



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2021-0036697
(43) 공개일자 2021년04월05일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)

A61B 6/00 (2006.01) A61B 6/14 (2006.01)
A61C 9/00 (2006.01) G16H 30/40 (2018.01)

(52) CPC특허분류

A61B 6/5247 (2020.08)
A61B 5/0035 (2013.01)

(21) 출원번호 10-2019-0119053

(22) 출원일자 2019년09월26일

심사청구일자 2019년09월26일

(71) 출원인

주식회사 메디트

서울특별시 성북구 고려대로 22길 23 (안암동5가)

고려대학교 산학협력단

서울특별시 성북구 안암로 145, 고려대학교 (안암동5가)

(72) 발명자

장민호

서울특별시 강남구 선릉로126길 22, 111동 203호
(삼성동, 롯데캐슬프리미어아파트)

김한솔

서울특별시 동대문구 왕산로19라길 36, 502호(제기동, 동성네스트빌아파트)

정건화

서울특별시 강서구 수명로2길 105
마곡수명산파크5단지아파트 517동 702호

(74) 대리인

수안특허법인

전체 청구항 수 : 총 20 항

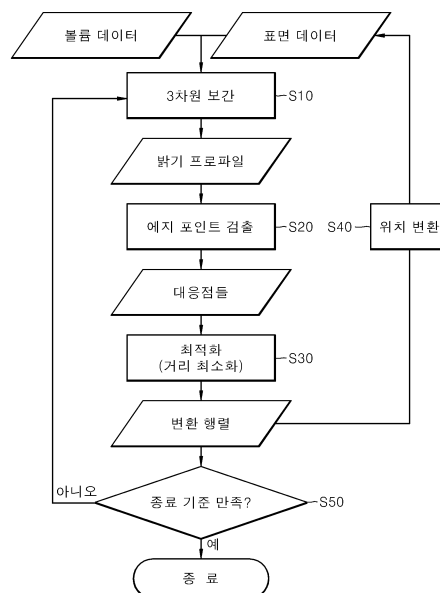
(54) 발명의 명칭 3차원 데이터 정렬 장치 및 3차원 데이터 정렬 방법

(57) 요약

볼륨 데이터(Volumetric data)에서 표면을 추출하는 세그멘테이션(segmentation) 과정 없이도, 볼륨 데이터와 표면 데이터(Surface data) 간의 위치 정렬이 가능한 3차원 데이터 정렬 장치, 3차원 데이터 정렬 방법 및 기록 매체가 개시된다. 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 장치는 측정 대상과 관련하여 상이한 데이터 형태

(뒷면에 계속)

대표도 - 도12



로 표현된 제1 3차원 데이터와 제2 3차원 데이터 간의 위치를 정렬하는 3차원 데이터 정렬부를 포함한다. 상기 제1 3차원 데이터는 상기 측정 대상과 관련하여 복셀(Voxel) 형태로 획득된 3차원 데이터이고, 상기 제2 3차원 데이터는 상기 측정 대상과 관련하여 표면 형태로 획득된 3차원 데이터이다. 상기 3차원 데이터 정렬부는: 상기 제2 3차원 데이터에서 하나 이상의 정점을 추출하고; 상기 제2 3차원 데이터에서 추출된 각 정점의 위치를 기준으로, 상기 제1 3차원 데이터에서 상기 각 정점의 주위에 위치하는 제1 복셀들의 제1 복셀 값들을 추출하고; 상기 제1 3차원 데이터에서 추출한 상기 제1 복셀 값들을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 대응점들을 결정하고; 그리고 상기 대응점들을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 위치 오차를 최소화하는 위치 변환 정보를 산출하도록 구성된다.

(52) CPC특허분류

A61B 5/7203 (2013.01)

A61B 6/14 (2013.01)

A61B 6/5217 (2020.08)

A61B 6/5258 (2020.08)

A61C 9/0046 (2013.01)

G06T 7/0012 (2013.01)

G16H 30/40 (2018.01)

명세서

청구범위

청구항 1

측정 대상과 관련하여 상이한 데이터 형태로 표현된 제1 3차원 데이터와 제2 3차원 데이터 간의 위치를 정렬하는 3차원 데이터 정렬부를 포함하고,

상기 제1 3차원 데이터는 상기 측정 대상과 관련하여 복셀(Voxel) 형태로 획득된 3차원 데이터이고,

상기 제2 3차원 데이터는 상기 측정 대상과 관련하여 표면 형태로 획득된 3차원 데이터이고,

상기 3차원 데이터 정렬부는:

상기 제2 3차원 데이터에서 하나 이상의 정점을 추출하고;

상기 제2 3차원 데이터에서 추출된 각 정점의 위치를 기준으로, 상기 제1 3차원 데이터에서 상기 각 정점의 주위에 위치하는 제1 복셀들의 제1 복셀 값들을 추출하고;

상기 제1 3차원 데이터에서 추출한 상기 제1 복셀 값들을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 대응점들을 결정하고; 그리고

상기 대응점들을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 위치 오차를 최소화하는 위치 변환 정보를 산출하도록 구성되는 3차원 데이터 정렬 장치.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 3차원 데이터 정렬부는:

상기 제2 3차원 데이터에서 추출된 상기 각 정점의 표면과 수직한 법선 방향을 따라 소정의 간격으로 샘플링 위치들을 결정하고;

상기 제1 복셀 값들을 기반으로 상기 샘플링 위치들에서의 밝기 값들을 산출하고; 그리고

상기 샘플링 위치들 간의 상기 밝기 값들의 변화량을 기반으로 상기 위치 변환 정보를 결정하도록 구성되는 3차원 데이터 정렬 장치.

청구항 3

제2항에 있어서,

상기 3차원 데이터 정렬부는:

상기 제1 복셀들과 상기 샘플링 위치들 간의 위치 관계를 기반으로, 상기 제1 복셀 값들을 3차원 보간하여 상기 샘플링 위치들에 대해 상기 밝기 값들을 산출하고;

상기 밝기 값들의 상기 법선 방향으로의 변화량을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터에서 변곡점을 추출하고, 상기 변곡점과 상기 각 정점을 대응점들로 결정하고; 그리고

상기 각 정점과 상기 변곡점 간의 거리 오차를 산출하고, 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 위치 정렬을 위해 상기 거리 오차가 최소화되는 이동 방향을 결정하도록 구성되는 3차원 데이터 정렬 장치.

청구항 4

제2항에 있어서,

상기 3차원 데이터 정렬부는:

상기 각 정점의 위치에서 상기 제1 복셀 값들을 미분하여 상기 제1 복셀 값들의 변화 방향을 산출하고;

상기 제2 3차원 데이터에서 추출된 상기 각 정점의 주위에서 샘플링 위치들을 결정하고; 그리고

상기 제1 복셀 값들의 변화 방향을 기반으로 상기 샘플링 위치들에서의 상기 밝기 값들을 산출하고; 그리고

상기 밝기 값들의 변화량을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 거리 오차가 최소화 되는 이동 방향을 결정하도록 구성되는 3차원 데이터 정렬 장치.

청구항 5

제1항에 있어서,

상기 3차원 데이터 정렬부는:

상기 제1 3차원 데이터에서 상기 각 정점의 주위에 위치하는 복셀들 중 금속 재질의 아티팩트와 관련하여 설정된 기준 밝기를 초과하는 복셀 값을 가지는 복셀들을 제외하여 상기 제1 복셀들을 추출하도록 구성되는 3차원 데이터 정렬 장치.

청구항 6

제1항에 있어서,

상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 상기 위치 변환 정보를 기반으로, 상기 제1 3차원 데이터로부터 제1 표면을 추출하는 세그멘테이션부를 더 포함하는 3차원 데이터 정렬 장치.

청구항 7

제6항에 있어서,

상기 세그멘테이션부는:

상기 제2 3차원 데이터에서 추출된 제2 표면을 상기 위치 변환 정보에 따라 위치 변환하고; 그리고

상기 위치 변환 정보에 따라 변환된 제2 표면에 대응되는 상기 제1 3차원 데이터의 밝기 값들을 추출하여 상기 제1 표면을 추출하도록 구성되는 3차원 데이터 정렬 장치.

청구항 8

제1항에 있어서,

상기 3차원 데이터 정렬부는:

상기 제1 3차원 데이터에서 상기 정점의 주위의 복셀들의 밝기값 분포를 산출하고;

상기 정점의 주위의 복셀들의 밝기값 분포에서 밝기값 편차를 기반으로 상기 제1 복셀들을 결정하고; 그리고

상기 제1 복셀들의 위치들을 기반으로 상기 대응점들을 결정하도록 구성되는 3차원 데이터 정렬 장치.

청구항 9

제1항에 있어서,

상기 제1 3차원 데이터는 CT(Computed Tomography) 또는 MRI(Magnetic Resonance Imaging)에 의해 상기 측정 대상에 대해 획득되는 볼륨 데이터를 포함하고, 상기 볼륨 데이터는 일정한 간격으로 분할된 복셀들의 밝기 정보를 포함하고,

상기 제2 3차원 데이터는 광학식 3차원 스캐너에 의해 상기 측정 대상에 대해 획득되는 표면 데이터를 포함하고, 상기 표면 데이터는 정점들의 위치 정보와 상기 정점들의 법선 벡터 정보를 포함하는 3차원 데이터 정렬 장치.

청구항 10

제9항에 있어서,

상기 제1 3차원 데이터는 치아 및 상기 치아의 뿌리에 대해 획득된 볼륨 데이터를 포함하고,

상기 제2 3차원 데이터는 상기 치아, 상기 치아의 인상체, 및 상기 인상체로 획득한 석고 모델 중 적어도 하나의 표면에 대해 획득된 표면 데이터를 포함하는 3차원 데이터 정렬 장치.

청구항 11

3차원 데이터 정렬부에 의해, 측정 대상과 관련하여 상이한 데이터 형태로 표현된 제1 3차원 데이터와 제2 3차원 데이터 간의 위치를 정렬하는 단계를 포함하고,

상기 제1 3차원 데이터는 상기 측정 대상과 관련하여 복셀 형태로 획득된 3차원 데이터이고, 상기 제2 3차원 데이터는 상기 측정 대상과 관련하여 표면 형태로 획득된 3차원 데이터이고,

상기 위치를 정렬하는 단계는:

상기 제2 3차원 데이터에서 하나 이상의 정점을 추출하는 단계;

상기 제2 3차원 데이터에서 추출된 각 정점의 위치를 기준으로, 상기 제1 3차원 데이터에서 상기 각 정점의 주위에 위치하는 제1 복셀들의 제1 복셀 값들을 추출하는 단계;

상기 제1 3차원 데이터에서 추출한 상기 제1 복셀 값들을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 대응점들을 결정하는 단계; 그리고

상기 대응점들을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 위치 오차를 최소화하는 위치 변환 정보를 산출하는 단계를 포함하는 3차원 데이터 정렬 방법.

청구항 12

제11항에 있어서,

상기 위치를 정렬하는 단계는:

상기 제2 3차원 데이터에서 추출된 상기 각 정점의 법선 방향을 따라 소정의 간격으로 샘플링 위치들을 결정하는 단계;

상기 샘플링 위치들 간의 상기 제1 복셀 값들의 변화량 및 변화방향 중 적어도 하나를 기반으로 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 대응점들을 결정하는 단계; 그리고

상기 대응점들을 기반으로 상기 위치 변환 정보를 결정하는 단계를 포함하는 3차원 데이터 정렬 방법.

청구항 13

제12항에 있어서,

상기 위치를 정렬하는 단계는:

상기 제1 복셀들과 상기 샘플링 위치들 간의 위치 관계를 기반으로, 상기 제1 복셀 값들을 3차원 보간하여 상기 샘플링 위치들에 대해 밝기 값들을 산출하는 단계;

상기 밝기 값들의 상기 법선 방향으로의 변화량을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터에서 변곡점을 추출하고, 상기 변곡점과 상기 각 정점을 대응점들로 결정하는 단계; 그리고

상기 각 정점과 상기 변곡점 간의 거리 오차를 산출하고, 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 위치 정렬을 위해 상기 거리 오차가 최소화되는 이동 방향을 결정하는 단계를 포함하는 3차원 데이터 정렬 방법.

청구항 14

제12항에 있어서,

상기 위치를 정렬하는 단계는:

상기 각 정점의 위치에서 상기 제1 복셀 값들을 미분하여 상기 제1 복셀 값들의 변화 방향을 산출하는 단계;

상기 제2 3차원 데이터에서 추출된 상기 각 정점의 주위에서 샘플링 위치들을 결정하는 단계;

상기 제1 복셀 값들의 변화 방향을 기반으로 상기 샘플링 위치들에서의 상기 밝기 값들을 산출하는 단계; 그리고

고

상기 밝기 값들의 변화량을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 거리 오차가 최소화되는 이동 방향을 결정하는 단계를 포함하는 3차원 데이터 정렬 방법.

청구항 15

제11항에 있어서,

상기 위치를 정렬하는 단계는:

상기 제1 3차원 데이터에서 상기 각 정점의 주위에 위치하는 복셀들 중 금속 재질의 아티팩트와 관련하여 설정된 기준 밝기를 초과하는 복셀 값을 가지는 복셀들을 제외하여 상기 제1 복셀들을 추출하는 3차원 데이터 정렬 방법.

청구항 16

제11항에 있어서,

세그멘테이션부에 의해, 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 상기 위치 변환 정보를 기반으로, 상기 제1 3차원 데이터로부터 제1 표면을 추출하는 단계를 더 포함하는 3차원 데이터 정렬 방법.

청구항 17

제16항에 있어서,

상기 제1 표면을 추출하는 단계는:

상기 제2 3차원 데이터에서 추출된 제2 표면을 상기 위치 변환 정보에 따라 위치 변환하는 단계; 그리고

상기 위치 변환 정보에 따라 변환된 제2 표면에 대응되는 상기 제1 3차원 데이터의 밝기 값들을 추출하여 상기 제1 표면을 추출하는 단계를 포함하는 3차원 데이터 정렬 방법.

청구항 18

제11항에 있어서,

상기 제1 3차원 데이터는 CT(Computed Tomography) 또는 MRI(Magnetic Resonance Imaging)에 의해 상기 측정 대상에 대해 획득되는 볼륨 데이터를 포함하고, 상기 볼륨 데이터는 일정한 간격으로 분할된 복셀들의 밝기 정보를 포함하고,

상기 제2 3차원 데이터는 광학식 3차원 스캐너에 의해 상기 측정 대상에 대해 획득되는 표면 데이터를 포함하고, 상기 표면 데이터는 정점들의 위치 정보와 상기 정점들의 법선 벡터 정보를 포함하고,

상기 제1 3차원 데이터는 치아 및 상기 치아의 뿌리에 대해 획득된 볼륨 데이터를 포함하고,

상기 제2 3차원 데이터는 상기 치아, 상기 치아의 인상체, 및 상기 인상체로 획득한 석고 모델 중 적어도 하나의 표면에 대해 획득된 표면 데이터를 포함하는 3차원 데이터 정렬 방법.

청구항 19

제11항에 있어서,

상기 위치를 정렬하는 단계는:

상기 제1 3차원 데이터에서 상기 정점의 주위의 복셀들의 밝기값 분포를 산출하는 단계;

상기 정점의 주위의 복셀들의 밝기값 분포에서 밝기값 편차를 기반으로 상기 제1 복셀들을 결정하는 단계; 그리고

상기 제1 복셀들의 위치들을 기반으로 상기 대응점들을 결정하는 단계를 포함하는 3차원 데이터 정렬 방법.

청구항 20

제11항 내지 제19항 중 어느 한 항의 3차원 데이터 정렬 방법을 실행하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판

독 가능한 기록 매체.

발명의 설명

기술 분야

- [0001] 본 발명은 서로 다른 데이터 표현 방식으로 표현된 2종 이상의 복수의 3차원 데이터 간의 위치를 정렬하는 3차원 데이터 정렬 장치 및 3차원 데이터 정렬 방법에 관한 것으로, 보다 상세하게는 CT/MRI 등에 의해 획득되어 복셀(Voxel) 형태로 표현된 3차원 볼륨 데이터(Volumetric data)와 광학식 3차원 스캐너 등에 의해 획득되어 표면 형태로 표현된 3차원 표면 데이터(Surface data) 간의 위치를 정렬하는 3차원 데이터 정렬 장치 및 3차원 데이터 정렬 방법에 관한 것이다.

배경 기술

- [0002] 치과 치료, 특히 보철 등의 치료를 하는 데 있어 덴탈 CAD/CAM(computer aided design/computer aided manufacturing) 기술이 널리 사용되고 있다. CAD/CAM을 이용한 치과 치료에서 가장 중요한 것은 치아, 잇몸, 턱뼈 등 환자의 환부의 형상에 대하여 정교한 3D 데이터를 획득하는 것이다. 환부의 3D 데이터를 이용하면 보철 치료나 교정 치료 등을 컴퓨터를 이용하여 정확하게 계산하여 수행할 수 있다. 이때 좋은 치료 결과를 얻기 위해서는 환자의 환부 형상을 정확하게 반영하는 3D 데이터의 확보가 필요하다.
- [0003] 덴탈 CAD/CAM 치료과정에서 환부의 3D 데이터를 얻기 위해서 CT(Computed Tomography), MRI(Magnetic Resonance Imaging), 치과용 3차원 스캐너 등을 이용할 수 있다. 이때, 측정에 사용한 장치 및 방법에 따라 획득할 수 있는 데이터의 형태 및 특성에 차이가 나게 되는데, 일반적으로 3차원 데이터는 그 표현 형식에 따라 볼륨 데이터(Volumetric data)와 표면 데이터(Surface data)로 구분할 수 있다.
- [0004] 볼륨 데이터는 CBCT(Cone Beam Computed Tomography) 등의 X-ray CT(Computed Tomography), 또는 MRI(Magnetic Resonance Imaging) 등에 의해 획득될 수 있으며, 복셀(Voxel) 구조 내에 밝기(Intensity)값을 가지고 있는 형태로 표현된다. 덴탈 CAD/CAM 분야에서는 CT 외에도 광학식 3차원 스캐너가 많이 사용되고 있다. 광학식 3차원 스캐너는 측정 대상의 3차원 표면 형상 정보를 획득할 수 있으며, 예를 들어 치아의 인상체나, 인상체로 획득한 석고 모델 또는 치아 표면의 3차원 데이터를 획득할 수 있다.
- [0005] 볼륨 데이터와 표면 데이터는 데이터 표현 양식 외에도 획득한 3차원 데이터의 정확성에 유의미한 차이가 있다. 덴탈 CAD/CAM용 광학식 3차원 스캐너로 획득한 3차원 표면 데이터는 상대적으로 높은 정확성(예를 들어, 약 20um 이하)을 가지는 것으로 알려져 있으며, 후속 처리를 모두 포함하더라도 약 60um 수준의 비교적 높은 정확성을 나타낸다. 이에 비해 CBCT로 획득한 3차원 볼륨 데이터는 상대적으로 낮은 정확성(예를 들어, 약 200um 정도)을 가진다.
- [0006] 볼륨 데이터와 표면 데이터의 차이점을 정리하면, 볼륨 데이터는 CT/MRI 등에 의해 획득되어 신체 내부(골격 등) 측정이 가능하나, 표면 데이터는 3차원 스캐너 등에 의해 획득되어 신체 외부(표면 형상) 측정만 가능하다. 또한, 볼륨 데이터는 표면 데이터보다 정밀도가 낮고 측정 시간이 오래 걸리나, 표면 데이터는 높은 정밀도를 가지고 실시간 측정이 가능하다.
- [0007] 덴탈 CAD/CAM을 이용한 어플리케이션들에서 3차원 볼륨 데이터와 표면 데이터는 다양한 용도로 사용되고 있다. 어플리케이션에 따라서 볼륨 데이터만 사용하거나 표면 데이터만을 사용하는 경우도 있으나, 교정 치료, 수술 계획(임플란트), 치아 및 턱뼈 관련 질환 진료 및 치료 등의 경우에는 두 종류의 데이터를 모두 사용해야 하는 경우도 있다. 이러한 경우에 서로 다른 장비에 의해 획득된 복수개의 3차원 데이터 간의 위치를 정렬하는 과정이 요구된다.
- [0008] CT 데이터는 치아, 잇몸 등 외부에 드러나는 표면의 형상 뿐 아니라, 치아 뿌리나 턱뼈 등과 같이 외부에 드러나지 않는 환자의 환부 내부의 형상도 표현하는 이점이 있다. 그러나, 치과 치료에 있어서 환자의 환부에 적절한 보철물을 만들려면, 0.05mm 이하의 정확도가 요구되는 것으로 알려져 있으며, CT 데이터의 정확도(accuracy)는 약 0.2mm 수준으로, 요구 조건을 만족하지 못하여 치과 치료에 사용하는데 제약이 따르고 있다.
- [0009] 한편, 임플란트 수술 계획시에는 망실된 환부 주위의 치아의 형태 및 턱뼈와 치아의 뿌리, 신경 등의 정보를 고려하여 임플란트의 삽입 방향을 결정해야 하는데, 이때 보철물 디자인을 위해 3차원 표면 데이터가 필요하고, 임플란트 식립을 위해서는 볼륨 데이터가 필요하다. 또한, 치아 및 턱뼈 관련 질환 진료, 교정 치료시에 치아 및 얼굴 형태의 치료 전 상태 확인 및 치료 후 예상되는 변화에 대한 예측을 위해서는 치아와 턱뼈 뿐만 아니라

환자 얼굴 등 환자의 상악/하악 전체 부위에 대한 통합 3차원 데이터가 필요하다.

- [0010] 서로 다른 장치에서 획득한 3차원 데이터는 공간 상의 위치 기준이 서로 다르고 데이터의 위치도 서로 다르기 때문에, 두 종류의 데이터를 같이 사용하기 위해서는 위치 정렬이 필요하다. 서로 다른 종류의 데이터 간 위치 정렬을 위해서는 데이터 간 위치 변환이 필요하다. 볼륨 데이터와 표면 데이터 간의 위치 정렬시 요구되는 정확성은 1.0mm ~ 2.0mm 수준으로 알려져 있다. 예를 들어, 교정 치료 시 얼굴 형태의 변화를 예측하는 데에는 2.0mm 이하의 정확성이 필요하고, 임플란트 식립 수술 계획을 위해서는 1.0mm 이하의 정확성이 요구된다.
- [0011] 도 1은 종래의 볼륨-표면 데이터 간 정렬 방법의 순서도이다. 종래에는 볼륨 데이터와 표면 데이터 간의 위치 정렬을 위해, 볼륨 데이터로부터 치아 등의 표면 데이터를 획득하는 세그멘테이션(segmentation) 방법을 사용한다(S1). 세그멘테이션을 거쳐 볼륨 데이터로부터 표면 데이터가 생성되면, 광학식 3차원 스캐너로 획득한 표면 데이터와 볼륨 데이터에서 생성한 표면 데이터에 대해 초기 조건을 설정한 후(S2), ICP(Iterative Closest Point) 알고리즘을 이용하여 두 표면 데이터 간의 위치 정렬을 수행한다(S3).
- [0012] 도 2는 종래의 방법에 따라 볼륨 데이터에 대한 세그멘테이션을 통해 추출된 표면 데이터의 예시도이다. 도 2의 (a)는 CT에 의해 획득된 볼륨 데이터의 예시도, (b)는 볼륨 데이터에 대한 세그멘테이션 예시도, (c)는 볼륨 데이터에 대한 세그멘테이션에 의해 생성된 표면 데이터의 예시도이다. 도 3은 종래의 방법에 따라 3차원 광학식 스캐너에 의해 생성된 표면 데이터와, 세그멘테이션을 통해 생성된 표면 데이터 간의 위치를 정렬한 것을 나타낸 예시도이다. 도 3의 (a)는 광학식 3차원 스캐너에 의해 생성된 표면 데이터의 예시도, (b)는 광학식 3차원 스캐너에 의해 생성된 표면 데이터와 세그멘테이션에 의해 볼륨 데이터에서 추출된 표면 데이터의 초기 위치를 설정한 상태를 나타낸 예시도, (c)는 광학식 3차원 스캐너에 의해 생성된 표면 데이터와 세그멘테이션에 의해 볼륨 데이터로부터 추출된 표면 데이터 간의 위치를 ICP(Iterative Closest Point) 방법으로 정렬한 상태를 나타낸 예시도이다.
- [0013] 볼륨 데이터의 세그멘테이션에 의해 표면 데이터를 생성한 후 ICP 방법을 이용하여 위치를 정렬하는 방법이 덴탈 CAD/CAM 어플리케이션에서 사용되고 있으나, 다음과 같은 문제점이 존재한다. 첫째로, 볼륨 데이터와 표면 데이터 간 위치 정렬 과정 중 볼륨 데이터로부터 세그멘테이션에 의해 표면 데이터를 추출하는 과정은 가장 시간이 많이 걸리는 과정이다. 둘째로, 세그멘테이션과 ICP 알고리즘을 이용한 위치 정렬 과정에서 의료전문가 등의 사용자가 볼륨 데이터 및/또는 표면 데이터에 대한 초기 조건 설정을 위해 특정 값을 직접 입력해야 하고(S2), 사용자의 입력에 따라 위치 정렬의 정확도가 좌우될 수 있다.
- [0014] CT로 획득한 볼륨 데이터는 그 밝기 값이 조직의 물성에 따라 다르게 나타나므로, 사람의 머리 부분을 촬영한 CT 데이터 세그멘테이션 방법은 주로 볼륨 데이터의 밝기 정보를 특정 임계값에 따라서 분할하는 방식으로 수행된다. 이때, 임계값을 어떤 값으로 설정하느냐에 따라 볼륨데이터의 세그멘테이션에 의해 생성되는 표면 데이터가 달라진다. 예를 들어, 사람의 머리를 측정한 CT 데이터에서 추출한 표면 데이터는 사용자에 의해 설정되는 임계값에 따라 두개골의 표면이 될 수도 있고 피부의 표면이 될 수도 있다.
- [0015] 소프트웨어 UI에서 임계값을 조정할 수 있는 기능을 제공하고, 사용자가 임계값을 조정하면서 임계값에 따라 생성되는 표면 데이터를 확인할 수 있는데, 이때 입력한 임계값에 따라 서로 다른 형태의 표면 데이터가 생성되며 상황에 따라 의료전문가 등의 사용자가 육안으로 표면 데이터를 확인하면서 적합하다고 생각되는 임계값을 설정하여 표면 데이터를 최종 생성하고 있다.
- [0016] 상기 언급한 임계값을 이용한 방식 외에 세그멘테이션을 위해 영역 확장(Region Growing) 혹은 Level-Set 등의 능동 윤곽 방법(Active Contour Methods) 등을 사용할 수도 있다. 영역 확장법은 몇 개의 시드 포인트(Seed point)를 설정한 다음 시드 포인트로부터 밝기값 혹은 기타 계산된 값 등 볼륨 데이터가 가지고 있는 내부 값이 유사한 점들을 연결해 나가 시드가 포함된 영역을 확장하는 방법이다. Level-Set 방법은 2D 축 방향으로 데이터를 자르고 세그멘테이션을 수행한 뒤 이를 3D에 누적하는 식으로 세그멘테이션을 수행하는 방법이다.
- [0017] 그러나 종래의 모든 세그멘테이션 방법들은 사용자의 주관적인 입력을 요구한다. 임계값을 이용한 방법에서는 임계값을 정해야 하며, 영역 확장법에서는 시드 포인트를 결정해야 한다. Level-Set 방법에서는 최초의 윤곽선을 설정해야 한다. 이렇게 사용자의 주관적인 입력을 받는 과정이 볼륨 데이터와 표면 데이터의 위치 정렬 중 가장 시간이 많이 걸리는 과정이다. 또한, 세그멘테이션을 통해 생성된 표면 데이터를 위치 정렬에 사용하기 위해서는 노이즈 제거 및 스무딩 등의 후처리 과정도 필요로 한다. 또한, 세그멘테이션을 수행한 사용자에 따라, 표면 데이터가 서로 다르게 생성되기 때문에 위치 정렬 결과도 그에 따라 서로 달라지는 결과가 발생한다.
- [0018] 둘째로, 표면 데이터 간 위치 정렬 과정에서의 또 다른 난제는 환자에 이식된 금속 재질 등의 아티팩트

(artifact)로 인한 왜곡 문제이다. 환자의 치아에 금이나 아말감 등 금속 재질의 보철물이 존재할 경우 환자의 CT 데이터는 금속 보철물이 있는 부분에서 밝기 값이 포화 상태가 되어 주변의 볼륨 데이터가 오염된다. 이로 인하여 볼륨 데이터에서 추출된 표면 데이터 또한 왜곡되고, 왜곡된 표면 데이터를 이용한 위치 정렬 결과 역시 왜곡될 수밖에 없는 문제가 발생한다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0019] 본 발명은 볼륨 데이터에서 표면을 추출하는 세그멘테이션(segmentation) 과정 없이도, 볼륨 데이터와 표면 데이터 간의 위치 정렬이 가능한 3차원 데이터 정렬 장치, 3차원 데이터 정렬 방법 및 기록 매체를 제공하기 위한 것이다.

[0020] 또한, 본 발명은 환자에 이식된 금속 재질 등의 아티팩트(artifact)로 인한 왜곡 현상을 방지할 수 있는 3차원 데이터 정렬 장치, 3차원 데이터 정렬 방법 및 기록 매체를 제공하기 위한 것이다.

과제의 해결 수단

[0021] 본 발명의 일 측면에 따른 3차원 데이터 정렬 장치는, 측정 대상과 관련하여 상이한 데이터 형태로 표현된 제1 3차원 데이터와 제2 3차원 데이터 간의 위치를 정렬하는 3차원 데이터 정렬부를 포함한다. 상기 제1 3차원 데이터는 상기 측정 대상과 관련하여 복셀(Voxel) 형태로 획득된 3차원 데이터이고, 상기 제2 3차원 데이터는 상기 측정 대상과 관련하여 표면 형태로 획득된 3차원 데이터이다. 상기 3차원 데이터 정렬부는: 상기 제2 3차원 데이터에서 하나 이상의 정점을 추출하고; 상기 제2 3차원 데이터에서 추출된 각 정점의 위치를 기준으로, 상기 제1 3차원 데이터에서 상기 각 정점의 주위에 위치하는 제1 복셀들의 제1 복셀 값들을 추출하고; 상기 제1 3차원 데이터에서 추출한 상기 제1 복셀 값들을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 대응점들을 결정하고; 그리고 상기 대응점들을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 위치 오차를 최소화하는 위치 변환 정보를 산출하도록 구성될 수 있다.

[0022] 상기 3차원 데이터 정렬부는: 상기 제2 3차원 데이터에서 추출된 상기 각 정점의 표면과 수직인 법선 방향을 따라 소정의 간격으로 샘플링 위치들을 결정하고; 상기 제1 복셀 값들을 기반으로 상기 샘플링 위치들에서의 밝기 값들을 산출하고; 그리고 상기 샘플링 위치들 간의 상기 밝기 값들의 변화량을 기반으로 상기 위치 변환 정보를 결정하도록 구성될 수 있다.

[0023] 상기 3차원 데이터 정렬부는: 상기 제1 복셀들과 상기 샘플링 위치들 간의 위치 관계를 기반으로, 상기 제1 복셀 값들을 3차원 보간하여 상기 샘플링 위치들에 대해 상기 밝기 값들을 산출하고; 상기 밝기 값들의 상기 법선 방향으로의 변화량을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터에서 변곡점을 추출하고, 상기 변곡점과 상기 각 정점을 대응점들로 결정하고; 그리고 상기 각 정점과 상기 변곡점 간의 거리 오차를 산출하고, 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 위치 정렬을 위해 상기 거리 오차가 최소화되는 이동 방향을 결정하도록 구성될 수 있다.

[0024] 상기 3차원 데이터 정렬부는: 상기 각 정점의 위치에서 상기 제1 복셀 값들을 미분하여 상기 제1 복셀 값들의 변화 방향을 산출하고; 상기 제2 3차원 데이터에서 추출된 상기 각 정점의 주위에서 샘플링 위치들을 결정하고; 상기 제1 복셀 값들의 변화 방향을 기반으로 상기 샘플링 위치들에서의 상기 밝기 값들을 산출하고; 그리고 상기 밝기 값들의 변화량을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 거리 오차가 최소화되는 이동 방향을 결정하도록 구성될 수 있다.

[0025] 상기 3차원 데이터 정렬부는: 상기 제1 3차원 데이터에서 상기 각 정점의 주위에 위치하는 복셀들 중 금속 재질의 아티팩트와 관련하여 설정된 기준 밝기를 초과하는 복셀 값을 가지는 복셀들을 제외하여 상기 제1 복셀들을 추출하도록 구성될 수 있다.

[0026] 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 장치는, 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 상기 위치 변환 정보를 기반으로, 상기 제1 3차원 데이터로부터 제1 표면을 추출하는 세그멘테이션부를 더 포함할 수 있다.

[0027] 상기 세그멘테이션부는: 상기 제2 3차원 데이터에서 추출된 제2 표면을 상기 위치 변환 정보에 따라 위치 변환하고; 그리고 상기 위치 변환 정보에 따라 변환된 제2 표면에 대응되는 상기 제1 3차원 데이터의 밝기 값들을

추출하여 상기 제1 표면을 추출하도록 구성될 수 있다.

- [0028] 본 발명의 다른 실시예에서, 상기 3차원 데이터 정렬부는: 상기 제1 3차원 데이터에서 상기 정점의 주위의 복셀들의 밝기값 분포를 산출하고; 상기 정점의 주위의 복셀들의 밝기값 분포에서 밝기값 편차를 기반으로 상기 제1 복셀들을 결정하고; 그리고 상기 제1 복셀들의 위치들을 기반으로 상기 대응점들을 결정하도록 구성될 수 있다.
- [0029] 상기 제1 3차원 데이터는 CT(Computed Tomography) 또는 MRI(Magnetic Resonance Imaging)에 의해 상기 측정 대상에 대해 획득되는 볼륨 데이터를 포함할 수 있다. 상기 볼륨 데이터는 일정한 간격으로 분할된 복셀들의 밝기 정보를 포함할 수 있다. 상기 제2 3차원 데이터는 광학식 3차원 스캐너에 의해 상기 측정 대상에 대해 획득되는 표면 데이터를 포함할 수 있다. 상기 표면 데이터는 정점들의 위치 정보와 상기 정점들의 법선 벡터 정보를 포함할 수 있다.
- [0030] 상기 제1 3차원 데이터는 치아 및 상기 치아의 뿌리에 대해 획득된 볼륨 데이터를 포함할 수 있다. 상기 제2 3차원 데이터는 상기 치아, 상기 치아의 인상체, 및 상기 인상체로 획득한 석고 모델 중 적어도 하나의 표면에 대해 획득된 표면 데이터를 포함할 수 있다.
- [0031] 본 발명의 다른 측면에 따른 3차원 데이터 정렬 방법은, 3차원 데이터 정렬부에 의해, 측정 대상과 관련하여 상기 데이터 형태로 표현된 제1 3차원 데이터와 제2 3차원 데이터 간의 위치를 정렬하는 단계를 포함한다. 상기 제1 3차원 데이터는 상기 측정 대상과 관련하여 복셀 형태로 획득된 3차원 데이터이고, 상기 제2 3차원 데이터는 상기 측정 대상과 관련하여 표면 형태로 획득된 3차원 데이터이다. 상기 위치를 정렬하는 단계는: 상기 제2 3차원 데이터에서 하나 이상의 정점을 추출하는 단계; 상기 제2 3차원 데이터에서 추출된 각 정점의 위치를 기준으로, 상기 제1 3차원 데이터에서 상기 각 정점의 주위에 위치하는 제1 복셀들의 제1 복셀 값들을 추출하는 단계; 상기 제1 3차원 데이터에서 추출한 상기 제1 복셀 값들을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 대응점들을 결정하는 단계; 그리고 상기 대응점들을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 위치 오차를 최소화하는 위치 변환 정보를 산출하는 단계를 포함한다.
- [0032] 상기 위치를 정렬하는 단계는: 상기 제2 3차원 데이터에서 추출된 상기 각 정점의 법선 방향을 따라 소정의 간격으로 샘플링 위치들을 결정하는 단계; 그리고 상기 샘플링 위치들 간의 상기 제1 복셀 값들의 변화량 및 변화 방향 중 적어도 하나를 기반으로 상기 위치 변환 정보를 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0033] 상기 위치 변환 정보를 결정하는 단계는: 상기 제1 복셀들과 상기 샘플링 위치들 간의 위치 관계를 기반으로, 상기 제1 복셀 값들을 3차원 보간하여 상기 샘플링 위치들에 대해 밝기 값들을 산출하는 단계; 상기 밝기 값들의 상기 법선 방향으로의 변화량을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터에서 변곡점을 추출하고, 상기 변곡점과 상기 각 정점을 대응점들로 결정하는 단계; 그리고 상기 각 정점과 상기 변곡점 간의 거리 오차를 산출하고, 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 위치 정렬을 위해 상기 거리 오차가 최소화되는 이동 방향을 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0034] 상기 위치 변환 정보를 결정하는 단계는: 상기 각 정점의 위치에서 상기 제1 복셀 값들을 미분하여 상기 제1 복셀 값들의 변화 방향을 산출하는 단계; 상기 제2 3차원 데이터에서 추출된 상기 각 정점의 주위에서 샘플링 위치들을 결정하는 단계; 상기 제1 복셀 값들의 변화 방향을 기반으로 상기 샘플링 위치들에서의 상기 밝기 값들을 산출하는 단계; 그리고 상기 밝기 값들의 변화량을 기반으로 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 거리 오차가 최소화되는 이동 방향을 결정하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0035] 상기 위치를 정렬하는 단계는: 상기 제1 3차원 데이터에서 상기 각 정점의 주위에 위치하는 복셀들 중 금속 재질의 아티팩트와 관련하여 설정된 기준 밝기를 초과하는 복셀 값을 가지는 복셀들을 제외하여 상기 제1 복셀들을 추출할 수 있다.
- [0036] 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 방법은, 세그멘테이션부에 의해, 상기 제1 3차원 데이터와 상기 제2 3차원 데이터 간의 상기 위치 변환 정보를 기반으로, 상기 제1 3차원 데이터로부터 제1 표면을 추출하는 단계를 더 포함할 수 있다.
- [0037] 상기 제1 표면을 추출하는 단계는: 상기 제2 3차원 데이터에서 추출된 제2 표면을 상기 위치 변환 정보에 따라 위치 변환하는 단계; 그리고 상기 위치 변환 정보에 따라 변환된 제2 표면에 대응되는 상기 제1 3차원 데이터의 밝기 값들을 추출하여 상기 제1 표면을 추출하는 단계를 포함할 수 있다.
- [0038] 본 발명의 다른 실시예에서, 상기 위치를 정렬하는 단계는: 상기 제1 3차원 데이터에서 상기 정점의 주위의 복셀들의 밝기값 분포를 산출하는 단계; 상기 정점의 주위의 복셀들의 밝기값 분포에서 밝기값 편차를 기반으로

상기 제1 복셀들을 결정하고; 그리고 상기 제1 복셀들의 위치들을 기반으로 상기 대응점들을 결정하는 단계를 포함할 수 있다.

[0039] 본 발명의 또 다른 측면에 따르면, 상기 3차원 데이터 정렬 방법을 실행하기 위한 프로그램이 기록된 컴퓨터로 판독 가능한 기록 매체가 제공된다.

발명의 효과

[0040] 본 발명의 실시예에 의하면, 볼륨 데이터에서 표면을 추출하는 세그멘테이션(segmentation) 과정 없이도, 볼륨 데이터와 표면 데이터 간의 위치 정렬이 가능한 3차원 데이터 정렬 장치, 3차원 데이터 정렬 방법 및 기록 매체가 제공된다.

[0041] 또한, 본 발명의 실시예에 의하면, 환자에 이식된 금속 재질 등의 아티팩트(artifact)로 인한 왜곡 현상을 방지할 수 있는 3차원 데이터 정렬 장치, 3차원 데이터 정렬 방법 및 기록 매체가 제공된다.

도면의 간단한 설명

[0042] 도 1은 종래의 볼륨-표면 데이터 간 정렬 방법의 순서도이다.

도 2는 종래의 방법에 따라 볼륨 데이터에 대한 세그멘테이션을 통해 추출된 표면 데이터의 예시도이다.

도 3은 종래의 방법에 따라 3차원 광학식 스캐너에 의해 생성된 표면 데이터와, 세그멘테이션을 통해 생성된 표면 데이터 간의 위치를 정렬한 것을 나타낸 예시도이다.

도 4는 본 발명의 실시예에 따라 3차원 볼륨 데이터와 3차원 표면 데이터의 위치를 정렬하여 3차원 통합 데이터를 생성하는 것을 나타낸 예시도이다.

도 5는 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 장치를 포함하는 3차원 데이터 생성 장치의 구성도이다.

도 6은 3차원 볼륨데이터 생성부의 예시도이다.

도 7은 3차원 볼륨데이터 생성부에 의해 생성된 3차원 볼륨데이터의 예시도이다.

도 8은 3차원 표면데이터 생성부의 예시도이다.

도 9는 3차원 표면데이터 생성부에 의해 생성된 3차원 표면데이터의 예시도이다.

도 10은 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 장치의 구성도이다.

도 11은 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 방법의 개략적인 순서도이다.

도 12는 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 방법의 순서도이다.

도 13은 도 12의 단계 S10의 순서도이다.

도 14는 본 발명의 실시예에 따라 표면 데이터에서 정점들을 추출하고, 정점의 법선 벡터를 산출한 것을 나타낸 예시도이다.

도 15는 도 13의 단계 S14를 설명하기 위한 개념도이다.

도 16은 3차원 볼륨데이터 생성부에 의해 획득된 볼륨 데이터에 표면 데이터에서 추출한 정점의 위치를 나타낸 예시도이다.

도 17은 도 16의 'A' 부 확대도이다.

도 18은 본 발명의 실시예에 따라 샘플링 위치들의 밝기 프로파일을 기반으로 표면 데이터의 정점에 대응하는 에지포인트를 검출하는 과정을 설명하기 위한 개념도이다.

도 19는 본 발명의 실시예에 따라 대응점들 간의 거리를 기반으로 표면 데이터와 볼륨 데이터 간의 위치 변환 관계를 산출하는 과정을 설명하기 위한 개념도이다.

도 20은 금속 재질의 아티팩트로 인한 문제를 보여주는 예시도이다.

도 21은 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 방법을 설명하기 위한 예시도이다.

도 22는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 방법의 순서도이다.

도 23은 도 22의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 방법을 설명하기 위한 예시도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0043] 본 발명의 이점 및 특징, 그리고 그것들을 달성하는 방법은 첨부되는 도면과 함께 상세하게 후술되어 있는 실시예들을 참조하면 명확해질 것이다. 그러나 본 발명은 이하에서 개시되는 실시예들에 한정되는 것이 아니라 서로 다른 다양한 형태로 구현될 수 있으며, 단지 본 실시예들은 본 발명의 개시가 완전하도록 하고, 본 발명이 속하는 기술분야에서 통상의 지식을 가진 자에게 발명의 범주를 완전하게 알려주기 위해 제공되는 것이며, 본 발명은 청구항의 범주에 의해 정의될 뿐이다. 명세서 전체에 걸쳐 동일 참조 부호는 동일 구성 요소를 지칭한다.
- [0044] 본 명세서에서, 어떤 부분이 어떤 구성요소를 "포함"한다고 할 때, 이는 특별히 반대되는 기재가 없는 한 다른 구성요소를 제외하는 것이 아니라 다른 구성요소를 더 포함할 수 있는 것을 의미한다. 본 명세서에서 사용되는 '~부'는 적어도 하나의 기능이나 동작을 처리하는 단위로써, 예를 들어 소프트웨어, FPGA 또는 하드웨어 구성요소를 의미할 수 있다. '~부'에서 제공하는 기능은 복수의 구성요소에 의해 분리되어 수행되거나, 다른 추가적인 구성요소와 통합될 수도 있다. 본 명세서의 '~부'는 반드시 소프트웨어 또는 하드웨어에 한정되지 않으며, 어드레싱할 수 있는 저장 매체에 있도록 구성될 수도 있고, 하나 또는 그 이상의 프로세서들을 재생시키도록 구성될 수도 있다. 이하에서는 도면을 참조하여 본 발명의 실시예에 대해서 구체적으로 설명하기로 한다.
- [0045] 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 장치 및 3차원 데이터 정렬 방법은 3차원 표면 데이터(Surface data)와 3차원 볼륨 데이터(Volumetric data)와 같이, 서로 다른 데이터 표현 방식을 가지는 2종 이상의 3차원 데이터 간의 위치를 정렬하기 위해 제공될 수 있다. 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 방법은 볼륨 데이터에서 표면을 추출하는 세그멘테이션(segmentation) 과정 없이 볼륨 데이터와 표면 데이터 간의 위치 정렬을 수행할 수 있다.
- [0046] 도 4는 본 발명의 실시예에 따라 3차원 볼륨 데이터와 3차원 표면 데이터의 위치를 정렬하여 3차원 통합 데이터를 생성하는 것을 나타낸 예시도이다. 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 방법은 도 4에 도시된 바와 같이 서로 다른 형태의 상이한 3차원 데이터를 모두 사용해야 하는 경우에 적용될 수 있다. 예를 들어, 광학식 3차원 스캐너에 의해 획득된 표면 데이터와 CT에 의해 획득된 볼륨 데이터를 모두 활용하면, 3차원 스캐너에 의해 획득된 표면 데이터의 높은 정확도와, 육안으로 확인이 어려운 환부 내부의 모습을 파악할 수 있는 볼륨 데이터의 이점을 활용하여, 교정 치료시 치아 및 얼굴 형태의 치료 전 상태 확인과 치료 후 예상되는 변화에 대한 예측 등이 가능하다.
- [0047] 표면 데이터와 볼륨 데이터는 임플란트 수술 계획시에 망실된 환부 주위의 치아의 형태 및 턱뼈와 치아의 뿌리, 신경 등의 정보를 고려하여 임플란트의 삽입 방향을 결정하는데 활용될 수 있으며, 보철물 디자인을 위해서는 3차원 표면 데이터를 활용하고 임플란트 식립을 위해서는 볼륨 데이터를 활용할 수 있다. 또한, 치아와 턱뼈 뿐만 아니라 환자 얼굴 등 환자의 상악/하악 전체 부위에 대한 통합 3차원 데이터를 치아 및 턱뼈 관련 질환 진료 및 치료에 활용할 수 있다. 서로 다른 장치에서 획득한 3차원 데이터는 공간 상의 위치 기준이 서로 다르고, 데이터의 위치도 서로 다르기 때문에, 두 종류의 데이터를 같이 사용하기 위해서는 위치 정렬이 필요하다. 서로 다른 종류의 데이터 간 위치 정렬을 위해서는 데이터 간 위치 변환을 위한 정보가 필요하다.
- [0048] 도 5는 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 장치를 포함하는 3차원 데이터 생성 장치의 구성도이다. 도 5를 참조하면, 3차원 데이터 생성 장치는 3차원 볼륨데이터 생성부(100)와, 3차원 표면데이터 생성부(200), 및 3차원 데이터 정렬 장치(300)를 포함할 수 있다.
- [0049] 도 6은 3차원 볼륨데이터 생성부의 예시도, 도 7은 3차원 볼륨데이터 생성부에 의해 생성된 3차원 볼륨데이터의 예시도이다. 도 6 및 도 7을 참조하면, 3차원 볼륨데이터 생성부(100)는 측정 대상에 대해 3차원 볼륨 데이터(Volumetric data)를 생성할 수 있다. 3차원 볼륨데이터 생성부(100)는 CT(Computed Tomography) 또는 MRI(Magnetic Resonance Imaging) 등의 3차원 데이터 생성 장치로 제공될 수 있다. 볼륨 데이터(또는 복셀 데이터)는 일정한 간격으로 분할된 복셀들의 밝기 정보를 포함할 수 있다. 복셀들의 밝기 정보는 측정 대상의 영역별로 X-ray의 투과율에 따라 기록될 수 있다. 볼륨 데이터는 복셀(Voxel) 구조 내에 밝기(Intensity) 값을 가지고 있는 형태로 표현될 수 있다.
- [0050] 덴탈 CAD/CAM 분야에서 볼륨 데이터는 DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine) 파일 포맷을 사용하여 저장/표현될 수 있다. DICOM 포맷은 밝기(Intensity) 외에 환자 정보 혹은 생성자 등의 90여가지 이상

의 정보를 기록할 수 있다. 실시예에서, 볼륨 데이터는 X-ray CT(Computed Tomography)에 의해 획득될 수 있다. 볼륨 데이터는 3축 방향(Sagittal, Axial, Coronal)으로 나뉠 수 있다.

- [0051] 도 6의 (a)는 일반적인 의료용 CT 장치에서 사용되는 부채꼴 형태의 X-ray 빔을 이용한 CT 장치의 예시도이고, (b)는 CBCT(Cone Beam Computed Tomography) 장치의 예시도이다. 부채꼴 X-ray를 사용하는 CT 장치는 CBCT 장치에 비해 높은 해상도의 데이터를 얻을 수 있다. 일반적인 의료용 CT 장치에서 도 6의 (a)에 도시된 바와 같이 높은 해상도의 데이터를 얻을 수 있는 부채꼴 형태의 X-ray 빔이 사용될 수 있으나, 덴탈 CAD/CAM 분야에서는 일반적인 CT 장치보다 방사선 피폭량이 적은 원뿔 형태의 X-ray 빔을 사용하는 CBCT가 사용될 수 있다. 투사되는 X-ray의 형태에 따라 획득한 볼륨 데이터의 방향에 따른 해상도 차이가 나타나게 되며, 부채꼴 형태의 X-ray를 사용하는 CT는 비등방성(anisotropic) 볼륨 데이터를 획득하고, CBCT는 등방성(isotropic)의 볼륨 데이터를 획득한다. 3D 데이터 프로세싱 시에는 등방성의 볼륨 데이터가 계산 상 보다 유리하다.
- [0052] 도 8은 3차원 표면 데이터 생성부의 예시도, 도 9는 3차원 표면 데이터 생성부에 의해 생성된 3차원 표면 데이터의 예시도이다. 도 5, 도 8 및 도 9를 참조하면, 3차원 표면 데이터 생성부(200)는 측정 대상에 대해 3차원 표면 데이터를 생성하는 광학식 3차원 스캐너 등으로 제공될 수 있다. 광학식 3차원 스캐너는 측정 대상의 표면의 3차원 형상 정보를 획득할 수 있으며, 치아의 인상체나, 인상체로 획득한 석고 모델 및/또는 치아 표면의 3차원 데이터를 획득할 수 있다.
- [0053] 3차원 표면 데이터를 획득하기 위한 여러 가지 원리의 광학식 3차원 스캐너들이 사용될 수 있다. 예를 들어, 도 8에 도시된 바와 같은 양안시-구조광(Structured Light with Stereo Vision) 방식의 3차원 스캐너가 사용될 수 있다. 양안시-구조광 방식의 3차원 스캐너는 공액 기하를 구성하는 2개 이상의 카메라와, 구조광을 투영할 수 있는 한 개의 프로젝터로 구성될 수 있다. 도 8에는 2대의 카메라로 구성된 구조광 방식의 3차원 스캐너가 예시되어 있으나, 1개의 카메라로 구성된 3차원 스캐너가 사용될 수도 있다.
- [0054] 광학식 3차원 스캐너는 CT 스캐너와는 달리 물체의 내부의 형상 정보를 획득할 수는 없고 물체 표면의 형상 정보만 획득할 수 있다. 이때 획득한 물체 표면의 3차원 데이터는 일반적으로 폴리곤 메쉬(Polygon mesh) 형태로 기록되며, 데이터 저장을 위해 STL(Standard Triangle Language), PLY(Polygon File Format)이나 OBJ 형태의 파일 포맷이 사용될 수 있다. 복셀들(Voxels)로 구성된 3D 볼륨 데이터가 모든 복셀 공간에 밝기(Intensity) 값을 가지고 있는 것과 달리, 폴리곤 메쉬 형태의 표면 데이터는 물체의 표면의 정점들의 위치 정보와 각 정점들의 연결 관계 정보만을 가지고 있다.
- [0055] 종래에 광학식 3차원 스캐너에 의해 서로 다른 방향에서 획득된 복수의 3차원 데이터 간 위치 정렬을 위해 3차원 데이터의 기하학적 정보를 이용하는 방법이 주로 사용되고 있으며, 그 중에서도 ICP(Iterative Closest Point) 방법이 널리 사용되고 있다. ICP는 서로 다른 두 개 이상의 3차원 데이터 간 거리 편차를 최소화하여 위치를 정렬하는 방법으로, 3차원 데이터 프로세싱 분야에서 널리 사용되고 있다.
- [0056] 3차원 데이터의 위치 정렬을 위한 일반적인 ICP 알고리즘은 어느 하나의 데이터에서 표면 상의 정점 중 계산에 사용될 정점들을 추출(샘플링)하고, 다른 데이터에서 각 정점에 대응되는 대응점을 추출하고, 생성된 정점-대응점 그룹에 대한 거리값들의 에너지로 하는 목적함수(Objective Function)를 계산하여, 목적함수의 값을 최소화하는 두 데이터 간 이동 함수를 계산하고, 이동 함수에 의해 데이터의 위치를 이동하는 과정을 종료 조건을 만족할 때까지 반복하여 수행한다.
- [0057] ICP 알고리즘의 특성 상, 양쪽 데이터에서 서로 같은(혹은 위치가 근접한) 점들을 짝지워야 하는데, 볼륨 데이터와 표면 데이터는 데이터 표현 형태가 상이하여 표면 데이터에서 추출한 정점과 대응되는 대응점을 볼륨 데이터에서 정확하게 찾기가 매우 어렵다. 따라서 볼륨 데이터와 표면 데이터 간의 위치 정렬 시에 종래의 ICP 알고리즘을 적용하지 못하게 된다.
- [0058] 볼륨 데이터는 공간 내 모든 물체에 대한 정보를 가지고 있지만, 표면 데이터는 물체의 표면에 대한 기하학적 정보만을 가지고 있으므로, ICP 알고리즘을 이용하여 위치 정렬을 하기 위해서는 양쪽 데이터에 모두 존재하는 정보를 사용해야 한다. 이 때문에, 종래에는 CT로 획득한 볼륨 데이터에서 치아의 3차원 표면 데이터를 추출한 뒤 3차원 스캐너로 획득한 치아의 3차원 표면 데이터와 위치 정렬을 하고 있다.
- [0059] 도 10은 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 장치의 구성도이다. 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 장치(300)는 볼륨 데이터에서 표면을 추출하는 세그멘테이션 과정 없이 볼륨 데이터와 표면 데이터 간의 위치 정렬을 수행하기 위한 것으로, 3차원 데이터 정렬부(310), 세그멘테이션부(320), 입력부(330), 통신부(340), 저장부(350), 표시부(360) 및 제어부(370)를 포함할 수 있다.

- [0060] 3차원 데이터 정렬부(310)는 측정 대상의 형상에 대해 상이한 데이터 형태로 표현된 볼륨 데이터(제1 3차원 데이터)와 표면 데이터(제2 3차원 데이터) 간의 위치를 정렬할 수 있다. 볼륨 데이터는 측정 대상의 형상에 대해 복셀 형태로 획득된 3차원 데이터일 수 있다. 표면 데이터는 측정 대상의 형상에 대해 표면 형태로 획득된 3차원 데이터일 수 있다.
- [0061] 볼륨 데이터(제1 3차원 데이터)는 CT(Computed Tomography) 또는 MRI(Magnetic Resonance Imaging)에 의해 측정 대상에 대해 획득되는 데이터일 수 있다. 볼륨 데이터(또는 복셀 데이터)는 일정한 간격으로 분할된 복셀들의 밝기 정보를 포함할 수 있다. 볼륨 데이터는 복셀(Voxel) 구조 내에 밝기(Intensity) 값을 가지고 있는 형태로 표현될 수 있다.
- [0062] 세그멘테이션부(320)는 3차원 데이터 정렬부(310)에 의해 얻은 볼륨 데이터와 표면 데이터 간의 위치 변환 정보를 기반으로, 볼륨 데이터로부터 표면을 추출할 수 있다. 이때, 제1 표면은 볼륨 데이터와 표면 데이터 간의 위치 정렬을 위해 추출되는 표면이 아니라, 볼륨 데이터와 표면 데이터 간의 위치 정렬 과정에서 얻은 정보를 기반으로, 위치 정렬 이후에 볼륨 데이터에서 추출되는 표면인 점에 유의하여야 한다. 실시예에서, 세그멘테이션부(320)는 표면 데이터에서 추출된 제2 표면을 위치 변환 정보에 따라 위치 변환하고, 표면 데이터와 볼륨 데이터 간의 위치 변환 정보에 따라 볼륨 데이터의 복셀 값들을 추출하여 볼륨 데이터에서 표면을 추출할 수 있다.
- [0063] 입력부(330)는 의료전문가 등의 사용자로부터 3차원 데이터 위치 정렬 등의 각종 명령을 입력받는 사용자 인터페이스부로 제공될 수 있다. 입력부(330)는 키보드, 마우스, 터치패드, 적어도 하나의 버튼 또는 스위치 등의 소정의 입력수단을 포함할 수 있다. 통신부(340)는 3차원 볼륨데이터 생성부(100)로부터 3차원 볼륨 데이터를 입력받고, 3차원 표면데이터 생성부(200)로부터 3차원 표면 데이터를 입력받을 수 있으며, 다양한 유/무선 통신 인터페이스로 제공될 수 있다.
- [0064] 저장부(350)는 3차원 볼륨 데이터, 3차원 표면 데이터, 3차원 볼륨 데이터와 3차원 표면 데이터가 위치 정렬된 데이터, 3차원 볼륨 데이터와 3차원 표면 데이터가 정합된 통합 데이터, 3차원 볼륨 데이터와 3차원 표면 데이터 간의 위치 정렬을 위한 프로그램, 3차원 볼륨 데이터와 3차원 표면 데이터 간의 위치 정렬 결과를 기반으로 세그멘테이션에 의해 3차원 볼륨 데이터으로부터 추출된 표면 데이터, 그 밖의 각종 정보를 저장할 수 있다.
- [0065] 표시부(360)는 3차원 볼륨 데이터, 3차원 표면 데이터, 3차원 볼륨 데이터와 3차원 표면 데이터가 위치 정렬된 데이터, 3차원 볼륨 데이터와 3차원 표면 데이터가 정합된 통합 데이터, 3차원 볼륨 데이터와 3차원 표면 데이터 간의 위치 정렬 결과를 기반으로 세그멘테이션에 의해 3차원 볼륨 데이터로부터 추출된 표면 데이터 등의 정보를 디스플레이부 화면에 표시할 수 있다.
- [0066] 제어부(370)는 3차원 데이터 정렬부(310), 세그멘테이션부(320), 입력부(330), 통신부(340), 저장부(350) 및 표시부(360)로 제어명령을 인가하여 그 동작을 제어하고, 3차원 데이터 위치 정렬을 위한 프로그램을 실행하여 3차원 볼륨 데이터와 3차원 표면 데이터 간의 위치 정렬 기능을 구현할 수 있다. 제어부(370)는 적어도 하나의 프로세서(processor)를 포함할 수 있다.
- [0067] 3차원 데이터 정렬부(310)는 제2 3차원 데이터에서 복수개의 정점을 추출하고, 표면 데이터(제2 3차원 데이터)에서 추출된 각 정점의 위치를 기준으로, 볼륨 데이터(제1 3차원 데이터)에서 각 정점의 주위에 위치하는 복셀들(제1 복셀들)의 밝기 값들(제1 복셀 값들)을 추출할 수 있다. 3차원 데이터 정렬부(310)는 볼륨 데이터(제1 3차원 데이터)에서 추출한 제1 복셀 값들을 기반으로, 볼륨 데이터(제1 3차원 데이터)와 표면 데이터(제2 3차원 데이터) 간의 위치 오차를 최소화하는 위치 변환 정보를 산출할 수 있다. 3차원 데이터 정렬부(310)의 기능, 동작 등은 이후 도 12 내지 도 19를 참조하여 보다 상세히 설명될 것이다.
- [0068] CT로 획득한 3차원 볼륨 데이터의 밝기값은 서로 다른 물체 간 경계면에서 급격하게 변화한다. 예를 들어 치아와 잇몸 조직간 혹은 치아와 구강 내 공기 사이에서 밝기값은 급격하게 변하게 된다. 표면 데이터에서 추출한 정점의 법선 방향 상에서 볼륨 데이터의 밝기 값이 급격하게 변화하는 점은 표면 데이터의 정점에 대응되는 대응점인 것으로 볼 수 있다. 따라서, 샘플링된 정점의 법선 방향으로 향하는 직선을 구한 뒤 직선이 서로 다른 표면 데이터의 면과 만나는 점을 찾는 방식으로, 볼륨 데이터에서 대응점을 찾을 수 있다.
- [0069] 실시예에서, 3차원 데이터 정렬부(310)는 표면 데이터에서 추출된 각 정점의 법선 방향을 따라 소정의 간격으로 샘플링 위치들을 결정하고, 샘플링 위치들의 밝기 값들의 변화량을 기반으로 표면 데이터와 볼륨 데이터 간의 위치 변환 정보를 결정하도록 구성될 수 있다. 이때, 3차원 데이터 정렬부(310)는 제1 복셀들과 샘플링 위치들 간의 위치 관계를 기반으로, 볼륨 데이터의 제1 복셀 값들을 3차원 보간하여 샘플링 위치들에 대해 밝기 값들을 산출할 수 있다.

- [0070] 3차원 데이터 정렬부(310)는 샘플링 위치들의 밝기 값들의 정점의 법선 방향으로의 변화량을 기반으로, 각 정점에 대응되는 변곡점의 위치를 결정할 수 있다. 3차원 데이터 정렬부(310)는 표면 데이터에서 추출된 복수개의 정점과 복수개의 정점에 대응되는 복수개의 변곡점 간의 거리 오차가 최소화되는 이동 방향을 결정할 수 있다.
- [0071] 다른 실시예로, 정점 주변의 밝기값을 3차원 방향으로 모두 미분 후 이동하는 방향을 계산할 수도 있고, 미분한 값을 가지고 고차원 함수를 피팅하여 할 수도 있다. 실시예에서, 3차원 데이터 정렬부(310)는 각 정점의 위치에서 제1 복셀 값들을 미분하여 제1 복셀 값들의 변화 방향을 산출하여, 제1 복셀 값들의 변화 방향 정보를 기반으로 샘플링 위치에서의 밝기 값을 산출할 수도 있다.
- [0072] 실시예에서, 3차원 데이터 정렬부(310)는 볼륨 데이터(제1 3차원 데이터)에서 각 정점의 주위에 위치하는 복셀들 중 아티팩트와 관련하여 설정된 기준 밝기를 초과하는 복셀 값을 가지는 복셀을 제외하여 제1 복셀들을 추출하도록 구성될 수 있다. 즉, 일정 밝기값을 문턱값(threshold value)로 설정해 놓고, 그 이상의 밝기값을 가지는 복셀은 계산에 포함시키지 않는 방법으로 금속 재질 등의 아티팩트(Artifact) 문제를 방지할 수 있다.
- [0073] 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 장치는 덴탈 CAD/CAM 분야 등에 응용될 수 있으며, 예를 들어, 환자의 머리를 측정한 CT/MRI 데이터와 환자의 구강 내 치아 및 조직을 측정한 3차원 데이터를 사용하여 진료 혹은 치료 등을 하는데 활용될 수 있다. 3차원 표면 데이터는 치아의 표면에 대해 획득된 표면 데이터를 포함할 수 있다. 3차원 볼륨 데이터는 치아와 치아의 뿌리에 대해 획득된 볼륨 데이터를 포함할 수 있다.
- [0074] 덴탈 CAD/CAM 분야에서 볼륨 데이터는 DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine) 파일 포맷을 사용하여 저장/표현될 수 있다. DICOM 포맷은 밝기(Intensity) 외에 환자 정보 혹은 생성자 등의 90여가지 이상의 정보를 기록할 수 있다. 실시예에서, 볼륨 데이터는 X-ray CT(Computed Tomography)에 의해 획득될 수 있다. 볼륨 데이터는 3축 방향(Sagittal, Axial, Coronal)으로 나뉠 수 있다.
- [0075] 도 11은 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 방법의 개략적인 순서도이다. 도 11을 참조하면, 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 방법은 종래의 볼륨 데이터에 대한 세그멘테이션으로 인한 문제점을 해결하기 위해 제안된 것으로, 종래의 방법과 달리 세그멘테이션(segmentation)을 하지 않고 볼륨 데이터 상에서 직접 표면 데이터 상의 정점과 대응되는 대응점을 찾은 후 볼륨 데이터와 표면 데이터 간의 위치 정렬을 수행한다.
- [0076] 도 12는 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 방법의 순서도이다. 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 방법은 표면 데이터에서 추출된 하나 이상의 정점을 기반으로, 볼륨 데이터의 복셀 밝기 값들을 기반으로 3차원 공간에 의해 정점의 주위 영역의 밝기 프로파일을 산출하는 단계(S10)와, 밝기 프로파일을 기반으로 표면 데이터에서 추출된 정점에 대응되는 에지포인트(대응점)를 검출하는 단계(S20)와, 표면 데이터의 정점과 에지포인트 간의 거리가 최소화되도록 최적화하여 표면 데이터와 볼륨 데이터 간의 변환 행렬을 산출하는 단계(S30)와, 최적화 과정에 의해 산출된 이동 변환 행렬에 따라 3차원 표면데이터 및/또는 3차원 볼륨데이터의 위치를 이동 변환하는 단계(S40)를 포함한다. 3차원 데이터 정렬 방법의 상기 단계 S10 내지 S40은 표면데이터와 볼륨데이터의 대응점들 간의 거리 오차가 종료 기준을 만족할 때까지 반복될 수 있다.
- [0077] 도 13은 도 12의 단계 S10의 순서도이다. 볼륨 데이터(제1 3차원 데이터)와 표면 데이터(제2 3차원 데이터) 간의 위치 정렬을 위해, 먼저 표면 데이터(제2 3차원 데이터)에서 하나 이상의 정점(vertex)을 추출한다(S12). 본 명세서에서 정점은 표면 데이터의 표면 상의 점을 의미한다. 즉, 표면 데이터 상의 점들은 모두 정점이 될 수 있으며, 정점은 표면 데이터 상의 특정한 조건을 만족하는 점을 의미하는 것으로 제한 해석되지 않는다.
- [0078] 도 14는 본 발명의 실시예에 따라 표면 데이터에서 정점들(P_1, P_2, P_3)을 추출하고, 정점의 법선 벡터(N_1, N_2, N_3)를 산출한 것을 나타낸 예시도이다. 표면 데이터에서 정점(vertex)을 추출하는 방법은 특별한 방법으로 제한되지 않는다. 정점 추출 방법은 데이터 처리 분야에서 잘 알려져 있으므로, 본 명세서에서 자세한 설명은 생략한다. 3차원 표면 데이터와 3차원 볼륨 데이터 간의 위치 정렬을 위하여, 표면 데이터에서 3개 이상의 정점들을 추출하는 것이 바람직하다.
- [0079] 도 15는 도 13의 단계 S14를 설명하기 위한 개념도이다. 도 16은 3차원 볼륨데이터 생성부에 의해 획득된 볼륨 데이터에 표면 데이터에서 추출한 정점의 위치를 나타낸 예시도이다. 도 17은 도 16의 'A'부 확대도이다. 도 13, 도 15 내지 도 17을 참조하면, 표면 데이터에서 정점(10)이 추출되면, 표면 데이터에서 추출된 각 정점(10)의 위치를 기준으로, 볼륨 데이터에서 각 정점(10)의 법선 방향을 따라 소정의 간격으로 샘플링 위치들(20)을 결정할 수 있다(S14).

[0080] 샘플링 위치들(20)이 결정되면, 샘플링 위치들(20)에 대응되는 볼륨 데이터의 제1 복셀들의 밝기 값들(제1 복셀 값들)을 추출하고(S16), 제1 복셀들과 샘플링 위치들 간의 위치 관계를 기반으로, 제1 복셀 값들을 3차원 보간하여 샘플링 위치들(20)에 대해 각각 밝기 값을 산출하여, 각 정점(10)의 법선 방향으로의 밝기 프로파일(Intensity profile)을 생성할 수 있다(S18).

[0081] 도 17은 본 발명의 실시예에 따라 복셀 값들을 3차원 보간하여 샘플링 위치에서의 밝기 값을 산출하는 과정을 설명하기 위한 개념도이다. 실시예에서, 볼륨 데이터에서 샘플링된 정점(10)의 법선 상의 샘플링 위치(I_c)에서의 밝기 값은 샘플링 위치(I_c) 주위의 복셀들의 밝기 값들(I_1 내지 I_8)을 내삽하여 산출할 수 있다. 다양한 내삽 방법들 중 아래의 수식과 같이 가장 기본이 되는 선형 보간 내삽법을 사용할 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다.

$$\begin{aligned} I_p &= (1-t) \cdot I_1 + t \cdot I_3 & I_i &= (1-t) \cdot I_5 + t \cdot I_7 \\ I_q &= (1-t) \cdot I_2 + t \cdot I_4 & I_j &= (1-t) \cdot I_6 + t \cdot I_8 \\ I_{c1} &= (1-s) \cdot I_p + s \cdot I_q & I_{c2} &= (1-s) \cdot I_i + s \cdot I_j \\ I_c &= (1-r) \cdot I_{c1} + r \cdot I_{c2} \end{aligned}$$

[0082]

[0083] 상기 수식에서, I_1 내지 I_8 은 샘플링 위치(I_c) 주위의 8개의 복셀 밝기 값들이고, 's', 'r', 't'는 주위의 복셀들 중 어느 하나의 복셀(I_i) 위치를 기준으로 한 샘플링 위치(I_c)의 복셀 레벨 (x,y,z) 좌표값으로, 각각 0 내지 1 사이의 값을 가질 수 있다.

[0084] 도 18은 본 발명의 실시예에 따라 샘플링 위치들의 밝기 프로파일을 기반으로 표면 데이터의 정점에 대응하는 에지포인트를 검출하는 과정을 설명하기 위한 개념도이다. 도 18에서 가로축은 정점(10)의 위치를 기준으로 하는 샘플링 위치(복셀 레벨)를 나타내고, 세로축은 볼륨 데이터의 복셀 밝기 값들을 3차원 보간하여 각 샘플링 위치(20)에서 측정된 밝기 값을 나타낸다. 도 18에서 밝기 값들이 급격하게 변화하는 구간은 볼륨 데이터에서 측정 대상의 표면이 존재하는 에지 영역(E)에 해당한다. 도 18에서 가로축의 샘플링 위치가 '0' 인 위치는 표면 데이터 상의 정점(10)의 위치이다.

[0085] 볼륨 데이터와 표면 데이터 간 초기 위치가 충분히 근접해 있으면 정점(10) 부근의 샘플링 위치(20)에서 볼륨 데이터 상의 윤곽선(경계면)이 존재하게 된다. 이때 정점(10) 주위의 샘플링 위치들(20)에서의 밝기값의 변화량을 도식화하면 밝기 값이 급격하게 변화하는 그래프를 얻을 수 있다. 이때 밝기 값이 급격하게 변화하는 에지 영역(E)에서의 변곡점이 표면 데이터에서 추출된 정점(10)과 대응되는 대응점(에지포인트, 30)으로 결정될 수 있다. 도 18에서 도면부호 'L'은 정점(10)과 대응점(에지 포인트, 30) 간의 거리 오차이다. 정점(10)에 대응되는 에지포인트(30)는 밝기 프로파일의 에지 영역(E)에서의 변곡점을 산출하여 결정될 수도 있고, 밝기 값들의 변화량이 가장 큰 둘 혹은 그 이상의 에지 영역(E) 내의 샘플링 위치들 중 어느 하나의 위치로 결정되거나, 에지 영역(E) 내의 샘플링 위치들에 대한 산출/기하 평균 등의 통계 처리에 의해 결정될 수도 있다.

[0086] 밝기 프로파일은 샘플링 위치들(20) 간의 밝기 값들의 변화량을 기반으로 볼륨 데이터와 표면 데이터 간의 위치 변환 정보를 결정하는데 활용될 수 있다. 3차원 표면 데이터에서 추출된 각 정점(10)의 대응점을 찾기 위해서 정점(10)의 법선 벡터 방향으로 직선을 생성하고 그 직선과 만나는 3차원 볼륨 데이터의 복셀 값들을 사용하면 정점의 법선과 나란한 직선 상의 샘플링 위치들에서 밝기 프로파일을 생성할 수 있다. 3차원 볼륨 데이터에서 정점(10)을 중심으로 정점(10)의 표면에 대한 법선 벡터 방향으로 일정 간격으로 밝기 값을 샘플링하면 볼륨 데이터에서 법선 벡터 방향으로의 밝기 값의 변화량을 알 수 있다.

[0087] 샘플링 위치들(20)은 일정한 간격으로 산출될 수도 있고, 구간 별로 상이한 간격으로 산출될 수도 있다. 도 18의 실시예에서, 샘플링 위치들(20)은 단위 복셀 간격으로 샘플링되어 있으나, 샘플링 위치들(20)은 단위 복셀보다 크거나 작은 샘플링 간격으로 샘플링될 수도 있다. 또한, 샘플링 위치들(20)은 정점(10)을 기준으로 법선 방향과 나란한 양 방향으로 각각 샘플링될 수도 있고, 정점(10)을 기준으로 일 방향으로만 샘플링될 수도 있다.

[0088] 본 발명의 다른 실시예에서, 샘플링 위치들(20)은 정점(10)의 표면에 대한 법선 방향으로 샘플링되지 않고, 법선 방향과 상이한 하나 이상의 방향으로 샘플링될 수도 있다. 예를 들어, 다양한 방향으로 샘플링 위치들(20)을 생성하여 각 방향 별로 밝기 프로파일을 생성한 후, 밝기 값의 변화가 가장 크게 나타나는 밝기 프로파일에서 대응점(에지포인트)를 결정하여 위치 변환 정보를 산출하는데 활용할 수도 있다.

- [0089] 도 19는 본 발명의 실시예에 따라 대응점들 간의 거리를 기반으로 표면 데이터와 볼륨 데이터 간의 위치 변환 관계를 산출하는 과정을 설명하기 위한 개념도이다. 도 18 및 도 19를 참조하면, 샘플링 위치들(20)의 밝기 값들(밝기 프로파일)로부터 정점(10)의 법선 방향 밝기 변화량을 파악하여, 각 정점(10)에 대응되는 변곡점(에지 포인트, 30)의 위치를 결정할 수 있으며, 복수개의 정점(10)과 복수개의 정점(10)에 대응되는 복수개의 변곡점(에지 포인트, 30) 간의 거리 오차들(L1, L2, ..., L7)을 최소화할 수 있는 이동 방향(위치 변환 행렬)을 결정할 수 있다.
- [0090] 샘플링 위치들에서의 밝기 값을 산출하는 다른 방법으로, 정점 주변의 밝기값을 3차원 방향으로 모두 미분하여 밝기 값의 변화 방향을 계산한 후, 미분 값을 이용하여 고차원 함수를 피팅하여 샘플링 위치들에서의 밝기 값을 산출할 수도 있다. 이때, 각 정점의 위치에서 볼륨 데이터의 주변 복셀 값들을 미분하여 복셀 값들의 변화 방향을 산출하고, 샘플링 위치에 대응되는 미분값을 반영하여 샘플링 위치의 밝기 값을 산출하여 밝기 프로파일을 생성하고, 밝기 프로파일을 기반으로 볼륨 데이터(제1 3차원 데이터)와 표면 데이터(제2 3차원 데이터) 간의 거리 오차가 최소화되도록 각 정점과 대응점 간의 이동 변환 행렬을 산출할 수 있다.
- [0091] 도 20은 금속 재질의 아티팩트로 인한 문제를 보여주는 예시도이다. 환자의 치아에 금이나 아말감 등 금속 재질의 보철물이 존재할 경우 환자의 CT 데이터는 금속 보철물이 있는 부분에서 밝기 값이 포화 상태가 되어 주변의 볼륨 데이터가 오염될 수 있으며, 이로 인해 볼륨 데이터와 표면 데이터 간의 위치 정렬 결과 역시 왜곡될 수 있다. 이러한 문제를 해결하기 위하여, 본 발명의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 방법은 볼륨 데이터(제1 3차원 데이터)에서 각 정점의 주위에 위치하는 복셀들 중 금속 재질의 아티팩트와 관련하여 설정된 기준 밝기를 초과하는 복셀 값을 가지는 복셀을 제외하여 제1 복셀들을 추출하여 밝기 프로파일 산출에 활용할 수 있다.
- [0092] 실시예에서, 표면 데이터(제2 3차원 데이터)와 볼륨 데이터(제1 3차원 데이터) 간의 위치 변환 정보를 기반으로, 볼륨 데이터(제1 3차원 데이터)로부터 제1 표면을 추출할 수 있다. 이때, 표면 데이터(제2 3차원 데이터)에서 추출된 제2 표면을 위치 변환 정보에 따라 위치 변환하고, 위치 변환된 제2 표면을 기준으로 볼륨 데이터(제1 3차원 데이터)의 밝기 값들을 추출하여 제1 표면을 추출할 수 있다.
- [0093] 표면 데이터에서 추출된 표면의 3차원 볼륨 데이터 상의 위치를 참조하여 3차원 볼륨 데이터에 대해 자동 세그멘테이션을 수행하여 3차원 볼륨 데이터로부터 표면을 추출할 수 있다. 실시예에서, 볼륨 데이터 - 스캔 표면 데이터 간 위치 정렬을 실시하여 최종 위치를 결정한 후, 위치 정렬 결과를 참조하여 볼륨 데이터에서 새로운 표면 데이터를 생성할 수 있다. 이때 볼륨 데이터에서 표면 데이터를 생성하는 방법은 최종 위치 정렬된 상태에서 에지 포인트들(변곡점들)을 모두 찾은 뒤 각 에지 포인트들을 연결하여 볼륨 데이터에서 표면을 생성하는 등의 방법이 사용될 수 있다.
- [0094] 본 발명의 실시예에 의하면, 복셀 데이터의 밝기 변화 정도에 따라 자동으로 최적 세그멘테이션 위치를 계산 가능하므로, 사용자의 숙련도에 따라 발생할 수 있는 휴먼 에러를 제거할 수 있다. 또한, 복셀 데이터에서 표면을 추출하는 세그멘테이션 과정을 생략할 수 있으므로, 3차원 데이터 정렬에 소요되는 작업 시간을 단축할 수 있다. 또한, 저숙련자도 쉽게 표면 데이터와 볼륨 데이터를 얼라인 가능하며, 보다 정확한 3차원 데이터 획득이 가능하다. 또한, 볼륨 데이터에서 표면 추출시 정렬 결과를 활용하여 자동으로 밝기를 결정하여 표면을 추출할 수 있다.
- [0095] 이상에서 복셀(Voxel) 데이터와 표면(Surface) 데이터 간 위치 정렬을 위해 복셀 데이터에서 표면을 추출하는 세그멘테이션(segmentation) 과정을 거치지 않고 표면 데이터에서 샘플링된 포인트의 대응점을 복셀 데이터 상에서 직접 찾아 표면 데이터와 복셀 데이터 간의 정렬을 수행하는 실시예에 대해 설명하였다. 복셀 데이터는 정해진 공간의 내부 물체에 대한 밝기 또는 투과도이고, 내부 물체의 물성에 의하여 결정되므로 경계면에서 밝기의 변화가 심할 것이다. 따라서 복셀 데이터에서 표면(경계면) 상의 정점의 법선 벡터 방향으로 복셀 밝기값(Voxel Value, Scalar)을 1차원 샘플링 후 이를 미분하여 변화량이 큰 부분, 즉 도 21에서 복셀 밝기값들에 대한 1차 미분의 극값, 다시 말해 복셀 밝기값들을 2번 미분했을 때의 부호 변환점(zero-crossing)에 해당하는 위치를 찾아 이를 표면 상의 위치로 추정할 수 있다.
- [0096] 이때, 복셀 데이터는 3차원 스칼라 필드(Scalar Field)로 볼 수 있으며, 3차원 스칼라 필드에서 변화량이 큰 부분을 찾는 데 있어 정점의 경계면 표면의 법선 벡터 방향으로 거리에 따른 복셀 값들의 변화량을 기반으로 대응점을 찾는 방법 이외에, 다른 방법으로 표면 데이터에 대응되는 복셀 데이터 상의 대응점을 찾는 것도 가능하다. 예를 들어, 복셀 데이터의 3차원 스칼라 필드를 각 방향 성분으로 미분(∇ , 그라디언트)하여 복셀 데이터 상의 대응점을 찾을 수 있다. 보다 구체적으로, 복셀 데이터 전체를 3차원 미분한 다음, 표면에서 추출한 각 정점 주변의 특정 공간(예를 들어, 정점을 중심으로 반지름 R의 구 혹은 각 변의 길이가 R인 정사각형 영역

등)을 설정하고, 설정한 공간 내에서 1차 미분의 극값에 해당하는 점을 찾은 다음 그 값을 주변 다른 값들과 비교하여 얼마나 차이가 나는지 확인하여 대응점을 결정할 수도 있다.

[0097] 도 22는 본 발명의 또 다른 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 방법의 순서도이다. 도 23은 도 22의 실시예에 따른 3차원 데이터 정렬 방법을 설명하기 위한 예시도이다. 도 22 및 도 23을 참조하면, 복셀 데이터를 미분하지 않고 복셀 데이터의 밝기값 분포 등을 기반으로 복셀 데이터 상에서 표면 데이터의 정점에 대응되는 대응점을 찾는 것도 가능하다. 예를 들어, 표면 데이터에서 추출한 각 정점 주변의 특정 공간 내에 있는 복셀 데이터의 밝기(intensity)들의 히스토그램(Histogram)을 기반으로 복셀 데이터에서 대응점을 찾을 수 있다.

[0098] 보다 구체적으로 설명하면, 먼저 복셀 데이터에서 표면 데이터의 정점 주위에서 다양한 위치 및/또는 방향으로 복셀들의 밝기값 분포(예를 들어, 히스토그램)를 산출할 수 있다(S22). 도 23에 예시된 복셀 밝기(Intensity) 그래프에서, 가로축은 복셀 위치, 세로축은 복셀 밝기를 나타낸다. 도 23에서 'Set1'은 표면에 대응되는 대응점이 존재하는 구간이고, 복셀 밝기값들이 표면을 경계로 두 개의 밝기(Intensity) 구간(밝기 구간 '1', '11')으로 나누어져 분포되는 경향(밝기값 편차가 큰 경우)을 나타낸다. 이와 달리, 'Set2'는 경계면을 가지지 않는 구간, 다시 말해 균일한 물질 내부에 해당하는 구간으로, 복셀 밝기값들이 일정한 밝기(Intensity)로 유지되는 경향(밝기값 편차가 작은 경우)을 나타낸다. 'Set3'은 노이즈가 심한 구간의 복셀 밝기(Intensity) 분포를 나타내며, 'Set 2'와 같이 밝기값 편차가 작은 경우에 해당한다. 각 복셀 데이터의 히스토그램을 구하면, 'Set 1'은 두 개의 상이한 밝기 구간에서 각각 높은 빈도가 나타나고, 'Set2'은 한 개의 밝기 구간에서만 높은 빈도가 나타나며, 'Set 3'은 특정 구간에서 높은 빈도가 나타나지 않는 형태로 나타난다. 따라서, 복셀 데이터의 밝기값 분포의 밝기값 편차를 기반으로 복셀들 중에서 대응점의 위치를 결정하는데 활용될 제1 복셀들을 결정할 수 있다(S24).

[0099] 도 23의 예에서는, 두 개의 밝기 구간에서 각각 높은 빈도가 나타나는 'Set 1'의 데이터에 해당하는 복셀들을 제1 복셀들로 사용하여 표면 데이터와 복셀 데이터 간의 대응점들을 결정할 수 있다. 이때, 제1 복셀들의 위치들을 기반으로 복셀 데이터와 표면 데이터 간의 대응점들을 결정할 수 있다(S26). 예를 들어, 복셀 데이터의 밝기 히스토그램에서 두 개의 주 성분 중 표면에서 추출된 정점 위치의 밝기와 차이가 큰 밝기를 가지는 복셀 점들의 평균 위치를 산출하는 등의 통계 처리를 기반으로 대응점을 결정할 수 있다.

[0100] 이상에서 주로 치과 치료를 위해 3차원 데이터의 위치를 정렬하는 경우를 예로 들어 본 발명의 실시예에 대해 설명하였으나, 본 발명의 실시예는 치과 치료 이외의 의료 분야나, 의료 분야 이외의 어플리케이션에 적용될 수도 있다. 본 발명의 실시예를 구성하는 모든 구성 요소들이 하나로 결합되어 동작하는 것으로 설명되었다고 해서, 본 발명이 반드시 이러한 실시예에 한정되는 것은 아니다.

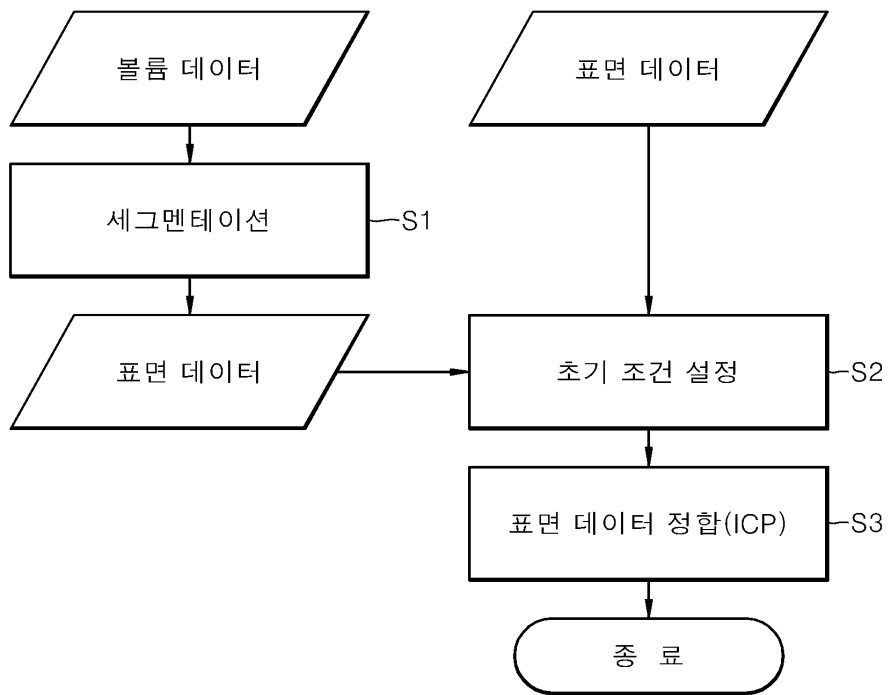
[0101] 본 발명의 목적 범위 안에서라면, 실시예에 따라서는 모든 구성 요소들이 하나 이상으로 선택적으로 결합하여 동작할 수도 있다. 이상의 설명은 본 발명의 기술 사상을 예시적으로 설명한 것에 불과한 것으로서, 본 발명이 속하는 기술 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 본 발명의 본질적인 특성에서 벗어나지 않는 범위에서 다양한 수정 및 변형이 가능할 것이다.

부호의 설명

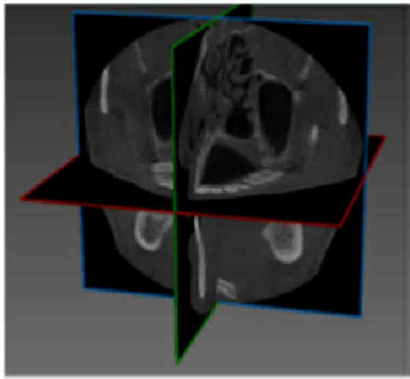
- [0103]
- 10: 정점
 - 20: 샘플링 위치
 - 30: 에지 포인트(대응점, 변곡점)
 - 100: 3차원 볼륨 데이터 생성부
 - 200: 3차원 표면 데이터 생성부
 - 300: 3차원 데이터 정렬 장치

도면

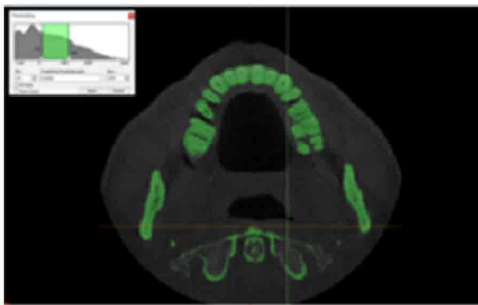
도면1



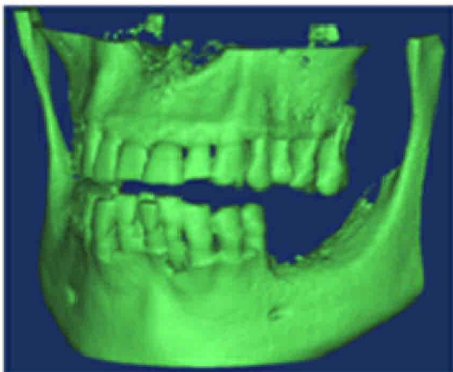
도면2



(a)

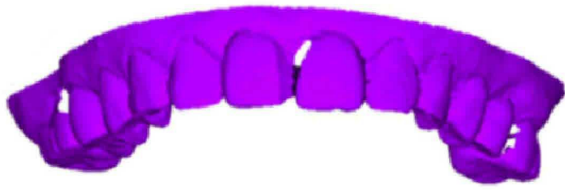


(b)

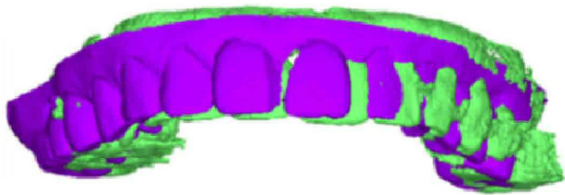


(c)

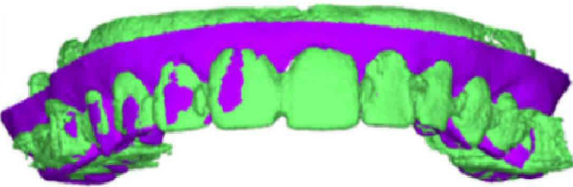
도면3



(a)

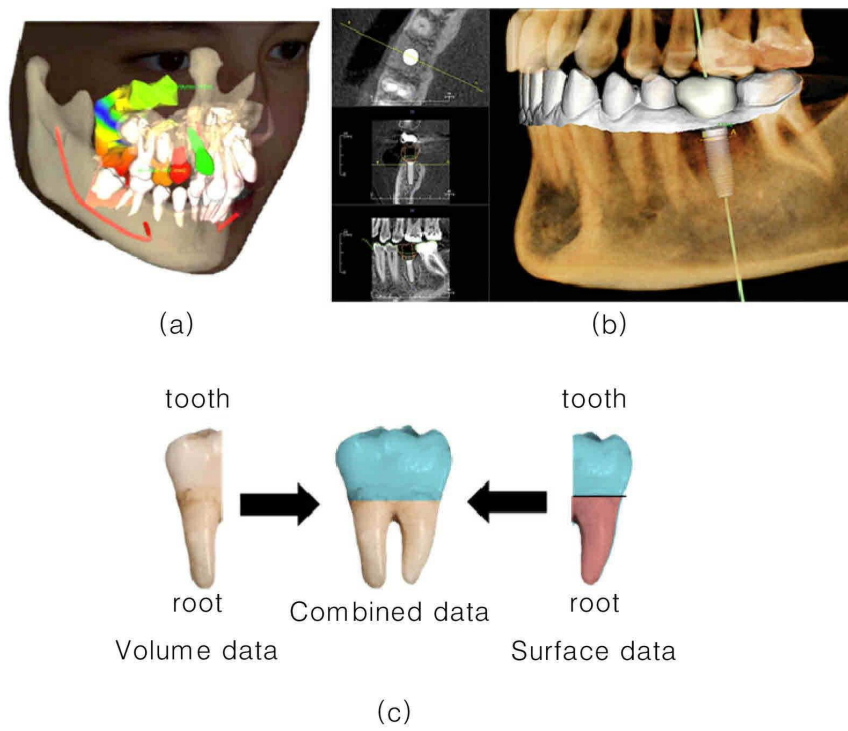


(b)

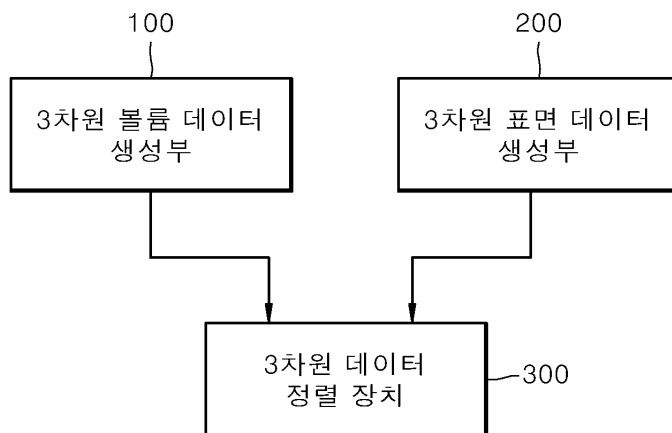


(c)

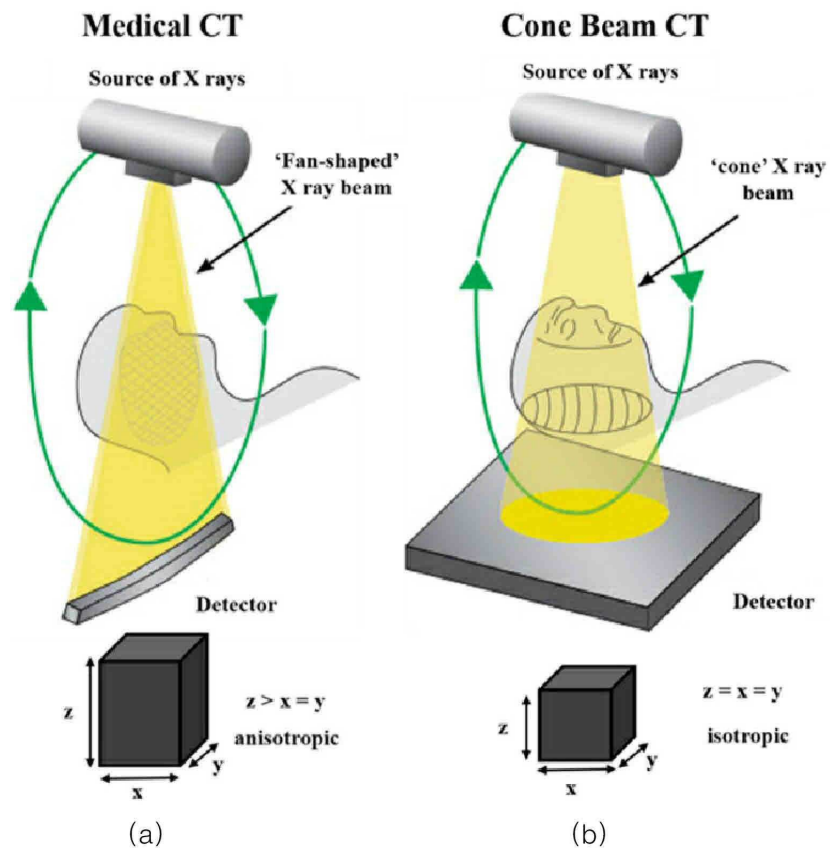
도면4



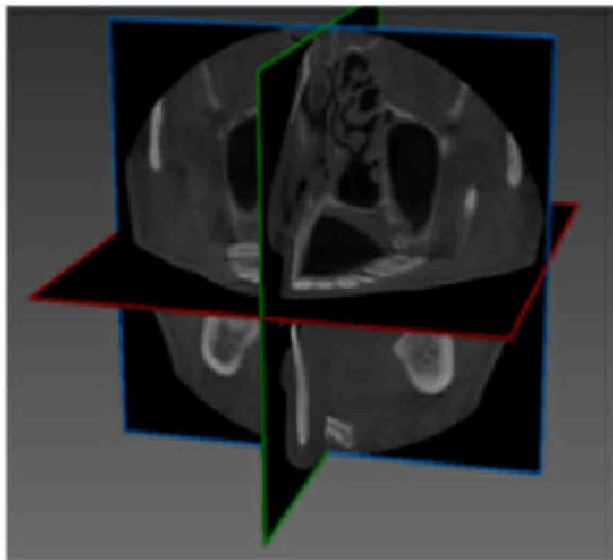
도면5



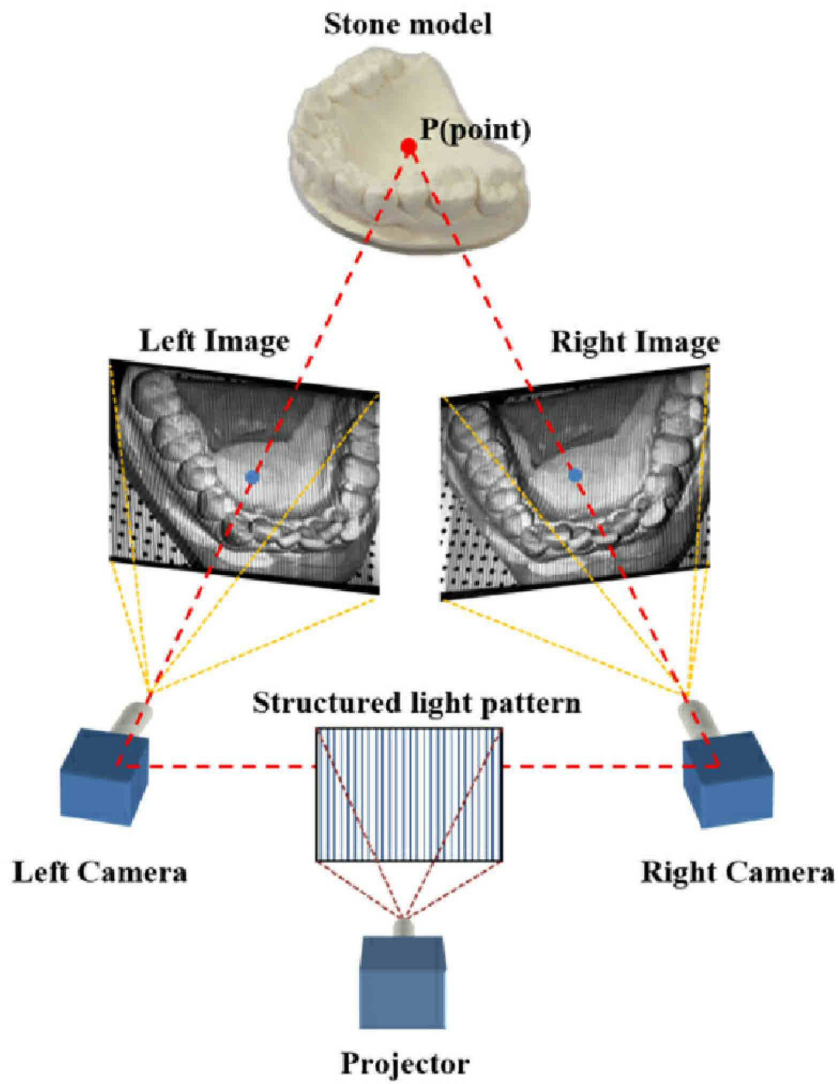
도면6



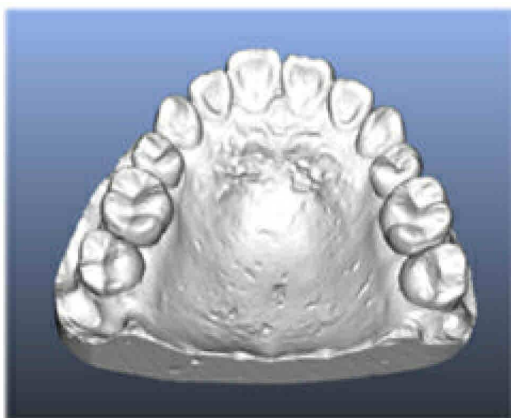
도면7



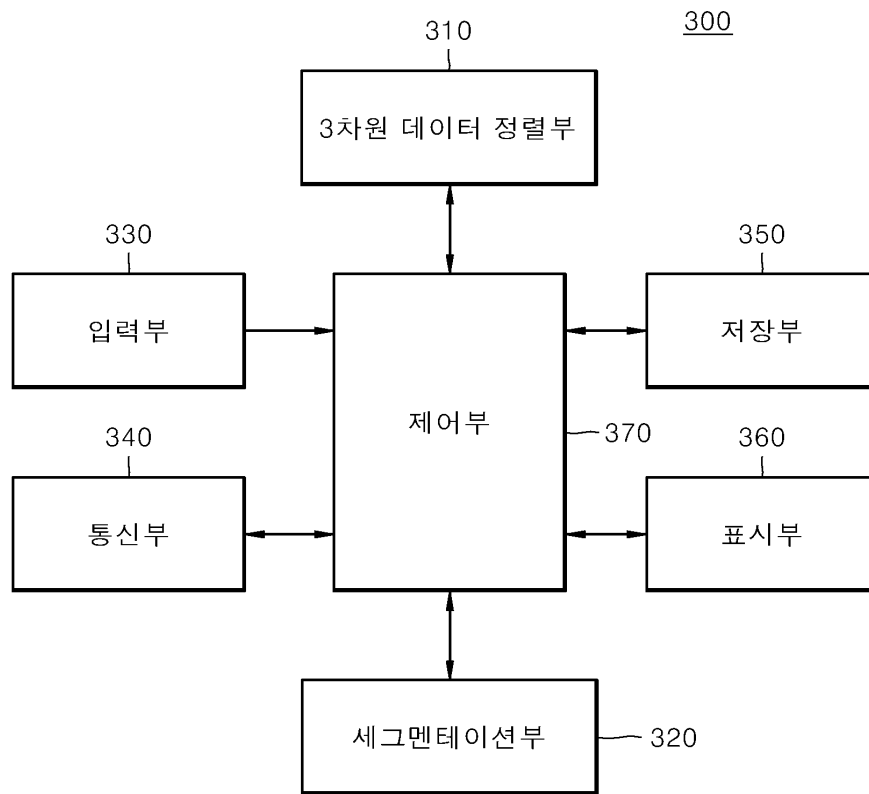
도면8



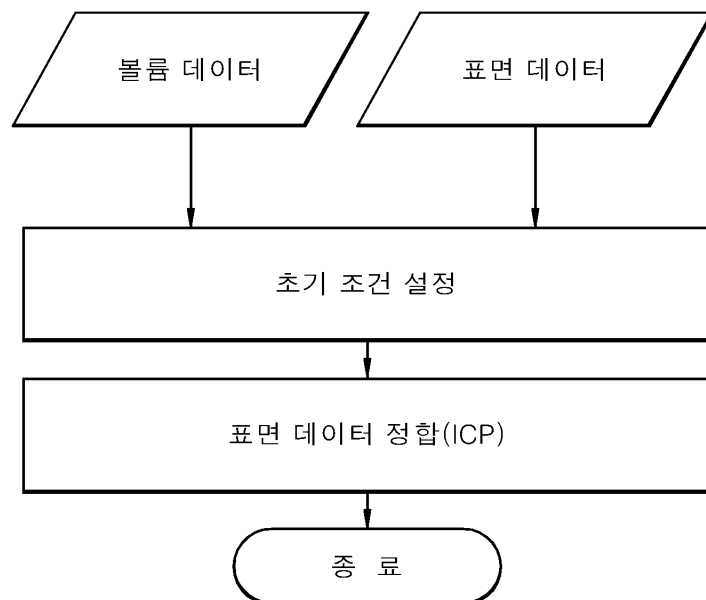
도면9



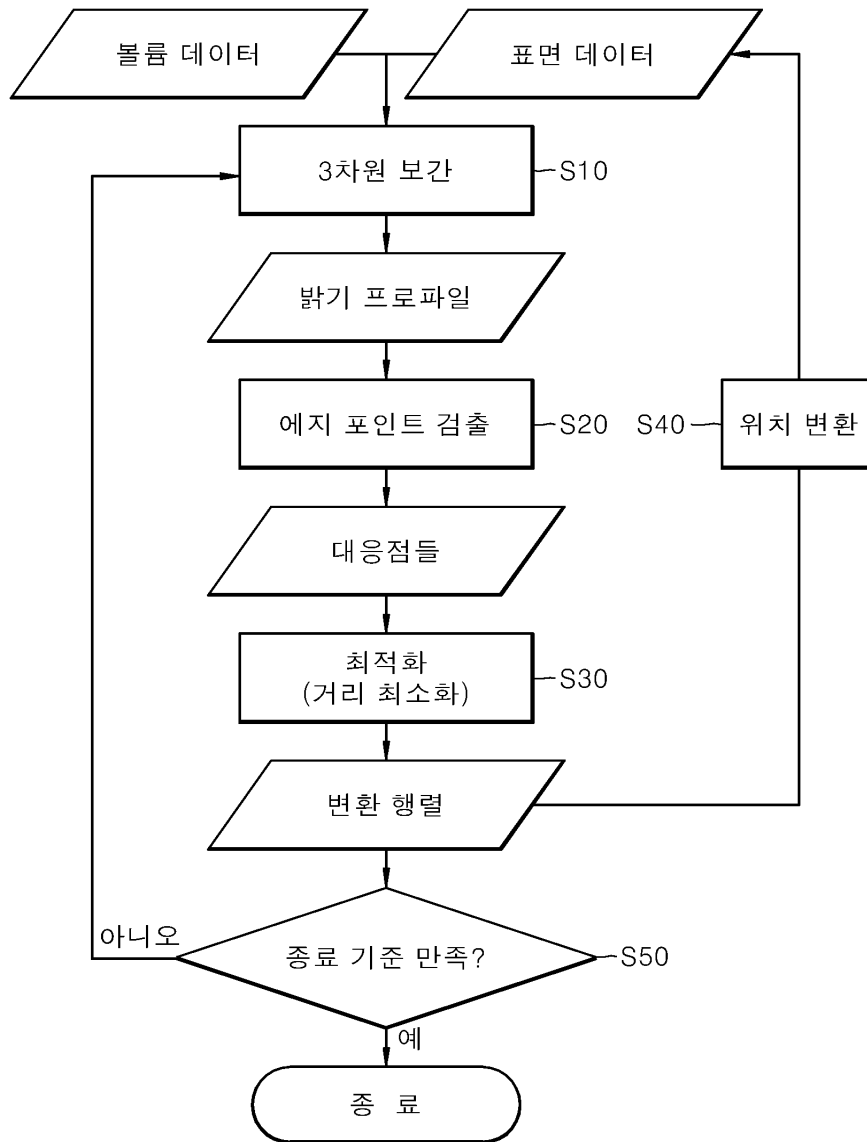
도면10



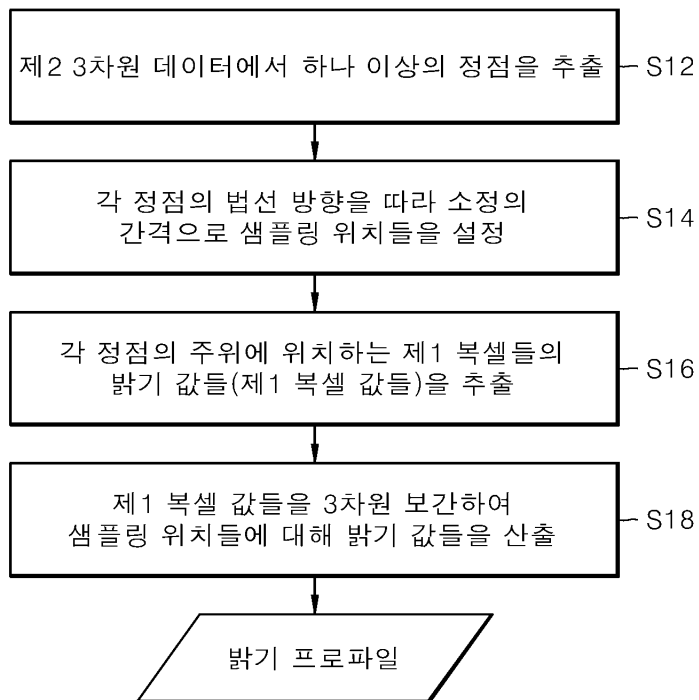
도면11



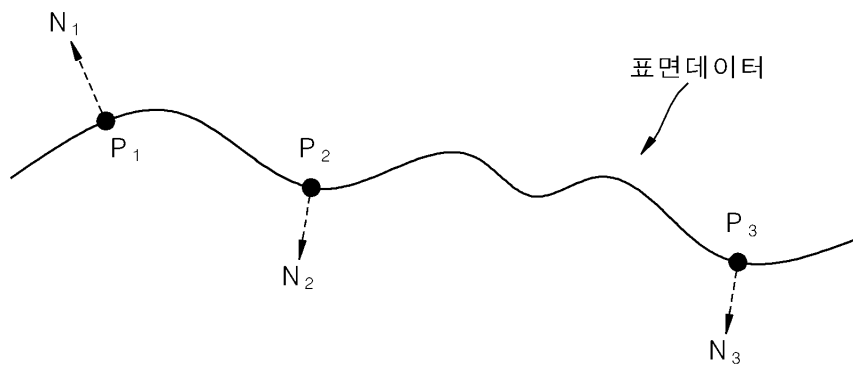
도면12



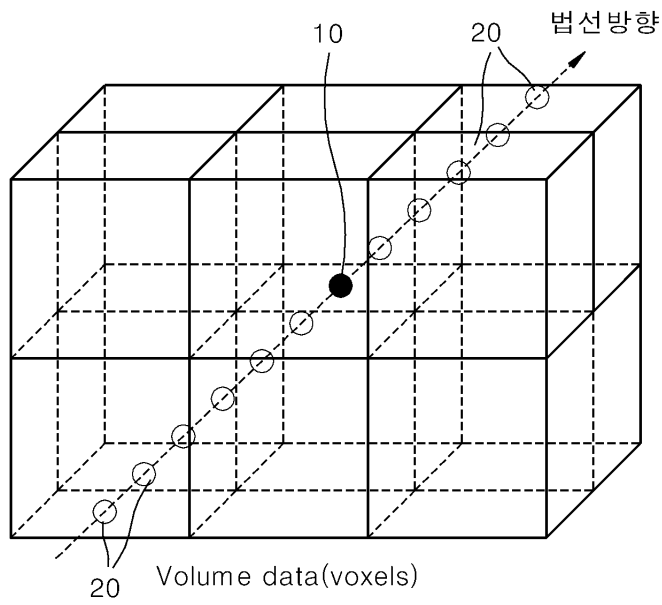
도면13



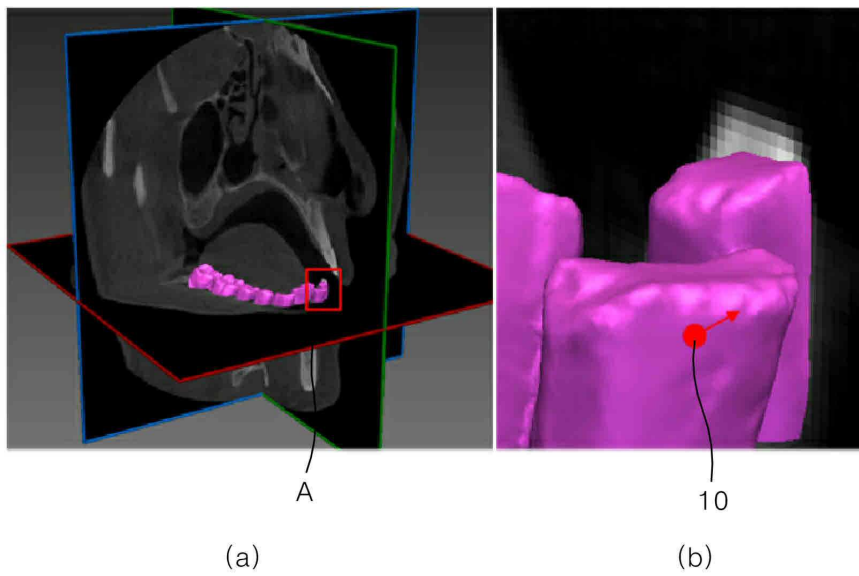
도면14



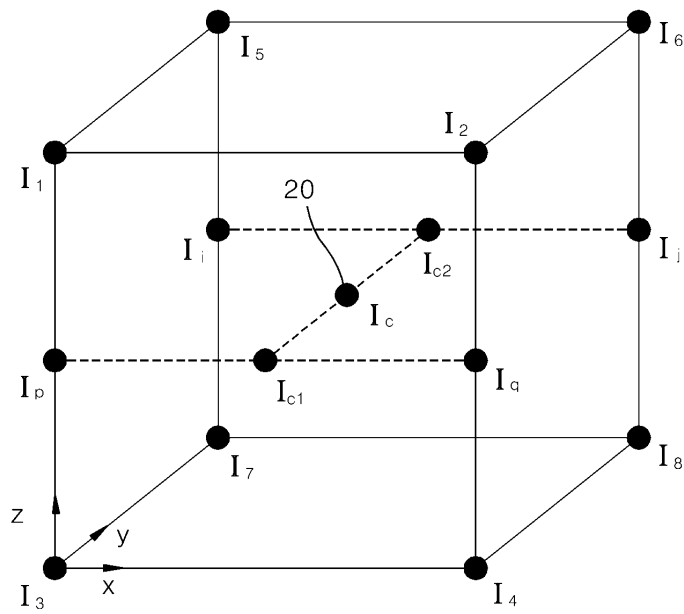
도면15



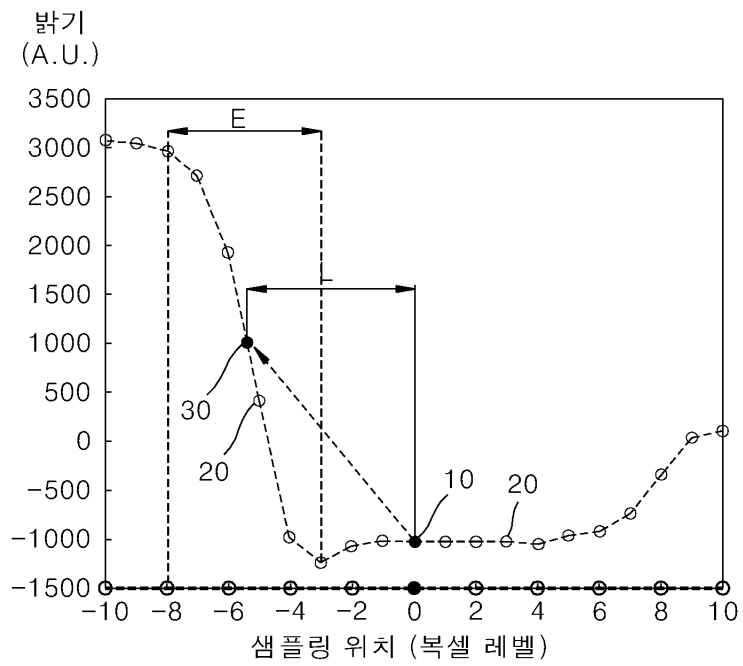
도면16



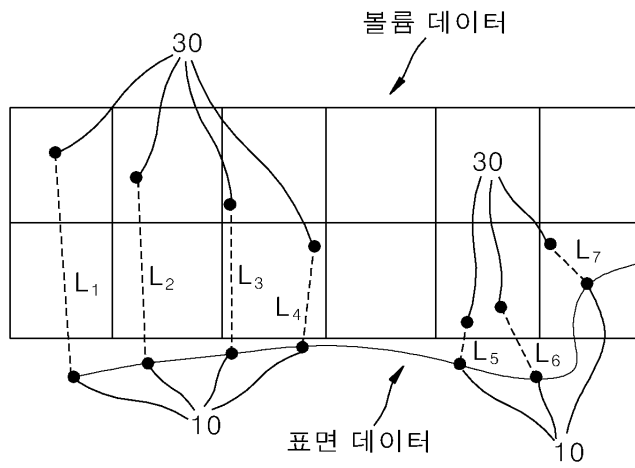
도면17



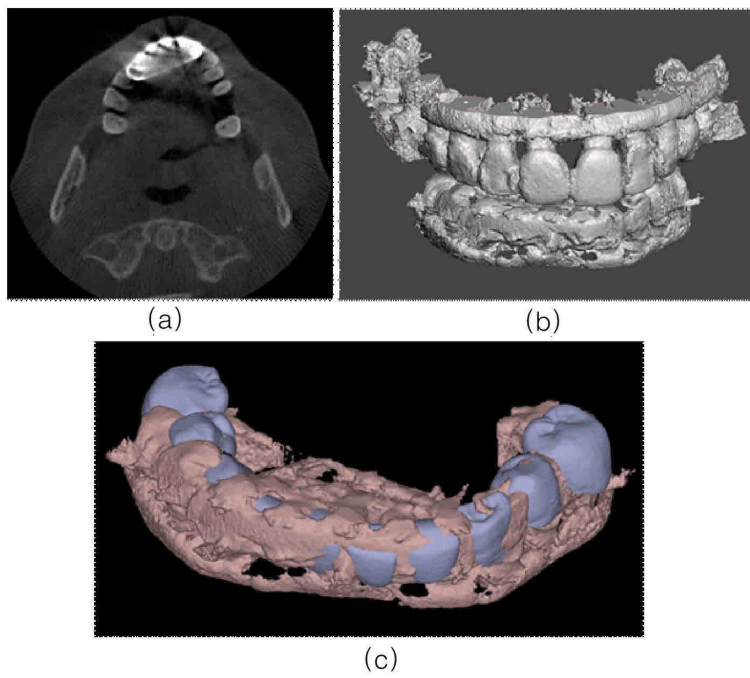
도면 18



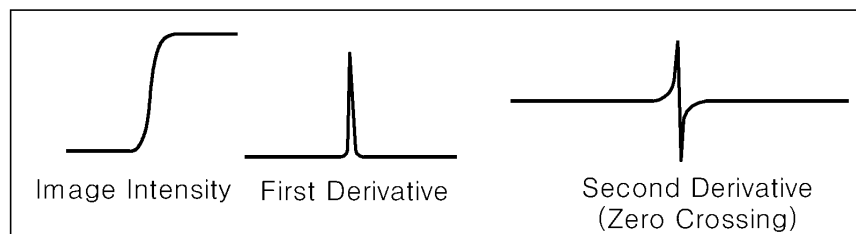
도면19



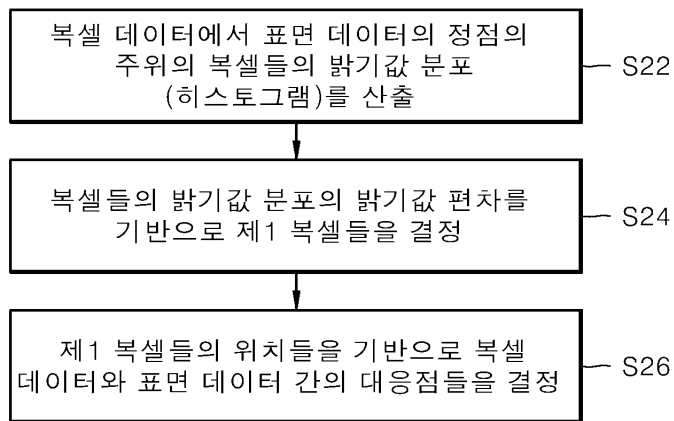
도면20



도면21



도면22



도면23

