



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2021년12월22일  
(11) 등록번호 10-2342072  
(24) 등록일자 2021년12월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
B25J 11/00 (2006.01) B25J 13/04 (2006.01)  
(21) 출원번호 10-2014-0138220  
(22) 출원일자 2014년10월14일  
심사청구일자 2019년10월01일  
(65) 공개번호 10-2016-0043710  
(43) 공개일자 2016년04월22일  
(56) 선행기술조사문헌  
JP2010104397 A\*  
KR1020120069920 A\*  
\*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

(73) 특허권자  
삼성전자주식회사  
경기도 수원시 영통구 삼성로 129 (매탄동)  
(72) 발명자  
임복만  
경기도 용인시 수지구 용구대로2771번길 68, 109동 303호 (죽전2동, 벽산1단지아파트)  
심영보  
서울특별시 은평구 통일로 780, 10동 402호 (불광1동, 미성아파트)  
(74) 대리인  
특허법인 무한  
(뒷면에 계속)

전체 청구항 수 : 총 21 항

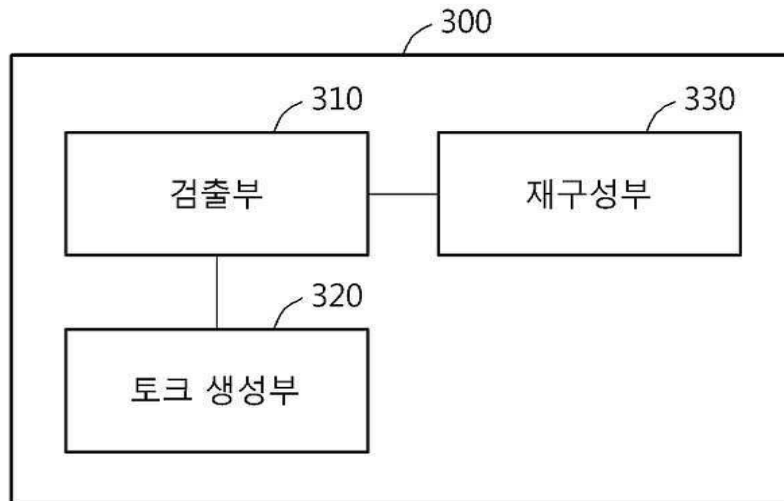
심사관 : 이상용

(54) 발명의 명칭 보행 보조를 제어하기 위한 장치 및 그 방법

(57) 요약

보행 보조 제어 장치 및 방법을 제공한다. 보행 보조 제어 장치는 측정된 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 정보에 기초하여 사용자의 제1 스텝을 검출하는 검출부 및 상기 제1 스텝에 대응하는 제1 다리에 인가되는 제1 토크를 생성하는 토크 생성부를 포함할 수 있다. 토크 생성부는 상기 제1 스텝에 선행하는 제2 스텝에 대응하는 상기 제1 다리의 반대쪽 제2 다리에 인가된 제2 토크에 기초하여 상기 제1 토크를 생성할 수 있다.

대표도 - 도3



(72) 발명자

**김경록**

경기도 용인시 수지구 용구대로 2742, 108동 1002호 (죽전2동, 동성1차아파트)

**이주석**

경기도 화성시 동탄문화센터로 61, 1101호 (반송동, 아시아프라자)

**장준원**

서울특별시 송파구 올림픽로 203, 523동 407호 (잠실3동, 잠실5단지아파트)

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

보행 보조 장치를 제어하는 보행 보조 제어 장치에 있어서,  
 측정된 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 정보에 기초하여 사용자의 제1 스텝을 검출하는 검출부; 및  
 상기 제1 스텝에 대응하는 제1 다리에 인가되는 제1 토크를 생성하는 토크 생성부를 포함하고,  
 상기 토크 생성부는, 상기 제1 스텝에 선행하는 제2 스텝에 대응하는 제2 다리에 인가된 제2 토크에 기초하여  
 상기 제1 토크를 생성하고,  
 상기 보행 보조 제어 장치는,  
 오른쪽 고관절 각도 및 왼쪽 고관절 각도에 기초하여 판단한 상기 사용자의 보행 상태가 정상적인 보행 동작이  
 아닌 것으로 결정된 경우, 보행 보조를 위한 상기 제1 토크를 상기 보행 보조 장치에 적용하지 않는 것으로 결  
 정하고,  
 상기 보행 상태는, 보행 사이클에 따라 구분되는 상태를 나타내는,  
 를 포함하는 보행 보조 제어 장치.

#### 청구항 2

제1항에 있어서,  
 상기 검출부는,  
 상기 제2 스텝으로부터 상기 제1 스텝으로의 스텝 전이를 검출하는, 보행 보조 제어 장치.

#### 청구항 3

제1항에 있어서,  
 상기 토크 생성부는,  
 상기 제2 토크에 기초하여, 상기 제1 토크의 프로파일(profile)을 결정하는, 보행 보조 제어 장치.

#### 청구항 4

제1항에 있어서,  
 상기 토크 생성부는,  
 상기 제2 토크에 기초하여, 상기 제1 토크가 인가되는 시점, 상기 제1 토크가 피크에 도달하는 시점 및 상기 제  
 1 토크의 지속 시간을 결정하는, 보행 보조 제어 장치.

#### 청구항 5

제4항에 있어서,  
 보행에 따른 무릎 관절 궤적 정보에 기초하여 상기 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 정보에 매칭되는 무릎 관절 정  
 보를 재구성하는 재구성부  
 를 더 포함하는 보행 보조 제어 장치.

#### 청구항 6

제5항에 있어서,

상기 검출부는,

상기 제구성된 무릎 관절 정보에 기초하여 상기 사용자 발의 착지 시점을 검출하는, 보행 보조 제어 장치.

**청구항 7**

제6항에 있어서,

상기 토크 생성부는,

상기 제1 토크가 인가되는 시점을, 상기 제2 스텝에 대응하는 상기 제1 다리의 반대쪽 발의 착지 시점으로 결정하는, 보행 보조 제어 장치.

**청구항 8**

제4항에 있어서,

상기 토크 생성부는,

상기 제1 토크가 피크에 도달하는 시점을 상기 제2 스텝에 대응하는 상기 제1 다리의 반대쪽 고관절 각속도가 최대가 되는 시점으로 결정하는, 보행 보조 제어 장치.

**청구항 9**

제1항에 있어서,

상기 검출부는,

보행 사이클에 따라 구분되는 상태들을 포함하는 FSM(Finite State Machine)을 이용하여 상기 제1 스텝을 검출하는, 보행 보조 제어 장치.

**청구항 10**

제9항에 있어서,

상기 상태들 간의 전이 조건은,

상기 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 및 각속도가 교차하는 포인트들에서의 상기 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 및 각속도 각각을 이용하여 설정되는, 보행 보조 제어 장치.

**청구항 11**

제1항에 있어서,

상기 제1 토크는, 다리를 미는 토크 및 다리를 당기는 토크를 포함하고,

상기 다리를 당기는 토크는, 상기 제2 토크에 기초하여 생성되고,

상기 다리를 미는 토크는, 상기 다리를 당기는 토크에 기반하여 추정되는, 보행 보조 제어 장치.

**청구항 12**

제1항에 있어서,

상기 보행 보조 제어 장치는,

상기 사용자의 업데이트된 현재 보행 상태가 예외적 보행 상태인 것으로 판단된 경우 및 상기 현재 보행 상태가 연속적인 보행 상태 간의 전환이 아닌 경우 중 적어도 하나의 경우에, 상기 사용자의 보행 상태가 상기 정상적인 보행 동작이 아닌 것으로 결정하는,

보행 보조 제어 장치.

**청구항 13**

보행 보조 장치를 제어하는 보행 보조 제어 방법에 있어서,

측정된 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 정보에 기초하여 사용자의 제1 스텝을 검출하는 단계;

상기 제1 스텝에 대응하는 제1 다리에 인가되는 제1 토크를 생성하는 단계; 및

상기 제1 토크의 적용 여부를 결정하는 단계를 포함하고,

상기 제1 토크를 생성하는 단계는, 상기 제1 스텝에 선행하는 제2 스텝에 대응하는 제2 다리에 인가된 제2 토크에 기초하여 상기 제1 토크를 생성하고,

상기 제1 토크의 적용 여부를 결정하는 단계는,

오른쪽 고관절 각도 및 왼쪽 고관절 각도에 기초하여 판단한 상기 사용자의 보행 상태가 정상적인 보행 동작이 아닌 것으로 결정된 경우, 보행 보조를 위한 상기 제1 토크를 상기 보행 보조 장치에 적용하지 않는 것으로 결정하는 단계를 포함하고,

상기 보행 상태는, 보행 싸이클에 따라 구분되는 상태를 나타내는,

보행 보조 제어 방법.

#### 청구항 14

제13항에 있어서,

상기 제1 토크를 생성하는 단계는,

상기 제2 토크에 기초하여, 상기 제1 토크의 프로파일(profile)을 결정하는, 보행 보조 제어 방법.

#### 청구항 15

제13항에 있어서,

상기 제1 토크를 생성하는 단계는,

상기 제2 토크에 기초하여, 상기 제1 토크가 인가되는 시점, 상기 제1 토크가 피크에 도달하는 시점 및 상기 제1 토크의 지속 시간을 결정하는, 보행 보조 제어 방법.

#### 청구항 16

제15항에 있어서,

보행에 따른 무릎 관절 궤적 정보에 기초하여 상기 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 정보에 매칭되는 무릎 관절 정보를 재구성하는 단계

를 더 포함하는 보행 보조 제어 방법.

#### 청구항 17

제16항에 있어서,

상기 검출하는 단계는,

상기 재구성된 무릎 관절 정보에 기초하여 상기 사용자 발의 착지 시점을 검출하는, 보행 보조 제어 방법.

#### 청구항 18

제17항에 있어서,

상기 제1 토크를 생성하는 단계는,

상기 제1 토크가 인가되는 시점을, 상기 제2 스텝에 대응하는 상기 제1 다리의 반대쪽 발의 착지 시점으로 결정하는, 보행 보조 제어 방법.

#### 청구항 19

제15항에 있어서,

상기 제1 토크를 생성하는 단계는,

상기 제1 토크가 피크에 도달하는 시점을 상기 제2 스텝에 대응하는 상기 제1 다리의 반대쪽 고관절 각가속도가 최대가 되는 시점으로 결정하는, 보행 보조 제어 방법.

**청구항 20**

제13항에 있어서,

상기 검출하는 단계는,

보행 싸이클에 따라 구분되는 상태들을 포함하는 FSM(Finite State Machine)을 이용하여 상기 제1 스텝을 검출하는, 보행 보조 제어 방법.

**청구항 21**

제13항에 있어서,

상기 제1 토크의 적용 여부를 결정하는 단계는,

상기 사용자의 업데이트된 현재 보행 상태가 예외적 보행 상태인 것으로 판단된 경우 및 상기 현재 보행 상태가 연속적인 보행 상태 간의 전환이 아닌 경우 중 적어도 하나의 경우에, 상기 사용자의 보행 상태가 상기 정상적인 보행 동작이 아닌 것으로 결정하는 단계

를 포함하는 보행 보조 제어 방법.

**발명의 설명**

**기술 분야**

[0001] 보행 보조 제어 장치 및 방법에 연관된다. 보다 구체적으로 보행 보조 장치 등에서 센싱되는 사용자의 관절 각도 정보에 기초하여 보행 동작을 인식하고, 보행 보조를 제어하는 장치 및 방법을 개시한다.

**배경 기술**

[0002] 보행 보조 장치는 사람이 착용함으로써 보행 시 근력을 보조 받을 수 있다. 보행 보조 장치를 통해 근력을 보조 받음으로써 보행을 개선시킬 수 있으며, 정상적인 보행을 못하는 사람의 경우는 보행을 가능케 한다.

[0003] 또한, 사람은 근력 및 감각 기관의 퇴화로 인해 역동적이고 안정적인 보행 수행 능력이 떨어지고 불규칙적인 보행을 수행하게 된다. 그로 인해 넘어지는 사고가 일어나며, 더욱더 보행 수행 능력 퇴화가 가속되는 악순환이 발생한다.

[0004] 따라서, 보행 보조 장치를 통해 보행 보조를 제공하여 단순히 보행 보조를 제공하는 것뿐만 아니라 보행 보조를 제어하여 보행의 안전성을 향상 시킬 필요가 있다.

**발명의 내용**

**과제의 해결 수단**

[0005] 일측에 따르면, 측정된 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 정보에 기초하여 사용자의 제1 스텝을 검출하는 검출부 및 제2 토크에 기초하여 제1 토크를 생성하는 토크 생성부 - 상기 제1 토크는 상기 제1 스텝에 대응하는 제1 다리에 인가되는 토크이고, 상기 제2 토크는 상기 제1 스텝에 선행하는 제2 스텝에 대응하는 제2 다리에 인가되는 토크임 - 를 포함하는 보행 보조 제어 장치를 제공한다.

[0006] 일실시예에 따르면, 상기 검출부는, 상기 제2 스텝으로부터 상기 제1 스텝으로의 스텝 전이를 검출할 수 있다.

[0007] 일실시예에 따르면, 상기 토크 생성부는, 상기 제2 토크에 기초하여, 상기 제1 토크의 프로파일(profile)을 결정하고, 상기 제2 토크에 기초하여, 상기 제1 토크가 인가되는 시점, 상기 제1 토크가 피크에 도달하는 시점 및 상기 제1 토크의 지속 시간을 결정할 수 있다.

[0008] 일실시예에 따르면, 보행에 따른 무릎 관절 궤적 정보에 기초하여 상기 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 정보에 매

칭되는 무릎 관절 정보를 재구성하는 재구성부를 더 포함할 수 있다.

- [0009] 또한, 상기 검출부는, 상기 재구성된 무릎 관절 정보에 기초하여 상기 사용자 발의 착지 시점을 검출할 수 있고, 상기 토크 생성부는, 상기 제1 토크가 인가되는 시점을, 상기 제2 스텝에 대응하는 상기 제1 다리의 반대쪽 발의 착지 시점으로 결정할 수 있다.
- [0010] 일실시예에 따르면, 상기 토크 생성부는, 상기 제1 토크가 피크에 도달하는 시점을 상기 제2 스텝에 대응하는 상기 제1 다리의 반대쪽 고관절 각가속도가 최대가 되는 시점으로 결정할 수 있다.
- [0011] 일실시예에 따르면, 상기 검출부는, 보행 싸이클에 따라 구분되는 상태들을 포함하는 FSM(Finite State Machine)을 이용하여 상기 제1 스텝을 검출할 수 있고, 상기 상태들 간의 전이 조건은, 상기 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 및 각속도가 교차하는 포인트들에서의 상기 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 및 각속도 각각을 이용하여 설정될 수 있다.
- [0012] 일실시예에 따르면, 상기 제1 토크는, 다리를 미는 토크 및 다리를 당기는 토크를 포함하고, 상기 다리를 당기는 토크는, 상기 제2 토크에 기초하여 생성되고, 상기 다리를 미는 토크는, 상기 다리를 당기는 토크에 기반하여 추정될 수 있다.
- [0013] 다른 일측에 따르면, 측정된 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 정보에 기초하여 사용자의 제1 스텝을 검출하는 단계 및 상기 제1 스텝에 대응하는 제1 다리에 인가되는 제1 토크를 생성하는 단계를 포함하고, 상기 제1 토크를 생성하는 단계는, 제2 토크에 기초하여 상기 제1 토크를 생성 - 상기 제2 토크는 상기 제1 스텝에 선행하는 제2 스텝에 대응하는 제2 다리에 인가된 토크임 - 하는, 보행 보조 제어 방법을 제공한다.
- [0014] 일실시예에 따르면, 상기 제1 토크를 생성하는 단계는, 상기 제2 토크에 기초하여, 상기 제1 토크의 프로파일(profile)을 결정하고, 상기 제2 토크에 기초하여, 상기 제1 토크가 인가되는 시점, 상기 제1 토크가 피크에 도달하는 시점 및 상기 제1 토크의 지속 시간을 결정할 수 있다.
- [0015] 일실시예에 따르면, 보행에 따른 무릎 관절 궤적 정보에 기초하여 상기 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 정보에 매칭되는 무릎 관절 정보를 재구성하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0016] 또한, 상기 검출하는 단계는, 상기 재구성된 무릎 관절 정보에 기초하여 상기 사용자 발의 착지 시점을 검출하고, 상기 제1 토크를 생성하는 단계는, 상기 제1 토크가 인가되는 시점을, 상기 제2 스텝에 대응하는 상기 제1 다리의 반대쪽 발의 착지 시점으로 결정할 수 있다.
- [0017] 일실시예에 따르면, 상기 제1 토크를 생성하는 단계는, 상기 제1 토크가 피크에 도달하는 시점을 상기 제2 스텝에 대응하는 상기 제1 다리의 반대쪽 고관절 각가속도가 최대가 되는 시점으로 결정할 수 있다.
- [0018] 일실시예에 따르면, 상기 검출하는 단계는, 보행 싸이클에 따라 구분되는 상태들을 포함하는 FSM(Finite State Machine)을 이용하여 상기 제1 스텝을 검출할 수 있다.

**도면의 간단한 설명**

- [0019] 도 1은 일실시예에 따른 보행 보조 장치를 사용자가 착용한 상태를 도시한다.
- 도 2는 일실시예에 따른 보행 보조 제어 장치의 입출력 관계를 도시한다.
- 도 3은 일실시예에 따른 보행 보조 제어 장치의 구성을 나타내는 블록도이다.
- 도 4는 일실시예에 따른 제1 스텝을 검출하기 위한 FSM(Finite State Machine)을 도시한다.
- 도 5는 일실시예에 따른 FSM에 포함된 상태간의 전이와 고관절 각도 및 각속도와의 관계를 나타내는 그래프이다.
- 도 6은 일실시예에 따른 FSM에 포함된 상태 간의 전이와 무릎 관절 각도와의 관계를 나타내는 그래프이다.
- 도 7은 일실시예에 따른 검출된 제1 스텝을 검출하고, 제1 스텝의 파라미터를 업데이트하는 방법을 나타내는 흐름도이다.
- 도 8은 일실시예에 따른 무릎 관절 궤적과 추출되는 무릎 관절 궤적의 주성분을 나타내는 그래프이다.
- 도 9는 일실시예에 따른 제1 스텝에 대응하는 제1 다리에 인가되는 제1 토크 및 보상 토크를 나타내는 그래프이다.

- 도 10은 일실시예에 따른 제1 토크를 나타내는 그래프이다.
- 도 11은 일실시예에 따른 제1 토크에 포함되는 다리를 당기는 토크를 나타내는 그래프이다.
- 도 12는 일실시예에 따른 제1 토크에 포함되는 다리를 미는 토크를 나타내는 그래프이다.
- 도 13은 일실시예에 따른 제1 토크를 스케일 다운하는 방법을 나타내는 흐름도이다.
- 도 14는 일실시예에 따른 보행 보조 제어 방법을 나타내는 흐름도이다.

**발명을 실시하기 위한 구체적인 내용**

- [0020] 이하에서, 일부 실시예들을, 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다. 그러나, 이러한 실시예들에 의해 권리범위가 제한되거나 한정되는 것은 아니다. 각 도면에 제시된 동일한 참조 부호는 동일한 부재를 나타낸다.
- [0021] 아래 설명에서 사용되는 용어는, 연관되는 기술 분야에서 일반적이고 보편적인 것으로 선택되었으나, 기술의 발달 및/또는 변화, 관례, 기술자의 선호 등에 따라 다른 용어가 있을 수 있다. 따라서, 아래 설명에서 사용되는 용어는 기술적 사상을 한정하는 것으로 이해되어서는 안 되며, 실시예들을 설명하기 위한 예시적 용어로 이해되어야 한다.
- [0022] 도 1은 일실시예에 따른 보행 보조 장치를 사용자가 착용한 상태를 도시한다.
- [0023] 보행 보조 장치(100)는 사용자의 보행 시 스윙하는 다리 및 지지하는 다리의 움직임을 보조해 줌으로써 보행 시 근력 소모를 줄어든다 하거나 올바른 자세를 유도할 수 있다. 도 1에서는 힙 타입(hip-type)의 보행 보조 장치가 도시되었으나, 이에 제한되는 것은 아니며, 하지 전체를 지원하는 형태와 하지 일부를 지원하는 형태에 모두 적용될 수 있다. 또한, 하지 일부를 지원하는 형태에서 무릎까지 지원하는 형태, 발목까지 지원하는 형태에 모두 적용될 수 있는 등 사용자의 보행 보조를 위한 모든 종류의 보행 보조 장치에 적용될 수 있다. 또한, 사용자의 재활을 보조해 주기 위한 장치에도 적용할 수 있음은 해당 기술 분야의 통상의 기술자에게 있어 명백하다.
- [0024] 구동부(110)는 사용자의 좌우 고관절에 운동 보조로서 토크( $\tau_R, \tau_L$ )를 제공할 수 있고, 사용자의 오른쪽 및 왼쪽 힙 부분에 위치할 수 있다. 또한, 구동부(110)는 보행 시 사용자의 양쪽 고관절 각도 정보( $q_R, q_L$ )를 측정할 수 있다.
- [0025] 또한, 구동부(110)에서 제공하는 토크( $\tau_R, \tau_L$ )는 무릎 위쪽의 전달부(120)를 통해 사용자의 다리를 밀어주거나 당기는 힘을 인가할 수 있다. 또한, 센싱되거나 추정된 사용자의 동작 상태, 근육 활성화 상태 및 제공되는 토크는 별도의 모바일 원격 장치 등을 통해 모니터링될 수 있다.
- [0026] 도 2는 일실시예에 따른 보행 보조 제어 장치의 입출력 관계를 도시한다.
- [0027] 보행 보조 제어 장치(200)는 보행 보조 장치를 착용하고 있는 사용자의 양쪽 고관절 움직임을 센싱하고 이를 통해 사용자의 보행 동작 의도를 파악하여 사용자에게 적합한 보행 보조를 위한 토크를 제공할 수 있다.
- [0028] 사용자의 양쪽 고관절 각도( $q_R, q_L$ )는 위치 센서등과 같은 센싱 유닛으로부터 측정될 수 있고, 고관절 각속도( $q_R', q_L'$ ) 및 각가속도( $q_R'', q_L''$ )는 측정되거나 또는 관절 각도의 차분으로 계산될 수 있다.
- [0029] 보행 보조 제어 장치(200)는 측정된 사용자의 양쪽 고관절 각도 정보에 기초하여 사용자의 보행 동작 의도 등을 파악할 수 있고, 이를 통하여 사용자에게 적합한 보행 보조를 위한 토크를 생성할 수 있다. 생성된 보행 보조를 위한 토크는 구동부(110)로 전달되어 사용자의 양쪽 고관절에 제공될 수 있다.
- [0030] 도 3은 일실시예에 따른 보행 보조 제어 장치의 구성을 나타내는 블록도이다.
- [0031] 보행 보조 장치(300)는 검출부(310), 토크 생성부(320) 및 재구성부(Reconstructor)(330)를 포함할 수 있다.
- [0032] 검출부(310)는 측정된 오른쪽 및 왼쪽 각도 정보에 기초하여 사용자의 제1 스텝을 검출할 수 있다. 상술한 바와 같이 사용자의 양쪽 고관절 각도( $q_R, q_L$ )는 위치 센서등과 같은 센싱 유닛으로부터 측정될 수 있다.



- [0033] 검출부(310)는 순차적인 별개의(discrete) 보행 이벤트를 인식하고 이를 통해 사용자의 보행 상태를 판단할 수 있다. 구체적으로, 검출부(310)는 보행 사이클에 따라 구분되는 상태들을 포함하는 FSM(Finite State Machine)을 이용하여 제1 스텝을 검출할 수 있다.
- [0034] FSM 상태들 간의 전이 조건은, 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 및 각속도가 교차(crossing)하는 포인트들에서의 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 및 각속도를 각각 이용하여 설정될 수 있다.
- [0035] 검출부(310)에서 제1 스텝을 검출하기 위하여 이용하는 FSM은 보행 상태 및 주요 보행 이벤트를 파악하기 위한 모델로서, 보행 중 순차적으로 발생하는 6 개의 이벤트를 센싱할 수 있다. 또한, 각 상태에 머무는 시간 및 상태 전이 조건을 갱신하며 보행 보조 제어에 활용될 수 있다.
- [0036] 예를 들어, 상술한 전이 조건에 따라 FSM에 포함되는 상태들은, 오른쪽 다리를 딛고 왼쪽 다리를 스윙(swing)하는 상태, 오른쪽 다리를 딛고 스윙한 왼쪽 다리가 지면에 착지한 상태, 왼쪽 다리를 딛고 오른쪽 다리를 스윙하는 상태 및 왼쪽 다리를 딛고 스윙한 오른쪽 다리가 지면에 착지한 상태로 구분할 수 있다.
- [0037] 이와 같이 검출부(310)는 FSM을 이용하여 사용자의 보행 상태를 판단할 수 있고, 이를 통하여 매 스텝이 시작되는 지점을 검출할 수 있다. 다시 말해서, 검출부(310)는 검출하기 위한 제1 스텝에 선행하는 제2 스텝으로부터 제1 스텝으로의 전이를 검출할 수 있다.
- [0038] 또한, 검출부(310)는 재구성된 무릎 관절 정보에 기초하여 사용자 발의 착지 시점을 검출할 수 있다. 예를 들어, 힙 타입 보행 보조 장치에서는 무릎 관절 정보를 직접적으로 측정하는 센싱 유닛을 포함하지 않는다. 따라서, 힙 타입 보행 보조 장치에서는 무릎 관절 정보를 직접적으로 측정할 수 없다. 또한, 무릎까지 지원하는 형태의 보행 보조 장치에서는 발목 관절 정보를 직접적으로 측정하는 센싱 유닛을 포함하지 않으므로, 발목 관절 정보를 직접적으로 측정할 수 없다.
- [0039] 이와 같이, 다른 관절 정보를 측정할 수 없는 경우, 미리 저장된 다른 관절의 궤적 정보를 이용하여, 다른 관절 정보를 재구성할 수 있다. 재구성부(330)는 센서의 부재로 인해 파악하기 힘든 다른 관절의 모션을 복원 또는 재구성할 수 있다.
- [0040] 이하에서는 무릎 관절 정보를 재구성하는 점을 중심으로 설명하나, 이에 제한되는 것은 아니며, 측정할 수 없는 다른 관절인 발목 관절 등의 정보도 동일한 방식으로 재구성할 수 있다. 무릎 관절 정보를 재구성하는 구체적인 방법에 대해서는 도 8에서 후술하기로 한다.
- [0041] 검출부(310)는 재구성부(330)를 통해 재구성된 무릎 관절 정보에 기초하여 사용자 발의 착지 시점을 검출할 수 있고, 검출된 발의 착지 시점에 대한 정보를 토크 생성부(320)로 전달할 수 있다. 토크 생성부(320)는 생성되는 제1 토크가 인가되는 시점을 제2 스텝에 대응하는 제1 다리의 반대쪽 발의 착지 시점으로 결정할 수 있다.
- [0042] 이를 통하여 보행 보조 제어 장치(300)는 검출된 제1 스텝에 대응하는 제1 다리에 인가되는 토크를 생성하여 사용자의 보행 보조를 제어할 수 있다. 검출부(310)가 FSM을 이용하여 제1 스텝을 검출하는 구체적인 방법에 대해서는 도 4 내지 도 6에서 후술한다.
- [0043] 토크 생성부(320)는 검출된 제1 스텝에 대응하는 제1 다리에 인가되는 제1 토크를 생성할 수 있다. 토크 생성부(320)는 제1 스텝에 선행하는 제2 스텝에 대응하는 제1 다리의 반대쪽 제2 다리에 인가된 제2 토크에 기초하여 제1 토크를 생성할 수 있다.
- [0044] 다시 말해서, 토크 생성부(320)는 현재 스텝에서 인가되기 위한 토크를 생성하기 위하여 이전 스텝에서 인가된 토크 정보를 이용할 수 있다. 토크 생성부(320)는 검출된 제1 스텝에 선행하는 제2 스텝에서 인가된 제2 토크에 기초하여 제1 토크의 프로파일(profile)을 결정할 수 있다. 제1 스텝은 제2 스텝이 수행된 후 순차적으로 발생하는 스텝이므로, 제2 스텝과의 연속성을 가질 수 있다. 따라서, 제2 토크에 기초하여 제1 토크의 프로파일을 결정할 수 있다.
- [0045] 또한, 토크 생성부(320)는 제2 토크에 기초하여, 제1 토크가 인가되는 시점, 제1 토크가 피크에 도달하는 시점 및 제1 토크의 지속 시간 등을 결정할 수 있다. 이 외에 제1 토크 생성을 위해 필요한 파라미터는 미리 설정된 값을 사용하거나 별도의 파라미터가 최적화된 값이 이용될 수 있다.
- [0046] 구체적으로, 토크 생성부(320)는 제1 토크가 인가되는 시점을, 제2 스텝에 대응하는 제1 다리의 반대쪽 발의 착지 시점으로 결정할 수 있다. 제1 토크는 검출된 제1 스텝에서 제1 다리에 인가되는 것이므로, 제2 스텝으로부터 제1 스텝으로의 스텝 전이 시점에서부터 인가될 필요가 있다.

- [0047] 따라서, 제2 스텝에 대응하는 제1 다리의 반대쪽 발이 착지함으로써 제1 스텝을 위한 제1 다리의 스윙이 시작하므로, 제1 토크의 인가 시점을 제2 스텝에 대응하는 제1 다리의 반대쪽 발의 착지 시점으로 결정할 수 있다.
- [0048] 토크 생성부(320)는 제1 토크가 피크에 도달하는 시점을 제2 스텝에 대응하는 제1 다리의 반대쪽 고관절 각속도가 최대가 되는 시점으로 결정할 수 있다. 상술한 바와 같이 제1 스텝은 제2 스텝이 수행된 후 순차적으로 발생하는 스텝이므로, 제2 스텝과의 연속성을 가질 수 있다. 따라서, 제2 토크에서 제1 다리의 반대쪽 고관절 각속도가 최대가 되는 시점을 제1 토크가 피크에 도달하는 시점으로 결정하여, 사용자의 매 스텝이 규칙적으로 되도록 제어할 수 있다.
- [0049] 또한, 토크 생성부(320)는 제1 토크의 지속 시간 역시 제2 토크에 기초하여 결정함으로써, 제2 스텝과 제1 스텝 간의 연속성을 유지할 수 있으며, 이를 통해 사용자의 매 스텝이 규칙적으로 되도록 제어할 수 있다.
- [0050] 토크 생성부(320)에서 생성되는 제1 토크는 다리를 미는 토크 및 다리를 당기는 토크를 포함할 수 있다. 보행에 있어 다리를 미는 힘과 다리를 당기는 힘이 동시에 발생하므로 생성되는 제1 토크 역시 다리를 미는 토크와 다리를 당기는 토크를 포함할 수 있다. 다리를 당기는 토크는 상술한 바와 같이 제2 토크에 기초하여 생성되고, 다리를 미는 토크는 다리를 당기는 토크에 기반하여 추정될 수 있다.
- [0051] 다리를 당기는 토크와 달리 다리를 미는 토크는 피크 지점에서 이미 큰 토크가 걸린 상태로 생성되는 제1 토크가 다리를 미는 토크를 보조해주기 보다는 하복부에 힘을 가하는 등 파워 전달 손실이 발생할 가능성이 크기 때문이다. 따라서, 보폭 감소를 최소화 하는 등의 다리를 당기는 토크의 효과를 극대화 하기 위하여 다리를 미는 토크는 다리를 당기는 토크에 기반하여 추정될 수 있다.
- [0052] 상술한 바와같이 보행 보조 제어 장치(300)는 매 스텝마다 이전 스텝의 반대쪽 다리에 인가된 토크를 기반으로 현재 스텝에서 인가되는 토크를 생성함으로써 규칙적인 보행을 유도하며, 보행 안전성 또한 향상시킬 수 있다.
- [0053] 도 4는 일실시예에 따른 제1 스텝을 검출하기 위한 FSM(Finite State Machine)을 도시한다.
- [0054] 검출부(310)는 도 4에서 도시된 바와 같이 보행 싸이클에 따라 구분되는 상태들을 포함하는 FSM을 이용하여 제1 스텝을 검출할 수 있다. FSM에 포함되는 전이 조건은 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 및 각속도가 교차(crossing)하는 지점에서의 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 및 각속도 각각을 이용하여 설정될 수 있다.
- [0055] 예를 들어, 양 다리가 교차할 때 양쪽 고관절 각도 차가 0이 되는 점을 통과하는 이벤트, 스윙 방향을 바꾸는 다리의 각속도 값이 0을 통과하는 등의 제로 크로싱(Zero Crossing) 이벤트를 이용할 수 있다.
- [0056] 또한, 추가적으로 무릎 관절 각도를 이용하여 전이 조건을 설정할 수 있다. 예를 들어, 착지 시 양 무릎이 펴지고 굽혀지면서 각도 차가 0을 통과하는 제로 크로싱 이벤트를 이용할 수 있다. 이와 같은 FSM을 이용함으로써 임계치 값 사용을 최소화할 수 있다.
- [0057] S1(410) 상태는 왼쪽 다리를 딛고 스윙한 오른쪽 다리가 지면에 착지한 상태일 수 있다. S1(410) 상태에서 오른쪽 다리 및 왼쪽 다리가 교차하는 이벤트가 발생하면 S2(420) 상태인 오른쪽 다리를 딛고 왼쪽 다리를 스윙하는 상태로 전이될 수 있다.
- [0058] 오른쪽 다리 및 왼쪽 다리가 교차하는 이벤트는 오른쪽 다리를 딛고 왼쪽 다리를 스윙함에 따라 발생할 수 있다. 그러므로, 왼쪽 고관절 각도가 오른쪽 고관절 각도와 교차하게 된다. 따라서, 양쪽 고관절 각도 차이가 0이 되는 지점을 통과할 수 있고 이를 전이 조건(T12)으로 설정할 수 있다.
- [0059] S2(420) 상태는 상태는 오른쪽 다리를 딛고 왼쪽 다리를 스윙하는 상태일 수 있다. S2(420) 상태에서 왼쪽 다리의 스윙이 정지하는 이벤트가 발생하면, S3(430) 상태인 오른쪽 다리를 딛고 스윙한 왼쪽 다리가 지면에 착지한 상태로 전이될 수 있다.
- [0060] 왼쪽 다리의 스윙이 정지하는 이벤트는 왼쪽 다리가 지면에 착지하게 됨으로써 발생할 수 있다. 왼쪽 다리의 스윙이 정지하는 이벤트는 왼쪽 고관절의 각속도가 0이 되는 지점을 통과할 수 있고, 이를 전이 조건(T23)으로 설정할 수 있다.
- [0061] S3(430) 상태는 오른쪽 다리를 딛고 스윙한 왼쪽 다리가 지면에 착지한 상태일 수 있다. S3(430) 상태에서 오른쪽 다리 및 왼쪽 다리가 교차하는 이벤트가 발생하면, S4(420) 상태인 왼쪽 다리를 딛고 오른쪽 다리를 스윙하는 상태로 전이될 수 있다.

- [0062] 오른쪽 다리 및 왼쪽 다리가 교차하는 이벤트는 왼쪽 다리를 닫고 오른쪽 다리를 스윙함에 따라 발생할 수 있다. 그러므로, 오른쪽 고관절 각도가 왼쪽 고관절 각도와 교차하게 된다. 따라서, 양쪽 고관절 각도 차이가 0이 되는 지점을 통과할 수 있고 이를 전이 조건(T34)으로 설정할 수 있다.
- [0063] S4(440) 상태는 왼쪽 다리를 닫고 오른쪽 다리를 스윙하는 상태일 수 있다. S4(440)상태에서 오른쪽 다리의 스윙이 정지하는 이벤트가 발생하면, S1(410) 상태인 왼쪽 다리를 닫고 스윙한 오른쪽 다리가 지면에 착지한 상태로 전이될 수 있다.
- [0064] 오른쪽 다리의 스윙이 정지하는 이벤트는 오른쪽 다리가 지면에 착지하게 됨으로써 발생할 수 있다. 오른쪽 다리의 스윙이 정지하는 이벤트는 오른쪽 고관절의 각속도가 0이 되는 지점을 통과할 수 있고, 이를 전이 조건(T41)으로 설정할 수 있다.
- [0065] 이와 같이 왼쪽 스텝은 S2(420)에서 S3(430) 상태로의 전이에 따라 발생하며, 오른쪽 스텝은 S4(440)에서 S1(410) 상태로의 전이에 따라 발생할 수 있다. 따라서, 검출부(310)는 S1(410) 상태 및 S3(430) 상태로의 전이를 검출함으로써 사용자의 매 스텝을 검출할 수 있다.
- [0066] 또한, 검출부(310)는 재구성부(330)에서 재구성된 무릎 관절 정보에 기초하여 사용자 발의 착지 시점을 검출할 수 있다. S5(450) 상태는 오른쪽 다리를 닫고 있는 상태일 수 있다. S6(460) 상태에서 오른쪽 발이 착지하는 이벤트가 발생하면, S5(450) 상태로 전이될 수 있다. 마찬가지로 S6(460) 상태는 왼쪽 다리를 닫고 있는 상태일 수 있다. S5(450) 상태에서 왼쪽 발이 착지하는 이벤트가 발생하면 S6(460) 상태로 전이될 수 있다.
- [0067] S5(450) 상태와 S6(460) 상태간의 전이 조건(T56, T65)은 착지 시 양 무릎이 펴지고 굽혀지면서 각도 차가 0을 통과하는 제로 크로싱 조건을 이용할 수 있다. 이를 통하여 검출부(310)는 S5(450) 상태 및 S6(460) 상태로의 전이를 검출함으로써 사용자의 발의 착지 시점을 검출할 수 있다.
- [0068] 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도의 차이 및 각속도의 차이가 특정 임계치 이하인 경우 또는 각 상태에 머무는 시간이 일정 시간 이상이 되는 경우(T9) 보행 정지 또는 예외 상황으로 인식하여 예외 상태인 S9(470) 상태로 전이될 수 있다.
- [0069] 도 4에서 도시된 바와 같이 예외 상태를 인식하기 위해 모든 상태에서 예외 상태인 S9로 전이가 가능하다. 또한, 예외 상태에서 각 상태로 진입하기 위한 각 조건들(T91, T93)이 만족되는 경우, 예외 상태인 S9(470) 상태에서 각 상태인 S1(410) 및 S3(430)로 전이될 수 있다.
- [0070] 빠른 보행 동작에서의 예외 상황 인식을 위해서 모든 보행 상태에서 예외 상태인 S9(470)로 전이가 가능하지만, 예외 상태 S9(470)에서 보행 상태로의 전이는 스텝이 시작되는 상태인 S1(410) 및 S3(430) 상태로의 전이만이 가능할 수 있다. 이는 보행의 안전을 보장하면서 빠른 보행 보조를 위한 토크 인가를 위해 상술한 바와 같이 예외 상태 S9(470)에서 보행 상태로의 전이는 스텝이 시작되는 상태인 S1(410) 및 S3(430) 상태로의 전이만이 가능하도록 FSM을 설정할 수 있다.
- [0071] 도 5는 일실시예에 따른 FSM에 포함된 상태간의 전이와 고관절 각도 및 각속도와의 관계를 나타내는 그래프이다.
- [0072] 도 5에서는 FSM에 포함된 S1, S2, S3 및 S4 상태 간의 전이와 고관절 각도 및 각속도와의 관계를 나타낸다. 상술한 바와 같이 S1, S2, S3 및 S4 상태 간의 전이는 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 및 각속도가 교차(crossing)하는 지점에서의 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 및 각속도 각각을 이용하여 설정될 수 있다.
- [0073] 예를 들어, 양 다리가 교차할 때 양쪽 고관절 각도 차가 0이 되는 점을 통과하는 이벤트, 스윙 방향을 바꾸는 다리의 각속도 값이 0을 통과하는 등의 제로 크로싱(Zero Crossing) 이벤트를 이용할 수 있다.
- [0074] 전이 조건(510)은 오른쪽 다리의 스윙이 정지하는 이벤트로서, 오른쪽 다리가 지면에 착지하게 됨으로써 발생할 수 있다. 오른쪽 고관절의 각속도가 0이 되는 지점을 통과할 수 있고, 이를 전이 조건(510)으로 설정할 수 있다. 도 5의 고관절 각속도 그래프에 도시된 바와 같이 오른쪽 고관절 각속도의 값이 0을 통과하는 지점에서 상태 간의 전이가 발생할 수 있다.
- [0075] 전이 조건(520)은 오른쪽 다리 및 왼쪽 다리가 교차하는 이벤트로서, 오른쪽 다리를 닫고 왼쪽 다리를 스윙함에 따라 발생할 수 있다. 왼쪽 다리를 스윙함에 따라 왼쪽 고관절 각도가 오른쪽 고관절 각도와 교차하게 된다. 따라서, 양쪽 고관절 각도 차이가 0이 되는 지점을 통과할 수 있고 이를 전이 조건(520)으로 설정할 수 있다.

도 5의 고관절 각도 그래프에서 도시된 바와 같이, 오른쪽 고관절 각도와 왼쪽 고관절 각도가 교차하는 지점에서 상태 간의 전이가 발생할 수 있다.

- [0076] 전이 조건(530)은 왼쪽 다리의 스윙이 정지하는 이벤트로서, 왼쪽 다리가 지면에 착지하게 됨으로써 발생할 수 있다. 오른쪽 고관절의 각속도가 0이 되는 지점을 통과할 수 있고, 이를 전이 조건(530)으로 설정할 수 있다. 도 5의 고관절 각속도 그래프에 도시된 바와 같이 왼쪽 고관절 각속도의 값이 0을 통과하는 지점에서 상태 간의 전이가 발생할 수 있다.
- [0077] 전이 조건(540)은 오른쪽 다리 및 왼쪽 다리가 교차하는 이벤트로서, 왼쪽 다리를 딛고 오른쪽 다리를 스윙함에 따라 발생할 수 있다. 오른쪽 다리를 스윙함에 따라 오른쪽 고관절 각도가 왼쪽 고관절 각도와 교차하게 된다. 따라서, 양쪽 고관절 각도 차이가 0이 되는 지점을 통과할 수 있고 이를 전이 조건(540)으로 설정할 수 있다. 도 5의 고관절 각도 그래프에서 도시된 바와 같이, 오른쪽 고관절 각도와 왼쪽 고관절 각도가 교차하는 지점에서 상태 간의 전이가 발생할 수 있다.
- [0078] 사람의 보행 동작에 따라 계속하여 보행 상태가 순차적으로 반복되므로, 전이 조건(550)은 전이 조건(510)과 동일하다.
- [0079] 이와 같이 검출부(310)는 보행 싸이클에 따라 구분되는 상태들을 FSM을 이용하여 사용자의 매 스텝을 검출할 수 있다. 검출부(310)는 S1(410) 상태 및 S3(430) 상태로의 전이를 검출함으로써 사용자의 매 스텝을 검출할 수 있다.
- [0080] 도 6은 일실시예에 따른 FSM에 포함된 상태 간의 전이와 무릎 관절 각도와의 관계를 나타내는 그래프이다.
- [0081] 도 6에서는 FSM에 포함된 S5 및 S6 상태 간의 전이와 무릎 관절 각도와의 관계를 나타낸다. 상술한 바와 같이 S5 및 S6 상태 간의 전이는 착지 시 양 무릎이 펴지고 굽혀지면서 각도 차가 0을 통과하는 제로 크로싱 이벤트를 이용할 수 있다.
- [0082] 전이 조건(610)은 오른쪽 발이 착지하는 이벤트로서, 오른쪽 무릎 관절 각도와 왼쪽 무릎 관절 각도가 교차하게 된다. 따라서, 양쪽 무릎 관절 각도 차이가 0이 되는 지점을 통과할 수 있고 이를 전이 조건(610)으로 설정할 수 있다.
- [0083] 전이 조건(620)은 왼쪽 발이 착지하는 이벤트로써, 오른쪽 무릎 관절 각도와 왼쪽 무릎 관절 각도가 교차하게 된다. 따라서, 양쪽 무릎 관절 각도 차이가 0이 되는 지점을 통과할 수 있고 이를 전이 조건(620)으로 설정할 수 있다.
- [0084] 이와 같이 검출부(310)는 보행 싸이클에 따라 구분되는 상태들을 FSM을 이용하여 사용자의 발의 착지 시점을 검출할 수 있다. 검출부(310)는 S5(450) 상태 및 S6(460) 상태로의 전이를 검출함으로써 사용자 발의 착지 시점을 검출할 수 있다.
- [0085] 도 7은 일실시예에 따른 검출된 제1 스텝을 검출하고, 제1 스텝의 파라미터를 업데이트하는 방법을 나타내는 흐름도이다.
- [0086] 토크 생성부(320)는 제1 스텝에 대응되는 제1 다리에 인가되는 제1 토크를 생성하기 위하여 제1 스텝에 선행하는 제2 스텝에 대응되는 제2 다리에 인가되는 제2 토크를 이용한다. 따라서, 제1 스텝에 후행하는 스텝에 대한 토크를 생성하기 위하여 제1 스텝의 파라미터를 업데이트할 필요가 있다.
- [0087] 단계(710)에서, 보행 상태가 변화되었는지를 판단할 수 있다. 보행 상태의 변화에 따라 검출부(310)는 제1 스텝을 검출할 수 있으므로, 우선적으로 보행 상태가 변화 되었는지를 판단할 수 있다.
- [0088] 단계(720)에서 보행 상태가 변화된 경우, 변화된 현재 보행 상태로 사용자의 보행 상태를 업데이트할 수 있다. 단계(730)에서, 업데이트된 현재 보행 상태가 예외적 보행 상태인지를 판단할 수 있다. 예외적 보행 상태는 정상적인 보행 동작이 아니기 때문에, 보행 파라미터를 조절할 필요가 있다.
- [0089] 단계(731)에서, 현재 보행 상태가 예외적 보행 상태인 경우, 보행 파라미터를 '0'으로 리셋할 수 있다. 상술한 바와 같이 예외적 보행 상태는 정상적인 보행 상태가 아니므로, 예외적 상태에서의 보행 파라미터를 후행하는 스텝에 인가되는 토크를 생성하기 위하여 이용할 수 없다. 따라서, 보행 파라미터를 '0'으로 리셋할 수 있다.



- [0090] 단계(740)에서 현재 보행 상태가 예외적 보행 상태가 아닌 경우, 현재 보행 상태에서 머물렀던 시간, 양쪽 고관절 각도 및 각속도 값을 업데이트할 수 있다. 이를 통해 현재 보행 상태에서의 정보들이 업데이트 될 수 있다.
- [0091] 단계(750)에서 현재 보행 상태가 다리의 스윙이 발생하는 보행 상태인지 판단할 수 있다. 상술한 바와 같이 왼쪽 스텝은 S2(420)에서 S3(430) 상태로의 전이에 따라 발생하며, 오른쪽 스텝은 S4(440)에서 S1(410) 상태로의 전이에 따라 발생할 수 있다.
- [0092] 따라서, 검출부(310)는 S1(410) 상태 및 S3(430) 상태로의 전이를 검출함으로써 사용자의 매 스텝을 검출할 수 있고, S1(410) 상태 및 S3(430) 상태로의 전이는 다리의 스윙이 발생함으로써 전이되는 보행 상태이다.
- [0093] 단계(760)에서, 현재 보행 상태가 다리의 스윙이 발생하는 보행 상태인 경우, 보행 시간, 보폭, 보행 속도 등을 업데이트할 수 있다. 현재 보행 상태가 다리의 스윙이 발생하는 보행 상태인 경우는 제1 스텝이 검출된 상태이고, 제1 스텝에 대한 상술한 파라미터들을 업데이트 함으로써, 제1 스텝에 후행하는 스텝에서의 토크를 생성하는 데에 업데이트된 파라미터들을 이용할 수 있다.
- [0094] 이와 같이 매 스텝마다 보행 파라미터들을 업데이트함으로써, 후행하는 스텝에서의 토크 생성에 이용할 수 있다. 이를 통하여 사용자의 매 스텝이 규칙적으로 되도록 제어할 수 있다.
- [0095] 도 8은 일실시예에 따른 무릎 관절 궤적과 추출되는 무릎 관절 궤적의 주성분을 나타내는 그래프이다.
- [0096] 보행 보조 장치가 무릎 관절을 직접 측정하기 어려운 경우, 사전에 캡처된 다양한 무릎 관절 궤적 데이터의 주성분분석(PCA: Principal Component Analysis)을 통해 무릎 관절의 주성분 궤적을 추출할 수 있다. 추출된 주성분 궤적을 통해 무릎 관절 정보를 복원 또는 재구성할 수 있다.
- [0097] 그래프(810)은 사전에 캡처된 다양한 무릎 관절 궤적 데이터를 나타낸다. 보행 동작에 따른 무릎 관절 궤적 데이터가 그래프(810)과 같이 캡처될 수 있다.
- [0098] 그래프(820)은 그래프(810)과 같이 캡처된 보행 동작에 따른 무릎 관절 궤적 데이터의 보행 관절 궤적 데이터의 주성분분석(PCA)을 통해 추출된 무릎 관절의 주성분 궤적을 나타낸다.
- [0099] 무릎 관절 정보는 추출된 무릎 관절의 주성분의 수학적 식 1과 같은 선형 보간을 통해 생성할 수 있다.

**수학식 1**

[0100] 
$$q_{rec}(t) = x_1 PC1(t) + x_2 PC2(t) + x_3 PC3(t) + \bar{q}(t)$$

- [0101] 여기에서  $q_{rec}$  는 재구성 또는 복원되는 무릎 관절 정보를 나타내고,  $x_i$ 는 경계 조건(Boundary Condition)에 따라 결정되는 가중치(weighting value)를 나타내고,  $PC_i$ 는 추출된 무릎 관절의 주성분을 나타내며,  $\bar{q}$  는 캡처된 무릎 관절 데이터의 평균 궤적을 나타낸다.
- [0102] 경계 조건은 보행 상태 전환시 센싱되어 저장되는 양쪽 고관절 각도와 매칭되며, 센싱되는 고관절 각도 값과 가장 가까운 경계 조건을 만족하는 매칭되는 무릎 관절 경계 조건을 사용하여 수학식 2를 통해 가중치를 결정할 수 있다.

**수학식 2**

[0103] 
$$\begin{bmatrix} PC1_i & PC2_i & PC3_i \\ PC1_m & PC2_m & PC3_m \\ PC1_f & PC2_f & PC3_f \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} q_i - \bar{q}_i \\ q_m - \bar{q}_m \\ q_f - \bar{q}_f \end{bmatrix}$$

- [0104] 여기에서  $i$ 는 최초 조건을 나타내고,  $m$ 은 중간 조건을 나타내며,  $f$ 는 최종 조건을 나타낸다. 이와 같이 가중치를 결정하여 최종적으로 무릎 관절 각도 정보를 복원 또는 재구성할 수 있다. 미리 구축한 보행 모션에 따른

무릎 관절의 경계 조건 집합은 다양한 보행 속도에 대해 힙-무릎-발목 경계 조건으로 룩업 테이블로 구성할 수 있다. 따라서, 무릎 관절 정보의 재구성 또는 복원을 중심으로 설명하였으나, 이는 설명의 목적일 뿐 제한되는 것은 아니며, 센싱하기 힘든 관절 정보, 예를 들어 발목 관절 정보를 상술한 방법을 이용하여 복원 또는 재구성할 수 있다.

[0105] 도 9는 일실시예에 따른 제1 스텝에 대응하는 제1 다리에 인가되는 제1 토크 및 보상 토크를 나타내는 그래프이다.

[0106] 토크 생성부(320)는 검출된 제1 스텝에 대응하는 제1 다리에 인가되는 제1 토크를 생성할 수 있다. 토크 생성부(320)는 매 스텝(910, 920, 930) 시작 시 스텝 싸이클을 기준으로 지지하는 다리와 스윙하는 다리를 보조하기 위한 제1 토크를 생성할 수 있다.

[0107] 생성되는 제1 토크는 보상 토크 및 마찰 보상 토크와의 합을 통해 최종적인 제1 다리에 인가되는 토크로 생성될 수 있다. 최종적으로 제1 다리에 인가되는 토크는 수학적 식 3과 같이 나타낼 수 있다.

### 수학적 식 3

[0108] 
$$\tau_{des} = w_1 \tau_{assist} + w_2 \tau_{ff} + w_3 \tau_{fr}$$

[0109]  $\tau_{des}$ 는 최종적으로 제1 다리에 인가되는 토크를 나타내고,  $\tau_{assist}$ 는 제1 토크를 나타내며,  $\tau_{ff}$ 는 보상 토크를 나타내고,  $\tau_{fr}$ 은 마찰 보상 토크를 나타낸다. 이와 같이 더욱 정밀한 보행 보조를 제공하기 위하여 생성된 제1 토크를 보상 토크 및 마찰 보상 토크와의 합하여 최종적인 제1 다리에 인가되는 토크를 생성할 수 있다.

[0110] 여기에서  $w_i$ 는 보상 카운터로서, 도 13에서 후술하기로 한다. 보상 카운터는 사용자가 예상치 못한 타이밍에 급작스럽게 큰 보조 토크가 가해지면 사용자가 다치거나 넘어지는 것을 방지하기 위해 설정될 수 있다. 따라서, 현재 보행 상황을 추정하여 보조를 제공하기 위한 토크의 레벨을 조절해 줄 필요가 있다.

[0111] 예를 들어, 일정 이상 보행 규칙성을 보여주는 보행 상황에 진입했다고 판단되면, 미리 계획한 토크를 제공하고, 그렇지 않은 경우 스케일 다운된 토크를 제공할 수 있다. 이를 위하여 최종적인 제1 다리에 인가되는 토크를 생성함에 있어서 보상 카운터를 제1 토크, 보상 토크 및 마찰 보상 토크에 곱해줄 수 있다. 보행 카운터를 결정하는 구체적인 방법에 대해서는 도 13에서 후술한다.

[0112] 도 10은 일실시예에 따른 제1 토크를 나타내는 그래프이다.

[0113] 토크 생성부(320)에서 생성되는 제1 토크는 도 10과 같은 프로파일을 가지고 생성될 수 있다. 여기에서  $t_{start}$ 는 제1 토크가 인가되는 시점을 나타낼 수 있다. 상술한 바와 같이 제1 토크가 인가되는 시점인  $t_{start}$ 는 제2 스텝에 대응하는 제1 다리의 반대쪽 발의 착지 시점으로 결정할 수 있다. 제1 토크는 검출된 제1 스텝에서 제1 다리에 인가되는 것이므로, 제2 스텝으로부터 제1 스텝으로의 스텝 전이 시점에서부터 인가될 필요가 있다.

[0114] 제1 토크가 피크에 도달하는 시점인  $t_{peak}$ 는 제2 스텝에 대응하는 제1 다리의 반대쪽 고관절 각가속도가 최대가 되는 시점으로 결정할 수 있다. 제1 스텝은 제2 스텝이 수행된 후 순차적으로 발생하는 스텝이므로, 제2 스텝과의 연속성을 가질 수 있다. 따라서, 제2 토크에서 제1 다리의 반대쪽 고관절 각가속도가 최대가 되는 시점을 제1 토크가 피크에 도달하는 시점으로 결정하여, 사용자의 매 스텝이 규칙적으로 되도록 제어할 수 있다.

[0115]  $\tau_{peak}$ 는 제1 토크가 피크에 도달했을 때의 토크의 크기를 나타내고,  $d_{peak}$ 는 제1 토크가 피크에 도달하여 지속되는 시간을 나타내며,  $d_{dscd}$ 는 제1 토크가 피크에 도달하고 감소되는 시간을 나타낼 수 있다. 상술한 제1 토크의 프로파일에 연관된 파라미터들은 보행의 규칙성을 위하여 제1 스텝에 선행하는 제2 스텝에서 인가되는 제2 토크에 기초하여 결정될 수 있다.

- [0116] 도 11은 일실시예에 따른 제1 토크에 포함되는 다리를 당기는 토크를 나타내는 그래프이다.
- [0117] 도 11에서는 제1 토크에 포함되는 다리를 당기는 토크를 나타낸다. 상술한 바와 같이 다리를 당기는 토크는 제1 스텝에 선행하는 제2 스텝의 토크 정보에 기초하여 생성될 수 있다. 구체적으로, 제2 스텝에 대응하는 제1 다리의 반대쪽인 제2 다리에 인가되는 제2 토크에 기초하여, 제1 스텝에 대응하는 제1 다리에 인가되는 제1 토크 중 다리를 당기는 토크가 생성될 수 있다.
- [0118] 도 10에서 설명한 바와 같이  $l_{start,flx}$ 는 다리를 당기는 토크  $\tau_{assist,flx}$ 가 인가되는 시점을 나타낼 수 있다. 다리를 당기는 토크가 인가되는 시점은 제2 스텝에 대응하는 제1 다리의 반대쪽 발의 착지 시점으로 결정할 수 있다.
- [0119] 또한, 다리를 당기는 토크가 피크에 도달하는 시점인  $l_{peak,flx}$ 는 2 스텝에 대응하는 제1 다리의 반대쪽 고관절 각 가속도가 최대가 되는 시점(1120)으로 결정할 수 있다. 제1 스텝은 제2 스텝이 수행된 후 순차적으로 발생하는 스텝이므로, 제2 스텝과의 연속성을 가질 수 있다. 따라서, 제2 토크에서 제1 다리의 반대쪽 고관절 각 가속도가 최대가 되는 시점(1120)을 제1 토크가 피크에 도달하는 시점으로 결정하여, 사용자의 매 스텝이 규칙적으로 되도록 제어할 수 있다.
- [0120] 이와 같이 제1 토크 중 다리를 당기는 토크는 토크 생성부(320)에서 제1 스텝에 선행하는 제2 스텝의 토크 정보에 기초하여 생성될 수 있다.
- [0121] 도 12는 일실시예에 따른 제1 토크에 포함되는 다리를 미는 토크를 나타내는 그래프이다.
- [0122] 도 12에서는 제1 토크에 포함되는 다리를 미는 토크를 나타낸다. 다리를 미는 토크는 다리를 당기는 토크에 기반하여 추정될 수 있다.
- [0123] 다리를 당기는 토크와 달리 다리를 미는 토크는 피크 지점(1210)에서 이미 큰 토크가 걸린 상태로 생성되는 제1 토크가 다리를 미는 토크를 보조해 주기 보다는 하복부에 힘을 가하는 등 파워 전달 손실이 발생할 가능성이 크기 때문이다. 따라서, 보폭 감소를 최소화 하는 등의 다리를 당기는 토크의 효과를 극대화 하기 위하여 다리를 미는 토크는 다리를 당기는 토크에 기반하여 추정될 수 있다.
- [0124] 도 13은 일실시예에 따른 제1 토크를 스케일 다운하는 방법을 나타내는 흐름도이다.
- [0125] 단계(1310)에서 보행 상태가 변화되었는지를 판단할 수 있다. 보행 상태의 변화에 따라 제1 스텝을 검출하고, 검출된 제1 스텝을 보조하기 위한 토크를 생성하므로, 우선적으로 보행 상태가 변화 되었는지를 판단할 수 있다.
- [0126] 단계(1320)에서, 보행 상태가 변화된 경우, 변화된 현재 보행 상태로 사용자의 보행 상태를 업데이트할 수 있다. 단계(1330)에서, 업데이트된 현재 보행 상태가 예외적 보행 상태인지를 판단할 수 있다. 예외적 보행 상태는 정상적인 보행 동작이 아니기 때문에, 보행 파라미터를 조절할 필요가 있다.
- [0127] 단계(1331)에서, 현재 보행 상태가 예외적 보행 상태인 경우, 보행 파라미터를 '0'으로 리셋할 수 있다. 상술한 바와 같이 예외적 보행 상태는 정상적인 보행 상태가 아니므로, 예외적 상태에서의 보행 파라미터를 후행하는 스텝에 인가되는 토크를 생성하기 위하여 이용할 수 없다.
- [0128] 따라서, 보행 파라미터를 '0'으로 리셋할 수 있다. 또한, 단계(1332)에서 현재 보행 상태가 예외적 보행 상태인 경우, 제1 스텝을 보조하기 위한 토크를 미 적용할 수 있다. 예외적 상태에는 상술한 바와 같이 정상적인 보행 상태가 아니므로, 사용자의 안전을 위하여 토크를 적용하지 않을 수 있다.
- [0129] 단계(1340)에서 현재 보행 상태가 예외적 보행 상태가 아닌 경우, 연속적인 보행 상태 간의 전환인지를 판단할 수 있다. 연속적인 보행 상태 간의 전환이 아닌 경우 정상적인 보행 상태가 아닌 것으로 판단하여, 보행 파라미터를 '0'으로 리셋하고, 보행 보조를 위한 토크를 적용하지 않을 수 있다.
- [0130] 단계(1350)에서, 현재 보상 카운터가 미리 정의된 최대 보상 카운터에 도달했는지 여부를 판단할 수 있다. 미리 정의된 최대 보상 카운터는 사용자의 보행이 보행 규칙성을 보여주는 보행 상황에 진입한 것으로 판단하는 기준이 될 수 있다.

- [0131] 예를 들어, 현재 보상 카운터가 최대 보상 카운터에 도달한 경우 사용자의 보행은 보행 규칙성을 보여주는 보행 상황에 진입한 것으로 판단할 수 있다. 이와는 반대로, 현재 보상 카운터가 최대 보상 카운터에 도달하지 못한 경우 사용자의 보행은 보행 규칙성을 보여주는 보행 상황에 진입하지 못한 것으로 판단할 수 있다.
- [0132] 단계(1360)에서 현재 보행 보상 카운터가 보상 카운터에 도달하지 못한 경우, 현재 보상 카운터를 1 증가시킬 수 있다. 이와 같이 보행 상태가 변화할 때마다 현재 보상 카운터를 최대 보상 카운터와 비교하여 사용자의 보행이 보행 규칙성을 보여주는 보행 상황인지를 판단할 수 있다. 사용자의 보행이 보행 규칙성을 보여주는 보행 상황이 아닌 경우, 보행 카운터를 1 증가시키고 다음 보행 상태의 변환 시에 다시 한번 사용자의 보행이 보행 규칙성을 보여주는 보행 상황인지를 판단할 수 있다.
- [0133] 단계(1370)에서, 현재 보상 카운터가 최대 보상 카운터에 도달하지 못하였으므로, 현재의 보상 카운터를 고려하여 스케일 다운된 토크를 적용할 수 있다. 이를 통하여 사용자가 예상치 못한 타이밍에 급작스럽게 큰 토크가 가해지는 것을 방지할 수 있다.
- [0134] 단계(1355)에서 현재 보상 카운터가 미리 정의된 최대 보상 카운터에 도달한 경우, 매 스텝 갱신되는 보폭, 속도 등이 임계치보다 작은지를 판단할 수 있다. 보행 중 정지를 파악하기 위한 것으로, 매스텝 갱신되는 보폭, 속도 등이 임계치보다 작은 경우, 정상적인 보행 상태가 아닌 것으로 판단하여, 보행 파라미터를 '0'으로 리셋하고, 보행 보조를 위한 토크를 적용하지 않을 수 있다.
- [0135] 이와는 반대로, 단계(1356)에서, 매 스텝 갱신되는 보폭, 속도 등이 임계치보다 큰 경우, 정상적인 보행 상태로 판단하여 토크 생성부(320)에서 생성된 제1 토크를 스케일 다운하지 않고 그대로 적용할 수 있다.
- [0136] 도 14는 일실시예에 따른 보행 보조 제어 방법을 나타내는 흐름도이다.
- [0137] 단계(1410)에서, 검출부(310)는 측정된 오른쪽 및 왼쪽 각도 정보에 기초하여 사용자의 제1 스텝을 검출할 수 있다. 검출부(310)는 보행 싸이클에 따라 구분되는 상태들을 포함하는 FSM(Finite State Machine)을 이용하여 제1 스텝을 검출할 수 있다.
- [0138] 검출부(310)는 FSM을 이용하여 사용자의 보행 상태를 판단할 수 있고, 이를 통하여 매 스텝이 시작되는 지점을 검출할 수 있다. 다시 말해서, 검출부(310)는 검출하기 위한 제1 스텝에 선행하는 제2 스텝으로부터 제1 스텝으로의 전이를 검출할 수 있다.
- [0139] 단계(1420)에서, 재구성부(330)는 보행에 따른 무릎 관절 궤적 정보에 기초하여 오른쪽 및 왼쪽 고관절 각도 정보에 매칭되는 무릎 관절 정보를 재구성할 수 있다.
- [0140] 다른 관절 정보를 측정할 수 없는 경우, 미리 저장된 다른 관절의 궤적 정보를 이용하여, 다른 관절 정보를 재구성할 수 있다. 재구성부(330)는 센서의 부재로 인해 파악하기 힘든 다른 관절의 모션을 복원 또는 재구성할 수 있다.
- [0141] 단계(1430)에서, 토크 생성부(320)는 제1 스텝에 선행하는 제2 스텝에 대응하는 제2 다리에 인가된 제2 토크에 기초하여 제1 토크를 생성할 수 있다. 다시 말해서, 토크 생성부(320)는 현재 스텝에서 인가되기 위한 토크를 생성하기 위하여 이전 스텝에서 인가된 토크 정보를 이용할 수 있다.
- [0142] 토크 생성부(320)는 검출된 제1 스텝에 선행하는 제2 스텝에서 인가된 제2 토크에 기초하여 제1 토크의 프로파일(profile)을 결정할 수 있다. 제1 스텝은 제2 스텝이 수행된 후 순차적으로 발생하는 스텝이므로, 제2 스텝과의 연속성을 가질 수 있다. 따라서, 제2 토크에 기초하여 제1 토크의 프로파일을 결정할 수 있다.
- [0143] 또한, 토크 생성부(320)는 제2 토크에 기초하여, 제1 토크가 인가되는 시점, 제1 토크가 피크에 도달하는 시점 및 제1 토크의 지속 시간 등을 결정할 수 있다. 이 외에 제1 토크 생성을 위해 필요한 파라미터는 미리 설정된 값을 사용하거나 별도의 파라미터가 최적화된 값이 이용될 수 있다.
- [0144] 토크 생성부(320)는 제1 토크가 인가되는 시점을, 제2 스텝에 대응하는 제1 다리의 반대쪽 발의 착지 시점으로 결정할 수 있다. 제1 토크는 검출된 제1 스텝에서 제1 다리에 인가되는 것이므로, 제2 스텝으로부터 제1 스텝으로의 스텝 전이 시점에서부터 인가될 필요가 있다.
- [0145] 토크 생성부(320)는 제1 토크가 피크에 도달하는 시점을 제2 스텝에 대응하는 제1 다리의 반대쪽 고관절 각가속도가 최대가 되는 시점으로 결정할 수 있다. 상술한 바와 같이 제1 스텝은 제2 스텝이 수행된 후 순차적으로



발생하는 스텝이므로, 제2 스텝과의 연속성을 가질 수 있다. 따라서, 제2 토크에서 제1 다리의 반대쪽 고관절 각가속도가 최대가 되는 시점을 제1 토크가 피크에 도달하는 시점으로 결정하여, 사용자의 매 스텝이 규칙적으로 되도록 제어할 수 있다.

[0146] 이상에서 설명된 장치는 하드웨어 구성요소, 소프트웨어 구성요소, 및/또는 하드웨어 구성요소 및 소프트웨어 구성요소의 조합으로 구현될 수 있다. 예를 들어, 실시예들에서 설명된 장치 및 구성요소는, 예를 들어, 프로세서, 콘트롤러, ALU(arithmetic logic unit), 디지털 신호 프로세서(digital signal processor), 마이크로컴퓨터, FPA(field programmable array), PLU(programmable logic unit), 마이크로프로세서, 또는 명령(instruction)을 실행하고 응답할 수 있는 다른 어떠한 장치와 같이, 하나 이상의 범용 컴퓨터 또는 특수 목적 컴퓨터를 이용하여 구현될 수 있다. 처리 장치는 운영 체제(OS) 및 상기 운영 체제 상에서 수행되는 하나 이상의 소프트웨어 애플리케이션을 수행할 수 있다. 또한, 처리 장치는 소프트웨어의 실행에 응답하여, 데이터를 접근, 저장, 조작, 처리 및 생성할 수도 있다. 이해의 편의를 위하여, 처리 장치는 하나가 사용되는 것으로 설명된 경우도 있지만, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자는, 처리 장치가 복수 개의 처리 요소(processing element) 및/또는 복수 유형의 처리 요소를 포함할 수 있음을 알 수 있다. 예를 들어, 처리 장치는 복수 개의 프로세서 또는 하나의 프로세서 및 하나의 콘트롤러를 포함할 수 있다. 또한, 병렬 프로세서(parallel processor)와 같은, 다른 처리 구성(processing configuration)도 가능하다.

[0147] 소프트웨어는 컴퓨터 프로그램(computer program), 코드(code), 명령(instruction), 또는 이들 중 하나 이상의 조합을 포함할 수 있으며, 원하는 대로 동작하도록 처리 장치를 구성하거나 독립적으로 또는 결합적으로(collectively) 처리 장치를 명령할 수 있다. 소프트웨어 및/또는 데이터는, 처리 장치에 의하여 해석되거나 처리 장치에 명령 또는 데이터를 제공하기 위하여, 어떤 유형의 기계, 구성요소(component), 물리적 장치, 가상장치(virtual equipment), 컴퓨터 저장 매체 또는 장치, 또는 전송되는 신호 파(signal wave)에 영구적으로, 또는 일시적으로 구체화(embodiment)될 수 있다. 소프트웨어는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템 상에 분산되어서, 분산된 방법으로 저장되거나 실행될 수도 있다. 소프트웨어 및 데이터는 하나 이상의 컴퓨터 판독 가능 기록 매체에 저장될 수 있다.

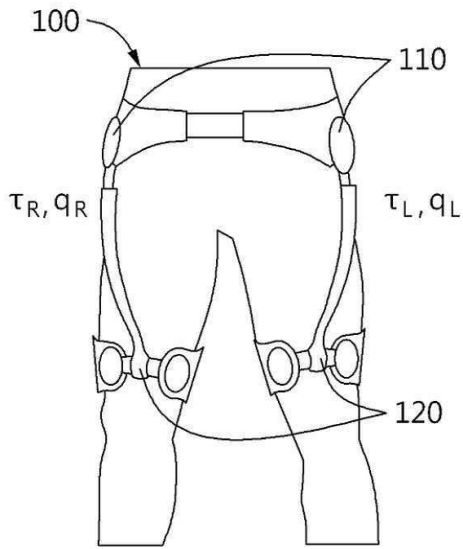
[0148] 실시예에 따른 방법은 다양한 컴퓨터 수단을 통하여 수행될 수 있는 프로그램 명령 형태로 구현되어 컴퓨터 판독 가능 매체에 기록될 수 있다. 상기 컴퓨터 판독 가능 매체는 프로그램 명령, 데이터 파일, 데이터 구조 등을 단독으로 또는 조합하여 포함할 수 있다. 상기 매체에 기록되는 프로그램 명령은 실시예를 위하여 특별히 설계되고 구성된 것들이거나 컴퓨터 소프트웨어 당업자에게 공지되어 사용 가능한 것일 수도 있다. 컴퓨터 판독 가능 기록 매체의 예에는 하드 디스크, 플로피 디스크 및 자기 테이프와 같은 자기 매체(magnetic media), CD-ROM, DVD와 같은 광기록 매체(optical media), 플롭티컬 디스크(floptical disk)와 같은 자기-광 매체(magneto-optical media), 및 롬(ROM), 램(RAM), 플래시 메모리 등과 같은 프로그램 명령을 저장하고 수행하도록 특별히 구성된 하드웨어 장치가 포함된다. 프로그램 명령의 예에는 컴파일러에 의해 만들어지는 것과 같은 기계어 코드뿐만 아니라 인터프리터 등을 사용해서 컴퓨터에 의해서 실행될 수 있는 고급 언어 코드를 포함한다. 상기된 하드웨어 장치는 실시예의 동작을 수행하기 위해 하나 이상의 소프트웨어 모듈로서 작동하도록 구성될 수 있으며, 그 역도 마찬가지이다.

[0149] 이상과 같이 실시예들이 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 해당 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 상기의 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 예를 들어, 설명된 기술들이 설명된 방법과 다른 순서로 수행되거나, 및/또는 설명된 시스템, 구조, 장치, 회로 등의 구성요소들이 설명된 방법과 다른 형태로 결합 또는 조합되거나, 다른 구성요소 또는 균등물에 의하여 대치되거나 치환되더라도 적절한 결과가 달성될 수 있다.

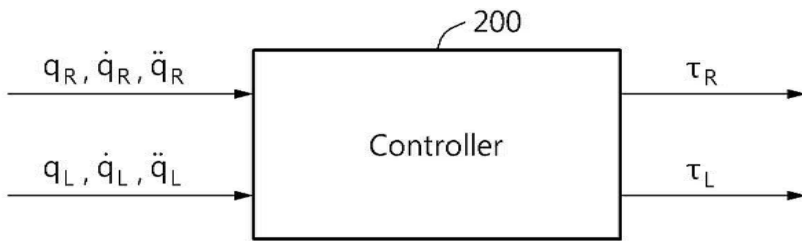
[0150] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

도면

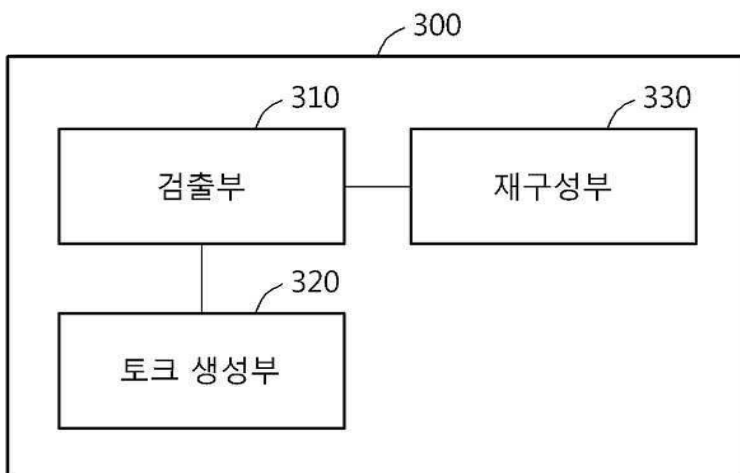
도면1



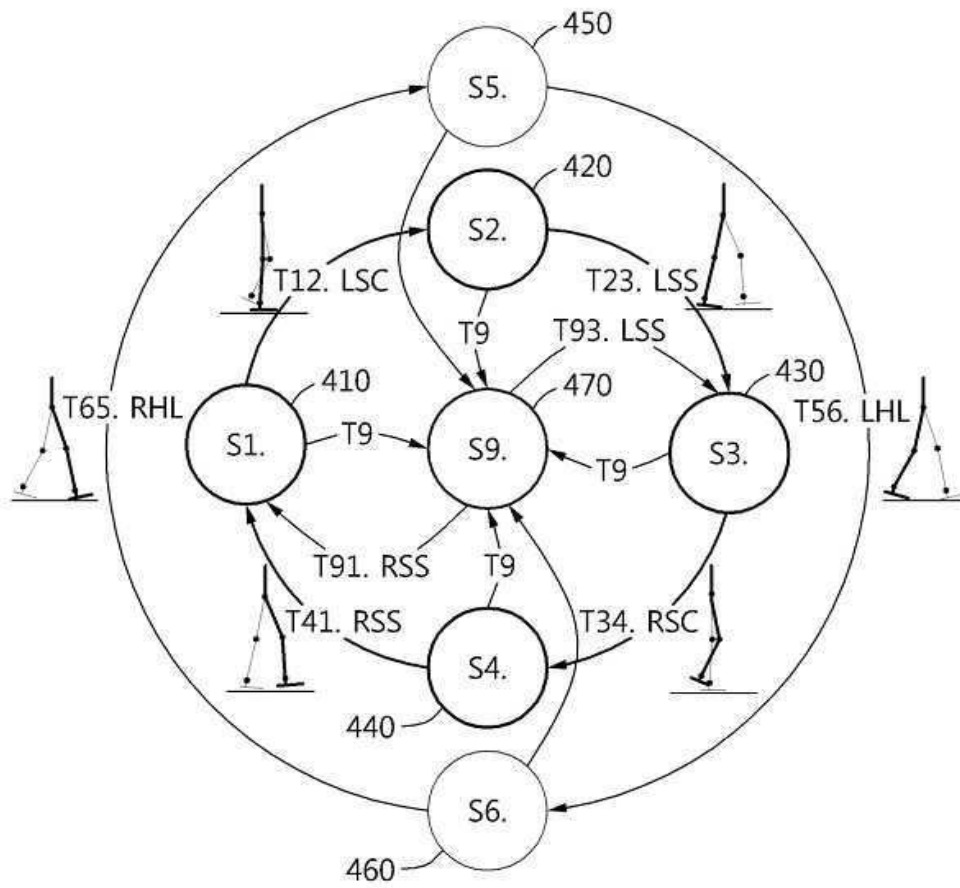
도면2



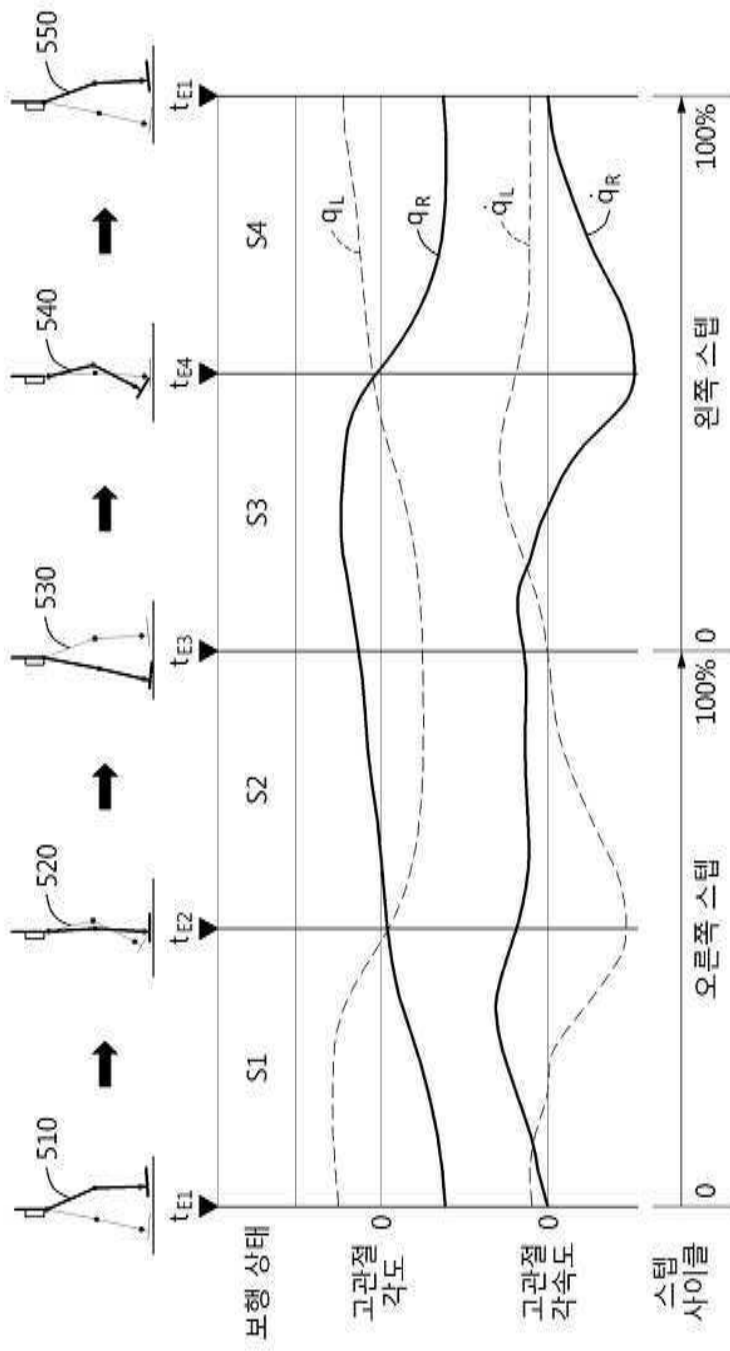
도면3



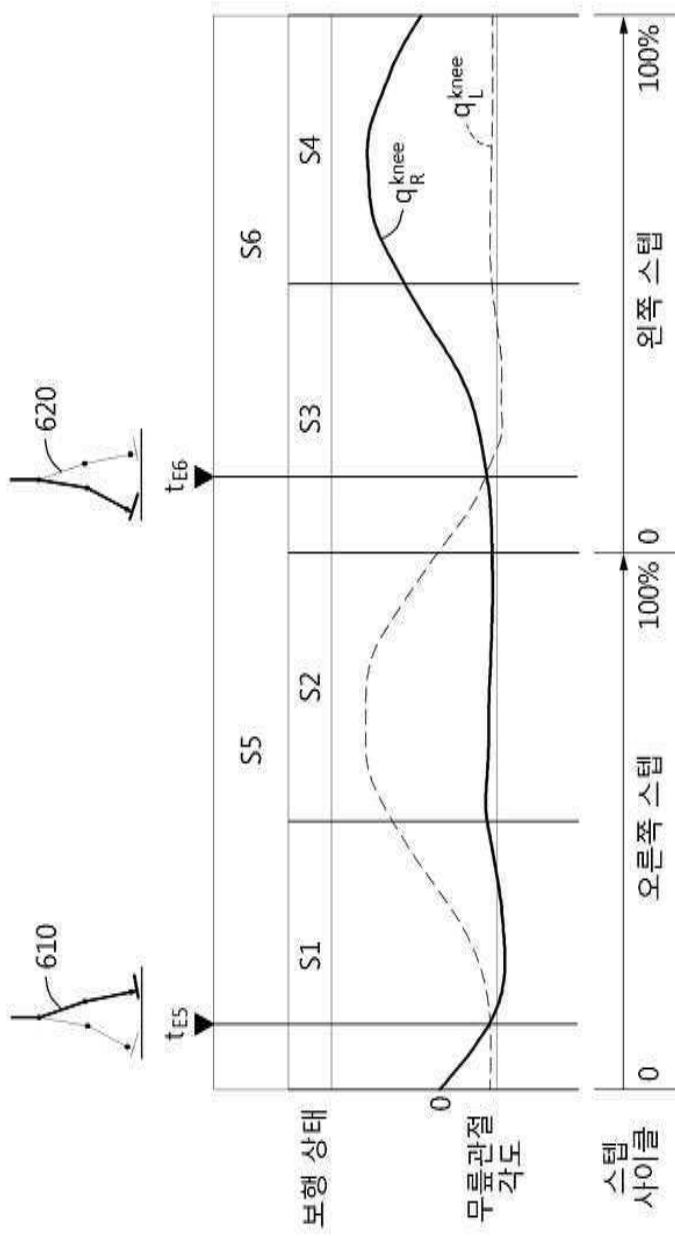
도면4



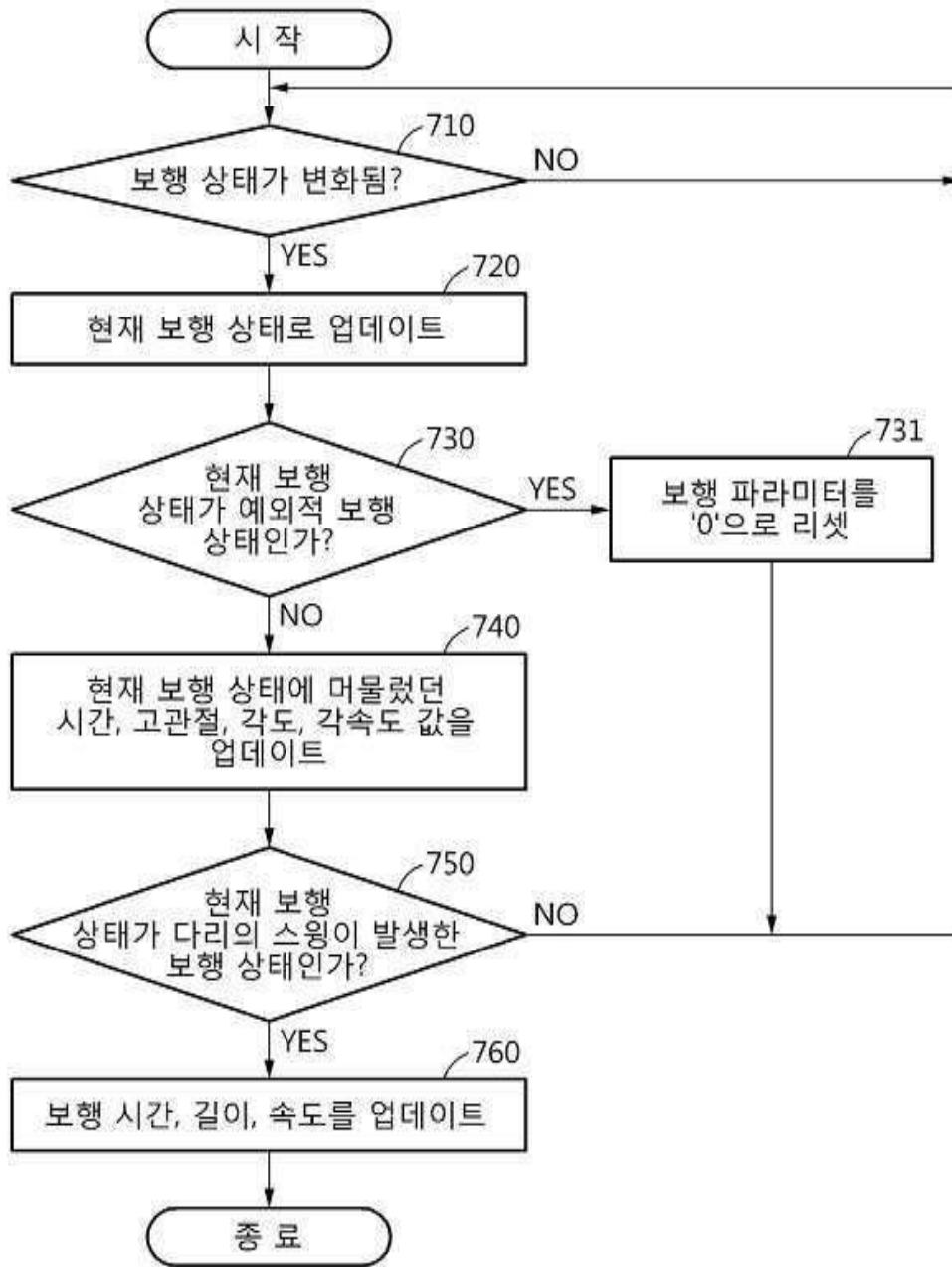
도면5



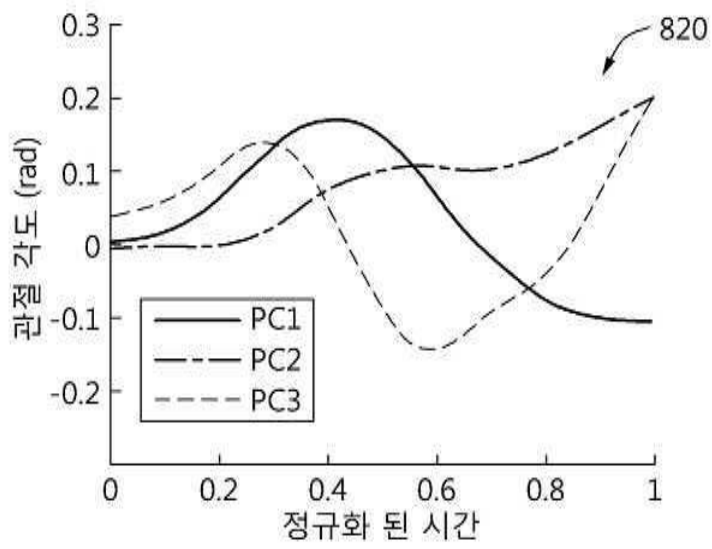
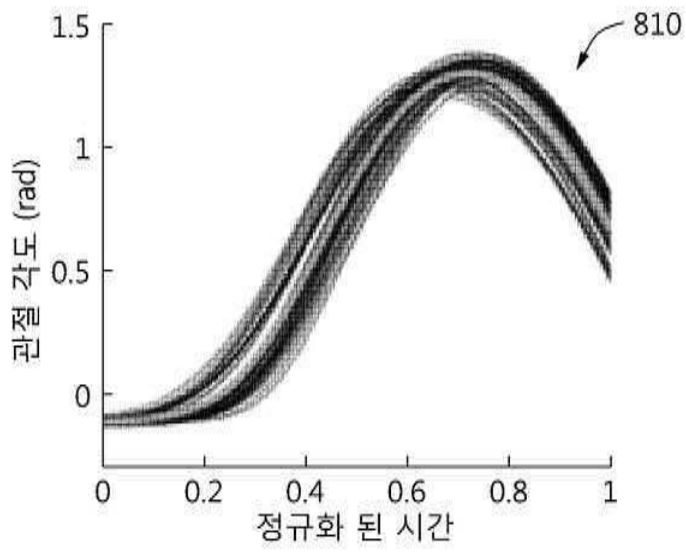
도면6



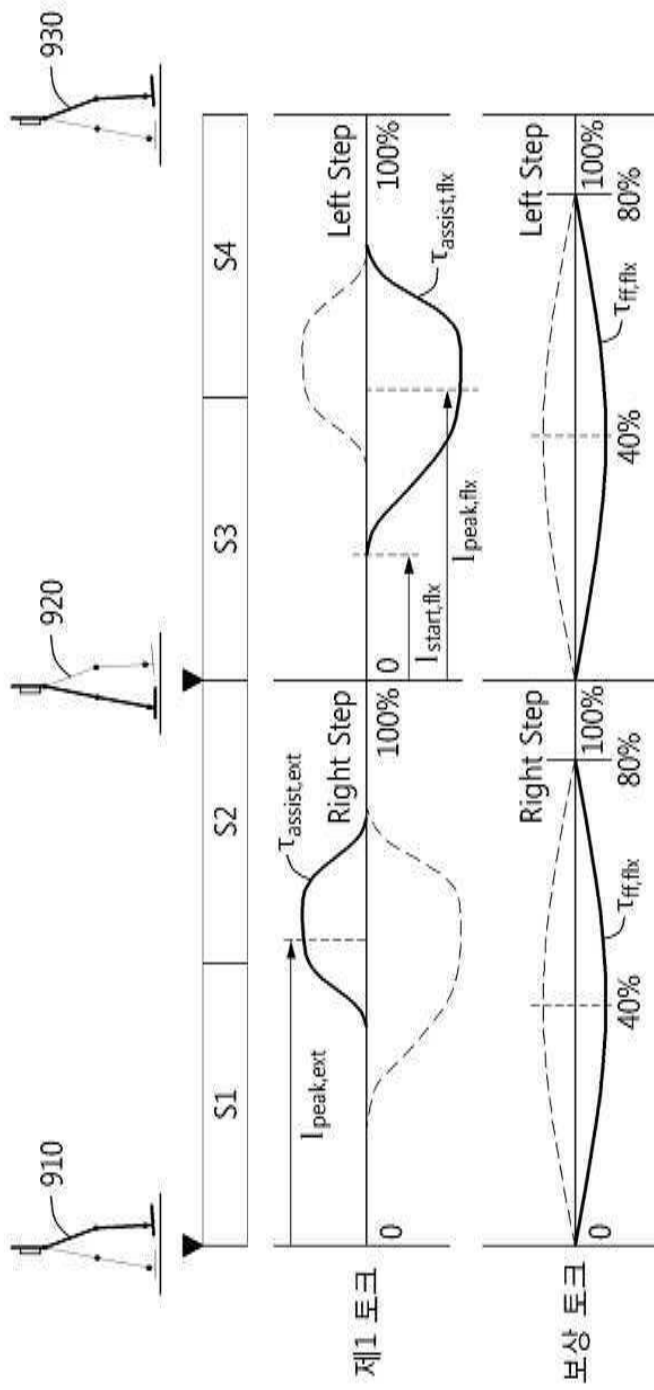
도면7



도면8

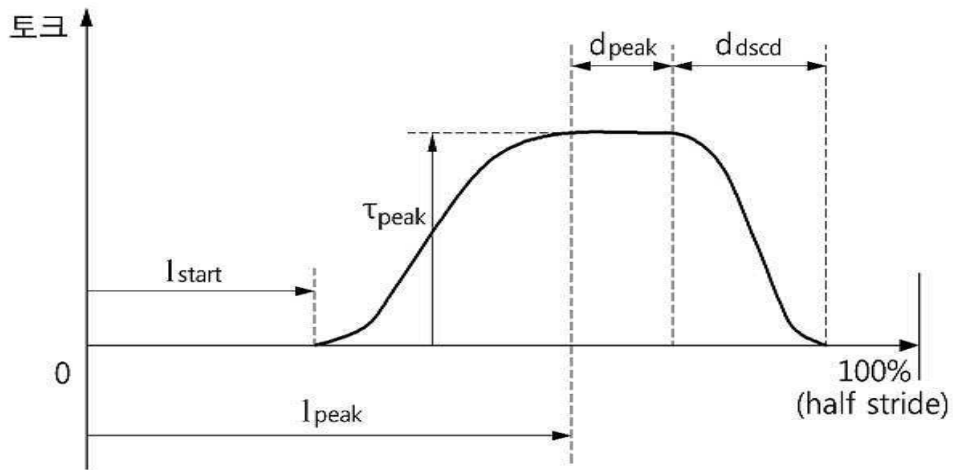


도면9

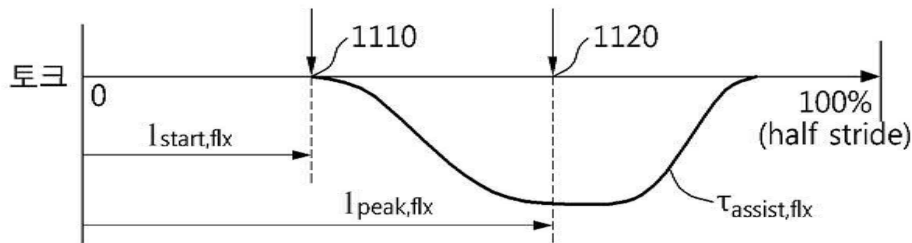




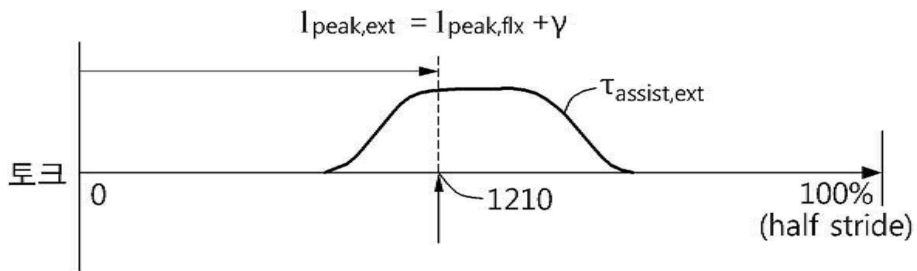
도면10



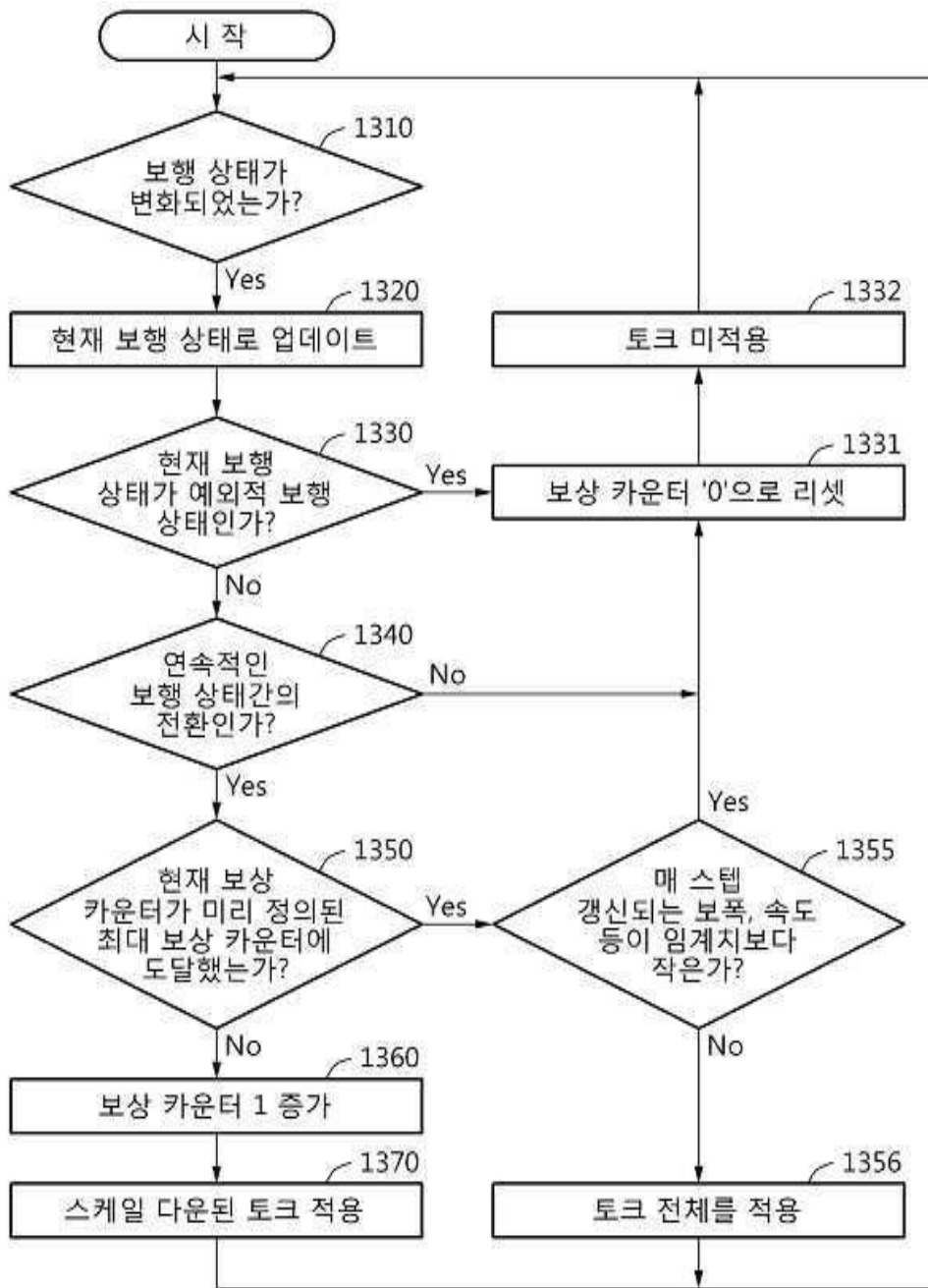
도면11



도면12



도면13



도면14

