



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2020년03월31일
(11) 등록번호 10-2095618
(24) 등록일자 2020년03월25일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61C 7/36 (2006.01) A61C 7/00 (2006.01)
(52) CPC특허분류
A61C 7/36 (2013.01)
A61C 7/00 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2015-7026069
(22) 출원일자(국제) 2014년02월21일
심사청구일자 2019년01월11일
(85) 번역문제출일자 2015년09월22일
(65) 공개번호 10-2015-0123277
(43) 공개일자 2015년11월03일
(86) 국제출원번호 PCT/US2014/017797
(87) 국제공개번호 WO 2014/130870
국제공개일자 2014년08월28일
(30) 우선권주장
61/768,687 2013년02월25일 미국(US)
(56) 선행기술조사문헌
W02012018648 A1
(뒷면에 계속)

(73) 특허권자
울트라넨트 프로덕츠, 인코포레이티드
미합중국, 유타, 사우스 조단, 웨스트 10200 사우스 505
(72) 발명자
레드물 콜비 엠.
미국 84043 유타주 리하이 웨스트 3180 노스 #2 1627
우드 브이. 티모시
미국 84095 유타주 사우스 조단 사우스 2500 웨스트 9447
(74) 대리인
양영준

전체 청구항 수 : 총 32 항

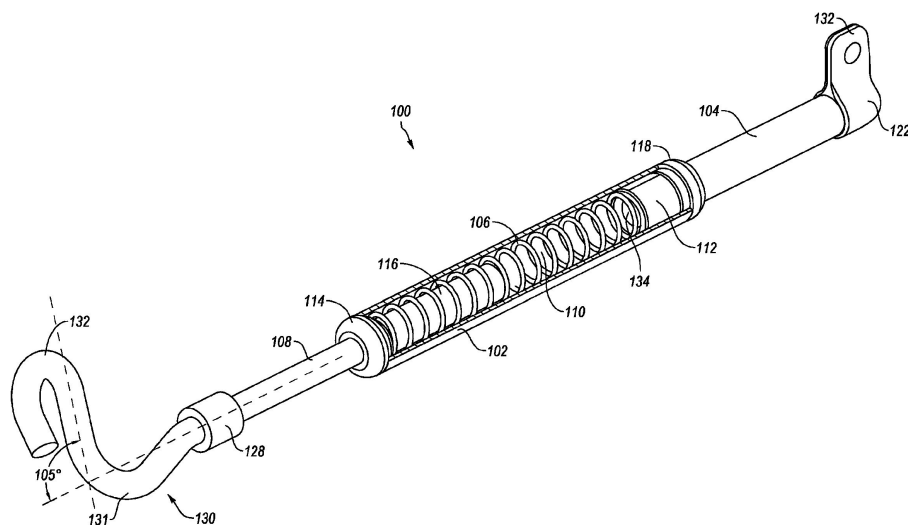
심사관 : 최성수

(54) 발명의 명칭 클래스 II 및 클래스 III 교정을 위한 치과 교정술 힘 모듈

(57) 요약

클래스 II 및/또는 클래스 III 부정교합을 교정하는데 있어서 이용하기 위한 치과 교정술 힘 모듈 및 조립체가 근위 단부와 원위 단부 사이에서 연장하는 세장형의 중공형 외측 본체, 플런저, 스프링, 및 푸시 막대를 포함한다. 플런저 및 푸시 막대가 중공형 외측 본체의 상이한 단부들 내에 활주 가능하게 수용된다. 스프링이 중공형 (뒷면에 계속)

대표도



외측 본체 내에 배치되고, 사용 중에, 힌 모듈 또는 조립체가 압축될 때(예를 들어, 턱을 닫을 때), 확장 힘을 제공한다. 확장 힘은 클래스 II 및/또는 클래스 III 부정교합을 교정하기 위한 희망하는 교정 힘을 제공한다. 사용 중에 구성요소가 삽통신축식으로 압축되고 연장되게 하기 위해서, 외측 본체, 플런저, 스프링 및 푸시 막대가 삽통신축식 관계로 구성될 수 있다. 원위 단부가 협측 관에 대한 부착을 위한 굽힘 가능 핀 또는 래치 메커니즘을 포함할 수 있다. 푸시 막대가 악궁 와이어에 대한 부착을 위한 후크, 홀, 또는 슬롯을 포함할 수 있다. 치과 교정술 힌 모듈을 어금니 브래킷의 협측 관 부분에 커플링시키기 위한 여러 가지 연결부가 또한 개시된다.

(56) 선행기술조사문헌

US20110300502 A1
 US20080020339 A1
 US20030232301 A1
 US20020025502 A1
 US06322357 B1
 KR1020120131634 A
 KR1020090077067 A
 KR1020060099554 A
 KR1020050115152 A
 KR1020030047634 A
 JP2013502272 A
 JP2012523913 A
 JP2002512074 A

명세서

청구범위

청구항 1

치과 교정술 힘 모듈 조립체이며:

근위 단부와 원위 단부 사이에서 연장하는 중공형 내측부, 근위 단부에 위치되는 근위 개구부, 및 원위 단부에 위치되는 원위 개구부를 가지는 외측 본체;

외측 본체의 원위 개구부 및 중공형 내측부를 통해서 활주식으로 배치될 수 있는 플런저로서, 사용 중에, 적어도 플런저의 근위 단부가 외측 본체의 중공형 내측부 내에 배치되는, 플런저;

외측 본체의 중공형 내측부 내에 배치될 수 있는 스프링으로서, 사용 중에, 플런저에 대해서 지탱되도록 그리고 외측 본체에 대한 플런저의 근위 이동을 저지하도록 구성되는, 스프링;

외측 본체의 근위 개구부 및 중공형 내측부를 통해서 활주식으로 배치될 수 있는 푸시 막대로서, 사용 중에, 적어도 푸시 막대의 원위 단부가 외측 본체의 중공형 내측부 내에 배치되는, 푸시 막대; 및

사용 중에 외측 본체에 대한 푸시 막대의 원위 이동을 제한하는, 푸시 막대 상에 배치된 멈춤쇠를 포함하고,

사용 중에 푸시 막대가 외측 본체의 중공형 내측부를 통해서 미리 결정된 거리로 활주식으로 전진되었을 때, 외측 본체에 대한 플런저의 근위 이동이, 플런저를 외측 본체에 대해서 원위적으로 압박하는 상쇄 힘을 제공하는, 스프링의 압축을 유발하도록 외측 본체, 플런저, 스프링, 푸시 막대, 및 멈춤쇠가 협력하는, 치과 교정술 힘 모듈 조립체.

청구항 2

치과 교정술 힘 모듈이며:

근위 단부와 원위 단부 사이에서 연장하는 중공형 내측부, 근위 단부에 위치되는 근위 개구부, 및 원위 단부에 위치되는 원위 개구부를 가지는 외측 본체;

외측 본체의 원위 개구부 및 중공형 내측부를 통해서 적어도 부분적으로 활주식으로 배치되는 플런저;

외측 본체의 중공형 내측부 내에 배치되는 스프링으로서, 사용 중에, 스프링이 플런저에 대해서 지탱되고 외측 본체에 대한 플런저의 원위 이동을 저지하는, 스프링;

외측 본체의 근위 개구부 및 중공형 내측부를 통해서 활주식으로 배치될 수 있는 푸시 막대로서, 사용 중에, 적어도 푸시 막대의 원위 단부가 외측 본체의 중공형 내측부 내에 배치되는, 푸시 막대; 및

사용 중에 외측 본체에 대한 푸시 막대의 원위 이동을 제한하는, 푸시 막대 상에 배치된 멈춤쇠를 포함하고,

사용 중에 푸시 막대가 외측 본체의 중공형 내측부를 통해서 미리 결정된 거리로 활주식으로 전진되었을 때, 외측 본체에 대한 플런저의 근위 이동이, 플런저를 외측 본체에 대해서 원위적으로 압박하는 상쇄 힘을 제공하는, 스프링의 압축을 유발하도록 외측 본체, 플런저, 스프링, 푸시 막대, 및 멈춤쇠가 협력하는, 치과 교정술 힘 모듈.

청구항 3

제1항에 있어서,

푸시 막대가 스프링의 축방향 통로를 통해서 활주식으로 배치될 수 있도록 하는 직경을 가지는, 치과 교정술 힘 모듈 조립체.

청구항 4

제3항에 있어서,

플런저는, 스프링이 압축될 때, 푸시 막대의 일부를 활주식으로 수용하도록 구성된 축방향 통로를 가지는, 치과

교정술 힘 모듈 조립체.

청구항 5

제4항에 있어서,

외측 본체, 플런저, 스프링, 및 푸시 막대가 사용 중에 삼통신축식 배열을 형성하는, 치과 교정술 힘 모듈 조립체.

청구항 6

제1항에 있어서,

외측 본체의 원위 단부에 위치되는 원위 단부 캡 및 외측 본체의 근위 단부에 위치되는 근위 단부 캡을 더 포함하고, 원위 및 근위 단부 캡이 사용 중에 외측 본체의 중공형 내측부 내에서 스프링을 구속하는, 치과 교정술 힘 모듈 조립체.

청구항 7

제6항에 있어서,

플런저가 확대된 근위 단부를 더 포함하고, 원위 단부 캡이, 플런저의 확대된 근위 단부 보다 작은 원위 통로를 제공하고, 그에 따라 사용 중에 외측 본체의 중공형 내측부 내에서 플런저의 확대된 근위 단부를 구속하는 한편, 플런저의 나머지 부분이 원위 단부 캡의 원위 통로를 통해서 활주 가능하게 이동할 수 있게 허용하는, 치과 교정술 힘 모듈 조립체.

청구항 8

제6항에 있어서,

근위 단부 캡이, 푸시 막대 상의 멈춤쇠보다 더 작은 근위 통로를 제공하고, 그에 따라 멈춤쇠가 근위 통로를 통과하는 것을 방지하는 한편, 푸시 막대의 나머지 부분이 근위 단부 캡의 근위 통로를 통해서 활주 가능하게 이동할 수 있게 허용하는, 치과 교정술 힘 모듈 조립체.

청구항 9

제8항에 있어서,

근위 단부 캡이, 스프링의 축방향 통로를 통해서 배치될 수 있는 중공원 원위 연장부를 더 포함하는, 치과 교정술 힘 모듈 조립체.

청구항 10

제1항에 있어서,

브래킷 및/또는 악궁 와이어에 대한 부착을 위해서 플런저의 원위 단부에 또는 그 근처에 위치되는 원위 부착 수단 및 악궁 와이어 및/또는 브래킷에 대한 부착을 위해서 푸시 막대의 근위 단부에 또는 그 근처에 배치되는 근위 부착 수단을 더 포함하는, 치과 교정술 힘 모듈 조립체.

청구항 11

제10항에 있어서,

근위 부착 수단이 후크를 포함하는, 치과 교정술 힘 모듈 조립체.

청구항 12

제1항에 있어서,

원위 부착 수단이 플런저의 원위 단부에 또는 그 근처에 위치하는 플랜지 및 플랜지로부터 연장하고 협측 관 내로 삽입될 수 있는 굽힘 가능 와이어를 포함하는, 치과 교정술 힘 모듈 조립체.

청구항 13

제1항에 있어서,

원위 부착 수단이;

부착 본체에 피봇식으로 부착되고 협측 관 또는 다른 치과 교정술 기기의 통로 내로 삽입 가능한 핀 부재; 및

핀을 스냅-피팅 관계로 선택적으로 록킹 및 언록킹하기 위한 부착 본체 상의 래치 부재를 포함하는, 치과 교정술 힘 모듈 조립체.

청구항 14

제2항에 있어서,

힘 모듈이, 사용 중에 플러그 또는 음식물 파편이 수집될 수 있는 공간 또는 포켓을 실질적으로 가지지 않는 실질적으로 매끄러운 외측 표면을 제공하는, 치과 교정술 힘 모듈.

청구항 15

제2항에 있어서,

푸시 막대가 스프링의 축방향 통로를 통해서 활주식으로 배치될 수 있도록 하는 직경을 가지는, 치과 교정술 힘 모듈.

청구항 16

제15항에 있어서,

플런저는, 스프링이 압축될 때, 푸시 막대의 일부를 활주식으로 수용하도록 구성된 축방향 통로를 가지는, 치과 교정술 힘 모듈.

청구항 17

제16항에 있어서,

외측 본체, 플런저, 스프링, 및 푸시 막대가 사용 중에 삼통신축식 배열을 형성하는, 치과 교정술 힘 모듈.

청구항 18

제2항에 있어서,

외측 본체의 원위 단부에 위치되는 원위 단부 캡 및 외측 본체의 근위 단부에 위치되는 근위 단부 캡을 더 포함하고, 원위 및 근위 단부 캡이 사용 중에 외측 본체의 중공형 내측부 내에서 스프링을 구속하는, 치과 교정술 힘 모듈.

청구항 19

제18항에 있어서,

플런저가 확대된 근위 단부를 더 포함하고, 원위 단부 캡이, 플런저의 확대된 근위 단부 보다 작은 원위 통로를 제공하고, 그에 따라 사용 중에 외측 본체의 중공형 내측부 내에서 플런저의 확대된 근위 단부를 구속하는 한편, 플런저의 나머지 부분이 원위 단부 캡의 원위 통로를 통해서 활주 가능하게 이동할 수 있게 허용하는, 치과 교정술 힘 모듈.

청구항 20

제18항에 있어서,

근위 단부 캡이, 푸시 막대 상의 멈춤쇠보다 더 작은 근위 통로를 제공하고, 그에 따라 멈춤쇠가 근위 통로를 통과하는 것을 방지하는 한편, 푸시 막대의 나머지 부분이 근위 단부 캡의 근위 통로를 통해서 활주 가능하게 이동할 수 있게 허용하는, 치과 교정술 힘 모듈.

청구항 21

제20항에 있어서,

근위 단부 캡이, 스프링의 축방향 통로를 통해서 배치될 수 있는 중공원 원위 연장부를 더 포함하는, 치과 교정술 힘 모듈.

청구항 22

제2항에 있어서,

브래킷 및/또는 악궁 와이어에 대한 부착을 위해서 플런저의 원위 단부에 또는 그 근처에 위치되는 원위 부착 수단 및 악궁 와이어 및/또는 브래킷에 대한 부착을 위해서 푸시 막대의 근위 단부에 또는 그 근처에 배치되는 근위 부착 수단을 더 포함하는, 치과 교정술 힘 모듈.

청구항 23

제22항에 있어서,

근위 부착 수단이 후크를 포함하는, 치과 교정술 힘 모듈.

청구항 24

제2항에 있어서,

원위 부착 수단이 플런저의 원위 단부에 또는 그 근처에 위치하는 플랜지 및 플랜지로부터 연장하고 협측 관 내로 삽입될 수 있는 굽힘 가능 와이어를 포함하는, 치과 교정술 힘 모듈.

청구항 25

제2항에 있어서,

원위 부착 수단이:

부착 본체에 피봇식으로 부착되고 협측 관 또는 다른 치과 교정술 기기의 통로 내로 삽입 가능한 핀 부재; 및

핀을 스냅-피팅 관계로 선택적으로 록킹 및 언록킹하기 위한 부착 본체 상의 래치 부재를 포함하는, 치과 교정술 힘 모듈.

청구항 26

시스템이며,

제2항의 치과 교정술 힘 모듈 또는 제1항의 치과 교정술 힘 모듈 조립체와,

치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체를 치과 교정술 협측 관, 악궁 와이어 또는 다른 치과 교정술 기기로 해제 가능하게 부착하기 위한 장치를 포함하고,

상기 장치는

강성 본체를 치과 교정술 힘 모듈의 단부로 부착하기 위한 수단을 포함하는 강성 본체;

부착 본체에 피봇식으로 부착되고 치과 교정술 협측 관 또는 다른 치과 교정술 기기의 통로 내로 삽입 가능하도록 구성된 핀 부재; 및

선택적으로 래치 부재를 향해서 또는 그로부터 멀리 피봇될 때, 핀을 스냅-피팅 관계로 선택적으로 록킹 및 언록킹하기 위한 부착 본체 상의 래치 부재를 포함하는, 시스템.

청구항 27

제26항에 있어서,

강성 본체를 치과 교정술 힘 모듈의 단부로 부착하기 위한 수단이 돌출부 또는 함몰부 중 적어도 하나를 포함하는, 시스템.

청구항 28

제26항에 있어서,

강성 본체, 핀 부재, 및 래치 부재가 하나 이상의 유형의 금속을 포함하는, 시스템.

청구항 29

제26항에 있어서,

래치 부재가, 핀 부재가 래치 부재 내로 삽입되거나 그로부터 제거될 때 일시적으로 펼쳐지는 이격된 갈래부의 쌍을 포함하는, 시스템.

청구항 30

제26항에 있어서,

핀 부재가, 치과 교정술 협착 관 또는 다른 치과 교정술 기기를 통한 통로의 길이 보다 긴 길이를 가지며, 그에 따라 핀 부재의 원위 부분이, 통로를 통해서 삽입되었을 때, 통로를 지나서 연장하여, 핀 부재의 원위 부분이 래치 부재에 의해서 수용될 수 있게 하는, 시스템.

청구항 31

치과 교정술 힘 모듈이며:

근위 단부와 원위 단부 사이에서 연장하는 외측 본체;

외측 본체의 원위 개구부 및 중공형 내측부를 통해서 활주식으로 배치되는 플런저;

중공형 내측부 내에 배치되고, 사용 동안 플런저에 대해서 지탱되도록 구성된 스프링; 및

외측 본체의 근위 개구부 및 중공형 내측부를 통해서 활주식으로 배치될 수 있는 푸시 막대로서, 사용 동안 푸시 막대의 원위 이동을 제한하는 멈춤쇠를 구비하는 푸시 막대를 포함하는 치과 교정술 힘 모듈.

청구항 32

치과 교정술 힘 모듈이며:

근위 단부와 원위 단부 사이에서 연장하는 외측 본체;

외측 본체의 원위 개구부 및 중공형 내측부를 통해서 적어도 부분적으로 활주식으로 배치되는 플런저;

중공형 내측부 내에 배치되고 플런저에 대해서 지탱되는 스프링; 및

외측 본체의 근위 개구부 및 중공형 내측부를 통해서 활주식으로 배치될 수 있는 원위 단부 및 푸시 막대의 원위 이동을 제한하는 멈춤쇠를 가지는 푸시 막대를 포함하는, 치과 교정술 힘 모듈.

청구항 33

삭제

청구항 34

삭제

청구항 35

삭제

청구항 36

삭제

청구항 37

삭제

청구항 38

삭제

청구항 39

삭제

청구항 40

삭제

청구항 41

삭제

청구항 42

삭제

청구항 43

삭제

청구항 44

삭제

청구항 45

삭제

청구항 46

삭제

청구항 47

삭제

청구항 48

삭제

청구항 49

삭제

청구항 50

삭제

청구항 51

삭제

청구항 52

삭제

청구항 53

삭제

청구항 54

삭제

청구항 55

삭제

청구항 56

삭제

청구항 57

삭제

청구항 58

삭제

청구항 59

삭제

청구항 60

삭제

청구항 61

삭제

청구항 62

삭제

청구항 63

삭제

청구항 64

삭제

청구항 65

삭제

청구항 66

삭제

청구항 67

삭제

청구항 68

삭제

청구항 69

삭제

청구항 70

삭제

청구항 71

삭제

청구항 72

삭제

청구항 73

삭제

청구항 74

삭제

청구항 75

삭제

청구항 76

삭제

청구항 77

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 본 발명은 치과 교정술(orthodontics) 분야, 보다 특히 클래스 II 및/또는 클래스 III 부정교합(malocclusions)의 교정을 위한 장치의 분야에 관한 것이다.

배경 기술

[0002] 치과 교정술은, 잘못 배치된 또는 만곡된(crooked) 치아를 정확한 정렬 및 배향으로 압박(urge)하기 위한 기계적인 힘의 인가와 관련된 전문적인 치과 의학(dentistry)이다. 치과 교정술 시술이 치아의 미용 향상을 위해서 뿐만 아니라, 수평피개교합(overjet) 및/또는 수직피개교합(overbite)을 교정하기 위해서 의학적으로 필요한 치아의 이동을 위해서 이용될 수 있다. 예를 들어, 치과 교정술 치료가 환자의 교합을 개선하거나, 상응하는 상부 및 하부 치아의 공간적 정합(matching)을 향상시킬 수 있다.

[0003] 치과 교정술 치료의 가장 일반적인 형태는, 함께 "브레이스"로서 일반적으로 지칭되는, 치과 교정술용 브래킷 및 와이어의 이용을 포함한다. 치과 교정술 브래킷은 환자의 치아에 직접적으로 부착되도록, 또는 대안적으로, 치아 주위로 다시 시멘트 고정되거나 달리 고정되는 밴드에 부착되도록 구성된 작은 슬롯형 본체이다. 예를 들어 접착제(glue) 또는 시멘트에 의해서 브래킷이 환자의 치아에 일단 부착되면, 곡선형의 악궁 와이어가 브래킷 슬롯 내로 삽입된다.

[0004] 브래킷 및 악궁 와이어가 협력하여, 치아의 교정 이동을 적절한 정렬로 안내한다. 치과 교정술 치료에 의해서 제공되는 전형적인 교정 이동이 측방향 이동, 토크, 회전, 각도화(angulation), 높이 맞춤(leveling), 및 오정렬된 치아의 간격 및 정렬을 교정하는데 필요한 다른 이동을 포함할 수 있다.

[0005] 일부 환자의 치과 교정술 치료가 하부 치열궁(dental arch)에 대한 상부 치열궁의 정렬의 교정을 포함한다. 특정 환자가 클래스 II 부정교합으로서 지칭되는 조건을 가지며, 그러한 조건은 상악골에 대한 하악골의 후측

(posterior) 관계를 포함하는 조건이고, 그러한 조건에서 영구적인 상악골의 1번 어금니의 근심협측교두(mesiobuccal cusp)가 영구적인 하악골의 1번 어금니의 협측(뺨쪽) 홈(buccal groove)에 대해서 근심(mesial) 교합된다(하악후퇴증(retrognathia) 또는 수평피개교합이라고도 공지되어 있다). 다른 환자가 클래스 III 부정교합으로서 지칭되는 반대 조건을 가질 수 있고, 그러한 조건에서, 턱들이 폐쇄될 때, 하부 치열궁이 상부 치열궁의 전방에 위치된다(악전돌증(prognathia), 또는 음의 수평피개교합).

[0006] 클래스 II 및/또는 클래스 III 부정교합이, 헤드기어, 탄성적, 또는 경구내 힘 모듈과 같은 힘-인가 시스템의 이용으로 교정될 수 있을 것이다. 헤드기어는 일반적으로 선호되지 않는데, 이는 그러한 헤드기어의 부피가 크고 종종 환자를 불편하게 하는 원인이 되기 때문이다. 경구내 힘 모듈이 점점 더 많이 채택되었는데, 이는 그러한 경구내 힘 모듈이 치료 과정에 걸쳐서 제 위치에서 고정되어 유지될 수 있고, 그에 따라 전형적으로 환자에 의해서 제거될 수 없고, 통상적인 헤드기어에 대비하여 심미적으로 덜 불쾌하기 때문이다.

[0007] 경구내 힘 모듈의 예가 PCT 공보 제WO 2012/018648호 및 미국 특허 제5,828,875; 5,738,514; 5,711,667; 5,562,445; 6,358,046; 6,162,051; 5,964,588; 및 5,944,518호에서 개시되어 있고, 이들의 개시 내용이 본원에서 참조로서 포함된다. 비록 기존의 경구내 힘 모듈이 헤드기어 보다 개선점을 나타내지만, 상당한 개선이 이루어질 수 있는 결함을 여전히 가진다.

발명의 내용

[0008] 클래스 II 및/또는 클래스 III 부정교합을 교정하는데 있어서 이용하기 위한 치과 교정술 힘 모듈 조립체 및 힘 모듈이 본원에서 개시된다. 또한, 치과 교정술 힘 모듈을 치과 교정술 브래킷, 예를 들어 협측 관 및 악궁 와이어 또는 다른 치과 교정술 기기와 같은, 치과 교정술 브래킷으로 부착하기 위한, 선택적으로 록킹 가능하고 언록킹 가능한 부착 장치가 본원에서 개시된다. 관련된 제조 및 이용 방법이 또한 개시된다.

[0009] 발명의 일 실시예에 따라서, 치과 교정술 힘 모듈 조립체가 제공되고, 그러한 조립체는 중공형 외측 본체, 플런저(또는 플런저 막대), 스프링(예를 들어, 압축 가능 코일 스프링, 탄성중합체 장치, 또는 편향 부재), 및 푸시(push) 막대를 포함하고, 이들은, 조립되고 환자의 구강 내에 배치될 때, 함께 협력하여 클래스 II 및/또는 클래스 III 부정교합의 치료에서 이용하기 위한 힘을 제공한다. 힘 모듈 조립체가, 희망하는 바에 따라서, 분해되어, 부분적으로 조립되어, 또는 완전히 조립되어 제공될 수 있다. 또한, 일단 조립된 후에도, 환자의 구강 내의 설치를 돕기 위해서 원하는 경우에, 부분적으로 분해될 수 있다.

[0010] 중공형 외측 본체가, 근위 단부와 원위 단부 사이에서 연장하는 중공형 내측부를 갖는다. 외측 본체가 또한, 중공형 내측부에 대한 접근을 제공하는, 근위 단부에 위치되는 근위 개구부 및 원위 단부에 위치되는 원위 개구부를 포함한다. 플런저가 외측 본체의 원위 개구부 및 중공형 내측부를 통해서 그리고 그 내부에 활주식으로 배치될 수 있다. 사용 중에 조립되었을 때, 적어도 플런저의 근위 단부가 외측 본체의 중공형 내측부 내에 배치된다. 일 실시예에 따라서, 플런저의 근위 단부가 메인 샤프트에 대비하여 확대된다. 플런저의 근위 단부보다 작은 원위 통로를 가지는 원위 단부 캡이 외측 본체의 원위 단부에 배치되어, 조립되었을 때, 외측 본체의 중공형 내측부 내에서 플런저의 근위 단부를 구속(confine)할 수 있다. 플런저의 메인 샤프트가 사용 중에 원위 단부 캡의 원위 통로를 통해서 활주식으로 배치될 수 있다.

[0011] 스프링이 외측 본체의 중공형 내측부 내에 배치될 수 있고, 사용 중에 조립되었을 때, 스프링이 플런저에 대해서 지탱되고(bear) 그리고 외측 본체에 대한 플런저의 근위 이동을 저지한다. 일 실시예에 따라서, 스프링이 플런저의 근위 단부에 대해서 지탱된다. 플런저가 외측 본체에 대해서 근위적으로 이동됨에 따라, 스프링이 압축되고, 그러한 압축은 사용 중에 플런저를 원위적으로 압박하는 상쇄(countervailing) 힘을 제공한다. 스프링보다 작은 근위 통로를 가지는 근위 단부 캡이 외측 본체의 근위 단부에 배치되어, 조립되었을 때, 외측 본체의 중공형 내측부 내에서 스프링을 구속할 수 있다.

[0012] 사용 중에 적어도 푸시 막대의 원위 단부가 외측 본체의 중공형 내측부 내에 배치되도록, 푸시 막대가 근위 단부 캡의 근위 통로를 통해서 그리고 외측 본체의 중공형 내측부 내로 활주식으로 배치될 수 있다. 일 실시예에 따라서, 푸시 막대가 스프링과 독립적으로 이동할 수 있고 스프링과 결합되지 않는다. 이는, 사용 중에 푸시 막대가 외측 본체의 내외로 편향되지 않고 자유롭게 이동하는 것을 허용한다. 그러나, 푸시 막대가, 정지부, 칼라, 돌출부, 굽힘부, 또는 원위 단부 캡의 근위 통로를 통과할 수 없는 변화되는(varying) 직경의 부분과 같은, 멈춤쇠를 포함할 수 있을 것이다. 이는, 사용 중에, 외측 본체에 대한 푸시 막대의 원위 이동을 제한한다. 이러한 방식으로, 푸시 막대의 추가적인 원위 이동으로 인해서, 외측 본체가 플런저에 대해서 원위적으로 이동하게 되고 및/또는 플런저가 외측 본체에 대해서 근위적으로 이동하게 되어 스프링을 압축하고, 그러한 압축은

전술한 바와 같은 상쇄 힘을 제공한다.

- [0013] 다른 실시예에 따라서, 클래스 II 및/또는 클래스 III 부정교합을 교정하는데 있어서 이용하기 위한 조립된 치과 교정술 힘 모듈이 제공된다. 힘 모듈이 근위 단부와 원위 단부 사이에서 연장하는 중공형 내측부, 근위 단부에 위치되는 근위 개구부, 및 원위 단부에 위치되는 원위 개구부를 가지는 중공형 외측 본체를 포함한다. 플런저가 외측 본체의 원위 개구부 및 중공형 내측부를 통해서 적어도 부분적으로 활주식으로 배치된다. 스프링이 외측 본체의 중공형 내측부 내에 배치되고, 사용 중에, 플런저에 대해서 지탱되어 외측 본체에 대한 플런저의 근위 이동을 저지한다. 사용 중에, 적어도 푸시 막대의 원위 단부가 외측 본체의 중공형 내측부 내에 배치되도록, 푸시 막대가 외측 본체의 근위 개구부 및 중공형 내측부를 통해서 활주식으로 배치된다. 외측 본체, 플런저, 스프링 및 푸시 막대가, 치과 교정술 힘 모듈 조립체에 대해서 전술한 바와 같은, 특징을 가지고 함께 협력할 수 있다.
- [0014] 다른 실시예에 따라서, 본원에서 개시된 바와 같은 치과 교정술 힘 모듈 및 조립체가, 별개로 또는 조합하여 제공될 수 있는 다른 특징을 가질 수 있다. 예를 들어, 푸시 막대가 스프링의 축방향 통로를 통해서 활주식으로 배치될 수 있도록 하는 직경을 가질 수 있다. 압축 중에 지지를 돕기 위해서 그리고 부조(kinking)를 방지하기 위해서, 근위 단부 캡이 스프링의 축방향 통로를 통해서 배치될 수 있는 중공형의 원위 연장부를 더 포함할 수 있을 것이다. 스프링이 특정 지점을 지나서 압축될 때, 푸시 막대의 일부를 활주식으로 수용하도록 구성된 축방향 통로를 플런저가 가질 수 있다. 이러한 방식으로, 외측 본체, 플런저, 스프링, 및 푸시 막대가 사용 중에 삼통신축식(telescopic) 배열을 형성할 수 있다. 힘 모듈이, 환자의 편안함을 위해서 실질적으로 매끄러운 외측 표면을 제공하도록, 그리고 다시 말해서 사용 중에 플라그 또는 음식물 파편이 수집될 수 있는 공간이나 포켓을 실질적으로 가지지 않도록, 구성될 수 있을 것이다. 외측 본체 및 플런저를 포함하는 힘 모듈이 조직 손상을 줄이기 위해서 낮은 프로파일을 가질 수 있다.
- [0015] 외측 본체, 플런저, 스프링, 및 푸시 막대 중 하나 이상이, 스테인리스 스틸 또는 다른 생체 적합 금속과 같은, 적어도 하나의 유형의 금속을 포함할 수 있을 것이다. 다른 실시예에 따라서, 치과 교정술 힘 모듈의 구성요소의 적어도 일부가 몰딩된 중합체 재료를 포함할 수 있을 것이다. 피로 방지를 위해서 그리고 시간에 걸친 보다 신뢰가능한 스프링-백(spring-back)을 제공하는 스프링을 제공하기 위해서, 스프링이 Elgiloy®과 같은 Co-Cr-Ni 합금을 포함할 수 있을 것이다. 일 실시예에 따라서, 스프링이 압축 가능 코일 스프링을 포함한다.
- [0016] 본원에서 설명되는 바와 같은 치과 교정술 힘 모듈 또는 조립체가, 협측 관 또는 다른 치과 교정술 기기에 대한 부착을 위해서 플런저의 원위 단부에 위치되는 또는 그에 근접하는 원위 부착 수단 및 악궁 와이어 및/또는 다른 기기에 대한 부착을 위해서 푸시 막대의 근위 단부에 배치되는 또는 그에 근접하여 배치되는 근위 부착 수단을 더 포함할 수 있을 것이다. 원위 및 근위 부착 수단이, 치과 교정술 힘 모듈을 치아에 부착하기 위한, 공지된 그리고 당업계에서 이용되는 임의의 부착 구조물을 포함할 수 있을 것이다. 일 실시예에 따라서, 원위 부착 수단이, 치과 교정술 헤드기어 관 또는 협측 관 내로 삽입될 수 있고 플런저를 기기로 체결하기 위해서 주위로 굽혀질 수 있는, 굽힘 가능 와이어 또는 핀을 포함할 수 있을 것이다.
- [0017] 푸시 막대의 근위 단부에 위치되는 근위 부착 수단이, 사용 중에 상부 또는 하부 치아에 부착되는 치과 교정술 악궁 와이어 또는 브래킷에 대한 활주 가능 또는 고정형 부착을 위한, 후크(예를 들어, "셰퍼드 후크(shepherd' hook)") 또는 다른 적절한 장치 또는 형상을 포함할 수 있다. 만약 포함된다면, 셰퍼드 후크가 바람직하게, 120° 미만, 보다 바람직하게 약 115° 미만, 그리고 가장 바람직하게 약 110° 미만(예를 들어, 105°)인, 푸시 막대 샤프트의 축에 대한 굽힘부(bend)를 갖는다. 대안적으로, 축방향 연장 플랜지를 통한 홀 또는 슬롯을 가지는 막대가 치과 교정술 악궁 와이어에 대한 적절한(예를 들어, 활주 가능한) 부착을 제공할 수 있다.
- [0018] 사람의 치아에 어떻게 부착되는지에 따라서, 클래스 II 또는 클래스 III 부정교합을 교정하도록, 치과 교정술 힘 모듈이 이용된다. 클래스 II 부정교합을 교정하기 위해서, 플런저의 원위 단부가, 예를 들어 협측 관 또는 다른 치과 교정술 기기에 의해서, 상부 치아(또는 상악골)의 어금니에 부착될 수 있고, 근위 단부가, 예를 들어 악궁 와이어에 의해서, 하부 치아(또는 하악골)의 송곳니에 또는 그 근처에 부착된다. 클래스 III 부정교합을 교정하기 위해서, 부착이 반대가 되고, 그에 따라 플런저의 원위 단부가, 예를 들어 협측 관 또는 다른 치과 교정술 기기에 의해서, 하부 치아(또는 하악골)의 어금니에 부착될 수 있고, 근위 단부가, 예를 들어 악궁 와이어에 의해서, 상부 치아(또는 상악골)의 송곳니에 또는 그 근처에 부착된다. 물론, 전술한 내용이 단지 예시적인 것이고, 치과 교정술 힘 모듈을 이용하기 위해서 전문가가 선택할 수 있는 것에 관한 제한적인 설명은 아니다.
- [0019] 힘 모듈 부착 수단의 다른 예가 래치(latch) 메커니즘을 포함한다. 래치 메커니즘은 강성 본체를 치과 교정술 힘 모듈의 단부로 부착하기 위한 수단을 가지는 강성 본체, 본체에 피봇식으로 부착되고 치과 교정술 협측 관

또는 다른 치과 교정술 기기 내로 삽입될 수 있도록 구성된 핀 부재, 및 래치 부재를 향해서 또는 래치 부재로부터 멀리 선택적으로 피봇될 때 스냅-핏(snap-fit) 관계로 핀을 선택적으로 록킹 및 언록킹하기 위한 본체 상의 래치 부재를 포함한다. 일 실시예에 따라서, 래치 부재가, 핀 부재가 래치 부재 내로 삽입되거나 그로부터 제거될 때 일시적으로 펼쳐지는(spread apart) 이격된 갈래부(prong)의 쌍을 포함한다. 이러한 장치는 보다 용이한 설치를 제공하고 청각적 소음을 제공할 수 있고, 그러한 청각적 소음은, 클립이 부착 또는 탈착되었다는 것을 나타낸다. 유리하게, 핀 부재가, 치과 교정술 협측 관 또는 다른 치과 교정술 기기를 통한 통로의 길이보다 긴 길이를 가지며, 그에 따라 핀 부재의 원위 부분이, 통로를 통해서 삽입되었을 때, 통로를 지나서 연장하여, 핀 부재의 원위 부분이 래치 부재에 의해서 수용될 수 있게 할 수 있다. 강성 본체, 핀 부재, 및 래치 부재 중 하나 이상이 하나 이상의 유형의 금속을 포함할 수 있을 것이다.

[0020] 본원에서 개시된 바와 같은 치과 교정술 힘 모듈 조립체가, 선택적으로, 치아에 대한 부착을 위해서 구성되고 플랜지의 원위 단부에 부착된 상응하는 핀 또는 와이어를 수용하기 위한 통로를 포함하는 하나 이상의 치과 교정술 협측 관 또는 다른 치과 교정술 기기를 더 포함한다. 본원에서 개시된 바와 같은 치과 교정술 힘 모듈 조립체가 또한, 선택적으로, 치과 교정술 브래킷을 사람의 치아 상으로 또는 사람의 어금니에 부착된 밴드 상으로 부착하도록 구성된 하나 이상의 치과 교정술 악궁 와이어를 더 포함할 수 있을 것이다. 힘 모듈이 편안함 및 위생 향상을 위한 매끄러운 외측 표면을 제공할 수 있다.

[0021] 본 개시 내용의 다른 실시예는, 치과 교정술 힘 모듈을 어금니 브래킷의 협측 관으로 커플링시키기 위한 연결부에 관한 것이다. 연결부는, L의 긴 다리부(leg)를 형성하는 협측 관 커플링 다리부를 포함하는 대체로 L-형상의 연결부를 포함하는 한편, 힘 모듈 커플링 다리부가 L의 짧은 다리부를 형성한다. 협측 관 커플링 다리부가, 힘 모듈 커플링 다리부가 부착되는 원위 단부로부터 자유 근위 단부를 향해서 연장한다. 원위 단부가 L-형상의 연결부와 함께 이용되는 협측 관의 원위 단부에 상응함에 따라, 그러한 원위 단부가 "원위"로서 지칭된다. 협측 관 커플링 다리부의 근위 단부가 협측 관의 근위 또는 근심 단부에 상응한다. 자유 근위 단부가 분할되고, 또한 확대된 록킹 돌출부를 포함하여, 다리부가 협측 관 내로 완전히 삽입되면, 협측 관 커플링 다리부를 협측 관 내에서 록킹한다.

[0022] 협측 관 커플링 다리부의 근위 단부에서의 돌출부가 협측 관을 통해서 정상적으로 피팅(fit)되지 않도록, 그러나 분할부의 존재로 인해서, 다리부의 이러한 확대된 부분이 압축될 수 있도록, 그에 따라 돌출부가 협측 관 내로 삽입되게 허용하도록, 협측 관 커플링 다리부의 근위 단부에서의 돌출부의 크기가 결정된다. 돌출부가 협측 관의 대향 단부를 일단 빠져 나가면, 다리부의 근위 단부에서의 돌출부의 압축이 해제되고, 그에 따라 돌출부가 그 원래의 구성으로 스프링 백되어, 협측 관 커플링 다리부를 협측 관에 대해서 록킹한다. 협측 관 커플링 다리부의 원위 단부가 또한 확대된 직경의 돌출부를 포함할 수 있을 것이고, 그러한 확대된 직경의 돌출부는, 협측 관 커플링 다리부가 협측 관 내로 추가적으로 삽입되는 것에 대한 정지부로서 작용한다.

[0023] 힘 모듈 커플링 다리부가 협측 관 커플링 다리부의 원위 단부로 상대적으로 이동하지 않게(rigidly) 부착되고 협측 관 커플링 다리부에 대해서 대체로 측방향으로 연장한다. 힘 모듈 커플링 다리부가, 직경방향으로(diametrically), 협측 관 커플링 다리부 보다 작을 수 있을 것이고, 힘 모듈의 원위 단부 근처의 플랜지를 통해서 형성된 홀을 통해서 삽입될 수 있도록 그 샤프트의 크기가 결정된다. 힘 모듈 커플링 다리부는, 힘 모듈 커플링 다리부가 협측 관 커플링 다리부에 부착되는 곳에 대향하는 그 자유 단부에 상대적으로 이동하지 않게 부착되는 확대된 헤드를 포함할 수 있을 것이다. 그러한 확대된 헤드를 이용하여 다리부를 힘 모듈의 플랜지에 록킹할 수 있다. 일 실시예에 따라서, L-형상의 연결부 본체가, 용접되는, 납땜되는, 브레이징되는, 또는 달리 함께 부착되는 2개의 별개의 단편(즉, 협측 관 커플링 다리부 및 힘 모듈 커플링 다리부)으로 조립될 수 있을 것이다. 2개의 단편을 함께 부착하기에 앞서서, 확대된 헤드가 너무 커서 플랜지 통로를 통과할 수 없음에 따라, 확대된 헤드에 대향하는 힘 모듈 커플링 다리부의 단부가 힘 모듈의 플랜지 내의 통로를 통해서 삽입될 수 있을 것이다. 힘 모듈 커플링 다리부가 협측 관 커플링 다리부에 일단 부착되면(예를 들어, 레이저 용접되면), L-형상의 연결부가 힘 모듈의 플랜지로 영구적으로 그리고 해제 불가능하게 커플링되는데, 이는 플랜지가 일 단부 상에서 힘 모듈 커플링 다리부의 확대된 헤드와 타 단부 상에서 협측 관 커플링 다리부의 원위 단부의 큰 직경 사이에서 포획될 것이기 때문이다.

[0024] L-형상의 연결부 본체에 더하여, 연결부가 회전 방지 L-형상의 정지부를 더 포함할 수 있을 것이다. L-형상의 정지부가 또한 2개의 다리부, 즉 정지부를 협측 관 커플링 다리부의 원위 단부에 대해서 상대적으로 이동하지 않게 부착하는 상대적으로 짧은 부착 다리부, 및 협측 관 커플링 다리부에 대체로 평행하게 그리고 동시에 동일한 방향으로 연장하는 자유 단부를 가지는 상대적으로 긴 협측 관 접촉 다리부를 포함할 수 있을 것이다. 협측 관 접촉 다리부가, 연결부 본체에 접촉하고 연결부 본체가 어금니 브래킷의 협측 관에 대해서 과다-회전하는 것

을 방지하는 정지부로서 작용한다.

[0025] 본 개시 내용의 다른 양태가, 클래스 II 또는 클래스 III 교정 시술에서 이용하기 위해서 어금니 브래킷을 치과 교정술 힘 모듈로 커플링시키기 위한 대안적인 연결부 조립체에 관한 것이다. 연결부 조립체가 연결부 본체, 어금니 브래킷의 협측 관을 연결부 본체에 커플링시키기 위한 제1 커플링 핀, 및 치과 교정술 힘 모듈의 플랜지를 연결부 본체에 커플링시키기 위한 제2 커플링 핀을 포함한다. 연결부 본체가 본체, 어금니 브래킷의 협측 관을 수용하기 위해서 본체의 잇몸 측부(gingival side) 내로 형성된 협측 관 수용 함몰부, 힘 모듈의 원위 단부에 또는 그 근처에 배치된 플랜지를 수용하기 위해서 본체의 대향 측부 내로 형성된 플랜지 수용 함몰부, 협측 관 수용 함몰부와 측방향으로 정렬되는 본체를 통해서 배치된 제1 채널, 및 플랜지 수용 함몰부와 측방향으로 정렬된 본체를 통해서 배치된 제2 채널을 포함한다. 사용시에, 제1 커플링 핀이 제1 채널 및 협측 관 내로 삽입되어, 협측 관을 연결부 본체에 커플링시킨다. 제2 커플링 핀이 제2 채널 내로 그리고 힘 모듈의 원위 단부 근처의 플랜지를 통해서 형성된 홀을 통해서 유사하게 삽입되어, 힘 모듈의 플랜지를 연결부 본체에 커플링시킨다.

[0026] 일 실시예에서, 연결부 본체가 금속, 플라스틱, 또는 탄성중합체 재료로 형성될 수 있을 것이다. 탄성중합체 재료(예를 들어, 실리콘)로 제조하는 것이 일부 특유의 장점을 제공한다. 탄성중합체 재료가 매우 큰 가요성 및 탄성을 나타내고, 이는, 힘 모듈 및/또는 환자의 턱의 이동의 결과로서, 연결부 본체가 휘어지고, 구부러지고, 그리고 탄성적으로 변형될 수 있게 한다. 그러한 탄성 및 가요성은, 일상적인 활동(예를 들어, 대화, 식사, 하품, 등)에서 통상적인 것으로서, 환자가 그의 턱을 반복적으로 개방 및 폐쇄할 때 유리하다. 연결부 조립체는, 힘 모듈과 환자의 어금니에 부착된 어금니 브래킷 사이의 동적인 그러나 확실한 커플링을 제공하고, 이때, 상부 및 하부 턱이 서로에 대해서 이동될 때, 연결부 본체에 대한 힘 모듈의 원위 단부, 및 어금니 브래킷에 대한 연결부 본체의 배향이 여러 가지 턱 운동에 맞춰 자발적으로 조정될 수 있다.

[0027] 이러한 방식으로, 힘 모듈 및 어금니 브래킷이 서로에 대해서 확실하게 그리고 간접적으로 커플링되나, 연결부 본체는 어금니 브래킷(하나의 턱의 어금니에 부착됨)과 힘 모듈(그 근위 단부가 다른 턱의 악궁 와이어 또는 브래킷에 부착됨) 사이의 충분한 이동의 자유를 여전히 허용한다. 힘 모듈이 어금니 브래킷으로 직접적으로 커플링되지 않고, 힘 모듈과 어금니 브래킷 사이의 계면으로서 작용하는 연결부 본체를 통한다는 점에서, 커플링이 간접적이다. 예를 들어, 커플링 메커니즘은, 연결부 본체가 협측 관에서 핀 경첩 구조물 주위로 내측 및 외측으로 회전할 수 있게 하고, 또한 힘 모듈이 힘 모듈 플랜지에서 핀 경첩 구조물 주위로 위쪽 및 아래쪽으로 회전할 수 있게 한다. 필요에 따라서, 연결부 본체 자체가 휘어질 수 있고, 탄성적으로 변형될 수 있으며, 적응(adapt)될 수 있음에 따라, 연결부 본체가 탄성중합체 재료로 형성되는 실시예에서, 이동의 자유가 특히 향상된다. 그러한 실시예는 또한, 탄성중합체 연결부 본체가 연결의, 매끄러운, 탄성중합체 표면을 환자의 혀, 뺨, 및 접촉할 수 있는 다른 조직으로 제공함에 따라, 환자에게 부가적인 편안함의 정도를 제공한다.

[0028] 본 발명의 이러한 및 기타의 이점, 장점 및 특징이 이하의 설명 및 첨부된 청구항으로부터 보다 더 명확해지거나, 이하에서 기술되는 바와 같은 발명의 실시예에 의해서 학습될 수 있을 것이다.

도면의 간단한 설명

[0029] 발명의 앞서서 인용된 그리고 기타의 이점, 장점 및 특징을 파악할 수 있도록 하기 위해서, 앞서서 간략히 설명된 발명의 보다 특별한 설명이 첨부 도면에 도시된 발명의 구체적인 실시예를 참조하는 것에 의해서 제공될 수 있을 것이다. 도면은 발명의 전형적인 실시예만을 도시한 것이고, 그에 따라, 그 범위를 제한하는 것으로 간주되지 않아야 한다.

도 1a는 본원에서 개시된 바와 같은 예시적인 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체의 예시적인 실시예를 도시한 분해 사시도이다.

도 1b는 함께 조립된 도 1a의 예시적인 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체를 도시한 사시도이다.

도 1c는, 연장된 조건에서 중공형 외측 본체의 중공형 내측부 내에 배치된 코일 스프링을 설명하기 위한, 도 1b의 조립된 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체의 중공형 외측 본체의 절개도이다.

도 2a 내지 도 2c는, 악궁 와이어 또는 다른 치과 교정술 기기에 부착하기 위한 대안적인 구조물 또는 수단을 가지는 개시된 힘 모듈 및 힘 모듈 조립체에서 이용하기 위한 푸시 막대의 대안적인 실시예를 도시한다.

도 3a 및 도 3b는, 악궁 와이어 또는 다른 치과 교정술 기기에 부착하기 위한 대안적인 구조물 또는 수단을 가지는 개시된 힘 모듈 및 힘 모듈 조립체에서 이용하기 위한 푸시 막대의 다른 실시예를 도시한다.

도 4a는, 푸시 막대가 외측 본체에 대해서 원위적으로 전진된 상태에서, 도 1a 내지 도 1c의 예시적인 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체를 도시한 사시도이다.

도 4b는, 연장된 조건에서 중공형 외측 본체의 중공형 내측부 내에 배치된 코일 스프링을 설명하기 위한, 도 4a의 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체의 중공형 외측 본체의 절개도이다.

도 4c는, 푸시 막대가 외측 본체에 대해서 원위적으로 전진되고 플런저가 외측 본체에 대해서 근위적으로 부분적으로 전진된 상태에서, 도 1a 내지 도 1c의 예시적인 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체를 도시한 사시도이다.

도 4d는, 부분적으로 압축된 조건에서 중공형 외측 본체의 중공형 내측부 내에 배치된 코일 스프링을 설명하기 위한, 도 4c의 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체의 중공형 외측 본체의 절개도이다.

도 4e는, 푸시 막대가 외측 본체에 대해서 원위적으로 전진되고 플런저가 외측 본체에 대해서 근위적으로 완전히 전진된 상태에서, 도 1a 내지 도 1c의 예시적인 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체를 도시한 사시도이다.

도 4f는, 실질적으로 완전히 압축된 조건에서 중공형 외측 본체의 중공형 내측부 내에 배치된 코일 스프링을 설명하기 위한, 도 4e의 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체의 중공형 외측 본체의 절개도이다.

도 5a 내지 도 5e는, 힘 모듈 또는 조립체의 단부를 치과 교정술 협측 관에 부착하기 위해서 핀이 이용되는, 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체를 도시한 사시도이다.

도 6a 내지 도 6d는, 힘 모듈 또는 조립체의 단부를 치과 교정술 협측 관에 부착하기 위해서 이용되는 래치 메커니즘을 가지는 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체를 도시한 사시도이다.

도 7a 및 도 7b는, 본원에서 개시된 바와 같은 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체가 클래스 II 부정교합을 교정하기 위해서 상부 및 하부 턱 사이에 설치된, 환자의 상부 및 하부 턱의 사시도이다.

도 8은 힘 모듈 또는 조립체의 단부를 치과 교정술 협측 관에 부착하기 위해서 이용될 수 있는, L-형상의 다른 핀의 사시도이다.

도 9는 도 8의 L-형상의 연결부 핀의 횡단면도이다.

도 10a는, L-핀 연결부가 어금니 브래킷으로 커플링되기 전의, L-형상의 연결부, 어금니 브래킷, 및 힘 모듈의 사시도이다.

도 10b는, L-형상의 연결부가 힘 모듈의 원위 단부를 어금니 브래킷과 커플링시키도록, L-형상의 연결부의 협측 관 커플링 다리부가 어금니 브래킷 내로 삽입된 후의, 도 10a의 L-형상의 연결부, 어금니 브래킷, 및 힘 모듈의 사시도이다.

도 11은, 모든 구성요소가 환자의 구강 내에 설치된 상태에서, L-형상의 연결부에 의해서 어금니 브래킷과 커플링된 힘 모듈의 사시도이다.

도 12는, 힘 모듈 또는 조립체의 단부를 치과 교정술 협측 관으로 부착하기 위해서 이용될 수 있는, 탄성중합체 연결부 본체를 포함하는 다른 연결부의 사시도이다.

도 13은 도 12의 연결부 본체의 잇몸 상면도이다.

도 14는 도 12의 연결부 본체의 원위 단부를 도시한 다른 사시도이다.

도 15a는 도 12의 연결부 본체, 제1 커플링 핀, 및 제2 커플링 핀을 포함하는 예시적인 연결부 조립체의 분해도이다.

도 15b는, 연결부 본체를 협측 관으로 커플링시키기 위해서 연결부 본체의 상응하는 제1 채널 및 어금니 브래킷의 협측 관 내로 삽입된 제1 커플링 핀을 보여주는, 도 12의 연결부 본체를 통한 횡단면도이다.

도 16은 힘 모듈의 원위 단부 근처의 플랜지를 환자의 어금니에 고정된 어금니 브래킷의 협측 관으로 간접적으로 커플링시키기 위해서 설치된 도 15a의 연결부 조립체의 사시도이다.

도 17은 힘 모듈 또는 조립체의 단부를 치과 교정술 협측 관에 부착하기 위해서 이용될 수 있는, 다른 연결부의 사시도이다.

도 18은 도 17의 연결부 본체, 제1 커플링 핀, 및 제2 커플링 핀을 포함하는 예시적인 연결부 조립체의 분해도이다.

도 19는 대안적인 커플링 핀의 사시도이다.

도 20은, 연결부 본체를 협측 관으로 커플링시키기 위해서 연결부 본체의 상응하는 제1 채널 및 어금니 브래킷의 협측 관 내로 삽입된 제1 커플링 핀을 보여주는, 도 17의 연결부 본체를 통한 횡단면도이다.

도 21은 힘 모듈의 원위 단부 근처의 플랜지를 환자의 어금니에 고정된 어금니 브래킷의 협측 관으로 간접적으로 커플링시키기 위해서 설치된 도 18의 연결부 조립체의 사시도이다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

I. 서문

본 발명은 클래스 II 및/또는 클래스 III 부정교합을 교정하는데 있어서 이용하기 위한 치과 교정술 힘 모듈 및 힘 모듈 조립체에 관한 것이다. 일 실시예에서, 힘 모듈이 원위 단부와 근위 단부 사이에 연장하는 중공형의 세장형(elongate) 본체; 중공형의 세장형 본체 내에 활주식으로 배치될 수 있는 플런저; 이동을 저지하기 위해서 플런저에 대해서 지탱되는 스프링(예를 들어, 압축 가능 코일 스프링, 탄성중합체 스프링 또는 스프링 유사 본체, 또는 다른 편향 부재); 및 중공형의 세장형 본체 내에 활주식으로 배치될 수 있는 푸시 막대를 포함한다.

치과 교정술 힘 모듈 또는 조립체가 상부 및 하부 턱의 치아들 사이에 부착될 때(예를 들어, 클래스 II 교정), 플런저의 원위 단부가 상부 턱(상악골) 상의 구치(posterior tooth)(예를 들어, 어금니)에 부착될 수 있는 한편, 푸시 막대의 근위 단부가, 예를 들어 근심 부착부(또는 하악골 부착부) 상의 악궁 와이어 연결에 의해서, 하부 턱의 송곳니에 부착될 수 있을 것이다. 치과 교정술 힘 모듈 또는 조립체에 대해서 클래스 II 교정의 교정을 위한 교정 힘을 인가하기 위해서, 스프링이 플런저 및 푸시 막대에 대한 확장(expansion) 힘을 제공한다.

조립체의 치과 교정술 힘 모듈을 이용하여, 근위 단부가 근심 부착부(또는 상악골 부착부) 상에서의 악궁 와이어 연결에 의해서 상부 턱의 송곳니에 부착되도록 그리고 원위 단부가 하부 턱(또는 하악골)의 구치(예를 들어, 어금니)에 부착되도록 힘 모듈을 구성하는 것에 의해서, 클래스 III 부정교합을 교정할 수 있다.

II. 예시적인 치과 교정술 힘 모듈 및 조립체

이제 도면을 참조한다. 도 1a 내지 도 1c는 클래스 II 및/또는 클래스 III 부정교합을 교정하는데 있어서 이용하기 위한, 본원에서 개시된 바와 같은, 예시적인 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체의 예시적인 실시예를 도시한다. 도 1a는 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체(100)의 분해 사시도이다. 힘 모듈 또는 조립체(100)가, 도 1b 및 도 1c에 도시된 바와 같이, 사용 중에 조립되었을 때, 삼통신축식 구성으로 함께 피팅되도록 구성된, 세장형의 중공형 외측 본체(102), 플런저(104)(막대 또는 플런저 막대로서 구현 또는 예시될 수 있다), 압축 가능 코일 스프링(106), 및 푸시 막대(108)를 포함한다.

도 1a를 다시 참조하면, 세장형의 중공형 외측 본체(102)가 근위 단부와 원위 단부 사이에서 연장하고, 외측 본체(102)의 근위 단부 및 원위 단부에서 개방되는 중공형 내측부(110)를 포함한다. 외측 본체(102)가 실질적으로 원통형이 되도록 실질적으로 원형인 횡단면을 가지는 것으로 도시되어 있으나, 희망하는 바에 따라 다른 횡단면 형상(예를 들어, 타원형, 정사각형, 삼각형, 등)을 가질 수 있을 것이다. 플런저(104)의 적어도 일부, 코일 스프링(106), 및 푸시 막대(108)가, 함께 조립되었을 때, 외측 본체(102)의 중공형 내측부(110) 내에 배치될 수 있도록, 외측 본체(102)의 중공형 내측부(110)가 충분히 큰 직경을 갖는다.

일 실시예에 따라서, 플런저(104)가, 근위 단부 부분(112)으로부터 원위적으로 연장하는 플런저(104)의 샤프트에 대비하여 확대된 확대 근위 단부 부분(112)을 더 포함한다. 원위 통로(120)를 가지는 원위 단부 캡(118)이 외측 본체(102)의 원위 단부에 부착되거나 그와 함께 하나의 단편으로서 일체로 형성되고, 조립되었을 때, 플런저(104)와 협력하여 플런저(104)의 외측 본체(102)에 대한 활주 가능 이동을 허용하는 한편, 조립되었을 때, 근위 단부 부분(112)을 외측 본체(102)의 중공형 내측부(110) 내에서 구속한다. 특히, 원위 통로(120)가 확대된 근위 단부 부분(112) 보다 유리하게 더 작고, 그에 따라 원위 통로(120)를 통해서 근위 단부 부분(112)이 통과하는 것을 차단하나, 조립되었을 때 그리고 사용 중에, 플런저(104)의 샤프트를 수용하고 그 활주 가능 이동을 허용할 수 있을 정도로 충분히 크다.

- [0038] 중공형 원위 연장부(116)를 가질 수 있는 근위 단부 캡(114) 및 근위 통로(126)가 외측 본체(102)의 근위 단부에 부착되어, 조립되었을 때, 코일 스프링(106)을 외측 본체(102)의 중공형 내측부(110) 내에서 구속한다. 중공형 원위 연장부(116)는, 조립되었을 때, 코일 스프링(106)의 근위 섹션을 통해서 삽입되고, 이는, 사용 중에 압축될 때, 코일 스프링(106)을 지지하고 그 부조를 방지할 수 있을 것이다.
- [0039] 조립되었을 때, 근위 단부 캡(114)이 또한 푸시 막대(108)와 협력하여, 사용 중에 외측 본체(102)에 대한 푸시 막대(108)의 활주 가능 이동을 허용한다. 푸시 막대(108)의 원위 단부 및 샤프트가 근위 단부 캡(114)의 근위 통로(126) 보다 작고, 그에 따라 외측 본체(102)에 대한 푸시 막대(108)의 활주 가능 이동을 허용한다. 푸시 막대(108)는, 외측 본체(102)에 대한 푸시 막대(108)의 원위적 이동을 제한하는 칼라(128) 또는 다른 멈춤쇠 부재(예를 들어, 돌출부 또는 굽힘부)를 더 포함한다. 이러한 실시예에서, 푸시 막대(108)가 코일 스프링(106)과 결합하지 않고, 그에 따라, 코일 스프링(106)에 의해서 직접적으로 편형되지 않고 이동한다. 이러한 방식으로, 칼라(128) 또는 다른 멈춤쇠 부재가 근위 단부 캡(114) 및/또는 외측 본체(102)의 근위 단부와 접촉되지(abutment)될 때까지, 푸시 막대(108)가 외측 본체(102)에 대해서 근위적으로 그리고 원위적으로 자유롭게 활주할 수 있다. 푸시 막대(108)의 원위 단부가 또한 근위 단부 캡(114)의 근위 통로(126)를 통해서 그리고 그로부터 자유롭게 삽입 및 후퇴될 수 있다. 그럼에도 불구하고, 푸시 막대(108)의 근위적 이동 및 외측 본체(102)의 중공형 내측부로부터의 후퇴를 제한하기 위해서, 푸시 막대(108)가 확대된 원위 단부(미도시)를 선택적으로 포함할 수 있을 것이다. 푸시 막대(108)의 원위적 이동은, 푸시 막대(108)의 원위 단부가, 코일 스프링(106)을 통한 축방향 통로를 통해서, 근위 단부 캡(114)의 원위 연장부(116)를 지나서 연장하도록 유도하고, 그리고 플런저(104)의 근위 단부(112)에 접근하도록 유도한다. 코일 스프링(106)이 압축됨에 따라, 푸시 막대(108) 및 플런저(104)가 함께 근접된다. 도 1a에 도시된 실시예에 따라서, 플런저(104)가 그 내부를 통한 중공형 통로(134)를 더 포함하고, 그러한 중공형 통로는, 사용 중에, 푸시 막대(108)가 플런저(104) 내에 삽통신축식으로 수용될 수 있게 하여, 코일 스프링(106)에 의해서 가해지는 반대 힘에 대한 환자의 턱에 의해서 인가되는 힘에 의존하는 힘 모듈 또는 조립체(100)의 추가적인 압축을 허용한다.
- [0040] 힘 모듈 또는 조립체(100)는, 클래스 II 및/또는 클래스 III 부정교합을 교정하는데 있어서 이용되는 동안 푸시 막대(108)를 치과 교정술 브래킷 또는 악궁 와이어에 부착하는데 있어서 이용하기 위해서 푸시 막대(108)의 근위 단부로부터 연장하는 후크(130) 또는 다른 부착 장치를 더 포함한다. 플런저(104)의 원위 단부 상으로 피팅되도록 구성된 단부 피스(122)가, 사용 중에 플런저(104)를 치과 교정술 브래킷으로 부착하는데 있어서 이용하기 위한, 플랜지(132) 또는 다른 수단을 수반한다. 이러한 실시예에서, 단부 단편(122)이 관통하는 함몰부(124)를 구비하고, 그러한 함몰부는 플런저(104)의 원위 단부 위에 피팅되기 위한 크기를 가지고 그러한 피팅을 위해서 구성된다. 단부 단편(122)이 또한, 푸시 막대(108)가 통과할 수 있게 허용하는 통로를 포함한다.
- [0041] 도 1a에 도시된 바와 같이, 후크(130)가, 칼라(128)를 지나서 연장하는 메인 곡선형 섹션(131)을 가지고 푸시 막대(108)의 길이방향 축에 대해서 굽힘 각도 또는 곡률 각도를 가지는 "셰퍼드 후크(shepherd's hook)" 이다. 후크(130)의 메인 곡선형 섹션(131)이 120° 미만, 약 117.5° 미만, 약 115° 미만, 약 110° 미만, 약 105° 미만, 또는 약 100° 의 각도를 가질 수 있다. 후크(130)가 보조 굽힘부(132)를 더 포함할 수 있고, 그러한 보조 굽힘부는 사용 중에 사람의 치아에 부착되는 악궁 와이어에 대해서 활주 가능한 구성으로 후크를 록킹하도록 주위를 둘러쌀 수 있다. 이러한 구성에서, 장치가 사람의 치아에 어떻게 부착되는지에 따라서, 치과 교정술 힘 모듈을 이용하여 클래스 II 및 III 부정교합 모두를 교정할 수 있다.
- [0042] 도 1b 및 도 1c는 함께 조립된 도 1a의 예시적인 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체(100)를 도시한 사시도이다. 도 1c는 외측 본체(102)의 중공형 내측부(110) 내에서 연장된 조건으로 코일 스프링(106)을 보여주기 위한 외측 본체(102)의 절개도를 추가적으로 도시한다. 도 1b 및 도 1c에 도시된 바와 같이, 외측 본체(102), 플런저(104), 압축 가능 코일 스프링(106), 및 푸시 막대(108)가, 조립되었을 때, 삽통신축식 구성으로 함께 피팅된다. 도 1b 및 도 1a에 도시된 구성에서, 푸시 막대(108)의 일부가 근위 단부 캡(114)의 근위 통로(126)를 통해서 부분적으로 삽입된다.
- [0043] 푸시 막대(108)는, 칼라(128)가 근위 단부 캡(114)에 접촉되지될 때까지, 코일 스프링(106)에 의해서 인가되는 힘이나 간섭이 없이, 근위 통로(126) 및 중공형 내측부(110) 내에서 활주될 수 있다. 이러한 방식으로, 칼라(128)가 근위 단부 캡(114)에 접촉되지될 때까지 그리고 코일 스프링(106)이 칼라(128), 근위 단부 캡(114), 코일 스프링(106), 및 플런저(104)의 근위 단부(112) 사이의 협력적 상호작용에 의해서 압축되게 될 때까지, 외측 본체(102)에 대한 푸시 막대(108)의 활주 가능 이동은, 힘 모듈 또는 조립체(100)가 상당한 치과 교정술 힘을 가하도록 유도하지 않는다. 또한, 푸시 막대(108)가 단부 캡(114)의 근위 통로(126) 및 외측 본체(102)의 중공형 내측부(110)로부터 완전히 후퇴될 수 있다. 이는, 환자의 턱으로 및/또는 그로부터 치과 교정술 힘 모듈 또

는 힘 모듈 조립체(100)을 설치 및/또는 제거하는 것을 도울 수 있다.

[0044] 도 2a 내지 도 2c는, 악궁 와이어 또는 다른 치과 교정술 기기에 부착하기 위한 대안적인 구조물 또는 수단을 가지는 개시된 힘 모듈 및 힘 모듈 조립체에서 이용하기 위한 푸시 막대(208)의 대안적인 실시예를 도시한다. 칼라 또는 멈춤쇠(228)가 포함되어 푸시 막대(208)의 원위 이동을 제한할 수 있다. 도시된 바와 같이, 푸시 막대(108) 내에서와 같은 세퍼드 후크(130)와 같은 후크를 포함하지 않고, 푸시 막대(208)가, 악궁 와이어의 통과를 허용할 정도로 큰 관통 홀(236)을 가지는 측방향으로 연장하는 플랜지(234)를 포함한다. 홀(236)이, 도 2b에 도시된 바와 같이, 푸시 막대(208)의 길이방향 축에 본질적으로 평행한 벽에 의해서 형성된 홀, 또는 도 2c에 도시된 바와 같이, 푸시 막대(208)의 길이방향 축에 대해서 각도를 이루는 벽에 의해서 형성된 홀과 같은 임의의 회망하는 또는 적절한 각도를 가질 수 있다. 일 실시예에 따라서, 홀(236)의 각도(α)가, 힘 모듈이 사용 중일 때, 환자의 치아 상의 악궁 와이어에 대한 푸시 막대(208)의 각도에 따라서 선택될 수 있다. 예를 들어, 푸시 막대(208)의 축에 평행한 홀이 0° 인 것으로 이해된다면, 각도형 홀(236)이 전형적으로 0° 보다 크고 90° 보다 작을 것이고, 약 5° 내지 약 90° , 또는 약 7.5° 내지 약 80° , 또는 약 10° 내지 약 70° , 또는 약 15° 내지 약 65° , 또는 약 20° 내지 약 60° 의 범위일 수 있다.

[0045] 도 3a 및 도 3b는, 악궁 와이어 또는 다른 치과 교정술 기기에 부착하기 위한 대안적인 구조물 또는 수단을 가지는 개시된 힘 모듈 및 힘 모듈 조립체에서 이용하기 위한 푸시 막대(308)의 다른 대안적인 실시예를 도시한다. 칼라 또는 멈춤쇠(328)가 포함되어 푸시 막대(308)의 원위 이동을 제한할 수 있다. 도시된 바와 같이, 푸시 막대(108) 내에서와 같은 세퍼드 후크(130)와 같은 후크 또는 푸시 막대(208) 내와 같은 홀을 가지는 플랜지를 포함하지 않고, 푸시 막대(308)가, 악궁 와이어의 통과를 허용할 정도로 큰 슬롯(346)을 가지는 측방향으로 연장하는 플랜지 또는 연장부(344)를 포함한다. 슬롯(346)이, 도 3b에 도시된 바와 같이, 푸시 막대(308)의 길이방향 축에 대해서 임의의 회망하는 또는 적절한 각도를 가질 수 있다. 일 실시예에 따라서, 슬롯(346)의 각도(α)가, 힘 모듈이 사용 중일 때, 환자의 치아 상의 악궁 와이어에 대한 푸시 막대(308)의 각도에 따라서 선택될 수 있다. 예를 들어, 푸시 막대(308)의 축에 평행한 슬롯이 0° 인 것으로 이해된다면, 각도형 슬롯(346)이 전형적으로 0° 보다 크고 90° 보다 작을 것이고, 약 5° 내지 약 90° , 또는 약 7.5° 내지 약 80° , 또는 약 10° 내지 약 70° , 또는 약 15° 내지 약 65° , 또는 약 20° 내지 약 60° 의 범위일 수 있다.

[0046] 도 4a 내지 도 4f는, 푸시 막대(408)가 외측 본체(402)에 대해서 원위적으로 전진되고 플런저(404)가 외측 본체(402)에 대해서 근위적으로 전진됨에 따른 여러 가지 위치 및 압축 스테이지에서, 도 1a 내지 도 1c에서 도시된 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체(100)와 유사한, 예시적인 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체(400)를 도시한다.

[0047] 도 4a 및 도 4b는, 칼라(428)가 근위 단부 캡(414)에 접촉지지되도록 푸시 막대(408)가 외측 본체(402)에 대해서 원위적으로 완전히 삽입된, 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체(400)의 구성을 도시한다. 도 4b에 가장 잘 도시된 바와 같이, 코일 스프링(406)이 외측 본체(402) 내에서 연장된 구성으로 유지되는데, 이는, 칼라(428)가 근위 단부 캡(414)에 접촉지지될 때까지, 외측 본체(402)에 대한 푸시 막대(408)의 원위 이동이, 홀로, 코일 스프링(406)으로 하여금 압축되도록 유도하지 않기 때문이다(또는 외측 본체(402) 내에서 완전히 연장된 구성에 있을 때 코일 스프링(406)이 이미 부분적으로 압축된 경우에, 보다 더 압축되게 되기 때문이다). 푸시 막대(408)의 원위 단부가 코일 스프링(406)을 통한 측방향 통로를 통해서 연장하도록 푸시 막대(408)가 근위 단부 캡(414)의 원위 연장부(416)를 통과하는 것으로 도시되어 있다. 이하에서 보여지는 바와 같이, 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체(400) 및 코일 스프링(406)의 추가적인 압축은, 푸시 막대(408)의 원위 단부가 플런저(404)의 통로(434) 내에 삽통신축식으로 수용되게 유도한다.

[0048] 도 4c 및 도 4d는 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체(400)의 구성을 도시하며, 여기에서 칼라(428)가 근위 단부 캡(414)에 접촉지지되도록 그리고 또한, 플런저(404)가 외측 본체(402)에 대해서 근위적으로 부분적으로 이동되도록, 푸시 막대(408)가 외측 본체(402)에 대해서 원위적으로 완전히 삽입되었다. 도 4d에 가장 잘 도시된 바와 같이, 코일 스프링(406)이 근위 단부 캡(414)과 플런저(404)의 근위 단부 부분(412) 사이에서 외측 본체(402) 내에서 부분적으로 압축된다. 코일 스프링(406)의 이러한 부분적인 압축(또는 추가적인 압축)은, 외측 본체(402)에 대한 플런저의 근위 이동을 저지하고 플런저(404)를 외측 본체(402)에 대해서 원위적으로 압박하는, 근위 단부 캡(414) 및 플런저(404)의 근위 단부 부분(412)에 대한 상쇄 힘의 인가를 초래한다. 플런저(404)의 근위 단부 부분(412) 및 근위 단부 캡(414)에 대해서 코일 스프링(406)에 의해서 가해지는 힘은, 코일 스프링(406)의 강도 및 코일 스프링이 압축된 양에 따라서 달라질 수 있다. 코일 스프링(406)에 의해서 인가되는 힘은, 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체(400)에 의해서, 플런저(404) 및 푸시 막대(408)를 통해서,

그들이 부착된 치아로 가해지는 힘과 직접적으로 관련된다(또는 본질적으로 동일하다).

[0049] 도 4e 및 도 4f는 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체(400)의 구성을 도시하며, 여기에서 칼라(428)가 근위 단부 캡(414)에 접촉지지되고, 또한, 플런저(404)가 외측 본체(402)에 대해서 근위적으로 완전히 이동되어, 단부 단편(422)이 원위 단부 캡(418) 및/또는 외측 본체(402)의 원위 단부에 접촉지지되도록, 푸시 막대(408)가 외측 본체(402)에 대해서 원위적으로 완전히 삽입되었다. 대안적으로, (예를 들어, 원위 연장부(416)가, 근위 단부(412)를 통과하는 대신에 접촉지지되게 하는 또는 근위 단부(412)에 못미쳐 종료되게 하는 길이 및 직경을 가지도록) 플런저(404)의 근위 단부(412)에 대한 단부 캡(414)의 원위 연장부(416)의 접촉지지에 의해서, 단부 단편(422)이 단부 캡(418)의 못미쳐 중단될 수 있다(stop short of)(예를 들어, 그에 따라 단부 단편(422)과 플런저(404) 사이의 접합부에 과다 응력이 가해지는 것을 방지한다).

[0050] 도 4f에 가장 잘 도시된 바와 같이, 코일 스프링(406)이 근위 단부 캡(414)과 플런저(404)의 근위 단부 부분(412) 사이에서 외측 본체(402) 내에서 크게(또는 최대로) 압축된다. 외측 본체(402), 플런저(404), 및 푸시 막대(408)의 상대적인 길이들에 의존하여, 단부 단편(422)이, 푸시 막대(408)의 원위 단부의 통과를 허용하기 위한 관통 원위 함몰부를 포함할 수 있을 것이다. 실제 사용 중에, 코일 스프링(406)이 완전히 압축될 수 있거나 그렇지 않을 수 있고, 그에 따라 도 4e 및 도 4f에 도시된 압축량이 단지 예시적인 것일 수 있을 것이다. 코일 스프링(406)의 큰 압축은 근위 단부 캡(414) 및 플런저(404)의 근위 단부 부분(412)에 대해서 가해지는 최대 상쇄 힘을 초래하고, 이는 플런저(404)를 외측 본체(402)에 대해서 원위적으로 압박한다. 앞서서 설명한 바와 같이, 플런저(404)의 근위 단부 부분(412) 및 근위 단부 캡(414)에 대해서 코일 스프링(406)에 의해서 가해지는 힘은, 스프링(406)의 강도 및 스프링이 압축된 양에 따라서 달라질 수 있다. 또한, 코일 스프링(406)에 의해서 인가되는 확장 힘은, 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체(400)에 의해서, 플런저(404) 및 푸시 막대(408)를 통해서, 그들이 부착된 치아로 가해지는 힘과 직접적으로 관련된다(또는 본질적으로 동일하다).

[0051] 도 5a 내지 도 5e는, 힘 모듈 또는 조립체의 단부를 치과 교정술 협측 관에 부착하기 위해서 핀 부착 부재가 이용되는, 본원에서 개시된 바와 같은, 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체를 도시한 사시도이다. 도 5a에 도시된 바와 같이, 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체(500)가 외측 본체(502), 플런저(504), 외측 본체(502)의 중공형 내측부 내의 코일 스프링(미도시), 및 푸시 막대(508)를 포함한다. 이들은, 도 1 내지 도 4에 도시된 실시예에서와 같은 또는 상이한 방식으로 협력할 수 있을 것이다.

[0052] 힘 모듈 또는 조립체(500)는, 사용 중에 플런저(504)를 치과 교정술 브래킷으로 부착하는데 있어서 이용하기 위한, 플랜지(532) 또는 다른 수단을 구비하는 플런저(504)의 원위 단부에 위치되는 단부 단편(522)을 더 포함한다. 이러한 실시예에서, 핀(534)을 이용하여 플런저(504)를 협측 관(550)으로 부착한다. 핀(534)이 협측 관(550)의 관(554)을 통한 길이방향 통로(552)를 통해서 삽입하기 위한 원위 단부(536)를 포함한다. 핀(534)은, 플랜지에 대해서 피봇식으로 부착되는 근위 단부(538)를 또한 포함한다. 도시된 실시예에서, 근위 단부(538)가 플랜지(532) 내의 상응하는 홀을 통해서 배치된 것으로 도시되어 있다. 핀(534)이 플랜지(532) 내의 홀로부터 후퇴되는 것을 방지하기 위해서, 핀(534)의 근위 단부(538)가 플랜지(532)의 근위 측부 상에서 확대된 헤드를 포함할 수 있을 것이다. 핀(534)이 플랜지(532) 내의 홀 내로 추가적으로 삽입되는 것을 방지하기 위해서, 도시된 바와 같이, 핀(534)의 근위 단부(538)가 플랜지(532)의 원위 측부 상에서 굽힘부를 또한 포함한다. 이러한 방식으로, 핀의 근위 단부(538)의 굽힘부 및 확대 헤드가 플랜지(532)와 협력하여, 핀(534)을, 회망하는, 제거할 수 없으나, 플랜지(532)에 대해서 여전히 피봇 부착되는 상태로 유지한다. 핀(534)의 피봇팅 양태는, 사용 중에, 협측 관(550)에 대한 힘 모듈 또는 조립체(500)의 회전 이동을 허용한다.

[0053] 도 5b에서 도시된 바와 같이, 원위 단부(536)가 관(534)을 통해서 나타나고 그 관을 지날 때까지, 핀(534)이 관(554)의 길이방향 통로(552)를 통해서 삽입된다. 그 후에, 도 5c에 도시된 바와 같이, 핀(534)의 원위 단부(536)가 관(534) 주위로 굽혀져서, 핀(534)을 협측 관(550)에 대해서 확실하게 부착한다. 힘 모듈 또는 조립체(500)를 협측 관(550)으로부터 제거하기 위해서, 원위 단부(536)가, 핀(534)의 원위 단부(536)를 관(534)으로부터 후퇴시킬 수 있게 허용하기에 충분한, 실질적으로 직선형인 구성으로 및/또는 다른 위치로 역으로 굽혀진다.

[0054] 도 5d 및 도 5e는, 환자의 치아(560)에 부착되었을 때, 협측 관(550)에 부착된 힘 모듈 또는 조립체(500)를 도시한다. 도 5d에 도시된 바와 같이, 핀(534)의 원위 단부(536)가 협측 관(550)의 관을 통해서 삽입된다. 핀(534)의 근위 단부(538)의 피봇 부착은 배치 중에 힘 모듈 또는 조립체(500)의 회전을 허용하여 시술을 돕는다. 도 5e에 도시된 바와 같이, 핀(534)의 원위 단부(536)를 협측 관(550)의 관 주위로 구부리는 것에 의해서, 힘 모듈 또는 조립체(500)의 플런저(504)가 협측 관(550)에 고정된다.

- [0055] **III. 치과 교정술 힘 모듈 또는 조립체를 협측 관에 대해서 선택적으로 부착 및 해제하기 위한 예시적인 래치 메커니즘**
- [0056] 도 6a 내지 도 6d는 협측 관(650)에 대해서 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체(600)의 단부를 선택적으로 부착 및 탈착하기 위해서 이용되는 예시적인 래치 메커니즘을 도시한다. 도 6a에 도시된 바와 같이, 힘 모듈 또는 조립체(600)가 외측 본체(602), 플런저(604), 외측 본체(602)의 중공형 내측부 내의 코일 스프링(미도시), 및 푸시 막대(608)를 포함한다. 푸시 막대(608)의 근위 단부로부터 연장하는 후크(630) 및 플런저(604)의 원위 단부로부터 연장하는 플랜지(634)가, 클래스 II 또는 클래스 III 부정교합을 교정하기 위한 시술 중에 환자의 턱으로 힘 모듈 또는 조립체(600)를 부착하는데 있어서 이용된다.
- [0057] 추가적으로 설명되는 바와 같이, 래치 메커니즘이, 도시된 바와 같이, 제1 피봇 연결부 또는 구조물(672)에 의해서 플랜지(634)에 부착된 메인 래치 본체(670)를 포함한다. 피봇 핀(674)이 제2 피봇 연결 또는 구조물(676)에 의해서 래치 본체(670)에 피봇식으로 연결된다. 래치 부재(678)가 공간을 사이에 가지는 이격된 갈래부의 쌍을 포함한다. 대안적으로, 래치 부재가 단일 갈래부 또는 클립일 수 있다. 래치 부재(678)는, 도 6a에 도시된 바와 같이, 래치 부재(678)를 향해서 회전될 때, 피봇 핀(674)이 스냅-핏 관계로 래치 부재(678)의 갈래부들 사이에서(또는 단일 갈래부 클랩에 인접하여) 수용되고 선택적으로 록킹될 수 있게 한다. 스냅-핏 관계를 극복하기 위한 충분한 힘이 인가될 때, 피봇 핀(674)이 래치 부재(678)로부터 선택적으로 언록킹될 수 있고, 피봇 핀(674)이 래치 부재(678)로부터 멀리 회전된다.
- [0058] 도 6b 내지 도 6d는, 치아(660)에 부착된 협측 관(650)에 대해서 힘 모듈 또는 조립체(600)를 선택적으로 록킹하기 위해서 이용된 래치 메커니즘을 도시한다. 도 6b에 도시된 바와 같이, 피봇 핀(674)의 원위 단부가 협측 관(650)의 관(654)을 통한 근위 개구부 또는 통로(652) 근처에 배치된다. 제1 피봇 연결부 또는 구조물(672) 및/또는 제2 피봇 연결부 또는 구조물(676)은, 설치 프로세스 중에, 힘 모듈 또는 조립체(600)가 래치 메커니즘에 대해서 희망하는 구성으로 배치될 수 있게 한다. 도 6c에 도시된 바와 같이, 피봇 핀(674)의 원위 단부가 관(654)을 통해서 삽입되고 그러한 관을 지나서 출현한다. 그 이후에, 제2 피봇 연결부 또는 구조물(676)은 래치 메커니즘의 본체(670)가 피봇 핀(674)을 향해서 회전될 수 있게 하여, 래치 부재(678)가 피봇 핀(674)의 원위 단부에 더 근접하게 한다. 도 6d에 도시된 바와 같이, 피봇 핀(674)을 향한 본체(670)의 추가적인 회전은, 래치 부재(678)로 하여금 피봇 핀(674)의 원위 단부와 록킹 결합되게 한다. 힘 모듈 또는 조립체(600)가 협측 관(650)에 일단 부착되면, 힘 모듈 또는 조립체는 푸시 막대(608)의 근위 단부에서 후크(630)에 의해서 대향하는 턱 측부 상의 치아에 부착될 수 있을 것이다.
- [0059] 원하는 바에 따라서, 희망하는 치과 교정술 치료를 달성하기 위해서, 도 6b에 도시된 바와 같이, 협측 관(650)이 보조 후크(656)를 포함할 수 있고, 래치 메커니즘이 또한 탄성 부재의 부착을 위한 보조 후크(680)를 포함할 수 있다.
- [0060] 도 7a 및 도 7b는 클래스 II 부정교합을 교정하기 위해서 환자의 상부 턱과 하부 턱 사이에 부착된, 본원에서 개시된 바와 같은, 치과 교정술 힘 모듈 또는 힘 모듈 조립체(700)를 도시한다. 힘 모듈 또는 조립체(700)의 원위 단부가 환자의 상부 턱의 구치(예를 들어, 어금니) 상에서 협측 관(750)에 부착된다. 힘 모듈 또는 조립체(700)의 근위 단부가 환자의 하부 턱의 전치(예를 들어, 송곳니) 상에서 브래킷 또는 악궁 와이어에 부착된다.
- [0061] 도 7a는, 힘 모듈 또는 조립체(700)가 최대 압축되는, 환자의 턱들이 완전히 폐쇄되었을 때의, 힘 모듈 또는 조립체(700)의 구성을 도시한다. 이러한 구성에서, 칼라(728)가 외측 본체(702)에 대해서 지탱되고, 플런저(704)가 외측 본체 내에서 근위적으로 전진된다. 이는, 힘 모듈 또는 조립체(700)의 외측 본체(702) 내의 압축 가능 스프링(미도시)이, 클래스 II 부정교합을 교정하기 위해서 환자의 상부 턱 및/또는 하부 턱의 치아를 서로에 대해서 이동시키도록 압박하는 힘을 가하도록 유도한다. 이러한 예에서, 힘 모듈 또는 조립체(700)는, 상부 턱의 하부 턱에 대한 수평피개교합을 교정하는 힘을 가한다.
- [0062] 도 7b는, 환자의 턱들이 개방 위치에 있을 때의, 힘 모듈 또는 조립체(700)의 구성을 도시한다. 이러한 힘 모듈 또는 조립체(700)의 구성에서, 푸시 막대(708)가 연장 위치에 있고, 그에 따라 푸시 막대(708)의 칼라(728)가 외측 본체(702)의 근위 단부에 대해서 지탱되지 않는다. 이러한 구성에서, 힘 모듈 또는 조립체(700)의 외측 본체(702) 내의 압축 가능 스프링은, 환자의 상부 턱 및/또는 하부 턱의 치열궁으로 힘을 가하지 않는다. 환자가 상부턱 및 하부 턱을 함께 접근시킴에 따라, 교정 힘이 상부 및 하부 턱으로 점진적으로 가해진다.
- [0063] **IV. 치과 교정술 힘 모듈을 협측 관에 대해서 선택적으로 부착 및 해제하기 위한 예시적인 L-형상의 연결부 핀**

- [0064] 본 개시 내용의 다른 실시예는, 치과 교정술 힘 모듈을 어금니 브래킷의 협측 관 부분으로 커플링시키기 위한 연결부에 관한 것이다. 연결부는, L의 긴 다리부(leg)를 형성하는 협측 관 커플링 다리부를 포함하는 대체로 L-형상의 연결부를 포함하는 한편, 힘 모듈 커플링 다리부가 L의 짧은 다리부를 형성한다. 협측 관 커플링 다리부가 원위 단부로부터 자유 근위 단부를 향해서 연장한다. 사용 중에 자유 근위 단부가 어금니 브래킷의 협측 관 내로 삽입된다. 힘 모듈 커플링 다리부가 협측 관 커플링 다리부의 원위 단부에 대해서 상대적으로 이동하지 않게 부착된다. 협측 관 커플링 다리부의 자유 근위 단부가 분할되거나 달리 압축될 수 있고, 또한 확대된 록킹 돌출부를 포함하고, 그에 따라 다리부가 상응하는 협측 관 내로 완전히 삽입되면, 협측 관 내에서 협측 관 커플링 다리부를 록킹한다. 힘 모듈 커플링 다리부의 샤프트는 힘 모듈의 원위 단부 근처의 플랜지를 통해서 형성된 홀을 통해서 삽입될 수 있도록 하는 크기를 가지고, 부착 단부에 대향하는 자유 단부에서 확대된 헤드를 포함할 수 있을 것이고, 그러한 확대된 헤드는 힘 모듈에서 힘 모듈 커플링 다리부가 활주 이탈(sliding off)하는 것을 방지한다. 힘 모듈 커플링 다리부가 확대된 헤드를 포함할 때, 힘 모듈 커플링 다리부를 협측 관 커플링 다리부로 부착하기에 앞서서, 힘 모듈 커플링 다리부의 부착 단부가 힘 모듈 플랜지 홀을 통해서 삽입될 것을 것이고, 그 후에 2개의 다리부가 (예를 들어, 레이저 용접에 의해서) 서로 상대적으로 이동하지 않게 함께 부착된다.
- [0065] 도 8 내지 도 11은 힘 모듈 또는 조립체의 단부를 치과 교정술 협측 관에 부착하기 위해서 이용될 수 있는 대안적인 L-형상의 연결부를 도시한다.
- [0066] 도 8 및 도 9는 예시적인 L-형상의 연결부(800)를 도시한다. 연결부(800)가 협측 관 커플링 다리부(802) 및 힘 모듈 커플링 다리부(804)를 포함한다. 협측 관 커플링 다리부(802)가 원위 단부(806)로부터 자유 근위 단부(808)를 향해서 길이방향으로 연장한다. 힘 모듈 커플링 다리부(804)의 제1 단부(810)가 협측 관 커플링 다리부(802)의 원위 단부(806)에 (예를 들어, 용접에 의해서) 부착된다. 힘 모듈 커플링 다리부(804)의 대향하는 자유 단부(812)는, 다리부(804)의 샤프트 보다 직경방향으로 더 큰 확대된 헤드(814)를 포함한다. 협측 관 커플링 다리부(802)는, 그 자유 근위 단부(808)에 위치되는 분할부(816)뿐만 아니라, 또한 근위 단부(808)에 위치되는 확대된 록킹 돌출부(818)를 더 포함한다. 록킹 돌출부(818)는 다리부(802)의 샤프트에 대해서 직경방향으로 확대된다. 도시된 바와 같이, 분할부(816)는, 자유 근위 단부(808)로부터 록킹 돌출부(818)를 원위적으로 지나서 부분적으로 다리부(802)의 샤프트 내로 연장하는 함몰부 또는 공극을 포함한다.
- [0067] 일 실시예에서, 분할부(816)가 다리부(802)의 중앙 길이방향 축을 따라서 배치되도록 다리부(802)에 대해서 센터링될 수 있을 것이다. 그 대신에, 분할부가 센터링되지 않고, 오프셋될 수 있을 것이다. 도시된 바와 같이, 분할부(816)가 다리부(802)를 통해서 혀방향-입술방향으로(lingually-labially) 연장할 수 있을 것이다. 대안적으로, 분할부가 잇몸방향-교합방향으로(gingivally-occlusally) 연장할 수 있을 것이다. 분할부(816)가, 다리부(802)의 전체 길이의 약 10 퍼센트 내지 약 50 퍼센트인 길이에 걸쳐서 연장할 수 있을 것이다. 다른 실시예에서, 분할부(816)의 길이가, 다리부(802)의 전체 길이의 약 20 퍼센트 내지 약 40 퍼센트일 수 있을 것이다. 어떠한 경우든, 분할부가 충분히 길어서, 적어도 록킹 돌출부(818)의 위치까지 다리부(802)의 샤프트 내로 연장한다. 바람직하게, 분할부가 록킹 돌출부(818)의 위치를 지나서 연장하는데, 이는, 그러한 연장이, 록킹 돌출부(818)로 하여금, 어금니 브래킷의 협측 관을 통해서 피팅되도록, 보다 용이하게 압축될 수 있게 하기 때문이다. 도시된 바와 같이, 다리부(802)의 자유 단부(808)에서 용기부(819)가, 다리부(802)의 나머지 샤프트 부분의 직경 보다 작은 직경을 가질 수 있을 것이다. 또한, 용기부(819)에 인접하여 가장 얇고 대향 단부를 향해서 두꺼워지도록, 록킹 돌출부(818)의 선행(leading) 연부(820)가 테이퍼링될 수 있을 것이다. 그러한 용기부(819)는 근위 단부(808)를 협측 관 내로 안내하는 것을 돕는 한편, 선행 연부(820)의 테이퍼링은 협측 관 내로 다리부(802)를 점진적으로 삽입하는 것을 보다 용이하게 한다. 선행 연부(820)가 협측 관의 원위 단부 내로 점진적으로 압입됨에 따라, 분할부(816)는, 선행 연부(820) 및 돌출부(818)에 인접한 다리부(802)의 부분이 압축될 수 있게 할 것이고, 이는 록킹 돌출부(818)가 협측 관 내의 통로를 통과할 수 있게 한다.
- [0068] 다리부(802)가 협측 관 내로 과다하게 삽입되는 것에 대한 정지부로서 작용하도록, 다리부(802)의 샤프트에 비해서 확대된 큰 직경 정지부(826)가 원위 단부(806)에서 제공될 수 있을 것이다. 예를 들어, 정지부(826)가 협측 관의 내측 관 직경 보다 큰 직경을 가질 수 있을 것이고, 그에 따라 정지부(826)가 협측 관 통로 내로 삽입될 수 없다. 돌출부(818)와 정지부(826) 사이의 거리가 협측 관의 길이와 같거나 그보다 약간만 더 길 수 있고, 그에 따라 다리부(802)의 샤프트의 중앙 부분이 협측 관 내에 수용되는 한편, 록킹 돌출부(818)가 협측 관의 근위 단부 또는 근심 단부로부터 연장하고 협측 관의 근위 단부와 접촉하며, 정지부(826)가 협측 관의 원위 단부에 대해서 배치된다.
- [0069] 도 8에 도시된 바와 같이, 회전방지 정지부(822)가 다리부(802)의 원위 단부(806)에 부착될 수 있을 것이다. 정

지부(822)가 또한, 정지부(822)를 원위 단부(806)에 대해서 상대적으로 이동하지 않게 부착시키는 부착 다리부(824) 및 자유 단부를 가지는 협측 관 접촉 다리부(827)를 포함하는 L-형상일 수 있을 것이다. 도시된 바와 같이, 다리부(827)가 부착 다리부(824) 보다 길 수 있을 것이다. 도시된 바와 같이, 정지부(822)의 다리부(827)가 협측 관 커플링 다리부(802)와 대체로 평행하게 그리고 동일한 방향으로 연장할 수 있으나, 다른 각도 또는 형상도 가능하다.

[0070] 비록, 대체로 둥근 횡단면인 것으로 도시되어 있지만, 구성요소의 적어도 일부가 둥글지 않은 횡단면(예를 들어, 타원형, 정사각형, 직사각형, 등)을 가질 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 도 8에 도시된 바와 같이, 구성요소가 서로 상이한 두께 또는 직경을 가질 수 있을 것이다. 예를 들어, 협측 관 커플링 다리부(802)가 힘 모듈 커플링 다리부(804) 및 회전방지 정지부(822) 모두 보다 큰 직경을 가질 수 있는 한편, 다리부(804)가 정지부(822) 보다 다소 큰 직경을 가질 수 있을 것이다.

[0071] 연결부(800)가 복수의 단편으로 조립될 수 있을 것이다. 예를 들어, 다리부(802, 804) 및 정지부(822)가 초기에 서로로부터 분리될 수 있을 것이다. 제조 중에, 다리부(804)의 단부(810)가 용접(예를 들어, 레이저 용접), 납땜, 브레이징, 접착, 또는 임의의 다른 적절한 부착 기술에 의해서 다리부(802)의 원위 단부(806)에 부착될 수 있을 것이다. 유사하게, 정지부(822)의 다리부(824)가 원위 단부(806)에 레이저 용접되거나 달리 부착될 수 있을 것이다. 단부(810)를 원위 단부(806)에 부착하기에 앞서서, 힘 모듈이 영구적으로 그리고 해제될 수 없게 다리부(804)에 커플링되도록, 단부(810)가 힘 모듈의 플랜지 내의 통로를 통해서 삽입될 수 있을 것이다. 그러한 실시예에서, 힘 모듈의 플랜지가 일 단부 상의 확대된 헤드(814)와 타 단부(도 10a 참조) 상의 다리부(802)의 큰 직경 정지부(826) 사이에 포획된다.

[0072] 도 10a는 별개의 어금니 브래킷(832) 및 L-형상의 연결부(800)를 도시하며, 여기에서 연결부(800)는 힘 모듈(830)의 플랜지(828)에 커플링된 것으로 도시되어 있다(예를 들어, 그러한 커플링은, 연결부(800)의 제조 중에, 전술한 바와 같이 달성될 수 있을 것이다). 어금니 브래킷(832)은, 부착 관통-홀(836)을 가지는 협측 관(834)을 포함한다. 도 10b는, 협측 관(834)의 관통-홀(836) 내에 삽입되어 연결부(800)를 협측 관(834)으로 커플링시키는, 다리부(802)의 근위 단부를 도시한다.

[0073] 도 10b에 도시된 바와 같이 일단 커플링되면, 연결부(800)가 협측 관(834) 내에서 다리부(802) 주위로 회전할 수 있게 허용하는 핀-경첩 메커니즘에 의해서, 연결부(800)가 협측 관(834)으로 커플링된다. 그러한 회전은 치아 표면에 대한 내-외 방향(즉, 입술방향-혀방향)이다. 유사하게, 힘 모듈(830)이 플랜지(828)에 회전식으로 연결된 다리부(804) 주위로 회전할 수 있게 하는 핀-경첩 메커니즘에 의해서, 연결부(800)가 힘 모듈(830)로 커플링된다. 그러한 회전은 치아 표면에 대한 상-하 방향(즉, 교합방향-잇몸방향)이다.

[0074] 도 11에 도시된 바와 같이, 힘 모듈(830) 및 어금니 브래킷(832)이 서로에 대해서 확실하게 그리고 간접적으로 커플링되나, 환자가 그의 구강을 개방/폐쇄할 때, 연결부(800)는 어금니 브래킷(832)(상부 턱의 어금니(829)에 부착됨)과 힘 모듈(830)(그 근위 단부에서 후크(842)에 의해서 하부 턱의 악궁 와이어(844) 또는 브래킷에 커플링됨) 사이의 충분한 자유로운 이동을 여전히 허용한다. 힘 모듈(830)이 어금니 브래킷(832)으로 직접적으로 커플링되지 않고, 힘 모듈(830)과 어금니 브래킷(832) 사이의 계면으로서 작용하는 연결부(800)를 통한다는 점에서, 커플링이 간접적이다. 커플링 메커니즘은, 연결부(800)로 하여금 협측 관 커플링 다리부(802) 주위로 내측으로 그리고 외측으로 회전할 수 있게 하고, 또한 힘 모듈(830)로 하여금 힘 모듈 커플링 다리부(804) 주위로 위쪽으로 그리고 아래쪽으로 회전할 수 있게 한다.

[0075] 커플링에 포함되는 여러 가지 구성요소(예를 들어, 협측 관(834), 연결부(800), 플랜지(828))가 필요에 따라서 핀 경첩(802 및 804)의 결과로서 환자의 턱의 이동에 의해서 서로에 대해서 조정, 회전 및 이동되도록 허용하면서, 환자가 그 구강을 개방 및 폐쇄할 수 있게 허용한다는 점에서, 커플링이 동적이다. 힘 모듈(830)의 근위 단부가 후크(842)를 통해서 하부 치열궁의 악궁 와이어(844)로 커플링된다. 비록 후크(842)가 하부 악궁 와이어(844)로 커플링된 것으로 도시되어 있지만, 임의의 적합한 또는 공지된 커플링 메커니즘을 이용하여 힘 모듈(830)의 근위 단부를 하부 악궁 와이어(844) 또는 하부 치열궁의 브래킷으로 커플링시킬 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다.

[0076] 도시된 구성은 클래스 II 교정을 위한 것이다. 그러나, 클래스 III 부정교합의 교정이 힘 모듈의 반대 부착에 의해서 달성될 수 있을 것이다. 다시 말해서, 근위 후크(842)가 환자의 상부 턱의 송곳니 근처에서 악궁 와이어 또는 브래킷으로 연결될 수 있는 한편, 힘 모듈의 원위 단부에 위치되는 플랜지(828)가 연결부(800)로 커플링되고, 그러한 연결부는 다시 환자의 하부 치악궁의 어금니에 부착된 어금니 브래킷(832)의 협측 관(834)에 커플링된다. 또한, 본원에서 설명된 것과 다른 치과 교정술 힘 모듈이 L-형상의 연결부(또는 본원에서 개시된 임

의의 다른 연결부)에 의해서 협측 관 브래킷에 연결될 수 있을 것이다.

[0077] L-형상의 연결부(800)가 임의의 적합한 재료로 형성될 수 있을 것이다. 예시적인 재료가 금속 또는 플라스틱을 포함한다. 예시적인 금속 재료가 스테인리스 스틸, 티타늄 합금(예를 들어, 니켈-티타늄), 및/또는 코발트-크롬 합금을 포함한다. 여러 가지 예시적인 스테인리스 스틸이 ANSI 17-4, ANSI 400 계열 스테인리스 스틸, 및/또는 ANSI 300계열 스테인리스 스틸(예를 들어, ANSI 303, ANSI 304, 및/또는 ANSI 316)을 포함한다. 연결부 및 그 구성요소가 가공, 금속 사출 성형, 주조, 인발, 또는 임의의 다른 적합한 기술에 의해서 형성될 수 있을 것이다. 금속으로 연결부를 가공하는 것이 금속 사출 성형에 대비하여 특히 바람직한데, 이는, 모든 다른 매개변수가 동일한 경우에(예를 들어, 동일한 부품 두께, 기하형태, 등), 가공에 의해서 임의의 주어진 구성요소를 형성할 때 강도가 금속 사출 성형에 대비하여 상당히 더 크기 때문이다. 다른 실시예에서, 연결부가, 보강을 위해서 유리 로딩될(glass loaded) 수 있는, 폴리카보네이트, 나일론 및/또는 델린(Delrin)과 같은, 적절한 큰 강도의, 비교적 강성인 플라스틱으로 형성될 수 있을 것이다.

[0078] V. 치과 교정술 힘 모듈을 협측 관에 대해서 선택적으로 부착 및 해제하기 위한 추가적인 예시적 연결부 조립체

[0079] 본 개시 내용의 다른 실시예는, 치과 교정술 힘 모듈을 어금니 브래킷의 협측 관 부분으로 커플링시키기 위한 대안적인 연결부 및 연결부 조립체에 관한 것이다. 연결부 조립체가 연결부 본체, 어금니 브래킷의 협측 관을 연결부 본체에 커플링시키기 위한 제1 커플링 핀, 및 치과 교정술 힘 모듈의 플랜지를 연결부 본체에 커플링시키기 위한 제2 커플링 핀을 포함한다. 연결부 본체는, 본체, 어금니 브래킷의 협측 관을 수용하기 위해서 본체의 잇몸 측부 내로 형성되는 협측 관 수용 함몰부, 및 힘 모듈의 원위 단부에 또는 그 근처에 배치된 플랜지를 수용하기 위한 본체의 대향 측부 내로 형성된 플랜지 수용 함몰부를 포함한다. 본체는, 협측 관 수용 함몰부와 축방향으로 정렬된, 본체를 통해서 배치된 제1 채널, 및 플랜지 수용 함몰부와 축방향으로 정렬된, 본체를 통해서 배치된 제2 채널을 더 포함한다. 사용시에, 제1 커플링 핀이 제1 채널 및 협측 관을 통해서 삽입되어, 협측 관을 연결부 본체에 커플링시킨다. 제2 커플링 핀이 제2 채널 및 힘 모듈의 플랜지를 통해서 형성된 홀을 통해서 유사하게 삽입되어, 힘 모듈의 플랜지를 연결부 본체에 커플링시킨다.

[0080] 연결부 조립체가 금속(예를 들어, 스테인리스 스틸), 플라스틱, 또는 탄성중합체 재료(예를 들어, 실리콘)과 같은 임의의 적합한 재료로 형성될 수 있을 것이다. 어떠한 경우에도, 조립체가, 힘 모듈과 환자의 어금니에 부착된 어금니 브래킷 사이에서 동적이지만 확실한 커플링 메커니즘을 제공한다. 유리하게, (예를 들어, 상부 및 하부 턱이 서로에 대해서 이동될 때) 필요에 따라서, 커플링 메커니즘은, 연결부 본체로 하여금, 일 측부 상에서 어금니 브래킷에 대해서 그리고 타 측부 상에서 힘 모듈에 대해서 그 배향 및 공간적 관계를 자발적으로 조정할 수 있게 한다. 이러한 방식으로, 환자는, 치과 교정술 힘 모듈이 연결부 조립체를 통해서 어금니 브래킷에 간접적으로 커플링되어 유지되는 동안, 정상적인 활동을 계속할 수 있다.

[0081] 도 12 및 도 13은, 각각, 근심 단부(904) 및 원위 단부(906)를 가지는 본체(902)를 포함하는 예시적인 연결부(900)를 도시한다. 협측 관 수용 함몰부(910)가 본체(902)의 잇몸 측부(908) 내로 형성된다. 아마도 도 14에 가장 잘 도시되어 있는 바와 같이, 함몰부(910)가 또한 본체(902)의 혀 또는 "후방" 측부까지 또한 연장하여 어금니 브래킷의 협측 관을 함몰부(910) 내로 삽입하는 것을 도울 수 있을 것이다. 교합 측부(912)가, 힘 모듈의 원위 단부에서 또는 그 근처에서 플랜지를 수용하기 위해서 내부에 형성된 플랜지 수용 함몰부(914)를 포함한다. 본체(902)는, 함몰부(910)와 축방향으로 정렬된 제1 채널(916)을 더 포함하고, 그에 따라 채널(916) 내로 삽입된 커플링 핀이 근심 부분(916a)(도 13)을 통해서, 협측 관을 통해서, 그리고 이어서 원위 부분(916b)(도 13) 내로 연장하여, 협측 관을 본체(902)와 커플링시킨다. 이러한 커플링된 구성이 아마도 도 15b에서 가장 명료하게 도시되어 있다.

[0082] 본체(902)는 플랜지 수용 함몰부(914)와 축방향으로 정렬된 제2 채널(918)을 또한 포함하고, 그에 따라 채널(918) 내로 삽입된 제2 커플링 핀이 입술 부분(918a)(도 14)을 통해서, 플랜지를 통해서, 그리고 이어서 혀 부분(918b)(도 14) 내로 연장하여, 힘 모듈 플랜지를 연결부(900)에 커플링시킨다.

[0083] 도 15a는, 여러 가지 구성요소가 서로 어떻게 커플링되는지를 보다 잘 이해할 수 있게 하는 분해도를 도시한다. 힘 모듈(920)이 그 원위 단부에 근접하여 배치된 플랜지(922)를 포함한다. 플랜지(922)가, 모듈(920)의 길이방향 축에 대해서 횡방향인 관통-홀(924)을 포함한다. 플랜지 수용 함몰부(914)가 플랜지(922)를 그 내부에 수용하도록 크기가 결정되고 구성되며, 그에 따라, 플랜지(924)가 함몰부(918) 내에 완전히 안착(seat)되었을 때, 채널(918)이 관통-홀(924)과 축방향으로 정렬된다. 제2 커플링 핀(926)은, 채널(918) 내로 삽입되어 채널(918)의 양 부분을 통과하도록 크기가 결정되고 구성되며, 그에 따라 관통-홀(924)이 채널(918)의 입술 부분 및 혀 부분 사이에 배치된다. 결과적으로, 힘 모듈(920)의 플랜지(922)가 커플링 핀(926)에 의해서 연결부 본체(90

0)로 커플링될 수 있다. 커플링 핀(926)이 도시된 바와 같이 단순한 원통형 샤프트를 포함할 수 있을 것이다. 대안적으로, 핀(926)이 확대된 근위 헤드, L-형상의 근위 헤드, 및/또는 제1 커플링 핀(934)에 대해서 이하에서 설명되는 임의 특징을 포함할 수 있을 것이다.

[0084] 어금니 브래킷(928)이, 힘 모듈과 같은, 보조적인 장치에 커플링하기 위한 협측 관(930)을 포함한다. 협측 관(930)이 관통-홀(932)을 포함한다. 협측 관 수용 함몰부(910)는 협측 관(930)을 내부에 수용하도록 그 크기가 결정되고 구성되며, 그에 따라, 협측 관(930)이 함몰부(910) 내에 완전히 안착되었을 때, 채널(916)이 관통-홀(932)과 축방향으로 정렬된다. 제1 커플링 핀(934)은, 채널(916) 내로 삽입되고, 근심 부분(916a), 협측 관(930)의 관통-홀(932)을 통과하고, 이어서 원위 부분(916b) 내로 연장하도록, 그 크기가 결정되고 구성된다. 결과적으로, 어금니 브래킷(928)의 협측 관(930)이 커플링 핀(934)에 의해서 연결부(900)로 커플링될 수 있다.

[0085] 일단 커플링되면, 핀(934) 주위의 본체(902)의 내-외 유형의 회전을 허용하는 핀-경첩 메커니즘에 의해서, 연결부(900)가 협측 관(930)으로 커플링된다. 유사하게, 힘 모듈(920)이 핀(926) 주위로 상-하 유형으로 회전하는 것을 허용하는 핀-경첩 메커니즘에 의해서, 연결부(900)가 힘 모듈(920)로 커플링된다. 이러한 방식으로, 힘 모듈 및 어금니 브래킷이 서로에 대해서 확실하게 그리고 간접적으로 커플링되나, 연결부 본체는, 어금니 브래킷(928)(상부의 턱의 어금니에 부착됨)이 힘 모듈(920)(그 근위 단부(942)가 하부 턱의 악궁 와이어 또는 브래킷에 부착됨)에 대해서 이동할 때, 이동의 충분한 자유를 여전히 허용한다. 힘 모듈(920)이 어금니 브래킷(928)으로 직접적으로 커플링되지 않고, 힘 모듈(920)과 어금니 브래킷(928) 사이의 계면으로서 작용하는 연결부(900)를 통한다는 점에서, 커플링이 간접적이다. 커플링 메커니즘은, 연결부(900)로 하여금 제1 커플링 핀(934) 주위로 내측으로 그리고 외측으로 회전할 수 있게 하고, 또한 힘 모듈(920)로 하여금 제2 커플링 핀(926) 주위로 위쪽으로 그리고 아래쪽으로 회전할 수 있게 한다.

[0086] 도 15b는, 채널(916) 내로 삽입되고, 근심 부분(916a)을 통해서, 협측 관(930)의 홀(932)을 통해서, 그리고 채널(916)의 원위 부분(916b) 내로 연장하는, 커플링 핀(934)을 도시한다. 커플링 핀(934)이, 핀(934)의 샤프트보다 큰 확대된 근위 헤드(940)를 포함하는 것으로 도시되어 있다. 물론, 핀(934)이 달리 구성될 수 있을 것이다(예를 들어, 그 근위 헤드에서 L-형상의 굽힘부를 가지거나, 확대된 헤드를 전혀 가지지 않을 수 있을 것이다). 커플링 핀(934)이 또한, 상응하는 돌출부를 수용하기 위해서 크기가 결정되고, 성형되고, 그리고 채널(916) 내에 배치되는 상응하는 환형 함몰부(936a, 938a)와 결합하기 위한 환형 돌출부(936, 938)를 포함할 수 있을 것이다.

[0087] 비록 연결부 본체(900)가 임의의 적합한 재료(예를 들어, 금속, 플라스틱, 탄성중합체 재료, 또는 심지어 세라믹)로 형성될 수 있을 것이나, 일 실시예에서, 탄성중합체 재료(예를 들어, 실리콘)로 제조되는 것이 바람직하다. 그러한 재료가 상당한 탄성(예를 들어, 적어도 약 50% 연신)을 나타낸다. 그러한 실시예에서, 커플링 핀(934)(또한 커플링 핀(926))이 금속 또는 비교적 강성인 플라스틱으로 형성될 수 있을 것이고, 본체(900)의 탄성적인 본성은, 본체(900)로 하여금 탄성적으로 휘어지고, 굽혀지고, 압축될 수 있게 하여, 확대된 돌출부(936, 938)가 채널(916) 내로 진입할 수 있게 한다. 도 15b에 도시된 바와 같이, 채널(916)이 돌출부(936, 938)보다 직경방향으로 더 작을 수 있을 것이다. 탄성적이 본체(900)가, 커플링 핀(934)이 채널(916) 내로 밀림에 따라서, 탄성적으로 압축될 수 있고 돌출부(936, 938) 주위에서 적응될 수 있으며, 돌출부(936, 938)가 함몰부(936a, 938a)에 도달할 때, 환형 돌출부(936, 938)가 함몰부(936a, 938a) 내로 각각 스냅되어, 커플링 핀(934)을 제 위치에서 유지한다. 연결부 본체(900)가 탄성중합체이기 때문에, 커플링 핀(934)이 충분한 당김 힘을 가할 때 외부로 당겨질 수 있으나, 돌출부(936, 938) 및 함몰부(936a, 938a)의 록킹 메커니즘이 핀(934)을 제 위치에서 유지하여, 의도하지 않게 핀이 제거되는 것을 방지할 것이다.

[0088] 전술한 바와 같이, 본체(900)가 임의의 적합한 재료로 형성될 수 있을 것이다. 예시적인 금속 재료가 스테인리스 스틸, 티타늄 합금(예를 들어, 니켈-티타늄), 및/또는 코발트-크롬 합금을 포함한다. 여러 가지 예시적인 스테인리스 스틸이 ANSI 17-4, ANSI 400 계열 스테인리스 스틸, 및/또는 ANSI 300계열 스테인리스 스틸(예를 들어, ANSI 303, ANSI 304, 및/또는 ANSI 316)을 포함한다. 금속 연결부 본체가 가공, 금속 사출 성형, 주조, 인발, 또는 임의의 다른 적합한 기술에 의해서 형성될 수 있을 것이다. 커플링 핀이 유사하게 가공, 금속 사출 성형, 주조, 인발, 또는 임의의 다른 적합한 기술에 의해서 형성될 수 있을 것이다. 금속으로 형성될 때, 가공하는 것이 특히 바람직한데, 이는, 모든 다른 매개변수가 동일한 경우에(예를 들어, 동일한 부품 두께, 기하형태, 등), 가공에 의해서 임의의 주어진 구성요소를 형성할 때 강도가 금속 사출 성형에 대비하여 상당히 더 크기 때문이다. 다른 실시예에서, 연결부 본체 및/또는 커플링 핀이, 보강을 위해서 유리 로딩될 수 있는, 폴리카보네이트, 나일론 및/또는 델린과 같은, 적절한 큰 강도의, 비교적 강성인 플라스틱으로 형성될 수 있을 것이다.

다른 대안에서, 본체 및/또는 커플링 핀이 세라믹으로 형성될 수 있을 것이다.

[0089] 비록, 금속, 플라스틱, 또는 심지어 세라믹 재료가 이용될 수 있지만, 일 실시예에 따라서, 연결부 본체가 탄성 중합체 재료를 포함한다. 그러한 재료가 열경화성 수지(thermoset) 또는 화학적 경화 탄성중합체(예를 들어, 실리콘), 또는 열가소성 탄성중합체일 수 있을 것이다. 이용에 적합한 예시적인 실리콘 및 열가소성 탄성중합체 재료가 바람직하게 적어도 약 50%, 보다 바람직하게 적어도 약 75%, 보다 더 바람직하게 적어도 약 100%, 그리고 가장 바람직하게 적어도 약 300%의 탄성적인 연신을 나타낸다. 일 실시예에 따라서, 탄성적인 연신이 약 50% 내지 약 2000% 범위, 전형적으로 약 75% 내지 약 1500% 범위, 보다 전형적으로 약 100% 내지 약 1000% 범위, 및 가장 전형적으로 약 300% 내지 약 800% 범위이다.

[0090] 이용되는 탄성중합체 재료가 임의의 적합한 듀로미터(durometer) 경도 값을 가질 수 있을 것이다. 듀로미터는 경도의 측정치, 또는 영구적인 오목화(indentation)를 저지할 수 있는 재료의 능력의 측정치이다. 구체적인 ASTM 테스트 과정(예를 들어, ASTM D2240)이 당업자에게 공지되어 있다. 전형적인 듀로미터 값이 약 20 내지 약 90의 쇼어(Shore) A 듀로미터 경도 범위일 수 있을 것이다. 그러한 값이 클수록, 재료가 더 경질이다. 보다 더 큰 경도 값(예를 들어, 쇼어 D 스케일(scale)에서 측정된 값)을 나타내는 재료가 또한 이용하기에 적합할 수 있을 것이다.

[0091] 여러 가지 실리콘 재료 중 임의의 재료가 이용될 수 있을 것이다. 하나의 예시적인 재료, 즉 KEG2000-50A/B가 미국 오하이오 애크론에 소재하는 Shin-Etsu Silicones of America로부터 입수될 수 있다. 여러 가지 다른 Shin-Etsu 실리콘 제품 및 다른 공급자로부터의 실리콘 재료가 또한 이용될 수 있다.

[0092] 이용될 수 있는 열가소성 탄성중합체의 예가 스티렌-에틸렌-부틸렌-스티렌(SEBS), 및 실리콘과 유사한 탄성적 연신 및 다른 성질을 나타내는, 권리를 가지는(proprietary) 열가소성 탄성중합체 합금인, VERSAFlex을 포함한다. VERSAFlex는 미국 일리노이즈 맥헨리에 기반을 둔 GLS Corporation에 의해서 판매된다. SEBS 재료의 적합한 예는, 다양한 공급자로부터 입수할 수 있는 SEBS TPE 45A이다.

[0093] VERSAFLEX CL30 및 VERSAFLEX CL40를 포함하는, 몇몇 예시적인 VERSAFLEX 열가소성 탄성중합체 재료가 미국 일리노이즈 맥헨리에 소재하는 GLS Corporation으로부터 입수될 수 있다. GLS Corporation으로부터의 여러 가지 다른 VERSAFLEX가 또한 이용될 수 있다.

[0094] 이용하기에 적합할 수 있는 부가적인 탄성중합체 실리콘 및 실리콘-유사 열가소성 탄성중합체 재료의 예가 이하의 표에서 나열되어 있다.

표 1

| 제조사 | 제품 | 제품 유형 | 경도(A) | % 연신 |
|------------------|--------------------------|-------------|-------|------|
| Shin-Etsu | SVX-19550C-7 | 실리콘 | 50 | 640 |
| Wittenburg B.V. | MT 970 | SEBS | 70 | |
| Wittenburg B.V. | Cawiton PR 2677F | SEBS | 25 | |
| Teknor Apex | MP 1870-1000 | SEBS-TPE | 70 | 600 |
| Bayer | Texin 985 | TPE (폴리에스터) | 86 | 500 |
| Bayer | Texin 285 Natural | TPE (폴리에스터) | 85 | 500 |
| Bayer | Texin 1201 | TPE | 67 | 300 |
| GLS Corp. | Versaflex - CL 30 | TPE | 30 | 780 |
| GLS Corp. | Versaflex - CL 40 | TPE | 43 | 690 |
| GLS Corp. | Versaflex 2250 | TPE | 50 | 760 |
| GLS Corp. | Versalloy 9055X-1 | TPE | 53 | 590 |
| GLS Corp. | Dynaflex G2701-1000-02 | TPE | 66 | 590 |
| GLS Corp. | Dynaflex G 2703-1000-02 | TPE | 58 | 690 |
| Dow Corning | TPSiV 3010 | TPE | 50 | 470 |
| Dow Corning | TPSiV 3040-55A | TPE | 55 | 450 |
| Dow Corning | LSR C6-550 | 실리콘 | 55 | 661 |
| Dow Corning | LSR C6-570 | 실리콘 | 70 | 442 |
| Dow Corning | Silastic Dev SB 2% bleed | 실리콘 | 50 | 450 |
| JRS | Excelink 1600B | TPE | 56 | 640 |
| PolyOne | Elastamax EG-9065 | TPE | 65 | 420 |
| Advance Polymers | Duragrip DGR 6250 CL | TPE | 50 | 800 |

| | | | | |
|-------------|-------------------|-------|----|-----|
| Elastocon | Elastocon 2840 | TPE | 40 | 580 |
| Elastocon | Elastocon 2855 | TPE | 55 | 660 |
| Kraiburg | Thermolast TF4THT | TPE | 40 | 610 |
| Kraiburg | Thermolast TF5THT | TPE | 50 | 680 |
| Kraiburg | Thermolast TF6THT | TPE | 60 | 710 |
| AT Plastics | Ateva 2810A | EVA-C | 79 | 820 |
| Arkema | Evatane 33-400 | EVA | 55 | 950 |

[0096]

도 16은, 환자의 구강 내에 설치되고 어금니 브래킷(928)(어금니 밴드(929)에 의해서 환자의 상부 어금니로 고정된다)의 협측 관(930)과 힘 모듈(920)의 플랜지(922) 사이에 커플링된 연결부(900)를 도시한다. 커플링에 포함되는 여러 가지 구성요소(예를 들어, 협측 관(930), 연결부(900), 플랜지(922))가 필요에 따라서 핀 경첩(934 및 926)의 결과로서 환자의 턱의 이동에 의해서 서로에 대해서 조정, 회전 및 이동되도록 허용하면서, 환자가 그의 구강을 개방 및 폐쇄할 수 있게 허용한다는 점에서, 커플링이 동적이다. 힘 모듈(920)의 근위 단부가 후크(942)를 통해서 하부 치열궁의 악궁 와이어(944)로 커플링된다. 비록 후크(942)가 하부 악궁 와이어(944)로 커플링된 것으로 도시되어 있지만, 임의의 적합한 커플링 메커니즘을 이용하여 힘 모듈(920)의 근위 단부를 하부 치열궁의 하부 악궁 와이어(944) 또는 브래킷으로 커플링시킬 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 도시된 구성은 클래스 II 교정을 위한 것이다. 클래스 III 부정교합의 교정이 힘 모듈의 반대 부착에 의해서 달성될 수 있을 것이다. 다시 말해서, 근위 후크(942)가 환자의 상부 턱의 송곳니 근처에서 악궁 와이어 또는 브래킷으로 연결될 수 있는 한편, 힘 모듈의 원위 단부에 위치되는 플랜지(922)가 연결부 본체로 커플링되고, 그러한 연결부 본체는 다시 환자의 하부 치악궁의 어금니에 부착된 어금니 브래킷의 협측 관에 커플링된다.

[0097]

도 17은, 협측 관 수용 함몰부(910'), 플랜지 수용 함몰부(914'), 및 사용 중에, 커플링 핀이 근심 부분(916a')(도 20)를 통해서, 함몰부(910') 내의 협측 관을 통해서, 그리고 이어서 원위 부분(916b')(도 20) 내로 연장하도록, 함몰부(910')와 축방향으로 정렬되는 본체(902')를 통한 제1 채널(916')을 포함하는 연결부(900')의 대안적인 실시예를 도시한다. 사용 중에 제2 커플링 핀이 입술 부분(918a')을 통해서, 함몰부(914') 내에 수용된 플랜지를 통해서, 그리고 혀 부분(918b') 내로 연장하도록, 함몰부(914')와 축방향으로 정렬되는 제2 채널(918')이 또한 본체(902') 내에 제공된다. 본체(900')의 전술한 특징은, 도 12에서 도시된 실시예의 상응하는 번호의 특징부와 유사하다. 또한, 연결부 본체(900')가, 커플링 핀을 채널(916') 내에서 유지하는 것을 돕는 상응하는 핀을 수용하도록 구성된 제3 채널(946)을 포함한다. 다른 차이는, 채널(916')이 본체(902')(도 20)를 완전히 통과하여 연장하는 것으로 도시되어 있다는 것이다.

[0098]

연결부 본체(900')가, 협측 관 수용 함몰부(910') 아래에서 교합방향으로 배치되는 회전방지 정지부(948)를 더 포함한다. 정지부(948)가, 사용 중에, 협측 관과 접촉하여, 연결부(900')(및 커플링된 힘 모듈)가 치아로부터 멀리 환자의 뺨을 향해서 과다하게 회전하는 것을 방지하도록, 근심으로부터 본체(900')의 원위 단부까지 그리고 함몰부(910') 내에 수용된 협측 관을 향해서 잇몸방향으로 위쪽으로 연장하는 벽으로서 구성될 수 있을 것이다. 다시 말해서, 정지부(948)가 연결부(900') 및 커플링된 힘 모듈을 환자의 턱에 대해서 회망하는 배향으로 유지하는데 도움을 주고, 그에 따라 채널(916') 내에 수용된 제1 커플링 핀 주위로 원치 않게 과다하게 외측으로 회전하는 것을 방지한다.

[0099]

도 18은, 힘 모듈 및 협측 관이 연결부(900')에 어떻게 커플링되는지를 보여주는 분해도이다. 일반적인 커플링 메커니즘은, 부분(916a')과 부분(916b')이 그 사이에 협측 관(930)을 개재한 상태로, 커플링 핀(934')이 채널(916') 내로 삽입되는 도 15a의 커플링 메커니즘과 유사하다. 채널의 입술 부분 및 혀 부분이 플랜지(922)를 그 사이에 개재한 상태로, 커플링 핀(926')이 채널(918') 내로 삽입된다. 커플링 핀(934')은 확대된 근위 헤드(940')를 포함하나, 샤프트의 단부에서 약간 확대된 또는 볼록한 원위 헤드(936')뿐만 아니라, (예를 들어, 근위 헤드(940') 근처에서 샤프트 내로 형성된) 볼록한 헤드(936')에 근위적으로 배치된 핀 샤프트 내에 형성된 함몰부(938')를 포함한다는 점에서, 커플링 핀(934)과 다소 상이하게 구성된다. 핀(934')의 샤프트가 대체로 원통형일 수 있으나, 원하는 바에 따라서, 편평한 표면(예를 들어, 정사각형 또는 직사각형 횡방향 횡단면을 갖는다)을 포함할 수 있을 것이다. 아마도 도 20에 가장 잘 도시된 바와 같이, 채널(916) 내로의 그리고 협측 관(930)의 홀(932)을 통한 삽입을 허용하도록, 볼록한 헤드(936')의 크기가 결정된다. 하나의 커플링 핀(934')이 완전히 삽입되면, 커플링 핀(950)이 채널(946) 내로 삽입된다. 완전히 삽입된 조건에서, 함몰부(938')(예를 들어, 반구형 또는 다른 오목한 함몰부)가 채널(946)과 정렬되고, 그에 따라, 핀(950)이 채널(946) 내로 삽입될 때, 그러한 핀이 함몰부(938') 내로 수용된다. 핀(950)의 수용으로부터 벗어나게 함몰부(938')를 상승시키기 위해서 커플링 핀(934')이 "상승"되게 허용하도록, 핀(934')의 샤프트가 채널(916')에 비해서 작은 크기를 가질

수 있을 것이다. 이러한 구성에서, 볼록한 헤드(936')가 핀(950)과 접촉할 때까지, 커플링 핀(934')이 채널(916)로부터 부분적으로 철회될 수 있을 것이다. 핀(950)이 먼저 제거될 때까지, 볼록한 헤드(936')와 핀(950) 사이의 접촉은 커플링 핀(934')의 추가적인 제거를 방지한다.

[0100] 도 19는 분할된 원위 단부를 포함하는 대안적인 커플링 핀(934")을 도시한다. 분할부(938")는, 핀이 각각의 연결부(900, 900')의 채널(916 또는 916')을 통해서 삽입될 때, 핀(934")의 분할 부분이 압축되게 한다. 핀(934")은 핀(934")의 분할 원위 단부에서 록킹 돌출부(936")를 더 포함하고, 그러한 록킹 돌출부는, 핀(934")이 완전히 삽입된 후에, 확대된 근위 헤드(940")와 협력하여 핀(934")을 록킹한다. 예를 들어, 록킹 돌출부(936")와 확대된 근위 헤드(940") 사이의 핀(934")의 샤프트의 길이가 협착 관 더하기 채널 부분(916a, 916a' 및 916b, 916b')의 길이와 동일할 수 있을 것이고, 그에 따라 일단 완전히 삽입되면, 협착 관 및 연결부가 돌출부(936")와 헤드(940") 사이에서 록킹된다. 핀(934")의 분할 원위 단부가 채널(916, 916') 내로 용이하게 삽입되도록 돕기 위해서, 도시된 바와 같이, 록킹 돌출부(936")의 선행 연부가 테이퍼링될 수 있을 것이다. 본 개시 내용에 비추어 볼 때, 다른 적절한 커플링 핀 구성이 당업자에게 자명할 것이다.

[0101] 도 21은, 환자의 구강 내에 설치되고 어금니 브래킷(928)(어금니 밴드(929)에 의해서 환자의 상부 어금니로 고정된다)의 협착 관(930)과 힘 모듈(920)의 플랜지(922) 사이에 커플링된 연결부(900')의 사시도이다. 커플링에 포함되는 여러 가지 구성요소(예를 들어, 협착 관(930), 연결부(900'), 플랜지(922))가 필요에 따라서 환자의 턱 이동에 의해서 핀 경첩(934' 및 926') 주위의 회전에 의해서 조정될 수 있게 허용하면서, 환자가 그 구강을 개방 및 폐쇄할 수 있게 허용한다는 점에서, 커플링이 동적이다. 힘 모듈(920)의 근위 단부가 후크(942)를 통해서 하부 치열궁의 악궁 와이어(944)로 커플링된다. 비록 후크(942)가 하부 악궁 와이어(944)로 커플링된 것으로 도시되어 있지만, 임의의 적절한 커플링 메커니즘을 이용하여 힘 모듈(920)의 근위 단부를 하부 치열궁의 하부 악궁 와이어 또는 브래킷으로 커플링시킬 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다. 정지부(948)(도 17 참조)는 연결부(900') 및 커플링된 힘 모듈(920)이 환자의 치아로부터 뺄을 향해서 외측으로 멀리 과다하게 회전되는 것을 방지한다. 또한, 본원에서 설명된 것과 다른 치과 교정술 힘 모듈이 전술한 연결부 및 연결부 조립체 중 임의의 것에 의해서 협착 관 브래킷에 연결될 수 있다는 것을 이해할 수 있을 것이다.

[0102] VI. 치과 교정술 힘 모듈 또는 조립체 및 래치 메커니즘을 제조하기 위해서 이용되는 예시적인 재료

[0103] 본 발명의 치과 교정술 힘 모듈 및 조립체가, 하나 이상의 금속 또는 합금 및/또는 중합체와 같은, 임의의 적절한 재료(들)로 형성될 수 있을 것이다. 일 실시예에 따라서, 적어도 외측 본체, 플런저 및 푸시 막대가 스테인리스 스틸(예를 들어, 316L) 및 다른 생체 적합성 금속 또는 합금으로 제조될 수 있다. 다른 실시예에 따라서, 치과 교정술 힘 모듈 및 조립체의 구성요소의 적어도 일부가 몰딩된 중합체 재료를 포함할 수 있을 것이다.

[0104] 피로 방지를 위해서 그리고 시간에 걸친 보다 신뢰가능한 스프링-백 작용 및 지속적인 교정 힘을 제공하는 스프링을 제공하기 위해서, 스프링이 Elgiloy®과 같은 Co-Cr-Ni 합금을 포함할 수 있을 것이다. 일 실시예에 따라서, 스프링이 압축 가능 코일 스프링을 포함한다.

[0105] 치과 교정술 힘 모듈 및 조립체의 구성요소가, 당업계에 공지되고 임의의 적절한 몰딩 및/또는 가공 프로세스가 가해지는 특별한 재료에 적합한, 임의의 적절한 몰딩 및/또는 가공 프로세스를 이용하여 제조될 수 있을 것이다. 예를 들어, 구성요소의 적어도 일부가, 가공, 주조, 사출 성형, 금속 사출 성형(MIM), 부가적(additive) 제조 프로세스, 및 인발 등에 의해서 제조될 수 있을 것이다. 적어도 세장형 본체를 가공하는 것이 유리할 수 있을 것인데, 이는 구성요소 치수의 보다 양호한 정확도가 대안적인 기술(예를 들어, 인발)에 대비하여 가능할 수 있을 것이기 때문이다. 그러한 개선된 정확도는 개선된 벽 두께뿐만 아니라 보다 양호한 피팅을 제공한다. 구성요소의 소형화, 강도 증가, 및 정확한 피팅이 가공에 의해서 가능해진다. 예를 들어, 가공된 세장형 본체가 인발에 의해서 형성된 기존 장치의 벽 두께 보다 실질적으로 더 두꺼운 벽 두께를 가질 수 있을 것이다.

[0106] 또한, 가공된 장치의 전체적인 치수, 특히 폭이 기존의 장치 보다 상당히 더 좁다. 이는, 기존의 힘 모듈에 대비하여 상당히 더 낮은 프로파일을 가지는 장치를 제공하고, 이는 사용 중에 편안함을 증대시키고 연결 구강 조직과의 접촉을 감소시킨다. 또한, 가공은 금속 사출 성형에 의해서 제조된 장치에 대비하여 향상된 내구성을 제공할 수 있다.

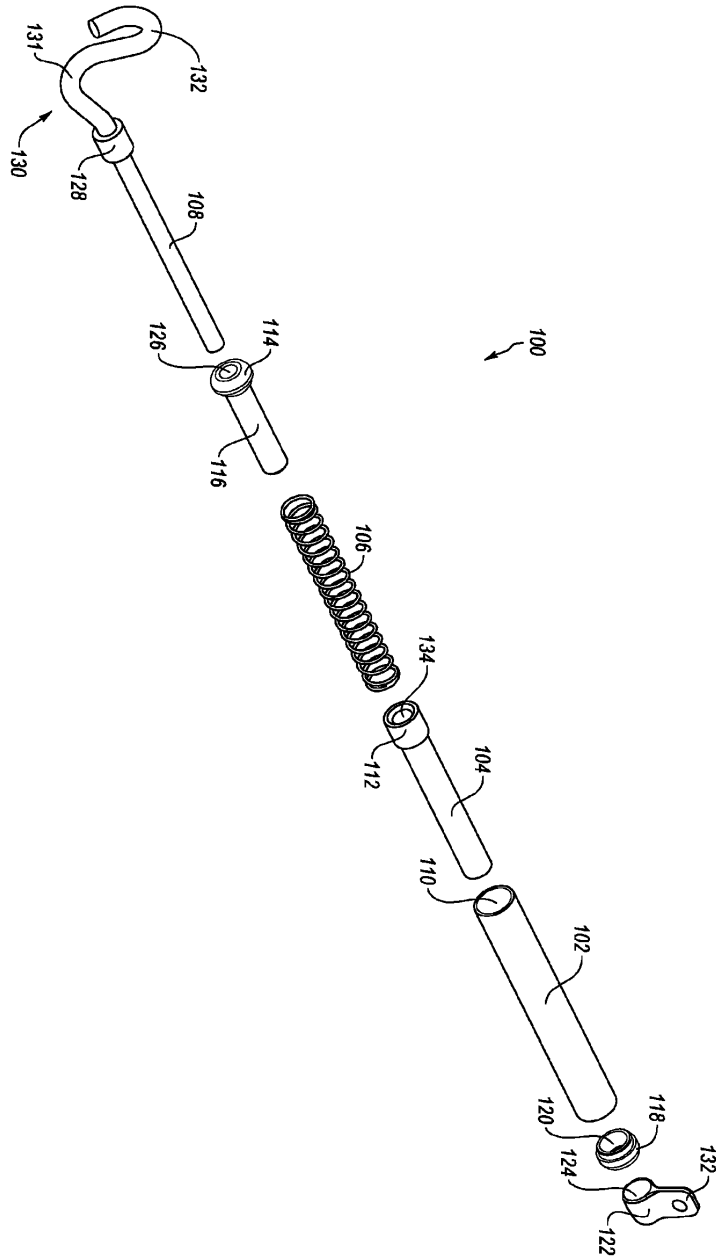
[0107] 본원 명세서 및 첨부된 청구항에서 사용된 바와 같이, 문맥에서 달리 명확하게 기술하지 않는 경우에, 단수 형태("a," "an" 및 "the")가 복수형 언급을 포함한다.

[0108] 또한, 사상 및 본질적 특성을 벗어나지 않고도, 청구된 본 발명이 다른 구체적인 형태로 구현될 수 있다는 것을

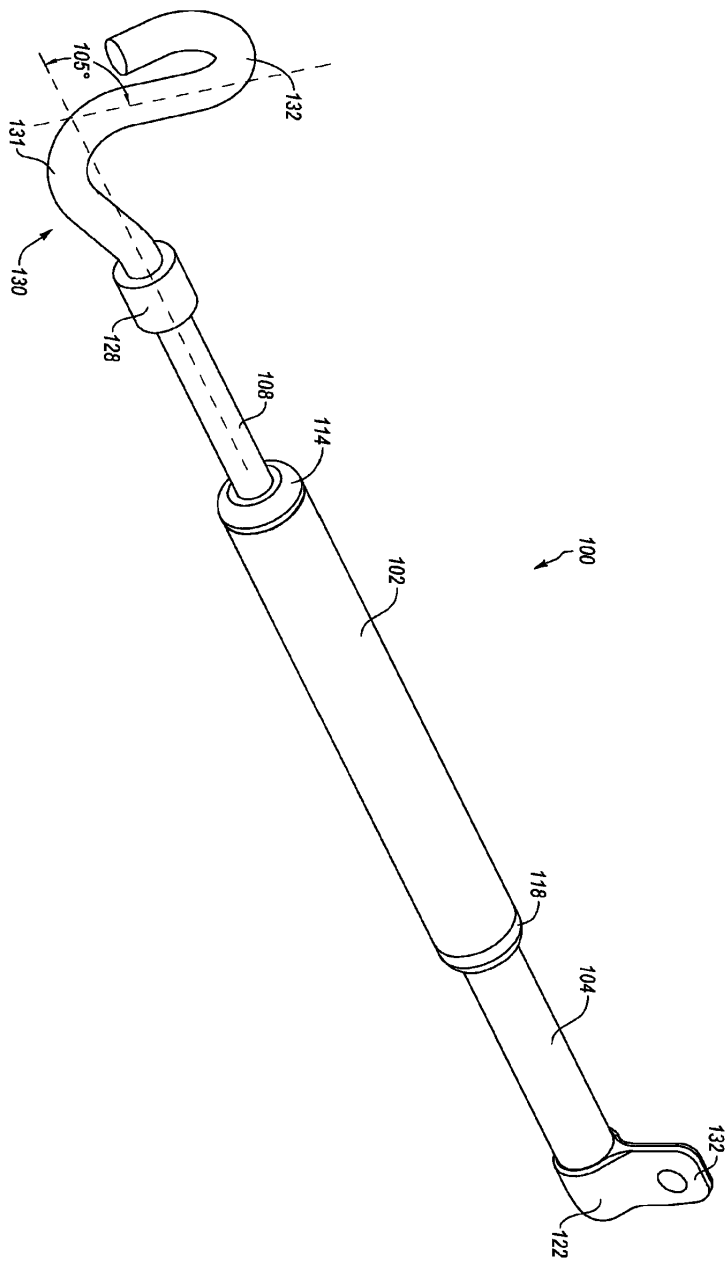
이해할 수 있을 것이다. 설명된 실시예는, 단지 예시적인 것이고 제한적인 것이 아니기 때문에, 모든 양태로 고려될 수 있을 것이다. 그에 따라, 발명의 범위는 전술한 설명 보다는 첨부된 청구항에 의해서 결정된다. 청구항의 의미 및 균등론 범위 내의 모든 변화가 그 범위 내에 포함될 것이다.

도면

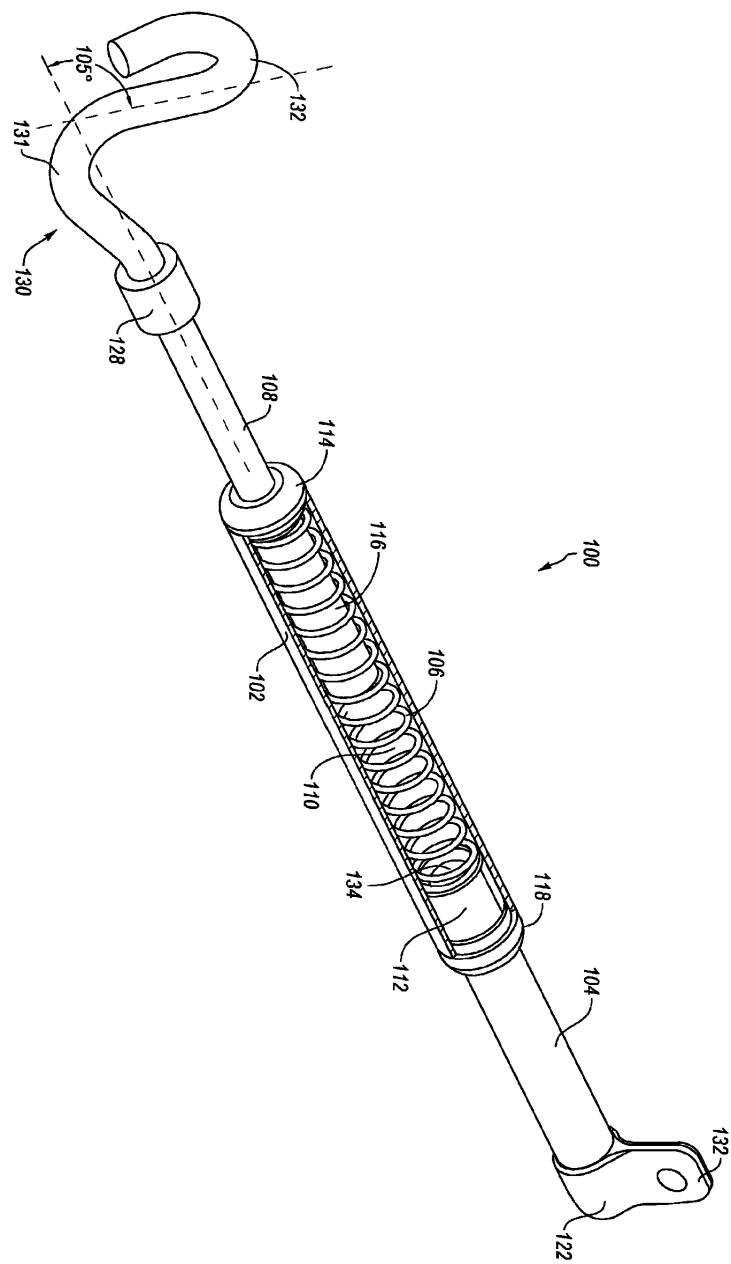
도면1a



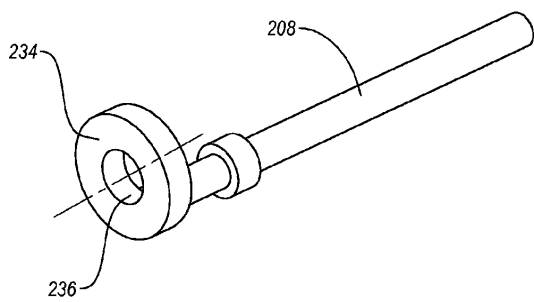
도면1b



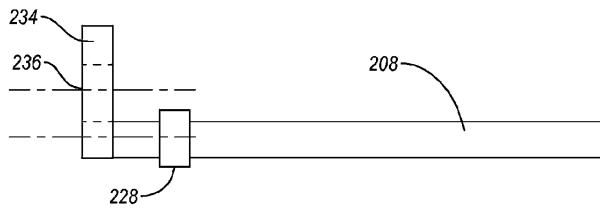
도면1c



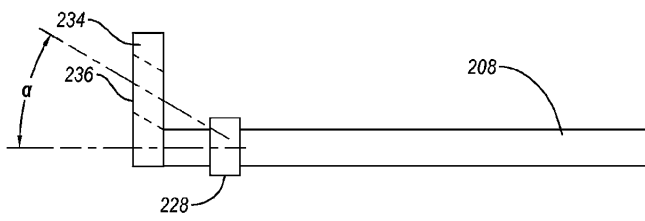
도면2a



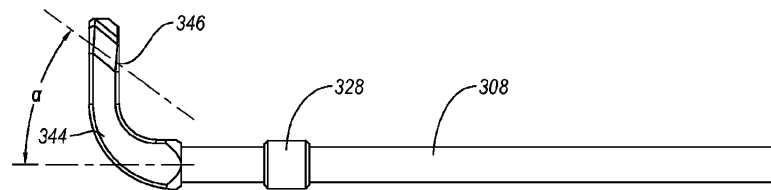
도면2b



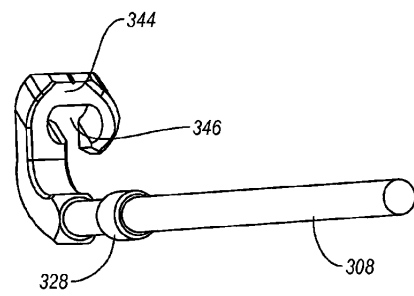
도면2c



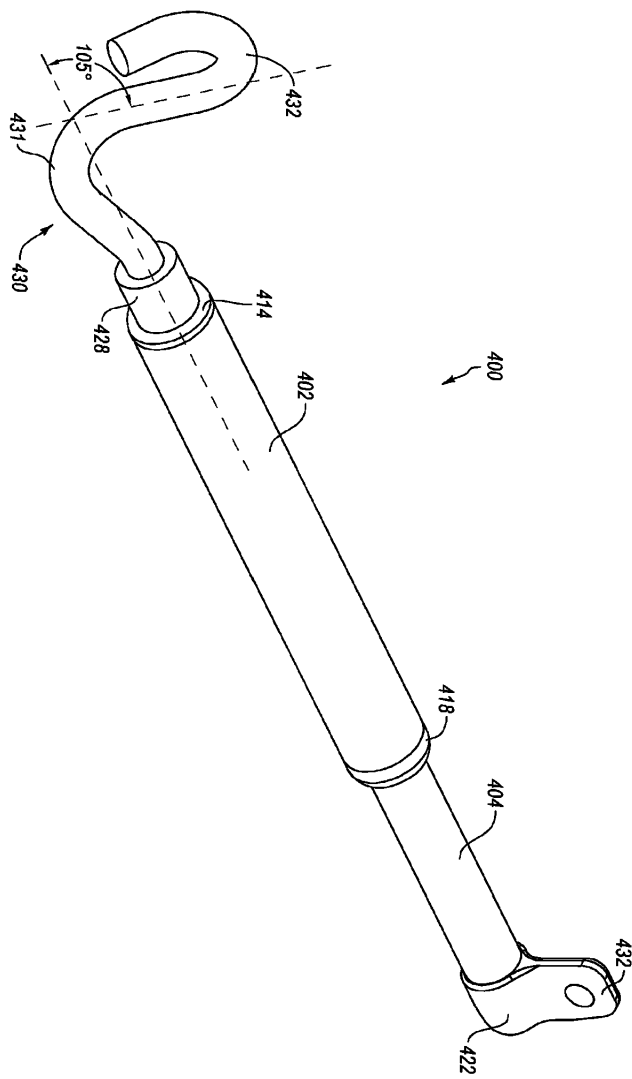
도면3a



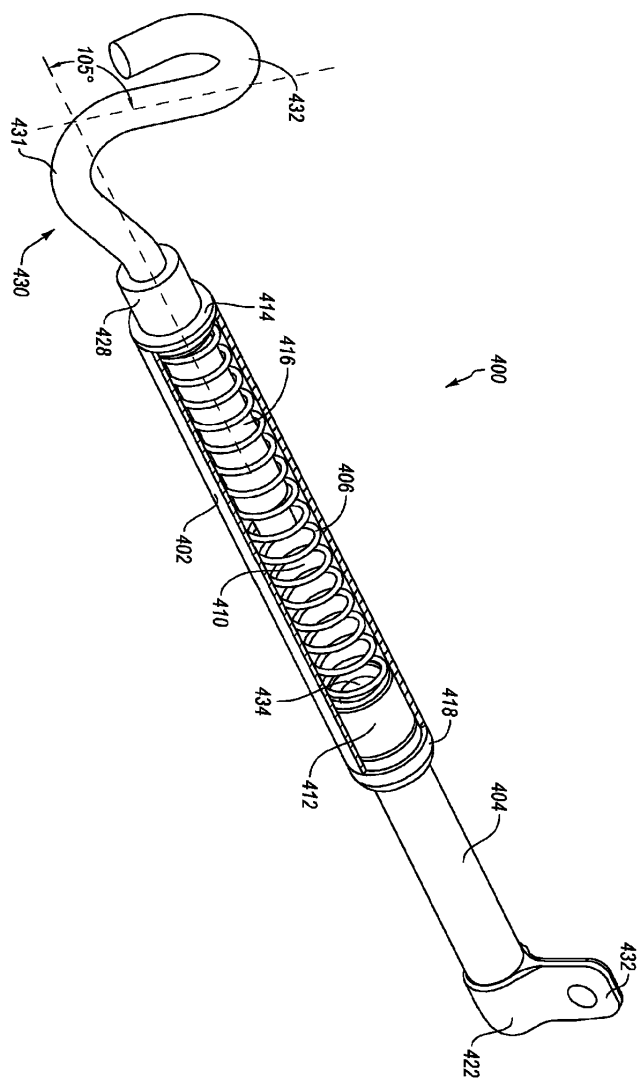
도면3b



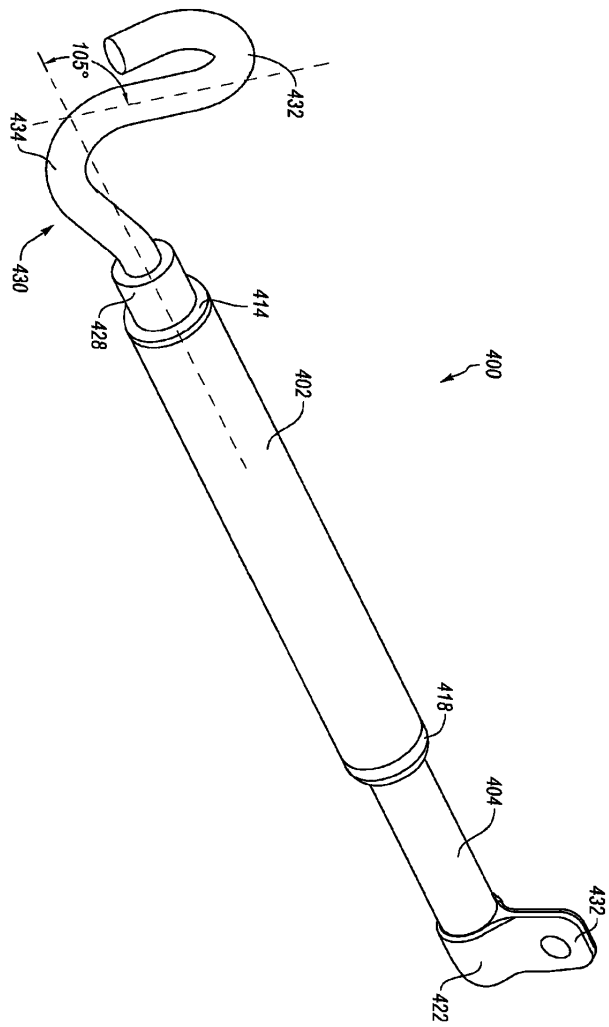
도면4a



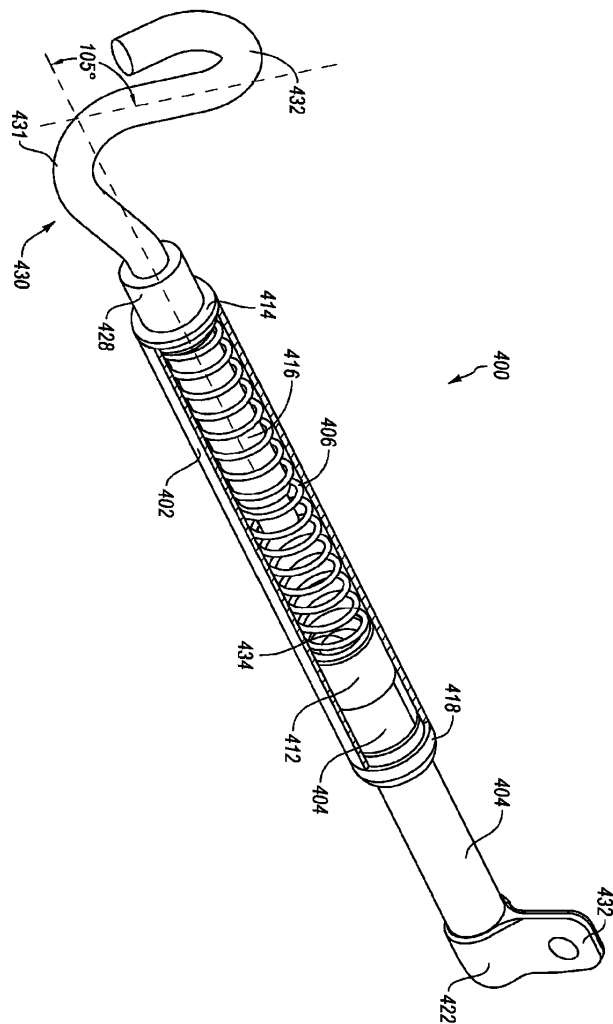
도면4b



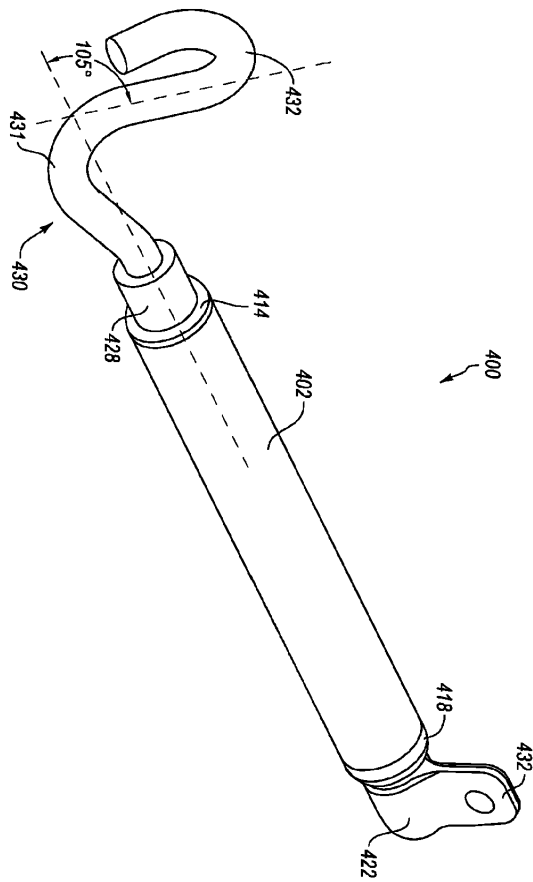
도면4c



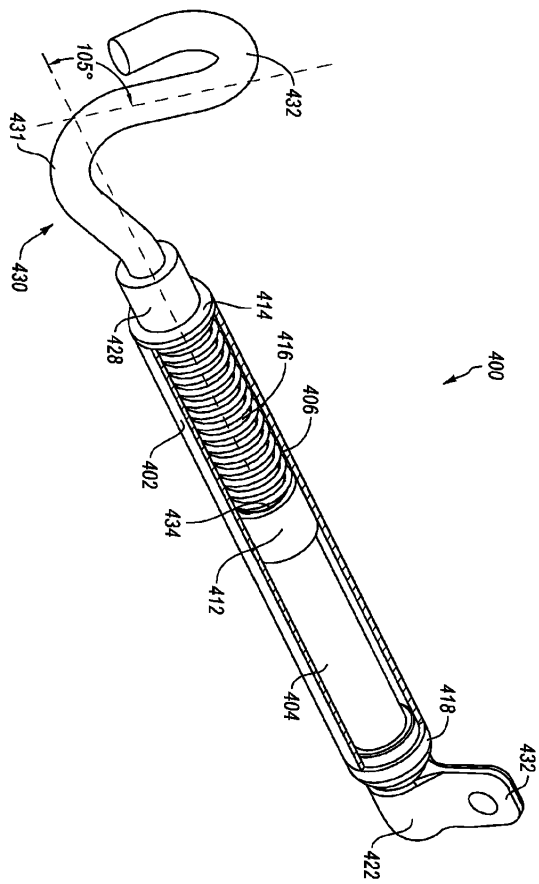
도면4d



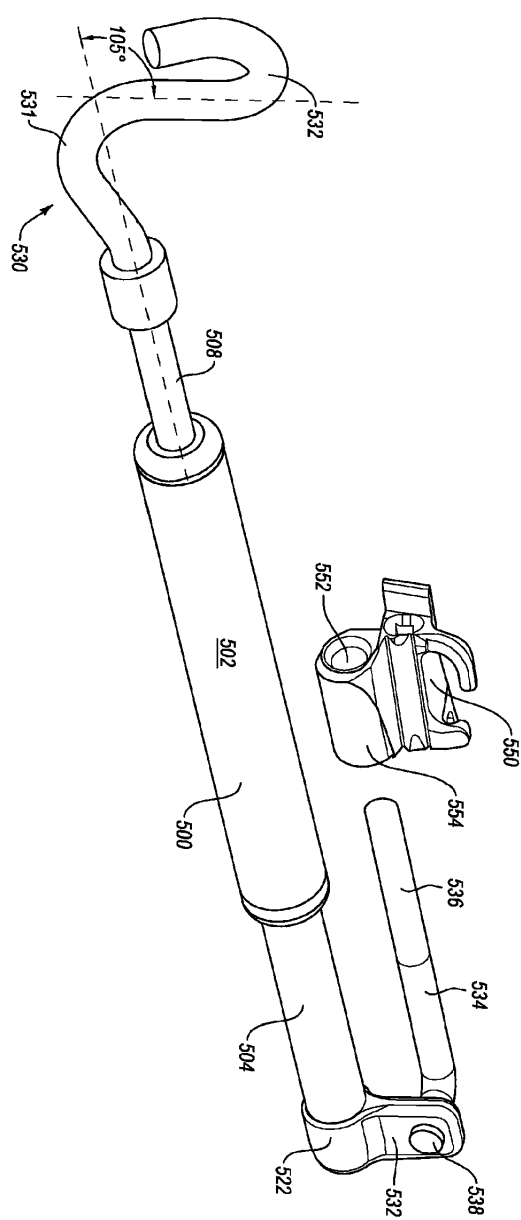
도면4e



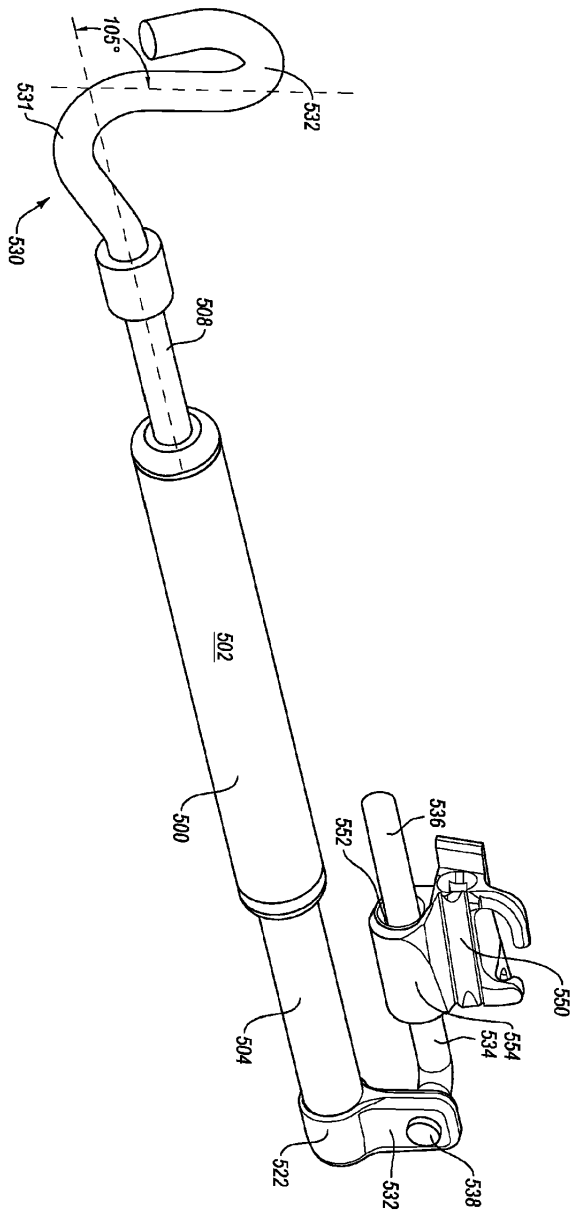
도면4f



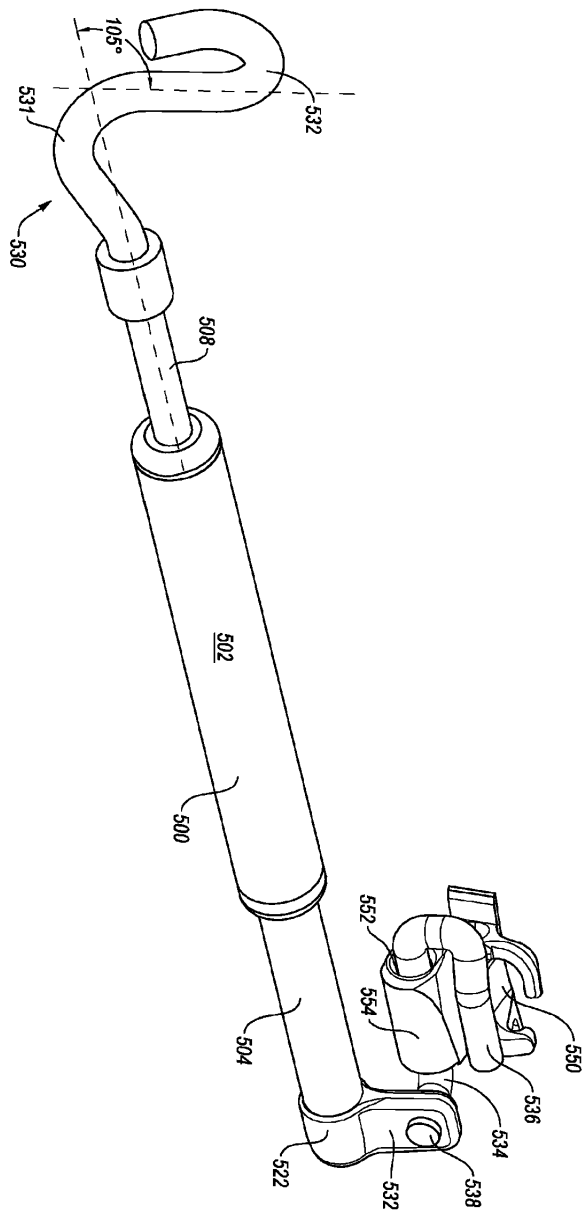
도면5a



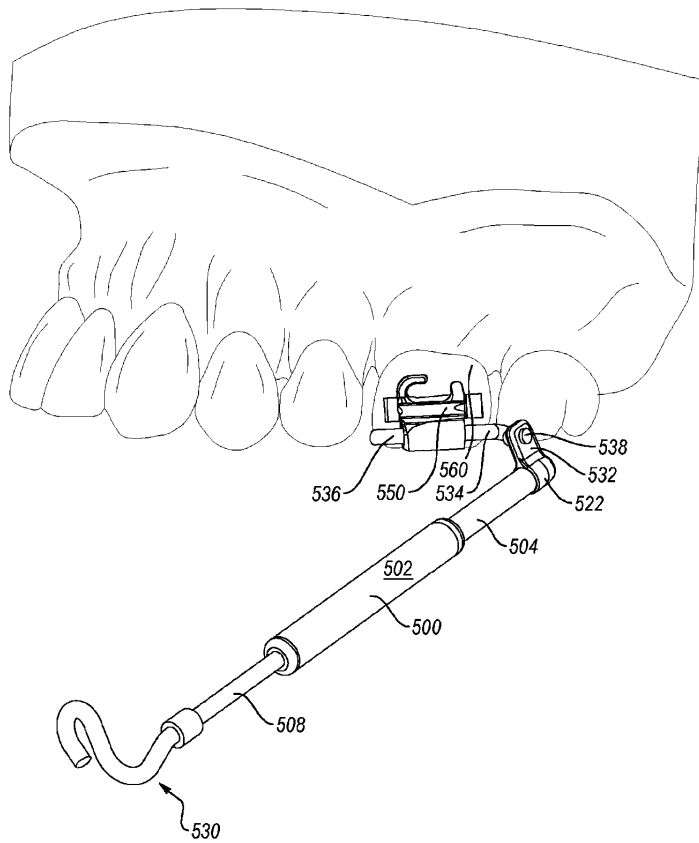
도면5b



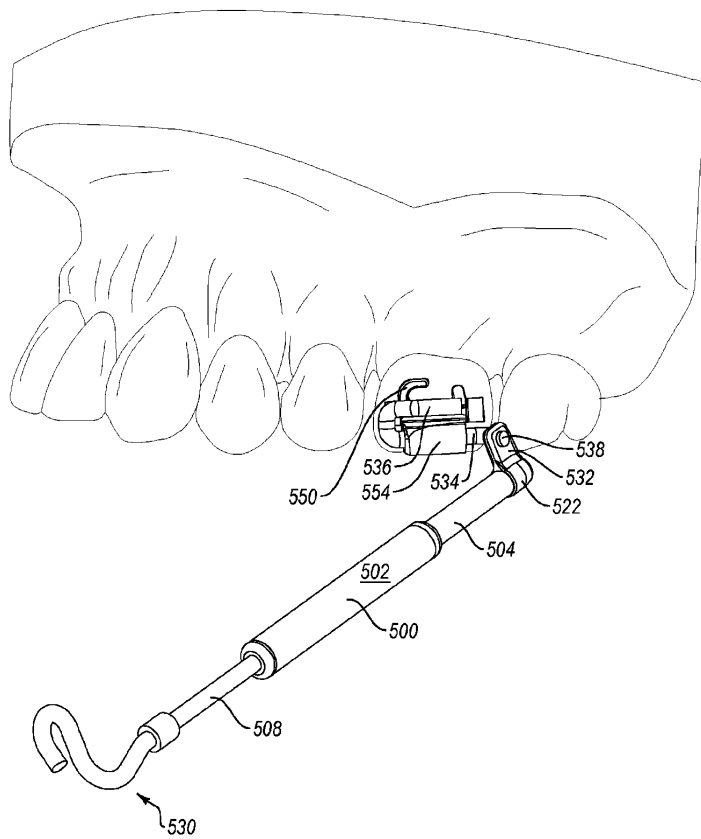
도면5c



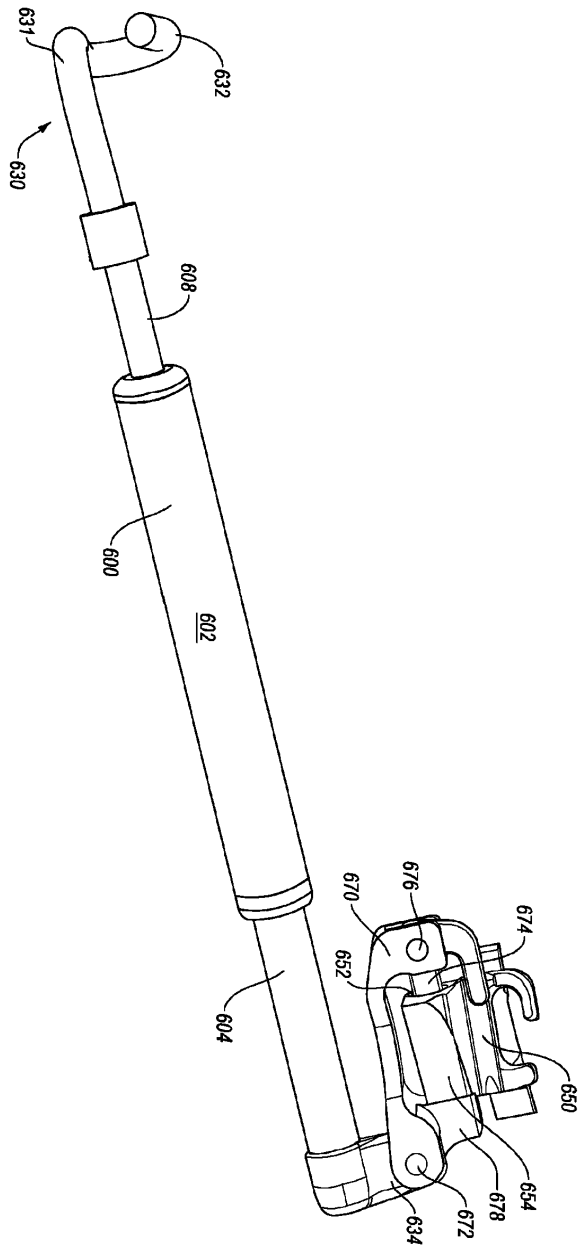
도면5d



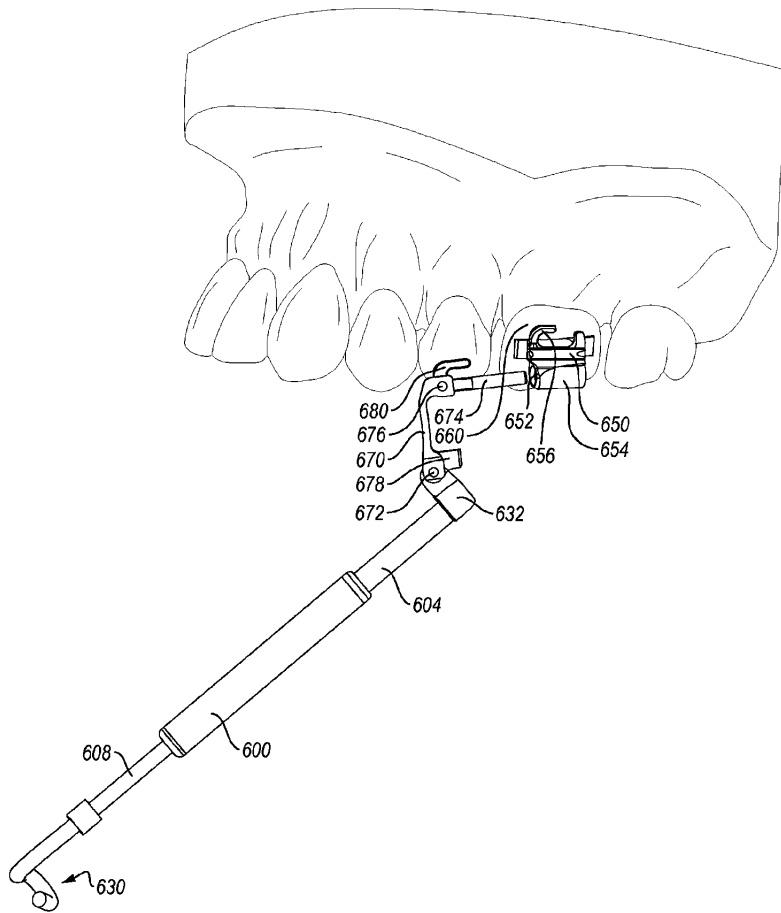
도면5e



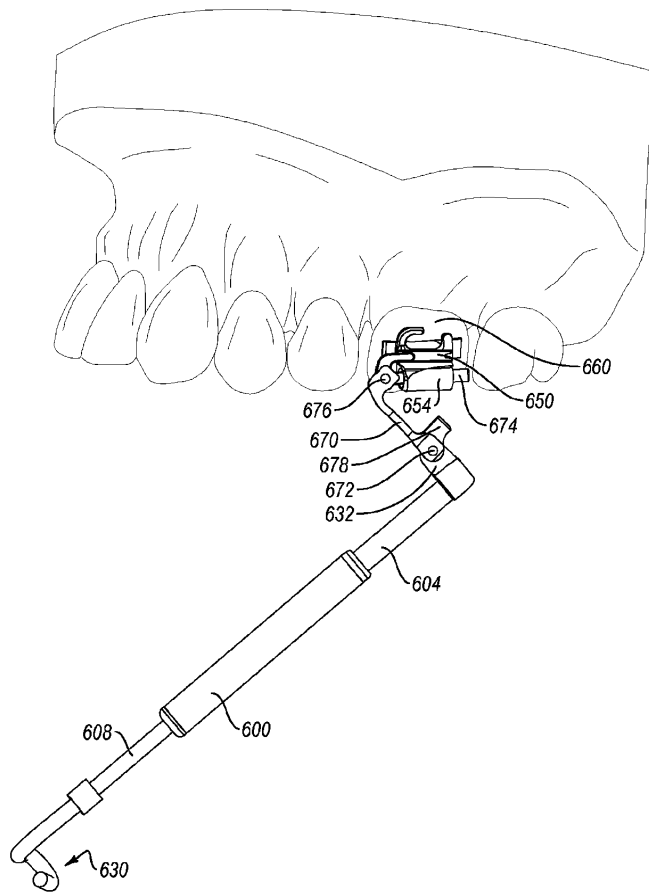
도면6a



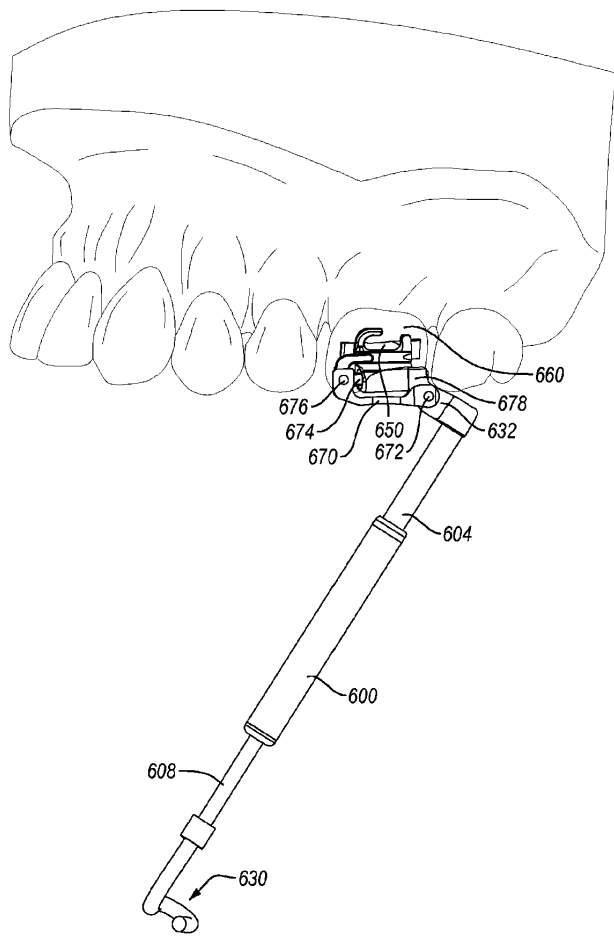
도면6b



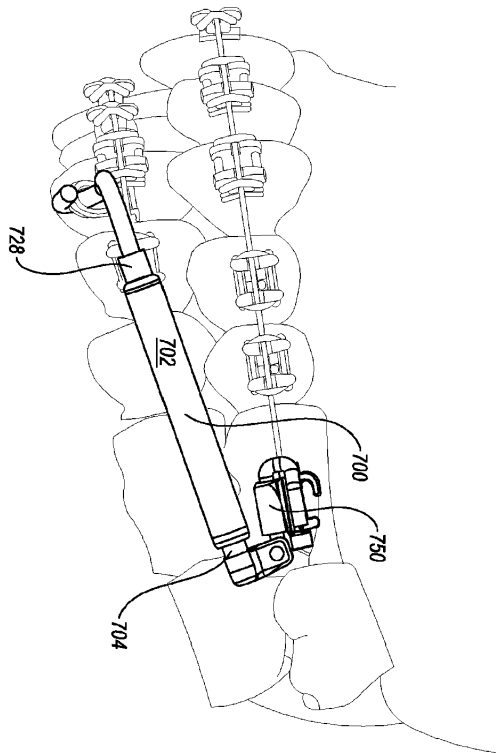
도면6c



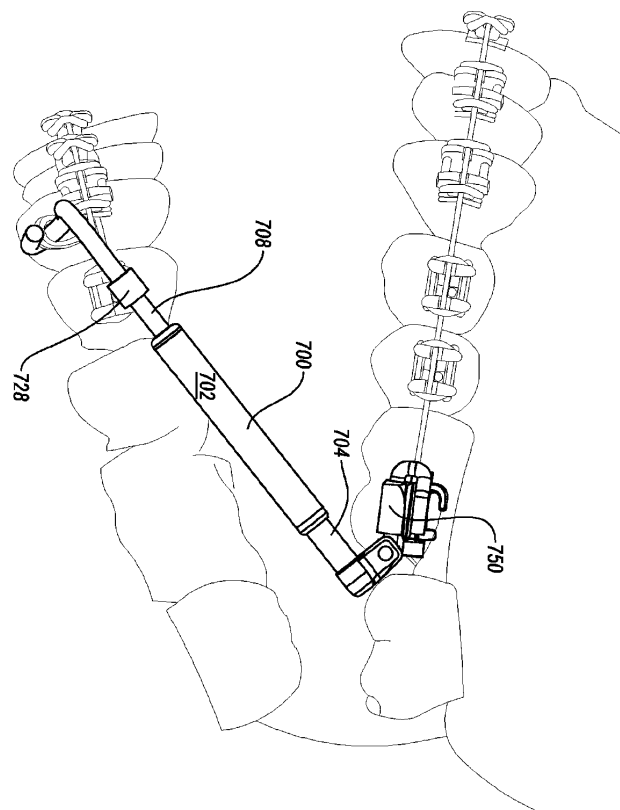
도면6d



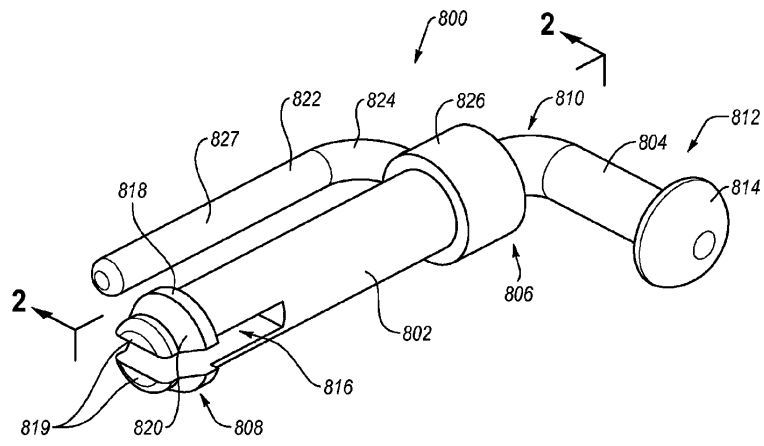
도면7a



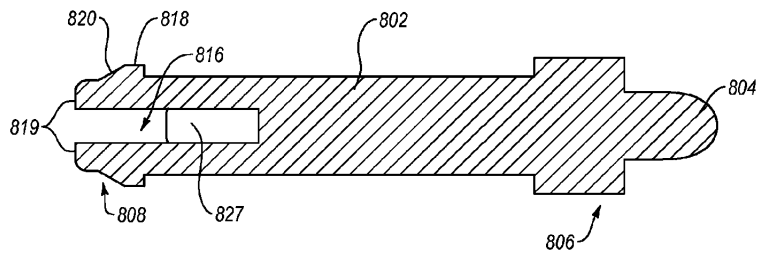
도면7b



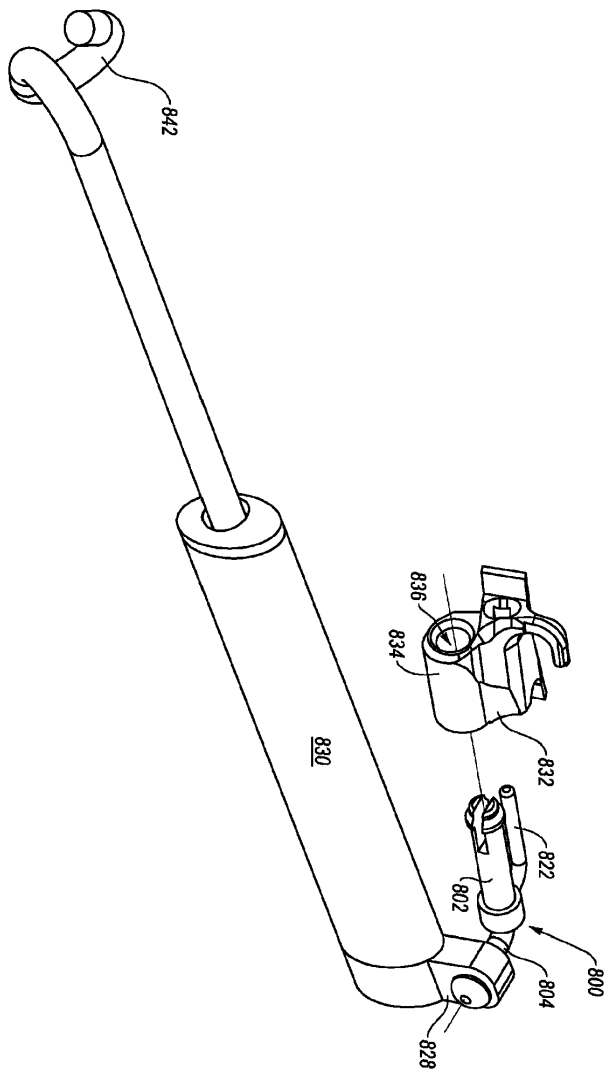
도면8



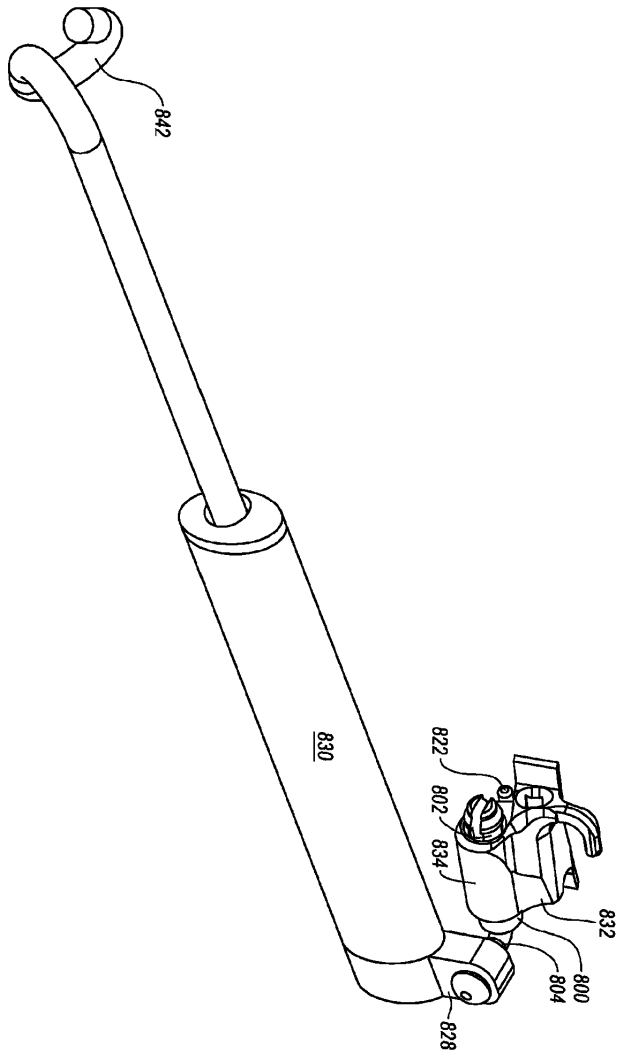
도면9



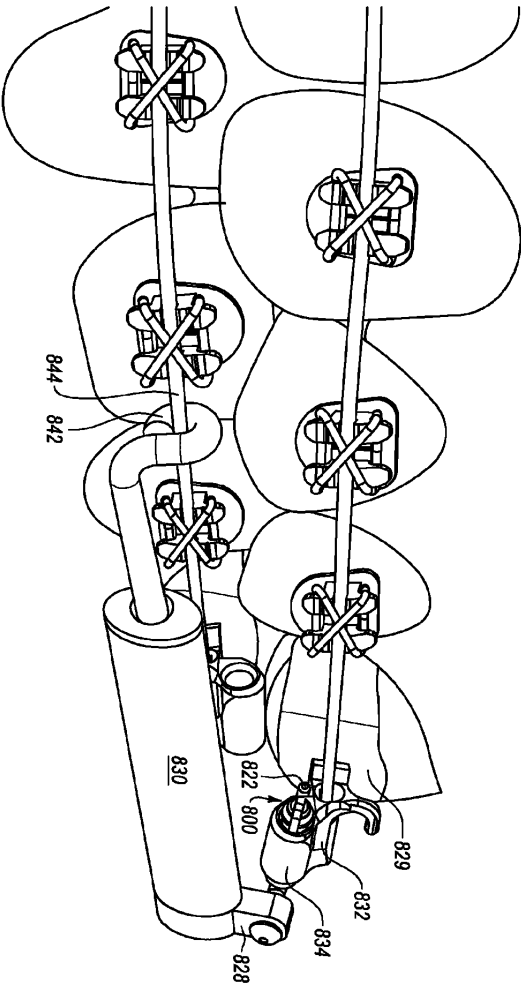
도면10a



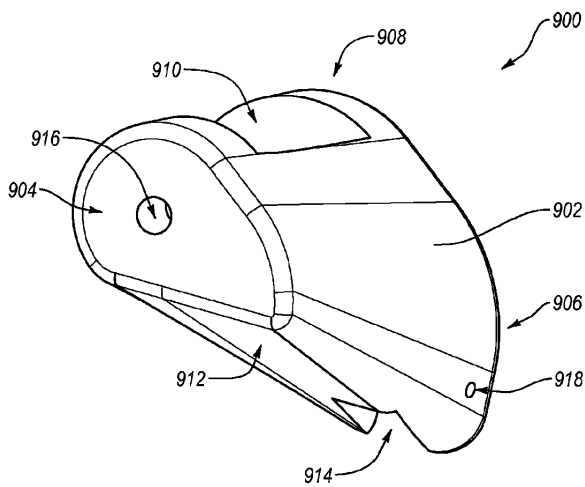
도면10b



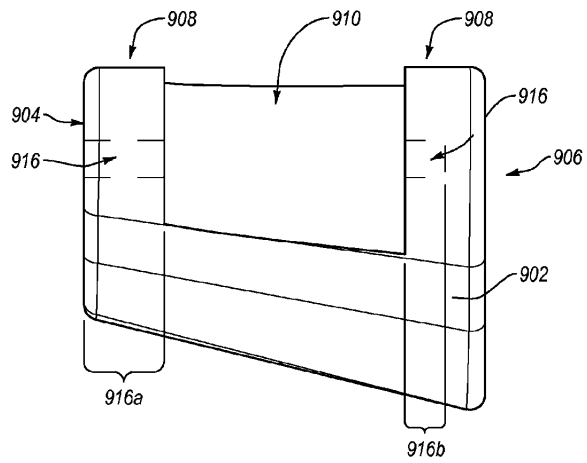
도면11



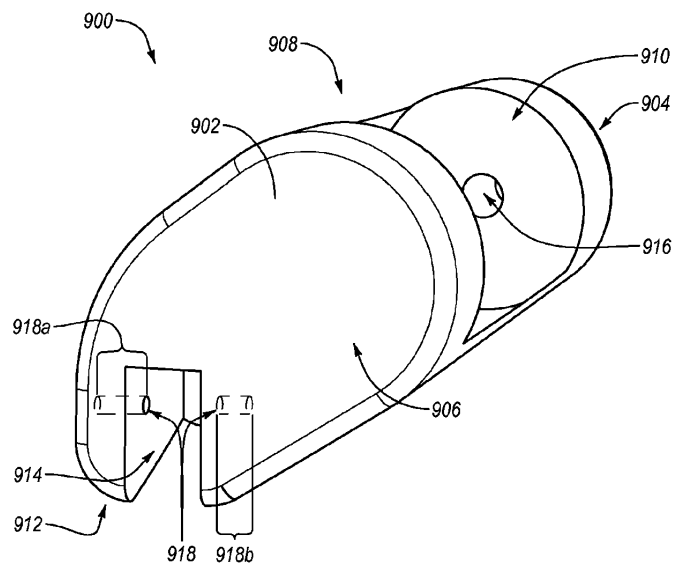
도면12



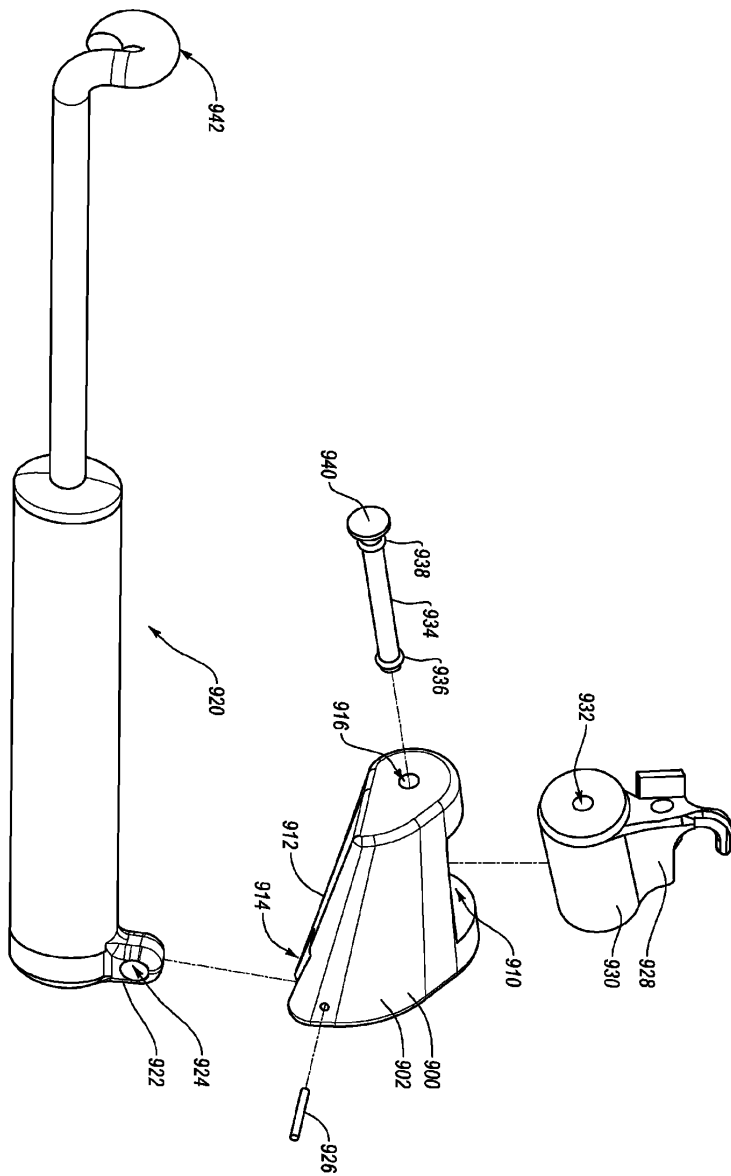
도면13



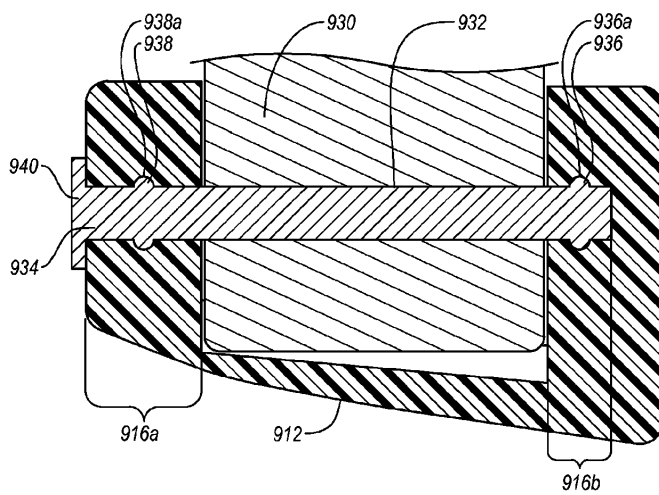
도면14



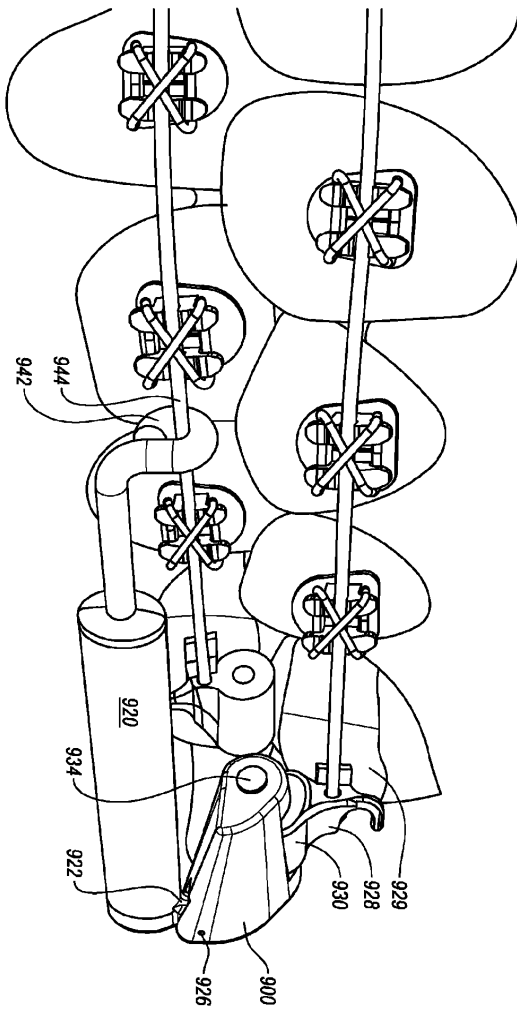
도면15a



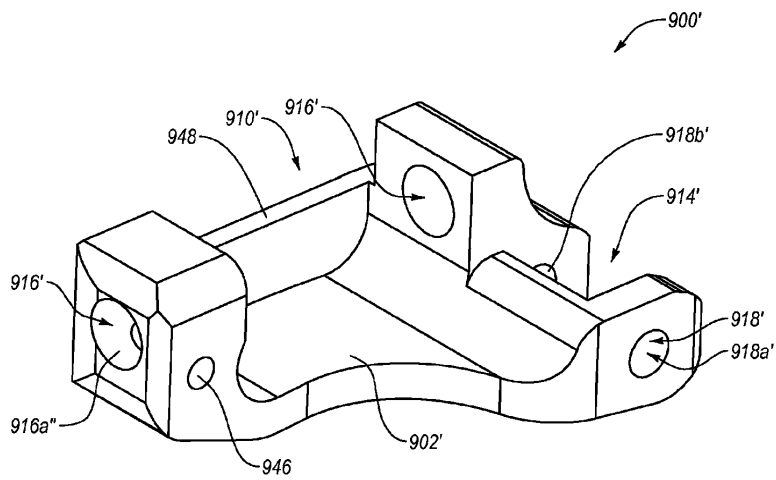
도면15b



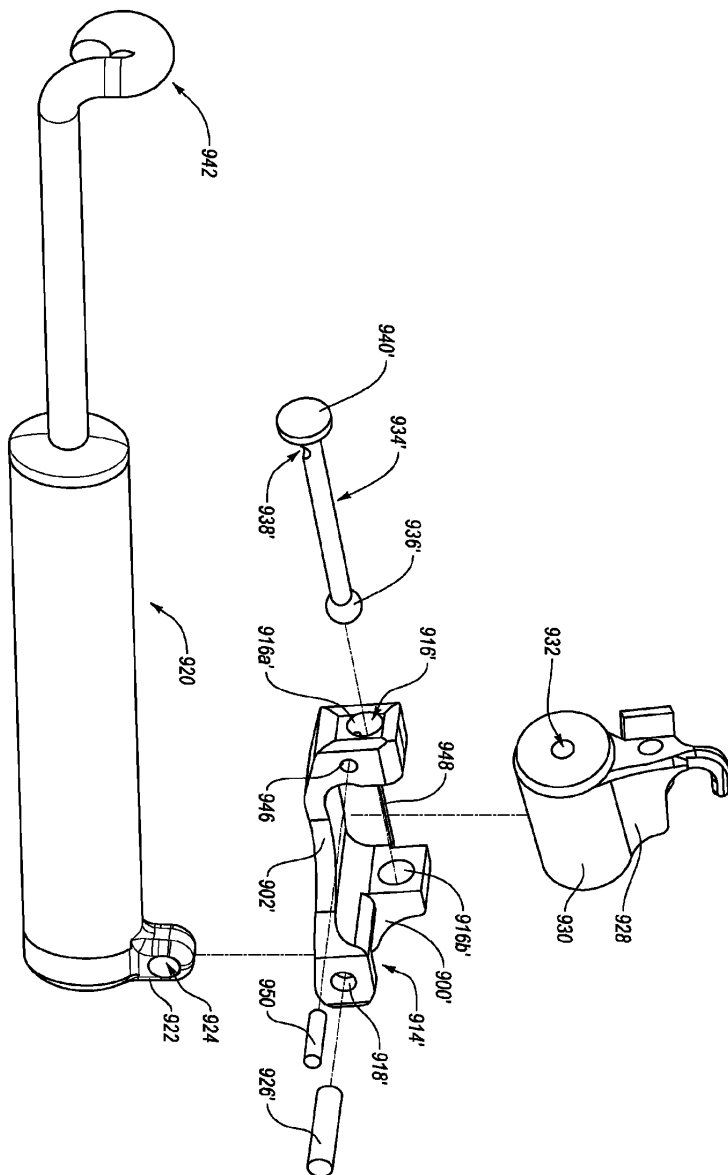
도면16



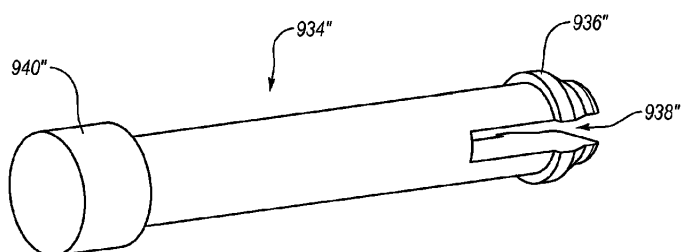
도면17



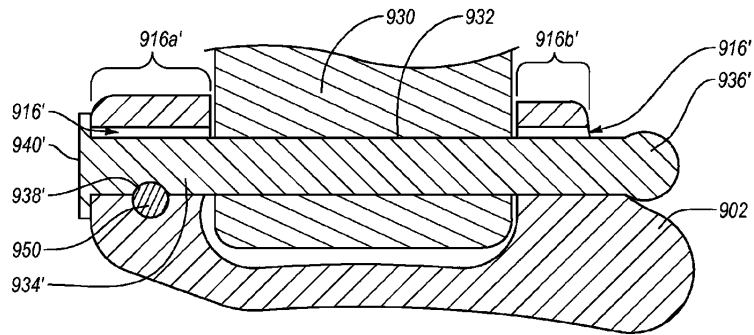
도면18



도면19



도면20



도면21

