



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2015년02월12일

(11) 등록번호 10-1492940

(24) 등록일자 2015년02월06일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/00 (2006.01) **G01N 29/24** (2006.01)
A61B 19/00 (2006.01)
- (21) 출원번호 10-2013-0046639
- (22) 출원일자 2013년04월26일
 심사청구일자 2013년04월26일
- (65) 공개번호 10-2013-0121753
- (43) 공개일자 2013년11월06일
- (30) 우선권주장
 1020120044917 2012년04월27일 대한민국(KR)
- (56) 선행기술조사문헌
 JP2013063253 A
 JP2008212691 A
 JP5410629 B1

- (73) 특허권자
재단법인대구경북과학기술원
 대구 달성군 현풍면 테크노중앙대로 333,
주식회사 고영테크놀러지
 서울특별시 금천구 가산디지털2로 53, 14층 15층
 (가산동, 한라시그마밸리)
- (72) 발명자
홍재성
 대구광역시 달성군 화원읍 비슬로 539길 35 대곡
 역래미안 106동 1707호
박재영
 경상북도 경주시 보문동 보문마을 3길 50
- (74) 대리인
특허법인청맥

전체 청구항 수 : 총 8 항

심사관 : 박승배

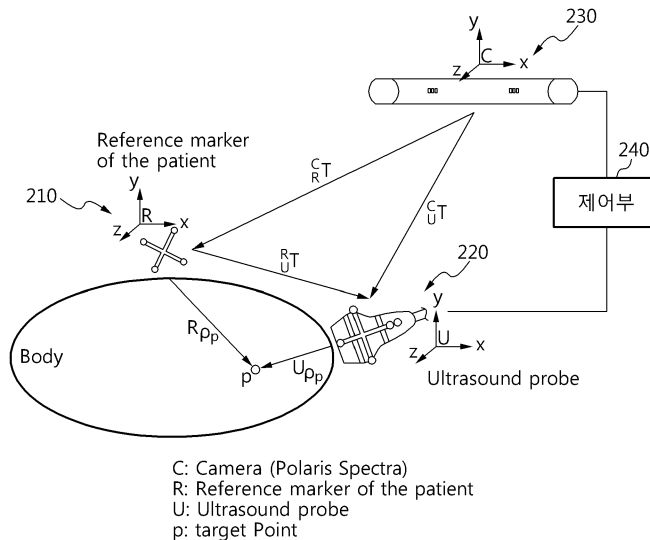
(54) 발명의 명칭 **피부마커와 체내 특징점을 이용한 고정확도 영상정합 장치 및 방법**

(57) 요약

초음파 또는 방사선 프로브를 이용하여 체내의 해부학적 특징점을 영상정합을 위한 마커의 일부로 사용하는 피부마커와 체내 특징점을 이용한 고정확도 영상정합 장치 및 방법을 개시한다.

일 실시예로서, 피부마커와 체내 특징점을 이용한 고정확도 영상정합 장치 및 방법은, 초음파 또는 방사선 프로브를 이용하여 체내의 해부학적 특징점을 가리키는 영상정합을 위한 마커의 일부로 사용해서 수술 지점에서의 큰 오차를 줄일 수 있고, 상기 프로브를 이용하여 영상정합의 오차를 줄이면 더욱 정밀한 수술 내비게이션이 가능하고 더 나은 수술 결과를 얻을 수 있다.

대표도 - 도2



이 발명을 지원한 국가연구개발사업

과제고유번호 10040097

부처명 지식경제부

연구관리전문기관 산업기술평가원

연구사업명 산업원천기술개발사업

기술 개발 연구과제명 의료수술로봇영상기반 이비인후과 및 신경외과 수술용 최소침습 다자유도 수술로봇 시스템

기 여 율 1/1

주관기관 주식회사 고영테크놀러지

연구기간 2011.06.01 ~ 2016.05.31

특허청구의 범위

청구항 1

환자의 체내 병변의 위치를 나타내는 제1 위치를 지시하기 위해, 상기 환자의 피부 상에 배치된 마커;
 상기 체내 병변의 위치를 나타내는 제2 위치를 지시하기 위해, 상기 환자를 향해 방향성을 가진 초음파 또는 방사선을 출력하여 초음파 또는 방사선 영상을 획득하는 프로브;
 상기 마커 및 상기 프로브를 촬영하여 촬영 영상을 생성하는 카메라; 및
 상기 초음파 또는 방사선 영상 및 상기 촬영 영상을 이용하여 상기 제1 및 제2 위치들이 일치하는 지점을 추출하여 상기 체내 병변의 위치에 관한 특징점 P로 특정하는 제어부를 포함하는 영상 정합 장치.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 제어부는
 상기 마커에서 상기 제1 위치를 지나는 제1 연장선과, 상기 프로브에서 상기 제2 위치를 지나는 제2 연장선이 서로 교차하는 지점을 상기 특징점 P로 특정하는 영상 정합 장치.

청구항 3

제1항에 있어서, 상기 제어부는
 상기 카메라와 상기 마커와의 거리 ${}^C_R T$ 와, 상기 카메라와 상기 프로브와의 거리 ${}^C_U T$ 를 측정하고,
 상기 거리 ${}^C_R T$ 와 상기 거리 ${}^C_U T$ 를 파라미터로 하는 연산식 ${}^C_R T^{-1} * {}^C_U T$ 를 통해, 상기 마커와 상기 프로브 사이의 거리 ${}^R_U T$ 를 연산하는 영상 정합 장치.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 제어부는
 상기 마커와 상기 프로브를 잇는 가상선과, 상기 프로브에서 상기 제2 위치를 지나는 연장선과의 사잇각 Q를 측정하고,
 상기 거리 ${}^R_U T$ 와 상기 사잇각 Q를 파라미터로 하는 연산식 ${}^R_U T * \cos Q$ 를 통해, 상기 프로브와 상기 제2 위치의 거리 ${}^U_P P$ 를 연산하며,
 상기 거리 ${}^R_U T$ 와 상기 거리 ${}^U_P P$ 를 파라미터로 하는 연산식 ${}^R_U T * {}^U_P P$ 를 통해, 상기 마커와 상기 제1 위치의 거리 ${}^R_P P$ 를 연산하고,
 상기 마커로부터 상기 거리 ${}^R_P P$ 가 이격된 지점을 상기 특징점 P로 특정하는 영상 정합 장치.

청구항 5

환자의 체내 병변의 위치를 나타내는 제1 위치를 지시하기 위해, 상기 환자의 피부 상에 마커를 배치하는 단계;
 상기 체내 병변의 위치를 나타내는 제2 위치를 지시하기 위해, 프로브가 상기 환자를 향해 방향성을 가진 초음파 또는 방사선을 출력하여 초음파 또는 방사선 영상을 획득하는 단계;
 카메라가 상기 마커 및 상기 프로브를 촬영하여 촬영 영상을 생성하는 단계; 및
 제어부가 상기 초음파 또는 방사선 영상 및 상기 촬영 영상을 이용하여 상기 제1 및 제2 위치들이 일치하는 지점을 추출하여 상기 체내 병변의 위치에 관한 특징점 P로 특정하는 단계를 포함하는 영상 정합 방법.

청구항 6

제5항에 있어서, 상기 특징점 P로 특정하는 단계에서는

상기 마커에서 상기 제1 위치를 지나는 제1 연장선과, 상기 프로브에서 상기 제2 위치를 지나는 제2 연장선이 서로 교차하는 지점을 상기 특징점 P로 특정하는 영상 정합 방법.

청구항 7

제5항에 있어서, 상기 특징점 P로 특정하는 단계는

상기 카메라와 상기 마커와의 거리 C_{RT} 와, 상기 카메라와 상기 프로브와의 거리 C_{UT} 를 측정하는 단계; 및

상기 거리 C_{RT} 와 상기 거리 C_{UT} 를 파라메타로 하는 연산식 $C_{RT}^{-1} * C_{UT}$ 를 통해, 상기 마커와 상기 프로브 사이의 거리 R_{UT} 를 연산하는 단계를 포함하는 영상 정합 방법.

청구항 8

제7항에 있어서, 상기 특징점 P로 특정하는 단계는

상기 마커와 상기 프로브를 잇는 가상선과, 상기 프로브에서 상기 제2 위치를 지나는 연장선과의 사잇각 Q를 측정하는 단계;

상기 거리 R_{UT} 와 상기 사잇각 Q를 파라메타로 하는 연산식 $R_{UT} * \cos Q$ 를 통해, 상기 프로브와 상기 제2 위치의 거리 U_{pP} 를 연산하는 단계;

상기 거리 R_{UT} 와 상기 거리 U_{pP} 를 파라메타로 하는 연산식 $R_{UT} * U_{pP}$ 를 통해, 상기 마커와 상기 제1 위치의 거리 R_{pP} 를 연산하는 단계; 및

상기 마커로부터 상기 거리 R_{pP} 가 이격된 지점을 상기 특징점 P로 특정하는 단계를 더 포함하는 영상 정합 방법.

명세서

기술분야

[0001] 본 발명의 실시예들은 초음파 또는 방사선 프로브를 이용하여 체내의 해부학적 특징점을 영상정합을 위한 마커의 일부로 사용하는 피부마커와 체내 특징점을 이용한 고정확도 영상정합 장치 및 방법에 관한 것이다.

배경기술

[0002] 초음파 화상과 동일 단면의 X선 CT 화상이나 MRI 화상 등을 표시할 수 있는 초음파 진단 장치가 있다. 이 초음파 진단 장치에서는, 초음파의 스캔을 행하는 초음파 프로브의 위치나 경사를 검출하여, 이들의 검출 정보에 기초하여 특정되는 에코 신호의 획득 위치에 대응하는 단면의 X선 CT 화상이나 MRI 화상 등이, 실시간의 초음파 화상과 동시에 표시되도록 되어 있다.

[0003] 도 1은 종래 피부마커만 이용할 때 수술 지점에서의 큰 오차가 발생함을 보인 예시도이다. 종래 수술 내비게이션에서 영상 정합시에 환자의 피부에 있는 마커만 사용함으로써 실제 체내에 있는 수술 지점에서의 큰 오차 (TRE: Target Registration Error)가 발생하게 된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0004] 본 발명의 실시예는 초음파 또는 방사선 프로브를 이용하여 영상정합을 위한 마커의 일부로 사용해서 수술 지

점에서의 큰 오차를 줄이는 피부마커와 체내 특징점을 이용한 고정확도 영상정합 장치 및 방법을 제공한다.

과제의 해결 수단

[0005] 상기의 일실시예를 이루기 위한, 피부마커와 체내 특징점을 이용한 고정확도 영상정합 장치는, 환자의 피부 상에서, 상기 환자 체내 병변에 관한 제1 위치를 지시하는 마커; 초음파 또는 방사선을 출력하여 상기 병변에 관한 제2 위치를 지시하는 프로브; 및 상기 제1, 2 위치가 일치하는 교차 좌표를 계산하여, 상기 병변의 위치를 특정하는 제어부를 포함한다.

[0006] 또한, 상기 일실시예를 달성하기 위한 기술적 방법으로서, 피부마커와 체내 특징점을 이용한 고정확도 영상정합 방법은, 마커가 환자의 피부 상에서, 상기 환자 체내 병변에 관한 제1 위치를 지시하는 단계; 프로브가 초음파 또는 방사선을 출력하여 상기 병변에 관한 제2 위치를 지시하는 단계; 및 상기 제1, 2 위치가 일치하는 교차 좌표를 계산하여, 상기 병변의 위치를 특정하는 단계를 포함한다.

발명의 효과

[0007] 본 발명의 일실시예에 따르면, 초음파 또는 방사선 프로브를 이용하여 체내의 해부학적 특징점을 가리키는 영상정합을 위한 마커의 일부로 사용해서 수술 지점에서의 큰 오차를 줄일 수 있다.

[0008] 또한, 본 발명의 일실시예에 따르면, 초음파 또는 방사선 프로브를 이용하여 영상정합의 오차를 줄이면 더욱 정밀한 수술 내비게이션이 가능하고 더 나은 수술 결과를 얻을 수 있다.

도면의 간단한 설명

- [0009] 도 1은 종래 피부마커만 이용할 때 수술 지점에서의 큰 오차가 발생함을 보인 예시도이다.
- 도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 체내의 해부학적 특징점을 마커의 일부로 이용해서 정확도를 높인 피부마커와 체내 특징점을 이용한 고정확도 영상정합 장치의 구성을 보인 예시도이다.
- 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 피부마커와 체내 특징점을 이용한 고정확도 영상정합 방법의 동작 흐름도이다.
- 도 4는 본 발명의 다른 일실시예에 따른 피부마커와 체내 특징점을 이용한 고정확도 영상정합 방법의 동작 흐름도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0010] 이하에서, 본 발명에 따른 실시예들을 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다. 그러나, 본 발명이 실시예들에 의해 제한되거나 한정되는 것은 아니다. 각 도면에 제시된 동일한 참조 부호는 동일한 부재를 나타낸다.

[0011] 한편, 본 발명의 실시예에서는 초음파를 토대로 영상정합을 수행하는 장치에 대해 설명하도록 할 것이나, x-ray를 이용한 CT나 fluoroscopy 와 같은 방사선 영상(Radiographic Image)을 초음파 영상 대신 사용하는 것도 가능하며, 인체 내부에서 특정 부위의 형상 또는 위치를 측정할 수 있는 특정 대역의 파장, 자기장 등을 이용한 영상 촬영 및 검사 장치의 적용이 가능함은 물론이다.

[0012] 도 2는 본 발명의 일실시예에 따른 체내의 해부학적 특징점을 마커의 일부로 이용해서 정확도를 높인 피부마커와 체내 특징점을 이용한 고정확도 영상정합 장치의 구성을 보인 예시도이다.

[0013] 도 2를 참조하면, 고정확도 영상정합 장치는 마커(210), 초음파 프로브(또는 방사선 영상 프로브)(220), 카메라(230), 제어부(240)등을 포함할 수 있다.

[0014] 마커(210)는 환자 피부에 위치하여 중심점을 수직 통과하는 연장선을 통해 환자 체내 병변에 관한 제1 위치를 가리킨다.

[0015] 초음파 프로브(220)는 대상의 위치, 형상 및 특성 등을 얻어내기 위한 장치로서, 방향성을 가지는 초음파를 출력하여 환자 체내 병변에 관한 제2 위치를 지시한다. 이때, 초음파 프로브(220) 대신 방사선 영상 프로브를 이용할 경우에는 방향성을 가지는 인체에 무해한 방사선량을 출력하여 환자 체내 병변에 관한 제2 위치를 지시할 수 있다.

[0016] 제어부(240)는 마커(210)에 의해 가리키는 체내의 제1 위치와 초음파 프로브(220)에 의해 지정된 환자 체내의

제2 위치가 일치하는 교차 좌표를 계산하여 병변의 위치인 특징점을 계산한다.

[0017] 카메라(230)는 마커(210)와 초음파 프로브(220)를 촬영한다.

[0018] 제어부(240)는 카메라(230)에 의해 촬영된 영상에 기반하여 카메라(230)와 마커(210)와의 거리 C_{RT} 와, 카메라(230)와 초음파 프로브(220)와의 거리 C_{UT} 를 측정하고, 거리 C_{RT} 와 거리 C_{UT} 를 파라미터로 하는 연산식 $C_{RT}^{-1} * C_{UT}$ 를 통해, 마커(210)와 초음파 프로브(220) 사이의 거리 R_{UT} 를 연산한다.

[0019] 제어부(240)는 마커(210)와 초음파 프로브(220) 사이의 거리를 계산하고 제1 위치가 지나는 연장선과 제2 위치가 지나는 연장선과의 접하는 지점을 교차 좌표로서 계산한다. 제어부(240)는 마커(210)와 초음파 프로브(220)에 의해 지정된 특징점의 좌표를 삼각 측정법에 의해 계산한다.

[0020] 제어부(240)는 마커(210)가 지시하는 연장선과 초음파 프로브(220)가 지시하는 연장선에 의해 결정된 특징점의 좌표를 계산한다.

[0021] 도 2를 참조하여, 실제 P를 계산하는 일례를 설명하면 다음과 같다.

[0022] 제어부(240)는 카메라(230)에 의해 촬영된 영상에 기반하여, 카메라(230)와 마커(210)와의 거리 C_{RT} 와, 카메라(230)와 초음파 프로브(220)와의 거리 C_{UT} 를 측정한다.

[0023] 제어부(240)는 거리 C_{RT} 와 거리 C_{UT} 를 파라미터로 하는 연산식 $C_{RT}^{-1} * C_{UT}$ 를 통해, 마커(210)와 초음파 프로브(220) 사이의 거리 R_{UT} 를 연산한다.

[0024] 제어부(240)는 마커(210)와 초음파 프로브(220)를 잇는 가상선과, 제2 위치가 지나는 연장선과의 사잇각 Q를 측정한다.

[0025] 제어부(240)는 거리 R_{UT} 와 사잇각 Q를 파라미터로 하는 연산식 $R_{UT} * \cos Q$ 를 통해, 초음파 프로브(220)와 제2 위치의 거리 U_{pP} 를 연산한다.

[0026] 제어부(240)는 거리 R_{UT} 와 거리 U_{pP} 를 파라미터로 하는 연산식 $R_{UT} * U_{pP}$ 를 통해, 마커(210)와 제1 위치의 거리 R_{pP} 를 연산한다.

[0027] 제어부(240)는 마커(210)로부터 연산된 거리 R_{pP} 가 이격된 특징점 P를 교차 좌표로서 계산한다. 예를 들어, 제어부(240)는 마커(210)의 위치를 영점으로 가정하였을 때, 특징점 P의 좌표를 마커(210)로부터 거리 R_{pP} 가 떨어진 위치로 나타낼 수 있다. 이때, 특징점 P는 3차원 좌표로 (p, q, r)로 표시될 수 있다.

[0028] 다른 실시예로, 스테레오 카메라는 마커(210)와 초음파 프로브(220)를 촬영한다.

[0029] 제어부(240)는 스테레오 카메라에 의해 촬영된 영상에 기반하여 마커(210)와 초음파 프로브(220)와의 각각 두 거리와 두 장치(210, 220)간에 사잇각을 계산하고 두 거리와 사잇각을 이용하여 마커(210)와 초음파 프로브(220) 사이의 거리를 계산한다.

[0030] 제어부(240)는 마커(210)와 초음파 프로브(220) 사이의 거리 T를 이용하여 마커(210)와 초음파 프로브(220)에 의해 지정된 특징점 P의 좌표를 계산한다.

[0031] 제어부(240)는 거리 T와 제1 위치를 지나는 연장선 R간의 사잇각과 거리 T와 제2 위치를 지나는 연장선 U간의 사잇각을 계산한다.

[0032] 제어부(240)는 거리 T와 계산된 두 사잇각을 이용하여 삼각 측정법에 의해 마커(210)와 초음파 프로브(220)에 의해 지정된 특징점 P의 좌표를 계산한다.

[0033] 도 3은 본 발명의 일실시예에 따른 피부마커와 체내 특징점을 이용한 고정확도 영상정합 방법의 동작 흐름도이다.

- [0034] 도 3을 참조하여, 고정확도 영상정합 장치가 특징점을 계산하는 동작에 대해 설명한다.
- [0035] 고정확도 영상정합 장치는 마커를 통해 환자 피부에 위치하여 체내 병변의 제1 위치를 가리킨다(301).
- [0036] 고정확도 영상정합 장치는 초음파 프로브를 제어해서 초음파를 출력하여 환자 체내 병변에 관한 제2 위치를 지시한다(302).
- [0037] 고정확도 영상정합 장치는 카메라를 이용하여 마커와 초음파 프로브를 촬영한다(303).
- [0038] 고정확도 영상정합 장치는 카메라에 의해 촬영된 영상에 기반하여 카메라와 마커와의 거리 ${}^C_R T$ 와, 카메라와 초음파 프로브와의 거리 ${}^C_U T$ 를 측정하고, 거리 ${}^C_R T$ 와 거리 ${}^C_U T$ 를 파라미터로 하는 연산식 ${}^C_R T^{-1} * {}^C_U T$ 를 통해, 마커와 초음파 프로브 사이의 거리 ${}^R_U T$ 를 연산한다(304).
- [0039] 고정확도 영상정합 장치는 마커와 초음파 프로브 사이의 거리를 계산하고 제1 위치가 지나는 연장선과 제2 위치가 지나는 연장선의 접하는 지점을 교차 좌표로서 계산한다. 고정확도 영상정합 장치는 마커와 초음파 프로브에 의해 지정된 특징점의 좌표를 삼각 측정법에 의해 계산한다.
- [0040] 고정확도 영상정합 장치는 마커가 지시하는 연장선과 초음파 프로브가 지시하는 연장선에 의해 결정된 특징점의 좌표를 계산한다(305).
- [0041] 도 4는 본 발명의 다른 일실시예에 따른 피부마커와 체내 특징점을 이용한 고정확도 영상정합 방법의 동작 흐름도이다.
- [0042] 도 4를 참조하여, 고정확도 영상정합 장치가 특징점을 계산하는 동작에 대해 설명한다.
- [0043] 고정확도 영상정합 장치는 마커를 환자 피부에 위치하여 체내 병변에 관한 제1 위치를 가리킨다(401).
- [0044] 고정확도 영상정합 장치는 초음파 프로브를 제어해서 초음파를 출력하여 환자 체내 병변에 관한 제2 위치를 지시한다(402).
- [0045] 고정확도 영상정합 장치는 스테레오 카메라를 이용하여 마커와 초음파 프로브를 촬영한다(403).
- [0046] 고정확도 영상정합 장치는 스테레오 카메라에 의해 촬영된 영상에 기반하여 마커와 초음파 프로브와의 각각 두 거리와 두 장치간에 사잇각을 계산하고(404) 두 거리와 사잇각을 이용하여 마커와 초음파 프로브 사이의 거리를 계산한다(405).
- [0047] 고정확도 영상정합 장치는 마커와 초음파 프로브 사이의 거리 T를 이용하여 마커와 초음파 프로브에 의해 지정된 특징점 P의 좌표를 계산한다(406).
- [0048] 고정확도 영상정합 장치는 거리 T와 제1 위치를 지나는 연장선 R간의 사잇각과 거리 T와 제2 위치를 지나는 연장선 U간의 사잇각을 계산한다.
- [0049] 고정확도 영상정합 장치는 거리 T와 계산된 두 사잇각을 이용하여 삼각 측정법에 의해 마커와 초음파 프로브에 의해 지정된 특징점 P의 좌표를 계산한다. 즉, 이상 정리하면, 고정확도 영상정합 장치는 마커에 의해 가리키는 체내의 제1 위치와 초음파 프로브에 의해 지정된 환자 체내의 지정된 제2 위치를 이용하여 특징점을 계산한다. 고정확도 영상정합 장치는 마커가 지시하는 연장선과 초음파 프로브가 지시하는 연장선에 의해 결정된 특징점을 계산한다.
- [0050] 수술 내비게이션은 정확하고 안전한 수술을 위해서 필요한 기술로 보급이 확대되고 있다. 수술 내비게이션은 영상의 획득과 정합 과정에서 오차가 발생한다. 이비인후과 또는 신경외과 등의 높은 정확성이 필요한 수술에서는 이러한 오차가 수술의 결과에 많은 영향을 미친다. 본 발명은 영상정합의 오차를 줄여 더욱 정밀한 수술 내비게이션이 가능하고 더 나은 수술 결과를 얻을 수 있다.
- [0051] 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 이상

의 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 컨트롤러를 포함할 수 있다. 또한, 병렬 프로세서 (parallel processor)와 같은, 다른 처리 구성 (processing configuration)도 가능하다.

[0052] 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, 가상 장치 (virtual equipment), 컴퓨터 저장 매체 또는 장치, 또는 전송되는 신호 파 (signal wave)에 영구적으로, 또는 일시적으로 구체화 (embody)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.

[0053] 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.

[0054] 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.

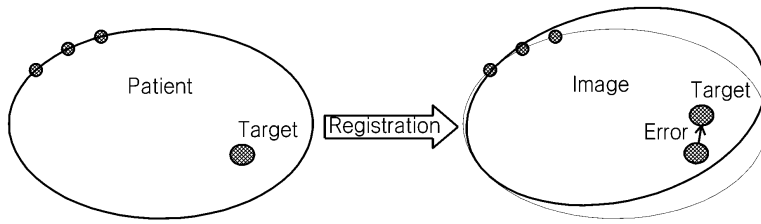
[0055] 그러므로, 다른 구현들, 다른 실시예들 및 특허청구범위와 균등한 것들도 후술하는 특허청구범위의 범위에 속한다.

부호의 설명

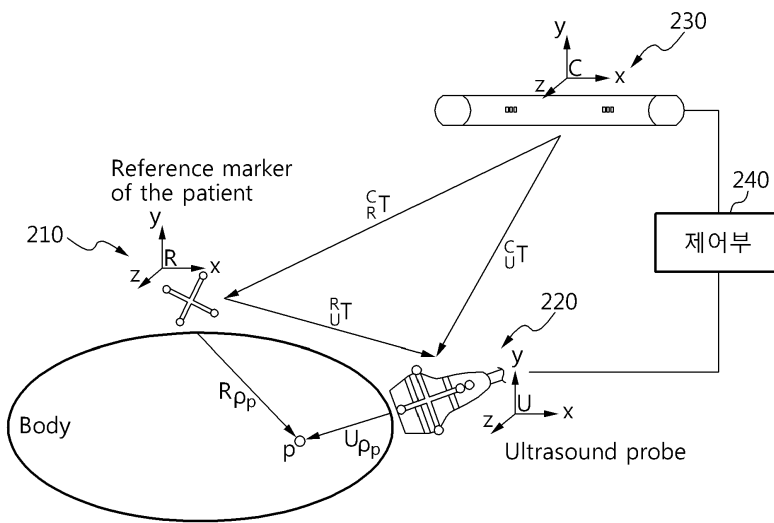
- [0056] 210 : 마커
- 220 : 초음파 프로브
- 230 : 카메라
- 240 : 제어부

도면

도면1

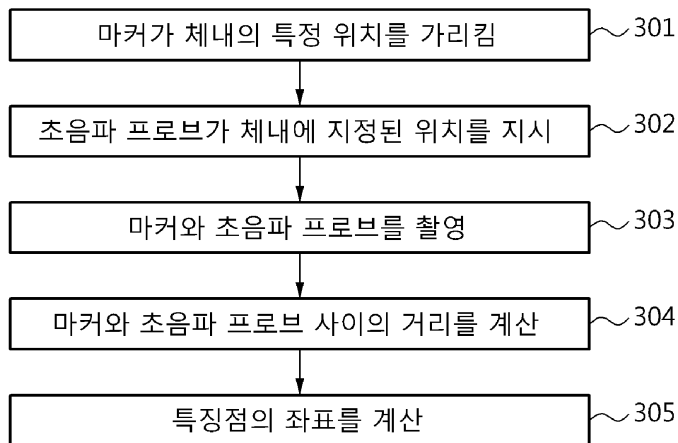


도면2

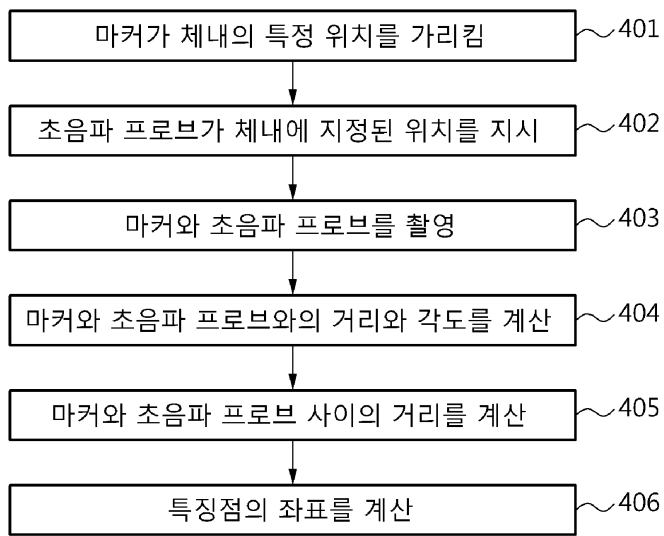


C: Camera (Polaris Spectra)
 R: Reference marker of the patient
 U: Ultrasound probe
 p: target Point

도면3



도면4



专利名称(译)	标题：使用皮肤标记和身体特征点进行高精度图像匹配的装置和方法		
公开(公告)号	KR101492940B1	公开(公告)日	2015-02-12
申请号	KR1020130046639	申请日	2013-04-26
[标]申请(专利权)人(译)	大邱庆北科学技术院 株式会社高永科技		
申请(专利权)人(译)	科技基金会的大邱庆北研究院 高永科技有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	科技基金会的大邱庆北研究院 高永科技有限公司		
[标]发明人	HONG JAE SUNG 홍재성 PARK JAE YEONG 박재영		
发明人	홍재성 박재영		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/24 A61B19/00		
CPC分类号	G06T7/0044 G06T2207/30096 G06T2207/10004 G06T2207/30204 G06T7/74 A61B8/0833 A61B8/0858 A61B8/4245 A61B8/4416 A61B8/5246 A61B90/36 A61B2034/2055 A61B2090/364 A61B2090/378 G01S15/899 G06T2207/10132		
优先权	1020120044917 2012-04-27 KR		
其他公开文献	KR1020130121753A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用的超声波探头或将公开辐射和图像匹配装置和使用皮肤标记和所述身体特征点的解剖体的方法的特征点的准确度，以作为标记用于图像配准的一部分使用。在一个实施例中，并用一皮肤标记和身体特征点高精度的图像配准的装置和方法中，在操作点的大的误差要被利用超声波或辐射探测器用作标记用于图像匹配点到身体的解剖特征点的一部分并且通过使用探头减少图像配准的误差，可以执行更精确的手术导航并获得更好的手术结果。支持本发明的国家研发项目 作业号码 10040097 Bucheomyeong 知识经济部 研究管理专业 工业技术评估研究所 研究项目名称 工业源技术开发业务 研究项目名称 基于医学手术机器人的成像和神经外科微创多自由度手术机器人系统的开发 支出率 1.1 主要组织 高扬科技有限公司 研究期 2011.06.01~2016.05.31

