



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2022-0131841
(43) 공개일자 2022년09월29일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/397 (2021.01) A61B 5/00 (2021.01)
(52) CPC특허분류
A61B 5/397 (2021.01)
A61B 5/4519 (2021.01)
(21) 출원번호 10-2022-0034116
(22) 출원일자 2022년03월18일
심사청구일자 2022년03월18일
(30) 우선권주장
1020210036849 2021년03월22일 대한민국(KR)

(71) 출원인
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
(72) 발명자
김병조
서울특별시 서초구 잠원로14길 23, 208동 1402호 (잠원동, 롯데캐슬갤럭시)
백설희
서울특별시 중랑구 신내로19길 42, 616동 502호(신내동, 신내6단지신내아파트)
성주혜
서울특별시 종로구 동망산길 47, 106동 402호(송인동, 종로센트레빌)
(74) 대리인
특허법인태백

전체 청구항 수 : 총 5 항

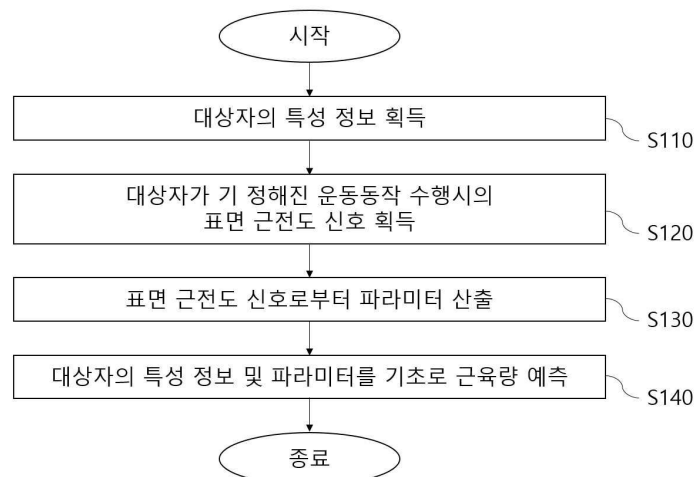
(54) 발명의 명칭 표면 근전도 지표를 이용한 근육량 예측 방법

(57) 요약

본 발명의 일 실시예에 따른 표면 근전도 지표를 이용한 근육량 예측 방법은, 대상자의 특성 정보를 획득하는 단계; 상기 대상자가 기 정해진 운동동작 수행시의 표면 근전도 신호를 획득하는 단계; 상기 표면 근전도 신호로부터 파라미터를 산출하는 단계; 및 상기 특성 정보 및 상기 파라미터를 기초로 대상자의 근육량을 예측하는 단계를 포함할 수 있다.

본 발명의 일 실시예에 따르면, 근감소증의 주요 지표인 근육량을 보다 간단하고 효과적으로 모니터링할 수 있다. 또한, 상술한 바와 같은 본 발명은 특정 근육에 국한되지 않고 대상자의 운동시에 해당 근육에서 가장 쉽게 측정할 수 있는 표면 근전도 신호를 이용해서 근육량을 예측할 수 있다는 점, 표면 근전도 신호는 스포츠용 스마트 웨어러블 장치 등을 통해 용이하게 측정할 수 있는 생체신호라는 점 등에서 널리 활용될 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61B 5/7275 (2013.01)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호	1415175287
과제번호	20008842
부처명	산업통상자원부
과제관리(전문)기관명	한국산업기술평가관리원
연구사업명	지식서비스산업기술개발(R&D)
연구과제명	중장년층의 근감소증 예방을 위한 개인 맞춤형 운동 디바이스 및 서비스 개발
기 여 율	1/1
과제수행기관명	(주)인포마크
연구기간	2021.01.01 ~ 2021.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

대상자의 특성 정보를 획득하는 단계;

상기 대상자가 기 정해진 운동동작 수행시의 표면 근전도 신호를 획득하는 단계;

상기 표면 근전도 신호로부터 파라미터를 산출하는 단계; 및

상기 특성 정보 및 상기 파라미터를 기초로 대상자의 근육량을 예측하는 단계를 포함하는 표면 근전도 지표를 이용한 근육량 예측 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 대상자의 특성 정보는 대상자의 성별, 키 및 체중 정보를 포함하는 표면 근전도 지표를 이용한 근육량 예측 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 표면 근전도 신호를 획득하는 단계는,

대상자가 팔꿈치 굽힘(elbow flexion, EF), 팔꿈치 신전(elbow extension, EE), 무릎 굽힘(knee flexion, KF) 및 무릎 신전(knee extension, KE)를 포함하는 등척성 운동을 수행하는 동안 상완이두근(biceps brachii, BB), 상완삼두근(triceps brachii, TB), 대퇴이두근(biceps femoris, BF) 및 대퇴직근(rectus femoris, RF)에 각각 부착된 복수의 표면 근전도 전극으로부터 표면 근전도 신호를 획득하는 표면 근전도 지표를 이용한 근육량 예측 방법.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 표면 근전도 신호로부터 파라미터를 산출하는 단계는,

각 근육에 대해 획득한 복수의 표면 근전도 신호에 대한 전처리를 거친 후 제곱평균제곱근(RMS)의 평균값, 최대값 및 비율을 산출하는 표면 근전도 지표를 이용한 근육량 예측 방법.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 대상자의 근육량을 예측하는 단계는,

하기의 수학적식

$$ASM = -26.040 + 20.345 * Height + 0.178 * weight - 2.065 * (if, female)$$

$$+ 0.327 * RatioRMS(KF) + 0.965 * MeanRMS(EE)$$

에 따라 상기 대상자의 근육량을 예측하며, ASM(Appendicular skeletal muscle mass)은 근육량에 대한 기준값, Height는 대상자의 키, weight는 대상자의 체중, if, female은 성별이 여성인 경우, RatioRMS(KF)는 MeanRMS(KF)를 KF 동안 RF에서 획득한 RMS 평균값으로 나눈 비율, MeanRMS(KF)는 KF 동안 BF에서 획득한 RMS

평균값, MeanRMS(EE)는 EE 동안 TB에서 획득한 RMS 평균값인 표면 근전도 지표를 이용한 근육량 예측 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 출원은 표면 근전도 지표를 이용한 근육량 예측 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 근감소증(Sarcopenia)은 일반적으로 중년부터 시작되는 노화 관련 진행성 골격근 질환으로, 최근 급속한 인구 고령화와 함께 증가하고 있다.

[0003] AWGS(Asian Working Group for Sarcopenia)에서 제안한 진단 기준에 따르면, 근감소증을 진단하기 위해서는 "근육량을 키의 제곱으로 나눈 값(Appendicular muscle mass/height²)"이 정상 임계값보다 낮은 것을 전제로 한다. 따라서, 근육량은 근감소증 진단을 위해 필수적인 지표이다.

[0004] 근육량을 측정하기 위한 종래의 방법으로, 이중에너지 방사선 흡수 계측법 (Dual-energy X-ray absorptiometry, DEXA), MRI, CT, 혹은 생체전기저항분석기 (Bioelectrical Impedance Analysis, BIA) 등이 있다. 그러나, 이러한 종래의 방법들은 모두 근육량 측정을 위해 고가의 장비와 특수 설비를 필요로 한다.

[0005] 따라서, 근감소증이 의심되는 환자를 선별하고 모니터링 하는데 어려움이 있는 실정이다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 따라서, 당해 기술분야에서는 근감소증의 주요 지표인 근육량을 보다 간단하고 효과적으로 모니터링하기 위한 방안이 요구되고 있다.

과제의 해결 수단

[0007] 상기 과제를 해결하기 위해서, 본 발명의 일 실시예는 표면 근전도 지표를 이용한 근육량 예측 방법을 제공한다.

[0008] 상기 표면 근전도 지표를 이용한 근육량 예측 방법은, 대상자의 특성 정보를 획득하는 단계; 상기 대상자가 기 정해진 운동동작 수행시의 표면 근전도 신호를 획득하는 단계; 상기 표면 근전도 신호로부터 파라미터를 산출하는 단계; 및 상기 특성 정보 및 상기 파라미터를 기초로 대상자의 근육량을 예측하는 단계를 포함할 수 있다.

[0009] 덧붙여 상기한 과제의 해결수단은, 본 발명의 특징을 모두 열거한 것이 아니다. 본 발명의 다양한 특징과 그에 따른 장점과 효과는 아래의 구체적인 실시형태를 참조하여 보다 상세하게 이해될 수 있을 것이다.

발명의 효과

[0010] 본 발명의 일 실시예에 따르면, 근감소증의 주요 지표인 근육량을 보다 간단하고 효과적으로 모니터링할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0011] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 표면 근전도 지표를 이용한 근육량 예측 방법의 흐름도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따라 표면 근전도 전극이 대상자에 부착된 예를 도시하는 도면이다.

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따라 대상자의 4개의 근육의 두께를 측정한 예를 도시하는 도면이다.

도 4는 BIA에 의해 획득한 ASM과 본 발명의 실시예에 따라 예측된 ASM 사이의 상관 관계를 도시하는 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0012] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자가 본 발명을 용이하게 실시할 수 있도록 바람직한 실시예를 상세히 설명한다. 다만, 본 발명의 바람직한 실시예를 상세하게 설명함에 있

어, 관련된 공지 기능 또는 구성에 대한 구체적인 설명이 본 발명의 요지를 불필요하게 흐릴 수 있다고 판단되는 경우에는 그 상세한 설명을 생략한다. 또한, 유사한 기능 및 작용을 하는 부분에 대해서는 도면 전체에 걸쳐 동일한 부호를 사용한다.

- [0013] 덧붙여, 명세서 전체에서, 어떤 부분이 다른 부분과 '연결'되어 있다고 할 때, 이는 '직접적으로 연결'되어 있는 경우뿐만 아니라, 그 중간에 다른 소자를 사이에 두고 '간접적으로 연결'되어 있는 경우도 포함한다. 또한, 어떤 구성요소를 '포함'한다는 것은, 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있다는 것을 의미한다.
- [0014] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 표면 근전도 지표를 이용한 근육량 예측 방법의 흐름도이다.
- [0015] 도 1을 참조하면, 본 발명의 일 실시예에 따른 표면 근전도 지표를 이용한 근육량 예측 방법은, 대상자의 특성 정보를 획득하는 단계(S110), 대상자가 기 정해진 운동동작 수행시의 표면 근전도 신호를 획득하는 단계(S120), 표면 근전도 신호로부터 파라미터를 산출하는 단계(S130) 및 대상자의 특성 정보 및 파라미터를 기초로 대상자의 근육량을 예측하는 단계(S140)를 포함하여 구성될 수 있다.
- [0016] 대상자의 특성 정보를 획득하는 단계(S110)에서는, 근육량을 예측하고자 하는 대상자의 특성 정보를 획득하며, 특성 정보는 대상자의 성별, 키 및 체중 정보를 포함할 수 있다. 일 예로, 대상자의 특성 정보는 대상자가 소지하는 사용자 단말 등을 통해 입력될 수 있다.
- [0017] 표면 근전도 신호를 획득하는 단계(S120)에서는, 표면 근전도 신호는 대상자의 측정 대상 근육 부위에 부착된 표면 근전도 전극을 통해 측정될 수 있다. 일 예로, 표면 근전도 신호는 내부에 표면 근전도 전극이 삽입되며, 대상자의 팔 또는 다리에 착용되는 웨어러블 장치 등을 통해 측정될 수 있다.
- [0018] 일 실시예에 따르면, 각 대상자가 팔꿈치 굽힘(elbow flexion, EF), 팔꿈치 신전(elbow extension, EE), 무릎 굽힘(knee flexion, KF), 무릎 신전(knee extension, KE)를 포함하는 등척성 운동을 수행하는 동안 상완이두근(biceps brachii, BB), 상완삼두근(triceps brachii, TB), 대퇴이두근(biceps femoris, BF) 및 대퇴직근(rectus femoris, RF)에 각각 부착된 복수의 표면 근전도 전극으로부터 표면 근전도 신호를 획득할 수 있다. 이 경우 등척성 운동을 수행하면서 최대 수의 수축(maximal voluntary contraction, MVC) 강도를 측정할 수 있으며, MVC 강도는 EF, EE, KF 및 KE의 등척성 운동 수행 중에 상용의 동력계에 의해 측정될 수 있다. 또한, EF 및 EE 동안 대상자는 검사 침대에서 양와위 위치(supine position)에 있고, 팔꿈치 관절은 90도 각도로 구부러진 상태에서 상완은 침대와 접촉한 상태로 유지될 수 있다. KF 및 KE 동안 대상자는 엎드린 자세를 취하고, 무릎 관절은 90도 각도로 굽혀지고 허벅지는 침대와 접촉한 상태로 유지될 수 있다. 각각의 등척성 운동은 1회에 기 설정된 시간(예를 들어, 수초) 동안 수행될 수 있으며, 각각의 등척성 운동은 복수 회(예를 들어, 3회 이상)에 걸쳐 반복 수행되고 그 중 최대값이 MVC 강도(즉, MVCstrength(EF), MVCstrength(EE), MVCstrength(KF) 및 MVCstrength(KE))로 사용될 수 있다.
- [0019] 한편, 대상자가 MVC 운동 중에 상용의 EMG 시스템(예를 들어, Synergy; Nicolet Biomedical, Madison, WI, USA) 등에 의해 표면 근전도 신호를 측정할 수 있다.
- [0020] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따라 표면 근전도 전극이 대상자에 부착된 예를 도시하는 도면으로, 표면 근전도 전극은 (a) 및 (b)에 도시된 바와 같이 우세측 상완의 5개의 기 설정된 위치(#1, #2, #3, #4, #5)와 (c) 및 (d)에 도시된 바와 같이 우세측 허벅지의 6개의 기 설정된 위치(#1, #2, #3, #4, #5, #6)에 부착될 수 있다. 필요에 따라, 각 근육이 최대 근육 부피에 있는 지점을 초음파 촬영으로 식별하고 식별된 지점에 전극 배치 위치가 표시되며, 표시에 따라 표면 근전도 전극이 배치될 수 있다.
- [0021] 구체적으로, 상완에 있는 5개의 전극 중 3개(#1, #2, #3)는 상완이두근 근육배(musle belly)에 위치하고, 이 중 가운데 전극(#2)은 전극간 거리 없이 외측(#1) 및 내측(#3)에 위치한 두 전극 사이의 표시 지점에 위치할 수 있다(도 2의(a)). 또한, 다른 2개(#4 및 #5)는 전극간 거리 없이 상완삼두근 근육 배의 외측 헤드(lateral head)에서 표시 지점과 그 옆에 위치할 수 있다(도 2의(b)).
- [0022] 또한, 허벅지에 있는 6개의 전극 중 3개(#1, #2, #3)는 대퇴직근 근육 배에 위치하고, 이 중 가운데 전극(#2)은 10mm의 전극간 거리를 두고 외측(#1) 및 내측(#3)에 위치한 두 전극 사이의 표시 지점에 위치할 수 있다(도 2의(c)). 또한, 다른 3개(#4, #5, #6)는 대퇴이두근 근육 배에 위치하고, 중간 전극(#5)은 10mm의 전극간 거리를 두고 내측(#4) 및 외측(#6)에 위치한 두 전극 사이의 표시 지점에 위치할 수 있다(도 2의(d)).
- [0023] 또한, 기준 전극은 EF 및 EE 동안 상완골의 외측 상과에 위치하고, KF 및 KE 동안 슬개골의 외측 돌출부에 위치

할 수 있다.

- [0024] 상술한 바와 같이 부착된 표면 근전도 전극으로부터 표면 근전도 신호, 즉 활동 단위 전위의 제곱평균제곱근(RMS)을 획득할 수 있다.
- [0025] 표면 근전도 신호로부터 파라미터를 산출하는 단계(S130)에서는, 각 근육에 대해 획득한 복수의 표면 근전도 신호에 대한 전처리를 거친 후 RMS의 평균값, 최대값 및 비율을 산출할 수 있다.
- [0026] 일 실시예에 따르면, 표면 근전도 신호는 전처리를 통해 48kHz의 샘플링 주파수로 처리되고, 공통 모드 제거 비율이 110dB min인 차동 증폭기에 의해 증폭되고, 100~500Hz에서 대역 통과 필터링될 수 있다.
- [0027] 이후, EF 동안 BB에 부착된 3 개의 전극(#1, #2, #3)에서, EE 동안 TB에 부착된 2 개의 전극(#4, #5)에서, KE 동안 RF에 부착된 3 개의 전극(#1, #2, #3)에서, 그리고 KF 동안 BF에 부착된 3 개의 전극(#4, #5, #6)에서 각각 RMS의 평균값과 최대값을 산출할 수 있다(MeanRMS(EF), MaxRMS(EF); MeanRMS(EE), MaxRMS(EE); MeanRMS(KE), MaxRMS(KE); MeanRMS(KF), MaxRMS(KF)).
- [0028] 더 나아가, MeanRMS(EF)를 EF 동안 2 개의 전극(#4, #5)의 RMS 평균값으로 나눈 비율, MeanRMS(EE)를 EE 동안 3 개의 전극(#1, #2, #3)의 RMS 평균값으로 나눈 비율, MeanRMS(KE)를 KE 동안 3 개의 전극(#4, #5, #6)의 RMS 평균값으로 나눈 비율, 그리고 MeanRMS(KF)를 KF 동안 3 개의 전극(#1, #2, #3)의 RMS 평균값으로 나눈 비율을 각각 산출할 수 있다(RatioRMS(EF), RatioRMS(EE), RatioRMS(KE), RatioRMS(KF)).
- [0029] 대상자의 근육량을 예측하는 단계(S140)에서는, S110 단계에서 획득한 대상자의 특성 정보와 S130 단계에서 산출한 파라미터를 기초로 후술하는 수학적 식 1에 따라 대상자의 근육량을 예측할 수 있다.
- [0030] 이와 같이 대상자의 근육량을 예측하는 수학적 식 1은 후술하는 바와 같은 분석방법에 의해 도출될 수 있다.
- [0031] 우선, 본 발명의 실시예에서는 총 212명의 정상적인 근력을 보인 건강한 대상자(남성 91명, 여성 121명)를 모집하고, 각 대상자에 대해 상술한 바에 따라 표면 근전도 신호(sEMG)를 획득하였다.
- [0032] 또한, 각 대상자에 대해 생체 임피던스 분석(Bio-impedance analysis, BIA)을 수행하여 SLM(Segmental Lean Mass), SFM(Segmental Fat Mass) 및 ASM(Appendicular skeletal muscle mass)을 획득하고, 이 중 ASM을 근육량에 대한 기준 값으로 사용하였다. 구체적으로, BIA는 신체를 통해 다양한 주파수의 교류를 적용함으로써 조직 전도도를 임피던스로 측정하고 두 가지 구성요소인 저항과 리액턴스를 측정한다. 이러한 변수를 성별, 체중 및 키와 같은 다른 공변량과 함께 사용하여 기 개발된 예측 방정식에 따라 다양한 신체 구획을 추정할 수 있다. 5 개의 신체 부분(오른쪽 및 왼쪽 팔, 오른쪽 및 왼쪽 다리, 몸통)에 대해 6개의 다른 주파수(1kHz, 5kHz, 50kHz, 250kHz, 500kHz 및 1000kHz)로 총 30회의 임피던스 측정을 수행한다. 정확한 측정을 위해 대상자들은 검사 전 최소 3시간 동안 음식 섭취나 운동을 하지 말고 전날 규칙적인 수분 섭취를 유지할 필요가 있다. 또한, 우세한 팔 및 다리의 SLM, SFM, ASM 및 BFM(Body Fat Mass)를 사용할 수 있다.
- [0033] 또한, 초음파(ultrasonography, US)를 통해 4개의 근육(BB, TB, BF, RF)의 두께를 측정하였다. 도 3은 본 발명의 일 실시예에 따라 대상자의 4개의 근육의 두께를 측정한 예를 도시하는 도면이다. 구체적으로, 각 대상자는 완전히 이완된 상태에서 어깨와 엉덩이가 중립 위치에 있고 팔꿈치와 무릎이 완전히 펴진 상태로 측정될 수 있으며, 양와위에서 BB, TB, RF를 측정하고, 옆드린 자세에서 BF를 측정할 수 있다. 이 경우, 피부에 최소한의 압력을 가하고 검사 동안 프로브를 피부에 최대한 수직으로 유지할 필요가 있다. 또한, 각 근육의 두께는 다음과 같은 해부학적 위치에서 측정될 수 있다. BB는 견봉돌기의 앞쪽 부분과 전주관절 주름 사이의 중간점, TB의 외측 헤드는 견봉돌기의 외측 부분과 상완골의 외측 상과 사이의 중간점, RF는 전상장골극과 슬개골의 근위 경계 사이의 중간점, BF의 긴 헤드는 좌골 결절과 비골의 근위 머리 사이의 중간점. 프로브는 근육의 횡단면에 위치한 상태에서 최대 근육 부피에서 근육 두께가 측정될 수 있다. 근육 두께는 근육의 심부 건막과 표면 건막 사이의 거리를 나타낸다. 최종 측정 지점은 피부에 표시되고, 해당 지점은 sEMG 전극 배치에 대한 표시로 사용될 수 있다.
- [0034] 이후, sEMG, BIA 및 US를 통해 획득한 파라미터간의 상관관계 분석과 sEMG 파라미터로부터 ASM을 예측하기 위한 다중회귀분석을 수행하였다.
- [0035] 구체적으로, sEMG 파라미터, MVC 강도, BIA 및 US 파라미터 간에 Pearson 상관 계수를 산출하고, 동일한 운동 동작 동안 또는 관련 신체 부분(우세한 팔 또는 다리)에서 도출된 파라미터 간에 비교를 수행하였다(예를 들어, MVCstrength(EF)-MeanRMS(EF)-MaxRMS(EF)-RatioRMS(EF)-SLM(arm)-SFM(arm)). 또한, 나이, 성별, 키, 체중 및 sEMG 파라미터로부터 ASM에 대한 예측 모델을 결정하기 위해 단계적 선형 회귀 분석을 수행하였다. ASM 예측 모

텔의 공선성(collinearity)은 Durbin-Watson 검정과 분산 팽창 계수에 의해 제어될 수 있다. 또한, 전체 대상자는 선행 연구의 방법론에 따라 모델 개발군 137명, 교차 검증군 75명으로 무작위로 나누어 전체 대상자 수의 30%를 교차 검증군으로 무작위 추출하였다. 예측 모델은 교차 검증 그룹에서 교차 검증되었다. BIA에 의해 획득한 ASM과 본 발명의 실시예에 따라 예측된 ASM 값을 Pearson의 상관관계 검정과 paired t-test를 사용하여 비교하였다. 분석은 SPSS 소프트웨어(버전 26.0, IBM, Armonk, New York, USA)를 사용하여 수행되었으며 P-값이 <0.05이면 통계적으로 유의한 것으로 간주되었다.

[0036] sEMG 파라미터와 MVCstrength 사이의 상관관계 분석 결과는 표 1과 같다.

표 1

	MeanRMS	MaxRMS	RatioRMS	SLM(kg)	SFM(kg)	근육 두께(mm)
MVCstrength(EF)	0.671	0.679	0.412	0.747	-0.279	0.719
MVCstrength(EF)	0.531	0.288	0.400	0.778	-0.258	0.475
MVCstrength(KF)	0.529	0.505	0.266	0.618	-0.177	0.321
MVCstrength(KE)	0.506	0.480	0.390	0.595	-0.195	0.429

[0037]

[0038] sEMG 파라미터(MeanRMS, MaxRMS, RatioRMS)는 해당 MVCstrength와 상당한 양의 상관관계를 보여주었다. 구체적으로, MVCstrength(EF)는 MeanRMS(EF)($r=0.671$), MaxRMS(EF)($r=0.679$), RatioRMS(EF)($r=0.412$)와 양의 상관관계를 보였다. MVCstrength(EF)는 MeanRMS(EF)($r=0.531$), MaxRMS(EF)($r=0.288$), RatioRMS(EF)($r=0.400$)와 양의 상관관계를 보였다. MVCstrength(KF)는 MeanRMS(KF)($r=0.529$), MaxRMS(KF)($r=0.505$), RatioRMS(KF)($r=0.266$)와 양의 상관관계를 보였다. MVCstrength(KE)는 MeanRMS(KE)($r=0.506$), MaxRMS(KE)($r=0.480$), RatioRMS(KE)($r=0.390$)와 양의 상관관계를 보였다.

[0039] 또한, MVC 강도, BIA 및 US 파라미터 간에도 유의한 상관관계가 관찰되었다. MVCstrength는 관련 신체 구획의 SLM 및 US에 의한 근육 두께와는 양의 상관관계를 보였으나 SFM과 음의 상관관계를 보였다. 구체적으로, MVCstrength(EF)는 우세한 팔의 SLM($r=0.747$), BB 근육 두께($r=0.719$)와는 양의 상관관계를 보였으나, 우세한 팔의 SFM($r=-0.279$)과 음의 상관관계를 보였다. MVCstrength(EF)는 우세한 팔의 SLM($r=0.778$), TB 근육 두께($r=0.475$)와는 양의 상관관계를 보였으나, 우세한 팔의 SFM($r=-0.258$)과 음의 상관관계를 보였다. MVCstrength(KF)는 우세한 다리의 SLM($r=0.618$), BF 근육 두께($r=0.321$)와는 양의 상관관계를 보였으나, 우세한 다리의 SFM($r=-0.177$)과 음의 상관관계를 보였다. MVCstrength(KE)는 우세한 다리의 SLM($r=0.595$), RF 근육 두께($r=0.429$)와는 양의 상관관계를 보였으나, 우세한 다리의 SFM($r=-0.195$)과 음의 상관관계를 보였다.

[0040] 한편, sEMG 파라미터에 대해 근육량 및 체지방량 지표와의 상관관계 분석을 수행하였으며, 분석 결과는 표 2와 같다.

표 2

	SLM(kg)	SFM(kg)	근육 두께(mm)	ASM(kg)
MeanRMS(EF)	0.432	-0.347	0.457	0.428
MeanRMS(EF)	0.351	-0.392	0.260	0.377
MeanRMS(KF)	0.270	-0.393	0.151	0.235
MeanRMS(KE)	0.154	-0.162	0.363	0.136
MaxRMS(EF)	0.447	-0.357	0.472	0.441
MaxRMS(EF)	0.158	-0.211	0.213	0.170
MaxRMS(KF)	0.229	-0.416	0.146	0.203
MaxRMS(KE)	0.129	-0.166	0.375	0.114
RatioRMS(EF)	0.341	-0.140	0.297	0.329
RatioRMS(EF)	0.274	-0.249	0.164	0.297
RatioRMS(KF)	0.366	-0.339	0.264	0.388
RatioRMS(KE)	0.220	-0.133	0.324	0.218

[0041]

[0042]

MeanRMS(KE) 및 MaxRMS(EF, KE)를 제외한 모든 sEMG 파라미터는 SLM과 양의 상관관계를 보였다. sEMG 파라미터와 우세한 팔 SLM 사이의 상관 계수는 다음과 같다. MeanRMS(EF), $r=0.432$; MeanRMS(EF), $r=0.351$; MaxRMS(EF), $r=0.447$; RatioRMS(EF), $r=0.341$; RatioRMS(EF), $r=0.274$. sEMG 파라미터와 우세한 다리 SLM 사이의 상관 계수는 다음과 같다. MeanRMS(KF), $r=0.270$; MaxRMS(KF), $r=0.229$; RatioRMS(KF), $r=0.366$; RatioRMS(KE), $r=0.220$.

[0043]

또한, MeanRMS(KE), MaxRMS(EF, KE) 및 RatioRMS(EF, KE)를 제외한 모든 sEMG 파라미터는 SFM과 음의 상관관계를 보였다. sEMG 파라미터와 우세한 팔 SFM 간의 상관 계수는 다음과 같다. MeanRMS(EF), $r=-0.347$; MeanRMS(EF), $r=-0.392$; MaxRMS(EF), $r=-0.357$; RatioRMS(EF), $r=-0.249$. sEMG 파라미터와 우세한 다리 SFM 간의 상관 계수는 다음과 같다. MeanRMS(KF), $r=-0.393$; MaxRMS(KF), $r=-0.416$; RatioRMS(KF), $r=-0.339$.

[0044]

한편, BF 두께와 MeanRMS(KF), MaxRMS(KF), 그리고 TB 두께와 RatioRMS(EF)를 제외한 모든 sEMG 파라미터가 US를 통해 측정된 근육 두께와 유의한 상관관계를 보였다. 구체적으로, BF 근육 두께는 MeanRMS(EF)($r=0.457$), MaxRMS(EF)($r=0.472$), RatioRMS(EF)($r=0.297$)와 양의 상관관계를 보였다. TB 근육 두께는 MeanRMS(EF)($r=0.260$) 및 MaxRMS(EF)($r=0.213$)와 양의 상관관계를 보였다. BF 근육 두께는 RatioRMS(KF)($r=0.264$)와 양의 상관관계를 보였다. RF 근육 두께는 MeanRMS(KE)($r=0.363$), MaxRMS(KE)($r=0.375$), RatioRMS(KE)($r=0.324$)와 양의 상관관계를 보였다.

[0045]

마지막으로, sEMG 파라미터와 ASM 간의 상관관계 분석을 수행하였으며, MeanRMS와 MaxRMS(KE)를 제외하고는 유의한 상관관계를 보였다. ASM과 sEMG 파라미터 사이의 상관 계수는 다음과 같다. MeanRMS(EF), $r=0.428$; MeanRMS(EF), $r=0.377$; MeanRMS(KF), $r=0.235$; MaxRMS(EF), $r=0.441$; MaxRMS(EF), $r=0.170$; MeanRMS(KF), $r=0.203$; RatioRMS(EF), $r=0.329$; RatioRMS(EF), $r=0.297$; RatioRMS(KF), $r=0.388$; RatioRMS(KE), $r=0.218$.

[0046]

또한, 나이, 성별, 키, 체중 및 sEMG 파라미터(MeanRMS, MaxRMS, RatioRMS)로부터 BIA에 의해 획득한 ASM을 예

측하는 수학적식을 도출하기 위해 단계적 다중 회귀 분석을 수행하였으며, 그 결과는 표 3과 같다.

표 3

예측 변수	수학적식:				
	$ASM = -26.040 + 20.345 * Height + 0.178 * weight - 2.065 * (if, female) + 0.327 * RatioRMS(KF) + 0.965 * MeanRMS(EF)$				
나이, 성별, 키, 체중, MeanRMS(EF, EE, KF, KE), MaxRMS(EF, EE, KF, KE), RatioRMS(EF, EE, KR, KE)		β	Standard error	VIF	p-value
Constant		-26.040	3.155		
Height(m)		20.345	2.058	3.162	<0.001
Weight(kg)		0.178	0.013	1.984	<0.001
Sex (female)		-2.065	0.338	2.824	<0.001
RatioRMS(KF)		0.327	0.118	1.275	0.006
MeanRMS(EE)(uV)		0.965	0.373	1.270	0.011
R2		0.937			
Adjusted R2		0.934			
SEE		1.167			
Durbin-Watson statistic		1.844			

이에 따라, 본 발명의 실시예에 따라 ASM을 예측하는 수학적식은 수학적식 1과 같다.

수학적식 1

$$ASM = -26.040 + 20.345 * Height + 0.178 * weight - 2.065 * (if, female) + 0.327 * RatioRMS(KF) + 0.965 * MeanRMS(EE)$$

수학적식 1로부터 성별, 키(Height), 체중(weight), RatioRMS(KF), MeanRMS(EE)는 ASM 예측에 있어서 유의한 변수임을 알 수 있다. 이는 BF와 TB에서 측정된 sEMG 신호가 대상자의 근육량을 예측하는 데 중요한 역할을 한다는 것을 의미한다.

교차 검증 그룹에 수학적식 1을 적용한 결과, BIA에 의해 획득한 ASM과 수학적식 1에 따라 예측된 ASM 사이에 강한 상관관계($r=0.967$, $p<0.001$)가 관찰되었다. 도 4는 BIA에 의해 획득한 ASM과 본 발명의 실시예에 따라 예측된 ASM 사이의 상관 관계를 도시하는 도면으로, 예측된 ASM은 측정된 ASM과 큰 차이가 나지 않음을 알 수 있다 (18.95 ± 4.33 vs 19.18 ± 4.59 ; $p=0.101$).

도 1을 참조하여 상술한 표면 근전도 지표를 이용한 근육량 예측 방법은 표면 근전도 전극이 삽입되며 대상자의 팔 또는 다리에 착용되는 웨어러블 장치와, 웨어러블 장치로부터 측정된 표면 근전도 신호를 수신하고 이로부터 지표값을 획득하여 근육량을 예측하는 사용자 단말에 의해 구현될 수 있다.

여기서, 사용자 단말에는 상술한 S110에 따라 대상자의 특성 정보를 획득하고, S130에 따라 표면 근전도 신호로

부터 파라미터를 산출하며, S140에 따라 대상자의 특성 정보 및 파라미터를 기초로 근육량을 예측하기 위한 애플리케이션이 설치될 수 있다.

[0054] 필요에 따라, 상술한 S120 단계에서의 표면 근전도 획득을 위해, 사용자 단말을 통해 기 정해진 운동동작을 수행하도록 가이드하기 위한 영상 또는 음성을 제공할 수도 있다.

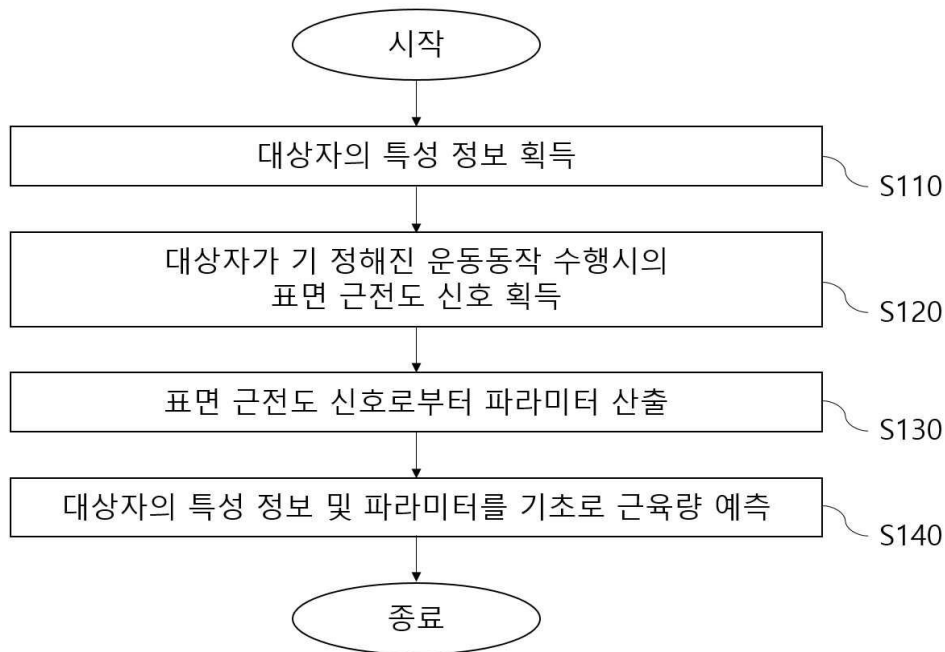
[0055] 더 나아가, 사용자 단말에 설치된 애플리케이션은 예측한 근육량을 기초로 대상자의 근감소증 여부를 모니터링하고, 이에 따라 웨어러블 디바이스 등을 이용하여 적절한 근자극 및 운동 처방을 제공할 수도 있다.

[0056] 상술한 바와 같은 본 발명은 특정 근육에 국한되지 않고 대상자의 운동시에 해당 근육에서 가장 쉽게 측정할 수 있는 표면 근전도 신호를 이용해서 근육량을 예측할 수 있다는 점, 표면 근전도 신호는 스포츠용 스마트 웨어러블 장치 등을 통해 용이하게 측정할 수 있는 생체신호라는 점 등에서 널리 활용될 수 있다.

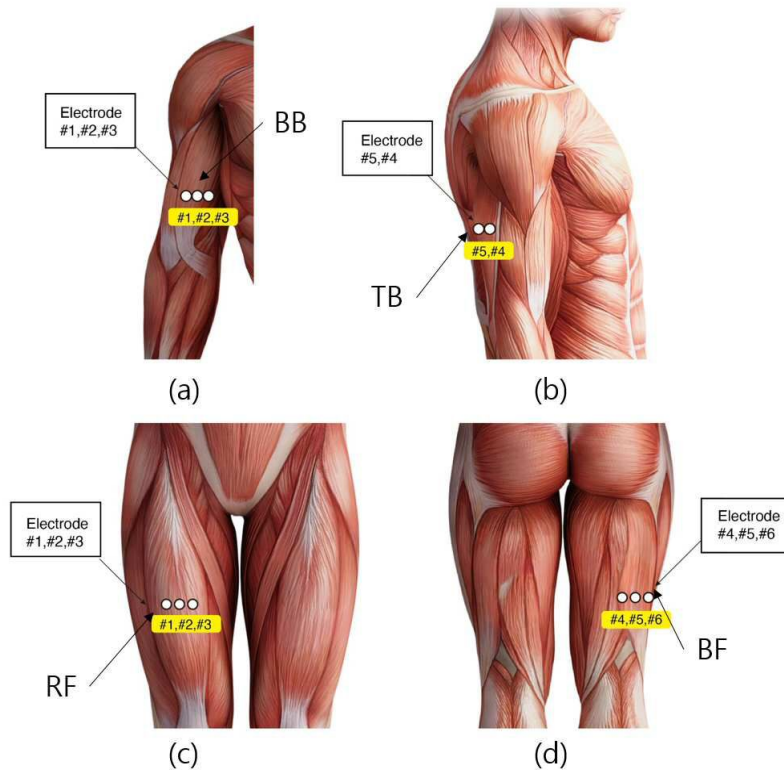
[0057] 본 발명은 전술한 실시예 및 첨부된 도면에 의해 한정되는 것이 아니다. 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 있어, 본 발명의 기술적 사상을 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명에 따른 구성요소를 치환, 변형 및 변경할 수 있다는 것이 명백할 것이다.

도면

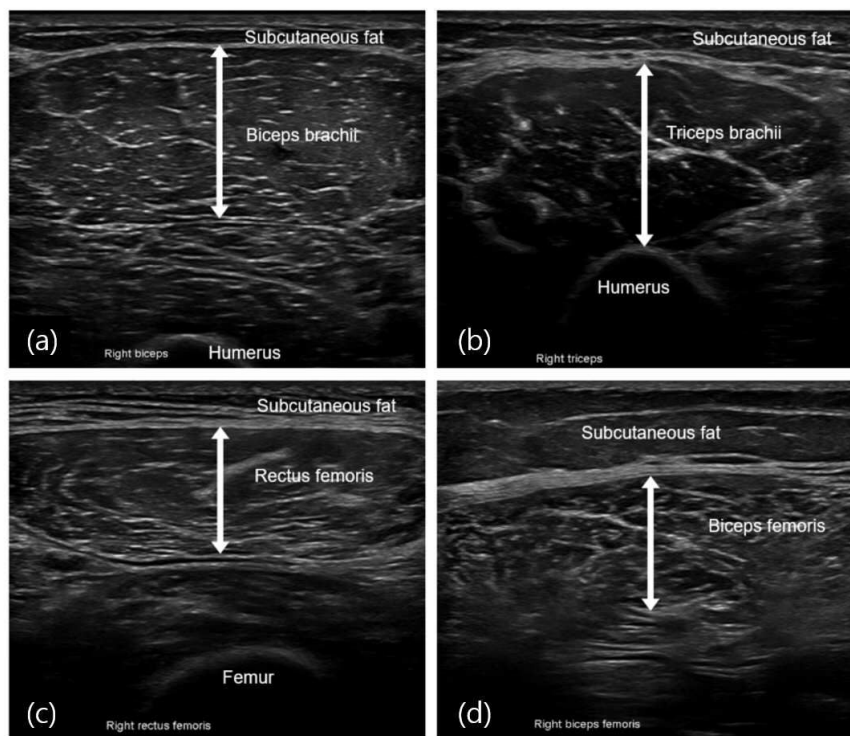
도면1



도면2



도면3



도면4

