ}\sim 88^{\circ}$ 의 최대각도를 설정함과 동시에 근전도 신호의 신뢰도가 높은 다리 근육 부위에 표면전극을 부착한 후, 근육의 신호를 12단계별로 분류한다. 두 시스템설정을 통하여 BLDC모터를 제어해주는 방식을 제안한다.

II. 시스템 구조

2.1 시스템 구성도

어플리케이션을 활용한 재활운동 시스템과 표면근전도 측정기를 기반의 자동화 보행운동 시스템을 구현하고자 한다. 시스템 구성도는 아래 그림 1과 같다.

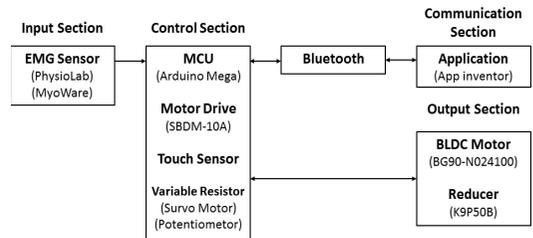


그림 1. 시스템 구성도

Fig. 1 System diagram

2.1.1 입력부

근전도(Electromyogram: EMG)란, 근육의 활동전위를 기록한 곡선이며 근육이 수축 및 이완을 할 때 정보 전달에 필요한 신경세포의 신경전달물질이 시냅스에서 분비된다. 즉, 근육과 신경의 흥분성으로 활동전위를 전파한다. 이로 인해 근육 간에 전위차가 발생하게 되므로 표면근전도 측정기에 아날로그 값이 들어가게 된다.

표면근전도 측정기는 부착된 신체의 특정 부분의 근전도를 측정하는데 표면근전도 측정기가 얻은 순수한 신호는 RMS를 취해 잡음의 선형 포락선을 추출해냄으로써 평균적인 신호의 움직임을 알아낼 수 있다. 아두이노의 아날로그 값을 디지털 값으로 바꾸어주는 ADC는 10bit이기 때문에 $0^{\circ}\sim 5[V_{REF}]$ 사이의 전압을 $0^{\circ}\sim 1023(10[bit])$ 의 값으로 변환한다.

2.1.2 제어부

근전도 측정기로부터 입력받은 신호를 분석 후, 분석 값을 이용하여 모터를 제어한다. 터치센서와 어플리케이션을 통한 사용자 제어를 가능하게 한다.

(1) 모터 드라이브

모터제어는 드라이브의 내부 신호를 이용한 가속도, 등속도, 방향 등 외부 제어기와의 인터페이스를

통하여 BLDC모터구동을 제어한다. 속도 지령은 UI(User interface) 커넥터의 10번 속도단자에 DC전압 0~5[V]을 인가한다.

(2) 서보모터



그림 2. 서보모터와 가변저항10kΩ(SG90)

Fig. 2 Servo motor and Variable resistor10kΩ(SG90)

위 그림 2의 서보모터는 받은 입력전압을 저항에 따라 회전 각도로 전환하는 역할을 수행한다. 아두이노를 통한 시비율 제어 방법은 BLDC모터의 벡터제어를 방해하는 잡음을 발생키며, 기존의 내장형 포텐쇼미터는 MCU에 의해 컨트롤이 불가하다. 따라서 잡음을 제거하기 위해 외부가변저항10kΩ의 회전부와 서보모터를 접합시켜 서보모터로 BLDC모터의 속도를 제어한다.

(3) 포텐쇼미터 및 연결 지지대



그림 3. 포텐쇼미터(외부가변저항) 및 연결 지지대

Fig. 3 Potentiometer(External variable resistor)

위 그림 3는 포텐쇼미터(Potentiometer)이다. 포텐쇼미터는 모터 회전각과 비례한 저항 값을 출력하는 가변 저항기이다. 가변저항1[kΩ]의 회전부와 접합하여 BLDC모터의 엔코더 역할을 수행한다. 따라서 출력 전압을 이용하여 위치제어를 할 수 있는 포텐쇼미터를 사용한다. 외부가변저항은 회전하는 모터 영향을 줄이기 위해 모터 몸체에 고정될 수 있도록 나무를 이용하여 지지대를 제작하였다.

(4) 푸시버튼

아두이노에 상태 정보를 제공하기 위해 사용하며, 각 버튼들은 펌 상태, 굽힘 상태, 속도의 단계 증가 및 감소, 모든 동작 정지, 재활운동, 보행운동 버튼들로 구성되어 있다. 펌 상태와 굽힘 상태 버튼은 재활치료 시에 처음 상태를 설정한다. 속도의 단계 증가 및 감소는 버튼을 눌렀을 때 일정한 수치만큼 속도제어를 할 수 있도록 설정했다. 마지막으로 재활운동 시스템과 표면근전도 측정기를 기반으로 한 자동화 보행운동 시스템을 시작하는 각각의 버튼과 강제정지버튼을 구현했다.

2.1.3 통신부

통신부에서는 아두이노에 연결된 HC-06모듈 장치를 통해 어플리케이션과 블루투스 연동하여 제어를 한다.

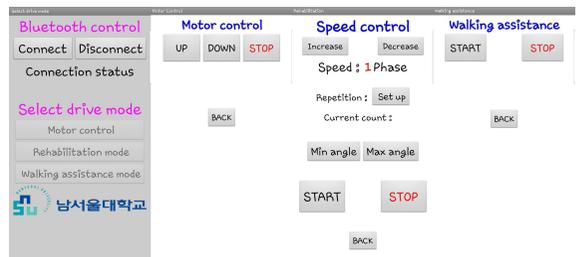


그림 4. 어플리케이션 화면

Fig. 4 Application Display

2.1.4 출력부

입력부에서 얻은 데이터들과 그 값들을 토대로 아두이노 소프트웨어의 제어를 통해 모터를 동작시키는 출력부이다. 출력부에는 BLDC모터와 모터감속기를 결합하여 사용하였다.

(1) BLDC모터

BLDC모터는 자기센서를 모터 자체에 내장하여 회전자가 형성하는 회전자계를 검출하고 고정자의 코일에 전달하여 모터의 회전을 제어한다. 3상의 위상차를 가지는 발진기에서 모터 고정자의 코일에 전류의 세기를 시비율 제어방식으로 회전자를 구동한다.

엔코더의 기능을 외부 포텐쇼미터로 대체하며, 각도제어에 용이한 서보모터를 대신한 BLDC모터로 제

작비용을 절감하였다.

(2) 감속기

감속기는 하나의 축에서 다른 축으로 동력을 전달할 때, 내부의 톱니바퀴를 이용하여 모터의 회전속도의 감속과 출력 토크의 증폭하는 장치이다.

2.2 시스템 알고리즘

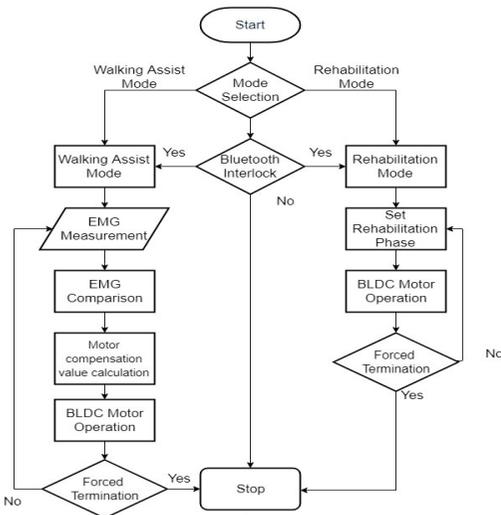


그림 5. 시스템 알고리즘
Fig. 5 System algorithm

무릎재활시스템은 푸시버튼을 통해 모터의 위치를 제어할 수 있다. 각 버튼은 강제종료 버튼, 보행 모드, 재활 모드, BLDC모터 속도의 증가 및 감소로 설정했다. 또한, App inventor를 이용하여 만든 어플리케이션으로 블루투스를 이용하여 재활기기를 무선으로 제어할 수 있게 하였다. 이를 통해 사용자는 스스로 보행모드와 재활모드를 선택하여 원하는 기능을 활성화시킬 수 있다. 재활모드에서 사용자는 재활운동 강도 단계를 선택적으로 실행할 수 있으며 선택된 재활 강도에 따라 BLDC모터가 즉각적으로 작동될 수 있도록 구현하였다. 보행모드에서는 표면근전도 측정기 [PSL-iEMG2] 1개와 표면근전도 측정기[MyoWare Muscle Sensor] 2개를 사용하여 측정한다. 측정된 신호 값을 아두이노와 연동을 시켜 근전도에서 얻은 신호 값에 따라 모터의 속도를 단계별로 보상한다. 따라

서 다리 양쪽의 안쪽넓은근 근전도 수치 비교를 한 후, 각 단계별로 나누어진 모터의 속도를 선택하여 BLDC모터를 작동시킬 수 있다. 무릎재활시스템 알고리즘은 위 그림 5과 같다.

2.3 작품 외형

하체 보행보조기는 세 개의 관절로 이루어져 있고 자연스러운 보행을 위해서는 관절에 최소 1개 이상의 자유도로 구성되어야 한다. 무릎 관절의 회전운동에 사용되는 액추에이터로는 BLDC모터와 감속기를 결합하여 사용을 한다. 아래 그림 6은 TinkerCAD를 이용하여 3D로 실제 크기를 고려하여 재현한 모습이다.

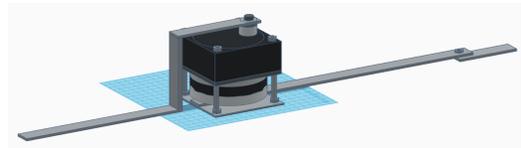


그림 6. 외형 3D 재현 구상도
Fog. 6 Outline 3D reproduction concept figure

III. 실험 및 고찰

3.1 정량화 계획

3.1.1 재활운동

BLDC모터의 위치제어는 엔코더를 통해 정확한 제어를 할 수 있지만, 본 연구에서는 엔코더가 사용되지 않기 때문에 모터가 정지할 때 소수의 오차가 생긴다. 세밀한 각도제어를 위해 포텐쇼미터를 이용한다. 회전하는 모터를 일정 각도 범위 이내로 한정시켜, 재활운동 시스템에서 0~120[°]의 각도로 재활운동을 하는 것을 목표로 한다.

3.1.2 보행운동

사람은 8단계의 보행주기를 가지고 있다. 평지, 오르막, 내리막을 걸을 때 무릎이 접히는 각도는 평지에서 가장 크다. 실험방법으로 먼저 실험자의 다리길이를 먼저 측정하였다. 그 다음 보행주기에 있어서 다리를 최대로 들었을 때 허벅지와 종아리의 각도를 위, 아래로 측정하여 결과 값을 도출했다. 측정 결과 보행 단계 중 중간 흔들기(Mid Swing)에서 최대 0~88[°]

의 각도로 측정됐다. 또한, 다리길이의 차이가 있어도 보행 시 다리각도는 최대 0~31[°]로 미세하게 나타났다. 이 부분은 포텐쇼미터를 이용하여 세밀한 각도제어를 한다. 따라서 표면근전도 측정기를 기반으로 한 자동화 보행운동 시스템에서는 0~88[°]의 각도제어하는 것을 목표로 한다.

표 1. 남성 다리길이에 따른 보행각도 측정 표
Table 1. a measure of walking angle according to a man's leg length.

	Leg length	Above Angle (°)	Below Angle (°)	Overall angle (°)
Sample1	1.01M	51	38	89
Sample2	1.02M	52	36	88
Sample3	1.00M	50	38	88
Sample4	1.01M	53	36	89
Sample5	1.03M	52	36	88
Sample6	1.10M	54	34	88
Sample7	0.97M	55	34	89
Sample8	1.02M	53	36	89
Sample9	1.00M	55	35	90
Sample10	1.03M	55	33	88
Average	1.01M	53	35.6	88.6

위 표 1은 대한민국 성인 중에서 남성을 기준으로 하였을 때의 측정 표를 보여준다. 다리길이는 발바닥부터 골반 위까지를 측정한 값이다. 각도의 값은 보행 단계 중에서 최대의 각도를 나타낼 수 있는 중간 흔들기 단계를 기준으로 한다. 각도 위의 경우에는 무릎과 허벅지의 각도를 나타내고 각도 아래는 무릎과 종아리의 각도를 보여준다. 따라서 전체 각도는 위 각도와 아래 각도를 더한 값으로 나타내어 보행 시 최대 각도인 88[°]를 넘어가지 않도록 설계한다.

3.2 BLDC모터 및 드라이브

3.2.1 BLDC모터 기준속도 설정 실험

아두이노의 출력전압을 UI(User interface) 커넥터 단자에 인가할 경우 인가되는 전압과 비례하는 전류

로 BLDC모터 구동 백터제어에 영향을 준다. BLDC모터의 속도제어는 드라이브 포텐쇼미터 10[kΩ]에 5[V]의 일정한 전압이 인가되는 UI 커넥터방식을 사용한다. BLDC모터의 속도를 제어하기 위해 외부가변저항에 연결된 서보모터를 연결하여, 서보모터를 활용한 속도제어를 구현 하였다. 외부가변저항은 모터가 0~120[°]의 각도 범위 내에서 10[°]씩 증감되도록 기준속도를 각도로 표시하였다. BLDC모터에 DC배터리 12[V] 인가시 아래 그림 7은 기준이 되는 각도별 각속도이다. 0[°]와 10[°]의 기준 각도에서는 BLDC모터가 동작하지 않는다. 이후 120[°]의 기준 각도까지 일정한 증가를 보여준다. 120[°]이상 180[°]사이의 기준 각도에서는 약 1.8초의 값으로 회전한다. 따라서 모터의 기준속도는 기준 각도10~120의 범위로 설정하였다.

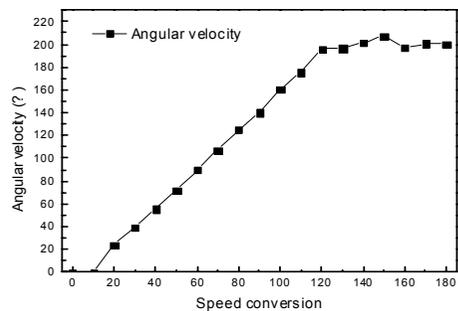


그림 7. 기준 각도 대비 BLDC모터 각속도

Fig. 7 BLDC motor angular velocity relative to reference angle

3.2.2 BLDC모터 위치제어 실험

BLDC모터의 정확한 위치를 제어하기 위하여 모터의 회전부에 포텐쇼미터를 나무 지지대로 고정하여 포텐쇼미터 변화에 따른 출력 전압으로 모터의 회전 위치를 입력 받았다. 외부 저항 1[kΩ] 포텐쇼미터의 출력전압은 0~1.9[V]의 전압이 출력된다. 모터를 일정속도로 구동할 시 포텐쇼미터의 출력 전압 값은 변화한다. 아날로그 단자의 출력전압을 듀티비(duty ratio)로 나타내면 아래 그림 8과 같다. 그림 8은 출력 듀티비를 100단위로 나누어 평균값으로 나타냈다. 포텐쇼미터의 전압의 변화는 바운스 현상을 동반하여 변화한다. 바운스 현상은 위치 정보에 오차를 제공한다.

따라서 위치제어는 변화폭이 큰 듀티비 40~350[duty ratio]의 범위를 통해 재활모드에서 다리 펌 상태(0 [°])와 굽힘 상태(120[°]) 범위를 한정지어 제어하게 된다. 그래프의 x축에 속하는 단위인 Baudrate란, 데이터 통신에 있어서 직렬로 전송되는 변조 속도를 1 초간에 전송되는 신호의 개수로 나타낸 값이다. 즉, 1 초 동안 전송되는 비트 수로 단위는 [b/s]로 나타나게 된다.

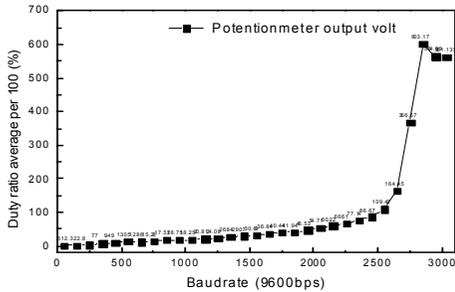


그림 8. 포텐쇼미터 출력 듀티비
Fig. 8 Potentiometer Output ratio

3.3 표면근전도 측정 실험

3.3.1. 보행분석

근전도 측정은 보행 시 근육의 활성도가 높은 주동근에 부착을 하였다. 장딴지근의 중앙부위, 무릎관절의 굽힘과 펌에 많은 기여를 하게되는 허벅지의 안쪽넓은근의 중앙부위로 선정하였다[9-10].

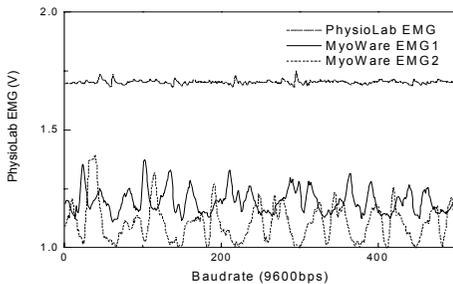


그림 9. 장딴지근과 안쪽넓은근의 근전도 측정값
Fig. 9 measurements of Gastrocnemius and Vastus medialis while walking

위 그림 9는 보행 중 좌측 장딴지근과 양쪽 안쪽넓

은근의 근전도 측정기의 측정값을 그래프로 나타낸 것이다. 좌측 장딴지근을 측정한 근전도 값을 보면 부동자세에 있을 때 1.74[V]의 일정한 값을 유지하는 것으로 나타났다. 정상적으로 보행할 때는 우측 다리를 들어 올릴 때 좌측의 장딴지근에 최대 크기가 1.82[V]로 측정 되었다. 올라갔었던 다리가 내려가는 동작을 할 때 장딴지근의 근전도 측정값이 1.74[V]에 근접하게 감소하고 우측 다리가 움직일 때는 값의 변화가 없었다. 다리 양쪽의 안쪽넓은근을 측정한 근전도 값을 보면 가만히 있을 때 1.24[V]의 값을 유지하였다. 걸을 때는 다리를 들어 올리고 다시 펼 때 가장 높은 근전도인 1.34[V]로 측정되었다. 또한, 보행할 시 한쪽 다리의 근전도가 올라가면 반대 다리 쪽은 내려간다. 따라서 양쪽의 안쪽넓은근들은 서로 반대로 작용된다. 장딴지근과 안쪽넓은근의 그래프를 비교해 보면 우측 다리가 올라갈 때 좌측 장딴지근의 근전도가 증가한다. 다리가 올라간 상태에서 우측 안쪽넓은근의 근전도 값은 증가하다가 지면에 다리가 닿는 내려가는 동작을 할 때 원상태로 서서히 복귀하게 된다. 또한, 장딴지근의 근전도 값은 원래 상태로 다시 복귀하는 현상을 보였다. 이러한 상태가 보행할 때 일정 주기로 반복하게 된다.

3.4 재활운동

3.4.1 실험방법

재활운동에 있어서는 실험자가 앉아있는 상태에서 구동할 수 있도록 실험을 진행했다. 재활운동 시스템에서 사용자 다리의 펌 상태와 굽힘 상태의 최대 각도를 고려하였다. 따라서 무릎재활기기는 장착 후, 재활운동 시에 0~120[°]구간에서 동작한다. 재활운동 시스템은 어플리케이션의 연동으로 동작되며, 펌 상태 각과 굽힘 상태의 각도를 5단계로 구분하는 것을 목표로 한다. 펌 상태의 각을 최소 각으로 지정하고, 굽힘 상태를 최대 각으로 지정한다.

사용자 다리에 무릎재활기기 착용 전과 착용 후의 오차를 측정한다. 이는 속도별로 구분되어지며, 실험 결과를 바탕으로 펌 상태 각도와 굽힘 상태의 각도를 5단계로 설정한다. 아래 그림 10은 재활운동 실험 사진이다.



그림 10. 재활운동 실험 사진

Fig. 10 Rehabilitation Exercise Experimental Photography

3.4.2 실험 결과

먼저 무릎재활기기를 착용하지 않고 모터의 속도를 변화시켜가면서 무릎재활시스템의 구동을 실험하였다. 모터속도가 낮은 1~3단계의 오차각은 $0[^\circ]$, 4~5단계는 $2[^\circ]$, 6~7단계는 $4[^\circ]$, 8~10단계는 $8[^\circ]$, 11단계는 $10[^\circ]$ 로 측정되었다. 무릎재활기기를 사용자한테 착용하지 않고 재활운동을 하였을 때는 모터속도가 빠르면 오차각이 더 높아진다는 것을 실험을 통하여 확인을 하였다.

다음으로 무릎재활기기를 실험자에게 착용하고 모터의 속도를 변화시켜가면서 무릎재활시스템의 구동을 실험하였다. 속도가 낮은 1단계부터 중간 6단계까지의 오차각은 $0[^\circ]$, 7단계는 $2[^\circ]$, 8~9단계는 $3[^\circ]$, 10~11단계는 $5[^\circ]$ 로 측정되었다. 무릎재활기기를 착용하고 재활운동을 하였을 때는 착용하지 않았을 때와 마찬가지로 속도가 높아질수록 오차각 또한 높아진다는 것을 확인할 수 있었다.

표 2는 재활시스템의 각도범위를 무릎재활기기를 착용하지 않았을 때와 착용하였을 때 각각의 각도가 실험적으로 나온 데이터이다. 실험한 결과 모두 모터속도가 증가하게 되면 각도의 오차범위가 생긴다. 따라서 무릎재활기기를 활용한 재활운동 시스템에서는 1단계에서 6단계에 해당하는 속도범위가 적합하다는 것을 확인하였다.

표 2. 재활시스템 각도범위

Table 2. Rehabilitation System Angle Range

Wearing	Angle	minimum angle ($^\circ$)	maximum angle ($^\circ$)	angle of error ($^\circ$)
	Phase 1	Before	0	0
	After	0	0	0
Phase 2	Before	0	0	0
	After	0	0	0
Phase 3	Before	0	0	0
	After	0	0	0
Phase 4	Before	1	1	2
	After	0	0	0
Phase 5	Before	1	1	2
	After	0	0	0
Phase 6	Before	1	3	4
	After	0	0	0
Phase 7	Before	1	3	4
	After	0	2	2
Phase 8	Before	4	4	8
	After	1	2	3
Phase 9	Before	3	5	8
	After	1	2	3
Phase 10	Before	3	5	8
	After	2	3	5
Phase 11	Before	4	6	10
	After	2	3	5

3.5 보행운동

3.5.1 실험방법

보행운동에 있어서는 실험자가 보행주기 상태에 맞춰서 실험을 진행했다. 보행운동 시스템에서 보행주기 중 중간 흔들기의 최대 각도를 고려하였다. 무릎재활기기를 장착한 경우, 보행운동 시 $0\sim 88[^\circ]$ 각도범위에서 프로그램의 정상 구동을 목표로 한다.

실험자A는 표면근전도 측정기를 각각 좌측 장딴지근의 중앙부위, 양쪽 안쪽넓은근의 중앙부위에 부착하여 제자리걸음 보행을 실시하였고 실험자B는 무릎재활기기를 장착하여 제자리걸음 보행 중에 표면근전도 측정기의 측정값을 모터제어를 통해 보상하는 실험을 진행하였다. 표면근전도 측정기를 부착한 실험자의 각도와 무릎재활기기를 장착한 실험자의 각도를 비교하였다. 아래 그림 11은 보행운동 실험 중 실험자가 표면근전도 측정기를 부착 후, 제자리 보행을 하고 있는 모습이다.



그림 11. 표면근전도 측정기를 기반으로 한 보행운동 실험 사진

Fig. 11 Pedestrian experiment photos based on surface myocardial conductivity sensor

3.5.2 실험결과

보행운동 실험진행 방식은 표면근전도 측정기를 부착한 실험자B의 근전도 변화로 무릎재활기기를 장착하고 있는 실험자A에게 모터제어로 보상했다. 실험은 종아리 지지대 각도의 오차를 측정한다. 아래 표 3은 표면근전도 측정기를 부착한 실험자A가 제자리 보행 시 무릎 각도와 무릎재활기기를 장착한 실험자B가 모터로 인한 보행 시 무릎 각도 차이를 의미한다. 각도의 기준은 실험자A로 설정한다.

표 3. 무릎재활기기를 장착한 실험자B의 각도

Table 3. The angle of the experimenter equipped with a knee regenerator

walking on the spot cycle	Angle	
	bending angle (°)	straight angle (°)
First	81	15
Second	80	17
Third	80	16
Fourth	81	17
Fifth	80	17

실험자A의 표면근전도 측정기의 값을 받아 실험자B의 모터에 보상받은 실험결과로 5번의 모든 주기에 서 목표치의 각도범위보다 오차가 크게 나온 것을 알 수 있다. 굽힘 상태 각도에서의 오차보다 편 상태가

더 높은 오차각을 볼 수 있었고 평균적으로 굽힘 상태 각도는 80.4[°], 편 상태의 각도는 16.4[°]로 나왔으며 기준각도 대비 오차각은 24[°]로 확인되었다.

IV. 결론

본 연구에서는 BLDC모터제어와 보행주기에 따른 근전도 신호를 단계별로 분석하여 재활 및 보행운동을 실험하였다. 모터제어는 외부 인터페이스 역할인 서보모터에 의해 12단계의 속도로 구분된다. 모터의 회전각은 포텐쇼미터의 출력전압인 0~1.9[V]의 변화폭이 큰 듀티비 40~350의 범위를 펄스 상태(0[°])와 굽힘 상태(120[°]) 범위로 한정지어 제어하게 된다. 또한, 보행 시 다리 사이의 최대각도를 비교하여 재활운동 시 0~120[°], 보행운동 시 0~88[°]로 제한하였다.

재활운동 시스템에서는 착용 전, 후를 실험하여 속도에 대한 각도를 비교해보았다. 그 결과 모터 속도가 증가함에 따라 착용 전 오차각이 0~10[°], 착용 후 오차각이 0~5[°]까지 증가했다. 이는 속도가 증가할수록 위치제어가 어렵다는 것과 착용자의 종아리 무게에 영향을 받는다는 것을 의미한다. 보행운동 시스템에서는 실험자A의 표면근전도 측정값을 받아 실험자B가 착용한 무릎재활기기의 모터가 보상을 받아 움직이는 실험을 하였다. 결과로는 평균적으로 굽힘 상태 각도의 오차 각도는 80.4[°], 편 상태의 각도는 16.4[°]로 측정되었다.

향후 연구로 첫 번째는 근전도 신호를 주파수 스펙트럼으로 변환 후 잡음을 제거하여 정확한 근전도 신호추정 및 보행운동 실험을 진행하여야 한다. 두 번째는 모터 동작의 pi제어를 통해 오차범위를 줄이고 매끄러운 동작으로 무릎재활시스템의 효과를 증진시킬 수 있다. 세 번째는 평지에서 보행하는 것뿐만 아니라 계단의 오름과 내림의 실험도 진행해야 한다. 또한, 보행의 인식률과 더불어, 실험자의 표본을 늘려 데이터의 신뢰도 향상의 필요가 있다고 판단된다.

References

- [1] G. S. Kim, "Medical Rehabilitation device wearable power pedestrian aid," *J. of the Korea Labor Welfare Corporation*, vol. 29, no. 4, 2013, pp. 38.
- [2] Y. Huh, "Korea Evaluation Institute of Industrial Technology," *J Korea Evaluation Institute of Industrial Technolgy*, vol. 16, no. 7, 2013, pp. 92-111.
- [3] G. S. Kim, "Design of Two-axis Force/Torque Sensor for Hip Joint Rehabilitation Robot," *J. of the Korean Society of Precision Engineers*, vol. 22, no. 7, 2016, pp. 524-529.
- [4] G. S. Kim, "Design of Three-axis Force/Torque Sensor for Hip Joint Rehabilitation Robot," *J. of Institute of Control, Robotics and Systems*, vol. 33, no. 4, 2016, pp. 309-316.
- [5] N. Karavas, A. Ajoudani, N. Tsagarakis, J. Saglia, A. Bicchi, and D. Caldwell, "Tele-impedance based assistive control for a compliant knee exoskeleton," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 73, 2015, pp. 78-90.
- [6] V. Rajasekaran, J. Aranda, A. Casals, and J. L. Pons, "An adaptive control strategy for postural stability using a wearable robot," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 73, 2015, pp. 16-23.
- [7] J. F. Zhang, Y. M. Dong, C. J. Yang, Y. Geng, Y. Chen, and T. Yang, "5-Link model based gait trajectory adaption control strategies of the gait rehabilitation exoskeleton for poststroke patients," *Mechatronics*, vol. 20, no. 3, 2010, pp. 368-376.
- [8] M. M. Martins, C. P. Santos, F. N. Anselmo, and R. Ceres, "Assistive mobility devices focusing on Smart Walkers: Classification and review", *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 60, no. 4, 2012 pp. 548-562.
- [9] B. G. Kim, J. H. Chai, C. H. Kim, "Comparison of Near-Range Muscle Activity on the Stairway and Slope of the Elderly Using the Near-Eastern Map", *J. of the Korean Society of Physical Therapy*, vol. 21, no. 1, 2009, pp. 35-40.
- [10] J. T. Han, Y. T. Gong, and Y. S. Yee, "Analysis of the Characteristics of Men's and

Women's Lower-Level Muscles Using Muscular Force Meter", *J. of the Korean Sports Medicine*, vol. 35, no. 3, 2009, pp. 181-189.

저자 소개

권형기(Hyeong-Gi Kwon)

2012년 3월~ 남서울대학교 전자공학과 4학년 재학 중

**고형규(Hyeong-Gyu Ko)**

2013년 3월~ 남서울대학교 전자공학과 4학년 재학 중

**송윤오(Yoon-Oh Song)**

2013년 3월~ 남서울대학교 전자공학과 4학년 재학 중

**손의성(Eui-Seong Son)**

2014년 3월~ 남서울대학교 전자공학과 4학년 재학 중





이봉주(Boong-Joo Lee)

1996년 인하대학교 전기공학과 졸업(공학사)

1998년 인하대학교 대학원 전기공학과 졸업(공학석사)

2003년 인하대학교 대학원 전기공학과 졸업(공학박사)

전) LG전자 디지털디스플레이 연구소 선임연구원

전) 남서울대학교 전자공학과 학과장

현) 남서울대학교 전자공학과 교수

※ 관심분야 : 유기/무기 전자소자, 차세대 디스플레이