(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2025-0044390
(43) 공개일자 2025년03월31일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 8/08 (2025.01) *A61B 8/00* (2006.01)
A61B 8/12 (2025.01)
(52) CPC특허분류
A61B 8/085 (2013.01)
A61B 8/0858 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2025-7006638
(22) 출원일자(국제) 2023년07월27일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2025년02월27일
(86) 국제출원번호 PCT/US2023/028781
(87) 국제공개번호 WO 2024/025985
국제공개일자 2024년02월01일
(30) 우선권주장
22187632 2022년07월28일 유럽특허청(EPO)(EP)

(71) 출원인
케어스트림 덴탈 엘엘씨
미국 조지아주 30339 애틀란타 컬벌랜드 불러바드 3625 스위트 700
트로피
프랑스 에프-77437 마른느 라 발레 세덱스 2 크루아씨-보부르 뤼 에프. 뻴루띠에 4
(72) 발명자
카프리 아르노
프랑스 77435 마른느 라 발레 세덱스 2 크루아씨-보부르 뤼 에프 뻴루띠에 4 트로피 에스에이에스
길리버트 루크
프랑스 77435 마른느 라 발레 세덱스 2 크루아씨-보부르 뤼 에프 뻴루띠에 4 트로피 에스에이에스
(74) 대리인
제일특허법인(유)

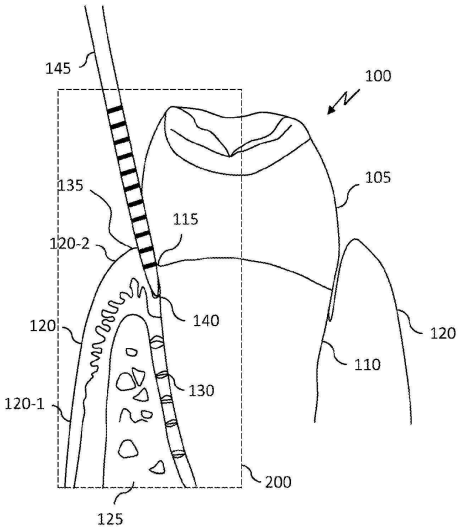
전체 청구항 수 : 총 15 항

(54) 발명의 명칭 **초음파 이미지로부터 치주 측정을 수행하기 위한 방법, 시스템 및 컴퓨터 프로그램**

(57) 요 약

본 발명의 일부 실시예에 따르면, 초음파 이미지로부터 치주 측정을 수행하는 방법이 제공된다. 적어도 하나의 치아 치주조직을 포함하는 턱 부분의 적어도 하나의 초음파 이미지를 획득한 후, 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지로부터 복수의 이미지가 생성되고, 생성된 각각의 이미지는 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지에서 적어도 하나의 해부학적 치주 특징의 존재를 나타내며, 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지에서의 적어도 하나의 해부학적 치주 특징의 존재는 해당 생성된 이미지로부터 검증된다. 적어도 하나의 치주 측정을 수행하기 위해 요청된 해부학적 치주 특징의 존재가 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지에서 확인되면, 존재가 확인된 해부학적 치주 특징으로부터 적어도 하나의 치주 측정이 수행된다.

대 표 도 - 도1



(52) CPC특허분류
A61B 8/0875 (2025.01)
A61B 8/12 (2025.01)
A61B 8/461 (2013.01)
A61B 8/5223 (2013.01)

명 세 서

청구범위

청구항 1

초음파 이미지로부터 치주 측정(periodontal measurements)을 수행하는 방법으로서,

적어도 하나의 치아 치주조직(tooth periodontium)을 포함하는 턱 부분의 적어도 하나의 초음파 이미지를 획득하는 단계(300)와,

상기 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지로부터 복수의 이미지를 생성하는 단계- 상기 생성된 이미지의 각각은 상기 적어도 하나 획득한 초음파 이미지에서 적어도 하나의 해부학적 치주 특징의 존재를 나타냄 -(310)와,

상기 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지에서 상기 대응하는 생성된 이미지로부터의 상기 적어도 하나의 해부학적 치주 특징의 존재를 검증하는 단계와,

상기 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지에서, 적어도 하나의 치주 측정을 수행하기 위해 요청된 상기 해부학적 치주 특징의 존재가 검증된 경우(320), 존재가 검증된 해부학적 치주 특징으로부터 상기 적어도 하나의 치주 측정을 수행하는 단계(345)와,

상기 적어도 하나의 치주 측정의 결과를 디스플레이, 저장 또는 전송하는 단계를 포함하는,

방법.

청구항 2

제1항에 있어서,

상기 적어도 하나의 치주 측정은 임상 부착 수준(Clinical Attachment Level, CAL) 측정, 포켓 깊이(Pocket Depth, PD) 측정, 및 치은 마진(Gingival Margin, GM) 측정 중 적어도 하나를 포함하는,

방법.

청구항 3

제1항 또는 제2항에 있어서,

상기 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지가 상기 적어도 하나의 치주 측정을 수행하기 위해 요청된 해부학적 치주 특징을 포함하지 않는 것으로 판단되는 경우, 적어도 하나의 치아 치주조직을 포함하는 턱 부분의 적어도 하나의 다른 초음파 이미지를 획득하고, 상기 적어도 하나의 다른 초음파 이미지를 사용하여 상기 생성하는 단계 및 상기 검증하는 단계를 반복하는 단계를 더 포함하는,

방법.

청구항 4

제1항 내지 제3항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 검증하는 단계는 상기 생성된 이미지에서, 값이 제1 임계값 이상인 픽셀의 수를 결정하고, 상기 결정된 픽셀의 수를 제2 임계값과 비교하는 것을 포함하는,

방법.

청구항 5

제4항에 있어서,

상기 생성된 이미지 중 적어도 하나에서 구조를 식별하는 단계(335)를 더 포함하되, 상기 구조는 제3 임계값 이상인 값을 갖는 픽셀의 위치의 함수로 식별되고, 상기 식별된 구조를 기반으로 상기 적어도 하나의 치주 측정이 수행되는,

방법.

청구항 6

제1항 내지 제5항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 생성된 이미지 중 적어도 하나에서 관심 랜드마크를 식별하는 단계(340)를 더 포함하며, 상기 관심 랜드마크는 가장 높은 값을 갖는 사전결정된 픽셀의 수의 함수로 식별되고, 상기 식별된 랜드마크를 기반으로 상기 적어도 하나의 측정이 수행되는,

방법.

청구항 7

제1항 내지 제6항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 획득한 이미지를 축소하는 단계(305)를 더 포함하되, 상기 생성하는 단계는 상기 적어도 하나의 축소된 획득된 이미지를 기반으로 하는,

방법.

청구항 8

제1항 내지 제7항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 생성하는 단계는 심층 신경망을 사용하여 수행되는,

방법.

청구항 9

제8항에 있어서,

상기 심층 신경망은 U-net 유형의 컨볼루션 신경망인,

방법.

청구항 10

제8항 또는 제9항에 있어서,

상기 심층 신경망의 훈련 후 상기 심층 신경망의 가중치의 코딩 비트 깊이를 낮추는 단계를 더 포함하는,

방법.

청구항 11

제1항 내지 제10항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지는 치아의 치축과 상기 치아 치주조직에 속하는 치아 표면의 적어도 하나의 점을 포함하는 평면에 속하는,

방법.

청구항 12

제1항 내지 제11항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 적어도 하나의 해부학적 치주 특징은 법랑질, 백악질, 치은, 치조골, 백악질-법랑질 접합부 및/또는 상피 부착부를 포함하는,

방법.

청구항 13

프로그래밍 가능한 장치용 컴퓨터 프로그램 제품으로서,

상기 컴퓨터 프로그램 제품은 상기 프로그래밍 가능한 장치에 로드되어 실행될 때, 제1항 내지 제12항 중 어느 한 항에 따른 방법의 각 단계를 구현하기 위한 일련의 명령어를 포함하는,

컴퓨터 프로그램 제품.

청구항 14

제1항 내지 제12항 중 어느 한 항에 따른 방법의 각 단계를 수행하도록 구성된 처리 유닛을 포함하는 디바이스.

청구항 15

제14항에 있어서,

상기 처리 유닛은 심층 신경망을 내장하는 특정 집적 회로를 포함하고, 상기 심층 신경망은, 각각이 상기 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지에서 적어도 하나의 해부학적 치주 특징의 존재를 나타내는 이미지를 생성하는 데 사용되는,

디바이스.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 의료 산업을 위한 구강 내 측정 방법 및 디바이스 분야와 관련이 있다. 특히, 본 발명은 치주 포켓 깊이 측정(periodontal pocket depth measurements)과 같은, 초음파 센서로 획득한 이미지로부터의 치주 측정을 수행하기 위한 방법, 시스템 및 컴퓨터 프로그램과 관련이 있다.

배 경 기 술

[0002] 잇몸 건강의 중요한 측정은 각 치아 주변에 위치한 치주 포켓의 깊이이다. 잇몸 질환이 있는 경우, 잇몸이 치아에 부착되기 전에 잇몸과 치아 사이의 공간이 깊어진다. 잇몸 건강을 모니터링하고 평가하려면, 포켓 깊이를 측정하고 기록한 다음, 시간이 지남에 따라 모니터링해야 한다. 건강한 입에서는 포켓의 깊이가 1~3㎜ 정도일 수 있다(깊이가 3㎜ 미만인 경우, 포켓은 건강한 것으로 간주되고, 4㎜ 이상인 경우 포켓은 건강하지 않은 것으로 간주된다).

[0003] 치주 포켓의 깊이를 측정하기 위해, 즉, 치주 포켓의 상단에서부터 조직이 인대를 통해 치근에 연결되는 치주 포켓의 하단까지 치주 포켓의 깊이를 측정하기 위해 눈금이 있는 치주 프로브가 사용될 수 있다.

[0004] 도 1은 치아와 턱의 일부분에 대한 단면도를 개략적으로 보여준다(명확성을 위해, 치아의 왼쪽 부분에 있는 구조만 자세히 설명한다).

[0005] 도면에서 볼 수 있듯이, 치아(100)는 법랑질(enamel)(105)과 백악질(cementum)(110)로 구성되며, 이 둘은 CEJ(백악질-법랑질 접합부; cementum-enamel junction)로 표시된 선(115)에서 만난다. 백악질은 치아 뿌리의 외피를 형성하는 석회화된 조직이다. 백악질은 치조-치아 인대의 치주 섬유의 치아 고정점을 나타낸다.

[0006] 턱뼈는 치은(120), 치조골(125), 치조 인대(또는 치주 인대)(130)를 포함한다.

[0007] 치은(120)은 뼈를 덮고 있는 혈관이 풍부한 점막으로, 치은 열구(gingival sulcus) 또는 치주 포켓(periodontal pocket)이라고 불리는 약간의 주름을 형성하여 일반적으로 치아의 뿌리에 부착된다. 따라서, 치은(120)은 치조골에 부착된 치은 부분(120-1)과 자유 치은 부분(120-2)을 포함한다. 치조 인대(또는 치주 인대)는 치아가 치조골에 부착될 수 있도록 하는 섬유질로 구성되어 있다.

[0008] 치주 포켓 측정은 자유 치은 부분의 끝과 치주 포켓의 바닥 사이의 높이, 예를 들어 참조번호(135)가 부여된 자유 치은 부분의 끝과 참조번호(140)가 부여된 치주 포켓의 바닥 사이의 높이를 측정하는 것을 목표로 한다. 도면에서 볼 수 있듯이, 이러한 높이는 눈금이 있는 치주 프로브(140)을 사용하여 그 프로브를 구멍(cavity)의 바닥까지 삽입함으로써 측정될 수 있다. 경험이 풍부한 치과의사가 실시할 경우, 획득된 측정치는 정확하다.

[0009] 그러나, 눈금이 있는 치주 프로브로 치주 포켓을 측정하는 것이 일반적으로 효율적이기는 하지만, 이 작업은 환자에게는 매우 불쾌하고 치과의사에게는 시간이 많이 걸리는데, 그 이유는 각 치아에 대해 여러 번(예컨대,

6번) 측정하고 메모 및 기록해야 하기 때문이다.

[0010] 이러한 단점을 극복하기 위해, 초음파 이미징은 다수의 구현예에서 구강 내 사용을 위해 조정되었으며, 치주 포켓 깊이의 측정과 같은 작업에 특히 유용하다는 것이 밝혀졌다. 예를 들어, 치은염과 같은 질환은 조직의 음향 반응을 감지함으로써 감지될 수 있다.

[0011] 전리 방사선을 방출하지 않기 때문에, 초음파 이미징은 생래적으로 전리 방식보다 안전하며, 필요한 경우에 검사의 반복을 허용한다. 초음파 이미징은 다양한 유형의 방사선 촬영(콘빔(cone beam) 컴퓨터 단층 촬영 또는 CBCT, 파노라마 엑스레이 또는 구강 내 엑스레이 촬영), 자기 공명 영상(MRI) 또는 핵의학의 대체물 또는 보완물로서 사용될 수 있다.

[0012] 초음파 이미징은 일반적으로 1㎒ 내지 100㎒의 고주파 음파를 사용할 수도 있다. 고주파는 소정 거리에서 저주파보다 더 감쇠되고, 고주파는 주로 피부과 또는 치과 이미징과 같은 표재성 구조를 이미징하는데 적합하다. 예를 들어, 고주파 음파는 바람직하게는, 치주 포켓 조사를 위해 10㎒ 내지 50㎒일 수도 있다. 반대로, 저주파는 신체의 가장 깊은 구조를 이미징하는데 적합하다.

[0013] 초음파 이미징 장치는 일반적으로 초음파 빔 방출기, 및/또는 방출된 신호의 에코를 수신하는 초음파 빔 수신기의 역할을 하는 하나 또는 다수의 트랜스듀서를 포함한다. 게다가, 초음파 이미징 장치는 획득된 신호로부터 이미지를 생성하고 나타내는데 사용되는 다양한 처리 및 디스플레이 컴포넌트를 포함할 수 있다. 초음파 빔 방출기는 전기 신호로부터 초음파 신호를 생성하고, 반대로, 초음파 수신기는 기계적 초음파 신호로부터 전기 펄스를 생성한다.

[0014] 방출된 초음파 신호의 경로에 있는 객체는 초음파 에너지의 일부를 트랜스듀서로 되돌리고, 이는 감지된 구조를 나타내는 전기 신호를 생성한다. 수신된 초음파 신호에서 생성된 전기 신호는 각 트랜스듀서에 특정한 선택된 시간 동안 지연될 수 있어, 선택된 영역에서 산란된 초음파 에너지는 일관되게 추가되는 반면, 다른 영역의 초음파 에너지는 눈에 띄는 영향을 미치지 않는다. 또한, 초음파 신호의 방출을 지연시켜 적응형 포커싱을 가능하게 할 수 있다. 전자 적응형 포커싱은 촬영된 기관의 깊이에 따라 해상도를 높일 수 있게 해준다.

[0015] 이런 방식으로 수신 신호를 생성하고 처리하는 데 사용되는 어레이 처리 기법을 "빔포밍"이라고 한다.

[0016] 구강 내 초음파 이미징의 특별한 도전 과제는 환자의 입 안의 여러 부분을 인식하기 어렵고 따라서 치주 포켓의 높이를 결정하는 것과 같은 특정 측정을 수행하기 어려운 일반적으로 회색조 이미지인 이미지를 해석하는 것과 관련이 있다. 또한, 초음파 이미지를 얻기 위해 사용하는 초음파 프로브는 신뢰할 수 있는 측정을 위해 올바르게 방향과 위치를 잡아야 한다.

[0017] 따라서, 환자의 입의 특정 특징, 특히 치주 포켓의 깊이 및/또는 상피 부착(epithelial attachment)과 백악질-법랑질 접합부(CEJ, cementum-enamel junction) 사이의 거리를 자동으로 얻을 수 있는 방법, 시스템, 컴퓨터 프로그램이 필요하다.

발명의 내용

[0018] 본 발명은 상기 우려 중 하나 이상을 해결하기 위해 고안되었다.

[0019] 이러한 맥락에서, 의사가 초음파 이미지를 분석하지 않고도, 환자의 입에 대한 초음파 이미지로부터 환자의 입의 특정 특징을 자동으로 획득할 수 있는 방법, 시스템, 컴퓨터 프로그램이 제공된다.

[0020] 본 발명의 일 양상에 따르면, 초음파 이미지로부터 치주 측정을 수행하는 방법이 제공되는데, 이 방법은,

[0021] 적어도 하나의 치아 치주조직(tooth periodontium)을 포함하는 턱 부분의 적어도 하나의 초음파 이미지를 획득하는 단계와,

[0022] 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지로부터 복수의 이미지를 생성하는 단계- 생성된 이미지의 각각은 적어도 하나 획득한 초음파 이미지에서 적어도 하나의 해부학적 치주 특징의 존재를 나타냄 -와,

[0023] 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지에서 해당 생성된 이미지로부터 적어도 하나의 해부학적 치주 특징의 존재를 검증하는 단계와,

[0024] 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지에서, 적어도 하나의 치주 측정을 수행하기 위해 요청된 해부학적 치주 특징의 존재가 검증된 경우, 존재가 검증된 해부학적 치주 특징으로부터 적어도 하나의 치주 측정을 수행하는 단

계와,

[0025] 적어도 하나의 치주 측정의 결과를 디스플레이, 저장 또는 전송하는 단계를 포함한다.

[0026] 본 발명에 따른 방법은 초음파 이미지 해석에 관한 어떤 기술도 요구하지 않고 치아 치주에 대한 초음파 이미지로부터 일부 치주 측정을 자동으로 제공함으로써, 의사가 센서 프로브를 다루고 환자의 입에 집중할 수 있도록 해준다.

[0027] 본 발명의 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 치주 측정은 임상 부착 수준(Clinical Attachment Level, CAL) 측정, 포켓 깊이(Pocket Depth, PD) 측정, 치은 마진(Gingival Margin, GM) 측정 중 적어도 하나를 포함한다.

[0028] 본 발명의 일부 실시예에 따르면, 방법은 또한, 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지가 적어도 하나의 치주 측정을 수행하기 위해 요청된 해부학적 치주 특징을 포함하지 않는 것으로 판단되는 경우, 적어도 하나의 치아 치주조직을 포함하는 턱 부분의 적어도 하나의 다른 초음파 이미지를 획득하고, 적어도 하나의 다른 초음파 이미지를 사용하여 생성하는 단계 및 검증하는 단계를 반복하는 단계를 포함한다.

[0029] 본 발명의 일부 실시예에 따르면, 방법은 또한, 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지가 해부학적 치주 특징을 포함하지 않는다고 판단되는 경우, 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지로부터 적어도 하나의 치주 측정을 수행할 수 없다는 것을 나타내는 메시지를 디스플레이하는 단계를 포함한다.

[0030] 본 발명의 일부 실시예에 따르면, 검증은 생성된 이미지에서, 값이 제1 임계값 이상인 픽셀의 수를 결정하고, 결정된 픽셀의 수를 제2 임계값과 비교하는 것을 포함한다.

[0031] 본 발명의 일부 실시예에 따르면, 이 방법은 생성된 이미지 중 적어도 하나에서 구조를 식별하는 단계를 더 포함하며, 이 구조는 제3 임계값 이상인 값을 갖는 픽셀의 위치의 함수로 식별되는 구조이고, 식별된 구조를 기반으로 적어도 하나의 치주 측정이 수행된다.

[0032] 본 발명의 일부 실시예에 따르면, 방법은 또한, 생성된 이미지 중 적어도 하나에서 관심 랜드마크를 식별하는 단계를 더 포함하며, 관심 랜드마크는 사전결정된 픽셀의 수의 함수로 식별되고, 식별된 랜드마크를 기반으로 적어도 하나의 측정이 수행된다.

[0033] 본 발명의 일부 실시예에 따르면, 방법은 또한, 적어도 하나의 획득한 이미지를 축소하는 단계를 포함하며, 생성하는 단계는 적어도 하나의 축소된 획득한 이미지를 기반으로 한다.

[0034] 본 발명의 일부 실시예에 따르면, 생성하는 단계는 심층 신경망을 사용하여 수행된다.

[0035] 본 발명의 일부 실시예에 따르면, 심층 신경망은 U-net 유형의 컨볼루션 신경망이다.

[0036] 본 발명의 일부 실시예에 따르면, 방법은 심층 신경망의 훈련 후 심층 신경망의 가중치의 코딩 비트 깊이를 낮추는 단계를 더 포함한다.

[0037] 본 발명의 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지는 치아의 치축과 치아 치주조직에 속하는 치아 표면의 적어도 하나의 점을 포함하는 평면에 속한다.

[0038] 본 발명의 일부 실시예에 따르면, 적어도 하나의 해부학적 치주 특징은 법랑질, 백악질, 치은, 치조골, 백악질-법랑질 접합부 및/또는 상피 부착부를 포함한다.

[0039] 본 발명의 다른 양상에 따르면, 위에서 설명한 방법의 각 단계를 수행하도록 구성된 처리 유닛을 포함하는 디바이스가 제공된다. 본 발명의 다른 양상은 위에서 언급한 양상과 유사한 장점을 가지고 있다.

[0040] 본 발명의 일부 실시예에 따르면, 처리 유닛은 심층 신경망을 포함하는 특정 집적 회로를 포함하고, 이 심층 신경망은 적어도 하나의 획득한 초음파 이미지에서 적어도 하나의 해부학적 치주 특징의 존재를 나타내는 각각의 이미지를 생성하는 데 사용된다.

[0041] 본 발명에 따른 방법의 적어도 일부는 컴퓨터로 구현될 수 있다. 따라서, 본 발명은 오로지 하드웨어 실시예의 형태, 오로지 소프트웨어 실시예의 형태(펌웨어, 상주 소프트웨어, 마이크로코드 등을 포함) 또는 본 명세서에서 일반적으로 "회로", "모듈" 또는 "시스템"으로 통칭될 수 있는 소프트웨어와 하드웨어 양상을 결합한 실시예의 형태를 취할 수 있다. 또한, 본 발명은 컴퓨터에서 사용 가능한 프로그램 코드가 포함된 임의의 유형의 매체에 구현된 컴퓨터 프로그램 제품의 형태를 취할 수도 있다.

[0042] 본 발명은 소프트웨어로 구현될 수 있기 때문에, 본 발명은 임의의 적합한 매체 상에서 프로그래밍 가능한 장치

에 제공하기 위한 컴퓨터 판독가능 코드로 구현될 수 있다. 유형의 매체는 플로피 디스크, CD-ROM, 하드 디스크 드라이브, 자기 테이프 디바이스 또는 고체 메모리 디바이스 등과 같은 저장 매체를 포함할 수 있다. 일시적인 반송 매체는 전기 신호, 전자 신호, 광학 신호, 음향 신호, 자기 신호 또는 전자기 신호, 예컨대, 마이크로파 또는 RF 신호와 같은 신호를 포함할 수 있다.

도면의 간단한 설명

[0043] 본 발명의 실시예는 다음의 도면을 참조하여 예시로서만 설명될 것이다.

도 1은 치아와 턱의 일부를 개략적으로 보여준다.

도 2는 치주 포켓의 깊이를 안정적으로 측정할 수 있게 하는, 초음파 이미지에서 검출된 구조와 식별된 랜드마크의 예를 보여준다.

도 3은 예를 들어, 본 발명의 일부 실시예에 따라 치주 포켓의 깊이를 측정하기 위해, 초음파 이미지에서 치주 측정을 수행하는 방법의 단계들의 예를 보여준다.

도 4는 치조골, 치조골에 부착된 치은 부분, 자유 치은 부분, 백악질, 법랑질과 같은 구조를 검출하고 백악질-법랑질 접합부 및 상피 부착부와 같은 랜드마크를 식별하기 위해 축소된 초음파 이미지를 처리하는 데 사용할 수 있는 심층 신경망의 예를 보여준다.

도 5는 본 발명의 하나 이상의 실시예의 구현을 위한 컴퓨팅 디바이스의 개략적인 블록도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0044] 이하는 본 발명의 특정 실시예들의 상세한 설명으로서, 도면들 각각에서 동일한 참조 번호들이 동일한 구조 요소들을 나타내는 도면들이 참조된다.

[0045] 이하의 도면 및 설명에서, 유사한 참조 번호를 통해 유사한 요소들이 지정되며, 이미 설명된 요소들 및 요소들의 배열 및 상호작용에 관한 유사한 설명은 생략된다. 사용시, 달리 명시되지 않는 한, "제1", "제2" 등의 용어는 반드시 어떤 순서 또는 우선 순위 관계를 나타내는 것이 아니라, 단지 하나의 요소를 다른 요소와 보다 명확하게 구분하기 위해 사용될 수 있다.

[0046] 본 발명의 맥락에서, "뷰어(viewer)", "시술자", 및 "사용자"라는 용어는 디스플레이 모니터 상의 구강내 이미지와 같은 초음파 이미지를 얻고 보면서 조작하는, 치과의사, 기공사, 또는 다른 사람과 동등하며 이들을 지칭하는 것으로 간주된다. "시술자 지침서", "사용자 지침서" 또는 "뷰어 지침서"는 예컨대, 초음파 프로브 또는 시스템 하드웨어 상의 버튼을 클릭하거나 컴퓨터 마우스를 사용하거나 터치 스크린 또는 키보드 입력을 사용함으로써, 뷰어가 입력한 명시적인 명령으로부터 얻어진다.

[0047] 본 개시의 맥락에서, "신호 통신으로"라는 문구는 2 개 이상의 디바이스 및/또는 컴포넌트가 모종의 신호 경로상을 이동하는 신호들을 통해 서로 통신할 수 있음을 나타낸다. 신호 통신은 유선 또는 무선일 수 있다. 신호들은 통신, 전력, 데이터, 또는 에너지 신호들일 수 있다. 신호 경로들은 제1 디바이스 및/또는 컴포넌트와 제2 디바이스 및/또는 컴포넌트 사이의 물리적, 전기적, 자기적, 전자적, 광학적, 유선, 및/또는 무선 연결을 포함할 수 있다. 신호 경로들은 제1 디바이스 및/또는 컴포넌트와 제2 디바이스 및/또는 컴포넌트 사이에 추가 디바이스들 및/또는 컴포넌트들을 또한 포함할 수 있다.

[0048] "피사체(subject)"라는 용어는 촬영 대상 환자의 잇몸과 기타 구강 내 연조직(그리고 치아 표면도 포함될 수 있음)을 의미하며, 광학적으로 해당 촬영 시스템의 "대상"과 동일하다고 간주할 수 있다.

[0049] 본 발명의 일부 실시예에 따르면, 치주 포켓의 깊이는 초음파 이미지로부터 자동으로 측정된다. 이미지를 생성하는 디바이스가 올바르게 배치되지 않은 경우(즉, 획득된 이미지로 치주 포켓의 깊이를 안정적으로 측정할 수 없는 경우), 측정이 수행되지 않고 오류 메시지가 제공된다. 측정 작업은 초음파 이미지에서 특정 물질이나 조직을 감지하고 상피 부착부 및/또는 백악질-법랑질 접합부와 같은 특정 랜드마크(또는 특정 해부학적 지점)를 식별하는 것을 기반으로 한다. 이러한 검출 및 식별 작업은 실시간으로 이루어지기 때문에, 예를 들어 초당 최소 10개의 이미지를 처리할 수 있다. 치주 포켓의 깊이 측정은 자동으로 이루어지기 때문에, 측정을 위해 초음파 이미지를 디스플레이할 필요가 없다.

[0050] 특정 실시예에 따르면, 치주 포켓의 깊이를 신뢰성 있게 측정할 수 있도록 하기 위해 다음 구조와 랜드마크 중

적어도 일부가 검출되고 식별된다.

[0051] - 법랑질;

[0052] - 백악질;

[0053] - 치은;

[0054] - 치조골;

[0055] - 백악질-법랑질 접합부; 그리고/또는

[0056] - 상피 부착부.

[0057] 일부 실시예에 따르면, 머신 학습이 사용되어, 원하는 측정을 수행하는 데 관련된 해부학적 구조와 랜드마크를 검출한다. 이를 위해, 시스템은 해당 구조와 랜드마크가 이미지에 존재하는지(분류)를 판단할 수 있으며, 존재하는 경우, 시스템을 통해 해당 구조와 랜드마크를 정확하게 찾아낼 수 있다(세분화하거나 랜드마크 위치를 지정함). 다음으로, 시스템은 이러한 구조와 랜드마크를 통해 치주 측정과 같은 측정을 수행한다.

[0058] 도 2는 치주 포켓의 깊이를 신뢰성 있게 측정할 수 있게 하는, 초음파 이미지에서 검출된 구조와 식별된 랜드마크의 예를 보여 준다. 설명을 위해, 도 1에 표시된 치아와 턱의 일부를 나타내는 초음파 이미지가 참조번호(200)로 표시되어 있다.

[0059] 초음파 이미지(200)를 처리한 후, 각각이 참조번호(205, 210, 215, 220, 225)로 표시된 치조골, 치조골에 부착된 치은 부분, 자유 치은 부분, 백악질, 그리고 법랑질을 검출하고 위치를 파악한다. 마찬가지로, 각각이 참조번호(230, 235)로 표시된 백악질-법랑질 접합부와 상피 부착부가 식별되고 위치가 파악된다.

[0060] 도 3은 예를 들어, 본 발명의 일부 실시예에 따라 치주 포켓의 깊이를 측정하기 위해, 초음파 이미지에서 치주 측정을 수행하는 방법의 단계들의 예를 보여준다.

[0061] 설명된 바와 같이, 제1 단계는 하나 또는 여러 개의 이미지, 예를 들어 2D 초음파 프로브에서 얻은 데이터로부터 생성된 2D(2차원) 이미지(초음파 이미지로 표시됨)를 획득하는 단계(300)에 관한 것이다. 획득한 이미지는 검색된 구조와 관심 있는 검색된 랜드마크를 검출할 수 있도록 시야각에서 촬영되어야 한다. 따라서, 획득한 이미지는 바람직하게는 치아의 치축과 치아 치주조직에 속하는 치아 표면의 적어도 하나의 점을 포함하는 평면에 속한다.

[0062] 다음으로, 획득한 초음파 이미지는 구조 및/또는 관심 있는 랜드마크를 빠르고 정확하게 검출할 수 있는 해상도, 예컨대, 128x128 픽셀의 해상도로 축소된다(단계(305)). 축소된 이미지는 검색된 구조에 해당하거나 관심 있는 랜드마크의 식별을 가능하게 하는 특징을 분석 및 추출하도록 처리된다(단계(310)). 본 발명의 일부 실시예에 따르면, 이 단계는 여러 결과 이미지, 예를 들어, 6개의 이미지(각각의 검색된 해부학적 랜드마크와 구조, 즉 법랑질, 백악질, 치은, 치조골, 백악질-법랑질 접합부, 상피 부착부에 대해 하나씩)를 생성하는 심층 신경망(예컨대, 컨볼루션 신경망)을 포함한다.

[0063] 다음으로, 획득된 각각의 이미지는 적절한 임계값을 사용하여 분석되어 치주 측정을 수행하는 데 적합한지 여부를 결정한다(단계(315)). 이러한 분석은 고려한 생성된 이미지의 각 픽셀 값을 제1 임계값과 비교하고, 제1 임계값과 같거나 큰 값을 갖는 픽셀의 수를 제2 임계값과 비교하는 것으로 구성될 수 있다. 제1 및 제2 임계값은 사전결정되거나 동적으로 결정될 수 있다. 예를 들어, 특징을 분석하고 추출하고 이미지를 생성하는 데 사용되는 심층 신경망의 훈련 과정에서 자동으로 결정될 수 있다.

[0064] 여기서 주목할 점은, 생성된 이미지가 치주 측정을 수행하는 데 적절한지 판단하는 과정은 단일 초음파 입력 이미지 또는 여러 개의 초음파 입력 이미지(바람직하게는 연속적인 이미지)에 적용되어, 예를 들어, 프로브의 작은 움직임을 고려한다(이는 입력 초음파 이미지에서의 데이터의 적합성을 향상시킬 수 있다)는 것이다. 일부 실시예에 따르면, 동일한 구조 또는 관심 있는 동일한 랜드마크에 해당하는 여러 생성된 이미지 중 하나는 제1 임계값 이상인 값을 갖는 픽셀의 수를 기반으로 선택된다(예를 들어, 제1 임계값 이상인 값을 가진 가장 많은 수의 픽셀과 연관된 생성된 이미지가 선택된다).

[0065] 제1 임계값과 같거나 그보다 큰 값을 갖는 픽셀의 수가 제2 임계값보다 적다면, 그것은 검색된 구조나 관심 있는 검색된 랜드마크가 없다는 것, 또는 프로브가 잘못 배치되었음을 의미한다. 따라서, 입력된 초음파 이미지는 치주 측정에 사용할 수 없으므로 거부된다(단계(325)). 일부 실시예에 따르면, 입력된 이미지가 거부되었다

는 표시가 디스플레이되어(단계(330)) 치주 측정을 수행하는 데 해당 이미지를 사용할 수 없음을 의사에게 알린다. 이러한 표시를 통해, 의사는 프로브가 올바르게 배치되지 않았음을 이해하고, 원하는 측정이 이루어질 때까지 프로브를 움직일 수 있다.

[0066] 도시된 바와 같이, 알고리즘은 새로운 초음파 이미지를 처리하기 위해 단계(300)로 반복될 수 있다.

[0067] 여기서 주목할 점은 관련 데이터가 없는 것으로 보이는 이미지를 거부하면 무의미한 데이터를 처리하는 데 걸리는 시간을 줄여 높은 프레임 레이트 성능을 가능하게 한다는 것이다.

[0068] 반대로, 제1 임계값 이상인 값을 가진 픽셀의 수가 제2 임계값 이상인 경우, 바람직하게는 고려된 입력 초음파 이미지에 해당하는 생성된 각 이미지에 대해, 후자가 치주 측정을 수행할 수 있는 관련 정보를 포함한다고 결론을 내린다.

[0069] 따라서, 검색된 구조는 예를 들어, 생성된 해당 이미지를 이진 이미지로 변환하는 방식으로 식별된다(단계(335)). 설명을 위해, 검색된 구조는 생성된 이미지의 영역에 대응할 수 있으며, 이 영역에서 픽셀의 값은 제3 임계값보다 크거나 같을 수 있다. 제3 임계값은 사전결정되거나 동적으로 결정될 수 있다. 그것은 제1 임계값과 같을 수도 있다. 생성된 이미지에서 이 점들의 좌표(축소된 이미지에서와 동일)를 통해, 초음파 이미지에서 검색된 구조의 위치를 계산할 수 있다(축소 작업의 파라미터에 기반함).

[0070] 그 다음으로 또는 동시에, 관심 있는 랜드마크(예컨대, CEJ와 상피 부착부)가 두 개의 해당 생성된 이미지에서 추출된다(단계(340)). 이를 위해, 이 두 이미지에서 가장 높은 값을 가진 결정된 개수의 픽셀(K개의 픽셀)이 선택되고 두 개의 기준점(생성된 이미지마다 하나씩)을 계산하는 데 사용한다. 이러한 기준점은 예를 들어, 생성된 두 이미지 각각에서 선택된 점들의 중심일 수 있다. 설명을 위해, K는 2에서 50 사이의 범위에서 선택될 수 있다. 예를 들어, K는 10으로 설정될 수 있다. 이 두 중심점은 CEJ와 상피 부착부의 위치에 해당한다.

[0071] (축소된 이미지에서와 동일한) 생성된 이미지에서의 이 점들의 좌표를 통해, (축소 작업의 파라미터에 기반하여) 원본 이미지에서 CEJ와 상피 부착부의 위치를 계산할 수 있다.

[0072] 다음으로, 입력된 이미지에서 검색된 구조와 검색된 랜드마크의 위치를 사용하여, 치주 측정을 수행할 수 있다(단계(345)). 설명을 위해, 다음 측정 중 적어도 일부를 수행할 수 있다:

[0073] - CEJ와 상피 부착부 사이의 거리에 해당하는 임상 부착 수준(CAL)으로 표시된 거리,

[0074] - 바람직하게는 치아 표면의 치축에 직각으로 투영된 자유 치은의 상단부와 상피 부착부 사이의 거리에 해당하는 포켓 깊이(PD), 및/또는

[0075] - 치아 표면의 치축에 직각으로 투영된 자유 치은의 상단부와 CEJ 사이의 거리에 해당하는 치은 연(Gingival Margin; GM).

[0076] 계산된 거리가 디스플레이된다(단계(350)). 일부 실시예에 따르면, 이러한 거리를 측정하는 데 사용되는 초음파 이미지는 디스플레이되지 않는다. 프로브의 방향이 어떻든, 이미지에서 최소한의 치주 구조가 감지되는 즉시, 알고리즘이 측정을 제공한다.

[0077] 예시되어 있는 바와 같이, 알고리즘은 새로운 초음파 이미지를 처리하기 위해 단계(300)로 반복될 수 있다.

[0078] 여기서 주목할 점은, 예를 들어 초당 10개의 이미지의 프레임 속도로 촬영된 2D 초음파 이미지의 분석을 기반으로 한 예시이지만, 3D 프로브가 (예컨대, 다층 트랜스듀서를 사용하여) 턱의 두꺼운 층을 직접 캡처함으로써 또는 심층 신경망의 입력으로서 여러 2D 이미지로부터 3D 볼륨을 재구성함으로써 얻어진 3D 볼륨을 통해 3D 접근 방식을 고려할 수 있다는 점이다.

[0079] 위에서 설명한 바와 같이, 특정 실시예에 따르면, 심층 신경망은 축소된 초음파 이미지를 처리하여 검색된 구조를 감지하고 검색된 랜드마크를 식별하는 데 사용된다. 이러한 심층 신경망은 U-Net으로 알려진 컨볼루션 신경망에서 파생될 수 있다. U-Net 네트워크는 수축 경로와 확장 경로로 구성되어 있다. 수축 경로는 전형적인 컨볼루션 네트워크로, 이 컨볼루션 네트워크는 컨볼루션을 반복적으로 적용하고, 그 뒤에 각각 정류 선형 단위(rectified linear unit, ReLU)와 최대 풀링 연산을 적용하는 방식으로 구성되어 있다. 수축 과정 동안, 공간 정보는 감소하고 특징 정보는 증가한다. 확장 경로는 업컨볼루션과 연쇄(concatenation)의 시퀀스를 통한 특징 및 공간 정보를 축소 경로로부터의 고해상도 특징과 결합한다. U-net 유형의 인공 신경망은 예를 들어, “U-net: 생물 의학 이미지 분할을 위한 컨볼루션 네트워크", Ronneberger, O., Fischer, P. & Brox, T., Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2015라는 제목의 논문에서 설명되어 있다. 컴

퓨터 과학 강의 노트, 9351, 234-241 (Springer International Publishing, 2015).

[0080] 도 4는 치조골, 치조골에 부착된 치은 부분, 자유 치은 부분, 백악질, 법랑질과 같은 구조를 감지하고 백악질-법랑질 접합부 및 상피 부착부와 같은 랜드마크를 식별하기 위해 초음파 이미지, 바람직하게는 축소된 초음파 이미지를 처리하는 데 사용할 수 있는 심층 신경망의 예를 보여준다.

[0081] 도시된 예에 따르면, 심층 신경망의 입력은 각각 1바이트로 코딩될 수 있는 128 x 128 픽셀의 단일 이미지이고, 출력은 각각 1바이트로 코딩될 수 있는 128 x 128 픽셀의 여섯 개의 이미지를 포함한다. 각 박스는 다중 채널 특징 맵을 나타낸다. 특징 맵의 x와 y 크기는 박스와 연관된 라벨의 첫 번째 두 숫자에 의해 제공되며, 채널 수는 세 번째 숫자(괄호 사이)로 제공된다. 십자선으로 표시된 박스는 복사된 특징 맵을 나타내고, 화살표는 도 4에 표시된 작업들을 나타낸다.

[0082] 예시되어 있는 바와 같이, 심층 신경망의 구조는 수축 경로(왼쪽)와 확장 경로(오른쪽)를 포함한다. 수축 경로는 이중 3x3 컨볼루션을 여러 번 적용한 다음, 정류 선형 유닛(ReLU)을 거치고, 2×2 최대 풀링(max pooling) 연산을 스트라이드(stride) 2로 수행하여 다운샘플링하는 것을 목표로 한다. 각 다운샘플링 단계에서, 특징 채널의 수가 두 배로 늘어난다. 반대로, 확장 경로는 특징 맵의 업샘플링을 수행하고, 그 후, 특징 채널의 수를 절반으로 줄이는 2x2 컨볼루션("업컨볼루션")이 적용되고, 축소 경로로부터 적절히 잘라낸 특징 맵과의 연결이 이어지고, 각각 ReLU가 뒤따르는 두 개의 3x3 컨볼루션이 수행되는 것을 목표로 한다. 최종 레이어에서, 1x1 컨볼루션을 사용하여 각각의 32-컴포넌트 특징 벡터를 6개의 클래스에 매핑하며, 각 클래스는 법랑질, 백악질, 치은, 치조골, 백악질-법랑질 접합부 또는 상피 부착부를 나타내며, 이를 통해 한 번의 패스로 6개의 해부학적 구조와 랜드마크를 감지하고 찾을 수 있다.

[0083] 일부 실시예에 따르면, 도 4에 설명된 심층 신경망은 전문가에 의해 정확한 구조와 랜드마크가 결정된 실제 데이터로 훈련된다. 예를 들어, 950개의 이미지가 있는 제1 데이터베이스(모든 해부학적 구조와 랜드마크가 존재하고 식별됨)와 프로브가 잘못 배치되었을 때 촬영된 해부학적 구조 및/또는 랜드마크가 없는 400개의 이미지를 포함하는 제2 데이터베이스가 생성되었다. 이 두 개의 데이터베이스는 훈련 세트, 테스트 세트, 검증 세트로 나뉘어 훈련에 사용되었다.

[0084] 심층 신경망을 훈련한 후, 심층 신경망의 파라미터, 특히 뉴런의 가중치에 대한 코딩 비트 깊이를 수정하여 심층 신경망의 크기를 줄이면서도 정확도와 정밀도를 유지하는 것이 바람직하다. 예를 들어, 코딩 비트 깊이는 뉴런의 가중치를 1바이트로 코딩하는 것으로 구성될 수 있으며, 이를 통해 엣지 TPU(임베디드 시스템에서 AI 엔진을 실행하도록 설계된 구글사의 특수 목적 ASIC)와 같은 전용 하드웨어에서 심층 신경망을 실행할 수 있다.

[0085] 도 4에 설명된 심층 신경망이 그 효과를 입증했다는 점은 주목할 만하지만, 특징 맵의 크기 및/또는 채널 수와 같은 일부 파라미터가 변경될 수 있다.

[0086] 도 5는 본 발명의 하나 이상의 실시예의 구현을 위한, 특히 도 3을 참조하여 설명된 단계 또는 단계의 일부를 수행하기 위한 컴퓨팅 디바이스의 개략적인 블록도이다.

[0087] 컴퓨팅 디바이스(500)는 다음의 요소들 중 일부 또는 전부에 연결될 수 있는 통신 버스를 포함한다:

[0088] - 예컨대, CPU로 표시된 마이크로프로세서와 같은 중앙 처리 장치(505),

[0089] - 본 발명의 일부 실시예에서의 방법을 실행하는 실행 가능한 코드를 저장하는, RAM으로 표기된 랜덤 액세스 메모리(510), 및 본 발명의 일부 실시예에 따른 초음파 이미지로부터 치주 측정을 수행하는 방법을 구현하는 데 필요한 변수 및 파라미터를 기록하는 레지스터- 이의 메모리 용량은 예를 들어 확장 포트에 연결된 선택적 RAM을 통해 확장할 수 있음 -,

[0090] - 본 발명의 일부 실시예의 구현을 위한 컴퓨터 프로그램을 저장하기 위한, ROM으로 표시된 읽기 전용 메모리(515),

[0091] - 사용자로부터 입력을 수신하고, 사용자에게 정보를 제공하며, 및/또는 내부 센서 및/또는 외부 디바이스로부터 데이터를 수신/전송, 컴퓨팅 디바이스(500) 내에 내장되거나 컴퓨팅 디바이스(500)에 유선 또는 무선 링크를 통해 연결된 외부 디바이스일 수 있는 초음파 센서(525)와 같은 센서로부터 데이터를 수신하기 위해 사용될 수 있는 사용자 인터페이스 및/또는 입출력 인터페이스(520), 및

[0092] - 초음파 이미지 또는 축소된 초음파 이미지를 분석하고, 검색된 구조 및/또는 관심 있는 검색된 랜드마크를 나타내는 이미지를 생성하도록 구성된 AI 엔진(530). AI 엔진은 컴퓨팅 디바이스(500) 내에 내장되거나, 원격 처

리 장치에 있거나, 또는 하나 이상의 서버에 걸쳐, 예컨대, 클라우드에 분산되어 있을 수 있다.

[0093] 선택적으로, 컴퓨팅 디바이스(500)의 통신 버스는 대용량 저장 디바이스로 사용되는 SSD(또는 하드 디스크)로 표시된 솔리드 스테이트 디스크(535) 및/또는 치주 측정을 표시하는 디스플레이(540)에 연결될 수 있다.

[0094] 컴퓨팅 디바이스(500)의 통신 버스는 원격 디바이스, 특히 치과 정보 시스템 및/또는 저장 디바이스(535)와 데이터를 주고 받기 위해 디지털 데이터를 송수신할 수 있는 통신 네트워크에 일반적으로 연결된 네트워크 인터페이스(545)에 또한 연결될 수도 있다. 네트워크 인터페이스(545)는 단일 네트워크 인터페이스이거나, 또는 여러 개의 서로 다른 네트워크 인터페이스(예를 들어, 유선 및 무선 인터페이스, 또는 여러 종류의 유선 또는 무선 인터페이스)로 구성될 수 있다. 데이터 패킷은 CPU(505)에서 실행되는 소프트웨어 애플리케이션의 제어하에 전송을 위해 네트워크 인터페이스에 기록되거나 수신을 위해 네트워크 인터페이스로부터 판독된다.

[0095] 실행 가능한 코드는 읽기 전용 메모리(515), 솔리드 스테이트 디바이스(535) 또는 메모리 카드와 같은 이동식 디지털 매체에 저장될 수 있다. 변형예에 따르면, 프로그램의 실행 가능한 코드는 통신 네트워크를 통해 네트워크 인터페이스(534)를 경유하여 수신되어, 실행되기 전에 고체 상태 디바이스(535)와 같은 컴퓨팅 디바이스(500)의 저장 수단 중 하나에 저장될 수 있다.

[0096] 중앙 처리 장치(505)는 본 발명의 일부 실시예에 따라 프로그램 또는 프로그램들의 소프트웨어 코드의 명령어 또는 부분들의 실행을 제어하고 지시하는 데 적합하며, 상기 명령어는 앞서 언급한 저장 수단 중 하나에 저장된다. 전원을 켜면, CPU(505)는 예를 들어 ROM(515) 또는 SSD(535)에서 해당 명령어가 로드된 후 소프트웨어 애플리케이션과 관련된 메인 RAM 메모리(510)의 명령어를 실행할 수 있다. 이러한 소프트웨어 애플리케이션이 CPU(505)에 의해 실행되면, 본 명세서에 개시된 단계가 수행된다.

[0097] 본 명세서에 개시된 임의의 단계는 PC("개인용 컴퓨터"), DSP("디지털 신호 처리기") 또는 마이크로컨트롤러와 같은 프로그래밍 가능한 컴퓨터에 의해 일련의 명령어 또는 프로그램을 실행함으로써 소프트웨어에서 구현될 수 있고, 또는 FPGA("필드 프로그래머블 게이트 어레이") 또는 ASIC("애플리케이션 특정 집적 회로")와 같은 머신 또는 전용 컴포넌트에 의해 하드웨어에서 구현될 수 있다.

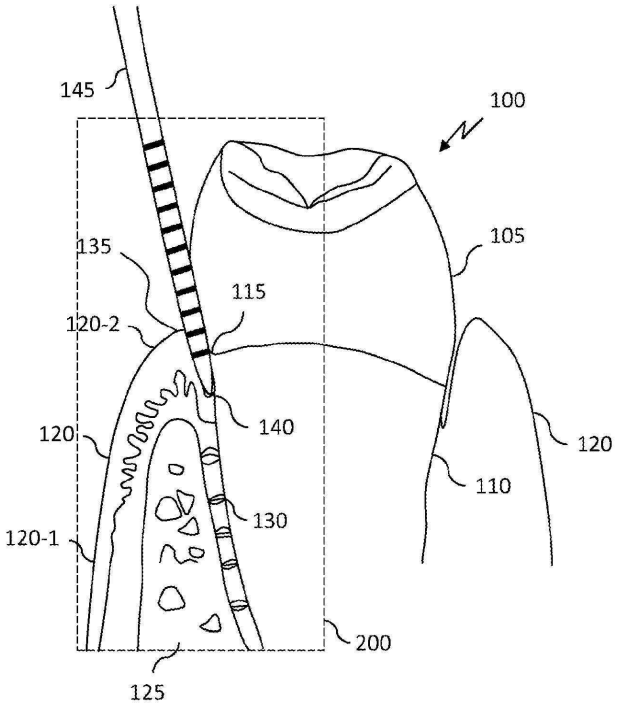
[0098] 본 개시가 일부 특정 실시예를 참조하여 본 명세서에 상술되었지만, 본 발명은 이러한 특정 실시예에 제한되지 않으며, 본 발명의 범위 내에 있는 변경이 당업자에게 명백할 것이다.

[0099] 상술된 예시적인 실시예들을 참조하면 당업자에게 많은 추가 변경 및 변형이 제안될 것이며, 이는 단지 예로서만 주어지고 본 발명의 범위를 제한하도록 의도되지 않으며, 이는 첨부된 청구범위에 의해서만 결정된다. 특히, 상이한 실시예의 상이한 특징은 적절한 경우에 상호교환될 수도 있다.

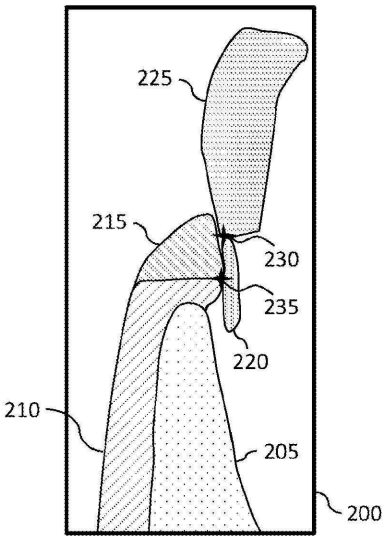
[0100] 청구범위에서, "포함하는"이라는 단어는 다른 요소 또는 단계를 배제하지 않으며, 단수의 표현은 복수를 배제하지 않는다. 서로 상이한 종속 청구항에 상이한 특징이 기재되어 있다는 사실만으로 이러한 특징의 조합이 유리하게 사용될 수 없다는 것을 의미하지는 않는다.

도면

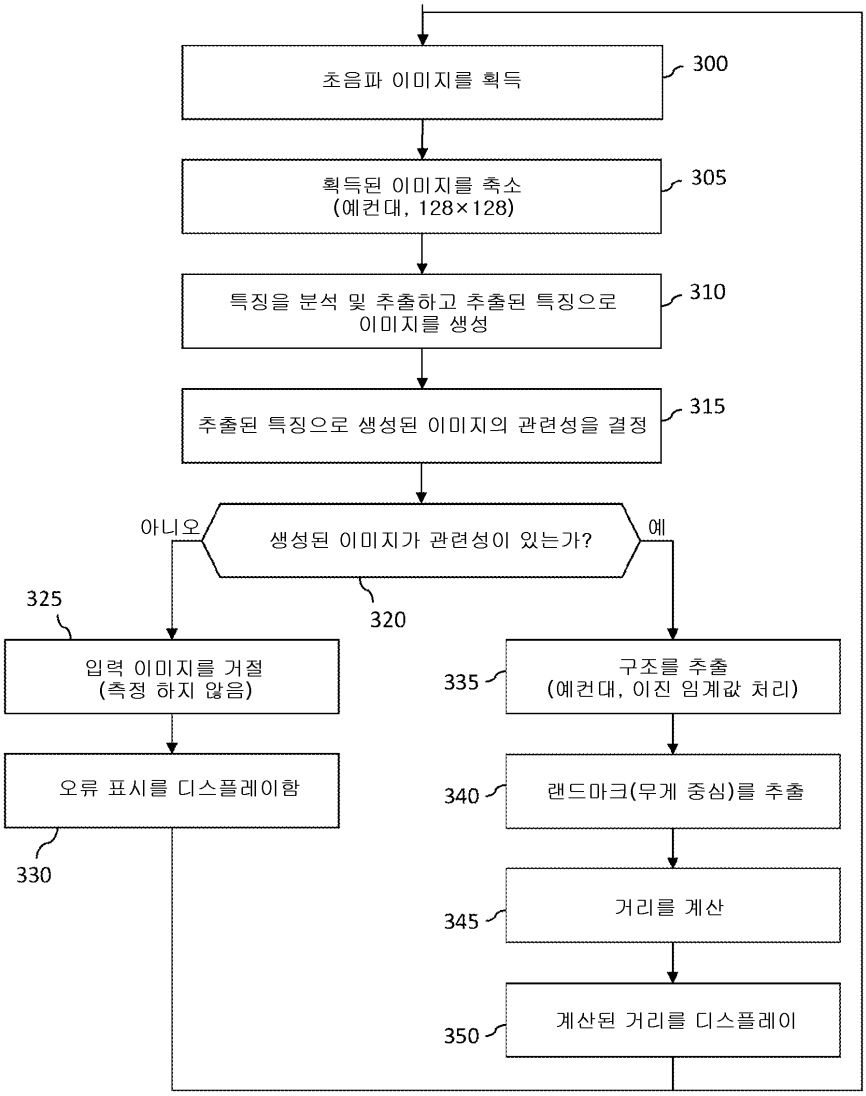
도면1


145
100
105
135
115
120-2
140
120
120
110
130
120-1
200
125

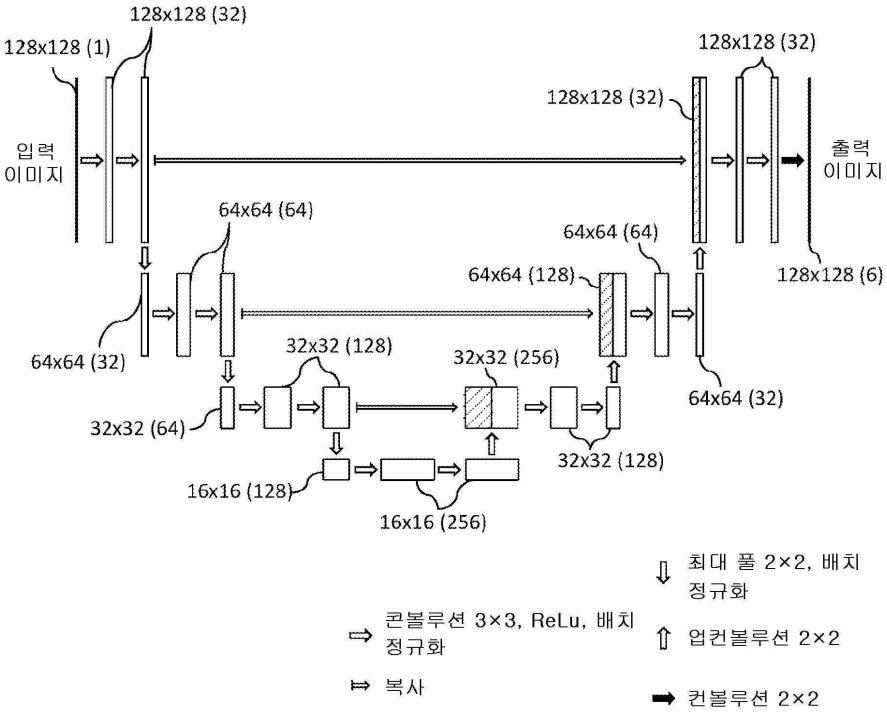
도면2


225
215
230
235
220
210
205
200

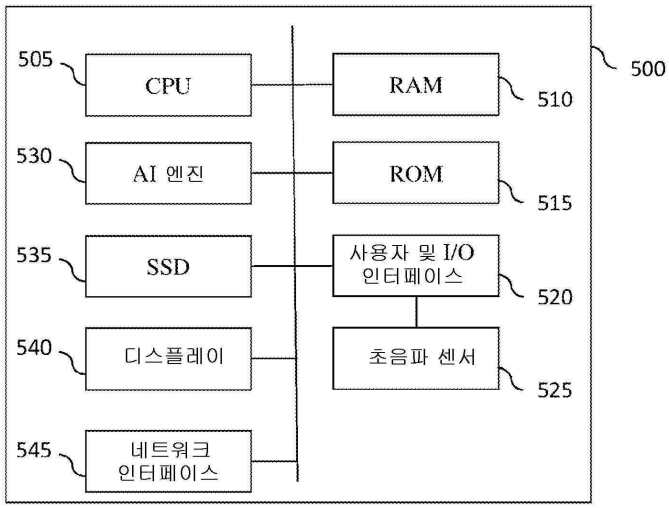
도면3


초음파 이미지를 획득
300
획득된 이미지를 축소
(예컨대, 128×128)
305
특징을 분석 및 추출하고 추출된 특징으로
이미지를 생성
310
추출된 특징으로 생성된 이미지의 관련성을 결정
315
아니오
생성된 이미지가 관련성이 있는가?
예
320
325
입력 이미지를 거절
(측정 하지 않음)
오류 표시를 디스플레이함
330
335
구조를 추출
(예컨대, 이진 임계값 처리)
340
랜드마크(무게 중심)를 추출
345
거리를 계산
350
계산된 거리를 디스플레이

도면4


128x128 (32)
128x128 (1)
128x128 (32)
128x128 (32)
입력
이미지
출력
이미지
64x64 (64)
64x64 (64)
64x64 (128)
128x128 (6)
64x64 (32)
32x32 (128)
32x32 (256)
64x64 (32)
32x32 (64)
32x32 (128)
16x16 (128)
16x16 (256)
최대 풀 2×2, 배치 정규화
콘볼루션 3×3, ReLu, 배치 정규화
업컨볼루션 2×2
복사
컨볼루션 2×2

도면5


505
CPU
RAM
510
500
530
AI 엔진
ROM
515
535
SSD
사용자 및 I/O 인터페이스
520
540
디스플레이
초음파 센서
525
545
네트워크 인터페이스