



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2021년07월14일
(11) 등록번호 10-2277022
(24) 등록일자 2021년07월07일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 6/00 (2006.01) A61B 6/14 (2006.01)
G06T 5/50 (2006.01) G06T 7/11 (2017.01)
G06T 7/30 (2017.01)

(52) CPC특허분류

A61B 6/5235 (2020.08)
A61B 6/14 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2019-0098904

(22) 출원일자 2019년08월13일

심사청구일자 2019년08월13일

(65) 공개번호 10-2021-0019816

(43) 공개일자 2021년02월23일

(56) 선행기술조사문헌

KR101893983 B1

(뒷면에 계속)

(73) 특허권자

주식회사 디오

부산광역시 해운대구 센텀서로 66 (우동)

연세대학교 산학협력단

서울특별시 서대문구 연세로 50 (신촌동, 연세대학교)

(72) 발명자

이철희

경기도 고양시 일산동구 강송로 196, 116동 802호(마두동, 강촌마을1단지아파트)

우성윤

서울특별시 서대문구 독립문공원길 17, 103동 1603호(현저동, 독립문극동아파트)

(뒷면에 계속)

(74) 대리인

특허법인이름리온

전체 청구항 수 : 총 10 항

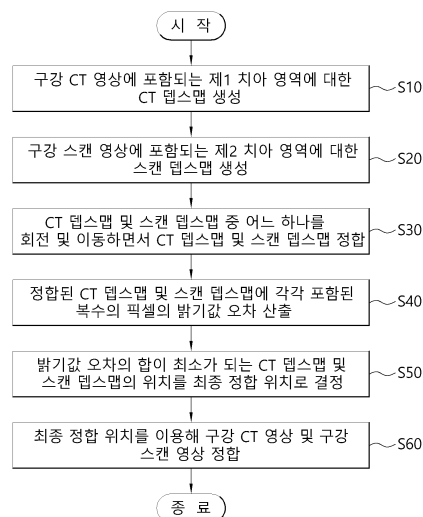
심사관 : 유현석

(54) 발명의 명칭 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법 및 장치

(57) 요약

본 발명은, 구강 CT 영상에 포함되는 제1 치아 영역에 대한 CT 맵스맵을 생성하는 단계와, 구강 스캔 영상에 포함되는 제2 치아 영역에 대한 스캔 맵스맵을 생성하는 단계와, CT 맵스맵 및 스캔 맵스맵 중 적어도 어느 하나를 회전 및 이동하면서 CT 맵스맵 및 스캔 맵스맵을 정합하는 단계와, 정합된 CT 맵스맵 및 스캔 맵스맵에 각각 포함된 복수의 픽셀의 밝기값 오차를 산출하는 단계와, 밝기값 오차의 합이 최소가 되는 CT 맵스맵 및 스캔 맵스맵의 위치를 최종 정합 위치로 결정하는 단계와, 최종 정합 위치를 이용해 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상을 정합하는 단계를 포함하는 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법을 제공한다.

대표도 - 도3



(52) CPC특허분류

G06T 5/50 (2013.01)

G06T 7/11 (2017.01)

G06T 7/30 (2017.01)

G06T 2207/30052 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌

KR1020130112130 A

KR1020100089704 A

JP2016107059 A

KR1020200006507 A

(72) 발명자

이상훈

경기도 수원시 권선구 권광로123번길 29, 202호(권선동)

임준호

서울특별시 강남구 선릉로126길 22, 104동 1802호
(삼성동, 롯데캐슬프리미어아파트)

김진철

경상남도 양산시 하북면 서리마을2길 42

김진백

부산광역시 해운대구 세실로 80, 해운대KCC스웨첸
아파트 103-1302 (좌동)

공지예외적용 : 있음

명세서

청구범위

청구항 1

CT 맵스맵 생성부가 구강 CT 영상에 포함되는 제1 치아 영역에 대한 CT 맵스맵을 생성하는 단계;

스캔 맵스맵 생성부가 구강 스캔 영상에 포함되는 제2 치아 영역에 대한 스캔 맵스맵을 생성하는 단계;

제1 영상 정합부가 상기 CT 맵스맵 및 스캔 맵스맵 중 적어도 어느 하나를 회전 및 이동하면서 상기 CT 맵스맵 및 스캔 맵스맵을 정합하는 단계;

오차 산출부가 정합된 상기 CT 맵스맵 및 스캔 맵스맵에 각각 포함된 복수의 픽셀의 밝기값 오차를 산출하는 단계;

정합 위치 결정부가 상기 밝기값 오차의 합이 최소가 되는 상기 CT 맵스맵 및 스캔 맵스맵의 위치를 최종 정합 위치로 결정하는 단계; 및

제2 영상 정합부가 상기 최종 정합 위치를 이용해 상기 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상을 정합하는 단계를 포함하는 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법.

청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 오차 산출부가 상기 밝기값 오차를 산출하는 단계는

상기 CT 맵스맵에 포함된 복수의 제1 픽셀의 밝기값과, 상기 복수의 제1 픽셀과 대응되며 상기 스캔 맵스맵에 포함되는 복수의 제2 픽셀의 밝기값 간 차이를 산출하는 단계인

구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 CT 맵스맵 생성부가 상기 CT 맵스맵을 생성하는 단계 이전에,

상기 CT 맵스맵 생성부가 상기 구강 CT 영상을 시상면 방향으로 변환하고, 상기 시상면 방향의 상기 구강 CT 영상을 이진화한 이진 영상을 생성하는 단계;

상기 CT 맵스맵 생성부가 상기 이진 영상에서 상하악 분리 경로를 탐색하기 위한 시작점을 결정하는 단계;

상기 CT 맵스맵 생성부가 상기 구강 CT 영상을 관상면 방향으로 변환하고, 상기 관상면 방향의 상기 구강 CT 영상에서 상기 시작점을 기준으로 상기 상하악 분리 경로를 탐색하는 단계; 및

상기 CT 맵스맵 생성부가 상기 상하악 분리 경로를 기초로 상기 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 단계를 더 포함하는 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법.

청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 CT 맵스맵 생성부가 상기 CT 맵스맵을 생성하는 단계는,

상기 CT 맵스맵 생성부가 상기 구강 CT 영상에 포함된 각 픽셀 마다 HU값을 평균하여 평균 HU값을 산출하고, 상기 평균 HU값이 상기 각 픽셀에 맵핑되는 에버리지맵을 생성하는 단계;

상기 CT 맵스맵 생성부가 영역 별로 가중치가 설정되는 가중 마스크를 생성하는 단계;

상기 CT 맵스맵 생성부가 상기 에버리지맵 상에서 상기 가중 마스크를 이동하면서, 상기 평균 HU값 및 상기 가중치의 곱을 합한 가중합이 최대가 되는 치아 후보 영역을 추출하는 단계;

상기 CT 맵스맵 생성부가 상기 가중 마스크에 임계치가 적용되는 이진 마스크를 생성하는 단계; 및

상기 CT 맵스맵 생성부가 상기 치아 후보 영역에 대하여 상기 이진 마스크를 적용하여 상기 제1 치아 영역을 추출하는 단계를 포함하는

구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법.

청구항 5

제 4 항에 있어서,

상기 가중 마스크 및 상기 이진 마스크는 말굽형이며,

상기 CT 맵스맵 생성부가 상기 가중 마스크를 생성하는 단계에서,

상기 가중 마스크는 상기 말굽형의 중심부에 가까울수록 더 큰 가중치가 설정되고,

상기 가중 마스크는 상기 말굽형의 상부 보다 하부에 더 큰 가중치가 설정되는

구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법.

청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 스캔 맵스맵 생성부가 상기 스캔 맵스 맵을 생성하는 단계 이전에,

상기 스캔 맵스맵 생성부가 상기 구강 스캔 영상에서 치아 방향을 산출하는 단계;

상기 스캔 맵스맵 생성부가 상기 구강 스캔 영상에서 상기 치아 방향에 수직한 치아 정렬 평면을 설정하는 단계;

상기 스캔 맵스맵 생성부가 상기 치아 정렬 평면의 수직 벡터가 3차원 공간 상의 Z축에 평행하도록 상기 구강 스캔 영상을 회전하는 단계; 및

상기 스캔 맵스맵 생성부가 회전된 상기 구강 스캔 영상을 X-Y평면에 투사하여 앞니가 정중앙에 보이도록 회전시켜 악궁을 정렬하는 단계

를 더 포함하는 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법.

청구항 7

제 6 항에 있어서,

상기 스캔 맵스맵 생성부가 상기 스캔 맵스 맵을 생성하는 단계 이전에,

상기 스캔 맵스맵 생성부가 상기 치아 정렬 평면을 이용하여 상기 구강 스캔 영상에서 상기 제2 치아 영역을 추출하는 단계

를 더 포함하는 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법.

청구항 8

제 6 항에 있어서,

상기 스캔 맵스맵 생성부가 상기 치아 방향을 산출하는 단계는

상기 스캔 맵스맵 생성부가 상기 구강 스캔 영상에 포함된 모든 버텍스에 대해 주성분 분석을 적용해 최소의 고유값을 갖는 고유 벡터의 방향을 상기 치아 방향으로 산출하는 단계인

구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법.

청구항 9

제 6 항에 있어서,

상기 스캔 맵스맵 생성부가 상기 악궁을 정렬하는 단계는

상기 스캔 맵스맵 생성부가 상기 X-Y평면에 투사된 상기 구강 스캔 영상이 2차원 기준 곡선에 곡선 맞춤(curve fitting)되도록 회전하는 단계인

구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법.

청구항 10

구강 CT 영상에 포함되는 제1 치아 영역에 대한 CT 맵스맵을 생성하는 CT 맵스맵 생성부;

구강 스캔 영상에 포함되는 제2 치아 영역에 대한 스캔 맵스맵을 생성하는 스캔 맵스맵 생성부;

상기 CT 맵스맵 및 스캔 맵스맵 중 어느 하나를 회전 및 이동하면서 상기 CT 맵스맵 및 스캔 맵스맵을 정합하는 제1 영상 정합부

정합된 상기 CT 맵스맵 및 스캔 맵스맵에 각각 포함된 복수의 픽셀의 밝기값 오차를 산출하는 오차 산출부;

상기 밝기값 오차의 합이 최소가 되는 상기 CT 맵스맵 및 스캔 맵스맵의 위치를 최종 정합 위치로 결정하는 정합 위치 결정부; 및

상기 최종 정합 위치를 이용하여 상기 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상을 정합하는 제2 영상 정합부를 포함하는 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 장치.

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법 및 장치에 관한 것으로, 더욱 상세하게는 CT 영상 및 구강 스캔 영상을 자동으로 정확하고 신속하게 정합을 수행할 수 있는 방법 및 장치에 관한 것이다.

배경 기술

[0003] 일반적으로, 임플란트는 본래의 인체 조직이 상실되었을 때, 인체 조직을 대신할 수 있는 대체물을 의미하지만, 치과에서는 인공으로 만든 치아를 이식하는 것을 말한다.

[0004] 임플란트 시술은 드릴을 이용하여 치조골에 천공을 형성하고, 상기 천공에 픽스쳐어를 식립하여 수행되는데, 천공을 형성하는 시술 및 픽스쳐어를 식립하는 시술은 환자의 치아 상태나 임플란트 시술이 필요한 치아의 위치 및 환자의 치조골 상태 등에 따라 환자마다 많은 차이가 발생한다.

[0005] 이치림, 치조골 천공을 위한 드릴링 작업은 초심자뿐만 아니라 경험자에게도 작업 과정에서 깊이 및 방향을 정확하게 가늠하기가 상당히 어렵다는 단점이 있기 때문에, 시술 경험이 풍부하지 않은 초보자의 경우 별도의 측

정단계 없이 시술 도중 드릴링될 깊이를 가늠하여 시술한다는 것은 매우 어렵다.

- [0006] 또한, 천공 형성 시 시술자가 드릴에 힘을 가하여 드릴링 작업을 수행하면서 현재 어느 정도까지 깊이로 드릴링 작업이 이루어졌는지 판단하기가 용이하지 않을 뿐만 아니라, 일정 깊이 이상으로 드릴이 삽입되면 치조골의 신경을 손상시킬 수 도 있다.
- [0007] 그 반대로, 일정한 깊이에 도달하기 전에 드릴링 작업을 종료한 경우에는 드릴된 천공의 깊이가 얕아서 픽스چ어 고정에 과도한 힘이 소요될 뿐만 아니라 천공 주위의 나사산이 손상되거나 픽스چ어가 완벽하게 고정되지 못해 추후 재시술을 하게 되는 문제가 발생하기도 했다.
- [0008] 이에 따라, 천공 작업을 수행할 정확한 위치 및 방향을 파악할 수 있도록 가이드 스텐트(guide stent)라고 하는 보조 기구를 사용한다.
- [0009] 가이드 스텐트를 제작하기 위해서는 3차원 영상 데이터가 필요한데, 상기 영상 데이터는 CT 촬영을 통해 획득된 3차원 구강 영상과 구강 스캐너 또는 구강 석고 모델을 통해 획득된 3차원 구강 영상의 정합을 통해 얻을 수 있다.
- [0010] 여기서, CT 촬영을 통해 획득된 3차원 구강 영상은 구강 내부의 치관(잇몸 외측으로 드러난 치아의 일부분) 및 치근(잇몸 내부에서 치조골과 결합된 부분), 그리고 치조골의 형상 및 치관, 치근, 치조골의 골밀도에 대한 정보를 포함하며, 구강 스캐너 또는 구강 석고 모델을 통해 획득된 3차원 구강 영상은 구강 조직의 외형 정보를 포함한다.
- [0011] 이와 같이 영상 정합을 수행함에 있어서, 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상을 자동으로 정확하고 신속하게 정합할 수 있는 방법이 요구된다.

발명의 내용

해결하려는 과제

- [0013] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위하여, 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상을 자동으로 정확하고 신속하게 정합할 수 있는 방법 및 장치를 제공하는 것을 목적으로 한다.
- [0014] 본 발명에서 이루고자 하는 기술적 과제들은 이상에서 언급한 기술적 과제로 제한되지 않으며, 언급하지 않은 또 다른 기술적 과제들은 아래의 기재로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

과제의 해결 수단

- [0016] 전술한 과제를 해결하기 위해, 본 발명은, 구강 CT 영상에 포함되는 제1 치아 영역에 대한 CT 템스맵을 생성하는 단계와, 구강 스캔 영상에 포함되는 제2 치아 영역에 대한 스캔 템스맵을 생성하는 단계와, CT 템스맵 및 스캔 템스맵 중 적어도 어느 하나를 회전 및 이동하면서 CT 템스맵 및 스캔 템스맵을 정합하는 단계와, 정합된 CT 템스맵 및 스캔 템스맵에 각각 포함된 복수의 픽셀의 밝기값 오차를 산출하는 단계와, 밝기값 오차의 합이 최소가 되는 CT 템스맵 및 스캔 템스맵의 위치를 최종 정합 위치로 결정하는 단계와, 최종 정합 위치를 이용해 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상을 정합하는 단계를 포함하는 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법을 제공한다.
- [0017] 여기서, 밝기값 오차를 산출하는 단계는, CT 템스맵에 포함된 복수의 제1 픽셀의 밝기값과, 복수의 제1 픽셀과 대응되며 스캔 템스맵에 포함되는 복수의 제2 픽셀의 밝기값 간 차이를 산출하는 단계일 수 있다.
- [0018] 또한, CT 템스맵을 생성하는 단계 이전에, 구강 CT 영상을 시상면 방향으로 변환하고, 시상면 방향의 구강 CT 영상을 이진화한 이진 영상을 생성하는 단계와, 이진 영상에서 상하악 분리 경로를 탐색하기 위한 시작점을 결정하는 단계와, 구강 CT 영상을 관상면 방향으로 변환하고, 관상면 방향의 구강 CT 영상에서 시작점을 기준으로 상하악 분리 경로를 탐색하는 단계와, 상하악 분리 경로를 기초로 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0019] 또한, CT 템스맵을 생성하는 단계는, 구강 CT 영상에 포함된 각 픽셀 마다 HU값을 평균하여 평균 HU값을 산출하고, 평균 HU값이 각 픽셀에 맵핑되는 에버리지맵을 생성하는 단계와, 영역 별로 가중치가 설정되는 가중 마스크를 생성하는 단계와, 에버리지맵 상에서 가중 마스크를 이동하면서, 평균 HU값 및 가중치의 곱을 합한 가중합이

최대가 되는 치아 후보 영역을 추출하는 단계와, 가중 마스크에 임계치가 적용되는 이진 마스크를 생성하는 단계와, 치아 후보 영역에 대하여 이진 마스크를 적용하여 제1 치아 영역을 추출하는 단계를 포함할 수 있다.

[0020] 여기서, 가중 마스크 및 상기 이진 마스크는 말굽형이며, 가중 마스크를 생성하는 단계에서, 가중 마스크는 말굽형의 중심부에 가까울수록 더 큰 가중치가 설정되고, 가중 마스크는 말굽형의 상부 보다 하부에 더 큰 가중치가 설정될 수 있다.

[0021] 또한, 스캔 템스 맵을 생성하는 단계 이전에, 구강 스캔 영상에서 치아 방향을 산출하는 단계와, 구강 스캔 영상에서 치아 방향에 수직한 치아 정렬 평면을 설정하는 단계와, 치아 정렬 평면의 수직 벡터가 3차원 공간 상의 Z축에 평행하도록 구강 스캔 영상을 회전하는 단계와, 회전된 구강 스캔 영상을 X-Y평면에 투사하여 앞니가 정중앙에 보이도록 회전시켜 악궁을 정렬하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0022] 또한, 본 발명의 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법은, 치아 정렬 평면을 이용하여 구강 스캔 영상에서 상기 제2 치아 영역을 추출하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0023] 또한, 치아 방향을 산출하는 단계는, 구강 스캔 영상에 포함된 모든 버텍스에 대해 주성분 분석을 적용해 최소의 고유값을 갖는 고유 벡터의 방향을 치아 방향으로 산출하는 단계일 수 있다.

[0024] 또한, 악궁을 정렬하는 단계는 X-Y평면에 투사된 구강 스캔 영상이 2차원 기준 곡선에 곡선 맞춤(curve fitting)되도록 회전하는 단계일 수 있다.

[0025] 또한, 본 발명은 구강 CT 영상에 포함되는 제1 치아 영역에 대한 CT 템스맵을 생성하는 CT 템스맵 생성부와, 구강 스캔 영상에 포함되는 제2 치아 영역에 대한 스캔 템스맵을 생성하는 스캔 템스맵 생성부와, CT 템스맵 및 스캔 템스맵중 어느 하나를 회전 및 이동하면서 CT 템스맵 및 스캔 템스맵을 정합하는 제1 영상 정합부와, 정합된 CT 템스맵 및 스캔 템스맵에 각각 포함된 복수의 픽셀의 밝기값 오차를 산출하는 오차 산출부와, 밝기값 오차의 합이 최소가 되는 CT 템스맵 및 스캔 템스맵의 위치를 최종 정합 위치로 결정하는 정합 위치 결정부와, 최종 정합 위치를 이용하여 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상을 정합하는 제2 영상 정합부를 포함하는 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 장치를 제공한다.

발명의 효과

[0027] 본 발명에 따르면, 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상을 자동으로 정확하고 신속하게 정합할 수 있기 때문에 작업 효율성을 극대화할 수 있는 효과가 있다.

[0028] 본 발명에서 얻을 수 있는 효과는 이상에서 언급한 효과들로 제한되지 않으며, 언급하지 않은 또 다른 효과들은 아래의 기재로부터 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 명확하게 이해될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0030] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 장치의 개략적인 블록도이다.

도 2는 도 1의 제어부의 구체적인 블록도이다.

도 3은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법의 순서도이다.

도 4는 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법에 있어서, 두상의 방향을 설명하기 위한 도면이다.

도 5는 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법에 있어서 이진 영상을 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 6은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법에 있어서 시작점을 결정하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 7은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법에 있어서 평균 영상을 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 8은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법에 있어서 시작 라인을 설명하기 위한 도면이다.

도 9는 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법에 있어서 상하악 분리 경로를 탐색하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 10은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법에 있어서 시작 라인을 기준으로 상하 일정 범위 내에서 상하악 분리 경로를 탐색하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 11은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법으로 탐색한 상하악 분리 경로를 도시한 도면이다.

도 12는 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법으로 분리된 상악 및 하악을 도시한 도면이다.

도 13은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 치아 영역 추출 방법에 있어서 에버리지맵을 생성하는 방법을 설명하기 위한 예시도이다.

도 14는 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 치아 후보 영역을 추출하기 위한 가중 마스크의 예시도이다.

도 15는 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 치아 영역을 추출하기 위한 이진 마스크의 예시도이다.

도 16은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 치아 영역 추출 방법에 있어서 치아 후보 영역을 추출하는 예시도이다.

도 17은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 치아 영역 추출 방법에 있어서 치아 영역을 추출하는 예시도이다.

도 18은 본 발명의 실시예에 따른 CT 템스맵을 도시한 도면이다.

도 19는 본 발명의 실시예에 따른 구강 스캔 영상을 도시한 도면이다.

도 20은 본 발명의 실시예에 따른 구강 스캔 영상의 자동 정렬 방법에 있어서, STL 포맷을 설명하기 위한 도면이다.

도 21은 본 발명의 실시예에 따른 구강 스캔 영상의 자동 정렬 방법에 있어서, 치아 방향을 산출하는 단계를 설명하기 위한 도면이다.

도 22는 본 발명의 실시예에 따른 구강 스캔 영상의 자동 정렬 방법에 있어서, 치아 정렬 평면을 조정하는 단계를 설명하기 위한 도면이다.

도 23은 본 발명의 실시예에 따른 구강 스캔 영상의 자동 정렬 방법에 있어서, 구강 스캔 영상을 회전하는 단계를 설명하기 위한 도면이다.

도 24는 본 발명의 실시예에 따른 구강 스캔 영상의 자동 정렬 방법에 있어서, 악궁을 정렬하는 단계를 설명하기 위한 도면이다.

도 25는 본 발명의 실시예에 따른 구강 스캔 영상에서 치아 영역을 분리하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 26은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법을 설명하기 위한 도면이다.

도 27은 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법으로 정합된 정합 영상을 도시한 도면이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0031] 이하, 본 발명에 따른 바람직한 실시 형태를 첨부된 도면을 참조하여 상세하게 설명한다. 첨부된 도면과 함께 이하에 개시될 상세한 설명은 본 발명의 예시적인 실시형태를 설명하고자 하는 것이며, 본 발명이 실시될 수 있는 유일한 실시형태를 나타내고자 하는 것이 아니다. 도면에서 본 발명을 명확하게 설명하기 위해서 설명과 관계없는 부분은 생략할 수 있고, 명세서 전체를 통하여 동일 또는 유사한 구성 요소에 대해서는 동일한 참조 부호를 사용할 수 있다.

[0032] 본 발명의 일 실시 예에서, “또는”, “적어도 하나” 등의 표현은 함께 나열된 단어들 중 하나를 나타내거나, 또는 둘 이상의 조합을 나타낼 수 있다. 예를 들어, “A 또는 B”, “A 및 B 중 적어도 하나”는 A 또는 B 중 하나만을 포함할 수 있고, A와 B를 모두 포함할 수도 있다.

- [0034] 도 1은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 장치의 개략적인 블록도이고, 도 2는 도 1의 제어부의 구체적인 블록도이다.
- [0035] 도 1을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 장치(100)는 통신부(110), 입력부(120), 표시부(130), 메모리(140) 및 제어부(150)를 포함하여 구성될 수 있다.
- [0036] 통신부(110)는 영상 획득 장치(미도시) 및 서버(미도시) 등의 외부 장치와의 통신을 수행한다. 이를 위해, 통신부(110)는 5G(5th generation communication), LTE-A(long term evolution-advanced), LTE(long term evolution), 블루투스, BLE(bluetooth low energy), NFC(near field communication) 등의 무선 통신을 수행할 수 있고, 케이블 통신 등의 유선 통신을 수행할 수 있다.
- [0037] 입력부(120)는 전자 장치(100)의 사용자의 입력에 대응하여, 입력 데이터를 발생시킨다. 입력부(120)는 적어도 하나의 입력 수단을 포함한다. 입력부(120)는 키보드(key board), 키패드(key pad), 돔 스위치(dome switch), 터치 패널(touch panel), 터치 키(touch key), 마우스(mouse), 메뉴 버튼(menu button) 등을 포함할 수 있다.
- [0038] 표시부(130)는 전자 장치(100)의 동작에 따른 표시 데이터를 표시한다. 표시부(130)는 액정 디스플레이(LCD; liquid crystal display), 발광 다이오드(LED; light emitting diode) 디스플레이, 유기 발광 다이오드(OLED; organic LED) 디스플레이, 마이크로 전자기계 시스템(MEMS; micro electro mechanical systems) 디스플레이 및 전자 종이(electronic paper) 디스플레이를 포함한다. 표시부(130)는 입력부(120)와 결합되어 터치 스크린(touch screen)으로 구현될 수 있다.
- [0039] 메모리(140)는 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 장치(100)의 동작 프로그램들을 저장한다. 또한, 메모리(140)는 영상 획득 장치 등으로부터 수신된 복수의 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상을 저장할 수 있다.
- [0040] 제어부(150)는 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상을 자동으로 정합하는 동작을 수행할 수 있다.
- [0041] 도 2를 참조하면, 제어부(150)는, CT 맵스맵 생성부(151), 스캔 맵스맵 생성부(152), 제1 영상 정합부(153), 오차 산출부(154), 정합 위치 결정부(155) 및 제2 영상 정합부(156)를 포함하여 구성될 수 있다.
- [0042] 여기서, CT 맵스맵 생성부(151)는 구강 CT 영상에 포함되는 제1 치아 영역에 대한 CT 맵스맵을 생성하고, 스캔 맵스맵 생성부(152)는 구강 스캔 영상에 포함되는 제2 치아 영역에 대한 스캔 맵스맵을 생성한다.
- [0043] 제1 영상 정합부(153)는 CT 맵스맵 및 스캔 맵스맵 중 적어도 어느 하나를 회전 및 이동하면서 CT 맵스맵 및 스캔 맵스맵을 정합한다.
- [0044] 오차 산출부(154)는 정합된 CT 맵스맵 및 스캔 맵스맵에 각각 포함된 복수의 픽셀의 밝기값 오차를 산출하고, 정합 위치 결정부(155)는 밝기값 오차의 합이 최소가 되는 CT 맵스맵 및 스캔 맵스맵의 위치를 최종 정합 위치로 결정한다.
- [0045] 제2 영상 정합부(156)는 결정된 최종 정합 위치를 이용하여 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상을 정합한다.
- [0046] 도 3은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법의 순서도이다.
- [0047] 이하, 도 3을 참조하여, 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법을 설명하겠다.
- [0048] 먼저, CT 맵스맵 생성부(151)가 구강 CT 영상에 포함되는 제1 치아 영역에 대한 CT 맵스맵을 생성한다(S10).
- [0049] 한편, 구강 스캔 영상과 달리 구강 CT 영상의 경우 상악과 하악이 분리 되어 있지 않기 때문에, CT 맵스맵을 생성하는 단계(S10) 이전에, 구강 CT 영상에서 상악과 하악을 분리하는 단계를 수행할 수 있다. 이에 따라, 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법은, 상악과 하악에 대해 구강 CT 영상 및 상악 구강 스캔 영상의 정합을 각각 수행할 수 있다.
- [0050] 이하, 구강 CT 영상에서 상악과 하악을 분리하는 단계를 설명하겠다.
- [0051] 도 4는 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법에 있어서, 두상의 방향을 설명하기 위한 도면이고, 도 5는 본 발명의 실시예에 따른 3차원 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법에 있어서 이진 영상을 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0052] 도 4를 참조하면, 사람의 두상은 방향에 따라 관상면 방향(Coronal), 시상면 방향(Sagittal) 및 수평면 방향

(Axial)으로 구분될 수 있다.

- [0053] 도 5를 참조하면, 구강 CT 영상(10)을 시상면 방향으로 변환하고, 시상면 방향의 구강 CT 영상(10)을 이진화한 이진 영상(20)을 생성한다. 구체적으로, 시상면 방향(Sagittal)의 3차원 구강 CT 영상(10)에서 복수의 2차원 구강 CT 영상(10a)을 분리하고, 복수의 2차원 구강 CT 영상(10a)을 이진화하고 누적하여 이진 영상(20)을 생성한다.
- [0054] 여기서, 복수의 2차원 구강 CT 영상(10a)에 포함된 복수의 픽셀(Pixel)의 HU(Hounsfield Unit)값에 따라 2차원 구강 CT 영상(10a)을 이진화되, HU값이 기준값 이상인 픽셀은 이진값을 1로 설정하고, HU값이 기준값 미만인 픽셀은 이진값을 0으로 설정할 수 있다.
- [0055] 도 6은 본 발명의 실시예에 따른 3차원 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법에 있어서 시작점을 결정하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0056] 후술하는 바와 같이, 시작점(SP)의 위치에 따라 상하악 분리 경로의 탐색 결과가 다르게 나타날 뿐만 아니라, 부정확하게 시작점(SP)을 결정하게 되면 탐색 오류가 발생되기 때문에 시작점(SP)을 정확히 결정하는 것은 중요하다.
- [0057] 도 6을 참조하면, 이진 영상(20)의 일측에 세로 방향의 기준 라인(RL)을 설정하고, 기준 라인(RL) 상의 각 기준점에서 이진값이 1인 픽셀까지 거리를 산출하고, 산출된 거리가 가장 먼 기준점을 시작점(SP)으로 결정한다. 여기서, 이진 영상(20)의 일측은 치아와 마주보는 방향을 의미한다.
- [0058] 이를 통해, 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상(10)에서 상하악을 분리하는 방법은, 상하악 분리 경로를 탐색하는데 중요한 역할을 하는 시작점(SP)을 비교적 정확히 결정할 수 있다.
- [0059] 도 7은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법에 있어서 평균 영상을 생성하는 방법을 설명하기 위한 도면이고, 도 8은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법에 있어서 시작 라인을 설명하기 위한 도면이다.
- [0060] 도 7을 참조하면, 시상면 방향의 구강 CT 영상을 관상면 방향으로 변환하고, 관상면 방향의 구강 CT 영상에서 시작점(SP)을 기준으로 상하악 분리 경로를 탐색한다.
- [0061] 구체적으로, 먼저, 시상면 방향에서 관상면 방향으로 변환된 3차원 구강 CT 영상(10)에서 복수의 2차원 구강 CT 영상(10a)을 분리하고, 구간별로 복수의 2차원 구강 CT 영상(10a)에 포함된 복수의 픽셀의 HU값을 평균한 복수의 구간별 평균 영상(30)을 생성한다. 여기서, 평균 영상(30)에 포함된 각 픽셀에는 평균 HU값이 맵핑될 수 있다.
- [0062] 이와 같이, 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법은, 구간별 평균 영상을 이용하여 상하악을 분리함으로써, 특정 2차원 구강 CT 영상에서 치아의 일부분만 나타나거나 잡음이 발생하더라도 상하악을 비교적 정확히 분리할 수 있다.
- [0063] 여기서, 도 8을 참조하면, 구강 CT 영상(10)이 관상면 방향으로 변환되면 시작점(SP)은 시작 라인(SL)으로 변환된다. 즉, 시상면 방향의 이진 영상(20)에서 결정된 시작점을 관상면 방향의 구간별 평균 영상(30)에 적용하면 복수의 구간별 평균 영상(30)에 시작 라인(SL)이 형성된다.
- [0064] 도 9는 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법에 있어서 상하악 분리 경로를 탐색하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0065] 도 9를 참조하면, 구간별 평균 영상(30)에서 상하악 분리 경로를 탐색한다. 여기서, 상하악 분리 경로는 복수의 구간별 평균 영상(30)에서 시작 라인(SL)의 일 끝점(Start)에서 타 끝점(End)까지 평균 HU값이 최소값인 픽셀들을 탐색하여 이들 픽셀들을 연결한 경로일 수 있다.
- [0066] 구체적으로, 구강 CT 영상 촬영 시 밝기는 HU(Hounsfield Unit)값에 따라 결정되며 밀도가 높을수록 HU값이 높아지게 된다. 치아는 대략 1500HU를 가지며 일반 구강 내의 피부 조직에 비해 상대적으로 높은 반면 상하악 치아 사이 공간은 빈공간으로 HU값이 상대적으로 매우 낮기 때문에 이를 이용하여 상하악 분리 경로를 산출한다.
- [0067] 예를 들어, 복수의 구간별 평균 영상(30)에서 시작 라인(SL)의 일 끝점(Start)에서 타 끝점(End)까지 평균 HU값이 최소값인 픽셀들을 탐색하고 이들 픽셀들에 대해서 비용(cost)과 경로를 고려한 최소 비용 경로를 산출하고 산출된 최소 비용 경로를 상하악 분리 경로로 결정할 수 있다.

- [0068] 도 10은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법에 있어서 시작 라인을 기준으로 상하 일정 범위 내에서 상하악 분리 경로를 탐색하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0069] 도 10을 참조하면, 시작 라인(SL)을 기준으로 상하 일정 범위(B) 내에서 상하악 분리 경로를 탐색할 수 있다. 이 경우 탐색 진행 각도를 일정 각도(예컨대, ± 20 도(degree))로 제한하여 상하악 분리 경로를 탐색할 수 있다.
- [0070] 이와 같이, 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법은, 경로 탐색 범위(B) 및 탐색 진행 각도에 제한을 둬으로써, 경로 탐색 과정에서, 상하악 치아 사이의 빈 공간 이외에 비교적 낮은 HU값을 가지는 피부 조직으로 인해 경로가 상하악 치아 사이를 통과하지 않아 발생하는 탐색 오류를 방지할 수 있다.
- [0071] 도 11은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법으로 탐색한 상하악 분리 경로를 도시한 도면이고, 도 12는 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 상하악을 분리하는 방법으로 분리된 상악 및 하악을 도시한 도면이다.
- [0072] 도 11을 참조하면, 복수의 구간별 평균 영상(30)에서 상하악 분리 경로(Path)를 탐색할 수 있다. 그리고, 도 12를 참조하면, 상하악 분리 경로(Path)를 기초로 구강 CT 영상(10)에서 상하악을 분리할 수 있다.
- [0073] 구체적으로, 복수의 구간별 평균 영상(30)에서 탐색된 상하악 분리 경로(Path)를 기초로 상하악 분리 곡면을 생성할 수 있다. 즉, 복수의 상하악 분리 경로(Path)의 2차원 좌표들을 모아 3차원 좌표로 재구성하게 되면 3차원 형상의 상하악 분리 곡면이 형성되고, 이 상하악 분리 곡면을 이용해 3차원 구강 CT 영상(10)에서 3차원 상악 영상 및 하악 영상을 분리할 수 있다.
- [0074] 이와 같이, 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법은, 3차원 구강 CT 영상에서 상악과 하악이 자동으로 분리되기 때문에 작업자가 개입할 필요가 없어 작업 편의성을 증가시킬 수 있다.
- [0075] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법은, 3차원 구강 CT 영상에서 상악과 하악이 자동으로 신속하게 분리되기 때문에 작업 효율성이 극대화될 수 있다.
- [0076] 또한, 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법은, 영상 정합 시에 정합의 정확성을 높이고, 정합 처리 시간을 단축시킬 수 있다.
- [0077] CT 맵스맵을 생성하는 단계(S10)는, 구강 CT 영상에서 제1 치아 영역을 추출하는 단계를 포함할 수 있다. 이하, 구강 CT 영상에서 제1 치아 영역을 단계를 설명하겠다.
- [0078] 도 13은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 치아 영역 추출 방법에 있어서 에버리지맵을 생성하는 방법을 설명하기 위한 예시도이다.
- [0079] 일반적으로 3차원 구강 CT 영상(10)을 구성하는 복수의 2차원 구강 CT 영상(10a) 중에는 치아의 굴곡으로 인하여 특정 2차원 구강 CT 영상(10a)에서 치아의 일부분만 나타나는 현상이 발생할 수 있고 잡음에 의해 영향을 받는 경우가 있다.
- [0080] 이를 해결하기 위해, 도 13에 도시한 바와 같이, 축(Axial) 방향에 대한 복수의 2차원 구강 CT 영상(10a)에 포함된 각 픽셀 마다 HU(Hounsfield Unit)값을 평균하여 평균 HU값을 산출하고, 평균 HU값이 각 픽셀에 맵핑되는 에버리지맵(40)을 생성한다. 이와 같이 에버리지맵(40)을 생성함으로써, 모든 치아의 형태를 이용하고 잡음에 의한 영향을 최소화할 수 있다.
- [0081] 한편, 특정 2차원 구강 CT 영상(10a)에 포함된 특정 픽셀의 높은 HU값으로 인해 HU값들을 단순 평균하게 되면 평균 HU값이 너무 높게 산출될 수 있기 때문에, 각 픽셀의 HU값들을 정규화한 후 평균하는 것이 바람직하다.
- [0082] 도 14는 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 치아 후보 영역을 추출하기 위한 가중 마스크의 예시도이고, 도 15는 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 치아 영역을 추출하기 위한 이진 마스크의 예시도이다.
- [0083] 도 14를 참조하면, 가중 마스크(weighted mask)(200)는 영역 별로 가중치가 설정되고, 도 15를 참조하면, 이진 마스크(binary mask) (300)는 가중 마스크(200)에 임계치가 적용된다.
- [0084] 도 14 및 도 15에 도시된 바와 같이, 가중 마스크(200)와 이진 마스크(300)는 치아 영역의 축(Axial) 방향 형상에 대응되도록 말굽형으로 형성될 수 있다.
- [0085] 여기서, 가중 마스크(200)의 말굽형 이외의 부분의 가중치는 0으로 설정되고, 말굽형 부분의 가중치는 0보다 큰

값으로서 영역별로 다르게 설정될 수 있다. 그리고, 이중 마스크(300)의 말굽형 부분의 이진값은 1로 설정되고, 말굽형 이외의 부분의 이진값은 0으로 설정될 수 있다.

- [0086] 도 14를 참조하면, 가중 마스크(200)의 경우 말굽형의 중심부에 가까울수록 큰 가중치를 갖도록 설계될 수 있다. 이는 치아 후보 영역 내의 치아가 가중 마스크(200)의 중심에 위치하도록 하기 위함이다. 또한, 가중 마스크(200)는 중앙을 기준으로 상부 보다 하부에 더 많은 가중치를 갖도록 설계될 수 있으며, 이는 일반적으로 상부의 경우 치아가 추출되고, 하부의 경우 턱뼈가 추출되기 때문에 치아가 적은 환자의 경우에도 턱뼈의 정보를 활용할 수 있도록 하기 위함이다.
- [0087] 도 15를 참조하면, 이진 마스크(300)는 가중 마스크(200)에 특정 임계치를 적용하여 이진화함으로써 설계될 수 있다.
- [0088] 도 16은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 치아 영역 추출 방법에 있어서 치아 후보 영역을 추출하는 예시도이다.
- [0089] 도 16을 참조하면, 에버리지맵(40) 상에서 가중 마스크(200)를 이동하면서, 평균 HU값 및 가중치의 곱을 합한 가중합이 최대가 되는 치아 후보 영역을 추출한다. 여기서, 구강 CT 영상의 정보를 이용하여 가중 마스크(200) 및 이진 마스크(300)의 크기를 조절할 수 있다. 구체적으로, 원본 마스크는 1픽셀 당 0.4mm의 크기를 갖는 200x200 영상에 해당하며, 각 구강 CT 영상 별 실제 크기를 고려하여 가중 마스크(200) 및 이진 마스크(300)의 크기를 조절할 수 있다. 예를 들어, 1픽셀 당 0.2mm의 크기를 갖는 구강 CT 영상의 경우 가중 마스크(200) 및 이진 마스크(300)를 가로 및 세로로 각각 2배씩 늘려서 사용할 수 있다.
- [0090] 즉, 가중 마스크(200)의 크기를 변환한 후 이를 에버리지맵(40) 상에서 이동시키면서 각 픽셀에 대해 평균 HU값 및 가중치의 곱을 합한 가중합이 최대가 되는 치아 후보 영역을 탐색한다.
- [0091] 에버리지맵(40) 상에 가중 마스크(200)를 이동시키는 과정에서는, 도 16과 같이 좌상단 모서리부터 시작하여 1픽셀 씩 가중 마스크(200)를 이동하고, 매 이동 시마다 가중합을 계산한다. 이 과정은 가중 마스크(200)가 우하단 모서리에 도착할 때까지 계속된다. 그리고, 계산된 모든 가중합 중 가장 큰 값을 갖는 가중 마스크(200)의 위치를 치아 후보 영역으로 결정한다.
- [0092] 구체적으로, 특정 픽셀의 평균 HU값 또는 특정 픽셀에 위치한 가중 마스크(200)의 가중치 중 적어도 어느 하나가 0이면 평균 HU값 및 가중치의 곱은 0이 되기 때문에, 평균 HU값 및 가중치의 곱이 0이 아닌 픽셀이 가장 많이 포함된 가중 마스크(200)의 위치에서 가중합이 최대가 되어 이 위치를 치아 후보 영역으로 결정할 수 있다.
- [0093] 한편, 전술한 가중 마스크(200)를 이용하여 치아 후보 영역을 추출하는 단계와, 이진 마스크(300)를 생성하는 단계는 그 순서에 상관없이 각각 개별적으로 진행해도 무방하다.
- [0094] 도 17은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 치아 영역 추출 방법에 있어서 치아 영역을 추출하는 예시도이다.
- [0095] 도 17에 도시한 바와 같이, 치아 후보 영역에 대하여 이진 마스크(300)를 적용하여 치아 영역(11)을 추출한다. 여기서, 이진 마스크(300)는 가중 마스크(200)에 임계치를 적용하여 생성되며, 임계치는 사용자에게 의해 미리 해진 값일 수 있다.
- [0096] 그리고, 이진 마스크(300)의 이진값은 아래의 수학적 식 1에 의해 산출될 수 있다.
- [0098] [수학적 식 1]
- $$Mb(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{if } Mw(x, y) > \tau \\ 0 & \text{else} \end{cases}$$
- [0099]
- [0101] 여기서, Mw는 가중 마스크의 가중치, Mb는 이진 마스크의 이진값, (x, y)는 픽셀의 X-Y평면 상의 위치 좌표, τ 는 임계치이다.
- [0102] 상기 수학적 식 1을 참조하면, 가중치(Mw)가 임계치(τ) 이상인 픽셀은 이진값(Mb) 1로 설정되고, 가중치(Mw)가 임계치(τ) 미만인 픽셀은 이진값(Mb) 0으로 설정될 수 있다.
- [0103] 예를 들어, 치아 후보 영역에 포함된 픽셀들은 이진값(Mb) 1로 설정되고, 그 나머지 영역에 포함된 픽셀들은 이진값(Mb) 0으로 설정될 수 있다.

- [0104] 경우에 따라, 치아 후보 영역 및 그 주변 영역에 포함된 픽셀들은 이진값(Mb) 1로 설정되고, 그 나머지 영역에 포함된 픽셀들은 이진값(Mb) 0으로 설정될 수 있다.
- [0105] 이에 따라, 이진값(Mb)이 1인 픽셀들을 포함하는 영역을 치아 영역(11)으로 추출할 수 있다.
- [0106] 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상에서 치아 영역 추출 방법에 의하면, 3차원 구강 CT 영상과 3차원 구강 스캔 영상을 정합함에 있어서, 3차원 구강 CT 영상에 포함된 목뼈와 같이 정합에 불필요한 부분이 자동으로 제거되고, 3차원 구강 CT 영상 상에서 치아 영역이 관심 영역으로 자동으로 추출되기 때문에, 영상 정합 시에 정합의 정확성을 높이고, 처리 시간을 단축시킬 수 있다.
- [0107] 도 18은 본 발명의 실시예에 따른 CT 템스맵을 도시한 도면이다.
- [0108] 도 18을 참조하면, CT 템스맵 생성부(151)는 전술한 구강 CT 영상(10)에서 추출한 치아 영역(11)에 대한 CT 템스맵(50)을 생성한다.
- [0109] 여기서, 템스맵이란 물체 상의 특정 관찰 시점(View Point)으로부터 물체 표면까지의 거리 정보가 담긴 영상을 의미하며, 거리가 가까울수록 밝기가 밝고 거리가 멀수록 어둡게 표시된다.
- [0111] 다음, 스캔 템스맵 생성부(152)가 구강 스캔 영상(60)에 포함되는 제2 치아 영역에 대한 스캔 템스맵을 생성한다(S20).
- [0112] 한편, 구강 CT 영상(10)과 구강 스캔 영상(60)의 정합을 수행함에 있어서, 구강 CT 영상(10)은 정렬된 상태에서 촬영되기 때문에 별도의 정렬 작업이 불필요하지만, 구강 스캐너 또는 구강 석고 모델을 통해 획득된 구강 스캔 영상(60)은 정렬 작업이 반드시 필요하다.
- [0113] 도 19는 본 발명의 실시예에 따른 구강 스캔 영상을 도시한 도면이다.
- [0114] 도 19를 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 구강 스캔 영상은 구강 스캐너를 통해 획득된 구강 스캔 영상(a)(60)과 구강 석고 모델을 통해 획득된 구강 스캔 영상(b)(60)의 두 가지가 존재할 수 있다.
- [0115] 여기서, 구강 스캔 영상(a)(60)은 그 하단부에 개구(opening)를 갖고 있으며, 구강 스캔 영상(b)(60)은 그 하단부에 평탄한 면을 갖고 있다.
- [0116] 도 20은 본 발명의 실시예에 따른 구강 스캔 영상의 자동 정렬 방법에 있어서, STL 포맷을 설명하기 위한 도면이고, 도 21은 본 발명의 실시예에 따른 3차원 구강 스캔 영상의 자동 정렬 방법에 있어서, 치아 방향을 산출하는 단계를 설명하기 위한 도면이다.
- [0117] 도 20을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 구강 스캔 영상(60)은, STL(STereoLithography) 포맷으로서, 복수의 삼각형(facet)과 복수의 버텍스(vertex)와 각 삼각형의 수직 벡터(normal vector)로 구성될 수 있다.
- [0118] 먼저, 구강 스캔 영상(60)의 자동 정렬을 위해서는, 구강 스캔 영상(60)에서 치아 방향이 산출되어야 한다.
- [0119] 구체적으로, 구강 스캔 영상(60)에 대해 주성분 분석(Principal Component Analysis; PCA)을 적용해 치아들이 향하는 공통된 방향 즉, 치아 방향을 산출할 수 있다. 여기서, 주성분 분석은 구강 스캔 영상(60)의 주성분을 찾기 위해 데이터의 차원수를 줄이는 방법이다. 이와 같은 주성분 분석 방법은 널리 알려진 방법으로서 이에 대한 자세한 설명은 생략하겠다.
- [0120] 구강 스캔 영상(60)에 포함된 모든 버텍스에 대해 주성분 분석을 적용해 최소의 고유값을 갖는 고유 벡터의 방향을 치아 방향으로 산출할 수 있다.
- [0121] 도 21에 도시된 바와 같이, 최소의 고유값을 갖는 고유 벡터(e3)가 산출되며, 이 고유 벡터(e3)의 방향을 치아 방향으로 산출한다.
- [0122] 한편, 전술한 바와 같이, 구강 스캔 영상(b)(60)의 경우 그 하단에 평탄한 면을 갖고 있어 이 평탄면의 수직 벡터 방향을 치아 방향으로 산출할 수 있다.
- [0123] 다음, 구강 스캔 영상(a)(60)에 포함된 개구(opening)를 이용해 치아 방향을 보정한다.
- [0124] 구강 스캔 영상(a)(60)은 STL 포맷에서 복수의 삼각형으로 구성되고, 개구는 복수의 삼각형 중에서 세 변에 이웃한 삼각형의 수가 1개 또는 2개인 것을 기준으로 결정될 수 있기 때문에, 이를 이용하여 개구의 존재와 위치를 파악한다.

- [0125] 여기서, 고유 벡터(e_3)의 방향이 개구의 위치를 향하는 방향인 경우라면 치아 방향의 반대 방향인 경우에 해당하므로, 고유 벡터(e_3)의 방향이 개구의 위치와 반대 방향을 가리키도록 상기 고유벡터(e_3)의 방향을 역전시킨다.
- [0126] 하지만, 고유 벡터(e_3)의 방향이 개구의 위치와 반대의 방향을 가리키고 있다면 고유 벡터(e_3)의 방향을 유지한다.
- [0127] 다음, 구강 스캔 영상에서 치아 방향에 수직인 치아 정렬 평면을 설정한다. 여기서, 구강 스캔 영상(60)에서 치아 방향에 수직하고, 무게 중심을 가로지르는 평면을 치아 정렬 평면으로 설정할 수 있다.
- [0128] 한편, 전술한 바와 같이, 구강 스캔 영상(b)(60)의 경우 평탄한 면을 갖고 있어 이 평탄한 면을 치아 정렬 평면으로 설정할 수 있기 때문에, 치아 방향을 별도로 계산하지 않아도 무방하다.
- [0129] 도 22는 본 발명의 실시예에 따른 구강 스캔 영상의 자동 정렬 방법에 있어서, 치아 정렬 평면을 조정하는 단계를 설명하기 위한 도면이다.
- [0130] 도 22에 도시된 바와 같이, 치아 정렬 평면을 이용하여 치아 영역을 설정하고 설정된 치아 영역에 대해 주성분 분석을 일정 횟수 반복하여 치아 정렬 평면을 조정한다.
- [0131] 여기서, 치아 정렬 평면을 기준으로 더 적은 개구 삼각형(facet)을 가진 측이 치아 영역으로 설정된다.
- [0132] 도 23은 본 발명의 실시예에 따른 구강 스캔 영상의 자동 정렬 방법에 있어서, 구강 스캔 영상을 회전하는 단계를 설명하기 위한 도면이다.
- [0133] 도 23에 도시된 바와 같이, 영상 회전부(150)는, 치아 정렬 평면의 수직 벡터가 3차원 공간 상의 Z축에 평행하도록 구강 스캔 영상(60)을 회전한다. 여기서, 치아 정렬 평면의 수직 벡터가 회전됨에 따라 구강 스캔 영상(60)도 함께 회전된다.
- [0134] 다음, 회전된 구강 스캔 영상(60)을 Z축 좌표가 0인 평면, 즉, X-Y평면에 투사하고, 투사된 구강 스캔 영상(60)을 앞니가 정중앙에 보이도록 회전시켜 악궁을 정렬한다.
- [0135] 도 24는 본 발명의 실시예에 따른 구강 스캔 영상의 자동 정렬 방법에 있어서, 악궁을 정렬하는 단계를 설명하기 위한 도면이다.
- [0136] 도 24를 참조하면, X-Y평면에 투사된 구강 스캔 영상(60)이 2차원 기준 곡선에 곡선 맞춤(curve fitting)되도록 회전하여 악궁을 정렬할 수 있다. 여기서, 2차원 기준 곡선은 악궁 형상에 대응하는 곡선일 수 있다.
- [0137] 즉, 2차원 기준 곡선에 대하여 X-Y평면에 투사된 구강 스캔 영상(60)이 최소 에러값을 가지도록 회전하여 악궁을 정렬할 수 있다.
- [0138] 이와 같은 과정을 통해, 본 발명의 실시예에 따른 구강 스캔 영상의 자동 정렬 방법은, 구강 스캐너 또는 구강 석고 모델을 통해 획득된 구강 스캔 영상을 자동으로 정렬함으로써, 작업자가 개입할 필요가 없어 작업 편의성은 물론 작업 효율성을 극대화시킬 수 있다.
- [0139] 도 25는 본 발명의 실시예에 따른 구강 스캔 영상에서 치아 영역을 분리하는 방법을 설명하기 위한 도면이다.
- [0140] 도 25를 참조하면, 스캔 맵스맵 생성부(152)는, 정렬된 구강 스캔 영상에 대해 치아 정렬 평면을 이용하여 치아 영역을 설정하고 치아 영역을 추출한다.
- [0141] 여기서, 치아 정렬 평면을 기준으로 더 적은 개구 삼각형(facet)을 가진 측이 치아 영역으로 설정된다.
- [0142] 이에 따라, 스캔 맵스맵 생성부(152)는 구강 스캔 영상(60)에서 추출된 치아 영역에 대한 스캔 맵스맵(70)을 생성한다. 여기서, 맵스맵이란 물체 상의 특정 관찰 시점(View Point)으로부터 물체 표면까지의 거리 정보가 담긴 영상을 의미하며, 거리가 가까울수록 밝기가 밝고 거리가 멀수록 어둡게 표시된다.
- [0144] 도 26은 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법을 설명하기 위한 도면이고, 도 27은 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법으로 정합된 정합 영상을 도시한 도면이다.
- [0145] 도 26을 참조하면, 제1 영상 정합부(153)는 CT 맵스맵(50) 및 스캔 맵스맵(70) 중 적어도 어느 하나를 회전 및 이동하면서 CT 맵스맵(50) 및 스캔 맵스맵(70)을 정합한다(S30). 예를 들어, 제1 영상 정합부(153)는 CT 맵스맵(50)을 고정된 상태에서 스캔 맵스맵(70)을 Z축으로 회전시키고 X축, Y축 및 Z축 중 적어도 하나의 축을 이동하

면서 CT 맵스맵(50) 및 스캔 맵스맵(70)을 정합할 수 있다.

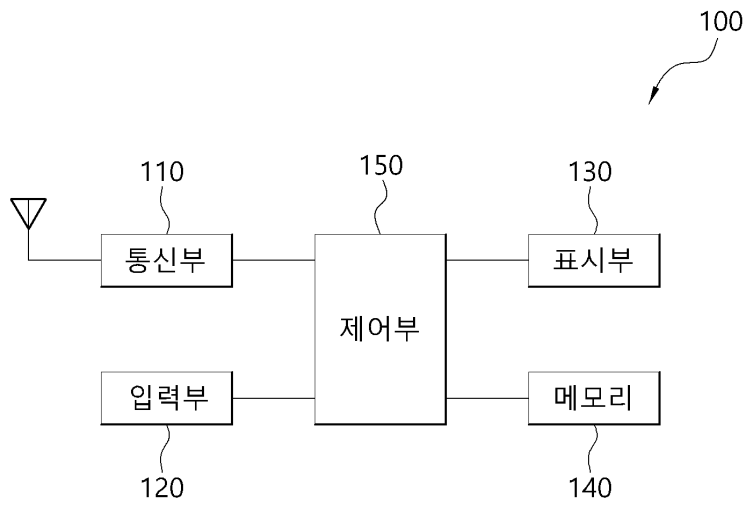
- [0146] 이와 동시에, 오차 산출부(154)는 정합된 CT 맵스맵(50) 및 스캔 맵스맵(70)에 각각 포함된 복수의 픽셀의 밝기 값 오차를 산출한다(S40). 구체적으로, 오차 산출부(154)는 CT 맵스맵(50)에 포함된 복수의 제1 픽셀의 밝기값과, 복수의 제1 픽셀과 대응되며 스캔 맵스맵(70)에 포함되는 복수의 제2 픽셀의 밝기값 간 차이를 산출한다.
- [0147] 정합 위치 결정부(155)는 복수의 픽셀의 밝기값 오차의 합이 최소가 되는 CT 맵스맵(50) 및 스캔 맵스맵(70)의 위치를 최종 정합 위치로 결정한다(S50).
- [0148] 최종적으로, 제2 영상 정합부(156)는, 도 27에 도시한 바와 같이, 최종 정합 위치를 이용해 구강 CT 영상(10) 및 구강 스캔 영상(60)을 정합한다(S60).
- [0149] 이를 통해, 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법은, 구강 CT 영상과 구강 스캔 영상을 자동으로 정확히 정합할 수 있어, 작업 효율성을 극대화할 수 있다.
- [0150] 한편, 본 발명의 실시예에 따른 구강 CT 영상 및 구강 스캔 영상의 정합 방법은, 컴퓨터 판독가능 저장매체에 컴퓨터가 판독 가능한 코드를 저장하여 구현하는 것이 가능하다. 이러한 컴퓨터 판독가능 저장매체는 컴퓨터 시스템에 의하여 판독될 수 있는 데이터가 저장되는 모든 종류의 저장 장치를 포함한다.
- [0151] 상기 컴퓨터가 판독 가능한 코드는, 상기 컴퓨터 판독가능 저장매체로부터 프로세서에 의하여 독출되어 실행될 때, 본 발명의 실시예에 따른 구강의 3차원 외부형상 이미지의 자동정렬방법의 단계들을 수행하도록 구성된다. 상기 컴퓨터가 판독 가능한 코드는 다양한 프로그래밍 언어들로 구현될 수 있다. 그리고 본 발명의 실시예들을 구현하기 위한 기능적인(functional) 프로그램, 코드 및 코드 세그먼트들은 본 발명이 속하는 기술분야의 통상의 기술자들에 의하여 용이하게 프로그래밍될 수 있다.
- [0152] 컴퓨터 판독가능 저장매체의 예로는 ROM, RAM, CD-ROM, 자기 테이프, 플로피디스크, 광 데이터 저장장치 등이 있다. 또한, 컴퓨터 판독가능저장 매체는 네트워크로 연결된 컴퓨터 시스템에 분산되어, 분산 방식으로 컴퓨터가 판독 가능한 코드가 저장되고 실행되는 것도 가능하다.

부호의 설명

- [0154] 151: CT 맵스맵 생성부
- 152: 스캔 맵스맵 생성부
- 153: 제1 영상 정합부
- 154: 오차 산출부
- 155: 정합 위치 결정부
- 156: 제2 영상 정합부

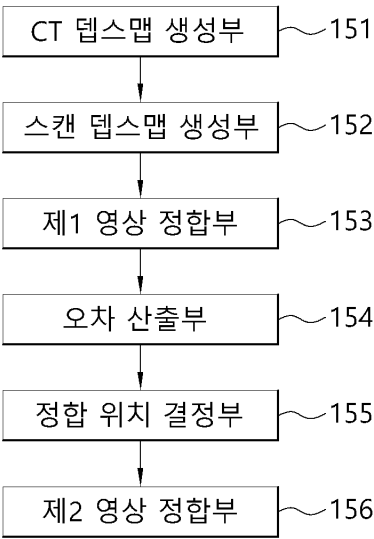
도면

도면1

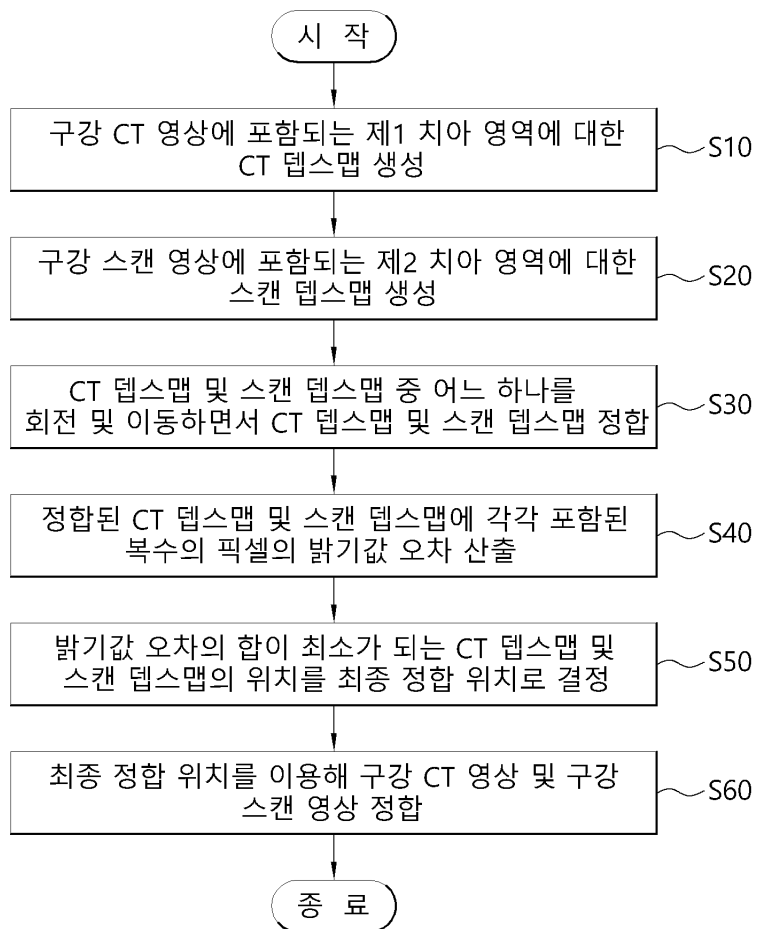


도면2

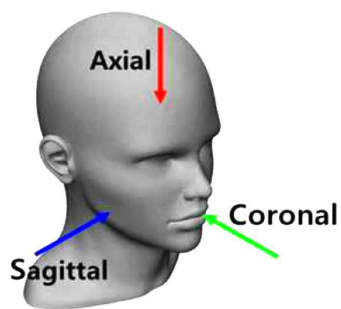
150



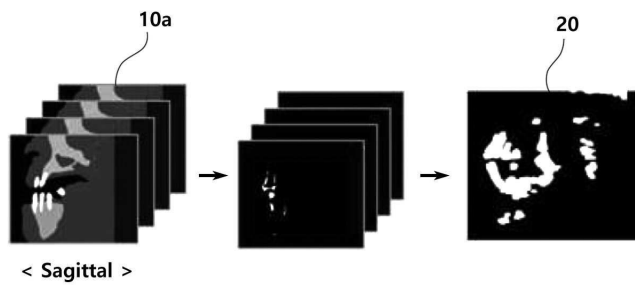
도면3



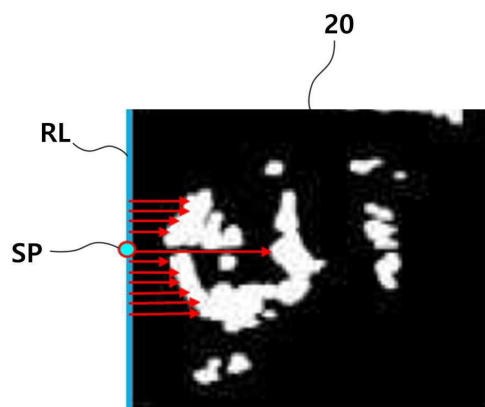
도면4



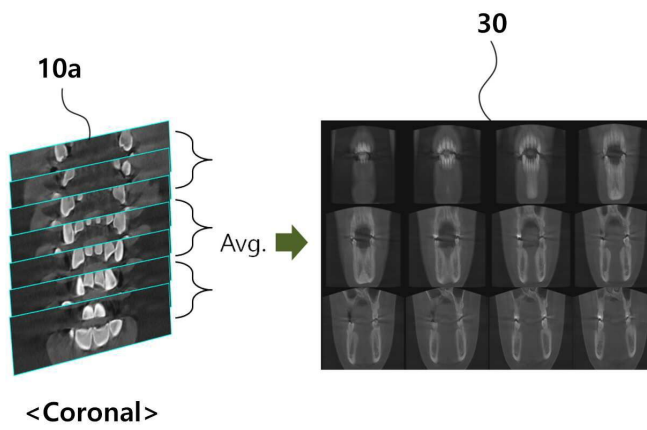
도면5



도면6



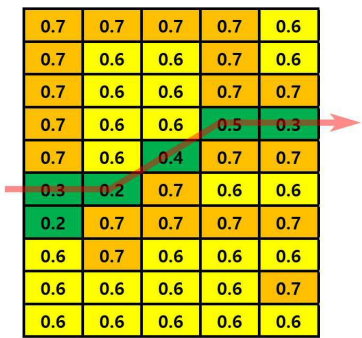
도면7



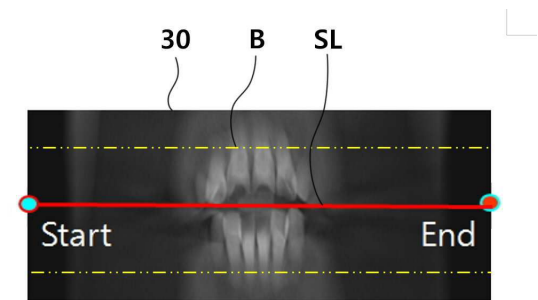
도면8



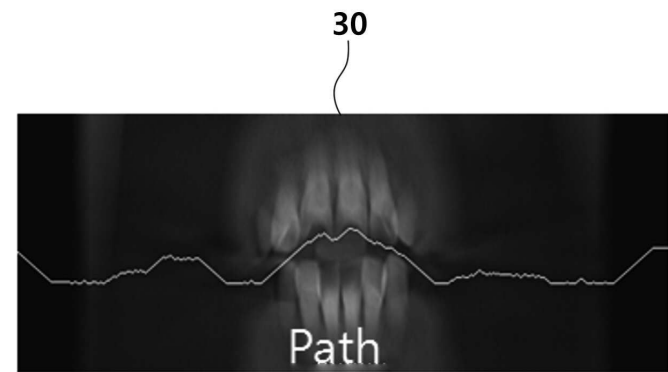
도면9



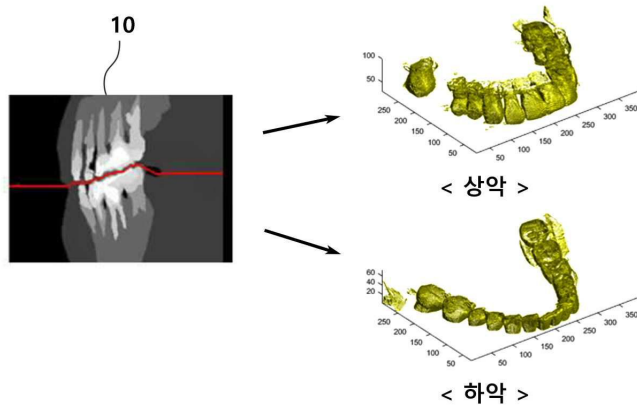
도면10



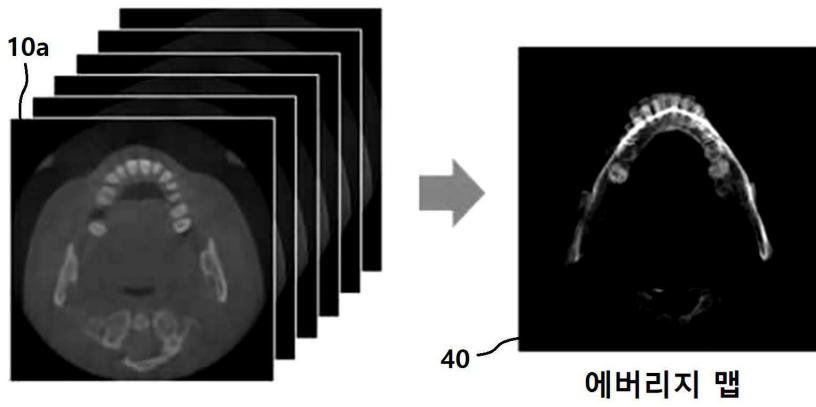
도면11



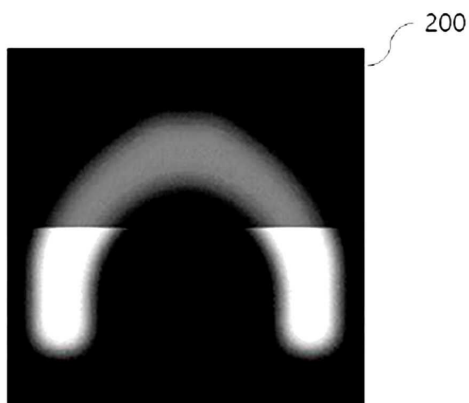
도면12



도면13



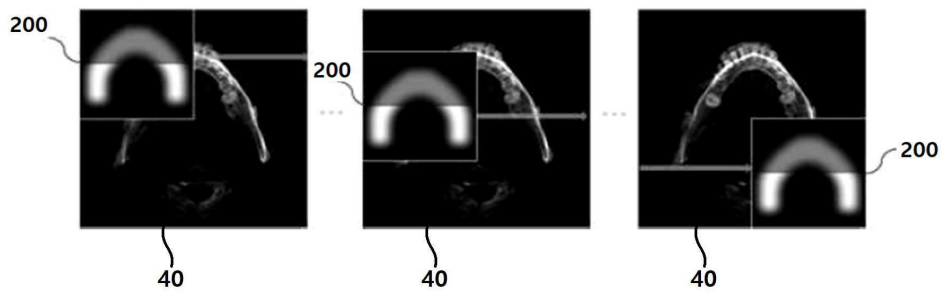
도면14



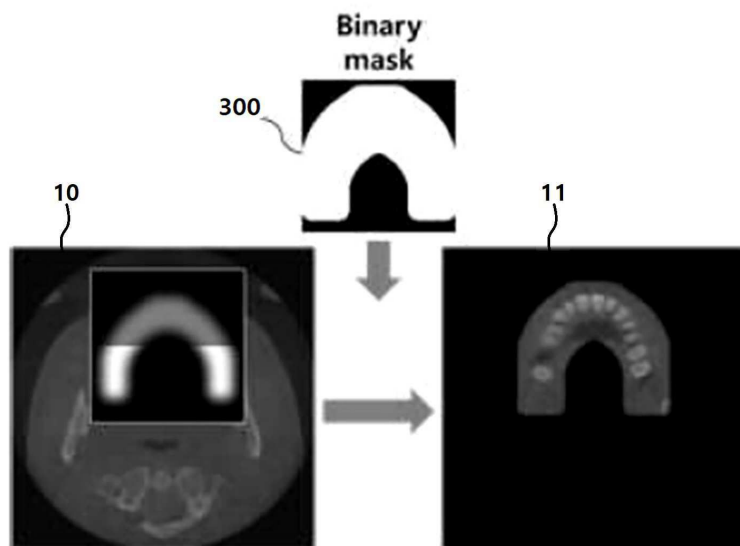
도면15



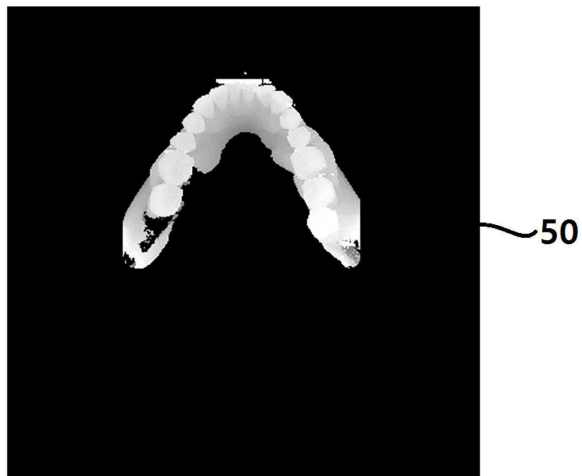
도면16



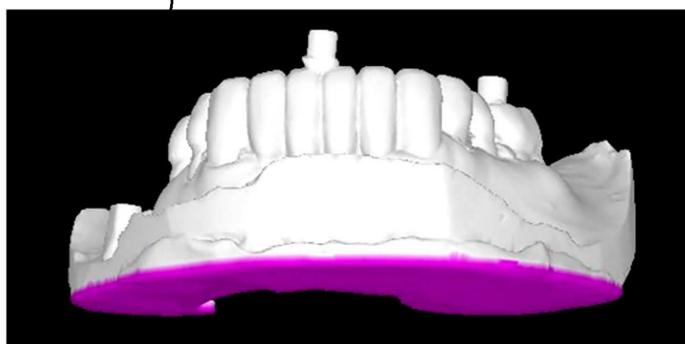
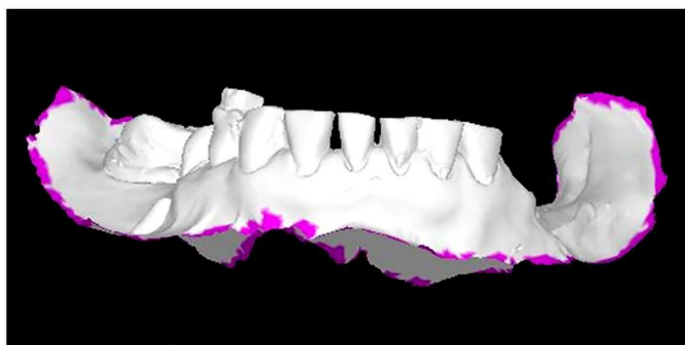
도면17



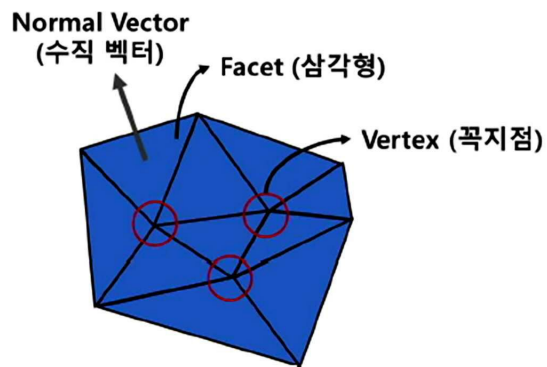
도면18



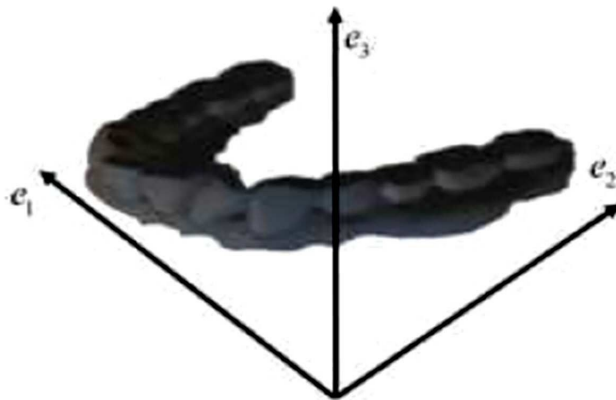
도면19



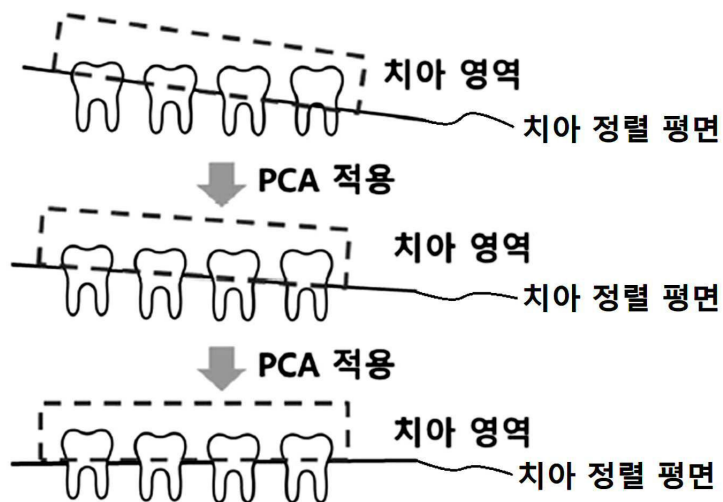
도면20



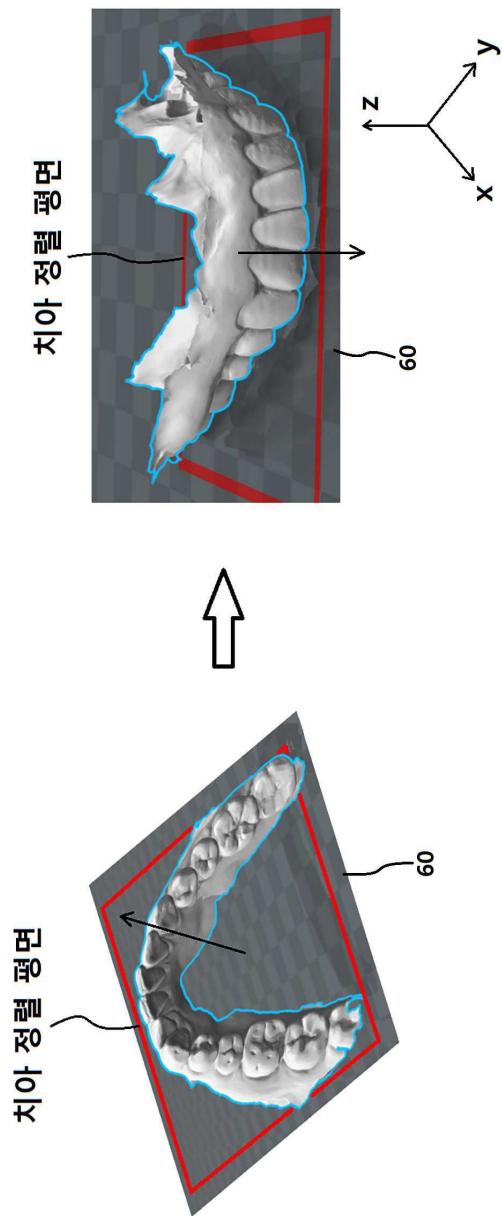
도면21



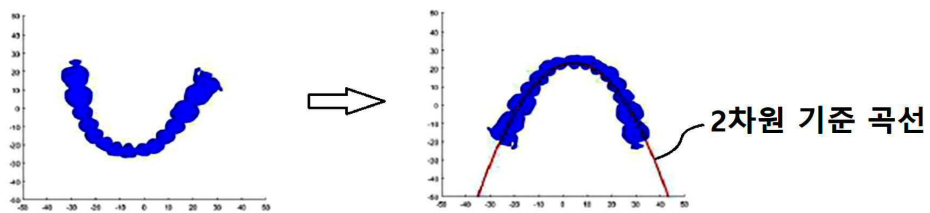
도면22



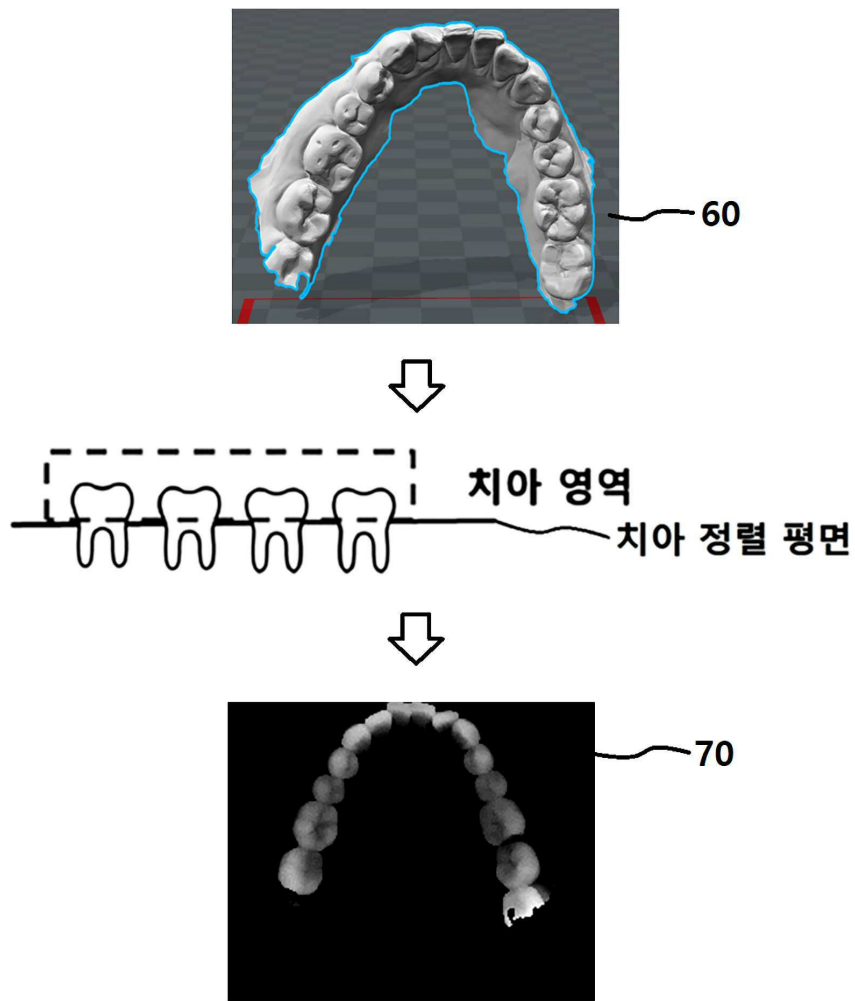
도면23



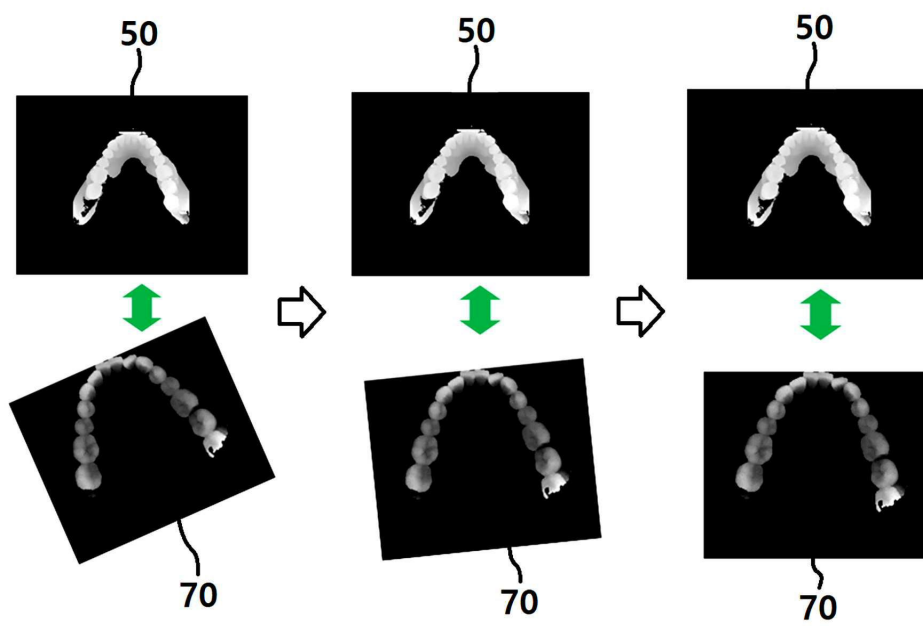
도면24



도면25



도면26



도면27

