

(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)(11) 공개번호 10-2020-0096236
(43) 공개일자 2020년08월11일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 5/00 (2006.01) **A61B 5/11** (2006.01)
A63B 24/00 (2006.01) **A63B 69/00** (2006.01)
G06K 9/00 (2006.01)

(52) CPC특허분류
A61B 5/4528 (2013.01)
A61B 5/1116 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2020-7017263

(22) 출원일자(국제) 2018년11월16일
 심사청구일자 2020년07월21일

(85) 번역문제출일자 2020년06월16일

(86) 국제출원번호 PCT/US2018/061435

(87) 국제공개번호 WO 2019/099773
 국제공개일자 2019년05월23일

(30) 우선권주장
 15/815,571 2017년11월16일 미국(US)

(71) 출원인
블라스트 모션 인크.
 미국, 92008 캘리포니아, 칼스바트, 스위트 디,
 뉴턴 드라이브 5803

(72) 발명자
슈베흐니, 패트릭
 미국 92008 캘리포니아, 칼스바트 스위트 디, 뉴
 턴 드라이브 5803
손브루, 제임스 알.
 미국 92008 캘리포니아, 칼스바트 스위트 디, 뉴
 턴 드라이브 5803
보스, 바스카
 미국 92008 캘리포니아, 칼스바트 스위트 디, 뉴
 턴 드라이브 5803

(74) 대리인
남호현

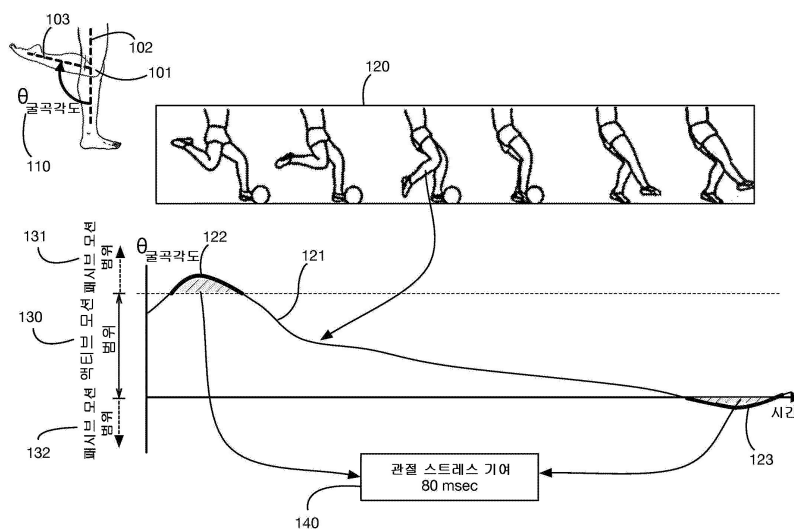
전체 청구항 수 : 총 10 항

(54) 발명의 명칭 **센서 데이터의 접합부 응력 결정 방법**

(57) 요약

관절 각도가 관절에 대한 정상 모션 범위를 벗어날 때를 결정하여 관절에 대한 스트레스를 계산하는 방법이 개시된다. 응용들은 예컨대, 척측 측부인대(UCL: ulnar collateral ligament)에 대한 부상 위험을 완화하기 위해 야구 투수들에 대한 팔꿈치 관절 스트레스의 분석을 포함한다. 야구 투수와 같은 움직임 동안, 센서 데이터는 신체 세그먼트들의 위치, 방향 또는 모션을 추적하기 위해 수집되며; 관절 각도들은 이 센서 데이터로부터 유도된다. 이후, 관절 각도들은 각각의 개인에 대해 측정될 수 있는 모션 범위와 비교된다. 모션 범위를 초과하는 움직임들로부터의 관절 스트레스 기여들은 누적 관절 피로를 계산하기 위해 시간의 경과에 따라 결합될 수 있다. 이 관절 피로 측정치는 예컨대 회복 기간들(휴일들) 및 미래 워크로드들(이를테면, 최대 투구 카운트들)을 정량화하기 위해 투수들에 대해 사용될 수 있다.

대표도



(52) CPC특허분류

A61B 5/112 (2013.01)
A61B 5/1122 (2013.01)
A61B 5/1128 (2013.01)
A61B 5/458 (2013.01)
A61B 5/4585 (2013.01)
A61B 5/7242 (2013.01)
A63B 69/0002 (2013.01)
G06K 9/00342 (2013.01)
G06K 9/00355 (2013.01)

명세서

청구범위

청구항 1

센서 데이터로부터 관절 스트레스를 결정하는 방법으로서,

제1 신체 부위에 커플링된 제1 관성 센서 및 제2 신체 부위에 커플링된 제2 관성 센서를 포함하는 하나 이상의 센서들로부터 센서 측정치들의 시계열을 획득하는 단계;

상기 제1 관성 센서를 사용하여 피실험자의 상기 제1 신체 부위의 위치, 방향 또는 모션 중 하나 이상, 및 상기 제2 관성 센서를 사용하여 상기 피실험자의 상기 제2 신체 부위의 위치, 방향 또는 모션 중 하나 이상을 측정하는 단계 - 상기 제1 신체 부위 및 상기 제2 신체 부위는 상기 피실험자의 신체 관절에 커플링되며, 상기 제1 신체 부위 및 상기 제2 신체 부위는 상기 신체 관절의 양쪽에 놓여 있음 -;

상기 신체 관절에 대한 하나 이상의 관절 각도 시계열을 생성하기 위해 상기 센서 측정치들의 시계열을 프로세싱하는 단계 - 각각의 관절 각도 시계열은 상기 신체 관절의 관절 각도에 대응하며, 상기 신체 관절의 상기 각각의 관절 각도는 상기 신체 관절의 회전 자유도에 대응함 -;

상기 신체 관절에 대한 하나 이상의 모션 범위들을 획득하는 단계 - 상기 하나 이상의 모션 범위들의 각각의 모션 범위는 상기 신체 관절의 상기 관절 각도에 대응하며, 상기 하나 이상의 모션 범위들의 상기 각각의 모션 범위는 상기 모션 범위내에 있는 관절 각도들의 간격을 포함함 -;

상기 신체 관절이 패시브(passive) 모션 범위내에 있는 시간 기간에 대응하는, 상기 관절 각도와 연관된 대응 모션 범위 밖에 있는 관절 각도 값을 상기 하나 이상의 관절 각도 시계열이 갖는 하나 이상의 패시브 범위 시간 간격들을 결정하는 단계;

액티브(active) 모션 범위 밖에 있는 모션 시간 간격들의 상기 하나 이상의 패시브 범위 동안 컴퓨터를 사용하여 관절 스트레스 기여를 계산하는 단계;

관절 피로를 계산하기 위해 일정 시간 기간 동안 상기 피실험자에 의한 복수의 움직임들에 대한 상기 관절 스트레스 기여를 결합하는 단계;

상기 관절 피로부터 상기 피실험자에 대한 회복 시간을 계산하는 단계 또는 상기 관절 피로부터 미래 시간 기간 동안 상기 피실험자에 대한 워크로드 제한치(workload limit)를 계산하는 단계;

컴퓨터를 사용하여, 상기 회복 시간 또는 워크로드 제한치, 또는 상기 회복 시간과 상기 워크로드 제한치 둘 모두를 공고(publish)하거나 또는 송신하거나 또는 디스플레이하거나 또는 이들의 임의의 조합을 수행하는 단계를 포함하는, 센서 데이터로부터 관절 스트레스를 결정하는 방법.

청구항 2

제1 항에 있어서,

상기 하나 이상의 시간 간격들 동안 상기 관절 스트레스 기여를 계산하는 상기 단계는 상기 하나 이상의 시간 간격들내의 시간량을 계산하는 단계를 포함하는, 센서 데이터로부터 관절 스트레스를 결정하는 방법.

청구항 3

제1 항에 있어서,

상기 하나 이상의 시간 간격들 동안 상기 관절 스트레스 기여를 계산하는 상기 단계는 상기 하나 이상의 시간 간격들에 걸쳐 상기 관절 각도 값의 하나 이상의 함수들을 적분하거나 또는 합산하는 단계를 포함하는, 센서 데이터로부터 관절 스트레스를 결정하는 방법.

청구항 4

제3 항에 있어서,

상기 관절 각도의 상기 하나 이상의 함수들은 상기 관절 각도 값의 함수로써 패시브 관절 토크의 하나 이상의 추정치들을 포함하는, 센서 데이터로부터 관절 스트레스를 결정하는 방법.

청구항 5

제1 항에 있어서,

상기 피실험자는 투수이며;

상기 신체 관절은 상기 투수의 팔꿈치이며; 그리고

상기 복수의 움직임들은 상기 투수에 의한 투구들을 포함하는, 센서 데이터로부터 관절 스트레스를 결정하는 방법.

청구항 6

제1 항에 있어서,

기준 프레임에 대한 상기 제1 신체 부위의 초기 방향; 및 상기 기준 프레임에 대한 상기 제2 신체 부위의 초기 방향을 획득하거나 또는 계산하는 단계를 더 포함하는, 센서 데이터로부터 관절 스트레스를 결정하는 방법.

청구항 7

제6 항에 있어서,

상기 신체 관절에 대한 상기 하나 이상의 관절 각도 시계열을 생성하기 위해 상기 센서 측정치들의 시계열을 프로세싱하는 상기 단계는,

상기 기준 프레임에 대한 상기 제1 신체 부위의 방향의 시계열, 및 상기 기준 프레임에 대한 상기 제2 신체 부위의 방향의 시계열을 생성하기 위해, 상기 제1 신체 부위의 상기 제1 초기 방향 및 상기 제2 신체 부위의 상기 초기 방향을 초기 상태들로서 사용하여 상기 센서 측정치들의 시계열을 적분하는 단계;

상기 기준 프레임에 대한 상기 제1 신체 부위의 상기 방향의 시계열 및 상기 기준 프레임에 대한 상기 제2 신체 부위의 상기 방향의 시계열로부터 상기 제1 신체 부위에 대한 상기 제2 신체 부위의 상대 방향의 시계열을 계산하는 단계;

상기 제1 신체 부위에 대한 상기 제2 신체 부위의 상기 상대 방향의 시계열로부터 상기 신체 관절에 대한 상기 하나 이상의 관절 각도 시계열을 계산하는 단계를 포함하는, 센서 데이터로부터 관절 스트레스를 결정하는 방법.

청구항 8

제1 항에 있어서,

상기 하나 이상의 센서들은 복수의 프레임들을 캡처(capture)하도록 구성된 적어도 하나의 비디오 카메라를 더 포함하며, 상기 복수의 프레임들의 각각의 프레임은 상기 제1 신체 부위 및 상기 제2 신체 부위 중 하나 또는 둘 모두의 이미지를 포함하는, 센서 데이터로부터 관절 스트레스를 결정하는 방법.

청구항 9

제8 항에 있어서,

상기 제1 신체 부위에 제1 시각적 마커를 커플링하는 단계; 및

상기 제2 신체 부위에 제2 시각적 마커를 커플링하는 단계를 더 포함하며,

상기 복수의 프레임들은 상기 제1 시각적 마커 및 상기 제2 시각적 마커 중 하나 또는 둘 모두의 하나 이상의 이미지들을 포함하는, 센서 데이터로부터 관절 스트레스를 결정하는 방법.

청구항 10

제8 항에 있어서,

센서 융합 알고리즘을 사용하여 상기 제1 관성 센서 및 상기 제2 관성 센서로부터의 모션 데이터와 상기 복수의 프레임들로부터 계산된 위치 및 방향 시계열 정보를 결합하여, 상기 하나 이상의 관절 각도 시계열의 결합된 추정치를 생성하는 단계를 더 포함하는, 센서 데이터로부터 관절 스트레스를 결정하는 방법.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명의 하나 이상의 실시예들은 모션 분석 및 생체역학의 분야들에 관한 것이다. 보다 구체적으로 그러나 비-제한적으로, 본 발명의 하나 이상의 실시예들은 센서 데이터를 사용하여 예컨대 팔꿈치와 같은 관절에 대한 스트레스를 결정하는 방법을 가능하게 한다.

배경 기술

[0002] 인간 관절들은 심한 스트레스를 받으며, 이는 피로 또는 부상으로 이어질 수 있다. 야구 투구와 같은 특정 스포츠 활동들에서는 이러한 스트레스들과 위험들이 특히 심각하다. 예컨대, 야구에서는 척추 측부인대(UCL: ulnar collateral ligament)의 부상이 보통 투수들에게 발생하며, 최근에는 발병률이 증가하고 있다. UCL은 (내측) 팔꿈치의 안쪽에 위치되며, 팔뚝(척골)의 뼈에 상박(위팔뼈)을 연결한다. 팔꿈치를 동시에 구부리고 비틀어 돌리는 움직임 패턴들은 UCL에 가장 큰 하중들을 가하는 것으로 알려져 왔다. Frank Jobe 박사는 이식된 힘줄을 사용하여 손상된 UCL를 대체하는 혁신적인 UCL 재건 수술 기법을 1974년에 개발했다. Tommy John은 이러한 수술을 받은 최초의 운동 선수였으며, Jobe의 수술 기법은 가장 일반적으로 토미 존 수술(TJS: Tommy John Surgery)로 지칭된다. 투수들의 UCL의 높은 부상 발생률로 인해, 이러한 부상 메커니즘을 종종 토미 존(TJ: Tommy John) 유행병으로 지칭된다.

[0003] 이러한 부상들은 부상 그 자체, 필요한 경우 수술 및 필요한 재활로 인해 상당한 시간이 허비된다. 메이저 리그 야구(MLB: Major League Baseball)에서, 부상자 명단(DL)에 대한 계약들로 인해 손실된 달러와 부상자들의 교체 비용은 해마다 계속 상승하여, TJ 관련 부상들의 상호 의존적 급증으로 인해 2012년에 급증하였다. TJS로부터 전형적인 재활 기간은 12-18 개월이며, 거의 부상전 능력 수준들로의 통계적 복귀는 약 18개월의 더 긴 기간을 필요로 한다. 연간 1천만 달러의 계약을 체결한 투수의 경우에는 상당한 비용이 낭비된다. 결과적으로, MLB와 MLB 팀들은 투구와 관련된 부상들을 방지하기 위한 더 예측 가능한 도구들을 개발하려는 일념으로 투구와 관련된 부상을 분석하는데 상당한 비용을 투자하고 있다.

[0004] 지난 30년 동안 머리위로 던지는 운동 선수들에 대해 많은 연구들이 수행되어 왔지만, 이 연구 논문들로부터 결정적인 부상 메커니즘들에 관한 연구는 전혀 없었다. ASMI(American Sports Medicine Institute)는 전통적인 모션 캡처 기술들을 사용하여 이들 대부분의 연구들을 수행했다. 현재까지의 연구들은 활발한 근력들에 의해 초래된 관절들의 골격 뼈들의 총 움직임을 설명하는 투구 모션의 골운동학(osteokinematics)에 주로 집중하였다. 그러나, 관절 스트레스는 또한 관절 운동학(arthrokinematics)의 목적이며, 관절 운동학은 관절이 모션의 끝 범위에 접근할 때 패시브(passive) 관절 특성들에 의해 초래된 관절 표면에서의 골격 뼈들의 매우 작은 움직임이다. 인대들, 관절낭들 및 주변 연조직들을 포함하여 관절에서 발견되는 탄성 구조들로 인한 패시브 관절 스트레스들은 관절의 모션 끝 범위 근처에서 강력한 회복 관절 모멘트들을 제공한다. 관절 자유도가 일정 시간 동안 모션의 끝 범위에서 동일한 크기로 유지될 때, 모션의 끝 범위 밖으로 관절을 이동시키려고 하는 이러한 패시브 관절 모멘트들에 대항하기 위해서는 액티브(active) 근육력들이 요구되는데, 이는 빠른 동적 움직임들 동안 과도한 하중으로부터 관절 인대들을 보호하는 것으로 여겨지는 동일한 근육계를 너무 빨리 피로하게 한다. 근위 및/또는 말단 세그먼트들의 근육계의 조기 피로는 조정 및 제어 패턴들을 변경시킬 수 있고 동작마다(이틀테면, 투구 마다) 관절 인대가 높은 비율의 총 관절 하중을 받게 할 수 있으며, 이는 운동 선수의 부상 위험을 증가시킬 수 있다. 골 운동학과 관절 운동학 간의 차이점에 대한 좋은 예는 스포츠 움직임들 동안 무릎 굴곡/신장을 고려하는 것이다. 운동 선수가 역동적으로 움직임에 따라, 액티브 근육력들은 모션 캡처 데이터를 사용하는 전통적인 골 운동학 분석을 통해 관찰될 수 있는 결과적인 무릎 굴곡/신장을 야기한다. 만일 어느 지점에서 운동 선수가 무릎 과신장에 접근하는 지점까지 무릎 신장에 대한 모션의 끝 범위에 접근하면, 이 지점에서 관절 운동학적 효과들을 또한 고려해야 한다. 인간의 무릎이 완전히 신장에 접근함에 따라, 치명적인 부상을 희망을 갖고 예방하기 위해 고유한 무릎 안정성을 제공하는 “스크류-홈(screw-home)” 메커니즘이 사용된다. 만일 관절이 모션의 끝 범위로 계속되면, 치명적인 부상을 예방하기 위해 관절을 정상 모션 범위로 다시 미치는 작용을 하는 회복 관절 모멘트를 제공하는 패시브 관절 모멘트가 생성된다.

[0005] [005] 모든 각각의 인간 관절은 관절 운동학적 효과들을 갖는다. 실제로, 특히 빠른 운동 선수 움직임들 동안 관절 운동학을 정확하게 측정하는 것은 매우 어렵다. 결과적으로, 관절 스트레스들을 분석하기 위해 당업계에 공지된 방법들은 일반적으로 관절 운동학적 효과들을 고려하지 않았다. 이러한 효과들은 액티브 및 패시브 관절 모션 범위들을 고려함으로써 모델링될 수 있는데, 왜냐하면 관절이 액티브 모션 범위로부터 패시브 모션 범위로 전환함에 따라, 관절 운동학적 효과들은 관절의 정상(액티브) 모션 범위의 끝(또는 외측)에서 두드러지기 때문이다. 관절 스트레스를 분석하기 위한 이러한 접근법은 당업계에 알려져 있지 않다. 대부분의 행동 연구들은 단지 관절 스트레스에 대한 속도 효과들을 고려한다. 이러한 타입들의 연구들의 경우에는, 총 또는 결과적인 관절 스트레스가 단지 분석을 위해서만 사용된다. 그러나, 동적 행동 및 부상 위험 평가에서 피로가 중요한 고려사항인 경우에, 액티브(골 운동학) 및 패시브(관절 운동학) 관절 스트레스 기여들 둘 모두를 고려하는 모델링 단계들은 행동 및 부상 위험을 동시에 검사할 수 있는 분석들을 가능하게 하는 유일한 방법론이다.

[0006] [006] 적어도 앞서 설명된 제한들의 경우에, 센서 데이터로부터 관절 스트레스를 결정하는 방법이 필요하다. 이러한 방법의 실시예들은 예컨대 관절이 그것의 정상(액티브) 모션 범위를 초과할 때를 결정하기 위해 센서 데이터를 사용하여 총 관절 스트레스에 대한 액티브(골 운동학) 및 패시브(관절 운동학) 힘들 둘 모두의 상대적인 기여들을 결정할 수 있다.

발명의 내용

[0007] [007] 본 명세서에서 설명되는 하나 이상의 실시예들은 센서 데이터로부터 관절 스트레스를 결정하는 방법에 관한 것이다. 실시예들은 관절이 정상 모션 범위를 언제 그리고 얼마나 길게 벗어나는지를 결정하기 위해 센서 데이터를 분석할 수 있고, 이에 의해 특정 움직임으로부터의 관절에 대한 스트레스 또는 일련의 움직임들로부터 누적된 관절 피로를 추정할 수 있다.

[0008] [008] 본 발명의 하나 이상의 실시예들은 관절과 연관된 신체 부위들의 위치, 방향 또는 모션을 추적하는 센서 데이터를 획득하고 프로세싱할 수 있다. 예컨대, 팔꿈치 관절에 대한 스트레스를 분석하기 위해, 센서 데이터는 상박과 팔뚝의 모션을 추적할 수 있다. 팔꿈치 관절에 대한 스트레스를 분석하기 위한 다른 접근법은 팔꿈치 관절을 모니터링하기 위한 팔꿈치 근처 팔뚝상의 센서 및 손목 관절을 모니터링하기 위한 손 또는 볼상의 센서를 가질 수 있다. 관절에 대한 관절 각도들의 시계열은 센서 데이터로부터 유도될 수 있다. 이후, 관절 각도들은 관절에 대한 모션 범위 또는 다수의 자유도를 갖는 관절에 대한 다수의 모션 범위들과 비교될 수 있다. 예컨대 특정 개인에 대해 관절에 대한 모션 범위가 측정될 수 있으며; 정상 모션 범위의 끝점들은 예컨대 개인이 액티브 범위로부터 전환한 관절 각도들로서 정의될 수 있으며, 여기서 관절에 대한 특정 모션 범위를 달성하기 위해 패시브 범위에 보조력 또는 외력이 가해지지 않으며(예컨대, 여기서 관절의 한쪽에 있는 하나의 근육 그룹은 관절에 대한 특정 모션 범위를 달성하기 위해 사용된다), 관절의 모션 범위를 추가로 증가시키기 위해 외력이 가해진다. 관절 각도들이 그들의 정상 모션 범위를 벗어난 시간 간격들이 식별될 수 있다. 패시브 관절 스트레스 기여는 이들 시간 간격들 동안 계산될 수 있다. 이러한 스트레스 기여는 예컨대 관절 각도가 그의 모션 범위 제한치들을 벗어난 시간량에 기초하여, 또는 이러한 제한치들로부터 관절 각도의 각도 편차들에 기초하여 계산될 수 있다.

[0009] [009] 하나 이상의 실시예들에서, 관절 스트레스 기여는 관절 각도가 대응 모션 범위 밖에 있는 시간량으로 계산될 수 있다. 하나 이상의 실시예들에서, 관절 스트레스 기여는 또한 관절 각도들 그 자체에, 예컨대 모션 범위 제한치들로부터의 각도들의 편차 정도에 기초할 수 있다. 하나 이상의 실시예들은 움직임에 걸쳐, 또는 관절 각도들이 모션 범위 밖에 있는 시간 간격들에 걸쳐 관절 각도들의 하나 이상의 함수들을 적분 또는 합산함으로써 관절 스트레스 기여를 계산할 수 있다. 이들 함수들은 예컨대 패시브 관절 토크의 추정치들을 나타낼 수 있으며, 이 추정치들은 예컨대 일단 관절이 그의 액티브 모션 범위의 제한치들에 근접하거나 이를 초과하면 관절의 관절 운동학적 힘들을 모델링할 수 있다.

[0010] [0010] 관절 스트레스 기여들은 관절 피로 팩터(factor)를 계산하기 위해 일련의 움직임들에 걸쳐 결합될 수 있다. 예컨대, 하나 이상의 실시예들은 야구 투수들에 대한 팔꿈치 관절 스트레스의 분석에 본 발명의 방법을 적용할 수 있다. 팔꿈치 관절 각도들은 각각의 투구에 대해 계산될 수 있다. 각각의 투구로부터의 액티브 및 패시브 팔꿈치 스트레스 기여는 팔꿈치가 그의 정상 모션 범위를 벗어난 시간의 양으로부터 그리고 모션 범위 제한치들로부터의 각도 편차의 크기로부터 결정될 수 있다. 패시브 관절 스트레스들은 투수에 대한 누적 팔꿈치 피로 측정치를 결정하기 위해, 예컨대 경기 동안, 또는 일주일 또는 한 달에 걸쳐 투구들에 대해 결합될 수 있다. 관절 피로 측정치는 미래 시간 기간에 대한 워크로드(workload) 제한치 또는 추천된 회복 시간과 같은 다른 팩터들을 계산하는 데 사용될 수 있다.

[0011] 하나 이상의 실시예들에서, 이벤트가 발생하였는지를 결정하기 위해, 모션 캡처 또는 비디오 캡처 데이터 또는 이들 둘 모두와, 시간의 경과에 따른 상이한 값들을 갖는 시간 순서 범위 또는 모션 값들의 범위, 또는 시간의 경과에 따른 상이한 값들을 갖는 임계치 또는 시간 순서 임계치, 또는 상부 및 하부 임계치 또는 임의의 임계치를 갖는 임의의 다른 범위의 비교를 포함할 수 있는, 예상 이벤트와 특성 신호의 비교에 의해 이벤트 검출이 수행될 수 있다. 예상 이벤트와 특성 신호의 비교는 임의의 시간에 발생할 수 있으며, 예상 이벤트가 알려진 직후에 수행될 필요는 없다. 액티브 범위의 경고 또는 위험 레벨들과 같은 이벤트들은 모션 캡처 데이터 또는 비디오 캡처 데이터 또는 이들 둘 모두를 수신하는 컴퓨터로부터 또는 모션 센서로부터 브로드캐스트될 수 있거나, 또는 사용자와 연관된 모바일 디바이스 또는 모션 센서 또는 이들의 임의의 조합에서 로컬로 보여질 수 있다.

[0012] 하나 이상의 실시예들은 관절의 양쪽에서 신체 부위들의 모션을 추적하기 위해 관성 센서들을 사용할 수 있다. 예컨대, 야구 투수들의 경우, 하나의 관성 센서가 상박에 부착될 수 있으며, 다른 관성 센서가 팔뚝에 부착될 수 있다. 팔꿈치 관절에 대한 스트레스를 분석하기 위한 다른 접근법은 팔꿈치 관절을 모니터링하기 위한 팔꿈치 근처 팔뚝상의 센서, 또는 손목 관절을 모니터링하기 위한 손 또는 볼상의 센서를 가질 수 있다. 고정된 기준 프레임에 대한 각각의 신체 부위의 방향에 대한 시계열을 획득하기 위해 (신체 부위 방향들에 대한 관성 상태들을 사용하여) 관성 센서 데이터가 적분될 수 있다. 이들 시계열은 한 신체 부위에 대한 다른 신체 부위의 상대적 방향을 계산하기 위해 결합될 수 있으며, 이로부터 관절 각도들이 유도될 수 있다.

[0013] 하나 이상의 실시예들은 비디오 카메라를 사용하여 관절의 양쪽의 신체 부위들을 추적할 수 있다. 신체 부위들에 부착된 시각적 마커들을 사용하거나 또는 이 시각적 마커들 없이 추적이 수행될 수 있다. 관절 각도들을 계산하기 위해 프레임들의 이미지 분석이 사용될 수 있다.

[0014] 하나 이상의 실시예들은 관성 센서들과 비디오 카메라를 결합하여 신체 부위들을 추적할 수 있으며, 관성 데이터와 비디오 이미지 분석 데이터를 융합된 관절 각도 추정치들로 결합하기 위한 센서 융합 기술들을 사용하여 관절 각도들을 계산할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0015] 본 발명의 앞의 및 다른 양상들, 특징들 및 장점들은 하기 도면들과 함께 제시된 본 발명의 하기의 보다 더 구체적인 설명으로부터 보다 더 명백해질 것이다.

[0016] 도 1은 본 발명의 하나 이상의 실시예들의 예시적인 적용을 도시하며: 킥 동작 동안 무릎 관절 각도가 계산되고; 그리고 관절 스트레스 기여는 무릎 관절이 그의 정상적인 모션 범위를 벗어난 시간량에 기초하여 계산된다.

[0017] 도 1a는 관절 각도의 함수로써 패시브 관절 토크 모델을 사용하여 관절 스트레스를 계산하는 도 1의 예의 변형을 도시한다.

[0018] 도 2는 본 발명의 하나 이상의 실시예들에 대한 흐름도를 도시한다.

[0019] 도 3은 팔꿈치 관절 스트레스 및 피로를 분석하기 위해 본 발명의 하나 이상의 실시예들을 투구 모션에 적용하는 것을 도시한다.

[0020] 도 4는 관성 센서 데이터로부터 관절 각도들을 계산하는 방법을 예시한다.

[0021] 도 5는 관성 센서 데이터와 비디오를 결합하여 관절 각도들을 계산하는 방법을 예시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0016] [0022] 센서 데이터로부터 관절 스트레스를 결정하는 방법이 지금 설명될 것이다. 하기의 예시적인 설명에서, 본 발명의 실시예들에 대한 보다 철저한 이해를 제공하기 위해 다수의 특정 세부사항들이 제시된다. 그러나, 본원에서 설명된 특정 세부사항들의 모든 양상들을 통합하지 않고 본 발명이 실시될 수 있다는 것이 당업자에게 명백할 것이다. 다른 경우들에서, 당업자에게 잘 알려진 특정 특징들, 양들 또는 측정치들은 본 발명을 모호하게 하지 않기 위해 상세히 설명되지 않았다. 본 발명의 예들이 본원에서 제시되어 있지만, 청구범위 및 임의의 균등물들의 전체 범위는 본 발명의 한계들 및 범위들을 정의하는 것임을 독자들은 주목해야 한다.

[0017] [0023] 도 1은 본 발명의 하나 이상의 실시예들의 예시적인 적용을 도시한다. 본 발명의 방법은 임의의 타입의 움직임 또는 일련의 움직임들에 대해, 임의의 관절 또는 관절들에 대한 임의의 타입 또는 임의의 타입들의 스트

레스를 분석하는데 적용될 수 있다. 도 1에 도시된 예에서, 적용은 킥 모션(120)으로부터 무릎 관절(101)에 대한 패시브 관절 스트레스를 분석하는 것이다. 이 예는 무릎 관절(101)을 도시하지만, 어깨, 팔꿈치 또는 손목을 포함하는 다른 관절들이 본 발명의 실시예들로 용이하게 측정된다. 이 예는 무릎 관절의 단일 자유도, 즉 허벅지(102)와 종아리(103) 사이의 굴곡 각도(110)를 고려한다. 본 발명의 하나 이상의 실시예들은 1, 2 또는 3 자유도를 갖는 관절을 포함하는 (그러나, 이들에 제한되지는 않음) 임의의 관절의 임의의 수의 자유도를 중심으로 하는 모션을 분석할 수 있다. 센서 데이터는 킥 움직임(120) 동안 획득되고, 무릎 관절 각도들의 시계열(121)을 계산하는 데 사용된다. 데이터는 예컨대, 관성 센서들, 자기 센서들, 초음파 센서들, 스트레인 게이지들, 비디오 카메라들 및 레이더들을 포함하는 (그러나 이들에 제한되지는 않음) 임의의 타입 또는 임의의 타입들의 센서들로부터 획득될 수 있다. 센서 데이터는 예컨대 허벅지 세그먼트(102) 및 종아리 세그먼트(103)의 시간의 경과에 따른 위치 및 방향을 추적하고, 이에 따라 시간의 경과에 따른 무릎 굴곡 각도(110)를 계산하는 데 사용될 수 있다.

[0018] [0024] 무릎 관절(또는 더 일반적으로 임의의 신체 관절)에 대한 스트레스는 관절의 정상(액티브) 모션 범위를 초과할 때 또는 관절 각도가 이 정상 모션 범위의 끝점들에 접근할 때 특히 높다. 관절의 "모션 범위"는 예컨대 "액티브" 모션 범위 및 "패시브" 모션 범위로 분할될 수 있다. 액티브 모션 범위는 저항이 느껴질 때까지 또는 개인이 다른 세그먼트들에 적응하기 시작할 때까지 개인이 근육 활성화를 통해 정상적으로 달성할 수 있는 관절 각도들의 범위를 지칭한다. 패시브 모션 범위는 보조 모션을 통해, 예컨대 트레이너, 코치 또는 물리 치료사의 도움으로 달성될 수 있는 관절 각도들을 지칭한다. 관절의 액티브 모션 범위의 끝점들에서, 근육-구동 액티브 토크(골 운동학)가 관절 운동학으로 전환된다. 관절의 "정상" 모션 범위는 예컨대 액티브 모션 범위로서 보여질 수 있는데, 왜냐하면 이는 개인이 도움 없이 정상적인 근육 활동을 사용하여 달성할 수 있는 범위이기 때문이다. 상이한 개인들이 동일한 관절에 대해 상이한 모션 범위들을 가질 수 있기 때문에, 예컨대 관절이 그의 액티브 모션 범위로부터 그의 패시브 모션 범위로 전환하는 관절 각도들을 각각의 개인에 대해 결정함으로써 각각의 개인에 대한 모션 범위를 측정하는 것이 바람직할 수 있다.

[0019] [0025] 관절 운동학 효과들로 인한 관절 토크들이 액티브 모션 범위 밖에서 급격히 증가하기 때문에, 본 발명의 하나 이상의 실시예들은 신체 관절이 움직임 동안 언제 또는 얼마나 오래 그의 정상 (액티브) 모션 범위 밖에 있는지 여부를 결정 또는 추정할 수 있다. 도 1의 예에서, 킥 움직임(120)을 수행하는 피실험자의 무릎 관절(101)에 대해 액티브 모션 범위(130)가 획득된다. 이러한 모션 범위는 무릎 굴곡 각도(110)에 적용되며; 일반적으로, 하나 이상의 실시예들은 임의의 관절의 임의의 자유도 또는 자유도들에 대한 모션 범위들을 획득하거나 또는 추정할 수 있다. 특정 관절 각도에 대한 모션 범위는 일반적으로 하한 및 상한을 갖는 간격이다. 모션 범위는 예컨대 움직임(120) 이전에 피실험자의 액티브 모션 범위를 측정함으로써 획득될 수 있다. 이러한 측정은 예컨대 각도계 또는 임의의 다른 계기 또는 센서를 사용하여 수행될 수 있다. 모션 범위는 또한 유사한 피실험자들에 대한 평균 또는 전형적인 값들로부터 추정될 수 있으며; 이들 평균 또는 전형적인 값들은 예컨대 특정 개인에 대한 모션 범위를 측정하기에 현실적이지 않는 상황들에서 사용될 수 있다. 예컨대, 무릎 굴곡 각도(110)에 대해, 전형적인 액티브 모션 범위는 대략 0도 내지 135도이다. 모션 범위가 시간의 경과에 따라 1인 피실험자에 대해 변할 수 있기 때문에, 하나 이상의 실시예들은 새로운 데이터 또는 새로운 추정치들을 사용하여 주기적으로 모션 범위를 업데이트할 수 있다. 예컨대, 개인의 관절에 대한 모션 범위는 활동 직전에 측정될 수 있는데, 여기서 이 모션 범위의 제한치들은 그 특정 개인에 대한 관절 스트레스를 계산하기 위해 사용된다.

[0020] [0026] 관절(101)은, 관절(101)에 대한 액티브 모션 범위(130)를 넘어서, 관절에 대한 패시브 모션 범위의 일부일 수 있는 범위들(131 및 132)로 진입한다. 움직임(120) 동안, 무릎 굴곡 각도 시계열(121)은 2개의 시간 구간들 동안, 즉 무릎이 그의 정상 (액티브) 제한치를 초과하여 구부러지는 시간 구간(122) 및 무릎이 (네거티브 굴곡 각도로) 과도하게 신전하는 시간 구간(123) 동안 액티브 모션 범위(130) 밖에 있다. 이들 2개의 구간들(122 및 123)의 총 지속기간은 이러한 움직임(120)에 대한 관절 스트레스 기여(140)이다. 이러한 예에서, 관절 스트레스 기여(140)는 액티브 모션 범위 내에서 액티브 골운동학 힘들에 의해 생성된 관절 토크들과 대조적으로, 관절 각도들에 대한 모션 존(zone) 또는 존들의 패시브 범위에서 발생하는 관절 운동학(패시브) 스트레스를 나타내거나 추정할 수 있다.

[0021] [0027] 하나 이상의 실시예들에서, 움직임으로부터의 관절 스트레스 기여는 관절 각도 시계열의 임의의 원하는 분석을 사용하여 계산될 수 있다. 예컨대, 하나 이상의 실시예들은 정상(액티브) 모션 범위 밖의 각도 편차가 더 클 때 패시브 관절 스트레스 기여들을 더 높게 가중할 수 있다. 하나 이상의 실시예들은 모션 범위의 상한을 초과하는 편차들 및 모션 범위의 하한 미만의 편차들에 대해 관절 스트레스 기여들을 상이하게 가중할 수 있다. 하나 이상의 실시예들은 액티브 모션 범위 내의 스트레스들을 계산 또는 추정할 수 있고, 액티브 모션 범

위 밖의 스트레스들을 개별적으로 계산 또는 추정할 수 있다.

[0022] [0028] 예로서, 하기의 공식은, 관절 각도에 대한 대응하는 액티브 모션 범위가 $[\theta_{min}, \theta_{max}]$ 일 때, 시간 간격 $[t_0, t_f]$ 에 걸쳐 발생하는 움직임에 대한 관절 각도 시계열 $\theta(t)$ 에 대한 패시브 관절 스트레스 기여를 계산하기 위해 사용될 수 있다.

$$\text{스트레스} = \int_{t_0}^{t_f} \sigma(\theta(t)) dt; \text{ 여기서 } \sigma(\theta) = \begin{cases} 0, & \theta \in [\theta_{min}, \theta_{max}], \\ \alpha(\theta - \theta_{max}), & \theta > \theta_{max} \\ \beta(\theta_{min} - \theta), & \theta < \theta_{min} \end{cases} \quad (1)$$

[0023]

[0024] [0029] 앞의 공식(1)에서 가중 함수들 α 및 β 는 모션 범위로부터의 각도 편차들을 가중시키기 위해 원하는 대로 선택될 수 있다. 예컨대, 도 1에 도시된 예에서, 모션 범위의 위 또는 아래의 시간량은 합산되며; 이 예는 $\alpha(x) \equiv 1, \beta(x) \equiv 1$ 에 대응한다. 이 함수들의 다른 선택들은 예컨대 $\alpha(x) = \beta(x) = |x|$ (이는 더 큰 각도 편차들을 더 크게 가중함); $\alpha(x) = \beta(x) = \exp(x)$ (이는 관절 각도가 모션 범위 제한치에 도달한 후에 빠르게 증가하는 스트레스를 모델링함); 및 $\alpha(x) \equiv 1, \beta(x) \equiv 0$ (이는 모션 범위의 상한을 초과하여 진행되는 관절 스트레스만을 고려하며 하한 아래로 진행되는 스트레스들을 포함하지 않음)를 포함할 수 있으나, 이들에 제한되지 않는다. 하나 이상의 실시예들은 또한 예컨대 모션 범위 내의 관절 각도들이 모션 범위 제한치들에 접근함에 따라 이러한 각도들에 대한 0이 아닌 스트레스 기여를 계산할 수 있다. 이 함수들 및 공식들은 예시적이며; 하나 이상의 실시예들은 관절 각도 시계열 데이터로부터 그리고 모션 범위 정보로부터 관절 스트레스를 계산하기 위해 임의의 원하는 계산 또는 모델을 사용할 수 있다.

[0025]

[0030] 도 1a는 도 1에 도시된 예의 변형을 도시한다. 이러한 변형에서, 정상(액티브) 모션 범위 밖의 시간의 양으로서 관절 스트레스를 계산하는 대신에, 관절 스트레스는 관절 각도의 함수로써 관절 토크 모델을 적분함으로써 계산된다. 예시적인 관절 토크 모델(150)은 관절 각도의 함수로써 패시브 관절 토크(151)를 제공한다. 이러한 모델은 예컨대 개인의 측정치에 기초하거나 또는 전형적인 값들의 집계 모델(aggregate model)에 기초할 수 있다. 예컨대, 개인은 이러한 개인이 관절에 대한 액티브 모션 범위로부터 관절에 대한 패시브 모션 범위로 전환하는 관절 각도들을 결정하기 위해 테스트될 수 있다. 개인의 테스트는 또한 이 개인에 대한 관절 토크 모델(150)을 생성하기 위해 사용될 수 있는 다른 파라미터들을 측정할 수 있다. 이러한 예시적인 모델에서, 패시브 토크는 모션 범위(130) 밖에서 빠르게 증가한다. 패시브 토크는 예컨대 이중 지수 곡선으로서 모델링될 수 있으며, 여기서 파라미터들은 관절 각도가 이들 모션 범위 제한치들에 접근한 후 이들을 초과할 때 모션 범위 제한치들에 기초하여 그리고 패시브 토크들을 회복하는 성장 속도에 기초하여 결정된다. 예컨대, 스트레스는 예컨대 공식(152)을 사용하여 움직임에 걸친 토크(151)를 적분함으로써 계산될 수 있다. 이러한 공식(152)은

앞의 공식(1)의 예이며, 여기서 공식(1)에서 함수 $\sigma(\theta)$ 는 토크(151)의 크기이다. 이 예에서, 관절 스트레스 기여(140a)는 N-m-sec의 단위로 획득된다(이는 시간의 경과에 따라 토크를 적분하는 것으로부터 발생함). 이러한 계산(152)은 예시적이며; 하나 이상의 실시예들은 모션에 걸친 관절 각도들의 시계열(121)에 기초하여 관절 스트레스 기여를 계산하기 위해 임의의 방법 또는 방법들을 적용할 수 있다. 예컨대, 제한없이, 관절 스트레스 기여는 적분된 모델링 토크들(도 1a에서와 같음), 모션 범위 제한치들 밖의 시간(도 1에서와 같음), 모션 범위 제한치들 위 또는 아래의 최대 또는 평균 각도 편차, 또는 관절 각도들에 적용되는 임의의 함수 또는 함수들(예컨대, 공식(1)에 예시됨)에 기초할 수 있다.

[0026]

[0031] 도 2는 도 1에 예시된 방법의 흐름도를 도시한다. 단계(201)에서, 피실험자의 모션에 대한 센서 측정치들이 획득된다. 이러한 측정치들은 예컨대 피실험자의 하나 이상의 신체 부위들의 위치, 방향 또는 모션을 추적할 수 있으나 이에 제한되지는 않는다. 전형적으로, 추적되는 신체 부위들은 관심 관절의 양쪽의 신체 부위들(이를테면, 무릎 관절에 대한 허벅지(근위 다리) 및 종아리(말단 다리)를 포함할 수 있다. 단계(203)에서, 센서 데이터는 컴퓨터에 의해 프로세싱되며, 여기서 박스(203)는 관심 관절 또는 관절들에 대한 관절 각도들의 시계열을 생성하기 위해 본 발명의 실시예들에 따라 데이터를 특별히 프로세싱할 컴퓨터 및 단계를 나타낼 수 있다. 대안적으로, 컴퓨터(210)는 하나 이상의 실시예들에서 프로세싱 또는 계산 기능성 중 임의의 것 또는 전

부를 위해 활용될 수 있다. 컴퓨터(210)는 시스템에서 모션 캡처 센서들에 대해 로컬인 또는 원격인 임의의 타입의 프로그램 가능 컴퓨터일 수 있으며, 본원에서 상세히 설명된 프로세싱의 특정 실시예들을 수행하도록 특별히 프로그래밍된다. 이러한 단계는 단일 관절 각도 시계열(도 1에서와 같음) 또는 다수의 자유도들을 갖는 관절에 대한 다수의 관절 각도 시계열을 초래할 수 있다. 단계(202)에서, 각각의 관심 관절 각도에 대한 모션 범위가 획득된다. 이러한 단계는 (도 1의 무릎 굴곡 각도와 같은) 단일 관심 자유도를 갖는 관절에 대한 단일 모션 범위, 또는 다수의 자유도들이 분석되는 경우 다수의 모션 범위들을 획득할 수 있다. 모션의 범위 또는 범위들은 특정 개인에 대해 측정될 수 있으며; 예컨대, 관절에 대한 모션 범위의 끝점들은 개인이 관절에 대한 액티브 모션 범위로부터 관절에 대한 패시브 모션 범위로 전환하는 관절 각도들로서 결정될 수 있다. 예컨대 임의의 수의 자이로들 및/또는 가속도계들 또는 다른 센서들을 포함하는 모션 캡처 센서는 본 발명의 하나 이상의 실시예들에서 활용될 수 있거나, 또는 임의의 다른 타입의 측정 디바이스를 통해 획득될 수 있다. 모션의 범위 또는 범위들은 예컨대 앞서 설명된 바와같이 관절에 대한 액티브 모션 범위에 대응할 수 있다. 단계(204)에서, 관절 각도 시계열은 예컨대 관절 각도들이 모션 범위 또는 모션 범위들을 벗어난 시간 간격들을 결정하기 위해 본 발명의 실시예를 구현하도록 특별히 프로그래밍된 컴퓨터를 사용하여 모션 범위들과 비교된다. 단계(205)에서, 관절 스트레스 기여 계산은 대응하는 모션 범위 또는 범위들로부터의 관절 각도들의 편차들에 기초하여 이루어진다. 하나 이상의 실시예들에서, 관절 스트레스의 계산을 구현하도록 특별히 프로그래밍된 컴퓨터는 독립적으로 또는 단계(203 또는 204)의 계산들을 위해 활용될 수 있다.

[0027] [0032] 하나 이상의 실시예들에서, 도 2의 단계들(201 내지 205) 중 임의의 단계 또는 모든 단계를 수행하는 컴퓨터는 예컨대 마이크로프로세서, 디지털 신호 프로세서, 그래픽 프로세싱 유닛, 코프로세서, 내장형 컴퓨터, 단일-보드 컴퓨터, 모바일 디바이스, 스마트폰, 스마트 워치, 스마트 안경, 태블릿 컴퓨터, 랩톱 컴퓨터, 데스크톱 컴퓨터, 노트북 컴퓨터, 서버 컴퓨터, 또는 이들 디바이스들 중 임의의 디바이스의 네트워크 또는 임의의 다른 프로그램 가능 디바이스를 포함하는 (그러나, 이들에 제한되지는 않음) 임의의 디바이스 또는 디바이스들일 수 있다. 도 2의 흐름도에서 상이한 단계들을 수행하기 위해 상이한 디바이스들이 사용될 수 있고, 이들 상이한 디바이스들은 유선 및 무선 연결들 둘 모두를 포함하여 임의의 타입 또는 타입들의 네트워크들 또는 연결들을 사용하여 통신할 수 있다. 하나 이상의 실시예들에서, 이들 단계들 중 임의의 단계 또는 모든 단계를 수행하는 컴퓨터는 하나 이상의 센서들을 또한 포함하는 디바이스 또는 디바이스들에 통합되거나 또는 이들에 커플링될 수 있다.

[0028] [0033] 도 3은 야구 투구에 대한 본 발명의 하나 이상의 실시예들의 적용을 도시한다. 투구 모션(310) 동안 투수의 팔꿈치 관절(301)에 대한 스트레스를 모니터링하는 것이 목표일 수 있다. 이러한 예시적인 분석은 팔꿈치 관절(301)의 2 자유도, 즉 굴곡 각도(302)(상박을 향한 팔뚝의 움직임) 및 회내 각도(303)(손바닥을 안쪽 또는 바깥쪽으로 돌리기 위한 팔뚝의 회전)을 고려한다. 회내 각도 시계열(311) 및 굴곡 각도 시계열(312)은 예컨대 투구 전반에 걸친 투수의 팔을 관찰하는 센서 데이터를 프로세싱함으로써 투구(310)에 대해 계산된다. 회내 각도에 대해 모션 범위(315)가 획득되고, 굴곡 각도에 대해 모션 범위(316)가 획득된다. 이러한 모션 범위들은 예컨대 투수의 액티브 모션 범위를 측정함으로써 획득될 수 있다. 하나 이상의 실시예들에서, 평균 또는 전형적인 모션 범위가 사용될 수 있으며; 예컨대, 전형적인 굴곡 모션 범위는 0도 내지 150도일 수 있고, 전형적인 회내 모션 범위는 -80도 내지 +80도일 수 있다. 회내 각도(311)는 시간 기간(321) 동안 대응하는 회내 모션 범위(315) 밖에 있고, 굴곡 각도(312)는 시간 기간(322) 동안 대응하는 굴곡 모션 범위(316) 밖에 있다. 이러한 투구에 대한 관절 스트레스 기여(330)는 도 1 및 도 1a 둘 모두의 방법들을 사용하여 계산되는데, 그 결과 (예컨대, 도 1a의 모델(150)과 유사한 패시브 토크들의 모델을 사용하여) 움직임에 걸쳐 적분된 패시브 토크들 및 관절 각도들이 대응 (액티브) 모션 범위들 밖에 있는 시간이 계산된다(앞서 설명된 바와같이, 하나 이상의 실시예들은 관절 스트레스 기여를 계산하기 위해 다른 방법들을 사용할 수 있다).

[0029] [0034] 도 3은 또한 하나 이상의 실시예들에서 사용될 수 있는 도 2의 방법에 대한 확장들을 예시한다. (투구(310)와 같은) 단일 움직임으로부터 관절 스트레스 기여(330)를 측정하는 것에 부가하여, 일정 시간 기간 동안 누적 관절 피로를 측정하는 것이 바람직할 수 있다. 도 3은 일정 시간 기간(이 경우에 30일) 동안 모든 투구들로부터의 관절 스트레스 기여들(331)을 추적하고, 그 시간 기간 동안 총계 332를 계산하는 방법을 예시한다. 이러한 예시적인 예에서, 누적 스트레스 기여는 시간 기간 동안 개인 모션 관절 패시브 스트레스 기여들의 합으로서 계산된다 (이 예는 집계 관절 스트레스 측정치로서 모션 범위 제한치들 밖의 총 시간을 사용하는 것을 예시하며; 총 적분 토크들 또는 임의의 다른 측정치들이 총 시간 대신에 또는 총 시간에 부가하여 사용될 수 있다). 하나 이상의 실시예들은 예컨대 지수적으로 가중된 이동 평균 또는 다른 가중 함수를 사용하는 것과 같이 시간 기간 동안 관절 스트레스 기여들을 결합하는 다른 방법들을 사용할 수 있다. 관절 피로 인덱스(334)는 시간 기간 동안 총 패시브 관절 스트레스 기여(332)로부터 계산된다. 이 예에서, 관절 피로(334)는 최대 허용

가능 관절 스트레스의 백분율로서 공식(333)을 사용하여 계산되며; 이러한 계산은 예시적인 것이며, 하나 이상의 실시예들은 임의의 원하는 공식을 사용하여, 관절 스트레스 기여들의 이력(331)으로부터 관절 피로 값을 계산할 수 있다. 하나 이상의 실시예들에서, 관절 피로에 기초하여, 회복 기간(336)(이를테면, 피실험자가 휴식을 취하거나 또는 제한된 활동들을 수행해야 하는 시간 기간) 또는 미래 시간 기간에 대한 최대 워크로드(338)를 계산하는 것이 바람직할 수 있다. 도 3은 각각 회복 기간(336) 및 미래의 워크로드(338)를 결정하기 위해 사용될 수 있는 예시적인 계산들(335 및 337)을 도시한다. 이러한 공식들은 예시적이며; 하나 이상의 실시예들은 임의의 원하는 방법들 또는 공식들을 사용하여 회복 기간들 및 워크로드 제한치들을 계산할 수 있다. 하나 이상의 실시예들에서, 이와같이 결정된 임의의 이벤트는 컴퓨터(들)(203, 210)를 포함하는 시스템의 임의의 전자 디바이스에 공고(publish)되거나 또는 그렇지 않으면 이에 송신되거나 또는 이에 디스플레이될 수 있다.

[0030] [0035] 하나 이상의 실시예들은 임의의 타입 또는 타입들의 센서들로부터 센서 데이터를 획득할 수 있고, 이 센서 데이터로부터 관절 각도들을 계산할 수 있다. 도 4는 관성 센서 데이터로부터 관절 각도들을 계산하는 실시예를 예시한다. 투수(400)는 2개의 관성 센서들을 착용하는데, 즉 팔뚝에 센서(401)를 착용하며, 상박에 센서(402)를 착용한다. 이러한 센서들은 예컨대 혁대에 배치되거나, 소매에 통합되거나, 또는 의류에 통합될 수 있다. 관성 센서들은 예컨대 가속도계들 및 자이로스코프들(및 잠재적으로 또한 다른 감지 디바이스들)을 포함할 수 있지만, 이에 제한되지는 않는다. 팔뚝에 대한 각속도 및 가속도 데이터(411)는 센서(401)로부터 획득되고, 상박에 대한 각속도 및 가속도 데이터(412)는 센서(402)로부터 획득된다. 당업계에 공지된 관성 항법 기술들을 사용하여, 각속도 및 가속도 데이터는 투구 모션을 통해 팔뚝 및 상박의 위치 및 방향에 대한 시계열을 제공할 수 있다. 각각의 팔 세그먼트의 위치 및 방향은 예컨대 투수에 대해 정지한 월드 기준 프레임에 대해 계산될 수 있다. 이들 적분들은 또한 각각의 팔 세그먼트의 초기 방향의 추정치들 또는 측정치들(421 및 422)을 사용할 수 있다. 이러한 초기 방향 추정치들 또는 측정치는 예컨대 다른 센서들에 의해 제공될 수 있거나, 또는 투수는 투구 전에 (알려진 방향으로 팔을 두는 것과 같은) 교정 절차를 수행할 수 있다. 초기 상태들(421 및 422)과 관성 데이터(411 및 412)의 적분은 시계열(431 및 432)을 산출하며, 시계열(431 및 432)은 월드 프레임(430)에 대한 각각의 팔 세그먼트의 방향(그리고 잠재적으로 위치)을 제공한다. 이들 2개의 시계열로부터, 상대 방향 시계열(441)은 예컨대 상박에 대한 팔뚝의 방향에 대해 계산될 수 있다. (예컨대, 오일러 각도들 또는 유사한 기술들과 같은)당업계에 공지된 회전 분해들을 사용하여 상대 방향 시계열로부터 개인 관절 각도들(450)이 계산될 수 있다.

[0031] [0036] 하나 이상의 실시예들에서, 확장 칼만 필터(EKF: Extended Kalman Filter)를 사용하는 모델-기반 4원수-기반 방향 추적 알고리즘은 관성 센서 데이터와 함께 사용되어, 고속 동작들에서 인체 방향들의 정확도를 개선시킬 수 있다. 4원수들은 삼각 함수들 및 고유 특이점 문제들을 회피할 뿐만 아니라 계산 효율성을 개선하기 위해 오일러 각도들 보다 오히려 회전들을 추적하는 데 사용될 수 있다. 이러한 모델-기반 EKF 센서 융합 알고리즘에서는 관성 센서 출력들 및 연관된 에러 소스들(센서 바이어스 및 측정 잡음)로부터의 4원수 방향 추정치들이 상태 벡터에 결합되어, 센서들이 부착된 신체 세그먼트들의 방향이 추정될 수 있다. 관절 각도들을 추정하기 위한 다른 대안은 운동학적 구속(kinematic constraint)들을 갖는 칼만 필터를 사용하여 관절 축과 위치를 추정하는 것이다. 이 기술은 (간섭 없는 임의의 위치에서 사용할 수 있는) 자력계가 필요 없으며 센서들이 부착된 세그먼트들에서 임의의 방향으로 정렬될 수 있으며 정적 교정 프로세스 또는 수동 측정들이 필요하지 않기 때문에 몇몇 장점들을 제공한다. 이러한 모델에 적용된 운동학적 구속들은 센서 좌표 시스템들로부터 각도 회전들이 정의되는 모델링된 관절 좌표 시스템으로의 변환을 결정하기 위해 사용될 수 있다. 이러한 모델은 예컨대 각각의 세그먼트(관심 관절에 대한 근위 및 말단 세그먼트들)에 부착된 3D 가속도계로부터의 선형 가속도들 및 3D 자이로스코프로부터의 각속도 입력들만을 사용할 수 있다. 인간의 무릎과 같은 단일 자유도 관절은 간단한 기계적 힌지 관절로서 모델링될 수 있다. 근위 및 말단 세그먼트들 둘 모두에 관성 센서들을 부착함으로써, 관성 센서는 두 세그먼트들의 각속도와 가속도를 측정할 수 있다. 운동학적 구속 조건과 함께, 근위 세그먼트와 말단 세그먼트(이 두 세그먼트는 세그먼트마다 랜덤하게 그리고 서로에 대해 정렬됨)의 각속도들 간의 차이점은 각각의 센서 좌표 시스템 간의 회전 매트릭스 및 관절 각속도로서 수학적으로 구해진다. 각각의 시간 순간(샘플링 주기) 동안, 관절 평면상에 투영될 때 각각의 센서 위치로부터 추정된 관절 중심으로서의 단위 축 관절 벡터의 투영은 동일한 길이를 가질 것이다. 동적 움직임 데이터 세트로부터, 근위 세그먼트 및 말단 세그먼트로부터의 각속도 데이터는 예컨대 최적의 단위 축 관절 벡터 길이들을 결정하기 위해 비선형 최소 제곱 검색에서 사용될 수 있다. 예컨대, 가우스-뉴턴 알고리즘이 근위 세그먼트와 말단 세그먼트 사이의 관심 관절 각도의 시간 미분을 추정하는데 사용될 수 있다. 3 자유도를 갖는 관절들(구관절들)의 경우, 가속도계들로부터의 가속도 데이터가 또한 요구된다.

[0032] [0037] 하나 이상의 실시예들은 움직임을 통한 관절 각도들을 추적하기 위해 다수의 타입들의 센서들로부터의

센서 데이터를 결합할 수 있다. 도 5는 관성 센서들(401 및 402)과 비디오 카메라(501)를 결합하는 예를 예시한다. 카메라(501)는 예컨대 투구를 통해 투수의 팔뚝 및 상박을 추적하는 프레임들을 캡처할 수 있다. 각각의 팔 세그먼트의 위치 및 방향(504)은 카메라(501)로부터 획득된 비디오 프레임들(502)에 대해 수행된 이미지 분석(503)을 사용하여 계산될 수 있다. 하나 이상의 실시예들에서, 시각적 마커들은 위치 및 방향의 추적을 용이하게 하기 위해 하나 이상의 신체 세그먼트들에 부착될 수 있다. 이미지 분석(503)은 예컨대 프레임들(502)의 이미지들에 시각적 마커들을 위치시킬 수 있다. 하나 이상의 실시예들에서, 시각적 마커들은 관성 센서들에 통합될 수 있고; 예컨대, 센서들(401 및 402)은 비디오 카메라에 의한 센서들의 추적을 용이하게 하기 위해 독특한 시각적 패턴들 또는 다른 엘리먼트들을 통합할 수 있다. 시각적 마커들은 또한 반사 엘리먼트들 또는 특수 재료들, 이를테면 적외선 반사 재료를 통합할 수 있다. 하나 이상의 실시예들에서, 시각적 마커들은 추적을 용이하게 하기 위해 액티브하게 광을 방출할 수 있다.

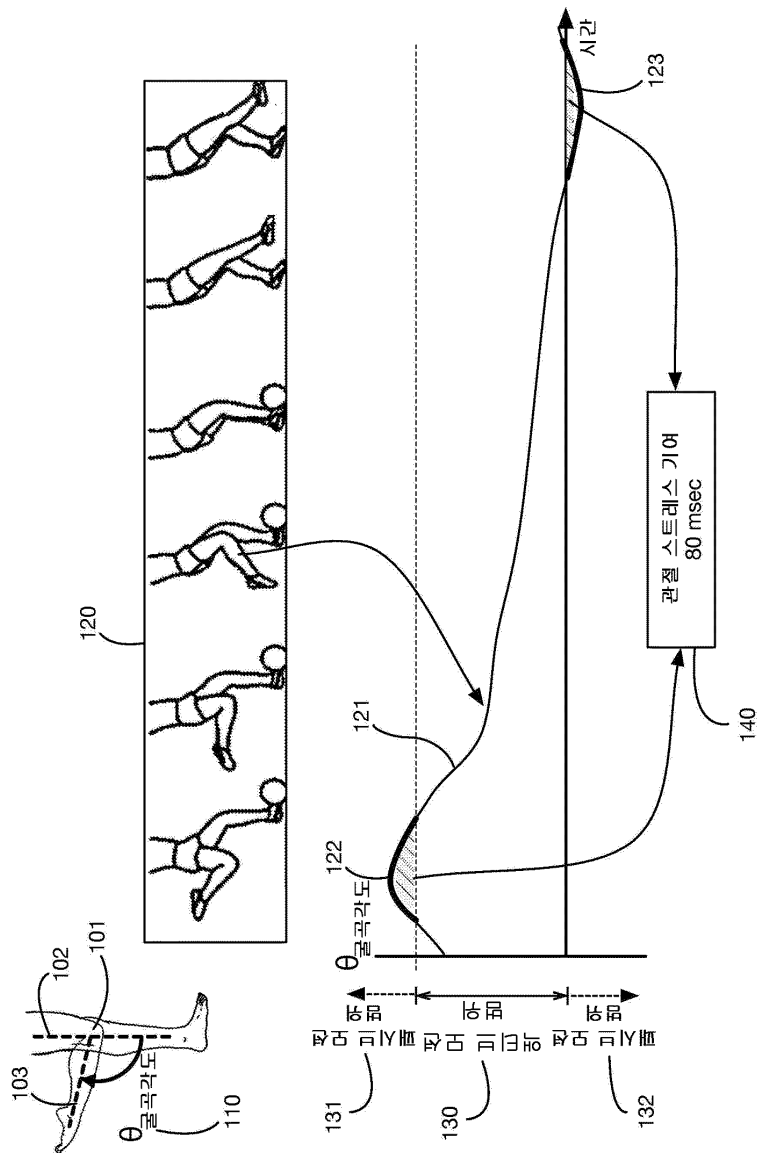
[0033] [0038] 이 위치 및 방향 정보(504)는 임의의 원하는 센서 융합 기술(505)을 사용하여 관성 데이터(411 및 412)와 융합되어, 관절 각도 시계열(450)을 초래할 수 있다. 센서 융합 기술들은 예컨대 칼만 필터들 또는 확장 칼만 필터들을 포함할 수 있지만, 이들에 제한되지는 않는다. 특히, 하나 이상의 실시예들에서, 이미지 분석(503)으로부터의 위치 및 방향 데이터(504)는 도 4와 관련하여 설명된 바와 같이 관성 적분을 위한 초기 상태들(421 및 422)로서 사용될 수 있다.

[0034] [0039] 관성 데이터 및 비디오 데이터의 센서 융합을 사용하여 관절 각도를 추정하는 것은 예컨대 마커리스(markerless) 데이터 캡처의 장점들을 제공하지만 장축 회전 측정치들에서 알려진 정확도 문제들을 겪는 마커리스 모캡(markerless mocap)(모션 캡처) 시스템들과 함께 사용될 수 있다. 관성 센서로부터 알려진 각속도 값 또는 일부 평균 및 범위는 광학 시스템으로부터의 3D 마커 궤적을 억제(constrain)하는데 도움이 된다. 예컨대, 팔뚝 회내/외전은 동작 동안 손목 움직임의 내측(중간) 및 측면(외부)을 표시하는 범위를 추정하는 것이 필요하다. 이러한 지점들의 초근접성으로 인해, 작은 위치 에러들은 중요한 각도 회전 에러들을 초래할 수 있다. 연구는 회내의 10-15도의 에러들이 마커리스 모캡 시스템들에서 발견될 수 있다는 것을 입증하였다. 이는, 동적 투구 모션 동안, 10밀리초의 매우 작은 시간 샘플들에서 발생할 수 있다. 이는 초당 1,500도의 에러를 초래할 수 있다. 피실험자에 대한 알려진 각속도 시계열은 마커리스 모캡 시스템으로부터 측정된 위치 데이터에서 불확실성이 존재할 때 이들 예상된 각속도 엔벨로브(envelope)들과 매칭하도록 마커리스 모캡 데이터를 억제하는데 사용될 수 있다.

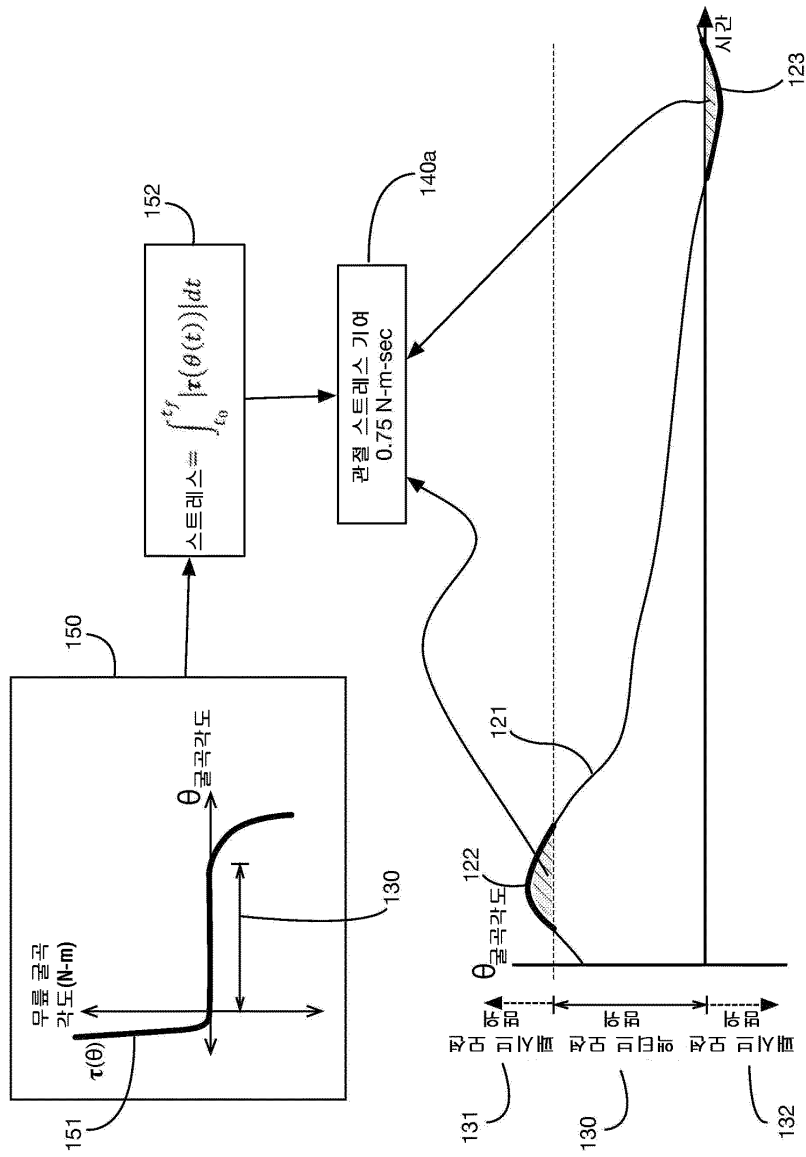
[0035] [0040] 본원에 개시된 발명은 특정 실시예들 및 이의 응용들에 의해 설명되었지만, 이에 대한 다수의 수정들 및 변형들이 청구범위에서 제시된 본 발명의 범위를 벗어나지 않고 당업자에 의해 이루어질 수 있다.

도면

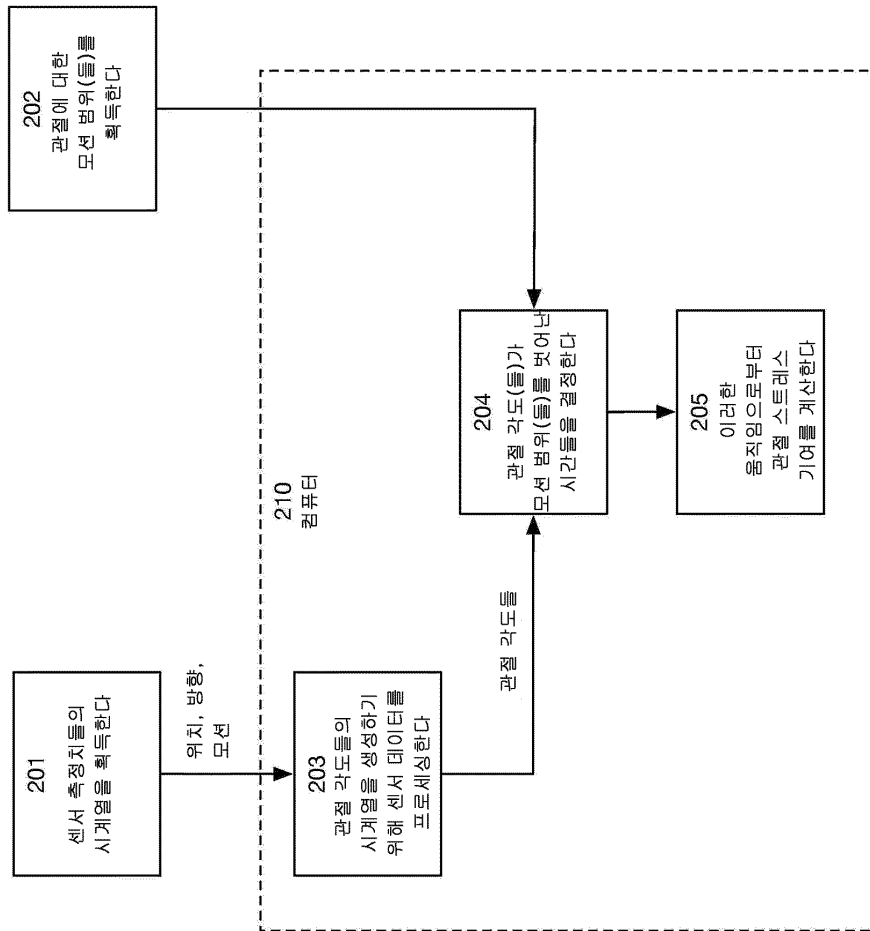
도면1



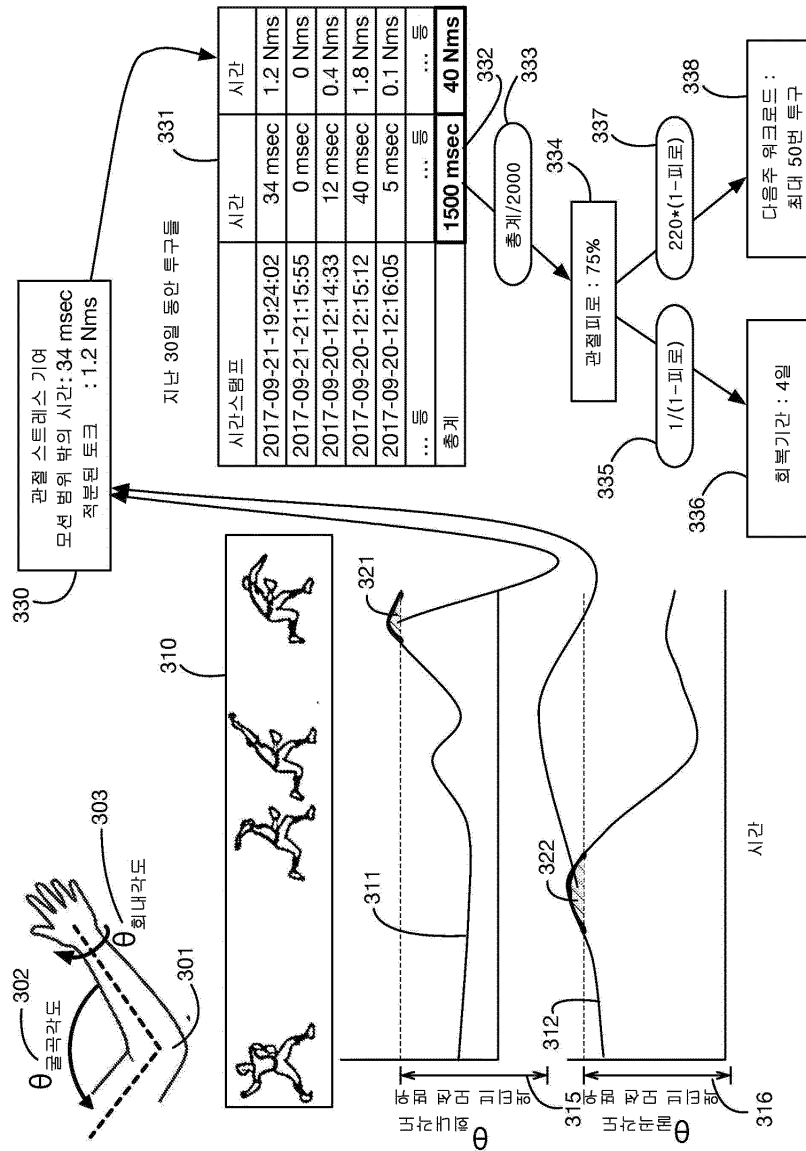
도면1a



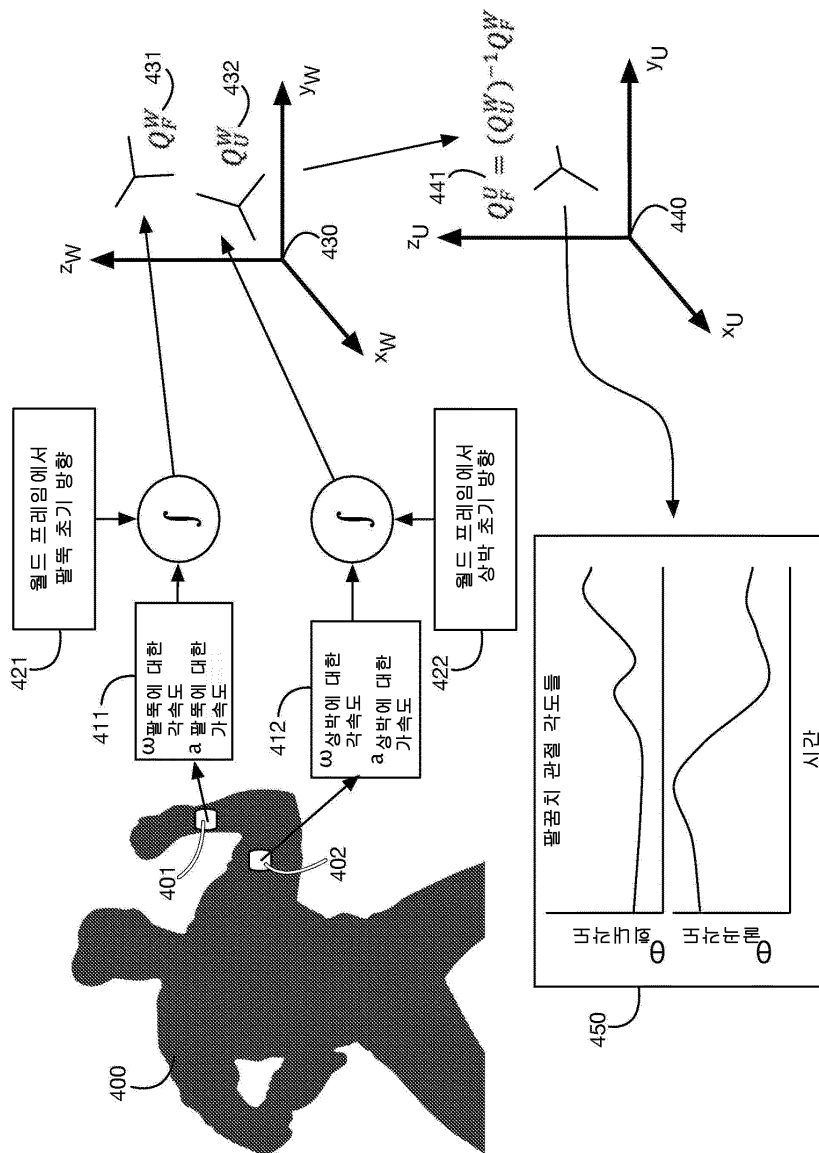
도면2



도면3



도면4



도면5

