



(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년10월24일  
(11) 등록번호 10-1911567  
(24) 등록일자 2018년10월18일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
A61B 6/14 (2006.01) G06T 9/20 (2006.01)  
(21) 출원번호 10-2013-7024437  
(22) 출원일자(국제) 2012년03월19일  
심사청구일자 2017년01월12일  
(85) 번역문제출일자 2013년09월16일  
(65) 공개번호 10-2014-0012669  
(43) 공개일자 2014년02월03일  
(86) 국제출원번호 PCT/US2012/029646  
(87) 국제공개번호 WO 2012/129160  
국제공개일자 2012년09월27일  
(30) 우선권주장  
61/454,761 2011년03월21일 미국(US)  
(56) 선행기술조사문헌  
US20100322490 A1  
US20050244794 A1  
JP2008228818 A  
WO2011013771 A1

(73) 특허권자  
케어스트림 덴탈 테크놀로지 톱코 리미티드  
영국 에스더블유1와이6알제이 런던 킹 스트리트  
33 클리브랜드 하우스  
(72) 발명자  
왕 웨이  
미국 뉴욕주 14608 로체스터 베로나 스트리트 150  
페이턴트 레갈 스태프  
송 리웨이  
미국 뉴욕주 14608 로체스터 베로나 스트리트 150  
페이턴트 레갈 스태프  
(뒷면에 계속)  
(74) 대리인  
제일특허법인(유)

전체 청구항 수 : 총 10 항

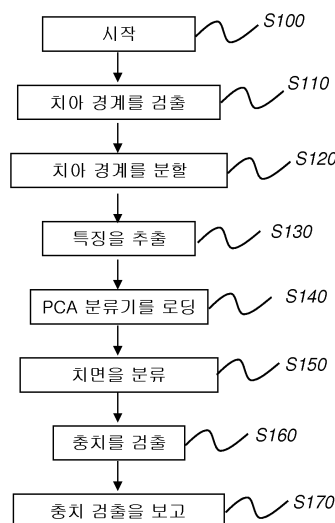
심사관 : 도민환

(54) 발명의 명칭 치면 분류 방법

(57) 요약

구강내 영상화 방법은 하나 이상의 치아의 디지털 영상을 획득하고, 제1 및 제2 경계를 검출한다. 제1 및 제2 경계의 각각에서, 경계의 한 측에서의 치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값 대 경계의 다른 측에서의 배경 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값의 경계비를 계산한다. 계산된 경계비를 저장한다. 제1 경계 근처의 치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값 대 제2 경계 근처의 치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값의 제3의 비를 계산하고, 저장한다. 적어도 계산한 경계비와 제3의 비를 함유하는 벡터를 형성하고 저장한다. 저장한 벡터에 따라 치면을 매끄러움 또는 교합 중 하나로서 분류한다. 분류에 따라 디지털 영상을 처리하고, 처리 결과를 보고한다.

대표도 - 도1



(72) 발명자

**우 잉키안**

미국 뉴욕주 14608 로체스터 베로나 스트리트 150  
페이턴트 레갈 스탭프

**왕 빅터 씨**

미국 뉴욕주 14608 로체스터 베로나 스트리트 150  
페이턴트 레갈 스탭프

**양 지아용**

미국 뉴욕주 14608 로체스터 베로나 스트리트 150  
페이턴트 레갈 스탭프

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

구강내 영상화 방법으로서,

반사율 영상화와 형광 영상화 중 적어도 하나에 의해 하나 이상의 치아의 디지털 영상을 획득하는 단계와,

상기 하나 이상의 치아의 제1 경계 및 제2 경계를 검출하는 단계와,

상기 제1 경계의 한 측에서의 치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값(mean gray-scale value) 대 상기 제1 경계의 다른 측에서의 비-치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값의 제1 비 및 상기 제2 경계의 한 측에서의 치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값 대 상기 제2 경계의 다른 측에서의 비-치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값의 제2 비를 계산하고, 계산된 상기 제1 비 및 상기 제2 비를 메모리에 저장하는 단계와,

상기 제1 경계 근처의 상기 치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값 대 상기 제2 경계 근처의 치아 영역에 대한 상기 평균 그레이-스케일 값의 제3 비를 계산하고, 상기 제3 비를 상기 메모리에 저장하는 단계와,

상기 제1 비, 상기 제2 비, 및 상기 제3 비를 사용하여 치면(tooth surface)을 매끄러움(smooth) 또는 교합(occlusal) 중 하나로서 분류하는 단계와,

상기 치면 분류에 따라 상기 디지털 영상 내의 상기 치면을 매끄러운 표면 또는 교합 표면으로서 처리하는 단계와,

상기 처리 결과를 보고하는 단계를 포함하는

구강내 영상화 방법.

#### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 평균 그레이-스케일 값은 상기 제1 경계와 상기 제2 경계 사이 거리의 1/3 내에 있는 영상의 일부로부터 나오는 것인

구강내 영상화 방법.

#### 청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 치면을 분류하는 단계는 주성분 분석 분류기(principal component analysis classifier)를 사용하는 단계를 포함하는

구강내 영상화 방법.

#### 청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 치면을 분류하는 단계는 트레이닝된 분류기(trained classifier)를 사용하는 단계를 포함하는

구강내 영상화 방법.

## 청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 치면 분류에 따라 디지털 영상을 처리하는 단계는 하나 이상의 관심 대상 영역을 검출하는 단계를 포함하는

구강내 영상화 방법.

## 청구항 6

제 5 항에 있어서,

상기 처리 결과를 보고하는 단계는 디스플레이 상에서 상기 하나 이상의 관심 대상 영역을 하이라이팅(highlighting)하는 단계를 포함하는

구강내 영상화 방법.

## 청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 제1 비, 상기 제2 비, 및 상기 제3 비를 포함하는 벡터가 트레이닝 데이터 설정으로부터의 값에 따라 정규화되는

구강내 영상화 방법.

## 청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 경계들은 잇몸 영역 및 비-치아 영역 중 하나 이상을 포함하는

구강내 영상화 방법.

## 청구항 9

디스플레이를 갖는 컴퓨터 시스템을 사용하는 구강내 영상화 방법으로서,

반사율 영상화와 형광 영상화 중 적어도 하나에 의해 하나 이상의 치아의 디지털 영상을 획득하는 단계와,

상기 하나 이상의 치아의 제1 경계 및 제2 경계를 검출하는 단계와,

상기 제1 경계의 한 측에서의 치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값 대 상기 제1 경계의 다른 측에서의 비-치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값의 제1 비 및 상기 제2 경계의 한 측에서의 치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값 대 상기 제2 경계의 다른 측에서의 비-치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값의 제2 비를 계산하고, 계산된 상기 제1 비 및 상기 제2 비를 메모리에 저장하는 단계와,

상기 제1 경계 근처의 상기 치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값 대 상기 제2 경계 근처의 치아 영역에 대한 상기 평균 그레이-스케일 값의 제3 비를 계산하고, 상기 제3 비를 상기 메모리에 저장하는 단계와,

상기 제1 비, 상기 제2 비, 및 상기 제3 비를 사용하여 치면을 매끄러움 또는 교합 중 하나로서 분류하는 단계와,

관심 대상 영역을 검출하기 위해 상기 치면 분류에 따라 상기 디지털 영상 내의 상기 치면을 매끄러운 표면 또는 교합 표면으로서 처리하는 단계와,

상기 처리 결과를 디스플레이 상에 보고하는 단계를 포함하는  
구강내 영상화 방법.

## 청구항 10

제 9 항에 있어서,

상기 처리 결과를 보고하는 단계는 상기 디스플레이 상에 하나 이상의 관심 대상 영역을 하이라이팅하는 단계를 포함하는

구강내 영상화 방법.

## 발명의 설명

### 기술 분야

[0001] 본 발명은 구강내 및 치과 영상화에 관한 것이다. 더 구체적으로는, 본 발명은 후속 처리를 위해 치면(tooth surface)을 분류하는 방법에 관한 것이다.

### 배경 기술

[0002] 검출, 치료 및 예방 기술의 개선에도 불구하고, 충치는 모든 연령군의 사람들에게 영향을 미치는 매우 일반적인 질환이다. 적절하게 그리고 즉각적으로 치료되지 않는다면, 충치는 영구적인 치아 손상 및 심지어 치아의 손실을 유발할 수 있다.

[0003] 충치 검출을 위한 전통적인 방법은 시각적 시험 및 뽀족한 치과용 탐침 소자에 의한 촉각적 프로빙을 포함하며, 종종 방사선 투과(x-레이) 영상화에 의해 보조된다. 이들 방법을 사용하는 검출은 다소 주관적일 수 있고, 실행자의 전문지식, 감염 부위의 위치, 감염 정도, 관찰 조건, x-장비 및 처리의 정확성, 및 기타 인자를 포함하는, 다수의 인자 때문에 정확성이 다를 수 있다. 또한 약해진 치아를 손상시킬 위험 및 촉각적 방법에 의한 감염의 퍼짐뿐만 아니라 x-레이 방사선에 대한 노출을 포함하는, 통상적인 검출 기술과 관련된 위험이 있다. 충치가 시각적 및 촉각적 시험하에서 명백하게 될 때까지, 해당 질병은 일반적으로 진행된 단계에 있는데, 시기적절하게 치료되지 않는다면 충전치료가 필요하며, 치아 손실을 유발할 가능성이 있다.

[0004] 개선된 충치 검출 방법에 대한 필요에 응하여, x-레이를 사용하지 않는 개선된 영상화 기술에 상당한 관심이 있었다. 상업화된 한 가지 방법은 형광을 사용하는데, 이는 치아가 고강도 청색광에 의해 조사될 때 야기된다. 정량적 광-유발 형광(quantitative light-induced fluorescence: QLF)으로 칭해지는 이 기술은 손상되지 않고, 건강한 치아 에나멜이 충치 감염에 의해 손상된 탈염 에나멜보다 일부 파장으로부터 여기 하에서 더 높은 형광 강도를 수득한다는 원칙에서 작용한다. 그 다음에 무기물 손실과 청색광 여기에 대한 형광의 손실 사이의 강한 상관관계는 치아의 부식된 영역을 식별하고 평가하기 위해 사용된다. 적색광 여기에 대해 상이한 상관관계가 발견되었다. 적색광 여기에 대해 상이한 관계가 발견되었는데, 부식된 영역에서 박테리아 및 박테리아 부산물에 대한 스펙트럼 영역은 건강한 영역에서보다 더 확연하게 흡수되며, 형광을 낸다.

[0005] 형광 기술에 의해, 얻어지는 영상 콘트라스트는 질환 중증도에 대응되는 것으로 인식된다. 이들 기술을 사용하는 정확한 충치의 식별은 종종 막 시작된 충치 또는 초기 충치를 지나서 질환이 더 진행된 단계에 있을 것을 요구하는데, 부식된 치아와 손상되지 않은 치아 구조 사이의 형광의 차이가 초기 단계의 충치에서 매우 작기 때문이다. 이러한 경우에, 형광 기술을 사용하는 검출 정확성은 통상적인 방법을 거쳐서 현저한 개선을 나타내지 않을 수 있다. 이 때문에, 형광 효과의 사용은 막 시작된 충치의 정확한 진단을 막는 일부 실행적 한계로 나타난다. 그 결과, 충치 질환은 그것이, 예를 들어 충전치료가 필요할 수 있는 더 중증으로 될 때까지 검출되지 않을 수 있다.

[0006] 예방 치과 의학을 위해 매우 초기 단계에 충치의 검출은 특별한 관심이 있다. 앞서 주목한 바와 같이, 통상적인 기술은 일반적으로 질환이 반전될 수 있는 단계에서 충치를 검출하지 못한다. 일반적인 경험칙에 따르면, 막 시작된 충치는 치아 에나멜 내로 실질적으로 침투되지 않은 병변이다. 이러한 충치 병변이 그것이 치아의 상아질 부분을 위협하기 전에 식별될 경우, 종종 재미네랄화(remineralization)가 수행될 수 있는데, 이는 초기 손상을

반전시키며, 충전치료에 대한 필요를 방지한다. 그러나, 더 진행된 충치는 점점 더 치료하기가 어렵게 되며, 더 자주 일부 유형의 충전치료 또는 다른 유형의 개입을 필요로 한다.

- [0007] 충치를 미연에 방지하기 위한 비-침습성 치과 기술에 대한 기회를 이용하기 위해서, 충치는 초기에 검출되는 것이 바람직하다. 다수의 경우에, 이 검출 수준은 QLF와 같은 기존의 형광 영상화를 사용하여 달성하기 어렵다는 것이 발견되었다. 그 결과, 양성의 검출이 획득될 때까지 초기 충치는 계속 검출되지 않고, 저비용의 예방적 조치를 사용하는 반전 기회는 상실될 수 있다.
- [0008] 공동 출원된 미국 특허 출원 공개 제2008/0056551호에서, 치아의 반사율과 형광 영상을 둘 다 사용하는 방법 및 장치가 충치를 검출하기 위해 사용된다. 이는 막 시작된 충치에 대해 관측된 후방 산란 또는 반사율을 형광 효과와 조합하여 사용하여, 충치를 검출하기 위한 개선된 치과 영상화 기술을 제공한다. 반사율 향상에 의한 형광 영상화(Fluorescence Imaging with Reflectance Enhancement: FIRE)로서 지칭되는 해당 기술은 초기 접근 이상으로 영상의 콘트라스트를 증진시키고, 예방적 측정이 효과를 볼 수 있는 가능성이 있는 단계에서 막 시작된 충치를 검출한다. 유리하게는, FIRE 검출은 형광 단독으로 측정한 기존의 형광 접근을 사용하여 나타낸 것보다 더 조기의 충치 감염 단계에서 정확할 수 있다. 해당 출원은 FIRE 영상을 만드는 다운쉬프팅(downshifting) 방법을 기재한다.
- [0009] 공통 출원된 계류 중인 PCT/CN2009/000078(발명의 명칭: METHOD FOR DETECTION OF CARIES)은 조명 변화에 대해 민감도가 감소된 FIRE 영상을 만들기 위한 형태학적 방법을 기재한다.
- [0010] 치면 그 자체는 복잡하다. 치아의 협면 및 설면은 특질상 매끄러우며, 윤곽은 치아의 한 측으로부터 다른 측으로 점진적으로 변화된다. 다른 한편으로, 교합면은 전형적으로 패여 있는 자국이 있고, 치면에 걸쳐 경사면 및 윤곽에서 상당한 수의 변화를 가진다. 표면 특징에서 이 차이의 결과로서, 동일한 유형의 영상 처리 및 분석 기술은 종종 치면 유형 둘 다에서 동일하게 작용되지 않는다. 협면 또는 설면을 따라서 충치 영역의 특징적 외관은 충치 교합면과 상당한 방식으로 다를 수 있다. 이런 상이한 유형의 표면은, 예를 들어 충치 영역의 콘트라스트 및 정반사에 대해 상이하게 반응할 수 있다. 하이포-미네랄화(hypo-mineralization) 및 다른 효과는 충치가 의심되는 영역을 검출하도록 설계된 영상 처리 알고리즘을 혼란스럽게 할 수 있다.
- [0011] 충치 검출에 추가로, 치면의 특성규명(characterization)은 또한, 예를 들어 치아 밝기 및 외관에 관한 처리를 포함하는, 다른 유형의 구강내 및 치과 영상 처리에 대해 및 전반적인 구강내 영상의 분류를 위해 유용할 수 있다.
- [0012] 따라서, 충치 검출 기술뿐만 아니라 다른 처리를 적용하기 위한 시도 전에 치면을 분류하는 것은 도움이 된다는 것을 알 수 있다. 영상 분석에서 이 추가된 단계는 충치 검출의 정확성을 개선시키고, 긍정 오류(false positive)의 수를 감소시킬 수 있다.
- 발명의 내용**
- [0013] 본 발명의 목적은 충치 검출을 위한 영상 처리 기술을 진보시키는 것이다. 본 발명의 실시형태는 치면의 특성에 따라 적절한 영상 처리 방법이 사용될 수 있도록 더 정확하게 치면을 분류할 필요를 처리한다. 본 발명의 방법의 이점은 조작자의 개입 없이 치면이 매끄러운지 또는 교합되는지 여부를 자동적으로 결정함으로써, 충치 검출 알고리즘이 후속적으로 적용될 때 긍정 오류의 수를 감소시킬 수 있다는 것이다.
- [0014] 따라서, 다음의 이점 중 하나 이상을 갖는 치면 분류 방법이 기재된다: (1) 치면이 자동적으로 분류될 수 있다; (2) 결과는 비교적 확고하며, 조명 변화에 대해 민감하지 않다; (3) 해당 방법은 광범위한 계산 복잡성을 이용하지 않으며, 실시간으로 실행될 수 있다; (4) 해당 방법은 충치 검출에 대해 자동-하이라이팅(auto-highlighting)과 함께, 정지영상으로 또는 비디오 영상으로 사용될 수 있다. 이 방법은 다수의 상이한 유형의 구강내 카메라 영상화 시스템에 의해 용이하게 사용될 수 있다. 이 방법을 적용하여 환자 치아의 상태를 적절하게 평가하는데 필요한 시간의 양을 감소시킬 수 있다.
- [0015] 이들 목적은 단지 예시적 방법으로 주어지며, 이러한 목적은 본 발명 중 하나 이상의 대표적인 실시형태일 수 있다. 개시된 발명에 의해 본질적으로 달성되는 다른 바람직한 목적 및 이점이 생길 수 있거나 또는 당업자에 의해 명백할 수 있다. 본 발명은 첨부되는 특허청구범위에 의해 정해진다.
- [0016] 본 발명의 일 양태에 따라, 구강내 영상화를 위한 방법이 제공되며, 해당 방법은 컴퓨터 시스템 상에서 적어도

부분적으로 실행되고, 하기 단계: 하나 이상의 치아의 디지털 영상을 획득하는 단계; 하나 이상의 치아의 제1 및 제2 경계를 검출하는 단계; 제1 및 제2 경계의 각각에서, 경계의 한 측에서의 치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값(mean gray-scale value) 대 경계의 다른 측에서의 배경 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값의 경계비를 계산하고, 계산한 경계비를 메모리에 저장하는 단계; 제1 경계 근처의 치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값 대 제2 경계 근처의 치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값의 제3의 비를 계산하고, 제3의 비를 메모리에 저장하는 단계; 적어도 계산한 경계비와 제3의 비를 포함하는 벡터를 형성하고 저장하는 단계; 저장한 벡터에 따라 치면을 매끄러움 또는 교합 중 하나로서 분류하는 단계; 치면 분류에 따라 디지털 영상을 처리하는 단계; 및 처리 결과를 보고하는 단계를 포함한다.

## 도면의 간단한 설명

본 발명의 앞서 언급한 및 다른 목적, 특징 및 이점은 수반되는 도면에 의해 도시되는 바와 같이, 본 발명의 실시형태의 다음의 더 구체적인 설명으로부터 명백하게 될 것이다.

도면의 구성요소는 서로에 대한 척도에 대해 필수적이지 않다.

도 1은 충치 검출을 위한 단계를 보여주는 논리 흐름 다이어그램을 도시한 도면;

도 2는 치아의 대표적인 백색광 영상을 도시한 도면;

도 3은 치아의 대표적인 형광 영상을 도시한 도면;

도 4는 배경 내용을 식별하기 위한 경계화(thresholding)를 도시한 도면;

도 5는 잇몸 조직 내용을 식별하기 위한 경계화를 도시한 도면;

도 6은 치아 내용을 식별하기 위한 경계화를 도시한 도면;

도 7은 도 1 및 2의 치아에 대한 경계 분할을 나타내는 영상을 도시한 도면;

도 8은 구강 사진에 대해 경계 분할을 나타내는 영상을 도시한 도면;

도 9는 교합 사진에 대한 경계 분할을 나타내는 영상을 도시한 도면;

도 10은 치아 분류를 위해 사용된 특징적 벡터를 구성하기 위한 처리 단계를 나타내는 논리 흐름 다이어그램을 도시한 도면;

도 11a는 후속 그레이스케일 비 계산을 위한 경계선의 확장을 나타내는 영상을 도시한 도면;

도 11b는 평균 그레이스케일 계산을 위해 경계선의 한 측에서 영역을 식별하는 것을 나타내는 영상을 도시한 도면;

도 11c는 평균 그레이스케일 계산을 위해 경계선의 다른 측에서 영역을 식별하는 것을 나타내는 영상을 도시한 도면;

도 12a는 후속 그레이스케일 비 계산을 위한 경계선의 확장을 나타내는 영상을 도시한 도면;

도 12b는 평균 그레이스케일 계산을 위한 경계선의 한 측에서 영역을 식별하는 것을 나타내는 영상을 도시한 도면;

도 12c는 평균 그레이스케일 계산을 위한 경계선의 다른 측에서 영역을 식별하는 것을 나타내는 영상을 도시한 도면;

도 13은 도 1의 검출 단계 시 확장되는 논리 흐름 다이어그램을 도시한 도면.

## 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

다음은 본 발명의 바람직한 실시형태의 상세한 설명이며, 도면에 대해 기준이 만들어지는데, 이때 동일한 참조숫자는 몇몇 도면의 각각에서 구조의 동일한 구성요소를 식별한다.

본 출원은 본 명세서에 전문이 참조로서 포함된 미국 가특허 출원 제61/454,761호(출원일: 2011년 3월 21일, 발명의 명칭: "A METHOD FOR TOOTH SURFACE CLASSIFICATION")에 대한 우선권을 주장한다.



- [0020] 용어 "제1", "제2", "제3" 등은 그것들이 사용되는 경우 반드시 임의의 서수 또는 우선적 관계를 의미하지는 않지만, 하나의 구성요소 또는 시간 간격을 다른 것과 더 분명하게 구별하기 위해 사용될 수 있다.
- [0021] 디스플레이된 특징에 대해 "하이라이팅"이라는 용어는 당업자 및 영상 디스플레이 분야에서 이해되는 바와 같은 그것의 통상적인 의미를 가진다. 일반적으로, 하이라이팅은 보는 사람의 집중을 끌기 위해 일부 국소화된 디스플레이 항상 형태를 사용한다. 영상의 하이라이팅 부분, 예컨대 개개의 치아 또는 다른 구조 또는 하나의 특징으로부터 다른 특징까지의 경로는, 예를 들어, 이하에 제한되는 것은 아니지만, 주석 달기, 근처의 또는 중복되는 기호의 디스플레이, 윤곽잡기 또는 추적(tracing), 다른 영상 또는 정보 내용과 상이한 색으로 또는 현저하게 상이한 강도 또는 그레이 스케일 값으로 디스플레이, 디스플레이 부분의 블링킹 또는 애니메이션, 또는 더 높은 선예도 또는 콘트라스트로 디스플레이를 포함하는 다수의 방법 중 어떤 것으로 달성될 수 있다.
- [0022] 도 1의 논리 흐름 다이어그램은 본 발명의 실시형태에 따른 충치 검출을 위한 순서의 단계를 나타낸다. 개시 단계(S100)에서, 하나 이상의 치아에 대한 디지털 영상 데이터가 분석을 위해 획득된다. 경계 검출 단계(S110)는 치아 영역 세분화의 결과를 기반으로 한 치아 경계를 계산하여 실행된다. 영상 정규화 단계는 후속 영상 처리에 적합한 사전결정된 범위로 픽셀 강도 값을 정규화하기 위해 실행된다. 예로서, 도 2는 정규화된 백색광 영상(10)을 나타낸다. 도 3은 대응되는 형광 영상(20)을 나타낸다.
- [0023] 그 다음에 배경 영역 검출이 뒤따르는데, 이때 치아 영역을 잇몸 및 배경 영역과 분리시키기 위해 치아 영역 세분화 유틸리티가 사용된다. 치아와 잇몸 영역 내 강도가 배경의 강도보다 더 높기 때문에, 배경 영역은 처음에 경계화 기술을 기반으로 검출될 수 있다. 현재 알고리즘에서, 고정된 경계화 값은 정규화된 백색광 영상을 처리하기 위해 사용된다. 대안적으로, 도 3의 백색광 영상 및 형광 영상(20)의 대응되는 채널은 경계화를 위해 사용된다. 이 대안의 순서에서, 알고리즘은 각각 백색광 영상 및 형광 영상의 녹색 채널을 경계화한다. 그 다음에, 이들 경계화 영역의 조합이 계산되는데, 이때 백색광 영상 및 형광 영상으로부터의 경계화 결과는 배경 영역으로서 취해진다.
- [0024] 도 1의 순서를 계속하면, 잇몸 영역은 경계 검출 단계(S110)의 부분으로서 검출된다. 잇몸은 백색광 영상에서 적색이기 때문에, 이는 용이하게 식별될 수 있고, 색 정보에 의해 제거될 수 있다. 본 발명의 실시형태에 따라서, 백색광 영상의 적색 채널과 녹색 채널 사이의 비는 치아 영역으로부터 잇몸을 구별하기 위해 사용된다. 특정 영역 내에서 색 채널의 비가 사전설정된 값보다 더 높다면, 영상의 대응되는 부분은 잇몸 영역으로서 계산된다. 배경 및 잇몸 영역이 제거된 후, 남아있는 영역은 치아 영역의 부분으로서 고려된다.
- [0025] 도 4 내지 6은 도 2 내지 3에 나타난 영상에 대한 세분화를 제공하기 위해 사용되는 예시적인 이진 경계(binary threshold)를 나타낸다. 도 4는 배경 영역 영상(40)을 나타내는데, 영상 내용은 치아도 잇몸 조직도 백색으로 나타나지 않는다. 도 5는 잇몸 영역 영상(50)을 나타내는데, 잇몸 조직은 백색으로 나타난다. 도 6은 치아 영역 영상(60)을 나타내는데, 치아 내용은 백색으로 나타난다. 도 7에 나타내는 바와 같이, 윤곽(32)은 치아 영역의 경계를 따라 추적될 수 있고, 이에 의해, 예를 들어 경계 영상(30)에서 디스플레이를 위한 치아 경계를 식별한다.
- [0026] 치아 경계가 검출된 후, 치아 경계는 위치 정보에 따라 경계 분할 단계(S120)(도 1)에서 두 부분으로 분할된다. 그 다음에 분할된 치아 경계를 기반으로 특징이 추출될 수 있다. 협면 및 설면에 대해, 치아 경계 분리로 두 부분, 즉 잇몸 영역 근처의 제1 부분 및 배경 영역 근처의 제2 부분을 식별한다. 도 8은 협면에 대한 경계 분할 영상(70)을 나타낸다. 경계선(74 및 76)은 이 표면 유형에 대해 상이한 경계 부분을 나타낸다. 선 가장자리를 이루는 비-치아 영역(74)은 잇몸 영역이며, 녹색 채널에서 더 높은 픽셀 강도 값을 가진다. 선 가장자리를 이루는 비-치아 영역(76)은 배경 영역이며, 녹색 채널에서 더 낮은 픽셀 강도 값을 가진다.
- [0027] 교합면에 대해, 도 9의 영상(80)에 나타난 바와 같이, 치아 경계는 치아 배열 방향에 따라 두 부분으로 분할된다. 한 부분은 선(82)에 의해 표시되며; 이 선에 이웃되는 비-치아 영역은 녹색 채널에서 더 낮은 픽셀 강도를 가진다. 다른 부분은 선(84)에 의해 하이라이팅되며; 이 선에 이웃되는 비-치아 영역은 녹색 채널에서 더 높은 픽셀 강도 값을 가진다. 경계는 치아를 가로지르고, 영상을 따라서 상이할 수 있는 거리 D에 의해 분리된다.
- [0028] 또한 도 1의 순서에 대해서, 그 다음에 특징 추출 단계(S130)는 치면의 추가 분류를 위해 경계 분할 단계(S120)의 결과를 사용한다. 도 10의 논리 흐름 다이어그램은 특징 추출 단계(S130)에 사용된 단계의 순서를 나타낸다. 식별 단계(S131)는, 예를 들어 도 8의 선(74)에 의해 잇몸 선을 따라 확인된 경계와 같은 경계 분할 단계(S120)로부터 제1 경계 부분을 식별한다. 도 11a에 대해, 이 제1 경계 곡선은, 예를 들어 영상 확장과 같은 형태 영상화 기술을 사용하여 처음에 확장된다. 이는 선(74)을 확장시키고, 제1 경계 부분(44)을 정한다.



- [0029] 도 10 순서에 대해 계속하면, 후속 하위-단계는 제1 경계 부문(44)을 도 11b 및 11c에서 나타낸 것과 같은 두 부분으로 분할한다. 도 11b는 제1 부분(46)이 선(74)의 잇몸 조직 측에 놓여있거나 또는 중복되는 제1 경계 부문(44)의 일부로서 정해지는 방법을 나타낸다. 이 부분은 이웃하는 잇몸 영역에서 평균값 또는 다른 통계적 값으로서 계산되는 그레이-스케일 분포값 상부잇몸특징(*FeaUpperGum*)을 가진다.
- [0030] 도 11c는 제2 부분(48)이 선(74)의 잇몸 측과 중복되는 제1 경계 부문(44)의 일부로서 정해지는 방법을 나타낸다. 이 부분은 이웃하는 치아 영역에서 평균 값 또는 다른 통계적 값으로서 계산되는 그레이-스케일 분포값 상부치아특징(*FeaUpperTooth*)을 가진다.
- [0031] 이런 정해진 영역이 주어지면, 그 다음에 제1 비 계산 단계(S132)가 계산되고, 경계의 한 측인 제2 부분(48) 근처의 치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값 대 경계의 다른 측인 제1 부분(46) 근처의 잇몸 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값의 제1 경계비로서 계산되는 수치적 특징(*Feature*)1을 메모리에 저장하며, 즉:
- [0032]  $\text{특징1} = \text{상부치아특징(FeaUpperTooth)} / \text{상부잇몸특징(FeaUpperGum)}$ 이며
- [0033] 또는 대안적으로, 비는 그것의 역수로서 표현된다:
- [0034]  $\text{특징1b} = \text{상부잇몸특징(FeaUpperGum)} / \text{상부치아특징(FeaUpperTooth)}$
- [0035] 본 명세서의 내용에서, 특정 위치에서 "근처"라는 용어는 경계 사이의 총 거리의 1/3 내, 바람직하게는 이 길이의 1/3보다 더 가까움을 의미한다. 도 9는 경계 사이의 전형적인 거리 D를 나타낸다.
- [0036] 도 10 순서를 계속하면, 후속 식별 단계(S133)는, 예를 들어 도 8의 선(76)에 의해 배경을 따라 식별되는 경계와 같이 경계 분할 단계(S120)로부터 제2 경계 부문을 식별한다. 도 12a에 관해서, 이 제2 경계 곡선은, 예를 들어 영상 확장과 같은 형태 영상화 기술을 사용하여 처음에 확장된다. 이는 선(76)을 확장시키고, 제2 경계 부문(54)을 정한다.
- [0037] 그 다음에 제2 비 계산 단계(S134)는 경계의 한 측면 근처의 치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값 대 경계의 다른 측면 근처의 배경 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값의 제2 경계비를 계산하고, 메모리에 저장한다. 도 12a, 12b 및 12c는 도 11a, 11b 및 11c에 나타낸 순서와 유사하게 개개의 영역이 식별되는 방법을 도시한다.
- [0038] 도 10의 순서를 계속하면, 후속 하위 단계는 제2 경계 부문(54)을 도 12b 및 12c에서 나타내는 두 부분으로 분할한다. 도 12b는 제1 부분(56)은 선(76)의 치아 조직 측면에 놓이거나 또는 중복되는 제2 경계 부문(54)으로서 정해지는 방법을 나타낸다. 이 부분은 이웃하는 치아 영역에서 평균값 또는 다른 통계적 값으로 계산되는 그레이-스케일 분포 값 하부치아특징(*FeaLowerTooth*)을 가진다.
- [0039] 도 12c는 제2 부분(58)이 선(76)의 배경과 중복되는 제2 경계 부문(54)의 해당 부분으로서 정해지는 방법을 나타낸다. 이 부분은 이웃하는 배경 영역에서 평균값 또는 다른 통계적 값으로서 계산되는 그레이-스케일 분포값 하부부분특징(*FeaLowerBack*)을 가진다.
- [0040] 이런 정해진 영역이 주어지면, 그 다음에 제2 비 계산 단계(S134)가 하기와 같이 계산되는 수치적 특징(*Feature*)2로 계산되며, 메모리에 저장된다:
- [0041]  $\text{특징2} = \text{하부치아특징(FeaLowerTooth)} / \text{하부부분특징(FeaLowerBack)}$
- [0042] 또는, 대안적으로 비는 그것의 역수로서 표현된다:
- [0043]  $\text{특징2b} = \text{하부부분특징(FeaLowerBack)} / \text{하부치아특징(FeaLowerTooth)}$
- [0044] 그 다음에 도 10의 제3 비 계산 단계(S136)는 제1 및 제2 경계 부문 근처의 치아 영역에 대한 평균 그레이-스케일 값의 비를 계산하고, 저장한다. 즉:
- [0045]  $\text{특징3} = \text{상부치아특징(FeaUpperTooth)} / \text{하부치아특징(FeaLowerTooth)}$
- [0046] 또는, 대안적으로 비는 그것의 역수로서 표현된다:
- [0047]  $\text{특징3b} = \text{하부치아특징(FeaLowerTooth)} / \text{상부치아특징(FeaUpperTooth)}$
- [0048] 그 다음에 3-차원 특징 벡터 또는 유사한 데이터 구조는 특징 벡터 생성 단계(S138)에서 선행 단계로부터 계산된 비의 데이터를 사용하여 형성된다. 이렇게 만들어진 벡터는 제1 경계비, 제2 경계비 및 제3 경계비를 포함한다. 이런 방법으로 형성된 특징 벡터는 그 다음에 치면 분류를 위해 저장되고, 사용될 수 있다.

[0049] 3-차원 벡터 구성은 특징1, 특징2 및 특징3 또는 그것의 역수를 임의의 적합한 순서로 사용할 수 있다. 대안적으로, 2-차원 벡터는 [특징1, 특징2] 또는 [특징2, 특징1]을 사용하여 형성될 수 있다.

[0050] 선택적 벡터 정규화 과정은 하기와 같은 정규화된 특징 벡터를 만들되, 예컨대:

[0051] 
$$\text{특징 정규화} = \left[ \frac{\text{특징1} - \mu_1}{\sigma_1} \quad \frac{\text{특징2} - \mu_2}{\sigma_2} \quad \frac{\text{특징3} - \mu_3}{\sigma_3} \right]$$

[0052] 값  $\mu_1$  내지  $\mu_3$ 은 사전설정된 값, 즉 트레이닝 데이터(training data) 설정으로부터 계산된 특징1~특징3의 평균 값에 대응된다. 유사하게, 값  $\sigma_1$  내지  $\sigma_3$ 은 사전설정된 값, 즉 트레이닝 데이터 세트로부터 계산된 특징1 내지 특징3의 분산에 대응된다. 정규화 과정은 2-차원 특징 벡터에 유사하다. 그 다음에 특징 벡터는 분류 과정에 대한 입력값으로서 작용할 수 있다.

[0053] 분류기 로딩 단계(S140)(도 1)는 치면 분류를 위한 적절한 분류기를 로딩한다. 본 발명의 일 실시형태에 따라, 분류기 로딩 단계(S140)는 이 작업을 위한 PCA(주성분 분석(principal component analysis))를 로딩한다. 주성분 분석(PCA)은 가능하게 상관관계가 있는 변수 관찰의 세트를, 주성분을 호출한 연속적으로 비상관인 변수 값의 설정으로 전환시키는 직교 변환을 사용하는 수학적 기법이다. 주성분의 수는 본래 변수 수 미만이거나 또는 동일하다. PCA 분류기는 전형적으로 시험 샘플 설정을 사용하여 분류기 소프트웨어가 트레이닝되게 하는 중성-네트워크 기법을 사용하여 전개된다. PCA 분류 툴은 형상 및 교합 분류에 특히 적합하지만, 다른 분류기 유형이 대안적으로 사용될 수 있다. 일단 분류기가 표면 특징을 구별하는 것에 충분하게 트레이닝되면, 이는 이어서 분류 단계(S150)에서 환자 영상을 분석하는 것에 사용을 위해 저장될 수 있다. 그 다음에 분류는 협면 또는 설면 또는 교합면 영상으로서 치아 영상을 정한다.

[0054] 또한 도 1의 과정의 순서에 따라서 및 도 13에 나타난 확장된 논리 흐름을 사용하여, 특징 벡터(90)가 분류 단계(S150)에서 처리된 후, 일단 분류가 완료되면 충치 검출 단계(S160)가 실행된다. 도 13의 논리 흐름에서 나타내는 바와 같이, 충치 검출 단계(S160)는 식별된 표면 분류의 유형에 따라서 상이한 변수 또는 알고리즘을 적용한다. 결과(162)가 매끄러운 표면을 나타내는 경우, 충치 검출 단계(S166)는 허 또는 표면에 적용된다. 결과(164)가 거친 표면을 나타낼 때, 충치 검출 단계(S168)는 교합면에 적용된다. 그 다음에 보고 단계(S170)는, 예를 들어 치아 수 및 치면을 열거하거나 또는 영상화된 치아를 나타내는 디스플레이 콘솔(console) 상에서 하나 이상의 충치 부위를 하이라이팅하는 것과 같이 충치 검출 결과를 보고한다. 충치 검출 단계(S160)는 도 1에 나타난 순서로 제공된 치면 분류를 사용할 수 있는 영상 처리 중 한 유형이라는 것을 주목하여야 한다. 대안의 처리 단계는, 예를 들어 치아 외관을 분석하기 위해 또는 영상 사진을 분류하기 위한 것과 같이 다른 방법으로 치면 분류를 사용하기 위해 제공될 수 있었다.

[0055] 당업자에 의해 인식되는 것과 같이, 본 발명은 영상을 획득하고 디스플레이하기 위한 명령으로 프로그래밍된 컴퓨터 프로그램 제품 또는 다른 제어 논리 프로세서 소자를 사용하고, 오퍼레이터 명령 및 입력 데이터를 받아들이며, 오퍼레이터 엔트리에 대해 반응하여 실행되는 시스템의 부분을 갖는 시스템 또는 방법으로서 포함될 수 있다. 따라서, 본 발명의 실시형태는 전체적으로 하드웨어 실시형태 또는 본 명세서에서 모두 일반적으로 "회로" 또는 "시스템"으로 지칭될 수 있는 소프트웨어와 하드웨어적 측면을 조합하는 실시형태의 형태일 수 있다. 더 나아가, 본 발명의 부분은 하나 이상의 컴퓨터 또는 호스트 프로세서에 의해 실행되는 명령을 지니는 컴퓨터-판독가능한 저장 매체에 포함된 컴퓨터 프로그램 제품의 형태를 취할 수 있다. 이 매체는, 예를 들어: 자기 디스크(예컨대 하드 드라이브 또는 저장 디스크) 또는 자기 테이프와 같은 자기 저장 매체; 광학 디스크, 광학 테이프 또는 기계 판독가능한 바코드와 같은 광학 저장 매체; 고체 상태 하드 드라이브, 임의 접근 메모리(random access memory: RAM) 또는 읽기 전용 메모리(read only memory: ROM)와 같은 고체 상태 전자 저장 소자; 또는 컴퓨터 프로그램을 저장하기 위해 사용되는 임의의 다른 물리적 소자 또는 매체를 포함할 수 있다. 본 발명의 방법을 수행하기 위한 컴퓨터 프로그램은 또한 인터넷 또는 다른 정보 매체의 방법에 의해 호스트 프로세서에 연결된 컴퓨터 판독가능 저장 매체에 저장될 수 있다.

[0056] "메모리"라는 용어는 본 명세서의 내용에서 "컴퓨터-판독가능한 메모리"와 동일하며, 예를 들어 영상 데이터에 대한 저장 및 작업을 위해 사용되는 임의의 유형의 일시적인 또는 더 오래가는 데이터 저장 작업공간을 지칭할 수 있다. 메모리는, 예를 들어 자기 또는 광학 저장과 같은 장기간 저장 매체를 사용하여 비-휘발성일 수 있다. 대안적으로, 메모리는 마이크로프로세서 또는 다른 제어 논리 프로세서 소자에 의해, 일시적 버퍼 또는 작업공간으로서 사용되는 임의-접근 메모리(RAM)과 같은 전자 회로를 사용하여, 더 휘발성인 특성을 가질 수 있었다. 예를 들어, 디스플레이 데이터는 전형적으로 디스플레이 소자와 직접 관련된 일시적 저장 버퍼에 저장되며, 필

요하다면 주기적으로 리프레시되어 디스플레이된 데이터를 제공한다. 이 일시적 저장 버퍼는 또한 해당 용어가 본 명세서에서 사용되는 바와 같이 메모리가 되는 것으로 고려될 수 있다. 메모리는 또한 계산 및 다른 처리의 중간 및 최종 결과를 실행하고 저장하기 위한 데이터 저장장소로서 사용된다. 컴퓨터-접근가능 메모리는 휘발성, 비-휘발성 또는 휘발성과 비-휘발성 유형의 혼성 조합일 수 있다.

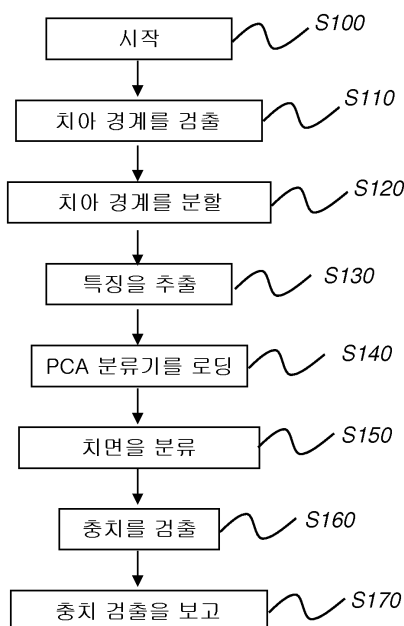
[0057] 당업자는 이러한 컴퓨터 프로그램 제품의 동등물이 또한 하드웨어에 구성될 수 있다는 것을 용이하게 인식할 것이다. 컴퓨터-사용가능하거나 또는 컴퓨터-판독가능한 매체는 심지어 실행가능한 명령이 인쇄되는 종이 또는 다른 적합한 매체일 수 있는데, 명령은, 예를 들어 종이 또는 다른 매체의 광학 스캐닝을 통해 전자적으로 포획된 다음, 필요하다면 적합한 방식으로 컴파일되거나, 해석되거나 또는 달리 처리되고, 그 다음에 컴퓨터 메모리에 저장될 수 있기 때문이다. 이 문헌의 내용에서, 컴퓨터-사용가능하거나 또는 컴퓨터-판독가능한 매체는 명령 실행 시스템, 장치 또는 소자에 의해 또는 이들과 함께 사용을 위한 컴퓨터 명령을 함유하거나, 저장하거나, 전달하거나, 전파하거나 또는 전할 수 있는 임의의 매체일 수 있다.

[0058] 본 발명이 하나 이상의 실행에 대해 예시되었지만, 첨부되는 특허청구범위의 정신과 범주로부터 벗어나지 않고 변경 및/또는 변형이 만들어질 수 있다. 추가로, 본 발명의 특정 특징이 몇몇 실행 중 단지 하나에 대해 개시되었지만, 이러한 특징은 임의로 주어진 또는 특정한 기능에 대해 요망되고, 유리할 수 있다면 다른 실행 중 하나 이상의 특징과 조합될 수 있다.

[0059] "중 적어도 하나"라는 용어는 열거된 항목 중 하나 이상이 선택될 수 있다는 것을 의미하기 위해 사용된다. 용어 "약"은, 예시된 실시형태에 대해 변경이 처리 또는 구조의 부적합을 야기하지 않는다면, 열거된 값이 다소 변경될 수 있다는 것을 나타낸다. 최종적으로, "대표적인"은 기제가 그것이 이상적이라는 것을 암시하기보다는 예로서 사용된다는 것을 나타낸다.

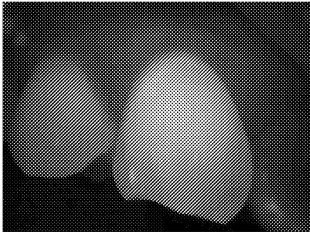
## 도면

### 도면1



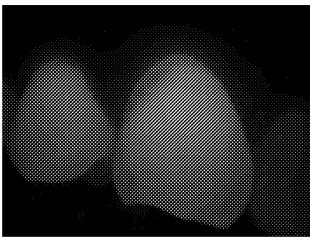
도면2

10



도면3

20



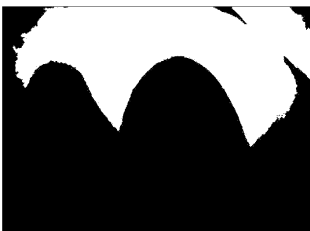
도면4

40



도면5

50



도면6

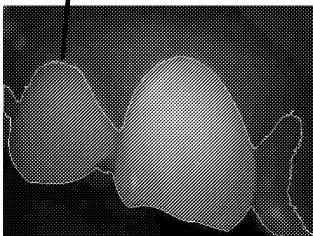
60



도면7

32

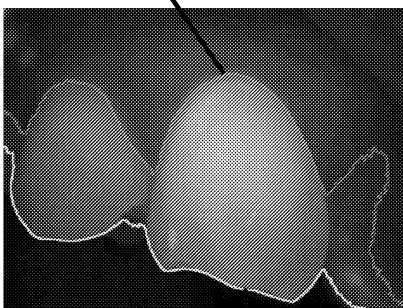
30



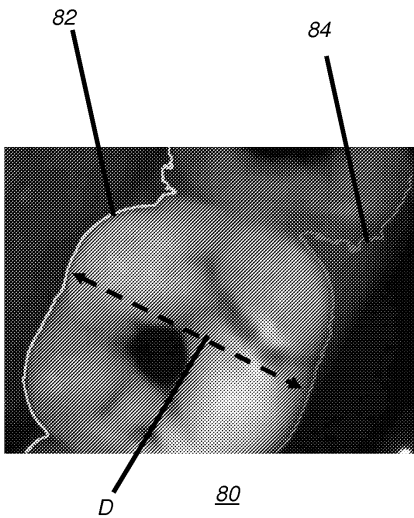
도면8

74

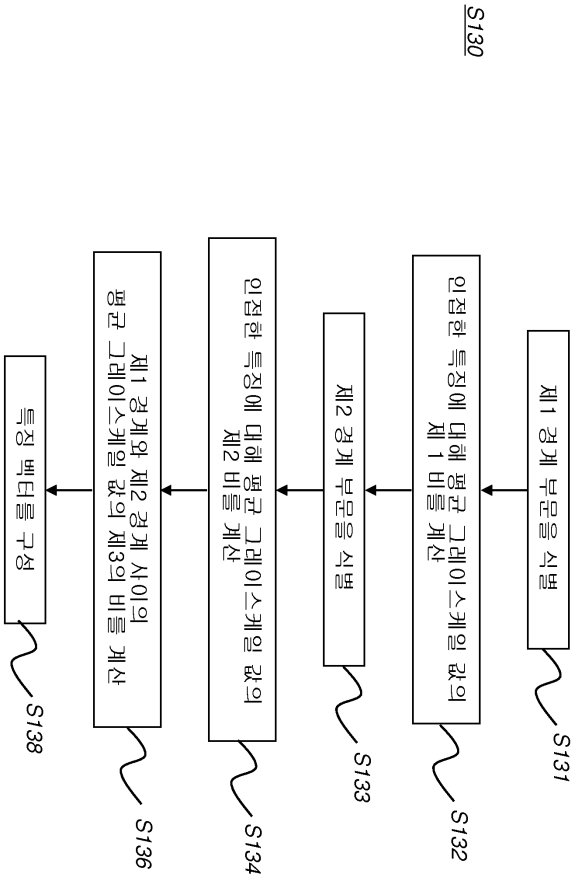
70



도면9

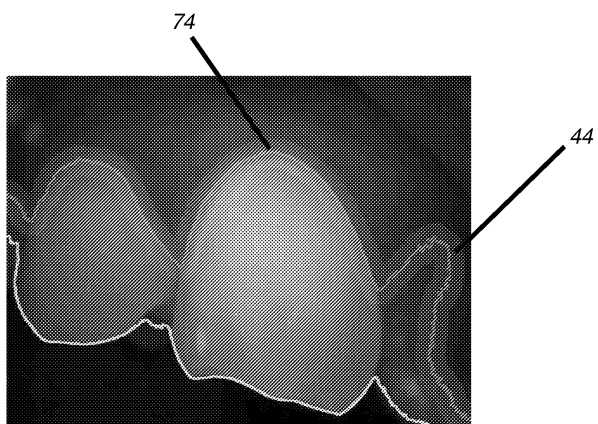


도면10

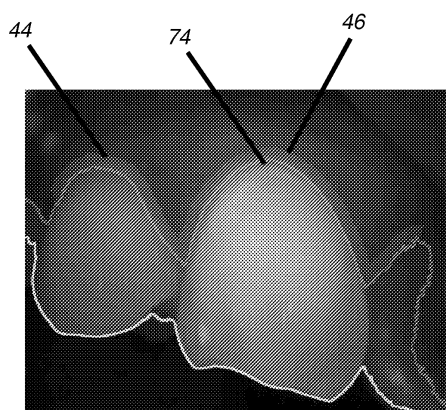




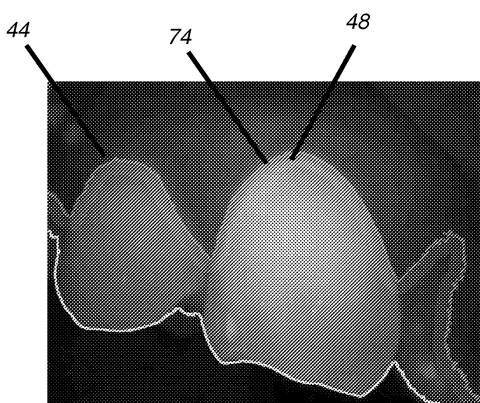
도면11a



도면11b

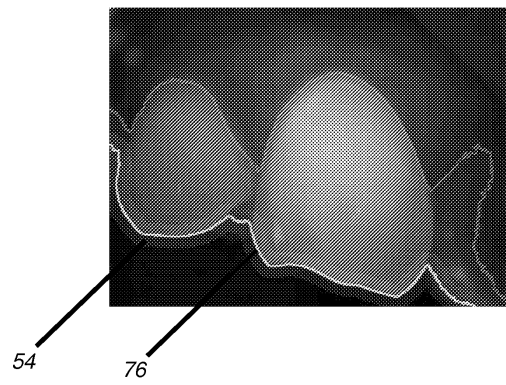


도면11c

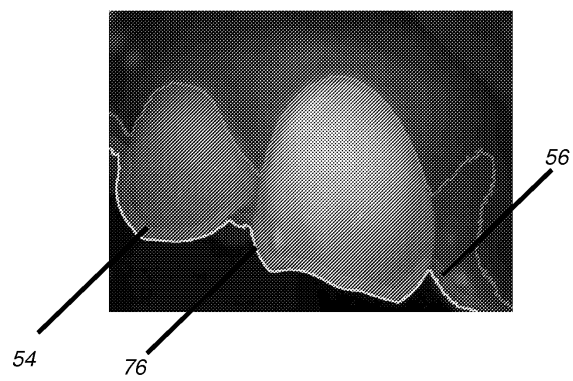




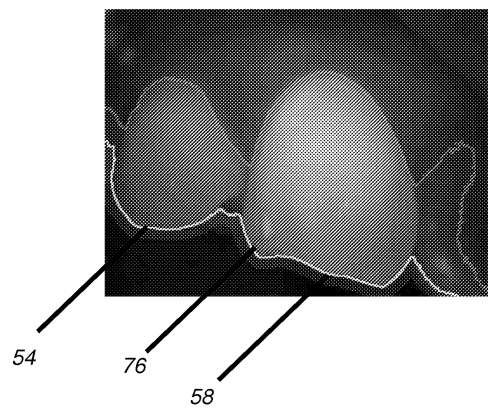
도면12a



도면12b



도면12c



도면13

