



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2016-0010929

(43) 공개일자 2016년01월29일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 5/103 (2006.01) A61B 5/11 (2006.01)

(21) 출원번호 10-2014-0091649

(22) 출원일자 2014년07월21일

심사청구일자 2014년07월21일

기술이전 희망 : 기술양도, 실시권허여, 기술지도

(71) 출원인

조선대학교산학협력단

광주광역시 동구 필문대로 309 (서석동)

(72) 발명자

반성범

대전광역시 유성구 은구비남로 56, 904동 2005호
(노은동, 열매마을9단지)

고경리

전라남도 장성군 동화면 월산초지1길 8-17

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인충정

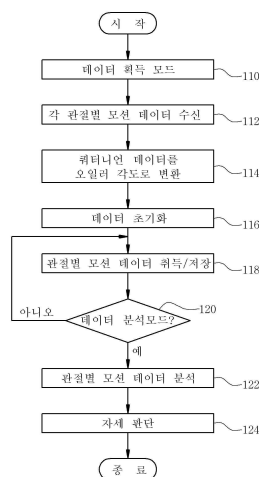
전체 청구항 수 : 총 13 항

(54) 발명의 명칭 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법 및 시스템

(57) 요약

본 발명은 척추질환 자가진단을 위한 기설정된 관절 기반 데이터 취득 모드가 실행되면, 상기 기설정된 복수의 관절에 부착된 관성센서를 통해 센싱된 각 관절별 모션 데이터를 수신하는 과정과, 수신된 상기 각 관절별 쿼터니언(quaternion)데이터를 기설정된 알고리즘을 이용하여 초기화하여 표시하는 과정과, 상기 각 관절별 모션 데이터 취득 요청신호에 응답하여 관성센서를 통해 각 관절별 모션 데이터를 취득하여 저장하고, 저장된 데이터를 실시간으로 표시하는 과정과, 척추질환 자가진단을 위한 기설정된 관절 기반 데이터 분석 모드가 실행되면, 상기 데이터 취득 모드에서 저장된 각 관절별 모션 데이터를 분석하여 정상 혹은 비정상 자세를 판단하는 과정을 포함함을 특징으로 한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

채승훈

전라남도 담양군 고서면 원등2길 100번지

배성봉

경기도 성남시 수정구 복정로 76, 동서울대학교
5313호 (복정동)

최장식

경기도 구리시 건원대로34번길 73, 610동 704호(인
창동, 인창주공6단지아파트)

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 10041059

부처명 지식경제부

연구관리전문기관 한국산업기술평가관리원

연구사업명 지식경제 기술혁신 사업[산업융합원천기술개발사업]

연구과제명 SOT 기반 모션제어 컨트롤 플랫폼용 interactive 스마트웨어 기술 개발

기 여 율 1/1

주관기관 한국전자통신연구원

연구기간 2011.12.01 ~ 2016.11.30

명세서

청구범위

청구항 1

척추질환 자가진단을 위한 기설정된 관절 기반 데이터 취득 모드가 실행되면, 상기 기설정된 복수의 관절에 부착된 관성센서를 통해 센싱된 각 관절별 모션 데이터를 수신하는 과정과,

수신된 상기 각 관절별 쿼터니언(quaternion)데이터를 기설정된 알고리즘을 이용하여 초기화하여 표시하는 과정과,

상기 각 관절별 모션 데이터 취득 요청신호에 응답하여 관성센서를 통해 각 관절별 모션 데이터를 취득하여 저장하고, 저장된 데이터를 실시간으로 표시하는 과정과,

척추질환 자가진단을 위한 기설정된 관절 기반 데이터 분석 모드가 실행되면, 상기 데이터 취득 모드에서 저장된 각 관절별 모션 데이터를 분석하여 정상 혹은 비정상 자세를 판단하는 과정을 포함함을 특징으로 하는 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 정상 혹은 비정상 자세를 판단하는 과정은,

상기 관성센서에 의해 센싱된 x, y, z축 방향에 대한 단위 시간당 롤(roll), 피치(pitch), 요(yaw)의 크기에 따라 각 축의 회전의 정도로 판단됨을 특징으로 하는 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 z축을 기준으로 회전하는 좌우 어깨 관절의 Roll 데이터가 정규분포를 기반으로 기설정된 범위 내 포함되는 경우 정상 자세, 포함되지 않은 경우 비정상 자세로 판단하여 척추질환 판단을 위한 1차 분류를 수행함을 특징으로 하는 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 1차 분류 결과가 정상 자세로 분류된 경우,

x축 및 y축 기준으로 회전하는 좌우 어깨 관절의 각 Pitch 및 Yaw데이터가 정규분포를 기반으로 기설정된 범위 내 포함 여부 및

골반 관절의 Roll, Pitch 및 Yaw 데이터가 기설정된 범위 내 포함 여부를 판단하는 2차 분류를 수행하여 기설정된 범위 내 모두 포함된 경우 정상 자세로 판단함을 특징으로 하는 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법.

청구항 5

제4항에 있어서, 상기 2차 분류 결과가 정상 자세로 분류된 경우,

K-means 알고리즘을 이용하여 기설정된 복수의 관절에 대한 RS(Roll, Pitch, Yaw), LS(Roll, Pitch, Yaw), RP(Roll, Pitch, Yaw), LP(Roll, Pitch, Yaw)의 중심값을 산출하여, 산출된 중심값과 프레임별 데이터 간 유클리디언 거리를 계산하여 최종 척추질환 판단을 수행함을 특징으로 하는 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법.

청구항 6

제1항에 있어서, 상기 기설정된 알고리즘은,

상기 각 관절별 쿼터니언 데이터를 오일러(Euler) 각도로 변환함을 특징으로 하는 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법.

청구항 7

제1항에 있어서, 상기 저장된 데이터를 실시간으로 표시하는 과정은,

각 관절별 복수의 분할된 영역에서 상기 각 관절을 가상의 3차원 큐브(cube) 모델로 표시하여 해당 오브젝트의 움직임의 따라 해당 이동 경로 상에서 이동되고,

소정 영역에 표시된 기설정된 메뉴 실행을 통해 관성 센서의 센싱 데이터가 처리됨을 특징으로 하는 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법.

청구항 8

기설정된 복수의 관절에 부착된 관성 센서부와,

상기 관성 센서부로부터 센싱된 해당 관절의 모션 데이터를 데이터 수신부를 통해 수신하여 데이터 취득부를 통해 각 관절별 쿼터니언(quaternion) 데이터를 기설정된 알고리즘을 이용하여 초기화하고, 각 관절별 모션 데이터 취득 요청신호에 응답하여 상기 각 관절별 모션 데이터를 취득하도록 제어하는 제어부를 포함하는 단말을 포함하고,

상기 제어부는 상기 데이터 취득부로부터 취득된 데이터를 저장부에 저장하고, 저장된 데이터를 표시부를 통해 실시간으로 디스플레이하도록 제어함을 특징으로 하는 관성센서를 이용한 척추질환 판단 시스템.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 제어부는,

척추질환 자가진단을 위한 기설정된 관절 기반 데이터 분석 모드가 실행되면, 상기 데이터 취득 모드에서 저장된 각 관절별 모션 데이터를 분석하여 정상 혹은 비정상 자세를 판단함을 특징으로 하는 관성센서를 이용한 척추질환 판단 시스템.

청구항 10

제8항에 있어서, 상기 제어부는,

상기 데이터 분석부로부터 분석된 x, y, z축 방향에 대한 단위 시간당 롤(roll), 피치(pitch), 요(yaw)의 크기에 따라 각 축의 회전의 정도로 정상 혹은 비정상 자세를 판단함을 특징으로 하는 관성센서를 이용한 척추질환 판단 시스템.

청구항 11

제10항에 있어서, 상기 제어부는,

상기 z축을 기준으로 회전하는 좌우 어깨 관절의 Roll 데이터가 정규분포를 기반으로 기설정된 범위 내 포함되는 경우 정상 자세, 포함되지 않은 경우 비정상 자세로 판단하여 척추질환 판단을 위한 1차 분류를 수행함을 특징으로 하는 관성센서를 이용한 척추질환 판단 시스템.

청구항 12

제11항에 있어서, 상기 제어부는,

상기 1차 분류 결과가 정상 자세로 분류된 경우,

데이터 분석부를 통해 취득된 x축 및 y축 기준으로 회전하는 좌우 어깨 관절의 각 Pitch 및 Yaw 데이터가 정규분포를 기반으로 기설정된 범위 내 포함 여부 및

골반 관절의 Roll, Pitch 및 Yaw 데이터가 기설정된 범위 내 포함 여부를 판단하는 2차 분류를 수행하여 기설정된 범위 내 모두 포함된 경우 정상 자세로 판단함을 특징으로 하는 관성센서를 이용한 척추질환 판단 시스템.

청구항 13

제12항에 있어서, 상기 제어부는,

상기 2차 분류 결과가 정상 자세로 분류된 경우,

데이터 분석부를 통해 K-means 알고리즘을 이용하여 기설정된 복수의 관절에 대한 RS(Roll, Pitch, Yaw),

LS(Roll, Pitch, Yaw), RH(Roll, Pitch, Yaw), LH(Roll, Pitch, Yaw)의 중심값을 산출하여, 산출된 중심값과 프레임별 데이터 간 유클리디언 거리를 계산하여 최종 척추질환 판단을 수행함을 특징으로 하는 관성센서를 이용한 척추질환 판단 시스템.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 MEMS 기반 관성센서를 통해 척추질환 여부를 판단하기 위한 것이다.

배경 기술

[0002] 척추 측만증은 만성피로와 집중력 저하, 소화 장애, 동통, 질병 등 일상생활에서의 장애를 유발한다. 심한 흉추 만곡의 경우 흉곽 기형을 유발하여 호흡기능 이상을 초래하며, 이차적으로 심장기능에 손상을 가져올 수 있다. 심각한 장애를 남기는 구조적 측만증의 경우 70~80%는 특발성 측만증이 차지하며, 특별한 원인 규명을 하지 못하는 경우가 대부분이다. 특발성 척추 측만증은 청소년기 척추 변형의 주류를 이룬다. 이는 10세에서 발육이 완성되는 시기 사이에 흔히 나타나며, 12세에서 16세 사이에 급속히 발전 된다.

[0003] 이러한 척추질환의 판단을 위한 대표적인 육안검사 방법인 아담스 전방굴곡검사는 학교 집단 검진에서 1단계 검진 방법으로 널리 사용된다. 그러나 몇 가지 역학적 연구에서 집단 검진으로써 부적합하다는 것이 제시되고 있으며, 신뢰성이 높지 않다는 보고가 있다.

[0004] 그리고, 방사선학적 검사는 척추측만증을 진단하는 가장 정확한 검진방법이나, 검사 시 방출되는 방사선으로 인해 성장기 어린이들에게 갑상선암, 유방암 등의 발병원인이 될 염려가 있다.

[0005] 이와 같은 기존의 척추질환 판단을 위한 검사는 단지 진찰자의 눈으로 확인 후 판단하거나, 엑스레이 장비 등을 이용하여 척추 틀어짐을 확인함으로써 방사선 노출 위험에 방치되는 문제점이 있다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0006] 따라서 본 발명은 MEMS 기반 관성센서를 통해 자세 데이터를 취득함으로써 눈으로 확인하는 검사보다 신뢰성이 높고, 방사선 노출 위험도 없으므로 척추질환 여부 판단의 신뢰성과 안정성을 지향하여 사용자가 별도의 도움 없이 척추 측만증을 판단하고자 하는 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법 및 그 시스템에 관한 것이다.

과제의 해결 수단

[0007] 본 발명의 일 견지에 따르면, 척추질환 자가진단을 위한 기설정된 관절 기반 데이터 취득 모드가 실행되면, 상기 기설정된 복수의 관절에 부착된 관성센서를 통해 센싱된 각 관절별 모션 데이터를 수신하는 과정과, 수신된 상기 각 관절별 쿼터니언(quaternion)데이터를 기설정된 알고리즘을 이용하여 초기화하여 표시하는 과정과, 상기 각 관절별 모션 데이터 취득 요청신호에 응답하여 관성센서를 통해 각 관절별 모션 데이터를 취득하여 저장하고, 저장된 데이터를 실시간으로 표시하는 과정과, 척추질환 자가진단을 위한 기설정된 관절 기반 데이터 분석 모드가 실행되면, 상기 데이터 취득 모드에서 저장된 각 관절별 모션 데이터를 분석하여 정상 혹은 비정상 자세를 판단하는 과정을 포함한다.

[0008] 본 발명의 다른 견지에 따르면, 기설정된 복수의 관절에 부착된 관성 센서부와, 상기 관성 센서부로부터 센싱된 해당 관절의 모션 데이터를 데이터 수신부를 통해 수신하여 데이터 취득부를 통해 각 관절별 쿼터니언(quaternion) 데이터를 기설정된 알고리즘을 이용하여 초기화하고, 각 관절별 모션 데이터 취득 요청신호에 응답하여 상기 각 관절별 모션 데이터를 취득하도록 제어하는 제어부를 포함하는 단말을 포함하고, 상기 제어부는 상기 데이터 취득부로부터 취득된 데이터를 저장부에 저장하고, 저장된 데이터를 표시부를 통해 실시간으로 디스플레이하도록 제어함을 특징으로 한다.

발명의 효과

[0009] 본 발명은 MEMS 기반의 관성센서를 기반으로 사용자의 자세 데이터를 취득하므로 쉽고 간단하게 대상자의 자세 데이터 취득이 가능하며, 이를 이용해 자세 불균형 여부를 판단할 수 있을 뿐만 아니라, 무선통신 방식을 취하는 관성센서를 이용하므로, 시간과 장소에 구애받지 않고 언제 어디서든 사용자의 자세 데이터 취득이 가능한

효과가 있다.

[0010] 또한, 본 발명은 별도의 도움없이 척추질환 여부를 자가 진단할 수 있을 뿐만 아니라, 관성센서만으로도 자세 틀어짐 측정이 가능하므로 기존 눈으로만 확인했던 아담스 굴곡검사에 비해 신뢰도가 높고, 방사선 노출 위험이 있는 엑스레이 검진에 비해 안전성이 향상되는 효과가 있다.

[0011] 그리고 본 발명은 관절별 부착된 MEMS 기반 관성센서를 통해 획득된 관절의 기울어짐 정도를 시뮬레이션화하여 3차원 큐브 모델로 가시화함으로써 단일 화면 내에서 관절별 움직임과 기울어짐 관련 데이터를 즉각적으로 관찰함으로써 시인성이 강화된 시뮬레이션 서비스 효과가 있다.

도면의 간단한 설명

[0012] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 척추질환 판단 방법에 관한 전체 흐름도.

도 2는 본 발명의 일 실시 예에 따른 척추질환 판단 방법에 있어서, 기설정된 관절별 센서 부착 위치 및 이를 기반으로 각 축 방향에 대한 Roll-Pitch-Yaw 회전 각도를 보인 예시도.

도 3은 본 발명의 일 실시 예에 따른 MEMS 기반 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 있어서, 4개 관절 데이터 분석 및 자세 판단에 관한 흐름도.

도 4는 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 있어서, 3차원 시뮬레이션 프로그램에 대한 화면 예시도.

도 5는 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 있어서, 관절별 기반 저장되는 데이터 포맷 관련 테이블.

도 6은 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 있어서, 인체 모션 데이터 분석 테이블

도 7은 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 있어서, 정상 자세인 경우의 예시도.

도 8은 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 있어서, 10명의 대상자가 정상자세일 때, 4개 관절에 대한 평균, 분산, 표준편차 결과와 전체 정상자세에 대한 4개 관절의 평균, 분산, 표준편차 결과를 나타낸 테이블.

도 9는 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 있어서, 비정상 자세인 경우의 예시도.

도 10은 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 있어서, 10명의 대상자가 비정상자세일 때, 4개 관절에 대한 평균, 분산, 표준편차 결과와 전체 정상자세에 대한 4개 관절의 평균, 분산, 표준편차 결과를 나타낸 테이블.

도 11은 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 있어서, 10인의 오른쪽 어깨에 대한 그래프 분석 결과 영상.

도 12는 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 있어서, 왼쪽 어깨에 대한 그래프 분석 결과 영상.

도 13은 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 있어서, 오른쪽 골반에 대한 그래프 분석 결과 영상.

도 14는 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 있어서, 왼쪽 골반에 대한 그래프 분석 결과 영상.

도 15는 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 있어서, 10인의 정상 자세에 대한 약 95.4% 범위에 해당하는 정규분포 범위를 나타낸 테이블.

도 16은 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 있어서, 어깨와 골반의 데이터 범위를 나타낸 테이블.

도 17은 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 시스템에 관한 구성도.

도 18은 본 발명의 일 실시 예에 따른 취득한 대상자의 정상 자세와 시뮬레이션 결과에 대한 영상.

도 19는 본 발명의 일 실시 예에 따른 취득한 대상자의 비정상 자세와 시뮬레이션 결과에 대한 영상.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0013] 이하 본 발명에 따른 바람직한 실시 예를 첨부한 도면을 참조하여 상세히 설명한다. 하기 설명에서는 구체적인 구성 소자 등과 같은 특정 사항들이 나타나고 있는데 이는 본 발명의 보다 전반적인 이해를 돕기 위해서 제공된 것일 뿐 이러한 특정 사항들이 본 발명의 범위 내에서 소정의 변형이나 혹은 변경이 이루어질 수 있음은 이 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자에게는 자명하다 할 것이다.
- [0014] 본 발명은 MEMS 기반 관성센서를 통해 척추질환 여부를 판단하기 위한 것으로, 더욱 상세하게는 인체의 자세 정보를 관성센서를 이용하여 취득하고, 취득된 각 축 방향에 대한 단위 시간당 회전의 정도로 정상 자세 혹은 비정상 자세를 판단한 후, K-means 알고리즘을 이용하여 관절별 회전 정도의 중심값을 산출하여 프레임별 데이터 간 유클리디언 거리 계산을 통해 최종 척추질환 판단을 수행함으로써 별도의 도움없이 척추질환 여부를 자가 진단할 수 있을 뿐만 아니라, 관성센서만으로도 자세 틀어짐 측정이 가능하므로 기존 눈으로만 확인했던 아담스 굴곡 검사에 비해 신뢰도가 높고, 방사선 노출 위험이 있는 엑스레이 검진에 비해 안전성이 향상되는 기술을 제공하고자 한다.
- [0015] 또한, 본 발명은 각 관절별 부착된 MEMS 기반 관성센서를 통해 획득된 관절의 기울어짐 정도를 시뮬레이션화하여 3차원 큐브 모델로 가시화함으로써 단일 화면 내에서 관절별 움직임과 기울어짐 관련 데이터를 즉각적으로 관찰함으로써 시인성이 강화된 시뮬레이션 서비스 기술을 제공하고자 한다.
- [0016] 이하, 본 발명의 일 실시 예에 따른 척추질환 판단 방법에 관해 도 1을 참조하여 살펴보기로 한다.
- [0017] 도 1은 본 발명의 일 실시 예에 따른 척추질환 판단 방법에 관한 전체 흐름도이다.
- [0018] 도 1을 참조하면, 먼저 110 과정에서는 사용자별 척추질환 자기진단을 지원하기 위한 척추질환 판단 서비스 모드에서 상기 척추질환 자가진단을 위한 기설정된 관절별 기반 데이터 취득 모드가 실행된다.
- [0019] 상기 기설정된 관절은 오른쪽 어깨(Right Shoulder, RS), 왼쪽 어깨(Left Shoulder, LS), 오른쪽 골반(Right Pelvis, RP), 왼쪽 골반(Left Pelvis, LP)을 포함한다.
- [0020] 여기서, 도 2를 참조하면, 도 2는 본 발명의 일 실시 예에 따른 척추질환 판단 방법에 있어서, 기설정된 관절별 센서 부착 위치 및 이를 기반으로 각 축 방향에 대한 Roll-Pitch-Yaw 회전 각도를 보인 예시도이다.
- [0021] 도 2a에 도시된 바와 같이, 본 발명은 인체의 주요관절 4개의 데이터를 이용하여 자세 틀어짐 여부를 판단하므로 센서의 부착 위치는 왼쪽 어깨(210), 오른쪽 어깨(212), 왼쪽 골반(214), 오른쪽 골반(216)이다.
- [0022] 112 과정에서는 각 관절별 부착된 관성센서와 네트워크를 통해 연결되어 통신하는 단말에서 기설정된 복수의 관절에 부착된 MEMS기반 관성센서를 통해 센싱된 각 관절별 모션 데이터를 수신한다.
- [0023] 이때, 상기 단말(고정 혹은 이동)은 관성센서와 커넥터 혹은 케이블에 의해 전기적으로 연결되거나 혹은 네트워크를 통해 설정된 채널을 통해 무선통신하여 관성센서의 센싱 데이터를 수집하여 수집된 센싱 데이터를 통합 처리하여 센싱 데이터 관련 정상 자세 혹은 비정상 자세를 판단하고, 상기 센싱 데이터 통합 처리 과정에 관한 추이를 시뮬레이션화하여 3차원으로 디스플레이 가능한 플랫폼이 내장된다.
- [0024] 114 과정에서는 단말에서 관성센서로부터 수신된 각 관절별 쿼터니언(quaternion)데이터를 기설정된 알고리즘 즉, 오일러 각도로 변환한 후, 116 과정에서 각 관절별 데이터를 초기화한다.
- [0025] 118 과정에서는 상기 각 관절별 모션 데이터 취득 요청신호에 응답하여 관성센서를 통해 각 관절별 모션 데이터를 취득하여 저장하고, 저장된 데이터를 실시간으로 표시한다.
- [0026] 더욱 상세하게는, 본 발명에서는 사용자의 자세 데이터를 취득하기 위해 기설정된 관절에 관성센서를 부착한 후, 상기 관절별 관성센서로부터 데이터가 수신되면 수신된 쿼터니언 데이터를 오일러 각도로 변환하고 센서 데이터를 초기화한다. 상기 센서 데이터 초기화 후, 모션 데이터 취득 요청신호에 응답하여 사용자의 자세 데이터

가 취득된다. 이를 파일 저장과 동시에 단말의 해당 디스플레이 화면에 실시간으로 디스플레이한다.

- [0027] 여기서, 각 관절별 기반 저장되는 데이터 포맷은 도 5에 도시된 테이블과 같다. 도 5에 도시된 바와 같이, 데이터는 12개의 열로 이루어지며, 각 프레임별 정보는 행으로 구분된다. 즉, 첫째 행은 첫째 프레임에서의 자세 정보를 나타내고, 각 행의 배열은 오른쪽 어깨, 왼쪽 어깨, 오른쪽 골반, 왼쪽 골반의 순서로, 각각의 Roll, Pitch, Yaw가 순서대로 나열된다. 이때, 취득된 데이터의 단위는 도(degree)이다.
- [0028] 이러한 본 발명의 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 있어서, 관절별 취득된 센싱 데이터를 정의된 시물레이션을 통해 통합 처리하는 주이를 디스플레이 화면을 통해 살펴보면 도 4와 같다.
- [0029] 도 4는 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 있어서, 3차원 시물레이션 프로그램에 대한 화면 예시도이다.
- [0030] 도 4를 참조하면, 각 관절별 복수의 분할된 영역(410, 412, 414, 416)에서 상기 각 관절을 가상의 3차원 큐브(cube) 모델로 표시하여 해당 오브젝트의 움직임의 따라 해당 이동 경로 상에서 이동된다.
- [0031] 상기 각 분할된 영역별(410, 412, 414, 416) 3차원 큐브 모델은 기설정된 관절을 가상의 3차원 큐브 모델로 가시화하여 대상자의 움직임을 표현하는 것으로, 410 영역의 보라색 큐브는 오른쪽 어깨, 412 영역의 녹색 큐브는 왼쪽 어깨, 414 영역의 청색 큐브는 오른쪽 골반, 416 영역의 적색 큐브는 왼쪽 골반의 모션을 나타낸다.
- [0032] 그리고, 418 영역에 표시된 기설정된 메뉴 실행을 통해 관성 센서의 센싱 데이터가 처리된다.
- [0033] 보다 상세하게는, 40 영역의 캘리브레이션 버튼은 4개의 센서 데이터를 초기화하기 위한 버튼으로, 해당 버튼이 선택되면 센서의 데이터는 모두 Roll=0°, Pitch=0°, Yaw=0° 으로 초기화된다. 42 영역의 레코드 버튼은 4개 관절의 모션 캡처를 위한 버튼으로, 해당 버튼이 선택되면 데이터 저장이 시작되며, 버튼을 한번 더 누르면 데이터 저장이 완료된다.
- [0034] 한편, 420 영역의 시리얼 통신 버튼은 시리얼 통신 설정을 위한 버튼으로, 사용자 인터럽트(버튼 선택) 발생 시 COM PORT, 보드 레이트(board rate), 데이터 비트, 정지 비트, 흐름 제어를 설정한다.
- [0035] 다시 도 1의 설명으로 돌아가서, 120 과정에서 사용자별 척추질환 자기진단을 지원하기 위한 척추질환 판단 서비스 모드 중 데이터 분석 모드 여부를 판단하여, 판단 결과 데이터 분석 모드인 경우, 122 과정에서는 상기 데이터 취득 모드에서 저장된 각 관절별 모션 데이터를 분석한다.
- [0036] 124 과정에서는 분석 결과를 기반으로 해당 사용자의 정상 혹은 비정상 자세를 판단한다.
- [0037] 인체는 해부학적 위치에서 세 기준 평면과 여섯 기본방향으로 표현되고, 관성센서를 이용해 취득된 4개 관절의 데이터는 도 6에 도시된 테이블에 따라 3축의 회전각도를 분석하여 정상 자세와 비정상 자세를 판단한다. Z축을 기준으로 회전하는 회전각도 Roll은 센서 부착 위치를 따라 인체가 앞쪽 방향으로 숙여지면 음수, 뒤쪽 방향으로 젖혀지면 양수의 값을 나타낸다. X축을 기준으로 회전하는 회전각도 Pitch는 인체가 오른쪽 방향으로 기울면 음수 왼쪽 방향으로 기울면 양수의 값을 나타낸다. Y축을 기준으로 회전하는 회전각도 Yaw는 방향을 나타낸다.
- [0038] 또한, 상기 데이터 분석 모드에서 데이터를 분석하여 정상 혹은 비정상 자세를 판단하는 과정은, 관성센서에 의해 센싱된 x, y, z축 방향에 대한 단위 시간당 롤(roll), 피치(pitch), 요(yaw)의 크기에 따라 각 축의 회전의 정도로 판단되는 것으로, z축을 기준으로 회전하는 좌우 어깨 관절의 Roll 데이터가 정규분포를 기반으로 기설정된 범위 내 포함되는 경우 정상 자세, 포함되지 않은 경우 비정상 자세로 판단하여 척추질환 판단을 위한 1차 분류를 수행함으로써 이뤄진다.
- [0039] 이후, 상기 1차 분류 결과가 정상 자세로 분류된 경우, x축 및 y축 기준으로 회전하는 좌우 어깨 관절의 각 Pitch 및 Yaw데이터가 정규분포를 기반으로 기설정된 범위 내 포함 여부 및 골반 관절의 Roll, Pitch 및 Yaw 데이터가 기설정된 범위 내 포함 여부를 판단하는 2차 분류를 수행하여 기설정된 범위 내 모두 포함된 경우 정상 자세로 판단한다.
- [0040] 최종적으로, 상기 2차 분류 결과가 정상 자세로 분류된 경우, K-means 알고리즘을 이용하여 기설정된 복수의 관절에 대한 RS(Roll, Pitch, Yaw), LS(Roll, Pitch, Yaw), RH(Roll, Pitch, Yaw), LH(Roll, Pitch, Yaw)의 중심값을 산출하여, 산출된 중심값과 프레임별 데이터 간 유클리디언 거리를 계산하여 최종 척추질환 판단을 수행한다.
- [0041] 상술한 관절별 모션 데이터 분석을 통해 자세를 판단하는 동작을 도 3을 참고하여 설명하면, 도 3은 본 발명의

일 실시 예에 따른 MEMS 기반 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 있어서, 4개 관절 데이터 분석 및 자세 판단에 관한 흐름도로서, 도 3을 참조하면, 310 과정에서는 4개의 주요 관절별 x, y, z 축 방향에 대한 Roll, Pitch, Yaw를 분석한다.

[0042] 이때, 취득된 10명의 정상자세 데이터가 정규분포를 따른다고 가정하면, $m-2\sigma < x < m+2\sigma$ (전체의 약95.4%) 범위에 존재하는 데이터를 정상자세로 판단할 수 있다. 취득된 정상자세 데이터의 $m-2\sigma < x < m+2\sigma$ 범위는 도 15에 도시된 테이블과 같다.

[0043] 도 15의 정규분포 범위에서도 그래프를 통한 분석결과와 동일하게 어깨 관절의 Roll 데이터가 가장 뚜렷한 변화를 나타냄을 확인할 수 있다.

[0044] 따라서, 척추질환 판단을 위한 1차 분류 방법은, 도 15에 도시된 테이블에 따라 312 과정에서는 좌우 어깨 관절의 Roll 데이터가 $-5.5 < Roll < 2.2$ 범위에 속하면 정상자세로 판단하여 316 과정으로 이동하고, 범위에 속하지 않으면 314 과정으로 이동하여 비정상 자세라고 판단한다.

[0045] 312 과정에서 1차 분류 결과가 정상자세로 분류되면 316 과정에서는 정확한 자세 판단을 위해 도 16에 도시된 테이블을 따라 2차 분류를 수행한다.

[0046] 상세하게는, 어깨 관절의 Pitch 데이터가 $-2.8 < Pitch < 2.2$, Yaw 데이터가 $-3.9 < Yaw < 3.1$, 골반 관절의 Roll 데이터가 $-1.6 < Roll < 3.0$, Pitch 데이터가 $-2.9 < Pitch < 2.2$, Yaw 데이터가 $-1.8 < Yaw < 2.8$ 범위를 모두 만족하면 정상자세라고 판단하여 320 과정으로 이동하고, 어느 하나라도 만족하지 않으면 318 과정으로 이동하여 비정상 자세라고 판단한다.

[0047] 이후, 320 과정에서는 K-means 알고리즘을 이용하여 최종적으로 정상자세인지 비정상자세인지 판단한다. 4개 관절에 대한 12개[RS(Roll, Pitch, Yaw), LS(Roll, Pitch, Yaw), RH(Roll, Pitch, Yaw), LH(Roll, Pitch, Yaw)]의 중심값을 구한 후, 이 중심값과 프레임별 데이터 사이의 유클리디언 거리를 계산하면 정상자세와 비정상자세를 판단할 수 있다. 12개의 중심값은 RightShoulder(0.3418, -0.3434, -1.1820), Left houlder(0.3849, 1.3204, -0.3717), RightPelvis(4.3747, -0.8288, -2.9692), LeftPelvis(4.8761, -1.8026, -1.2433)로 나타났다.

[0048] 이 중심값을 기준으로 실험한 결과, 정상 자세와 비정상 자세의 인식 성공률은 약 98%로 나타났다.

[0049] 한편, 도 7은 본 발명의 일 실시 예에 따른 척추질환 판단 방법에 있어서, 정상 자세인 경우의 예시도이다. 도 7에 도시된 바와 같이, 10명의 대상자가 강의를 들으며 학습하는 환경에서 정상자세 일 때 대상자에게 자세를 의식하고 의자에 앉아서 강의를 들으며 학습하는 자세를 취하도록 한 후, 데이터를 취득하였다. 10명의 대상자를 후방과 측면에서 확인했을 때, 모두 척추가 반듯한 모습을 보인다.

[0050] 그리고, 도 8은 10명의 대상자가 정상자세일 때, 4개 관절에 대한 평균, 분산, 표준편차 결과와 전체 정상자세에 대한 4개 관절의 평균, 분산, 표준편차 결과를 나타낸 것이다.

[0051] 정상자세인 경우에는 4개 관절에 대한 각각 12개 요소의 평균이 오른쪽 어깨(Right Shoulder)는 0.905, -0.7128, 0.1389, 왼쪽 어깨(LeftShoulder)는 2.4437, 0.1042, -0.9488, 오른쪽 골반(Right Pelvis)는 0.9213, -0.8496, 0.9601, 왼쪽 골반(LeftPelvis)는 0.4411, 0.1553, -0.0183으로 0에 가까운 값을 나타내는 것을 확인할 수 있다.

[0052] 이어서, 도 9는 본 발명의 일 실시 예에 따른 척추질환 판단 방법에 있어서, 비정상 자세인 경우의 예시도이다.

[0053] 도 9를 참조하면, 대상자에게 자세를 의식하지 않은 편한 상태로 의자에 앉아서 강의를 들으며 학습하는 자세를 취하도록 한 후, 데이터를 취득하였다. 도 9에 도시된 바와 같이 10명의 대상자를 후방과 측면에서 확인했을 때, 각각 다른 자세를 취하고 있으며, 정상 자세인 경우와 달리 척추가 틀어진 모습을 보인다.

[0054] 그리고, 도 10은 10명의 대상자가 비정상자세일 때, 4개 관절에 대한 평균, 분산, 표준편차 결과와 전체 정상자세에 대한 4개 관절의 평균, 분산, 표준편차 결과를 나타낸 것이다. 비정상자세인 경우에는 4개 관절에 대한 각각 12개 요소의 평균이 RightShoulder는 12.3660, 3.0180, 0.5551, LeftShoulder는 13.5920, 0.0728, 1.1658, RightPelvis는 6.7664, -1.3021, -4.4611, LeftPelvis는 7.8082, -1.7101, -0.3193으로 0에서 벗어난 값을 나

타내는 것을 확인 할 수 있다.

- [0055] 이와 같이, 10명의 대상자를 통해 취득한 자세 데이터 분석 결과, 도 11 내지 도 14에 보인 바와 같이, 앉아서 강의를 듣는 동작에서는 모든 관절에서 앞으로 숙이고, 뒤로 젖힘을 나타내는 Roll이 정상 자세와 비정상 자세의 데이터 차이가 크게 나타났고, 골반 관절의 움직임보다 어깨 관절의 움직임이 더 크게 나타났다. 정상 자세인 경우에는 Roll, Pitch, Yaw 데이터가 0° 주변에 분포하는 결과가 출력되었다.
- [0056] 이상 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법에 대해 살펴보았다.
- [0057] 이하에서는, 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 시스템에 대해 도 17을 참조하여 자세히 살펴보기로 한다.
- [0058] 도 17은 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 시스템에 관한 구성도이다.
- [0059] 도 17을 참조하면, 본 발명이 적용된 시스템은 관성 센서부(162) 및 데이터 수신부(164), 모드 변환부(166), 저장부(168), 제어부(170), 표시부(172), 데이터 취득부(174), 데이터 분석부(176)을 포함하는 단말(160)을 포함한다.
- [0060] 상기 관성 센서부(162)는 기설정된 복수의 관절에 부착된다.
- [0061] 상기 단말(160)은 상기 관성 센서부(162)로부터 센싱된 해당 관절의 모션 데이터를 데이터 수신부(164)를 통해 수신하여 데이터 취득부(174)를 통해 각 관절별 쿼터니언(quaternion) 데이터를 기설정된 알고리즘을 이용하여 초기화하고, 각 관절별 모션 데이터 취득 요청신호에 응답하여 상기 각 관절별 모션 데이터를 취득하도록 제어하는 제어부(170)를 포함한다.
- [0062] 상기 제어부(170)는 데이터 취득부(174)로부터 취득된 데이터를 저장부(168)에 저장하고, 저장된 데이터를 표시부(172)를 통해 실시간으로 디스플레이하도록 제어한다.
- [0063] 또한, 상기 제어부(170)는, 모드 전환부(166)를 통해 척추질환 자가진단을 위한 기설정된 관절 기반 데이터 분석 모드가 실행되면, 상기 데이터 취득 모드에서 저장된 각 관절별 모션 데이터를 분석하여 정상 혹은 비정상 자세를 판단한다.
- [0064] 즉, 상기 제어부(170)은 데이터 분석부(176)로부터 분석된 x, y, z축 방향에 대한 단위 시간당 Roll, Pitch, Yaw의 크기에 따라 각 축의 회전의 정도로 정상 혹은 비정상 자세를 판단한다.
- [0065] 이때, 상기 제어부(170)는, 데이터 분석부(176)를 통해 z축을 기준으로 회전하는 좌우 어깨 관절의 Roll 데이터가 정규분포를 기반으로 기설정된 범위 내 포함되는 경우 정상 자세, 포함되지 않은 경우 비정상 자세로 판단하여 척추질환 판단을 위한 1차 분류를 수행하고, 상기 1차 분류 결과가 정상 자세로 분류된 경우, 상기 데이터 분석부(176)를 통해 취득된 x축 및 y축 기준으로 회전하는 좌우 어깨 관절의 각 Pitch 및 Yaw 데이터가 정규분포를 기반으로 기설정된 범위 내 포함 여부 및 골반 관절의 Roll, Pitch 및 Yaw 데이터가 기설정된 범위 내 포함 여부를 판단하는 2차 분류를 수행하여 기설정된 범위 내 모두 포함된 경우 정상 자세로 판단한다.
- [0066] 이후, 상기 제어부(170)는, 상기 2차 분류 결과가 정상 자세로 분류된 경우, 데이터 분석부(176)를 통해 K-means 알고리즘을 이용하여 기설정된 복수의 관절에 대한 RS(Roll, Pitch, Yaw), LS(Roll, Pitch, Yaw), RH(Roll, Pitch, Yaw), LH(Roll, Pitch, Yaw)의 중심값을 산출하여, 산출된 중심값과 프레임별 데이터 간 유클리디언 거리를 계산하여 최종 척추질환 판단을 수행한다.
- [0067] 도 18은 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 시스템에 있어서, 관성센서를 통해 취득된 대상자의 정상자세와 시뮬레이션 결과에 대한 영상을 보인 예시도이다.
- [0068] 도 18을 참조하면, 관절의 Roll, Pitch, Yaw의 데이터는 RightShoulder -0.6031, 0.3886, 0.3306, LeftShoulder -0.2262, -0.2232, 0.2103, RightPelvis 0.1847, -0.4517, -0.3982, LeftPelvis -0.3515, -0.0165, 0.1449로 취득되었다.
- [0069] 상술한 도 3의 동작 설명에 따라, 좌우 어깨 관절의 Roll 데이터는 $-5.5 < Roll < 2.2$ 범위에 속하므로, 1차 자세 판단 결과는 정상자세로 판단된다. 2차 자세 판단 결과로 관절의 Pitch 데이터가 $-2.8 < Pitch < 2.2$, Yaw 데이터가 $-3.9 < Yaw < 3.1$, 골반 관절의 Roll 데이터가 $-1.6 < Roll < 3.0$, Pitch 데이터가 $-2.9 < Pitch < 2.2$, Yaw 데이터가

$-1.8 < Yaw < 2.8$ 범위를 모두 만족하므로, 2차 자세 판단 결과도 정상자세로 판단된다. 최종적인 자세 판단을 위해 K-means 알고리즘에 적용한 결과 정상자세 인식률은 100%로 나타났다. 그러므로 도 18에 나타난 사용자의 자세는 정상자세라 할 수 있다.

[0070] 도 19는 본 발명의 일 실시 예에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 시스템에 있어서, 관성센서를 통해 취득된 대상자의 비정상자세와 시뮬레이션 결과에 대한 영상을 보인 예시도이다.

[0071] 도 19를 참조하면, Roll, Pitch, Yaw의 데이터가 RightShoulder는 -54.2243, -0.5231, -13.0154, LeftShoulder는 -37.8432, 14.7113, 31.1115, RightPelvis는 -11.0372, 4.294, 3.7783, LeftPelvis는 -12.1960, 0.7003, -5.3300로 취득되었다.

[0072] 상술한 도 3의 동작 설명에 따라, 좌우 어깨 관절의 Roll 데이터는 $-5.5 < Roll < 2.2$ 범위에 속하지 않으므로, 1차 자세 판단 결과에서 비정상자세로 판단된다.

[0073] 상기와 같이 본 발명에 따른 관성센서를 이용한 척추질환 판단 방법 및 시스템에 관한 동작이 이루어질 수 있으며, 한편 상기한 본 발명의 설명에서는 구체적인 실시 예에 관해 설명하였으나 여러 가지 변형이 본 발명의 범위를 벗어나지 않고 실시될 수 있다. 따라서 본 발명의 범위는 설명된 실시 예에 의하여 정할 것이 아니고 청구범위와 청구범위의 균등한 것에 의하여 정하여져야 할 것이다.

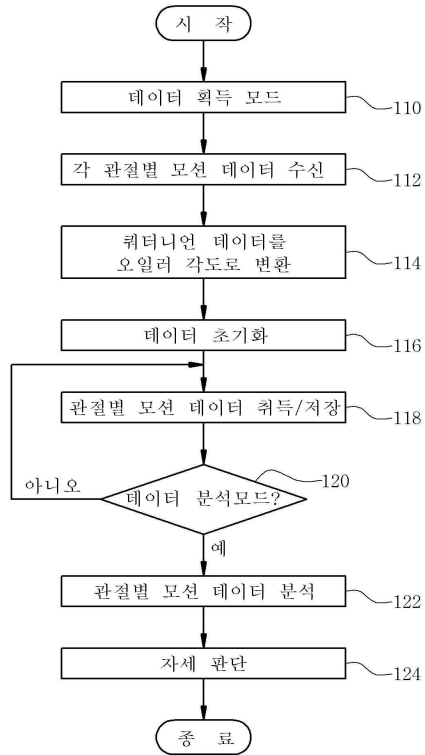
부호의 설명

[0074]

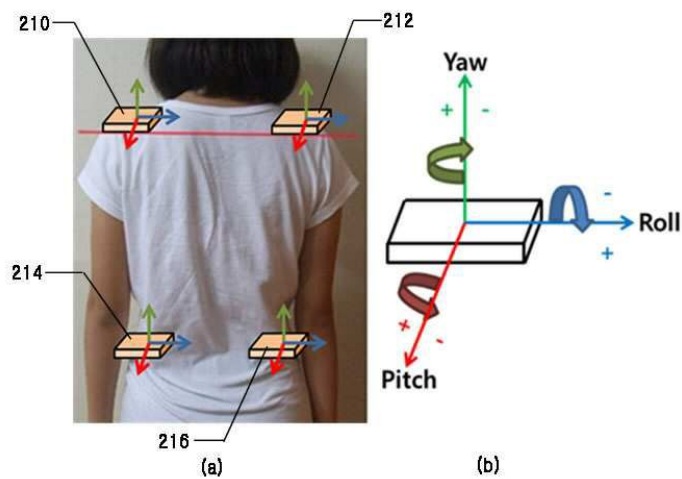
162: 관성 센서부	164: 데이터 수신부
164: 모드 변환부	168: 저장부
170: 제어부	172: 표시부
174: 데이터 취득부	176: 데이터 분석부

도면

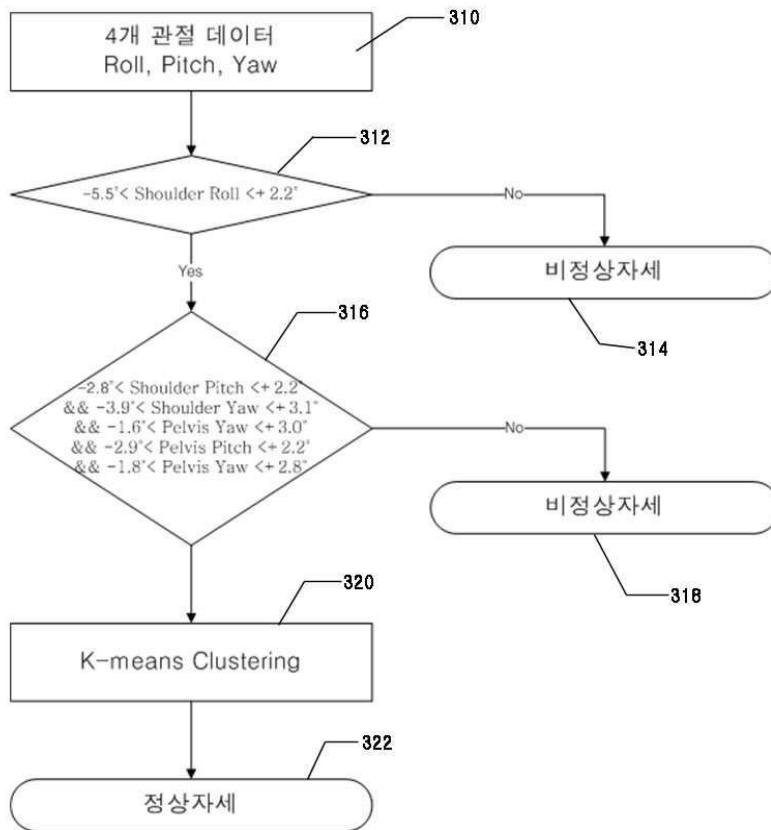
도면1



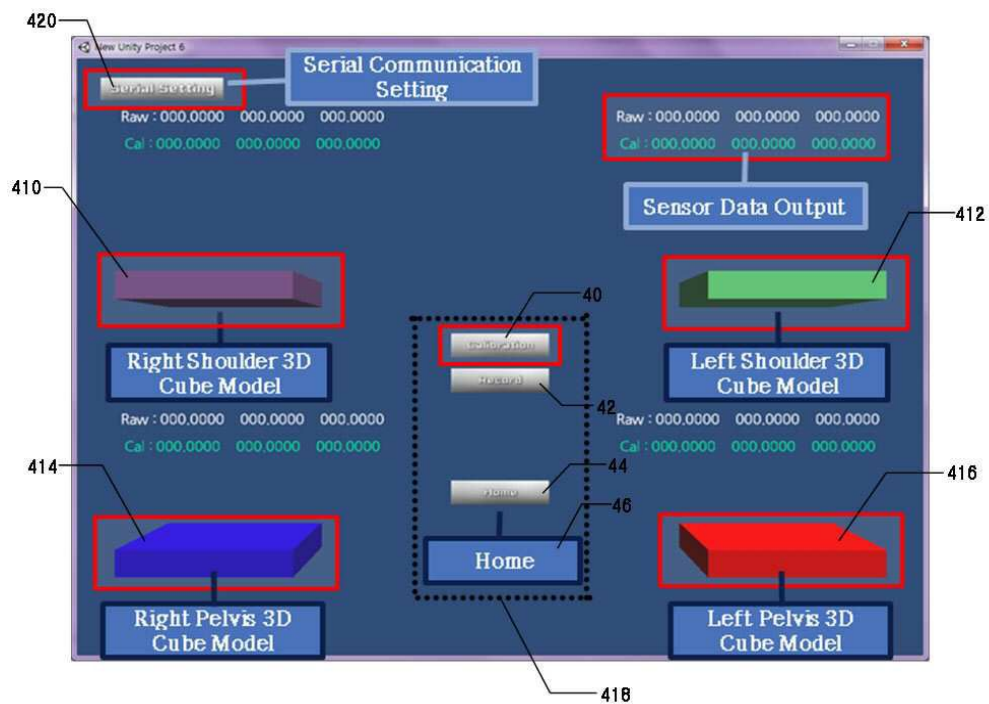
도면2



도면3



도면4



도면5

	RightShoulder			LeftShoulder			RightPelvis			LeftPelvis		
	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw
1 st frame	-0.8591	-0.8488	-0.2109	-1.2019	-0.2076	0.0872	0.8463	-0.4140	-0.0116	0.4139	-0.1522	-0.0739
2 nd frame	-0.8591	-0.8488	-0.2109	-1.2019	-0.2076	0.0872	0.8557	-0.4016	-0.013	0.4139	-0.1522	-0.0739
3 rd frame	-0.8458	-0.8576	-0.2083	-1.2019	-0.2076	0.0872	0.8449	-0.3522	-0.0042	0.4085	-0.1275	-0.0695
4 th frame	-0.8191	-0.8752	-0.2030	-1.2019	-0.2076	0.0872	0.8252	-0.2059	0.0196	0.4031	-0.1028	-0.0650
5 th frame	-0.7589	-0.8738	-0.2068	-1.2019	-0.2076	0.0872	0.8261	-0.1839	0.0220	0.4031	-0.1028	-0.0650
6 th frame	-0.7589	-0.8738	-0.2068	-1.0658	-0.2076	0.0565	0.8193	-0.1442	0.0257	0.3950	-0.0891	-0.0625
7 th frame	-0.7234	-0.8781	-0.2007	-1.0658	-0.2168	0.0565	0.8468	-0.1266	0.0151	0.4059	-0.0919	-0.0631
8 th frame	-0.6839	-0.8941	-0.2048	-1.0658	-0.2168	0.0565	0.8760	-0.0532	0.0224	0.4306	-0.0865	-0.0625
9 th frame	-0.6839	-0.8941	-0.2048	-1.0658	-0.2168	0.0565	0.8745	-0.0423	0.0240	0.4306	-0.0865	-0.0625
10 th frame	-0.6152	-0.8916	-0.1935	-0.9754	-0.2674	0.0198	0.8936	-0.0155	0.0464	0.4421	-0.0910	-0.0522
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
N th frame	N th Roll	N th Pith	N th Yaw	N th Roll	N th Pith	N th Yaw	N th Roll	N th Pith	N th Yaw	N th Roll	N th Pith	N th Yaw

도면6

Roll	(음회전)Anterior flexion of body
	(양회전)Posterior extension of body
Pitch	(음회전)Right flexion of body
	(양회전)Left flexion of body
Yaw	(음회전)Right rotation of body
	(양회전)Left rotation of body

도면7



도면8

정상자세		RightShoulder			LeftShoulder			RightPelvis			LeftPelvis		
		Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw
전 체	평균	-0.905	-0.7128	0.1389	-2.4437	0.1042	-0.9488	0.9213	-0.8496	0.9601	0.4411	0.1553	-0.0183
	분산	3.7951	2.0677	2.4485	3.7959	1.1695	3.8464	1.2854	2.0109	0.6063	1.4100	1.3003	2.5275
	표준 편차	1.9481	1.4379	1.5648	1.9483	1.0814	1.9612	1.1338	1.4181	0.7787	1.1874	1.1403	1.5898

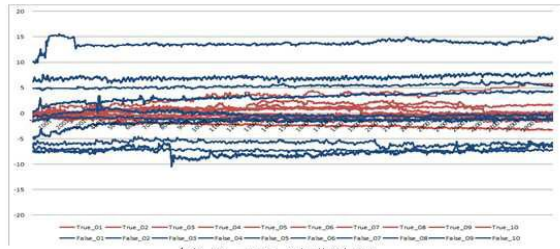
도면9



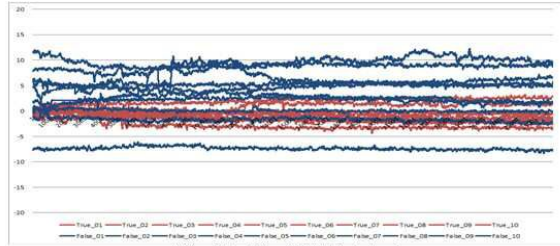
도면10

비정상 자세		RightShoulder			LeftShoulder			RightPelvis			LeftPelvis		
		Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw
전 체	평균	-12.366	3.0180	0.5551	-13.592	0.0728	1.1658	6.7664	-1.3021	-4.4611	7.8082	-1.7101	-0.3193
	분산	173.972	23.9135	42.5428	260.752	16.0655	19.5753	47.8312	23.9452	20.3879	67.6827	29.6018	5.7279
	표준 편차	13.1899	4.8901	6.5225	16.1478	4.0082	4.4244	6.9160	4.8934	4.5153	8.2270	5.4408	2.3933

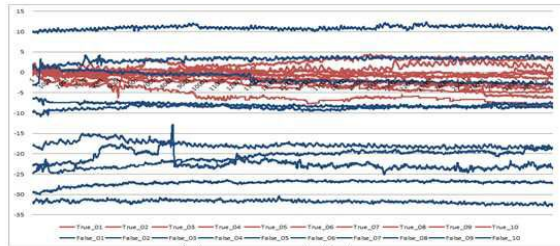
도면11



(c) 오른쪽 어깨의 Yaw

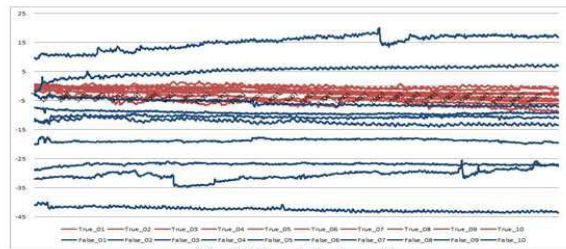


(b) 오른쪽 어깨의 Pitch

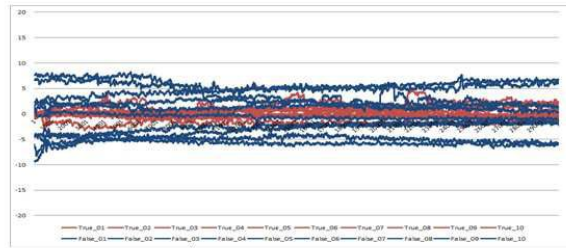


(a) 오른쪽 어깨의 Roll

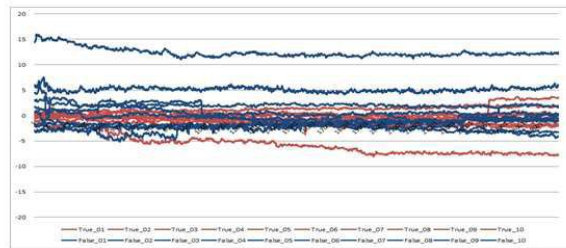
도면12



(a) 왼쪽 어깨의 Roll

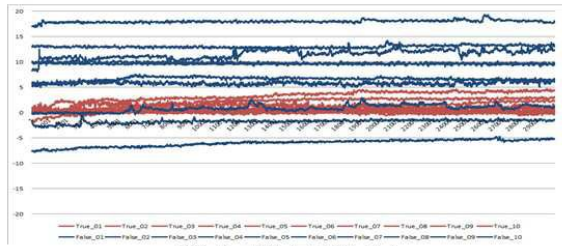


(b) 왼쪽 어깨의 Pitch

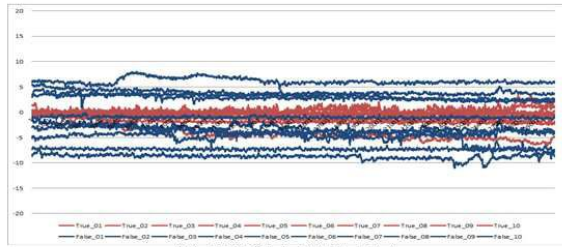


(c) 왼쪽 어깨의 Yaw

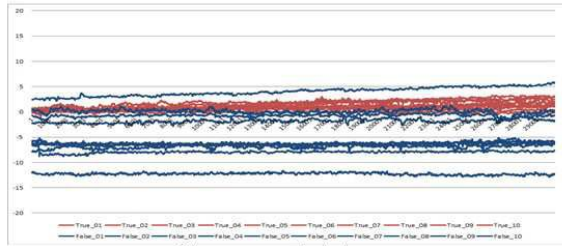
도면13



(a) 오른쪽 골반의 Roll

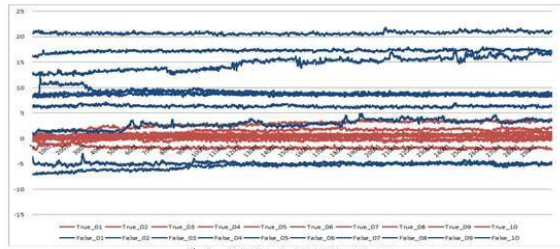


(b) 오른쪽 골반의 Pitch



(c) 오른쪽 골반의 Yaw

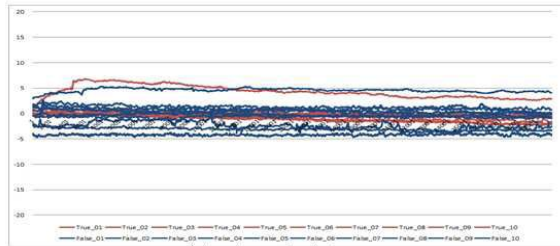
도면14



(a) 왼쪽 골반의 Roll



(b) 왼쪽 골반의 Pitch



(c) 왼쪽 골반의 Yaw

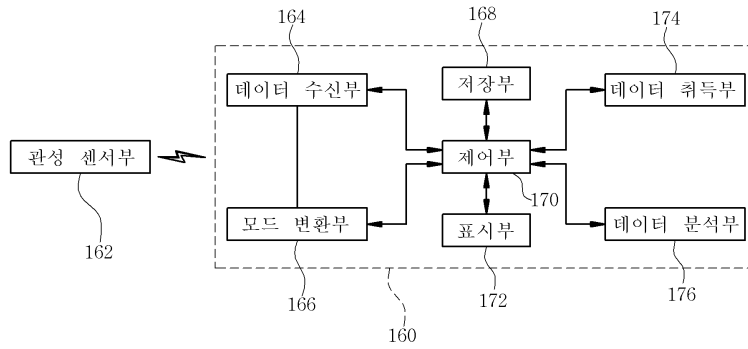
도면15

정상자세 (95.4%)	RightShoulder			LeftShoulder			RightPelvis			LeftPelvis		
	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw
$m - 2\sigma$	-4.8012	-3.5886	-2.9907	-6.3403	-2.0586	-4.8712	-1.3463	-3.6858	-0.5973	-1.9337	-2.1253	-3.1979
$m + 2\sigma$	2.9912	2.1630	3.2685	1.4529	2.2670	2.9736	3.1889	1.9866	2.5175	2.8159	2.4359	3.1613

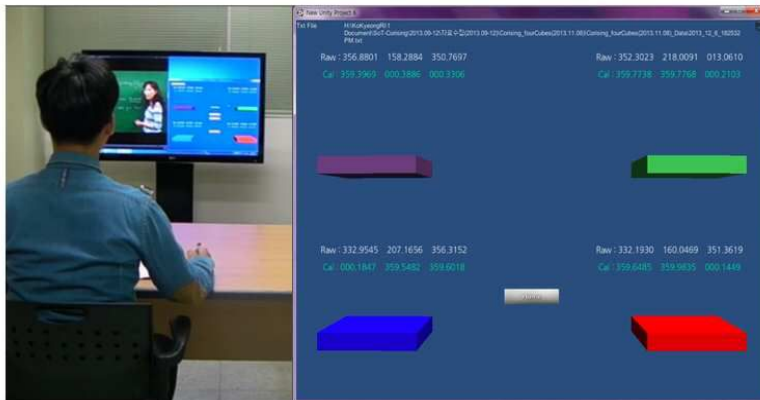
도면16

95.4% 구간 평균	Shoulder			RightPelvis		
	Roll	Pitch	Yaw	Roll	Pitch	Yaw
$m - 2\sigma$	-5.5708	-2.8236	-3.9310	-1.6400	-2.9056	-1.8976
$m + 2\sigma$	2.2221	2.2150	3.1211	3.0024	2.2113	2.8394

도면17



도면18



도면19

