

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)(11) 공개번호 10-2023-0139739
(43) 공개일자 2023년10월05일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/11 (2006.01) A61B 5/00 (2021.01)
A61B 5/0537 (2021.01) A61B 5/256 (2021.01)
A61B 5/397 (2021.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 5/112 (2013.01)
A61B 5/0537 (2021.01)
- (21) 출원번호 10-2022-0063384
(22) 출원일자 2022년05월24일
심사청구일자 2022년05월24일
- (30) 우선권주장
1020220038147 2022년03월28일 대한민국(KR)
- (71) 출원인
고려대학교 산학협력단
서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)
- (72) 발명자
김병조
서울특별시 서초구 잠원로14길 23, 208동 1402호 (잠원동, 롯데캐슬갤럭시)
- 박진우
서울특별시 강남구 영동대로114길 56, 303동 101호(삼성동, 래미안 삼성1차)
- (74) 대리인
특허법인태백

전체 청구항 수 : 총 9 항

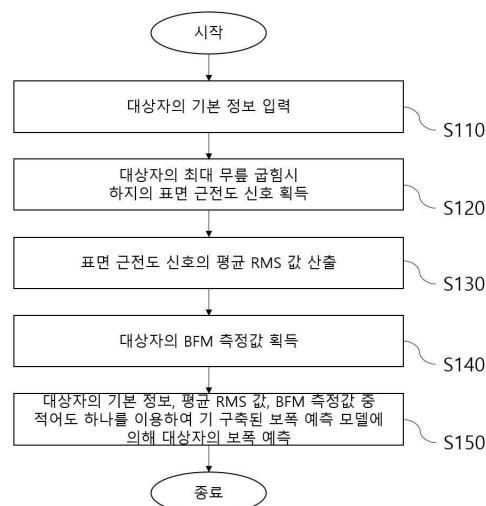
(54) 발명의 명칭 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법 및 장치

(57) 요약

본 발명은 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법 및 장치에 관한 것이다. 본 발명에 따르면, 대상자의 기본 정보를 입력 받는 단계; 표면 근전도 측정기에 의해 대상자의 최대 무릎 굽힘시 하지의 표면 근전도 신호를 획득하는 단계; 상기 표면 근전도 신호의 평균 RMS(Root Mean Square) 값을 산출하는 단계; 대상자의 BFM(Body fat mass, BFM) 측정값을 획득하는 단계; 및 상기 대상자의 기본 정보, 평균 RMS 값, BFM 측정값 중 적어도 하나를 이용하여 기 구축된 보폭 예측 모델에 의해 대상자의 보폭을 예측하는 단계를 포함한다.

이와 같이 본 발명에 따르면, 일상에서 손쉽게 측정 가능한 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용하여 개인의 보폭을 예측할 수 있다.

대표도 - 도1



(52) CPC특허분류

A61B 5/256 (2021.01)

A61B 5/397 (2021.01)

A61B 5/6828 (2013.01)

A61B 5/7264 (2023.08)

A61B 5/7275 (2013.01)

(72) 발명자

백설희

서울특별시 중랑구 신내로19길 42, 616동 502호(신내동, 신내6단지신내아파트)

성주혜

서울특별시 종로구 동망산길 47, 106동 402호(숭인동, 종로센트레빌)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 1415179632

과제번호 20008842

부처명 산업통상자원부

과제관리(전문)기관명 한국산업기술평가관리원

연구사업명 지식서비스산업기술개발

연구과제명 중장년층의 근감소증 예방을 위한 개인 맞춤형 운동 디바이스 및 서비스 개발

기 여 율 1/1

과제수행기관명 (주)인포마크

연구기간 2022.01.01 ~ 2022.12.31

명세서

청구범위

청구항 1

대상자의 기본 정보를 입력 받는 단계;

표면 근전도 측정기에 의해 대상자의 최대 무릎 굽힘시 하지의 표면 근전도 신호를 획득하는 단계;

상기 표면 근전도 신호의 평균 RMS(Root Mean Square) 값을 산출하는 단계;

대상자의 BFM(Body fat mass, BFM) 측정값을 획득하는 단계; 및

상기 대상자의 기본 정보, 평균 RMS 값, BFM 측정값 중 적어도 하나를 이용하여 기 구축된 보폭 예측 모델에 의해 대상자의 보폭을 예측하는 단계를 포함하는 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 기본 정보는 대상자의 신장 및 연령 정보를 포함하는 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 표면 근전도 신호를 획득하는 단계는,

대상자의 대퇴이두근의 근육 배(muscle belly)에 상기 표면 근전도 측정기에 포함된 적어도 하나의 전극을 부착하고, 무릎을 최대 강도로 굽히는 동안에 상기 적어도 하나의 전극에 의해 표면 근전도 신호를 획득하는 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 BFM 측정값을 획득하는 단계는,

신체 임피던스 측정기에 의해 대상자의 BFM을 측정하고 상기 신체 임피던스 측정기로부터 무선 통신을 통해 BFM 측정값을 수신하거나, 단말 장치를 통해 입력되는 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 보폭을 예측하는 단계는,

기 구축된 제1 예측 모델 또는 제 2 예측 모델에 의해 대상자의 보폭을 예측하며,

상기 제1 예측 모델 및 제2 예측 모델은 하기의 수학적식과 같이 표현되는 다변수 회귀분석에 의한 모델이며,

$$y = a + b_1 * x_1 + b_2 * x_2 + b_3 * x_3$$

y는 종속변수인 보폭, x_1 는 독립변수, b_i 는 회귀계수(regression coefficient), a는 상수(constant)인 표면 근

전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법.

청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 제1 예측 모델은 독립 변수로 최대 무릎 굽힘시 평균 RMS 및 신장을 포함하는 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법.

청구항 7

제 5 항에 있어서,

상기 제2 예측 모델은 독립 변수로 연령, 신장 및 BFM을 포함하는 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법.

청구항 8

대상자의 신장 정보를 입력 받는 단계;

표면 근전도 측정기에 의해 대상자의 최대 무릎 굽힘시 하지의 표면 근전도 신호를 획득하는 단계;

상기 표면 근전도 신호의 평균 RMS(Root Mean Square) 값을 산출하는 단계; 및

상기 대상자의 신장 정보 및 평균 RMS 값을 이용하여 기 구축된 제1 예측 모델에 의해 대상자의 보폭을 예측하는 단계를 포함하며,

상기 제1 예측 모델은 하기의 수학적식과 같이 표현되는 다변수 회귀분석에 의한 모델이며,

$$y = a + b_1 * x_1 + b_2 * x_2$$

y는 종속변수인 보폭, x_1 은 최대 무릎 굽힘시 평균 RMS, x_2 는 신장, b_i 는 기 정해진 회귀계수(regression coefficeint), a는 기 정해진 상수(constant)인 보폭 예측 방법.

청구항 9

대상자의 하지에 착용되어 대상자의 최대 무릎 굽힘시 하지의 표면 근전도 신호를 획득하는 웨어러블 표면 근전도 측정기; 및

상기 웨어러블 표면 근전도 측정기로부터 수신한 표면 근전도 신호를 이용하여 대상자의 보폭을 예측하는 단말 장치를 포함하며,

상기 단말 장치는,

상기 웨어러블 표면 근전도 측정기로부터 대상자의 표면 근전도 신호를 수신하는 신호 수신부;

상기 신호 수신부에 의해 수신한 표면 근전도 신호의 평균 RMS(Root Mean Square) 값을 산출하는 신호 처리부; 및

기 저장된 대상자의 신장 정보 및 상기 신호 처리부에 의해 산출한 평균 RMS 값을 이용하여 기 구축된 제1 예측 모델에 의해 대상자의 보폭을 예측하는 보폭 예측부를 포함하며,

상기 제1 예측 모델은 하기의 수학적식과 같이 표현되는 다변수 회귀분석에 의한 모델이며,

$$y = a + b_1 * x_1 + b_2 * x_2$$

y 는 종속변수인 보폭, x_1 은 최대 무릎 굽힘시 평균 RMS, x_2 는 신장, b_i 는 기 정해진 회귀계수(regression coefficient), a 는 기 정해진 상수(constant)인 보폭 예측 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법 및 장치에 관한 것으로서, 더욱 상세하게 설명하면 근골격계 기능을 반영하는 표면 근전도(Surface Electromyography; sEMG)와 신체 임피던스 분석(Body impedance analysis; BIA) 파라미터를 이용하여 개인의 보폭을 예측할 수 있는 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 보행 능력은 개인의 건강 상태를 평가하는 중요한 특징 중 하나로서, 보행 능력의 느린 점진적인 감소는 신경 퇴행성 장애(예를 들어, 알츠하이머병 및 파킨슨병 등)뿐만 아니라 노화와도 관련이 있다.

[0003] 일반적으로 사용되는 보행 능력 파라미터로는 보행 속도, 보행율(cadence), 사이클 시간 및 보폭이 있다. 이 중에서, 보폭은 한쪽 발의 초기 접촉점과 반대쪽의 초기 접촉점 사이의 거리로 정의되는 것으로, 일반적인 보행 분석, 스포츠 훈련 및 의료 재활에 널리 사용되어 왔다. 일 예로, 노인의 보폭이 짧아진 것은 기능 상실 및 낙상 위험을 나타내는 지표이다.

[0004] 종래에는 보폭을 측정하기 위해 예를 들어 GAITRite® 시스템(CIR Systems, PA, USA) 등과 같은 보행 분석계를 이용하거나, 가속도 센서, 기울기 센서, 거리 센서 등을 이용하여 보폭을 판단하는 기술이 제안된 바 있다.

[0005] 그러나 근골격계 기능 및 신체의 구성 성분이 보폭에 미치는 영향에 대해서는 연구된 바 없다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 이와 같이 본 발명에 따르면, 근골격계 기능을 반영하는 표면 근전도와 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용하여 개인의 보폭을 예측할 수 있는 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법 및 장치를 제공하기 위한 것이다.

과제의 해결 수단

[0007] 이러한 기술적 과제를 이루기 위한 본 발명의 실시예에 따르면 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법에 있어서, 대상자의 기본 정보를 입력 받는 단계; 표면 근전도 측정기에 의해 대상자의 최대 무릎 굽힘시 하지의 표면 근전도 신호를 획득하는 단계; 상기 표면 근전도 신호의 평균 RMS(Root Mean Square) 값을 산출하는 단계; 대상자의 BFM(Body fat mass, BFM) 측정값을 획득하는 단계; 및 상기 대상자의 기본 정보, 평균 RMS 값, BFM 측정값 중 적어도 하나를 이용하여 기 구축된 보폭 예측 모델에 의해 대상자의 보폭을 예측하는 단계를 포함한다.

[0008] 상기 기본 정보는 대상자의 신장 및 연령 정보를 포함할 수 있다.

[0009] 상기 표면 근전도 신호를 획득하는 단계는, 대상자의 대퇴이두근의 근육 배(muscle belly)에 상기 표면 근전도 측정기에 포함된 적어도 하나의 전극을 부착하고, 무릎을 최대 강도로 굽히는 동안에 상기 적어도 하나의 전극에 의해 표면 근전도 신호를 획득할 수 있다.

[0010] 상기 BFM 측정값을 획득하는 단계는, 신체 임피던스 측정기에 의해 대상자의 BFM을 측정하고 상기 신체 임피던스 측정기로부터 무선 통신을 통해 BFM 측정값을 수신하거나, 단말 장치를 통해 입력될 수 있다.

[0011] 상기 보폭을 예측하는 단계는, 기 구축된 제1 예측 모델 또는 제 2 예측 모델에 의해 대상자의 보폭을 예측하며, 상기 제1 예측 모델 및 제2 예측 모델은 하기의 수학적식과 같이 표현되는 다변수 회귀분석에 의한 모델이며,

$$y = a + b_1 * x_1 + b_2 * x_2 + b_3 * x_3$$

[0012]

[0013]

y는 종속변수인 보폭, x_i 는 독립변수, b_i 는 회귀계수(regression coefficient), a는 상수(constant)일 수 있다.

[0014]

상기 제1 예측 모델은 독립 변수로 최대 무릎 굽힘시 평균 RMS 및 신장을 포함할 수 있고, 상기 제2 예측 모델은 독립 변수로 연령, 신장 및 BFM을 포함할 수 있다.

[0015]

본 발명의 실시예에 따르면 보폭 예측 방법에 있어서, 대상자의 신장 정보를 입력 받는 단계; 표면 근전도 측정기에 의해 대상자의 최대 무릎 굽힘시 하지의 표면 근전도 신호를 획득하는 단계; 상기 표면 근전도 신호의 평균 RMS(Root Mean Square) 값을 산출하는 단계; 및 상기 대상자의 신장 정보 및 평균 RMS 값을 이용하여 기 구축된 제1 예측 모델에 의해 대상자의 보폭을 예측하는 단계를 포함하며, 상기 제1 예측 모델은 하기의 수식과 같이 표현되는 다변수 회귀분석에 의한 모델이며,

$$y = a + b_1 * x_1 + b_2 * x_2$$

[0016]

[0017]

y는 종속변수인 보폭, x_1 은 최대 무릎 굽힘시 평균 RMS, x_2 는 신장, b_i 는 기 정해진 회귀계수(regression coefficient), a는 기 정해진 상수(constant)일 수 있다.

[0018]

본 발명의 실시예에 따르면 보폭 예측 장치에 있어서, 대상자의 하지에 착용되어 대상자의 최대 무릎 굽힘시 하지의 표면 근전도 신호를 획득하는 웨어러블 표면 근전도 측정기; 및 상기 웨어러블 표면 근전도 측정기로부터 수신한 표면 근전도 신호를 이용하여 대상자의 보폭을 예측하는 단말 장치를 포함하며, 상기 단말 장치는, 상기 웨어러블 표면 근전도 측정기로부터 대상자의 표면 근전도 신호를 수신하는 신호 수신부; 상기 신호 수신부에 의해 수신한 표면 근전도 신호의 평균 RMS(Root Mean Square) 값을 산출하는 신호 처리부; 및 기 저장된 대상자의 신장 정보 및 상기 신호 처리부에 의해 산출한 평균 RMS 값을 이용하여 기 구축된 제1 예측 모델에 의해 대상자의 보폭을 예측하는 보폭 예측부를 포함하며, 상기 제1 예측 모델은 하기의 수식과 같이 표현되는 다변수 회귀분석에 의한 모델이며,

$$y = a + b_1 * x_1 + b_2 * x_2$$

[0019]

[0020]

y는 종속변수인 보폭, x_1 은 최대 무릎 굽힘시 평균 RMS, x_2 는 신장, b_i 는 기 정해진 회귀계수(regression coefficient), a는 기 정해진 상수(constant)일 수 있다.

발명의 효과

[0021]

이와 같이 본 발명에 따르면, 일상에서 손쉽게 측정 가능한 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용하여 개인의 보폭을 예측할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0022]

도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법의 흐름도이다.

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법이 실험 과정을 도시하는 도면이다.

도 3은 연령 그룹에 따른 참가자의 보폭(a), 신장(b), 최대 무릎 굽힘시 RMS(c) 및 최대 무릎 신전시 RMS(d) 분포를 도시하는 도면이다.

도 4는 본 발명의 다른 실시예에 따른 보폭 예측 장치의 구성도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0023] 이하 첨부된 도면을 참조하여 본 발명에 따른 바람직한 실시예를 상세히 설명하기로 한다. 이 과정에서 도면에 도시된 선들의 두께나 구성요소의 크기 등은 설명의 명료성과 편의상 과장되게 도시되어 있을 수 있다.
- [0024] 또한 후술되는 용어들은 본 발명에서의 기능을 고려하여 정의된 용어들로서, 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 관례에 따라 달라질 수 있다. 그러므로 이러한 용어들에 대한 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 내려져야 할 것이다.
- [0025] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법의 흐름도이다.
- [0026] 도 1을 참조하면, 우선 대상자의 기본 정보를 입력받을 수 있다(S110). 여기서, 기본 정보는 대상자의 신장 및 연령 정보를 포함할 수 있으며, 대상자의 스마트폰 등과 같은 단말 장치를 통해 입력될 수 있다.
- [0027] 이후, 대상자의 최대 무릎 굽힘시 하지의 표면 근전도 신호를 획득할 수 있다(S120). 일 실시예에 따르면, 대상자의 대퇴이두근의 근육 배(muscle belly)에 표면 근전도 측정기에 포함된 적어도 하나의 전극을 부착하고, 무릎을 최대 강도로 굽히는 동안에 적어도 하나의 전극에 의해 표면 근전도 신호를 획득할 수 있다.
- [0028] 이후, 획득한 표면 근전도 신호의 평균 RMS 값을 산출할 수 있다(S130). 일 실시예에 따르면, 획득한 근전도 신호의 RMS(Root Mean Square) 값을 계산하고, 적어도 하나의 전극의 평균 RMS 값을 산출할 수 있다.
- [0029] 이후, 대상자의 BFM(Body fat mass, BFM) 측정값을 획득할 수 있다(S140). 일 실시예에 따르면, 신체 임피던스 측정기에 의해 대상자의 BFM을 측정하고 신체 임피던스 측정기로부터 무선 통신을 통해 BFM 측정값을 수신하거나, 대상자의 스마트폰 등과 같은 단말 장치를 통해 직접 입력될 수 있다.
- [0030] 이후, 대상자의 기본 정보, 평균 RMS 값, BFM 측정값 중 적어도 하나를 이용하여 기 구축된 보폭 예측 모델에 의해 대상자의 보폭을 예측할 수 있다(S150). 일 실시예에 따르면, 기 구축된 제1 예측 모델(Model 1) 또는 제2 예측 모델(Model 2)에 의해 대상자의 보폭을 예측할 수 있다. 여기서, 기 구축된 제1 예측 모델 및 제2 예측 모델은 하기의 수학식 1과 같이 표현되는 다변수 회귀분석에 의한 모델일 수 있다.

수학식 1

$$y = a + b_1 * x_1 + b_2 * x_2 + b_3 * x_3$$

- [0031]
- [0032] 여기서, y 는 종속변수(보폭), x_i 는 독립변수, b_i 는 회귀계수(regression coefficient), a 는 상수(constant)이며, 각 모델에서 사용되는 독립변수, 회귀계수 및 상수는 표 4와 같다. 다시 말해, 제1 예측 모델은 최대 무릎 굽힘시 평균 RMS 및 신장을 독립변수로 포함하고, 제2 예측 모델은 연령, 신장 및 BFM을 독립변수로 포함할 수 있다.
- [0033] 도 1을 참조하여 상술한 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법은 예를 들어 대상자의 스마트폰 등과 같이 프로세서가 구비된 단말 장치에 의해 수행될 수 있으며, 이를 위해 단말 장치에는 보폭 예측을 위한 전용 애플리케이션이 설치되고 도 1을 참조하여 상술한 바에 따라 대상자의 보폭을 예측할 수 있다.
- [0034] 도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 방법이 실행 과정을 도시하는 도면이다.
- [0035] 도 2를 참조하면, 먼저, 보폭, 표면 근전도 신호 및 신체 구성 성분 간의 관계를 분석하여 표면 근전도 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 이용한 보폭 예측 모델을 구축하기 위해 40-80세의 건강한 사람들을 참가자로 모집하였다.
- [0036] 여기서, 참가자들은 연구 참여 당시 의학연구회의 척도 등급이 모든 사지에서 5등급일 때 참가자 자격이 주어졌

다. 또한, 3개월 이내에 근육 약화 및/또는 보행 장애를 유발할 수 있는 건강 문제 이력과 근육 약화 및 보행 관련 문제와 관련된 후유증을 가진 참가자는 제외되었다.

[0037] 이후, 참가자들에 대해 보행 분석계에 의해 보폭을 측정하였다. 보폭은 복수 개의 센서 패드가 레이어 사이에 격자 형태로 삽입된 전자 보도인 GAITRite® 시스템(CIR Systems, PA, USA)을 사용하여 측정되었다. 여기서, 센서는 기계적 압력에 의해 작동되고, 신호(샘플링 속도 80Hz)는 컴퓨터로 전송되어 저장되었다. 참가자들은 전자 보도에서 가장 편안하고 규칙적인 걸음걸이로 걷도록 지시를 받았다. 평균 보폭(cm)은 현재 발자국의 뒤꿈치 중심에서 반대쪽 발의 이전 발자국의 뒤꿈치 중심까지의 진행선으로 측정되었다. 그런 다음, 각 걸음(우측 및 좌측)에서 측정한 모든 보폭의 평균값을 통계 분석에 사용하였다.

[0038] 이후, 표면 근전도 측정기에 의해 참가자의 하지에서 표면 근전도 신호를 측정하였다. 참가자의 하지에서 Nicolet EDX 시스템(Natus Neurology Inc., Middleton, USA) 및 Synergy(Synergy Healthcare Solutions, Maryville, USA)를 사용하여 표면 근전도 신호 데이터를 획득하였다. 획득한 표면 근전도 신호는 48kHz의 샘플링 속도로 증폭되고 100-500Hz에서 대역 통과 필터링되었으며, 원시 표면 근전도 신호는 전파 정류되었다.

[0039] Nicolet EDX 시스템의 2개의 기록 전극(직경 20mm)은 무릎 관절의 신전근을 나타내는 대퇴직근과 무릎 관절의 굽힘근을 나타내는 대퇴이두근의 근육 배에 각각 선형으로(즉, 하지 축에 수직으로) 부착하였다. 신호 획득에 영향을 줄 수 있는 요인(예를 들어 근육 섬유의 직경, 위치 및 깊이)을 최소화하기 위해 6개의 전극을 허벅지에 부착하였다. 다시 말해, 허벅지에 있는 6개의 전극 중 3개는 대퇴직근의 근육 배에, 나머지 3개는 대퇴이두근의 근육 배에 10mm의 전극간 거리를 두고 배치하였다. 기준 전극은 무릎을 굽히고 펴는 동안 슬개골의 측면 돌출부에 배치하고 접지 전극은 기록 전극 가까이 배치하였다. 그런 다음, 참가자들은 수동 근육 검사기 01165(Lafayette Instrument Company, Lafayette, USA)를 사용하여 지속적인 최대 자발 수축을 모니터링하기 위해 옆드린 자세로 누워서 검사자의 힘에 대해 무릎 관절을 최대한 굽히고 펴도록 요청되었다. 테스트 시도 후 참가자는 검사자의 저항에 대응하여 3초 동안 최대한의 노력으로 다리를 구부리거나 펴야 했다. 각 전극으로부터 근육의 전기적 활성도를 선택하고(즉, 무릎 굽힘 시 대퇴이두근 및 무릎 신전 시 대퇴직근에서) 저항 기간 동안의 RMS 값을 계산하였다. 대퇴이두근(무릎 굽힘 시) 및 대퇴직근(무릎 신전 시)에 각각 부착된 3개의 전극의 평균 RMS 값을 통계 분석에 사용하였다.

[0040] 이후, 신체 임피던스 분석기에 의해 참가자의 신체 구성 성분 중 체지방량(Body fat mass, BFM, kg)과 부속기 골격근량(Appendicular skeletal muscle mass, ASM, kg)을 측정하였다. BFM 및 ASM은 다중주파수 80-전극 신체 임피던스 분석기(Inbody770® system, InBody Corp, Seoul, Korea)를 사용하여 측정되었다. 참가자의 5개의 신체 부분(양측 팔과 다리 및 몸통)에 대해 6개의 상이한 주파수(1kHz, 5kHz, 50kHz, 250kHz, 500kHz 및 1000kHz)에서 30개의 임피던스 측정값을 획득하였다. 측정은 식사 후 최소 3시간이 지난 후에 수행되었으며, 결과에 영향을 줄 수 있는 다른 요인을 최소화하기 위해 참가자들은 검사 전에 집중적인 운동을 하지 않도록 요청되었다. 또한, ASM에 대한 신장의 영향을 조정하기 위해 계ASM을 신장의 체중(m^2)으로 나눈 값을 통계 분석에 사용하였다.

[0041] 이후, 표면 근전도 측정 결과 및 신체 임피던스 분석 결과와 인구통계(demographics) 비교 분석을 통해 보폭 예측 모델을 구축하였다. 분산 분석을 통해 연령 그룹별 표면 근전도 측정 결과 및 신체 임피던스 분석 결과와 인구통계를 비교하였고, t-검정을 통해 성별에 따른 보폭 차이를 비교하였다.

[0042] 단순 선형 회귀분석을 사용하여 변수 간의 연관성을 평가하고 보폭과 관련된 더 중요한 변수를 식별하고 산점도(scatter plots)를 획득하였다. 단계적 선택을 사용한 다변수 회귀분석을 사용하여 평균 보폭을 예측하는 회귀 모델을 구축하였다. 여기서, 단순 선형 회귀분석과 t-검정에서 통계적으로 유의한 변수를 다변수 회귀분석에 포함시켰다. 정규성과 독립성에 대한 가정을 확인하기 위해 샤피로 윌크(Shapiro-Wilk) 및 더빈 왓슨(Durbin-Watson) 검정을 수행하였다($P_s > 0.05$). 다중 예측 변수 간의 공선성은 분산 인플레이션 인자(variance inflation factors, VIF) 및 허용 수준으로 평가되었다. VIF는 1.06 미만이었고 허용 수준은 모든 변수에 대해 0.942 이상이었다. 결정계수(R square, R^2)와 수정된 R^2 을 도입하여 변수와 모델 간의 회귀 분석 결과를 비교하였다. 표면 근전도 측정 결과 및 신체 임피던스 분석 결과의 가용성에 따라 다음과 같이 변수의 전부 또는 일부를 사용하는 3개의 예측 모델을 평가하였다.

[0043] 제1 예측 모델은 통계적으로 유의한 모든 후보 변수를 사용한다.

[0044] 제2 예측 모델은 표면 근전도 신호를 제외한 모든 후보 변수를 사용한다.

[0045] 제3 예측 모델은 표면 근전도 신호 및 신체 임피던스 분석 파라미터를 제외한 모든 후보 변수를 사용한다.

[0046] 여기서, 통계적 유의성은 $P < 0.05$ 로 설정되었으며, 모든 통계 분석은 SAS 소프트웨어(ver. 9.4, SAS Institute, Inc. Cary, NC, USA)를 사용하여 수행되었다. 각 예측 모델에 의해 추정된 보폭과 각 개인의 GAITRite® 시스템으로 측정한 실제 평균 보폭을 선형 회귀를 사용하여 비교하였다.

[0047] 총 179명의 참가자(남성 82명[45.8%], 여성 97명[54.2%])에 대해 연구를 수행하였으며, 참가자의 기본 특성과 측정 결과는 표 1과 같다. 이하, 표 1 내지 표3에서 데이터(성별 제외)는 평균(Mean)±표준편차(standard deviation, SD)로 표시된다.

표 1

Variables (n = 179)	Mean ± SD	Min	Max	Median
Age (years)	60.0 ± 11.1	41	79	60.5
Sex (M:F)	82:97	-	-	-
Height (cm)	162.7 ± 8.6	140	182	162.25
BMI (kg/m ²)	24.6 ± 3.0	18.0	32.9	24.0
Average step length (cm)	62.8 ± 6.8	41.0	83.1	65.6
ASM (kg)/(height, m) ²	7.1 ± 1.1	5.2	9.4	7.0
BFM (kg)	18.9 ± 5.9	5.8	38.3	18.2
Average RMS (μV)				
Knee flexion	321.7 ± 128.8	84.4	789.2	310.8
Knee extension	233.0 ± 100.4	41.0	558.2	218.9

[0048]

[0049] 또한, 연령 그룹 및 성별에 따른 참가자의 인구통계 및 신체 임피던스 분석 및 표면 근전도 측정 결과는 표 2와 같다.

표 2

Age group	40s		50s		60s		70s		P-value between age groups
n	40		45		49		45		
	M (n = 16)	W (n = 24)	M (n = 20)	W (n = 25)	M (n = 24)	W (n = 25)	M (n = 22)	W (n = 23)	
Age (years)	45.1 ± 2.6		54.1 ± 2.9		64.4 ± 3.0		74.1 ± 2.6		-
	44.1 ± 2.7	45.7 ± 2.4	54.6 ± 3.0	53.7 ± 2.9	65.1 ± 2.6	63.6 ± 3.2	75.2 ± 2.7	73.0 ± 2.1	
P-value between sexes	NS		NS		NS		0.0043		
Height (cm)	165.9 ± 7.8		164.1 ± 8.1		160.6 ± 9.1		161.0 ± 8.4		0.0093
	173.1 ± 4.0	161.0 ± 5.5	171.4 ± 5.2	158.4 ± 4.5	167.5 ± 6.3	154.0 ± 5.7	166.6 ± 5.3	155.7 ± 7.5	
P-value between sexes	< 0.0001		< 0.0001		< 0.0001		< 0.0001		
BMI (kg/m ²)	24.2 ± 3.4		24.8 ± 3.4		25.2 ± 2.5		23.9 ± 2.6		NS
	26.0 ± 3.0	23.0 ± 3.2	26.3 ± 2.3	23.6 ± 3.7	25.5 ± 2.2	24.9 ± 2.7	23.4 ± 2.8	24.5 ± 2.3	
P-value between sexes	0.0053		0.0083		NS		NS		
Average step length (cm)	64.4 ± 4.8		64.8 ± 5.6		62.0 ± 7.0		60.2 ± 8.3		0.0034
	65.9 ± 4.2	63.4 ± 5.0	66.8 ± 6.0	63.3 ± 4.8	64.3 ± 7.3	59.7 ± 6.1	62.8 ± 8.4	57.8 ± 7.5	
P-value between sexes	NS		0.0343		0.0183		0.0412		

[0050]

	7.3±1.1		7.3±1.2		7.2±1.1		6.9±0.9		NS
ASM (kg/m ²)	8.4±0.5		6.5±0.6		8.4±0.6		6.3±0.6		
	8.0±0.8		6.4±0.7		7.5±0.7		6.3±0.5		
P-value between sexes	< 0.0001		< 0.0001		< 0.0001		< 0.0001		
	18.9±6.4		19.3±5.8		19.0±5.4		18.4±6.2		NS
BFM (kg)	19.2±6.6		18.7±6.4		18.9±4.1		19.7±6.8		
	18.0±5.2		19.9±5.4		15.6±5.9		21.1±5.3		
P-value between sexes	NS		NS		NS		0.0017		
	348.4±165.1		334.2±123.9		345.1±112.4		260.2±91.8		0.0024
Average RMS: knee flexion (μV)	409.6±165.5		307.6±155.0		356.0±117.1		316.7±128.8		
	386.6±115.4		305.2±95.6		310.7±97.1		211.8±53.3		
P-value between sexes	NS		NS		0.0098		0.0001		
	246.0±99.8		265.2±105.4		227.9±87.4		194.8±98.9		0.0068
Average RMS: knee extension (μV)	267.2±112.0		231.9±90.4		282.9±103.8		251.1±106.5		
	252.5±102.9		204.3±62.7		214.2±120.1		176.3±71.2		
P-value between sexes	NS		NS		NS		NS		

[0051]

[0053] 또한, 도 3은 연령 그룹에 따른 참가자의 보폭(a), 신장(b), 최대 무릎 굽힘시 RMS(c) 및 최대 무릎 신전시 RMS(d) 분포를 도시하는 도면이다.

[0054] 표 2 및 도 3에서 연령 그룹은 40대(40 ≤ 연령 < 50), 50대(50 ≤ 연령 < 60), 60대(60 ≤ 연령 < 70) 및 70대(70 ≤ 연령 < 80)를 포함하고, 약어는 ns(not significant)이다. 또한, 도 3에서 *는 P < 0.05, **는 P < 0.01이다.

[0055] 표 2 및 도 3으로부터 연령이 증가함에 따라 신장이 감소하고, 보폭이 감소하는 경향을 보임을 알 수 있다. 또한, 최대 무릎 굽힘시 및 신전시 모두에서 노화에 따라 RMS가 감소하는 경향을 보임을 알 수 있다. 이 밖에, 성별, 체질량지수(Body mass index, BMI), ASM/(신장, m)² 및 BFM을 포함한 기타 파라미터는 연령 그룹 간에 유의한 차이를 보이지 않았다.

[0056] 또한, 모든 연령 그룹에서 남성이 신장이 더 컸다. 40대에서는 성별에 따른 평균 보폭에 유의한 차이가 없었으나, 다른 연령 그룹에서는 남성이 더 긴 평균 보폭을 보였다. ASM/(신장, m)²는 모든 연령 그룹에서 남성에서 더 높았지만 BFM은 70대를 제외하고는 성별간 차이가 없었다. 최대 무릎 신전 시 평균 RMS는 모든 연령 그룹에서 성별간 차이가 없었다. 그러나, 최대 무릎 굽힘 시 평균 RMS는 60대와 70대 남성에서 더 높았다.

[0057] 모든 연령에서 보폭, 신장, 무릎 굽힘 시 평균 RMS 및 BFM의 성별 차이는 표 3과 같다.

표 3

	Men (n = 82)	Women (n = 97)	P-value
Average step length (cm)	64.83 ± 1.52	61.09 ± 1.27	< 0.001
Height (cm)	169.30 ± 1.29	157.26 ± 1.28	< 0.001
average RMS: knee flexion (μV)	363.24 ± 27.67	286.62 ± 24.36	< 0.001
BFM (kg)	17.79 ± 1.22	19.85 ± 1.21	NS

[0058]

[0060]

다양한 변수(즉, 연령, 신장, BMI, BFM, ASM/[신장, m]² 및 최대 무릎 굽힘 시 및 신전 시 평균 RMS) 중에서 신장($P < 0.0001$, $R^2 = 0.1282$)과 최대 무릎 굽힘 시 평균 RMS($P = 0.0001$, $R^2 = 0.1632$)가 보폭과 가장 높은 양의 상관관계를 보였다. 평균 보폭은 연령($P = 0.007$, $R^2 = 0.0672$) 및 BFM($P = 0.031$, $R^2 = 0.0480$)과 약한 음의 상관관계가 있는 반면, ASM/(신장, m)²($P = 0.0024$, $R^2 = 0.0507$) 및 최대 무릎 신전 시 평균 RMS($P < 0.0001$, $R^2 = 0.0854$)는 상대적으로 낮은 양의 상관관계를 보였다. BMI는 보폭과 유의한 상관관계가 없었다. 또한, 평균 보폭은 성별에 따라 유의한 차이가 있었다(남성 64.83±6.91cm, 여성 61.07±6.25cm, $P=0.012$).

[0061]

상술한 바와 같은 단순 선형 회귀분석 결과를 바탕으로, 본 발명의 실시예에서는 개인의 평균 보폭을 예측하기 위한 주요 변수로 신장과 최대 무릎 굽힘 시 평균 RMS를 선택하였으며, 구축된 예측 모델은 표 4와 같다. 여기서, 약어는 C_p (Mallows' C_p), AIC(Akaike Information Criterion), BIC(Bayesian Information Criterion)이다.

표 4

Model	Variables	R ²	adjusted R ²	C _p	AIC	BIC	Regression coefficient	P-value
1	RMS at maximal strength	0.244	0.235	7.28	642.18	644.14	0.018	< 0.001
	knee flexion						0.23	< 0.001
	height (constant)						19.506	0.023
2	Age	0.198	0.185	3.26	654.80	657.02	-0.115	0.008
	Height						0.238	< 0.001
	BFM (constant)						-0.235	0.003
3	Age	0.158	0.148	4.43	661.61	663.66	35.435	< 0.001
	Height						-0.109	0.013
	(constant)						0.251	< 0.001
							28.444	0.005

[0062]

[0064]

제1 예측 모델은 최대 무릎 굽힘 시 평균 RMS 및 신장을 주요 변수로 포함하며, 최적의 모델($R^2 = 0.244$, 수정된 $R^2 = 0.235$, $P < 0.001$)로 평가되었다.

[0065]

제2 예측 모델은 연령, 신장 및 BFM을 주요 변수로 포함한다($R^2 = 0.198$, 수정된 $R^2 = 0.185$, $P < 0.001$).

[0066]

제3 예측 모델은 연령과 신장만 유의하게 유지되는 것으로 나타났다($R^2 = 0.158$, 수정된 $R^2 = 0.148$, $P < 0.001$).

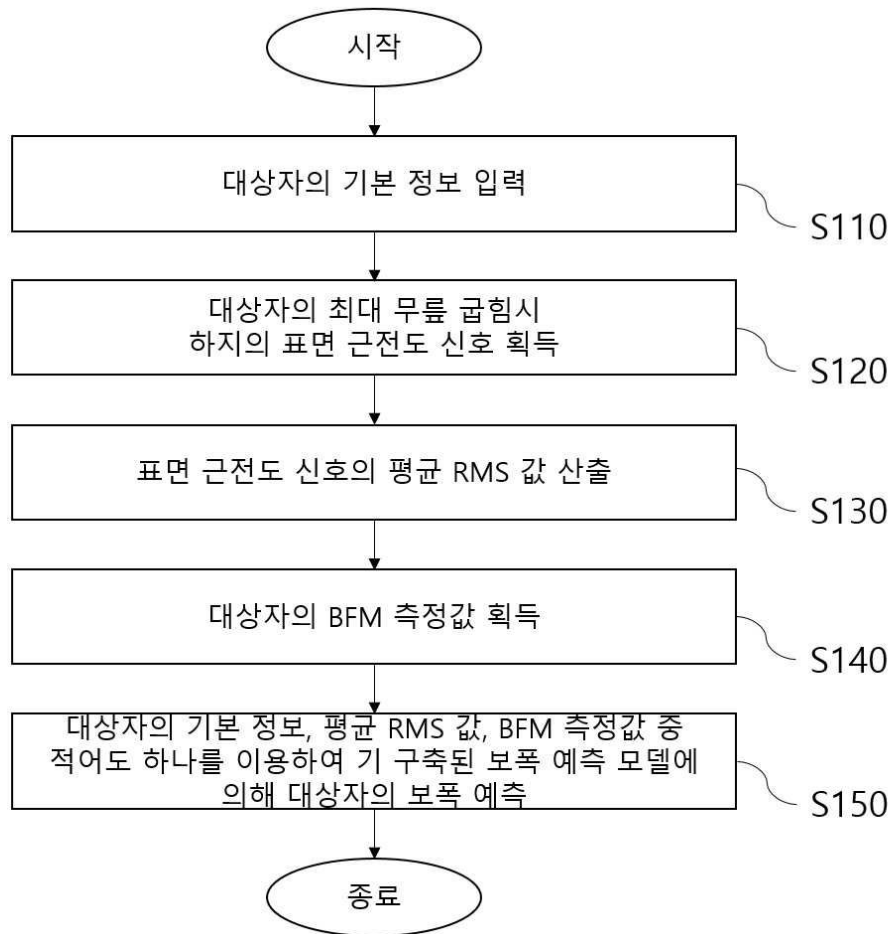
[0067]

제1 예측 모델 및 제2 예측 모델에서 사용된 변수들 중에서 최대 무릎 굽힘 시 평균 RMS와 BFM은 개선 가능한 요인이므로 중요하다. 다시 말해, 무릎 굽힘 기능 강화와 BFM 감소는 개인의 보폭을 향상시킬 수 있다.

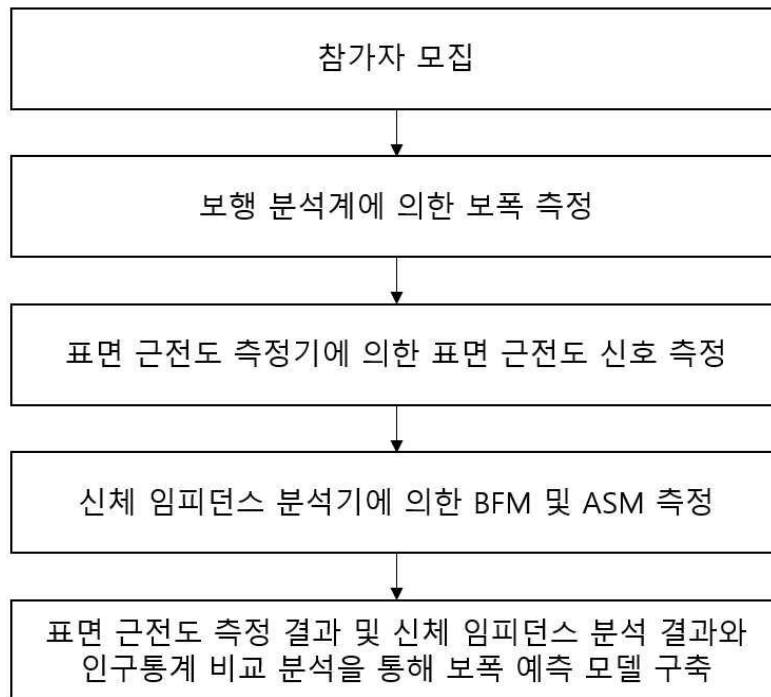
- [0068] 도 4는 본 발명의 다른 실시예에 따른 보폭 예측 장치의 구성도로, 구체적으로 웨어러블 표면 근전도 측정기를 이용하여 상술한 제1 예측 모델에 따라 보폭을 예측하는 장치를 도시한다.
- [0069] 도 4를 참조하면, 본 발명의 다른 실시예에 따른 보폭 예측 장치(200)는 웨어러블 표면 근전도 측정기(210) 및 단말 장치(220)를 포함하여 구성될 수 있다.
- [0070] 웨어러블 표면 근전도 측정기(210)는 대상자의 하지에 착용되어 대상자의 최대 무릎 굽힘시 하지의 표면 근전도 신호를 획득하기 위한 것이다.
- [0071] 일 실시예에 따르면, 웨어러블 표면 근전도 측정기(210)에 포함된 적어도 하나의 전극은 대상자의 대퇴이두근의 근육 배에 부착되어 대상자가 무릎을 최대 강도로 굽히는 동안에 표면 근전도 신호를 획득할 수 있다. 웨어러블 표면 근전도 측정기(210)에 의해 획득한 표면 근전도 신호는 실시간으로 또는 기 정해진 시간에 단말 장치(220)로 전송될 수 있다.
- [0072] 단말 장치(220)는 웨어러블 표면 근전도 측정기(210)로부터 수신한 표면 근전도 신호를 이용하여 대상자의 보폭을 예측하기 위한 것으로, 신호 수신부(221), 신호 처리부(222) 및 보폭 예측부(223)를 포함하여 구성될 수 있다.
- [0073] 신호 수신부(221)는 웨어러블 표면 근전도 측정기(210)로부터 대상자의 표면 근전도 신호를 수신할 수 있다.
- [0074] 신호 처리부(222)는 신호 수신부(221)에 의해 수신한 표면 근전도 신호의 평균 RMS 값을 산출할 수 있다.
- [0075] 보폭 예측부(223)는 기 저장된 대상자의 신장 정보 및 신호 처리부(222)에 의해 산출한 평균 RMS 값을 이용하여 기 구축된 제1 예측 모델에 의해 대상자의 보폭을 예측할 수 있다. 제1 예측 모델은 상술한 바와 동일하므로 이에 대한 중복적인 설명은 생략한다.
- [0076] 본 발명은 도면에 도시된 실시예를 참고로 하여 설명되었으나 이는 예시적인 것에 불과하며, 당해 기술이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이로부터 다양한 변형 및 균등한 타 실시예가 가능하다는 점을 이해할 것이다. 따라서 본 발명의 진정한 기술적 보호범위는 아래의 특허청구범위의 기술적 사상에 의하여 정해져야 할 것이다.

도면

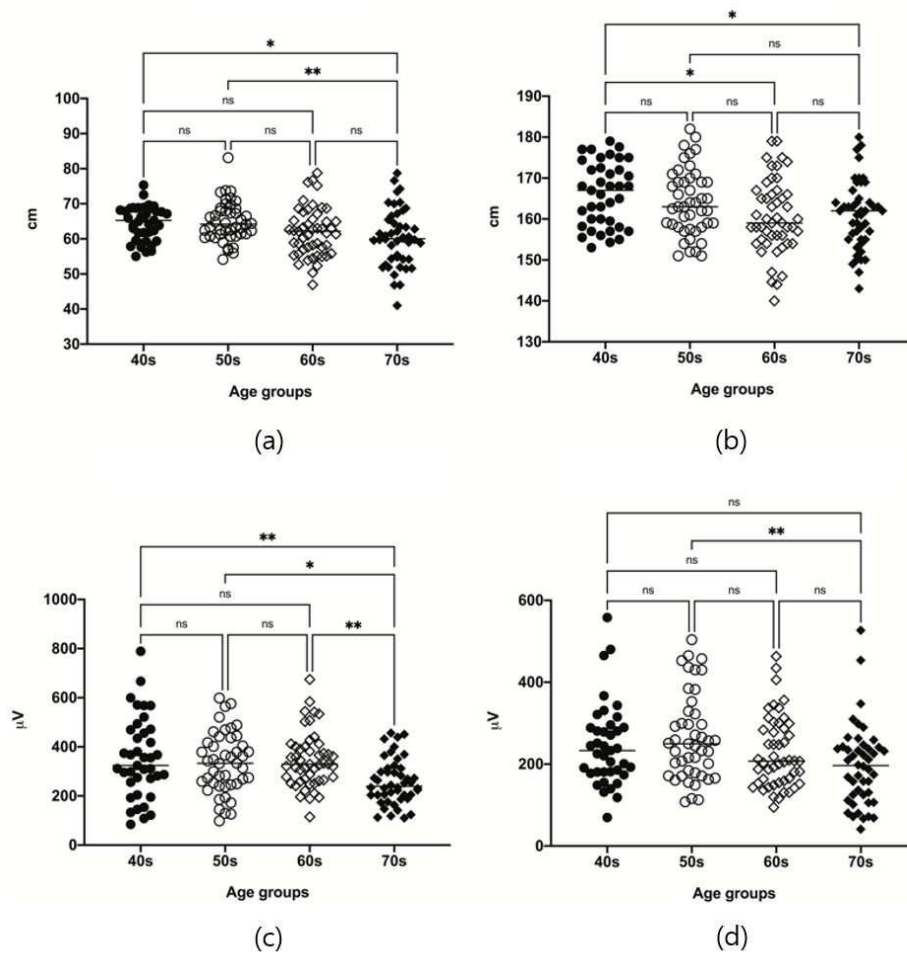
도면1



도면2



도면3



도면4

