(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2013-0096125
(43) 공개일자 2013년08월29일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
*A61C 7/00* (2006.01) *A61C 19/04* (2006.01)
*A61C 19/05* (2006.01)
(21) 출원번호 10-2012-0017699
(22) 출원일자 2012년02월21일
심사청구일자 2012년02월21일

(71) 출원인
**경희대학교 산학협력단**
경기도 용인시 기흥구 덕영대로 1732, 국제캠퍼스 내 (서천동, 경희대학교)
(72) 발명자
**박헌국**
서울시 동대문구 용두동 119-21
**최삼진**
서울시 성북구 석관동 246-13
*(뒷면에 계속)*
(74) 대리인
**손민**

전체 청구항 수 : 총 7 항

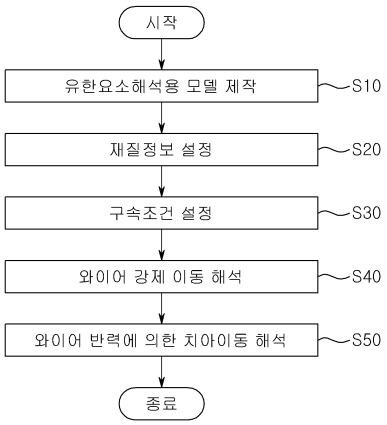
(54) 발명의 명칭 **부정교합 모델의 유한요소해석 방법**

## (57) 요 약

본 발명은 와이어의 복원력에 의한 치아이동 시 발생하는 치아에 걸리는 교정력과 치아이동 벡터를 통한 치아이동 해석을 통하여 브라켓과 와이어에 걸리는 1차적인 힘과 변형 정도를 확인할 수 있게 됨에 따라 다양한 임상 케이스에 대한 정확한 예상 이동 경로의 추적이 가능한 부정교합 모델의 유한요소해석 방법을 제공한다.

또한, 본 발명은 각각의 치아에 걸리는 힘의 크기를 다양한 각도에서 해석이 가능한 효과가 있다.

*대 표 도* - 도1



(72) 발명자

**이성훈**

서울시 관악구 성현동 관악드림타운아파트 106동 1303호

**정유진**

서울시 성북구 석관동 246-13

**김좌겸**

서울시 동대문구 회기동 60-23번지 301호

이 발명을 지원한 국가연구개발사업

| | |
|---|---|
| 과제고유번호 | 2009-0092562 |
| 부처명 | 교육과학기술부 |
| 연구사업명 | 미래기반기술개발사업 |
| 연구과제명 | 하이브리드 기술기반 4차원 차세대 교정치료시스템 개발 |
| 주관기관 | 경희대학교 산학협력단 |
| 연구기간 | 2009.09.01 ~ 2014.05.31 |

## *특허청구의 범위*

**청구항 1**

(a) 부정교합인 상악 부재, 하악 부재 및 상기 상악 부재와 상기 하악 부재에 부착되는 와이어를 3차원 모델링하는 단계;

(b) 상기 상악 부재, 상기 하악 부재 및 상기 와이어의 재질 정보를 설정하는 단계;

(c) 상기 재질 정보가 설정된 상기 상악 부재, 상기 하악 부재 및 상기 와이어의 구속조건을 설정하는 단계;

(d) 상기 구속조건이 설정된 상기 와이어의 이동량의 해석을 통하여 상기 와이어의 반력을 획득하는 단계; 및

(e) 상기 획득된 반력으로 상기 상악 부재 및 상기 하악 부재의 각각의 치아 이동을 획득하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 하는,

부정교합 모델의 유한요소해석 방법.

**청구항 2**

제 1 항에 있어서,

상기 (a) 단계에서,

상기 상악 부재는 상악 법랑질, 상악 펄프, 상악 치주인대, 상악 치밀골 및 상악 해면골 중 어느 하나 이상을 포함하고, 그리고

상기 하악 부재는 하악 법랑질, 하악 상아질, 하악 펄프, 하악 치주인대, 하악 치조골 및 하악 해면골 중 어느 하나 이상을 포함하는 것을 특징으로 하는,

부정교합 모델의 유한요소해석 방법.

**청구항 3**

제 2 항에 있어서,

상기 (b) 단계에서,

상기 재질정보는, 상기 상악 부재, 상기 하악 부재 및 상기 와이어 중 어느 하나 이상에 적용되는 영율 및 푸아송비인 것을 특징으로 하는,

부정교합 모델의 유한요소해석 방법.

**청구항 4**

제 2 항에 있어서,

상기 (c) 단계에서,

상기 상악 부재는, 상기 상악 해면골을 포함하고,

상기 하악 부재는, 상기 하악 해면골을 포함하며,

상기 상악 해면골 및 상기 하악 해면골의 상기 구속조건은 x축, y축 및 z축의 자유도를 고정하는 것이고, 그리고

상기 와이어의 상기 구속조건은 상기 x축 및 상기 y축의 자유도를 고정하는 것을 특징으로 하는,

부정교합 모델의 유한요소해석 방법.

**청구항 5**

제 2 항에 있어서,

상기 (d) 단계에서,

상기 상악 부재는, 상기 상악 법랑질을 포함하고,

상기 하악 부재는, 상기 하악 법랑질을 포함하며,

상기 와이어는 상기 상악 법랑질 및 상기 하악 법랑질의 일면에 장착되는 상기 다수의 브라켓에 연결되는 것을 특징으로 하는,

부정교합 모델의 유한요소해석 방법.

**청구항 6**

제 5 항에 있어서,

상기 (d) 단계는,

(d1) 상기 상악 부재 및 상기 하악 부재의 각각의 치아의 중심에 대한 법선 방향으로 상기 와이어의 내부를 향하여 투영된 국부 좌표를 생성하는 단계; 및

(d2) 상기 국부 좌표가 생성된 상태에서 상기 다수의 브라켓의 토크(torque) 및 앵귤레이션(angulation)의 정보가 적용되는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 하는,

부정교합 모델의 유한요소해석 방법.

**청구항 7**

제 6 항에 있어서,

상기 와이어의 상기 이동량은, 상기 국부 좌표가 상기 상악 부재와 상기 하악 부재의 수직 방향과 법선 방향 각각으로 이동한 거리인 것을 특징으로 하는,

부정교합 모델의 유한요소해석 방법.

# *명 세 서*

## *기 술 분 야*

[0001] 본 발명은 부정교합 모델의 유한요소해석 방법에 관한 것으로, 보다 상세하게는 와이어의 복원력에 의한 치아이동 시 발생하는 치아에 걸리는 교정력과 치아이동 벡터를 통한 치아이동 해석을 위한 부정교합 모델의 유한요소해석 방법에 관한 것이다.

## *배 경 기 술*

[0002] 치과의료 특히 교정학 영역에서 환자의 상, 하악 해부학적 구조 혹은 치아의 형태를 3차원적으로 재현하는 것은 진단 및 치료 결과의 평가에 기본적인 수단이다. 100년 이상을 치과계에서는 환자에서 직접 인상재로 채득하여 제작한 석고모형에 의하여 이를 행해왔으며, 이러한 인상과정은 재료의 소모문제 및 인상과정에서의 교차감염의 문제 제작된 모형의 파손가능성 및 보존 문제 등 많은 임상적 문제점이 야기될 수 있다.

[0003] 전술한 문제를 해소하기 위해 안출된 치열 교정기의 제조 방법은 환자의 진단 정보를 입력 장치를 통해 데이터

로 변환하여 컴퓨터에 입력 저장하고, 두부 방사선 규격과 수(근)골(손가락뼈) 방사선 사진을 이용하여 환자의 성장방향과 잔여 성장량을 결정하며, 최종적으로 아치와이어와 스프링, 고무줄, 자석 등에 의해 치면에 가해지는 압력(힘)을 시뮬레이션하여 최적의 압력으로 교정치료를 하도록 아치와이어와 탄성부재 등 치열 교정기들을 선택하도록 한다.

[0004] 그러나, 전술한 종래기술은 치열 고정기(브라켓 등)를 제조하기 위한 기술로서, 치료 전후의 상악과 하악의 중첩 비교에 의한 치아 이동량 산출 방법에 대해서는 전혀 해결하지 못한다.

[0005] 이러한 문제점을 보완하기 위해 최근에는 공학 분야에서 이용되는 레이저 빔을 이용한 3차원 스캐너를 사용하여 석고모형을 대체함으로써 좀 더 조직적이고 정확하게 치아 및 구강형태를 계측하는 시도가 이루어지고 있다.

[0006] 그러나, 현재 임상적으로 응용되는 3차원 계측시스템은 단지 일정시점에서의 구강 내 형태에 대한 단순한 계측 및 분석에 그치고 있는 실정이다. 구강 혹은 악안면 해부학적 구조물과 치아는 시간의 경과 혹은 치료에 의해 역동적으로 변화되고 특히, 교정학 분야에서는 치료 전후에 많은 양의 치아 이동이 발생된다. 이러한 변화량의 측정은 진단 및 치료결과의 평가에 가장 중요한 요소로 평가되고 있다.

[0007] 그러나, 현재의 3차원 계측시스템으로는 앞서 언급한 바와 같이 일정시점에서의 계측만이 가능하며, 특히 상악이나 하악과 같은 해부학적 구조물의 변화를 3차원적으로 측정하기 위한 기준선 혹은 기준면 혹은 기준공간의 설정이 불가능함과 동시에 이러한 설정과정을 자동화하는 방법의 개발이 전무하다는 점 등이 가장 큰 장애요소로 여겨지고 있다.

[0008] 한편, 전술한 교정력 측정을 위한 방법 이외에 CAD/CAM/CAE를 이용한 시뮬레이션(유한요소해석)을 통하여 교정력을 측정하는 방법이 있는데, 종래의 방법은 대부분의 치아이동 해석의 단일 치아를 기본으로 하고 치아 이동량 자체의 해석을 실시함에 따라 해석 시간이 오래 걸리는 문제점이 있다.

## *발명의 내용*

### *해결하려는 과제*

[0009] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 본 발명의 목적은 실제 환자의 상악 및 하악을 3D 모델링하여 유한요소해석을 함으로써 브라켓과 와이어에 걸리는 1차적인 힘과 변형을 확인 가능한 부정교합 모델의 유한요소해석 방법에 관한 것이다.

[0010] 또한, 본 발명의 목적은 각각의 치아에 걸리는 힘의 크기를 다양한 각도에서 해석이 가능한 부정교합 모델의 유한요소해석 방법을 제공하는 것이다.

### *과제의 해결 수단*

[0011] 상기와 같은 문제점을 해결하기 위한 본 발명에 따른 부정교합 모델의 유한요소해석 방법은 (a) 부정교합인 상악 부재, 하악 부재 및 상기 상악 부재와 상기 하악 부재에 부착되는 와이어를 3차원 모델링하는 단계; (b) 상기 상악 부재, 상기 하악 부재 및 상기 와이어의 재질 정보를 설정하는 단계; (c) 상기 재질 정보가 설정된 상기 상악 부재, 상기 하악 부재 및 상기 와이어의 구속조건을 설정하는 단계; (d) 상기 구속조건이 설정된 상기 와이어의 이동량의 해석을 통하여 상기 와이어의 반력을 획득하는 단계; 및 (e) 상기 획득된 반력으로 상기 상악 부재 및 상기 하악 부재의 각각의 치아 이동을 획득하는 단계;를 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0012] 바람직하게는, 상기 (a) 단계에서, 상기 상악 부재는 상악 법랑질, 상악 펄프, 상악 치주인대, 상악 치밀골 및 상악 해면골 중 어느 하나 이상을 포함하고, 그리고 상기 하악 부재는 하악 법랑질, 하악 상아질, 하악 펄프, 하악 치주인대, 하악 치조골 및 하악 해면골 중 어느 하나 이상을 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0013] 바람직하게는, 상기 (b) 단계에서, 상기 재질정보는, 상기 상악 부재, 상기 하악 부재 및 상기 와이어 중 어느 하나 이상에 적용되는 영율 및 푸아송비인 것을 특징으로 한다.

[0014] 바람직하게는, 상기 (c) 단계에서, 상기 상악 부재는, 상기 상악 해면골을 포함하고, 상기 하악 부재는, 상기 하악 해면골을 포함하며, 상기 상악 해면골 및 상기 하악 해면골의 상기 구속조건은 x축, y축 및 z축의 자유도를 고정하는 것이고, 그리고 상기 와이어의 상기 구속조건은 상기 x축 및 상기 y축의 자유도를 고정하는 것을

특징으로 한다.

[0015] 바람직하게는, 상기 (d) 단계에서, 상기 상악 부재는, 상기 상악 법랑질을 포함하고, 상기 하악 부재는, 상기 하악 법랑질을 포함하며, 상기 와이어는 상기 상악 법랑질 및 상기 하악 법랑질의 일면에 장착되는 상기 다수의 브라켓에 연결되는 것을 특징으로 한다.

[0016] 바람직하게는, 상기 (d) 단계는, (d1) 상기 상악 부재 및 상기 하악 부재의 각각의 치아의 중심에 대한 법선 방향으로 상기 와이어의 내부를 향하여 투영된 국부 좌표를 생성하는 단계; 및 (d2) 상기 국부 좌표가 생성된 상태에서 상기 다수의 브라켓의 토크(torque) 및 앵귤레이션(angulation)의 정보가 적용되는 단계;를 더 포함하는 것을 특징으로 한다.

[0017] 바람직하게는, 상기 와이어의 상기 이동량은, 상기 국부 좌표가 상기 상악 부재와 상기 하악 부재의 수직 방향과 법선 방향 각각으로 이동한 거리인 것을 특징으로 한다.

## *발명의 효과*

[0018] 상기한 바와 같은 본 발명은 치아 교정치료에 있어서 브라켓과 와이어에 걸리는 1차적인 힘과 변형 정도를 확인할 수 있게 됨에 따라 다양한 임상 케이스에 대한 정확한 예상 이동 경로의 추적이 가능한 효과가 발생한다.

[0019] 또한, 본 발명은 각각의 치아에 걸리는 힘의 크기를 다양한 각도에서 해석이 가능한 효과가 발생한다.

## *도면의 간단한 설명*

[0020] 도 1은 본 발명의 일 실시예에 따른 부정교합 모델의 유한요소해석 방법을 나타낸 흐름도,

도 2는 본 발명의 일 실시예에 따른 2급 부정교합 모델의 유한요소해석을 위한 실제 환자의 축모두부방사선 영상,

도 3은 본 발명의 일 실시예에 따른 2급 부정교합 모델의 유한요소해석을 위한 실제 환자의 파노라마 영상,

도 4는 실제 환자의 교정기 장착 전의 악안면 CT 데이터로부터 모델링한 사진,

도 5는 실제 환자의 교정기 장착 후의 악안면 CT 데이터로부터 모델링한 사진,

도 6은 본 발명의 일 실시예에 따른 2급 부정교합 모델의 유한요소해석을 위한 유한요소해석용 상악 부재의 일 방향에서의 정면도,

도 7은 도 6의 일 방향에서의 배면도,

도 8은 도 6의 A-A'선에 따른 단면도,

도 9는 도 6의 일 방향에서의 측면도,

도 10의 (a), (b), (c), (d) 및 (e)는 도 6의 상악 부재의 법랑질, 펄프, 치주인대, 해면골 및 골피질을 나타낸 일 방향에서 사시도,

도 11은 본 발명의 일 실시예에 따른 2급 부정교합 모델의 유한요소해석을 위한 유한요소해석용 하악 부재의 일 방향에서의 평면도,

도 12는 도 11의 일 방향에서의 정면도,

도 13은 도 11의 일 방향에서의 측면도,

도 14는 본 발명의 일 실시예에 따른 2급 부정교합 모델의 유한요소해석을 위한 유한요소해석용 하악 부재의 일 방향에서의 사시도,

도 15는 도 14의 B-B'선에 따른 단면사시도,

도 16의 (a), (b), (c), (d), (e) 및 (f)는 도 14의 법랑질, 상아질, 펄프, 치주인대, 해면골 및 골피질을 나타낸 일 방향에서의 사시도,

도 17은 본 발명의 일 실시예에 따른 2급 부정교합 모델의 유한요소해석을 위한 유한요소해석용 하악 부재의 구속조건을 나타낸 일 방향에서의 평면도,

도 18은 본 발명의 일 실시예에 따른 2급 부정교합 모델의 유한요소해석을 위한 유한요소해석용 하악 부재의 구속조건을 나타낸 일 방향에서의 정면도,

도 19는 본 발명의 일 실시예에 따른 2급 부정교합 모델의 브라켓에 연결되는 와이어의 일 방향에서의 평면도,

도 20은 도 19의 와이어를 대상으로 각 치아의 중심에 대한 법선 방향을 나타낸 평면도,

도 21은 본 발명의 브라켓의 정보가 적용된 와이어를 나타낸 일 방향에서의 평면도,

도 22의 (a) 및 (b)는 본 발명의 브라켓의 정보가 적용된 와이어의 각 치아에서의 교정력의 법선 방향을 나타낸 일 방향에서의 평면도 및 정면도,

도 23은 본 발명의 하악 부재에서 브라켓 좌표에서의 와이어의 강제 이동량을 나타낸 일 방향에서의 평면도,

도 24의 (a) 및 (b)는 본 발명의 상악 부재에서 각 브라켓 좌표에서의 와이어의 강제 이동량을 나타낸 일 방향에서의 배면도 및 정면도,

도 25는 본 발명의 하악 부재에서 발생한 반력의 결과를 나타내기 위한 일 방향에서의 평면도,

도 26의 (a), (b) 및 (c)는 본 발명의 하악 부재에 적용된 응력 해석의 결과를 나타낸 하악 부재의 일 방향에서의 정면도, 평면도 및 사시도,

도 27의 (a), (b), (c) 및 (d)는 본 발명의 하악 부재의 치아에 걸린 응력을 나타낸 일 방향에서의 전방정면도, 사시도, 평면도 및 후방사시도,

도 28의 (a), (b) 및 (c)는 본 발명의 하악 부재에서 치주인대에 걸린 응력을 나타낸 일 방향에서의 정면도, 평면도 및 사시도,

도 29의 (a), (b) 및 (c)는 본 발명의 하악 부재에서 해면골에 걸린 응력을 나타낸 일 방향에서의 정면도, 평면도 및 사시도,

도 30의 (a), (b), (c) 및 (d)는 본 발명의 하악 부재에서 치아에 걸린 압축 응력을 나타낸 일 방향에서의 정면도, 전방사시도, 평면도, 및 후방사시도,

도 31의 (a), (b), (c) 및 (d)는 본 발명의 하악 부재에서 치아에 걸린 압축 응력을 나타낸 일 방향에서의 전방정면도, 사시도, 평면도 및 후방사시도,

도 32의 (a), (b), (c) 및 (d)는 본 발명의 하악 부재에서 해면골에 걸린 압축 응력을 나타낸 일 방향에서의 정면도, 사시도, 평면도 및 타 방향에서의 정면도,

도 33의 (a), (b), (c) 및 (d)는 본 발명의 하악 부재에서 치조골에 걸린 압축 응력을 나타낸 일 방향에서의 정면도, 사시도, 평면도 및 타 방향에서의 평면도,

도 34의 (a), (b) 및 (c)는 본 발명의 하악 부재의 전체 변형량을 나타낸 일 방향에서의 평면도, 정면도 및 사시도,

도 35의 (a), (b) 및 (c)는 본 발명의 하악 부재의 전체 변형량을 나타낸 일 방향에서의 정면도, 사시도 및 평면도,

도 36의 (a) 및 (b)는 본 발명의 하악 부재에서 치아의 전체 변형량의 벡터를 나타낸 일 방향에서의 평면도 및 사시도,

도 37의 (a) 및 (b)는 본 발명의 하악 부재에서 치주인대의 전체 변형량의 벡터를 나타낸 일 방향에서의 전방사시도 및 후방사시도,

도 38은 본 발명의 상악 부재에서 발생한 반력의 결과를 나타낸 일 방향에서의 평면도,

도 39의 (a), (b) 및 (c)는 본 발명의 상악 부재에서 치아에 걸린 응력을 나타낸 일 방향에서의 정면도, 배면도 및 사시도,

도 40의 (a), (b), (c) 및 (d)는 본 발명의 상악 부재에서 치아에 걸린 응력을 나타낸 일 방향에서의 정면도,

전방사시도, 배면도 및 후방사시도이다.

## *발명을 실시하기 위한 구체적인 내용*

[0021] 본 발명의 부정교합 모델의 유한요소해석 방법을 이루는 구성요소들은 필요에 따라 일체형으로 사용되거나 각각 분리되어 사용될 수 있다. 또한, 사용 형태에 따라 일부 구성요소를 생략하여 사용 가능하다.

[0022] 본 발명에 따른 부정교합 모델의 유한요소해석 방법의 바람직한 실시 예를 도 1 내지 도 40을 참조하여 설명한다. 이 과정에서 도면에 도시된 선들의 두께나 구성요소의 크기 등은 설명의 명료성과 편의상 과장되게 도시되어 있을 수 있다. 또한, 후술되는 용어들은 본 발명에서의 기능을 고려하여 정의된 용어들로서 이는 사용자, 운용자의 의도 또는 관례에 따라 달라질 수 있다. 그러므로 이러한 용어들에 대한 정의는 본 명세서 전반에 걸친 내용을 토대로 기술되어야 할 것이다.

[0023] 본 발명에서 'x축' 및 'y축'이라는 용어는 명세서 전체를 통하여 도 11에 도시된 바와 같은 방향임에 유의한다.

[0024] 또한, 본 발명에서 'z축'이라는 용어는 명세서 전체를 통하여 도 12에 도시된 바와 같은 방향임에 유의한다.

[0025] 이하, 도 1 내지 도 40을 참조하여 본 발명의 일 실시예에 따른 부정교합 모델의 유한요소해석 방법을 설명하되, 이를 위한 구성요소를 간략히 설명하면 다음과 같다.

[0026] 본 발명의 일 실시예에 따른 부정교합 모델의 유한요소해석 방법을 위한 구성요소는 상악 부재(100), 하악 부재(200), 상부 치아(300), 하부 치아(400), 와이어(500) 및 브라켓(600)을 포함한다.

[0027] 상악 부재(100)는 잇몸의 머리의 표면을 덮고, 상아질을 보호하는 유백색의 반투명하고 단단한 물질로 이루어진 상악 법랑질(110), 상악 법랑질(110)의 하부에 위치하는 상악 펄프(120), 치아와 상악 치주골(140)을 연결하는 상악 치주인대(130), 해면 골질에 대해 골질만으로 구성되어 골수강을 갖지 않는 뼈조직인 상악 치밀골(140) 및 불규칙한 형의골수강이 있는 골조직인 상악 해면골(150)을 포함한다.

[0028] 하악 부재(200)는 하악 법랑질(210), 하악 상아질(220), 하악 펄프(230), 하악 치주인대(240), 하악 치조골(250) 및 하악 해면골(260)을 포함하며, 각각의 하악 법랑질(210), 하악 상아질(220), 하악 펄프(230), 하악 치주인대(240), 하악 치조골(250) 및 하악 해면골(260)의 정의는 전술한 상악 부재(100)의 구성요소와 동일한 해부학적 구조에 해당하는 것으로서 공지된 내용이므로 이에 대한 설명은 생략하기로 한다.

[0029] 상부 치아(300)는 11번 치아(311), 12번 치아(312), 13번 치아(313), 15번 치아(314), 16번 치아(315), 17번 치아(316), 21번 치아(321), 22번 치아(322), 23번 치아(323), 25번 치아(324), 26번 치아(325) 및 27번 치아(326)를 포함하며, 전술한 치아들(311, 312, 313, 314, 315, 316, 321, 322, 323, 324, 325, 326)은 치아의 일반적인 구조에 따라 명명한 것이므로 이에 대한 구체적인 설명은 생략하기로 한다.

[0030] 하부 치아(400)는 31번 치아(411), 32번 치아(412), 33번 치아(413), 35번 치아(414), 36번 치아(415), 37번 치아(416), 41번 치아(421), 42번 치아(422), 43번 치아(423), 45번 치아(424), 46번 치아(425) 및 47번 치아(426)를 포함한다.

[0031] 전술한 치아들(411, 412, 413, 414, 415, 416, 421, 422, 423, 424, 425, 426)은 상부 치아(300)의 구성요소와 마찬가지로 치아의 일반적인 구조에 따라 명명한 것이므로 이에 대한 구체적인 설명은 생략하기로 한다.

[0032] 와이어(500)는 초기 교정치료에 사용되는 0.014 인치의 와이어를 대상으로 한다. 또한 와이어(500)는 다수의 브라켓(600)과 연결되며, 상부 치아(300) 및 하부 치아(400)의 중심에 대한 법선 방향으로 와이어(500)의 Z축 방향에 투영된 국부 좌표를 생성한다.

[0033] 브라켓(600)은 상부 치아(300) 및 하부 치아(400)의 일측면에 다수로 장착된다. 또한, 브라켓(600)의 토크(torque) 및 앵귤레이션(angulation)은 실제 환자에게 사용된 브라켓(600)의 정보가 사용되며, 구체적인 내용은 후술하도록 한다.

[0034] 이하, 본 발명의 일 실시예에 따른 부정교합 모델의 유한요소해석 방법을 설명하면 다음과 같다.

[0035] 본 발명의 일 실시예에 따른 부정교합 모델의 유한요소해석 방법은 (a) 부정교합인 상악 부재(100), 하악 부재(200) 및 상악 부재(100)와 하악 부재(200)에 부착되는 와이어(500)를 3차원 모델링하는 단계, (b) 상악 부재(100), 하악 부재(200) 및 와이어(500)의 재질 정보를 설정하는 단계, (c) 재질 정보가 설정된 상악 부재(100), 하악 부재(200) 및 와이어(500)의 구속조건을 설정하는 단계, (d) 구속조건이 설정된 와이어(500)의 이동량의 해석을 통하여 와이어(500)의 반력을 획득하는 단계 및 (e) 획득된 반력으로 상악 부재(100) 및 하악 부재(200)의 각각의 치아 이동을 획득하는 단계를 포함한다.

[0036] 다음, 상기 (a) 단계에서, 상기 상악 부재(100)는 상악 법랑질(110), 상악 펄프(120), 상악 치주인대(130), 상악 치밀골(140) 및 상악 해면골(150) 중 어느 하나 이상을 포함하고, 그리고 상기 하악 부재(200)는 하악 법랑질(210), 하악 상아질(220), 하악 펄프(230), 하악 치주인대(240), 하악 치조골(250) 및 하악 해면골(260) 중 어느 하나 이상을 포함한다.

[0037] 다음, 상기 (b) 단계에서, 재질정보는, 상악 부재(100), 하악 부재(200) 및 와이어(500) 중 어느 하나 이상에 적용되는 영율 및 푸아송비이다.

[0038] 여기서, 상악 부재(100)는, 상악 법랑질(110), 상악 펄프(120), 상악 치주인대(130), 상악 치밀골(140) 및 상악 해면골(150)이고, 그리고 하악 부재(200)는, 하악 법랑질(210), 하악 상아질(220), 하악 펄프(230), 하악 치주인대(240), 하악 치조골(250) 및 하악 해면골(260)이다.

[0039] 다음, 상기 (c) 단계에서, 상악 부재(100)는, 상악 해면골(150)을 포함하고,하악 부재(200)는, 하악 해면골(260)을 포함하며, 상악 해면골(150) 및 하악 해면골(260)의 구속조건은 x축, y축 및 z축의 자유도를 고정하는 것이고, 그리고 와이어(500)의 구속조건은 x축 및 y축의 자유도를 고정하는 것이다.

[0040] 다음, 상기 (d) 단계에서, 상악 부재(100)는, 상악 법랑질(110)을 포함하고,하악 부재(200)는, 하악 법랑질(210)을 포함하며, 와이어(500)는 상악 법랑질(110) 및 하악 법랑질(210)의 일면에 장착되는 다수의 브라켓(600)에 연결된다.

[0041] 다음, 상기 (d) 단계는, (d1) 상악 부재(100) 및 하악 부재(200)의 각각의 치아의 중심에 대한 법선 방향으로 와이어(500)의 내부를 향하여 투영된 국부 좌표를 생성하는 단계 및 (d2) 국부 좌표가 생성된 상태에서 다수의 브라켓(500)의 토크(torque) 및 앵귤레이션(angulation)의 정보가 적용되는 단계를 더 포함한다.

[0042] 여기서, 와이어(500)의 이동량은, 국부 좌표가 상악 부재(100)와 하악 부재(200)의 수직 방향과 법선 방향 각각으로 이동한 거리가 된다.

[0043] 본 발명의 전체적인 흐름은 도 1에 도시된 바와 같이 유한요소해석용 모델을 제작(S10)하고, 재질정보를 설정(S20)하고, 구속조건을 설정(S30)하며, 이를 바탕으로 와이어(500)의 강제 이동 해석을 실시(S40)하고, 와이어(500)의 반력에 의한 치아이동을 해석(S50)한다.

[0044] 유한요소해석용 모델을 제작하는 단계(S10)에서는 상악과 하악을 분리하여 모델을 제작하고 해석을 수행한다. 이때의 유한요소모델 제작은 미믹스(mimics) 소프트웨어를 사용하였으며, 유한요소모델 해석은 앤시스(ansys 13.0)를 사용한다.

[0045] 또한, 유한요소해석을 위한 3차원 모델인 상악 부재(100) 및 하악 부재(200)를 제작하는 단계에서는 대표적인 1급 부정교합 환자의 치아를 상악(the upper jaw, maxilla)과 하악(the lower jaw, mandible)의 독립적으로 분리된 전체 치아에 대한 역학적 유한요소해석(FEA) 모델을 제작한다.

[0046] 특히, 임상시험에서 허가를 얻은 환자를 대상으로 2급 부정교합(Skeletal class II division 1, bialveolar protrusion)으로 진단된 도 2에 도시된 바와 같은 환자의 데이터를 사용하며, 도 3에 도시된 실제 환자의 파노라마 영상도 활용한다.

[0047] 이 같은 임상적인 연구 데이터로부터 환자의 악안면 CT 사진을 촬영하였고, 교정기 장착 전(도 4 참조)과 발치 및 교정기 장착 후(도 5 참조)의 악안면 CT 데이터로부터 Vworks 프로그램을 이용하여 3D로 재구성한다.

[0048] 실제, 유한요소해석용 모델을 제작하기 위하여, 교정기 장착 전과 후의 악안면 CT 데이터의 460 슬라이스(slice) 중에서 치아와 치밀골과 해면골을 포함하는 슬라이스만을 선정하여 미믹스 소프트웨어를 이용하여 재구성한 유한요소해석용 치아 모델을 제작한다.

[0049] 도 6 내지 도 9에 도시된 바와 같은 상악 부재(100)는 치아의 해부학적 구조인 법랑질(enamel), 펄프(pulp), 치주인대(periodontal ligament, PDL), 치밀골(cortical bone), 해면골(cancellous bone) 등을 포함하여 생화학적인 치아 이동반응을 기계역학적인 관점에서 해석할 수 있도록 유한요소해석용 모델을 제작한다.

[0050] 전술한 바와 같은 상악 부재(100)는 하악 부재(200)와 달리 에나멜과 상아질을 분리하지 않고 단일 요소로 모델을 제작함에 유의한다.

[0051] 특히, 치주인대 부분은 CT 데이터의 DICOM 파일로 판독이 불가능하기 때문에 임의로 문헌으로부터 200㎛가 되도록 모델링하는 것이 바람직하다.

[0052] 도 11 내지 도 13은 전체 치아의 하악 부재(200)(2급 부정교합 모델 : 1,491,991 절점과 982,944 요소)을 도시한 것으로서, 하악 부재(200)의 평면도, 정면도 및 측면도를 나타낸다.

[0053] 전술한 하악 부재(200)는 치아의 해부학적 구조인 법랑질(enamel), 상아질(dentin), 펄프(pulp), 치주인대(periodontal ligament, PDL), 치밀골(cortical bone), 해면골(cancellous bone) 등을 포함하여 생화학적인 치아이동반응을 기계역학적인 관점에서 해석할 수 있도록 유한요소해석용 모델을 제작한다.

[0054] 도 14 및 도 15는 본 발명의 일 실시예에 따른 2급 부정교합 모델의 유한요소해석을 위한 유한요소해석용 하악 부재(200)의 일 방향에서의 사시도 및 도 14의 B-B'선에 따른 단면사시도를 도시하고 있다.

[0055] 또한, 도 16의 하악 부재(200)에서 각각 (a) 법랑질, (b) 상아질, (c) 펄프, (d) 치주인대, (e) 해면골, (f) 골피질을 나타낸 사시도를 나타낸다.

[0056] 특히, PDL(치주인대) 부분은 상악 부재(100)와 같이 CT 데이터의 DICOM 파일로 판독이 불가능하기 때문에 임의로 문헌으로부터 200㎛가 되도록 모델링한다.

[0057] 다음, (b) 상악 부재(100), 하악 부재(200) 및 와이어(500)의 재질 정보를 설정하는 단계에서는 치아 유한요소해석용 하악과 상악 부재(100)의 해부학적 구조의 물성 값(영율)과 푸아송비(Poisson's ratio)는 문헌으로부터 다음의 [표 1]과 같이 설정한다.

*표 1*

[0058]

| 부위 | 영율 | 푸아송비 |
|---|---|---|
| 법랑질 | 84,100 | 0.33 |
| 상아질 | 14,700 | 0.31 |
| 펄프 | 2 | 0.45 |
| 치주인대 | 1.18 | 0.45 |
| 해면골 | 490 | 0.3 |
| 치밀골 | 14,700 | 0.3 |

[0059] [표 1]에 기재된 바와 같이 법랑질(enamel)의 경우, 영율은 84,100 MPa, 푸아송비(Poisson's ratio)는 0.33으로 설정하고, 상아질(dentin)의 경우, 영율은 14,700 MPa, 푸아송비(Poisson's ratio)는 0.31로 설정한다. 여기서의 상아질은 하악에만 적용함에 유의한다.

[0060] 펄프(pulp)의 경우, 영율은 2 MPa, 푸아송비(Poisson's ratio)는 0.45로 설정하며, 치주인대(periodontal ligament, PDL)의 경우 영율은 2 MPa, 푸아송비(Poisson's ratio)는 0.45로 설정한다.

[0061] 해면골(cancellous bone)의 경우, 영율은 490 MPa, 푸아송비(Poisson's ratio)는 0.3으로 설정하며, 치밀골(cortical bone)의 경우, 영율은 14,700 MPa, 푸아송비(Poisson's ratio)는 0.3으로 설정한다.

[0062] 다음, (c) 재질 정보가 설정된 상악 부재(100), 하악 부재(200) 및 와이어(500)의 구속조건을 설정하는 단계에서는 도 17 및 도 18에 도시된 바와 같이 상악 부재(100)의 상악 해면골(150) 및 하악 부재(200)의 하악 해면골(260)의 x축, y축 및 z축의 모든 자유도를 구속한다.

[0063] 여기서, 치아 유한요소해석용 상악 부재(100)의 구속조건은 하악 부재(200)와 동일하게 적용한다.

[0064] 다음, (d) 구속조건이 설정된 와이어(500)의 이동량의 해석을 통하여 와이어(500)의 반력을 획득하는 단계에서의 와이어 모델은 초기 교정치료에 사용되는 0.014 인치의 와이어를 대상으로 하고 각 치아의 중심에 대한 법선 방향으로 와이어의 Z축 방향에 투영된 국부 좌표를 생성한다.

[0065] 도 19에는 2급 부정교합 모델의 브라켓(600)에 연결되는 와이어(500)의 일 방향에서의 평면도를 도시하고 있고, 도 20에는 와이어(500)를 대상으로 각 치아의 중심에 대한 법선 방향을 나타낸 평면도를 도시하고 있어 전술한 내용을 확인할 수 있다.

[0066] 도 21은 본 발명의 브라켓(600)의 정보가 적용된 와이어를 나타낸 일 방향에서의 평면도를 나타낸 것으로서, [표 2]에서와 같이 하악 부재(200)에서 브라켓(600)의 토크(torque)와 각도(angulation)(°)은 실제 환자에게 사용된 브라켓(600)의 정보가 사용된다.

*표 2*

[0067]

| 치아(ooth) | 토크(torque) (°) | 각도(angulation)(°) |
|---|---|---|
| 31 | -6 | 0 |
| 32 | -6 | 0 |
| 33 | 0 | -3 |
| 35 | -17 | -2 |
| 36 | -20 | 0 |
| 37 | -10 | 0 |
| 41 | -6 | 0 |
| 42 | -6 | 0 |
| 43 | 0 | -3 |
| 45 | -17 | -2 |
| 46 | -20 | 0 |
| 47 | -10 | 0 |

[0068] 또한, 본 발명의 브라켓(600)의 정보가 적용된 와이어(500)의 각 치아에서의 교정력의 법선 방향을 나타낸 일 방향에서의 평면도(도 22a, 도 22b 참조)에 도시된 바와 같이 법선 방향이 각 치아의 세로 방향 중심을 향하도록 모델링을 한다. 여기서, 상악 부재(100)의 경우 하악과 동일하나 토크를 무시한다.

*표 3*

[0069]

| 치아(ooth) | 토크(torque) (°) | 각도(angulation)(°) |
|---|---|---|
| 11 | 22 | 4 |
| 12 | 10 | 8 |

| | | |
|---|---|---|
| 13 | 0 | 8 |
| 15 | -7 | 0 |
| 16 | -14 | 0 |
| 17 | -14 | 0 |
| 21 | 22 | 4 |
| 22 | 10 | 8 |
| 23 | 0 | 8 |
| 25 | -7 | 0 |
| 26 | -14 | 0 |
| 27 | -14 | 0 |

[0070] [표 3]에서와 같이 하악 부재(200)에서 브라켓(600)의 토크(torque)와 각도(angulation)(° )은 실제 환자에게 사용된 브라켓(600)의 정보가 사용된다.

[0071] 도 23은 하악 부재(200)에서 실제 사용된 각각의 브라켓(500)의 좌표에서의 와이어의 강제 이동량을 나타낸 것으로서 31번 치아(411), 32번 치아(412), 33번 치아(413), 35번 치아(414), 36번 치아(415), 41번 치아(421), 42번 치아(422), 43번 치아(423), 45번 치아(424) 및 46번 치아(425)의 중심으로부터 와이어(600)의 내부 방향(법선 방향)으로 도시된 각 치아(411, 412, 413, 414, 415, 421, 422, 423, 424, 425)를 확인할 수 있다.

*표 4*

[0072]

| 치아(ooth) | 수직방향(㎜) | 법선방향(㎜) |
|---|---|---|
| 31 | 1.999 | 6.362 |
| 32 | 0.04579 | 2.389 |
| 33 | 0.1456 | 4.186 |
| 35 | 0.3896 | 5.412 |
| 36 | -0.1015 | 4.635 |
| 37 | 0.4587 | 3.049 |
| 41 | 0.3728 | 4.023 |
| 42 | -0.1109 | 2.865 |
| 43 | -0.5229 | 2.795 |
| 45 | -0.2518 | 6.15 |
| 46 | -0.06599 | 4.205 |
| 47 | 0.484 | 3.186 |

[0073] 도 24a 및 도 24b는 상악 부재(100)에서 실제 적용된 각 브라켓 좌표에서의 와이어의 강제 이동량을 나타낸 것이며, [표 4] 및 [표 5]를 통하여 이를 확인할 수 있다.

*표 5*

[0074]

| 치아(ooth) | 수직방향(㎜) | 법선방향(㎜) |
|---|---|---|
| 11 | 0.4856 | 5.562 |
| 12 | -0.6522 | 7.551 |
| 13 | -0.9227 | 5.977 |
| 15 | -2.431 | 5.024 |
| 16 | -2.456 | 3.463 |
| 17 | -0.00429 | 0.6153 |
| 21 | 0.7861 | 5.009 |
| 22 | -0.8082 | 8.838 |
| 23 | 1.623 | 2.9 |
| 25 | 0.2398 | 3.35 |

| | | |
|---|---|---|
| 26 | 0.446 | 1.576 |
| 27 | 0.7451 | -0.1488 |

[0075] 또한, 각 모델에서 치아의 좌표를 기반으로 하여 크라운으로부터 루트까지의 1/3 지점과 치아의 좌우 방향의 중심 좌표를 브라켓(600)의 위치로 설정하고 와이어(500)와 브라켓(600)의 영율과 푸아송비(Poisson's ratio)는 210,000 MPa과 0.3으로 설정한다.

[0076] 도 25는 본 발명의 하악 부재(200)에서 발생한 반력의 결과를 나타내기 위한 일 방향에서의 평면도를 나타낸 것으로서, 하악 부재(200)에서 발생한 반력의 결과를 확인할 수 있다([표 6] 참조).

*표 6*

[0077]

| 치아(tooth) | FX(N) | FY(N) | FZ(N) |
|---|---|---|---|
| 31 | 3.5529 | -14.815 | 0.51e-6 |
| 32 | 1.1207 | -4.6729 | -9.1704 |
| 33 | -0.13867 | 0.26557 | 0.00123 |
| 35 | -0.22923 | 0.10672 | -0.0537 |
| 36 | -0.0274 | 0.00719 | 0.0329 |
| 37 | 0.01 | -0.00133 | -0.010824 |
| 41 | -0.68160 | -3.6906 | -1.9074 |
| 42 | -0.72410 | -2.0089 | -0.17808 |
| 43 | -0.45835 | -0.52202 | -0.060674 |
| 45 | 0.84022 | 0.35040 | -0.0092153 |
| 46 | -0.32647 | -0.07704 | -0.037063 |
| 47 | 0.15835 | 0.018784 | -0.016327 |

[0078] 결국, [표 6]에서와 같이 계산된 브라켓(600)의 설치 좌표에서의 와이어(500)의 반력으로 치아 이동을 역으로 해석한다.

[0079] 위와 같은 방법은 유한요소해석용 모델로부터 브라켓(600)의 좌표로부터, 와이어(500)만 해석을 통한 해석시간의 감소와 보다 정확한 해석이 가능한 장점이 있다.

[0080] 실제, 초기 교정치료 시 모든 힘은 안쪽으로 심하게 들어가 있는 치아에 걸리는 걸 알 수가 있다.

[0081] 즉, 도 25에서와 같이 31번 치아(411)에 X축과 Y축 방향으로 가장 큰 힘이 걸리고 그와 인접해 있는 치아에 또한 상당한 힘이 걸리는 것을 알 수가 있다.

[0082] 다음, (e) 획득된 반력으로 상악 부재(100) 및 하악 부재(200)의 각각의 치아 이동을 획득하는 단계는 다음과 같이 진행된다.

[0083] 도 26a, 26b, 26c는 각각 하악 부재(200)에 적용된 응력 해석의 결과를 나타낸 것으로서 도시된 바와 같이 31번 치아(411), 32번 치아(412), 41번 치아(421) 주변의 응력이 높음을 확인할 수 있다.

[0084] 도 27a, 27b, 27c 및 27d는 유한요소해석용 하악 부재(200)에서 치아(에나멜+상아질+펄프)에 걸린 응력을 나타낸 것으로서 도시된 바와 같이 31번 치아(411)에서 10.35MPa의 최대 응력이 걸리는 것을 확인할 수 있다. 이는 주변 치아에 비해 31번 치아(411)가 이격되어 응력이 집중된 것으로 해석할 수 있다.

[0085] 또한, 33번 치아(413)에서는 7.5MPa의 응력이 걸리는 것을 확인할 수 있다.

[0086] 도 28a, 도 28b 및 28c는 하악 부재(200)에서 치주인대에 걸린 응력을 나타낸 것을 도시하고 있다.

[0087] 즉, 유한요소해석용 하악 부재(200)에서 치주인대에 걸린 응력을 나타내며, 도시된 바와 같이 31번 치아(411)에서 0.647Mpa의 최대 응력이 집중됨을 확인할 수 있다.

[0088] 도 29a, 29b 및 29c는 하악 부재(200)에서 해면골에 걸린 응력을 나타낸 것으로서 유한요소해석용 하악 부재(200)에서 해면골에 걸린 응력을 도시한다.

[0089] 도시된 바와 같이 해면골의 31번 치아(411) 및 41번 치아(421) 부분에서 1.093MPa의 응력이 집중됨을 확인할 수 있었다.

[0090] 도 30a, 30b, 30c 및 30d는 하악 부재(200)에서 치아에 걸린 압축 응력을 나타낸 것으로서 유한요소해석용 하악 부재(200)에서 치아(에나멜+상아질+펄프)에 걸린 압축 응력을 나타낸다.

[0091] 도시된 바와 같이 치주인대와 닿는 부분에 압축 응력 발생함을 확인할 수 있었다.

[0092] 도 31a, 31b, 31c 및 31d는 하악 부재(200)에서 치아에 걸린 압축 응력을 나타낸 것으로서 유한요소해석용 하악 부재(200)에서 치주인대에 걸린 압축 응력을 나타낸다. 도시된 바와 같이 브라켓(600) 방향으로는 압축, 설측 방향으로는 인장 응력 발생함을 확인할 수 있었다.

[0093] 도 32a, 32b, 32c 및 32d는 하악 부재(200)에서 해면골에 걸린 압축 응력을 나타낸 것으로서 유한요소해석용 하악 부재(200)에서 해면골에 걸린 압축 응력을 나타낸다. 도시된 바와 같이 해면골의 31번 치아(411) 및 41번 치아(421) 부분에서 압축 응력이 집중됨을 확인할 수 있다.

[0094] 도 33a, 33b, 33c 및 33d는 하악 부재(200)에서 치조골에 걸린 압축 응력을 나타낸 것으로서 유한요소해석용 하악 부재(200)에서 치조골에 걸린 압축 응력을 나타내고 있다. 도시된 바와 같이 치조골의 해면골의 31번 치아(411) 및 41번 치아(421) 부분에서 압축 응력이 집중됨을 확인할 수 있었다.

[0095] 도 34a, 34b 및 34c는 유한요소해석용 하악 부재(200)에서 전체 변형량을 나타낸 것으로서 31번 치아(411)의 주변에서 최대 0.553856 ㎜의 변형이 발생한 것을 확인할 수 있었다.

[0096] 도 35a, 35b 및 35c는 하악 부재(200)의 전체 변형량을 나타낸 것으로서 유한요소해석용 하악 부재(200)에서 치주인대의 전체 변형량을 나타낸다. 도시된 바와 같이 치주인대의 31번 치아(411), 32번 치아(412), 41번 치아(421) 및 42번 치아(422)의 주변에서 변형량이 큰 것을 확인할 수 있다.

[0097] 도 36a 및 36b는 하악 부재(200)에서 치아의 전체 변형량의 벡터를 나타낸 것으로서 도시된 바와 같이 31번 치아(411), 32번 치아(412), 41번 치아(421) 및 42번 치아(422)에서 x, y, z축 방향으로의 벡터 플롯이 활성화된 것을 확인할 수 있다.

[0098] 도 38은 2급 부정교합 모델의 유한요소해석용 상악 부재(100)에서 치아이동 해석을 나타낸 것으로서 특히, 상악 부재(100)에서 발생한 반력의 결과이며, 이러한 반력의 결과는 [표 7]에서도 확인할 수 있다.

*표 7*

[0099]

| 치아(tooth) | FX(N) | FY(N) | FZ(N) |
|---|---|---|---|
| 11 | -0.030982 | -1.0556 | -0.40870 |
| 12 | 0.20524 | 0.54788 | -0.20099 |

| | | | |
|---|---|---|---|
| 13 | -0.27385 | -0.2122 | 1.2433 |
| 15 | 0.13183 | 0.042475 | -0.08126 |
| 16 | -0.16982 | -0.033695 | 0.1509 |
| 17 | -0.18889 | -0.021518 | 3.3591 |
| 21 | -0.17426 | 0.50776 | 0.60969 |
| 22 | 3.3518 | -2.2744 | 14.098 |
| 23 | -0.97597 | 1.1523 | -1.5260 |
| 25 | -0.86210 | 0.24869 | -0.14350 |
| 26 | 0.41370 | -0.074396 | 0.48458 |
| 27 | -0.084846 | 0.0090051 | 0.45089 |

[0100] 결국, 하악에서 적용된 것과 같이 상악에서 또한 브라켓(600)의 설치 좌표에서의 와이어(500)의 반력으로 치아 이동을 역으로 해석한다.

[0101] 즉, 도 38에서 도시된 바와 같이 22번 치아(322)에 X축과 Y축 방향으로 가장 큰 힘이 걸리고 그와 인접해 있는 치아에 또한 상당한 힘이 걸리는 것을 확인할 수 있었다.

[0102] 도 39a, 39b 및 39c는 유한요소해석용 상악 부재(100)에서 치아에 걸린 등가 응력을 나타낸 것으로서, 도시된 바와 같이 22번 치아(322)의 주변에 응력이 집중됨을 확인할 수 있었다.

[0103] 도 40a, 40b, 40c 및 40d는 유한요소해석용 상악 부재(100)에서 치아(에나멜+펄프)에 걸린 등가 응력을 나타낸 것으로서 치아의 이동이 많은 곳에 응력이 집중됨을 확인할 수 있었다.

[0104] 한편, 하악에서 보여진 결과와 유사하여 그 외의 결과는 생략하기로 한다.

[0105] 전술한 바에 따른 본 발명에서 제안하는 부정교합 모델의 유한요소해석 방법은 치아의 교정치료에 있어서, 와이어(500)와 브라켓(600)에 걸리는 1차적인 힘과 변형 정도를 알 수 있게 됨에 따라 다양한 임상 케이스에 대한 정확한 예상 이동 경로 추적이 가능한 장점이 있다.

[0106] 또한, 각각의 치아에 걸리는 힘의 크기를 다양한 각도에서 해석이 가능한 효과도 있음은 물론이다.

[0107] 상기에서는 본 발명의 바람직한 실시 예를 참조하여 설명하였지만, 당업계에서 통상의 지식을 가진 자라면 이하의 특허 청구범위에 기재된 본 발명의 사상 및 영역을 벗어나지 않는 범위 내에서 본 발명을 다양하게 수정 및 변경시킬 수 있음을 이해할 수 있을 것이다.

## *부호의 설명*

[0108] 100 : 상악 부재

110 : 상악 법랑질

120 : 상악 펄프

130 : 상악 치주인대

140 : 상악 치밀골

150 : 상악 해면골

200 : 하악 부재

210 : 하악 법랑질

220 : 하악 상아질

230 : 하악 펄프

240 : 하악 치주인대

250 : 하악 치조골

260 : 하악 해면골

300 : 상부 치아

311 : 11번 치아

312 : 12번 치아

313 : 13번 치아

314 : 15번 치아

315 : 16번 치아

316 : 17번 치아

321 : 21번 치아

322 : 22번 치아

323 : 23번 치아

324 : 25번 치아

325 : 26번 치아

326 : 27번 치아

400 : 하부 치아

411 : 31번 치아

412 : 32번 치아

413 : 33번 치아

414 : 35번 치아

415 : 36번 치아

416 : 37번 치아

421 : 41번 치아

422 : 42번 치아

423 : 43번 치아

424 : 45번 치아

425 : 46번 치아

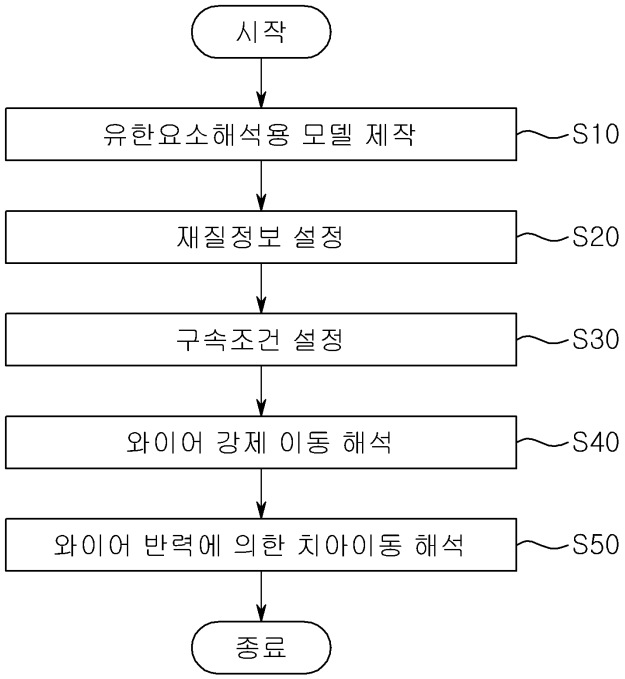
426 : 47번 치아

500 : 와이어

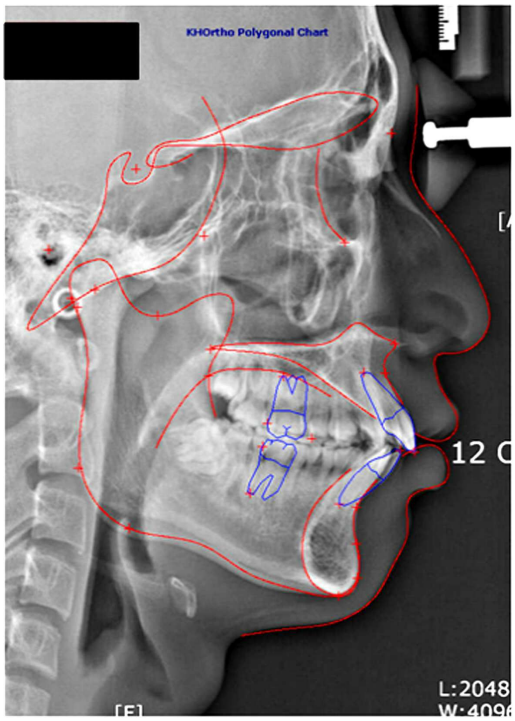
600 : 브라켓

## 도면

### 도면1


시작
유한요소해석용 모델 제작
S10
재질정보 설정
S20
구속조건 설정
S30
와이어 강제 이동 해석
S40
와이어 반력에 의한 치아이동 해석
S50
종료

### 도면2


KHOrtho Polygonal Chart
L:2048

도면3



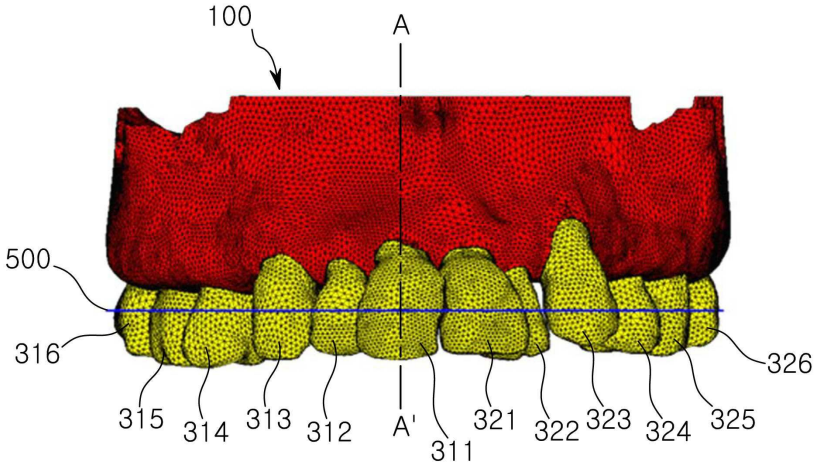

도면4



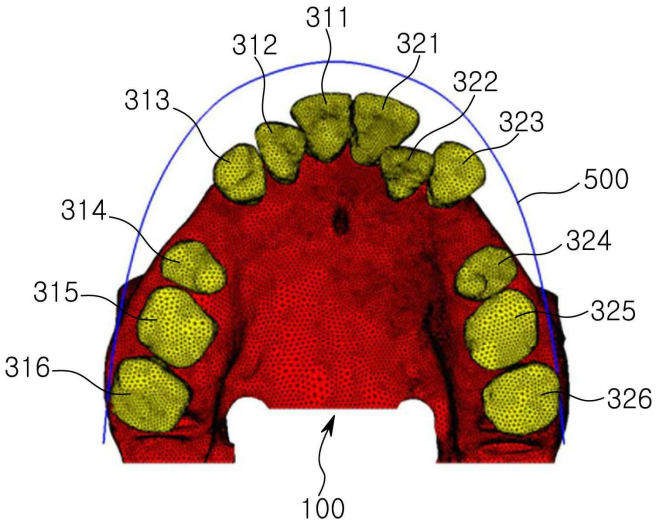
도면5



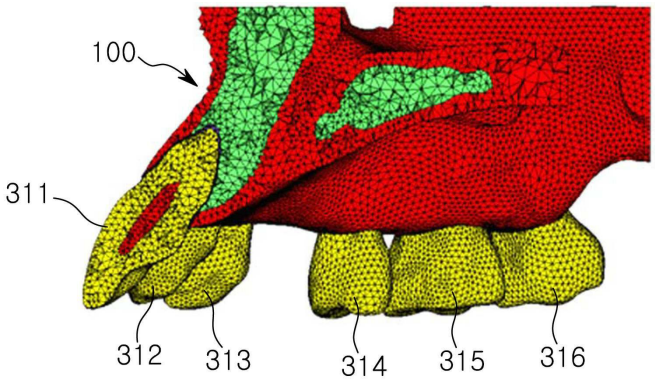
도면6


100
A
500
316
315
314
313
312
A'
311
321
322
323
324
325
326

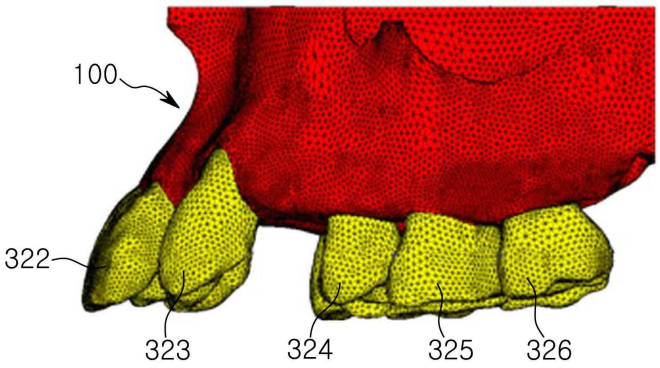
도면7


311
312
321
322
313
323
500
314
324
315
325
316
326
100

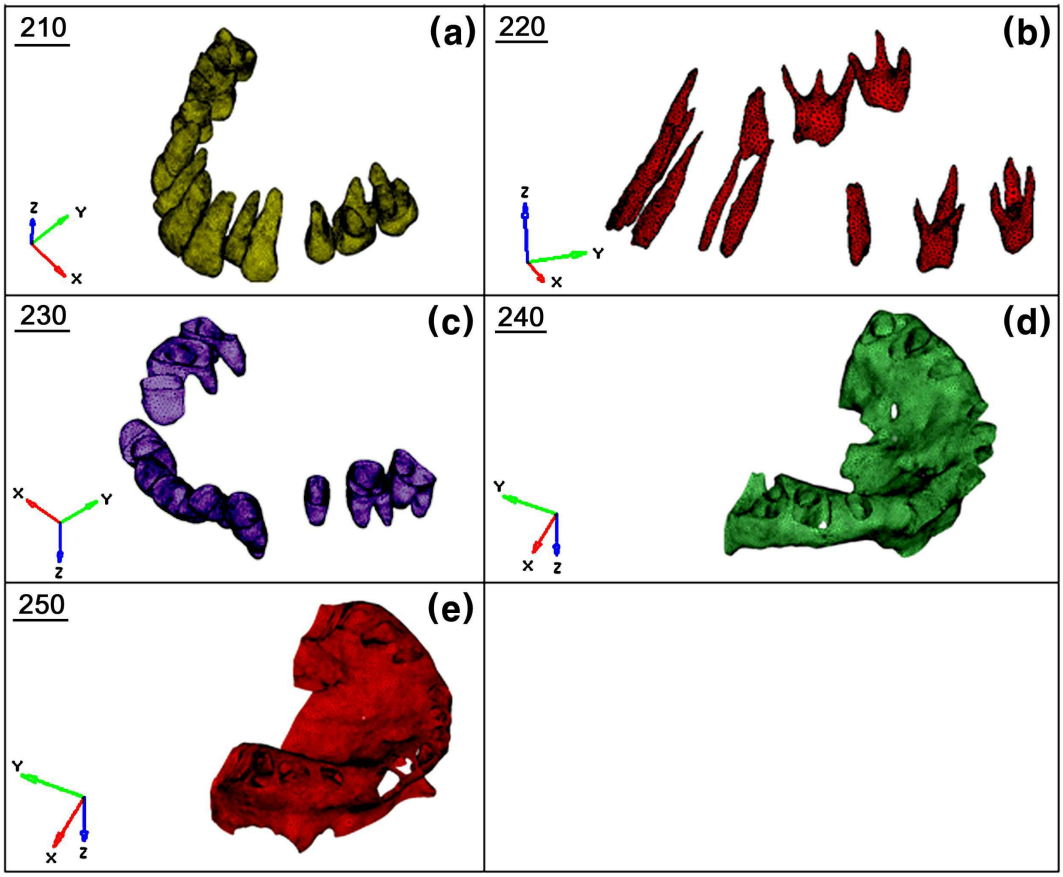
도면8


100
311
312
313
314
315
316

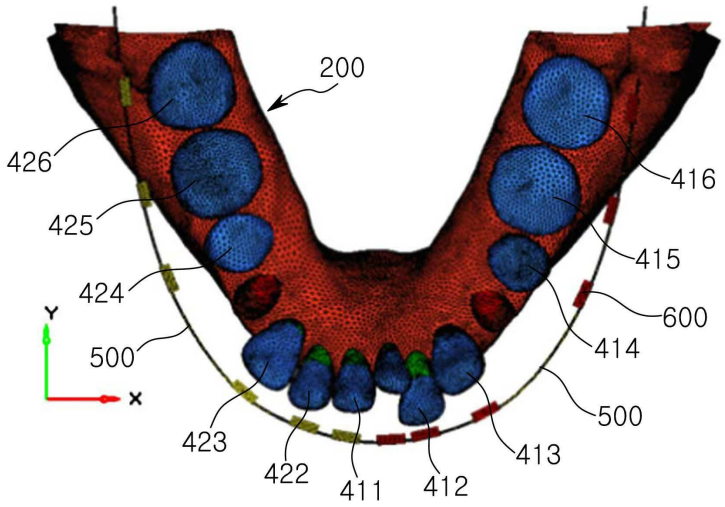
도면9



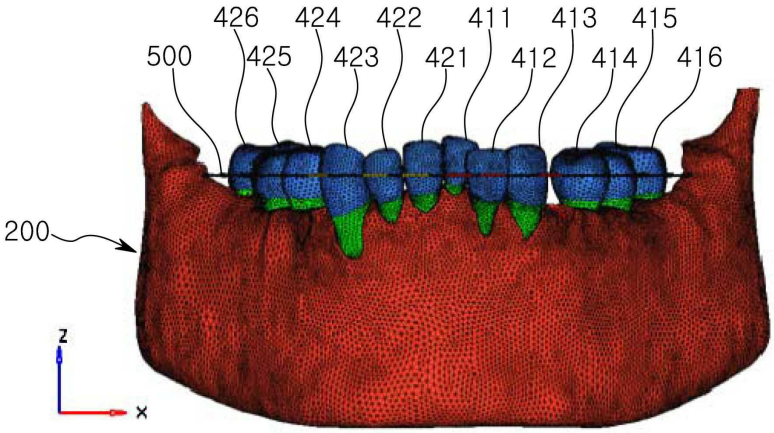

도면10



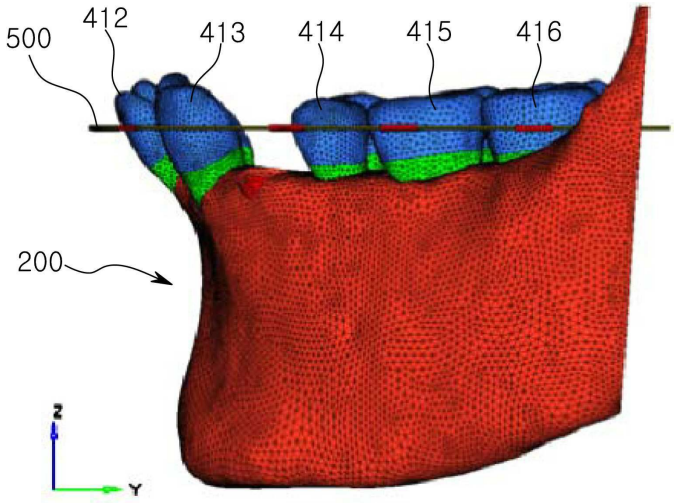
도면11



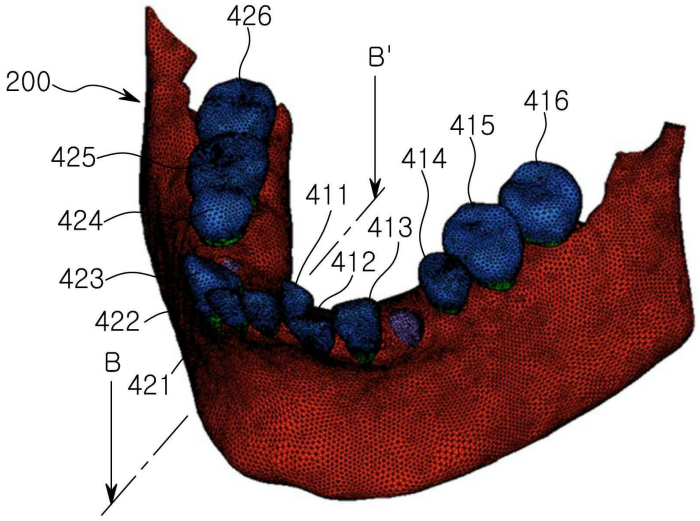

도면12



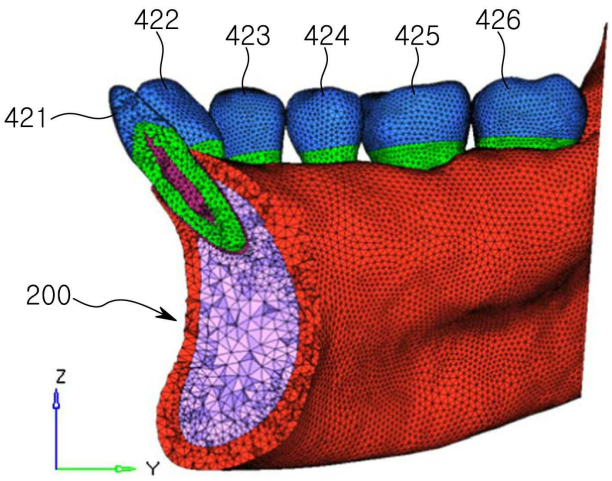

도면13



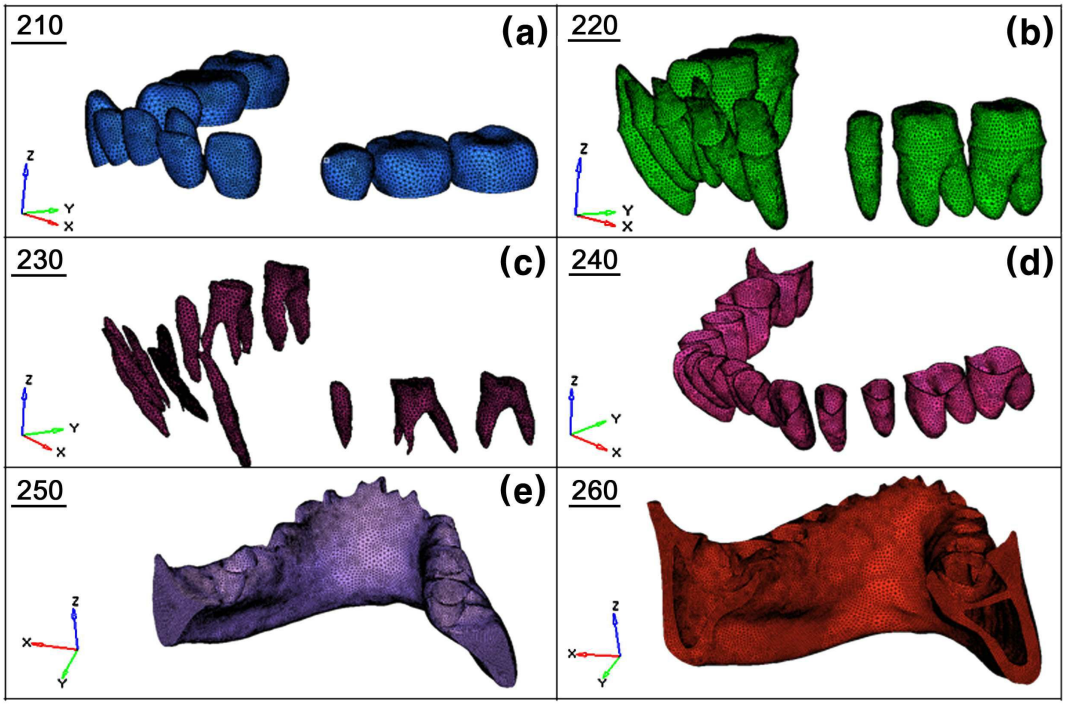
도면14


426
B'
200
416
415
425
414
411
424
413
412
423
422
B
421

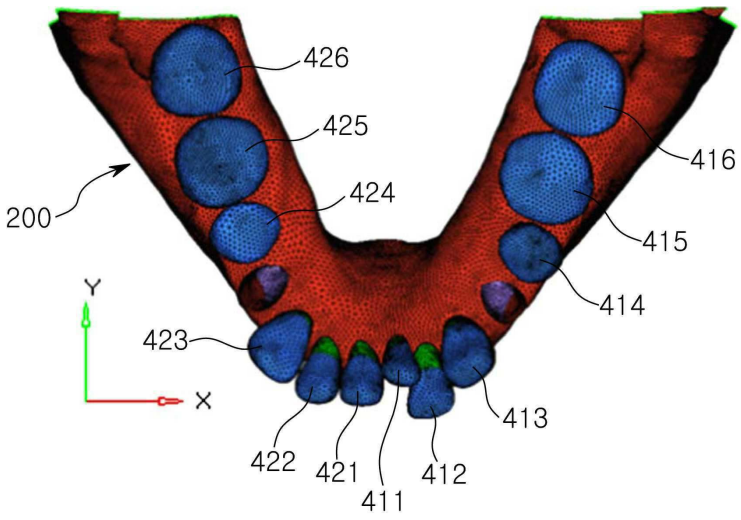
도면15


422
423
424
425
426
421
200
Z
Y

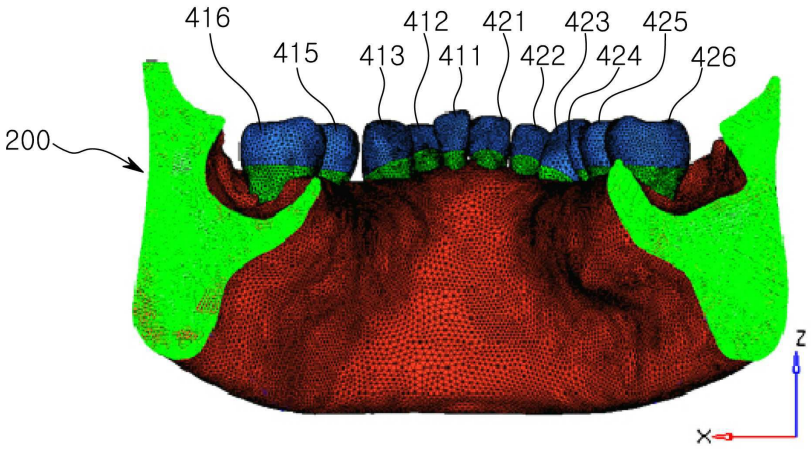
도면16


210
(a)
220
(b)
230
(c)
240
(d)
250
(e)
260

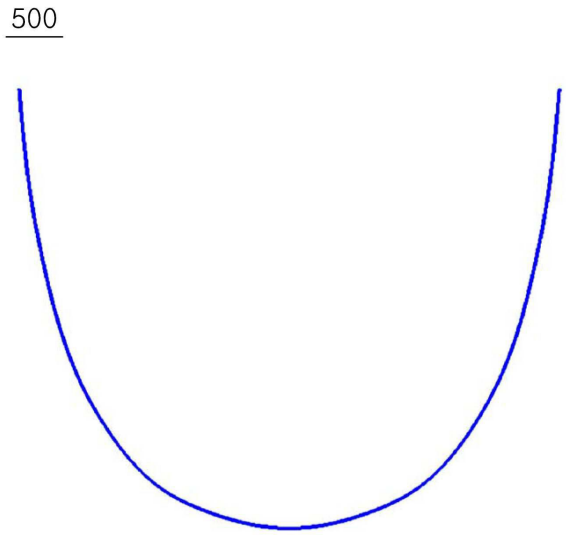
도면17


426
425
424
200
416
415
414
423
413
422
421
411
412
Y
X

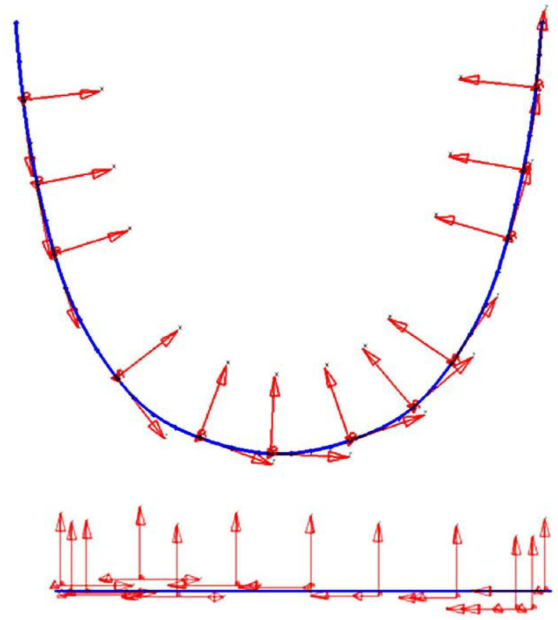
도면18



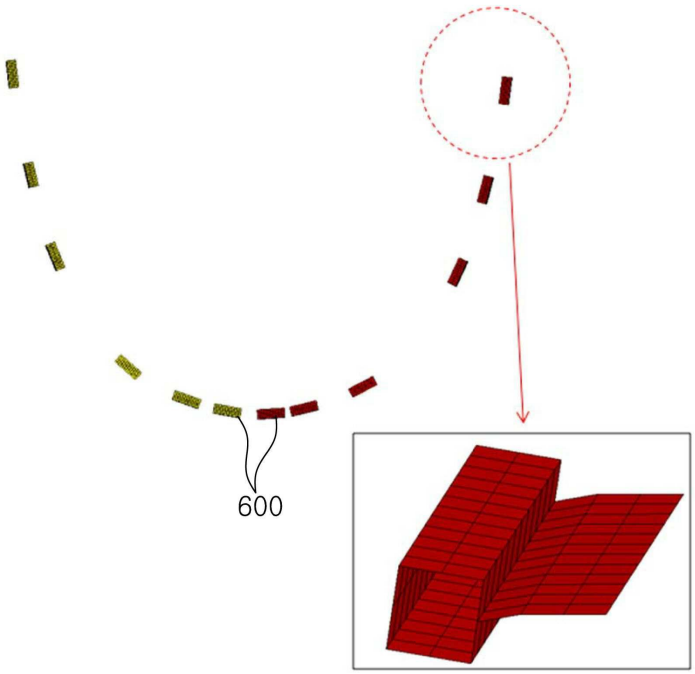

도면19



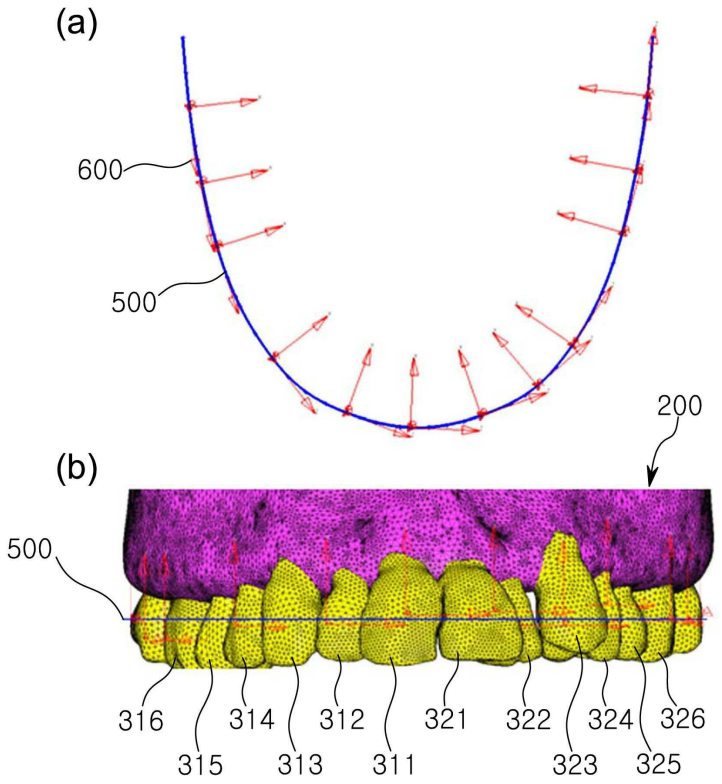
도면20



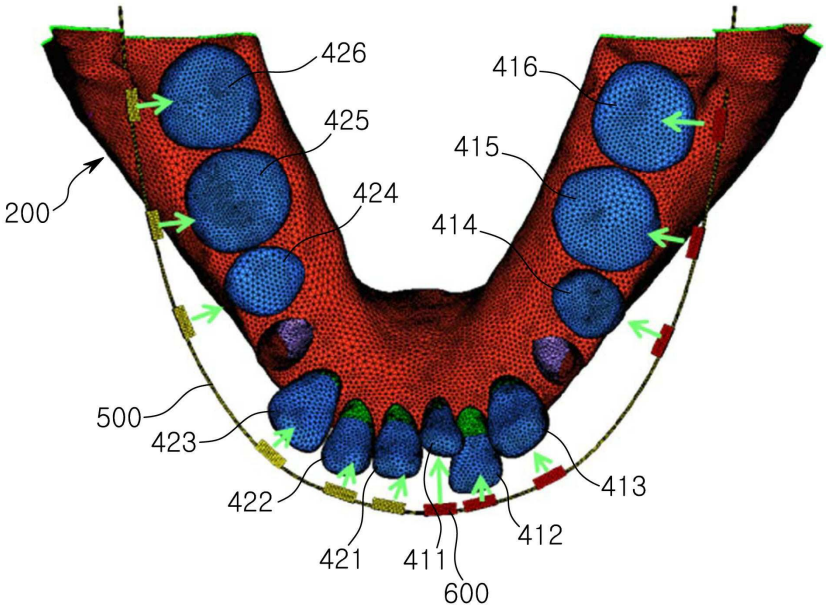

도면21



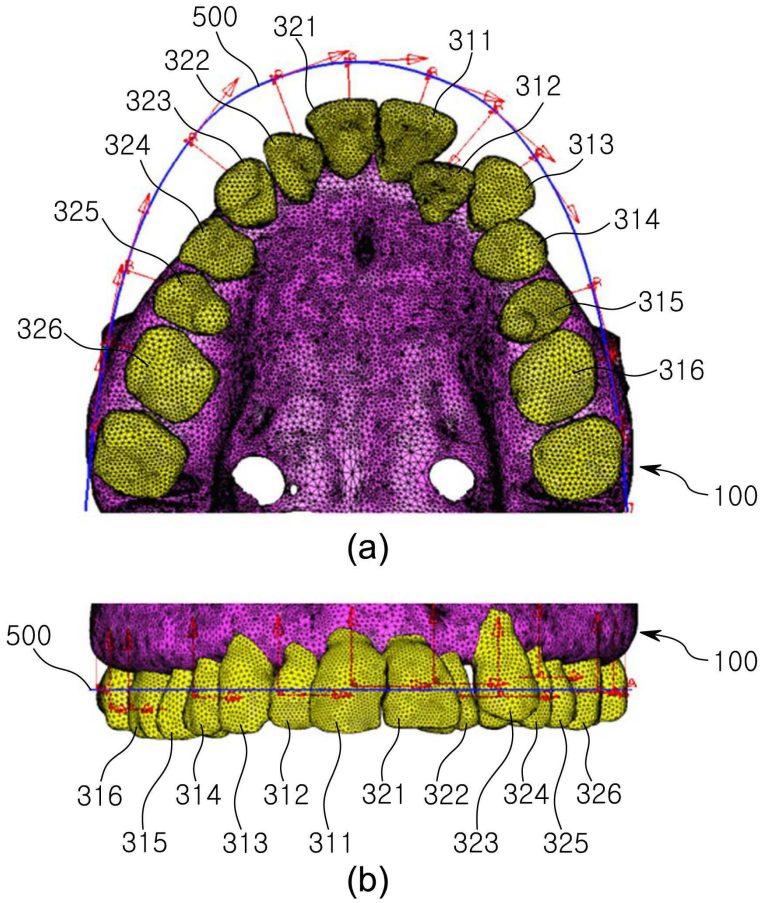
도면22


(a)
600
500
200
(b)
500
316
315
314
313
312
311
321
322
323
324
325
326

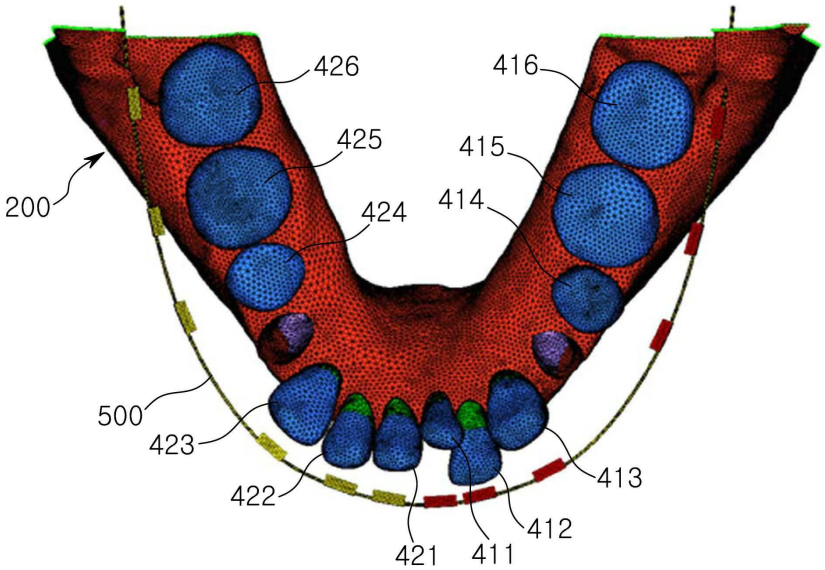
도면23


426
425
424
200
500
423
422
421
411
600
412
413
414
415
416

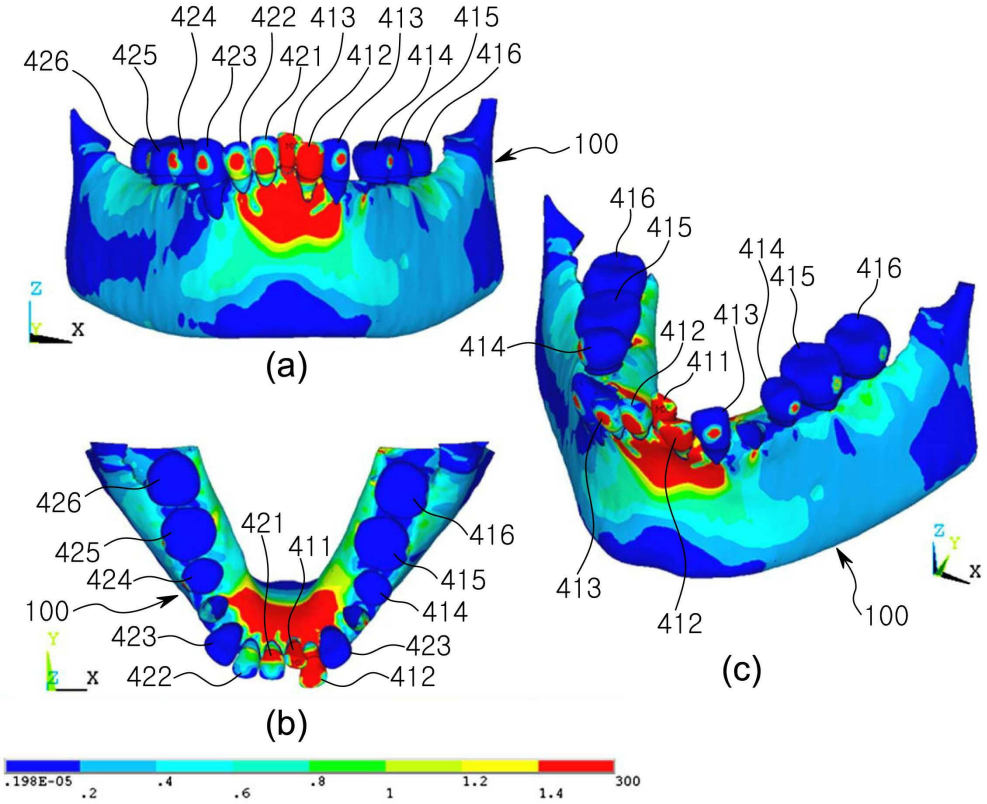
도면24


500
321
311
322
312
323
313
324
314
325
315
326
316
100
(a)
500
100
316
314
312
321
322
324
326
315
313
311
323
325
(b)

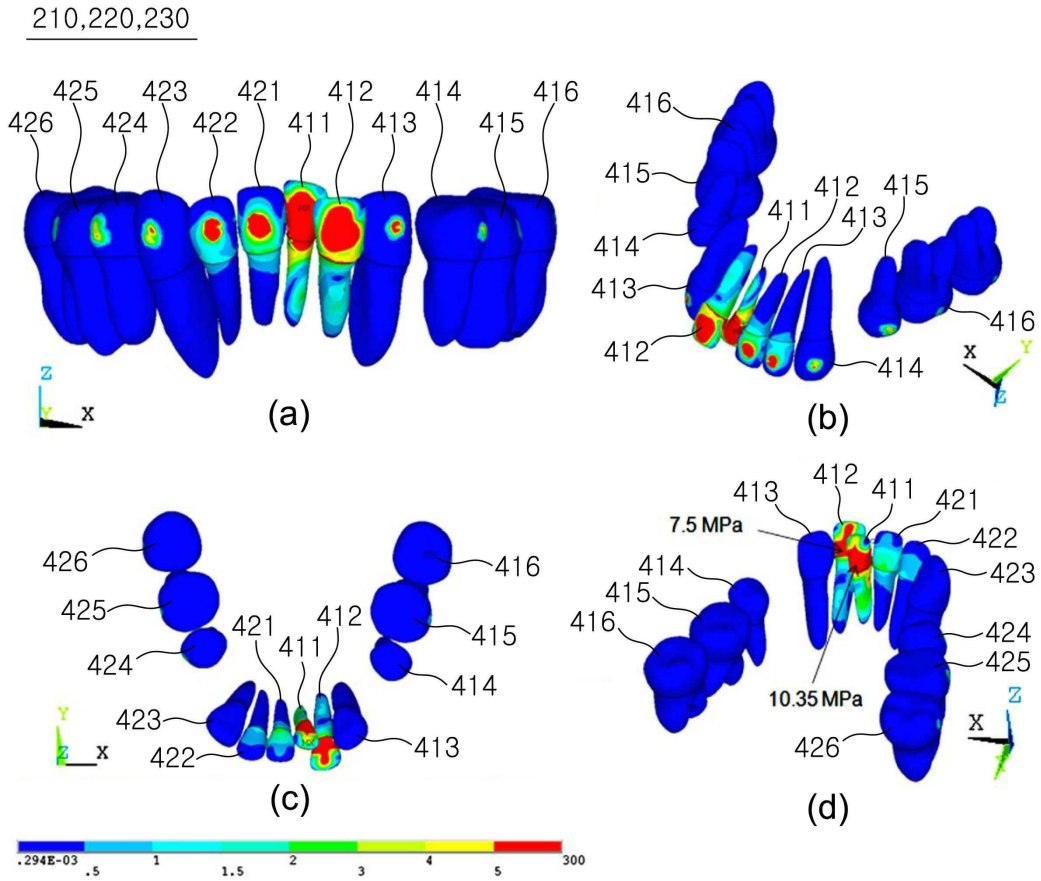
도면25


426
416
425
415
200
424
414
500
423
413
422
412
421
411

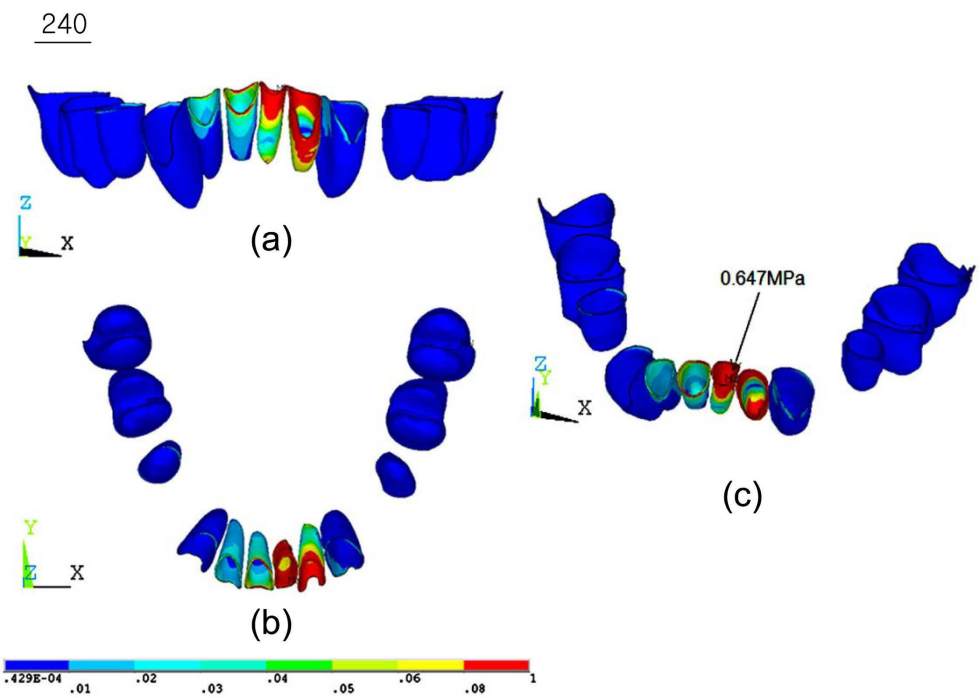
도면26


424
422
413
413
415
426
425
423
421
412
414
416
100
(a)
416
415
414
415
416
413
412
411
414
413
412
100
(c)
426
421
411
416
425
424
415
100
414
423
423
422
412
(b)
.198E-05
.2
.4
.6
.8
1
1.2
1.4
300

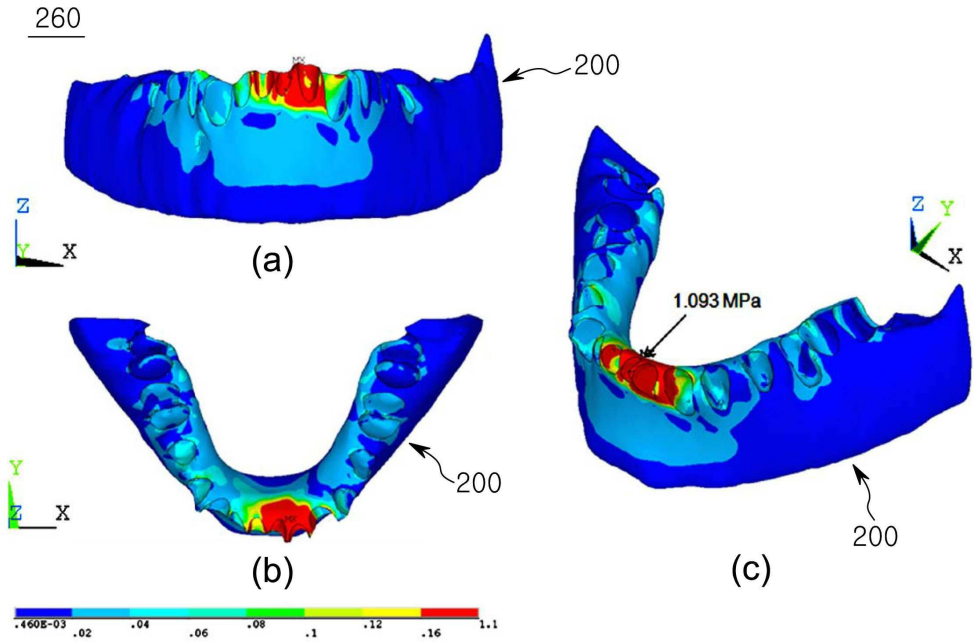
도면27


210,220,230
425
423
421
412
414
416
426
424
422
411
413
415
(a)
416
415
412
415
411
413
414
413
412
414
416
(b)
426
425
421
412
416
424
411
415
414
423
422
413
(c)
413
412
411
421
7.5 MPa
422
414
423
415
416
424
425
10.35 MPa
426
(d)
.294E-03
.5
1
1.5
2
3
4
5
300

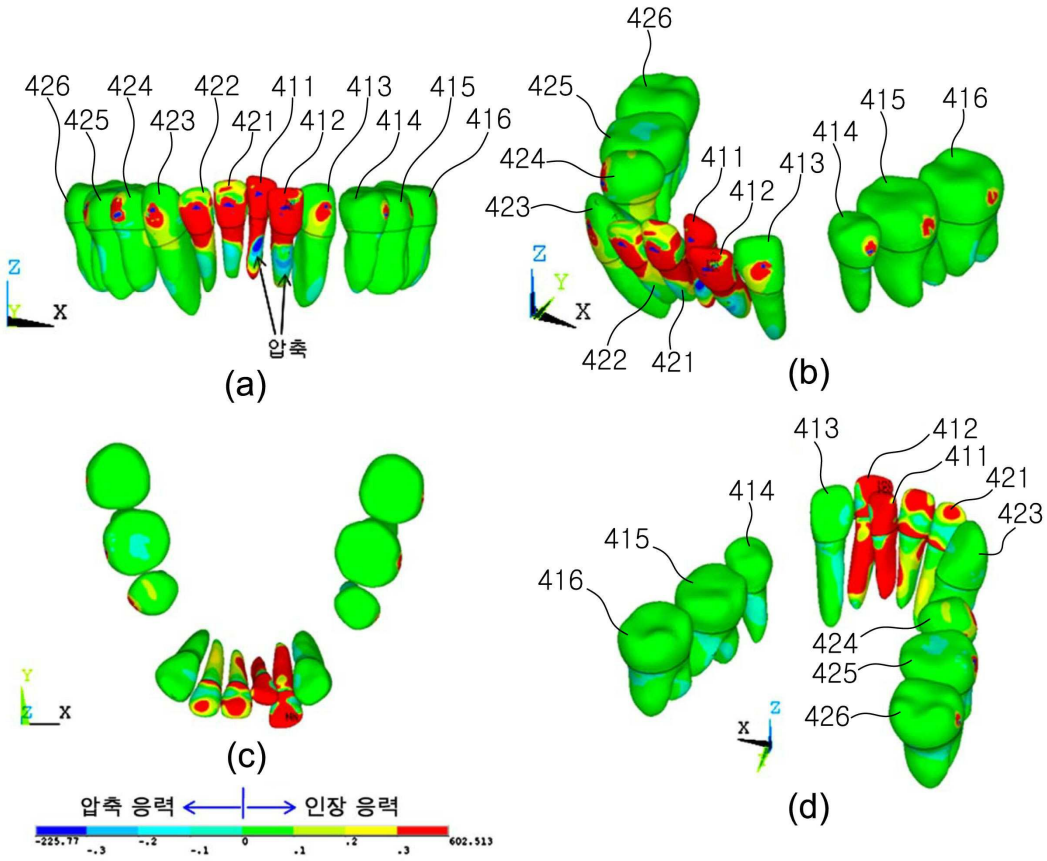
도면28


240
(a)
(b)
(c)
0.647MPa
.429E-04
.01
.02
.03
.04
.05
.06
.08
1

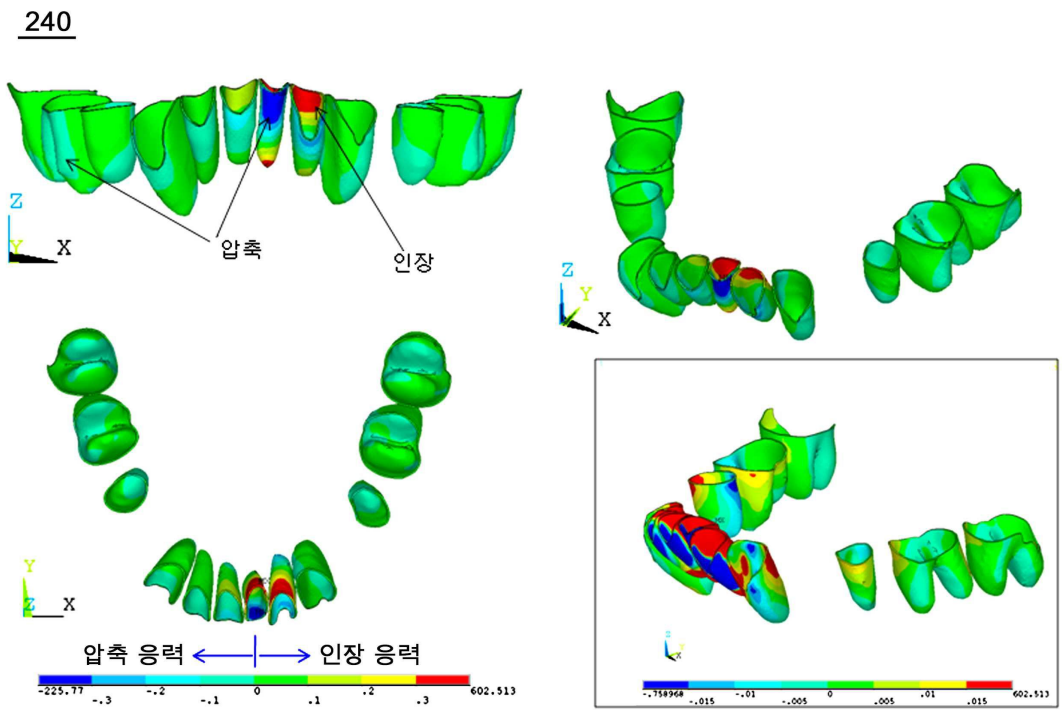
도면29


260
200
(a)
(b)
(c)
1.093 MPa
.460E-03
.02
.04
.06
.08
.1
.12
.16
1.1

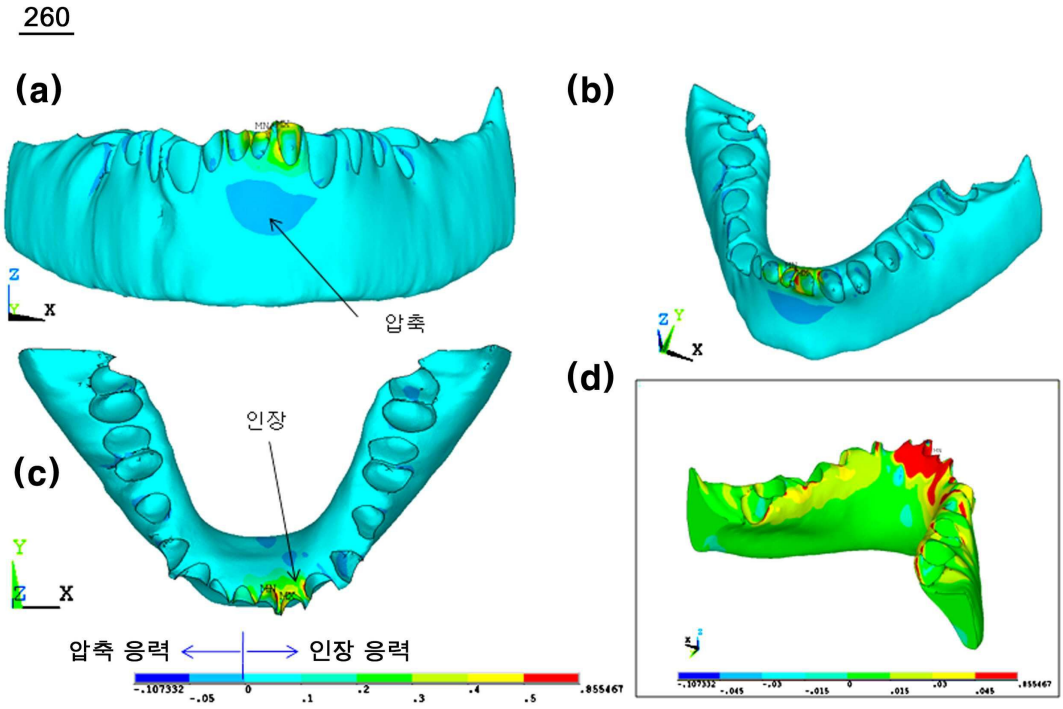
도면30


426
424
422
411
413
415
425
423
421
412
414
416
압축
(a)
426
425
424
423
411
412
413
415
416
414
422
421
(b)
413
412
411
421
423
414
415
416
424
425
426
(d)
(c)
압축 응력
인장 응력
-225.77
-.3
-.2
-.1
0
.1
.2
.3
602.513

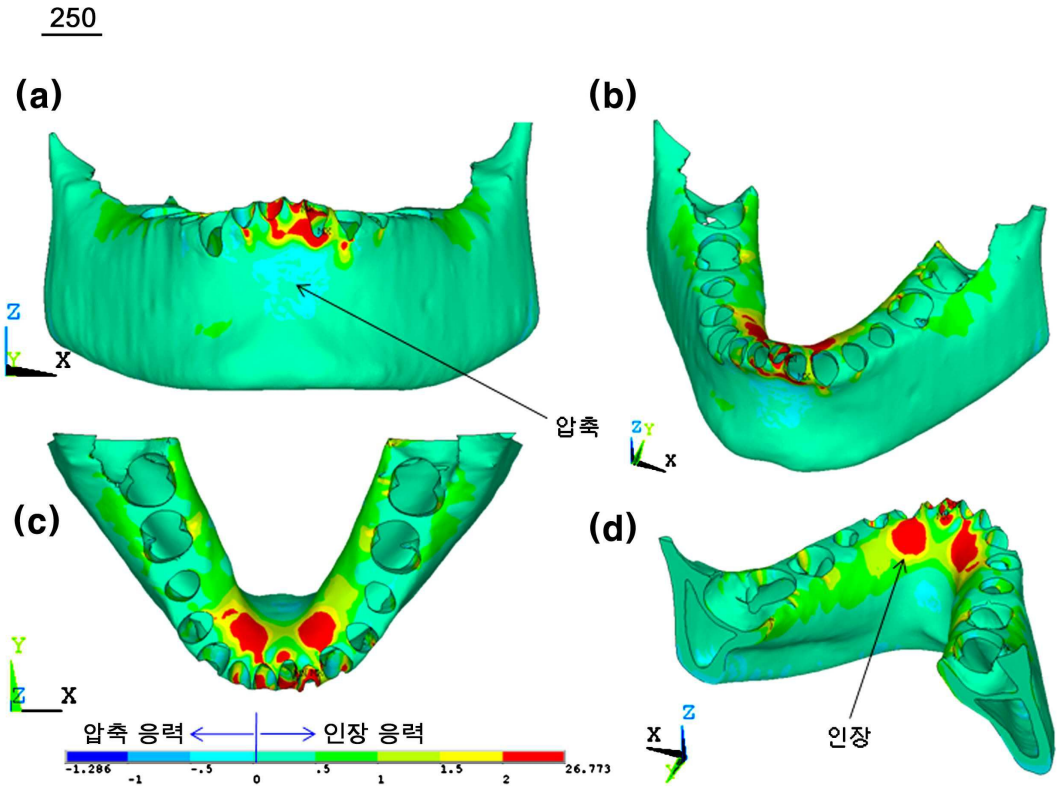
도면31


240
압축
인장
압축 응력
인장 응력
-225.77
-.3
-.2
-.1
0
.1
.2
.3
602.513

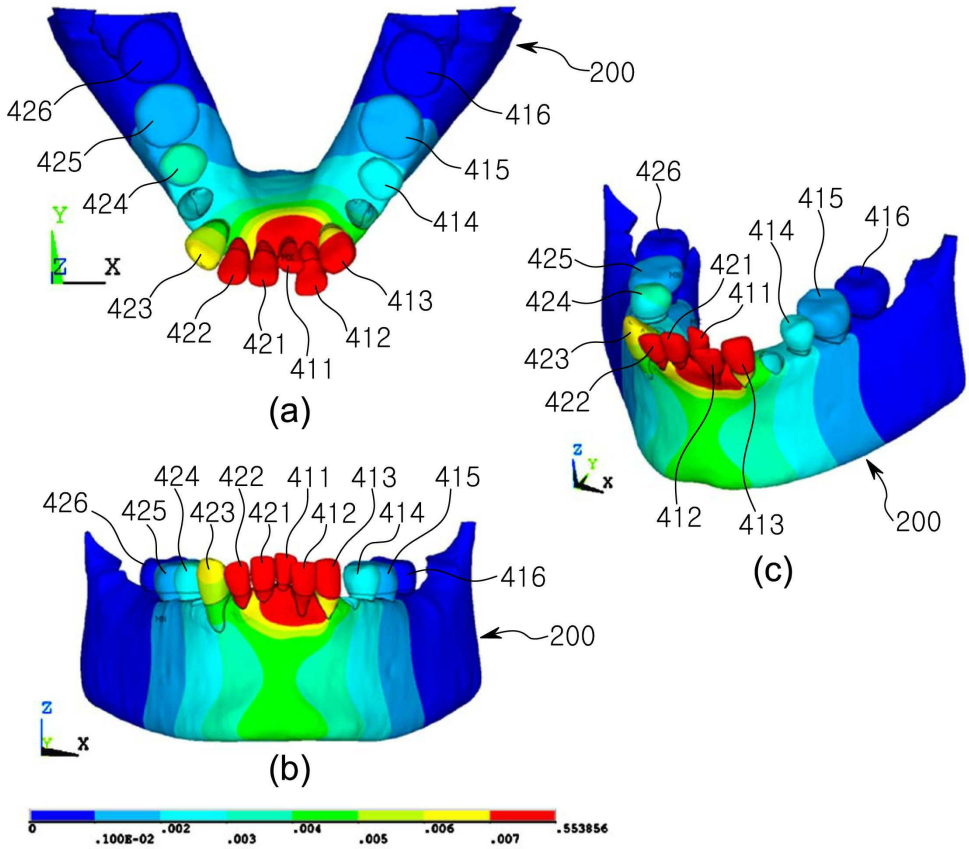
도면32



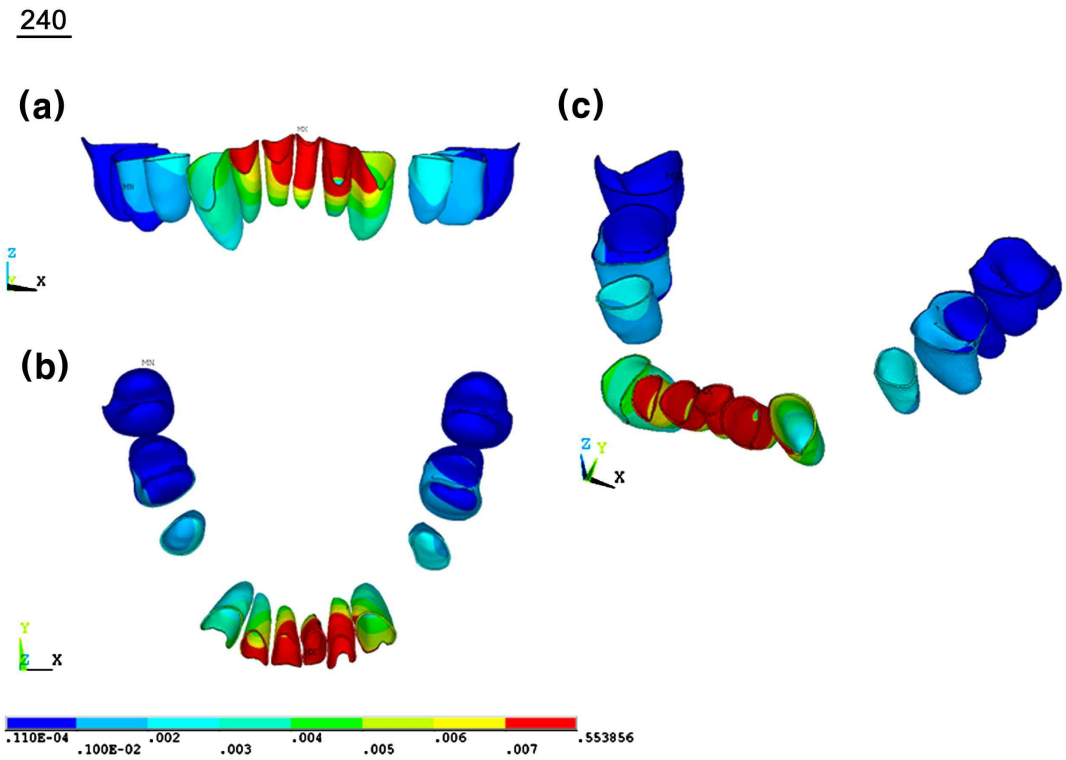

도면33



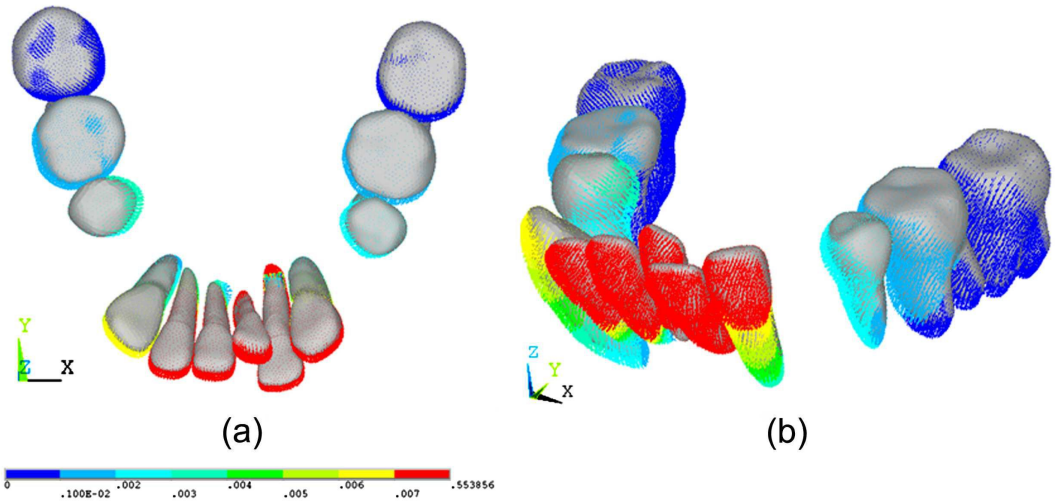
도면34


426
425
424
423
422
421
411
412
413
414
415
416
200
(a)
(b)
(c)
.100E-02
.002
.003
.004
.005
.006
.007
.553856

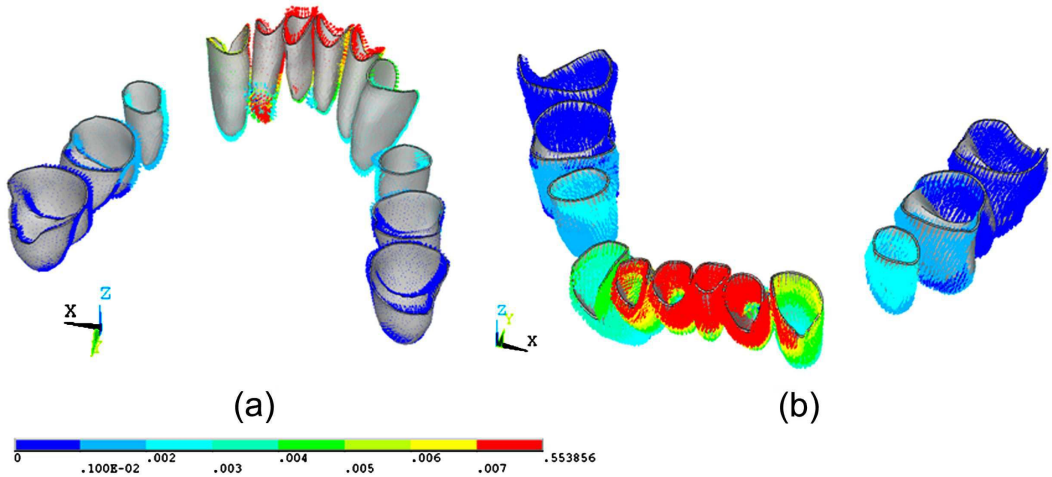
도면35


240
(a)
(b)
(c)
.110E-04
.100E-02
.002
.003
.004
.005
.006
.007
.553856

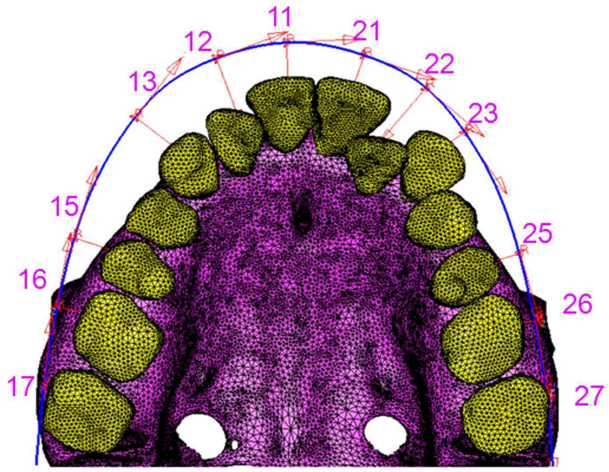
도면36



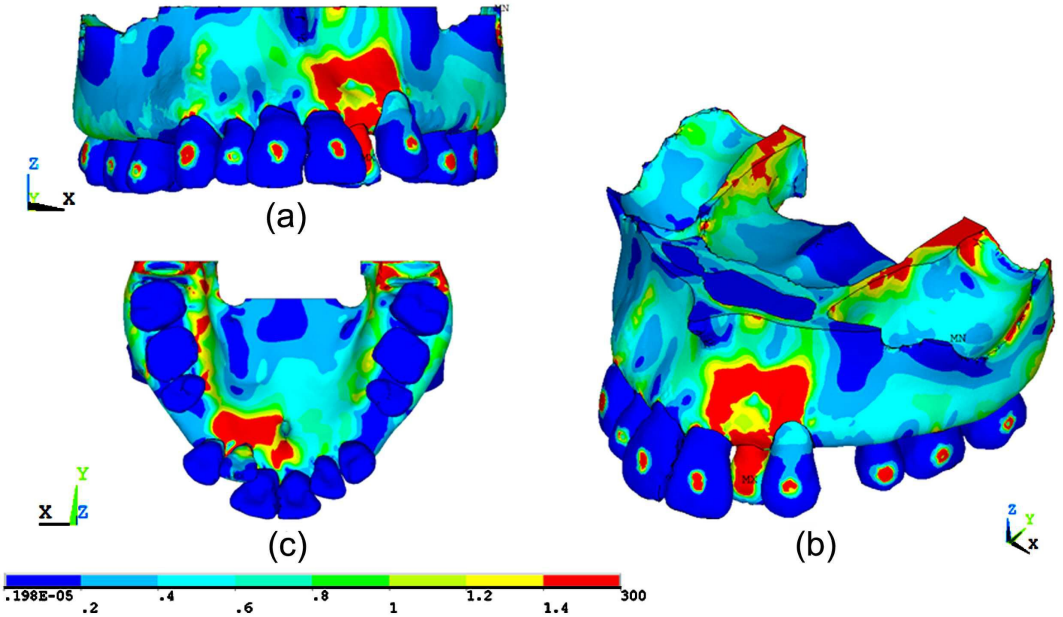

도면37




도면38



도면39




도면40

