(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0096281
(43) 공개일자 2022년07월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/11 (2006.01) *A61B 5/389* (2021.01)
A61H 1/02 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/1124 (2013.01)
A61B 5/1116 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2020-0188567
(22) 출원일자 2020년12월30일
심사청구일자 2020년12월30일

(71) 출원인
동서대학교 산학협력단
부산광역시 사상구 주례로 47(주례동, 동서대학교)
(72) 발명자
하정원
부산광역시 금정구 중앙대로1742번길 33 엔젤아파트 B동 702호
임준혁
경상남도 창원시 성산구 삼정자로 79 유니온빌리지 112동 1806호
(뒷면에 계속)
(74) 대리인
김석계

전체 청구항 수 : 총 3 항

(54) 발명의 명칭 **사용자 맞춤형 팔 재활 모니터링 시스템**

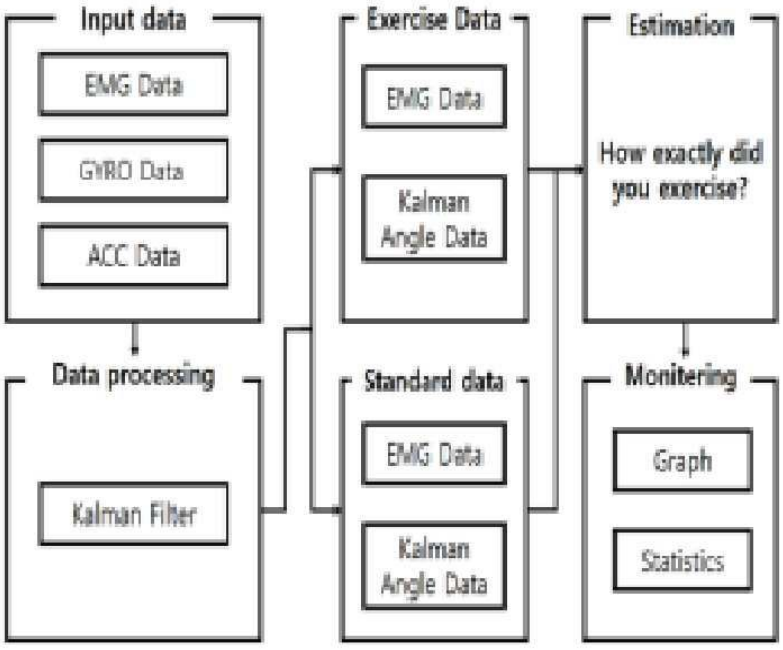
(57) 요 약

본발명은 사용자 맞춤형 팔 재활 모니터링 시스템에 관한 것으로, 단말기인 근전도센서, 가속도센서,자이로센서, 팔의 움직임을 보조하기 위한 동력 수단인 모터, 스마트폰과; 제어기인 MCU;로 구성되되,

상기 MCU는 근전도센서, 가속도센서,자이로센서의 신호가 입력되는 입력부;

(뒷면에 계속)

대 표 도 - 도1



모터를 구동하는 모터구동부;

스마트폰과 무선통신을 하는 송신부, 수신부;

저장부;

및 제어부;로 이루어지는 것으로,

본 발명은 근전도 및 가속도·자이로 센서를 사용하여 근육 활동, 신체의 움직임 및 자세 정보를 수집하여 올바른 자세에 대해 피드백 및 모니터링이 간단하고 정확하며 팔 재활 운동을 돕기 위하여 모터를 달아 팔의 운동을 보조함으로써 재활 운동의 효율성을 높이며, 팔뿐만 아니라 다양한 신체 위치의 재활 운동 자세 모니터링이 가능한 현저한 효과가 있다.

(52) CPC특허분류
A61B 5/389 (2022.01)
A61H 1/0274 (2022.01)
A61H 2201/1215 (2013.01)
A61H 2201/501 (2013.01)
A61H 2230/605 (2013.01)
A61H 2230/625 (2013.01)

(72) 발명자
조용호
경상남도 양산시 물금읍 청운로 131 양산물금사랑으로부영2단지 205동 1702호
이지수
부산광역시 금정구 범어천로21번길 13 송림빌라 102호
서지윤
부산광역시 부산진구 초연로 11 연지자이2차아파트 213동 1002호

정상중
부산광역시 강서구 명지국제5로 60 에일린의뜰 113동 1704호
정도운
부산광역시 해운대구 대천로 205 벽산1차아파트 106동 1802호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1711122927
과제번호	1711122927
부처명	과학기술정보통신부, 교육부
과제관리(전문)기관명	한국연구재단
연구사업명	실험실 특화형 창업선도대학
연구과제명	실험실 특화형 창업선도대학
기 여 율	1/1
과제수행기관명	동서대학교
연구기간	2020.05.01 ~ 2023.01.31

명 세 서

청구범위

청구항 1

단말기인 근전도센서, 가속도센서,자이로센서, 팔의 움직임을 보조하기 위한 동력 수단인 모터, 스마트폰과; 제어기인 MCU;로 구성되되,

상기 MCU는 근전도센서, 가속도센서,자이로센서의 신호가 입력되는 입력부;

모터를 구동하는 모터구동부;

스마트폰과 무선통신을 하는 송신부, 수신부;

저장부;

및 제어부;로 이루어지는 것을 특징으로 하는 사용자 맞춤형 팔 재활 모니터링 시스템

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 근전도센서를 통해 팔의 근력이 들어갔는지, 가속도 자이로를 통해 팔의 움직임이 측정되는 것을 특징으로 하는 사용자 맞춤형 팔 재활 모니터링 시스템

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 모터는 기준 자세와 비교하여 팔의 움직임이 적을 때 이두쪽에 부착되어 있는 모터가 움직여 팔목과 연결된 줄을 감아 팔을 들어 올려주어 팔의 움직임을 보조하기 위한 동력 수단으로 DC모터인 것을 특징으로 하는 사용자 맞춤형 팔 재활 모니터링 시스템

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본발명은 사용자 맞춤형 팔 재활 모니터링 시스템에 관한 것으로, 보다 상세하게는 근전도 및 가속도·자이로 센서를 사용하여 근육 활동, 신체의 움직임 및 자세 정보를 수집하여 올바른 자세에 대해 피드백 및 모니터링이 가능하며 팔 재활 운동을 돕기 위하여 모터를 달아 팔의 운동을 보조함으로써 재활 운동의 효율성을 높이며, 팔뿐만 아니라 다양한 신체 위치의 재활 운동 자세 모니터링이 가능한 사용자 맞춤형 팔 재활 모니터링 시스템을 제공하고자 하는 것이다.

배 경 기 술

[0002] 일반적으로 현대 사회는 평균 수명이 증가함에 따라서 노인의 인구가 증가하고 있으며, 특히 우리나라의 노인 인구는 2018년 전체 인구 중 65세 이상의 노인 인구가 14.3%에서 2060년에서는 41%까지 급속하게 늘어날 것으로 예측하고 있다.

[0003] 거동이 불편한 노년층이 증가함에 따라 재활 치료에 대한 관심과 재활 치료사의 수요가 커지고 있다. 또한, 부상당한 운동선수나 큰 사고를 당해 다친 사람들도 재활 치료를 필요로 하는 경우가 많기에 재활 치료사 및 재활 운동법의 수요는 더욱 증가하고 있다. 하지만 국내 재활 치료사의 경우 인력 부족으로 1:n 방식으로 환자를 치료하며, 치료시간도 1시간 내외이기 때문에 환자 하나하나에 대한 집중도가 떨어져 효율적인 재활 서비스를 제공하기가 어렵다. 또한, 재활환자는 병원에서 퇴원한 후에도 치료사의 도움 없이 환자 스스로 재활 치료를 해야 하는 경우가 많다. 하지만 재활 기기를 사용하더라도 환자가 재활 치료에 대한 지식(재활 자세, 횟수, 강도 등)이 없어 효과적인 치료 효과를 보긴 어렵고, 일상생활에서 병원에서 사용되는 재활 보조기기를 사용하는 것은 어려움이 있다. 따라서 재활 치료 및 재활 환경의 문제점을 해결하기 위해서는 소형 생체신호 계측 센서를 이용하여 작고 가벼우면서 재활 운동 정보를 객관적으로 제공할 수 있는 재활 모니터링 시스템이 필요하다.

[0004] 재활 치료를 하는 중요한 목적은 팔의 근육량을 늘려 기능적 장애를 조금이나마 줄여보고자 하는 것이다. 재활 치료를 하는 방법은 크게 3가지로 나눌 수 있다. 첫째, 물리치료로서 관절 범위 운동과 근육 신장 운동을 통해

경직으로 인한 근육의 단축 및 관절 구축을 막아주고 향진된 반사를 감소시키는 효과를 얻을 수 있다. 둘째로, 약물요법이 있는데 이는 아직까지 완전히 안전하고 효과적인 방법이 아니기 때문에 한계가 있다. 셋째로, 화학적 신경차단 및 운동점 차단하는 시술로서 경직의 완화 효과는 보통 3개월에서 9개월 정도 지속된다. 따라서 무엇보다도 규칙적이고 지속적인 운동이 필요하다. 이미 미국에서 재활 운동 환자가 규칙적으로 스트레칭 운동을 했을 경우 회복 효과가 있음이 입증되었으며, 활발한 연구가 진행중이다. 사용자의 운동 자세 및 근육의 움직임을 분석하기 위해 근전도 및 가속도·자이로 센서를 기반으로 사용자의 근육의 변화량 및 신체의 움직임에 대한 연구가 지속되고 있다. 가속도는 시간에 따라 변하는 속도의 변화량으로 크기와 방향을 갖는 벡터로 나타난다. 이 두 신호를 바탕으로 재활 운동의 움직임과 근육의 변화량 및 운동의 성과 등을 판단할 수 있다. 그러나 기존의 기술은 연구 차원이나 학습 차원으로써 근전도 및 가속도·자이로 신호를 사용한 경우가 많지만 일상생활에서 사용하기에는 불편한 단점이 있었다.

[0005] 그리고 종래특허기술의 일례로서, 공개특허공보 공개번호 10-2011-0034863호에는 피측정인의 상지부 근육 표면에 부착되어 상기 피측정인의 팔꿈치 굽힘을 관장하는 다수개의 근육 진동 신호를 획득하는 근육 진동 센서부;

[0006] 획득된 근육 진동 신호 중에서 필요없는 특정 주파수 대역의 신호를 제거하는 신호 처리부;

[0007] 획득된 근육 진동 신호 각각에 대한 절대 평균값을 산출하는 특징 추출부;

[0008] 상기 특징 추출부에서 산출된 절대 평균값을 인공 신경망 알고리즘에 의해 힘 신호로 추정하는 힘 신호 추정부;

[0009] 및 상기 힘 신호 추정부에서 추정된 힘 신호를 피측정인에게 표시해주는 표시부;

[0010] 를 포함하는 것을 특징으로 하는 근육 진동 신호를 이용한 팔 굽힘 힘 추정장치가 공개되어 있다.

[0011] 또한 등록특허공보 등록번호 10-1992149호에는 사용자의 상체에 착용되는 메인 프레임부재; 및 상기 메인 프레임부재의 일 측에 연결되며 복수의 관절부와 복수의 팔부를 구비하며 사용자의 팔에 착용되는 팔동작 측정기구를 포함하며, 상기 팔동작 측정기구의 복수의 팔부 중 적어도 어느 하나는 직진 자유도를 가지고, 상기 직진 자유도를 이루는 직진 이동기구는, 제1직진 이동프레임부재;

[0012] 일 측에 상기 제1직진 이동프레임부재가 길이방향으로 이동 가능하게 결합되는 제2직진 이동프레임부재; 및

[0013] 상기 제2직진 이동프레임부재의 타측에 길이 방향으로 이동 가능하게 결합되는 제3직진 이동프레임부재를 포함하는 것을 특징으로 하는 것을 특징으로 하는 착용형 팔동작 측정 장치가 공개되어 있다.

[0014] 그러나 상기 종래기술들은 제한된 센서를 사용하고 센서간의 측정방법이 효율적이지 못해 측정이 정확치 않고 측정작업이 복잡하다는 단점이 있었다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0015] 따라서 본발명은 상기와 같은 문제점을 해결하고자 안출된 것으로, 근전도, 가속도·자이로 센서를 통해 사용자의 생체신호를 측정 후 전처리 과정을 수행하고, 이후 측정된 데이터를 기반으로 기준점을 설정하고 재활 운동을 모니터링하며, 모니터링되고 있는 데이터를 블루투스를 통해 애플리케이션에 전송하여 실시간 운동 상태 및 근전도 그래프를 통해 시각적으로 확인이 가능하게 하고 모터를 이용해 사용자의 움직임을 보조하는 시스템을 구현하며, 실제 일상생활에서 사용이 가능한 사용자 맞춤형 팔 재활 모니터링 시스템을 제공하고자 하는 것이다.

과제의 해결 수단

[0016] 본발명은 사용자 맞춤형 팔 재활 모니터링 시스템에 관한 것으로, 단말기인 근전도센서, 가속도센서,자이로센서,

[0017] 팔의 움직임을 보조하기 위한 동력 수단인 모터,

[0018] 스마트폰과;

[0019] 제어기인 MCU;로 구성되되,

[0020] 상기 MCU는 근전도센서, 가속도센서,자이로센서의 신호가 입력되는 입력부;

[0021] 모터를 구동하는 모터구동부;

[0022] 스마트폰과 무선통신을 하는 송신부, 수신부;

[0023] 저장부;

[0024] 및 제어부;로 이루어지는 것을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0025] 따라서 본 발명은 근전도 및 가속도·자이로 센서를 사용하여 근육 활동, 신체의 움직임 및 자세 정보를 수집하여 올바른 자세에 대해 피드백 및 모니터링이 간단하고 정확하며 팔 재활 운동을 돕기 위하여 모터를 달아 팔의 운동을 보조함으로써 재활 운동의 효율성을 높이며, 팔뿐만 아니라 다양한 신체 위치의 재활 운동 자세 모니터링이 가능한 현저한 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0026] 도 1은 본발명의 사용자 맞춤형 팔 재활 모니터링 시스템 구성도

도 2는 본발명의 PSL-iEMG2 센서

도 3은 본발명의 MPU-6050 센서

도 4는 본발명의 HC-06 센서

도 5는 본발명의 DC 모터

도 6은 본발명의 운동 자세 측정 알고리즘

도 7은 본발명의 모니터링 알고리즘

도 8은 본발명의 칼만필터 알고리즘

도 9는 본발명의 필터 적용에 따른 가속도 신호

도 10은 본발명의 정규화 그래프

도 11은 본발명의 애플리케이션

도 12는 본발명의 구현된 시스템

도 13은 본발명의 칼만 데이터 기준점 저장

도 14는 본발명의 실험 사진

도 15는 본발명의 운동 횟수 카운트

도 16은 본발명의 재활 운동 정확성 평가

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0027] 본발명은 사용자 맞춤형 팔 재활 모니터링 시스템에 관한 것으로, 단말기인 근전도센서, 가속도센서,자이로센서, 팔의 움직임을 보조하기 위한 동력 수단인 모터, 스마트폰과;

[0028] 제어기인 MCU;로 구성되되,

[0029] 상기 MCU는 근전도센서, 가속도센서,자이로센서의 신호가 입력되는 입력부;

[0030] 모터를 구동하는 모터구동부;

[0031] 스마트폰과 무선통신을 하는 송신부, 수신부;

[0032] 저장부;

[0033] 및 제어부;로 이루어지는 것을 특징으로 한다.

[0034] 또한, 상기 근전도센서를 통해 팔의 근력이 들어갔는지, 가속도 자이로를 통해 팔의 움직임이 측정되는 것을 특

징으로 한다.

[0035] 또한, 상기 모터는 기준 자세와 비교하여 팔의 움직임이 적을 때 이두쪽에 부착되어 있는 모터가 움직여 팔목과 연결된 줄을 감아 팔을 들어 올려주어 팔의 움직임을 보조하기 위한 동력 수단으로 DC모터인 것을 특징으로 한다.

[0037] 본발명을 첨부도면에 의해 상세히 설명하면 다음과 같다.

[0038] 본발명의 시스템 구성도에 대해 설명하면, 본 발명에서는 근전도 및 가속도·자이로 기반의 사용자 맞춤형 재활 모니터링 시스템을 구현하였다. 구현된 시스템은 측정된 근전도 데이터 및 가속도·자이로 데이터를 바탕으로 재활 운동 시 올바른 자세인지 실시간 모니터링이 가능하다. 재활 운동 자세의 데이터를 측정하기 위해 근전도 센서(PSL-iEMG2, PhysioLab Co.)와 가속도·자이로 센서(mpu-6050, OEM Co.)를 사용하여 운동 정보를 측정하였다. 근전도 센서를 사용하여 실시간으로 근전도를 측정하여 근육의 변화량을 파악하고 자이로 가속도 센서를 사용하여 팔의 자이로 가속도 값을 측정하여 팔의 움직임을 파악하였다. 이때 mpu-6050 센서는 민감하여 주변의 작은 잡음에도 값의 변화가 매우 크게 발생한다. 이를 해결하기 위해 칼만 필터를 사용하여 가속도·자이로 데이터를 보정한다. 1회 자세 측정을 먼저 한 후에 완료될 경우 센서들의 작동을 중지시키며 추출한 데이터를 저장하여 이후 운동 중의 데이터와 실시간 비교를 하여 자세가 올바른지 판별을 하였다. 그리고 운동 중에 모터를 통해 팔의 움직임을 보조하였다. 도 1에서 시스템 구성도를 나타내었다.

[0039] 특히 본발명의 하드웨어 부에 대해 설명하면, 본발명에 사용되는 근전도(EMG, electromyography) 는 근육의 운동 수축으로 인해 발생하는 전류 및 안정 시의 이상 전류를 기록하는 것으로, 근육의 구조적 특이성이 아닌 근육의 기능적 이상 여부의 진단이 가능하다. 의학연구, 재활의학, 스포츠과학, 인간공학 등의 다양한 분야에서 널리 사용된다. 본 발명에서 사용한 센서는 근전도와 포락선을 측정 가능한 2채널 근전도 센서로 표면 전극법을 사용하고, 내장된 증폭기와 노치 필터를 통해 쉽고 안정성 있는 생체신호 계측이 가능하다. 본 발명에서는 근육의 가해진 힘 크기를 파악하기 위하여 사용되었다. 도 2에서 근전도 센서를 나타내었고 표 1에 PSL-iEMG2 센서 제원을 나타내었다.

표 1

[0040]

카테고리	성능
출력 신호	근전도, 근전도 포락선(2 채널)
전압입력범위	DC 4.5V~5.5V
소비 전류	50mA이하
증폭도	500(±2%이내)
노치 필터	60Hz, 50Hz 선택
하이 필터	10Hz
로우 필터	200Hz

[0041] 표 1. PSL-iEMG2 제원

[0042] 본발명에 사용되는 가속도·자이로 센서는 가속도 x, y, z 축과 자이로 x, y 축을 측정 가능한 센서이다. 6개의 측정 데이터는 I2C 통신을 이용하여 두 개의 핀으로 제어하기 때문에 계측과 데이터 활용이 매우 용이하다. 본 발명에서는 사용자의 운동 시 움직임을 확인하기 위하여 사용되었다. 도 3에서 가속도·자이로 센서를 나타내었고 표 2에 MPU-6050 센서 제원을 나타내었다.

표 2

[0043]

카테고리	성능
동작전압	3.3V~5V
통신 방식	I2C
최대 범위	±2000 d/s
최소 범위	±250 d/s
업데이트 속도	4~8000hz

[0044] 표 2. MPU-6050 센서 제원

[0045] 본발명의 블루투스통신에 대해 설명하면, HC-06 센서는 통신 거리가 짧고 (약 10미터), 저전력이지만 통신 속도가 느리다. 하지만 다루기 쉽고 가격이 싸서 아두이노에서 많이 쓰이는 모듈이다. 본 발명에서는 아두이노와 애플리케이션간의 데이터 통신을 위해 사용되었다. 그림 4에서 블루투스 센서를 나타내었고 표 3에 HC-06 센서 제원을 나타내었다.

표 3

[0046]

카테고리	성능
동작전압	3.3V~5V
통신 방식	serial
프로토콜	bluetooth2.0
운영주파수	2.4Ghz
전송속도	2.1Mbps

[0047] 표 3. HC-06 센서 제원

[0048] 또한 본발명은 DC모터를 적용하며, DC 모터란, 고정자로 영구자석을 사용하고, 회전자(전기자)로 코일을 사용하여 구성한 것으로, 전기자에 흐르는 전류의 방향을 전환함으로써 자력의 반발, 흡인력으로 회전력을 생성시키는 모터이다. 본 발명에서는 기준 자세와 비교하여 팔의 움직임이 적을 때 이두쪽에 부착되어 있는 모터가 움직여 팔목과 연결된 줄을 감아 팔을 들어 올려주어 팔의 움직임을 보조하기 위한 동력 수단으로 사용되었다. 도 5에서 DC모터를 나타내었다. 한편, 모터는 빠른 속도로 회전되므로 안전을 위해 감속기어들을 장착하고 상기 감속기어축에 줄을 연결한다. 감속기어는 모터속도를 늦추면서도 토크는 증대시키는 장점이 있다. 그리고 모터부위에는 토크센서 내지 장력센서가 설치되어, 팔에 가해지는 장력을 제어부는 센서신호를 입력받아 저장하여 데이터로 활용한다. 이때 장력이 설정치를 초과하면, 제어부는 모터가동을 정지시킨다. 그리고 안전을 위해 팔목이 운동시작전 수평상태, 즉 이두에 벨트등 결합수단에 의해 부착된 모터와 직선상태일 경우에는 줄을 당기면 위험하므로 팔목과 모터와의 줄의 길이가 일정길이가 되는 길이에서, 곧 팔목이 수평에서 5° 이상 상부로 어느정도 움직인 상태에서 모터가 작동되게 제어부는 모터를 동작시킨다.

[0050] 특히 본발명의 소프트웨어 부에 대해 설명하면, 먼저 시스템 알고리즘으로서, 환자 개개인마다 신체조건이 다르기 때문에 그 환자에게 맞는 기준을 정해야 보다 정확한 재활 운동을 할 수 있기에 재활 운동을 시작하기 전 최초 1회 자세 측정을 하여 측정할 때 칼만 데이터로 팔을 한번 위아래 움직인 것을 파악하여 파악한 시간 안에 근전도 데이터와 칼만 데이터의 최고점과 최저점을 추출하여 저장 후 기준점으로 설정한다. 이때 진행하는 1회 운동은 재활 운동 센터나 전문 치료사에게 배운 올바른 운동법으로 정확하게 1회 실시한다. 재활 운동 시 실시간으로 근전도 데이터와 칼만 데이터를 측정하여 측정된 근전도 데이터와 칼만 데이터의 최저점, 최고점을 미리 측정된 1회 운동 데이터와 비교를 하여 실시간 데이터의 최고점과 최저점이 모두 근사치에 도달했는지 판별을 통해 재활 운동의 정확도를 판별한다. 이때 근사치에 도달하지 않았을 경우 근전도 데이터와 가속도·자이로 데이터 중 어떤 데이터가 도달하지 않았는지 판별하여 부족한 부분을 알려주도록 하였고, 총 운동 횟수와 올바른 운동 횟수를 알려주도록 한다. 만약 자세 불량이 연속으로 측정이 될 경우 모터를 통해 움직임을 보조해준다. 도 6에서 운동 자세 측정 알고리즘을 나타내었고, 도 7에서 모니터링 알고리즘을 나타내었다.

[0051] 그러므로 위치 데이터 계측 및 처리과정에 대해 설명하면, 가속도·자이로 센서에서 측정한 가속도 값과 자이로 값을 통하여 팔의 움직임을 측정하고자 하였으나 작은 흔들림에도 값이 크게 흔들리기 때문에 칼만 필터를 적용시켜서 보정된 값을 구하였다. 칼만 필터를 통과한 데이터를 통해 팔의 위치를 계산하여 실시간으로 팔의 움직임을 인식했다. 칼만 필터는 잡음이 포함되어 있는 측정치를 바탕으로 선형 역학계의 상태를 추정하는 재귀 필터로, 알고리즘은 예측과 업데이트 두 단계로 이루어진다. 예측 단계에서는 현재 상태의 변수의 값과 정확도를 예측한다. 현재 상태 변수의 값이 실제로 측정된 이후, 업데이트 단계에서는 이전의 추정한 상태 변수를 기반으로 예측한 측정치와 실제 측정치의 차이를 반영해 현재의 상태 변수를 업데이트한다. 적용시킨 결과 데이터의 흔들림이 사라져 보다 정확한 위치 데이터를 얻을 수 있었다.[9,10] 그림 8에서 칼만 필터의 알고리즘을 나타내었고 도 9는 칼만 필터 적용에 따른 가속도 신호를 나타내었다.

[0052] 그리고 본발명의 시스템의 정확도를 실험하기 위하여 정상 데이터와 비정상 데이터간의 실험 데이터 비교가 필

요하다. 하지만 데이터 간의 크기가 달라 비교가 어려움이 있어 데이터 간의 원활한 비교를 위해 데이터 정규화를 수행하였다. 정규화는 최소-최대 정규화를 사용하여 모든 데이터의 최소값과 최대값의 범위를 0에서 1 사이의 값으로 변환하여 크기가 다른 데이터 간의 비교를 원활하게 하였다. 도 10에서 정규화 그래프를 나타내었다.

[0053] 본발명의 모니터링 부에 대해 설명하면, 본 발명에서는 사용자에게 운동 결과를 시각적으로 보다 쉽게 알려주기 위해 애플리케이션을 개발하였다. 애플리케이션의 기능은 실시간 근전도 그래프, 총 운동 횟수 및 올바른 운동 횟수 그리고 잘못된 운동들의 횟수들을 볼 수 있다. 블루투스를 이용해 아두이노와 실시간 통신하여 데이터를 받아와 사용자에게 보여줄 수 있게 제작하였다. 도 11에서 애플리케이션의 모습을 나타내었다.

[0054] 본발명의 실험 및 결과에 대해 설명하면 다음과 같다. 본발명에서는 근전도 및 가속도·자이로 기반의 사용자 맞춤형 팔 재활 모니터링 시스템을 구현하였다. 구현된 시스템은 가속도·자이로 센서, 근전도 센서를 기반으로 측정된 생체신호들을 바탕으로 재활 운동 시 올바른 자세인지 모니터링이 가능하고 모터를 통해 움직임을 보조해준다. 도 12에서 현재 구현된 시스템을 나타내었다.

[0055] 구현된 시스템의 실험을 위해 1회 운동 자세 측정을 실행한 후 운동을 실시하였다. 먼저 1회 운동 자세 측정을 실시한 결과 운동 시 칼만 데이터의 값의 흔들림이 거의 없는 것으로 확인되었고 임계값으로 최고점과 최저점의 칼만 데이터가 저장되었고 근전도의 최고점이 저장되었다. 그리고 임계값이 저장되는 순간 1회 운동 자세 측정이 종료되었다. 그림 13에서 운동 자세 측정 시 칼만 데이터를, 도 14에서 실험 사진을 나타내었다.

[0056] 운동을 시작하였을 때 실시간으로 측정되는 것을 확인할 수 있었으며 팔 움직임의 방향이 바뀌었을 때 근전도의 최고점, 칼만 데이터의 최저점과 최고점이 측정이 되었다. 그리고 최고점에 도달하였을 때 임계값과의 비교를 통해 카운트가 실행되었으며 근전도의 데이터가 임계값에 도달하지 못하였을 경우 근력 불량 횟수에, 칼만 데이터가 임계값에 도달하지 못하였을 경우 자세 불량 횟수에 카운트되었다. 도 15에서 운동 횟수 카운트를 나타내었다.

[0057] 그러므로 본발명에 의한 근전도 및 칼만 데이터 기반 재활 운동 정확성 평가를 기재하면 다음과 같다.

[0058] 재활 운동이 정확히 수행되고 있는지 판단하기 위하여 기준점으로 정해진 데이터에 근전도 및 칼만 데이터의 임계값 도달 유무를 통해 판단하였다. 이때 임계값은 자세 측정 시 측정된 근전도 및 칼만 데이터의 최고점과 최저점를 기준으로 한다. 데이터는 근전도와 칼만 데이터가 임계값에 모두 도달할 경우 정상 자세(A), 근전도가 미도달일 경우 근력 부족(B), 칼만 데이터가 미도달일 경우 자세 불량(C), 둘 다 도달하지 못하였을 경우 전체 불량(D)으로 판별하였다. 이를 표 4에 나타내었다. 실험 진행 결과 자세 불량과 전체 불량에서는 근전도의 진폭이 비교적 낮게 측정되었고 근력 부족과 전체 불량에서는 데이터 그래프의 높이가 비교적 낮게 측정되었다. 도 16에서는 근전도 및 칼만 데이터 기반의 재활 운동 정확성 평가를 나타내었다.

표 4

[0059]

(A) 정상 자세	근전도 및 자이로 데이터 임계값
(B) 근력 부족	근전도 데이터 임계값 미도달
(C) 자세 불량	자이로 데이터 임계값 미도달
(D) 모두 불량	근전도 및 자이로 데이터 임계값 미도달

[0060] 표 4. 각 상황별 경우

[0061] 그러므로 본발명의 구현된 시스템 성능 평가(다수의 피실험자를 대상으로)를 진행하였고, 성능 평가는 5명을 대상으로 진행하였으며 올바른 운동, 근력 부족, 자세 불량을 각 50회씩 실시하여 정확도를 검증하였다. 성능 평가 결과 휴식상태에는 100%, 잘못된 근력 운동은 97.2%, 잘못된 움직임은 95.6%, 올바른 운동의 정확도는 96.8%로 총 97.4%의 정확도를 확인하였다. 또한, 근전도 그래프가 올라갈 때 자이로 값도 함께 측정되었지만 잘못된 운동을 했을 때는 근전도 그래프 또는 자이로 그래프의 변동이 없거나 미미한 것을 확인하였다. 일부 오차는 피실험자의 신체조건 차이에 의해 발생한 것으로 사료된다. 표 5에 시스템 성능 평가 결과를 나타내었다.

표 5

[0062]

Sub.	A	B	C	D
1	50	48	47	48
2	50	49	48	49
3	50	49	48	48

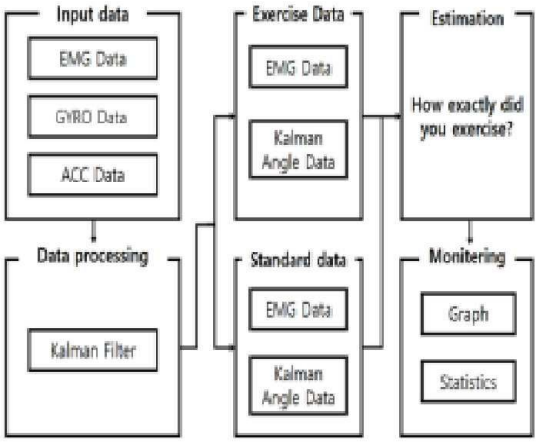
4	50	50	47	47
5	50	47	49	50
Avg.	100	97.20	95.60	96.80
	97.40			

[0063] 표 5. 실험 데이터

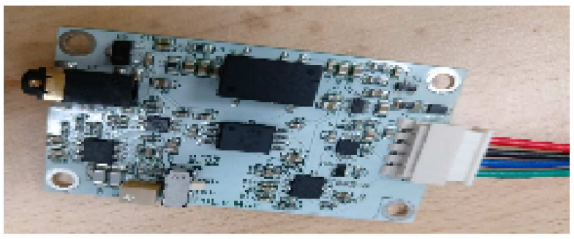
[0064] 따라서 본 발명에서는 근전도 및 가속도 기반의 사용자 맞춤형 재활 모니터링 시스템을 구현하였다. 구현된 시스템은 근전도 및 가속도·자이로 센서를 사용하여 근육 활동, 신체의 움직임 및 자세 정보를 수집하여 올바른 자세에 대해 피드백 및 모니터링 가능하였으며 팔 재활 운동을 돕기 위하여 모터를 달아 팔의 운동을 보조하였다. 실험결과 근전도를 통해 팔의 근력이 들어갔는지, 가속도 자이로를 통해 팔의 움직임이 측정 가능했다. 전체 시스템의 정확도는 97.4%를 기록하였고 모터를 통하여 팔이 움직임 보조함으로써 재활 운동의 효율성을 높였다. 이는 팔뿐만 아니라 다양한 위치의 재활 운동 자세 모니터링 시스템에 대해서도 가능하다.

도면

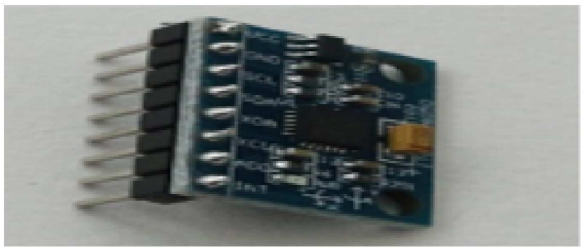
도면1



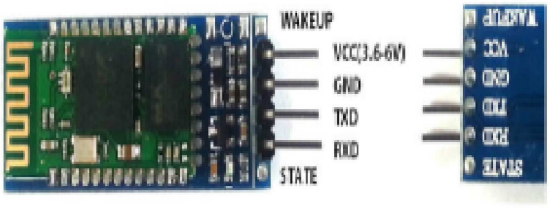
도면2



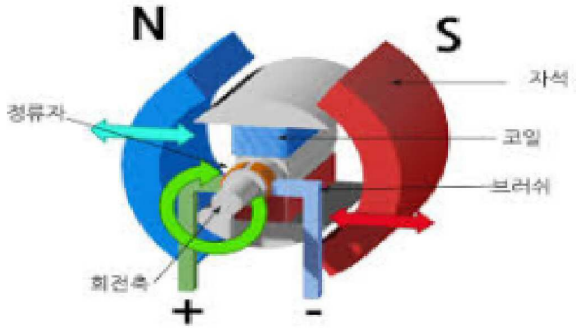
도면3



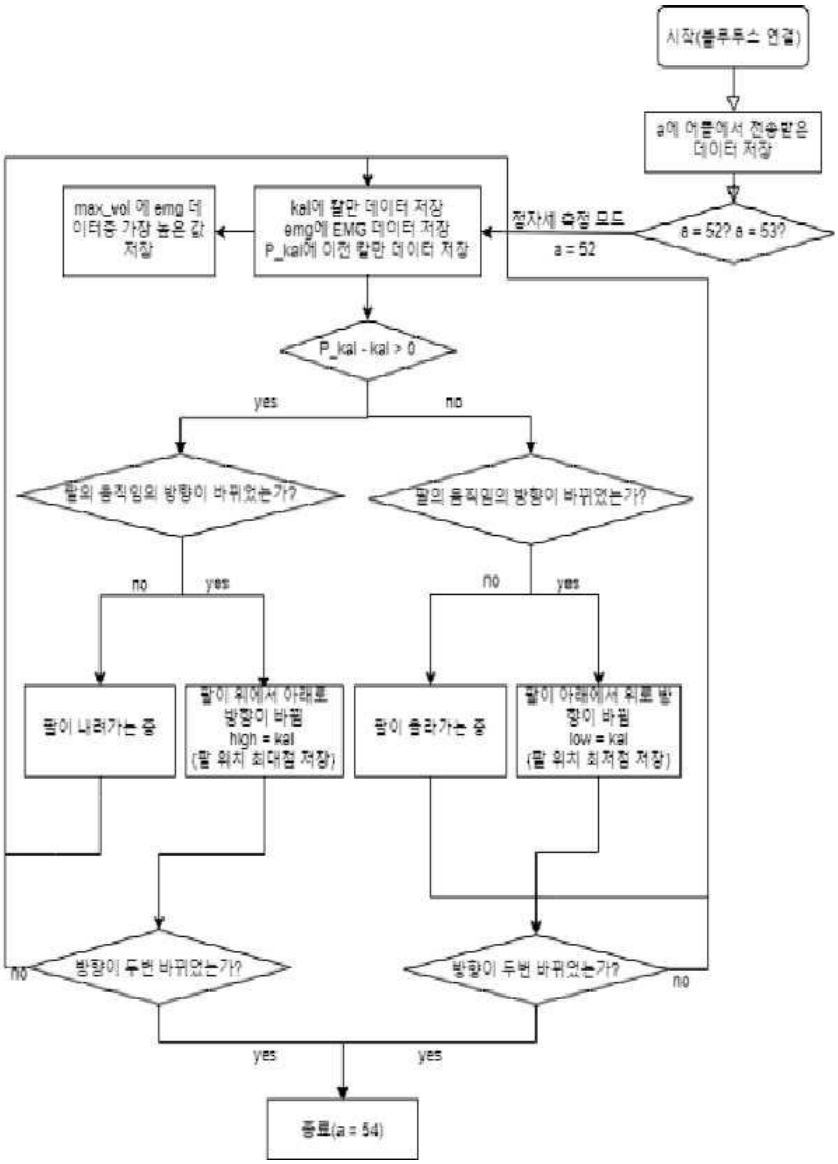
도면4



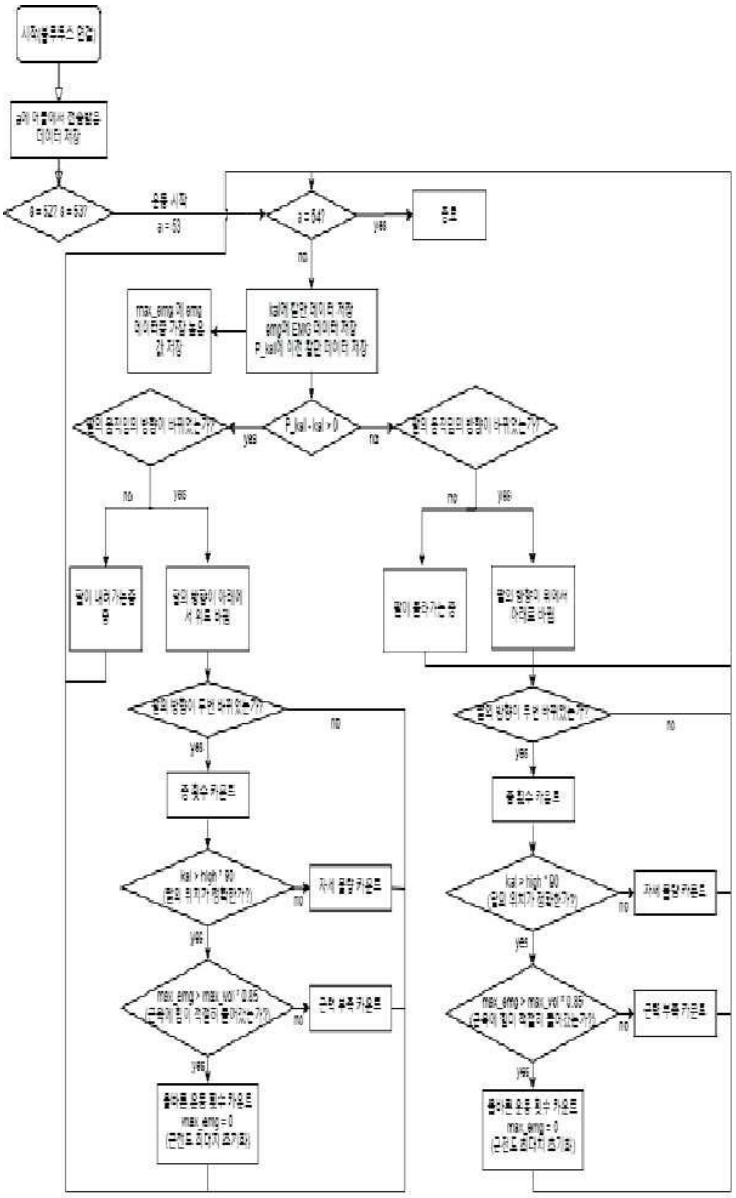
도면5



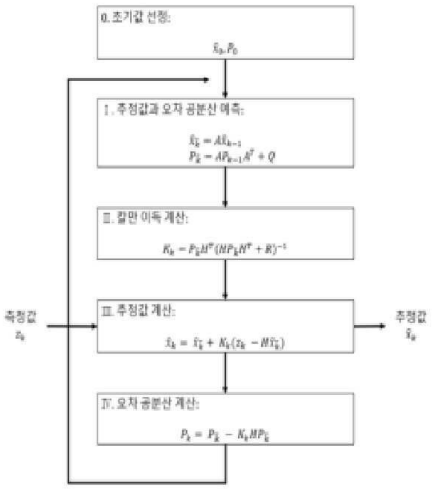
도면6


시작(블루투스 연결)
a에 어플에서 전송받은 데이터 저장
a = 52? a = 53?
정자세 측정 모드
a = 52
kal에 칼만 데이터 저장
emg에 EMG 데이터 저장
P_kal에 이전 칼만 데이터 저장
max_vol 에 emg 데이터중 가장 높은 값 저장
P_kal - kal > 0
yes
no
팔의 움직임의 방향이 바뀌었는가?
팔의 움직임의 방향이 바뀌었는가?
no
yes
no
yes
팔이 내려가는 중
팔이 최대에서 아래로 방향이 바뀜
high = kal
(팔 위치 최대점 저장)
팔이 올라가는 중
팔이 아래에서 위로 방향이 바뀜
low = kal
(팔 위치 최저점 저장)
방향이 두번 바뀌었는가?
방향이 두번 바뀌었는가?
no
no
yes
yes
종료(a = 54)

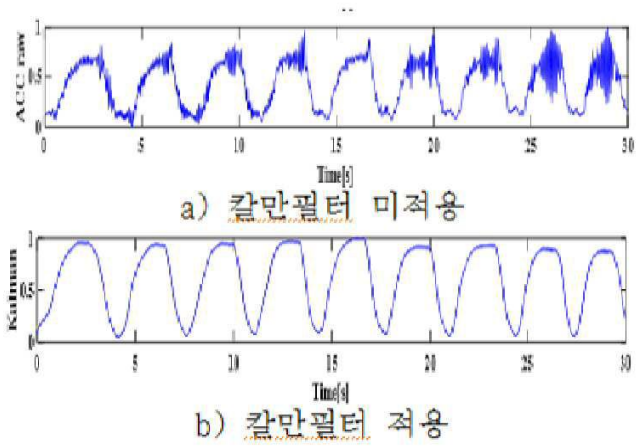
도면7



도면8


0. 초기값 선정:
$\hat{x}_0, P_0$
1. 추정값과 오차 공분산 예측:
$\hat{x}_k^- = A\hat{x}_{k-1}$
$P_k^- = AP_{k-1}A^T + Q$
II. 칼만 이득 계산:
$K_k = P_k^- H^T (HP_k^- H^T + R)^{-1}$
III. 추정값 계산:
$\hat{x}_k = \hat{x}_k^- + K_k(z_k - H\hat{x}_k^-)$
IV. 오차 공분산 계산:
$P_k = P_k^- - K_k H P_k^-$
측정값 z_k
추정값 $\hat{x}_k$

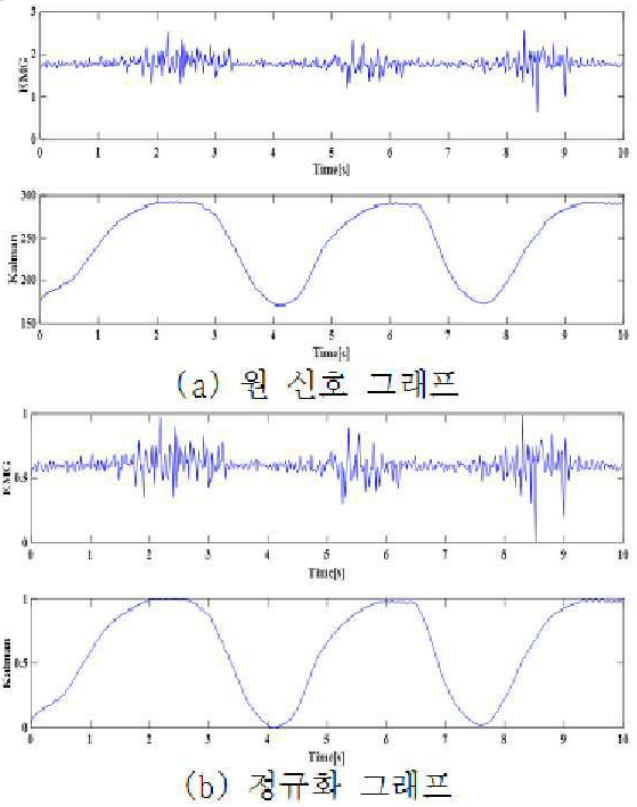
도면9



a) 칼만필터 미적용

b) 칼만필터 적용

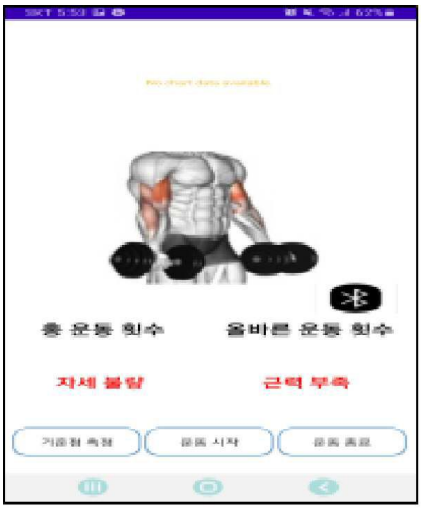
도면10



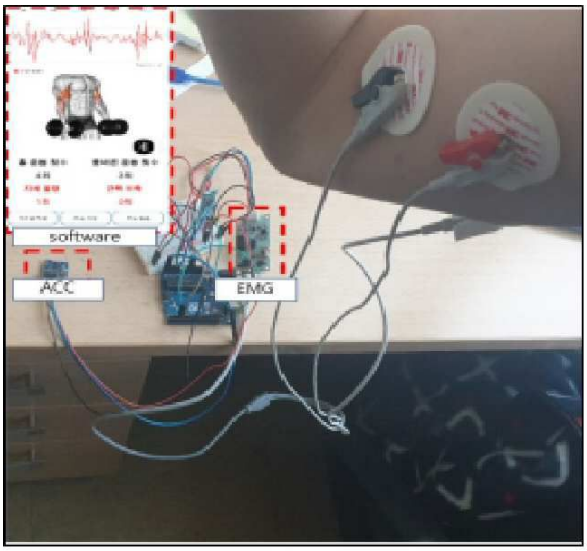
(a) 원 신호 그래프

(b) 정규화 그래프

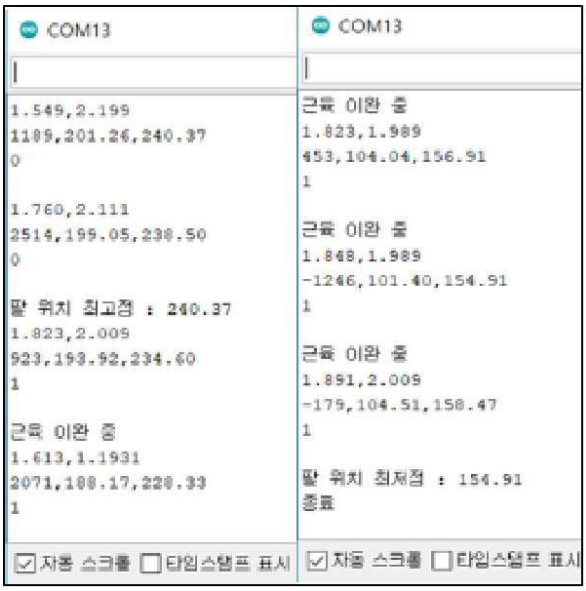
도면11



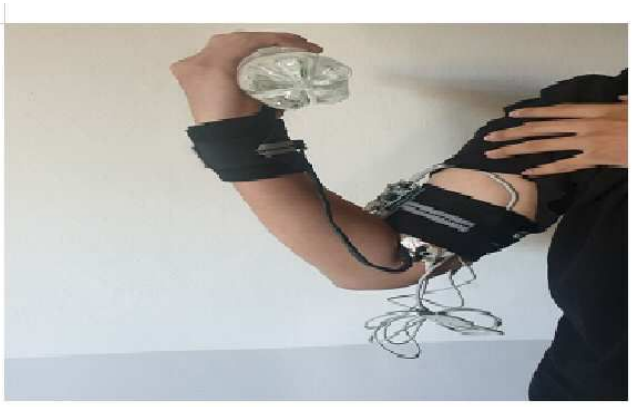
도면12

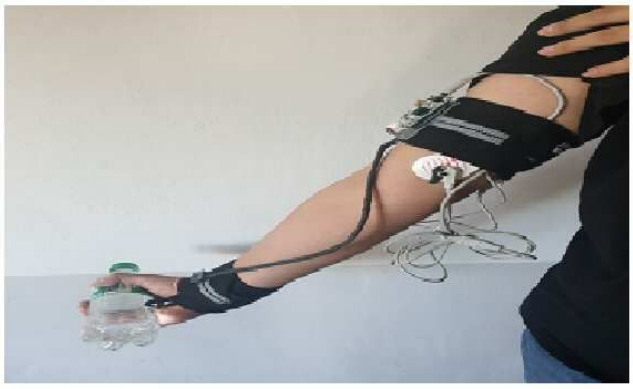


도면13


COM13
1.549,2.199
1189,201.26,240.37
0
1.760,2.111
2514,199.05,238.50
0
팔 위치 최고점 : 240.37
1.823,2.009
923,193.92,234.60
1
근육 이완 중
1.613,1.1931
2071,188.17,220.33
1
자동 스크롤
타임스탬프 표시
COM13
근육 이완 중
1.823,1.989
453,104.04,156.91
1
근육 이완 중
1.848,1.989
-1246,101.40,154.91
1
근육 이완 중
1.891,2.009
-179,104.51,158.47
1
팔 위치 최저점 : 154.91
종료
자동 스크롤
타임스탬프 표시

도면14

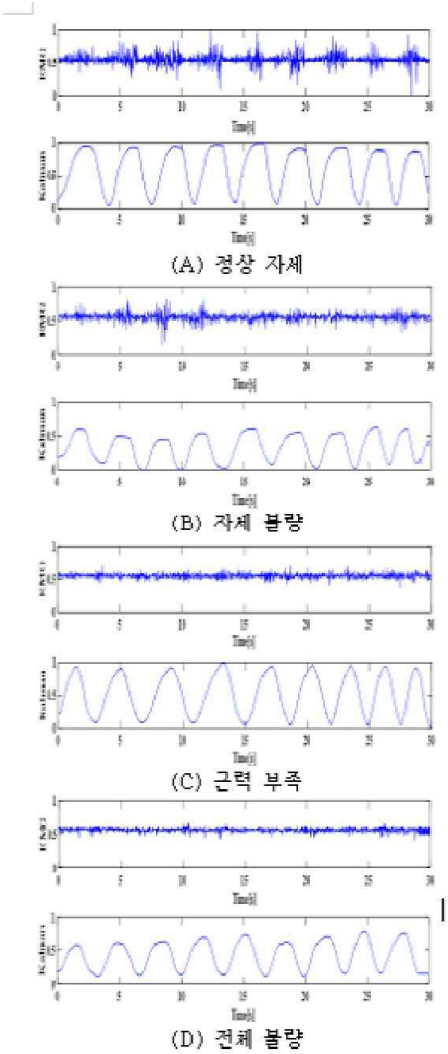




도면15


COM7
1.848,1.989
-1246,101.40,154.91
1
1.891,2.009
-179,104.51,158.47
1
측정 기준 근전도 수치2.058
정확한 자세 횟수 : 7
총 운동 횟수 : 12
자세 불량 횟수 : 2
근력 불량 횟수 : 4
자동 스크롤
타임스탬프 표시

도면16


(A) 정상 자세
(B) 자세 불량
(C) 근력 부족
(D) 전체 불량