

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일

2024년 12월 5일 (05.12.2024)



WIPO | PCT



(10) 국제공개번호

WO 2024/248484 A1

(51) 국제특허분류:

A61B 5/11 (2006.01)

A61B 5/397 (2021.01)

A61B 5/00 (2006.01)

(21) 국제출원번호:

PCT/KR2024/007338

(22) 국제출원일:

2024년 5월 29일 (29.05.2024)

(25) 출원언어:

한국어

(26) 공개언어:

한국어

(30) 우선권정보:

10-2023-0069213 2023년 5월 30일 (30.05.2023) KR

(71) 출원인: 서울대학교병원 (SEOUL NATIONAL UNIVERSITY HOSPITAL) [KR/KR]; 03080 서울특별시 종로구 대학로 101(연건동), Seoul (KR). 고려대학교 산학협력단 (KOREA UNIVERSITY RESEARCH AND BUSINESS FOUNDATION) [KR/KR]; 02841 서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가), Seoul (KR).

(72) 발명자: 이우형 (LEE, Woo Hyung); 06511 서울특별시 서초구 잠원로 37-48 한신아파트, Seoul (KR). 오병모 (OH, Byung Mo); 10415 경기도 고양시 일산동구 강송로 153, 306동 1701호 (마두동, 강촌마을 3단지아파트), Gyeonggi-do (KR). 서한길 (SEO, Han Gil); 05501 서울특별시 송파구 올림픽로 99, 103동 2603호 (잠실동, 잠실엘스), Seoul (KR). 현성은 (HYUN, Sung Eun); 08725 서울특별시 관악구 성현로 80, 107동 1102호 (봉천동, 관악드림타운아파트), Seoul (KR). 김정현 (KIM, Jung Hyun); 21980 인천광역시 연수구 능허대로 343, 1003동 2103호 (동춘동, 송도 파크레인 동일하이빌), Incheon (KR). 김동주 (KIM, Dong Joo); 06004 서울특별시 강남구 압구정로 201, 82동 1106호 (압구정동, 현대아파트), Seoul (KR). 김학승 (KIM, Hak

Seung); 서울특별시 송파구 풍성로22길 25, Seoul (KR). 한태성 (HAN, Tae Seong); 02853 서울특별시 성북구 성북구 고려대로 28-11 b03, Seoul (KR).

(74) 대리인: 특허법인코리아나 (KOREANA PATENT FIRM); 06132 서울특별시 강남구 강남대로 94길 94(역삼동, 케이피빌딩), Seoul (KR).

(81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

(84) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, ME, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

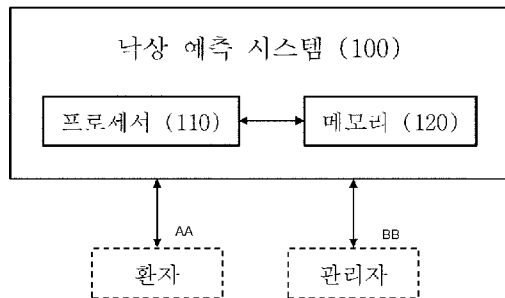
공개:

— 국제조사보고서와 함께 (조약 제21조(3))

(54) Title: METHOD AND SYSTEM FOR PREDICTION OF FALL ON BASIS OF EMG SIGNALS IN STROKE PATIENT

(54) 발명의 명칭: 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법 및 시스템

[도1]



100 ... Fall prediction system
110 ... Processor
120 ... Memory
AA ... Patient
BB ... Manager

(57) Abstract: The present invention provides a method and system for prediction of fall on the basis of EMG signals in a stroke patient. The method for prediction of fall on the basis of EMG signals in a stroke patient, according to one embodiment of the present invention, comprises the steps of: attaching an EMG sensor to a first part among lower limb muscles of the patient; measuring the EMG signals of the patient performing an exercise motion for collecting the EMG signals, by means of the EMG sensor attached to the first part; and determining a fall risk of the patient on the basis of the measured EMG signals.

(57) 요약서: 본 발명은, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법 및 시스템을 제공한다. 본 발명의 일 실시예에 따른 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법은, 상기 환자의 하지 근육들 중 제 1 부위에 근전도 센서를 부착하는 단계; 상기 제 1 부위에 부착된 상기 근전도 센서를 통해, 상기 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행하는 상기 환자의 상기 근전도 신호를 측정하는 단계; 및 측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계를 포함한다.

WO 2024/248484 A1

명세서

발명의 명칭: 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법 및 시스템

기술분야

- [1] 본 발명은, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법 및 시스템에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 뇌졸중은 전 세계적으로 장애의 주요 원인이며, 가장 흔한 증상으로는 근력 약화 및 수축, 운동 조절 장애 등이 있으며, 그 결과 일상생활 및 삶의 질, 활동을 수행함에 있어 기능적 독립성이 감소하게 된다. 종래의 뇌졸중에 대한 운동 재활 치료에서는, 환자가 운동 재활을 하는 동안에 낙상의 위험에 지속적으로 노출되고, 실제로 환자에게 낙상 사고가 발생하므로, 낙상 위험도가 높은 환자의 경우에게는 특별한 주의가 요구된다.
- [3] 또한, 환자가 본인의 낙상 위험도가 높은지 인지하는 것이 낙상을 예방하는 중요한 요소임에도, 치료시간은 제한되어 있기 때문에, 치료사가 환자의 낙상 위험도를 운동 재활 치료 시 매번 확인할 수 없다는 현실적인 어려움이 존재한다.
- [4] 종래의 낙상 위험도를 예측하는 방법에서는, 치료사가 환자의 다양한 균형 동작, 보행 동작, 일상생활 동작을 직접 평가하고 점수를 부여하고 있는데, 이 경우, 치료사의 숙달 여부에 따라 시간이 다소 오래 걸릴 수 있고 정량적 판단이 어려우며, 환자가 실제 치료와는 별개의 동작들을 해야 하므로 환자의 재활 치료 시간이 단축된다는 문제점이 존재한다. 또 다른 종래의 낙상 위험도를 예측하는 방법에서는, 고가의 균형 평가 장비를 사용하여 환자의 낙상 위험도를 평가하므로, 일반적인 병원에서 조차 장비를 구비하기 힘들다는 문제점이 존재한다. 더불어, 종래의 낙상 위험도를 예측하는 방법에서는, 환자의 낙상 위험도를 평가할 때, 환자에게 기립 자세나 보행을 요구하는 경우가 대부분인데, 안전에 대한 보조 장치나 치료사가 있다고 하더라도, 기립 자세를 취하거나 보행하는 것이 어려운 환자에게는 낙상 위험도 측정 자체가 낙상 위험에 노출되는 결과가 된다.
- [5] 따라서, 치료시간 동안에도 간단한 방법으로 빠르게 환자의 낙상 위험도를 확인할 수 있으며, 정량적이고, 저비용이며, 환자가 기립하지 않고도 침상에서 안전하게 측정할 수 있는 효과적인 낙상 예측 방법 및 시스템이 필요하다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [6] 본 발명의 기술적 과제는, 위와 같은 종래 기술의 문제점들을 해결하는 데 있다. 본 실시예가 이루고자 하는 기술적 과제는 상기된 바와 같은 기술적 과제로 한정되지 않으며, 이하의 실시예들로부터 또 다른 기술적 과제들이 유추될 수 있다.

과제 해결 수단

- [7] 상술한 기술적 과제를 달성하기 위한 기술적 수단으로서 일 실시예에 따른 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법은, 상기 환자의 하지 근육들 중 제 1 부위에 근전도 센서를 부착하는 단계; 상기 제 1 부위에 부착된 상기 근전도 센서를 통해, 상기 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행하는 상기 환자의 상기 근전도 신호를 측정하는 단계; 측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계를 포함한다.
- [8] 상기 제 1 부위는 대퇴근막장근 (TFL), 대퇴직근 (RF), 전경골근 (TA) 및 비복근 (GC) 중 어느 하나이고, 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계 이후에, 결정된 상기 환자의 상기 낙상 위험도를 상기 환자 또는 관리자에게 제공하는 단계를 추가로 포함하고, 상기 근전도 신호를 측정하는 단계는 상기 제 1 부위의 최대 수의적 등척성 수축 (MVIC) 을 이용하여 근전도 신호를 측정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [9] 또한, 다른 실시예에 따른 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법은, 환자의 하지 근육들 중 상기 제 1 부위에 관성 센서를 부착하는 단계; 상기 제 1 부위에 부착된 상기 관성 센서를 통해, 상기 환자의 관성 센서 신호를 측정하는 단계; 및 측정된 상기 관성 센서 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계를 추가로 포함할 수 있다.
- [10] 아울러, 측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계는, 상기 근전도 신호의 진폭, 상기 근전도 신호의 파형의 면적, 또는 비-마비 측 근전도 신호에 대한 마비 측 근전도 신호의 비율에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [11] 다른 실시예에 따른 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법은, 상기 환자의 하지 근육들 중 제 1 부위 및 제 2 부위에 근전도 센서를 부착하는 단계; 상기 제 1 부위 및 상기 제 2 부위에 부착된 상기 근전도 센서를 통해, 상기 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행하는 상기 환자의 상기 근전도 신호를 측정하는 단계; 측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [12] 상기 제 1 부위는 대퇴근막장근 (TFL) 이고, 상기 제 2 부위는 대퇴직근 (RF) 이며, 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계 이후에, 결정된 상기 환자의 상기 낙상 위험도를 상기 환자 또는 관리자에게 제공하는 단계를 추가로 포함할 수 있다.
- [13] 또한, 상기 근전도 센서를 부착하는 단계는, 상기 환자의 하지 근육들 중 제 3 부위에 근전도 센서를 부착하는 단계를 추가로 포함하고, 상기 근전도 신호를 측정하는 단계는, 상기 제 3 부위에 부착된 상기 근전도 센서를 통해, 상기 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행하는 상기 환자의 상기 근전도 신호를 측정하는 단계를 추가로 포함하고, 이 경우 상기 제 3 부위는 전경골근 (TA) 또는 비복근 (GC) 일 수 있다.

- [14] 또는, 상기 근전도 센서를 부착하는 단계가, 상기 환자의 하지 근육들 중 제 3 부위 및 제 4 부위에 근전도 센서를 부착하는 단계를 추가로 포함하고, 상기 근전도 신호를 측정하는 단계는, 상기 제 3 부위 및 상기 제 4 부위에 부착된 상기 근전도 센서를 통해, 상기 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행하는 상기 환자의 상기 근전도 신호를 측정하는 단계를 추가로 포함하고, 상기 제 3 부위는 전경골근 (TA) 이고, 상기 제 4 부위는 비복근 (GC) 일 수 있다.
- [15] 아울러, 상기 근전도 신호를 측정하는 단계는 상기 제 1 부위, 상기 제 2 부위, 상기 제 3 부위 및 상기 제 4 부위의 최대 수의적 등척성 수축 (MVIC) 을 이용하여 근전도 신호를 측정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [16] 또 다른 실시예에 따른 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템은, 메모리; 및 상기 메모리에 연결된 적어도 하나의 프로세서를 포함하며, 상기 적어도 하나의 프로세서는: 상기 환자의 하지 근육들 중 제 1 부위에 부착된 근전도 센서를 통해, 상기 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행하는 상기 환자의 상기 근전도 신호를 측정하고; 측정된 상기 근전도 신호의 진폭에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하도록 구성될 수 있다.
- [17] 상기 제 1 부위는 대퇴근막장근 (TFL), 대퇴직근 (RF), 전경골근 (TA) 및 비복근 (GC) 중 어느 하나이고, 상기 적어도 하나의 프로세서는, 결정된 상기 환자의 상기 낙상 위험도를 상기 환자 또는 관리자에게 제공하도록 추가로 구성되고, 상기 제 1 부위의 최대 수의적 등척성 수축 (MVIC) 을 이용하여 근전도 신호를 측정하도록 구성될 수 있다.
- [18] 또한, 상기 적어도 하나의 프로세서는: 환자의 하지 근육들 중 상기 제 1 부위에 관성 센서를 부착하고; 상기 제 1 부위에 부착된 상기 관성 센서를 통해, 상기 환자의 관성 센서 신호를 측정하고; 및 측정된 상기 관성 센서 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하도록 추가로 구성될 수 있다.
- [19] 아울러, 측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 것은, 상기 근전도 신호의 진폭, 상기 근전도 신호의 파형의 면적, 또는 비-마비 측 근전도 신호에 대한 마비 측 근전도 신호의 비율에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 것을 포함할 수 있다.
- [20] 또 다른 실시예에 따른 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템은, 메모리; 및 상기 메모리에 연결된 적어도 하나의 프로세서를 포함하며, 상기 적어도 하나의 프로세서는: 상기 환자의 하지 근육들 중 제 1 부위 및 제 2 부위에 부착된 근전도 센서를 통해, 상기 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행하는 상기 환자의 상기 근전도 신호를 측정하고; 측정된 상기 근전도 신호의 진폭에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하도록 구성될 수 있다.
- [21] 상기 제 1 부위는 대퇴근막장근 (TFL) 이고, 상기 제 2 부위는 대퇴직근 (RF) 이며, 상기 적어도 하나의 프로세서는, 결정된 상기 환자의 상기 낙상 위험도를 상기 환자 또는 관리자에게 제공하도록 추가로 구성될 수 있다.

- [22] 또한, 상기 적어도 하나의 프로세서는, 상기 환자의 하지 근육들 중 제 3 부위에 부착된 상기 근전도 센서를 통해, 상기 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행하는 상기 환자의 상기 근전도 신호를 측정하도록 추가로 구성되고, 상기 제 3 부위는 전경골근 (TA) 또는 비복근 (GC) 일 수 있다.
- [23] 또는, 상기 적어도 하나의 프로세서가, 상기 환자의 하지 근육들 중 제 3 부위 및 제 4 부위에 부착된 상기 근전도 센서를 통해, 상기 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행하는 상기 환자의 상기 근전도 신호를 측정하도록 추가로 구성되고, 상기 제 3 부위는 전경골근 (TA) 이고, 상기 제 4 부위는 비복근 (GC) 일 수 있다.
- [24] 아울러, 상기 적어도 하나의 프로세서는, 상기 제 1 부위, 상기 제 2 부위, 상기 제 3 부위 및 상기 제 4 부위의 최대 수의적 등척성 수축 (MVIC) 을 이용하여 근전도 신호를 측정하도록 구성될 수 있다.
- [25] 또 다른 실시예에 따른 컴퓨터 판독 가능 저장 매체는 상기 실시예들에 따른 방법을 수행하는 프로그램을 기록할 수 있다.

발명의 효과

- [26] 본 발명의 낙상 예측 방법 및 시스템은, 침상 위에서 뇌졸중 환자의 낙상 위험도를 평가한다. 본 발명은, 환자가 침상을 벗어나지 않고도 환자의 낙상 위험도를 평가할 수 있도록 하여, 낙상의 위험도를 낮출 수 있다.
- [27] 구체적으로, 본 발명의 낙상 예측 방법 및 시스템은, 뇌졸중 환자의 최소한의 근육 신호만을 이용하여 환자의 낙상 위험도를 측정하므로, 저비용이며, 간단한 부착 작업만이 요구되어 기기 조작에 큰 어려움이 없다. 또한, 본 발명은, 근전도 센서를 부착한 이후에, 뇌졸중 환자가 침상 위에서 몇 가지의 단순한 측정 동작만을 수행하도록 하기 때문에, 빠르게 낙상 위험도를 측정할 수 있다.
- [28] 아울러, 본 발명의 낙상 예측 방법 및 시스템은, 환자의 근전도 신호를 측정하여 환자의 낙상 위험도를 결정함으로써, 관리자의 숙달 여부에 무관하게 환자의 낙상 위험도를 정량적으로 측정할 수 있다는 효과를 제공한다.
- [29] 즉, 본 발명에 의하면, 치료시간 동안에도 간단한 방법으로 빠르게 환자의 낙상 위험도를 확인할 수 있으며, 정량적이고, 저비용이며, 환자가 낙상 위험에 노출되지 않고 침상에서 안전하게 측정할 수 있는 효과적인 낙상 예측 방법 및 시스템을 제공할 수 있다.
- [30] 본 발명의 효과가 상술한 효과로 제한되는 것은 아니며, 언급되지 아니한 효과들은 본 명세서 및 첨부된 도면으로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확히 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

- [31] 도 1은 일 실시예에 따른 낙상 예측 시스템을 나타낸 도면이다.
- [32] 도 2는 건강한 개인과 뇌졸중 환자의 MVIC 동안의 하지 근육들에서 획득한 EMG 신호들을 나타낸 도면이다.

발명의 실시를 위한 형태

- [33] 이하, 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 바람직한 실시예를 상세히 설명한다. 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다. 명세서 전체에 걸쳐 동일 참조 부호는 동일 구성 요소를 지칭한다.
- [34] 다른 정의가 없다면, 본 명세서에서 사용되는 모든 용어(기술 및 과학적 용어를 포함)는 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 공통적으로 이해될 수 있는 의미로 사용될 수 있을 것이다. 또 일반적으로 사용되는 사전에 정의되어 있는 용어들은 명백하게 특별히 정의되어 있지 않는 한 이상적으로 또는 과도하게 해석되지 않는다.
- [35] 본 명세서에서 사용된 용어는 실시예들을 설명하기 위한 것이며 본 발명을 제한하고자 하는 것은 아니다. 본 명세서에서, 단수형은 문구에서 특별히 언급하지 않는 한 복수형도 포함한다. 명세서에서 사용되는 "포함한다" 및/또는 "포함하는"은 언급된 구성요소 외에 하나 이상의 다른 구성요소의 존재 또는 추가를 배제하지 않는다.
- [36] 본 명세서에서 달리 언급되지 않는다면, "접속되는" 또는 "연결되는"은 하나의 엘리먼트/특징이 다른 엘리먼트/특징과 직접적으로 접속 또는 연결되는 것 또는 타 엘리먼트/특징을 개재하여 간접적으로 접속 또는 연결되는 것을 포함할 수 있고, 반드시 기계적으로 바로 접속 또는 연결되는 것만을 의미하는 것은 아니다. 따라서, 도면들에 도시된 다양한 모식도들은 엘리먼트들과 컴포넌트들의 예시적인 배열들을 도시하지만, 추가의 중재 엘리먼트들, 디바이스들, 특징들 또는 컴포넌트들이 (도시된 엘리먼트들의 기능이 악영향을 받지 않는다고 가정할 때) 실제 실시형태에서 존재할 수도 있다.
- [37] 또한, 본 명세서에서 "전송하는" 또는 "수신하는"은 전송자와 수신자 간에 정보를 직접 전송 또는 수신하는 것뿐만 아니라, 달리 언급되지 않는다면 타 객체를 개재하여 정보를 전송 또는 수신하는 것을 포함할 수 있다.
- [38] 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 상세히 설명한다.
- [39] 도 1은 일 실시예에 따른 낙상 예측 시스템을 나타낸 블록도이다.
- [40] 도 1을 참조하면, 낙상 예측 시스템 (100)은 프로세서 (110) 및 메모리 (120)를 포함할 수 있고, 환자로부터 신호를 수신하고 환자 또는 관리자에게 정보를 제공할 수 있다.
- [41] 도 1에 도시된 낙상 예측 시스템 (100)에는 본 실시예들과 관련된 구성요소들만이 도시되어 있다. 따라서, 낙상 예측 시스템 (100)에 도 1에 도시된 구성요소

들 외에 다른 범용적인 구성요소들이 더 포함될 수 있음은 당업자에게 자명하며, 낙상 예측 시스템 (100) 은 하나 또는 그 이상의 서버/장치의 형태로 구현될 수 있다.

- [42] 도 1에는 도시되지 않았지만, 낙상 예측 시스템 (100) 은 독자적으로 동작할 수 있고, 또는 서버 및/또는 모바일 단말 등과 연동하여서도 동작할 수 있다. 이 경우, 낙상 예측 시스템 (100) 은 각 동작을 트리거하는 인터페이스를 서버 및/또는 모바일 단말에 제공할 수 있다.
- [43] 프로세서 (110) 는 낙상 예측 시스템 (100) 에 의해 수행되는 각 단계들을 수행하도록 구성될 수 있다. 한편, 다른 실시예에서, 소정의 단계들은 관리자의 개입 하에 수행될 수도 있다. 이하에서는 낙상 예측 시스템 (100) 이 프로세서 (110) 를 이용하여 수행하는 구체적인 동작 방법에 대해 상세히 설명한다.
- [44] 낙상 예측 시스템 (100) 은 침상 위의 뇌졸중 환자의 근전도 신호를 측정할 수 있다. 낙상 예측 시스템 (100) 에서는, 환자의 낙상 위험도를 측정하는 경우에 간단한 부착 작업만이 요구되기 때문에, 관리자가 시스템을 조작하는데 큰 어려움이 없다. 즉, 관리자는 환자의 낙상 위험도를 측정하기 위하여 표면 근전도 센서를 환자의 하지 근육들 중 적어도 하나의 부위에 부착할 수 있다. 이 때, 환자의 하지 근육들 중 근전도 센서가 부착되는 부위는 대퇴근막장근 (Tensor Fascia Lata, TFL), 대퇴직근 (Rectus Femoris, RF), 전경골근 (Tibialis Anterior, TA) 및 비복근 내측 (Gastrocnemius medialis, GC) 중 적어도 하나일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니다.
- [45] 물론, 가능한 많은 근전도 센서들이 환자의 하지 근육들에 부착되고, 부착된 근전도 센서들로부터 측정되는 근전도 신호를 분석하여 환자의 낙상 위험도를 측정하는 것이, 정확도 측면에서는 최상일 수 있다. 그러나, 치료시간은 제한되어 있기 때문에, 정확하면서도, 간단하고 빠르게 환자의 낙상 위험도를 측정하는 낙상 예측 시스템이 제공되는 것이 중요하다. 즉, 본 발명의 낙상 예측 시스템 (100) 은, 최소 개수의 근육을 대상으로 하는 최소 개수의 근전도 센서를 사용하여 환자의 낙상 위험도를 정확하게 측정하고자 한다.
- [46] 이러한 기술적 과제를 달성하기 위해서는, 근전도 센서가 부착되는 환자의 하지 근육들의 조합을 설정한 후, 하지 근육들의 해당 조합으로부터 측정한 근전도 신호가, 환자의 낙상 위험도에 관한 지표가 될 수 있는지 확인하는 것이 중요하다. 이와 관련하여, 본 발명의 낙상 예측 시스템 (100) 은 환자의 하지 근육들 중 대퇴근막장근 (TFL), 대퇴직근 (RF), 전경골근 (TA) 및 비복근 내측 (GC) 의 근전도 신호를 측정한다.
- [47] 본 발명의 낙상 예측 시스템 (100) 에서 근전도 신호를 측정하는 대상으로서, 둔근 (Gluteal muscles) 대신에 대퇴근막장근 (TFL) 을 선택한 이유는, 대퇴근막장근 (TFL) 이 피하 지방 조직이 상대적으로 얇고, 반듯이 누운 자세와 옆으로 누운 자세에서 EMG 신호를 측정하는 동안 기계적으로 자극될 가능성이 낮기 때문이다. 또한, 대퇴근막장근 (TFL) 은 한 발 서기 및 보행 동안에 균형 제어에 주요 기능을

하고, 한 발 서기하는 동안 골반 안정화를 위한 코어 근육들 중 하나로 작용하기 때문이다. 아울러, 본 발명의 낙상 예측 시스템 (100) 에서 근전도 신호를 측정하는 대상으로서, 대퇴직근 (RF) 을 선택한 이유는, 대퇴직근 (RF) 이 무릎의 주요 신근 (extensor) 으로서, 서 있기, 걷기, 달리기와 같은 기능적 움직임 및 균형 제어에 필수적인 역할을 하는 대퇴사두근 (Quadriceps femoris muscles) 중 하나이기 때문이다.

- [48] 낙상 예측 시스템 (100) 은 환자의 하지 근육들 중 제 1 부위에 근전도 센서를 부착하고, 상기 제 1 부위에 부착된 근전도 센서로부터 근전도 신호를 측정할 수 있다. 이 때, 낙상 예측 시스템 (100) 은 상기 제 1 부위의 최대 수의적 등척성 수축 (MVIC) 을 이용하여 근전도 신호를 측정할 수 있다. 이 경우, 제 1 부위는 대퇴근막장근 (TFL), 대퇴직근 (RF), 전경골근 (TA) 및 비복근 내측 (GC) 중에서 선택될 수 있다. 보다 바람직하게는, 상기 제 1 부위는 대퇴근막장근 (TFL) 일 수 있다.
- [49] 일 실시예로서, 근전도 신호를 측정하기 위하여 근전도 센서가 부착되는 위치는, 대퇴근막장근 (TFL) 의 경우, 대전자 (greater trochanter) 앞 쪽으로 두 손가락 너비에 해당하는 지점이고; 대퇴직근 (RF) 의 경우, 전상장골극 (anterior superior iliac spine) 에서 슬개골 (patella) 상부까지의 선상에서 절반에 해당하는 지점이고; 전경골근 (TA) 의 경우, 비골두 (fibular head) 에서 내측 복사 (medial malleolus) 까지의 선상에서 3분의 1에 해당하는 지점이며; 비복근 내측 (GC) 의 경우, 슬와강 (popliteus cavity) 의 내측으로부터 아킬레스건 (Achilles tendon) 내측까지의 선상에서 4분의 1에 해당하는 지점일 수 있다.
- [50] 낙상 예측 시스템 (100) 에서, 환자는 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행한다. 환자는 관리자로부터 환자가 수행할 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작에 대하여 사전에 교육받을 수 있다. 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작은 반듯이 누운 자세, 옆으로 누운 자세, 침상에 앉은 자세 중 적어도 하나일 수 있으나, 이에 한정되는 것은 아니며, 환자가 침상 위에서 수행할 수 있는 운동 동작이면 모두 가능하다.
- [51] 보다 구체적으로, 최대 수의적 등척성 수축 (MVIC) 동안에, 환자는 네 개의 하지 근육들 (TFL, RF, TA, GC) 을 수축하기 위하여, 특정 운동 동작을 수행할 수 있다. 일 실시예로서, 대퇴근막장근 (TFL) 의 경우, 환자는 옆으로 누운 상태에서 바깥쪽 다리를 30 도 들어올린 상태로 바닥 방향의 저항이 있는 상태에서 유지하고; 대퇴직근 (RF) 의 경우, 환자는 반듯이 누운 상태에서 무릎을 30 도 들어올린 상태로 바닥 방향의 저항이 있는 상태에서 유지하며; 전경골근 (TA) 및 비복근 내측 (GC) 의 경우, 환자는 반듯이 누운 상태에서 발바닥 또는 발등 방향의 저항이 있는 상태에서 발목이 다리와 90 도가 되도록 하는 자세를 유지할 수 있다.
- [52] 위와 같이, 본 발명의 낙상 예측 시스템 및 방법에서는 뇌졸중 환자가 누운 자세에 있더라도 환자가 하지 근육들을 수축하는 것만으로 낙상 위험도를 결정할 수 있기 때문에, 앉아 있기조차 어려운 뇌졸중 환자의 낙상 위험도 또한 측정할 수 있다는 효과를 제공할 수 있다.

- [53] 낙상 예측 시스템 (100) 은 측정된 근전도 신호 및 그 진폭의 크기를 메모리 (120) 에 저장할 수 있다. 또한, 낙상 예측 시스템 (100) 은 측정된 근전도 신호의 진폭에 기초하여 환자의 낙상 위험도를 결정할 수 있다. 환자의 낙상 위험도는, 그 정도에 따라 레벨 (level) 로 분류될 수 있고, 점수로 표시될 수도 있으며, 이에 한정되는 것은 아니고, 환자가 낙상 사고를 당할 위험도를 표시할 수 있는 수치나 분류 체계 등을 통해 표시 및/또는 결정되면 된다.
- [54] 낙상 예측 시스템 (100) 은 측정된 환자의 근전도 신호의 진폭에 대한 정보 및/또는 이를 통해 결정된 환자의 낙상 위험도를 환자 또는 관리자에게 제공할 수 있다. 예컨대, 낙상 예측 시스템 (100) 은 디스플레이 또는 스피커 등의 출력 장치를 더 포함하고, 이들 출력 장치를 통해 환자 또는 관리자에게 정보를 제공할 수 있다. 이 경우, 낙상 예측 시스템 (100) 은 측정된 환자의 근전도 신호의 진폭에 대한 정보 및/또는 이를 통해 결정된 환자의 낙상 위험도를 디스플레이에 표시하거나 스피커를 통해 음성으로 출력할 수도 있다.
- [55] 다른 실시예의 낙상 예측 시스템 (100) 은 환자의 하지 근육들 중 두 개의 부위, 즉 제 1 부위 및 제 2 부위에 근전도 센서를 부착하고, 제 1 부위 및 제 2 부위에 부착된 근전도 센서로부터 근전도 신호를 측정하며, 측정된 근전도 센서의 진폭에 기초하여 환자의 낙상 위험도를 결정할 수 있다. 이 경우, 제 1 부위 및 제 2 부위는 대퇴근막장근 (TFL), 대퇴직근 (RF), 전경골근 (TA) 및 비복근 내측 (GC) 중에서 선택될 수 있다. 보다 바람직하게는, 제 1 부위는 대퇴근막장근 (TFL) 이고, 제 2 부위는 대퇴직근 (RF) 일 수 있다.
- [56] 또 다른 실시예의 낙상 예측 시스템 (100) 은 환자의 하지 근육들 중 세 개의 부위, 즉 제 1 부위, 제 2 부위 및 제 3 부위에 근전도 센서를 부착하고, 제 1 부위, 제 2 부위 및 제 3 부위에 부착된 근전도 센서로부터 근전도 신호를 측정하며, 측정된 근전도 센서의 진폭에 기초하여 환자의 낙상 위험도를 결정할 수도 있다. 이 경우, 제 1 부위, 제 2 부위 및 제 3 부위는 대퇴근막장근 (TFL), 대퇴직근 (RF), 전경골근 (TA) 및 비복근 내측 (GC) 중에서 선택될 수 있다. 보다 바람직하게는, 제 1 부위는 대퇴근막장근 (TFL) 이고, 제 2 부위는 대퇴직근 (RF) 이며, 제 3 부위는 전경골근 (TA) 일 수 있다.
- [57] 또 다른 실시예의 낙상 예측 시스템 (100) 은 환자의 하지 근육들 중 네 개의 부위, 즉 제 1 부위, 제 2 부위, 제 3 부위 및 제 4 부위에 근전도 센서를 부착하고, 제 1 부위, 제 2 부위, 제 3 부위 및 제 4 부위에 부착된 근전도 센서로부터 근전도 신호를 측정하며, 측정된 근전도 센서의 진폭에 기초하여 환자의 낙상 위험도를 결정할 수도 있다. 이 경우, 제 1 부위, 제 2 부위, 제 3 부위 및 제 4 부위는 각각 대퇴근막장근 (TFL), 대퇴직근 (RF), 전경골근 (TA) 및 비복근 내측 (GC) 일 수 있다.
- [58] 또한, 낙상 예측 시스템 (100) 은 환자의 하지 근육들 (TFL, RF, TA, GC) 의 최대수의적 등척성 수축 (MVIC) 을 이용하여 근전도 신호를 측정할 수 있다.
- [59] 또 다른 실시예에 따른 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템은, 근전도 신호 외에도 관성 센서로부터의 관성 센서 신호를 추가적으로 이용

할 수 있다. 구체적으로, 환자의 하지 근육들 중 상기 제 1 부위에 관성 센서를 부착하고, 제 1 부위에 부착된 관성 센서를 통해, 환자의 관성 센서 신호를 측정하고, 측정된 관성 센서 신호에 기초하여 환자의 낙상 위험도를 결정할 수 있다. 근전도 신호와 함께 관성 센서 신호가 낙상 예측 모델에 입력 데이터로 사용됨으로써, 환자의 낙상 위험도를 보다 정확하게 결정할 수 있다.

[60] 또 다른 실시예에 따른 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템은, 측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 경우에, 상기 근전도 신호의 진폭, 상기 근전도 신호의 파형의 면적, 또는 비-마비 측 근전도 신호에 대한 마비 측 근전도 신호의 비율에 기초하여 환자의 낙상 위험도를 결정할 수 있다. 예를 들어, 근전도 신호의 진폭의 최댓값, 보다 구체적으로, 근전도 신호 진폭의 RMS (root mean square) 값의 최댓값에 기초하여 환자의 낙상 위험도를 결정할 수 있다.

[61] 또한, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템은, 근전도 신호의 파형과 시간축 사이의 면적에 기초하여 환자의 낙상 위험도를 결정할 수 있다. 하지 근육의 근전도 신호 파형은, 마비 증세를 보이는 경우보다 건강한 경우에, 그 면적이 넓은 경향을 보인다. 즉, 도 2에서 알 수 있는 바와 같이, BBS 값이 작아질수록 근전도 신호 파형이 시간축과 이루는 면적은 감소한다.

[62] 더불어, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템은, 비-마비 측 근전도 신호에 대한 마비 측 근전도 신호의 비율에 기초하여 환자의 낙상 위험도를 결정할 수 있다. 뇌졸중 환자의 경우, 같은 하지 근육이라도 마비 증세를 보이는 근육과 비-마비 측의 근육이 있을 수 있다. 예를 들어, 오른쪽의 대퇴근막장근 (TFL), 대퇴직근 (RF), 전경골근 (TA) 또는 비복근 (GC) 은 마비 증세가 보이나, 왼쪽의 대퇴근막장근 (TFL), 대퇴직근 (RF), 전경골근 (TA) 또는 비복근 (GC) 은 마비 증세가 나타나지 않고 건강할 수 있다. 이 경우, 본 발명의 시스템은 비-마비 측 근전도 신호에 대한 마비 측 근전도 신호의 비율을 계산하고, 이를 기초로 환자의 낙상 위험도를 결정할 수 있다. 예를 들어, 마비 증세가 나타나는 오른쪽 대퇴근막장근 (TFL) 에 대한 근전도 신호 진폭의 RMS 값의 최댓값을, 비-마비인 왼쪽 대퇴근막장근 (TFL) 에 대한 근전도 신호 진폭의 RMS 값의 최댓값으로 나누고, 그 값을 이용하여 환자의 낙상 위험도를 결정할 수 있다.

[63] 프로세서 (110) 는 PC(personal computer), 서버 디바이스, 모바일 디바이스, 임베디드 디바이스, IoT(Internet of Things) 디바이스 등의 다양한 종류의 컴퓨팅 디바이스들에 구비된 프로세서 (110) 에 해당할 수 있다. 예를 들어, 프로세서 (110) 는 CPU(central processing unit), GPU(graphics processing unit), AP(application processor), NPU(neural processing unit) 등과 같은 프로세서 (110) 에 해당할 수 있으나, 이에 제한되지 않는다.

[64] 프로세서 (110) 는 다수의 논리 게이트들의 어레이로 구현될 수도 있고, 범용적인 마이크로 프로세서와 이 마이크로 프로세서에서 실행될 수 있는 프로그램이 저장된 메모리 (120) 의 조합으로 구현될 수도 있다. 또한, 다른 형태의 하드웨어

로 구현될 수도 있음을 본 실시예가 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이해할 수 있다.

- [65] 메모리 (120) 는 프로세서 (110) 에 의해 처리되는 각종 데이터들을 저장하는 하드웨어로서, 예를 들어, 환자 또는 이용자로부터 수신한 데이터, 환자 또는 이용자에게 전송한 데이터 및 낙상 예측 시스템 (100) 에서 생성한 데이터 등에 대한 정보를 저장할 수 있다. 또한, 메모리 (120) 는 프로세서 (110) 에 의해 구동될 다양한 프로그램들 또는 애플리케이션들 등을 저장할 수 있다.
- [66] 메모리 (120) 는 휘발성 메모리(volatile memory) 또는 불휘발성 메모리(nonvolatile memory) 중 적어도 하나를 포함할 수 있다. 불휘발성 메모리는 ROM(Read Only Memory), PROM(Programmable ROM), EPROM(Electrically Programmable ROM), EEPROM(Electrically Erasable and Programmable ROM), 플래시 메모리, PRAM(Phase-change RAM), MRAM(Magnetic RAM), RRAM(Resistive RAM), FeRAM(Ferroelectric RAM) 등을 포함한다. 휘발성 메모리는 DRAM(Dynamic RAM), SRAM(Static RAM), SDRAM(Synchronous DRAM), PRAM, MRAM(Magnetic RAM), RRAM(Resistive RAM) 등을 포함한다. 실시예에 있어서, 메모리 (120) 는 HDD(Hard Disk Drive), SSD(Solid State Drive), CF(compact flash), SD(secure digital), Micro-SD(micro secure digital), Mini-SD(mini secure digital), xD(extreme digital) 또는 Memory Stick 중 적어도 하나로 구현될 수 있다.
- [67] 이하에서는, 종래의 낙상 예측 시스템의 문제점을 해결하기 위하여, 최소 개수의 근육을 대상으로 하는 최소 개수의 근전도 센서를 사용하여 환자의 낙상 위험도를 측정하는 본 발명의 낙상 예측 시스템의 구체적인 실시예에 대해서 설명한다.
- [68] 종래에는, 버그 균형 척도 (Berg Balance Scale, BBS), Morse Falls Scale, Chedoke-McMaster Stroke Impairment Inventory 및 기능적 독립 평가법 (Functional Independence Measure) 을 포함하여, 낙상 위험도를 측정하기 위한 여러가지의 평가 도구가 존재한다. 대표적으로, 버그 균형 척도 (BBS) 의 경우에는, 관리자가 다양한 균형 동작, 보행 동작, 일상생활 동작을 수행하는 환자를 관찰하여, 환자의 낙상 위험도를 직접 평가하게 된다. 즉, 종래의 낙상 예측 방법에서는, 환자가 낙상 위험도를 평가받는 동안에 낙상의 위험에 노출되며, 관리자의 숙련도에 따라 낙상 위험도가 정량적으로 측정되기 어렵다는 문제점이 존재한다.
- [69] 이러한 종래 기술의 문제점을 해결함과 동시에, 버그 균형 척도 (BBS) 를 대체할 환자의 낙상 위험도에 관한 지표를 제공하기 위하여, 본 발명에서는, 침상 위의 환자의 하지 근육들의 근전도 신호에 기초하여 환자의 낙상 위험도를 평가한다.
- [70] 본 발명에서는, 버그 균형 척도 (BBS) 점수가 29 이하인 건강한 개인 및 뇌졸중 환자 10명과, 버그 균형 척도 (BBS) 점수가 29 초과인 건강한 개인 및 뇌졸중 환

자 10명을 모집하고, 이들의 인구 통계학적, 신경학적 및 기능적 특성을 조사하였다. 아래 표 1은 그 결과를 나타낸다.

[71] [표1]

		버그 균형 척도 ≤ 29 (n=10)	버그 균형 척도 > 29 (n=10)	P value
나이		57.3 ± 15.3	62.5 ± 11.1	0.328
여성 수 (n)		5 (50)	3 (30)	0.37
키 (cm)		165.9 ± 13.9	162.7 ± 8.7	0.35
몸무게 (kg)		62.5 ± 21.2	64.7 ± 10.3	0.206
뇌졸중 발생부터 측정까지의 기간 (월)		69.3 ± 82.6	55.5 ± 38.4	0.145
병변 유형	중핵	8 (80.0)	8 (80.0)	0.328
	총합	4 (40.0)	2 (20.0)	
병변 편측성	우	5 (50.0)	4 (40.0)	
	좌	5 (50.0)	6 (60.0)	1
병변 위치	전막 위	10 (100.0)	9 (90.0)	1
	전막 아래	0 (0.0)	1 (10.0)	
버그 균형 척도, 평균		13.7 ± 10.8	40.4 ± 6.9	-
Modified Rankin scale		0부터 2	3 (30.0)	0.211
		3부터 5	7 (70.0)	
Functional Ambulation Categories		0부터 3	7 (70.0)	0.211
		4부터 5	3 (30.0)	
Lower extremity motor score Motor Assessment		11.6 ± 7.6	24.6 ± 5.7	0.007*
Mini-Mental State Examination		21.1 ± 9.7	26.8 ± 5.8	0.211
Motor evoked potential	Brainstem	2 (20.0)	2 (20.0)	1
	Amplitude (mV)	2.56 ± 2.51 ± 2	1.36 ± 1.32 ± 1	

[72] 도 2는, BBS 점수가 29 초과 또는 29 이하인, 20명의 건강한 개인 및 뇌졸중 환자의, MVIC 동안의 대퇴근막장근 (TFL), 대퇴직근 (RF), 전경골근 (TA) 및 비복근 내측 (GC) 에서 획득한 EMG 신호들을 나타낸다. 도 2를 통해, BBS 점수가 29 초과인 뇌졸중 환자의 EMG 신호의 진폭은 BBS 점수가 29 이하인 뇌졸중 환자의 EMG 신호의 진폭보다 크다는 것을 알 수 있고, 건강한 개인의 EMG 신호의 진폭은 BBS 점수가 29 초과인 뇌졸중 환자의 EMG 신호의 진폭보다 크다는 것을 알 수 있다. 즉, BBS 점수는 EMG 신호의 진폭과 양의 상관관계를 갖는다는 것을 발견하였다.

[73] 이러한 특성은, 아래 표 2에서도 알 수 있다.

[74] [표2]

	마비 측면의 EMG 진폭 (nV)			비-마비 측면의 EMG 진폭 (nV)		
	버그 균형 척도 ≤ 29 (n=10)	버그 균형 척도 > 29 (n=10)	P value	버그 균형 척도 ≤ 29 (n=10)	버그 균형 척도 > 29 (n=10)	P value
TFL	0.009 ± 0.005	0.034 ± 0.021	<0.001*	0.068 ± 0.039	0.105 ± 0.084	0.036*
RF	0.017 ± 0.008	0.048 ± 0.025	<0.001*	0.065 ± 0.027	0.105 ± 0.066	0.004*
TA	0.006 ± 0.003	0.037 ± 0.025	<0.001*	0.067 ± 0.023	0.099 ± 0.054	0.004*
GC	0.011 ± 0.006	0.016 ± 0.012	0.025*	0.039 ± 0.030	0.034 ± 0.025	0.315

[75] 위 표 2에서 나타난 바와 같이, BBS 점수가 29 초과인 뇌졸중 환자들과 BBS 점수가 29 이하인 뇌졸중 환자들 사이의 EMG 신호의 진폭은, 마비 측면의 모든 TFL, RF, TA 및 GC 에서, 또한 비-마비 측면의 TFL, RF 및 TA 각각에서, 유의한 차이가 존재하였다. 즉, 마비된 측면에서 측정된 하지 근육들 (TFL, RF, TA 및 GC) 에서 EMG 신호의 진폭은 BBS 점수와 유의한 양의 상관관계를 보인다는 것을 알 수 있었다.

[76] 본 발명에서는, 낙상 위험도 측정 과정에서 환자가 낙상 위험에 노출되도록 하는 버그 균형 척도 (BBS) 평가 도구를 대체할 방법을 고안한 것이다. 구체적으로,

본 발명에서는 침상 위의 환자의 하지 근육들의 근전도 신호를 측정함으로써, 낙상 위험에 노출될 필요 없이, 저비용으로 간단하고 빠르게, 정량적으로 낙상 위험도를 측정할 수 있다.

- [77] 더 나아가, 본 발명에서는, 네 부위의 하지 근육들 중 어떠한 조합의 하지 근육들이 환자의 낙상 위험도를 정확하게 나타낼 수 있는 지 확인하기 위하여, 총 15 가지의 낙상 위험도에 관한 머신러닝 기반 예측 모델이 개발되었다. 낙상 위험도의 높낮음은 29 초과 및 29 이하의 BBS 점수로 설정되었으며, 20명의 건강한 개인 및 뇌졸중 환자의 하지 근육들의 EMG 신호 진폭의 RMS (root mean square) 값의 최댓값이 입력 변수로 설정되었다. 아래 표 3은 15 가지의 낙상 위험도에 관한 예측 모델의 성능 결과를 나타낸다.

[78] [표3]

		MCC	AUC	Sensitivity	Specificity
1 근육 기반 낙상 예측 모델	TFL	0.626	0.917	0.771	0.889
	RF	0.607	0.873	0.790	0.873
	TA	0.447	0.861	0.657	0.851
	GC	0.342	0.772	0.667	0.739
2 근육 기반 낙상 예측 모델	TFL 및 RF	0.646	0.925	0.800	0.891
	TFL 및 TA	0.642	0.912	0.829	0.870
	TFL 및 GC	0.632	0.886	0.733	0.910
	RF 및 TA	0.612	0.881	0.724	0.904
	RF 및 GC	0.545	0.903	0.676	0.889
	TA 및 GC	0.472	0.861	0.648	0.858
3 근육 기반 낙상 예측 모델	TFL, RF 및 TA	0.613	0.896	0.781	0.898
	TFL, RF 및 GC	0.584	0.896	0.695	0.889
	TFL, TA 및 GC	0.581	0.913	0.714	0.889
	RF, TA 및 GC	0.580	0.893	0.752	0.869
4 근육 기반 낙상 예측 모델	TFL, RF, TA 및 GC	0.566	0.906	0.695	0.889

- [79] 위 표 3을 참조하면, 1 개의 하지 근육 기반 낙상 예측 모델들 중에서는, TFL 기반 낙상 예측 모델이 최고의 성능 (MCC: 0.626, AUC: 0.917, sensitivity: 0.771, specificity: 0.889) 을 보였으며, RF, TA 및 GC 순서대로 좋은 성능을 보였다. 또한, 2 개의 하지 근육 기반 낙상 예측 모델들 중에서는, TFL 및 RF 기반 낙상 예측 모델이 최고의 성능 (MCC: 0.646, AUC: 0.925, sensitivity: 0.800, specificity: 0.891) 을 보였다. 즉, TFL 및/또는 RF 의 EMG 신호의 진폭은 환자의 낙상 위험도를 평가 하는데 중요한 지표가 된다는 것이 확인되었다.

- [80] 따라서, 본 발명의 낙상 예측 시스템 (100) 은 환자의 하지 근육들 중 대퇴근막장근 (TFL) 의 근전도 신호를 측정하고, 측정된 근전도 신호의 진폭에 기초하여 환자의 낙상 위험도를 결정함으로써, 전술한 기술적 과제를 달성할 수 있다. 또한, 본 발명의 낙상 예측 시스템 (100) 은 환자의 하지 근육들 중 대퇴근막장근 (TFL) 및 대퇴직근 (RF) 의 근전도 신호를 측정하고, 측정된 근전도 신호의 진폭에 기초하여 환자의 낙상 위험도를 결정함으로써, 전술한 기술적 과제를 달성할 수도 있다. 그러나, 본 발명의 낙상 예측 시스템 (100) 은, 환자의 낙상 위험도를 결정하기 위하여, 전경골근 (TA) 및/또는 비복근 내측 (GC) 의 근전도 신호를 추가적으로 이용할 수도 있다.

- [81] 이처럼, 본 발명의 낙상 예측 시스템 및 방법은, 환자의 수 많은 하지 근육들 중에서도 대퇴근막장근 (TFL) 이나, 또는 대퇴근막장근 (TFL) 및 퇴직근 (RF) 의 근

전도 신호를 측정하고, 측정된 근전도 신호의 진폭에 기초하여 환자의 낙상 위험도를 결정함으로써, 치료시간 동안에도 간단한 방법으로 빠르게, 정량적으로 환자의 낙상 위험도를 측정할 수 있으며, 비용이 저렴할 뿐만 아니라, 환자가 기립하지 않고도 침상에서 안전하게 환자의 낙상 위험도를 측정할 수 있다는 효과를 제공할 수 있다. 특히, 본 발명의 낙상 예측 시스템 및 방법에서는 뇌졸중 환자가 누운 자세에 있더라도 환자가 하지 근육들을 수축하는 것만으로 낙상 위험도를 결정할 수 있기 때문에, 앉아 있기조차 어려운 뇌졸중 환자의 낙상 위험도 또한 측정할 수 있다는 효과를 제공할 수 있다.

- [82] 한편, 본 명세서에서 개시된 방법 또는 낙상 예측 시스템과 프로세스에서 설명된 처리의 순서는 일 예로서 설명된 것이다. 따라서 필요에 따라 각 단계들의 순서는 본 발명의 사상 내에서 조정될 수 있다. 또한 본 명세서에서 개시된 디바이스 및 시스템은 본 명세서에서 설명된 기능들을 수행할 수 있는 수단들을 포함할 수 있고, 필요에 따라 독립된 디바이스 또는 시스템으로 구현되거나 또는 다른 시스템과 연동되거나 통합된 형태로 존재할 수도 있다.
- [83] 도 1 내지 도 2를 참조하여 설명한 동작들은 프로그램을 기록한 컴퓨터 판독 가능 저장 매체에서 수행되거나 구현될 수 있다. 그리고 컴퓨터 판독 가능 매체에 저장된 명령들은 각 디바이스 또는 시스템에서 프로세서에 의해 그 명령과 관련된 방법 및 처리가 수행되게 할 수 있다.
- [84] 비제한적인 예로서, 컴퓨터 판독 가능 매체들은 RAM, ROM, EEPROM, CD-ROM 또는 다른 광디스크 스토리지, 자기디스크 스토리지 또는 다른 자기 저장 디바이스들, 또는 원하는 프로그램 코드 수단을 명령들 또는 데이터 구조들의 형태로 저장하는 데 사용될 수 있으며 범용 또는 특수-목적 컴퓨터, 또는 범용 또는 특수-목적 프로세서에 의해 액세스될 수 있는 임의의 다른 저장 매체를 포함할 수 있다. 디스크 (disk) 및 디스크 (disc) 는, 본원에서 사용할 때, 콤팩트 디스크 (CD), 레이저 디스크, 광 디스크, 디지털 다기능 디스크 (DVD), 플로피 디스크 및 Blu-ray 디스크를 포함하며, 디스크들 (disks) 은 데이터를 자기적으로 보통 재생하지만, 디스크들 (discs) 은 레이저로 데이터를 광학적으로 재생한다. 앞에서 언급한 것들의 조합들이 또한 컴퓨터 판독 가능 저장 매체의 범위 내에 포함되어야 한다.
- [85] 이상 첨부된 도면을 참조하여 본 발명의 실시예들을 설명하였지만, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는 본 발명이 그 기술적 사상이나 필수적인 특징을 변경하지 않고서 다른 구체적인 형태로 실시될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 그러므로 이상에서 기술한 실시예들은 모든 면에서 예시적인 것이며 한정적이 아닌 것으로 이해해야만 한다.

청구범위

- [청구항 1] 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법으로서,
상기 환자의 하지 근육들 중 제 1 부위에 근전도 센서를 부착하는 단계;
상기 제 1 부위에 부착된 상기 근전도 센서를 통해, 상기 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행하는 상기 환자의 상기 근전도 신호를 측정하는 단계; 및
측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계를 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 2] 제 1 항에 있어서,
상기 제 1 부위는 대퇴근막장근 (TFL), 대퇴직근 (RF), 전경골근 (TA) 및 비복근 (GC) 중 어느 하나인, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 3] 제 1 항에 있어서,
상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계 이후에,
결정된 상기 환자의 상기 낙상 위험도를 상기 환자 또는 관리자에게 제공하는 단계를 추가로 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 4] 제 1 항에 있어서,
상기 근전도 신호를 측정하는 단계는 상기 제 1 부위의 최대 수의적 등척성 수축 (MVIC) 을 이용하여 근전도 신호를 측정하는 단계를 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 5] 제 1 항에 있어서,
상기 환자의 하지 근육들 중 상기 제 1 부위에 관성 센서를 부착하는 단계;
상기 제 1 부위에 부착된 상기 관성 센서를 통해, 상기 환자의 관성 센서 신호를 측정하는 단계; 및
측정된 상기 관성 센서 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계를 추가로 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 6] 제 1 항에 있어서,
측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계는, 상기 근전도 신호의 진폭에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계를 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 7] 제 1 항에 있어서,
측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계는, 상기 근전도 신호의 파형의 면적에 기초하여 상기 환자의 낙상

위험도를 결정하는 단계를 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.

- [청구항 8] 제 1 항에 있어서,
측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계는, 비-마비 측 근전도 신호에 대한 마비 측 근전도 신호의 비율에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계를 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 9] 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법으로서,
상기 환자의 하지 근육들 중 제 1 부위 및 제 2 부위에 근전도 센서를 부착하는 단계;
상기 제 1 부위 및 상기 제 2 부위에 부착된 상기 근전도 센서를 통해, 상기 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행하는 상기 환자의 상기 근전도 신호를 측정하는 단계; 및
측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계를 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 10] 제 9 항에 있어서,
상기 제 1 부위는 대퇴근막장근 (TFL) 이고, 상기 제 2 부위는 대퇴직근 (RF) 인, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 11] 제 9 항에 있어서,
상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계 이후에,
결정된 상기 환자의 상기 낙상 위험도를 상기 환자 또는 관리자에게 제공하는 단계를 추가로 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 12] 제 9 항에 있어서,
상기 근전도 센서를 부착하는 단계는,
상기 환자의 하지 근육들 중 제 3 부위에 근전도 센서를 부착하는 단계를 추가로 포함하고,
상기 근전도 신호를 측정하는 단계는,
상기 제 3 부위에 부착된 상기 근전도 센서를 통해, 상기 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행하는 상기 환자의 상기 근전도 신호를 측정하는 단계를 추가로 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 13] 제 12 항에 있어서,
상기 제 3 부위는 전경골근 (TA) 또는 비복근 (GC) 인, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 14] 제 9 항에 있어서,
상기 근전도 센서를 부착하는 단계는,

상기 환자의 하지 근육들 중 제 3 부위 및 제 4 부위에 근전도 센서를 부착하는 단계를 추가로 포함하고,
 상기 근전도 신호를 측정하는 단계는,
 상기 제 3 부위 및 상기 제 4 부위에 부착된 상기 근전도 센서를 통해, 상기 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행하는 상기 환자의 상기 근전도 신호를 측정하는 단계를 추가로 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.

- [청구항 15] 제 14 항에 있어서,
 상기 제 3 부위는 전경골근 (TA) 이고, 상기 제 4 부위는 비복근 (GC) 인, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 16] 제 15 항에 있어서,
 상기 근전도 신호를 측정하는 단계는 상기 제 1 부위, 상기 제 2 부위, 상기 제 3 부위 및 상기 제 4 부위의 최대 수의적 등척성 수축 (MVIC) 을 이용하여 근전도 신호를 측정하는 단계를 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 17] 제 9 항에 있어서,
 상기 환자의 하지 근육들 중 상기 제 1 부위 및 상기 제 2 부위에 관성 센서를 부착하는 단계;
 상기 제 1 부위 및 상기 제 2 부위에 부착된 상기 관성 센서를 통해, 상기 환자의 관성 센서 신호를 측정하는 단계; 및
 측정된 상기 관성 센서 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계를 추가로 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 18] 제 9 항에 있어서,
 측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계는, 상기 근전도 신호의 진폭에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계를 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 19] 제 9 항에 있어서,
 측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계는, 상기 근전도 신호의 파형의 면적에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계를 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 20] 제 9 항에 있어서,
 측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계는, 비-마비 측 근전도 신호에 대한 마비 측 근전도 신호의 비율에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 단계를 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.

- [청구항 21] 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템으로서,
메모리; 및
상기 메모리에 연결된 적어도 하나의 프로세서를 포함하며,
상기 적어도 하나의 프로세서는:
상기 환자의 하지 근육들 중 제 1 부위에 부착된 근전도 센서를 통해, 상기 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행하는 상기 환자의 상기 근전도 신호를 측정하고; 및
측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하도록 구성되는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.
- [청구항 22] 제 21 항에 있어서,
상기 제 1 부위는 대퇴근막장근 (TFL), 대퇴직근 (RF), 전경골근 (TA) 및 비복근 (GC) 중 어느 하나인, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.
- [청구항 23] 제 21 항에 있어서,
상기 적어도 하나의 프로세서는,
결정된 상기 환자의 상기 낙상 위험도를 상기 환자 또는 관리자에게 제공하도록 추가로 구성되는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.
- [청구항 24] 제 21 항에 있어서,
상기 적어도 하나의 프로세서는,
상기 제 1 부위의 최대 수의적 등척성 수축 (MVIC) 을 이용하여 근전도 신호를 측정하도록 구성되는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.
- [청구항 25] 제 21 항에 있어서,
상기 적어도 하나의 프로세서는:
상기 환자의 하지 근육들 중 상기 제 1 부위에 관성 센서를 부착하고;
상기 제 1 부위에 부착된 상기 관성 센서를 통해, 상기 환자의 관성 센서 신호를 측정하고; 및
측정된 상기 관성 센서 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하도록 추가로 구성되는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.
- [청구항 26] 제 21 항에 있어서,
측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 것은, 상기 근전도 신호의 진폭에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 것을 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.
- [청구항 27] 제 21 항에 있어서,

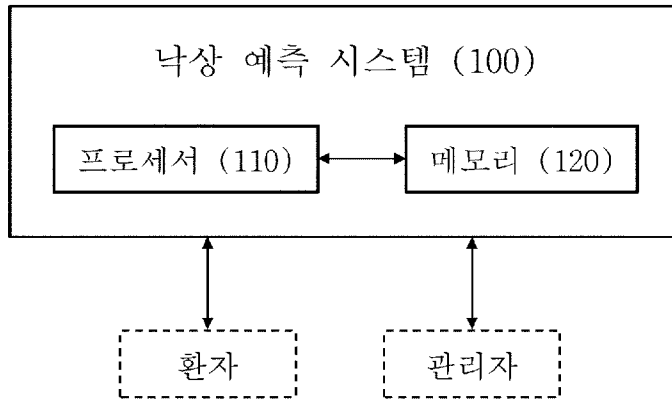
측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 것은, 상기 근전도 신호의 파형의 면적에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 것을 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.

- [청구항 28] 제 21 항에 있어서,
측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 것은, 비-마비 측 근전도 신호에 대한 마비 측 근전도 신호의 비율에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 것을 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.
- [청구항 29] 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템으로서,
메모리; 및
상기 메모리에 연결된 적어도 하나의 프로세서를 포함하며,
상기 적어도 하나의 프로세서는:
상기 환자의 하지 근육들 중 제 1 부위 및 제 2 부위에 부착된 근전도 센서를 통해, 상기 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행하는 상기 환자의 상기 근전도 신호를 측정하고; 및
측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하도록 구성되는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.
- [청구항 30] 제 29 항에 있어서,
상기 제 1 부위는 대퇴근막장근 (TFL) 이고, 상기 제 2 부위는 대퇴직근 (RF) 인, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.
- [청구항 31] 제 29 항에 있어서,
상기 적어도 하나의 프로세서는,
결정된 상기 환자의 상기 낙상 위험도를 상기 환자 또는 관리자에게 제공하도록 추가로 구성되는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.
- [청구항 32] 제 29 항에 있어서,
상기 적어도 하나의 프로세서는,
상기 환자의 하지 근육들 중 제 3 부위에 부착된 상기 근전도 센서를 통해, 상기 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행하는 상기 환자의 상기 근전도 신호를 측정하도록 추가로 구성되는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.
- [청구항 33] 제 32 항에 있어서,
상기 제 3 부위는 전경골근 (TA) 또는 비복근 (GC) 인, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.
- [청구항 34] 제 29 항에 있어서,
상기 적어도 하나의 프로세서는,

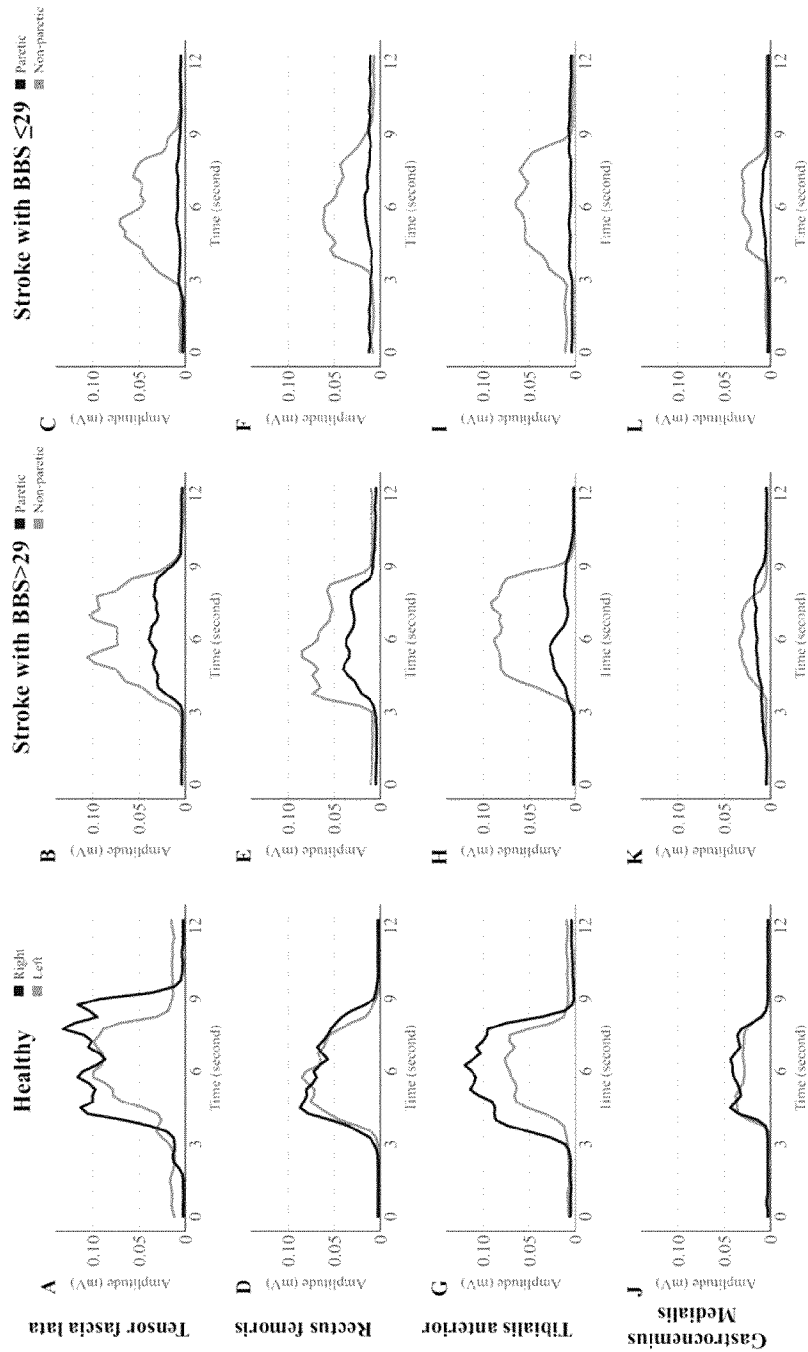
상기 환자의 하지 근육들 중 제 3 부위 및 제 4 부위에 부착된 상기 근전도 센서를 통해, 상기 근전도 신호를 수집하기 위한 운동 동작을 수행하는 상기 환자의 상기 근전도 신호를 측정하도록 추가로 구성되는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.

- [청구항 35] 제 34 항에 있어서,
상기 제 3 부위는 전경골근 (TA) 이고, 상기 제 4 부위는 비복근 (GC) 인,
뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 방법.
- [청구항 36] 제 35 항에 있어서,
상기 적어도 하나의 프로세서는,
상기 제 1 부위, 상기 제 2 부위, 상기 제 3 부위 및 상기 제 4 부위의 최대 수의적 등척성 수축 (MVIC) 을 이용하여 근전도 신호를 측정하도록 구성되는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.
- [청구항 37] 제 29 항에 있어서,
상기 적어도 하나의 프로세서는:
상기 환자의 하지 근육들 중 상기 제 1 부위 및 상기 제 2 부위에 관성 센서를 부착하고;
상기 제 1 부위 및 상기 제 2 부위에 부착된 상기 관성 센서를 통해, 상기 환자의 관성 센서 신호를 측정하고; 및
측정된 상기 관성 센서 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하도록 추가로 구성되는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.
- [청구항 38] 제 29 항에 있어서,
측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 것은, 상기 근전도 신호의 진폭에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 것을 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.
- [청구항 39] 제 29 항에 있어서,
측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 것은, 상기 근전도 신호의 파형의 면적에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 것을 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.
- [청구항 40] 제 29 항에 있어서,
측정된 상기 근전도 신호에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 것은, 비-마비 측 근전도 신호에 대한 마비 측 근전도 신호의 비율에 기초하여 상기 환자의 낙상 위험도를 결정하는 것을 포함하는, 뇌졸중 환자의 근전도 신호에 기반한 낙상 예측 시스템.
- [청구항 41] 제 1 항 및 제 20 항 중 어느 한 항의 방법을 수행하는 프로그램을 기록한 컴퓨터 판독 가능 저장 매체.

[도1]



[도2]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2024/007338

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/11(2006.01)i; A61B 5/00(2006.01)i; A61B 5/397(2021.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B 5/11(2006.01); A61B 5/00(2006.01); A61B 5/389(2021.01); G06N 99/00(2010.01)

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Korean utility models and applications for utility models: IPC as above

Japanese utility models and applications for utility models: IPC as above

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

eKOMPASS (KIPO internal) & keywords: 낙상(falling), 뇌졸중(stroke), 근전도(EMG, electromyography), 관성(inertia)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	KR 10-2021-0157526 A (KOREA UNIVERSITY RESEARCH AND BUSINESS FOUNDATION et al.) 29 December 2021 (2021-12-29) See paragraphs [0029], [0034], [0051] and [0065]-[0071].	1-41
Y	박인석 등. 뇌졸중 환자의 앉은 자세에서 일어서기 동작 수행에 영향을 주는 다리 근 활성 비교 . 대한고유수용성신경근촉진법학회 (Korea Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Association, KPNFA). PNF and Movement. Vol. 16, No. 1, pp. 59-66, 30 April 2018 (PARK, In-Seok et al. A Comparison of Lower Limb Muscle Activity Affecting Sit-to-Stand Movement of Stroke Patients). [Retrieved on 06 August 2024]. Retrieved from <koreascience.kr/article/JAKO 201819355173983.pdf>. See pages 60-61.	1-41
Y	KR 10-2021-0097286 A (PUSAN NATIONAL UNIVERSITY HOSPITAL) 09 August 2021 (2021-08-09) See paragraph [0027].	4,16,24,36
Y	KR 10-2018-0067233 A (KOREA ADVANCED INSTITUTE OF SCIENCE AND TECHNOLOGY) 20 June 2018 (2018-06-20) See paragraphs [0018]-[0022].	5,17,25,37



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“D” document cited by the applicant in the international application

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

05 September 2024

Date of mailing of the international search report

05 September 2024

Name and mailing address of the ISA/KR

Korean Intellectual Property Office
Government Complex-Daejeon Building 4, 189 Cheongsaro,
Seo-gu, Daejeon 35208

Facsimile No. +82-42-481-8578

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/KR2024/007338

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	KR 10-2021-0098256 A (DAEJEON UNIVERSITY INDUSTRY-UNIVERSITY COOPERATION FOUNDATION) 10 August 2021 (2021-08-10) See claims 1-10; and figures 1-3.	1-41

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/KR2024/007338

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)			Publication date (day/month/year)
KR	10-2021-0157526	A	29 December 2021	KR	10-2490674	B1	26 January 2023
KR	10-2021-0097286	A	09 August 2021	KR	10-2306613	B1	28 September 2021
KR	10-2018-0067233	A	20 June 2018	KR	10-1974831	B1	03 May 2019
KR	10-2021-0098256	A	10 August 2021	None			

A. 발명이 속하는 기술분류(국제특허분류(IPC)) A61B 5/11(2006.01)i; A61B 5/00(2006.01)i; A61B 5/397(2021.01)i		
B. 조사된 분야		
조사된 최소문헌(국제특허분류를 기재) A61B 5/11(2006.01); A61B 5/00(2006.01); A61B 5/389(2021.01); G06N 99/00(2010.01)		
조사된 기술분야에 속하는 최소문헌 이외의 문헌 한국등록실용신안공보 및 한국공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC 일본등록실용신안공보 및 일본공개실용신안공보: 조사된 최소문헌란에 기재된 IPC		
국제조사에 이용된 전산 데이터베이스(데이터베이스의 명칭 및 검색어(해당하는 경우)) eKOMPASS(특허청 내부 검색시스템) & 키워드: 낙상(falling), 뇌졸중(stroke), 근전도(EMG, electromyography), 관성(inertia)		
C. 관련 문헌		
카테고리*	인용문헌명 및 관련 구절(해당하는 경우)의 기재	관련 청구항
Y	KR 10-2021-0157526 A (고려대학교 산학협력단 등) 2021.12.29 단락 [0029], [0034], [0051], [0065]-[0071]	1-41
Y	박인석 등, 뇌졸중 환자의 앉은 자세에서 일어서기 동작 수행에 영향을 주는 다리 근 활성 비교, 대한고유수용성신경근촉진법학회(Korea Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Association, KPNFA), PNF and Movement, Vol. 16, No. 1, pp. 59-66, 2018.04.30 [검색일: 2024-08(Aug)-06], 출처 <koreascience.kr/article/JAKO201819355173983.pdf> 페이지 60-61	1-41
Y	KR 10-2021-0097286 A (부산대학교병원) 2021.08.09 단락 [0027]	4,16,24,36
Y	KR 10-2018-0067233 A (한국과학기술원) 2018.06.20 단락 [0018]-[0022]	5,17,25,37
A	KR 10-2021-0098256 A (대전대학교 산학협력단) 2021.08.10 청구항 1-10; 및 도면 1-3	1-41
☐ 추가 문헌이 C(계속)에 기재되어 있습니다. ☒ 대응특허에 관한 별지를 참조하십시오.		
* 인용된 문헌의 특별 카테고리: “A” 특별히 관련이 없는 것으로 보이는 일반적인 기술수준을 정의한 문헌 “D” 본 국제출원에서 출원인이 인용한 문헌 “E” 국제출원일보다 빠른 출원일 또는 우선일을 가지나 국제출원일 이후에 공개된 선출원 또는 특허 문헌 “L” 우선권 주장에 의문을 제기하는 문헌 또는 다른 인용문헌의 공개일 또는 다른 특별한 이유(이유를 명시)를 밝히기 위하여 인용된 문헌 “O” 구두 개시, 사용, 전시 또는 기타 수단을 언급하고 있는 문헌 “P” 우선일 이후에 공개되었으나 국제출원일 이전에 공개된 문헌 “T” 국제출원일 또는 우선일 후에 공개된 문헌으로, 출원과 상충하지 않으며 발명의 기초가 되는 원리나 이론을 이해하기 위해 인용된 문헌 “X” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌 하나만으로 청구된 발명의 신규성 또는 진보성이 없는 것으로 본다. “Y” 특별한 관련이 있는 문헌. 해당 문헌이 하나 이상의 다른 문헌과 조합하는 경우로 그 조합이 당업자에게 자명한 경우 청구된 발명은 진보성이 없는 것으로 본다. “&” 동일한 대응특허문헌에 속하는 문헌		
국제조사의 실제 완료일 2024년09월05일(05.09.2024)		국제조사보고서 발송일 2024년09월05일(05.09.2024)
ISA/KR의 명칭 및 우편주소 대한민국 특허청 (35208) 대전광역시 서구 청사로 189, 4동 (둔산동, 정부대전청사) 팩스 번호 +82-42-481-8578		심사관 이강하 전화번호 +82-42-481-5687

국제조사보고서에서 인용된 특허문헌	공개일	대응특허문헌	공개일
KR 10-2021-0157526 A	2021/12/29	KR 10-2490674 B1	2023/01/26
KR 10-2021-0097286 A	2021/08/09	KR 10-2306613 B1	2021/09/28
KR 10-2018-0067233 A	2018/06/20	KR 10-1974831 B1	2019/05/03
KR 10-2021-0098256 A	2021/08/10	없음	