(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2023년01월26일
(11) 등록번호 10-2492550
(24) 등록일자 2023년01월20일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 6/14 (2006.01) *A61B 6/03* (2006.01)
A61C 7/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61B 6/14 (2013.01)
A61B 6/032 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2019-7007567
(22) 출원일자(국제) 2017년08월21일
심사청구일자 2020년08월07일
(85) 번역문제출일자 2019년03월15일
(65) 공개번호 10-2019-0049733
(43) 공개일자 2019년05월09일
(86) 국제출원번호 PCT/US2017/047805
(87) 국제공개번호 WO 2018/035524
국제공개일자 2018년02월22일
(30) 우선권주장
62/377,084 2016년08월19일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
JP2008503280 A*
(뒷면에 계속)
전체 청구항 수 : 총 27 항

(73) 특허권자
더 메서디스트 하스피틀 시스템
미국, 텍사스 77030, 휴스턴, 슈트 디-200, 패닌 스트리트 6565
(72) 발명자
샤, 제임스 지웅
미국, 텍사스 77030, 휴스턴, 루테르글렌 드라이브 5343
가테노, 야이메
미국, 텍사스 77401, 벨레어, 벨뷰 드라이브 4708
유안, 펭
미국, 텍사스 77030, 휴스턴, 유닛 274, 브래스우드 파크 드라이브 2255
(74) 대리인
한인열

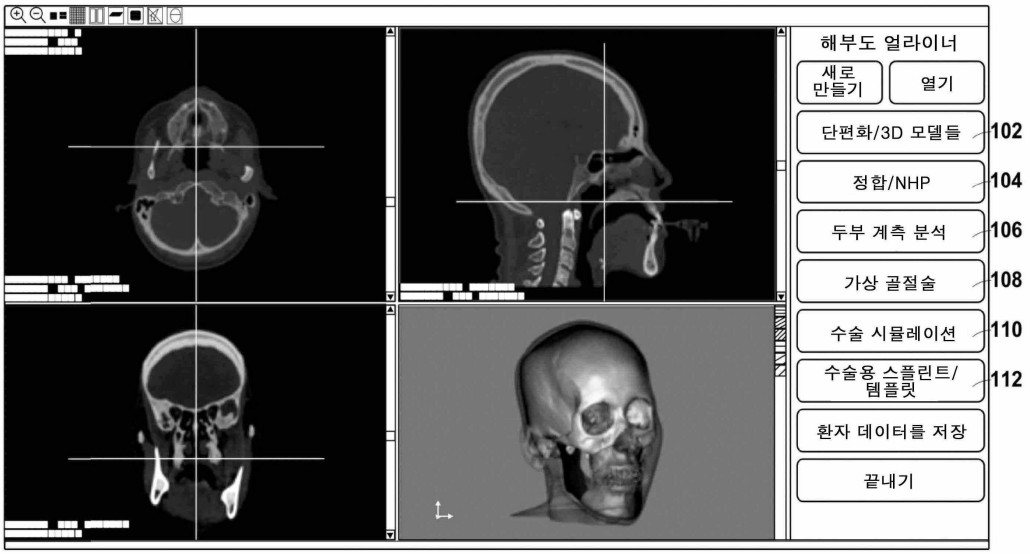
심사관 : 박세영

(54) 발명의 명칭 **컴퓨터 지원 악교정 수술 계획을 위한 시스템 및 방법**

(57) 요 약

양약 수술 계획을 위한 시스템들 및 방법들이 본원에 설명된다. 예시적인 컴퓨터 구현 방법은 대상체의 두개골의 합성 3차원(3D) 모델을 생성하는 단계, 상기 합성 3D 모델에 대한 글로벌 기준 프레임을 정의하는 단계, 상기 합성 3D 모델에 관한 두부 계측 분석을 수행하여 상기 대상체의 두개골의 적어도 하나의 기하학적 속성을 수량화하는 단계, 가상 골절술을 수행하여 상기 합성 3D 모델을 복수의 편으로 나누는 단계, 상기의 골절편들을 사용하여 수술 시뮬레이션을 수행하는 단계, 및 상기 대상체에 대한 수술용 스플린트 또는 템플릿을 디자인하는 단계를 포함할 수 있다.

대 표 도



(52) CPC특허분류
A61C 7/002 (2013.01)

(56) 선행기술조사문헌
WO2003028577 A1
US20070197902 A1
US20030065259 A1
US06213769 B
*는 심사관에 의하여 인용된 문헌

명 세 서

청구범위

청구항 1

악교정 수술 계획을 위한 컴퓨터 구현 방법으로서,

프로세서에 의해, 대상체의 두개골의 합성 3차원(3D) 모델을 생성하는 단계로서, 상기 합성 3D 모델은 상기 대상체의 두개골의 골격, 치아 및 연조직 특징들의 표시를 포함하는, 상기 합성 3D 모델을 생성하는 단계;

프로세서에 의해, 상기 합성 3D 모델에 대한 주요 기준 프레임을 정의하는 단계;

프로세서에 의해, 상기 합성 3D 모델에 관한 3차원(3D) 두부 계측 분석(cephalometric analysis)을 수행하는 단계;

프로세서에 의해, 가상 골절술을 수행하여 상기 합성 3D 모델을 복수의 편으로 나누는 단계;

프로세서에 의해, 상기의 골절편들을 사용하여 수술 시뮬레이션을 수행하는 단계; 및

프로세서에 의해, 상기 대상체에 대한 수술용 스플린트 또는 템플릿을 디자인하는 단계를 포함하고,

상기 3D 두부 계측 분석은 상기 대상체의 두개골의 복수의 기하학적 속성을 수량화하고, 상기 기하학적 속성은 형상, 크기, 위치, 배향, 및 대칭을 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 2

청구항 1에 있어서, 상기 합성 3D 모델은 복수의 3D 모델을 포함하되, 상기 복수의 3D 모델은 중앙 안면 모델, 하악골 모델, 연 조직 모델, 치아 모델 또는 기준 마커 모델 중 둘 이상을 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 3

청구항 2에 있어서, 상기 합성 3D 모델을 생성하는 단계는 상기 중앙 안면 모델 및 상기 하악골 모델과 상기 치아 모델을 합치는 단계를 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 4

청구항 2 또는 3에 있어서, 프로세서에 의해, 상기 합성 3D 모델을 형성하는 상기 복수의 3D 모델을 정합시키는 단계를 더 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 5

청구항 1에 있어서, 상기 주요 기준 프레임을 정의하는 단계는 상기 합성 3D 모델을 상기 대상체의 표준 해부학적 자세로 재배향시키는 단계를 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 6

청구항 1에 있어서, 상기 주요 기준 프레임을 정의하는 단계는 상기 합성 3D 모델에 대한 하나 이상의 기준면을 계산하는 단계를 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 7

청구항 6에 있어서, 상기 하나 이상의 기준면은 정중시상면, 축면 또는 관상면을 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 8

청구항 1에 있어서, 상기 3D 두부 계측 분석을 수행하는 단계는 상기 대상체의 두개골의 객체 대칭을 수량화하는 단계를 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 9

청구항 8에 있어서, 상기 3D 두부 계측 분석을 수행하는 단계는 가중 프로크푸스테스 분석(Procrustes analysis)을 사용하여 상기 대상체의 두개골의 객체 대칭을 수량화하는 단계를 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 10

청구항 1에 있어서, 상기 3D 두부 계측 분석을 수행하는 단계는 상기 대상체의 두개골의 특징과 상기 주요 기준 프레임 간 대칭 정렬을 수량화하는 단계를 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 11

청구항 10에 있어서, 상기 대상체의 두개골의 상기 특징과 상기 주요 기준 프레임 간 대칭 정렬을 수량화하는 단계는 상기 대상체의 두개골의 상기 특징에 대한 객체 기준 프레임을 결정하는 단계를 더 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 12

청구항 11에 있어서, 상기 대상체의 두개골의 상기 특징은 치열궁인, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 13

청구항 12에 있어서, 상기 객체 기준 프레임을 결정하는 단계는 주성분 분석(PCA, principal component analysis) 기반 적응적 최소 유클리디안 거리들을 사용하는 단계를 더 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 14

청구항 1에 있어서, 프로세서에 의해, 상기 수술 시뮬레이션 전후 상기 대상체의 두개골의 복수의 기하학적 속성을 포함하는 두부 계측 분석 보고를 생성하는 단계를 더 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 15

삭제

청구항 16

청구항 1에 있어서, 상기 가상 골절술은 상기 가상 골절술의 위치에 근접하여 다중 연결 육면체 그룹을 정의하는 단계 및 상기 합성 3D 모델을 상기 복수의 편으로 나누는 단계를 더 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 17

청구항 16에 있어서, 상기 복수의 편은 중앙 안면편, 르 포르(Le Fort) I편 및 상치, 원심 골편 및 하치, 턱끝편 및/또는 좌우 근심 골편들을 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 18

청구항 1에 있어서, 상기 수술 시뮬레이션은 상악 수술, 하악 수술 또는 하악 턱끝 수술을 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 19

청구항 1에 있어서, 상기 수술 시뮬레이션을 수행하는 단계는:

상기 골절편들에 대한 계층 구조를 정의하는 단계;

최종 치아 교합을 확립하는 단계; 및

상기 골절편들을 목적하는 상하악 조합으로 재위치시키는 단계를 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 20

청구항 19에 있어서, 상기 최종 치아 교합은 상기 대상체의 상치와 하치 간 최대 교두감합을 이루는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 21

청구항 19 또는 20에 있어서, 상기 골절편들을 재위치시키는 단계는 상기 상하악 조합을 6 자유도로 병진 이동 및/또는 회전시키는 단계를 더 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 22

청구항 1에 있어서, 상기 수술 시뮬레이션은 상기 골절편들 중 하나 이상을 병진 이동 및/또는 회전시킴으로써 과량 교정을 수행하는 단계를 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 23

청구항 1에 있어서, 상기 수술용 스플린트 또는 템플릿은 상기 대상체의 상치를 목적하는 위치에 두는 상악 수술을 위한 또는 상기 대상체의 하치를 목적하는 위치에 두는 하악 수술을 위한 중간 스플린트인, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 24

청구항 1에 있어서, 상기 수술용 스플린트 또는 템플릿은 상기 대상체의 상치 및 하치를 목적하는 위치에 두는 최종 스플린트인, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 25

청구항 1에 있어서, 상기 수술용 스플린트 또는 템플릿을 디자인하는 단계는:

상기 수술용 스플린트 또는 템플릿의 3D 모델을 생성하는 단계; 및

3D 프린터를 사용하여 상기 수술용 스플린트 또는 템플릿을 프린트하는 단계를 더 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 26

청구항 1에 있어서, 프로세서에 의해, 상기 합성 3D 모델을 디스플레이 디바이스상에 디스플레이하는 단계를 더 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 27

청구항 1에 있어서, 프로세서에 의해, 복수의 3D 객체들의 각각에 각각의 고유 식별자를 할당하는 단계를 더 포함하는, 컴퓨터 구현 방법.

청구항 28

악교정 수술 계획을 위한 시스템으로서,

처리 유닛;

상기 처리 유닛과 통신하는 메모리;

상기 메모리에 저장되고 대상체의 두개골의 합성 3차원(3D) 모델을 생성하도록 구성된 3D 모델 모듈로서, 상기 합성 3D 모델은 상기 대상체의 두개골의 골격, 치아 및 연조직 특징들의 표시를 포함하는, 상기 3D 모델 모듈;

상기 메모리에 저장되고 상기 합성 3D 모델에 대한 주요 기준 프레임을 정의하도록 구성된 기준 프레임 모듈;

상기 메모리에 저장되고 상기 대상체의 두개골의 상기 합성 3D 모델에 관한 3차원(3D) 두부 계측 분석(cephalometric analysis)을 수행하도록 구성된 3D 두부 계측 분석 모듈;

상기 메모리에 저장되고 상기 합성 3D 모델을 복수의 편으로 나누도록 구성된 가상 골절술 모듈;

상기 메모리에 저장되고 상기의 골절편들을 사용하여 수술 시뮬레이션을 수행하도록 구성된 시뮬레이션 모듈; 및

상기 메모리에 저장되고 상기 대상체에 대한 수술용 스플린트 또는 템플릿을 디자인하도록 구성된 수술용 스플린트 모듈을 포함하고,

상기 3D 두부 계측 분석은 상기 대상체의 두개골의 복수의 기하학적 속성을 수량화하고, 상기 기하학적 속성은 형상, 크기, 위치, 배향, 및 대칭을 포함하는,

시스템.

청구항 29

삭제

청구항 30

삭제

청구항 31

삭제

청구항 32

삭제

청구항 33

삭제

청구항 34

삭제

청구항 35

삭제

청구항 36

삭제

청구항 37

삭제

청구항 38

삭제

청구항 39

삭제

청구항 40

삭제

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 관련 출원 상호 참조

[0002] 본 출원은 2016년 8월 19일자로 출원된 "CEPHALOMETRY MODELING SYSTEM FOR SURGICAL PLANNING(수술 계획을 위한 두부 계측 모델링 시스템)"이라는 명칭의 미국 가 특허 출원 제62/377,084호의 이익을 주장하며, 이의 개시 내용은 그 전체가 참조로 본원에 명백히 통합된다.

[0003] 연방 자금 지원에 관한 서술

[0004] 본 발명은 미국 국립 보건원(National Institutes of Health)/미국 구강 및 두개안면 연구원(National Institute of Dental and Craniofacial Research)이 수여한 보조 번호 RO1 DE022676 및 RO1 DE021863에 따른 정부 지원으로 이루어졌다. 정부는 본 발명에 대해 소정의 권리들을 갖는다.

배 경 기 술

[0005] 악교정 수술은 치아 안면 기형 또는 턱 기형을 교정하기 위한 수술 절차이다. 매년 수천 명의 환자가 다양한 양악 수술 절차를 받기로 선택한다. 그러나 치아 안면 해부 구조의 복잡한 성질로 인해, 악교정 수술은 보통 폭넓은 수술 전 계획을 필요로 한다. 지난 50년 동안 수술 기술들이 급속히 개선되었지만(예를 들어, 강성 고정(rigid fixation), 재흡수성 물질(resorbable materials), 및 골신장술(distraction osteogenesis)), 이용 가능한 악교정 수술 계획 도구들은 1960년대부터 변하지 않았다(예를 들어, 2차원(2D) 두부 계측, 예측 추적 및 경석고 치아 모델 수술)[1-3]. 이러한 전통적인 기술들과 관련되어 문서로 기록된 많은 문제가 있으며, 이는 보통 최적의 수술 결과보다 적게 나타난다[3].

[0006] 전술한 바와 같은 전통적인 계획 방법들과 관련된 문제들을 해결하기 위해, 악교정 수술 계획을 위한 컴퓨터 가상 시연(CASS, computer-aided surgical simulation) 방법을 사용하는 임상 프로토콜이 개발되었다[3,4]. 이 CASS 프로토콜은 보다 정확하고 효과적인 치료 계획을 수립하는 데 있어 긴요한 것으로 확인되었다[5,6]. 이제는 새로운 진료 표준이 되었다. 그러나 CASS 프로토콜을 사용하려면 사용자가 컴퓨터 그래픽 및 가상 시뮬레이션을 사용하여 폭 넓은 경험을 쌓아야 한다. 이러한 시뮬레이션들은 고가의 상용 서비스들로 아웃소싱해야 하거나, 기성 컴퓨터 그래픽 소프트웨어를 사용하기 위해 각 의사들이 폭 넓게 훈련되어야 한다. 또한 CASS 프로토콜을 구현하는 데 필요한 모든 작업을 수행할 수 있는 기능들(예를 들어, 중립 머리 자세(NHP, neutral head posture) 등록, 3차원(3D) 두부 계측 분석, 자동 수술 시뮬레이션 및 3D 프린터용 스플린트/템플릿 디자인)로 이용 가능한 알려져 있는 계획 시스템이 없다.

발명의 내용

[0007] 악교정 수술 계획을 위한 예시적인 컴퓨터 구현 방법이 본원에 설명된다. 상기 컴퓨터 구현 방법은 대상체의 두개골의 합성 3차원(3D) 모델을 생성하는 단계, 상기 합성 3D 모델에 대한 주요 기준 프레임을 정의하는 단계, 상기 합성 3D 모델에 관한 두부 계측 분석을 수행하여 상기 대상체의 두개골의 적어도 하나의 기하학적 속성을 수량화하는 단계, 가상 골절술을 수행하여 상기 합성 3D 모델을 복수의 편으로 나누는 단계, 상기의 골절편들을 사용하여 수술 시뮬레이션을 수행하는 단계, 및 상기 대상체에 대한 수술용 스플린트 또는 템플릿을 디자인하는 단계를 포함할 수 있다. 상기 합성 3D 모델은 상기 대상체의 두개골의 골격, 치아 및 연조직 특징들의 표시를 포함할 수 있다.

[0008] 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 합성 3D 모델은 복수의 3D 모델을 포함할 수 있다. 추가적으로, 상기 복수의 3D 모델은 중앙 안면 모델, 하악골 모델, 연 조직 모델, 치아 모델 또는 기준 마커 모델 중 둘 이상을 포함할 수 있다. 일부 구현 예에서, 상기 합성 3D 모델을 생성하는 단계는 상기 중앙 안면 모델 및 상기 하악골 모델과 상기 치아 모델을 합치는 단계를 포함할 수 있다. 일부 구현 예에서, 상기 컴퓨터 구현 방법은 상기 합성 3D 모델을 형성하는 상기 복수의 3D 모델을 정합시키는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0009] 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 주요 기준 프레임을 정의하는 단계는 상기 합성 3D 모델을 상기 대상체의 표준 해부학적 자세로 재배향시키는 단계를 포함할 수 있다.

[0010] 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 주요 기준 프레임을 정의하는 단계는 상기 합성 3D 모델에 대한 하나 이상의 대칭면을 계산하는 단계를 포함할 수 있다. 상기 하나 이상의 대칭면은 정중시상면, 축면 또는 관상면일 수 있다.

[0011] 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 두부 계측 분석을 수행하는 단계는 상기 대상체의 두개골의 객체 대칭을 수량화하는 단계를 포함할 수 있다. 상기 두부 계측 분석은 상기 합성 3D 모델에 관해 수행된다, 즉, 3D 두부 계측 분석이 수행된다. 예를 들어, 상기 대상체의 두개골의 객체 대칭을 수량화하기 위해 가중 프로크푸스테스 분석(Procrustes analysis)이 사용될 수 있다.

[0012] 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 두부 계측 분석을 수행하는 단계는 상기 대상체의 두개골의 특징과 상기 주요 기준 프레임 간 대칭 정렬을 수량화하는 단계를 포함할 수 있다. 일부 구현 예에서, 상기 대상체의 두개골의 상기 특징과 상기 주요 기준 프레임 간 대칭 정렬을 수량화하는 단계는 상기 대상체의 두개골의 상기 특징에 대한 객체 기준 프레임을 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다. 선택적으로, 상기 대상체의 두개골의 상기 특징은

치열궁이다. 일부 구현 예에서, 상기 객체 기준 프레임을 결정하는 단계는 주성분 분석(PCA, principal component analysis) 기반 적응적 최소 유클리디안 거리를 사용하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0013] 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 컴퓨터 구현 방법은 상기 수술 시뮬레이션 전후 상기 대상체의 두개골의 상기 적어도 하나의 기하학적 속성을 포함하는 두부 계측 분석 보고를 생성하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0014] 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 적어도 하나의 기하학적 속성은 대칭, 형상, 크기, 위치 및/또는 배향일 수 있다.

[0015] 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 가상 골절은 상기 가상 골절의 위치에 근접하여 다중 연결 육면체 그룹을 정의하는 단계 및 상기 합성 3D 모델을 상기 복수의 편으로 나누는 단계를 더 포함할 수 있다. 상기 복수의 편은 중앙 안면편, 르 포르(Le Fort) I편 및 상치, 원심 골편 및 하치, 턱끝편 및/또는 좌우 근심 골편들을 포함할 수 있다.

[0016] 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 수술 시뮬레이션은 상악 수술, 하악 수술 또는 하악 턱끝 수술을 포함한다.

[0017] 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 수술 시뮬레이션을 수행하는 단계는 상기 골절편들에 대한 계층 구조를 정의하는 단계, 최종 치아 교합을 확립하는 단계, 및 상기 골절편들을 목적하는 상하악 조합으로 재위치시키는 단계를 더 포함할 수 있다. 상기 최종 치아 교합은 상기 대상체의 상치와 하치 간 최대 교두감합을 이룰 수 있다. 일부 구현 예에서, 상기 골절편들을 재위치시키는 단계는 상기 상하악 조합을 6 자유도로 병진 이동 및/또는 회전시키는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0018] 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 수술용 스플린트 또는 템플릿은 상기 대상체의 상치를 목적하는 위치에 두는 상악 수술을 위한 또는 상기 대상체의 하치를 목적하는 위치에 두는 하악 수술을 위한 중간 스플린트일 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 수술용 스플린트 또는 템플릿은 상기 대상체의 상치 및 하치를 목적하는 위치에 두는 최종 스플린트일 수 있다.

[0019] 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 수술용 스플린트 또는 템플릿을 디자인하는 단계는 상기 수술용 스플린트 또는 템플릿의 3D 모델을 생성하는 단계, 및 3D 프린터를 사용하여 상기 수술용 스플린트 또는 템플릿을 프린트하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0020] 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 합성 3D 모델을 디스플레이 디바이스상에 디스플레이하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0021] 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 수술 시뮬레이션은 상기 골절편들 중 하나 이상을 병진 이동 및/또는 회전시킴으로써 과량 교정을 수행하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0022] 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 컴퓨터 구현 방법은 복수의 3D 객체들의 각각에 각각의 고유 식별자를 할당하는 단계를 더 포함할 수 있다. 예를 들어, 고유 식별자는 복수의 3D 모델의 각각에 할당될 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 고유 식별자는 복수의 골절편의 각각에 할당될 수 있다. 고유 식별자들을 3D 객체들에 할당함으로써, 수술 시뮬레이션을 용이하게 하는 계층 구조가 생성될 수 있다.

[0023] 3차원(3D) 모델의 대칭 분석을 수행하기 위한 예시적인 컴퓨터 구현 방법이 본원에 설명된다. 상기 컴퓨터 구현 방법은 상기 3D 모델상에서 복수의 계측 지표를 식별하는 단계를 포함할 수 있되, 상기 계측 지표들은 점 구름을 정의한다. 상기 컴퓨터 구현 방법은 상기 구름 점의 거울 영상 복사본을 생성하는 단계, 상기 거울 영상 복사본을 상기 점 구름과 적합될 때까지 반복하여 병진 이동 및/또는 회전시키는 단계, 상기 거울 영상 복사본 및 상기 점 구름을 겹쳐 단일 점 그룹을 생성하는 단계, 및 상기 단일 점 그룹에 기초하여 상기 3D 모델의 객체 대칭을 수량화하는 단계를 포함할 수 있다.

[0024] 대상체의 치열궁에 대한 객체 기준 프레임을 결정하기 위한 예시적인 컴퓨터 구현 방법이 또한 본원에 설명된다. 상기 컴퓨터 구현 방법은 대상체의 치열궁의 합성 3차원(3D) 모델상의 복수의 치아 계측 지표를 디지털화하는 단계, 상기 치아 계측 지표들을 사용하여 각각의 좌우 곡선들을 생성하는 단계, 상기 각각의 좌우 곡선들을 따라 재표본화하여 복수의 표본점을 얻는 단계, 주성분 분석(PCA)을 상기 표본점들에 적용함으로써 초기 데카르트 좌표계를 계산하는 단계, 상기 초기 데카르트 좌표계를 새로운 원점으로 병진 이동시키는 단계 및 상기 대상체의 치열궁에 대한 상기 객체 기준 프레임의 제1 축(z축)을 지정하는 단계, 상기 대상체의 치열궁에 대한 상기 객체 기준 프레임의 제2 축(y축)을 반복 계산하는 단계, 및 상기 대상체의 치열궁에 대한 상기 객체 기준 프레임의 제3 축(x축)을 계산하는 단계를 포함할 수 있다. 상기 반복 계산은 유클리디안 거리를 최소화할 수 있다. 추가적으로, 상기 합성 3D 모델은 상기 대상체의 치열궁의 골격, 치아 및 연조직 특징들의 표시를 포함할

수 있다.

[0025] 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 컴퓨터 구현 방법은 상기 대상체의 치열궁에 대한 시상면, 축면 및 관상면을 결정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0026] 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 각각의 좌우 곡선들은 각각의 좌우 표본점 어레이들을 포함하고, 상기 반복 계산은 상기 각각의 좌우 표본점 어레이들 중 하나와 상기 각각의 좌우 표본점 어레이들의 다른 하나의 거울 영상 복사본 간 유클리디안 거리들을 최소화할 수 있다.

[0027] 대안적으로 또는 추가적으로, 표본점들의 수는 치아 계측 지표들의 수보다 많을 수 있다.

[0028] 상술한 주제는 또한 컴퓨터 판독 가능한 저장 매체와 같은 컴퓨터 제어 장치, 컴퓨터 프로세스, 컴퓨팅 시스템 또는 제조물로서 구현될 수 있음을 이해해야 한다.

[0029] 다른 시스템들, 방법들, 특징들 및/또는 이점들은 다음 도면들 및 상세한 설명의 검토 시 해당 기술분야의 통상의 기술자에게 명백하거나 명백해질 수 있다. 그러한 모든 추가 시스템, 방법, 특징 및/또는 이점은 이러한 설명에 포함되고 첨부된 청구범위에 의해 보호되도록 의도된다.

도면의 간단한 설명

[0030] 도면들에서의 구성 요소들은 반드시 서로에 관해 일정한 비율인 것은 아니다. 동일한 도면 부호들은 여러 도면에 걸쳐 대응하는 부분들을 나타낸다.

도 1은 본원에 설명 된 구현 예들에 따른 해부도 얼라이너(AnatomicAligner) 시스템의 예시적인 메인 사용자 인터페이스를 도시한다.

도 2는 대상체의 두개골의 예시적인 합성 3D 모델상에 사용자 정의 절단면을 생성하기 위한 디지털화된 계측 지표들을 도시한다. 가장 오른쪽 도트가 마지막 디지털화된 점이다.

도 3은 본원에 설명 된 구현 예들에 따른 가상 골절술 동안 인접한 두 개의 디지털화된 계측 지표 사이에 형성되는 예시한다 육면체를 도시한다.

도 4는 본원에 설명 된 구현 예들에 따라 가상 골절술 동안 육면체들의 아랫면들이 적응적으로 조정되면서 윗면들을 결합하는 경첩축 관절들을 도시한다.

도 5는 본원에 설명 된 구현 예들에 따른 가상 골절술 동안 삼각형 및 육면체 간 상이한 관계들을 도시한다.

도 6은 본원에 설명 된 구현 예들에 따른 가상 골절술 동안 단속된 삼각형들이 평면 외측에 있는 정점들의 수에 따라 어떻게 고정되는지를 도시한다.

도 7a 및 도 7b는 가상으로 시뮬레이트되는 예시적인 악교정 수술: 르 포트 I 골절술, 양측 시상 골절단술 및 이부 성형술의 전후 모습들을 도시한다. 도 7a(이전 모습)는 골편들을 구조화하고 모든 관련 편이 함께 이동/회전됨을 보장하기 위해 계층이 어떻게 사용되는지를 도시한다. 도 7b(이후 모습)는 수술 시뮬레이션 동안 측정이 실시간으로 업데이트되는 3D 두부 계측 윈도우를 도시한다.

도 8a 및 도 8b는 본원에 설명 된 구현 예들에 따른 수술용 스플린트 디자인을 도시한다. 도 8a는 평면상에 추적되는 예시적인 수술용 스플린트의 상면의 윤곽을 도시한다. 도 8b는 해부도 얼라이너에 의해 수술용 스플린트를 생성하기 위한 상하 윤곽들, 뿐만 아니라 필요하다면 확장부들을 사용하여 도시한다.

도 9a는 재건된 뼈 모델들로 컴퓨터화된 예시적인 중간 모델을 도시한다. 제1 골절된 턱은 그의 목적하는 최종 위치로 이동되지만, 다른 턱은 손상되지 않게 유지된다. 도 9b는 컴퓨터화된 스플린트가 3D 프린터를 사용하여 어떻게 프린트될 수 있는지를 도시한다. 도 9c는 수술 시 환자에 디지털 수술용 스플린트 계획을 전사하기 위한 수술용 스플린트의 사용을 도시한다.

도 10은 해부도 얼라이너와 단편화 및 3D 모델 재건 이후 MATERIALISE MIMICS 시스템 모델들 간 평균 표면 편차를 도시한다.

도 11은 예시적인 컴퓨팅 디바이스의 블록도이다.

도 12는 본원에 설명 된 구현 예들에 따라 예시적인 합성 3D 모듈에 관해 가상 골절술을 수행하기 위한 프로세스를 도시한다.

도 13은 본원에 설명된 구현 예에 따라 주요 기준 프레임을 정의하기 위한 예시적인 동작들을 도시하는 흐름도이다.

도 14는 본원에 설명된 구현 예에 따라 내재하는 대칭을 계산하기 위한 예시적인 동작들을 도시하는 흐름도이다.

도 15는 본원에 설명된 구현 예에 따라 수술용 스플린트를 디자인하기 위한 예시적인 동작들을 도시하는 흐름도이다.

도 16은 본원에 설명된 구현 예에 따라 과량 교정을 수행하기 위한 예시적인 동작들을 도시하는 흐름도이다.

도 17은 주성분 분석 기반 적응적 최소 유클리디안 거리(PAMED, principal component analysis-based adaptive minimum Euclidean distances) 알고리즘을 사용하여 치열궁에 대한 객체 기준 프레임을 확립하기 위한 예시적인 동작들을 도시하는 흐름도이다.

도 18a 내지 도 18h는 PAMED 접근법을 도시한다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0031] 다르게 정의되지 않는 한, 본원에서 사용되는 모든 기술 및 과학 용어는 해당 기술분야의 통상의 기술자라면 통상적으로 이해할 바와 동일한 의미를 갖는다. 본원에 설명되는 것들과 유사하거나 균등한 방법들 및 물질들이 본 발명의 실시 또는 테스트 시 사용될 수 있다. 본 명세서 및 첨부된 청구범위에서 사용될 때, 단수 형태 "한", "하나의", "그"는 문맥상 분명히 다르게 구술되지 않는 한 복수의 지시 대상을 포함한다. "포함하는(comprising)"이라는 용어 및 이의 어미 변화는 본원에서 사용될 때 "포함한(including)"이라는 용어 및 이의 어미 변화와 동의어로 사용되고 개방형의 비제한적인 용어들이다. 본원에서 사용되는 "선택적" 또는 "선택적으로"라는 용어들은 후술되는 특징, 이벤트 또는 환경이 발생할 수도 그렇지 않을 수도 있다는 것 그리고 본 설명이 상기 특징, 이벤트 또는 환경이 발생하는 사례들 및 그렇지 않은 사례들을 포함한다는 것을 의미한다. 범위들은 본원에서 "약" 하나의 특정 값에서 그리고/또는 "약" 다른 하나의 특정 값까지로 표현될 수 있다. 그러한 범위가 표현될 때, 양상은 하나의 특정 값에서 그리고/또는 다른 특정 값까지를 포함한다. 유사하게, 값들이 근사치들로 표현될 때, 선행하는 "약"의 사용에 의해, 특정 값이 다른 양상을 형성한다는 것을 이해할 것이다. 범위들 각각의 종점들은 다른 종점에 관해, 그리고 다른 종점과 독립적으로 둘 다 유의하다는 것이 더 이해될 것이다. 악교정 수술 계획을 위한 구현 예들이 설명될 것이지만, 해당 기술분야의 통상의 기술자들에게 그 구현 예들이 그에 제한되지 않는다는 것이 명백해질 것이다.

[0032] 상술한 바와 같이, 악교정 수술을 위한 전통적인 수술 계획 방법들과 관련되어 많은 문제가 있다. 이러한 문제들을 해결하기 위해, 컴퓨터 가상 시연(CASS) 시스템이 간소화된 임상 프로토콜에 따라 악교정 수술을 계획하기 위해 개발되어왔다. 예시적인 악교정 수술 계획 시스템은 다음 복수의 모듈: (1) 3차원(3D) 모델 모듈, (2) 기준 프레임 모듈, (3) 3D 두부 계측 분석 모듈, (4) 가상 골절술 모듈, (5) 수술 시뮬레이션 모듈 및 (6) 수술용 스플린트 모듈을 포함할 수 있다. 본 발명은 예시적인 악교정 수술 계획 시스템이 도 11에 도시된 컴퓨팅 디바이스(1100)와 같은 컴퓨팅 디바이스를 사용하여 구현될 수 있음을 고려한다.

[0033] 상기 3D 모델 모듈은 대상체의 두개골의 합성 3차원(3D) 모델을 생성하도록 구성될 수 있으며, 이때 상기 합성 3D 모델은 상기 대상체의 두개골의 골격, 치아 및 연조직 특징들의 표시를 포함한다. 선택적으로, 상기 합성 3D 모듈은 디스플레이 디바이스(예를 들어, 도 11에 도시된 바와 같은 출력 디바이스(1112)) 상에 디스플레이될 수 있다. 본 발명은 상기 합성 3D 모듈이 수술 계획의 하나 이상의 양상 동안, 예를 들어, 3D 두부 계측 분석, 가상 골절술, 수술 시뮬레이션 및/또는 스플린트 디자인 동안 디스플레이될 수 있음을 고려한다. 후술될 바와 같이, 상기 3D 모델 모듈은 영상(예를 들어, 컴퓨터 단층 촬영(CT) 또는 기타 의료 영상) 단편화 및 3D 모델 재건을 위해 구성될 수 있다. 본 발명은 해당 기술분야에 알려져 있는 영상 단편화 및 3D 모델 재건 알고리즘들을 사용하는 것을 고려한다. 상기 기준 프레임 모듈은 예를 들어, 모델들을 후술될 자연스러운 머리 자세(NHP)와 같은 표준 해부학적 자세에 정합 및 재배향시킴으로써, 합성 3D 모델의 주요 기준 프레임을 생성하도록 구성될 수 있다. 대안적으로 또는 추가적으로, 상기 주요 기준 프레임 모듈은 후술될 합성 3D 모델에 대한 하나 이상의 대칭면(예를 들어, 정중시상면, 축면 및/또는 관상면)을 계산하도록 구성될 수 있다.

[0034] 상기 3D 두부 계측 분석 모듈은 상기 대상체의 두개골의 적어도 하나의 기하학적 속성을 수량화하도록 구성될 수 있다. 이러한 분석들은 합성 3D 모듈에 관해 수행될 수 있다. 상기 기하학적 속성은 대상체의 두개골의 대칭, 형상, 크기, 위치 및/또는 배향을 포함할 수 있지만, 이에 제한되지는 않는다. 이는 이하의 구현 예들에

후술될 바와 같이 객체 대칭 및 대칭 정렬 측정을 포함한다. 선택적으로, 두부 계측 분석의 결과들은 사용자(예를 들어, 외과의)에 제공되고/거나 디스플레이 디바이스(예를 들어, 도 11에 도시된 바와 같은 출력 디바이스(1112)) 상에 디스플레이될 수 있다. 상기 가상 골절술 모듈은 합성 3D 모델을 복수의 편으로 나누도록 구성될 수 있다. 상기 편들은 중앙 안면편, 르 포르(Le Fort) I편 및 상치, 원심 골편 및 하치, 턱끝편 및/또는 좌우 근심 골편들을 포함할 수 있지만, 이에 제한되지는 않는다. 상기 가상 골절술은 후술될 바와 같이 상기 합성 3D 모델에 관해 상기 가상 골절의 위치에 근접하여 다중 연결 육면체 그룹을 정의함으로써 수행될 수 있다. 상기 수술 시뮬레이션 모듈은 후술될 바와 같이 목적하는 상하악 조합을 이루기 위해 예를 들어, 골절편들을 재위치, 병진 이동 및/또는 회전시킴으로써, 골절편들에 관해 수술을 수행하도록 구성될 수 있다. 상기 수술 시뮬레이션은 예를 들어, 상악 수술, 하악 수술 또는 하악 턱끝 수술과 같은 임의의 악교정 수술일 수 있다. 상기 수술용 스플린트 모듈은 상기 대상체에 대한 수술용 스플린트 또는 템플릿을 디자인하도록 구성될 수 있다. 수술용 스플린트들 또는 템플릿들은 실제 수술 시 대상체에 컴퓨터화된 수술 계획을 전사하기 위해 사용된다. 수술용 스플린트는 대상체의 상치와 하치 간에 배치되는 치아에 걸리는 말편자형의 웨이퍼이다. 선택적으로, 수술용 스플린트 모듈은 후술될 바와 같이, 수술용 스플린트 또는 템플릿의 3D 모델을 생성할 수 있으며, 이는 그 다음 3D 프린터를 사용하여 프린트될 수 있다. 본 발명은 MN, 에덴 프레리, Stratasys사의 OBJECT30 ORTHODESK를 포함하여 해당 기술분야에 알려져 있는 임의의 3D 프린터를 사용하는 것을 고려하지만, 이에 제한되지는 않는다. 또한, 스플린트 또는 템플릿은 MED610 물질과 같은 FDA 승인 생체 적합 물질들을 사용하여 프린트될 수 있다. 예시적인 3D 프린터 및/또는 생체 적합 물질은 단지 예들로 제공되는 것이고 다른 것들이 본원에 설명되는 예시적인 악교정 수술 계획 시스템과 사용될 수 있다는 것을 이해해야 한다.

[0035] 본원에 설명되는 하나의 예시적인 악교정 수술 계획 시스템은 해부도 얼라이너(AnatomicAligner)로 지칭된다. 해부도 얼라이너는 멀티 프로세싱 계산 기반 시스템이다. 해부도 얼라이너 소프트웨어는 WA, 레드몬드, MICROSOFT사의 MICROSOFT VISUAL C++, NY, 클립튼 파크의 Kitware사가 만든 오픈 소스 3D 컴퓨터 그래픽인 Visualization Toolkit(VTK) 및 Insight Software Consortium(ISC)이 만든 오픈 소스 의료 영상 분석 소프트웨어인 Insight Segmentation and Registration Toolkit(ITK)을 이용하여 객체 지향 프로그래밍(OOP, object-oriented programming)을 사용하여 프로그램되었다. 해부도 얼라이너를 위한 사용자 인터페이스는 마법사 방식이다. 악교정 수술 계획 시스템 및/또는 해부도 얼라이너가 이하의 예들에 후술될 것들 이외의 하드웨어 및/또는 소프트웨어를 사용하여 구현될수 있다는 것을 이해해야 한다.

[0036] 본원에 설명되는 해부도 얼라이너는 다음 6개의 모듈: 영상 단편화 및 3차원(3D) 재건, 모델들의 자연스러운 머리 위치(NHP)에의 정합 및 재배향, 3D 두부 계측 분석, 가상 골절술, 수술 시뮬레이션 및 수술용 스플린트 생성. 해부도 얼라이너의 정확성은 다음 단계별 방식으로 검증되었다: 먼저 30개의 환자 데이터 세트를 사용하여 해부도 얼라이너의 정확성을 평가한 다음, 10개의 환자 데이터 세트를 사용하여 해부도 얼라이너에 의해 생성되는 스플린트들의 적합을 평가하는 것. 산업용 최적 표준 시스템, 벨기에, 루벤의 Materialise NV의 MATERIALISE MIMICS가 기준으로 사용되었다.

[0037] 해부도 얼라이너로 이루어진 단편화, 가상 골절술 및 변환 결과들을 MATERIALISE MIMICS 시스템으로 이루어지는 것들과 비교할 때, 두 시스템 간 절대 편차는 임상적으로 사소했다. 해부도 얼라이너 및 MATERIALISE MIMICS 시스템에서의 3D 모델 재건 이후 두 모델 간 평균 표면 편차는 0.3 mm였으며 표준 편차(SD)는 0.03 mm였다. 가상 골절술 및 변환 이후 두 모델 간 모든 평균 표준 편차 0.01 mm, SD는 0.01 mm보다 작았다. 또한, 해부도 얼라이너에 의해 생성된 스플린트들의 적합은 적어도 MATERIALISE MIMICS 시스템에 의해 생성되는 것들만큼 양호했다.

[0038] 이제 도 1을 참조하면, 해부도 얼라이너가 다음 모듈들을 포함한다. 단편화/3D 모델 모듈(102)에서, 단편화 및 3D 모델 재건을 위한 CT 데이터 세트가 불러와진다. 정합/NHP 모듈(104)에서, 합성 두개골 모델이 골격, 치열 및 안면 연 조직들을 정확하게 렌더링하도록 구성된다[8]. 또한, 수술 계획을 위한 주요 기준 프레임이 모든 모델을 고유 3D 좌표 시스템[9-13]에 배치하여 확립된다. 3D 두부 계측 분석 모듈(106)에서, 현재 2D 3D 두부 계측으로 알려진 것과 관련된 많은 문제를 해결하는 3D 두부 계측[9, 14]이 수행된다. 가상 골절술 모듈(108)에서, 3D 뼈들로의 다양한 골절(절단)이 악교정 수술을 시뮬레이트하기 위해 수행된다[3,4,15-18]. 수술 시뮬레이션 모듈(110)에서, 수술 계획이 만들어진다. 시각적 결과들 및 수학적 계산들 양자에 기초하여 최적의 수술이 선택된다. 마지막으로 수술용 스플린트/템플릿 모듈(112)에서, 스플린트들 및 템플릿들을 포함하여, 수술 가이드들이 수술 동안 외과의들을 가이드하도록 디자인된다[19, 20]. 컴퓨터화된 수술 계획이 수술 중 3D 프린트된 수술 가이드들, 스플린트들 및 템플릿들을 통해 환자에 전사된다. 각 모듈에 대한 세부 사항들은 상세하게 후술된다.

[0039] 모듈 1: 2D 단편화 및 3D 모델 재건

[0040] 단편화/3D 모델 모듈(102)의 목적은 수술 계획을 위해 골격 및 안면 연 조직의 정확한 렌더링을 디스플레이할 수 있는 3D 모델 그룹을 생성하는 것이다. 먼저, 의료용 디지털 영상 및 통신 표준(DICOM, Digital Imaging and Communications in Medicine)에 따른 CT 스캔들이 시스템으로 불러와진다. CT 영상들은 예들로 제공된다는 것을 이해해야 한다. 본 발명은 기타 의료 영상들을 해부도 얼라이너와 사용하는 것을 고려한다. 그 다음, 경계화, 지역별 경계화, 수동 편집, 지역별 성장 및 부울린 연산들을 포함하여, 단편화 툴들이 개별적인 모델들(예를 들어, 상악골, 하악골)을 위한 마스크들을 생성하기 위해 사용된다. 마지막으로, 결과적인 마스크들이 마칭 큐브 알고리즘[21]을 사용하여 3D 표면 모델들을 생성하기 위해 사용된다. 3D 표면 모델들은 체적 렌더링(volumetric renderings)과 대조적으로 사용된다는 것을 이해해야 한다. 3D 표면 모델들은 3D 프린팅 프로세스를 위해 사용된다. 프린트된 수술 가이드들(예를 들어, 스플린트들 또는 템플릿들)은 수술 시 환자에 수술 계획을 전사하는 데 있어서 중요한 역할을 한다(모듈 6 참조).

[0041] 악교정 수술을 계획하기 위해, 적어도 다음 4개의 CT 모델이 생성된다: 중앙 안면, 하악, 연 조직 및 기준 마커들[4]. 또한, 고해상도 디지털 상하치 모델들 및 그것들의 기준 마커들이 불러와진다. 해부도 얼라이너는 또한 각 3D 모델을 통합하는 미리 정의된 계층을 포함한다. 고유 이름이 3D 객체에 할당되면, 그것은 자동으로 계층 구조 내에 배치된다. 이러한 시스템 정의 계층은 수술 시뮬레이션 동안 사용의 용이함을 보장한다(모듈 5 참조).

[0042] 모듈 2: NHP로의 모델 정합 및 재배향

[0043] 정합/NHP 모듈(104)에는 두 가지 주요 기능이 있다. 첫째는 수술 계획을 위한 뼈, 연 조직 및 치아를 정확하게 렌더링하는 합성 두개골 모델을 구성하는 것이다. 고해상도 디지털 치아 모델들이 합성 두개골을 위해 사용되는데, 3D CT 모델들이 치아의 정확한 가상 모형들을 생성하지 않기 때문이다[3, 4, 8]. CT 스캔 시, 치아는 보통 치아 교정기들, 교정용 선재들 및 치아 고정띠들 및 치아 복원 물질들(예를 들어, 아말감)로부터의 인공물들의 영향을 받는다. 그에 따라, 부정확한 CT 치아가 고도로 정확한 디지털 치아 모델들로 대체될 수 있다. 이러한 모델들은 고해상도 레이저 스캔 또는 콘 빔 CT 스캔[4]을 사용하여 생성된다. 디지털 치아 모델들 및 CT 모델들을 정확하게 어셈블하는 것은 치아 모델들의 기준 마커들을 CT 뼈 모델들의 대응하는 기준 마커들에 정합시킴으로써 이루어진다. 자동(반복적 최인접점), 반자동(짝지어진 계측 지표들) 및 수동 정합 툴들이 3D 모델들을 정합시키기 위해 구현된다. 또한, 정합 프로세스는 상관 모델들이 총괄하여 선택되고 그 다음 함께 이동 및 회전됨을 보장하기 위해 계층 구조를 사용한다[16, 22].

[0044] 두 번째 기능은 머리에 대한 글로벌 기준 프레임(글로벌 데카르트 좌표계)을 정의하는 것이다[9,10,14]. 글로벌 기준 프레임은 본원에서 때때로 "주요 기준 프레임"으로 지칭된다. 글로벌 기준 프레임은 다음 단계들을 사용하여 정의된다: 1) 머리의 정확한 배향, 예를 들어, 표준 해부학적 자세를 확립하는 단계, 및 2) 기준 프레임의 정중시상면, 관상면 및 축면의 정확한 위치를 정의하는 단계. 예시적인 표준 해부학적 자세는 자연스러운 머리 위치(NHP)이다. NHP는 환자의 머리가 편안하고 시선축이 바닥과 평행한 머리 배향을 지칭한다. NHP를 확립함으로써, 디지털 환경은 수술의가 마치 실제로 환자를 검사하는 것처럼 직접적으로 임상 환경을 반영한다. NHP는 환자의 임상 검사 동안 디지털 배향 센서[12, 13], 셀프 레벨링 레이저[5, 23] 또는 표준화된 사진 방법[3]을 사용하여 기록될 수 있다. 그 다음 피치, 롤, 요로 임상 기록된 NHP가 원시 데이터 공간으로 적용되어, 전체 원시 2D 및 3D 데이터 세트들을 환자의 NHP로 맵핑한다. 변환 매트릭스가 시스템에 저장되기 때문에, NHP의 맵핑은 수술 시뮬레이션 이전 언제라도, 필요할 때 조정 또는 리셋될 수 있다. NHP 확립 이후, 글로벌 기준 프레임을 확립하는 데 있어서 다음 단계는 정중시상면을 정의하는 것이다. 이는 중요한 임상 단계이다. 이상적으로는, 정중시상면이 머리를 좌우 이등분으로 균등하게 나눠, 그것들 간 대칭면으로서의 역할을 한다. 정중시상면은 임상 측정 및 의사의 판단[3,4,9,14] 또는 수학적 알고리즘[10] 중 어느 하나의 혼합에 기초하여 결정된다. 그 후, 머리는 각각, 축면 및 관상면에 의해 상반 및 하반 그리고 후반들로 더 나눠진다. 이러한 두 평면은 정중시상면에 수직하고 좌우 유두구들의 가장 우수한 해부상의 계측 지표인 우측 및 좌측 부분들의 중심점을 통과한다. 다음 단계들에서, 모든 계산은 다르게 언급되지 않는 한, 글로벌 기준 프레임에서 수행된다.

[0045] 모듈 3: 3D 두부 계측

[0046] 3D 두부 계측 분석 모듈(106)에서, 3D 두부 계측 분석[9, 24]이 해부도 얼라이너로 통합된다. 두부 계측, 또는 두부 계측 분석은 머리 및 안면 구성 단위들(예를 들어, 중앙 안면, 상악골 또는 하악골)의 기형을 수량화하기 위해 사용되는 해부상의 계측 지표 기반 측정 그룹이다. 전통적으로, 두부 계측 분석은 두부 계측 사진(교정된 상태로 얻어지는 2D 단순 방사선 사진)에 관해 2차원으로 수행되며, 이때 모든 3D 해부 구조가 2D 평면(시상면

또는 관상면 중 어느 하나) 상에 투영된다[25]. 2D 두부 계측과 관련되어 문서로 기록된 많은 문제가 있다[3,9,26-28].

[0047] 최근 저방사 저가의 콘 빔 컴퓨터 단층 촬영 장치(CBCT) 스캐너들이 도입됨에 따라 사무실 설정에서 3D 이미지들의 사용이 촉진되었다. CBCT 또는 CT 스캔을 기반으로 하는 3D 두부 계측은 그것의 2D 대응물과 관련된 문제들을 바로 잡을 수 있다. 그러나, 3D 두부 계측은 단지 2D 분석에 "제3" 차원을 주는 것보다 더 복잡하다[29]. 머리에 대한 글로벌 기준 프레임 외에도, 그것은 또한 각 개별적인 안면 구성 단위 및 뼈 모델에 대해 후술될 로컬 기준 프레임들을 구축할 것으로 필요로 한다. 최적의 3D 두부 계측은 모두 다음 다섯 개의 기하학적 속성: 대칭, 형상, 크기, 위치 및 배향을 포함할 수 있다. 해부도 얼라이너에 구현되는 3D 두부 계측은 다음 단계들로 이루어진다,

[0048] 두부 계측 분석 기법 정의

[0049] 3D 두부 계측 분석은 모듈식 시스템이다. 예시적인 3D 두부 계측 분석이 아래 표 1에 제시되어 있다. 모든 측정치가 격자에 디스플레이되며, 여기서 그것들은 기하학적 속성(예를 들어, 객체, 대칭, 형상, 크기, 위치 및 배향), 뿐만 아니라 해부학적 위치(예를 들어, 하악골 ,상악골 등)로 그룹지어진다[9, 16]. 두부 계측 분석의 다른 설명적인 정보, 예를 들어, 이름, 설명, 안면 구성 단위 카테고리, 사용되는 측정치들/계측 지표들은 데이터베이스 파일에 저장된다.

표 1

3D 두부 계측 분석

파라미터들			상악골	하악골	
				전체	턱끝
객체 대칭					
형상					
크기	길이				
	너비				
	높이				
위치	전후 방향				
	종 방향				
	횡 방향	대칭 정렬			
	요				
	롤				
	피치				

[0050]

[0051] 대칭 분석은 객체 대칭 및 대칭 정렬 양자에 대한 측정치들을 망라한다[9,14]. 인체 해부 구조에서, 객체 대칭은 각 안면 구성 단위의 내재하는 로컬 거울면 대칭을 지칭한다. 안면 구성 단위의 객체 대칭은 삼각형 기술 및 표준 또는 가중 프로크푸스테스 분석에 의해 분석된다. 대칭 정렬은 글로벌 기준 프레임에서, 머리의 정중시상면에 대한 각 안면 구성 단위의 정렬을 지칭한다. 이러한 측정은 측정될 안면 구성 단위에 대한 객체 기준 프레임을 필요로 한다. 객체 기준 프레임은 삼각형 기술, 주성분 분석 기반 적응적 최소 유클리디안 거리(PAMED, principal component analysis-based adaptive minimum Euclidean distances) 또는 표준 주성분 분석(PCA)을 사용하여 확립된다[9,10,29]. 안면 구성 단위의 대칭 정렬의 정도는 객체 기준 프레임을 글로벌 기준 프레임과 비교하여 수량화된다[9]. 후술될 바와 같이 먼저 정중시상면에 대한 횡 방향(우-좌) 편차가 측정되고, 그 다음 안면 구성 단위의 요 및 롤이 3D 배향 측정을 사용하여 측정된다.

[0052] 형상은 크기, 위치 및 배향의 변화에 영향을 받지 않는 기하학적 속성이다. 형상은 프로크푸스테스 또는 가중 프로크푸스테스 분석을 사용하여 분석된다[9]. 그것은 형상의 왜곡을 가장 명확하게 나타내는 방법인데, 이는 두 개의 객체가 동일한 크기로 조정되고, 동일한 위치에 배치되며 정렬로 회전되기 때문이다. 예를 들어, 환자의 하악골은 동일한 인종, 성별 및 연령을 갖는 모집단의 평균 하악골과 비교된다.

[0053] 3D 두부 계측에서의 크기 측정은 선형 측정를 사용하여 결정된다: 길이, 너비 및 높이. 그것이 객체가 차지하는 공간과 관련되지 않는 객체의 내재하는 속성이다. 그것은 단순히 두 계측 지표 간 거리이다.

[0054] 위치는 공간에서 객체가 차지하는 장소이다. 그것은 객체-글로벌 또는 객체-객체 기준 프레임들 간 비교 측정이다. 그것은 데카르트 시스템(x, y, z) 또는 원통 좌표계(반경, 세타, 횡 방향 거리) 중 어느 하나를 사용하여 측정된다[9,14].

[0055] 마지막으로, 배향은 객체-글로벌 또는 객체-객체 좌표계들 중 어느 하나에서의 비교 측정이다. 측정은 기준 위치(글로벌 또는 객체)로부터 현재 위치(객체)로의 회전으로 측정된다. 그러나 3D 합성 각도는 임상적으로 의미가 없다[3]. 그에 따라, 해부도 얼라이너는 특정 순서 - 먼저 요, 그 다음 롤, 그리고 마지막으로 피치에 따라 테이트-브라이언(Tait-Bryan) 각도들을 사용하여 배향을 측정한다. 이러한 방법은 피치 측정 동안 요 및 롤로부터의 영향을 최소화한다. 이는 단지 피치의 값들이 임상적 중요성을 갖는 반면, 요 및 롤 양자의 임상적으로 이상적인 값들은 0이 되어야 하기 때문이다.

[0056] 계측 지표들 디지털화 및 그것들의 초기 좌표 기록

[0057] 모든 두부 계측 측정은 수동으로 디지털화된(배치된) 해부상의 계측 지표들에 기반한다. 본 시스템은 가장 빈번하게 사용되는 두부 계측 계측 지표들 중 178개의 계측 지표를 갖는 라이브러리를 포함한다. 계측 지표 라이브러리는 선택적으로 요구에 따라 추가 계측 지표들을 추가함으로써 맞춤 제공될 수 있다. 해부도 얼라이너에서, 단지 요구되는 측정에 의해 사용되는 계측 지표들만이 디지털화될 필요가 있다. 계측 지표 디지털화 동안, 템플릿 윈도우는 일반 3D 모델상에 해부학적인 위치를 디스플레이하여 나타나 사용자들이 디지털화 계측 지표들의 정확한 위치를 식별하는 것을 돕는다.

[0058] 디지털화된 계측 지표들은 또한 대응하는 3D 모델들과 연관된다. 3D 모델이 별개의 조각들(모듈 4를 지칭)로 골절(절단)될 때, 연관된 계측 지표들은 새로운 모델들이 자동으로 이어받는다. 이러한 특징은 수술 시뮬레이션을 가능하게 한다. 골편들이 목적하는 위치로 이동 및 회전될 때, 두부 계측 측정은 실시간으로 자동으로 업데이트된다.

[0059] 계산된 결과들 보고

[0060] 목적하는 측정의 결과들은 플로팅 윈도우(floating window)에 디스플레이되고 골편들 및 그것들의 계측 지표들이 새로운 위치로 이동 및/또는 회전될 때 실시간으로 자동으로 업데이트된다. 수술 시뮬레이션 전후 각 계측 지표의 측정 및 변환 매트릭스를 포함하여 두부 계측 분석 보고가 생성될 수 있다. 본 발명은 두부 계측 분석 보고가 사용자에 제공, 예를 들어, 프린트되고/거나 디스플레이 디바이스(예를 들어, 도 11에 도시된 바와 같은 출력 디바이스(1112)) 상에 디스플레이될 수 있음을 고려한다.

[0061] 모듈 4: 가상 골절술

[0062] 가상 골절술 모듈(108)에 의해 수행되는 가상 골절술은 해부도 얼라이너 시스템의 기본적인 기능이다. 이러한 작업은 3D 뼈 모델을 두 개의 뼈 모델(의학적으로는 "편들"이라 함)로 절단하는 것이다. 골절술 동안, 사용자는 골절이 일어나야 하는 곳을 나타내는 계측 지표들의 선을 정의한다. 이러한 계측 지표들은 다중 연결 육면체 절단면, 가상 "메스"를 생성하기 위해 사용된다. 그 다음 가상 골절술은 다중 연결 육면체들과 교차하는 삼각형들을 분류하고, 새로운 삼각형들을 생성하여 "단속된" 삼각형을 대체하며, 골절된 모델을 두 개의 새로운 골편으로 나눠 완료된다. 마지막으로, 두 개의 새로운 3D 골편이 그것의 부모 모델 하 계층 구조로 내포된다. 골절술의 마지막에, 사용자들은 통상적인 악교정 수술 시뮬레이션을 위해, 적어도 다음 골편들을 갖는다: 중앙 안면, 상치를 갖는 상악 르 포트 I 편, 하치를 갖는 하악 원심 골편 및 좌우 근심 골편들. 가상 골절술을 해내기 위한 단계들이 상세하게 후술된다.

[0063] 가상 메스 형성

[0064] 가상 메스는 수동으로 디지털화된 계측 지표의 세트로부터 형성되는 다중 연결 육면체들의 그룹이다. 예를 들어, 도 2에 도시된 바와 같이, 디지털화된 도트들(202)은 합성 3D 모델(200)상에 사용자 정의 절단면을 생성한다. 이러한 디지털화된 계측 지표들은 각 육면체이 초기 배향 및 길이를 결정한다. 인접한 디지털화된 도트들 간 예시적인 육면체가 도 3에 도시되어 있다. 육면체의 윗면을 형성하기 위해, 인접한 디지털화된 계측 지표들의 쌍(302)이 복사되고 스크린 "안으로" 수직으로 70 ㎜ 연장된다(즉, 도 3에서 깊이 벡터). 디지털화된 계측 지표들(302) 간 거리는 도 3에서의 길이 벡터이다. 디지털화된 계측 지표들(302) 간 길이 벡터는 사용자에 의해 정의된다. 육면체의 아랫면을 형성하기 위해, 상단면에 대한 네 개의 계측 지표가 복사되고 수직으로 0.5 ㎜ 연장된다(즉, 도 3에서의 두께 벡터). 이러한 디폴트 치수들을 사용하여, 육면체가 인접한 계측 지표들의 각 쌍 사이에 형성된다. 그에 따라 각각의 계측 지표는 처음 및 끝을 제외하고는, 인접한 육면체들을 위해 두 번씩 사

용된다.

[0065] 다음 단계는 모든 육면체를 함께 연쇄시켜 디지털화된 계측 지표들에 기반한 "곡선" 가상 메스를 형성하는 것이다. 육면체들의 인접한 수직면들이 평행할 경우(임계치: $<1.0e^{-9}$), 두 개의 인접한 육면체는 단일 육면체로 결합된다. 그렇지 않다면, 육면체들의 두 개의 윗면이 경첩축 관절에 의해 함께 합쳐지고, 두 개의 아랫면은 각도의 방향에 따라 보다 길게 또는 보다 짧게 적응적으로 조정된다. 예시적인 경첩축 관절이 도 4에 도시되어 있다. 마지막으로, 여섯 개의 제어 구체가 각 육면체에 추가되어, 길이 및 배향의 수동 조정을 가능하게 한다. 육면체의 각 단부의 구체들(402)은 육면체의 길이를 제어한다. 육면체의 각 변상의 구체들(404)은 육면체의 너비를 제어한다. 구체들(406)은 인접한 육면체들 사이 각도를 조정한다. 제어 패널은 또한 전체 가상 메스의 병진 이동, 회전 또는 두께 조정을 위해 이용 가능하다.

[0066] 3D 뼈 모델의 두 개의 골편으로의 절단

[0067] 3D 뼈 모델의 두 개의 골편으로의 절단 및 분리는 삼각형 분류, "단속된" 삼각형 재건 및 절단면 캡핑을 통해 완성된다. 이러한 프로세스는 상세하게 후술된다.

[0068] 다중 연결 육면체들을 교차하는 삼각형들 분류

[0069] 3D 표면 모델에서 삼각형들의 수는 보통 과잉이다(예를 들어, 3백만). 이는 특히 CBCT 스캔으로부터 생성되는 모델들에서 그렇다. 그에 따라, 육면체 메스와의 삼각형들의 관계에 기반하여 모든 삼각형을 네 개의 세트로 효율적으로 분류하기 위한 2단계 조잡 대 정밀 알고리즘이 개발되었다. 그것들은: 도 5에 도시된 바와 같이 외부 세트(교차 없음)(502), 상부 교차 세트(윗면과 교차)(504), 하부 교차 세트(아랫면과 교차)(506) 및 내부 세트(육면체에 완전히 포함)(508)이다.

[0070] 첫 번째 단계는 세분 알고리즘을 사용하여 삼각형 레벨에서 삼각형들을 외부 세트로 조잡하게 분류하는 것이다. 선택된 뼈 모델의 경계 상자는 먼저 기본 구성 단위들로 사용되는 64개의 균등하게 이격된 요소로 나눠진다. 그 다음 가상 육면체 메스 외부에 있는 모든 요소를 식별 및 마킹하기 위해 메쉬 충돌 검출 알고리즘[30]이 사용된다. 그 후, 뼈 모델에서 각 삼각형의 경계 박스는 그것의 대응하는 요소들에 맵핑된다. 삼각형 경계 박스에 의해 맵핑되는 모든 요소가 "외부"에 있을 경우, 이러한 삼각형은 또한 "외부"로 분류된다. 이러한 삼각형에 관해서는 더 이상 계산이 수행되지 않을 것이다.

[0071] "외부" 삼각형들의 대부분이 조잡 분류에 의해 식별된 후, 다음 단계는 나머지 삼각형들을 꼭짓점 레벨에서 정교하게 분류하는 것이다. 각 삼각형은 세 개의 꼭짓점(v_1, v_2 및 v_3)을 갖고 각 꼭짓점의 육면체 메스와의 관계가 아래 식 (1)을 사용하여 정의된다.

[0072] $I(v, f_j)$ = +1 평면 너머

[0073] 0 평면상

[0074] -1 평면 아래, $j = 1,2,3,\ldots,6$ (1)

[0075] 여기서 $I(v, f_j) = Sign(a_j x + b_j y + c_j z + d_j)$는 v 및 f_j 사이의 관계를 나타내고, $v = (x, y, z)$는 주어진 삼각형의 꼭짓점을 나타낸다; $f_j = a_j x + b_j y + c_j z + d_j$는 육면체의 육면 함수들 중 하나를 나타낸다; a, b, c는 육면체 밖으로 향하는 평면(j)의 법선 벡터의 세 성분이다; 그리고 d는 평면의 글로벌 기준 프레임의 원점으로부터의 오프셋이다. $I(v, f_j)$의 해가 "-1"일 경우, 꼭짓점은 육면체 "내부"인 것으로 분류된다. 해가 "0"일 경우, 꼭짓점은 육면체 "상"인 것으로 분류된다. 그 외, 꼭짓점는 육면체 "외부"인 것으로 분류된다. 삼각형이 다수의 육면체와 관련된 꼭짓점들을 가질 경우, 삼각형 및 그것의 세 개의 인접한 이웃 요소는 보다 작은 삼각형들로 더 나눠진다. 이러한 계산은 각 삼각형이 단지 하나의 육면체와 관련될 때까지 반복된다. 이러한 규칙들에 기초하여, 각 삼각형은 이제 꼭짓점 레벨에서 "외부", "상부 교차", "하부 교차" 또는 "내부"로 분류될 수 있다. 이 때, 모든 내부 삼각형은 폐기(제거)되는데, 이는 그것들이 육면체 메스 내부에 있기 때문이다. 다음 단계에서는 단지 상하부 교차 삼각형들만이 추가 프로세싱된다.

[0076] 새로운 삼각형들을 생성하여 "단속된" 삼각형들을 대체

[0077] 가상 메스는 모든 상하부 교차 삼각형을 가를 것이며, 그 결과 "단속된" 삼각형들은 삼각형의 각 변상에 두 개의 교차점을 갖게 된다. "단속된" 삼각형들은 육면체의 "외부"에 남아 있는 꼭짓점들의 수에 기반하여 고정된다. 도 6에 도시된 바와 같이, 단지 하나의 꼭짓점만이 육면체 외부에 있을 경우(도 6의 좌측), 새로운 삼각형(602)이 꼭짓점 및 두 개의 교차점을 사용하여 구성된다. 삼각형의 두 개의 꼭짓점이 육면체 외부에 있을 경우(도 6의 우측), 두 개의 새로운 삼각형(604)이 구성된다. 이러한 알고리즘을 사용하여, 원래 "단속된" 삼각형들이 새로운 "온전한" 삼각형들로 대체된다.

[0078] 골절된 모델을 두 개의 새로운 골편으로 분리

[0079] 3D 모델들이 표면 재건에 의해 생성되기 때문에, 골절편들의 절단면은 개방된다. 그에 따라, 삼각형으로 나눠진 다각형 표면들이 도 6에 도시된 바와 같이 그것들의 대응하는 편들을 "캡핑(capping)"하기 위해 생성된다. 캡을 생성하기 위해, 뼈 모델과 육면체 표면 사이에서 교차하는 모든 모서리는 윤곽을 만든다. 다음, 새로운 표면이 각 윤곽을 재구조화, 단순화 및 삼각화하여 재건된다. 그 후, 모든 외부, 상부 교차, 하부 교차 삼각형들 및 각 편에 대한 캡이 결합되어 임시 뼈 모델을 형성한다. 마지막으로, 3D 영역 성장 방법을 사용하여, 임시 뼈 모델이 두 개의 골절된 골편으로 나눠진다. 도 12는 골절된 골편들을 나누는 것에 의해 "가상 메스"를 생성하는 것으로부터 합성 3D 모델에 관한 가상 골절술을 수행하기 위한 프로세스를 도시한다.

[0080] 모듈 5: 수술 시뮬레이션

[0081] 골절술이 수행되면, 사용자들(예를 들어, 의사들 또는 외과의들)은 수술 시뮬레이션 모듈(110)에서 목적하는 악교정 수술 시뮬레이션에는 세 개의 주요 단계가 있다: (1) 상하치 간 최종 치아 교합을 확립하는 단계, (2) 관련 골편들을 목적하는 위치로 이동시킴으로써 상하악 수술을 시뮬레이션하는 단계 및 (3) 필요할 경우 이부 성형술을 시뮬레이션하는 단계[4]. 수술 절차를 시뮬레이션할 수 있다. 수술 시뮬레이션 동안, 모든 3D 두부 계측 측정은 골편들의 이동에 따라 실시간으로 업데이트된다. 3D 두부 계측 측정은 도 7b에 도시된 바와 같이 디스플레이상에 디스플레이된다. 임의의 수술 시뮬레이션에 대한 선행 조건은 수술에 필요한 모든 골편이 존재해야 한다는 것 그리고 그것들과 관련된 해부학적 경계 표지들이 디지털화되어야 한다는 것이다. 상술한 바와 같이, 해부도 얼라이너는 도 7a에 도시된 바와 같이 수술 시뮬레이션의 시작 전, 이러한 골편들에 대한 맞춤형 계층 구조를 자동으로 확립한다.

[0082] 수술 시뮬레이션의 첫 번째 단계는 최종 치아 교합을 확립하는 것이다. 이는 환자의 부정 교합을 정상 교합으로 복원하는 것이다. 최대 교두감합(MI, maximum intercuspation)의 최종 교합은 수술 시뮬레이션 이전, 외과의들에 의해 경석고 치아 모델들의 세트에 관해 결정되어야 한다[1,2,31,32]. 그 다음 MI로 연접된 경석고 치아 모델들이 고해상도 레이저 또는 CBCT 스캐너를 사용하여 컴퓨터로 스캔되어, 최종 교합 템플릿을 생성한다[4]. 이러한 템플릿을 사용하여, 하치 및 그것의 "자식", 하악 원심 골편이 상악 르 포트 I 골편의 대응하는 상치와 MI에 놓인다. 이는 상하악 간 목적하는 관계이다. 그러나, 이는 단지 임시 위치이며, 여기서는 단지 하악 원심 골편과 상악 르 포트 I 편 간 목적하는 관계만 확립된다. 수술 시뮬레이션의 다음 단계들에서, 이러한 관계는 상악 르 포트 I 및 하악 원심 골편들을 상하악 조합으로 그룹화하여 유지된다.

[0083] 두 번째 단계는 상하악 조합을 포함하여 모든 골편을 그것들의 최종 목적하는 위치들로 이동시키는 것이다. 각 편은 6 자유도로 이동 및 회전될 수 있다. 상하악 조합, 일반적으로 상악 치아 정중선 지점 주위에 대해 첫 번째 수술 교정(병진 이동 및 회전)이 이루어진다. 임상 프로토콜에 따라, 그 다음 수술 교정이 특정 순서로 수행된다: 정중선 교정(중외측 교정), 요 교정, 롤 교정, 수직 위치 조정, 피치 조정 및 최종적으로 전후 방향 위치 조정[4]. 그 후, 좌우 근심 골편들이 그것들을 그것들의 대응하는 하악 관절구들의 중심들에 위치되는 그것들의 회전 중심 주위를 회전시킴으로써 하악 원심 골편에 정렬된다.

[0084] 수술 계획에서의 마지막 단계는 이부 성형술을 시뮬레이션하는 것이다. 이러한 단계는 선택적이다. 그것의 필요성은 의사의 임상 판단에 기반한다. 상하악 조합이 목적하는 위치로 이동되기 전 또는 후 턱끝편이 골절될 수 있다. 턱끝편은 턱끝점에 위치되는 해부학적 경계 지표, 하악점 주위로 6 자유도로 이동 및 회전된다.

[0085] 마지막으로, 각 골편의 초기 및 최종 위치가 "위치 리뷰" 기능을 사용하여 시각화 및 비교될 수 있다. 환자의 수술 시뮬레이션의 전후 모습은 각각 도 7a 및 도 7b에서 볼 수 있다.

[0086] 모듈 6: 수술용 스플린트/템플릿

[0087] 수술 시 환자에 컴퓨터화된 수술 계획을 전사하기 위해 사용되는 수술용 스플린트들 또는 템플릿들을 디자인하기 위해 수술용 스플린트/템플릿 모듈(112)이 사용된다. 수술용 스플린트는 상치와 하치 간에 배치되는 치아에

걸리는 말편자형의 웨이퍼이다. 양악 수술 절차에서, 수술 시뮬레이션에서 보여지는 절차와 달리, 상하악은 항상 별개로 골정된다. 하나의 턱은 먼저 골절되어 목적하는 위치로 이동되지만, 다른 턱은 손상되지 않게 유지된다. 첫 번째 턱이 제 위치에 있게 되면, 다른 턱이 골절되어 목적하는 위치로 이동된다. 그에 따라, 양악 수술은 두 개의 스플린트를 필요로 한다: 중간 및 최종 스플린트. 중간 스플린트는 먼저 골절된 턱을 손상되지 않은 반대 턱에 관해 목적하는 위치로 이동시키기 위해 사용된다. 최종 스플린트는 두 번째로 골절된 턱을 첫 번째 턱에 관해 위치시키기 위해 사용된다. 외과의는 임상 평가에 기반하여 어떤 턱을 먼저 수술해야 할지를 결정하는데, 이는 상이한 임상 지표들이 상악 또는 하악 수술을 처음으로 지시하기 때문이다. 그러나 한 턱 수술 시, 단지 하나의 턱만이 골절되어 손상되지 않은 턱에 관해 목적하는 최종 위치로 이동된다. 그에 따라, 단지 최종 스플린트만이 필요해진다. 수술용 스플린트를 디자인하는 절차는 상세하게 후술된다.

[0088] 디자인될 스플린트의 유형 선택

[0089] 수술용 템플릿들의 세 개의 가능한 유형이 있다: 먼저 상악 수술을 위한 중간 스플린트, 먼저 하악 수술을 위한 중간 스플린트 및 최종 스플린트. 스플린트의 유형이 선택되면, 상하 치열궁들이 의도된 수술 유형에 대해 정확한 위치로 자동으로 이동된다. 먼저 상악 수술의 경우, 상치열궁은 그것의 최종 위치에 디스플레이되나, 하치열궁은 그것의 원래 위치에 있다. 먼저 하악 수술의 경우 정반대이다. 최종 스플린트에 대해, 양치열궁이 그것들의 최종 위치들에 디스플레이된다.

[0090] 하치열궁 자동 회전(선택적)

[0091] 중간 스플린트를 사용할 때, 단지 하나의 턱만이 그것의 최종 위치로 이동되고, 다른 손상되지 않은 턱은 그것의 원래 위치에 유지된다. 이는 상하치 간 충돌을 일으킬 수 있다. 이러한 문제를 회피하기 위해, 하치는 좌우 관절구들의 회전 중심 주위로 자동 회전될 필요가 있다. 수술 시 동일한 회전이 또한 임상적으로 수행된다 그러나, 최종 스플린트에는 일반적으로 자동 회전이 필요하지 않다.

[0092] 스플린트의 말편자형 원시 모델 디자인

[0093] 첫 번째 단계는 스플린트에 대한 상면을 형성하기 위해 상치열궁의 교합면상에 세 개의 계측 지표를 디지털화하는 것이다. 이러한 평면은 스플린트에 대한 충분한 정착물(두께)을 생성하기 위해 자동으로 교합면으로부터 떨어져 2 ㎜ 오프셋된다. 다음 단계는 도 8a에 도시된 바와 같이 카디널 스플라인(cardinal spline)을 사용하여 윗면상의 상치열궁을 추적함으로써 스플린트의 상면에 대한 상부 윤곽(802)을 생셩하는 것이다.

[0094] 하치열궁에 대한 스플린트의 하면도 상면과 동일한 단계들을 사용하여 생성된다. 그 다음 상부 윤곽(802)이 하면에 복사되어, 스플린트의 아랫면에 대한 하부 윤곽(804)을 형성한다. 그 다음 그것이 하치열궁에 적합하도록 수동으로 수정될 수 있다. 이는 양 상하부 윤곽이 동일한 수의 점을 가짐을 보장한다.

[0095] 요구될 경우, 상하부 윤곽 연장부들(802a, 804a)이 또한 대응하는 윤곽들을 복사하고 그것들을 교합면을 향해 0.5 ㎜ 이동시킴으로써 생성될 수 있다. 윤곽 연장부들(802a, 804a)은 상하치 간 큰 위치적 불일치가 있는 경우, 상하면 간 천이층들로서의 역할을 한다. 이는 중간 스플린트를 디자인할 때에도 공통된다.

[0096] 윤곽들간 충돌은 원시 스플린트 모델들의 품질을 보장하기 위해 자동으로 검출된다. 각 윤곽 및 그것의 연장부는 충돌을 회피하기 위해 개별적으로 조정될 수 있다. 마지막으로, 각 윤곽의 대응하는 점들이 자동으로 연결되고 삼각형으로 나눠져, 도 8b에 도시된 바와 같이 원시 스플린트의 표면 모델을 형성한다.

[0097] 스플린트의 최종 모델 생성

[0098] 스플린트의 최종 모델은 불리언 연산에 의해 생성된다. 그것은 원시 스플린트 모델에서 상하치를 감한다. 스플린트의 최종 모델은 .stl 파일과 같은 컴퓨터 지원 설계(CAD) 파일로 내보내지고, 미국 식품의약국(FDA) 승인 생체 적합 물질을 사용하는 임의의 3D 프린터를 사용하여 프린트된다. 예시적인 생체 적합 물질로 형성된 스플린트가 도 9b에 도시되어 있다. 이제 3D 프린트된 스플린트(902)는 도 9c에 도시된 바와 같이 악교정 절차 동안 수술실에서 사용될 준비가 되었다.

[0099] 상술된 해부도 얼라이너 시스템의 정확성을 검사하기 위해 두 개의 평가가 완료되었다. 첫 번재 후향 연구에서, 해부도 얼라이너 시스템을 사용하여 생성된 3D 모델들의 정확성이 평가되었다. 두 번째 전향 연구에서, 해부도 얼라이너 시스템에 의해 디자인된 스플린트들이 평가되었다.

[0100] 검증 #1

[0101] 환자들 및 방법들

[0102] 첫 번째 검증을 위해, 실재하는 30명의 환자의 CT 데이터 세트를 난수표를 사용하여 우리의 디지털 환자 기록 보관소들로부터 무작위로 선택하였다. 이러한 환자들은 치아 안면 기형으로 진단되었고 양악 악교정 수술을 받았었다. 해부도 얼라이너 시스템의 정확성은 다음 영역들에서 산업용 최적 표준, MATERIALISE MIMICS 17.0(벨기에, 루벤, Materialise NV)과 평가 및 비교되었다: 1) CT 모델 재건, 2) 가상 골절술 및 3) 병진 이동 및 회전 움직임. MATERIALISE MIMICS 시스템과 같이 현재 시판되고 있는 소프트웨어는 기록된 NHP를 3D 모델로 전사되고/거나 상술한 바와 같이 해당하는 3D 두부 계측 분석을 수행할 수 없음을 이해해야 한다. 그에 따라, 해부도 얼라이너에서의 기능들 중 일부, 예를 들어, NHP 및 3D 두부 계측은 MATERIALISE MIMICS 시스템에 대해 평가될 수 없다.

[0103] CT 모델 재건의 정확성을 평가하기 위해, 동일한 환자의 DICOM 데이터 세트를 양 시스템으로 불러왔다. 먼저 머리의 골격 구조의 마스크들을 미리 결정된 임계치(그레이 스케일:1250)를 사용하여 생성하였다. 그 다음, 양 마스크를 동일한 순차적인 축 슬라이스상에서 스핀 마스크(spine mask)를 제거함으로써 스핀을 제거하기 위해 수동으로 수정하였다. 마지막으로, 각 시스템에서 영역 성장을 사용하여, 두개골의 마스크들을 생성했다. 3D 두개골 모델들을 해부도 얼라이너에서의 마칭 큐브 알고리즘 및 MATERIALISE MIMICS 시스템에서의 독자적인 알고리즘을 사용하여 고해상도로(x,y,z에서 2:2:1 표본화) 재건했다. 두 모델을 비교하기 위해, 두 모델 간 표면 편차를 계산하기 위해 RapidForm 소프트웨어(한국, INUS Technology)를 사용했다. 두 모델 간 표면 편차를 절대 평균 유클리디안 거리로 계산하였다. 평균 및 표준 편차(SD) 양자를 기록했다. 두 시스템 간 좌표계들의 원점들이 상이했기 때문에, RapidForm으로 MATERIALISE MIMICS 시스템 모델을 해부도 얼라이너 모델로 정합(단지 병진 이동만)시켰다.

[0104] 가상 골절술의 정확성을 평가하기 위해, 양 시스템에 의해 생성된 골절편들을 비교했다. 단편화 및 3D 재건의 결과일 수 있는 혼재 에러를 회피하기 위해, 해부도 얼라이너에서 생성된 단일 중앙 안면 모델을 양 시스템으로 불러왔다. 그 다음 임상 표준에 따라 양 시스템에서 르 포트 I 골절술을 수행했다. 해부도 얼라이너에서는 "가상 골절술" 기능을 사용하여 절단을 수행한 반면, MATERIALISE MIMICS 시스템에서는 "PolyPlane" 기능을 사용했다. 각 시스템에서 두 개의 골편을 생성했다: 르 포트 I 편 및 중앙 안면편의 나머지. 두 시스템에 의해 발생되는 르 포트 I 및 나머지 중앙 안면편들 양자에 대한 표면 편차를 RapidForm으로 계산했다.

[0105] 마지막으로, 병진 이동 및 회전 움직임의 정확성을 평가하기 위해, 특정 변환 매트릭스를 적용한 후 두 시스템의 3D 모델들 간 표면 편차를 계산했다. 가상 골절술을 비교하기 위해 해부도 얼라이너에 의해 생성된 르 포트 I 편을 양 시스템에서 사용했다. 이는 3D 재건 및/또는 가상 골절술로부터의 혼재 에러를 회피하기 위해 이루어진다. 르 포트 I 편이 양 시스템으로 불러와지면, 그것을 복제했다. 첫 번째 르 포트 I 편을 x축을 따라 4 mm, y축을 따라 6 mm 그리고 z축을 따라 8 mm 병진 이동시켰다. 두 번째 르 포트 I 편을 x축을 중심으로 6° , y축을 중심으로 8° 그리고 z축을 중심으로 10° 회전시켰다. 두 개의 르 포트 I 편을 다시 한 번 RapidForm으로 불러왔고 대응하는 모델들 간 표면 편차를 계산했다.

[0106] 검증 결과들

[0107] MATERIALISE MIMICS 시스템 및 해부도 얼라이너에서의 3D 모델 재건 이후 두 모델 간 평균 표면 편차는 0.3 mm였으며 SD는 0.03 mm였다. 도 10에 도시된 바와 같이 이러한 에러는 주로 CT 획득 동안 영상들이 시야를 초과한 경우 영상의 여백에서의 산란, 비강 및 오비탈 프레임들에서의 얇은 뼈들 및 아말감 및 치아 고정띠들에 의해 야기되는 인공물들에 기인한다. 이러한 에러가 제거되면, 평균 표면 편차는 0.2 mm 미만으로 줄었다. 이러한 오차 범위는 임상적으로 중요하지 않다.

[0108] 뿐만 아니라, 가상 골절술 비교 결과들은 두 르 포트 I 편 간 0.001 mm의 평균 표면 편차와 0.001 mm의 SD를 나타냈다. 병진 이동 비교 결과들은 두 르 포트 I 편 간 0.001mm의 SD와 0.001 mm의 평균 표면 편차를 나타냈다. 그리고 마지막으로, 회전 비교 결과들은 0.01 mm의 평균 표면 편차와 0.01mm의 SD를 나타냈다.

[0109] 검증 #2

[0110] 환자들 및 방법들

[0111] 이러한 전향 검증의 목적은 해부도 얼라이너 시스템을 사용하여 계획된 결과들이 적어도 현재 최적 표준(상용 서비스들에 의해 디자인 및 프린트되는)만큼 양호할지를 결정하는 것이었다. 다음 기준들에 기반하여 10명의 일련의 환자를 포함시켰다: 1) 치아 안면 기형으로 진단된 환자들; 2) 양악 수술이 예정된 환자들; 및 3) 그들의 진단 및 치료의 일부로 CT 스캔을 받은 환자들. 각 환자에 대해, CASS 프로토콜[3, 4]에 따라 상용 서비스 제공자(3D 시스템들 - CO, 골든, Medical Modeling)와 함께 한 명의 외과의(J.G.)가 악교정 수술을 계획했다. 상용

서비스 제공자에 의해 수술용 스플린트들(이 연구에서 상용 스플린트들이라 함)을 디자인 및 프린트했고, 수술 시 이러한 스플린트들을 사용했다. 그 다음 동일한 외과의가 수술용 스플린트들을 디자인하기 위해 DICOM 영상들을 불러오는 것으로부터, 해부도 얼라이너 시스템을 사용하여 동일한 수술 계획을 반복했다. 그 다음 서비스 제공자에 의해 사용된 변환 매트릭스를 해부도 얼라이너 시스템에서 복제하고 각 골편에 적용했다. 마지막으로, 해부도 얼라이너에서 디자인된 중간 스플린트(해부도 얼라이너 스플린트라 함)를 FDA 승인 MED610 물질을 사용하여 3D 프린터(MN, 에덴 프레리, Stratasys사, Object30 Orthodesk)에 의해 프린트했다. 단지 중간 스플린트를 평가했다. 이는 중간 스플린트의 위치가 최종 스플린트들과 달리, 시스템에 의해 직접 결정되기 때문이다. 그에 따라, 중간 스플린트의 정확성이 시스템의 정확성을 측정하는 데 가장 직접적인 기준이다.

[0112] 프린트된 상용 및 해부도 얼라이너 스플린트들의 적합을 악교정 수술 경험이 있는 두 구강 외과의(H.M. 및 D.H.)가 평가했다. 수술 계획도 스플린트 프린팅 프로세스도 수반하지 않았다. 또한 평가자들은 서로의 평가 결과들을 볼 수 없었다. 그러나, 실험(즉, 해부도 얼라이너 스플린트) 및 상용 서비스에 의해 스플린트를 프린트하기 위해 사용된 물질들이 상이했기 때문에, 평가자들이 스플린트를 디자인하기 위해 사용되는 시스템을 보지 못하게 하는 것은 불가능했다. 그에 따라, 확인 편향을 방지하기 위해 다음 전략을 사용했다. 각 환자에 대해, 상하 경석고 치아 모델들을 치아 조음 기관상에 장착하기 위해 상용 스플린트들을 사용했다. 그 후, 상용 스플린트들을 제거했고, 평가를 위해 해부도 얼라이너 스플린트를 삽입했다. 그 다음 평가자들에게 임삼 표준에 기반하여 스플린트의 적합을 평가하도록 요청했다. 가장 중요한 측면은 해부도 얼라이너 스플린트가 상하치 간 목적하는 중간 교합을 정확하게 확립할 수 있는지 여부를 결정하는 것이었다. 이를 위해, 상하 경석고 모델들 양자가 Galetti 치아 조음 기관상에 장착되어 있는 동안 해부도 얼라이너 스플린트의 적합을 평가했다, 상용 스플린트들에 의해 미리 결정된 관계. 그 다음 개별적인 상하 치아 모델들상의 흔들림 및 편이를 개별적으로 평가했다. 각 측면에서 각 스플린트에 세 등급이 주어졌다: 등급 #1은 완벽 적합을 나타냈고, 등급 #2는 부분 적합(가벼운 편이 또는 흔들림)을 나타냈으며, 등급 #3은 부적합을 나타냈다. 마지막으로, 두 평가자에 의해 결정된 순위 점수를 짝짓고 설명적으로 요약했다.

[0113] 검증 결과들

[0114] 평가 결과들은 모델들을 Galetti 치아 조음 기관상에 중간 교합으로 장착한 동안 모든 해부도 얼라이너 스플린트가 완벽하게 적합(등급 #1) 됨을 나타냈다. 또한, 모든 해부도 얼라이너 스플린트는 상하 모델들에 관해 개별적으로 평가되는 동안 어떠한 흔들림(등급 #1) 또는 편이(등급 #1) 없이, 경석고 모델들 상에 완벽하게 안착되었다.

[0115] 악교정 수술을 계획하기 위한 CASS 시스템, 해부도 얼라이너가 상술한 바와 같이 개발되었다. 해부도 얼라이너 시스템은 의사들이 간소화된 임상 프로토콜[4]에 따라 악교정 수술을 정확하게 계획하게 한다. 또한, 배향, 대칭, 위치, 크기 및 형상의 다섯 가지 기하학적 속성을 포함하여, 해당하는 3D 두부 계측 분석[16]이 처음으로 수술 계획 시스템에 구현된다. 이는 특히 기형을 정확하게 수량화하고 치료를 계획하기 위해 중요하다. 마지막으로, 수술용 스플린트들이 본 시스템에서 효과적으로 디자인되고 FDA 승인 생체 적합 물질들을 사용하는 임의의 내부 3D 프린터에 의해 프린트될 수 있다. 이러한 스플린트들은 환자에 컴퓨터화된 수술 계획을 정확하게 전사하기 위해 수술 시 사용된다.

[0116] 해부도 얼라이너 시스템은 또한 다음을 가능하게 한다: 1) 시스템의 사용자 인트페이스가 최종 사용자들이 컴퓨터 그래픽 지식이 없는 의사들이라는 인식을 갖고 디자인된다. 사용자들을 가이드하고 주의를 주기 위해 필요한 프롬프트들 및 에러 체크가 또한 구현된다. 2) 다목적의 효율적인 가상 골절술이 구현되어, 의사들이 임의의 유형의 골절술을 자유롭게 디자인 및 수정할 수 있다. 2단계 조잡 대 정밀 삼각형 분류 알고리즘이 개발되어 가상 골절술의 효율을 상당히 향상시킨다. 3) 정합 및 수술 시뮬레이션 동안, 모든 수반되는 골편이 자동으로 생성되는 계층 구조하에서 이동 및 회전된다. 4) 수술용 스플린트의 디자인은 가이드가 안내하는 반자동 절차이다.

[0117] 다양한 도면에 대해 본원에서 설명되는 논리 연산들은 (1) 컴퓨팅 디바이스상(예를 들어, 도 11에서 설명된 컴퓨팅 디바이스)에서 실행되는 일련의 컴퓨터 구현 동작 또는 프로그램 모듈(즉, 소프트웨어)으로, (2) 컴퓨팅 디바이스 내에 상호 접속되는 기계 논리 회로들 또는 회로 모듈들(즉, 하드웨어)로 그리고/또는 (3) 컴퓨팅 디바이스의 소프트웨어 및 하드웨어의 조합으로 구현될 수 있음을 이해해야 한다. 그에 따라, 본원에서 논의된 논리 연산들은 하드웨어 및 소프트웨어의 임의의 특정 조합에 제한되지 않는다. 구현은 컴퓨팅 디바이스의 성능 및 기타 요건에 따른 선택의 문제이다. 따라서, 본원에서 설명되는 논리 연산들은 연산들, 구조적 디바이스들, 동작들 또는 모듈들로 다양하게 지칭된다. 이러한 연산들, 구조적 디바이스들, 동작들 및 모듈들은 소프트웨어로, 펌웨어로, 전용 디지털 로직으로 그리고 이들의 임의의 조합으로 구현될 수 있다. 또한 도면들에 도시되고

본원에 설명되는 것보다 많거나 적은 연산이 수행될 수 있음을 이해해야 한다. 이러한 연산들은 또한 본원에 설명되는 것들과 상이한 순서로 수행될 수도 있다.

[0118] 도 11을 참조하면, 본 발명의 실시 예들이 구현될 수 있는 예시적인 컴퓨팅 디바이스(1100)가 도시되어 있다. 예시적인 컴퓨팅 디바이스(1100)는 본 발명의 실시 예들이 구현될 수 있는 적합한 컴퓨팅 환경의 단지 일례임을 이해해야 한다. 선택적으로, 컴퓨팅 디바이스(1100)는 개인용 컴퓨터, 서버, 핸드헬드 또는 랩탑 디바이스, 멀티 프로세서 시스템, 마이크로 프로세서 기반 시스템, 네트워크 개인용 컴퓨터(PC), 미니 컴퓨터, 메인 프레임 컴퓨터 , 임베디드 시스템 및/또는 임의의 상기한 시스템들 또는 디바이스들 중 복수를 포함하는 분산 컴퓨팅 환경을 포함하여, 주지의 컴퓨팅 시스템일 수 있으나, 이에 제한되지는 않는다. 분산 컴퓨팅 환경은 통신 네트워크 또는 기타 데이터 전송 매체에 접속된 원격 컴퓨팅 디바이스들이 다양한 작업을 수행할 수 있게 한다. 분산 컴퓨팅 환경에서, 프로그램 모듈들, 응용 프로그램들 및 기타 데이터는 로컬 및/또는 원격 컴퓨터 저장 매체들 상에 저장될 수 있다.

[0119] 그것의 가장 기본적인 구성에서, 컴퓨팅 디바이스(1100)는 적어도 하나의 처리 유닛(1106) 및 시스템 메모리(1104)를 통상적으로 포함한다. 컴퓨팅 디바이스의 정확한 구성 및 유형에 따라, 시스템 메모리(1104)는 휘발성(이를테면 랜덤 액세스 메모리(RAM)), 비휘발성(이를테면 판독 전용 메모리(ROM), 플래쉬 메모리 등) 또는 이 둘의 일정 조합일 수 있다. 이러한 가장 기본적인 구성이 도 11에 파선(1102)으로 도시되어 있다. 처리 유닛(1106)은 컴퓨팅 디바이스(1100)의 연산에 필요한 산술 및 논리 연산들을 수행하는 표준 프로그램 가능 프로세서일 수 있다. 컴퓨팅 디바이스(1100)는 또한 컴퓨팅 디바이스(1100)의 다양한 구성요소 간에 정보를 통신하기 위한 버스 또는 기타 통신 메커니즘을 포함할 수 있다.

[0120] 컴퓨팅 디바이스(1100)는 추가 특징들/기능을 가질 수 있다. 예를 들어, 컴퓨팅 디바이스(1100)는 이에 제한되지는 않지만 자기 또는 광 디스크들 또는 테이프들을 포함하여 이동식 저장 장치(1108) 및 고정식 저장 장치(1110)와 같은 추가 저장 장치를 포함할 수 있다. 컴퓨팅 디바이스(1100)는 또한 디바이스가 다른 디바이스들과 통신하게 하는 네트워크 연결부(들)(1116)를 포함할 수 있다. 컴퓨팅 디바이스(1100)는 또한 키보드, 마우스, 터치 스크린 등과 같은 입력 디바이스(들)(1114)를 가질 수 있다. 디스플레이, 스피커들, 프린터 등과 같은 출력 디바이스(들)(1112)도 포함될 수 있다. 추가 디바이스들이 컴퓨팅 디바이스(1100)의 구성요소들 간 데이터 통신을 용이하게 하기 위해 버스에 접속될 수 있다. 이러한 모든 디바이스는 해당 기술분야에 주지되어 있어 여기서 상세하게 논의되지는 않는다.

[0121] 처리 유닛(1106)은 유형의 컴퓨터 판독 가능한 매체에 인코딩된 프로그램 코드를 실행하도록 구성될 수 있다. 유형의 컴퓨터 판독 가능한 매체는 컴퓨팅 디바이스(1100)(즉, 기계)가 특정 방식으로 작동하게 하는 데이터를 제공할 수 있는 임의의 매체를 지칭한다. 다양한 컴퓨터 판독 가능한 매체는 실행을 위해 명령들을 처리 유닛(1106)에 제공하기 위해 이용될 수 있다. 예시적인 유형의 컴퓨터 판독 가능한 매체는 컴퓨터 판독 가능 명령, 데이터 구조, 프로그램 모듈 또는 기타 데이터와 같은 정보의 저장을 위해 임의의 방법 또는 기술로 구현되는 휘발성 매체, 비휘발성 매체, 이동식 매체 및 고정식 매체를 포함할 수 있으나, 이에 제한되는 것은 아니다. 시스템 메모리(1104), 이동식 저장 장치(1108) 및 고정식 저장 장치(1110)는 모두 유형의 컴퓨터 저장 매체의 예들이다. 예시적인 유형의 컴퓨터 판독 가능한 기록 매체는 집적 회로(예를 들어, 필드 프로그래머블 게이트 어레이 또는 주문형 IC), 하드 디스크, 광 디스크, 광-자기 디스크, 플로피 디스크, 자기 테이프, 홀로그램 저장 매체, 고체 상태 디바이스, RAM, ROM, 전기적으로 소거 가능한 프로그램 판독 전용 메모리(EEPROM), 플래쉬 메모리 또는 기타 메모리 기술, CD-ROM, 디지털 다용도 디스크(DVD) 또는 기타 광 저장 장치, 자기 카세트, 자기 테이프, 자기 디스크 저장 장치 또는 기타 자기 저장 디바이스들을 포함하나, 이에 제한되지는 않는다.

[0122] 예시적인 구현 예에서, 처리 유닛(1106)은 시스템 메모리(1104)에 저장된 프로그램 코드를 실행할 수 있다. 예를 들어, 버스는 시스템 메모리(1104)에 데이터를 전달할 수 있으며, 이로부터 처리 유닛(1106)이 명령들을 수신 및 실행한다. 시스템 메모리(1104)에 의해 수신된 데이터는 처리 유닛(1106)에 의한 실행 전후 선택적으로 이동식 저장 장치(1108) 또는 고정식 저장 장치(1110) 상에 저장될 수 있다.

[0123] 본원에 설명되는 다양한 기술 하드웨어 또는 소프트웨어와 관련되어 또는 적절할 경우, 이들의 조합과 관련되어 구현될 수 있음을 이해해야 한다. 그에 따라, 본 발명에 개시된 주제의 방법들 및 장치들, 또는 그것들의 특정 측면들 또는 부분들은 프로그램 코드가 컴퓨팅 디바이스와 같은 기계로 로딩되고 그것에 의해 실행될 때, 기계가 본 발명에 개시된 주제를 실시하기 위한 장치가 되는 유형의 매체, 이를테면 플로피 디스켓, CD-ROM, 하드 드라이브 또는 임의의 기타 기계 판독 가능한 저장 매체에 구현되는 프로그램 코드(즉, 명령들) 형태를 취할 수 있다. 프로그램 가능한 컴퓨터들 상에서 프로그램 코드를 실행하는 경우, 컴퓨팅 디바이스는 일반적으로 프로세

서, 프로세서에 의해 판독 가능한 저장 매체(휘발성 및 비휘발성 메모리 및/또는 저장 요소들을 포함), 적어도 하나의 입력 디바이스 및 적어도 하나의 출력 디바이스를 포함한다. 하나 이상의 프로그램은 예를 들어, 응용 프로그램 인터페이스(API), 재사용 가능한 제어 등을 사용하여, 본 발명에 개시된 주제와 관련되어 설명되는 프로세스들을 구현 또는 이용할 수 있다. 그러한 프로그램들은 컴퓨터 시스템과 통신하기 위한 고급 절차적 또는 객체 지향 프로그래밍 언어로 구현될 수 있다. 그러나, 요구될 경우, 프로그램(들)은 어셈블리 또는 기계 언어로 구현될 수 있다. 어떠한 경우라도, 언어는 컴파일 또는 해석되는 언어일 수 있고 그것은 하드웨어 구현 예들과 조합될 수 있다.

[0124] 주요 기준 프레임 정의

[0125] 주요 기준 프레임을 정의하기 위한 기술들이 후술된다. 상술한 바와 같이, 악교정 수술 계획 시스템 및/또는 해부도 얼라이너(모듈 2의 부분으로서)가 주요 기준 프레임을 정의할 수 있으며, 이는 3D 두부 계측 분석을 수행하기 전 일어난다. 다시 말해, 기준 프레임은 합성 3D 모델의 기하학적 속성을 수량화하기 위해 필요하다. 예를 들어, 개발자들이 작도선을 설정하기 위해 스트링 및 레벨을 사용하는 것과 같이, 외과의는 안면을 재건하기 위해 기준 계획들을 필요로 한다. 3D 구조인 안면은 세 개의 기준면을 필요로 한다: 종 방향(시상), 수평(축상) 및 횡 방향(관상). 수직면은 안면을 좌우 이등분으로 나누고 횡단면과 함께, 대칭을 정의하는 데 도움이 된다. 횡단면은 안면의 앞뒤 기울어짐을 결정하고 임의의 안면 특징의 정확한 전방 배치로 외과의를 가이드한다. 해부학적 기준 프레임을 정확하게 확립하는 것은 중요하다. 안면이 대칭일 때 기준 프레임을 확립하는 것은 쉬울 수 있지만, 안면이 비대칭일 때 기준 프레임을 확립하는 것은 훨씬 더 어렵다.

[0126] 기준 프레임을 확립하기 위해, 임의의 안면(또는 그것의 합성 3D 모델)에 대한 대칭면을 자동으로 계산하는(그것이 비대칭이더라도) 알고리즘이 사용될 수 있다. 알고리즘은 이에 제한되지는 않지만 눈 한 켠, 코 끝, 턱끝 중간 및 외이도를 포함하여, 안면 계측 지표들을 사용한다. 본 발명은 예들로 제공된 것들 이외의 계측 지표들이 사용될 수 있음을 고려한다. 첫 번째 단계로, 알고리즘은 안면 계측 지표들(예를 들어, 약 50개의 계측 지표)를 수집하고 점 구름을 생성한다. 다음으로, 점 구름이 복사 및 역전되어, 거울 영상을 만든다. 그 다음, 알고리즘은 거울 영상을 그것이 원래에 적합될 때까지 다수 회 반복하여 병진 이동 및 회전시킨다. 반복마다, 알고리즘은 안면(또는 그것의 합성 3D 모델)의 가장 비대칭 부분들은 무시하도록 학습되어, 가장 대칭인 해부구조에 보다 큰 가치를 부여한다. 마지막으로, 적합이 완료된 후, 알고리즘은 원래의 그리고 역전된 계측 지표들을 단일 그룹으로 합치고 좌우 계측 지표들을 최적으로 나누는 면(예를 들어, 시상면, 축면 또는 관상면)을 계산한다. 결과는 가능한 최적의 대칭면이다.

[0127] 주요 기준 프레임을 확립하기 위한 예시적인 방법이 Gateno, J. 외의 머리의 주요 시상면: 새로운 개념, Int J Oral Maxillofac Surg, 45 (3):399-405 (2016)에 제공되며, 이의 개시 내용은 그 전체가 참조로 통합된다. 대안적으로 또는 추가적으로, 주요 기준 프레임은 도 13에 관하여 후술될 기술을 사용하여 확립될 수 있으며, 이는 가중 프로크루스테스 거리를 계산하는 것을 포함한다. 본 발명은 3D 모델에 대한 주요 기준 프레임이 예를 들어, 도 11에 도시된 컴퓨팅 디바이스(1100)와 같은 컴퓨팅 디바이스를 사용하여 결정될 수 있음을 고려한다. 예시적인 방법은 다음 단계들을 포함할 수 있다: (1) 3D 모델상에서 복수의 계측 표지를 식별하는 단계로서, 계측 표지들은 점 구름을 정의하는, 상기 복수의 계측 표지를 식별하는 단계; (2) 구름 점의 거울 영상 복사본을 생성하는 단계; (3) 거울 영상 복사본을 점 구름과 적합될 때까지 반복하여 병진 이동 및/또는 회전시키는 단계; (4) 거울 영상 복사본 및 점 구름을 겹쳐 단일 점 그룹을 생성하는 단계; 및 (5) 단일 점 그룹을 나누는 대칭면을 계산하는 단계. 대칭면은 3D 모델의 정중시상면, 축면 또는 관상면일 수 있음을 이해해야 한다.

[0128] 도 13을 참조하면, 3차원(3D) 모델(예를 들어, 상술한 합성 3D 모델)에 대한 주요 기준 프레임을 결정하기 위한 예시적인 연산들이 제시되어 있다. 도 13은 본원에 설명되는 합성 3D 모델의 정중시상면을 결정하는 데 특유하다. 예시적인 연산들이 본원에 설명되는 합성 3D 모델의 정중시상면, 축면 또는 관상면을 결정하기 위해 사용될 수 있음을 이해해야 한다. 본 발명은 도 13에 제시된 예시적인 연산들이 예를 들어, 도 11에 도시된 컴퓨팅 디바이스(1100)와 같은 컴퓨팅 디바이스를 사용하여 수행될 수 있음을 고려한다.

[0129] 1302에서, 복수의 계측 지표가 다음 세 그룹으로 카테고리화된다: 우, 정중선 및 좌. 1304에서, 경계 지표들의 세 그룹이 다음 두 그룹으로 재그룹화된다: 우-정중선-좌 및 좌-정중선-우. 1306에서, 우-정중선-좌 그룹이 "고정(FIX)" 그룹으로 지정되고, 좌-정중선-우 그룹이 "적합(FIT)" 그룹으로 지정된다. 1308에서, 대상체(즉, 특정 환자)에 대한 적응적 임계치(β)가 계산된다. 1310에서, 적합 및 고정의 중심들이 원점(0,0,0)에 정렬되고 적합 좌표들이 "적합0"으로 저장된다(예를 들어, 메모리에). 1312에서, 적합의 회전(R) 및 병진 이동(T)이 계산된다. 1314에서, 대칭면(예를 들어, 정중시상면)이 계산되고 연산들이 종료로 진행된다. 1315에서, 주요 기준 프레임

이 정중시상면 및 계측 지표들의 동일한 그룹들에 기초하여 계산되고, 연산들이 종료로 진행된다(즉, 단계(1315)가 완료된다).

[0130] 단계(1312)에 대한 부분 연산들이 이하에 제공된다. 1320에서, 첫 번째 반복일 경우, 연산들은 단계(1322)로 진행된다. 이러한 연산들은 고정된 회전 중심에서 최적의 회전(R)을 찾는다. 후속 반복들의 경우, 연산들은 그 대신 단계(1342)로 진행된다. 이러한 연산들은 이전에 계산된 회전(R)에 기초하여 최적의 회전 중심을 찾는다. 첫 번째 반복의 경우, 1322에서, 적합의 거울 영상 복사본이 생성된다. 도 13에 제시된 예에서, 좌-정중선-우 그룹(즉, 적합)이 거울 영상화된다. 본 발명은 다른 구현 예들 및 그에 따라 조정되는 연산들에서 우-정중선-좌 그룹(즉, 고정)이 선택적으로 거울 영상화될 수 있음을 고려한다. 1324에서, 회전(R)에 대한 초기 가중치(W)가 "1"로 지정된다. 1326에서, 적합과 고정 간 가중 프로크푸스테스 거리를 사용하여 적합의 회전(R)이 계산된다. 1328에서, 회전(R)이 적합에 적용되어 적합'을 얻는다(즉, 적합'=R^{*}적합). 1330에서, 적합'과 적합 간 거리(D')가 계산된다. 1332에서, D'가 임계치(엡실론)보다 클 경우, 연산들은 단계(1334)로 진행된다. 그렇지 않다면, 연산들은 단계(1320)로 되돌아간다. 엡실론에 대한 디폴트는 0.01이다. 엡실론은 0.01보다 클수도 있고 작을 수도 있음을 이해해야 한다. 1334에서, 반복이 최대 반복 횟수 미만일 경우, 연산들은 1336으로 진행된다. 그렇지 않다면, 연산들은 단계(1320)로 되돌아간다. 1336에서, 적합'이 적합에 대입된다(즉, 적합 = 적합'). 1338에서, 회전에 대한 가중치(W)가 계산되고 연산들은 단계(1326)로 되돌아간다. 1342에서, 병진 이동(T)이 값 0으로 초기치 설정되고 적합과 고정 간 거리(D)가 계산된다. 1344에서, D가 적응적 임계치(β)보다 클 경우, 연산들은 단계(1346)로 진행된다. 그렇지 않다면, 연산들은 종료로 진행된다(즉, 단계(1312)가 완료된다). 1346에서, 병진 이동(α)에 대한 가중치가 계산된다. 1348에서, 병진 이동(T)이 계산되고 적합에 적용된다(즉, 적합' = T + 적합). 1350에서, 적합'과 적합 간 거리(D')가 계산된다. 1352에서, D'가 임계치(엡실론)보다 클 경우, 연산들은 단계(1354)로 진행된다. 그렇지 않다면, 연산들은 종료로 진행된다(즉, 단계(1312)가 완료된다). 1354에서, 반복이 최대 반복 횟수 미만일 경우, 연산들은 1356으로 진행된다. 그렇지 않다면, 연산들은 종료로 진행된다(즉, 단계(1312)가 완료된다). 1356에서, 적합'이 적합에 대입된다(즉, 적합 = 적합'). 1358에서, 회전에 대한 가중치(W)가 계산되고 연산들은 종료로 진행된다(즉, 단계(1312)가 완료된다).

[0131] 단계(1314)에 대한 부분 연산들이 이하에 제공된다. 1362에서, 적합 및 적합0이 평균 및 MID로 저장된다(예를 들어, 메모리에). 1364에서, MID의 주성분 분해가 수행된다. 1366에서, 마지막 성분과 연관된 벡터(ν)가 대칭면(예를 들어, 정중시상면) 법선으로 저장된다. 1368에서, 대칭면 법선이 MID의 중심을 통과하도록 병진 이동되고 연산들이 종료로 진행된다(즉, 단계(1314)가 완료된다).

[0132] 대칭 분석

[0133] 대칭 분석을 수행하기 위한 기술들이 후술된다. 상술한 바와 같이, 악교정 수술 계획 시스템 및/또는 해부도 얼라이너(모듈 3의 부분으로서)가 3D 두부 계측 분석의 부분으로서 대칭 분석을 수행할 수 있다. 대칭과 관련되는 두 요소는 다음과 같다: 객체 대칭 및 대칭 정렬. 객체 대칭은 각 안면 구성 단위가 가져야 하는 내재하는 거울면 대칭을 지칭한다. 대칭 정렬은 안면(또는 그것의 합성 3D 모델)의 정중시상면과 각 안면 구성 단위의 정렬을 지칭한다. 내재하는 대칭을 계산하기 위한 절반 형태들의 반복 가중 프로크푸스테스 중첩이 도 14에 대하여 후술된다. 도 14를 참조하면, 3차원(3D) 모델(예를 들어, 상술한 합성 3D 모델)의 내재하는 대칭을 계산하기 위한 예시적인 연산들이 제시되어 있다. 본 발명은 도 14에 제시된 예시적인 연산들이 예를 들어, 도 11에 도시된 컴퓨팅 디바이스(1100)와 같은 컴퓨팅 디바이스를 사용하여 수행될 수 있음을 고려한다. 1402에서, 복수의 계측 지표가 다음 세 그룹으로 카테고리화된다: 우, 정중선 및 좌. 1404에서, 경계 지표들의 세 그룹이 다음 두 그룹으로 재그룹화된다: 우-정중선 및 정중선-좌. 1406에서, 정중선-좌 그룹이 "고정(FIX)" 그룹으로 지정되고, 우-정중선 그룹이 "적합(FIT)" 그룹으로 지정된다. 1408에서, 대상체(즉, 특정 환자)에 대한 적응적 임계치(β)가 계산된다. 적응적 임계치(β)가 계산된다. 1410에서, 적합 및 고정의 중심들이 원점(0,0,0)에 정렬된다. 1412에서, 적합의 회전(R) 및 병진 이동(T)이 계산된다. 1414에서, 두 그룹(즉, 적합 및 고정) 간 대칭이 계산되고 연산들이 종료로 진행된다(즉, 단계(1414)가 완료된다). 선택적으로, 상술한 바와 같이, 이러한 대칭 측정이 3D 두부 계측 보고의 부분으로 제공될 수 있다.

[0134] 단계(1412)에 대한 부분 연산들이 이하에 제공된다. 1420에서, 첫 번째 반복일 경우, 연산들은 단계(1422)로 진행된다. 이러한 연산들은 고정된 회전 중심에서 최적의 회전(R)을 찾는다. 후속 반복들의 경우, 연산들은 그 대신 단계(1442)로 진행된다. 이러한 연산들은 이전에 계산된 회전(R)에 기초하여 최적의 회전 중심을 찾는다. 첫 번째 반복의 경우, 1422에서, 적합의 거울 영상 복사본이 생성된다. 도 14에 제시된 예에서, 우-정중선 그룹(즉, 적합)이 좌로 거울 영상화된다. 본 발명은 다른 구현 예들 및 그에 따라 조정되는 연산들에서 정중선-

좌 그룹(즉, 고정)이 선택적으로 우로 거울 영상화될 수 있음을 고려한다. 1424에서, 회전(R)에 대한 초기 가중치(W)가 “1”로 지정된다. 1426에서, 적합과 고정 간 가중 프로크푸스테스 거리를 사용하여 적합의 회전(R)이 계산된다. 1428에서, 회전(R)이 적합에 적용되어 적합'을 얻는다(즉, 적합'=R*적합). 1430에서, 적합'과 적합 간 거리(D')가 계산된다. 1432에서, D'가 임계치(엡실론)보다 클 경우, 연산들은 단계(1434)로 진행된다. 그렇지 않다면, 연산들은 단계(1420)로 되돌아간다. 1434에서, 반복이 최대 반복 횟수 미만일 경우, 연산들은 1436으로 진행된다. 그렇지 않다면, 연산들은 단계(1420)로 되돌아간다. 1436에서, 적합'이 적합에 대입된다(즉, 적합 = 적합'). 1438에서, 회전에 대한 가중치(W)가 계산되고 연산들은 단계(1426)로 되돌아간다. 1442에서, 병진 이동(T)이 값 0으로 초기치 설정되고 적합과 고정 간 거리(D)가 계산된다. 1444에서, D가 적응적 임계치(β)보다 클 경우, 연산들은 단계(1446)로 진행된다. 그렇지 않다면, 연산들은 종료로 진행된다(즉, 단계(1412)가 완료된다). 1446에서, 병진 이동(α)에 대한 가중치가 계산된다. 1448에서, 병진 이동(T)이 계산되고 적합에 적용된다(즉, 적합' = T + 적합). 1450에서, 적합'과 적합 간 거리(D')가 계산된다. 1452에서, D'가 임계치(엡실론)보다 클 경우, 연산들은 단계(1454)로 진행된다. 그렇지 않다면, 연산들은 종료로 진행된다(즉, 단계(1412)가 완료된다). 1454에서, 반복이 최대 반복 횟수 미만일 경우, 연산들은 1456으로 진행된다. 그렇지 않다면, 연산들은 종료로 진행된다(즉, 단계(1412)가 완료된다). 1456에서, 적합'이 적합에 대입된다(즉, 적합 = 적합'). 1458에서, 회전에 대한 가중치(W)가 계산되고 연산들은 종료로 진행된다(즉, 단계(1412)가 완료된다).

[0135] 스플린트 디자인

[0136] 수술용 스플린트 또는 템플릿을 디자인하기 위한 기술들이 후술된다. 상술한 바와 같이, 악교정 수술 계획 시스템 및/또는 해부도 얼라이너(모듈 6의 부분으로서)가 수술용 스플린트를 디자인하기 위해 사용될 수 있으며, 수술용 스플린트는 수술 동안 대상체의 상치와 하치 간에 배치되는 치아에 걸리는 말편자형의 웨이퍼이다.

[0137] 도 15를 참조하면, 수술용 스플린트를 디자인하기 위한 예시적인 연산들이 제시되어 있다. 본 발명은 도 15에 제시된 예시적인 연산들이 예를 들어, 도 11에 도시된 컴퓨팅 디바이스(1100)와 같은 컴퓨팅 디바이스를 사용하여 수행될 수 있음을 고려한다. 1502에서, 상하 치아 모델들(예를 들어, 본원에 설명되는 고해상도 상하 치아 모델들)이 자동으로 선택될 경우, 연산들은 단계(1504)로 진행된다. 1504에서, 상하 치아 모델들이 시스템에 의해 자동으로 식별된다. 1506에서, 수술용 스플린트의 유형이 정의된다, 예를 들어, 먼저 상악 수술을 위한 중간 스플린트, 먼저 하악 수술을 위한 중간 스플린트, 또는 최종 스플린트. 그렇지 않다면, 연산들은 사용자가 상하 치열궁들을 수동으로 선택하는 연산(1508)으로 진행된다. 선택적으로, 중간 스플린트에 대해, 1510에서, 하치 모델이 우 하악 관절구(COR-R)의 회전 중심 및 좌 하악 관절구(COR-L)의 회전 중심으로 자동 회전된다. 1512에서, 스플린트의 상면이 정의된다. 이는 스플린트에 대한 상면을 형성하기 위해 상치열궁의 교합면상에 복수의 계측 지표를 디지털화하여 수행될 수 있다. 1514에서, 스플린트의 상면에 대한 상부 윤곽이 정의된다. 이는 상면상에 상치열궁을 추적하여 수행될 수 있다. 예시적인 상부 윤곽(802)이 도 8a 및 도 8b에 도시되어 있다. 1516에서, 스플린트의 아랫면이 정의된다. 이는 스플린트에 대한 아랫면을 형성하기 위해 하치열궁의 교합면상에 복수의 계측 지표를 디지털화하여 수행될 수 있다. 1518에서, 스플린트의 아랫면에 대한 하부 윤곽이 정의된다. 이는 상부 윤곽을 하면에 복사하여, 스플린트의 아랫면에 대한 하부 윤곽을 형성하여 수행될 수 있다. 예시적인 하부 윤곽(804)이 도 8b에 도시되어 있다. 1520에서, 원시 스플린트 모델이 어셈블된다. 원시 스플린트의 예시적인 표면 모델이 도 8b에 도시된 바와 같다. 1522에서, 스플린트 모델이 불리언 연산에 의해, 예를 들어, 원시 스플린트 모델에서 상하치를 감하여 생성된다. 그 다음 수술용 스플린트가 예를 들어, 3D 프린터를 사용하여 프린트될 수 있다.

[0138] 단계(1518)에 대한 부분 연산들이 후술된다. 1532에서, 스플린트의 상면 및 상부 윤곽이 수정될 수 있다. 선택적으로, 1534에서, 상부 윤곽 연장부들(예를 들어, 도 8b에 도시된 윤곽 연장부(802a))이 추가, 수정 또는 제거될 수 있다. 1536에서, 스플린트의 하면 및 하부 윤곽이 수정될 수 있다. 선택적으로, 1538에서, 하부 윤곽 연장부들(예를 들어, 도 8b에 도시된 윤곽 연장부(804a))이 추가, 수정 또는 제거될 수 있다. 선택적으로, 1540에서, 요구될 경우, 하치 모델 및 스플린트의 하부 윤곽이 우 하악 관절구(COR-R)의 회전 중심 및 좌 하악 관절구(COR-L)의 회전 중심으로 자동 회전된다.

[0139] 과량 교정

[0140] 과량 교정을 위한 기술들이 후술된다. 악교정 수술 계획 시스템 및/또는 해부도 얼라이너는 대상체의 하악골의 3D 모델의 원심 및/또는 근심 골편들의 과량 교정을 수행하기 위해 사용될 수 있다.

[0141] 도 16을 참조하면, 과량 교정을 위한 예시적인 연산들이 제시되어 있다. 본 발명은 도 16에 제시된 예시적인 연산들이 예를 들어, 도 11에 도시된 컴퓨팅 디바이스(1100)와 같은 컴퓨팅 디바이스를 사용하여 수행될 수 있음

을 고려한다. 1602에서, 하악 과량 교정 유형이 정의된다. 1604에서, 하악골(예를 들어, 대상체의 하악골의 3D 모델)이 우 하악 관절구(COR-R)의 회전 중심 및 좌 하악 관절구(COR-L)의 회전 중심으로 자동 회전된다. 1606에서, 원심 및 근심 골편들 양자가 과량 교정되어야 할 경우, 연산들은 단계(1608)로 진행된다. 그렇지 않다면, 연산들은 중심 주위 원심 골편들이 과량 교정되는 단계(1614)로 진행된다. 1608에서, 원심 및 우 근심 골편들이 과량 교정되어야 할 경우, 연산들은 중심(예를 들어, COR-R) 주위 원심 및 우 근심 골편들이 과량 교정되는 단계(1610)로 진행된다. 1608에서, 원심 및 좌 근심 골편들이 과량 교정되어야 할 경우, 연산들은 중심(예를 들어, COR-L) 주위 원심 및 좌 근심 골편들이 과량 교정되는 단계(1612)로 진행된다. 1614에서, 중심 주위 원심 골편들이 과량 교정된다.

[0142] 치열궁에 대한 객체 기준 프레임

[0143] 치열궁에 대한 객체 기준 프레임을 확립하기 위한 기술들이 후술된다. 악교정 수술 계획 시스템 및/또는 해부도 얼라이너(모듈 3의 부분으로서)는 치열궁에 대한 객체 기준 프레임을 확립하기 위해 사용될 수 있다.

[0144] 예를 들어, 컴퓨터 가상 시연(CASS) 동안 치열궁의 대칭 정렬을 위한 최적의 객체 기준 프레임을 확립하기 위한 주성분 분석 기반 적응적 최도 유클리디안 거리(PAMED) 접근법이 개발되어왔다. 상술한 바와 같이, 두부 계측 분석 동안, 객체 기준 프레임은 PAMED 알고리즘을 사용하여 확립될 수 있다. 삼각형 및 표준 PCA 방법들과 비교할 때, PAMED 접근법은 악교정 수술 계획 시 치열궁에 대한 객체 기준 프레임을 확립하기 위해 가장 신뢰할 수 있고 일관된 접근법이다. 예를 들어, 삼각형 방법은 임의의 병인, 예를 들어, 일측의 무치악 또는 개별적인 치아의 어긋남의 치열궁 비대칭이 있을 때 신뢰할 수 없다. 상기한 조건들 중 임의의 조건은 삼각형 방법을 왜곡시키고 객체 기준 프레임을 정의하는 데 있어서 에러를 일으킨다.

[0145] 악교정 수술 계획에서 중요한 단계는 전체 안면을 기준으로 치열궁의 대칭 정렬을 복원하는 것이다[33-36]. 치열궁 대칭 정렬을 분석하는 것은 이전에 로컬 좌표계 또는 로컬 기준 프레임이라 불린 객체 기준 프레임을 필요로 한다. 전체 안면에 대한 글로벌 기준 프레임과 같이, 치열궁에 대한 객체 기준 프레임도 세 개의 직교면으로 구성된다. 축면은 치열궁을 상하 이등분으로 나누고; 관상면은 치열궁을 앞뒤 이등분으로 나누며; 정중시상면은 치열궁을 좌우 이등분으로 균등하게 나눈다. 치열궁에 대한 객체 기준 프레임을 전체 안면에 대한 글로벌 기준 프레임과 비교함으로써, 치열궁의 대칭 정렬이 중심 절연의 중심점(치아 정중선)의 횡방향 차이로, 그리고 요 및 롤의 배향 차이(편구배)로 계산될 수 있다.

[0146] 본원에 설명되는 PAMED 접근법은 MA, 나티크의 MathWorks사의 MATLAB 2014a를 사용하여 프로그램하였고 계산은 실시간으로 완료하였다. PAMED 알고리즘이 이하의 예들에 후술될 것들 이외의 하드웨어 및/또는 소프트웨어를 사용하여 구현될수 있음을 이해해야 한다. 추가적으로, PAMED 알고리즘은 아래 표 2에 제공되는 계측 지표들을 사용한다. PAMED 알고리즘은 삼각형 방법과 비겨할 때 더 많은 치아 계측 지표를 사용하며, 이는 치열궁에 대한 객체 기준 프레임을 확립하는 것의 정확성을 향상시킨다.

표 2

계산에 사용되는 계측 지표들의 정의

[0147]

계측 지표	정의
U0	두 개의 중심 절연의 모서리들 간 중심점
U2	외측 절연 모서리상의 중심점
U3	송곳니의 첨두
U4	제 1 소구치의 구각
U5	제 2 소구치의 구각
U6	제 1 구치의 근심협측 교두
U7	제 2 구치의 근심협측 교두

[0148] 악교정 수술 계획에서 중요한 단계는 대칭 정렬 동안 치열궁의 정확한 객체 기준 프레임을 확립하는 것이다. 치열궁의 성질로 인해, 교합면이 보통 축면으로 사용된다. 정중시상면이 정확하게 정의되면, 관상면을 정의하는 것은 어렵지 않다. 그것은 축면 및 정중시상면 양자에 상호적으로 수직이고 U0을 통과한다. 정중시상면을 정의하는 것은 치열궁에 대한 객체 기준 프레임을 확립하는 것의 단서이다. 본원에 설명되는 PAMED 접근법은 일측의 치아 결손 또는 개별적인 치아의 어긋남이 있을 때에도, 치열궁에 대한 정중시상면을 생성하는 가장 일관된 방

법이다. 삼각형 방법은 두 후측 계측 지표가 "동적으로" 디지털화되기 때문에 정중시상면을 생성하는 것에 있어서 상당히 잘 수행된다. 평가자들은 제1 구치들의 두 개의 근심협측 교두를 고정적으로 사용하는 대신, 예를 들어 제2 구치들 또는 제2 소구치들의 근심협측 교두들 중 어느 하나를 사용하여, 치열궁을 나타내는 가상의 이등변 삼각형을 형성하기 위해 계측 지표들을 변경해야 할 수 있다[34]. 예상대로, 삼각형 방법을 사용할 때, 정중시상면은 일측의 치아 결손(1/30) 및 개별적인 치아의 어긋남(1/30)의 존재에 영향을 받는다. 마지막으로, 표준 PCA 방법은 가장 덜 신뢰할 수 있는 방법이다.

[0149] 표준 PCA 방법은 삼각형 방법보다 덜 신뢰할 수 있다. 이는 PCA가 관련될 수 있는 변수들의 관측치들의 세트를 선형으로 관련되지 않는 변수들의 값들의 세트, 주성분들(벡터들)로 변환하기 위해 직교 변환을 사용하는 통계적 절차이기 때문이다. 그에 따라, 세 개의 직교하는 주성분의 원점이 치열궁의 중간에 위치된다. 두 개의 주성분(Y축 및 Z축)이 정중시상면인 것으로 지정되더라도, 그것은 반드시 U0를 통과하는 것이 아닐 수 있다. CASS 수술 계획에 사용될 때, 원점은 U0으로 병진 이동되어야 하기 때문에, 정중시상면이 일측을 향해 편이되게 한다. 또한, 표준 PCA 방법은 그것이 단지 13개 이하의 치아 계측 지표만을 사용하기 때문에 계산에 사용되는 계측 지표들에 민감하다. 임의의 이상치는 결과를 상당히 왜곡시킬 수 있다. PAMED 접근법이 또한 교합면을 결정하기 위해 PCA 방법에 기반하지만, 좌우 치아 곡선들 간 유클리디안 거리들을 최소화함으로써 정중시상면에 대한 Y축이 반복적으로 재계산된다. PAMED 방법은 또한 13개의 계측 지표를 1,399개의 점으로 재표본화함으로써 이상치 문제를 해결했다.

[0150] 교합면을 정의하기 위해 두 가지 정의가 있다. 전통적으로, 교합면은 중심 절연의 모서리들 및 제1 구치들의 근심협측 교두들을 통과한다. 이는 삼각형 방법의 정의에 적합하다. 그러나, 그것은 삼각형을 구성하는 데 사용되는 계측 지표들에 민감하다. 과개교합 또는 매복 치아들이 사용될 경우 객체 기준 프레임은 삼각형 방법에서 이상치들에 영향을 받을 수 있다. 교합면은 그것이 모든 모서리 및 교두를 균등하게 통과할 때 더 양호하게 정의될 수 있다. 이는 다음 PAMED 및 표준 PCA 방법들의 정의에 적합하다: X'O'Y' 평면이 제1 및 제2 주성분들에 의해 구성된다.

[0151] 도 17을 참조하면, PAMED 알고리즘을 사용하여 치열궁에 대한 객체 기준 프레임을 확립하기 위한 예시적인 연산들이 제시되어 있다. PAMED 접근법의 단서는 치열궁을 좌우 이등분으로 균등하게 나누는 정중시상면에 대한 최적의 최소를 찾는 것이다.

[0152] 1702에서, 복수의 계측 지표가 디지털화되고 좌우 치아 곡선들이 형성된다. 도 17에서, 상악 치열궁상의 13개의 치아 경계 지표(중간에 하나의 계측 지표를 갖고 각 측상에 6개의 계측 지표)가 디지털화된다. 계측 지표들은 상기 표 2에 나열되고 또한 도 18a에 도시되어 있다. 중심점(U0)은 중심 치아 중심점을 나타낸다. 그 다음 13개의 디지털화된 치아 계측 지표가 연결되어 각 측상의 좌우 치아 곡선(7개의 점(U0, U2-U7))을 형성한다. 좌우 곡선들 양자의 첫 번째 점은 U0이다. U0이 좌우 중심 절연들(U1)로부터 파생되기 때문에, 좌우 U1 양자는 계산에 사용되지 않는다. 치아 결손의 경우, 그것의 계측 지표는 디지털화되지 않고 두 개의 인접한 계측 지표가 도 18b에 도시된 바와 같이 직접 연결된다.

[0153] 1704에서, 디지털화된 계측 지표들이 재표본화된다. 좌우 치아 곡선들의 유클리디안 거리들이 각각 계산된다. 그 다음 더 긴 곡선의 말(구치)단이 잘라져, 좌우 곡선들을 도 18a에 도시된 바와 동일한 거리로 만든다. 그 다음 좌우 곡선들은 각 측상의 700개의 점으로 균등하게 재표본화되며, 이는 대략 0.1 ㎜의 재표본화 해상도를 낸다. 점 배열들의 각 측상의 첫 번째 점은 U0에서 합쳐져, 전체 치열궁에 대해 전체 재표본화된 점이 1,399개가 된다.

[0154] 1706에서, PCA가 적용되어 초기 데카르트 좌표계를 계산한다. 표준 PCA가 1,399개의 재표본화된 점상에 적용되어, 첫 번째, 두 번째 및 세 번째 주성분들을 계산한다. 그것들은 서로 상호적으로 수직이다. 초기 데카르트 좌표계(X'-Y'-Z')는 다음과 같이 결정된다. 치열궁의 중간에 위치되는 세 개의 주성분의 원점은 도 18c에 도시된 바와 같이 초기 데카르트 좌표계의 원점(O')이다. 세 개의 주성분, 가장 작은 변량은 Z'축으로 정의된다. 제1 및 제2 주성분들은 X'축 및 Y'축으로 정의된다. Y'축이 1,399개의 점을 좌우 그룹들로 나누는 주성분이고, X'축은 마지막 주성분이다. 마지막으로, X'O'Y' 평면은 교합면을 나타내며, 이는 모든 모서리 및 교두를 균등하게 통과한다.

[0155] 1708에서, 원점이 정의되고 객체 기준 프레임의 Z축이 계산된다. 치열궁에 대한 객체 기준 프레임의 원점(O)은 U0에 정의된다. 그에 따라, 초기 데카르트 좌표계가 U0의 새로운 원점(O)으로 병진 이동된다. 그 후, 도 18c에 도시된 바와 같이 X'축, Y'축 및 Z'축이 X"축, Y"축 및 Z"축이 되고, X'O'Y' 평면이 X"OY" 평면이 된다. 마지막으로, Z''축이 치열궁에 대한 객체 기준 프레임의 Z축으로 지정된다.

[0156] 1710에서, 객체 기준 프레임에 대한 Y축이 반복하여 계산된다.

[0157] 1722(초기치 설정)에서, 1399개의 재표본화된 점이 Z축을 따라 X"OY" 평면으로 투영된다. 좌우 투영된 점 배열들의 말단에서의 마지막 두 개의 점은 연결되어 선 A를 만든다. 점 P는 도 18d에 도시된 바와 같이 선 A 및 Y''축의 교차점이다. 그 다음 원점(O) 및 점 P는 연결되어 선 $\overrightarrow{OP}$를 만든다. 그것은 치열궁의 객체 기준 프레임에 대한 Y축일 것이다. 첫 번째 반복 동안, 선 $\overrightarrow{OP}$가 도 18d에 도시된 바와 같이 Y''축이다.

[0158] 1724(유클리디안 거리들의 합 계산)에서, X"OY" 평면상에서, 투영된 점 배열의 우측이 선 $\overrightarrow{OP}$를 중심으로 하는 좌측의 거울 영상이다. 대응하는 점들 간 유클리디안 거리들의 초기 합은 도 18d에 도시된 바와 같이 계산된다.

[0159] 1726(초기치 설정)에서, 점 P는 선 A를 따라 좌우 양자로 0.1 ㎜ 이동된다.

[0160] 양측에 대한 유클리디안 거리들의 합들이 단계(1724)를 반복하여 계산된다. 그것들은 단계(1724)에서 계산된 유클리디안 거리들의 초기 합과 비교된다. 도 18e에 도시된 바와 같이 유클리디안 거리들의 합을 더 작게 하는 방향이 단계(1726)에 대한 "양호(good)" 방향이다. 단계(1724)에서 계산된 유클리디안 거리들의 초기 합이 셋 중 가장 작을 경우, 선 $\overrightarrow{OP}$가 Y축이 되고 반복이 중단되며 연산들은 단계(1712)로 진행된다.

[0161] 1728("조잡" 반복)에서, 점 P가 "양호" 방향을 향해 1.0-㎜ 단차들로 지속적으로 이동된다. 단계(1724)는 유클리디안 거리들의 합이 도 18f에 도시된 바와 같이 더 커질 때까지 반복된다.

[0162] 1730("정밀" 반복)에서, 점 P는 "양호" 방향과 반대로 0.1-㎜ 단차들로 지속적으로 이동된다. 단계(1724)는 유클리디안 거리들의 합이 더 커질 때까지 선 $\overrightarrow{OP}$에 대한 최적의 해를 계산하기 위해 반복된다. 거리들의 최소합, 최적의 해가 되는 선 $\overrightarrow{OP}$가 도 18g에 도시된 바와 같이 객체 기준 프레임의 Y축으로 정의된다.

[0163] 1712에서, 객체 기준 프레임의 X축 및 XOY, YOZ 및 XOZ 평면들이 계산된다. 기준 프레임의 X축은 도 18h에 도시된 바와 같이 Y축 및 Z축 양자에 수직이다. 마지막으로 XOY(축), YOZ(정중시상) 및 XOZ(관상)면들이 X축, Y축 및 Z축에 기초하여 계산된다.

[0164] 도 18a는 치아 모델상에 디지털화된 13개의 치아 계측 지표를 도시한다. 그것들은 U0에서 합쳐지는 좌우 곡선들(1802)을 만든다. 유클리디안 거리들이 각 곡선에 대해 계산된다. 좌우 유클리디안 거리들이 동일하지 않을 경우, 더 긴 곡선의 말(구치)단이 잘라져, 좌우 곡선들을 동일한 거리로 만든다. 전체 치아 곡선은 균등하게 1,399개의 점(곡선들 상의 검은 도트)으로 재표본화된다. 도 18b는 폐쇄 수면 무호흡 환자의 치열궁에서 두 개의 제1 소구치가 결손되어 있는 것을 도시한다. 결손 치아에 대한 계측 지표들은 디지털화되지 않고 2개의 인접한 계측 지표가 직접 연결된다. 도 18c는 초기 데카르트 좌표계(X'-Y'-Z')에 적용되는 표준 PCA를 도시한다. 원점(O')이 치열궁의 중간에 위치된다. X'O'Y' 평면(1804)은 교합면이다. 그 다음 초기 데카르트 좌표계가 U0의 새로운 원점(O)으로 병진 이동된다. 그 후, X'축, Y'축 및 Z'축이 X"축, Y"축 및 Z"축이 되고(1808), X'O'Y' 평면이 X"OY" 평면이 된다(1806). 마지막으로, Z''축이 치열궁에 대한 객체 기준 프레임의 Z축으로 지정된다. 도 18d는 치열궁에 대한 기준 프레임의 Y축이 반복하여 계산되는 것을 도시한다. 재표본화된 점들이 Z축을 따라 X"OY" 평면으로 투영된다. 우 점 배열이 1810이고 좌 점 배열이 1812이다. 선 A는 좌우 투영된 점 배열들의 말단에서의 마지막 두 개의 점을 연결한다. 점 P는 선 A 및 Y''축의 교차점이다. 원점(O) 및 점 P가 연결되어 선 $\overrightarrow{OP}$를 만들며, 이는 결정될 Y축이다. 첫 번째 반복 동안, 선 $\overrightarrow{OP}$가 Y''축이다. 점 배열의 우측이 1814에 의해 도시된 바와 같이 X"OY" 평면상의 선 $\overrightarrow{OP}$를 중심으로 타측으로 거울 영상화된다. 좌 점 배열(1812) 및 거울 영상화된 우 점 배열(1814)의 대응하는 점들 간 유클리디안 거리들의 합이 계산된다. 도 18e는 "양호" 방향을 찾는 방법을 도시한다. 점 P가 선 A를 따라 좌우를 향해 0.1 ㎜ 이동된다. 도 17의 단계(1724)에서와 같이 유클리디안 거리들의 합이 계산된다. 유클리디안 거리들의 합을 더 작게 할 수 있는 방향이 다음 단계에 대한 "양호(good)" 방향이다. 이러한 예에서는 좌측이 "양호" 방향이다. 도 18f는 "조잡" 반복을 도시한다: 점 P가 1.0 ㎜ 단차들로 "양호" 방향을 향해 지속적으로 이동된다. 도 17의 단계(1724)는 유클리디안 거리들의 합이 더 커질 때까지 반복된다. 도 18g는 "정교" 반복을 도시한다: 그 다음 점 P가 선 $\overrightarrow{OP}$에 대한 최적의 해를 찾기 위해 0.1 ㎜의 단차로 "양호" 방향과 반대로 지속적으로 이동된다. 도 17의 단계(1724)는 유클리디안 거리들의 합이 더 커질 때까지 반복된다. 거리들의 최소합이 되는 선 $\overrightarrow{OP}$가 치열궁에 대한 객체 기준 프레임의 Y축으로 정의된다.

도 18h는 PAMED 방법을 사용하여 확립되는 치열궁의 객체 기준 프레임(1816)을 도시한다. 축(1818)은 반복 계산 이전 원래의 Y''축을 나타낸다.

[0165] 참고 문헌 목록

[0166] 1. Bell WH(1980) 치아 안면 기형의 수술 교정. 필라델피아, WB Saunders

[0167] 2. Bell WH(1992) 현대 양악 및 재건 수술. 필라델피아, WB Saunders.

[0168] 3. Xia JJ, Gateno J, Teichgraeber JF(2009) 안면 윤곽 기형을 평가하고 수술 교정을 계획하기 위한 새로운 임상 프로토콜. J Oral Maxillofac Surg(국제 구강 악안면 외과 학회지) 67 (10):2093-2106

[0169] 4. Xia JJ, Gateno J, Teichgraeber JF, Yuan P, Chen KC, Li J, Zhang X, Tang Z, Alfi DM(2015) 컴퓨터 가상 시연(CASS) 프로토콜을 사용하여 양악 악교정 수술을 계획하기 위한 알고리즘. 1부: 순서 계획. Int J Oral Maxillofac Surg 44 (12):1431-1440. doi:10.1016/j.ijom.2015.06.006

[0170] 5. Bobek S, Farrell B, Choi C, Farrell B, Weimer K, Tucker M(2015) 디지털 데이터 전송 및 구강내 기준 마커를 사용하는 악교정 수술을 위한 가상 수술 계획: 샬럿 방법. J Oral Maxillofac Surg 73 (6):1143-1158. doi:10.1016/j.joms.2014.12.008

[0171] 6. Hsu SS, Gateno J, Bell RB, Hirsch DL, Markiewicz MR, Teichgraeber JF, Zhou X, Xia JJ(2013) 악교정 수술을 위한 컴퓨터 가상 시연 프로토콜의 정확성: 전향 다기관 연구. J Oral Maxillofac Surg 71 (1):128-142. doi:10.1016/j.joms.2012.03.027

[0172] 7. Yuan P, Ho DC-Y, Chang C-M, Li J, Mai H, Kim D, Shen S, Zhang X, Zhou X, Xiong Z, Gateno J, Xia JJ(2016) 악교정 수술 계획을 간소화하기 위한 신규한 컴퓨터 가상 시연(CASS) 시스템. In: Zheng G, Liao H, Jannin P, Cattin P, Lee S-L(eds) Medical Imaging and Augmented Reality(의료 영상 및 증강 현실): 2016. 8. 24-26., 스위스, 베른, 2016 MIAR, 제7회 국제 회의, 의사록. Springer International Publishing, Cham, pp 3-14. doi:10.1007/978-3-319-43775-0_1

[0173] 8. Gateno J, Xia J, Teichgraeber JF, Rosen A(2003) 컴퓨터화된 합성 두개골 모델의 생성을 위한 새로운 기술. J Oral Maxillofac Surg 61 (2):222-227

[0174] 9. Xia JJ, Gateno J, Teichgraeber JF, Yuan P, Li J, Chen KC, Jajoo A, Nicol M, Alfi DM(2015) 컴퓨터 가상 시연(CASS) 프로토콜을 사용하여 양악 악교정 수술을 계획하기 위한 알고리즘. 2부: 3차원 두부 계측. Int J Oral Maxillofac Surg 44 (12):1441-1450. doi:10.1016/j.ijom.2015.06.007

[0175] 10. Gateno J, Jajoo A, Nicol M, Xia JJ(2016) 머리의 주요 시상면: 새로운 개념. Int J Oral Maxillofac Surg 45 (3):399-405. doi:10.1016/j.ijom.2015.11.013

[0176] 11. Schatz EC(2006) 자연스러운 머리 위치를 3차원으로 기록하기 위한 새로운 기술(MS 논지). 휴스턴, 텍사스 대학교 휴스턴 보건 과학 센터(고문: Xia JJ, English JD, Garrett FA 외)

[0177] 12. Schatz EC, Xia JJ, Gateno J, English JD, Teichgraeber JF, Garrett FA(2010) 자연스러운 머리 위치를 3차원으로 기록 및 전송하기 위한 기술 개발. J Craniofac Surg 21 (5):1452-1455. doi:10.1097/SCS.0b013e3181ebcd0a

[0178] 13. Xia JJ, McGrory JK, Gateno J, Teichgraeber JF, Dawson BC, Kennedy KA, Lasky RE, English JD, Kau CH, McGrory KR(2011) 3차원 컴퓨터 단층 촬영 모델들을 자연스러운 머리 위치에 배향시키기 위한 새로운 방법: 임상 실행 가능성 연구. J Oral Maxillofac Surg 69 (3):584-591. doi:10.1016/j.joms.2010.10.034

[0179] 14. Gateno J, Xia JJ, Teichgraeber JF(2011) 악교정 수술을 위한 새로운 3차원 두부 계측 분석. J Oral Maxillofac Surg 69 (3):606-622. doi:10.1016/j.joms.2010.09.010

[0180] 15. Gateno J, Xia JJ, Teichgraeber JF, Christensen AM, Lemoine JJ, Liebschner MA, Gliddon MJ, Briggs ME(2007) 합성 안면 윤곽 기형의 치료 시 컴퓨터 가상 시연(CASS)의 임상 실현 가능성. J Oral Maxillofac Surg 65 (4):728-734

[0181] 16. Xia J, Ip HH, Samman N, Wang D, Kot CS, Yeung RW, Tideman H(2000) 컴퓨터 보조 3차원 수술 계획 및 시뮬레이션: 3D 가상 골절술. Int J Oral Maxillofac Surg 29 (1):11-17

[0182] 17. Xia J, Ip HH, Samman N, Wong HT, Gateno J, Wang D, Yeung RW, Kot CS, Tideman H(2001) 악교정 수술을 위한 3차원 가상 현실 수술 계획 및 연조직 예측 IEEE Trans Inf Technol Biomed 5 (2):97-107

[0183] 18. Xia JJ, Gateno J, Teichgraeber JF(2005) 상악 안면 수술을 위한 3차원 컴퓨터 가상 시연. Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am 13 (1):25-39

[0184] 19. Gateno J, Xia J, Teichgraeber JF, Rosen A, Hultgren B, Vadnais T(2003) 컴퓨터 생성 수술 스플린트의 정밀도. J Oral Maxillofac Surg 61 (7):814-817

[0185] 20. Swennen GR, Barth EL, Eulzer C, Schutyser F(2007) 두개골의 정확한 해부 가상 증강 모델을 얻기 위한 새로운 3D 스플린트 및 이중 CT 스캔 절차의 사용. Int J Oral Maxillofac Surg 36 (2):146-152

[0186] 21. Lorensen WE, 클라인 HE 마칭 큐브: 고해상도 3D 표면 구성 알고리즘. In: 1987, NY, 뉴욕, 컴퓨터 그래픽 및 인터랙티브 기술들에 관한 제14회 연례 회의의 SIGGRAPH '87 의사록. ACM SIGGRAPH 컴퓨터 그래픽,

[0187] 22. Xia J, Samman N, Yeung RW, Shen SG, Wang D, Ip HH, Tideman H(2000) 악교정 수술을 위한 3차원 가상 현실 수술 계획 및 시뮬레이션 워크벤치. Int J Adult Orthodon Orthognath Surg 15 (4):265-282

[0188] 23. Damstra J, Fourie Z, Ren Y(2010) 콘 빔 컴퓨터 단층 촬영 장치를 위한 머리의 자연스러운 위치를 얻기 위한 간단한 기술. Br J Oral Maxillofac Surg 48 (3):236-238. doi:10.1016/j.bjoms.2009.10.001

[0189] 24. Gateno J, Xia JJ, Teichgraeber JF(2011) 두개 안면 기형을 평가하고 수술 교정을 계획하기 위한 새로운 방법들. Semin Orthod 17 (3):225-234. doi:10.1053/j.sodo.2011.02.006

[0190] 25. Athanasiou AE (1995) 치과 교정 두부 계측. Mosby-Wolfe, St. Louis

[0191] 26. Gateno J, Xia JJ, Teichgraeber JF(2011) 2차원 및 3차원 두부 계측 측정에 미치는 안면 비대칭의 영향. J Oral Maxillofac Surg 69 (3):655-662. doi:10.1016/j.joms.2010.10.046

[0192] 27. Swennen GR, Schutyser F(2006) 3차원 두부 계측: 스파이럴 멀티 슬라이스 대 콘 빔 컴퓨터 단층 촬영. Am J Orthod Dentofacial Orthop 130 (3):410-416

[0193] 28. Swennen GR, Schutyser F, Barth EL, De Groeve P, De Mey A(2006) 3-D 두부 계측의 새로운 방법 I부: 해부 데카르트 3-D 기준 시스템. J Craniofac Surg 17 (2):314-325

[0194] 29. Zelditch ML, Swiderski DL, Sheets HD(2012) 생물학자용 기하학 형태 계측: 기본 지침서. UK, 런던, Elsevier

[0195] 30. Gottschalk S, Lin MC, Manocha D(1996) OBBTree: 급속 간섭 검출을 이한 계층 구조. ACM Siggraph '96 회의록 논문,

[0196] 31. Chang YB, Xia JJ, Gateno J, Xiong Z, Zhou X, Wong ST(2010) 디지털 치아 교합의 자동 및 견고한 재건 알고리즘. IEEE Trans Med Imaging 29 (9):1652-1663. doi:10.1109/TMI.2010.2049526

[0197] 32. Chang YB, Xia JJ, Gateno J, Xiong Z, Teichgraeber JF, Lasky RE, Zhou X(2012) 디지털 치아 모델 관절에 대한 새로운 접근의 체외 평가. J Oral Maxillofac Surg 70 (4):952-962. doi:10.1016/j.joms.2011.02.109

[0198] 33. Gateno, J., Xia, J.J. 및 Teichgraeber, J.F. 악교정 수술을 위한 새로운 3차원 두부 계측 분석. J Oral Maxillofac Surg. 2011; 69: 606-622

[0199] 34. Xia, J.J., Gateno, J., Teichgraeber, J.F., Yuan, P., Chen, K.C., Li, J., Zhang, X., Tang, Z. 및 Alfi, D.M. 컴퓨터 가상 시연(CASS) 프로토콜을 사용하여 양악 악교정 수술을 계획하기 위한 알고리즘. 1부: 순서 계획. IntJ Oral Maxillofac Surg. 2015; 44: 1431-1440

[0200] 35. Xia, J.J., Gateno, J., 및 Teichgraeber, J.F. 얼굴 윤곽 기형을 평가하고 수술 교정을 계획하기 위한 새로운 임상 프로토콜. J Oral Maxillofac Surg. 2009; 67: 2093-2106

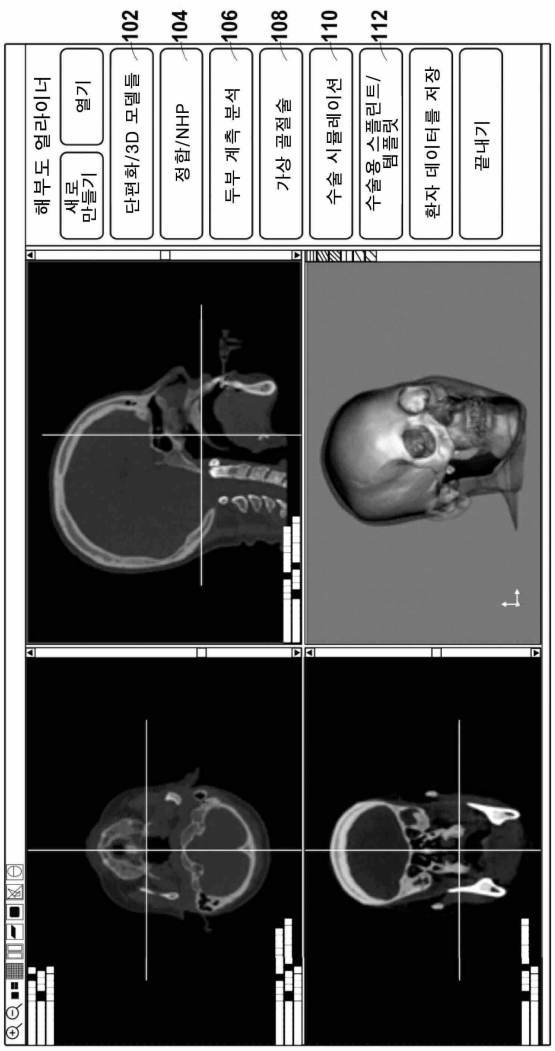
[0201] 36. Xia, J.J., Gateno, J., Teichgraeber, J.F., Yuan, P., Li, J., Chen, K.C., Jajoo, A., Nicol, M. 및 Alfi, D.M. 컴퓨터 가상 시연(CASS) 프로토콜을 사용하여 양악 악교정 수술을 계획하기 위한 알고리즘. 2부: 3차원 두부 계측. IntJ Oral Maxillofac Surg. 2015;44: 1441-1450

[0202] 본 주제는 구조적 특징들 및/또는 방법적 동작들에 특유한 언어로 설명되었지만, 첨부된 청구범위에서 정의되는

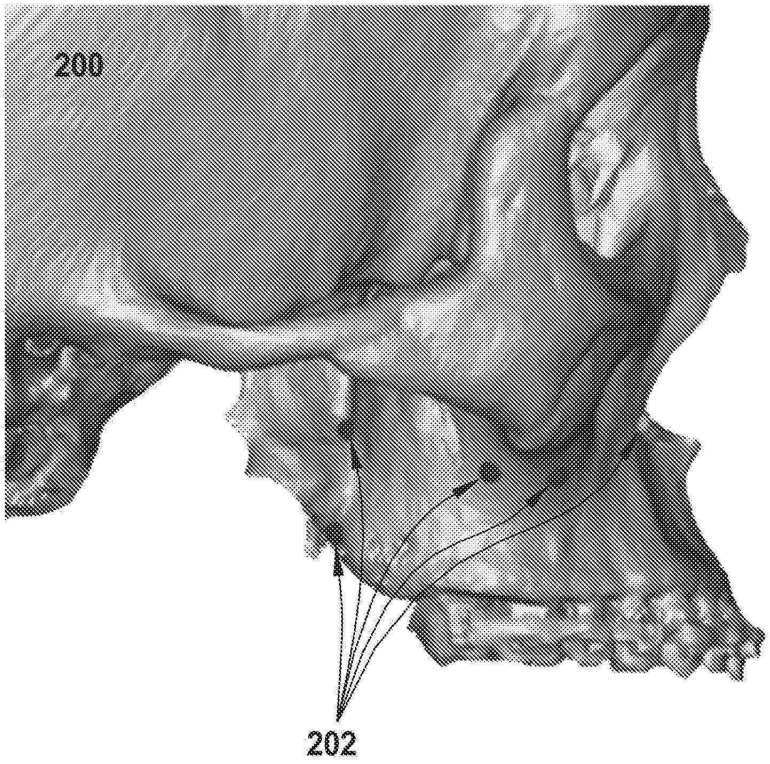
주제는 반드시 상술된 특유한 특징들 또는 동작들에 제한되는 것은 아니라는 것을 이해해야 한다. 그보다, 상술된 특유한 특징들 및 동작들은 청구범위를 구현하는 예시적인 형태로서 개시된다.

도면

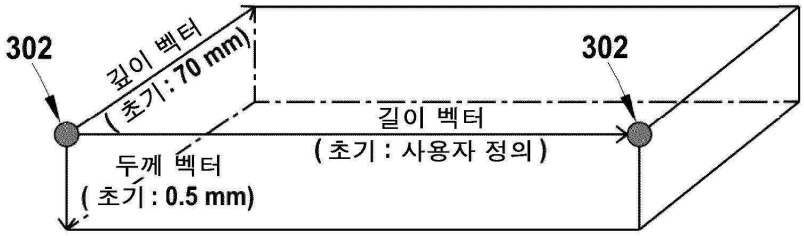
도면1



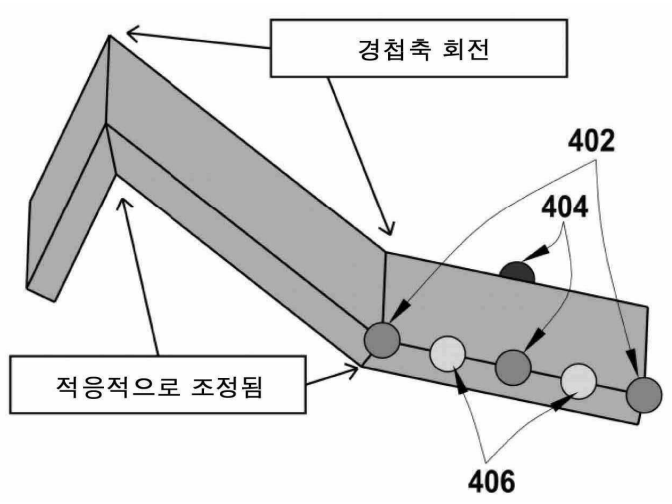
도면2


200
202

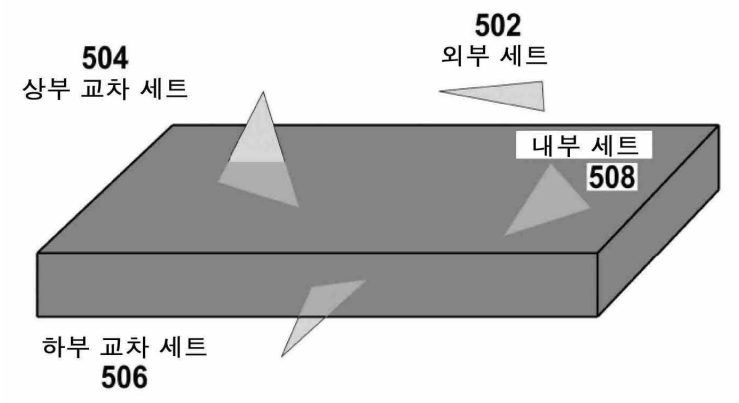
도면3


302
깊이 벡터
(초기 : 70 mm)
302
길이 벡터
(초기 : 사용자 정의)
두께 벡터
(초기 : 0.5 mm)

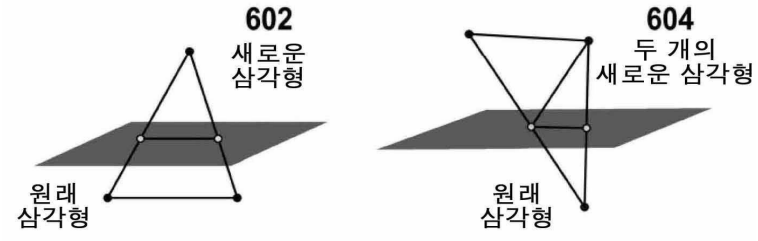
도면4


경첩축 회전
402
404
적응적으로 조정됨
406

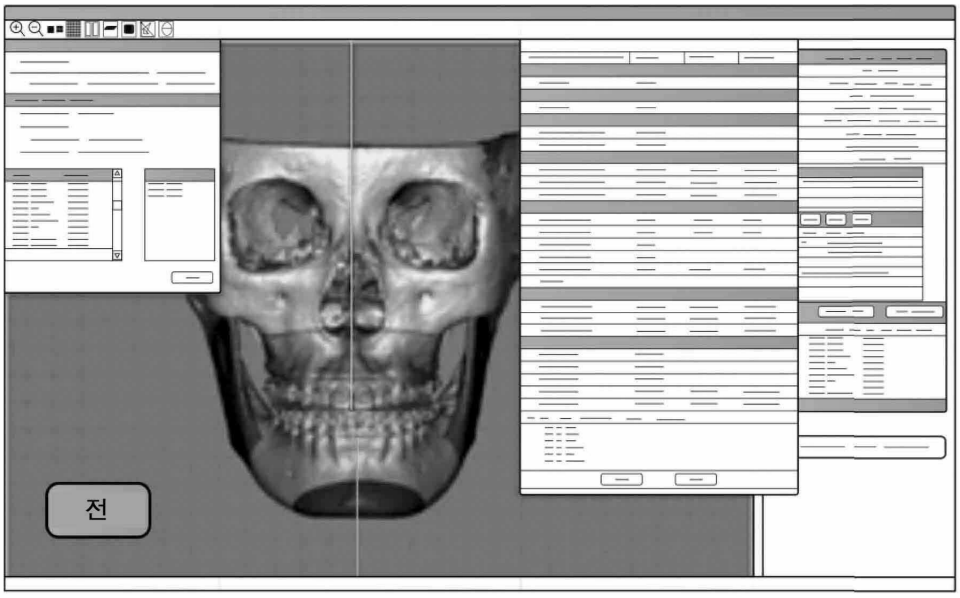
도면5


502
외부 세트
504
상부 교차 세트
내부 세트
508
하부 교차 세트
506

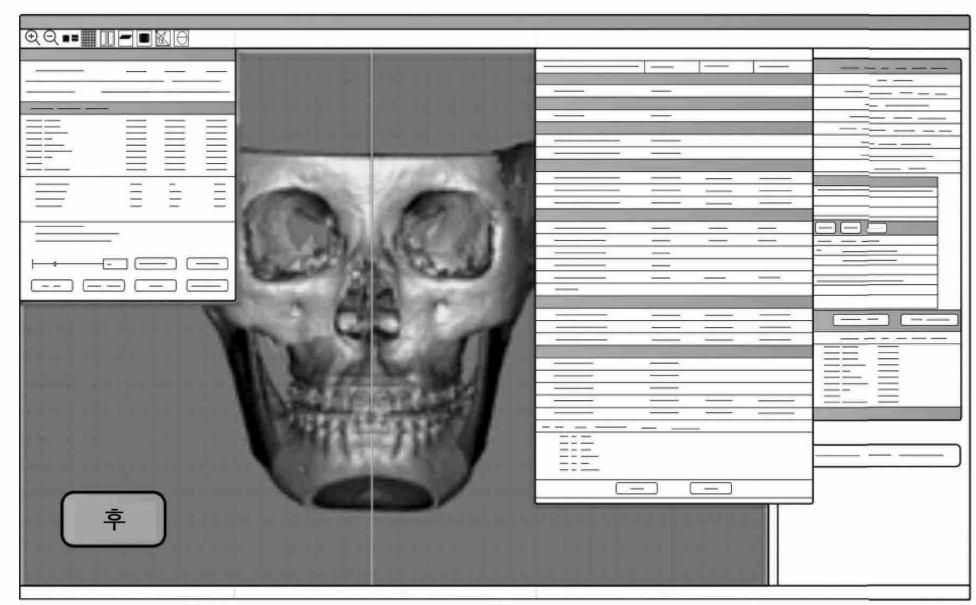
도면6


602
새로운
삼각형
원래
삼각형
604
두 개의
새로운 삼각형
원래
삼각형

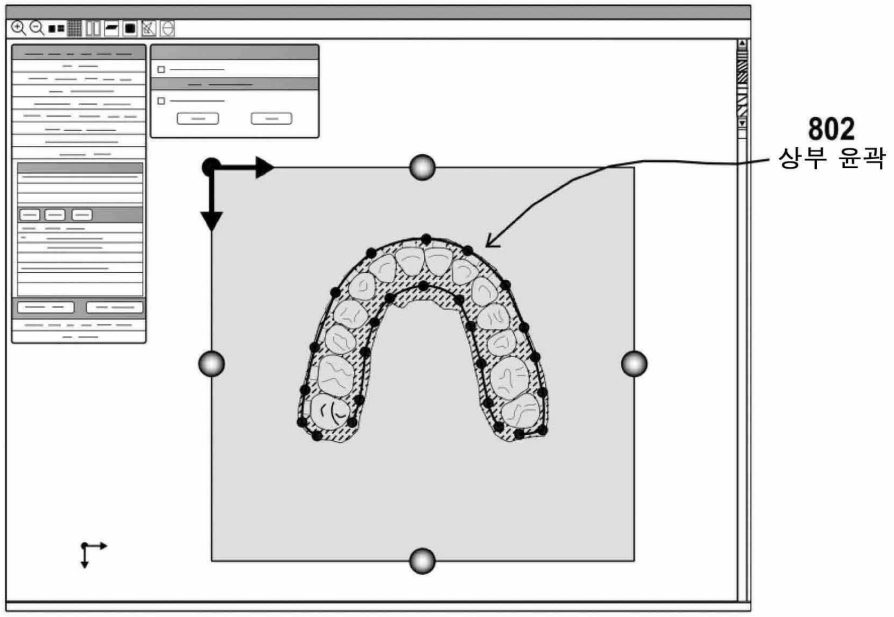
도면7a


전

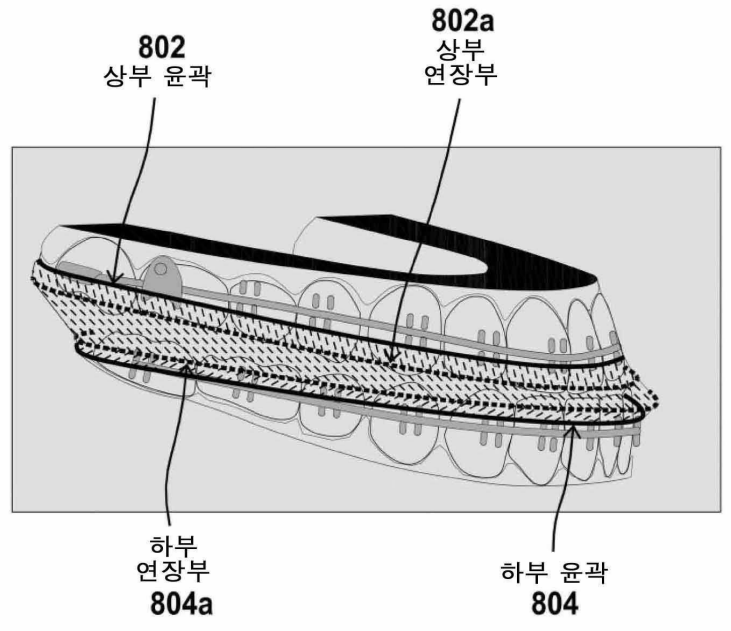
도면7b



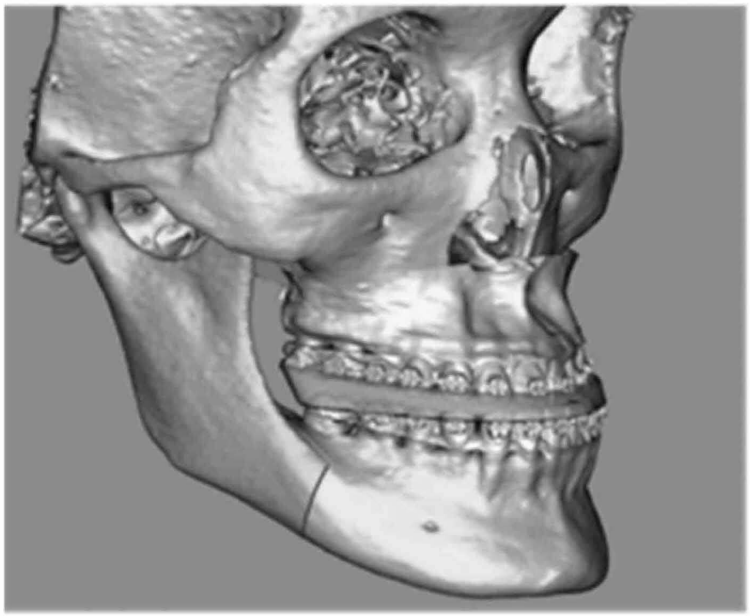
도면8a



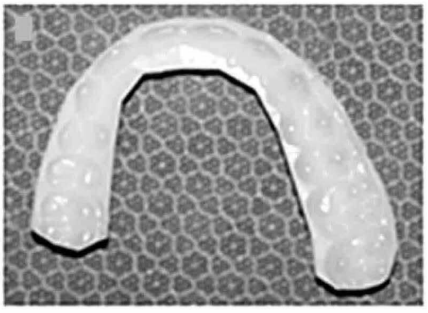
도면8b



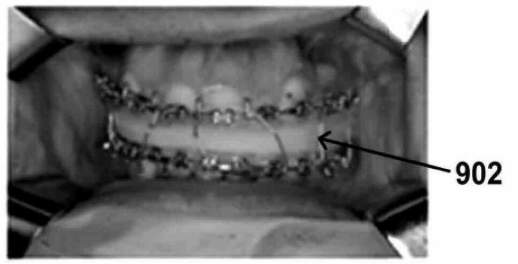
도면9a



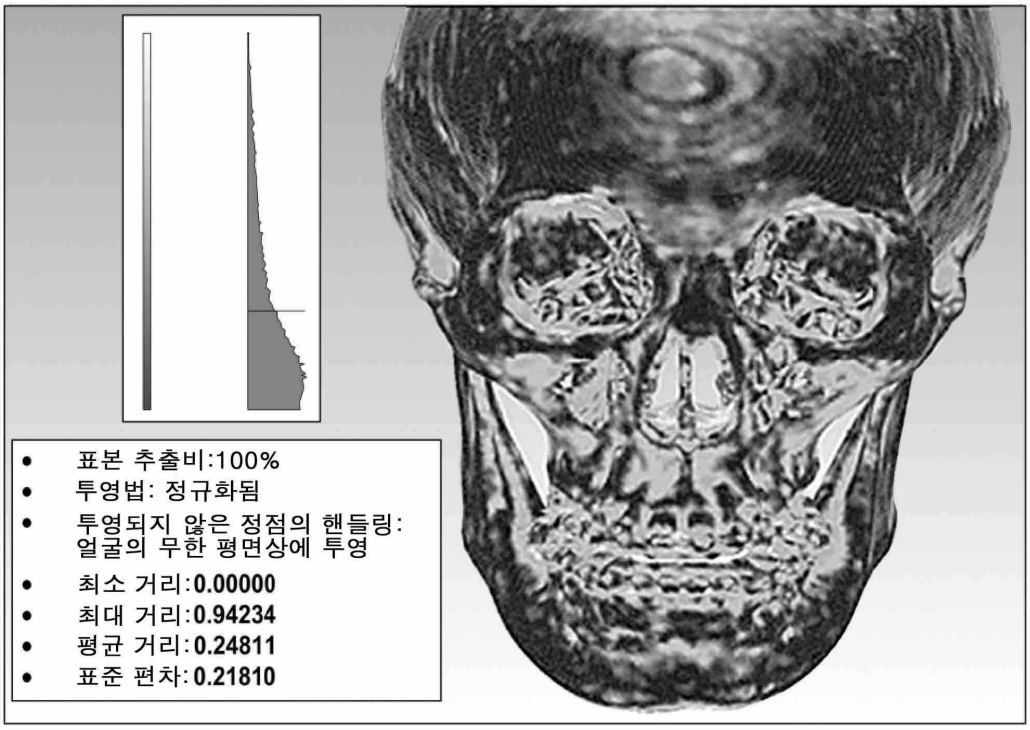
도면9b



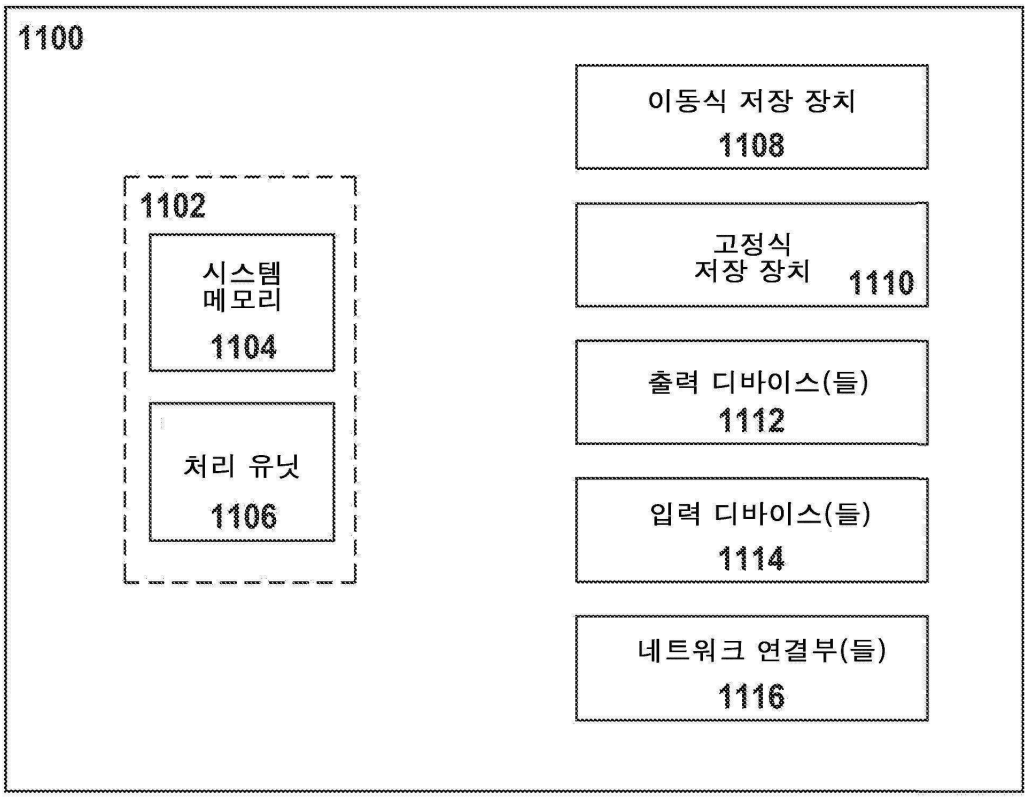
도면9c


902

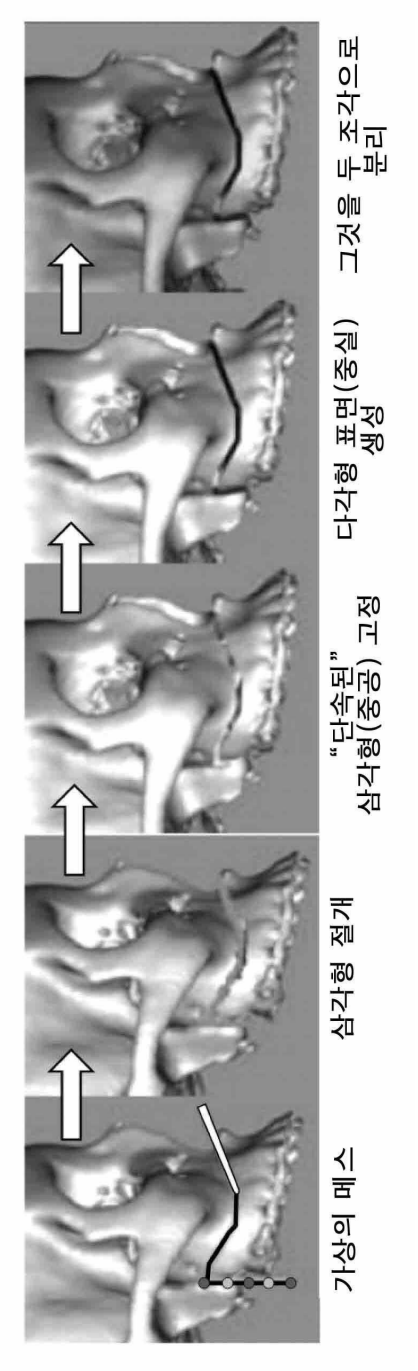
도면10


표본 추출비:100%
투영법: 정규화됨
투영되지 않은 정점의 핸들링: 얼굴의 무한 평면상에 투영
최소 거리:0.00000
최대 거리:0.94234
평균 거리:0.24811
표준 편차:0.21810

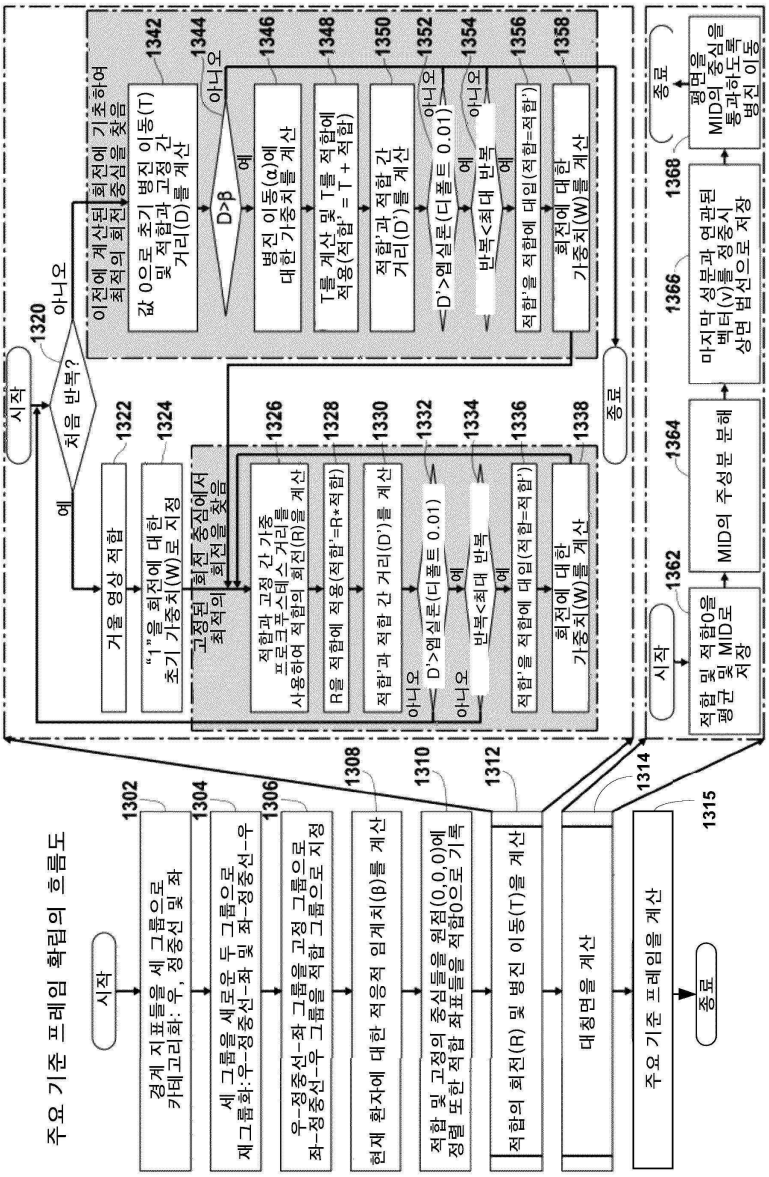
도면11


1100
1102
시스템
메모리
1104
처리 유닛
1106
이동식 저장 장치
1108
고정식
저장 장치
1110
출력 디바이스(들)
1112
입력 디바이스(들)
1114
네트워크 연결부(들)
1116

도면12

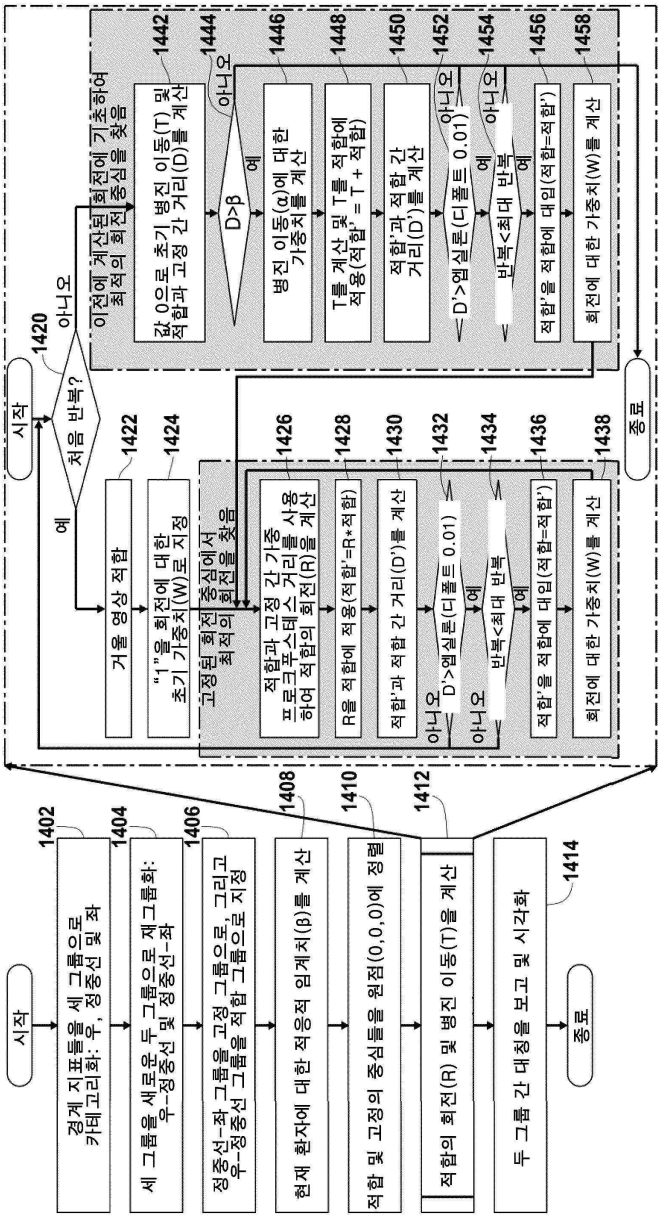


도면13

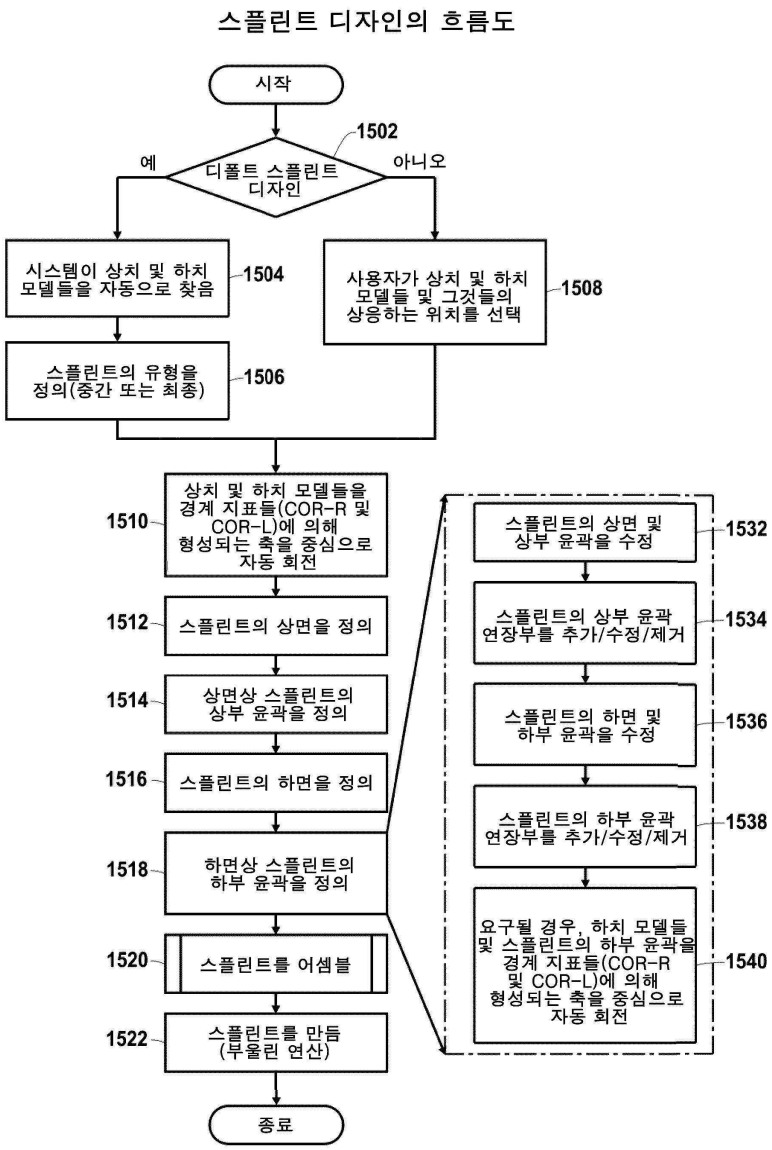

주요 기준 프레임 확립의 흐름도
시작
경계 지표들을 세 그룹으로 카테고리화: 우, 정중선 및 좌
세 그룹을 새로운 두 그룹으로 재그룹화:우-정중선-좌 및 좌-정중선-우
우-정중선-좌 그룹을 고정 그룹으로 좌-정중선-우 그룹을 적합 그룹으로 지정
현재 환자에 대한 적응적 임계치(β)를 계산
적합 및 고정의 중심들을 원점(0,0,0)에 정렬 또한 적합 좌표들을 적합0으로 기록
적합의 회전(R) 및 병진 이동(T)을 계산
대칭면을 계산
주요 기준 프레임을 계산
종료
시작
처음 반복?
아니오
예
거울 영상 적합
"1"을 회전에 대한 초기 가중치(W)로 지정
고정된 회전 중심에서 최적의 회전을 찾음
적합과 고정 간 가중 프로크루스테스 거리를 사용하여 적합의 회전(R)을 계산
R을 적합에 적용(적합'=R*적합)
적합'과 적합 간 거리(D')를 계산
D'>엡실론(디폴트 0.01)
반복<최대 반복
적합'을 적합에 대입(적합=적합')
회전에 대한 가중치(W)를 계산
이전에 계산된 회전에 기초하여 최적의 회전 중심을 찾음
값 0으로 초기 병진 이동(T) 및 적합과 고정 간 거리(D)를 계산
D>β
병진 이동(α)에 대한 가중치를 계산
T를 계산 및 T를 적합에 적용(적합' = T + 적합)
적합'과 적합 간 거리(D')를 계산
D'>엡실론(디폴트 0.01)
반복<최대 반복
적합'을 적합에 대입(적합=적합')
회전에 대한 가중치(W)를 계산
종료
시작
적합 및 적합0을 평균 및 MID로 저장
MID의 주성분 분해
마지막 성분과 연관된 벡터(v)를 정중시 상면 법선으로 저장
평면을 MID의 중심을 통과하도록 병진 이동
종료
1302
1304
1306
1308
1310
1312
1314
1315
1320
1322
1324
1326
1328
1330
1332
1334
1336
1338
1342
1344
1346
1348
1350
1352
1354
1356
1358
1362
1364
1366
1368

도면14

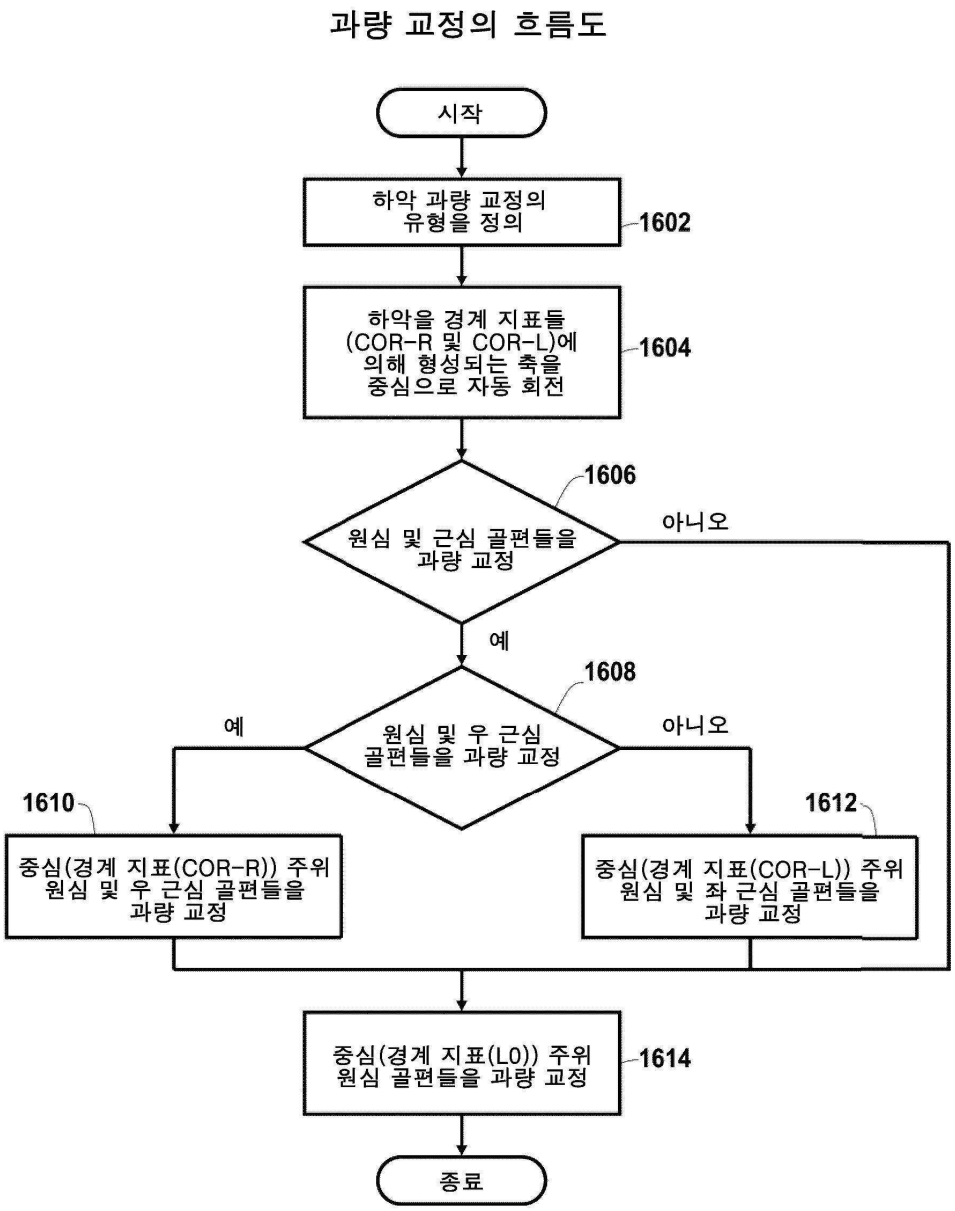
대칭 분석의 흐름도



도면15


스플린트 디자인의 흐름도
시작
1502
디폴트 스플린트 디자인
예
아니오
시스템이 상치 및 하치 모델들을 자동으로 찾음
1504
사용자가 상치 및 하치 모델들 및 그것들의 상응하는 위치를 선택
1508
스플린트의 유형을 정의(중간 또는 최종)
1506
상치 및 하치 모델들을 경계 지표들(COR-R 및 COR-L)에 의해 형성되는 축을 중심으로 자동 회전
1510
스플린트의 상면을 정의
1512
상면상 스플린트의 상부 윤곽을 정의
1514
스플린트의 하면을 정의
1516
하면상 스플린트의 하부 윤곽을 정의
1518
스플린트를 어셈블
1520
스플린트를 만듦 (부울린 연산)
1522
종료
스플린트의 상면 및 상부 윤곽을 수정
1532
스플린트의 상부 윤곽 연장부를 추가/수정/제거
1534
스플린트의 하면 및 하부 윤곽을 수정
1536
스플린트의 하부 윤곽 연장부를 추가/수정/제거
1538
요구될 경우, 하치 모델들 및 스플린트의 하부 윤곽을 경계 지표들(COR-R 및 COR-L)에 의해 형성되는 축을 중심으로 자동 회전
1540

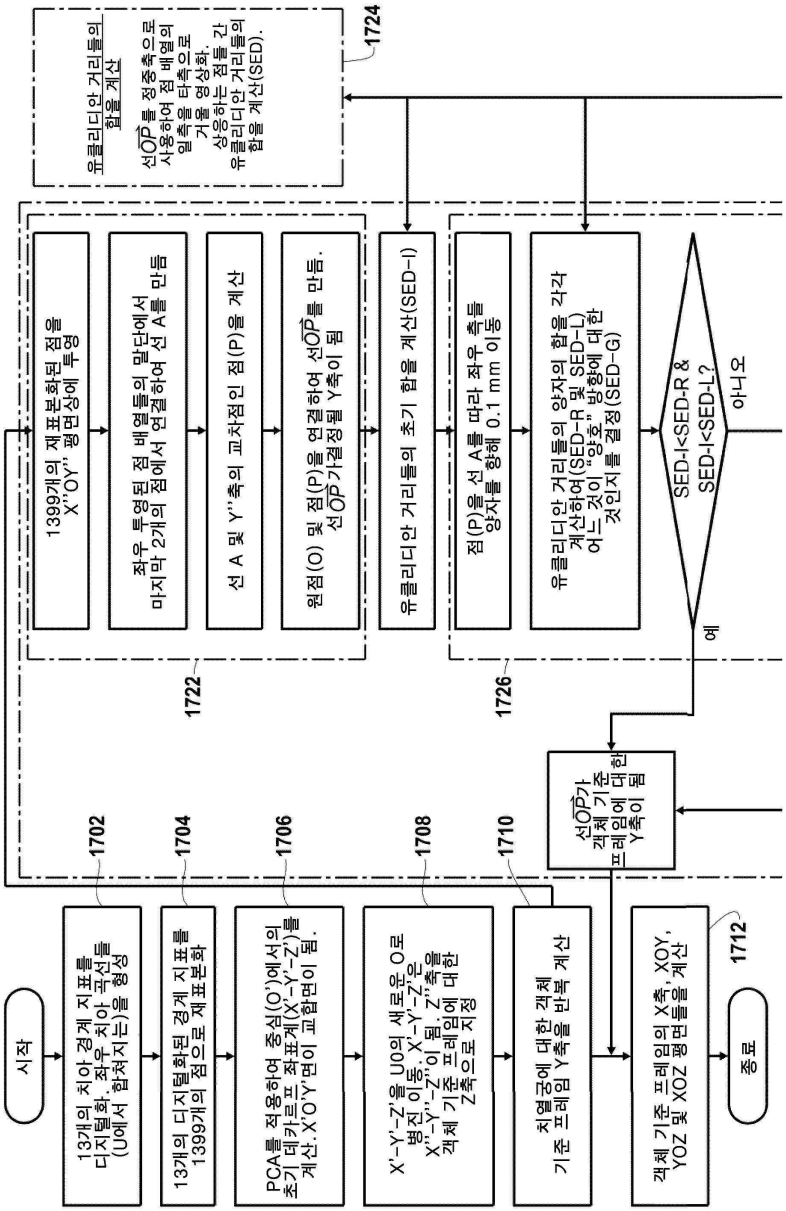
도면16


과량 교정의 흐름도
시작
하악 과량 교정의 유형을 정의
1602
하악을 경계 지표들 (COR-R 및 COR-L)에 의해 형성되는 축을 중심으로 자동 회전
1604
1606
원심 및 근심 골편들을 과량 교정
아니오
예
1608
원심 및 우 근심 골편들을 과량 교정
예
아니오
1610
중심(경계 지표(COR-R)) 주위 원심 및 우 근심 골편들을 과량 교정
1612
중심(경계 지표(COR-L)) 주위 원심 및 좌 근심 골편들을 과량 교정
중심(경계 지표(L0)) 주위 원심 골편들을 과량 교정
1614
종료

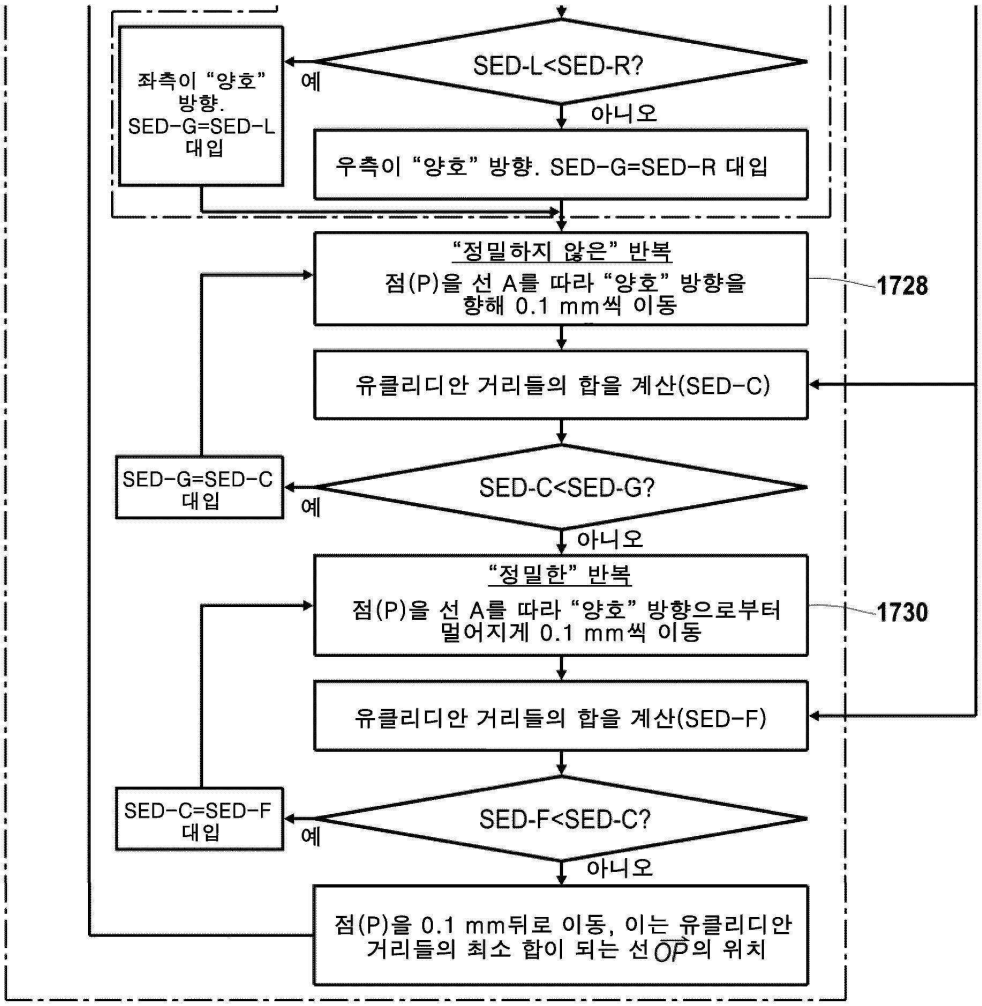
도면17

삭제

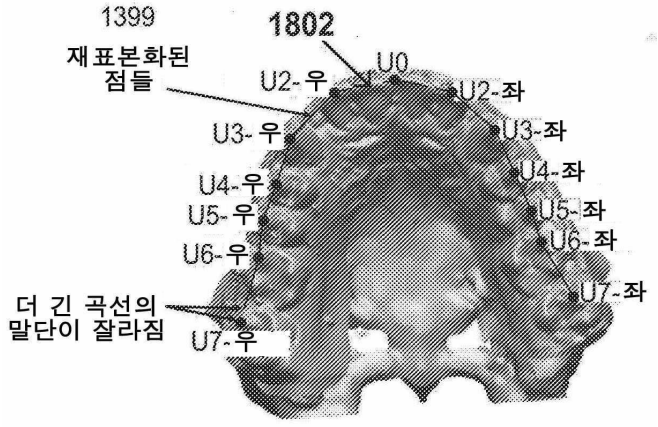
도면17a


시작
13개의 치아 경계 지표를 디지털화. 좌우 치아 곡선들 (U에서 합쳐지는)을 형성
13개의 디지털화된 경계 지표를 1399개의 점으로 재표본화
PCA를 적용하여 중심(O')에서의 초기 데카르트 좌표계(X'-Y'-Z')를 계산. X'O'Y' 면이 교합면이 됨.
X'-Y'-Z'을 U0의 새로운 O로 병진 이동, X'-Y'-Z'을 X''-Y''-Z''이 되게 객체 기준 프레임 Z축으로 지정
치열궁에 대한 객체 기준 프레임 Y축을 반복 계산
객체 기준 프레임의 X축, XOY, YOZ 및 XOZ 평면들을 계산
종료
1702
1704
1706
1708
1710
1712
1722
1724
1726
1399개의 재표본화된 점을 X''OY'' 평면상에 투영
좌우 투영된 점 배열들의 말단에서 마지막 2개의 점에서 연결하여 선 A를 만듦
선 A 및 Y''축의 교차점인 점(P)을 계산
원점(O) 및 점(P)을 연결하여 선$\overrightarrow{OP}$를 만듦. 선$\overrightarrow{OP}$가 결정됨 Y축이 됨
유클리디안 거리들의 초기 합을 계산(SED-I)
점(P)을 선 A를 따라 좌우 측들 양자를 향해 0.1 mm 이동
유클리디안 거리들의 양자의 합을 각각 계산하여(SED-R 및 SED-L) 어느 것이 "양호" 방향에 대한 것인지를 결정(SED-G)
SED-I<SED-R & SED-I<SED-L?
예
아니오
선$\overrightarrow{OP}$가 객체 기준 프레임에 대한 Y축이 됨
유클리디안 거리들의 합을 계산
선$\overrightarrow{OP}$를 정중축으로 사용하여 점 배열의 일측을 타측으로 거울 영상화. 상응하는 점들 간 유클리디안 거리들의 합을 계산(SED).

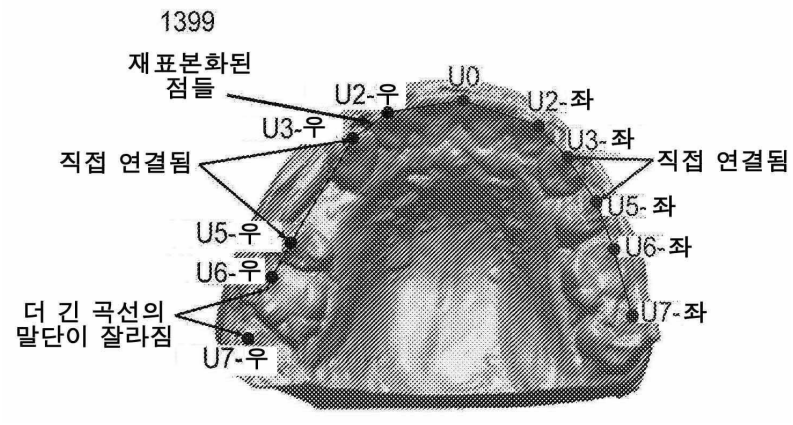
도면17b


SED-L<SED-R?
예
좌측이 "양호" 방향. SED-G=SED-L 대입
아니오
우측이 "양호" 방향. SED-G=SED-R 대입
"정밀하지 않은" 반복
점(P)을 선 A를 따라 "양호" 방향을 향해 0.1 mm씩 이동
1728
유클리디안 거리들의 합을 계산(SED-C)
SED-C<SED-G?
예
SED-G=SED-C 대입
아니오
"정밀한" 반복
점(P)을 선 A를 따라 "양호" 방향으로부터 멀어지게 0.1 mm씩 이동
1730
유클리디안 거리들의 합을 계산(SED-F)
SED-F<SED-C?
예
SED-C=SED-F 대입
아니오
점(P)을 0.1 mm뒤로 이동, 이는 유클리디안 거리들의 최소 합이 되는 선 $\overline{OP}$의 위치

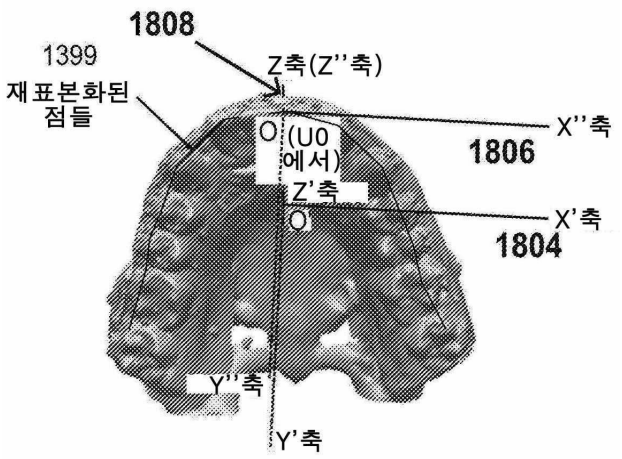
도면18a


1399
재표본화된 점들
1802
U0
U2-우
U2-좌
U3-우
U3-좌
U4-우
U4-좌
U5-우
U5-좌
U6-우
U6-좌
U7-좌
더 긴 곡선의 말단이 잘라짐
U7-우

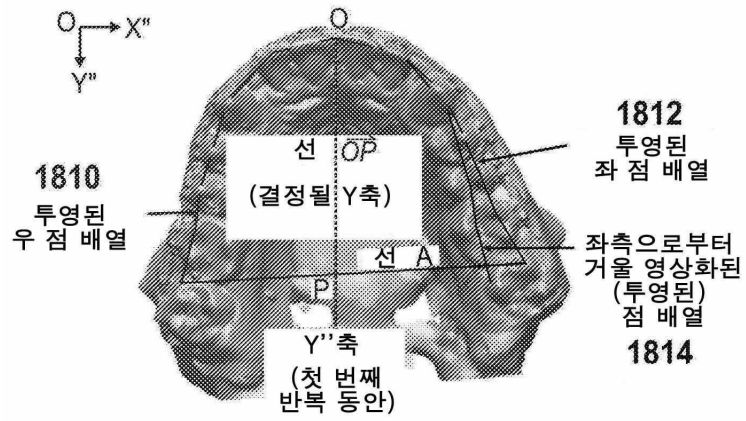
도면18b



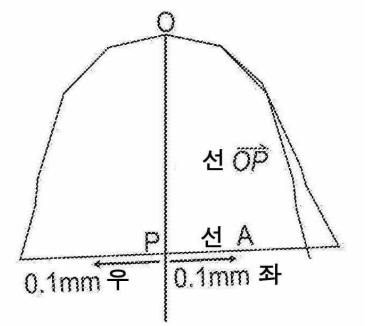
도면18c



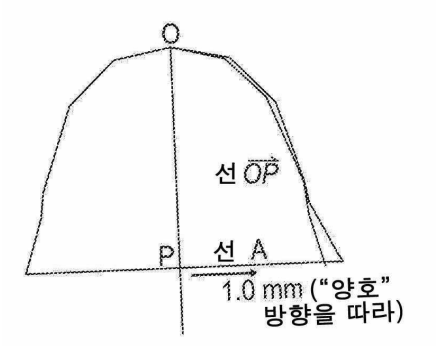
도면18d



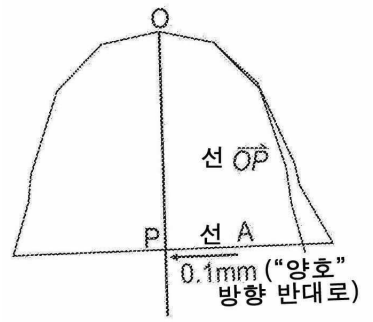
도면18e



도면18f



도면18g



도면18h

