

(19) 대한민국특허청(KR)  
(12) 공개특허공보(A)(11) 공개번호 10-2024-0093891  
(43) 공개일자 2024년06월24일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)  
**A61C 7/30** (2006.01) **A61C 7/14** (2006.01)  
**A61C 7/20** (2006.01) **A61C 7/22** (2006.01)  
**A61C 7/28** (2006.01)
- (52) CPC특허분류  
**A61C 7/30** (2013.01)  
**A61C 7/14** (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2024-7017156(분할)  
(22) 출원일자(국제) 2016년12월06일  
심사청구일자 없음  
(62) 원출원 특허 10-2018-7018166  
원출원일자(국제) 2016년12월06일  
심사청구일자 2021년09월17일  
(85) 번역문제출일자 2024년05월23일  
(86) 국제출원번호 PCT/US2016/065174  
(87) 국제공개번호 WO 2017/100198  
국제공개일자 2017년06월15일  
(30) 우선권주장  
62/263,659 2015년12월06일 미국(US)  
(뒷면에 계속)
- (71) 출원인  
**브리우스 테크놀로지스 인코퍼레이티드**  
미국 텍사스 75006 캐럴턴 웨스트그로브 드라이브  
2611 스위트 109
- (72) 발명자  
**로에인 페이카르 세이드 메흐디**  
미국 텍사스 75001 애디슨 웨스트그로브 드라이브  
4553  
**라튼 제임스 실베스타 주니어**  
미국 캘리포니아 90025 로스엔젤리스 오하이오 애  
비뉴 11110 스위트 206
- (74) 대리인  
**특허법인와이에스장**

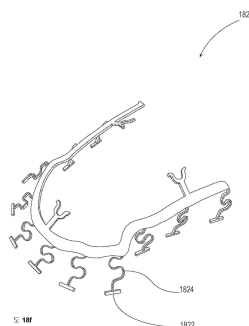
전체 청구항 수 : 총 21 항

(54) 발명의 명칭 **치아 재위치조정 시스템 및 방법**

## (57) 요약

환자의 치아에 설치하기 위한 하나 이상의 고정장치를 이용하여 치아를 재위치조정하는 시스템 및 방법이 기술되어 있다. 고정장치는, 아치 형상 부재; 아치 형상 부재에 제공되거나 결합되는 복수의 스프링 부재; 및 일대일을 기본으로 환자의 대응하는 복수의 치아에 고정시키기 위한 복수의 고정 부재로서, 상기 고정 부재는 아치 형상 부재에 의해 지지되는, 복수의 고정 부재;를 포함한다. 아치 형상 부재와 복수의 스프링은 함께, 길이 치수, 및 길이 치수를 따라 변하는 폭들을 가지는 폭 치수를 가지고 있되 3차원 구조로 굽힘가공되는 2차원 구조를 구비한다.

## 대표도



(52) CPC특허분류

**A61C 7/20** (2013.01)

**A61C 7/22** (2013.01)

**A61C 7/28** (2013.01)

(30) 우선권주장

62/352,025 2016년06월20일 미국(US)

62/393,526 2016년09월12일 미국(US)

15/370,704 2016년12월06일 미국(US)

## 명세서

### 청구범위

#### 청구항 1

치열교정용 임플란트로서, 상기 임플란트는:

환자의 치아들 뒷면에 배치되도록 구성되어 있는 아치 형상 부재; 및

상기 아치 형상 부재로부터 뻗어 있는 복수의 아암들로서, 상기 아치 형상 부재와 상기 아암들 중 적어도 일부는 일체형으로 형성되는 구조를 포함하고 있는, 복수의 아암들;

을 포함하고 있고, 상기 아암들은:

상기 치아들 중 제 1 치아 상에 제 1 길이방향 힘과 제 1 회전방향 힘을 제공하도록 구성되어 있는 제 1 아암으로서, 상기 제 1 아암은 제 1 브래킷에 결합되도록 구성되어 있는 제 1 커넥터 부분을 포함하는, 제 1 아암; 및

상기 치아들 중 제 2 치아 상에 제 2 길이방향 힘과 제 2 회전방향 힘을 제공하도록 구성되어 있는 제 2 아암으로서, 상기 제 1 길이방향 힘은 상기 제 2 길이방향 힘과 상이하고, 상기 제 2 아암은 제 2 브래킷에 결합되도록 구성되어 있는 제 2 커넥터 부분을 포함하는, 제 2 아암;

을 포함하고,

상기 임플란트가 언로딩된 상태에 있는 경우, 제 1 스프링 부분은 제 2 스프링 부분의 형상과 상이한 형상을 가지는 것을 특징으로 하는 임플란트.

#### 청구항 2

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 길이방향 힘의 크기 및 방향은 상기 제 2 길이방향 힘의 개별적인 크기 및 방향과 상이하고,

상기 제 1 회전방향 힘의 크기 및 방향은 상기 제 2 회전방향 힘의 개별적인 크기 및 방향과 상이한 것을 특징으로 하는 임플란트.

#### 청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 스프링 부분은 제 1 폭을 가지고, 상기 제 2 스프링 부분은 상기 제 1 폭과 상이한 제 2 폭을 가지는 것을 특징으로 하는 임플란트.

#### 청구항 4

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 스프링 부분은 제 1 두께를 가지고, 상기 제 2 스프링 부분은 상기 제 1 두께와 상이한 제 2 두께를 가지는 것을 특징으로 하는 임플란트.

#### 청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 아암 또는 상기 제 2 아암 중 적어도 하나는 각각 상기 제 1 아암 또는 상기 제 2 아암의 길이를 따라 변하는 폭을 포함하고 있는 것을 특징으로 하는 임플란트.

#### 청구항 6

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 회전방향 힘은 제 1 방향으로 상기 제 1 치아를 회전시키도록 구성되어 있고, 상기 제 2 회전방향 힘

은 상기 제 1 방향과 상이한 제 2 방향으로 상기 제 2 치아를 회전시키도록 구성되어 있는 것을 특징으로 하는 임플란트.

#### 청구항 7

제 1 항에 있어서,

상기 임플란트는 환자에 의해 제거가능하지 않는 것을 특징으로 하는 임플란트.

#### 청구항 8

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 아암, 상기 제 2 아암, 또는 상기 제 1 아암과 제 2 아암은 니티놀을 포함하고 있는 것을 특징으로 하는 임플란트.

#### 청구항 9

제 1 항에 있어서,

상기 제 1 커넥터 부분은 상기 제 1 브래킷에 탈착가능하게 결합되도록 구성되어 있고, 상기 제 2 커넥터 부분은 상기 제 2 브래킷에 탈착가능하게 결합되도록 구성되어 있는 것을 특징으로 하는 임플란트.

#### 청구항 10

치열교정용 교정장치로서, 상기 교정장치는:

환자의 치아들의 후방면을 따라 뻗어 있도록 구성되어 있는 기다란 부재; 및

상기 기다란 부재를 따라 떨어져 이격되어 있는 복수의 아암들로서, 상기 아암들은 상기 치아들 중 제 1 치아에 결합되도록 구성되어 있는 제 1 아암 및 상기 치아들 중 제 2 치아에 결합되도록 구성되어 있는 제 2 아암을 적어도 포함하고, 상기 기다란 부재와 상기 아암들 중 적어도 일부는 일체형으로 형성되는 구조를 포함하고 있는, 복수의 아암들;

을 포함하고 있고,

상기 제 1 아암은: (i) 제 1 스프링 부분으로서, 상기 제 1 스프링 부분을 따라 상기 제 1 아암은 제 1 변곡점을 가지는, 제 1 스프링 부분; 및 (ii) 제 1 브래킷에 결합되도록 구성되어 있는 제 1 커넥터 부분으로서, 상기 제 1 아암은 제 1 형상을 가지고, 상기 제 1 아암이 상기 제 1 치아에 결합되는 경우 상기 제 1 아암은 상기 제 1 치아 상에 제 1 토크를 가하도록 구성되어 있고, 이로써 상기 제 1 치아가 원래 포지션으로부터 원하는 최종 포지션을 향하여 재위치조정하게 하는, 제 1 커넥터 부분;을 포함하고,

상기 제 2 아암은: (i) 제 2 스프링 부분으로서, 상기 제 2 스프링 부분을 따라 상기 제 2 아암은 제 2 변곡점을 가지는, 제 2 스프링 부분; 및 (ii) 제 2 브래킷에 결합되도록 구성되어 있는, 제 2 커넥터 부분;을 포함하고,

상기 교정장치가 언로딩된 상태에 있는 경우, 상기 제 2 아암은 상기 제 1 형상과 상이한 제 2 형상을 가지고,

상기 제 2 아암이 상기 제 2 치아에 결합되어 있는 경우, 상기 제 2 아암은 상기 제 2 치아 상에 제 2 토크를 가하도록 구성되어 있고, 이로써 상기 제 2 치아가 원래 포지션으로부터 원하는 최종 포지션을 향하여 재위치조정하게 하는 것을 특징으로 하는 교정장치.

#### 청구항 11

제 10 항에 있어서,

상기 제 1 아암의 상기 제 1 스프링 부분은, 상기 제 1 아암이 상기 제 1 치아에 결합되어 있는 경우, 상기 제 1 토크 중 적어도 일부를 가하도록 구성되어 있고,

상기 제 2 아암의 상기 제 2 스프링 부분은, 상기 제 2 아암이 상기 제 2 치아에 결합되어 있는 경우, 상기 제 2 토크 중 적어도 일부를 가하도록 구성되어 있는 것을 특징으로 하는 교정장치.



## 청구항 12

제 10 항에 있어서,

상기 제 2 토크는 상기 제 1 토크와 상이한 것을 특징으로 하는 교정장치.

## 청구항 13

제 10 항에 있어서,

상기 제 1 아암, 상기 제 2 아암, 또는 상기 제 1 아암과 제 2 아암은 니티놀을 포함하고 있는 것을 특징으로 하는 교정장치.

## 청구항 14

제 10 항에 있어서,

상기 제 1 아암은 제 1 폭을 포함하고 있고, 상기 제 2 아암은 상기 제 1 폭과 상이한 제 2 폭을 포함하고 있는 것을 특징으로 하는 교정장치.

## 청구항 15

제 10 항에 있어서,

상기 제 1 아암은 제 1 두께를 포함하고 있고, 상기 제 2 아암은 상기 제 1 두께와 상이한 제 2 두께를 포함하고 있는 것을 특징으로 하는 교정장치.

## 청구항 16

제 10 항에 있어서,

상기 제 1 아암은 상기 제 1 치아에 결합되어 있고, 상기 제 1 스프링 부분은 상기 제 1 치아 상에 제 1 길이방향 힘과 제 1 토크를 동시에 가하도록 구성되어 있고, 상기 제 1 힘은 제 1 방향으로 가해지고 상기 제 1 토크는 상기 제 1 방향과 상이한 제 2 방향으로 가해지는 것을 특징으로 하는 교정장치.

## 청구항 17

제 10 항에 있어서,

상기 제 1 아암은 상기 제 1 치아에 결합되어 있고, 상기 교정장치는 환자에 의해 제거될 수 없는 것을 특징으로 하는 교정장치.

## 청구항 18

제 10 항에 있어서,

상기 제 1 커넥터 부분은 상기 제 1 브래킷에 탈착가능하게 결합되도록 구성되어 있고, 상기 제 2 커넥터 부분은 상기 제 2 브래킷에 탈착가능하게 결합되도록 구성되어 있는 것을 특징으로 하는 교정장치.

## 청구항 19

치열교정용 임플란트로서, 상기 임플란트는:

아치 형상 부재로서, 상기 아치 형상 부재의 적어도 일 부분은 환자의 치아들 뒷면에 배치되도록 구성되어 있는, 아치 형상 부재; 및

상기 아치 형상 부재로부터 뻗어 있는 복수의 아암들로서, 상기 아치 형상 부재와 상기 아암들 중 적어도 일부는 일체형으로 형성되는 구조를 포함하고 있는, 복수의 아암들;

을 포함하고 있고, 상기 아암들은:

(i) 제 1 형상을 가지는 제 1 탄력적 가요성 부분; 및 (ii) 제 1 브래킷에 결합되도록 구성되어 있는 제 1 커넥터 부분으로서, 제 1 아암은 상기 치아들 중 제 1 치아 상에 제 1 토크를 제공하도록 구성되어 있는, 제 1 커넥터

터 부분;을 가지고 있는 제 1 아암; 및

(i) 제 2 형상을 가지는 제 2 탄력적 가요성 부분; 및 (ii) 제 2 브래킷에 결합되도록 구성되어 있는 제 2 커넥터 부분으로서, 상기 임플란트가 언로딩된 상태에 있는 경우, 상기 제 2 형상은 상기 제 1 형상과 상이하고, 상기 제 2 아암은 상기 치아들 중 제 2 치아 상에 제 2 토크를 제공하도록 구성되어 있고, 상기 제 1 토크는 상기 제 2 토크와 상이하고, 상기 제 1 탄력적 가요성 부분과 제 2 탄력적 가요성 부분 각각은 제 1 방향을 향하고 있는 오목한 제 1 구역 및 상기 제 1 방향 반대쪽인 제 2 방향을 향하고 있는 오목한 제 2 구역을 가지고 있는, 제 2 커넥터 부분;을 가지고 있는 제 2 아암;

을 포함하고,

상기 임플란트는, 상기 임플란트가 환자에 의해 제거될 수 없도록, 환자의 입 내부에 고정되도록 구성되어 있는 것을 특징으로 하는 임플란트.

## 청구항 20

제 19 항에 있어서,

상기 제 1 토크는 제 1 방향으로 상기 제 1 치아를 회전시키도록 구성되어 있고, 상기 제 2 토크는 실질적으로 상기 제 1 방향 반대쪽인 제 2 방향으로 상기 제 2 치아를 회전시키도록 구성되어 있는 것을 특징으로 하는 임플란트.

## 청구항 21

제 19 항에 있어서,

상기 제 1 커넥터 부분은 상기 제 1 브래킷에 탈착가능하게 결합되도록 구성되어 있고, 상기 제 2 커넥터 부분은 상기 제 2 브래킷에 탈착가능하게 결합되도록 구성되어 있는 것을 특징으로 하는 임플란트.

## 발명의 설명

### 기술 분야

[0001] 본 출원은, 2015년 12월 6일자로 출원된 미국 가출원 62/263659, 2016년 6월 20일자로 출원된 미국 가출원 62/352025, 및 2016년 9월 12일자로 출원된 미국 가출원 62/393526 각각으로부터의 우선권을 주장하고, 각각의 명세서는 그 전체로 참조사항으로 본 명세서에 통합되어 있다.

[0002] 본 발명은 대체로 환자의 치아에 (가철식으로 또는 비가철식으로) 설치되는 하나 이상의 교정장치를 포함하거나 채용하는 치열교정 시스템 및 방법을 포함하는, 치아를 재위치조정하기 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다.

### 배경 기술

[0003] 치열교정에 있어서, 미관 또는 다른 목적을 위하여 치아를 재위치조정하는 것은 통상 치열교정기(brace)로 지칭되는 치열교정 장치에 의해 수행되어 왔다. 치열교정기는 통상적으로 브래킷(bracket), 아치와이어(archwire), O-링(O-ring) 및 결합선(ligature wire)으로 이루어져 있다. 통상적으로 치아의 앞면에 교정장치를 가지고 있는 치열교정기에 추가하여, 다른 방법은 설측 치열교정수단(치아 뒷면에서 교정장치를 채용함), 및 인비절라인 교정기(Invisalign™ aligner)와 같은 투명 교정기(치아 위에서 투명한 폴리머셀을 채용함)를 포함한다.

### 선행기술문헌

#### 특허문헌

[0004] (특허문헌 0001) 미국특허공보 US6220856 B1 (2001년 4월24일)

### 발명의 내용

#### 해결하려는 과제

[0005] 본 명세서에 기술된 발명은 치아를 재위치조정하기 위한 시스템 및 방법에 관한 것이고, 환자의 치아에 (가철식으로 또는 비가철식으로) 설치되는 하나 이상의 교정장치를 포함하거나 채용한다.

### 과제의 해결 수단

[0006] 다양한 발명들의 예시들에 따라 환자의 치아에 설치하기 위한 교정장치는 아치 형상 부재, 아치 형상 부재에 제공되거나 결합되는 복수의 스프링 부재, 및 환자의 복수의 치아에 고정시키기 위한 복수의 고정 부재를 구비하고, 고정 부재는 아치 형상 부재에 의해 지지된다. 이러한 예시들에서, 아치 형상 부재와 복수의 스프링은 함께, 길이 치수, 및 길이 치수를 따라 변하는 폭들을 가지는 폭 치수를 가지고 있되 3차원 구조로 곱힘가공되는 2차원 구조를 구비한다.

[0007] 추가 예시에 따르는 교정장치에서, 각각의 고정 부재는: (a) 환자의 하나 이상의 치아에 접합되는 하나 이상의 별개의 개별적인 암형 커넥터 요소와 맞물리도록 구성되어 있는 별개의 개별적인 수형 커넥터 요소; 또는 (b) 환자의 하나 이상의 치아에 걸쳐 그 위쪽에 들어맞도록 구성되어 있는 별개의 개별적인 캡;을 구비한다.

[0008] 추가 예시에 따르는 교정장치에서, 아치 형상 부재는 교정장치가 환자의 치아에 설치되는 경우 환자의 턱의 아치를 따라 뻗어 있으면서 이에 대응하도록 구성되어 있고, 각각의 스프링 부재는 아치 형상 부재가 환자의 턱을 따라 뻗어 있는 경우 환자의 턱에 있는 2개의 치아 사이의 위치에서 아치 형상 부재를 따라 배열되어 있다.

[0009] 추가 예시에 따르는 교정장치는 아치 형상 부재로부터 뻗어 있는 복수의 아암을 포함한다. 각각의 아암은 환자의 하나 이상의 치아와 결속되고, 여기에서 복수의 고정 부재의 각각의 개별적인 고정 부재는 각각의 다른 고정 부재에 대하여 아암들 중 적어도 하나의 상이한 개별적인 하나에 부착된다. 이러한 예시들에서, 각각의 고정 부재는: (a) 환자의 하나 이상의 치아에 접합되는 하나 이상의 별개의 개별적인 암형 커넥터 요소에 맞물리도록 구성되어 있는 별개의 개별적인 수형 커넥터 요소; 또는 (b) 환자의 하나 이상의 치아에 걸쳐 그 위쪽에 들어맞도록 구성되어 있는 별개의 개별적인 캡;을 구비한다.

[0010] 추가 예시에 따르는 교정장치에서, 복수의 스프링 부재의 각각의 개별적인 스프링 부재는 각각의 다른 스프링 부재에 대하여 아암들 중 상이한 개별적인 하나를 따라 제공되어 있다.

[0011] 추가 예시에 따르는 교정장치에서, 각각의 스프링 부재는 아암에 부착되는 고정 부재와 아치 형상 부재 사이의 위치에서 아암들 중 개별적인 하나에 제공되어 있다.

[0012] 추가 예시에 따르는 교정장치에서, 각각의 고정 부재는 고정 부재가 부착되는 아암의 스프링 부재의 어떠한 부분도 커버하지 않으면서 이로부터 분리되어 있다.

[0013] 추가 예시에 따르는 교정장치에서, 각각의 고정 부재는 교정장치가 설치되는 경우 환자의 하나 이상의 치아에 걸쳐 그 위쪽에 들어맞도록 구성되어 있는 별개의 개별적인 캡을 구비하고 있어서, 복수의 고정 부재는 아치 형상 부재를 따라 배열되어 있는 복수의 캡을 구비하고, 그리고 여기에서 각각의 별개의 개별적인 캡은 복수의 캡 중 하나 이상의 다른 캡으로부터 연결해제되어 있다.

[0014] 추가 예시에 따르는 교정장치에서, 각각의 고정 부재는 환자의 치아 중 하나에 접합되는 암형 커넥터 요소 안에 있는 슬롯과 맞물리도록 구성되어 있는 T자형 부재를 구비한다.

[0015] 본 발명의 추가 예시에 따라 환자의 치아에 설치하기 위한 교정장치는: 아치 형상 부재; 아치 형상 부재로부터 뻗어 있는 복수의 아암으로서, 각각의 아암은 복수의 아암 중 각각의 다른 아암에 대하여 환자의 치아 중 하나 이상의 상이한 개별적인 치아와 결속되는, 복수의 아암; 및 환자의 복수의 치아에 고정시키기 위한 복수의 고정 부재;를 구비하고, 여기에서 복수의 고정 부재 중 각각의 개별적인 고정 부재는 하나 이상의 아암에 부착되어 있다.

[0016] 상기 발명의 추가 예시에 따르는 교정장치에서, 복수의 고정 부재의 각각의 개별적인 고정 부재는 복수의 고정 부재의 각각의 다른 고정 부재에 대하여 아암들 중 상이한 개별적인 아암에 부착되어 있다.

[0017] 상기 발명의 추가 예시에 따르는 교정장치에서, 각각의 고정 부재는: (a) 환자의 하나 이상의 치아에 접합되는 하나 이상의 개별적인 암형 커넥터 요소와 맞물리도록 구성되어 있는 별개의 개별적인 수형 커넥터 요소; 또는 (b) 환자의 하나 이상의 치아에 걸쳐 그 위쪽에 들어맞도록 구성되어 있는 별개의 개별적인 캡;을 구비한다.

[0018] 상기 발명의 추가 예시에 따르는 교정장치는 하나 이상의 복수의 아암에 제공되거나 결합되는 복수의 스프링 부재를 포함하고 있어서, 하나 이상의 아암은 적어도 하나의 스프링 부재를 포함한다.

- [0019] 상기 발명의 추가 예시에 따르는 교정장치에서, 각각의 스프링 부재는 아암에 부착되는 고정 부재와 아치 형상 부재 사이의 위치에서 아암들 중 개별적인 하나에 제공되어 있다.
- [0020] 상기 발명의 추가 예시에 따르는 교정장치에서, 각각의 고정 부재는 고정 부재가 부착되는 아암의 스프링 부재의 어떠한 부분도 커버하지 않으면서 이로부터 분리되어 있다.
- [0021] 상기 발명의 추가 예시에 따르는 교정장치에서, 각각의 고정 부재는 교정장치가 설치되는 경우 환자의 하나 이상의 치아에 걸쳐 그 위쪽에 들어맞도록 구성되어 있는 별개의 개별적인 캡을 구비하고 있어서, 복수의 고정 부재는 아치 형상 부재에 의해 형성되는 아치를 따라 배열되어 있는 복수의 캡을 구비하고, 그리고 여기에서 각각의 별개의 개별적인 캡은 복수의 캡 중 하나 이상의 다른 캡으로부터 연결해제되어 있다.
- [0022] 본 발명들의 예시들에 따라 환자의 치아에 설치하기 위한 교정장치를 만드는 방법은: 길이 치수와 폭 치수, 및 시트 재료의 두께에 대응하는 두께를 가지는 2차원 형상 구조가 되도록 편평한 시트 재료를 절단가공하는 단계; 아치 형상 부재, 및 아치 형상 부재에 제공되거나 결합되는 복수의 스프링 부재를 가지는 3차원 구조가 되도록 2차원 형상 구조를 굽힘가공하는 단계; 및 환자의 복수의 치아에 고정시키기 위한 복수의 고정 부재를 아치 형상 부재 상에서 지지하는 단계;를 구비한다.
- [0023] 추가 예시들에 따르는 방법에서, 각각의 고정 부재는: (a) 환자의 하나 이상의 치아에 접합되는 하나 이상의 개별적인 암형 커넥터 요소와 맞물리도록 구성되어 있는 별개의 개별적인 수형 커넥터 요소; 또는 (b) 환자의 하나 이상의 치아에 걸쳐 그 위쪽에 들어맞도록 구성되어 있는 별개의 개별적인 캡;을 구비한다.
- [0024] 추가 예시들에 따르는 방법에서, 아치 형상 부재는 교정장치가 환자의 치아에 설치되는 경우 환자의 턱의 아치를 따라 뻗어 있으면서 이에 대응하도록 구성되어 있고, 각각의 스프링 부재는 아치 형상 부재가 환자의 턱을 따라 뻗어 있는 경우 환자의 턱에 있는 2개의 치아 사이의 위치에서 아치 형상 부재를 따라 배열되어 있다.
- [0025] 추가 예시들에 따르는 방법에서, 절단가공하는 단계는, 아치 형상 부재로부터 뻗어 있는 복수의 아암을 형성하도록 편평한 시트 재료를 절단가공하는 단계로서, 각각의 아암은 환자의 하나 이상의 치아와 결속되는, 단계를 구비하고, 여기에서 복수의 고정 부재를 지지하는 단계는, 각각의 다른 고정 부재에 대하여 아암들의 조합이나 상이한 어느 하나에 복수의 고정 부재의 각각의 개별적인 고정 부재를 제공하는 단계를 구비한다.
- [0026] 추가 예시들에 따르는 방법에서, 각각의 고정 부재는: (a) 환자의 하나 이상의 치아에 접합되는 하나 이상의 개별적인 암형 커넥터 요소와 맞물리도록 구성되어 있는 별개의 개별적인 수형 커넥터 요소; 또는 (b) 환자의 하나 이상의 치아에 걸쳐 그 위쪽에 들어맞도록 구성되어 있는 별개의 개별적인 캡;을 구비한다.
- [0027] 추가 예시들에 따르는 방법에서, 복수의 스프링 부재의 각각의 개별적인 스프링 부재는 각각의 다른 스프링 부재에 대하여 아암들 중 상이한 개별적인 하나를 따라 제공되어 있다.
- [0028] 추가 예시들에 따르는 방법에서, 각각의 스프링 부재는 아암에 부착되는 고정 부재와 아치 형상 부재 사이의 위치에서 아암들 중 개별적인 하나에 제공되어 있다.
- [0029] 추가 예시들에 따르는 방법에서, 복수의 고정 부재를 지지하는 단계는, 고정 부재가 부착되는 아암의 스프링 부재의 어떠한 부분도 커버하지 않으면서 이로부터 분리되어 있는 포지션으로 각각의 고정 부재를 지지하는 단계를 구비한다.
- [0030] 추가 예시들에 따르는 방법에서, 복수의 고정 부재를 지지하는 단계는: 교정장치가 설치되는 경우 환자의 하나 이상의 치아에 걸쳐 그 위쪽에 들어맞도록 구성되어 있는 별개의 개별적인 캡을 제공하는 단계; 및 캡들이 아치 형상 부재를 따라 정렬되도록, 그리고 각각의 별개의 개별적인 캡이 복수의 캡 중 하나 이상의 다른 캡들로부터 연결해제되도록 각각의 캡을 지지하는 단계;를 구비한다.
- [0031] 추가 예시들에 따르는 방법에서, 복수의 고정 부재를 지지하는 단계는: 복수의 T자형 부재를 지지하는 단계로서, 각각의 T자형 부재는 환자의 하나 이상의 치아에 접합되는 암형 커넥터 요소 안에 있는 슬롯과 맞물리도록 구성되어 있는, 단계;를 구비한다.
- [0032] 추가 예시들에 따르는 방법은: 환자의 치아의 원하는 치아 배열의 3차원 이미지 또는 템플릿(template)을 획득하는 단계; 및
- [0033] 3차원 이미지 또는 템플릿을 2차원 이미지 또는 템플릿으로 변환하는 단계;
- [0034] 를 추가로 구비하고, 여기에서 2차원 구조가 되도록 편평한 시트 재료를 절단가공하는 단계는, 2차원 이미지 또

는 템플릿에 대응하는 형상으로 편평한 시트 재료를 절단가공하는 단계를 구비한다.

[0035] 추가 예시들에 따르는 방법에서, 편평한 시트 재료는 니티놀(Nitinol)로 된 시트를 구비한다.

[0036] 추가 예시들에 따르는 방법에서, 편평한 시트 재료는 형상 기억 금속으로 된 시트를 구비한다.

[0037] 추가 예시들에 따르는 방법에서, 2차원 형상 구조의 적어도 하나의 길이 치수나 폭 치수는 2차원 형상 구조의 길이나 폭에 걸쳐 변한다.

### 도면의 간단한 설명

[0038] 도 1은 제 1 실시예의 일 예시에 따르는 교정장치의 사시도이다.

도 2는 제 1 실시예의 다른 예시에 따르는 교정장치의 사시도이다.

도 3은 제 1 실시예의 다른 예시에 따르는 교정장치의 사시도이다.

도 4a 내지 4c는 제 1 실시예, 제 2 실시예, 제 3 실시예 및 제 4 실시예의 다양한 예시들에 따르는 교정장치를 위한 스프링의 사시도이다.

도 5는 제 1 실시예의 다른 예시에 따르는 교정장치의 사시도이다.

도 6은 제 1 실시예의 다른 예시에 따르는 교정장치의 사시도이다.

도 7은 암형 커넥터 요소의 일 예시를 가지는 상악(upper jaw)과 하악(lower jaw)의 사시도이다.

도 8은 제 2 실시예의 일 예시에 따르는 교정장치의 사시도이다.

도 9는 제 2 실시예의 다른 예시에 따르는 교정장치의 사시도이다.

도 10은 제 2 실시예의 다른 예시에 따르는 교정장치의 사시도이다.

도 11은 제 2 실시예의 다른 예시에 따르는 교정장치의 사시도이다.

도 12a 내지 도 12h는 제 2 실시예의 다른 예시에 따르는 교정장치를 위한 아암과 수형 커넥터 요소의 구성요소들의 사시도이다.

도 13a는 암형 커넥터 요소들의 다른 예시를 가지는 상악의 사시도이다.

도 13b는 도 13a에 있는 타입의 암형 커넥터 요소의 사시도이다.

도 14는 제 2 실시예의 다른 예시에 따르는 교정장치의 사시도이다.

도 15a는 수형 커넥터 요소의 일 예시의 평면도이다.

도 15b는 암형 커넥터 요소의 다른 예시의 사시도이다.

도 15c는 치아에 접합되어 있되, 도 15b의 암형 커넥터 요소에 결합되어 있는 도 15a의 수형 커넥터 요소의 사시도이다.

도 16a는 교정장치를 위한 수형 커넥터 요소의 일 예시의 정면도이다.

도 16b는 도 16a의 수형 커넥터 요소와 채용될 수 있는 암형 커넥터 요소의 일 예시의 사시도이다.

도 16c는 도 16a와 도 16b의 예시들에 따르는 암형 커넥터 요소 내부에 수용되어 있는 수형 커넥터 요소의 사시도이다.

도 17a는 제 1 실시예의 다른 예시에 따르는 교정장치 또는 교정장치의 구성요소의 사시도이다.

도 17b는 암형 커넥터 요소들이 접합되어 있는 치아에 설치되어 있는, 도 17a의 교정장치의 사시도이다.

도 18a 내지 도 18d는 교정장치의 2차원(2D) 도면들이면서 부재들의 평면도와 사시도이다.

도 18e와 도 18f는 도 18a 내지 도 18d의 도면들과 부재들에 따라 구성되어 있는 제 2 실시예의 예시들에 따르는 교정장치의 사시도이다.

도 19a와 도 19b는 제 3 실시예에 따라 교정장치를 만들기 위한 구성요소들과 툴(tool)들의 사시도이다.

도 19c는, 제 3 실시예에 따르되 도 19a와 도 19b에 따라 만들어진 교정장치의 사시도이다.

도 20은 다양한 실시예들에 따라 교정장치를 제작하는 진행과정에 관한 흐름도이다.

도 21은 다양한 실시예들에 따라 교정장치를 제작하는 추가 진행과정에 관한 흐름도이다.

도 22a는 피동 상태에 있는, 제 3 실시예에 따르는 교정장치의 개략적인 도면이다.

도 22b는 능동 상태에 있으면서 치아에 연결되어 있는, 제 3 실시예에 따르는 교정장치의 개략적인 도면이다.

도 23a는 피동 상태에 있는, 제 4 실시예에 따르는 교정장치의 개략적인 도면이다.

도 23b는 능동 상태에 있으면서 치아에 연결되어 있는, 제 4 실시예에 따르는 교정장치의 개략적인 도면이다.

도 24는 실시예들의 일정한 예시들을 구현하는데 이용될 수 있는 처리 시스템의 일반화된 개략적인 도면이다.

도 25는 T자형 수형 커넥터 요소의 일 예시의 정면도이다.

도 26a 내지 도 26f에는, 이에 한정되는 것은 아니지만 도 25에 나타나 있는 T자형 수형 커넥터 요소를 수용하거나 수용하기 위한 암형 커넥터 요소들의 예시들의 사시도가 나타나 있다.

도 27a와 도 27b는 환형상의 수형 커넥터 요소의 2개의 예시의 정면도이다.

도 28은 암형 커넥터 요소와 맞물려 있는, 도 27a의 수형 커넥터 요소의 정면도이다.

### 발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

- [0039] 다양한 실시예들에 관한 다음에 오는 설명에서, 본 발명이 실시될 수 있는 구체적인 실시예가 실례로서 나타나 있으면서 그 일부를 형성하는 첨부 도면을 참조한다. 다른 실시예들이 이용될 수도 있다는 점, 및 본 명세서에 개시되어 있는 다양한 실시예들의 범위를 벗어나지 않으면서 구조적 변경이 행해질 수 있다는 점은 이해되어야 한다.
- [0040] 본 명세서에 기술된 실시예들은 치아를 재위치조정하기 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다. 특정 실시예는 원래 치아 배열(original tooth arrangement; OTA)로부터 원하는 최종 치아 배열(final tooth arrangement; FTA)로 치아를 재위치조정하기 위한 시스템 및 방법에 관한 것이다. 특정 실시예에서, 치아 재위치조정은 하나의 교정장치를 사용하여 단일의 하나의 단계로 달성될 수 있다. 다른 실시예에서, 치아 재위치조정은 다수의 교정장치를 사용하여 점진적으로 수행되는 다수의 단계들을 수반한다. 다수의 단계들(또는 다수의 교정장치들 또는 이들 모두)을 수반하는 실시예들은 원래 치아 배열(OTA)과 원하는 최종 치아 배열(FTA) 사이에 있는 하나 이상의 중간 치아 배열들(intermediate tooth arrangements; ITAs)을 포함할 수 있다.
- [0041] 일정한 실시예들은 미관상 염려하는 환자들을 위하여 하나 이상의 교정장치가 치아 뒷면에 설치될 수 있는 미끄럼 방지 기계장치(non-sliding mechanics)를 이용한다. 다른 실시예들은 하나 이상의 교정장치를 환자의 치아의 앞면이나 뒷면, 또는 환자의 치아의 앞면이나 뒷면 양쪽 모두에 설치하는 다른 적합한 기계장치를 채용할 수 있다. 교정장치를 치아의 뒷면이나 앞면에 배치할지 배치하지 않을지 여부에 관한 판정은 통상적으로 환자와 함께 임상의, 의사 또는 다른 숙련된 인원에 의해 행해진다.
- [0042] 본 명세서에 기술된 일정한 실시예들은, 일단 교정장치가 환자의 치아에 설치되면 환자에 의해 제거될 수 없는 고정식 교정장치를 포함하거나 채용한다. 본 명세서에 기술된 다른 실시예들은 환자에 의해 선택적으로 환자의 치아에 설치되거나 제거될 수 있는 가철성 교정장치를 포함하거나 채용한다. 고정식 교정장치를 포함하거나 채용하는 실시예들은, 가철성 치열교정 기법을 포함하거나 채용하는 실시예들과 비교하여 환자의 협력이나 연습을 덜 필요로 하거나 덜 수반할 수 있다.
- [0043] 본 명세서에 기술된 특정 실시예들은 환자가 임상의를 방문하는 횟수를 줄일 뿐만 아니라 환자와 임상의의 진료 시간을 줄일 수 있다. 추가로, 특정 실시예들은 종래의 치열교정 절차와 비교하여 총 치료 시간을 단축시킬 수 있다.
- [0044] 본 명세서에 기술된 특정 실시예들에서, 치아 위치교정(tooth movement)의 계획은 컴퓨터화될 수 있고, 이는 종래의 기법과 비교하여 임상의를 위한 치료 진행과정을 단순화할 수 있을 뿐만 아니라 치료 정확도를 향상시킬 수 있다.
- [0045] 본 명세서에 기술된 하나 이상의 교정장치는, 이에 한정되는 것은 아니지만 임시 위치교정 장치, 미니



플레이트, 임플란트 및 이와 유사한 것을 포함하는 하나 이상의 골 위치고정 장치(bone anchorage device)들을 포함하거나 이러한 장치들과 조합될 수 있다.

[0046] 제 1 실시예에 따르는 시스템 또는 방법은 핀 앤드 튜브 스타일 교정장치(pin and tube style appliance)를 포함하거나 채용한다. 일정한 핀 앤드 튜브 타입 교정장치는 베그 어플라이언스 시스템(Begg appliance system)과 같은 종래의 시스템에서 채용되어 왔다. 제 1 실시예에 따르는 교정장치는 수형 커넥터 요소들, 및 인접한 수형 커넥터 요소들 사이에 있는 하나 이상의 스프링을 포함한다. 제 1 실시예의 일정한 예시들에서, 하나 이상의 스프링은 각각의 수형 커넥터 요소와 각각의 인접한 수형 커넥터 요소 사이에 제공되어 있다. 제 1 실시예의 다른 예시에서, 하나 이상의 스프링은 쌍들을 이루는 인접한 수형 커넥터 요소들 모두는 아니지만 그 중 일부 사이에 제공되어 있다. 예를 들어, 교정장치의 강성 부분은 한쌍 또는 몇쌍을 이루는 인접한 수형 커넥터 요소들 사이에 제공될 수 있다. 추가 예시들에서, 하나 이상의 스프링은 서로 직접 인접하지 않은 수형 커넥터 요소들 사이에 제공될 수 있다. 각각의 스프링은 교정장치의 힘 발생 구성요소이다. 특정 실시예들에서, 각각의 스프링은 이에 한정되는 것은 아니지만 형상 기억 합금과 같은 가요성 재료로 만들어지는데, 이러한 형상 기억 합금이 니티놀로 한정되는 것은 아니다. 특정 실시예들에서, 하나 이상의 스프링 또는 교정장치 중 다른 부분들(또는 전체 교정장치)은 형상 기억 합금과 같은 편평한 가요성 시트 재료로 만들어지는데, 이러한 형상 기억 합금은 니티놀로 한정되는 것은 아니지만 원하는 2차원 형상으로 절단가공되고 나서 교정장치의 원하는 3차원 형상으로 굽힘가공되는 것이다. 이러한 실시예들에서, 2차원 형상은 원하는 폭뿐만 아니라 길이로 구성될 수 있는데, 이는 단일 직경 와이어가 굽힘가공되면서 원하는 형상으로 세팅되는 종래의 벤트 와이어 어플라이언스 시스템(bent wire appliance system)과 비교하여 추가적인 설계 옵션을 제공할 수 있다. 특정 실시예에서, 컴퓨터식 설계와 제조는 교정장치의 2차원 형상을 3차원 형상으로 설계하거나 구성하기 위해서 채용될 수 있고 그리고/또는 교정장치의 2차원 형상을 3차원 형상으로 굽힘가공하기 위해서 채용될 수 있다. 특정 예시들에서, 각각의 스프링은 컴퓨터식 설계 기법을 이용하여 설계되는데, 이러한 설계에는 어느 치아가 위치교정되어야 하는지가 고려되어 있을 뿐만 아니라 치아의 원하는 위치교정 양과 방향이 고려되어 있다.

[0047] 제 1 실시예에서, 수형 커넥터 요소들은 치아의 표면에 부착되는 암형 커넥터 요소들 또는 브래킷들과 맞물리도록 구성되어 있다. 암형 커넥터 요소들 또는 브래킷들은 각각의 치아에 맞는 또는 각각의 환자에 맞는(또는 양자 모두에 맞는) 크기 및/또는 형상으로 맞춤제작될 수 있다. 이와 달리, 암형 커넥터 요소들 또는 브래킷들은 어떠한 치아나 환자(또는 그룹을 이루는 다수의 치아나 환자들)에게라도 적용되도록 구성될 수 있고, 각각의 치아나 환자에 맞게 맞춤제작되지 않을 수도 있다. 교정장치 상에서 수형 커넥터 요소와 맞물리면서 고정되도록 구성되어 있는 임의의 적합한 암형 커넥터 요소는, 이에 한정되는 것은 아니지만 본 명세서에 기술된 암형 커넥터 요소들의 예시들, 종래의 트윈 브래킷(twin bracket)들, 자가 결찰식 브래킷(self-ligating bracket)들 또는 이와 유사한 것들을 포함하는 본 명세서에 기술된 다양한 실시예들에서 채용될 수 있다.

[0048] 제 2 실시예의 예시들에 따르는 시스템 또는 방법은 환자의 대응하는 복수의 치아에 연결하도록 구성되어 있는 복수의 별개의 아암을 가지는 교정장치를 포함하거나 채용하고, 여기서 교정장치의 각각의 아암은 교정장치의 각각의 다른 아암에 대하여 상이한 개별적인 치아에 연결하도록 구성되어 있다. 제 2 실시예들의 추가 예시들에서, 교정장치는 복수의 치아에 연결하도록 구성되어 있는 하나의 아암을 포함할 수도 있고, 환자의 치아 중 대응하는 하나에 연결하도록 구성되어 있는 다수의 별개의 아암들을 포함할 수도 있고, 또는 본 명세서에 기술되어 있는 바와 같이 아암 대 치아 연결들의 다양한 조합들을 포함할 수도 있다. 제 2 실시예의 이러한 예시들에서, 교정장치는 각각의 별개의 아암들이 부착되는 단일의 강성 바를 포함한다. 다른 예시들에서, 교정장치는 하나 이상의 강성 바를 포함하는데, 하나 이상의 아암은 각각의 강성 바에 부착된다. 하나 이상의(또는 각각의) 아암은 하나 이상의 스프링을 포함할 수 있다. 특정 예시들에서, 각각의 아암(또는 각각의 스프링 또는 양자 모두)은 컴퓨터식 설계 기법을 이용하여 설계될 수 있는데, 이러한 설계에는 어느 치아가 위치교정되어야 하는지가 고려되어 있을 뿐만 아니라 치아의 원하는 위치교정 양과 방향이 고려되어 있다.

[0049] 제 2 실시예에 따르는 교정장치에서, 별개의 개별적인 수형 커넥터 요소는, 예컨대 강성 바에 부착되는 아암 단부의 반대쪽에 있는 각각의 아암의 단부에서 각각의 개별적인 아암에 형성되거나 이와 달리 부착될 수 있다. 각각의 수형 커넥터 요소는 개별적인 암형 커넥터 요소 또는 브래킷과 맞물릴 수 있다.

[0050] 상술된 제 1 실시예와 유사하게, 제 2 실시예의 암형 커넥터 요소들 또는 브래킷들은 각각의 치아에 맞는 또는 각각의 환자에 맞는(또는 양자 모두에 맞는) 크기 및/또는 형상으로 맞춤제작될 수 있다. 이와 달리, 암형 커넥터 요소들 또는 브래킷들은 어떠한 치아나 환자(또는 그룹을 이루는 다수의 치아나 환자들)에게라도 적용되도록 구성될 수 있고, 각각의 치아나 환자에 맞게 맞춤제작되지 않을 수도 있다. 모든 치아가 싱글 아치 와이어(single arch wire)에 연결되는 종래의 일정한 치열교정 기법과 달리, 하나의 치아를 위치교정하는 것은 근처

치아의 의도치 않은 위치교정을 초래할 수 있어서, 본 명세서에 기술되는 특정 실시예들은 임상의가 각각의 치아의 위치교정을 다른 치아와 독립적으로 제어하는 것을 허용한다.

[0051] 제 1 실시예와 제 2 실시예의 특정 예시들에서, 암형 커넥터 요소는 수형 커넥터 요소가 걸리는 트윈 브래킷(예컨대 수직방향 슬롯 및 횡단방향, 수평방향 슬롯을 가지고 있음)으로 구성되어 있고, 여기서 수형 커넥터 요소는 트윈 브래킷 안에 있는 슬롯들 안에서 맞물릴 수 있는 T자형 구조 또는 와이어로 구성되어 있다. 맞물림 후, 수형 커넥터 요소의 T자형 구조는, 예컨대 교정장치가 환자의 치아에 설치되는 동안 임상의에 의해 하나 이상의 결찰선, O-링 또는 다른 적합한 고정 메커니즘으로 트윈 브래킷에 고정될 수 있다. 다른 예시들에서, 암형 커넥터 요소는 자가 결찰식 브래킷으로 구성되어 있고, 이때 자가 결찰식 브래킷은 추가적인 고정 메커니즘이 있거나 없는 상태로 T 아암을 "닫고(close)" 단단히 붙들 수 있다. 다른 예시들에서, 암형 커넥터 요소와 수형 커넥터 요소는 상술된 바와 같이 추가적인 고정 메커니즘이 있거나 없는 상태로 이러한 요소들을 선택적으로 연결하는 것과 연결해제하는 것이 고려되어 있는 다른 적합한 구성들을 가진다.

[0052] 제 3 실시예에 따르는 시스템 또는 방법은, 제 1 실시예와 유사한 구성을 가지고 있지만 환자(또는 임상의)가 교정장치를 환자의 치아에 선택적으로 설치하거나 제거하는 것을 허용하기 위해서 선택적으로 제거가능하도록 추가로 구성되어 있는 교정장치를 포함하거나 채용한다. 제 3 실시예에 따르는 교정장치는 상술된 수형 커넥터 요소를 대신하여 복수의 교정기 캡을 포함한다. 각각의 교정기 캡은 치아에 걸쳐 그 위쪽에 들어맞춤으로써 각각의 치아에 고정되도록 구성되어 있다. 다른 예시들에서, 하나 이상의 교정기 캡은 캡 마다 그룹을 이루는 치아에 고정되도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 교정기 캡은 아크릴 캡, 또는 각각의 캡을 환자의 치아에 유지시키는 데 도움이 되는 재료와 같은 다른 적합한 재료로 만들어진 캡을 구비할 수 있다. 특정 실시예들에서, 이에 한정되는 것은 아니지만 걸쇠(clasp)(또는 다른 부착 메커니즘)와 같은 추가적인 또는 대체적인 커넥터 요소들은 하나 이상의(또는 각각의) 캡을 개별적인 치아에 부착하는 것을 보조하도록 제공될 수 있다.

[0053] 제 3 실시예에 따르는 교정장치에서, 하나 이상의 스프링은 인접한 교정기 캡들 사이에 제공될 수 있다. 제 3 실시예의 일정한 예시들에서, 하나 이상의 스프링은 각각의 교정기와 각각의 인접한 교정기 캡 사이에 제공되어 있다. 제 3 실시예의 다른 예시들에서, 하나 이상의 스프링은 쌍들을 이루는 인접한 교정기 캡들 모두는 아니지만 그 중 일부 사이에 제공되어 있다. 예를 들어, 교정장치의 강성 부분은 한쌍 또는 몇쌍을 이루는 인접한 교정기 캡들 사이에 제공될 수 있다. 추가 예시들에서, 하나 이상의 스프링은 서로 직접 인접하지 않은 교정기 캡들 사이에 제공될 수 있다. 각각의 스프링은 교정장치의 힘 발생 구성요소이다. 특정 실시예에서, 각각의 스프링은 이에 한정되는 것은 아니지만 형상 기억 합금과 같은 가요성 재료로 만들어지는데, 이러한 형상 기억 합금이 니티놀로 한정되는 것은 아니다.

[0054] 제 3 실시예에서, 각각의 캡은 캡이 들어맞는 치아(또는 치아들)의 크기와 형상에 대응하는 크기 및/또는 형상으로 맞춤제작될 수 있다. 이와 달리, 교정기 캡은 어떠한 치아나 환자(또는 그룹을 이루는 다수의 치아나 환자)에게라도 적용되도록 구성되어 있기도 하고, 각각의 치아나 환자에 맞게 맞춤제작되지 않기도 하다. 제 3 실시예의 일정한 예시들에서, 각각의 교정기 캡은 지지 바(support bar)에 별개로 연결될 수 있고, 인접한 치아를 위하여 어떠한 다른 캡들에도 직접 연결되지 않을 수 있다. 다른 예시들에서, 하나 이상의 교정기 캡은 하나 또는 2개의 인접한 교정기 캡에 연결될 수 있어서, 2개 이상의 교정기 캡은 지지 바의 아치 형상 구조를 따라 함께 연결될 수 있다. 이는 제 3 실시예에 따르는 교정장치에 상당히 큰 가요성을 부여하고, 이는 임상의가 치료를 완료하기 위해서 더 적은 교정장치를 사용하는 것을 허용한다. 특정 예시들에서, 각각의 캡은 단일의 개별적인 치아와 결속되어 있고(단일의 개별적인 치아에 고정되도록 구성되어 있고), 교정장치의 각각의 다른 캡에 대하여 지지 바에 별개로 부착되어 있어서, 복수의 별개의 캡은 복수의 별개의 치아에 1 대 1을 기본으로 고정된다. 다른 예시들에서, 교정장치의 하나 이상의 캡은 다수의 인접한 치아에 걸쳐 들어맞으면서(고정되면서) 커버하도록 구성되어 있다. 다수의 인접한 치아에 고정되도록 구성되어 있는 이러한 하나 이상의 캡은 교정장치의 하나 이상의 다른 인접한 캡들로부터 떨어져 지지 바에 별개로 부착될 수 있다.

[0055] 제 4 실시예에 따르는 시스템 또는 방법은, 제 2 실시예와 유사한 구성을 가지고 있지만 환자(또는 임상의)가 교정장치를 환자의 치아에 선택적으로 설치하거나 제거하는 것을 허용하기 위해서 선택적으로 제거가능하도록 추가로 구성되어 있는 교정장치를 포함하거나 채용한다. 제 2 실시예에 유사하게, 제 4 실시예의 예시들에 따르는 교정장치는 대응하는 복수의 치아에 개별적으로 연결하도록 구성되어 있는 복수의 별개의 아암을 가지고, 여기서 교정장치의 각각의 아암은 교정장치의 각각의 다른 아암에 대하여 상이한 개별적인 치아에 연결하도록 구성되어 있다. 제 4 실시예의 추가 예시들에서, 교정장치는 복수의 치아에 연결되도록 구성되어 있는 하나의 아암을 포함할 수도 있고, 환자의 치아 중 대응하는 하나에 연결하도록 구성되어 있는 다수의 별개의 아암들을 포함할 수도 있고, 또는 본 명세서에 기술되어 있는 바와 같이 아암 대 치아 연결들의 다양한 조합들을 포함할 수



도 있다. 교정장치는 각각의 별개의 아암들이 부착되는 단일의 강성 바를 포함한다. 다른 예시들에서, 교정장치는 하나 이상의 강성 바를 포함하는데, 하나 이상의 아암은 각각의 강성 바에 부착된다.

[0056] 제 2 실시예의 수형 커넥터 요소들을 대신하여, 제 4 실시예에 따르는 교정장치는, 예컨대 강성 바에 부착되는 아암 단부의 반대쪽에 있는 각각의 아암의 단부에서 각각의 개별적인 아암에 형성되거나 이와 달리 부착될 수 있는 별개의 개별적인 교정기 캡을 포함한다. 제 4 실시예의 교정기 캡들은, 제 3 실시예에 관하여 본 명세서에 기술되어 있는 교정기 캡들과 유사하게, 치아에 걸쳐 그 위쪽에 들어맞춤으로써 환자의 치아에 고정시키도록 구성되어 있다. 그러나, 제 4 실시예의 별개의 교정기 캡들은 별개의 개별적인 아암들의 단부들에 부착되어 있다.

[0057] 제 2 실시예와 제 4 실시예에 따르는 시스템 또는 방법(교정장치가 지정된 치아나 대응하는 복수의 치아에 개별적으로 연결하도록 구성되어 있는 복수의 별개의 아암을 포함하고 있음)은 개별 치아 위치교정을 제어하면서 제공하는 구분되는 이점들을 제공할 수 있다. 이러한 이점들은 임상의가 치아의 라운드 트립핑(round tripping)을 줄이는 것을 허용할 수 있고, 이로써 치료 기간, 치근 재흡수, 및 환자가 치열교정의를 방문하는 횟수를 줄일 수 있다. 그러므로, 복수의 치아가 싱글 아치 와이어에 연결되어 있어서 하나의 치아를 위치교정하는 것이 근처 치아의 의도치 않은 위치교정을 초래하는 종래의 치열교정 기법과 비교하여, 본 명세서에 기술되어 있는 특정 실시예들은 임상의가 각각의 다른 치아와 독립적으로 각각의 치아의 위치교정을 제어하는 것을 허용한다. 추가적인 제어는 본 명세서에 기술되어 있는 바와 같이 교정장치가 임시 위치고정 장치(temporary anchorage device; TAD) 홀더를 포함하고 있는 예시들에 제공될 수 있다.

[0058] 제 3 실시예와 제 4 실시예에 따르는 시스템 또는 방법(교정장치가 치아에 걸쳐 그 위쪽에 들어맞춤으로써 환자의 치아에 고정시키도록 구성되어 있는 복수의 교정기 캡을 포함하고 있음)은, 종래의 투명 교정기로 행해지는 것과 유사한 방식으로 환자나 임상의에 의해 쉽게 제거될 수 있는 교정장치의 구분되는 이점들을 제공할 수 있다.

[0059] 추가로, 본 명세서에 기술되어 있는 실시예들은, 예컨대 교정장치 안에 있는 각각의 스프링의 하나 이상의 폭, 두께, 형상 및 스프링 장력이나 강도를 설계하거나 맞춤제작하는 것을 포함하여 하나 이상의 교정장치의 다양한 양태들을 설계하거나 맞춤구성하기 위해서 컴퓨터식 설계와 제조가 고려되어 있다. 컴퓨터식 설계와 제조 기법은, 어느 치아나 치아들이 위치교정되어야 하는지 및 위치교정의 원하는 양과 방향에 기초하여, 임의의 실시예들에 따르는 교정장치 안에 있는 각각의 스프링, 또는 제 2 실시예와 제 4 실시예에 따르는 교정장치 안에 있는 각각의 아암을 설계하기 위해서 그리고/또는 제조하기 위해서 채용될 수 있다. 특정 실시예들에서, 교정장치의 형상과 특징들의 컴퓨터화 및/또는 본 명세서에 기술되어 있는 제조 기법은, 쌍들을 이루는 인접한 치아들 사이에 "U"자형 세그먼트(segment; 구간)들을 가지되 손이나 로봇으로 만들어지는 벤트 와이어를 포함하는 종래의 핀 앤드 튜브 교정장치에 비해 상당한 이점들을 제공할 수 있다.

[0060] 본 명세서에 기술되어 있는 실시예들에 따르는 시스템 또는 방법에 있어서, 병진운동방향 치열교정 치아 위치교정(translational orthodontic tooth movement)은 하나 이상의 공간 또는 모든 3가지 방향(즉 근심원위방향(mesiodistal), 협설방향(buccolingual) 및 교합치은방향(occlusogingival))의 공간에서 실현가능하다. 이와 달리 또는 치아의 병진운동방향 위치교정에 추가하여, 토크(torque), 각운동(angulation) 및 회전(rotation)을 포함하는 하나 이상 또는 모든 3가지 회전방향 위치교정(즉 협설방향 치근 토크(buccolingual root torque), 근심원위방향 각운동(mesiodistal angulation), 및 근심방향 아웃-인 회전(mesial out-in rotation))이 가능하다.

## [0061] 제 1 실시예

[0062] 위에서 설명된 바와 같이, 제 1 실시예에 따르는 시스템 또는 방법은 핀 앤드 튜브 스타일 교정장치를 포함하거나 채용한다. 제 1 실시예에 따르는 교정장치는 환자의 상악이나 하악에 있는 복수의(또는 모든) 치아에 고정시키도록 구성되어 있다. 특정 실시예에서, 제 1 실시예에 따르는 시스템 및 방법은 미끄럼 방지 기계장치를 채용하는 미끄럼 방지 시스템 및 방법이다. 일정한 예시들에서, 제 1 실시예에 따르는 교정장치는, (컴퓨터 이용 설계(computer aided design; CAD) 또는 다른 적합한 설계 기법을 이용하여) 3차원(3D) 디지털 OTA를 3D 디지털 FTA로 재배열하는 단계, 및 치아를 OTA로부터 FTA로(또는 ITA로, 또는 ITA로부터 FTA나 다른 ITA로) 위치교정하기 위해서 환자의 치아에 힘을 전달하도록 구성되어 있는 교정장치 형상을 설계하는 단계 이후에 만들어질 수 있다.

[0063] 제 1 실시예에 따르는 교정장치(100, 200, 300)의 예시들은 도 1 내지 도 3에 각각 나타나 있다. 교정장치(100, 200, 300)(또는 교정장치의 구성요소들)는, 이에 한정되는 것은 아니지만 니티놀(NiTi), 스테인리스 스틸, 베타

-티타늄, 코발트 크롬이나 다른 금속 합금, 폴리머 또는 세라믹을 포함하는 임의의 적합한 재료로 만들어질 수 있고, 그리고 단일의 일체형으로 형성되는 구조로 만들어질 수 있고, 또는 이와 달리 함께 단일의 구조로 연결되는 다수의 별개로 형성되는 구성요소들로 만들어질 수 있다.

[0064] 도 1에서, 예시적인 교정장치(100)는 (환자의 상악의 아치를 따라가도록) 상악에 맞게 구성되어 있는 아치 형상 구조를 포함한다. 교정장치(100)는 구개 아치 부재(palatal arch feature)를 포함하지 않는다. 도 2에 있는 예시적인 교정장치(200)는 도 1의 교정장치와 유사하지만, 구개 아치 부재(202)를 포함한다. 도 3에 있는 예시적인 교정장치(300)는, 안정화 설측 아치 부재(stabilizing lingual arch feature)(302)를 포함하고 있으면서 (환자의 하악의 아치를 따라가도록) 하악에 맞게 구성되어 있는 아치 형상 구조를 포함한다. 다른 예시들에서, 제 1 실시예에 따르는 교정장치는 설측 아치 부재가 없지만 하악에 맞게 구성될 수 있다. 따라서, 제 1 실시예에 따르는 교정장치들의 일정한 예시들은 구개 아치 부재 또는 설측 아치 부재를 포함하는데 반해, 제 1 실시예에 따르는 교정장치들의 다른 예시들은 구개 아치 부재나 설측 아치 부재없이 구성될 수 있다. 통상적으로, 구개 아치 부재나 설측 아치 부재의 포함여부는 치아의 부정교합 타입이나 임상상의 선호도(또는 양자 모두)에 좌우될 수 있다.

[0065] 도 1 내지 도 3에 나타나 있는 교정장치(100, 200, 300)의 예시들은 복수의 수형 커넥터 요소와 복수의 스프링 부재를 포함한다. 도 1에 있는 교정장치(100)는 수형 커넥터 요소(104)와 스프링 부재(106, 108)를 포함한다. 도 2에 있는 교정장치(200)는 수형 커넥터 요소(204)와 스프링 부재(206, 208)를 포함한다. 도 3에 있는 교정장치는 수형 커넥터 요소(304)와 스프링 부재(306, 308)를 포함한다. 각각의 스프링 부재는, 예컨대 하나 이상의 장력이나 압축력, 3가지 방향 중 하나 이상으로의 힘, 3가지 방향 중 하나 이상으로의 토크를 발휘하거나 위치 교정을 흡수하는 스프링의 형상이나 구성 및 탄성 특성 또는 이들의 조합을 가지는 교정장치(100, 200)의 일 부분이나 세그먼트로 이루어져 있다. 도 1 내지 도 3에 있는 예시적인 교정장치(100, 200, 300)에서, 각각의 스프링 부재는 한 쌍의 인접한 수형 커넥터 요소들 사이에 배열되어 있다. 다른 예시들에서, 하나 이상의 스프링 부재는 서로 직접 인접하지 않은 수형 커넥터 요소들 사이에 배열될 수 있다. 추가 예시들에서, 교정장치 상에서 하나 이상의 쌍을 이루는 인접한 수형 커넥터 요소는 스프링을 대신하여 교정장치의 강성 부분에 의해 연결될 수 있다.

[0066] 예시적인 교정장치들(100, 200, 300)에서, 근심원위방향 스프링은, 예컨대 인접한 어느 하나 또는 양쪽 모든 치아를 인접한 다른 치아쪽으로 잡아당김으로써 발치된 제 1 소구치(premolar; 앞어금니)로 인해 생긴 공간을 메우도록 향하게 되는 힘을 전달하기 위해서 제 2 소구치들과 견치(canine; 송곳니)들의 수형 요소들 사이에 포함되어 있다(치아가 도 1 내지 도 3에 나타나 있지는 않음). 교정장치(100)에서, 근심원위방향 스프링들은 108로 나타나 있다. 교정장치(200)에서, 근심원위방향 스프링들은 208로 나타나 있다. 교정장치(300)에서, 근심원위방향 스프링들은 308로 나타나 있다. 하나 또는 양쪽 모든 근심원위방향 스프링들은 제 1 실시예에 따라 교정장치들의 일정한 다른 예시들로부터 생략될 수 있다.

[0067] 도 1 내지 도 3에 나타나 있는 예시들은 그것이 고정되는 턱에 있는 각각의 별개의 개별적인 치아 마다 별개의 개별적인 수형 커넥터 요소를 포함한다. 추가로, 도 1 내지 도 3에 있는 예시들은 각각의 쌍을 이루는 인접한 수형 커넥터 요소들 사이에 (결과적으로는, 교정장치가 환자에게 설치되는 경우 각각의 쌍을 이루는 인접한 치아 사이에) 별개의 개별적인 스프링을 포함한다. 다른 예시들에서, 제 1 실시예에 따르는 교정장치는 그것이 고정되는 턱에 있는 치아보다 더 적은 수형 커넥터 요소들을 포함할 수 있고, 또는 쌍들을 이루는 인접한 수형 커넥터 요소들 모두는 아니지만 그 중 하나 이상의 쌍을 이루는 인접한 수형 커넥터 요소 사이에 배열되어 있는 스프링들을 가질 수 있다. 통상적으로, 수형 커넥터 요소들과 스프링들이 있는 치아 위치와 그 개수는, 예컨대 임상상의 의해 결정되는 바와 같이 원하는 치아 재위치조정 단계나 절차에 좌우될 것이다.

[0068] 교정장치(100, 200 또는 300)가 환자의 치아에 고정되는 경우, 스프링 부재들(106과 108, 206과 208 또는 306과 308)은 직접 한가지 단계로 또는 하나 이상의 ITA(들)을 통해서 다수의 단계들로 치아를 그 OTA로부터 원하는 FTA로 위치교정하기 위해서 치아에 필요한 힘을 전달하도록 구성되어 있다. 스프링 부재는 치아를 하나 이상의 (또는 3가지 모든) 병진운동 방향들로 위치교정하도록 구성될 수 있다. 이와 달리 또는 추가로, 스프링 부재는 치아를 하나 이상의(또는 3가지 모든) 회전운동 방향들로 위치교정하도록 구성될 수 있다.

[0069] 도 1 내지 도 3에 있는 예시적인 교정장치들(100, 200, 300)에서, 스프링 부재들은, 스프링의 세그먼트가 하나 이상의 루프를 형성하고 있는 나선형이나 루프 구성을 가지는 것으로 나타나 있다. 다른 예시들에서, 하나 이상의 (또는 모든) 스프링들은, 이에 한정되는 것은 아니지만 U자형과 같은 다른 적당한 형상(하나 이상의 U자형 세그먼트들을 가지고 있음)을 가질 수 있다. 특정 예시들에서, 스프링들은 교정장치의 일체형의 아치 형상 구조로

된 굽힘가공된 세그먼트들에 의해 형성되어 있다. 다른 예시들에서, 스프링들은 아치 형상 구조와 함께 부착되어 있는(또는 아치 형상 구조를 형성하도록 함께 부착되어 있는) 별개의 구성요소들로 형성되어 있다.

[0070] 제 1 실시예에 따르는 교정장치들에서 채용될 수 있는 상이한 U자형 스프링들(400, 402, 404)의 예시들은 도 4a 내지 도 4c에 나타나 있다. 도 4a의 예시에서, U자형 스프링(400)은 교합치는 방향으로 증가되는 두께를 가지는데, 이는 그 방향으로의 교정장치의 가요성을 제약한다. 도 4b의 예시에서, 더욱 잘못 정렬된 치아에 부착되어야 하는 스프링(402)의 측면은 스프링의 다른 부분들 보다 더 얇으면서 더욱 가요성이다. 스프링은 치아가 더욱 변위될 필요가 있는 측면 상에서 더 얇아지도록(그리고 더욱 가요성이도록) 변하는 두께를 가질 수 있다. 도 4c의 예시에서, U자형 스프링(404)은 비스듬한 방향으로 더 얇으면서 더욱 가요성이도록 구성되어 있는데, 이는 인접한 치아가 교합치는방향과 협설방향으로 동시에 위치교정되는 것, 예컨대 교합치는 방향과 협설 방향으로 그 사이에서 대각선 백터로 위치교정되는 것을 가능하게 한다.

[0071] 특정 예시들에서, 스프링에 의해 가해지는 힘과 토크의 방향과 크기는 적어도 부분적으로는 스프링의 형상, 폭, 두께 및 길이에 좌우된다. 이러한 예시들에서, 각각의 스프링의 형상, 폭, 두께 및 길이는, 원하는 치아 위치교정을 만들어 내면서도 교정장치 상에서의 스프링의 포지션(스프링이 그 사이에 연결되어 있는 치아의 크기와 타입을 포함)을 고려하도록 선택되고 설계된다. 예를 들어, 각각의 스프링의 두께와 기하구조는, 인접한 치아가 더욱 변위될 필요가 있는 경우 또는 치아가 이에 한정되는 것은 아니지만 하전치(lower incisor)와 같이 크기가 더 작은 경우, 스프링의 가요성을 증가시키도록 설계되거나 선택될 수 있다. 특정 예시들에서, 유한 요소 분석 능력이 있는 처리 시스템 및 소프트웨어 시스템은, 예컨대 치아 위치교정을 하나 이상의 협설 방향, 교합치는 방향 및 근심원위 방향으로 가속시키도록 선택되는 힘을 가하기 위해서 스프링의 최적의 기하구조와 두께를 결정하는데 이용될 수 있다.

[0072] 추가 예시적인 교정장치(500, 600)는 도 5와 도 6에 각각 나타나 있다. 도 5에 있는 예시적인 교정장치(500)는 상악에 있는 치아에 맞게 구성되어 있고, 도 2에 있는 예시적인 교정장치(200)와 유사하지만, 인접한 쌍들을 이루는 수형 커넥터 요소(504)들 중 일부 사이에 복수의 U자형 스프링 부재(506)를 포함한다. 도 6에 있는 예시적인 교정장치(600)는 하악에 있는 치아에 맞게 구성되어 있고, 도 3에 있는 예시적인 교정장치(300)와 유사하지만, 인접한 쌍들을 이루는 수형 커넥터 요소(604)들 중 일부 사이에 복수의 U자형 스프링 부재(606)를 포함한다.

[0073] 추가로, 교정장치들(500, 600)은, 예컨대 발치된 제 1 소구치들로 인해 생긴 공간을 메우기 위해서 제 2 소구치들과 견치들 상의 암형 커넥터 요소들에 고정될 수 있는 수형 커넥터 요소들 사이에 근심원위방향 스프링들(508, 608)을 포함한다(치아들이 도 5와 도 6에 나타나 있지는 않음). 수형 커넥터 요소들(504, 604)은 도 1 내지 도 3에 있는 수형 커넥터 요소들(104, 204, 304)에 관하여 본 명세서에 기술된 것과 유사한 구성을 가지면서 이와 유사하게 조작될 수 있다. 예시적인 교정장치(500)는 구개 아치 부재(502)를 포함하는데 반해, 예시적인 교정장치(600)는 설측 아치 부재(602)를 포함한다. 구개 아치 부재(502) 및 설측 아치 부재(602)는 본 명세서에 기술된 바와 같이 구개 아치 부재(202) 및 설측 아치 부재(302)와 각각 유사할 수 있다. 제 1 실시예에 따르는 다른 예시적인 교정장치들은 구개 아치 부재나 설측 아치 부재를 포함하지 않을 수 있다.

[0074] 교정장치들(500, 600)은, 제 1 또는 순차적으로 사용되는 교정장치(이에 한정되는 것은 아니지만 도 1 내지 도 3에 나타나 있는 바와 같이 교정장치(100, 200)와 같은 것)가 치아를 OTA로부터 ITA로(또는 ITA로부터 다른 ITA로) 위치교정하고 나서 순차적으로 제거된 후 설치되도록 설계될 수 있다. 그러므로, 교정장치들(500, 600)은 치아를 ITA로부터 FTA로(또는 다른 ITA로) 위치교정하도록 설계될 수 있다. 이와 달리, 교정장치들(500, 600)은 ITA에 있는 교정장치들을 변경시키지는 않으면서 치아를 OTA로부터 ITA로, 또는 OTA로부터 FTA로 위치교정하도록 설계될 수 있다.

[0075] 도 1 내지 도 3, 도 5 및 도 6에 나타나 있는 예시적인 교정장치들(100, 200, 300, 500, 600)은 위치교정 장치 홀더를 포함하지 않는다. 그러나, 다른 예시들에서, 이에 한정되는 것은 아니지만 고정장치 홀더들(812, 904)(도 8과 도 9에 있는 예시들과 관련하여 기술되어 있음)과 같은 하나 이상의 위치교정 장치 홀더는, 위치교정 장치 홀더들(812, 904)에 대하여 본 명세서에 기술되어 있는 바와 같이 임상의가 하나 이상의 임시 위치교정 장치(TAD)들(또는 다른 적합한 위치교정 장치)을 고정시키는 것을 허용하는 교정장치들(100, 200, 300, 500, 600)안에 포함될 수 있다.

[0076] 도 1 내지 도 3, 도 5 및 도 6에 나타나 있는 예시적인 교정장치들(100, 200, 300, 500, 600)은 교정장치가 고정되는 턱에 있는 각각의 별개의 개별적인 치아에 고정시키기 위한 별개의 수형 커넥터 요소를 포함한다. 다른 예시들에서, 제 1 실시예에 따르는 교정장치는 턱에 있는 모든 치아들 보다 적은 치아에 고정될 수 있다(또는

교정장치가 고정되는 턱에 있는 치아 보다 더 적은 수형 커넥터 요소들을 포함할 수도 있음). 예를 들어, 제 1 실시예에 따르는 교정장치는 환자의 턱에 있는 모든 치아들은 아니지만 그 중 일부를 위치교정하는 구간 교정장치(sectional appliance)로 구성될 수 있다.

[0077] 이러한 시나리오에서의 예시는 앞니만이 부정렬되어 있어서 위치교정될 필요가 있는 경우이다. 이 예시에서, 제 1 실시예에 따르는 교정장치는, 턱에 있는 앞니에 대한 연결(턱에 있는 다른 치아에 대한 연결은 아님)을 위한 수형 커넥터 요소들이 있도록 구성될 수 있다. 다른 예시들에서, 제 1 실시예에 따르는 교정장치의 구간 타입은 발치 공간 속으로 티핑되는(tipped) 치아를 정렬하거나 임플란트를 위한 공간을 열도록 구성될 수 있다. 이러한 예시들에서, 제 1 실시예에 따르는 교정장치는, 티핑(tipping)을 수정하거나 원하는 공간을 형성하도록 위치교정될 필요가 있는 하나 이상의 치아에 대한 연결(턱에 있는 다른 치아에 대한 연결은 아님)을 위한 수형 커넥터 요소들이 있도록 구성될 수 있다.

[0078] 위에서 설명된 바와 같이, 수형 커넥터 요소들은 치아의 표면들에 부착되어 있는 압형 커넥터 요소들 또는 브래킷들에 연결되면서 맞물리도록 구성되어 있다. 이러한 압형 커넥터 요소들은 교정장치들(100, 200, 300, 500 또는 600)의 설치에 앞서 치아에 부착된다.

[0079] 수형 커넥터 요소들, 및 결속되는 압형 커넥터 요소들의 다양한 예시들과 구성들은 본 명세서에 기술되어 있는 제 1 실시예(및 다른 실시예들)의 다양한 예시들에서 채용될 수 있다. 제 1 실시예에 따르는 교정장치의 일정한 예시들은, 도 1 내지 도 3, 도 5 및 도 6에 대하여 도시되어 나타나 있는 바와 같이 (도 7에 대하여 기술되는 바와 같이 압형 커넥터 요소들에 고정시키기 위하여) 수형 커넥터 요소들을 포함한다. 제 1 실시예에 따르는 다른 예시적인 교정장치들은, 도 8 내지 도 12h에 대하여 도시되어 나타나 있는 바와 같이 (도 13a와 도 13b에 대하여 기술되는 바와 같이 압형 커넥터 요소들에 고정시키기 위하여) 수형 커넥터 요소들을 포함한다. 제 1 실시예에 따르는 또 다른 교정장치들은, 도 15a에 대하여 나타나 있으면서 기술되는 바와 같이 (도 15c에 나타나 있는 바와 같이 도 15b에 대하여 기술되는 바와 같이 압형 커넥터 요소들을 고정시키기 위하여) 수형 커넥터 요소들을 포함한다. 제 1 실시예에 따르는 또 다른 교정장치들은, 도 16a에 대하여 나타나 있으면서 기술되는 바와 같이 (도 16b와 도 16a에 대하여 기술되는 바와 같이 압형 커넥터 요소들을 고정시키기 위하여) 수형 커넥터 요소들을 포함한다. 제 1 실시예에 따르는 또 다른 교정장치들은, 도 17a에 대하여 나타나 있으면서 기술되는 바와 같이 (도 17b에 대하여 기술되는 바와 같이 압형 커넥터 요소들을 고정시키기 위하여) 수형 커넥터 요소들을 포함한다. 제 1 실시예에 따르는 다른 예시적인 교정장치들은, 도 18e와 도 25에 대하여 나타나 있으면서 기술되는 바와 같이 (도 26a 내지 도 26f에 대하여 기술되는 바와 같이 압형 커넥터 요소들을 고정시키기 위하여) 수형 커넥터 요소들을 포함한다. 제 1 실시예에 따르는 다른 예시적인 교정장치들은, 도 27a와 도 27b에 대하여 나타나 있으면서 기술되는 바와 같이 (도 28에 대하여 기술되는 바와 같이 압형 커넥터 요소들을 고정시키기 위하여) 수형 커넥터 요소들을 포함한다. 제 1 실시예에 따르는 또 다른 교정장치들은 다른 적합한 구성들을 가지는 압형 커넥터 요소들을 고정시키기 위한 다른 적합한 구성들을 가지는 수형 커넥터 요소들을 포함한다.

[0080] 도 1 내지 도 3, 도 5 및 도 6에 나타나 있는 예시들에서, 각각의 수형 커넥터 요소들은 넓은 단부 부분과 좁은 단부 부분을 가지는 대체로 쉘기 형상 바디를 포함하고 있는데, 넓은 단부 부분은 교정장치의 아치 형상 구조로부터 뻗어 있거나 이와 달리 교정장치의 아치 형상 구조에 부착되어 있다. 각각의 수형 커넥터 요소의 좁은 단부 부분은, 교정장치가 환자의 치아에 설치되는 경우 압형 커넥터 요소 상의 대응하는 함몰부와 돌출부에 맞물리는 돌출부와 함몰부를 가진다.

[0081] 도 7에는 환자의 상악 및 하악의 OTA 이미지에 관한 도면이 나타나 있는데, 여기에서는 압형 커넥터 요소(700)들의 예시들이 상부 아치와 하부 아치 상에서 치아의 설측 표면에 부착되어 있다. 압형 커넥터 요소(700)들은 상부 아치 상에서 치아에 부착되어 있고, 유사한 압형 커넥터 요소(700)들은 하부 아치 상에서 치아에 부착되어 있다. 다른 예시들에서, 압형 커넥터 요소(700)들은, 예컨대 임상의가 선호하는 경우라면 치아의 협측 표면(buccal surface)에 부착될 수 있다.

[0082] 별개의 개별적인 압형 커넥터 요소(700)는 각각의 개별적인 치아에 고정되어 있다. 압형 커넥터 요소들은 본 명세서에 기술되어 있는 제 1 실시예와 제 2 실시예에 따라 하나 이상의 교정장치들을 치아에 연결하기 위해서 연결 인터페이스(connection interface)를 제공한다. 도 7에 나타나 있는 도면에는 각각의 턱에 있는 모든 치아가 압형 커넥터 요소들을 가지고 있는 것으로 나타나 있지만, 다른 실시예들은, 예컨대 임상의에 의해 선택되는 바와 같이 하악이나 상악에 있는 모든 치아들은 아니지만 그 중 일부에 별개의 개별적인 압형 커넥터 요소들을 채용할 수 있다.

[0083] 압형 커넥터 요소(700)들은 직접적인 또는 간접적인 접합, 또는 요소들을 치아의 표면에 단단히 고정시키기 위



한 다른 적합한 수단을 통해서 치아에 부착될 수 있다. 접합 재료는, 이에 한정되는 것은 아니지만 합성 수지와 같은 접착제를 포함할 수 있다. 간접 접합의 경우에, 임상의는 브래킷 배치의 정확도를 증가시키기 위해서 지그(jig)를 사용할 수 있다. 특정 예시들에서, 하나 이상의(또는 모든) 압형 커넥터 요소(700)들은 각각의 치아에 대한 크기나 형상으로 맞춤형 제작되어 있고, 가능성 있는 가장 낮은 프로파일을 가지도록(치아로부터 멀어지는 방향, 즉 협설 방향으로 뺀어 있는 치수의 크기를 최소화하도록) 구성되어 있다. 추가 예시들은 근심원위 방향이나 교합치은 방향으로, 또는 이들의 조합들로 크기를 최소화하도록 구성될 수 있다. 압형 커넥터 요소(700)들이 직접적인 접합을 통해서 치아에 부착될 수 있도록 되어 있는 예시들에서, 아치들의 인상(impression)이나 구강 내 스캐닝(intraoral scanning)은 압형 요소를 치아에 부착한 후에 찍힐 수 있다. 인상이나 스캔(또는 양자 모두)은 치아에서의 압형 커넥터 요소들의 포지션을 확인하는데 도움이 되는 정보를 포함하고, 결과적으로는 이러한 정보를 제공한다. 이러한 정보는, 예컨대 치아에서의 하나 이상의 압형 커넥터 요소들과의 적절한 정렬상태를 위하여 하나 이상의 수형 커넥터 요소들을 형성하거나 배치하기 위해서 교정장치 상의 적당한 포지션들을 확인하는데 도움이 되도록 교정장치의 설계시 임상의, 제조자 또는 기술자에 의해 이용된다.

[0084] 도 7에 있는 압형 커넥터 요소(700)들은 도 1 내지 도 3, 도 5 및 도 6에 있는 예시적인 교정장치들(100, 200, 300, 500, 600)에 나타나 있는 바와 같은 구성들을 가지는 수형 커넥터 요소들과 맞물리도록 구성되어 있다. 도 7에 있는 각각의 압형 커넥터 요소(700)는, 교정장치(100, 200, 300, 500 또는 600)가 환자의 치아에 설치되는 경우 대체로 췌기 형상의 수형 요소들(104, 204, 304, 504 또는 604) 중 각각의 하나를 수용하도록 구성되어 있는 대체로 췌기 형상의 바구니 구조를 포함한다. 각각의 대체로 췌기 형상의 바구니 구조의 내부 표면은, 수형 커넥터 요소가 대체로 췌기 형상의 바구니 구조 안에 수용되는 경우 수형 커넥터 요소 상의 대응하는 돌출부와 함몰부에 각각 맞물리는 함몰부와 돌출부를 가진다. 이러한 방식으로, 수형 커넥터 요소가 대체로 췌기 형상의 바구니 구조 안에 수용되는 경우, 수형 커넥터 요소(결과적으로는 교정장치)는 압형 커넥터 요소(결과적으로는 압형 커넥터 요소가 부착되는 치아)에 고정된다. 다른 예시들에서, 교정장치들(100, 200, 300, 500, 600)의 압형 커넥터 요소는, 이에 한정되는 것은 아니지만 도 13b, 도 15b, 도 16b, 도 17b 또는 도 26e를 참조하여 도시되어 있는 바와 같은 추가 예시들을 포함하여 계속되는 수형 커넥터 요소에 맞물리면서 고정시키기 위하여 다른 적합한 구성들을 가질 수 있다.

[0085] 제 1 실시예에 따르는 교정장치들 및 제 1 실시예와 관련된 압형 커넥터 요소들은, 이에 한정되는 것은 아니지만 몰딩가공, 주조가공, 기계가공, 3D 프린팅, 스탬핑가공, 압출가공 또는 이와 유사한 것을 포함하여 임의의 적합한 방식으로 제조될 수 있다. 그러나, 특정 예시들에서, 제 1 실시예에 따른 교정장치들 또는 압형 커넥터 요소들(또는 양자 모두)은, 2D 시트 재료로부터 교정장치의 2차원(2D) 형태를 절단가공하는 단계, 및 2D 형태를 교정장치의 원하는 3D 형상으로 굽힘가공하는 단계에 의해 만들어진다. 아래에서 설명되는 바와 같이, 이러한 방법들은 본 명세서에 기술된 제 1 실시예의 예시들에 따라 교정장치들을 만들기에 특히 적합하다.

[0086] 종래의 단일 직경 와이어를 대신하여 편평한 시트 재료로부터 2D 부재를 절단가공함으로써, 단일 직경 와이어를 굽힘가공함으로써 만들어지는 형상들에 비해 더욱 다양한 3D 형상이 만들어질 수 있다. 절단가공된 2D 부재는, 원하는 형상으로 굽힘가공되는 경우 두께 치수, 폭 치수 및 길이 치수에 변화가 있는 3D 교정장치의 부분들을 초래할 수 있는 변하는 폭과 길이를 가지거나 그렇게 설계될 수 있다. 이러한 방식으로, 2D 부재는, 교정장치의 3D 형상 부재로 굽힘가공되는 경우 교정장치의 스프링 부재들, 아암들 또는 다른 구성요소들의 원하는 두께, 폭 및 길이를 제공하는 형상으로 절단가공될 수 있다.

[0087] 편평한 시트 재료로부터 절단가공된 2D 부재를 굽힘가공함으로써 형성되는 교정장치의 3D 형상 부재의 일 예시는 도 17a에 나타나 있다. 특정 예시들에서, 시트 재료는 니티놀(NiTi)이다. 다른 예시들에서, 시트 재료는, 이에 한정되는 것은 아니지만 스테인리스 스틸, 베타-티타늄, 코발트 크롬이나 다른 금속 합금, 폴리머 또는 세라믹과 같은 임의의 적합한 재료일 수 있다. 다른 예시들에서(원하는 교정장치 형상을 위하여 실질적인 경우라면), 제 1 실시예에 따르는 교정장치는 원하는 3D 형상으로 굽힘가공되거나 이와 달리 형성되는 와이어 재료로부터 구성될 수 있다.

[0088] 도 17a에 있는 교정장치는, 도 17b에 나타나 있는 바와 같이 압형 커넥터 요소(1706)들에 맞물리면서 고정되도록 구성되어 있는 비교적 단순한 선형 부재들로 형성되어 있는 수형 커넥터 요소(1702)들을 포함한다. 각각의 압형 커넥터 요소(1706)는 도 17b에 나타나 있는 바와 같이 수형 커넥터 요소(1702)의 개별적인 선형 부재를 수용하는 선형 슬롯 부재를 포함한다. 특정 예시들에서, 압형 커넥터 요소(1706)는 트윈 브래킷 타입 커넥터일 수 있다.

[0089] 각각의 수형 커넥터 요소(1702)는 스프링 부재(1704)에 의해 각각의 인접한 수형 커넥터 요소(1702)로부터 분리

되어 있다. 다른 예시들에서, 하나 이상의 수형 커넥터 요소들은 스프링 부재가 없는 교정장치의 강성 부분에 의해 하나 또는 2개의(또는 그 이상의) 인접한 수형 커넥터 요소들로부터 분리될 수 있다. 도 17a에 나타나 있는 예시에서, 각각의 스프링 부재(1704)는 본 명세서에 기술된 바와 같이 대체로 U자형 구조를 가진다. 다른 예시들에서, 하나 이상의(또는 각각의) 스프링 부재(1704)는, 이에 한정되는 것은 아니지만 본 명세서에 도시되어 나타나 있는 다른 스프링 형상들, 또는 편평한 시트 재료로부터 절단가공되거나 3D 형상으로 굽힘가공될 수 있는 다른 형상들과 같은 다른 적합한 형상을 가질 수 있다. 다른 예시들에서, 도 17a의 교정장치(1700)는, 다른 타입의 수형 커넥터 요소들(이에 한정되는 것은 아니지만 도 1 내지 도 3, 도 5, 도 6, 도 8 내지 도 12h, 도 15a, 도 16a, 도 17a, 도 18c 내지 도 18f, 도 25, 도 27a 및 도 27b와 관련하여 본 명세서에 기술된 것들과 같은 것), 또는 이에 한정되는 것은 아니지만 본 명세서에 기술되어 있는 것들을 포함하는 다른 타입의 스프링 부재들(또는 양자 모두)을 포함할 수 있다. 스프링 부재들의 형상과 타입은, 예컨대 원하는 위치교정을 제공하도록 구성되거나 선택될 수 있고, 적어도 부분적으로는 스프링이 연결될 치아의 크기와 타입에 기초할 수 있다.

## [0090] 제 2 실시예

[0091] 위에서 설명된 바와 같이, 제 2 실시예의 예시들에 따르는 시스템 또는 방법은 환자의 대응하는 복수의 치아에 연결되도록 구성되어 있는 복수의 별개의 아암을 가지는 교정장치를 포함하거나 채용하고, 여기서 교정장치의 각각의 아암은 교정장치의 각각의 다른 아암에 대하여 상이한 개별적인 치아에 연결되도록 구성되어 있다. 제 2 실시예의 추가 예시들에서, 교정장치는 복수의 치아에 연결되도록 구성되어 있는 하나의 아암을 포함할 수도 있고, 또는 환자의 치아 중 대응하는 하나에 연결되도록 구성되어 있는 다수의 별개의 아암들을 포함할 수도 있고, 또는 본 명세서에 기술된 바와 같이 아암 대 치아 연결들의 다양한 조합들을 포함할 수도 있다. 일정한 예시들에서, 제 2 실시예에 따르는 교정장치는, 3D 디지털 OTA를 3D 디지털 FTA로 재배열하는 단계, 및 치아를 OTA로부터 FTA로(또는 ITA로, 또는 ITA로부터 FTA나 다른 ITA로) 위치교정하기 위해서 힘을 환자의 치아에 전달하도록 구성되어 있는 교정장치 형상을 (컴퓨터 이용 설계 또는 다른 적합한 설계 기법을 통해서) 설계하는 단계 후에 만들어질 수 있다.

[0092] 제 2 실시예에 따르는 교정장치(800, 900, 1000, 1100)의 예시들은 도 8 내지 도 11에 각각 나타나 있다. 교정장치들(800, 900, 1000, 1100)(및 교정장치들의 구성요소들)은, 이에 한정되는 것은 아니지만 니티놀(NiTi), 스테인리스 스틸, 베타-티타늄, 코발트 크롬이나 다른 금속 합금, 폴리머 또는 세라믹을 포함하는 임의의 적합한 재료로 만들어질 수 있고, 그리고 단일의 일체형으로 형성되는 구조로 만들어질 수 있고, 또는 이와 달리 단일의 구조로 함께 연결되는 다수의 별개로 형성되는 구성요소들로서 만들어질 수 있다.

[0093] 도 8과 도 10에 있는 각각의 교정장치들(800, 1000)은 환자의 상악에 설치되도록 구성될 수 있다. 특정 예시들에서, 교정장치(800, 1000)는 환자의 제 1 소구치가 발치된 후에 발치 공간을 메우는데 도움이 되도록 구성될 수 있고, 또는 다른 치아 포지션을 조정하도록 구성될 수 있고, 또는 양자 모두를 위하여 구성될 수 있다. 다른 한편으로, 도 9와 도 11에 있는 각각의 교정장치들(900, 1100)은 환자의 하악에 설치되도록 구성될 수 있다.

[0094] 도 8과 도 10에서, 예시적인 교정장치들(800, 1000)은 (환자의 상악의 아치를 따라가도록) 상악에 맞게 구성되어 있는 아치 형상 바(802, 1002)를 각각 포함한다. 교정장치들(800, 1000)은 구개 아치 부재(804, 1004)를 각각 포함한다. 다른 예시들에서, 구개 아치 부재(804, 1004)는 생략될 수 있다.

[0095] 각각의 교정장치들(800, 1000)은 복수의 별개의 아암(도 8에 있는 아암(806)과 도 10에 있는 아암(1006))을 포함한다. 도 8과 도 10에 나타나 있는 예시들은 일대일을 기본으로 개별적이면서 별개로 12개의 결속되는 치아들에 고정되는 12개의 아암들(806 또는 1006)을 포함한다. 다른 예시들에서, 교정장치는 12개의 아암들보다 적거나 많은 개수를 포함하여 다른 적합한 개수의 아암들을 가질 수 있다. 아암들의 개수는 위치교정되어야 하는 턱에 있는 치아의 개수와 같을 수 있다.

[0096] 교정장치(800) 상의 각각의 아암(806)들(및 교정장치(1000) 상의 각각의 아암(1006)들)은 도 8과 도 10에 나타나 있는 바와 같이 교정장치의 각각의 다른 아암들처럼 동일한 구성(길이, 형상, 폭 등)을 가질 수 있다. 이와 달리, 교정장치(800)의 아암(806)들(또는 교정장치(1000)의 아암(1006)들) 중 일부(또는 각각)는 그 교정장치의 다른 아암들 중 일부 또는 각각과는 상이한 구성(길이, 형상, 폭 등)을 가질 수 있다. 특정 예시들에서, 각각의 아암의 형상과 크기를 포함하는 구성은 아암이 고정되어야 하는 치아의 원하는 위치교정과 크기에 좌우될 수 있다(상이한 아암과 치아에 맞게 상이할 수 있다).

[0097] 각각의 아암(806)(또는 1006)은, 바(802)(또는 1002)로부터 뻗어 있거나 이와 달리 바(802)(또는 1002)에 연결되어 있는 한쪽 단부, 및 수형 커넥터 요소(808)(또는 1008)가 형성되어 있거나 이와 달리 연결되어 있는 제 2

단부를 가진다. 따라서, 별개의 개별적인 수형 커넥터 요소는 각각의 별개의 개별적인 아암에 위치되어 있거나 이와 달리 각각의 별개의 개별적인 아암에 연결되어 있다. 각각의 수형 커넥터 요소(808)는, 교정장치(800)(또는 1000)가 환자의 치아에 설치되는 경우 개별적인 암형 커넥터 요소 또는 브래킷과 맞물리도록 구성되어 있다. 특정 예시들에서, 수형 커넥터 요소들은, 환자의 치아에 접합되어 있는 암형 커넥터 요소들에 고정되고 나서 임상의가 교정장치를 제거할 때까지 환자의 치아 상에서 고정상태로 남아있도록 구성되어 있다.

[0098] 각각의 아암(806)(또는 1006)은 그 길이를 따라 스프링 부재(810)(또는 1010)를 가진다. 도 8과 도 10의 예시들에서, 스프링 부재들(810, 1010)은 각각의 아암들(806, 1006)의 단부 부분(즉 바(802 또는 1002)로부터 뺀) 있거나 이와 달리 바(802 또는 1002)에 연결되어 있는 아암 단부, 및 수형 커넥터 요소(808 또는 1008)가 위치되어 있는 반대쪽 아암 단부에 대응하는 단부 부분)에 위치되어 있다. 그러나, 다른 예시들에서, 스프링 부재(810)(또는 1010)는, 이에 한정되는 것은 아니지만 아암(806)(또는 1006)의 길이의 중간과 같은 아암(806)(또는 1006)의 길이를 따라, 또는 수형 커넥터 요소(808 또는 1008)가 위치되어 있는 아암 단부를 향하여 다른 위치에 위치될 수 있다.

[0099] 스프링 부재들(810, 1010)은 임의의 적합한 구성을 가질 수 있고, 원하는 방향이나 크기(또는 양자 모두)의 힘이나 토크(또는 양자 모두)를 제공하도록 설계되거나 제조될 수 있다. 특정 예시들에서, 컴퓨터 이용 설계 및 제조 기법은 스프링 부재들을 설계하기 위해서 또는 구성하기 위해서(또는 양자 모두를 행하기 위해서) 채용될 수 있다. 스프링 부재들(810, 1010)은 도 8과 도 10에 나타나 있는 바와 같이 교정장치의 각각의 아암들 상에 동일한 구성을 가질 수 있다. 따라서, 교정장치(800)의 아암(806)들(또는 교정장치(1000)의 아암(1006)들) 중 일부(또는 각각) 상에 있는 스프링 부재들은 교정장치의 다른 아암들 중 일부 또는 각각과는 상이한 구성을 포함할 수 있다. 스프링 부재(810)(또는 1010)는, 도 8과 도 10에 나타나 있는 바와 같이 아암(806)들 중 나머지가 있는 단일의 일체형으로 형성되는 구조로 형성될 수 있다. 이와 달리, 스프링 부재(810)(또는 1010)들은 아암(806)(또는 1006)들 중 나머지와는 별개로 형성될 수 있고, 이때 스프링 부재들이 형성된 후 아암(806)(또는 1006)들에 연결될 수 있다.

[0100] 도 8의 예시적인 교정장치 안에 있는 각각의 스프링 부재(810)는 그 결속되는 아암(806)의 길이의 일 부분을 따라 복수의 U자형 세그먼트들이 있도록 구성되어 있다. 다른 예시들에서, 각각의 스프링 부재는 단일의(단 하나의) U자형 세그먼트를 포함할 수 있고, 또는 도 8의 예시에 나타나 있는 것보다 더 적거나 많은 U자형 세그먼트들을 포함할 수 있다.

[0101] 도 10의 예시적인 교정장치(1000) 안에 있는 각각의 스프링 부재(1010)는 그 결속되는 아암(1006)의 길이의 일 부분을 따라 단일의 루프가 형성되어 있는 나선형 또는 루프 형상 세그먼트가 있도록 구성되어 있다. 다른 예시들에서, 각각의 스프링 부재(1010)는 그 결속되는 아암(1006)의 길이 중 하나 이상의 세그먼트들을 따라 복수의 루프를 포함할 수 있다. 다른 예시들에서, 다른 적합한 스프링 구성들은 하나 이상의(또는 각각의) 아암들(806, 1006)에서 채용될 수 있다. 다른 예시들에서, (동일하거나 상이한 구성들을 가지는) 하나 이상의 스프링 부재는 각각의 아암(806, 1006)에 포함될 수 있다. 스프링 부재와 아암의 기하구조들(크기, 형상, 길이 등)는, 이에 한정되는 것은 아니지만 치아의 크기나 타입, 안면 형상(facial morphology), 해결되어야 할 부정교합의 타입, 및 각각의 환자 특유의 다른 요인들을 포함하는 다양한 요인들에 기초하여 이에 따라 선택되고 설계될 수 있다.

[0102] 위에서 설명된 바와 같이, 도 8과 도 10에 나타나 있는 예시적인 교정장치들(800, 1000)은 구개 아치 부재(도 8에서는 804, 도 10에서는 1004)를 포함한다. 도 8과 도 10에 나타나 있는 예시들에서, 구개 아치 부재들(804, 1004)은, 이에 한정되는 것은 아니지만 스크루 또는 다른 임시 위치고정 장치(TAD)와 같은 대응하는 복수의 위치고정 장치를 위한 복수의 홀더(812 또는 1012)를 각각 포함한다. 3개의 위치고정 장치 홀더들(812 또는 1012)은 도 8과 도 10에 각각 나타나 있다. 다른 예시들에서, 하나, 2개 또는 3개 이상의 위치고정 장치 홀더들(812 또는 1012)은 구개 아치 부재(804 또는 1004) 상에 포함될 수 있다. 다른 예시들에서, 하나 이상의 위치고정 장치 홀더는 교정장치 상의 다른 적합한 위치들에 제공될 수 있다. 또 다른 예시들에서, 위치고정 장치 홀더들(812, 1012)은 구개 아치 부재들(804, 1004)로부터 생략될 수 있다. 특정 예시들에서, 위치고정 장치 홀더들(812, 1012)의 포함여부, 개수 및 위치는 적어도 부분적으로는 해결되어야 할 부정교합의 타입 및 각각의 환자 특유의 다른 요인들에 좌우될 수 있다.

[0103] 하나 이상의 위치고정 장치 홀더들(812, 1012)은 TAD, 또는 환자의 구개에 고정되는 다른 위치고정 장치를 수용하거나 이와 달리 붙들기 위해서 채용될 수 있다. 따라서, 임상의가 교정장치의 추가적인 위치고정을 원하는 경우라면, 임상의는 하나 이상의 TAD(들)를 사용하도록 판정할 수 있다. 예를 들어, 교정장치(800)(또는 1000)의 수형 커넥터 요소(808)(또는 1008)들이 환자의 치아에 미리 접합되어 있는 암형 커넥터 요소들에 고정되기 전이

나 후에, 임상의는 하나 이상의 이식가능한 스크루 또는 다른 TAD 구조를 하나 이상의 위치고정 장치 홀더(812)(또는 1012)에 그리고 환자의 구개에 고정시킬 수 있다. 도 8과 도 10의 예시들에서, 위치고정 장치 홀더들(810, 1010)은 중심 개구가 있는 환형이나 링 형상을 가지는데, 스크루 또는 다른 TAD 구조가 환자의 구개에 이식되는 경우, 이 중심 개구를 통해서 스크루 또는 다른 적합한 TAD 구조의 길이는 고정장치를 환자의 구개에 위치고정하기 위해서 뻗어 있을 수 있다. 임상의는 이식에 앞서 TAD들이 이식될 환자의 구개가 있는 영역을 마취시킬 수 있다.

[0104] 도 9와 도 11에서, 예시적인 교정장치들(900, 1100)은 (환자의 하악에 있는 아치를 따라가도록) 하악에 맞게 구성되어 있는 아치 형상 바(902 또는 1102)를 각각 포함한다. 도 9와 도 11에 있는 교정장치들(900, 1100)은 설측 아치 지지 부재를 포함하지 않는다. 그러나, 다른 예시들은 설측 아치 지지 부재(예컨대 이에 한정되는 것은 아니지만 도 3에 있는 부재(302)와 유사한 부재)를 포함할 수 있다.

[0105] 각각의 교정장치들(900, 1100)은 교정장치의 우측 측면과 좌측 측면 상에서 아치 형상 바(902 또는 1102)로부터 뻗어 있는 2개의 위치고정 장치 홀더들(904 또는 1104)을 포함한다. 각각의 위치고정 장치 홀더(904 또는 1104)는, 이에 한정되는 것은 아니지만 교정장치를 하악의 설측면에 고정시키기 위하여 이식가능한 스크루 또는 다른 적합한 TAD 구조와 같은 적합한 위치고정 장치를 수용하면서 붙들도록 구성되어 있다.

[0106] 2개의 위치고정 장치 홀더들(904 또는 1104)이 다른 예시들로 도 9와 도 11에 각각 나타나 있지만, 하나 또는 2개 이상의 위치고정 장치 홀더들(904 또는 1104)은 교정장치(900 또는 110) 상에 포함될 수 있다. 또 다른 예시들에서, 위치고정 장치 홀더들(904, 1104)은 교정장치들(900 또는 1100)로부터 생략될 수 있다. 특정 예시들에서, 위치고정 장치 홀더들(904, 1104)의 포함여부, 개수, 타입 및 위치는 적어도 부분적으로는 해결되어야 할 부정교합의 타입 및 각각의 환자 특유의 다른 요인들에 좌우될 수 있다. 각각의 위치고정 장치 홀더(904 또는 1104)는 환자의 하악의 설측면에 고정되는 TAD와 같은 위치고정 장치를 수용하기 위하여 교정장치의 설측면 상에 배열되어 있지만, 이와 달리 위치고정 장치 홀더들(812 또는 1012)에 대하여 본 명세서에 기술되어 있는 바와 같은 구성을 가지면서 이와 같이 조작될 수 있다. 다른 예시들에서, 위치고정 장치 홀더들은 환자의 턱의 협측면 상에 배열될 수 있다. 다른 예시들에서, 다른 적합한 메커니즘 또는 메커니즘들의 조합들은 교정장치를 환자의 턱에 고정시키기 위하여 채용될 수 있다.

[0107] 도 9와 도 11에 있는 각각의 예시적인 교정장치들(900, 1100)은 스프링 부재들(910 또는 1110)이 있는 복수의 아암(906 또는 1106)을 포함한다. 각각의 예시적인 교정장치들(900, 1100)은 또한 각각의 개별적인 아암(906 또는 1106)의 한쪽 단부 상에 개별적인 수형 커넥터 요소(908 또는 1108)를 포함한다. 아암들(906, 1106), 스프링 부재들(910, 1110) 및 수형 커넥터 요소들(908, 1108)은, 본 명세서에 기술되어 있는 아암들(806, 1006), 스프링 부재들(810, 1010) 및 수형 커넥터 요소들(808, 1008)과 유사하지만 환자의 하악 상의 치아를 위한 구성을 가지면서 이와 같이 조작될 수 있다.

[0108] 위에서 설명된 바와 같이, 각각의 수형 커넥터 요소(808, 908, 1008, 1108)는, 교정장치(800, 900, 1000 또는 1100)가 환자의 치아에 설치되는 경우 개별적인 암형 커넥터 요소 또는 브래킷과 맞물리도록 구성되어 있다. 도 8 내지 도 11에 나타나 있는 교정장치 예시들에서, 각각의 수형 커넥터 요소(808, 908, 1008, 1108)는, 각각의 수형 커넥터 요소가 연결되는 아암으로부터 별개로 형성되거나 그 아암과 일체형으로 형성되는 단일의 일체형으로 형성된 구조로서 구성될 수 있다. 이러한 일체형으로 형성되는 구조는, 이에 한정되는 것은 아니지만 몰딩가공, 주조가공, 기계가공, 3D 프린팅, 스탬핑가공, 절단가공, 압출가공 또는 이와 유사한 것을 포함하여 임의의 적합한 제조 기법에 의해 형성될 수 있다. 일정한 예시들에서, 각각의 수형 커넥터 요소는, 이에 한정되는 것은 아니지만 니티놀(NiTi), 스테인리스 스틸, 베타-티타늄, 코발트 크롬이나 다른 금속 합금, 폴리머 또는 세라믹과 같은 적합한 재료로 된 시트로부터 2D 형상의 부재를 절단가공하는 단계, 및 2D 형상의 부재를 교정장치의 3D 형상의 부재로 굽힘가공하는 단계에 의해 교정장치의 다른 부분들과 일체형 구조로 형성되어 있다. 다른 예시들에서, 하나 이상의(또는 각각의) 수형 커넥터 요소(808, 908, 1008, 1108)는 교정장치(800, 900, 1000 또는 1100)의 수형 연결 구조와 아암을 형성하기 위해서 아암과 함께 연결되는 다수의 별개의 구성요소들로 형성될 수 있다.

[0109] 수형 커넥터 요소, 및 함께 연결될 뿐만 아니라 교정장치의 아치 형상 바에 연결되는 다수의 구성요소들로부터 구성되는 아암 구조의 일 예시는 도 12a 내지 도 12h에 대하여 도시되어 있다. 도 12a 내지 도 12h에 나타나 있는 예시는 도 8 내지 도 11에 있는 예시적인 교정장치들(800, 900, 1000, 1100)에 나타나 있는 바와 같은 구성을 가지는 수형 커넥터 요소를 제공한다. 그러나, 도 12a 내지 도 12h에 나타나 있는 바와 같은 수형 커넥터 요소들은, 이에 한정되는 것은 아니지만 도 1 내지 도 3, 도 5 및 도 6에 있는 교정장치들(100, 200, 300, 500,



600)을 포함하여 본 명세서에 기술되어 있는 바와 같이 다른 교정장치들에서 채용될 수 있다.

[0110] 도 12a 내지 도 12h에 나타나 있는 예시는 아암 구조(1200)(도 12a에 도시됨), 하나 이상의(도시되어 있는 예시에서는 다수의) 제 1 아암 커넥터 요소(1201)들을 가지는 아치 형상 구조 또는 바(1201)(도 12b에 도시됨), 제 2 아암 커넥터 요소(1204)들(도 12c에 도시됨), 제 1 수형 커넥터 요소 구성요소(1206)(도 12d, 도 12e 및 도 12f에 배면도, 정면도 및 측면도로 각각 도시됨) 및 제 2 수형 커넥터 요소 구성요소(1208)(도 12g와 도 12h에 배면도와 정면도로 각각 도시됨)를 포함한다. 특정 예시들에서, 아암 구조(1200)는 본 명세서에 기술되어 있는 교정장치들(800, 900, 1000, 1100)의 하나 이상의 아암들(806, 906, 1006, 1106)에 대응할 수 있다. 아암 구조(1200)는 바(이에 한정되는 것은 아니지만 교정장치(800, 900, 1000 또는 1100)의 바(802, 902, 1002 또는 1102)와 같은 것)에 부착되도록 구성되어 있는 제 1 단부 구간(1210)을 포함한다. 도 12a에 나타나 있는 예시에서, 아암 구조(1200)의 제 1 단부 구간(1210)은 제 1 아암 커넥터 구성요소(1202)와 제 2 아암 커넥터 구성요소(1204) 중 어느 하나 또는 양자 모두 안에 있는 대응하는 루프 형상의 그루브 내부에 들어맞는 루프 형상 구간으로 형성되어 있다(도 12b와 도 12c에 도시됨).

[0111] 추가로, 아암 구조(1200)는 수형 커넥터 요소를 부착하도록 구성되어 있는 제 2 단부 구간(1212)을 포함한다. 도 12a에 나타나 있는 예시에서, 아암 구조(1200)의 제 2 단부 구간(1212)은 제 1 수형 커넥터 요소 구성요소(1206)와 제 2 수형 커넥터 요소 구성요소(1208) 중 어느 하나 또는 양자 모두 안에 있는 대응하는 루프 형상의 그루브 내부에 들어맞는 루프 형상 구간으로 형성되어 있다(도 12d 내지 도 12h에 도시됨). 아암 구조(1200)는 또한 제 1 단부 구간과 제 2 단부 구간 사이에 중심 구간(1214)을 포함한다. 하나 이상의 스프링 부재들(이에 한정되는 것은 아니지만 본 명세서에 기술된 바와 같은 스프링 부재들과 같은 것)은 중심 구간(1214)에 형성되거나 이와 달리 제공될 수 있다.

[0112] 도 12b와 도 12c에 나타나 있는 제 1 아암 커넥터 구성요소(1202)와 제 2 아암 커넥터 구성요소(1204)는 함께 연결되도록 구성되어 있다. 각각의 제 1 아암 커넥터 구성요소(1202)는 도 12b에 나타나 있는 바와 같이 교정장치의 아치 형상 구조 또는 바(1201)의 일부로(교정장치의 아치 형상 구조 또는 바(1201)와 통합형으로) 형성될 수 있다. 다른 예시들에서, 각각의 제 1 아암 커넥터 구성요소(1202)는, 아치 형상 구조 또는 바로부터 떨어져 형성되고 나서 도 12h에 나타나 있는 구조를 형성하기 위해서 접착제, 용접 또는 임의의 다른 적합한 부착 메커니즘에 의해 아치 형상 구조 또는 바에 부착될 수 있다. 아치 형상 구조 또는 바(1201)는 본 명세서에 기술된 바와 같이 다른 적합한 예시 또는 도 8 내지 도 11에 있는 예시들을 참조하여 본 명세서에 기술되어 있는 아치 형상 구조들(802, 902, 1002, 1102)에 대응할 수 있다.

[0113] 제 1 아암 커넥터 구성요소(1202)와 제 2 아암 커넥터 구성요소(1204) 중 어느 하나 또는 양자 모두는 제 1 아암 커넥터 구성요소(1202)와 제 2 아암 커넥터 구성요소(1204) 사이에서 아암 구조(1200)의 제 1 단부 구간(1210)을 수용하기 위하여 그루브(1215, 1217)를 포함한다. 보다 상세하게는, 아암 구조(1200)의 제 1 단부 구간(1210)은 제 1 아암 커넥터 구성요소(1202)와 제 2 아암 커넥터 구성요소(1204) 사이에 배치되어 있고, 아암 커넥터 구성요소들(1202, 1204)은 이때 그루브들(1215, 1217) 내부에 아암 구조(1200)의 제 1 단부 구간(1210)을 함께 집어넣도록 되어 있다. 그루브들(1215, 1217)은 각각의 제 1 아암 커넥터 구성요소(1202)와 제 2 아암 커넥터 구성요소(1204)의 예지까지 뻗어 있어서, 커넥터 구성요소들(1202, 1204)이 함께 결합되는 경우 아암 구조(1200)의 중심 구간(1214)은 커넥터 구성요소들(1202, 1204)로부터 밖으로 뻗어 있을 수 있다.

[0114] 제 1 아암 커넥터 구성요소(1202)와 제 2 아암 커넥터 구성요소(1204) 중 어느 하나 또는 양자 모두(예컨대 커넥터 구성요소(1202))는 제 1 아암 커넥터 구성요소(1202)와 제 2 아암 커넥터 구성요소(1204) 중 다른 하나(예컨대 커넥터 구성요소(1204)) 안에 있는 대응하는 하나 이상의 리세스 내지 구멍(1218)들에 맞물리는 하나 이상의(도 12b에서는 3개의) 돌출부(1216)를 포함한다. 돌출부(1216)들, 리세스 내지 구멍(1218)들은 조립 동안 아암 구조(1200)와의 서로 적절한 정렬상태에 있도록 제 1 아암 커넥터 구성요소(1202)와 제 2 아암 커넥터 구성요소(1204)를 함께 정렬하는데 도움이 된다. 추가로, 돌출부(1216)들, 리세스 내지 구멍(1218)들은 제 1 아암 커넥터 구성요소(1202)와 제 2 아암 커넥터 구성요소(1204) 사이에 스냅 핏(snap fit) 또는 마찰 끼워맞춤(friction fit) 연결을 제공하도록 구성될 수 있다. 추가 예시들에서, 이에 한정되는 것은 아니지만 스크루, 접착제, 용접 또는 이와 유사한 것을 포함하는, 대체되는 또는 추가적인 연결 메커니즘은 커넥터 구성요소들(1202, 1204)을 함께 연결하기 위해서 채용될 수 있다. 예를 들어, 제 1 아암 커넥터 구성요소(1202)와 제 2 아암 커넥터 구성요소(1204) 중 어느 하나 또는 양자 모두는 하나 이상의 스크루, 볼트 또는 다른 나사산 커넥터(threaded connector)(미도시)를 수용하기 위하여 하나 이상의 구멍(1220)을 포함할 수 있다. 이러한 예시들에서, 하나 이상의 구멍들은 스크루, 볼트 또는 다른 나사산 커넥터(미도시)와의 나사산식 맞물림을 위하여 나사

산이 형성되어 있을 수 있다.

- [0115] 도 12d 내지 도 12h에 나타나 있는 제 1 수형 커넥터 요소 구성요소(1206)와 제 2 수형 커넥터 요소 구성요소(1208)는 함께 연결되도록 구성되어 있다. 제 1 수형 커넥터 요소 구성요소(1206)와 제 2 수형 커넥터 요소 구성요소(1208) 중 어느 하나 또는 양자 모두는 제 1 수형 커넥터 요소 구성요소(1206)와 제 2 수형 커넥터 요소 구성요소(1208) 사이에서 아암 구조(1200)의 제 2 단부(1212)를 수용하기 위하여 그루브(1222, 1224)를 포함한다. 보다 상세하게는, 아암 구조(1200)의 제 2 단부 구간(1212)은 제 1 수형 커넥터 요소 구성요소(1206)와 제 2 수형 커넥터 요소 구성요소(1208) 사이에 배치되어 있고, 수형 커넥터 요소 구성요소들(1206, 1208)은 이때 그루브들(1222, 1224) 내부에 아암 구조(1200)의 제 2 단부(1212)를 함께 집어넣도록 되어 있다. 그루브들(1222, 1224)은 각각의 제 1 수형 커넥터 요소 구성요소(1206)와 제 2 수형 커넥터 요소 구성요소(1208)의 예지까지 뻗어 있어서, 커넥터 구성요소들(1206, 1208)이 함께 결합되는 경우 아암 구조(1200)의 중심 구간(1214)은 수형 커넥터 요소 구성요소들(1206, 1208)로부터 밖으로 뻗어 있을 수 있다.
- [0116] 제 1 수형 커넥터 요소 구성요소(1206)와 제 2 수형 커넥터 요소 구성요소(1208) 중 어느 하나 또는 양자 모두(예컨대 커넥터 구성요소(1208))는 제 1 수형 커넥터 요소 구성요소(1206)와 제 2 수형 커넥터 요소 구성요소(1208) 중 다른 하나(예컨대 커넥터 구성요소(1206)) 안에 있는 대응하는 하나 이상의 리세스 내지 구멍(1288)들에 맞물리는 하나 이상의(도 12g에서는 1개의) 돌출부(1226)를 포함한다. 돌출부(1226)들, 리세스 내지 구멍(1288)들은 조립 동안 아암 구조(1200)와의 서로 적절한 정렬상태에 있도록 제 1 수형 커넥터 요소 구성요소(1206)와 제 2 수형 커넥터 요소 구성요소(1208)를 함께 정렬하는데 도움이 된다. 추가로, 돌출부(1226)들, 리세스 내지 구멍(1288)들은 제 1 수형 커넥터 요소 구성요소(1206)와 제 2 수형 커넥터 요소 구성요소(1208) 사이에 스냅 핏 또는 마찰 끼워맞춤 연결을 제공하도록 구성될 수 있다. 추가 예시들에서, 이에 한정되는 것은 아니지만 스크루, 접착제, 용접 또는 이와 유사한 것을 포함하는, 대체되는 또는 추가적인 연결 메커니즘은 수형 커넥터 요소 구성요소들(1206, 1208)을 함께 연결하기 위해서 채용될 수 있다. 예를 들어, 제 1 수형 커넥터 요소 구성요소(1206)와 제 2 수형 커넥터 요소 구성요소(1208) 중 어느 하나 또는 양자 모두는 하나 이상의 스크루, 볼트 또는 다른 나사산 커넥터(미도시)를 수용하기 위하여 하나 이상의 구멍(1230)을 포함할 수 있다. 이러한 예시들에서, 하나 이상의 구멍들은 스크루, 볼트 또는 다른 나사산 커넥터(미도시)와의 나사산식 맞물림을 위하여 나사산이 형성되어 있을 수 있다.
- [0117] 따라서, 제 1 수형 커넥터 요소 구성요소(1206)와 제 2 수형 커넥터 요소 구성요소(1208)는 아암 구조(1200)의 한쪽 단부에 연결되어 조립될 수 있다. 아암 구조(1200)의 다른쪽 단부는 교정장치의 아치 형상 바에 연결되어 조립될 수 있다. 예시에서, 교정장치(800, 900, 1000 또는 1100)는 단일의 일체형 교정장치 구조를 형성하기 위해서 서로 연결되어 조립되는 다수의 별개로 형성된 구성요소들로 이루어질 수 있다.
- [0118] 이러한 예시들에서, 교정장치의 각각의 구성요소는, 이에 한정되는 것은 아니지만 몰딩가공, 주조가공, 기계가공, 3D 프린팅, 스탬핑가공, 압출가공, 절단가공 및 굽힘가공(예컨대 본 명세서에 기술된 바와 같이 시트로부터 2D 형상의 부재를 절단가공하는 단계, 및 2D 형상의 부재를 3D 형상의 부재로 굽힘가공하는 단계)을 포함하는 임의의 적합한 제조 기법에 의해 별개로 형성될 수 있고, 이후 교정장치의 하나 이상의 다른 구성요소들과 조립될 수 있다. 이러한 예시들에서, 아암 구조(1200)들은, 이에 한정되는 것은 아니지만 위에서 설명된 것을 포함하는 임의의 적합한 기법에 의해, 또는 굽힘가공 기법들에 의해 형성될 수 있다. 예를 들어, 자동화되거나 로봇 제어되는 굽힘가공 기법은, 이에 한정되는 것은 아니지만 니티놀(NiTi), 스테인리스 스틸, 베타-티타늄, 코발트 크롬이나 다른 금속 합금, 폴리머 또는 세라믹과 같은 적합한 재료로부터 원하는 정밀한 스프링 및 아암 구성들을 형성하거나 굽힘가공하기 위해서 채용될 수 있다. 다른 예시들에서, 교정장치 구조의 하나 이상의(또는 모든) 구성요소들은 단일의 일체형으로 형성되는 구조로서 함께 형성될 수 있다.
- [0119] 위에서 설명된 바와 같이, 도 12a 내지 도 12h에 나타나 있는 예시는 도 8 내지 도 11에서 예시적인 교정장치들(800, 900, 1000, 1100)로 나타나 있는 바와 같은 구성을 가지는 수형 커넥터 요소를 제공한다. 이러한 수형 커넥터 요소들은, 예컨대 도 13a와 도 13b에 나타나 있는 바와 같은 구성을 가지는 암형 커넥터 요소들에 맞물리면서 고정되도록 구성되어 있다.
- [0120] 예를 들어, 도 12e와 도 12f에 가장 잘 나타나 있는 바와 같이, 수형 커넥터 구성요소(1206)는 후면 부분(1232)(구멍(1228, 1230)과 연장 구조(1234)를 포함하는 부분)을 포함한다. 연장 구조(1234)는, 예컨대 도 13a와 도 13b에 나타나 있는 타입의 암형 연결 구성요소에 맞물리도록 구성되어 있다. 연장 구조(1234)는 후면 부분(1232)으로부터 바깥쪽을 향하여 뻗어 있는 선반 형상 연장부(1236)를 포함한다. 연장 구조(1234)는 또한, 겹(1242)만큼 서로로부터 떨어져 이격되어 있으면서 선반 형상 연장부(1236)로부터 뻗어 있는 한 쌍의 다리 부재

(1238, 1240)를 포함한다. 도 12f에 나타나 있는 바와 같이, 다리 부재(1238, 1240)는 또한, 선반 형상 연장부(1236)의 뻗어 있는 길이의 일 부분에 의해 갭(1244)만큼 후면 부분(1232)로부터 떨어져 이격되어 있다. 각각의 다리 부재(1238, 1240)의 자유 단부는 나팔형이거나 넓어진 부분(1239, 1241)을 각각 가진다. 수형 커넥터 구성요소(1206)는, 이에 한정되는 것은 아니지만 니티놀, 스테인리스 스틸, 베타-티타늄, 코발트 크롬이나 다른 금속 합금, 폴리머 또는 세라믹과 같은 임의의 적합한 재료로 만들어질 수 있고, 또는 연장 구조(1234)의 폭을 줄이기 위해서 힘이 가해지는 경우(다리 부재들(1238, 1240)을 서로를 향하여 가압하도록 향하고 있는 경우) 다리 부재들(1238, 1240)이 안쪽을 향하여 휘어지면서 탄력적으로 가요성인 것을 허용하는 다른 재료로 만들어질 수 있다. 그 상태에서, 연장 구조는, 예컨대 도 13a와 도 13b에 나타나 있는 타입의 암형 커넥터 요소 속으로 삽입될 수 있다. 일단 암형 커넥터 요소 속으로 삽입되면, (구성요소들(1206, 1208)에 의해 형성되는) 수형 커넥터 요소를 암형 커넥터 요소에 고정시키기 위해서 다리 부재들(1238, 1240)이 그 원래 위치를 향하여 바깥쪽을 향하여 탄력적으로 위치조정되는 것을 허용하도록 힘이 해제될 것이다. 특정 예시들에서, (선반 형상 연장 구조(1234)와 다리 부재들(1240, 1238)을 포함하는) 수형 커넥터 구성요소(1206)는 일체형으로 형성되는 통합형 구조로서 형성되어 있다. 다른 예시들에서, 수형 커넥터 구성요소(1206)는 함께 연결되는 다수의 별개의 구성요소들로 형성될 수 있다.

[0121] 도 13a에는 환자의 상악의 OTA 이미지에 관한 도면이 나타나 있는데, 여기에서는 암형 커넥터 요소(1300)들의 예시들이 상부 아치 상에서 치아의 설측 표면에 부착되어 있다. 다른 예시들에서, 암형 커넥터 요소(1300)들은, 예컨대 임상의가 선호하는 경우라면 치아의 협측 표면에 부착될 수 있다. 별개의 개별적인 암형 커넥터 요소(1300)는 각각의 개별적인 치아에 고정되어 있다. 암형 커넥터 요소들은 본 명세서에 기술되어 있는 제 1 실시예와 제 2 실시예에 따라 하나 이상의 교정장치들을 치아에 연결하기 위해서 연결 인터페이스를 제공한다. 도 13a에 나타나 있는 도면에는 각각의 턱에 있는 모든 치아가 암형 커넥터 요소들을 가지고 있는 것으로 나타나 있지만, 다른 실시예들은, 예컨대 임상의에 의해 선택되는 바와 같이 하악이나 상악에 있는 모든 치아들은 아니지만 그 중 일부에 별개의 개별적인 암형 커넥터 요소들을 채용할 수 있다.

[0122] 암형 커넥터 요소(1300)들은 직접적인 또는 간접적인 접합, 또는 요소들을 치아의 표면에 단단히 고정시키기 위한 다른 적합한 수단을 통해서 치아에 부착될 수 있다. 접합 재료는, 이에 한정되는 것은 아니지만 합성 수지와 같은 접착제를 포함할 수 있다. 간접 접합의 경우에, 임상의는 브래킷 배치의 정확도를 증가시키기 위해서 지그를 사용할 수 있다. 특정 예시들에서, 하나 이상의(또는 모든) 암형 커넥터 요소(1300)들은 각각의 치아에 대한 크기나 형상으로 맞춤형 제작되어 있고, 가능성 있는 가장 낮은 프로파일을 가지도록(치아로부터 멀어지는 방향, 즉 협설 방향, 또는 근심원위 방향이나 교합치은 방향, 또는 이들의 임의의 조합으로 뻗어 있는 치수의 크기를 최소화하도록) 구성되어 있다.

[0123] 도 13b에는 도 13a에 있는 암형 커넥터 요소(1300)의 일 예시가 나타나 있다. 도 13b의 예시에서, 암형 커넥터 요소(1300)는 환자의 치아의 표면에 접합되도록 구성되어 있는 후면 부분(1302)을 포함한다. 도 13b에 있는 암형 커넥터 요소(1300)는 또한 후면 부분(1302)으로부터 바깥쪽을 향하여 뻗어 있는 선반 형상 연장 구조(1304)를 포함한다. 도 13b에 있는 암형 커넥터 요소(1300)는 또한 후면 부분(1302)으로부터 바깥쪽을 향하여 뻗어 있는 제 1 L자형 연장 구조(1306)와 제 2 L자형 연장 구조(1308)를 포함한다. 연장 구조들(1304, 1306, 1308)은 동일한 방향으로 후면 부분(1302)으로부터 바깥쪽을 향하여 뻗어 있다. 그러나, 선반 형상 연장 구조(1304)는, 각각의 L자형 연장 구조들의 표면의 평평한 표면 치수에 대해 수직하는 방향(도 13b에서는 수평방향)으로 뻗어 있는 평평한 표면 치수를 가지는 표면을 가지고 있다. 연장 구조들(1304, 1306, 1308)은, 갭(1310)이 L자형 연장 부재들(1306, 1308) 사이에 제공되도록 그리고 추가 갭(1312)이 선반 형상 연장 구조(1304)와 각각의 L자형 연장 구조들(1306, 1308) 사이에 제공되도록 배열되어 있다.

[0124] 암형 커넥터 요소(1300)는, 이에 한정되는 것은 아니지만 니티놀, 스테인리스 스틸, 베타-티타늄, 코발트 크롬이나 다른 금속 합금, 폴리머, 세라믹으로 만들어질 수 있고, 또는 갭(1310)의 폭을 늘리기 위해서 힘이 가해지는 경우(L자형 연장 구조들을 서로로부터 멀어지는 방향으로 가압하도록 향하고 있는 경우) L자형 연장 구조들(1306, 1308)이 바깥쪽을 향하여 휘어지면서 탄력적으로 가요성인 것을 허용하는 다른 재료로 만들어질 수 있다. 그 상태에서, 수형 커넥터 요소의 연장 구조(1234)는 갭(1310) 속으로 삽입될 수 있다. 일단 삽입되면, 수형 커넥터 요소를 암형 커넥터 요소에 고정시키기 위해서 L자형 연장 구조들(1306, 1308)이 그 원래 위치를 향하여 서로를 향하여 탄력적으로 위치조정되는 것을 허용하도록 힘이 해제될 것이다. 특정 예시들에서, 수형 커넥터 요소의 연장 부분(1234)이 갭(1310) 안에 수용되는 경우, 수형 커넥터 구성요소(1206)의 선반 형상 연장부(1236)는 암형 커넥터 요소(1300)의 갭(1312) 속에 들어맞는다. 다른 예시들에서, 암형 커넥터 요소의 L자형 연장 구조들은 비교적 강성일 수 있어서(그리고 바깥쪽을 향하여 많이 휘어지지 않거나 전혀 휘어지지 않도록



구성되어 있어서), 수형 커넥터 요소의 다리 부재들(1236, 1238)의 탄력적인 가요성은 수형 커넥터 요소가 겹 (1310) 속으로 삽입되는 것을 허용하기에 충분하고, 압형 커넥터 요소의 L자형 연장 구조들(1306, 1308)이 바깥 쪽을 향하여 휘어지는 것을 필요로 하지 않는다. 특정 예시들에서, (선반 형상 연장 구조(1304)와 L자형 연장 구조들(1306, 1308)을 포함하는) 압형 커넥터 요소(1300)는 일체형으로 형성되는 통합형 구조로서 형성되어 있다. 다른 예시들에서, 압형 커넥터 요소(1300)는 함께 연결되는 다수의 별개의 구성요소들로 형성될 수 있다.

[0125] 압형 커넥터 요소(1300)의 각각의 L자형 연장 구조들(1306, 1308)은 L자형 연장 구조들 중 다른쪽을 향하여 뺀 어 있는 립(lip) 또는 L 연장부를 가지는 자유 단부를 포함한다. 수형 커넥터 요소(1200)의 연장 부분(1234)이 상술된 바와 같이 압형 커넥터 요소(1300)의 겹들(1310, 1312) 안에 수용되는 경우, L자형 연장 구조들(1306, 1308)의 립 또는 L 연장부는 수형 커넥터 요소를 유지하면서 고정시키기 위해서 수형 커넥터 요소(1200)의 다리 부재들(1238, 1240) 위에서 다시 스냅동작한다. 다리 부재들(1238, 1240)의 나팔형이거나 넓어진 부분(1239, 1241)과 선반 형상 연장부(1236)는 설치 동안 고정되는 경우 수형 커넥터 요소(1200)를 압형 커넥터 요소(1300) 안에서 적절히 정렬된 상태로 유지하는데 도움이 된다. 그 상태에서, (예컨대 L자형 연장 구조들(1306, 1308)을 떼어내는데 충분한 힘을 안쪽을 향하여 수형 커넥터 요소의 다리 부재들(1236, 1238)에 가하고 나서, 수형 커넥터 요소를 압형 커넥터 요소로부터 떼어트려 잡아당김으로써) 임상의가 수형 커넥터 요소를 제거할 때까지, 수형 커넥터 요소(1200)는 압형 커넥터 요소(1300)에 고정된 상태로 남아있을 수 있다.

[0126] 일정한 예시들에서의 수형 커넥터 요소들(808, 908, 1008, 1108)은 도 13a와 도 13b에 대하여 본 명세서에 기술된 바와 같이 압형 연결 요소(1300)들과의 맞물림을 위하여 도 12a 내지 도 12g에 대하여 본 명세서에 기술된 바와 같이 구성될 수 있다. 그러나, 다른 예시들에서, 제 2 실시예에 따르는 수형 커넥터 요소들(808, 908, 1008, 1108)은 제 1 실시예에 대하여 본 명세서에 기술되어 있는 수형 커넥터 요소들(104, 204, 304, 504, 604)과 유사할 수 있다. 이러한 예시들에서, 압형 커넥터 요소들은 도 7에 있는 압형 커넥터 요소(700)들과 유사하게 구성될 수 있다. 유사하게는, 제 1 실시예의 다른 예시들은 도 13a와 도 13b에 대하여 본 명세서에 기술되어 있는 바와 같이 압형 연결 요소(1300)들과의 맞물림을 위하여 도 12a 내지 도 12g에 대하여 기술된 바와 같이 수형 커넥터 요소들을 포함할 수 있다.

[0127] 다른 예시들에서, 제 1 실시예에 따르거나 (교정장치들(800, 900, 1000, 1100)을 포함하는) 제 2 실시예에 따르는 교정장치 상의 수형 커넥터 요소들은 도 15b와 도 15c에 나타나 있는 바와 같이 압형 커넥터 요소(1501)에 맞물리면서 고정시키기 위하여, 이에 한정되는 것은 아니지만 도 15a에 나타나 있는 수형 커넥터 요소 예시들의 구성들과 같은 다른 적합한 구성들을 가질 수 있다. 압형 커넥터 요소(1501)는 도 15c에서 치아에 접합되어 있는 것으로 나타나 있다.

[0128] 도 15a에 있는 수형 커넥터 요소(1500)는 제 1 아암 구간(1504)과 제 2 아암 구간(1506)을 가지는 일정한 형상의 바디부를 포함한다. 각각의 아암 구간들(1504, 1506)은 제 1 단부(1508)에서 다른 아암 구간에 연결되어 있고, 자유 단부(1510, 1512) 쪽으로 각각 뺀어 있다. 아암 구간들(1504, 1506)은 아암 구간들 사이에 겹(1502)을 형성하기 위해서 (연결되는 단부(1508)에서는 제외하고) 서로로부터 떨어져 이격되어 있고, 각각의 아암 구간의 길이의 일 부분을 따라 뺀어 있다. 수형 커넥터 요소는, 아암 구간들(1504, 1506)의 자유 단부들이 서로로부터 더욱 멀리 또는 떨어져 위치교정되도록 힘을 받고 나서 힘이 제거되는 경우 그 원래 상태로 다시 탄력적으로 위치교정되는 것을 허용하는 충분히 탄력적인 재료로 만들어진다. 아암 구간들(1504, 1506)이 서로로부터 더욱 멀어지게 힘을 받는 경우, 아암 구간들(1504, 1506) 사이의 겹(1502)의 폭 치수는 증가한다. 그 상태에서, 수형 커넥터 요소(1500)는 압형 커넥터 요소 위에 배치되어 있다. 압형 커넥터 요소 위에 배치되는 경우, 압형 커넥터 요소에 수형 커넥터 요소를 고정시키거나 걸기 위해서 아암 구간들이 피동 상태 또는 그 힘을 받지 않는 상태를 향하여 탄력적으로 위치교정되는 것을 허용하도록 아암 구간들(1504, 1506) 상의 힘이 해제된다.

[0129] 도 15b에 나타나 있는 압형 커넥터 요소는 환자의 치아의 표면에 접합되도록 구성되어 있는 후면 부분(1514)을 포함한다. 4개의 후크 또는 L자형 연장 부재(1518)로 이루어진 연장 부분(1516)은 후면 부분(1514)로부터 바깥 쪽을 향하여 뺀어 있다. 수형 커넥터 요소(1500)의 아암 구간들(1504, 1506)이 상술된 바와 같이 떨어져 힘을 받는 경우, 수형 커넥터 요소(1500)는 압형 커넥터 요소 위에 배치될 수 있어서, 후크 형상 연장 부재(1518)는 아암 구간들(1504, 1506) 사이에서 겹(1502) 안에 수용되어 있고, 아암 구간들(1504, 1506)은 후크 형상 연장 부재(1518)들의 후크 또는 L자형 자유 단부의 뒤쪽에서 압형 커넥터 요소 안에 수용되어 있다. 그 상황에서, 도 15c에 나타나 있는 바와 같이 압형 커넥터 요소(1501)의 후크 형상 연장 부재(1518)들의 후크 또는 L자형 자유 단부와 후면 부분(1514) 사이에 아암 구간들(1504, 1506)을 고정시키거나 걸기 위해서 아암 구간들이 피동 상태 또는 그 힘을 받지 않는 상태를 향하여 탄력적으로 위치교정되는 것을 허용하도록 아암 구간들(1504, 1506) 상의 힘이 해제된다. 그 상태에서, (예컨대 후크 형상 연장 부재(1518)들의 후크 또는 L자형 자유 단부를 떼어내

는데 충분한 힘을 바깥쪽을 향하여 아암 구간들(1504, 1506)에 가하고 나서, 수형 커넥터 요소를 암형 커넥터 요소로부터 떨어트려 잡아당김으로써) 임상의가 수형 커넥터 요소를 제거할 때까지, 수형 커넥터 요소(1500)는 암형 커넥터 요소(1501)에 고정된 상태로 남아있을 수 있다.

[0130] 다른 예시들에서, 제 1 실시예에 따르거나 (교정장치들(800, 900, 1000, 1100)을 포함하는) 제 2 실시예에 따르는 교정장치 상의 수형 커넥터 요소들은 도 16b와 도 16c에 나타나 있는 바와 같이 암형 커넥터 요소(1601)에 맞물리면서 고정시키기 위하여, 이에 한정되는 것은 아니지만 도 16a에 나타나 있는 수형 커넥터 요소(1600)의 구성들과 같은 또 다른 적합한 구성들을 가질 수 있다. 도 16a에 있는 수형 커넥터 요소(1600)는 제 1 아암 구간(1604)과 제 2 아암 구간(1606)을 가지는 일정한 형상의 바디부를 포함한다. 각각의 아암 구간들(1604, 1606)은 제 1 단부(1608)에서 다른 아암 구간에 연결되어 있고, 자유 단부(1610, 1612) 쪽으로 각각 뻗어 있다. 자유 단부들(1610, 1612)은 (2개의 아암 구간들 중 다른쪽으로부터 멀어지는 방향으로) 각각의 아암 구간으로부터 바깥쪽을 향하여 뻗어 있는 연장부들을 가지는 넓어진 부분들 또는 L자형 단부 부분들을 포함한다. 아암 구간들(1604, 1606)은 아암 구간들 사이에 갭(1602)을 형성하기 위해서 (연결되는 단부(1608)에서는 제외하고) 서로로부터 떨어져 이격되어 있고, 각각의 아암 구간의 길이의 일 부분을 따라 뻗어 있다. 수형 커넥터 요소는, 아암 구간들(1604, 1606)의 자유 단부들이 서로를 향하여 위치교정되도록 힘을 받고 나서 힘이 제거되는 경우 그 원래 상태로 다시 탄력적으로 위치교정되는 것을 허용하는 충분히 탄력적인 재료로 만들어진다. 아암 구간들(1604, 1606)이 서로를 향하여 힘을 받는 경우, 아암 구간들(1604, 1606) 사이의 갭(1602)의 폭 치수는 감소한다. 그 상태에서, 수형 커넥터 요소(1600)는 암형 커넥터 요소(1601)의 리셉터클 속에 배치되어 있다. 암형 커넥터 요소의 리셉터클 안에 배치되는 경우, 암형 커넥터 요소에 수형 커넥터 요소를 고정시키거나 걸기 위해서 아암 구간들이 피동 상태 또는 그 힘을 받지 않는 상태를 향하여 바깥쪽을 향하여 탄력적으로 위치교정되는 것을 허용하도록 아암 구간들(1604, 1606) 상의 힘이 해제된다.

[0131] 도 16b에 나타나 있는 암형 커넥터 요소는 후면 부분(1614)이고, 그 배면(도면에서 안쪽을 향하고 있는 표면)은 환자의 치아의 표면에 접합되도록 구성되어 있다. 리셉터클이 형성되어 있는 개구(1618)를 가지는 상자 형상 구조로 이루어진 연장 부분(1616)은 후면 부분(1614)으로부터 바깥쪽을 향하여 뻗어 있다. 연장 부분(1616)의 상자 형상 구조는 각각 개구(1621, 1623)를 가지는 2개의 측벽들(1620, 1622)을 각각 포함한다. 수형 커넥터 요소(1600)가 암형 커넥터 요소(1601)에 고정되는 경우, 개구들(1621, 1623)은 수형 커넥터 요소(1600)의 아암 구간들의 자유 단부들(1610, 1612) 상에 넓어진 부분들 또는 L자형 단부 부분들을 포함하는 자유 단부들(1610, 1612)을 수용하도록 구성되어 있다.

[0132] 수형 커넥터 요소(1600)의 아암 구간들(1604, 1606)이 상술된 바와 같이 서로를 향하여 힘을 받는 경우, 수형 커넥터 요소(1600)는, 수형 커넥터 요소(1600)의 아암 구간들의 자유 단부들(1610, 1612) 상에 있는 넓어진 부분들 또는 L자형 단부 부분들이 암형 커넥터 요소(1601)의 측벽들(1620, 1622)에 있는 개구들(1621, 1623)과 정렬할 때까지 암형 커넥터 요소(1601)의 개구(1618) 속으로 삽입될 수 있다. 그 상태에서, 아암 구간들의 자유 단부들(1610, 1612) 상에 있는 넓어진 부분들 또는 L자형 단부 부분들을 개구들(1621, 1623) 속으로 삽입하면서 개구들(1621, 1623)과 맞물리고 수형 커넥터 요소(1600)를 암형 커넥터 요소(1601)에 고정시키거나 걸기 위해서, 아암 구간들(1604, 1606)이 서로로부터 바깥쪽을 향하여 탄력적으로 위치교정되는 것을 허용하도록 아암 구간들(1604, 1606) 상의 힘이 해제될 수 있다. 그 상태에서, (예컨대 아암 구간들의 자유 단부들(1610, 1612) 상에 있는 넓어진 부분들 또는 L자형 단부 부분들을 측벽들(1620, 1622)에 있는 개구들(1621, 1623)로부터 빼내기에 충분한 힘을 서로를 향하여 안쪽으로 아암 구간들(1604, 1606)에 가하고 나서, 수형 커넥터 요소를 암형 커넥터 요소로부터 떨어트려 잡아당김으로써) 임상의가 수형 커넥터 요소를 제거할 때까지, 수형 커넥터 요소(1600)는 암형 커넥터 요소(1601)에 고정된 상태로 남아있을 수 있다.

[0133] 다른 예시에서, 제 1 실시예 또는 (교정장치들(800, 900, 1000, 1100)을 포함하는) 제 2 실시예에 따르는 교정장치들 상의 수형 커넥터 요소들은, 이에 한정되는 것은 아니지만 도 18e와 도 18f에 나타나 있는 수형 커넥터 요소 예시들의 구성들과 같은 다른 적합한 구성들을 가질 수 있다. 도 18e와 도 18f에 나타나 있는 예시적인 교정장치들(1810, 1820)에서, 각각의 수형 커넥터 요소(1802 또는 1822)는 암형 커넥터 요소에 맞물리면서 고정시키기 위하여 T자형 구성을 가진다. 이러한 예시에서, 암형 커넥터 요소는 T자형 수형 커넥터 요소를 선택적으로 수용하기 위하여 대응하는 T자형 슬롯을 가질 수 있다.

[0134] 도 25에는, 이에 한정되는 것은 아니지만 도 18e 또는 도 18f의 실시예들을 포함하는 본 명세서에 기술되어 있는 실시예들과 사용될 수 있는 T자형 구성을 가지는 수형 커넥터 요소(2500)의 일 예시가 나타나 있다. 도 25에 있는 수형 커넥터 요소(2500)는 교정장치의 아암의 단부에 제공되어 있는 T자형 바디 구조를 가진다. T자형 바디 구조는 아암의 방향으로(도 25에서는 수직 방향으로) 뻗어 있는 제 1 부분(2501), 및 (이에 한정되는 것은

아니지만 제 1 부분에 대해 대체로 수직방향과 같이) 제 1 부분(2501)에 대해 횡단방향으로(도 25에서는 수평 방향으로) 뻗어 있는 제 2 부분(2502)을 가진다.

[0135] 이에 한정되는 것은 아니지만 도 25의 수형 커넥터 요소와 같은 T자형 구성을 가지는 수형 커넥터 요소를 고정시키면서 수용하기 위한 압형 커넥터 요소(2600)의 일 예시는 도 26a 내지 도 26d에 나타나 있다. 도 26a 내지 도 26d에 있는 도면에는 압형 커넥터 요소(2600)에 고정되면서 압형 커넥터 요소(2600)에 의해 수용되는 수형 커넥터 요소(2500)이 나타나 있다. 압형 커넥터 요소(2600)는 후면 부분(2601), 및 후면 부분(2601)으로부터 바깥쪽을 향하여 뻗어 있는 연장 부분(2602)을 포함한다. 연장 부분(2602)은 한 쌍의 횡단 슬롯들(2606, 2608)을 형성하기 위해서 서로로부터 분리되어 있는 복수의 후크 형상 연장 부재(2604)를 가진다. 횡단 슬롯들은 수형 커넥터 요소(2500)의 T자형 바디의 제 1 부분(2501)과 제 2 부분(2502)의 횡단 각도에 대응하는 각도로 서로 횡단하도록 배열되어 있다.

[0136] 따라서, 수형 커넥터 요소(2500)는 수형 커넥터 요소를 압형 커넥터 요소에 고정시키기 위해서 압형 커넥터 요소(2600)의 횡단 슬롯들(2606, 2608)과 정렬되면서 그 속으로 삽입될 수 있다. 특정 예시들에서, 슬롯들 (2606, 2608) 중 어느 하나 또는 양자 모두는 수형 커넥터 요소의 T자형 바디의 제 1 부분(2501)과 제 2 부분(2502)의 폭보다 폭이 약간 더 작다. 이러한 실시예들에서, 후크 형상 연장 부재(2604)는, 예컨대 수형 커넥터 요소(2500)를 압형 커넥터 요소(2600)에 고정시키거나 유지시키는데 도움이 되도록 횡단 슬롯들(2606, 2608) 내부에 수용되는 경우 T자형 바디 상에 압착하는 힘을 전달하면서 T자형 바디를 수용하기에 충분한 가요성과 탄력성을 가질 수 있다.

[0137] 도 26c와 도 26d에 나타나 있는 바와 같이, 수형 커넥터 요소(2500)의 T자형 바디가 압형 커넥터 요소 안에 수용되고 난 후, 임상의는 압형 커넥터 요소(2600)의 연장 부분(2602)의 복수의 후크 형상 연장 부재(2604) 위에, 이에 한정되는 것은 아니지만 O-링, 결합선 또는 다른 적합한 유지 구조와 같은 유지 구조(2605)를 추가할 수 있다. 후크 형상 연장 부재(2604)는 O-링, 결합선 또는 다른 적합한 유지 구조를 적소에 유지시키는 후크 또는 L자형 단부를 포함할 수 있다.

[0138] 추가 예시에서, 압형 커넥터 요소(2610)는 본 명세서에 기술되어 있는 압형 커넥터 요소(2600)와 유사하게 구성되어 있으면서 이와 유사하게 조작될 수 있지만, 도 26e와 도 26f에 나타나 있는 바와 같이 자가 결합식 브래킷으로 조작되는 하나 이상의 클립 구조(2612)들을 더 포함한다. 클립 구조(2612)는 하나의(또는 한 쌍의) 후크 형상 연장 부재(2604)들 상에 제공되거나 그 위에 클립고정될 수 있다. 특정 예시들에서, 클립 구조(2612)는 플레이트 부분(2614)과 스프링 부분(2616)을 가지고, 스프링 부분(2616)이 하나 이상의 후크 형상 연장 부재(2604)들 둘레에서 만곡하거나 이와 달리 하나 이상의 후크 형상 연장 부재(2604)들 상에서 지지되도록 배열되어 있다. 플레이트 부분(2614)은, T자형 바디가 압형 커넥터 요소(2610)의 횡단 슬롯들 내부에 수용되는 경우, 수형 커넥터 요소(2600)의 T자형 바디의 제거를 방지하기 위하여 횡단 슬롯들 중 어느 하나 또는 양자 모두의 일 부분을 충분한 양만큼 커버하도록 지지되어 있다. 스프링 부분(2616)은, 플레이트 부분(2616) 상에 바깥쪽을 향하는 충분한 힘을 가할 때 압형 커넥터 요소(2610)의 횡단 슬롯들로부터의(또는 그 속으로의) 수형 커넥터 요소(2600)의 T자형 바디의 제거(또는 삽입)를 허용하기 위해서 플레이트 부분(2614)이 연장 부재(2604)들로부터(멀리) 바깥쪽을 향하여 충분한 양만큼 위치조정되는 것을 허용하도록 충분한 가요성과 탄력성을 제공한다. 힘의 해제시, 플레이트 부분(2616)은 (도 26f에 나타나 있는 바와 같이) 그 원래 상태를 향하여 다시 탄력적으로 위치조정된다.

[0139] 도 27a에는, 본 명세서에 기술되어 있는 다른 수형 커넥터 요소들에 대한 대체예로서 본 명세서에 기술되어 있는 실시예들과 사용될 수 있는 환형(예컨대 라운드처리된 코너들이 있는 직사각 환형) 형상 구성을 가지는 수형 커넥터 요소(2700)의 다른 예시가 나타나 있다. 수형 커넥터 요소(2700)의 환형 형상의 코너들은 환자 편의를 위하여 라운드처리되어 있다. 다른 예시들에서, 수형 커넥터 요소의 형상은 정사각형의 코너들을 포함할 수 있다. 도 27a에 있는 수형 커넥터 요소(2700)는 교정장치의 아암의 단부(도 27a와 도 28에 나타나 있는 아암의 스프링 부분)에 제공되어 있는 환형 바디 구조(2702)를 가진다. (제 1 실시예와 일치하는) 다른 예시들에서, 수형 커넥터 요소(2700)는 (아암의 단부를 대신하여) 교정장치의 아치 형상 바 상에 제공될 수 있다. 도 27a의 도시된 예시에서, 환형 바디 구조(2702)는 중심 개구(2704)가 있는 대체로 직사각형 형상을 가진다. 다른 예시들에서, 환형 바디 구조(2702)는 다른 다각형, 타원형, 원형, 또는 다각형과 타원형이나 원형으로 된 부분들의 조합으로 형성된 형상들을 포함하는 다른 적합한 형상들을 가질 수 있다. 이에 한정되는 것은 아니지만 도 27b에 나타나 있는 수형 커넥터 요소(2701) 예시와 같은 다른 예시들에서, 바디 구조(2703)는 도시된 배향에서 코너, 바닥, 우측면 또는 좌측면에서 열려있을 수 있다(결과적으로는 완전히 환형은 아니지만 부분적으로 환형임). 도 7b에 있는 예시에서, 바디 구조(2703)는 코너(도시된 배향에서는 상부 좌측 코너)에서 열려있다. 코너, 바닥 또



는 측면에서 열려있는 수형 커넥터 요소(2701)는 닫혀있는 환형 형상을 가지는 커넥터 요소(2700)에 비해 2D 시트 재료로부터 절단가공함으로써 형성하기에 더 용이할 수 있다.

[0140] 도 27a와 도 27b에 나타나 있는 바와 같은 수형 커넥터 요소(2700)는 본 명세서에 기술되어 있는 암형 커넥터 요소(2610)의 구성과 유사한 구성을 가지는 암형 커넥터 요소와 맞물리면서 고정되도록 구성될 수 있다. 이와 달리, 수형 커넥터 요소(2700 또는 2701)는 암형 커넥터 요소(2610)와 유사하게 구성되어 있는 암형 커넥터 요소에 맞물리면서 고정될 수 있지만, 암형 커넥터 요소가 (도 26a에서 연장 부재(2604)들 사이에 수직방향 슬롯이 없는 상태로) 슬롯을 포함할 필요가 없는 경우에는, 결과적으로 종래의 구조(또는 더욱 종래의 구조)를 가지는 암형 커넥터 요소에 맞물리면서 고정될 수도 있다. 암형 커넥터 요소(2610)와 맞물리면서 고정되는 수형 커넥터 요소(2700)의 일 예시는 도 28에 나타나 있다. 도 28에 나타나 있는 바와 같이 맞물려 있는 경우, 수형 커넥터 요소(2700)의 환형 바디 구조(2702)의 일 부분은 암형 커넥터 요소(2610)의 후면 부분(2601)과 클립 구조(2612)의 플레이트 부분(2614) 사이에 끼워져 있다. 암형 커넥터 요소(2610)의 다른 부분은, 도 28에 나타나 있는 바와 같이 수형 커넥터 요소(2700)가 암형 커넥터 요소(2610)에 고정되어 있는 경우(또는 고정되고 있는 경우) 수형 커넥터 요소를 암형 커넥터와 정렬시키는데 도움이 되도록 환형 바디 구조(2702) 안에 있는 중심 개구(2704)를 통하거나 그 속에 부분적으로 들어맞으면서 그 중심 개구(2704)와 정렬된다. 이러한 방식으로, 수형 커넥터 요소(2700)는 자가 결합식 암형 커넥터 요소 또는 브래킷과 맞물리면서 고정될 수 있다.

[0141] 수형 커넥터 요소들과, 결속되는 암형 커넥터 요소들의 다양한 예시들과 구성들은 본 명세서에 기술되어 있는 제 2 실시예의 다양한 예시들(및 제 1 실시예의 다양한 예시들)에서 채용될 수 있다. 제 2 실시예에 따르는 교정장치의 일정한 예시들은 (도 7에 대하여 도시되어 있는 바와 같은 암형 커넥터 요소들에 고정시키기 위하여) 도 1 내지 도 3, 도 5 및 도 6에 대하여 도시되어 나타나 있는 바와 같이 수형 커넥터 요소들을 포함한다. 제 2 실시예에 따르는 다른 예시적인 교정장치들은 (도 13에 대하여 도시되어 있는 바와 같은 암형 커넥터 요소들에 고정시키기 위하여) 도 8 내지 도 12h에 대하여 도시되어 나타나 있는 바와 같이 암형 커넥터 요소들을 포함한다. 제 2 실시예에 따르는 또 다른 교정장치들은 (도 15c에 나타나 있는 바와 같이 도 15b에 대하여 도시되어 있는 바와 같은 암형 커넥터 요소들에 고정시키기 위하여) 도 15a에 대하여 도시되어 나타나 있는 바와 같이 수형 커넥터 요소들을 포함한다. 제 2 실시예에 따르는 또 다른 교정장치들은 (도 16c에 나타나 있는 바와 같이 도 16b의 암형 커넥터 요소들에 고정시키기 위하여) 도 16a에 대하여 도시되어 나타나 있는 바와 같이 수형 커넥터 요소들을 포함한다. 제 2 실시예에 따르는 또 다른 교정장치들은 (도 17b에 대하여 도시되어 있는 바와 같은 암형 커넥터 요소들에 고정시키기 위하여) 도 17a에 대하여 도시되어 나타나 있는 바와 같이 수형 커넥터 요소들을 포함한다. 제 2 실시예에 따르는 다른 예시적인 교정장치들은 (도 28에 대하여 도시되어 있는 바와 같은 암형 커넥터 요소들에 고정시키기 위하여) 도 27a와 도 27b에 대하여 도시되어 나타나 있는 바와 같이 수형 커넥터 요소들을 포함한다. 제 2 실시예에 따르는 또 다른 교정장치들은 다른 적합한 구성들을 가지는 암형 커넥터 요소들에 고정시키기 위하여 다른 적합한 구성들을 가지는 수형 커넥터 요소들을 포함한다.

[0142] 제 2 실시예에 따르는 시스템 또는 방법은, 위치교정될 각각의 치아에 연결되는 별개의 아암을 가지는 하나 이상의 교정장치를 채용함으로써 임상의가 각각의 치아를 독립적으로 위치교정하는 것을 허용한다. 아암들의 스프링 부재들을 포함하는 아암들은 치아를 그 OTA로부터 원하는 FTA로 위치교정하기 위해서 치아에 충분한 힘을 전달하는 힘 발생 요소들을 제공한다. 특정 예시들에서, 아암들은 치아를 하나 이상의(또는 3가지 모든) 병진운동 방향들로 위치교정할 수 있다. 이와 달리 또는 추가로, 아암들은 치아를 하나 이상의(또는 3가지 모든) 회전운동 방향들로 위치교정할 수 있다.

[0143] 각각의 아암의 하나 이상의 형상, 두께, 폭 또는 길이는 치아의 원하는 위치교정을 달성하기 위해서 적합한 힘이나 토크(또는 양자 모두)를 제공하도록 구성되거나 설계될 수 있다. 추가로, 각각의 아암의 하나 이상의 형상, 두께, 폭 또는 길이는 아암이 연결되는 치아의 타입과 크기에 대응하도록 구성되거나 설계될 수 있다. 예를 들어, 아암들의 하나 이상의 형상, 두께, 폭 또는 길이는, 치아가 더 큰 거리만큼 변위될 수 있는 경우, 또는 치아가 이에 한정되는 것은 아니지만 하전치와 같이 크기가 더 작은 경우, 더 큰 양의 가요성을 제공하도록 선택되거나 설계된다.

[0144] 특정 예시들에서, 유한 요소 분석 능력이 있는 처리 시스템 및 소프트웨어 시스템은 원하는 치아 위치교정을 가속시키도록 원하는 또는 이상적인 힘을 가하기 위하여 스프링들 또는 아암들(또는 양자 모두)의 원하는 기하구

조(크기, 형상, 폭, 두께, 길이)를 결정하는데 이용될 수 있다.

- [0145] 제 2 실시예에 따르는 교정장치의 구간 형태는, 예컨대 다른 치아는 그대로 유지하면서 단지 몇개의 치아를 위치교정하기 위해서 턱에 있는 모든 치아들은 아니지만 그 중 일부에 연결되도록 구성될 수도 있다. 이 경우에서, 교정장치에 있는 아암의 개수는 주어진 턱에 있는 치아의 개수보다 상당히 적을 수 있지만, 아암의 개수는 임상의가 위치교정하기를 원하는 치아의 개수와 일치하게 될 수 있다. 다른 예시들에서, 하나 이상의 아암들은 교정장치를 위치교정하기 위하여 하나 이상의 개별적인 치아에 연결될 수 있지만, 아암들이 연결되는 그 치아를 위치교정하기 위하여 반드시 그런 것은 아니다. 이러한 예시들에서, 치아를 위치교정하기 위한 것은 아니지만 위치교정하기 위하여 치아에 연결될 하나 이상의 아암들은 충분한 위치고정 지지를 제공하기 위해서 비교적 튼튼하거나 두껍게 형성될 수 있다. 제 2 실시예에 따르는 교정장치의 구간 형태를 위한 일부 샘플 용법들은, 이에 한정되는 것은 아니지만 발치 공간 안에서 티핑되는 치아를 정렬하거나 임플란트를 위한 열려 있는 공간, 및 오직 몇개의 치아만 잘못 정렬되어 있는 환자들을 위한 비포괄적 치열교정 치료를 포함한다. 제 2 실시예에 따르는 교정장치의 구간 형태의 다른 예시는 도 14를 참조하여 도시되어 있는 바와 같이 구치 위치조정기(molar positioner; 어금니 위치교정기)를 포함한다.
- [0146] 도 14에 있는 교정장치는, 예컨대 부정확한 인트라-아치(intra-arch) 또는 인터-아치(inter-arch) 구치 관계에 있는 환자의 상부 구치 상에서의 사용을 위한 구치 위치조정기로서 구성되어 있다. 도 14에 있는 교정장치(1400)는 바(1402)의 중심 부분에 붙어있는 2개의 아암들(1404, 1406)이 형성되어 있는 아치 형상 바(1402)를 포함한다. 아치 형상 바(1402)는 교정장치(1400)가 환자의 치아에 설치되는 경우 횡구개 아치(trans-palatal arch; TPA)로서 환자의 구개를 교차하도록 구성되어 있다.
- [0147] 각각의 아암(1404, 1406)은 바(1402)의 중심 부분으로부터, 수형 커넥터 요소가 위치되어 있는 엔드 세그먼트(end segment; 단부 구간)까지 뻗어 있다. 교정장치(1400)는 아암(1404)의 엔드 세그먼트에 형성되어 있거나 이와 달리 부착되어 있는 제 1 수형 커넥터 요소(1408), 및 아암(1406)의 엔드 세그먼트에 형성되어 있거나 이와 달리 부착되어 있는 제 2 수형 커넥터 요소(1410)를 포함한다. 도 14에 나타나 있는 예시에서, 교정장치(1400)는 또한 제 1 스프링 구조(1412)와 제 2 스프링 구조(1414)를 포함하고 있는데, 여기서 스프링 구조(1412)는 아암(1404)에 형성되어 있거나 아암(1404)의 단부 구간과 수형 커넥터 요소(1408) 사이에 연결되어 있고, 여기서 스프링 구조(1414)는 아암(1406)에 형성되어 있거나 아암(1406)의 단부 구간과 수형 커넥터 요소(1410) 사이에 연결되어 있다.
- [0148] 스프링 구조들(1412, 1414)은 본 명세서에 기술되어 있는 스프링 요소들의 구성들(또는 스프링 요소들의 조합들)과 유사하게 구성될 수 있다. 수형 커넥터 요소들(1408, 1410)은, 이에 한정되는 것은 아니지만 도 13을 참조하여 본 명세서에 기술되어 있는 것과 같이 암형 커넥터 요소들을 맞물리기 위하여 도 8 내지 도 12g에 있는 임의의 하나 이상의 예시들에 대하여 기술되어 있는 수형 커넥터 요소 예시들과 유사한 구성을 가지고 있는 것으로 도 14에 나타나 있다. 그러나, 다른 예시들에서, 수형 커넥터 요소들(1408, 1410)은, 이에 한정되는 것은 아니지만 도 7, 도 13a, 도 13b, 도 15b, 도 15c, 도 16b, 도 16c, 도 17b, 도 26a 내지 도 26f 및 도 28을 참조하여 도시되어 있는 것과 같은 암형 커넥터 요소들에 맞물리면서 고정시키기 위하여, 이에 한정되는 것은 아니지만 도 1 내지 도 3, 도 5, 도 6, 도 8 내지 도 12h, 도 15a, 도 16a, 도 17a, 도 18c 내지 도 18f, 도 25, 도 27a 및 도 27b를 참조하여 본 명세서에 기술되어 있는 것과 같은 다른 적합한 구성들을 가질 수 있다.
- [0149] 도 14에 있는 교정장치(1400)는 하나 이상의(도 14에서는 3개의) 위치고정 장치 홀더(1416)들을 포함한다. 각각의 위치고정 장치 홀더(1416)는 도 8과 도 10를 참조하여 본 명세서에 기술되어 있는 것들 또는 다른 적합한 구성들과 유사하게 구성되어 있으면서 이와 유사하게 조작될 수 있다. 특정 예시들에서, 하나 이상의 TAD들 또는 다른 적합한 위치고정 장치들은 교정장치(1400)를 (위치고정 장치 홀더(1416)를 통해서) 환자의 구개에 위치고정하기 위해서 채용되어 있다. 추가로, 수형 커넥터 요소들(1408, 1410)은 환자의 턱의 반대쪽 측면들에서 상부 구치 치아의 표면들에 미리 접합되어 있는 암형 커넥터 요소들에 고정될 수 있다.
- [0150] 교정장치(1400)는, 예컨대 원하는 또는 이상적인 인트라-아치 및 인터-아치 구치 관계를 획득하기 위해서 구치 치아를 재위치조정하는데 적합한 힘을 구치 치아 상에 가하도록 구성될 수 있다. 구치 치아의 최종 포지션은 가이드 트레이(guiding tray)를 사용함으로써 정확히 이식될 수 있는 TAD 위치들을 선택함으로써 결정될 수 있다.
- [0151] 추가 예시들에서, 도 14를 참조하여 도시되어 있는 바와 같은 구치 위치조정기는 턱에 있는 다른 치아들을 수반하지 않으면서 돌아나지 않는 소구치와 견치 치아를 위한 빈공간을 얻기 위해서 혼합 치열기(mixed dentition)에서 사용될 수 있다.



- [0152] 제 2 실시예에 따르는 교정장치들, 및 제 1 실시예와 관련된 압형 커넥터 요소들은, 이에 한정되는 것은 아니지만 몰딩가공, 주조가공, 기계가공, 3D 프린팅, 스탬핑가공, 압출가공 또는 이와 유사한 것을 포함하는 임의의 적합한 방식으로 제조될 수 있다. 그러나, 특정 예시들에서, 제 2 실시예에 따르는 교정장치들이나 압형 커넥터 요소들(또는 양자 모두)은 2D 시트 재료로부터 교정장치의 2D 형태를 절단가공하는 단계, 및 교정장치의 2D 형태를 원하는 3D 형상으로 굽힘가공하는 단계에 의해 만들어진다. 아래에서 설명되는 바와 같이, 이러한 방법들은 본 명세서에 기술되어 있는 제 1 실시예와 제 2 실시예의 예시들에 따라 교정장치들을 만들기에 특히 적합하다. 종래의 단일 직경 와이어를 대신하여 편평한 시트 재료로부터 2D 부재를 절단가공함으로써, 단일 직경 와이어를 굽힘가공함으로써 만들어지는 형상들에 비해 매우 다양한 3D 형상들이 만들어질 수 있다. 절단가공된 2D 부재는, 원하는 형상으로 굽힘가공되는 경우 두께 치수, 폭 치수 및 길이 치수에 변화가 있는 3D 교정장치의 부분들을 초래할 수 있는 변하는 폭과 길이를 가지거나 그렇게 설계될 수 있다. 이러한 방식으로, 2D 부재는 교정장치의 스프링 부재들, 아암들 또는 다른 구성요소들의 원하는 두께, 폭 및 길이를 제공하는 형상으로 절단가공될 수 있다. 단일 직경 와이어를 굽힘가공하는 것에 비해 더욱 다양한 형상들은 맞춤 절단가공된 2D 부재를 굽힘가공함으로써 제공될 수 있다.
- [0153] 원하는 3D 형상으로 굽힘가공되는 절단가공된 2D 시트 재료로부터 교정장치가 형성되는 일정한 예시들에서, 수형 커넥터 요소는 원하는 형상의 수형 커넥터 요소로 절단가공되거나 굽힘가공되는(또는 양자 모두로 가공되는) 편평한 시트 재료로부터 만들어지도록 구성될 수 있다. 도 18e에는, 원하는 3D 형상으로 굽힘가공되는 절단된 2D 시트 재료로부터 형성되고 제 2 실시예의 일 예시에 따르는 교정장치(1800)의 일 예시가 나타나 있다. 특정 예시들에서, 3D 형상의 물품은, 이에 한정되는 것은 아니지만 열 처리를 포함하는 적합한 형상 세팅 절차에 의해 세팅되는 형상일 수 있다. 도 18e에 있는 예시는 복수의 수형 커넥터 요소를 포함하는데, 여기서 각각의 수형 커넥터 요소는 위에서 설명된 바와 같이 대체로 T자형 구성을 가진다. 각각의 T자형 수형 커넥터 요소는, 이에 한정되는 것은 아니지만 도 26a 내지 도 26f에 나타나 있는 것과 같은 각각의 압형 커넥터 요소와 맞물리면서 고정되도록 구성되어 있다.
- [0154] 그러나, 다른 예시들에서, 제 2 실시예에 따르는 교정장치는 원하는 3D 형상으로 굽힘가공되는 와이어 재료로 구성될 수 있다. 특정 예시들에서, 와이어 재료는 니티놀이다. 다른 예시들에서, 와이어 재료는, 이에 한정되는 것은 아니지만 스테인리스 스틸, 베타-티타늄 및 형상 기억 합금과 같은 임의의 적합한 재료일 수 있다.
- [0155] 제 2 실시예의 다양한 예시들에 따르는 교정장치는, 이에 한정되는 것은 아니지만 견치와 같은 매복치(impacted teeth)를 치료하도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 제 2 실시예에 따르는 교정장치는, 환자의 치아의 아치를 향하여 치아를 잡아당기기 위해서 힘을 가하면서 매복치에 고정시키도록 교정장치의 아암을 구성함으로써 매복치를 입쪽으로 가져오도록 구성될 수 있다. 특정 예시들에서, 교정장치는, 매복치를 그 원하는 또는 이상적인 최종 위치로 위치고정하기 위해서 매복치에 원하는 힘이나 토크(또는 양자 모두)를 가하는데 도움이 되도록 하나 이상의 TAD, 또는 환자에게 이식되는 다른 위치고정 장치에 연결하기 위하여 하나 이상의 위치고정 장치 홀더를 포함할 수 있다. 교정장치는, 치아가 그 최종 위치에 있는 경우에는 (어떤 추가 힘이나 토크도 치아에 가하지 않으면서) 피동적이지만 임의의 다른 위치에 있는 경우에는 (힘이나 토크, 또는 양자 모두를 치아에 가하도록) 능동적이도록 구성될 수 있다.
- [0156] 따라서, 종래의 치열교정기에 비해, 제 2 실시예에 따르는 교정장치는 노출의 초기부터 매복치에 적당한 힘과 토크를 가하도록 구성될 수 있어서, 치아는 환자의 치아의 아치를 향하여 잡아당겨질 수 있고 원하는 또는 이상적인 최종 위치에 도달하도록 적당한 방향으로 회전될 수 있다. 대조적으로, 치열교정기를 이용하는 종래의 치열교정 기법은 어떠한 토크 제어도 없이 치아를 아치쪽으로 위치고정하는 단계를 수반할 수 있고, 토크를 치아에 가하는 추가적인 치료로 이어진다. 따라서, 제 2 실시예에 따르는 교정장치 예시는 치료 과정 내내 힘과 토크를 동시에 가함으로써 치료 기간을 단축시키도록 구성될 수 있다. 또한, 본 명세서에 기술되어 있는 바와 같이 교정장치 예시에 TAD 또는 TPA를 채용함으로써, (치아에 가해지는 힘과 같은) 반발력은 TAD 또는 TPA에 가해지는데, 이는 반발력 부작용을 최소화할 수 있다. 다양한 예시들에 따르는 교정장치들은 치아의 라운드 트립핑을 줄일 수 있고, 이는 치료 기간, 치근 재흡수를 줄일 수 있을 뿐만 아니라 다른 이점들을 제공할 수 있다.
- [0157] 제 3 실시예
- [0158] 위에서 설명된 바와 같이, 제 3 실시예에 따르는 시스템 또는 방법은, 제 1 실시예와 유사한 구성을 가지고 있지만 환자(또는 임상의)가 교정장치를 환자의 치아에 선택적으로 설치하거나 제거하는 것을 허용하기 위해서 선택적으로 제거가능하도록 추가로 구성되어 있는 교정장치를 포함하거나 채용한다. 제 3 실시예에 따르는 교정장치는 본 명세서에 기술되어 있는 수형 커넥터 요소들을 대신하여 (이에 한정되는 것은 아니지만 교정기, 아크릴

또는 폴리머 캡과 같은) 복수의 캡을 포함한다. 그러나, 제 3 실시예에 따르는 교정장치의 다른 부재들은 (이에 한정되는 것은 아니지만 도 1 내지 도 3, 도 5, 도 6, 도 16 및 도 17에 나타나 있는 예시들을 포함하여) 제 1 실시예의 예시들에 대하여 상술된 바와 같이 구성되어 있으면서 이와 같이 조작될 수 있다.

[0159] 제 3 실시예에 따르는 교정장치에서, 각각의 교정기 캡은 치아에 걸쳐 그 위쪽에 들어맞춤으로써 개별적인 치아에 고정시키도록 구성되어 있다. 예를 들어, 캡은 폴리머, 아크릴, 또는 각각의 캡을 환자의 치아에 유지시키는 데 도움이 되는 재료와 같은 다른 적합한 재료로 만들어질 수 있다. 특정 예시들에서, 추가적인 또는 대체적인 커넥터 요소들은 하나 이상의(또는 각각의) 캡을 개별적인 치아에 부착하는 것을 보조하도록 제공될 수 있다.

[0160] 제 3 실시예에 따르는 시스템 및 방법의 특정 예시들에서, 캡은, 자연적인 언더컷(undercut)을 치아의 표면들에 맞물림으로써 또는 치아에 고정되어 있는 버튼이나 부착물에 의해 제공되는 인공적인 언더컷을 통해서 치아에 고정시키면서 치아를 붙들도록 구성될 수 있다. 이러한 부착물은 금속, 폴리머, 세라믹 또는 다른 적합한 재료로 만들어질 수 있다. 일정한 예시들에서, 부착물은 미적으로 더욱 만족스러우면서도 눈에 잘 띄지 않도록 치아와 동일하거나 유사한 색을 가지도록 만들어질 수 있다. 치아와 동일하거나 유사한 색을 가지는 부착물은, 이에 한정되는 것은 아니지만 합성 수지, 폴리머 또는 세라믹과 같은 재료로 만들어질 수 있다. 특정 예시들에서, 부착물은, 임상의가 원하는 포지션에 부착물을 설치하는데 도움이 되는 트레이(tray)로 환자의 치아에 고정될 수 있다.

[0161] 제 3 실시예에서, 각각의 캡은 캡이 들어맞는 치아의 크기와 형상에 대응하는 크기 및/또는 형상으로 맞춤제작될 수 있다. 이와 달리, 교정기 캡들은 임의의 환자나 치아(또는 그룹을 이루는 다수의 환자들이나 치아들)에 대한 적용을 위하여 구성되어 있기도 하고, 각각의 치아나 환자에 맞게 맞춤제작되지 않기도 하다. 제 3 실시예의 일정한 예시들에서, 각각의 교정기 캡은 지지 바에 별개로 연결될 수 있고, 인접한 치아를 위하여 어떠한 다른 캡들에도 직접 연결되지 않을 수 있다. 다른 예시들에서, 교정기 캡들 중 어느 하나(또는 각각의 복수의 교정기 캡)는, 예컨대 그룹을 이루는 치아를 일체화 위치교정하기 위해서 또는 추가적인 위치교정을 제공하기 위해서 2개 이상의 인접한 치아에 연결될 수 있다. 이는 제 3 실시예에 따르는 교정장치에 상당히 큰 가요성을 부여하고, 이는 임상의가 치료를 완료하기 위해서 더 적은 교정장치를 사용하는 것을 허용한다.

[0162] 도19c에 나타나 있는 바와 같이, 제 3 실시예에 따르는 교정장치(1920)의 일 예시는 아치 형상 구조(1902)(도 19a에 가장 잘 나타나 있음) 및 복수의 캡(1922)을 포함할 수 있다. 아치 형상 구조(1902)는, 이에 한정되는 것은 아니지만 니티놀(NiTi), 스테인리스 스틸, 베타-티타늄, 코발트 크롬이나 다른 금속 합금, 폴리머 또는 세라믹과 같은 임의의 적합한 재료로 만들어질 수 있는 일정한 형상의 지지 부재를 포함한다. 아치 형상 구조(1902)는, 이에 한정되는 것은 아니지만 제 1 실시예에 따르는 교정장치들을 형성하기 위하여 본 명세서에 기술되어 있는 방법을 포함하여 임의의 적합한 형상 형성 과정을 이용함으로써 원하는 형상으로 형성될 수 있다. 도 19c의 예시에서, 아치 형상 구조(1902)는 도 17a에 대하여 도시되어 나타나 있는 교정장치와 유사한 구성 또는 다른 적합한 구성을 가질 수 있다.

[0163] 특정 예시들에서, 교정장치(1920)의 아치 형상 구조(1902)는 (예컨대 교정장치들(100, 200, 500)의 아치 형상 구조들에 대하여 기술되어 있는 바와 같이) 환자의 상악의 아치를 따라가도록 구성되어 있다. 다른 예시들에서, 교정장치의 아치 형상 구조는 (예컨대 교정장치들(300, 600)의 아치 형상 구조들에 대하여 기술되어 있는 바와 같이) 환자의 하악의 아치를 따라가도록 구성되어 있다. 제 3 실시예에 따르는 교정장치의 아치 형상 구조 전부나 그 중 일부는, 이에 한정되는 것은 아니지만 니티놀, 스테인리스 스틸, 베타-티타늄, 코발트 크롬이나 다른 금속 합금, 폴리머 또는 세라믹을 포함하는 임의의 적합한 재료로 만들어질 수 있고, 단일의 일체형으로 형성되는 구조, 또는 이와 달리 단일의 구조로 함께 연결되는 다수의 별개로 형성되는 구성요소들로서 만들어질 수 있다.

[0164] 복수의 캡 커넥터 요소(1904)는 (도 1 내지 도 3, 도 5 및 도 6의 교정장치 예시들에 나타나 있는 수형 커넥터 요소들을 대신하여 적소에) 아치 형상 구조의 길이를 따라 떨어져 이격되어 있는 위치들에서 제 3 실시예에 따르는 교정장치의 아치 형상 구조에 형성되어 있거나 부착되어 있다. 제 3 실시예에 따르는 교정장치에서, 하나 이상의 스프링(1906)은 인접한 캡 커넥터 요소(1904)들 사이에(결과적으로는 인접한 교정기 캡들 사이에) 제공되어 있다. 제 3 실시예의 일정한 예시들에서, 하나 이상의 스프링들은 각각의 캡 커넥터 요소와 각각의 인접한 캡 커넥터 요소 사이에 제공되어 있다. 제 3 실시예의 다른 예시들에서, 하나 이상의 스프링들은 쌍들을 이루는 인접한 캡 커넥터 요소들 모두는 아니지만 그 중 일부 사이에 제공되어 있다. 예를 들어, 교정장치의 강성 부분은 하나 또는 일부 쌍들을 이루는 인접한 캡 커넥터 요소들 사이에 제공될 수 있다. 추가 예시들에서, 하나 이상의 스프링들은 서로 직접 인접하지 않은 캡 커넥터 요소들 사이에 제공될 수 있다. 각각의 스프링은 교정장치

의 힘 발생 구성요소이다. 특정 실시예들에서, 각각의 스프링은, 이에 한정되는 것은 아니지만 니티놀과 같은 형상 기억과 같은 가요성 재료로 만들어지는데, 이러한 형상 기억 합금이 니티놀로 한정되는 것은 아니다.

[0165] 각각의 캡 커넥터 요소(1904)는 각각의 다른 캡 커넥터 요소에 대하여 별개의 개별적인 캡(1922)을 유지시키면서 이 캡에 연결되도록 구성되어 있다. 다른 예시들에서, 다수의 캡들은 하나 이상의(또는 각각의) 개별적인 캡 커넥터 요소에 의해 유지되면서 연결될 수 있다. 추가 예시들에서, 하나 이상의(또는 각각의) 캡 커넥터 요소는 하나 이상의 캡을 각각 유지시키면서 이 캡에 연결될 수 있다. 따라서, 개별 캡(1922)들은 아치 형상 부재를 따라 분리되어 있으면서 이격되어 있는 위치들에서 아치 형상 부재(1902) 안에서 연결되어 있어서, 각각의 캡(1922)은 인접한 캡으로부터 떨어져 있다(인접한 캡에 직접 연결되어 있지는 않다). 이러한 방식으로, 교정장치 상의 캡들(및 이러한 캡들이 고정되어 있는 치아들)은 교정장치 상의 다른 캡들(및 이러한 캡들이 고정되어 있는 치아들)과는 독립적으로 별개로 위치고정될 수 있고, 교정장치 상의 다른 캡들(및 이러한 캡들이 고정되어 있는 치아들)의 위치고정을 제약할 필요가 없다. 특정 예시들에서, 인접한 치아의 캡들은 치료의 전체 과정에 걸쳐서 서로 접촉하고 있지 않는 위치들에서 아치 형상 구조 상에 장착되어 구성될 수 있다. 추가 예시들에서, 교정장치는 복수의 치아에 걸쳐 들어맞는 하나 이상의 캡들이 있도록 구성될 수 있는데(또는 함께 연결되는 다수의 인접한 캡들을 가질 수 있는데) 반해, 교정장치 안의 하나 이상의 다른 캡들은 교정장치 안의 다른 캡들과 독립적으로 떨어져 있다.

[0166] 제 3 실시예에 따르는 교정장치의 예시들에서, 각각의 캡(1922)은 교정기를 구비할 수 있다. 이러한 예시들에서, 에스식스 머신(Essix<sup>®</sup> machine) 또는 다른 적합한 열성형 또는 진공 성형 머신은 각각의 교정기 캡을 아치 형상 부재 상의 개별적인 캡 커넥터 요소에 부착하는데 사용될 수 있다.

[0167] 일정한 예시들에서, 교정기는, 예컨대 환자에게 더욱 편안할 수 있도록 전체 교정장치를 커버할 수 있다. 이러한 예시들에서, 스프링들과 교정기 사이에 공간 내지 간극이 형성될 수 있다. 이러한 예시들에서, 환자는 추가적인 편안함을 느낄 수 있는데, 이는 환자의 혀가 교정장치의 금속 아암들이나 바와 접촉하고 있는 대신 오로지 교정기의 매끄러운 표면과 접촉하게 될 것이기 때문이다. 교정기는 수동으로 또는 (이에 한정되는 것은 아니지만 레이저 커팅, 밀링, 또는 이와 유사한 것과 같은) 다른 적합한 기계가공이나 절단가공 방법으로 트리밍될 수 있다.

[0168] 제 3 또는 제 4 실시예에 따르는 교정장치의 다른 예시들에서, 하나 이상의 수형 커넥터 요소들에 추가하거나 그 대체예로서, 교정장치는 환자의 하나 이상의 치아에 맞물리면서 고정시키기 위한 다른 메커니즘을 포함할 수 있다. 예를 들어, 하나 이상의 맞물림 메커니즘은, 전치 표면(incisal surface) 또는 인접치간 표면(interproximal surface)을 지나 치아의 설측 표면을 통과시키고 나서 (예컨대 부분 의치 안에 있는 결쇠와 유사한) 협측면으로부터 치아를 붙들도록 구성될 수 있다. 다른 예시들에서, 하나 이상의 맞물림 메커니즘은 전치 표면 또는 인접치간 표면을 지나 치아의 협측 표면을 통과시키고 나서 (예컨대 부분 의치 안에 있는 결쇠와 유사한) 설측면으로부터 치아를 붙들도록 구성될 수 있다.

[0169] 제 3 실시예에 따르는 시스템 및 방법의 다양한 예시들에서, 가철성 교정장치의 캡들이 피동적이어서 치아에 힘을 가하지 않을 때까지, 교정장치는 치아를 위치교정하도록 구성될 수 있다.

[0170] 본 명세서에 기술되어 있는 다른 실시예와 유사하게, 제 3 실시예에 따르는 교정장치는, 이에 한정되는 것은 아니지만 본 명세서에 기술되어 있는 것과 같은 컴퓨터식 설계와 제조 기법을 이용하여 설계되거나 제조될 수 있다. 제 3 실시예에 따르는 교정장치들은 종래의 가철성 교정장치에 비해 더 긴 범위의 위치교정을 위한 탄성을 보이도록 구성될 수 있다. 예를 들어, 캡들 사이에서의 스프링 부재들의 포함여부와, (인접한 캡들에 직접 연결되어 있지는 않지만) 별개로 연결되는 캡들의 사용여부는, 스프링 부재를 포함하지 않는 교정장치나 상호연결식 캡을 채용하는 교정장치보다 더욱 큰 범위의 위치교정을 허용할 수 있다. 그 결과, 제 3 실시예에 따르는 예시적인 방법들은 스테인리스 스틸 스프링이 있는 종래의 가철성 교정장치들에 비해, 또는 (이에 한정되는 것은 아니지만 인비절라인(Invisalign<sup>™</sup>) 또는 클리어코렉트(ClearCorrect<sup>®</sup>)와 같은) 종래의 교정기 치료에 비해, 치료를 완료하기 위해서 더 적은 교정장치를 수반할 수 있다.

[0171] 제 3 실시예에 따르는 교정장치의 다른 예시들에서, 일부 치아 상의 교정기들과 다른 치아 상의 결쇠들의 임의의 적합한 조합이 사용될 수 있다. 이러한 실시예들에서, 교정장치는 하나 이상의 대응하는 치아를 위한 위치들에 있는 하나 이상의 교정기, 및 환자의 턱에 있는 하나 이상의 다른 치아를 위한 위치들에 있는 하나 이상의 결쇠를 포함할 수 있다. 이와 달리 또는 추가로, 상이한 타입의 결쇠들은 교정장치 상의 상이한 치아 위치들에 채용될 수 있다. 예를 들어, 후방 치아 상의 NiTi로 만들어진 결쇠들의 가요성은 교정장치의 유지 능력을 증가

시킬 수 있다. 이는 부정교합이 치아에 대해 교정장치의 더 큰 유지력을 필요로 하는 경우라면 도움이 될 수 있다.

[0172] 제 3 실시예에 따르는 교정장치는 하나 이상의 구개 아치 부재 또는 설측 아치 부재, 예컨대 이에 한정되는 것은 아니지만 도 2와 도 8에 있는 구개 아치 부재(202 또는 804) 또는 도 3에 있는 설측 아치 부재(302)를 포함할 수 있다.

[0173] 제 3 실시예에 따르는 교정장치는, 도 8과 도 10에 있는 위치고정 장치 홀더들(812 또는 904)에 대하여 본 명세서에 기술되어 있는 바와 같이 교정장치를 환자의 구개 또는 협측붕(buccal shelf)에 위치고정하기 위한 하나 이상의 위치고정 장치 홀더를 포함할 수 있다. 예를 들어, (이에 한정되는 것은 아니지만 TAD와 같은) 하나 이상의 위치고정 장치는 환자의 구개나 협측붕, 또는 환자 상의 다른 적합한 위치들에 이식될 수 있다. 제 3 실시예에 따르는 가철성 교정장치는, 교정장치가 환자의 치아에 설치되는 경우 이식된 위치고정 장치에 맞물리면서 연결되도록 구성되어 있을 뿐만 아니라 교정장치의 제거를 위하여 이식된 위치고정 장치로부터 선택적으로 연결 해제되도록 구성되어 있는 하나 이상의 맞물림 부재들을 포함할 수 있다. 이러한 실시예들에서, 맞물림 부재는 하나 이상의 (이식된 위치고정 장치로의 스냅 연결을 위한) 스냅 커넥터, (이식된 위치고정 장치로의 슬라이드 연결을 위한) 슬라이드 커넥터 또는 다른 적합한 커넥터를 포함할 수 있다. 이와 달리 또는 추가로, 플랫폼은 환자의 구개 또는 협측붕에 고정될 수 있고, 여기서 플랫폼은 플랫폼으로부터의 교정장치의 선택적인 연결 및 연결해제를 위한 가철성 교정장치 상에 하나 이상의 스냅 부재, 슬라이드 부재 또는 다른 적합한 맞물림 부재와 맞물리면서 연결하기 위하여 하나 이상의 스냅 부재, 슬라이드 부재 또는 다른 적합한 맞물림 부재를 포함한다. 추가 예시들에서, 적합한 골 위치고정 장치는 하나 이상의 TAD를 대신하여 사용되거나 하나 이상의 TAD에 추가하여 사용될 수 있다.

#### [0174] 제 4 실시예

[0175] 위에서 설명된 바와 같이, 제 4 실시예에 따르는 시스템 또는 방법은, 제 2 실시예와 유사한 구성을 가지고 있지만 환자(임상의)가 교정장치를 환자의 치아에 선택적으로 설치하거나 제거하는 것을 허용하기 위해서 선택적으로 제거가능하도록 추가로 구성되어 있는 교정장치를 포함하거나 채용한다. 제 2 실시예와 유사하게, 제 4 실시예에 따르는 교정장치는 캡들을 통해서 대응하는 복수의 치아에 개별적으로 연결되도록 구성되어 있는 복수의 별개의 아암을 가지고, 여기서 교정장치의 각각의 아암은 교정장치의 각각의 다른 아암에 대하여 상이한 개별적인 치아에 연결되도록 구성되어 있다. 다른 예시들에서, 하나 이상의 교정기 캡들(또는 각각의 복수의 교정기 캡들)은, 예컨대 그룹을 이루는 치아를 일제히 위치고정하기 위해서 또는 추가적인 위치고정을 제공하기 위해서 2개 이상의 인접한 치아에 개별적으로 연결될 수 있다.

[0176] 따라서, 제 4 실시예의 교정장치의 다양한 부재들은 (이에 한정되는 것은 아니지만 도 8 내지 도 12g에 나타나 있는 예시들을 포함하여) 제 2 실시예의 예시들에 대하여 상술된 바와 같이 구성되어 있으면서 이와 같이 조작될 수 있다. 그러나, 제 2 실시예의 수형 커넥터 요소들을 대신하여, 제 4 실시예에 따르는 교정장치는 (이에 한정되는 것은 아니지만 교정기 캡, 아크릴 캡 또는 폴리머 캡과 같은) 복수의 캡을 포함한다. 별개의 개별적인 캡은, 예컨대 교정장치의 아치 형상 바에 부착되는 아암 단부의 반대쪽에 있는 각각의 아암의 단부에서 각각의 개별적인 아암에 형성되거나 이와 달리 부착되어 있다. 캡들은, 교정장치를 환자의 치아에 붙들면서 사용 동안 교정장치를 원하는 포지션에 유지하도록 구성되어 있다.

[0177] 제 4 실시예의 캡들은 치아에 걸쳐 그 위쪽에 들어맞춤으로써 환자의 치아에 고정시키기 위해서 본 명세서에 기술되어 있는 캡들과 유사하게 구성될 수 있다. 그러나, 제 4 실시예의 별개의 캡들은 교정장치의 아치 형상 구조에 직접 부착되는 대신 별개의 개별적인 아암들의 단부들에 부착되어 있다.

[0178] 제 4 실시예에 따르는 시스템 또는 방법(교정장치가 대응하는 복수의 치아에 개별적으로 연결하도록 구성되어 있는 복수의 별개의 아암을 포함하고 있음)은 개별 치아 위치교정을 제어하면서 제공하는 구분되는 이점들을 제공할 수 있다. 이러한 이점들은 임상의가 치아의 라운드 트립핑을 줄이는 것을 허용할 수 있고, 이로써 치료 기간, 치근 재흡수, 및 환자가 치열교정을 방문하는 횟수를 줄일 수 있다. 그러므로, 복수의 치아가 싱글 아치 와이어에 연결되어 있어서 하나의 치아를 위치교정하는 것이 근처 치아의 의도치 않은 위치교정을 초래하는 종래의 치열교정 기법과 비교하여, 본 명세서에 기술되어 있는 특정 예시들은 임상의가 각각의 다른 치아와 독립적으로 각각의 치아의 위치교정을 제어하는 것을 허용한다.

[0179] 제 4 실시예에 따르는 시스템 및 방법의 다양한 예시들에서, 가철성 교정장치의 캡들이 피동적이어서 치아에 힘을 가하지 않을 때까지, 교정장치는 치아를 위치교정하도록 구성될 수 있다. 본 명세서에 기술되어 있는 다른



실시예들과 유사하게, 제 4 실시예에 따른 교정장치들은, 이에 한정되는 것은 아니지만 본 명세서에 기술되어 있는 것과 같은 컴퓨터식 설계와 제조 기법을 이용하여 설계되거나 제조될 수 있다.

[0180] 제 3 실시예와 유사하게, 제 4 실시예에 따르는 교정장치의 다양한 예시들은 일부 치아를 위한 교정기들과 환자의 턱에 있는 다른 치아를 위한 걸쇠들의 임의의 적합한 조합을 포함할 수 있다. 이러한 실시예들에서, 교정장치는 하나 이상의 대응하는 치아를 위한 위치들에 있는 하나 이상의 교정기, 및 환자의 턱에 있는 하나 이상의 다른 치아를 위한 위치들에 있는 하나 이상의 걸쇠를 포함할 수 있다. 이와 달리 또는 추가로, 상이한 타입의 걸쇠들은 교정장치 상의 상이한 치아 위치들에 채용될 수 있다. 예를 들어, 후방 치아 상의 NiTi로 만들어진 걸쇠들의 가요성은 교정장치의 유지 능력을 증가시킬 수 있다. 이는 부정교합이 치아에 대해 교정장치의 더 큰 유지력을 필요로 하는 경우라면 도움이 될 수 있다.

[0181] 제 4 실시예에 따르는 교정장치는 하나 이상의 구개 아치 부재 또는 설측 아치 부재, 예컨대 이에 한정되는 것은 아니지만 도 2와 도 8에 있는 구개 아치 부재(202 또는 804) 또는 도 3에 있는 설측 아치 부재(302)를 포함할 수 있다. 제 4 실시예에 따르는 교정장치는, 도 8과 도 10에 있는 위치고정 장치 홀더들(812 또는 904)에 대하여 본 명세서에 기술되어 있는 바와 같이 교정장치를 환자의 구개 또는 설측 부위에 위치고정하기 위한 하나 이상의 위치고정 장치 홀더를 포함할 수 있다. 이러한 예시들에서, (이에 한정되는 것은 아니지만 TAD와 같은) 하나 이상의 위치고정 장치는 제 3 실시예에 대하여 기술되어 있는 바와 같이 맞물림 및 맞물림해제(및 선택적인 연결 및 연결해제)를 위하여 환자의 구개 또는 설측 영역에 이식될 수 있다.

[0182] 제 4 실시예에 따르는 시스템 및 방법의 특정 예시들에서, 캡은, 제 3 실시예에 대하여 상술된 바와 같이, 자연적인 언더컷을 치아의 표면들에 맞물림으로써 또는 치아에 고정되어 있는 버튼이나 부착물에 의해 제공되는 인공적인 언더컷을 통해서 치아에 고정시키면서 치아를 붙들도록 구성될 수 있다.

[0183] (제 2 실시예에 따르는 교정장치와 유사한) 제 4 실시예에 따르는 교정장치의 아암들은, 치아의 크기뿐만 아니라 아암이 연결되는 치아의 원하는 위치고정에 기초하여 맞춤형 제작되거나 선택될 수 있는 가요성을 가지면서 힘을 가하는 스프링과 같은 하나 이상의 가요성 요소들을 포함할 수 있다. 제 4 실시예의 예시들에 따르는 교정장치에서, 단일의 캡은 각각의 아암에 부착되어 있고, 특정 예시에서는 아암이나 바의 가요성 요소들의 어떠한 부분도 커버하지 않는다. 다른 예시들에서, 하나 이상의 캡은 아암에 부착되어 있고, 또는 하나 이상의 아암은 복수의 캡에 부착되어 있고, 또는 이들의 조합으로 되어 있다. (예컨대 상술되어 있는 캡 커넥터 요소(1804)와 유사한) 캡 커넥터 요소는 각각의 개별적인 아암의 단부 구간에 형성되어 있거나 이와 달리 연결될 수 있고, 단일의 개별적인 캡에 연결될 수 있다. 다른 예시들에서, 하나 이상의 캡 커넥터는 캡들 중 하나에 연결되어 있고, 또는 하나 이상의 캡은 복수의 캡 커넥터에 고정되어 있고, 이들의 조합으로 되어 있다.

[0184] 특정 예시들에서, 캡들은 인접한 치아를 위하여 캡들 사이에서의 접촉을 피하도록 환자의 치아에 부착되도록 구성되어 있다. 이러한 방식으로, 교정장치 상의 캡들(및 그 캡들이 고정되어 있는 치아들)은 교정장치 상의 다른 캡들(및 이러한 캡들이 고정되어 있는 치아들)과 독립적으로 별개로 위치고정될 수 있고, 교정장치 상의 다른 캡들(및 이러한 캡들이 고정되어 있는 치아들)의 위치고정을 제약할 필요가 없다.

[0185] 제 4 실시예에 따르는 교정장치의 예시들에서, 각각의 캡은 교정기를 구비할 수 있다. 이러한 예시들에서, 에스식스 머신(Essix<sup>®</sup> machine) 또는 다른 적합한 열성형 또는 진공 성형 머신은 각각의 교정기 캡을 교정장치의 아암 상의 개별적인 캡 커넥터 요소에 부착하는데 사용될 수 있다.

[0186] 일정한 예시들에서, 교정기는, 예컨대 환자를 편안하게 하기 위하여 전체 교정장치를 커버할 수 있다. 이러한 예시들에서, 아암들 상의 스프링들과 아암 상의 교정기 사이에 공간 내지 간극이 형성될 수 있다. 이러한 예시들에서, 환자는 추가적인 편안함을 느낄 수 있는데, 이는 환자의 혀가 교정장치의 금속 아암들이나 바와 접촉하고 있는 대신 오로지 교정기의 매끄러운 표면과 접촉하게 될 것이기 때문이다. 교정기는 수동으로 또는 (이에 한정되는 것은 아니지만 레이저 커팅, 밀링, 또는 이와 유사한 것과 같은) 다른 적합한 기계가공이나 절단가공 방법으로 트리밍될 수 있다.

[0187] 다른 예시들에서, 전치 표면 또는 인접치간 표면을 지나 치아의 설측 표면을 통과시키고 나서 (부분 의치 안에 있는 상이한 형상들의 걸쇠들과 유사한) 협측면으로부터 치아를 붙들도록 하나 이상의 아암들을 구성함으로써, 치아는 붙들려 있을 수 있다. 다른 예시들에서, 제 4 실시예에 따르는 교정장치는 협측면 상에 바를 포함하고, 아암들은 치아 상에서 설측면 쪽으로 통과하고 있어서, 가철성 교정장치 안에 있는 아암의 팁은 설측면 상에 놓여 있다.

[0188] 제 3 실시예와 제 4 실시예에 따르는 시스템 또는 방법(교정장치가 치아에 걸쳐 그 위쪽에 들어맞춤으로써 환자

의 치아에 고정시키도록 구성되어 있는 복수의 교정기 캡을 포함하고 있음)은, 종래의 투명 교정기로 행해지는 것과 유사한 방식으로 환자나 임상 의에 의해 쉽게 제거될 수 있는 교정장치의 구분되는 이점들을 제공할 수 있다.

[0189] **실시예들을 만들고 사용하는 방법들**

[0190] 본 명세서에 기술되어 있는 실시예들에 따르는 시스템 및 방법은, 예컨대 치아의 부정교합의 복잡성에 따라 하나의 교정장치를 사용하여 또는 몇몇 교정장치들의 점진적인 사용에 의해 치아를 재위치조정하거나 위치교정하기 위해서 채용될 수 있다.

[0191] 본 명세서에 기술되어 있는 다양한 예시들과 실시예들에 따르면, 교정장치는 하나 이상(또는 모든 3가지 방향(즉 근심원위방향, 협설방향 및 교합치은방향))의 공간에서의 병진운동방향 치열교정 치아 위치교정을 달성할 수 있는 기법에서 사용되도록 구성될 수 있다. 이와 달리 또는 추가로, 이러한 교정장치는 토크, 각운동 및 회전(즉 협설방향 치근 토크, 근심원위방향 각운동 및 근심방향 아웃-인 회전)과 같은 회전방향 위치교정을 달성할 수 있는 기법에서 사용되도록 구성될 수 있다.

[0192] 본 명세서에 기술되어 있는 다양한 예시들과 실시예들에 따르는 교정장치를 만들고 사용하는 방법(2000)의 일 예시는 도 20을 참조하여 도시되어 있다.

[0193] 도 20에 있는 방법(2000)은 환자의 턱의 3D OTA를 표현하는 데이터를 획득하는 단계(2002)를 포함한다. 3D OTA 데이터는, 예컨대 환자에게 구강 내 스캐너(intra-oral scanner)를 채용함으로써 또는 환자의 상부 치아의 아치 및 하부 치아의 아치의 석고 모형(plaster cast)에 구강 외 스캐너(extra-oral scanner)를 사용함으로써 획득되는 디지털 이미지 데이터를 포함할 수 있다. 다른 예시들에서, 3D OTA 데이터는, 이에 한정되는 것은 아니지만 콘 빔 컴퓨터 단층 촬영장치(cone beam computed tomography scans; CBCT) 또는 자기 공명 촬영장치(magnetic resonance imaging; MRI)를 통해서 치아의 배열을 촬영하는 것과 같은 다른 적합한 장치와 방법으로부터 획득될 수 있다. 석고 모형이 사용되는 예시들에서, 상부 아치와 하부 아치에 있는 치아들 사이의 관계(인터-아치 관계)는 중심 포지션에서 환자의 왁스 바이트(wax bite)를 찍어서 획득할 수 있다. 구강내의 스캐닝을 수반하는 예시들에서, 인터-아치 관계는 스캐너에 의해 기록될 수도 있다.

[0194] 3D OTA 데이터로부터 획득되는 치아의 3D 디지털 이미지는 개별 치아들 또는 복수의 치아들로 된 블록들(개별 치아들의 하나 이상의 디지털 이미지)로 절단가공된다(2004). 3D 디지털 이미지는, 이에 한정되는 것은 아니지만 컴퓨터 이용 설계(CAD) 소프트웨어를 운영하는 처리 장치와 같은 적합한 처리 시스템 및 소프트웨어 시스템을 사용하여 조정되고 절단될 수 있다. 처리 장치는 본 명세서에 기술되어 있는 바와 같이 조작하는 능력들을 가지는 임의의 적합한 컴퓨터 시스템, 메인프레임, 데스크탑 컴퓨터, 랩탑 컴퓨터, 컴퓨터 네트워크 장치 또는 시스템, 모바일 전자 패드 또는 통신 장치 또는 이와 유사한 것을 포함할 수 있다.

[0195] 처리 장치와 적당한 소프트웨어를 이용하여, 개별 치아의 디지털 이미지는 이후, 예컨대 임상의의 처방에 기초하여 원하는 또는 바람직한 인터-아치 및 인트라-아치 배열로 위치교정된다(2006). 예를 들어, 상악 또는 하악(또는 양자 모두)에 있는 하나 이상의(또는 모든) 치아들은 그 교두(cusp)가 양호한 상호맞물림을 가지면서 들어맞을 때까지 위치교정된다. 턱에 있는 치아의 원하는 또는 최적의 배열은 환자를 위한 FTA로서 확인될 수 있다. 특정 예시들에서, 자격을 갖춘 임상의는 3D 디지털 FTA가 3D 디지털 OTA로부터 획득된 이후 재배열을 승인할 수 있다.

[0196] 처리 시스템은 3D 디지털 OTA로부터 3D 디지털 FTA로의 치아의 위치교정을 내삽한다(2008). 다수의 교정장치가 FTA에 도달하기 전에 하나 이상의 ITA에 도달하도록 치료 내내 점진적으로 사용되는 예시들에서, 처리 시스템은 3D 디지털 OTA로부터 하나 이상의 ITA로의, 그리고 ITA로부터 FTA로의 치아의 위치교정을 내삽한다. 다른 예시들에서, 임상의는, 예컨대 임상의의 경험, 지식, 미리 정해진 가이드라인 또는 이들의 조합들에 기초하여 컴퓨터 내삽법의 사용없이 FTA 또는 ITA를 선택할 수 있다.

[0197] 처리 시스템은 OTA와 (임의의 ITA를 포함하는) FTA 사이에서의 치아의 내삽된 위치교정에 기초하여 3차원 교정장치 구성을 결정한다(2010). 처리 시스템은 각각의 치아를 OTA로부터 FTA와 임의의 ITA로 위치교정하는데 필요로 하는 힘과 토크를 계산한다(또는 이러한 힘과 토크의 계산을 이용한다). 처리 시스템은 또한 이러한 계산에 기초하여 교정장치 치수와 구성에 의해 제공되는 힘과 토크를 계산하고(또는 이러한 힘과 토크의 계산을 이용하고), 각각의 치아를 OTA로부터 FTA와 임의의 ITA로 위치교정하는데 요구되는 힘과 토크를 제공하기 위하여 적당한 교정장치 구성들을 설계하거나 이와 달리 결정한다. 본 명세서에 기술되어 있는 하나 이상의 제 1 실시예, 제 2 실시예, 제 3 실시예 및 제 4 실시예에 따르는 스프링, 아암과 바 및 교정장치의 다른 구성요소들의 적당

한 두께, 폭 및 구성을 결정함으로써, 치아를 FTA나 ITA로 위치교정하기 위해서 힘과 토크를 적당한 치아에 가하는 교정장치 구성이 결정된다. 교정장치 구성은 FTA를 위하여 결정되고, 별개의 교정장치 구성은 각각의 ITA를 위하여 결정된다. 처리 시스템은 각각의 교정장치 구성에 대응하는 데이터를 제공한다.

[0198] 특정 예시들에서, 교정장치의 설계는, 이에 한정되는 것은 아니지만 CAD 소프트웨어와 같은 적당한 설계 소프트웨어와 처리 시스템으로 임상의, 제조자 또는 기술자에 의해 수행될 수 있는데, 이러한 CAD 소프트웨어는 솔리드웍스(Solidworks<sup>®</sup>), 오토데스크(Autodesk<sup>®</sup>) 인벤터, 크레오(Creo<sup>®</sup>) 또는 이와 유사한 것과 같은 것이지만 이에 한정되는 것은 아니다. 이에 한정되는 것은 아니지만 아바쿠스(Abaqus), 안시스(Ansys) 등과 같은 FEA 소프트웨어는 원하는 또는 최적의 힘을 치아에 가하도록 스프링과 아암을 설계하기 위해서 채용될 수 있다. 예를 들어, 제 1 실시예 및 제 3 실시예와 관련하여, 이러한 소프트웨어 시스템 및 처리 시스템은 스프링이 연결되는 치아의 원하는 위치교정에 기초하여 두께, 절단 폭, 길이뿐만 아니라 각각의 치간 스프링의 전체적인 구성을 설계하고 바꾸기 위해서 채용될 수 있다.

[0199] 제 2 실시예 및 제 4 실시예와 관련하여, 이러한 소프트웨어 시스템 및 처리 시스템은 아암이 연결되는 치아의 위치교정을 기초로 하여 두께, 절단 폭, 길이뿐만 아니라 각각의 아암의 전체적인 설계를 설계하고 바꾸기 위해서 채용될 수 있다. 예를 들어, 치아가 더 먼 거리만큼 변위될 필요가 있는 경우라면 또는 치아가 더 작은 경우(예컨대 하전치인 경우)라면, 스프링 또는 아암은 더욱 가요성이도록 설계될 수 있다. 또한, 필요한 경우라면, 스프링/아암은 골 재흡수, 치근 재흡수 또는 부착 손상과 같은 치주의 문제점들 때문에 치아 전부나 그 중 일부에 더 적은 힘을 전달하도록 설계될 수 있다. 각각의 치아에 가해지는 힘이나 토크(또는 양자 모두)를 맞춤제작하는 능력은 종래의 치열교정수단에 비해 상당한 이점을 제공할 수 있다.

[0200] 하나 이상의 교정장치는 처리 시스템에 의해 제공되는 데이터에 기초하여 제작된다(2012). 처리 시스템은, 각각의 치아를 OTA로부터 FTA와 임의의 ITA로 위치교정하기 위해서 힘과 토크를 제공하도록 구성되어 있는 하나 이상의 교정장치들(또는 하나 이상의 교정장치들의 구성요소들)을 만들도록 하나 이상의 제작 시스템 또는 제조 시스템을 제어하기 위하여, 교정장치 구성에 대응하는 설계 데이터를 하나 이상의 제작 시스템 또는 제조 시스템에 제공하도록 연결될 수 있다. 하나 이상의 제작 시스템 또는 제조 시스템에 대한 처리 시스템의 연결은, 예컨대 전자 네트워크 또는 다른 디지털 연결을 통해 직접적일 수 있고, 또는, 예컨대 처리 시스템으로부터의 데이터를 비일시적 저장 매체에 저장함으로써 그리고 이 저장 매체를 하나 이상의 제작 시스템 또는 제조 시스템으로 운반함으로써 간접적일 수 있다.

[0201] 도 20에 따르는 진행과정은 본 명세서에 기술되어 있는 실시예들에 따르는 하나 이상의 교정장치들을 제작하기 위해서 채용될 수 있다. 각각의 교정장치는 치아를 OTA로부터 FTA로(또는 ITA로, 또는 ITA로부터 FTA나 다른 ITA로) 위치교정하기 위해서 본 명세서에 기술된 바와 같이 환자의 치아에 설치될 수 있다. 교정장치는 종래의 치열교정수단으로 치료될 수 있는 여러가지 치아의 부정교합을 치료하기 위하여 설계될 수 있다. 추가로, 본 명세서에 기술되어 있는 실시예들에 따르는 교정장치들을 포함하는 시스템 및 방법은 통상적인 치료 기간, 진료 시간 및 임상의를 방문하는 횟수를 줄일 뿐만 아니라 임상의에 의해 행해지는 작업의 복잡성을 줄이도록 구성될 수 있다. 본 명세서에 기술되어 있는 실시예들에 유용한 다른 이점은, 예컨대 눈에 띄는 것을 최소화하기 위해서 원하는 경우라면 이러한 실시예들에 따르는 교정장치들이 치아 뒤쪽에 설치되도록 구성될 수 있다는 점이다. 본 명세서에 기술되어 있는 실시예들은 치료 진행과정의 일부로서 일어날 수 있는 환자의 치아에서의 변경들에 적합하도록 되어 있다. 예를 들어, 임상의는 치료의 일부로서 아치에 들어맞는 모든 치아를 위한 공간의 부족 때문에(또는 다른 이유들 때문에) 환자의 하나 이상의 치아를 발치할 수 있다. 그렇게 되면, 발치된 치아는 상술된 계산에서 채용된 3D 디지털 이미지들로부터 지워질 수 있다. 공간의 부족 때문에 치아가 더 작아져야 할 필요가 있다고 임상의가 판정하는 경우라면, 이때 인접치간 감소(interproximal reduction; IPR)는 환자에게 수행될 수 있다. 이 경우, 3D 디지털 이미지들에서의 치아의 크기를 줄이는 것(reducing)과 삭제하는 것(stripping)은 임상의에 의해 행해지는 IPR과 일치하게 되도록 수행될 수 있다.

[0202] 본 명세서에 기술되어 있는 제 1 실시예와 제 2 실시예에서, 제작되는 교정장치는 교정장치 상의 수형 커넥터 요소들을 치아에 접합되어 있는 암형 커넥터 요소들과 맞물림으로써 환자의 치아에 설치되도록 구성되어 있다. 이러한 실시예들에서, 3D 디지털 OTA는 암형 커넥터 요소들(브래킷들)의 크기와 위치를 선택하는 경우 임상의에 의해 사용될 수 있다. 일정한 예시들에서, 암형 커넥터 요소들은 치아의 표면에 정확히 들어맞도록 치아의 표면의 기하구조로 맞춤제작되거나 선택될 수 있다. 한가지 옵션은, 예컨대 교정장치를 미관상으로 더욱 마음에 들게 하기 위해서 암형 커넥터 요소들을 치아 뒤쪽(치아의 설측면)에 접합하는 것이다. 다른 옵션은 암형 요소들을 치아의 앞면(치아의 협측면)에 접합하는 것이다. 협측 버전(buccal version)은 수술 동안 집도의(surgeon)의



교정장치에 대한 용이한 접근에 유리할 수 있는 턱교정 수술 경우에 바람직할 수 있다. 그러나, 턱교정 수술 경우에라도, 설측 버전(lingual version)이 사용되는 것도 가능하다. 그 경우, 암형 커넥터 요소들은 수술 전에 협측면 상에 설치될 수 있고, 이후, 예컨대 수술있는 날로부터 몇주 이내에 제거될 수 있다.

[0203] 맞춤제작 트레이는 3D 디지털 OTA를 이용하여 치아의 표면 상에 암형 커넥터 요소들의 간접적인 접합을 위하여 만들어질 수 있다. 임상의는 합성 수지 또는 다른 접합 재료를 사용하여 암형 커넥터 요소들을 치아의 표면에 부착하기 위해서 맞춤제작 트레이를 이용할 수 있다. 트레이는 임상의가 브래킷들을 치아 상의 최적의 포지션에 접합하는데 도움이 될 수 있다. 필요한 경우라면, 다른 맞춤제작 트레이는 임상의가 임시 위치고정 장치(TAD)들을 최적의 포지션에 이식하는 것을 보조하기 위해서 OTA를 이용하여 만들어질 수 있다. TAD들을 삽입하는 가이드수단으로서 트레이를 사용하기 전에, 임상의는 환자 편의를 위하여 원하는 삽입 위치를 마취시킬 수 있다. 치아 위치교정을 위하여 추가적인 위치고정이 요구되는 경우라면 TAD들이 배치된다. TAD들을 사용할지 사용하지 않을지 여부에 관한 판정은 선정된 치료 계획과 임상의에 의해 행해질 수 있다. 원하는 경우라면, 상악을 위한 교정장치 상의 구개 아치 또는 하악을 위한 교정장치 상의 설측 아치를 포함함으로써 안정화가 증가될 수 있다.

[0204] 이와 달리, 임상의는 트레이의 보조없이 암형 요소들을 치아에 직접 부착할 수 있다. 마찬가지로, 임상의는 가이드 트레이의 사용없이 TAD들을 턱 안에 삽입할 수도 있다. 그 경우, 암형 요소들이나 TAD(들)이 수동으로 배치된 후, 환자의 구강내 스캔, 콘 빔 컴퓨터 단층 촬영(CBCT) 또는 다른 적합한 스캔이나 이미지가 찍힐 수 있다. 이후, 교정장치는 임상의가 선정한 암형 부품들의 포지션에 기초하여 제작되거나 제조될 수 있다.

[0205] 제 3 실시예와 제 4 실시예에 따르는 교정장치에 있어서, 임상의는 부착 요소들뿐만 아니라 각각의 캡의 위치와 크기를 선택하기 위해서 3D 디지털 OTA를 사용할 수 있다. 캡들과 부착 요소들은 치아의 표면에 정확히 들어맞도록 치아의 표면의 기하구조로 맞춤제작될 수 있다. 일부 예시들에서, 부착물들은 치아 뒤쪽(치아의 설측면)에 부착되는데, 이는 교정장치를 미관상으로 더욱 마음에 들게 한다. 다른 예시들에서, 부착물은 치아의 앞면(치아의 협측면)에 부착된다. 협측 버전은 수술 동안 집도의의 교정장치에 대한 용이한 접근에 유리할 수 있는 턱교정 수술 경우에 바람직할 수 있다. 그러나, 턱교정 수술 경우에라도, 설측 버전이 사용되는 것도 가능하다. 그 경우, 부착물들은 수술 전에 협측면 상에 설치될 수 있고, 이후, 예컨대 수술있는 날로부터 몇주 이내에 제거될 수 있다.

[0206] 맞춤제작 트레이는 3D 디지털 OTA를 이용하여 치아의 표면에 대한 부착물들의 간접적인 접합을 위하여 만들어질 수 있다. 임상의는 합성 수지 또는 다른 접합 재료를 사용하여 부착물들을 치아의 표면에 부착하기 위해서 맞춤제작 트레이를 이용할 수 있다. 트레이는 임상의가 부착물들을 원하는 또는 최적의 포지션에 접합하는데 도움이 될 수 있다. 필요한 경우라면, 다른 맞춤제작 트레이는 임상의가 임시 위치고정 장치(TAD)들을 원하는 또는 최적의 포지션에 삽입하는 것을 허용하기 위해서 OTA를 이용하여 만들어질 수 있다. TAD들을 삽입하는 가이드수단으로서 트레이를 사용하기 전에, 임상의는 환자 편의를 위하여 원하는 삽입 위치를 마취시킬 수 있다. 치아 위치교정을 위하여 추가적인 위치고정이 요구되는 경우라면 이러한 TAD들이 배치된다. TAD들을 사용할지 사용하지 않을지 여부에 관한 판정은 선정된 치료 계획과 임상의에 의해 행해질 수 있다. 원하는 경우라면, 상악을 위한 교정장치 상의 구개 아치 또는 하악을 위한 교정장치 상의 설측 아치를 포함함으로써 안정화가 증가될 수 있다.

[0207] 이와 달리, 임상의는 트레이의 보조없이 부착물들을 치아에 직접 부착할 수 있다. 마찬가지로, 임상의는 가이드 트레이의 사용없이 TAD들을 턱 안에 삽입할 수도 있다. 그 경우, 암형 요소들이나 TAD(들)이 수동으로 배치된 후, 환자의 구강내 스캔, CBCT 또는 다른 적합한 스캔이나 이미지가 찍힐 수 있다. 이후, 교정장치는 임상의가 선정한 TAD들이나 부착물들의 포지션에 기초하여 제작되거나 제조될 수 있다.

[0208] 제 1 실시예와 제 2 실시예에서, 각각의 교정장치가 제작되고 암형 커넥터 요소들이 치아에 부착된 후, 교정장치의 각각의 수형 요소는 교정장치를 설치하기 위해서 결속되는 암형 요소 속에 맞물리게 될 수 있다. 일단 설치되면, 교정장치는 치아를 원하는 FTA나 ITA로 위치교정하기 위해서 힘과 토크를 치아에 전달한다. 치료의 각각의 단계가 완료된 후(OTA 내지 FTA, OTA 내지 ITA, ITA 내지 ITA 또는 ITA 내지 FTA), 수형 요소들은 암형 요소들 안에 피동적으로 자리잡을 것이고, 힘은 더 이상 치아에 가해지지 않을 것이다. 그 단계에서, 수형 요소들은 제거될 것이고, 다음 교정장치는 동일한 암형 커넥터 요소들을 사용하여 설치될 것이다. 그러나, 이전 교정장치가 FTA에 기초하여 만들어진 하나였다면, 이때 치료는 완료되었을 것이다. 임상의의 견해에 기초하여, 하나 이상의 교정장치들은 치아의 마감처리(finishing), 세부처리(detailing) 및 최종 미세 위치조정(ultimate fine positioning)을 위하여 설치되고 구축될 수 있다.

[0209] 제 3 실시예와 제 4 실시예에서, 각각의 교정장치가 제작된 후, 교정장치의 각각의 캡은 일부 예시에서는 부착물의 도움으로 적당한 치아 또는 치아들과 맞물리게 될 수 있다. 일단 설치되면, 교정장치는 치아를 원하는 FTA



나 ITA로 위치교정하기 위해서 힘과 토크를 치아에 전달한다. 치료의 각각의 단계가 완료된 후(OTA 내지 FTA, OTA 내지 ITA, ITA 내지 ITA 또는 ITA 내지 FTA), 캡들은 치아 상에 피동적으로 자리잡을 것이고, 힘은 더 이상 치아에 가해지지 않을 것이다. 그 단계에서, 캡들은 제거될 것이고, 다음 교정장치는 환자의 입 안에 삽입될 것이다. 그러나, 이전 교정장치가 FTA에 기초하여 만들어진 하나였다면, 이때 치료는 완료되었을 것이다. 임상의의 견해에 기초하여, 하나 이상의 교정장치들은 치아의 마감처리, 세부처리 및 최종 미세 위치조정을 위하여 설치되고 구축될 수 있다.

[0210] 제 1 실시예와 제 2 실시예에 따르는 교정장치들, 및 이러한 실시예들과 관련되어 있는 암형 커넥터 요소들은, 이에 한정되는 것은 아니지만 몰딩가공, 주조가공, 기계가공, 3D 프린팅, 스탬핑가공, 압출가공 또는 이와 유사한 것을 포함하는 임의의 적합한 방식으로 제조될 수 있다. 예를 들어, 3D 금속 프린터는 니티놀, 스틸, 베타-티타늄 또는 다른 적합한 금속이나 합금으로부터 교정장치를 직접 프린팅하는데 사용될 수 있다. 다른 예시들에서, 교정장치는 우선 주조가능한 왁스로부터 프린팅되고 나서, 왁스 패턴은 다른 금속이나 합금 중에서도 니티놀, 스틸, 베타-티타늄으로 매몰 주조(investment cast)된다. 다른 예시에서, 교정장치는 폴리머 또는 탄성중합체 재료로 직접 프린팅된다.

[0211] 그러나, 특정 실시예들에서, 본 명세서에 기술되어 있는 다양한 실시예들의 예시들인 교정장치 또는 암형 커넥터 요소(또는 양자 모두)는 2D 시트 재료로부터 2D 형태의 교정장치를 절단가공하는 단계, 및 2D 형태를 원하는 3D 형상의 교정장치로 굽힘가공하는 단계에 의해 만들어진다. 이러한 방법은 본 명세서에 기술되어 있는 제 1 실시예와 제 2 실시예의 예시들에 따르는 교정장치, 또는 본 명세서에 기술되어 있는 제 3 실시예와 제 4 실시예의 예시들에 따르는 교정장치의 금속 부분이나 아치 형상 구조를 만들기 위하여 특히 적합하다.

[0212] 그러므로, 본 명세서에 기술되어 있는 임의의 적합한 예시적인 실시예에 따르는 교정장치를 만드는 방법인면서, 특정 예시들에서는 본 명세서에 기술되어 있는 실시예들에 따르는 교정장치를 만들기 위한 방법은, 예컨대 방법(2000)을 참조하여 본 명세서에 기술되어 있는 바와 같이 임의의 적합한 처리 시스템 및 하드웨어 시스템을 이용하여 교정장치 구성을 설계하는 단계를 포함하는데, 여기서 하나 이상의 교정장치들의 제작(2012)은 2D 시트 재료로부터 2D 형태의 교정장치를 절단가공하는 단계, 및 2D 형태를 원하는 3D 형상의 교정장치로 굽힘가공하는 단계를 수반한다.

[0213] 보다 상세하게는, 도 21을 참조하여, (방법(2000)에서의 특정단계(2012)에 대응하는) 제작 방법(2100)의 일 예시는 방법(2000)에서의 특정단계(2010)에서 결정되는 3D 구성에 기초하여 3D 이미지 또는 템플릿을 형성하는 단계(2102)를 포함한다. 교정장치의 이미지 도는 템플릿은, 이에 한정되는 것은 아니지만 CAD 소프트웨어와 같은 적당한 설계 소프트웨어와 처리 시스템을 이용하여 임상의, 제조자 또는 기술자에 의해 설계될 수 있는데, 이러한 CAD 소프트웨어는 솔리드웍스, 오토데스크 인벤터, 크레오 또는 이와 유사한 것과 같은 것이지만 이에 한정되는 것은 아니다. 솔리드웍스와 오토데스크 인벤터로 설계되어 있는 바와 같이, 교정장치의 3D 템플릿(1800)의 일 예시는 도 18a에 나타나 있다.

[0214] 방법(2100)은 3D 이미지 또는 템플릿을 2D 이미지 또는 템플릿으로 변환하는 단계(2104)를 포함한다. 이러한 변환은, 이에 한정되는 것은 아니지만 이그젝트플랫(ExactFlat<sup>®</sup>) 또는 다른 적합한 소프트웨어와 같은 적당한 플래트닝 소프트웨어(flattening software)와 프로세서 시스템을 이용하여 실행될 수 있다. 도 18h에는 도 18a의 3D 템플릿의 2D 이미지 또는 템플릿(1802)의 일 예시가 나타나 있다.

[0215] 이후, 교정장치의 2D 도면은, 이에 한정되는 것은 아니지만 CAD 소프트웨어와 같은 적당한 소프트웨어와 프로세서 시스템을 이용하여 2D 이미지 또는 템플릿에 기초하여 이로부터 형성되는데(2106), 이러한 CAD 소프트웨어는 솔리드웍스, 오토데스크 인벤터, 크레오 또는 이와 유사한 것과 같은 것이지만 이에 한정되는 것은 아니다. 도 18c에는 도 18b의 2D 이미지 또는 템플릿에 기초하여 교정장치의 2D 도면(1804)의 일 예시가 나타나 있다. 특정 예시들에서, 2D 도면은 굽힘가공 절차 또는 세팅(열 처리) 절차 동안 교정장치를 맨드릴(mandrel)에 고정하는데 사용되는 하나 이상의 임시 아암(1806)을 포함할 수 있다. 추가 예시들에서, 2D 도면은, 이에 한정되는 것은 아니지만 본 명세서에 기술되어 있는 것과 같은 하나 이상의 위치교정 장치 홀더를 포함할 수 있다.

[0216] 이후, 교정장치의 2D 도면에 대응하는 데이터는 편평한 시트 재료를, 교정장치의 2D 도면의 2D 형상을 가지는 부재로 절단가공하기 위하여 (이에 한정되는 것은 아니지만 절단가공, 레이저 커팅, 밀링, 와이어 EDM, 워터 제팅, 펀칭(스탬핑) 또는 이와 유사한 것을 수행하는 하나 이상의 머신과 같은) 적합한 제작 장치에 제공된다(2108). 제작 장치는 교정장치의 2D 도면의 형상을 가지는 2D 부재를 제작하는 데이터에 의해 제어된다. 2D 부재는, 이에 한정되는 것은 아니지만 니티놀, 스테인리스 스틸, 코발트 크롬 또는 다른 타입의 금속과 같은 임의의 적합한 편평한 시트 재료로부터 절단가공될 수 있다(2110). 특정 예시들에서, 편평한 시트 재료는 니티놀

(NiTi)로 된 시트이어서, 편평한 시트로부터 절단가공된 2D 부재는 니티놀(NiTi)로 되어 있는 교정장치의 2D 도면의 형상을 가진다. 도 18d에는 도 18c의 2D 도면(1804)에 기초하여 제작되는 2D 부재(1808)의 일 예시가 나타나 있다. 임시 아암(1806)들이 추가되어 있는 예시들에서, 임시 아암들은 2D 부재로부터 생략될 수 있다(또는 2D 부재에 포함될 수 있고, 그리고 순차적으로 2D 부재로부터 절단가공되거나 제거될 수 있음).

[0217] 니티놀(NiTi) 또는 다른 적합한 재료로 된 편평한 시트로부터 2D 부재를 절단가공한 후, 방법은 3D 이미지 또는 템플릿으로부터 만들어진 2D 부재를 3D 이미지 또는 템플릿에 대응하는 원하는 3D 형상으로 굽힘가공하는 단계(2112)를 포함한다. 일정한 예시들에서, 하나 이상의 맨드릴은 2D 부재를 원하는 3D 형상 구성으로 굽힘가공하는데 사용하도록 구성되어 있다. 이러한 예시들에서, 2D 부재를 절단가공한 후, 2D 부재는 하나 이상의 맨드릴들에 고정되거나 그 사이에 고정된다. 2D 부재는 원하는 3D 형상을 형성하기 위해서 맨드릴들에서 굽힘가공되거나 그 사이에서 굽힘가공된다. 도 18e에는 도 18d의 2D 부재(1808)를 원하는 구성으로 굽힘가공함으로써 형성된 3D 형상을 가지는 교정장치(1810)의 일 예시가 나타나 있다.

[0218] 이에 한정되는 것은 아니지만 열 처리와 같은 하나 이상의 형상 세팅 절차(2114)들은 원하는 3D 형상으로 세팅하기 위해서 굽힘가공 공정 동안 또는 그 후 3D 형상에 적용될 수 있다. 열 처리를 수반하는 형상 세팅 절차는 굽힘가공 동안 또는 그 후 부재의 가열단계 다음에 오는 신속한 냉각단계를 포함할 수 있다.

[0219] 열 처리 절차의 일 예시는 (부재가 원하는 3D 형상으로 굽힘가공되는 동안이나 그 후) 부재를 (이에 한정되는 것은 아니지만 섭씨 550 도와 같은) 선택된 온도로 (이에 한정되는 것은 아니지만 10 분과 같은) 선택된 시간 동안 가열하는 단계를 포함할 수 있는데, 이 가열단계는 신속한 냉각단계로 이어진다. 신속한 냉각단계는, 이에 한정되는 것은 아니지만 수냉(water quench) 또는 공냉(air-cooling)과 같은 임의의 적합한 냉각 절차에 의해 달성될 수 있다. 다른 예시들에서, 열 처리를 위한 시간과 온도는, 예컨대 구체적인 치료 계획에 기초하여 위에서 설명된 것과 상이할 수 있다. 예를 들어, 열 처리 온도는 섭씨 200 도 내지 섭씨 700 도의 범위 내일 수 있고, 열 처리 시간은 최대 약 120 분까지의 범위 내의 시간일 수 있다. 특정 예시들에서, 열 처리 절차는 공기 또는 진공 로(furnace), 염욕(salt bath), 유동성 모래 바닥(fluidized sand bed) 또는 다른 적합한 시스템에서 실행될 수 있다. 열 처리를 완료한 후, 교정장치는 원하는 3D 형상과 구성을 가진다. 다른 예시들에서, 이에 한정되는 것은 아니지만 교정장치 구조의 금속을 통한 전류의 흐름에 의한 가열 또는 저항 가열을 포함하는 다른 적합한 열 처리 절차들이 채용될 수 있다. 이에 한정되는 것은 아니지만 연마(polishing), 전해연마(electropolishing), 코팅, 살균 또는 다른 세척 절차나 오염제거 절차를 포함하는, 예컨대 하나 이상의 추가적인 후 처리 공정들이 3D 형상의 물품에 제공될 수 있다.

[0220] 상술된 바와 같이, 도 18e에는 도 18d의 2D 부재(1808)를 원하는 구성으로 굽힘가공함으로써 형성된 3D 형상을 가지는 교정장치(1810)의 일 예시가 나타나 있다. 2D 부재를 원하는 구성으로 굽힘가공함으로써 형성된 3D 형상을 가지는 교정장치(1820)의 다른 예시는 도 18f에 나타나 있다. 도 18f에 있는 예시적인 교정장치(1820)는 도 18e에 있는 예시에서의 교정장치(1810)의 수형 커넥터 요소(1802)들과 유사한 수형 커넥터 요소(1822)들을 가지는 복수의 아암을 포함한다. 그러나, 교정장치(1820)의 아암 상의 스프링(1824)은 교정장치(1810)의 아암 상의 스프링과 상이한 형상을 가진다. 추가로, 교정장치(1820)는 도 18e에 나타나 있는 예시에서의 교정장치(1810)의 TAD 홀더의 환형 또는 O 링 형상에 비해 대체로 U자 또는 Y자 형상 구조를 가지는 TAD 홀더(1826)를 가진다. 도 18f에 있는 교정장치(1820)는 본 명세서에 기술되어 있는 교정장치(1810)를 만드는 방식과 유사한 방식으로 만들어질 수 있다.

[0221] 교정장치가 다수의 구성요소들로 만들어지는 예시들에서, 교정장치의 구성요소들 중 일부(또는 각각)는 (이에 한정되는 것은 아니지만 방법들(2000, 2100)을 포함하는) 상술된 방법들에 따라 만들어질 수 있고, 이후 원하는 3D 교정장치 구성을 형성하기 위해서 함께 연결될 수 있다. 이들 예시들 또는 다른 예시들에서, 교정장치(또는 교정장치의 구성요소들 중 일부 또는 각각)는, 이에 한정되는 것은 아니지만 금속을 직접 프린팅하는 단계, 우선 왁스 부재를 프린팅하고 나서 왁스 부재를 금속이나 다른 재료로 매몰 주조하는 단계, 탄소중합체 재료 또는 다른 폴리머를 프린팅하는 단계, 또는 시트 재료로부터 구성요소들을 절단가공하는 단계, 및 원하는 3D 구성으로 형상 세팅하는 단계를 포함하는 다른 적합한 방법으로 만들어질 수 있다.

[0222] 본 명세서에 설명되어 있는 바와 같이, 하나 이상의 맨드릴들은 절단가공된 2D 부재를 원하는 3D 형상 구성으로 굽힘가공하는데 사용하도록 구성될 수 있다. 특정 예시들에서, 하나 이상의 맨드릴은 환자의 각각의 턱을 위하여 (이에 한정되는 것은 아니지만 맞춤 제작되어 있는 것과 같이) 제공되어 있다. 예를 들어, 맨드릴들은 각각의 환자를 위하여 구성과 형상이 맞춤제작될 수 있고, 몰딩가공, 기계가공, 스테인리스 스틸이나 다른 적합한 금속의 직접 금속 프린팅, 이에 한정되는 것은 아니지만 바인더 제팅(binder jetting)을 통한 스틸/구리 혼합물

과 같은 적합한 재료의 3D 프린팅뿐만 아니라 우선 구성을 왁스로 프린팅하고 나서 왁스를 다양한 금속들로 매물 주조하는 단계를 포함하는 임의의 적합한 방식으로 만들어질 수 있다. 본 명세서에 기술되어 있는 다양한 예시들에서, 맨드릴은 열 처리의 온도에 대해 충분히 저항성 있는 재료로 구성될 수 있다. 특정 예시들에서, 하나 이상의 로봇들은 절단가공된 2D 부재를 원하는 3D 형상 구성으로 굽힘가공하기 위하여 하나 이상의 맨드릴이 있거나 없는 상태로 채용될 수 있다.

[0223] 종래의 단일 직경 와이어를 대신하여 절단가공된 2D 부재를 채용함으로써, 단일 직경 와이어를 굽힘가공함으로써 만들어지는 형상들에 비해 더욱 다양한 3D 형상들이 만들어질 수 있다. 절단가공된 2D 부재는, 원하는 형상으로 굽힘가공되는 경우 두께, 폭 및 길이 치수에 변화가 있는 3D 교정장치의 부분들을 초래할 수 있는 변화는 폭과 길이를 가지거나 그렇게 설계될 수 있다. 이러한 방식으로, 2D 부재는 교정장치의 스프링 부재, 아암 또는 다른 구성요소들의 원하는 두께, 폭 및 길이를 제공하는 형상으로 절단가공될 수 있다. 단일 직경 와이어를 굽힘가공하는 것에 비해 더욱 다양한 형상들은 맞춤 절단가공된 2D 부재를 굽힘가공함으로써 제공될 수 있다.

[0224] 위에서 설명된 바와 같이, 3D 교정장치 구성이 절단가공된 2D 부재로부터 만들어진 방법(2100)은 제 1 실시예와 제 2 실시예에 따르는 교정장치, 또는 제 3 실시예와 제 4 실시예에 따르는 교정장치의 금속 부분을 만들기에 특별히 적합할 수 있다. 특정 예시들에서, (수형 커넥터 요소들과 스프링들을 포함하는) 전체 교정장치는 절단가공된 2D 부재를 원하는 3D 형상 부재로 굽힘가공함으로써 구성되어 있다. 다른 예시들에서, 추가적인 구성요소들은, 예컨대 굽힘가공(2112) 후에 3D 형상에 부착될 수 있고, 여기서 이러한 추가적인 구성요소들은 (이에 한정되는 것은 아니지만 도 12에 나타나 있는 것들과 같은) 수형 커넥터 요소, 스프링 부재, 아암, 캡 커넥터 요소, TAD 홀더 또는 이와 유사한 것을 포함할 수 있지만 이에 한정되는 것은 아니다. 이러한 추가적인 구성요소들은, 이에 한정되는 것은 아니지만 접착 재료, 용접, 마찰 끼워맞춤 또는 이와 유사한 것을 포함하는 임의의 적합한 부착 메커니즘에 의해 3D 형상 부재에 부착될 수 있다.

[0225] 유사하게도, 제 3 실시예와 제 4 실시예에 따르는 교정장치의 금속 부분은 본 명세서에 기술되어 있는 바와 같이 방법들(2000, 2100)을 이용하여 절단가공된 2D 부재로 만들어질 수도 있다. 일단 교정장치의 금속 부분이 (2D 시트 재료로부터 절단가공되고 원하는 3D 형상 부재로 굽힘가공되어) 구성되면, 하나 이상의 캡들은 금속 부분 상에 형성되어 있는(또는 금속 부분에 부착되어 있는) 부착 요소들에 부착될 수 있다. 특정 예시들에서, 캡들은 3D 형상 부재에 부착되어 구성될 수 있어서, 인접한 치아들의 캡들은 치료의 과정 동안 서로 접촉하고 있지 않을 수 있다. 일정한 예시들에서, 에스식스 머신 또는 다른 적합한 열성형 또는 진공 성형 머신은 각각의 캡을 3D 형상 부재 상의 개별적인 캡 커넥터 요소에 부착하는데 사용될 수 있다.

[0226] 추가적인 구성요소들은, 예컨대 굽힘가공(2112) 후 3D 형상 부재에 부착될 수 있고, 여기서 이러한 추가적인 구성요소들은 (이에 한정되는 것은 아니지만 도 12에 나타나 있는 것들과 같은) 수형 커넥터 요소, 스프링 부재, 아암, 캡 커넥터 요소, TAD 홀더 또는 이와 유사한 것을 포함할 수 있지만 이에 한정되는 것은 아니다. 이러한 추가적인 구성요소들은, 이에 한정되는 것은 아니지만 접착 재료, 용접, 마찰 끼워맞춤 또는 이와 유사한 것을 포함하는 임의의 적합한 부착 메커니즘에 의해 3D 형상 부재에 부착될 수 있다.

[0227] 캡은 위치교정될 스프링들과 아암들을 위한 빈공간을 제공하기 위해서 인접한 캡들 사이에 충분한 간극으로 3D 형상 부재에 연결되어 구성될 수 있다. 추가 예시들에서, 교정기 캡은 치아만 커버하도록 구성되어 있고, 교정기는 수동으로 또는 본 명세서에 기술되어 있는 다른 절단가공 방법으로 트리밍될 수 있다.

[0228] 제 3 실시예에 따라 교정장치를 제작하는 추가 방법은 도 19a 내지 도 19c에 도시되어 나타나 있다. 도 19를 참조하여, 환자의 ITA 또는 FTA의 3D 프린팅된 모델 또는 몰드(1900)는 본 명세서에 기술되어 있는 바와 같은 절차들에 따라 만들어지게 된다. 모델 또는 몰드(1900)는 임의의 적합한 폴리머, 세라믹, 금속 또는 이와 유사한 것으로 만들어질 수 있다. 추가 예시들에서, 몰드는 도 19a 내지 도 19c에 나타나 있는 것보다 환자의 구개의 더 큰 부분을 포함할 수 있다. 추가로, 아치 형상 구조(1902)는 제 1 실시예의 교정장치를 만들어내기 위하여 본 명세서에 기술되어 있는 바와 같은 절차들에 따라 금속 또는 다른 적합한 재료로 만들어진 다. 일 예시에서, 아치 형상 구조(1902)는 본 명세서에 기술되어 있는 바와 같이 만들어지게 되는 도 17a에 있는 교정장치와 유사한 형상과 구성을 가진다. 다른 예시들에서, 다른 적합한 형상들을 가지는 아치 형상 부재가 채용될 수 있다. 아치 형상 구조(1902)는 모델 또는 몰드 안에 배치되어 있고, 또는 이에 한정되는 것은 아니지만 접착제, 결합선 또는 이와 유사한 것을 포함하는 임의의 적합한 부착 메커니즘에 의해 도 19a에 나타나 있는 바와 같이 모델 또는 몰드에 부착되어 있다.

[0229] 이후, 이때 열 고정형 재료(thermally settable material)는, 예컨대 에스식스 머신 또는 다른 적합한 열성형 또는 진공 성형 머신을 이용하여 모델 또는 몰드(1900) 속으로 가압되는데 반해, 아치 형상 구조(1902)는 모델



또는 몰드 안에 존재한다. 결과적으로, 아치 형상 구조는 열 고정형 재료 안에 매립된 상태가 된다. 특정 예시들에서, 열 고정형 재료는, 이에 한정되는 것은 아니지만 최대 약 2 mm의 두께를 가지는 에스식스 플라스틱(Essix<sup>®</sup> plastic)으로 된 시트와 같은 열 고정형 플라스틱이다.

[0230] 다른 예시들에서, 열 고정형 재료로 된 하나 이상의 레이어는 아치 형상 구조(1902)가 모델 또는 몰드 안에 배치되기 전에 모델 또는 몰드(1900) 상에서 가압될 수 있다. 이후, 아치 형상 구조(1902)는 (열 고정형 재료를 모델 또는 몰드의 형상으로 세팅하기 전이나 후) 열 고정형 재료의 정상에 배치될 수 있다. 이후 열 고정형 재료로 된 하나 이상의 추가 레이어는 미리 배치된 열 고정형 재료와 아치 형상 구조(1902) 상에 배치될 수 있고, 모델 또는 몰드의 형상으로 세팅될 수 있다. 따라서, 아치 형상 구조(1902)는 모델 또는 몰드의 형상으로 형성되어 있는 열 고정 재료로 된 2개 이상의 레이어들 사이에 고정될 수 있다. 특정 예시들에서, 열 고정형 재료는, 스프링 부재들이나 가요성 부분들의 가요성과 동작에 대한 어떠한 장애물도 없애거나 최소화하기 위해서 (열 고정(thermal setting) 전이나 후) 스프링 부재 또는 아치 형상 부재의 다른 가요성 부분들 또는 아치 형상 부재로부터 뺀어 있는 아암들을 커버하는 영역들에서 제거되고 절단가공될 수 있다.

[0231] 충분히 치료된 경우, (아치 형상 부재와) 열 고정형 재료는 모델 또는 몰드(1900)로부터 제거된다. 모델 또는 몰드로부터 제거된 경우, 몰딩된 플라스틱(및 몰딩된 플라스틱 안에 매립된 아치 형상 구조)은 도 19b에 나타나 있는 바와 같이 치아가 있는 전체 턱을 위한 캡의 3차원 구조(1910)를 형성한다. 몰딩된 플라스틱 구조(1910)는 이후 도 19c에 나타나 있는 바와 같이 교정장치(1920)를 형성하기 위해서 각각의 쌍을 이루는 인접한 치아들 사이에 커트(cut)를 형성함으로써 절단가공된다. 이러한 절단가공은, 이에 한정되는 것은 아니지만 밀링, 레이저 커팅 또는 이와 유사한 것과 같은 임의의 적합한 절단가공 절차에 의해 실행될 수 있다. 본 명세서에 기술되어 있는 실시예들에 따르는 교정장치 예시들을 위하여 다양한 재료들이 채용될 수 있지만, 특정 예시들은 니켈과 티타늄을 포함하고 있는 니티놀(NiTi)과 같은 형상 기억 합금으로 만들어진다. 니티놀은 충분히 탄성적일 수 있고, 형상 기억 특성을 가진다. 따라서, 니티놀을 사용함으로써, 치아에 가해지는 힘은 종래의 치열교정기 안에 있는 힘 발생기보다 더 느리게 소멸할 수 있다. 따라서, 본 명세서에 기술되어 있는 실시예들에 따르는 시스템 및 방법은 종래의 치열교정수단과 기법에 비해 더 적은 교정장치를 필요로 하도록(그 결과 치료를 단순화함) 구성될 수 있다.

[0232] 일부 치료의 과정에서, 임상의는, 환자의 턱에 비해 비교적 큰 치아로 인해 물려있는 치아, 발치될 필요가 있는 손상된 치아 또는 다른 이유를 포함하여 다양한 이유로 발치를 수행할 수 있다. 발치가 수행되는 경우, 이웃하는 미발치된 치아들은 발치 공간을 메우기 위해서 서로를 향하여 위치교정되는 경향이 있다. 본 명세서에 기술되어 있는 실시예들에 따르는 (교정장치를 포함하는) 일정한 시스템 및 방법은 발치 공간을 비대칭적으로 또는 대칭적으로 메우기 위해서 채용될 수 있는데, 비대칭적으로 메우는 것은 최소/최대 위치교정이라 지칭되고, 대칭적으로 메우는 것은 중간정도 위치교정이라 지칭된다. 특정 예시들에서, TAD는 발치 공간을 메우기 위한 위치고정을 제공하는데 사용될 수도 있다. 이러한 예시들에서, 하나 이상의 TAD는 공간을 비대칭적으로 메우기 위해서 발치 공간의 한쪽 측면을 향하여 피동적인 교정장치를 붙들도록 배열될 수 있다. 다른 한편으로, 하나 이상의 TAD는 공간을 대칭적으로 메우기 위해서 피동적인 교정장치의 중간에 배열될 수 있다. 공간의 메우기는, 치아의 각운동을 변경시키기 위해서 본 명세서에 기술되어 있는 실시예들에 따르는 교정장치를 채용함으로써 또는 비교적 조금 위치교정되도록 되어 있는 치아를 위하여 더욱 강성인 스프링들을 사용함으로써 달성될 수 있다. 이와 유사하게, 더 많이 위치교정될 필요가 있는 치아를 위하여 더욱 가요성인 스프링들이 사용될 수도 있다.

[0233] 본 명세서에 기술되어 있는 실시예들에 따르는 교정장치를 사용하여 발치 공간을 메우는 예시적인 진행과정들은 도 22a와 도 22b를 참조하여 도시되어 나타나 있다. 도 22a와 도 22b를 참조하여, (부분도에 나타나 있는) 교정장치(2200)는 제 3 실시예에 따르는 복수의 캡(2201)을 포함한다. 교정장치(2200)는, 장력을 받고 있지 않거나 피동 상태에 있으면서 도 22a에 있는 치아로부터 맞물림해제된 상태로 나타나 있다. 교정장치(2200)는 도 22b에 있는 치아에 맞물리면서 고정되어 있는 것으로 나타나 있다. 도 22b에서, 발치 공간(2202)은, 예컨대 (이에 한정되는 것은 아니지만 소구치와 같은) 치아가 발치되었던 위치에 있는 것으로 나타나 있다. 교정장치(2200)가 설치되는 경우, (치간 루프(2204)에 의해 형성되는) 스프링 부재는 장력을 받고 있는 상태에 있고, 인접한 치아를 위치교정하면서 발치 공간(2202)을 메우기 위해서 인접한 어느 하나 또는 양쪽 모든 치아(예컨대 제 2 상부 소구치(2206)와 상부 견치(2208))에 힘을 전달한다.

[0234] 제 4 실시예에 따르는 다른 예시적인 교정장치는 도 23a와 도 23b에 대하여 도시되어 나타나 있다. 도 23a에서, 본 명세서에 기술되어 있는 일정한 실시예들의 일 예시에 따르는 (부분도에 나타나 있는) 교정장치(2300)는 환자의 입 안에 배치되기 전과 같이 피동 상태에 있다. 도 23b에서, 교정장치(2300)는, 예컨대 본 명세서에 기술

되어 있는 바와 같이 캡을 이용하여 치아에 연결되어 있다. 도 23b에서, 교정장치(2300)의 아암(2302)은 견치 치아에 연결되어 있고, 아암(2302)에 작용하는 스프링의 힘과 발치 공간 때문에 도 23a에 나타나 있는 아암(2302)에 비해 늘어나 있다.

[0235] 도 20과 도 21을 참조하여 도시되어 있는 바와 같은 방법은 도시되어 있는 바와 같이 처리 시스템을 이용하여 임상의(또는 다른 적합한 인원)에 의해 실행될 수 있다. 이러한 방법을 위하여 채용될 수 있는 처리 시스템(2400)의 일반화된 도면은 도 24에 나타나 있고, 프로세서(2401), 입력 장치(2402), 디스플레이 장치(2403) 및 촬영 또는 스캐닝 장치(2404)(또는 환자의 OTA를 촬영하기 위한 다른 적합한 장치)를 포함한다. 프로세서(2401)는 본 명세서에 기술되어 있는 바와 같이 교정장치들(및 그 구성요소들, 및 이를 위한 툴)을 제작하기 위하여(제작 머신을 포함하는) 하나 이상의 제작 시스템(2406)에 연결될 수 있다. 프로세서(2401)는, 이에 한정되는 것은 아니지만 직접 전자 연결, 네트워크 연결 또는 이와 유사한 것을 포함하는 임의의 적합한 통신 연결(2408)에 의해 제작 시스템(2406)(들)에 연결될 수 있다. 이와 달리 또는 추가로, 연결(2408)은 프로세서로부터의 데이터가 저장되어 있는 물리적인 비일시적 저장 매체에서 제작 시스템(2406)으로의 운반에 의해 제공될 수 있다. 비일시적 저장 매체는, 이에 한정되는 것은 아니지만 하나 이상의 RSB 연결가능 메모리, 메모리 칩, 플로피 디스크, 하드 디스크, 콤팩트 디스크 또는 임의의 다른 적합한 비일시적 데이터 저장 매체를 포함할 수 있다.

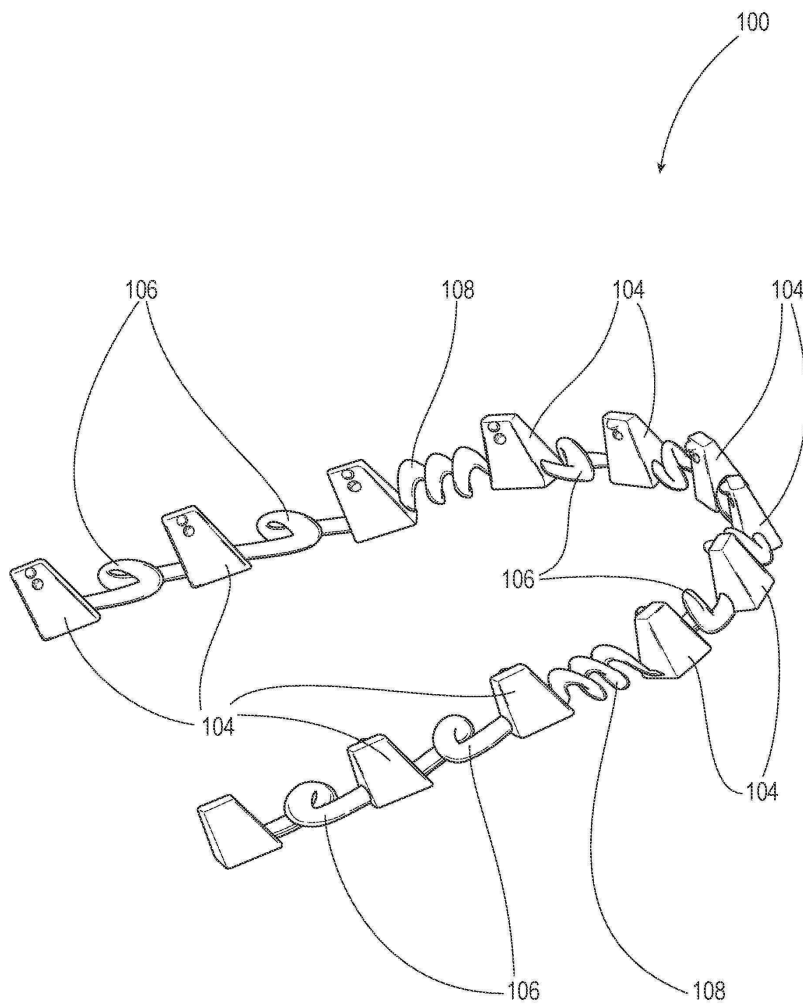
[0236] 본 명세서에 기술되어 있는 다양한 실시예들과 예시들은 치아 상의 암형 연결 요소들에 맞물리면서 고정되는, 교정장치 상의 수형 연결 요소들을 포함하거나 채용하지만, 다른 실시예들과 예시들은 이와 유사하지만 치아 상의 수형 연결 요소들과 교정장치 상의 암형 연결 요소들이 있도록 구성될 수 있다.

[0237] 본 명세서에 개시되어 있는 실시예들은 모두 설명하기 위한 것으로 이해되어야 하지 제약하려는 것으로 이해되어서는 안된다. 본 발명은 상술되어 있는 실시예들로 결코 제한되지는 않는다. 실시예들에 대한 다양한 수정과 변경은 본 발명의 사상과 범위를 벗어나지 않으면서 행해질 수 있다. 청구범위의 사상과 균등범위 내에 있는 다양한 수정과 변경은 본 발명의 범위 내에 있는것으로 의도되어 있다.

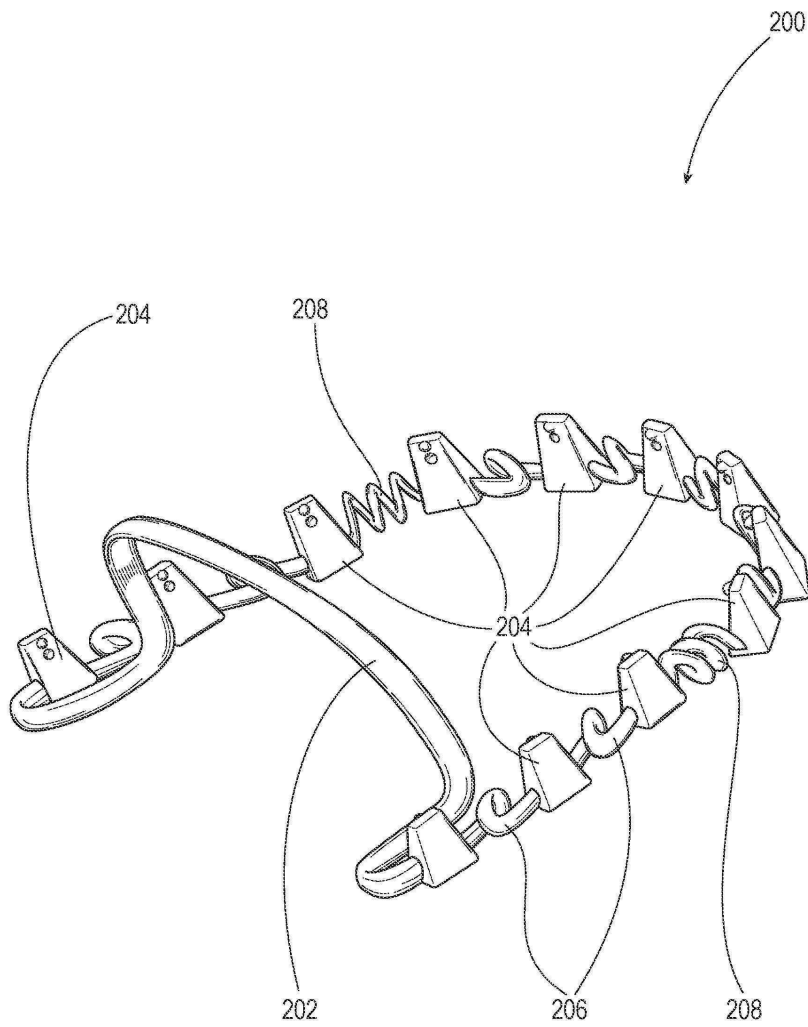


도면

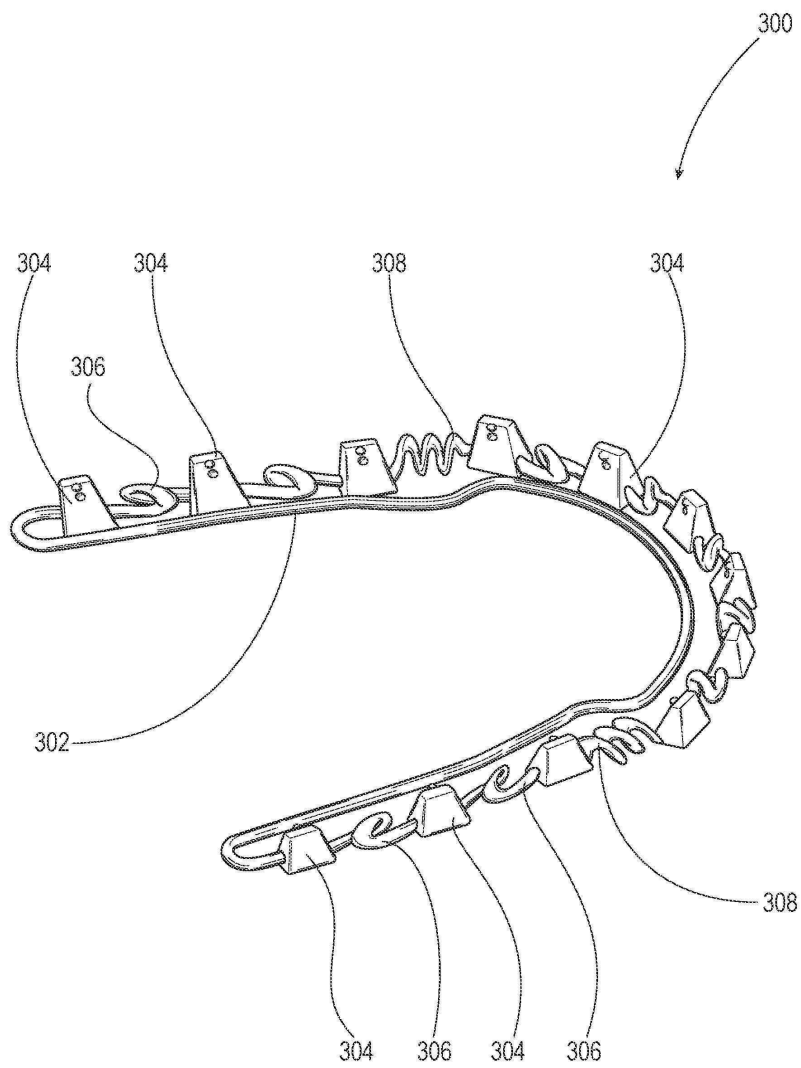
도면1



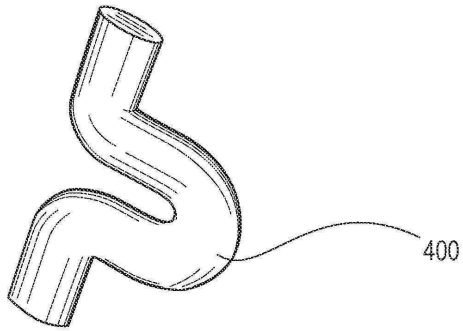
도면2



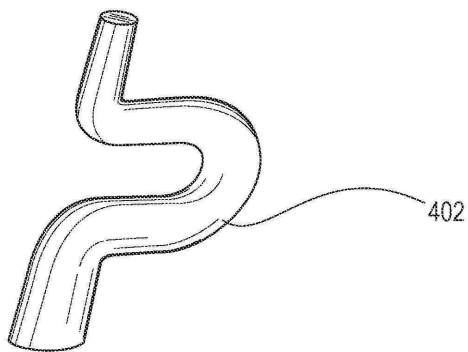
도면3



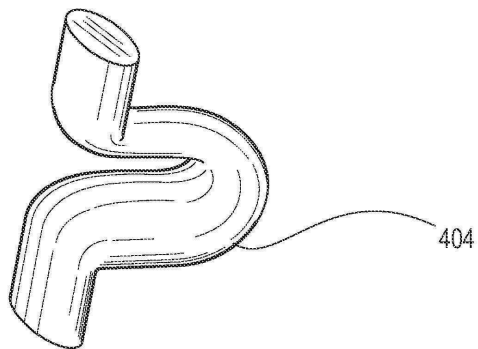
도면4



도 4a



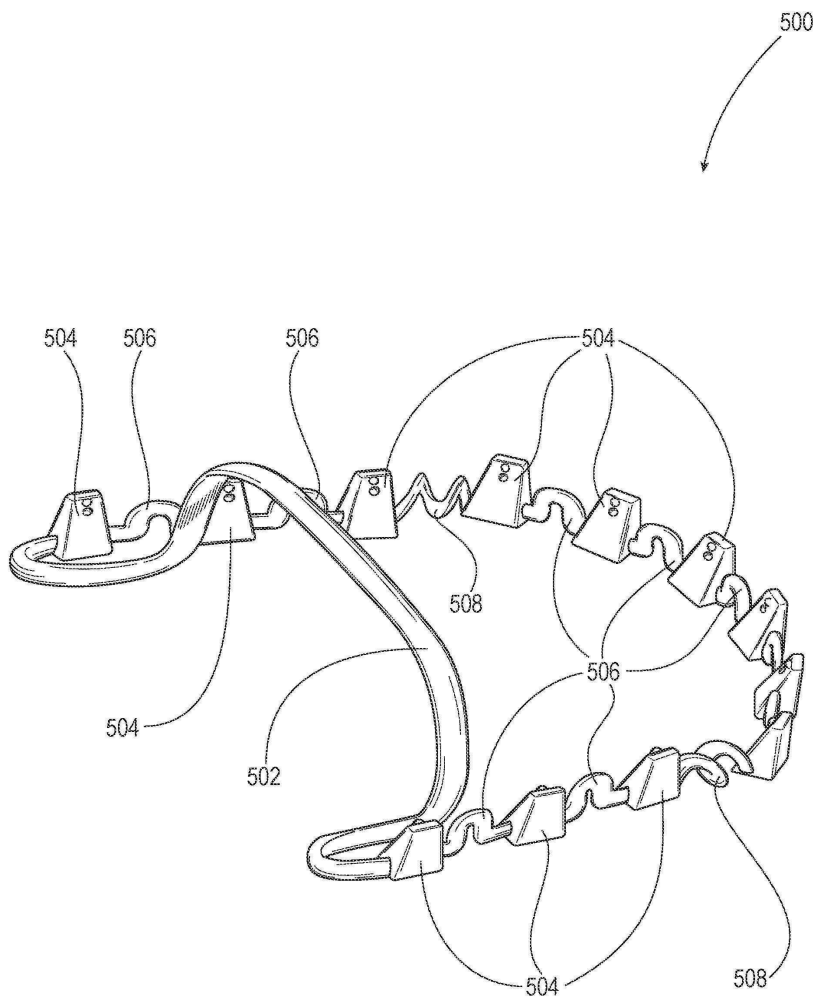
도 4b



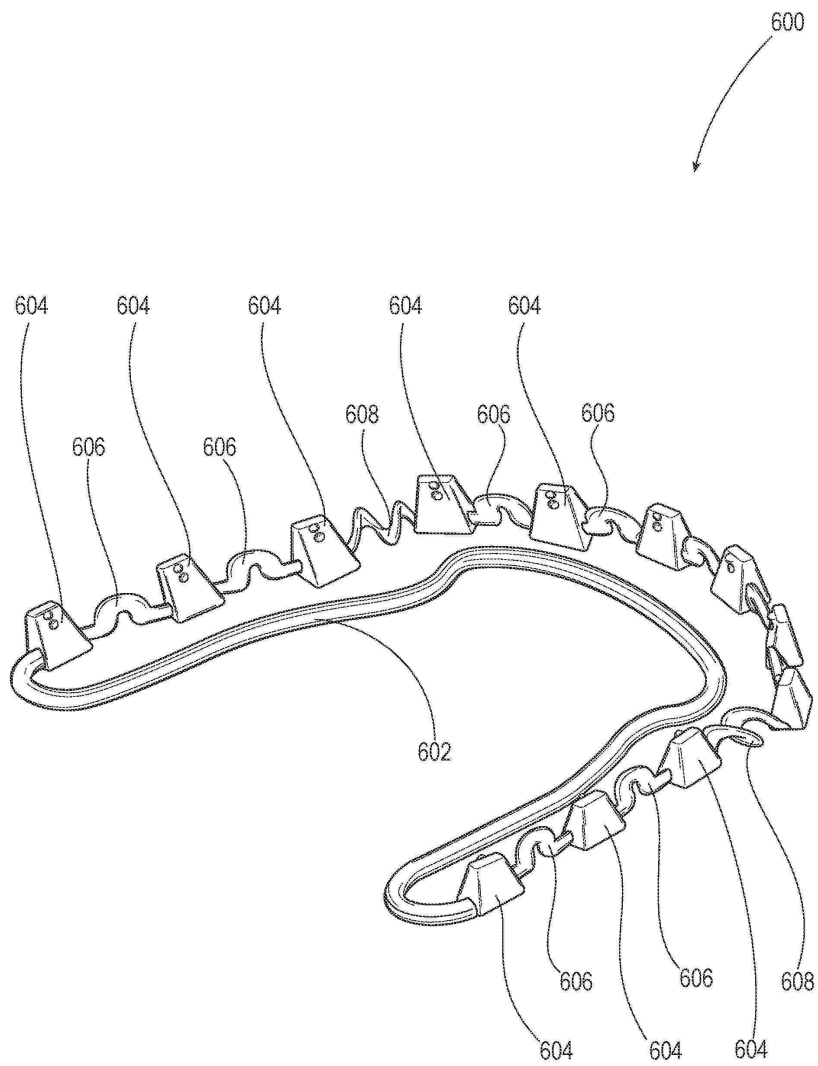
도 4c



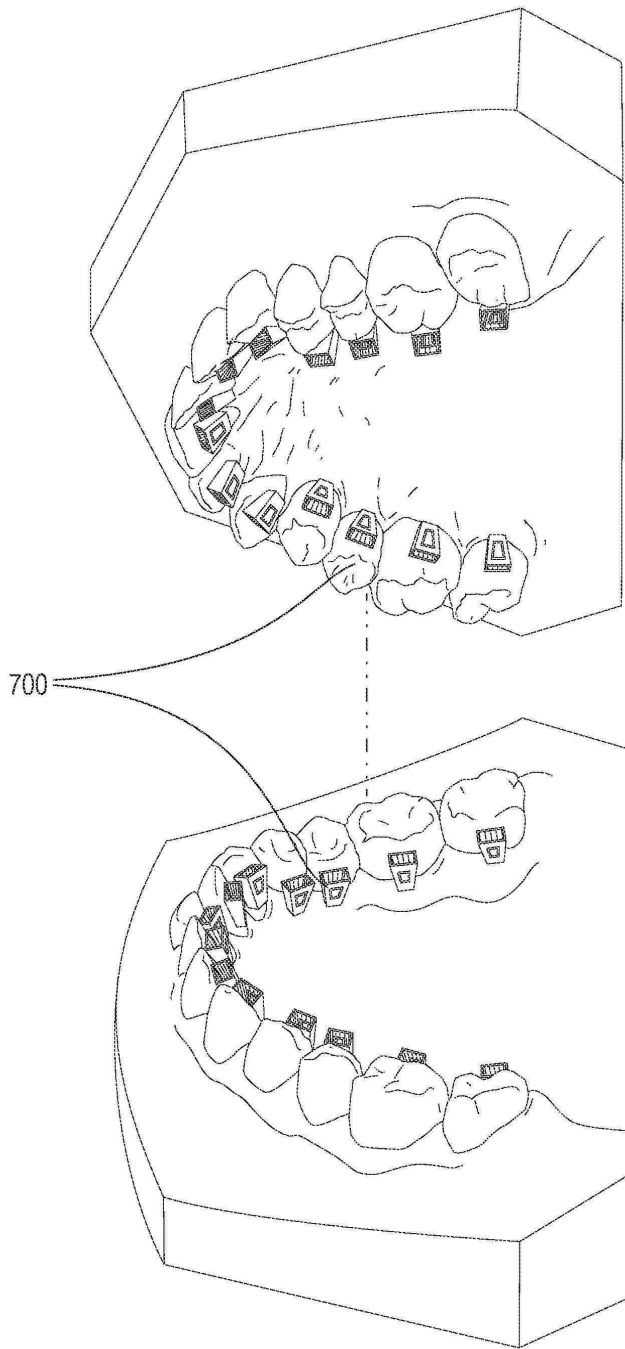
도면5



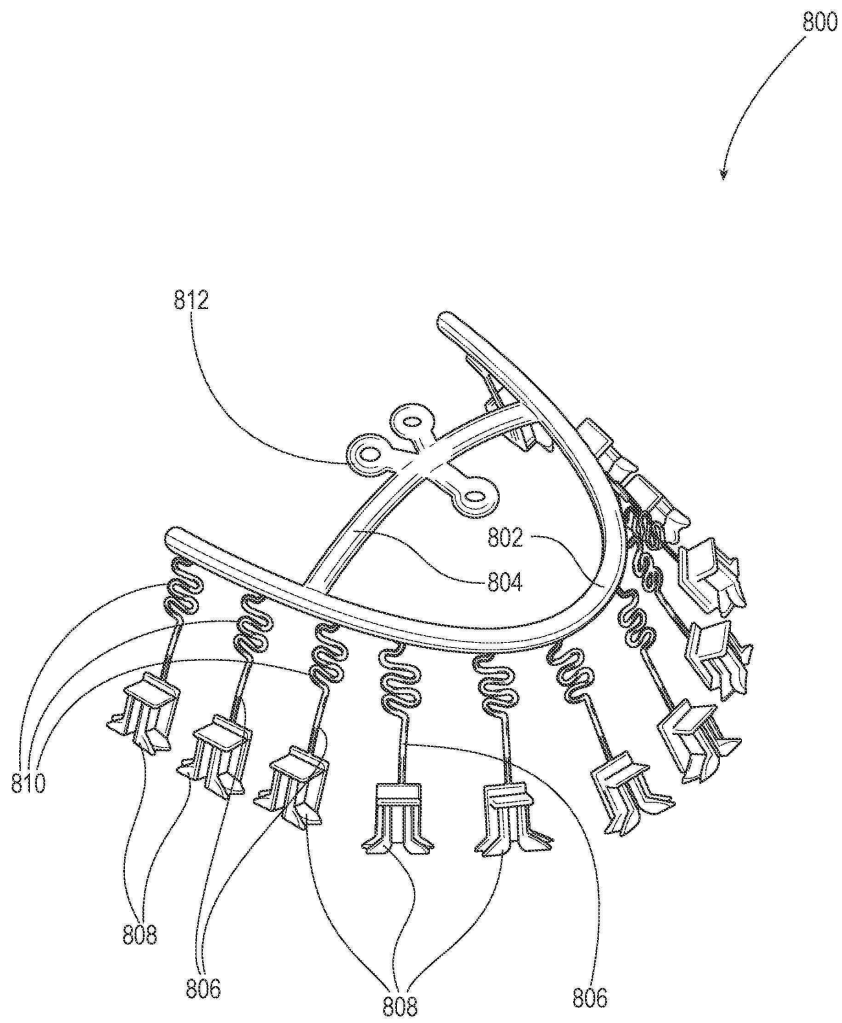
도면6



도면7

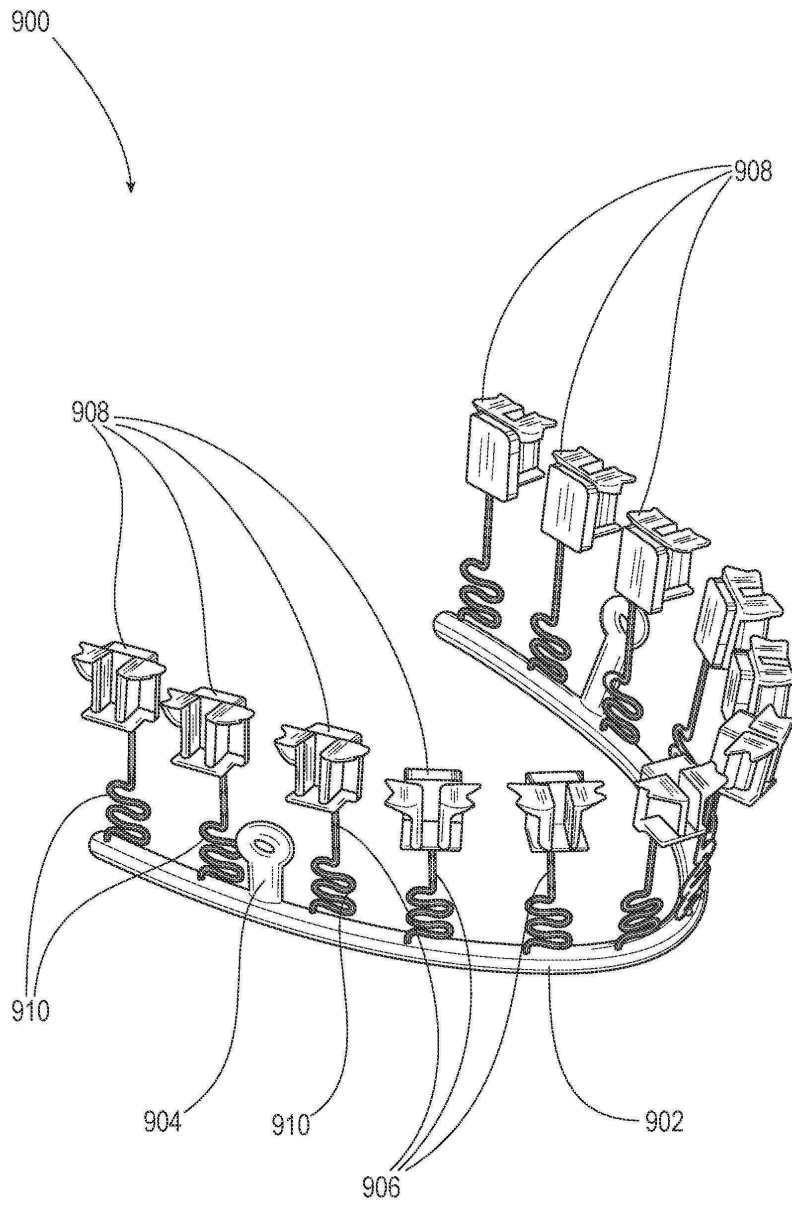


도면8

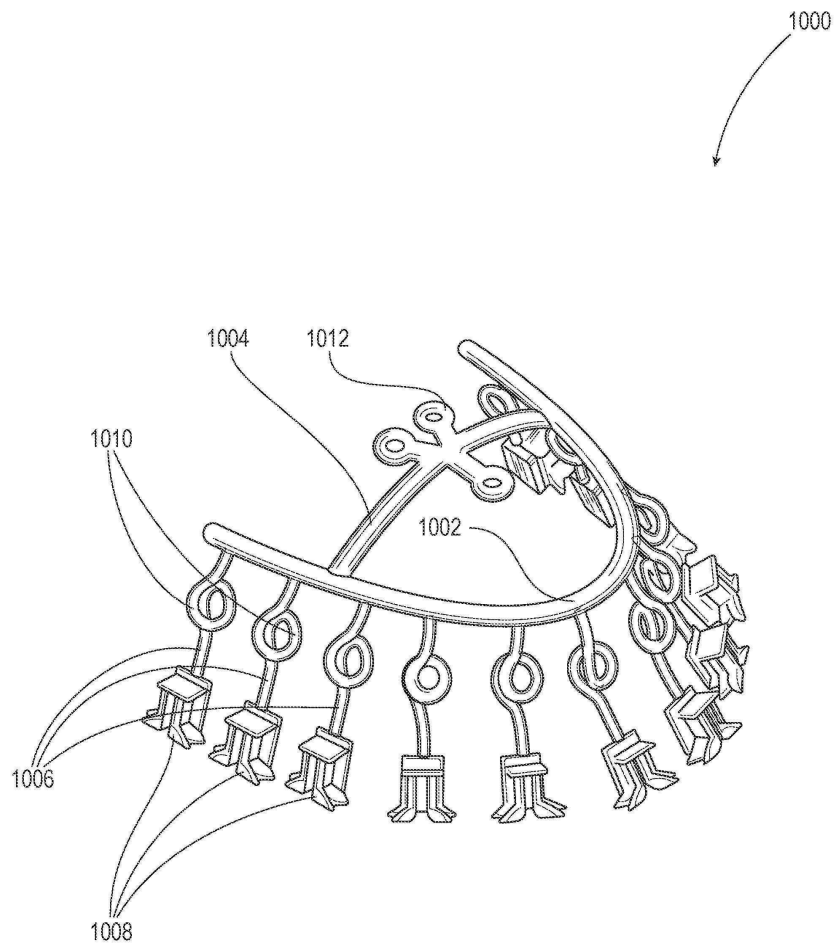




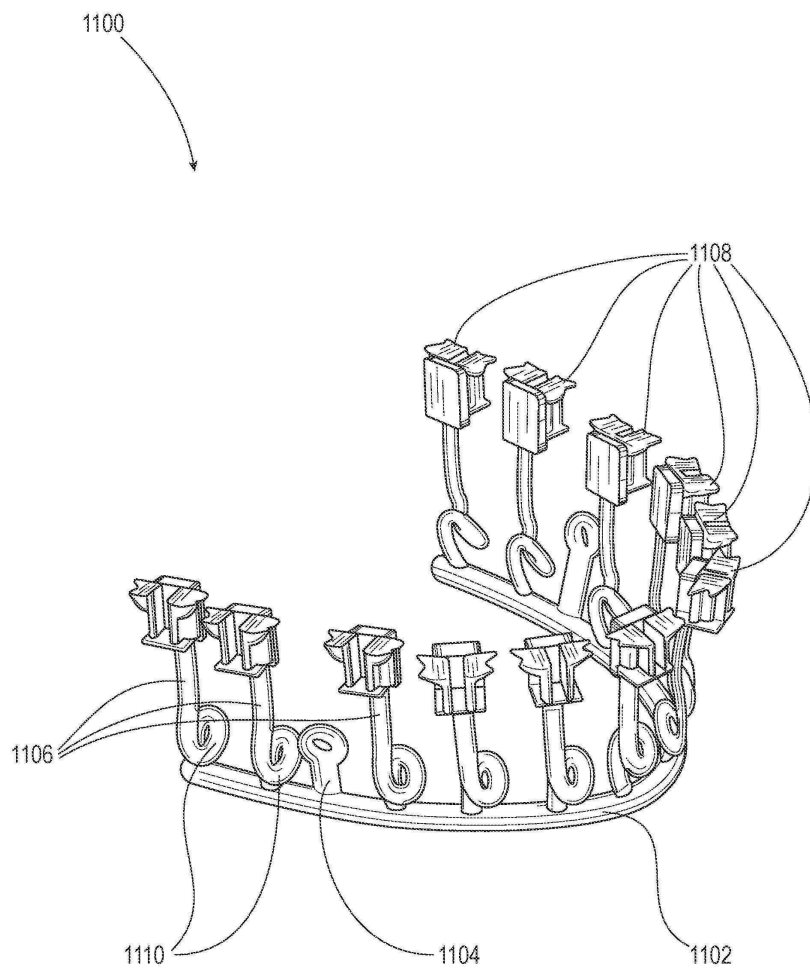
도면9



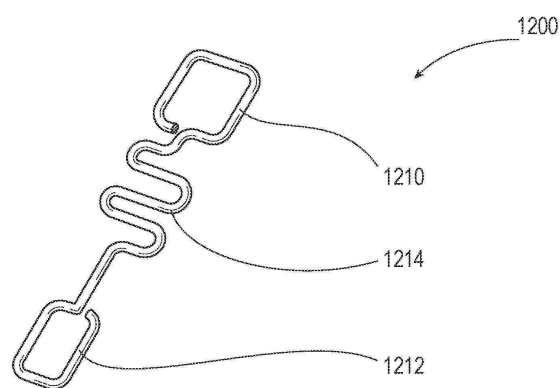
도면10



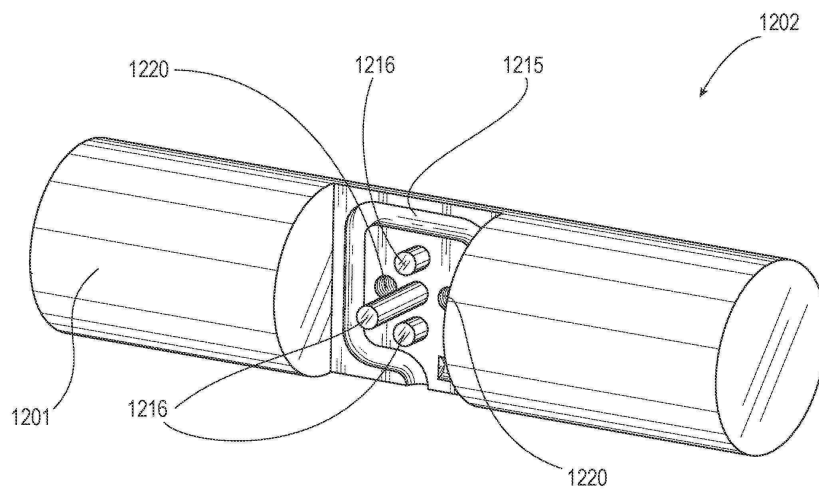
도면11



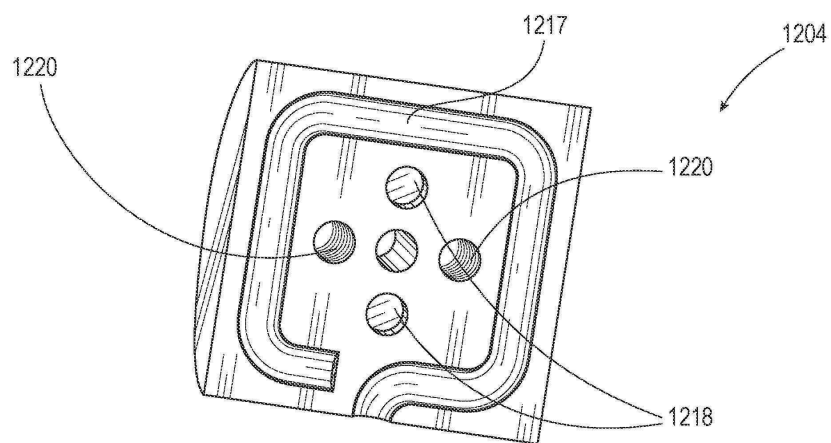
도면12a



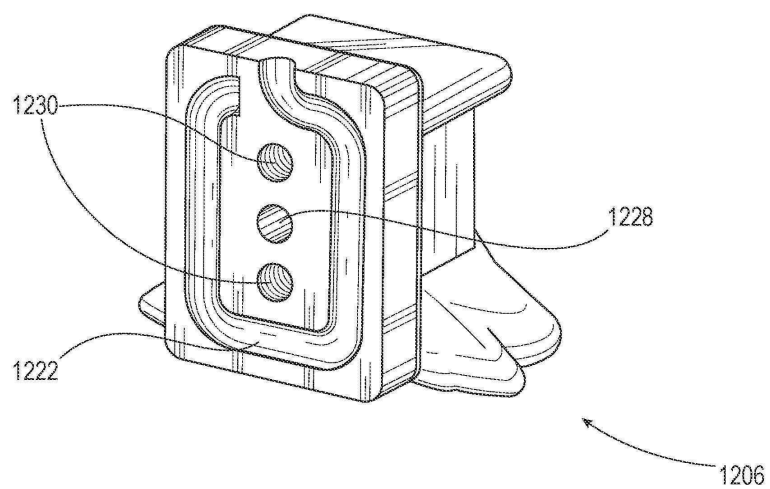
도면12b



도면12c

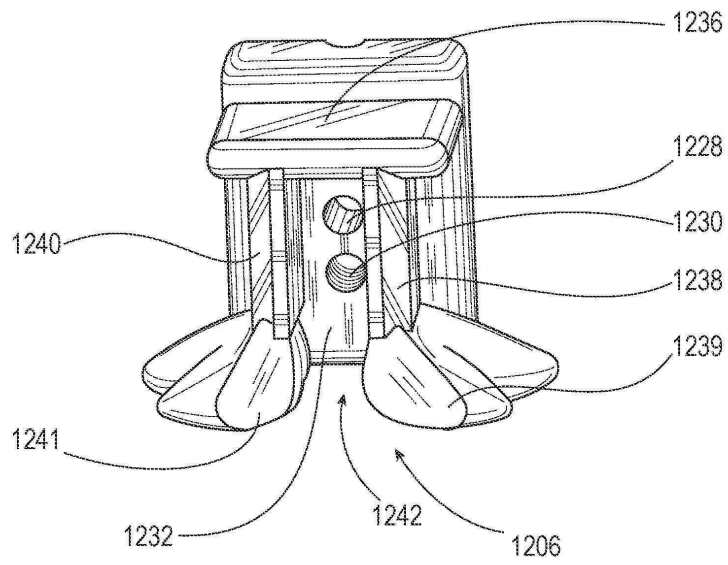


도면12d

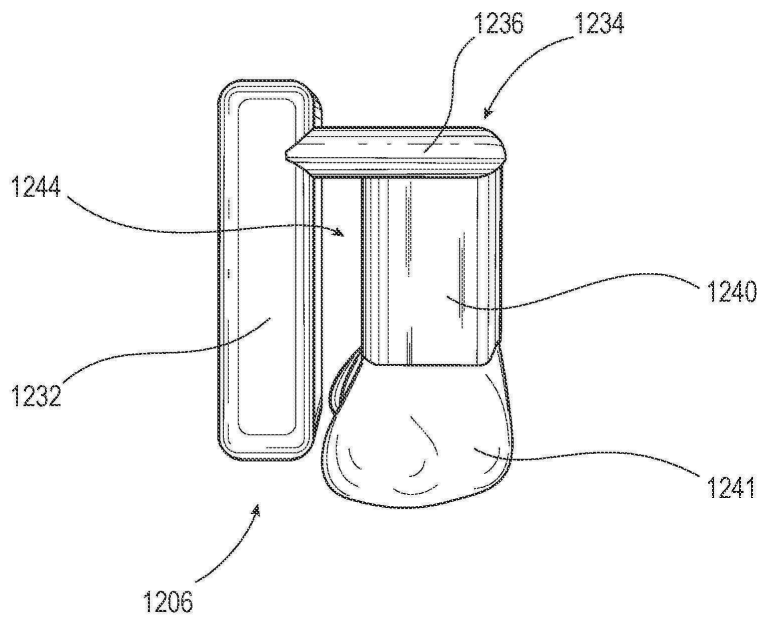




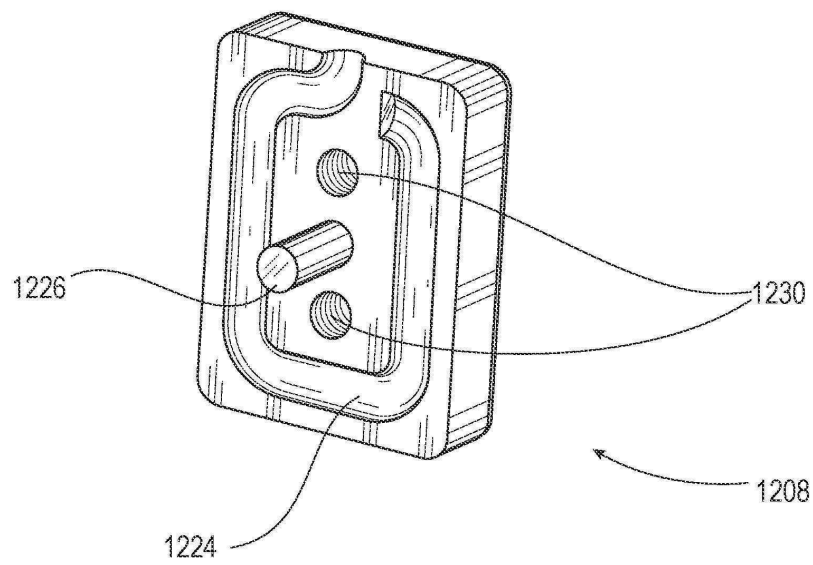
도면12e



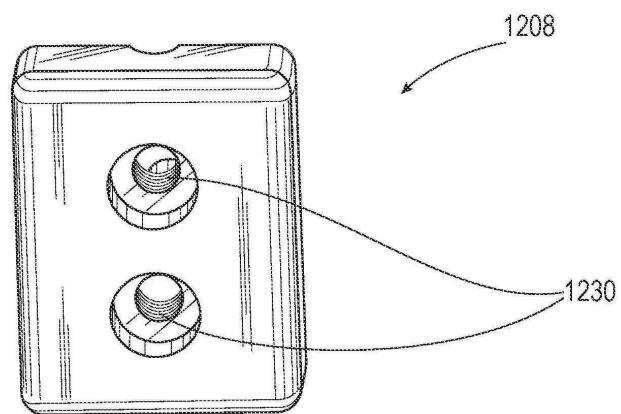
도면12f



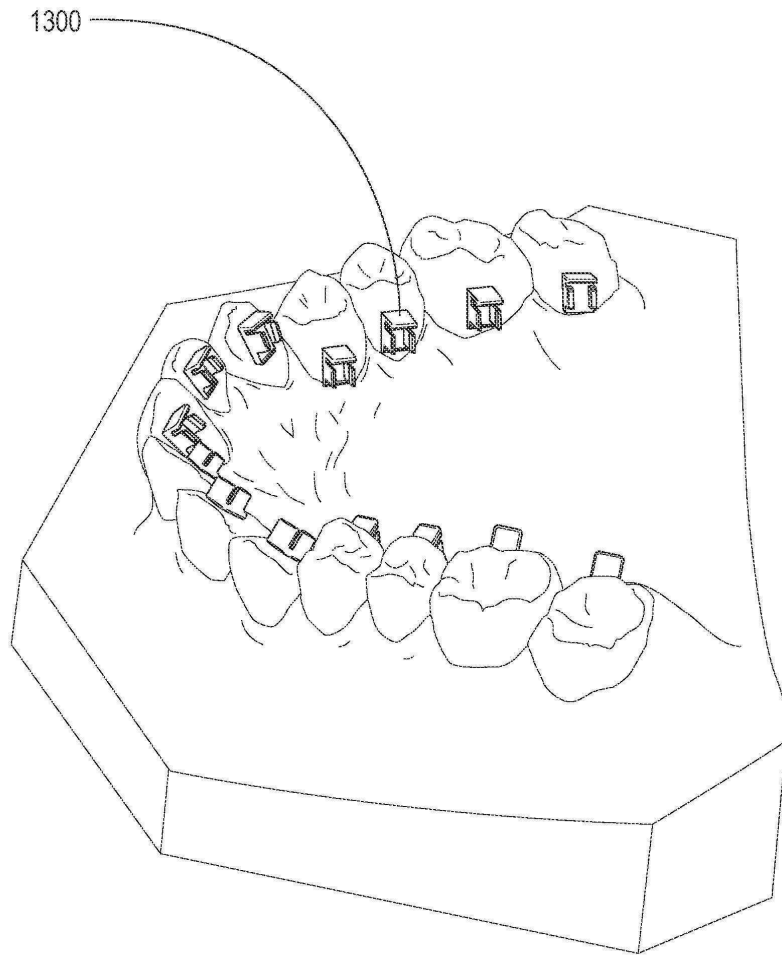
도면12g



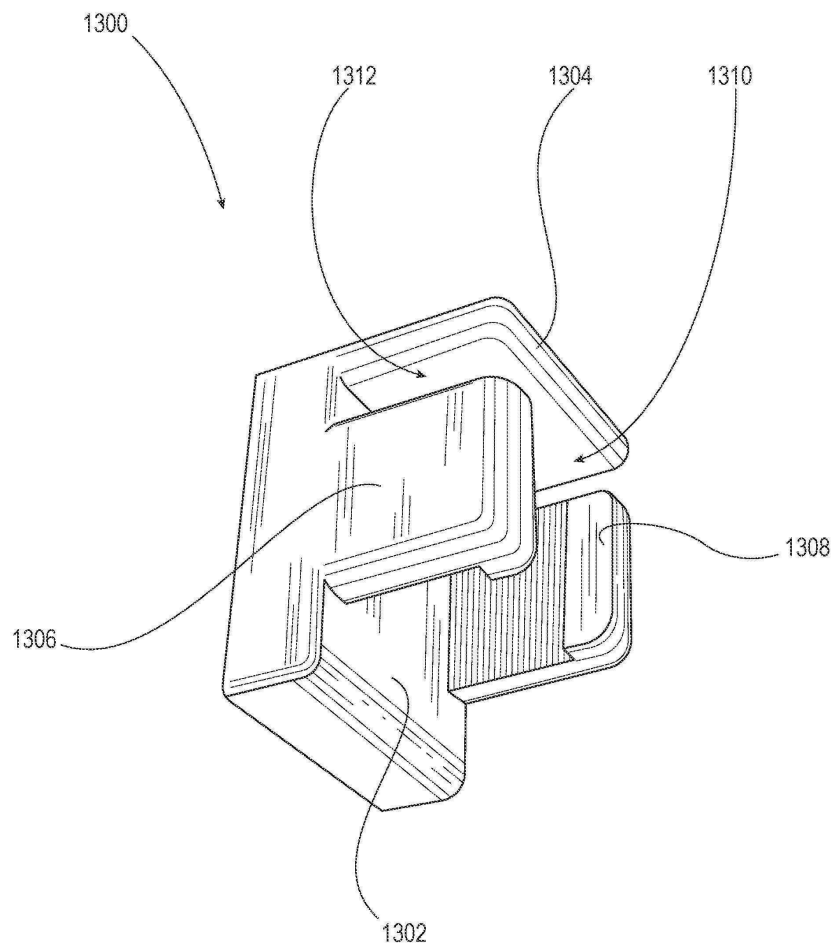
도면12h



도면13a

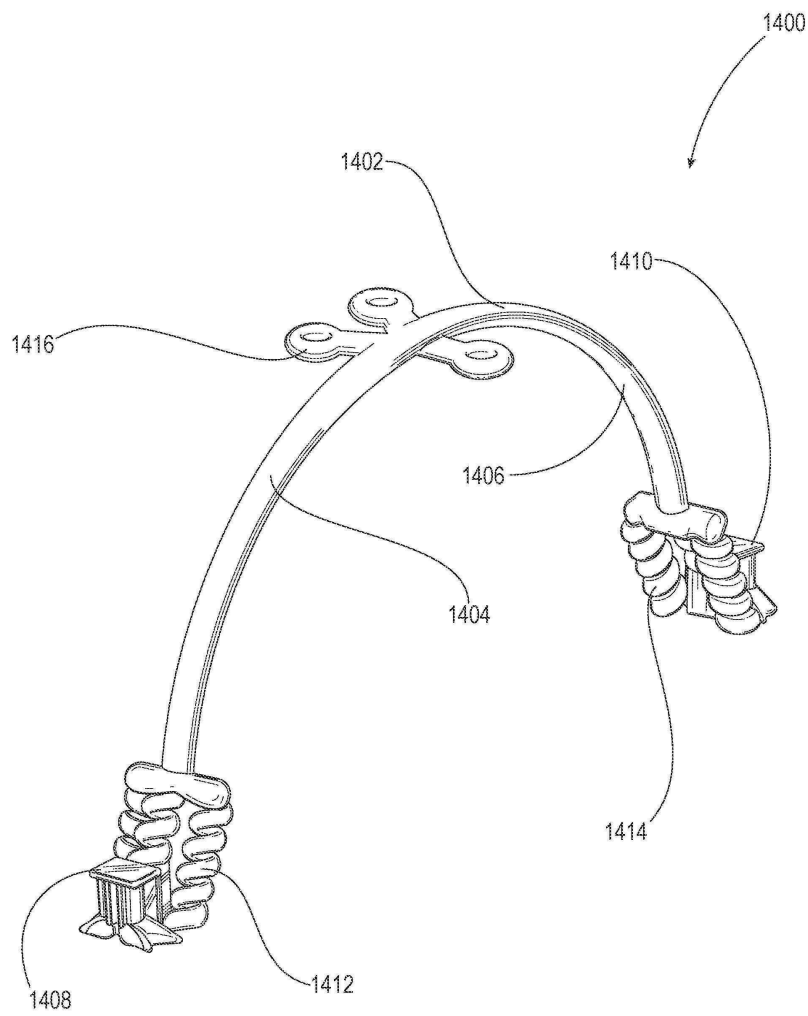


도면13b

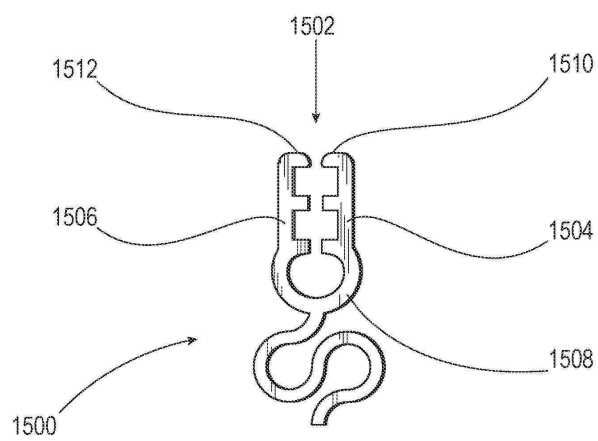




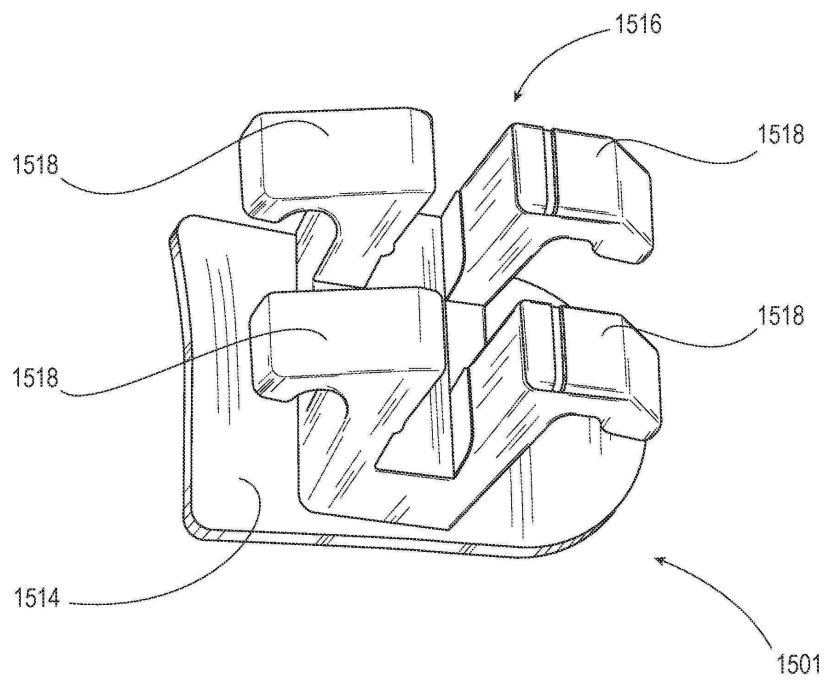
도면14



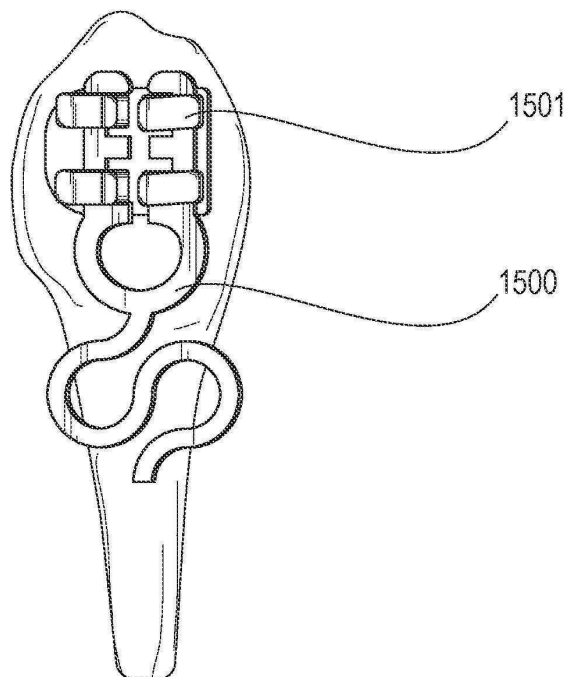
도면15a



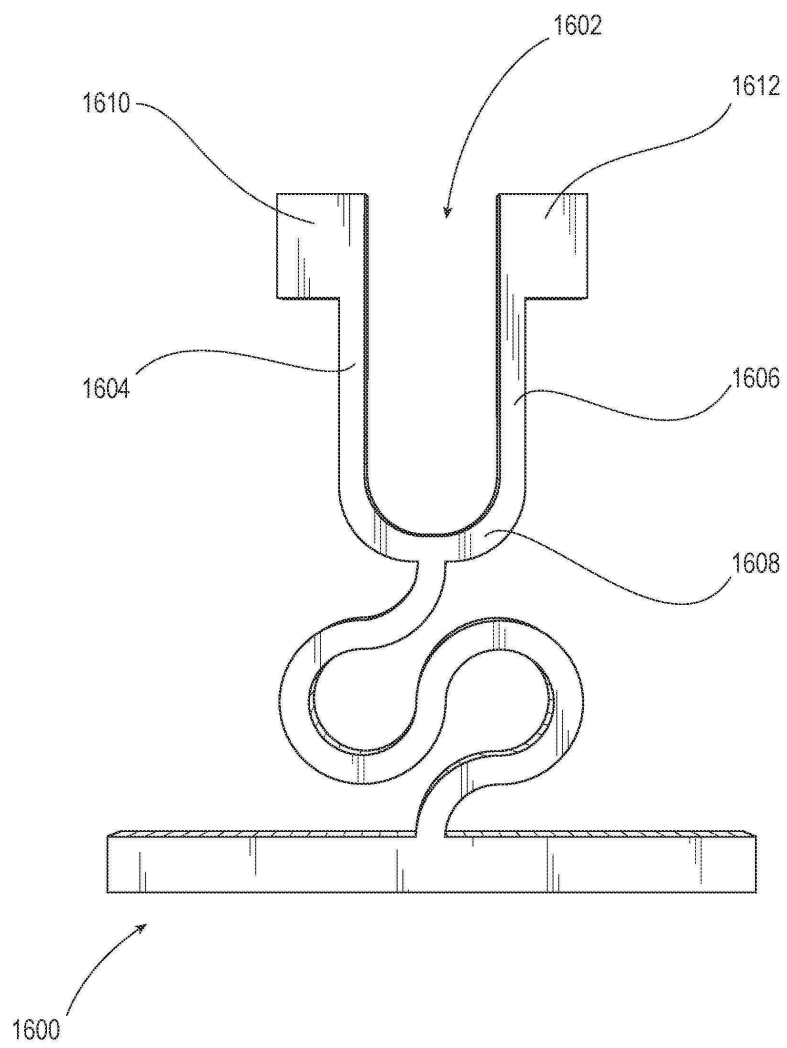
도면15b



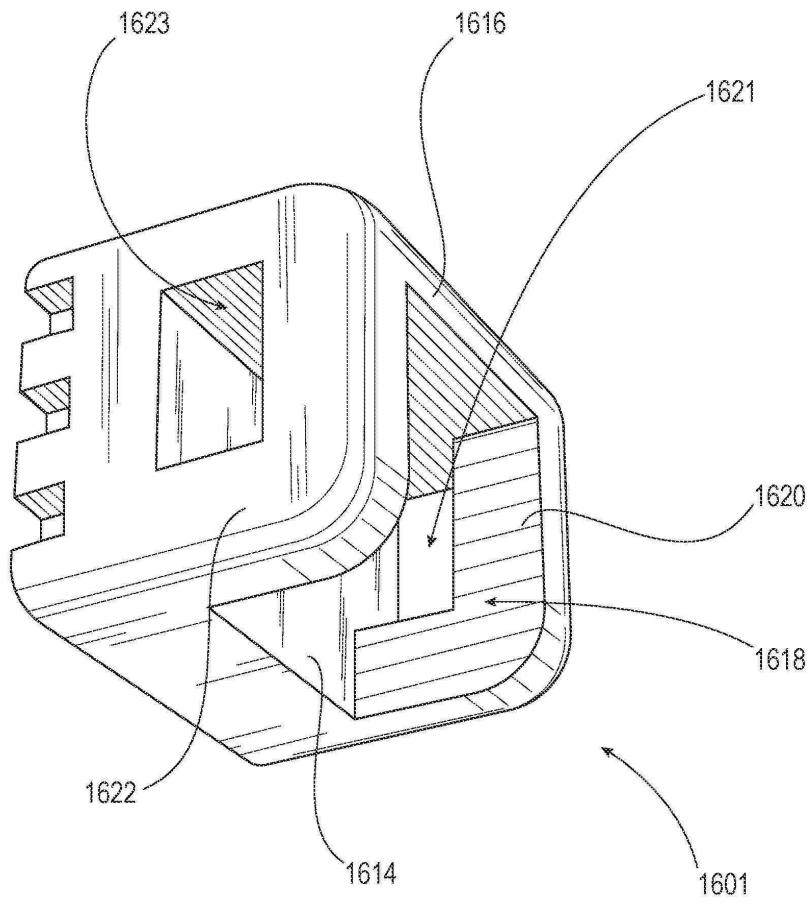
도면15c



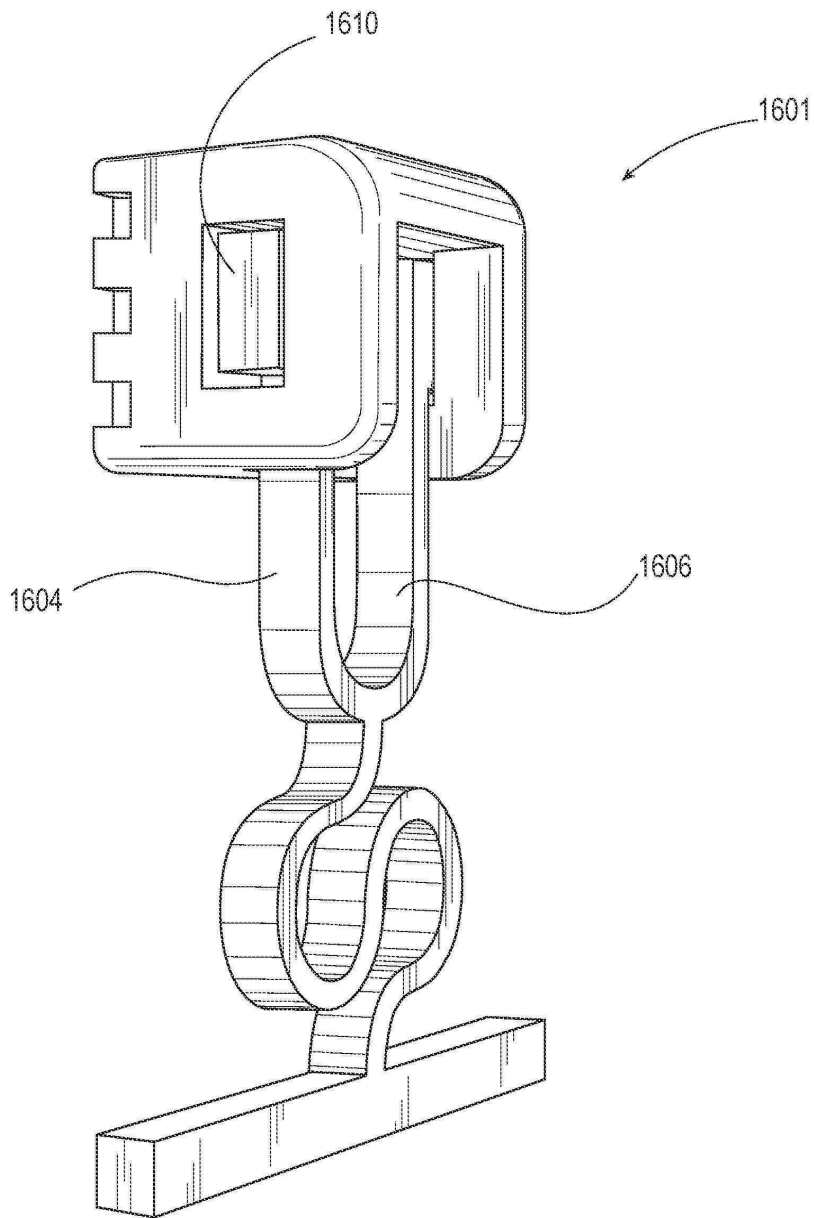
도면 16a



도면16b

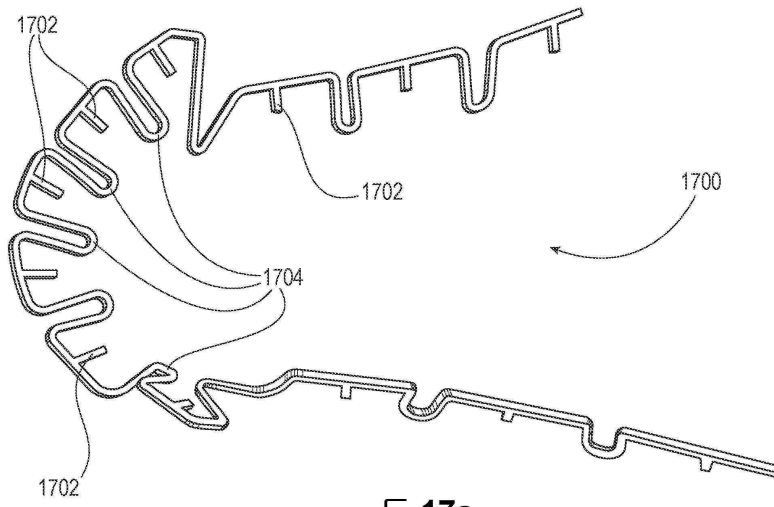


도면16c

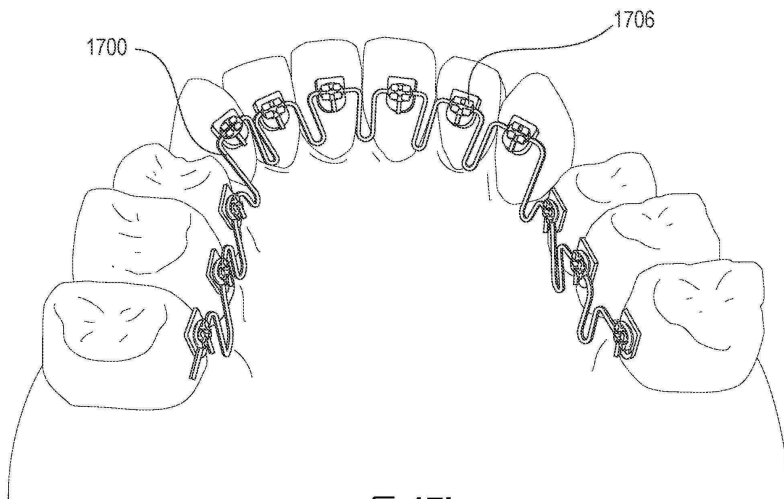




도면17

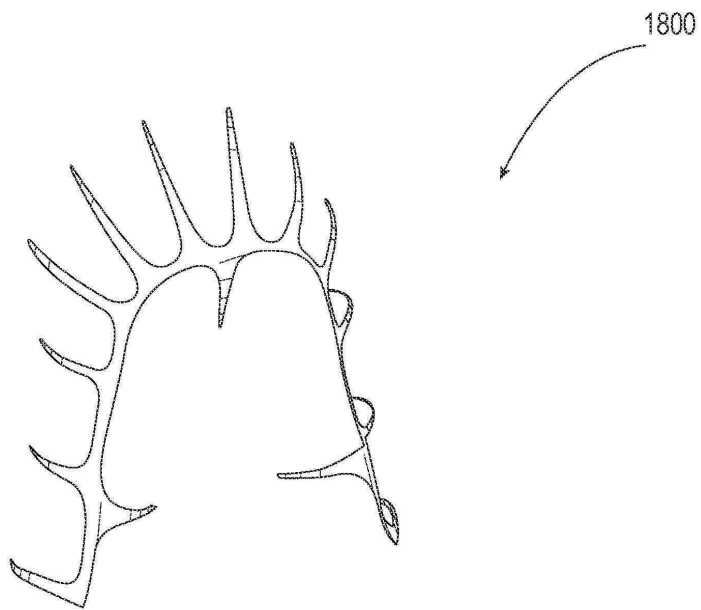


도 17a

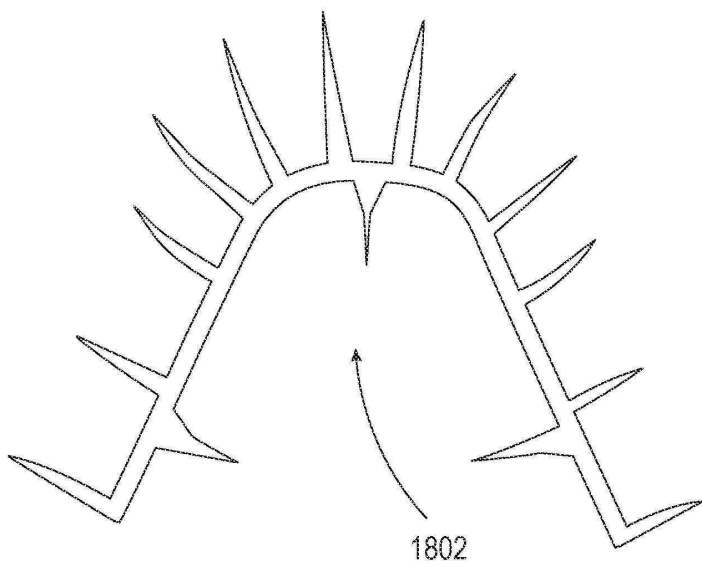


도 17b

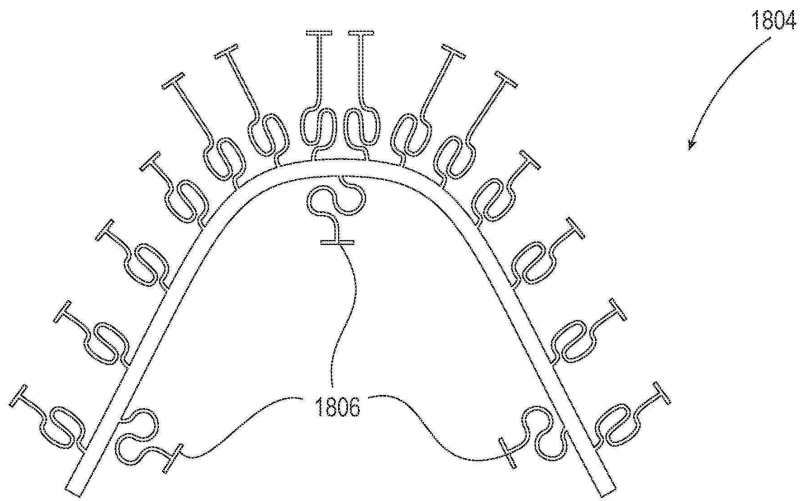
도면18a



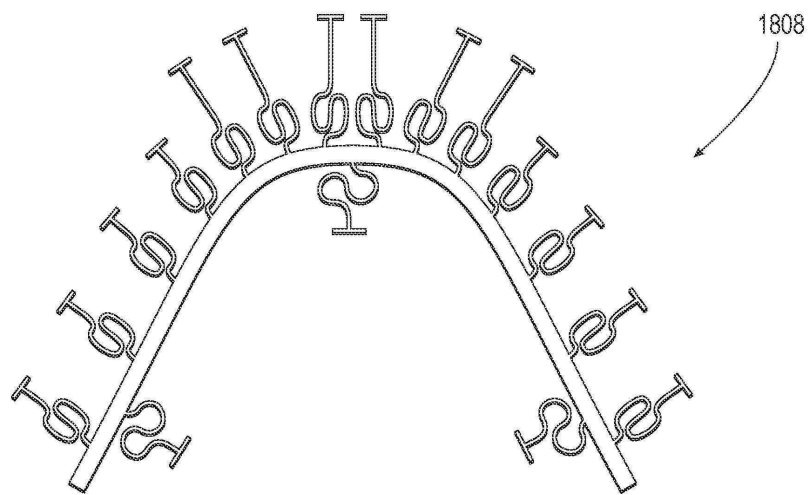
도면18b



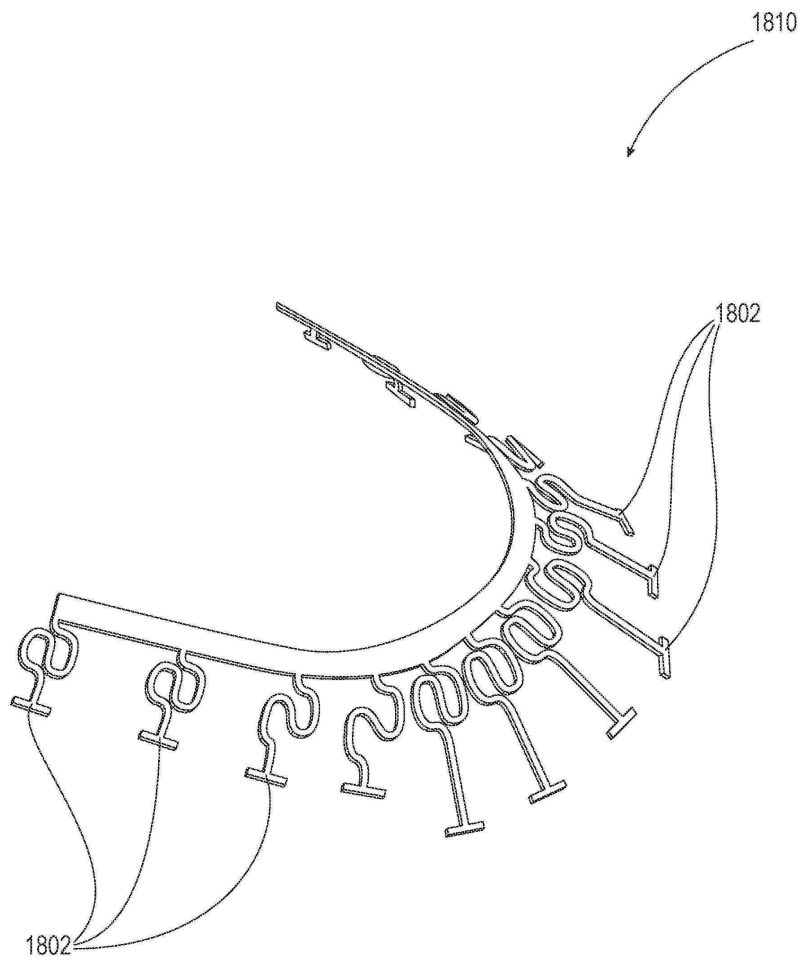
도면18c



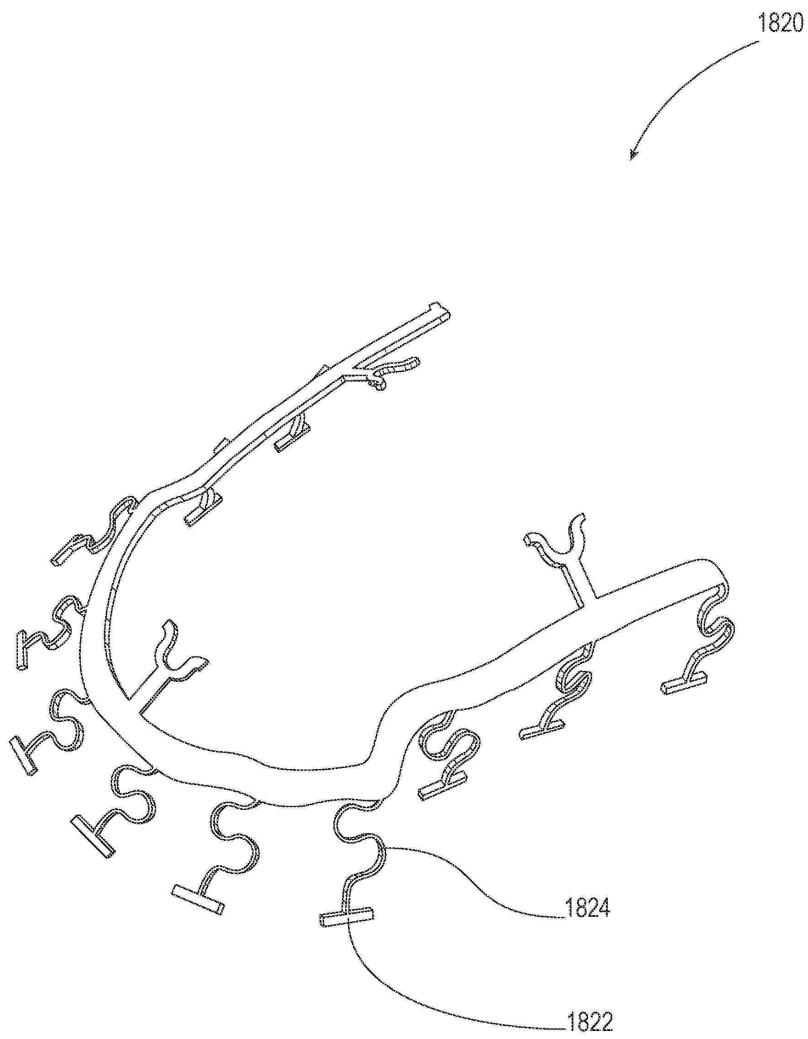
도면18d



도면18e

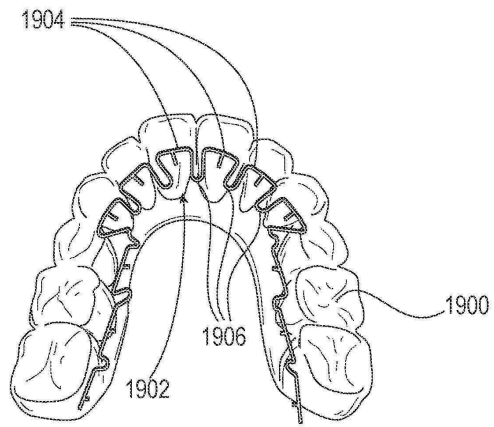


도면18f

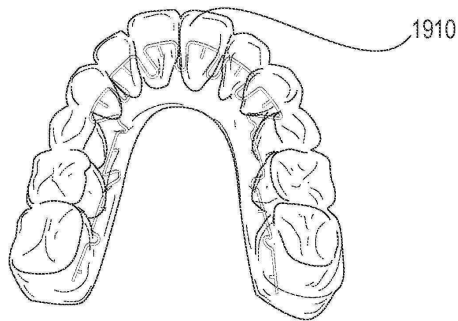




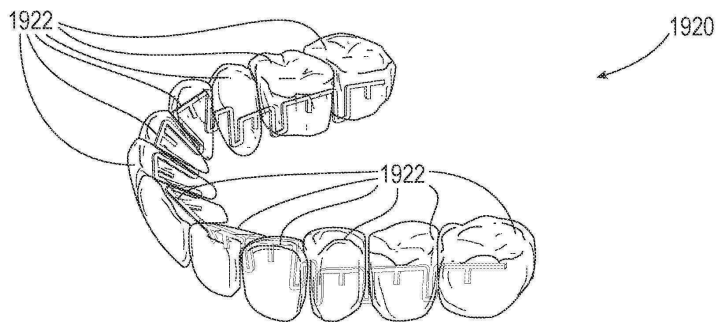
도면19



도 19a



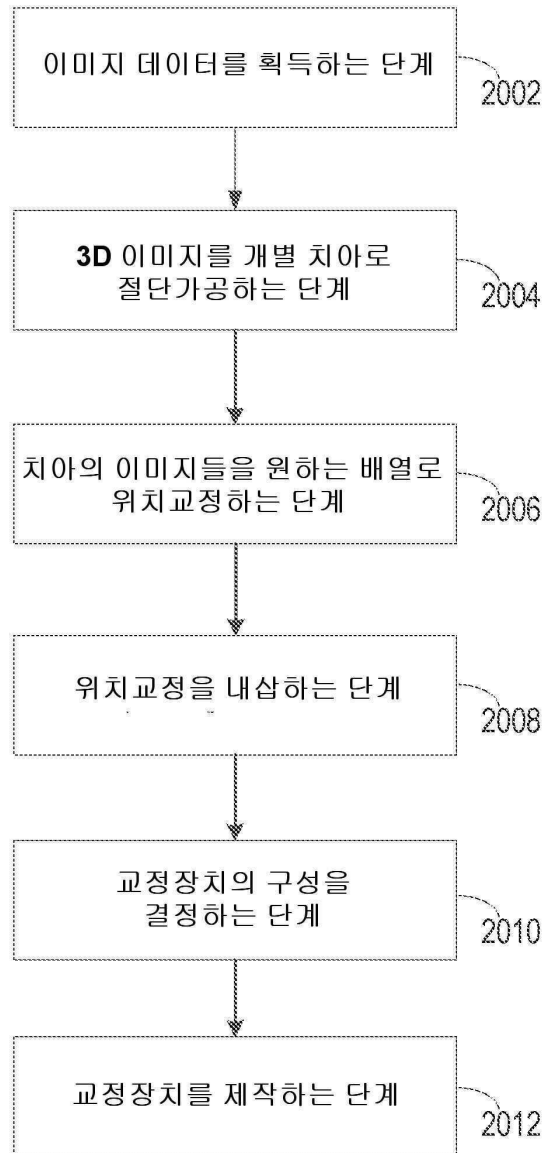
도 19b



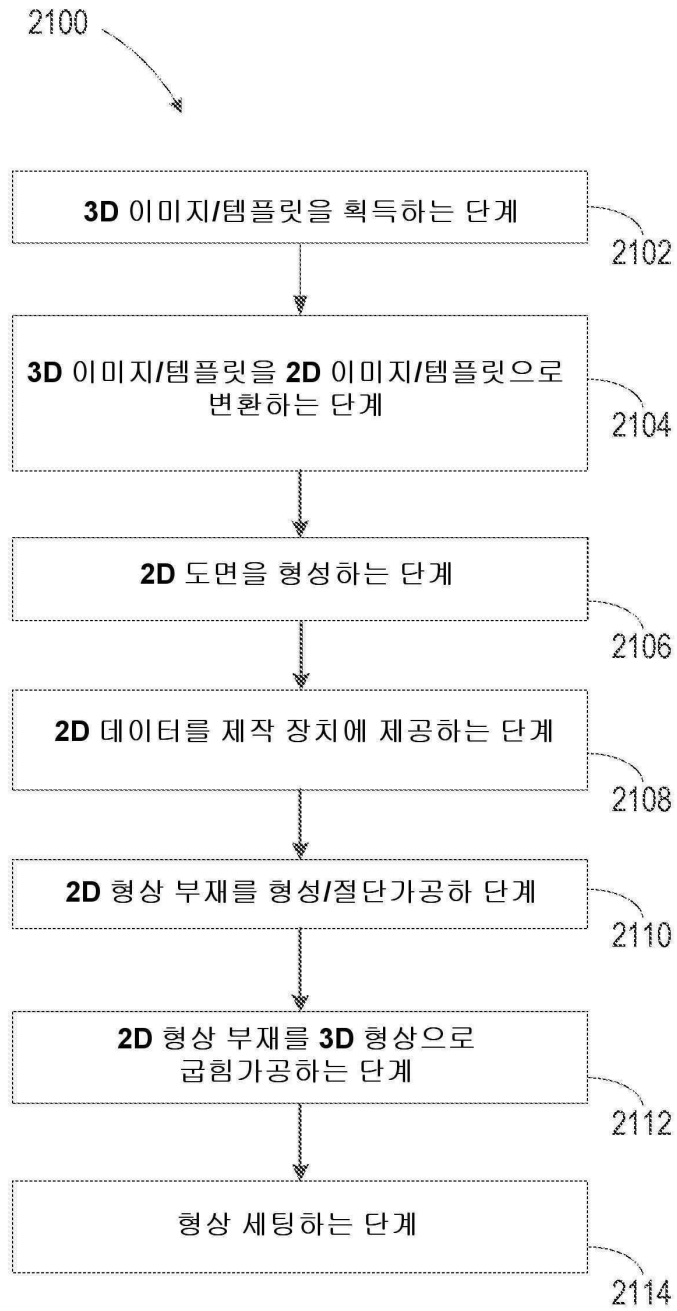
도 19c

도면20

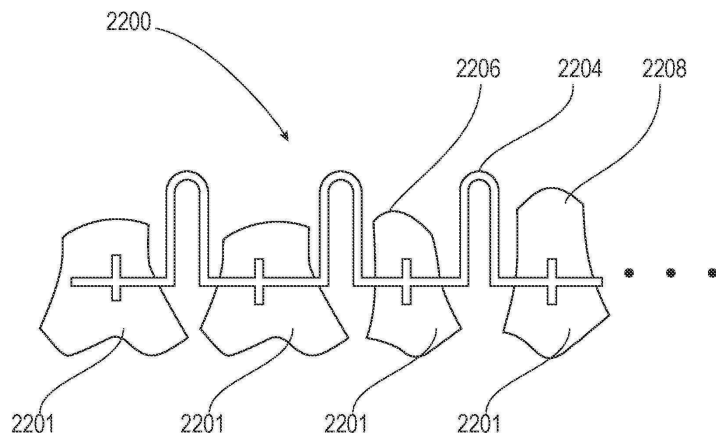
2000



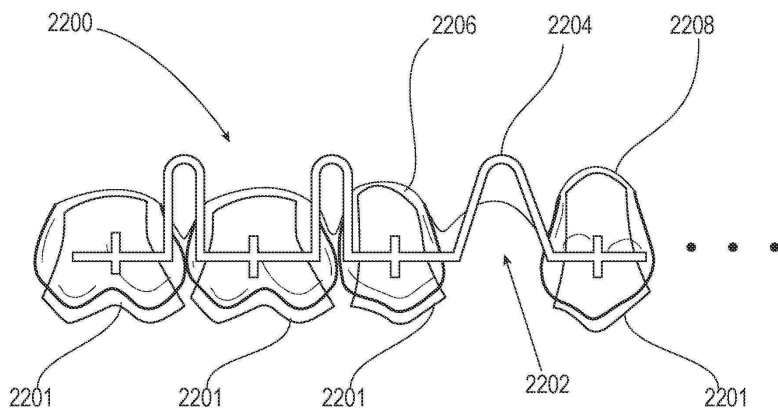
도면21



도면22

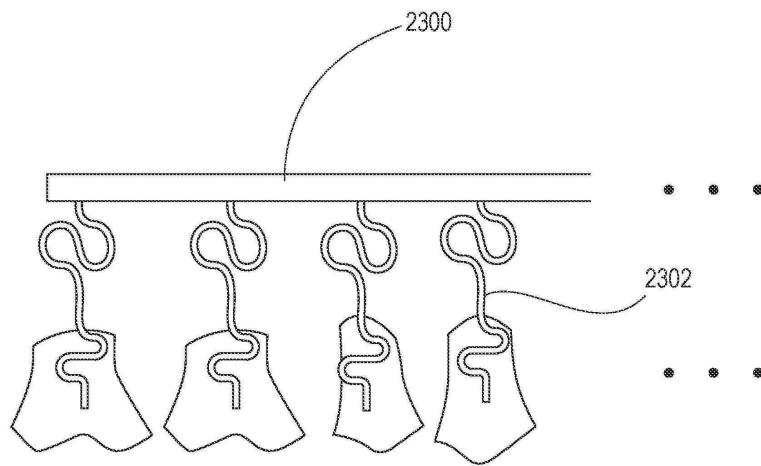


도 22a

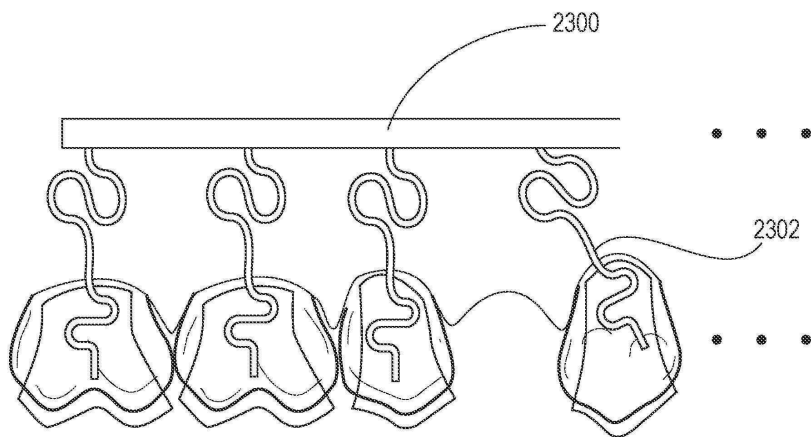


도 22b

도면23



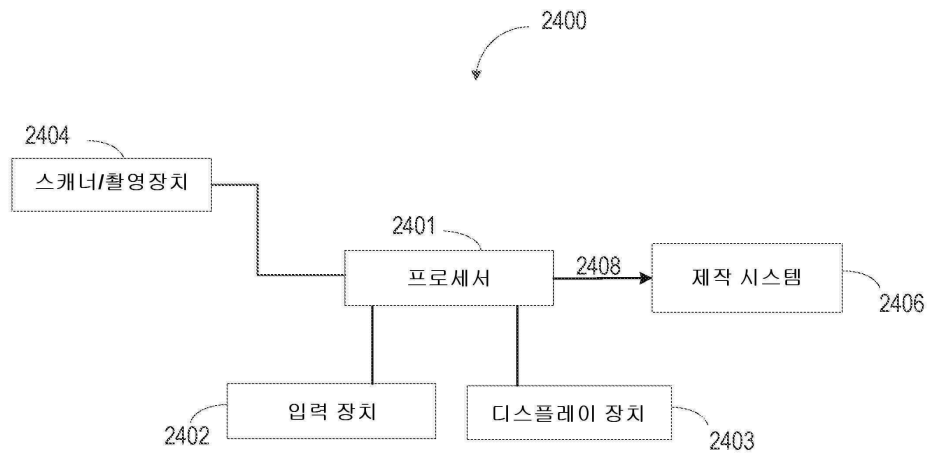
도 23a



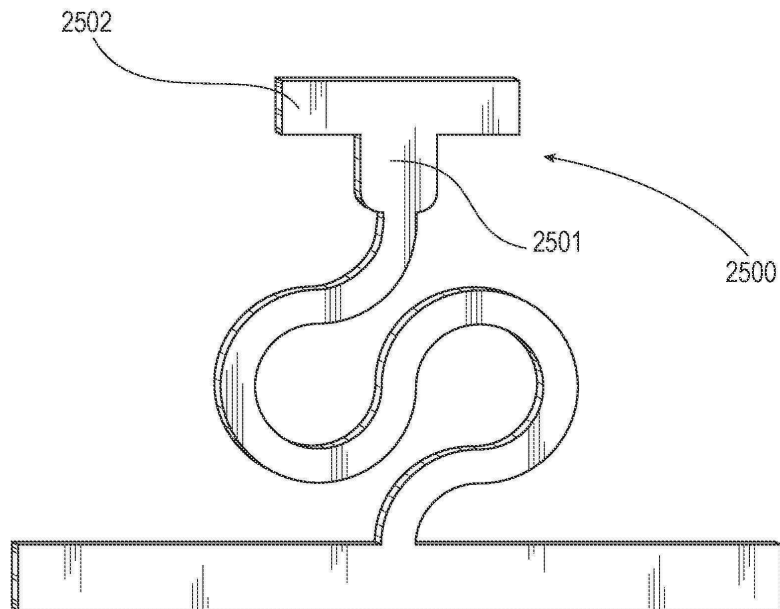
도 23b



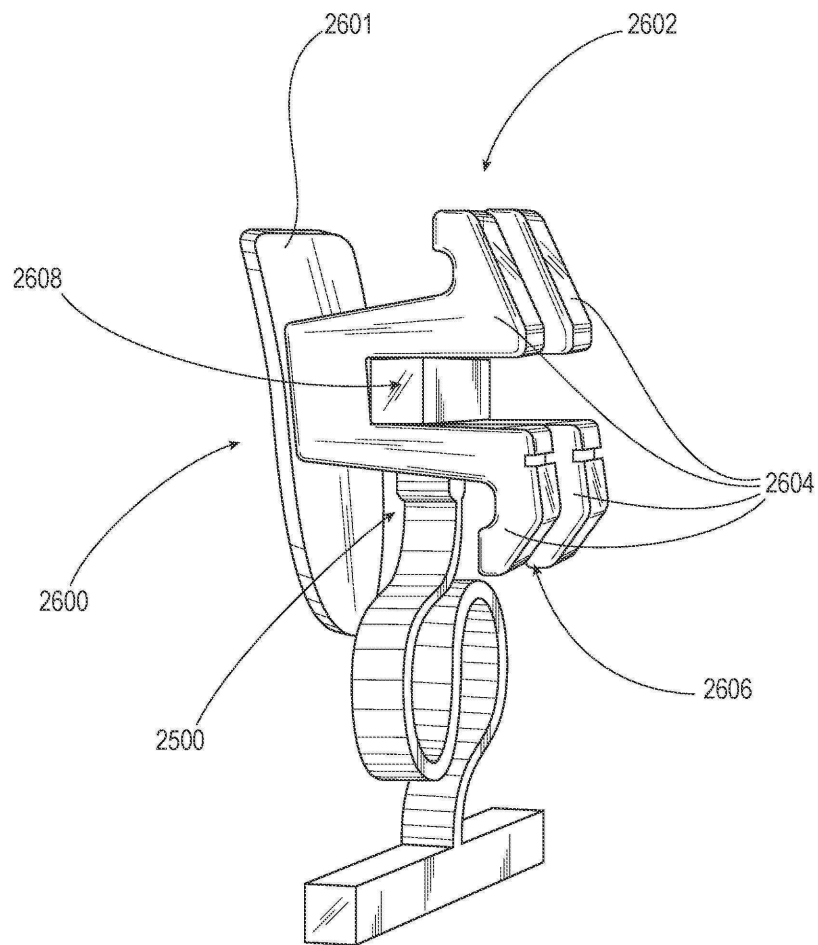
도면24



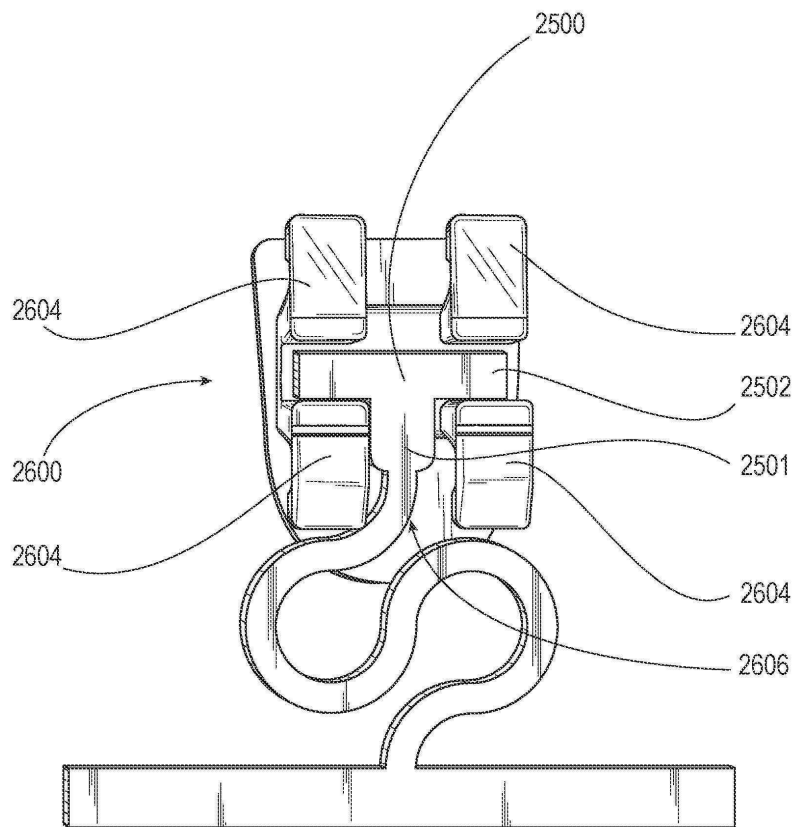
도면25



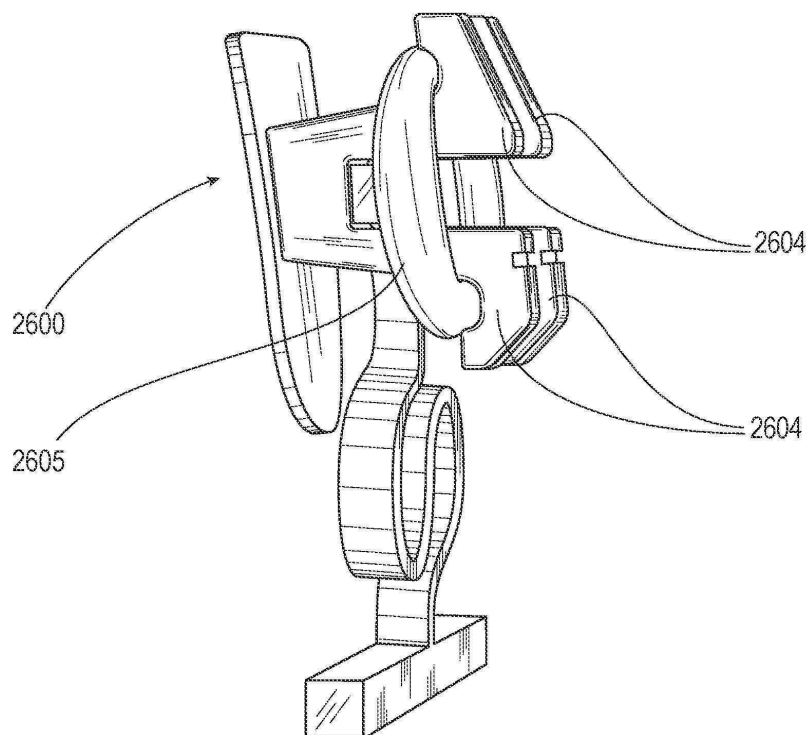
도면26a



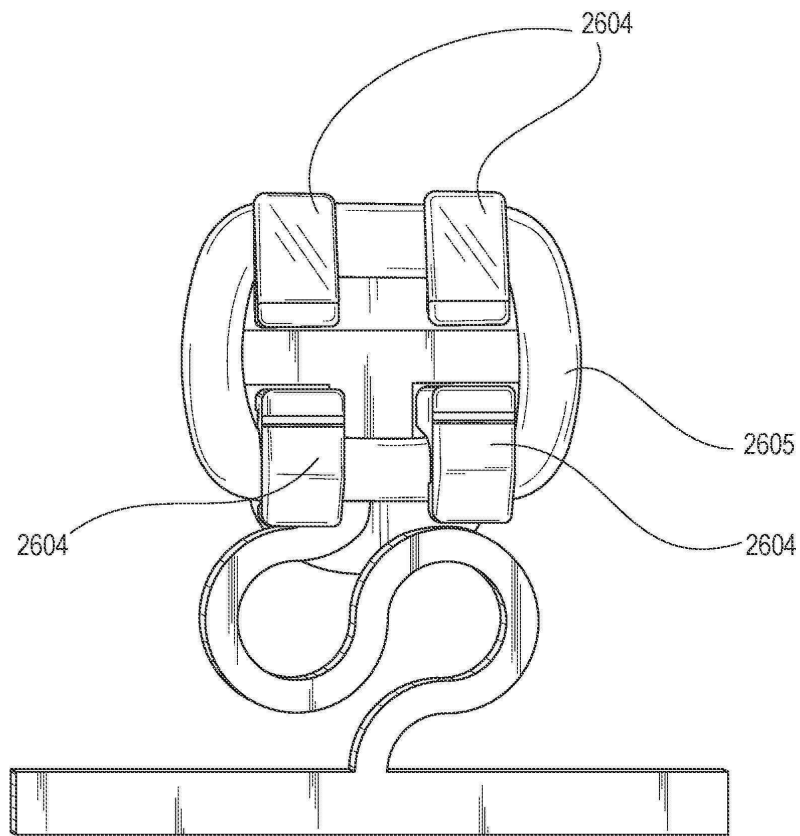
도면26b



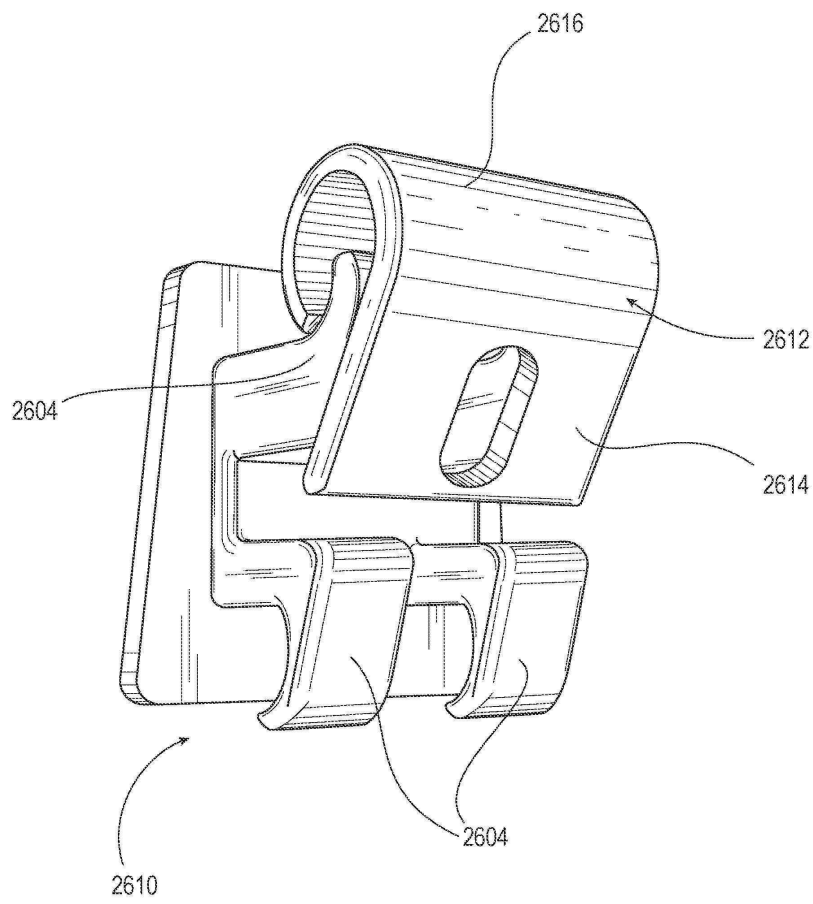
도면26c



도면26d

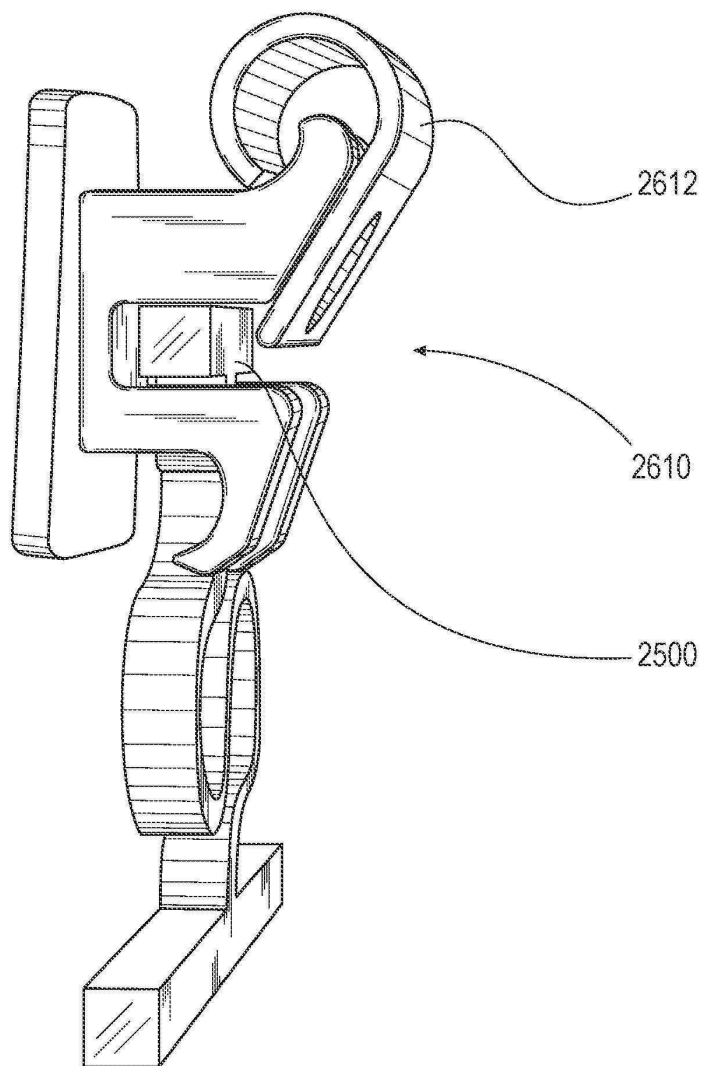


도면26e

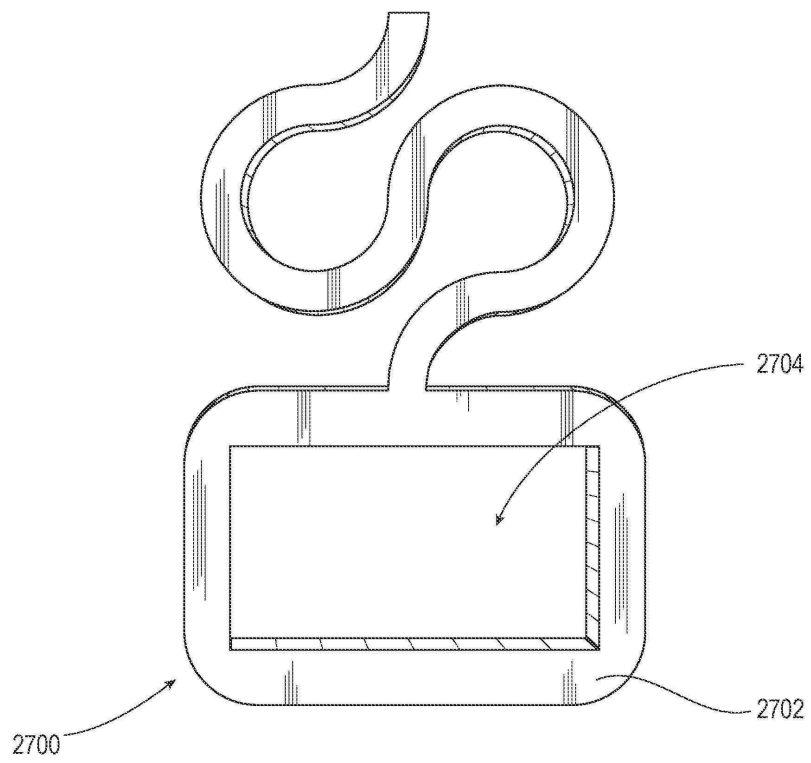




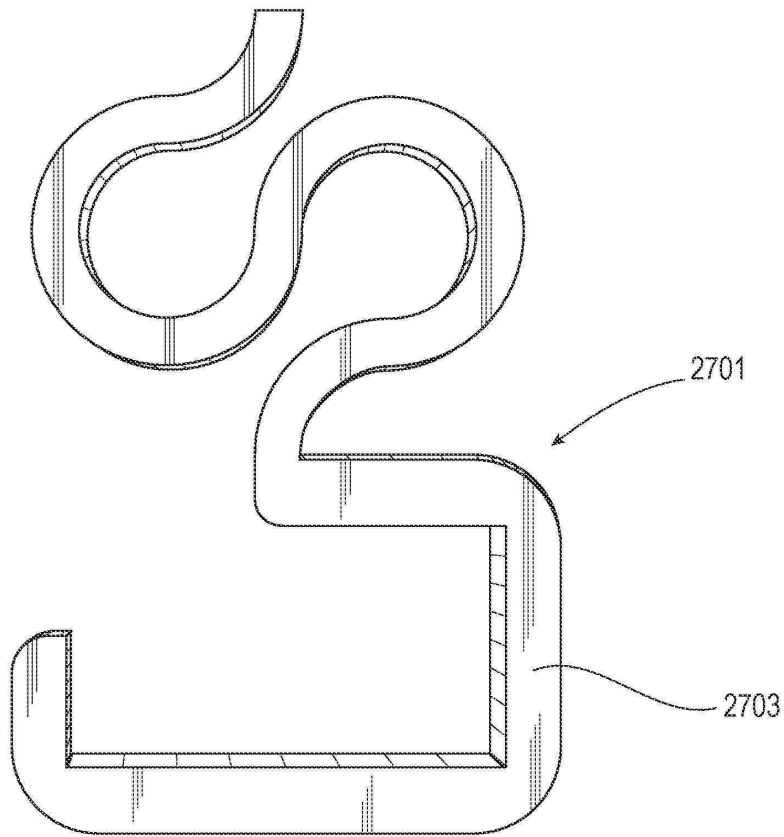
도면26f



도면27a



도면27b



도면28

