



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2019년07월05일
(11) 등록번호 10-1996848
(24) 등록일자 2019년07월01일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61F 2/32 (2006.01) A61B 17/17 (2006.01)
A61B 17/56 (2006.01)
- (21) 출원번호 10-2014-7020110
- (22) 출원일자(국제) 2012년12월19일
심사청구일자 2017년11월28일
- (85) 번역문제출일자 2014년07월18일
- (65) 공개번호 10-2014-0119035
- (43) 공개일자 2014년10월08일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2012/070607
- (87) 국제공개번호 WO 2013/096440
국제공개일자 2013년06월27일
- (30) 우선권주장
13/330,259 2011년12월19일 미국(US)
- (56) 선행기술조사문헌
US20110160868 A1
US5431657 A
US20030212459 A1
US20110054628 A1

- (73) 특허권자
데푸이(아일랜드)
아일랜드, 카운티 코크, 링가스키디, 루그베그
- (72) 발명자
코미스텍 리차드 디.
미국 테네시 37934 녹스빌 사우스위크 서클 12164
- (74) 대리인
장훈

전체 청구항 수 : 총 10 항

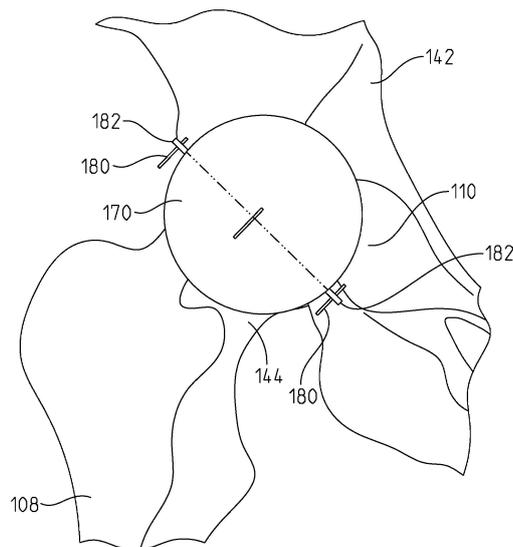
심사관 : 이훈재

(54) 발명의 명칭 해부학적 동심 구 T H A

(57) 요약

수술 후에 해부학적 구 중심들이 유지되도록 교정 또는 관절 치환 수술 동안에 대퇴골 및 관골구의 동심 구 중심들을 식별 및 유지하는 장치 및 방법이 개시된다. 또한, 노출된 뼈와 같은 해부학적 특징부 상으로 이미지들을 투사하고, 트라이얼 보철 구성요소를 가상적으로 맞추고, 뼈 절삭 마킹들을 확립하고, 관절의 해부학적 구 중심을 확립하는 신규한 기술 및 장치가 개시된다.

대표도 - 도9



명세서

청구범위

청구항 1

고관절 전치환술(total hip arthroplasty)에 사용하기 위한 트라이얼(trial)로서,
 상기 트라이얼은 복수의 탭(tab)들이 장착되는 제1 구형 삽입체(spherical insert)를 포함하고,
 상기 복수의 탭들 각각은 오리피스(orifice)를 적어도 부분적으로 형성하며,
 상기 제1 구형 삽입체는 비확공 관골구(unreamed acetabulum) 내부에 맞도록 크기 설정되고, 상기 제1 구형 삽입체는 상기 제1 구형 삽입체가 상기 비확공 관골구 내부에 위치될 때 상기 비확공 관골구 및 절삭된 대퇴경부(femoral neck)와 접촉하도록 추가로 크기 설정되는, 트라이얼.

청구항 2

제1항에 있어서, 상기 제1 구형 삽입체는 제1 반구형 반부 및 제2 반구형 반부를 포함하고, 상기 제1 반구형 반부 및 제2 반구형 반부는 서로 결합 및 분리되는, 트라이얼.

청구항 3

제2항에 있어서, 상기 제1 반구형 반부는 상기 제1 구형 삽입체의 적도를 따라 상기 제2 반구형 반부와 결합하는, 트라이얼.

청구항 4

제3항에 있어서, 상기 복수의 탭들은 상기 적도에 인접하게 상기 제1 반구형 반부로부터 바깥쪽으로 연장하는, 트라이얼.

청구항 5

제1항에 있어서, 상기 복수의 탭들 각각의 오리피스들은 핀을 수용하도록 크기 설정되는, 트라이얼.

청구항 6

고관절 전치환술(hip arthroplasty)에 사용하기 위한 외과용 장치로서,
 상기 외과용 장치는 제2 단편에 분리 가능하게 결합되는 제1 단편을 포함하는 바디 및 상기 바디로부터 바깥쪽으로 연장하는 복수의 탭들을 포함하고,
 상기 제1 단편 및 상기 제2 단편 각각은 볼록 곡면의 외부 표면을 갖고,
 각각의 탭은 탭 내에 형성되고 핀을 수용하도록 크기 설정된 오리피스를 갖고,
 상기 바디는 비확공 관골구(unreamed acetabulum) 내부에 맞도록 크기 설정되고, 상기 바디는 상기 바디가 상기 비확공 관골구 내에 위치될 때 상기 비확공 관골구 및 절삭된 대퇴경부(femoral neck)와 접촉하도록 추가로 크기 설정되며,
 상기 제1 단편이 상기 제2 단편에 결합될 때 상기 제1 단편과 상기 제2 단편의 상기 볼록 곡면의 외부 표면들이 구를 형성하는, 외과용 장치.

청구항 7

제6항에 있어서, 상기 복수의 탭들의 각각의 탭은 상기 볼록 곡면의 외부 표면의 제1 단편으로부터 바깥쪽으로 연장하고 상기 제2 단편은 상기 복수의 탭들 중 어느 것도 갖지 않는, 외과용 장치.

청구항 8

고관절 전치환술(hip arthroplasty)에 사용하기 위한 외과용 장치로서,

상기 외과용 장치는 구를 형성하는 외부 표면을 갖는 바디 및 상기 외부 표면으로부터 반경 방향 바깥쪽으로 연장하는 복수의 탭들을 포함하고,

각각의 탭은 탭 내에 형성되고 핀을 수용하도록 크기 설정되는 오리피스스를 갖고,

상기 바디의 외부 표면은 비확공 관골구(unreamed acetabulum) 내부에 맞도록 크기 설정되고, 상기 바디의 외부 표면은 상기 바디가 상기 비확공 관골구 내에 위치될 때 상기 비확공 관골구 및 절삭된 대퇴경부(femoral neck)와 접촉하도록 추가로 크기 설정되는, 외과용 장치.

청구항 9

제8항에 있어서, 상기 바디는 (i) 제1 단편 및 (ii) 제2 단편을 포함하고, 상기 제2 단편은 상기 제1 단편의 원형 에지에서 상기 제1 단편에 분리 가능하게 부착되는, 외과용 장치.

청구항 10

제9항에 있어서, 상기 복수의 탭들은 상기 원형 에지에서 상기 제1 단편으로부터 반경 방향 바깥쪽으로 연장하는, 외과용 장치.

청구항 11

삭제

청구항 12

삭제

청구항 13

삭제

청구항 14

삭제

청구항 15

삭제

청구항 16

삭제

청구항 17

삭제

청구항 18

삭제

청구항 19

삭제

청구항 20

삭제

청구항 21

삭제

청구항 22

삭제

청구항 23

삭제

청구항 24

삭제

청구항 25

삭제

청구항 26

삭제

청구항 27

삭제

청구항 28

삭제

청구항 29

삭제

청구항 30

삭제

청구항 31

삭제

청구항 32

삭제

청구항 33

삭제

청구항 34

삭제

청구항 35

삭제

청구항 36

삭제

청구항 37

삭제

청구항 38

삭제

청구항 39

삭제

청구항 40

삭제

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

청구항 78

삭제

청구항 79

삭제

청구항 80

삭제

청구항 81

삭제

발명의 설명

기술 분야

[0001] 관련 출원과의 상호 참조

[0002] 본 출원은, 각각의 그 개시 내용이 본 명세서에 참고로 포함된, 2011년 12월 19일자로 출원된 미국 정규 출원 제13/330259호의 이익을 주장한다.

[0003] 본 출원은 일반적으로 고관절 치환 및 교정 수술뿐만 아니라 전술한 것을 수행하기 위해 사용되는 관련 구조물 및 방법에 관한 것이다.

배경 기술

[0004] 고관절 전치환술(total hip arthroplasty, THA)은 관골구(acetabulum) 및 대퇴골두(femoral head) 둘 모두의 치환을 포함하는 수술 절차이다. 대조적으로, 헤르니 관절치환술(herniarthroplasty)은 일반적으로 대퇴골두만을 치환한다. THA 동안, 외과의는 환자의 고관절에 직접 접근하기 위한 절개부를 만든다. 이어서, 외과의는 관골구로부터 대퇴골(대퇴골두를 포함)의 근위 단부(proximal end)를 분리하기 위하여 고관절을 탈구시킨다. 경험 이외의 어떠한 기준점도 없이, 외과의는 대퇴골(대퇴골두 및 경부(neck)를 포함)의 근위 단부를 제거하고 대퇴골의 골수내 관(intramedullary canal)을 노출시키기 위하여 대퇴골을 가로질러 절삭부가 만들어지고, 대퇴골의 골수내 관은 보철 대퇴골 구성요소의 후부를 수용하기 위하여 확공되거나(reamed) 달리 외과적으로 준비될 것이다. 마찬가지로, 환자의 자연적인 관골구 컵(acetabular cup)의 위치 이외의 어떠한 기준점도 없이, 외과의는 보철 컵을 수용하도록 관골구를 준비하기 위하여 관골구를 확공한다.

[0005] THA로부터 유래하는 중요한 문제점은 보철 볼 및 컵 분리인 반면에, 대퇴골두와 관골구 컵 사이의 최대 접촉 면적이 유지되지 않는다. 대부분의 의사 및 엔지니어는 이를 2개의 임상적인 염려, 즉 (1) 대퇴골두 분리; 및 (2) 탈구로 이어지는 컵 소켓으로부터의 볼 튀어나움 중 하나로서 언급한다. 대퇴골두 분리가 일어날 때, 대퇴골두는 컵 밖으로, 주로 상외측(superolateral) 방향으로 활주하고, 대퇴골두의 내측면(medial aspect)은 관골구 컵과 더 이상 접촉하지 않는다. 이러한 활주 현상은 수술 전의 자연적인 고관절에는 존재하지 않았던 전단력 및 모멘트로 이어진다. 볼이 컵 소켓 안팎으로 튕 때, 의도되지 않고 따라서 현재의 보철 디자인에서 고려되지 않은 구성요소들 사이에 전단력 및 무딘 충격력이 도입된다. 이상적인 세상에서는, 컵 및 소켓은 일정한 접촉 상태에 있어, 환자의 고관절의 움직임의 전체 범위 전반에 걸쳐 서로 최대 접촉 면적을 유지할 것이고, 이에 의해 전단력을 상당히 줄이고 무딘 충격력을 완전히 억제할 것이다.

[0006] 본 발명자의 이전 연구에서 논의된 바와 같이, 대부분의 보철 볼 및 컵 분리가 보철 구성요소들이 환자의 자연적인 생체역학, 가장 현저하게는 구(sphere)들의 동심도(concentricity)를 복제하는 것에 실패한 결과라는 것이 이론화되어 있다. 이는 보철 구성요소들 자체의 디자인의 결과일 수 있거나, 부적절하게 이식된 보철 구성요소들의 결과일 수 있다. 더 구체적으로, 본 발명자는 환자의 자연적인 고관절이 움직임 전반에 걸쳐 동심 구들을 나타낸다는 것을 이론화하였다. 이들 동심 구는 환자의 근위 대퇴골두의 형상을 가장 잘 복제한 제1 구를 선택하고 환자의 관골구 컵의 형상을 가장 잘 복제한 제2 구를 선택하는 것에 기인하는 구들이다. 환자의 자연적인 고관절에서, 이들 구들은 움직임 전반에 걸쳐 동일한 중심을 갖는다. 그리고 환자의 연조직은 이러한 센터 포스트(center post) THA를 유지하도록 필요한 활동력 및 구속력을 제공하는 반면, 뼈 및 연조직의 기하학적 구조는 조화되어 함께 작용한다. 그러나, 이는 보철 THA 구성요소들이 부정확하게 이식된 경우 또는 임플란트가 동심도를 고려하여 설계되지 않은 경우에는 일어날 수 없다. 이는 또한 현재의 지그(jig), 안내체 및 절삭 기구를 사용하여 일어날 수 없다. 현재의 외과의는 서로의 해부학적 관계를 유지함이 없이 일상적으로 대퇴골두를 절삭하고 관골구를 확공한다. 현재의 임플란트는 또한 대상의 특이성으로부터 유래되는 해부학적 배향을 허용하지 않는다.

본 발명의 배경이 되는 기술은 미국 공개특허출원공보 US 2011/0160868 A1 (2011.06.30)에 개시되어 있다.

발명의 내용

[0007] 본 발명은 고관절 치환 및 교정 수술뿐만 아니라 전술한 것을 수행하기 위해 사용되는 관련 구조물 및 방법에 관한 것이다.

[0008] 본 발명의 제1 태양은, 고관절 전치환술에 사용하기 위한 트라이얼(trial)로서, 복수의 탭(tab)들이 장착되고, 복수의 탭들 각각이 오리피스(orifice)를 적어도 부분적으로 한정하는 제1 구형 삽입체(spherical insert)를 포함하는 트라이얼을 제공하는 것이다.

[0009] 제1 태양의 보다 상세한 실시예에서, 제1 구형 삽입체는 서로 결합 및 분리되는 제1 반구형 반부 및 제2 반구형 반부를 포함한다. 또 다른 보다 상세한 실시예에서, 제1 구형 삽입체는 비확공(unreamed) 관골구 내부에 맞도록 크기 설정된다.

[0010] 본 발명의 제2 태양은, 고관절 전치환술에 사용하기 위한 절삭 안내체(cutting guide)로서, 근위 대퇴골(proximal femur)에 결합되는 반구형 절삭 안내체를 포함하고, 절삭 안내체는 고관절의 자연적인 대퇴골 볼의 원호를 모방하는 오목 섹션을 포함하고, 절삭 안내체는 근위 대퇴골에 절삭 안내체를 체결하기 위한 리테이너(retainer)를 포함하는, 상기 절삭 안내체를 제공하는 것이다.

[0011] 제2 태양의 보다 상세한 실시예에서, 리테이너는 근위 대퇴골의 외부에 인접하도록 구성된 플레이트(plate)를 포함하고, 플레이트는 체결구(fastener)를 수용하도록 적어도 하나의 관통 오리피스를 포함한다. 또 다른 보다

상세한 실시예에서, 체결구는 핀(pin), 나사, 다웰(dowel), 및 못(nail) 중 적어도 하나를 포함한다. 더 상세한 실시예에서, 리테이너를 근위 대퇴골의 외부에 인접하도록 구성된 적어도 2개의 플레이트들을 포함하고, 플레이트들 중 적어도 하나는 체결구를 수용하도록 적어도 하나의 관통 오리피스들을 포함한다.

[0012] 본 발명의 제3 태양은, 대퇴골 볼의 구 중심을 확립하기 위한 안내체로서, 원위 대퇴골두(distal femoral head)의 원주방향 곡률에 전체적으로 매우 근사하도록 서로에 대해 재-위치설정 가능한 복수의 플레이트들을 포함하고, 복수의 플레이트들은 원위 대퇴골두로부터 탈거된 후에 원주방향 곡률의 이러한 근사를 유지하도록 작동하는, 상기 안내체를 제공하는 것이다.

[0013] 제3 태양의 보다 상세한 실시예에서, 복수의 플레이트들 중 적어도 하나는 변형 가능하다. 또 다른 보다 상세한 실시예에서, 복수의 플레이트들은 복수의 플레이트들의 오리피스들을 통해 연장되는 적어도 하나의 라인을 이용하여 서로 상호연결된다. 더 상세한 실시예에서, 복수의 플레이트들은 원위 대퇴골두와 외접하도록 펼쳐지는 중첩 플라이트(flight)를 포함한다.

[0014] 본 발명의 제4 태양은, 고관절 전치환술 시술에서 사용하기 위한 안내체 세트(guide set)로서, 사람 관절구 및 사람 근위 대퇴골을 중재(interpose)하도록 구성된 복수의 안내체들을 포함하고, 안내체들 각각은 부분 대퇴골 구성요소에 장착된 관절구 컵을 포함하고, 부분 대퇴골 구성요소는 뼈 절삭 전에 노출되지 않는 사람 근위 대퇴골의 일부분과 사람 근위 대퇴골의 외부 중 적어도 하나와 접촉하도록 구성된 단부판(endplate)을 포함하는, 상기 안내체 세트를 제공하는 것이다.

[0015] 제4 태양의 보다 상세한 실시예에서, 복수의 안내체들 중 적어도 2개의 안내체들 각각은 부분 대퇴골 구성요소에 장착된 관절구 컵에 대하여 부분 대퇴골 구성요소가 재-위치설정되게 한다. 또 다른 보다 상세한 실시예에서, 복수의 안내체들 중 적어도 2개의 안내체들 각각은 부분 대퇴골 구성요소에 장착된 관절구 컵에 대하여 부분 대퇴골 구성요소가 재-위치설정되게 한다. 더 상세한 실시예에서, 복수의 안내체들 중 적어도 2개의 안내체들 각각은 내측(medial)으로부터 외측(lateral)으로 불균일한 두께를 갖는 단부판을 포함한다. 또 더 상세한 실시예에서, 복수의 안내체들 중 적어도 2개의 안내체들 각각은 내측으로부터 외측으로 불균일한 두께를 갖는 단부판을 포함한다. 더 상세한 실시예에서, 복수의 안내체들 중 적어도 2개의 안내체들 각각은 오리피스들을 적어도 부분적으로 한정하는 복수의 탭들을 갖는 관절구 구성요소를 포함한다. 보다 상세한 실시예에서, 복수의 안내체들 중 적어도 2개의 안내체들 각각은 복수의 오리피스들을 적어도 부분적으로 한정하는 단부판을 포함한다. 다른 보다 상세한 실시예에서, 복수의 안내체들 중 적어도 2개의 안내체들 각각은 부분 대퇴골 구성요소의 일부로서 대퇴골 볼을 포함하고, 각각의 대퇴골 볼은 각자의 단부판에 장착되고, 각각의 각자의 단부판은 사람 근위 대퇴골의 외부에 근사하도록 윤곽 형성된다. 또 다른 보다 상세한 실시예에서, 복수의 안내체들 중 적어도 2개의 안내체들 각각은 부분 대퇴골 구성요소의 일부로서 대퇴골 볼을 포함하고, 각각의 대퇴골 볼은 각자의 단부판에 장착되고, 각각의 각자의 단부판은 4개의 방향들로 자유롭게 회전한다. 또 다른 보다 상세한 실시예에서, 복수의 안내체들 중 적어도 2개의 안내체들 각각은 부분적인 대퇴골 구성요소의 일부로서 대퇴골 볼을 포함하고, 각각의 대퇴골 볼은 각자의 단부판에 장착되고, 각각의 각자의 단부판은 4개 미만의 방향들로 자유롭게 회전한다.

[0016] 제4 태양의 또 다른 보다 상세한 실시예에서, 복수의 안내체들 중 적어도 2개의 안내체들 각각은 부분 대퇴골 구성요소의 일부로서 대퇴골 볼을 포함하고, 각각의 대퇴골 볼은 각자의 관절구 컵에 영구 결합된다. 또 다른 보다 상세한 실시예에서, 복수의 안내체들 중 적어도 2개의 안내체들 각각은 부분 대퇴골 구성요소의 일부로서 대퇴골 볼을 포함하고, 각각의 대퇴골 볼은 각자의 관절구 컵에 임시 결합된다. 더 상세한 실시예에서, 단부판은 사람 근위 대퇴골의 해부학적 경부의 각도를 모방한다. 또 더 상세한 실시예에서, 단부판은 대퇴골 구성요소의 바람직한 형상을 결정하도록 다양한 테이퍼를 포함한다.

[0017] 본 발명의 제5 태양은, 광 빔 기구(light beam instrument)로서, (a) 광을 생성하도록 작동하는 광원; (b) 광 이미지를 생성하기 위하여 광원으로부터의 광을 이용하는 마스크 및 렌즈 중 적어도 하나; (c) 광 빔 기구 및 광 라인 중 적어도 하나의 3차원 위치를 기록하도록 작동하는 위치 제어기; 및 (d) 광 빔 기구 및 광 라인 중 적어도 하나를 재-위치설정하는 위치 조립체를 포함하는, 상기 광 빔 기구를 제공하는 것이다.

[0018] 제5 태양의 보다 상세한 실시예에서, 광원에 의해 생성된 광은 레이저 광이다. 또 다른 보다 상세한 실시예에서, 광원에 의해 생성된 광은 적외 광이다. 더 상세한 실시예에서, 광 이미지는 보철 트라이얼의 윤곽을 포함한다. 또 더 상세한 실시예에서, 광원에 의해 생성된 광은 필라멘트 광이다. 보다 상세한 실시예에서, 광원에 의해 생성된 광은 발광 다이오드 광이다.

- [0019] 본 발명의 제6 태양은, 광 빔 기구로서, (a) 광을 생성하도록 작동하는 광원; (b) 광 이미지를 생성하기 위하여 광원으로부터의 광을 이용하는 마스크 및 렌즈 중 적어도 하나; (c) 이미지 제어기; 및 (d) 이미지 제어기에 통신 가능하게 결합된 이미지 라이브러리를 포함하는, 광 빔 기구를 제공하는 것이다.
- [0020] 제6 태양의 보다 상세한 실시예에서, 광원에 의해 생성된 광은 레이저 광이다. 또 다른 보다 상세한 실시예에서, 광 이미지는 2차원 이미지를 포함한다. 더 상세한 실시예에서, 2차원 이미지는 홀로그램을 포함한다. 또 더 상세한 실시예에서, 광 이미지는 3차원 이미지를 포함한다. 보다 상세한 실시예에서, 3차원 이미지는 홀로그램을 포함한다. 보다 상세한 실시예에서, 광원에 의해 생성된 광은 적외 광이다. 다른 보다 상세한 실시예에서, 광 이미지는 보철 트라이얼의 윤곽을 포함한다. 또 다른 보다 상세한 실시예에서, 광 이미지는 뼈 절삭 지그를 포함한다.
- [0021] 본 발명의 제7 태양은, 보철 삽입체용 슬리브(sleeve)로서, 뼈의 골수내 관 내부에 고정되도록 구성된 지지 구조체를 포함하고, 지지 구조체는 보철 임플란트를 수용하도록 구성된 내부 채널을 한정하는 내측 표면을 포함하고, 내측 표면은 축방향 삽입 시에 지지 구조체와 보철 임플란트 사이에서 적절한 배향을 보장하기 위하여 보철 임플란트의 대응 특징부들과 정렬하도록 구성된 2개의 돌기들 및 2개의 홈들 중 적어도 하나를 갖는, 상기 보철 삽입체용 슬리브를 제공하는 것이다.
- [0022] 제7 태양의 보다 상세한 실시예에서, 내측 표면은 2개의 돌기들을 포함한다. 또 다른 보다 상세한 실시예에서, 2개의 돌기들은 선형 및 나선형 중 하나이다. 더 상세한 실시예에서, 내측 표면은 2개의 홈들을 포함한다. 또 더 상세한 실시예에서, 2개의 홈들은 선형 및 나선형 중 하나이다.
- [0023] 보다 상세한 실시예에서, 지지 구조체는 원형 외부 표면을 포함하고, 지지 구조체는 골수내 관을 한정하는 뼈의 벽과 접촉하도록 구성된 2차 지지 구조체에 의해 외접되고, 지지 구조체는 2차 지지 구조체 내부에서 회전식으로 재-위치설정 가능하다.
- [0024] 본 발명의 제8 태양은, 근위 대퇴골 보철 장치로서, (a) 대퇴골의 골수내 관 내부에 안착되도록 구성된 대퇴골 스템(stem); 및 (b) 대퇴골 스템에 장착되는 단부관을 포함하고, 단부관은 체결구의 스루풋(throughput)을 적어도 부분적으로 수용하는 복수의 절결부(cut-out)들을 포함하는, 상기 근위 대퇴골 보철 장치를 제공하는 것이다.
- [0025] 제8 태양의 보다 상세한 실시예에서, 체결구는 핀, 로드(rod), 못 및 나사 중 적어도 하나를 포함한다.
- [0026] 본 발명의 제9 태양은, 이미지의 투사 방법으로서, 사람의 해부학적 특징부 상으로 이미지를 투사하는 단계를 포함하고, 이미지는 2차원 이미지 및 3차원 이미지 중 적어도 하나를 포함하고, 해부학적 특징부는 뼈를 포함하는, 상기 이미지의 투사 방법을 제공하는 것이다.
- [0027] 제9 태양의 보다 상세한 실시예에서, 이미지는 보철 구성요소의 2차원 이미지 및 3차원 이미지 중 적어도 하나를 포함한다. 또 다른 보다 상세한 실시예에서, 이미지는 홀로그램을 포함한다. 더 상세한 실시예에서, 이미지는 절삭 지그의 2차원 이미지 및 3차원 이미지 중 적어도 하나를 포함한다. 또 더 상세한 실시예에서, 이미지는 가시 광원을 이용하여 투사된다. 더 상세한 실시예에서, 가시 광원은 레이저 광을 투사한다. 보다 상세한 실시예에서, 이미지는 적외선 광원을 사용하여 투사된다. 다른 보다 상세한 실시예에서, 적외 광원은 레이저 광을 투사한다.
- [0028] 본 발명의 제10 태양은, 사람의 뼈들의 정렬 방법으로서, (a) 제1 뼈 및 제2 뼈가 정렬된 동안에 제1 뼈 상에 제1 마커(marker)를 그리고 제2 뼈 상에 제2 마커를 장착하는 단계; (b) 제2 뼈에 대하여 제1 뼈를 재-위치설정하는 단계로서, 재-위치설정은 제1 뼈와 제2 뼈가 더 이상 정렬되어 있지 않게 하는, 상기 제2 뼈에 대하여 제1 뼈를 재-위치설정하는 단계; (c) 제1 뼈 및 제2 뼈 중 적어도 하나 상에 이미지를 표시하는 단계; (d) 이미지와 마커를 사용하여 제2 뼈에 대하여 제1 뼈를 재-위치설정하여, 제2 뼈에 대하여 제1 뼈를 정렬시키는 단계; 및 (e) 이미지를 표시한 후에 제1 뼈 및 제2 뼈 중 적어도 하나에 절삭부를 만드는 단계를 포함하는, 상기 사람의 뼈들의 정렬 방법을 제공하는 것이다.
- [0029] 본 발명의 제11 태양은, 사람의 뼈들에 대한 데이터의 수집 방법으로서, (a) 사람 뼈의 노출된 부분의 복수의 디지털 사진들을 촬영하는 단계; (b) 복수의 디지털 사진들 중 적어도 하나에 제1 알고리즘을 적용하여, 노출된 부분의 가상 윤곽(virtual outline)을 구성하는 단계; 및 (c) 가상 윤곽을 사용하여, 광 빔 기구의 사용에 의해 사람 뼈의 부분 상으로 조명된 윤곽을 표시하는 단계를 포함하는, 상기 사람의 뼈들에 대한 데이터의 수집 방법을 제공하는 것이다.

- [0030] 제11 태양의 보다 상세한 실시예에서, 이 방법은 또한, 조명된 윤곽을 수정하여, 사람 뼈의 해부학적 윤곽에 보다 양호하게 근사하는 수정되어진 조명된 윤곽을 생성하는 단계; 수정되어진 조명된 윤곽의 치수들을 기록하는 단계; 기록된 치수들에 제2 알고리즘을 적용하여, 트라이얼 보철 및 뼈 절삭 지그 중 적어도 하나의 가상 이미지를 구성하는 단계; 및 가상 이미지를 사용하여, 광 빔 기구의 사용에 의해 사람 뼈의 부분 상으로 조명된 이미지를 표시하는 단계를 포함한다.
- [0031] 본 발명의 제12 태양은, 고관절 전치환술에 사용하기 위한 절삭 안내체로서, 근위 대퇴골에 결합되는 아치형 안내체를 포함하고, 절삭 안내체는 고관절의 자연적인 대퇴골 볼의 원호를 모방하는 오목 섹션을 포함하고, 절삭 안내체는 근접 대퇴골에 절삭 안내체를 체결하기 위한 리테이너를 포함하는, 상기 절삭 안내체를 제공하는 것이다.
- [0032] 제12 태양의 보다 상세한 실시예에서, 리테이너는 근위 대퇴골의 외부에 인접하도록 구성된 플레이트를 포함하고, 플레이트는 체결구를 수용하도록 적어도 하나의 관통 오리피스를 포함한다. 또 다른 보다 상세한 실시예에서, 체결구는 핀, 나사, 다웰, 및 못 중 적어도 하나를 포함한다. 더 상세한 실시예에서, 리테이너를 근위 대퇴골의 외부에 인접하도록 구성된 적어도 2개의 플레이트들을 포함하고, 플레이트들 중 적어도 하나는 체결구를 수용하도록 적어도 하나의 관통 오리피스를 포함한다.
- [0033] 본 발명의 제13 태양은, 제거된 대퇴골두의 직경 및 원주 중 적어도 하나를 측정하기 위한 측정 기구를 제공하는 것이다.
- [0034] 본 발명의 제14 태양은 관골구 컵, 관골구 삽입체, 및 대퇴골두 중 적어도 하나의 다리 조작(leg manipulation) 동안에 신연력(distraction force)을 결정하기 위한 신연 측정 장치를 제공하는 것이다.

도면의 간단한 설명

- [0035] <도 1>
 도 1은 자연적인 고관절의 중심이 보철 관절의 중심으로부터 오프셋된 보여주는 것에 더하여, 사람 고관절 내의 대퇴골 및 관골구 구성요소의 이식을 보여주는 한 쌍의 X-선 이미지들.
- <도 2>
 도 2는 상외측 면에서의 마모를 보여주는 한 쌍의 관골구 컵 삽입체들의 상부 사시도.
- <도 3>
 도 3은 고관절을 형성하도록 함께 작용하는 사람 골반 및 우측 대퇴골의 정면도.
- <도 4>
 도 4는 골반과 대퇴골 사이의 까다로운 랜드마크(honey landmark)들 및 골반에 대한 대퇴경부의 정렬을 기록하기 위하여 측정들 및 삽입된 핀들을 보여주기 위해 마킹된 고관절을 형성하도록 함께 작용하는 사람 골반과 우측 대퇴골의 정면에서 본 확대도.
- <도 5>
 도 5는 이들 핀들 사이의 특정 라인 및 거리를 한정하기 위하여 사용될 수 있는 대퇴골 및 골반 상의 복수의 삽입된 핀들을 갖는 고관절을 형성하도록 함께 작용하는 사람 골반 및 우측 대퇴골의 정면에서 본 확대도.
- <도 6>
 도 6은 대퇴골두가 구면 곡률을 가질 수 있는 복수의 변형 가능한 플레이트들로 덮인 사람 골반과 우측 대퇴골의 정면에서 본 확대도.
- <도 7>
 도 7은 대퇴골 절삭 안내체가 대퇴골 상으로 장착되어, 대퇴골두 구의 원주를 나타내도록 직선, 구형 또는 둥근 형상일 수 있는 대퇴경부를 통한 절삭부를 생성하는, 사람 골반 및 우측 대퇴골의 정면에서 본 확대도.
- <도 8>
 도 8은 대퇴골두를 제거하기 위하여 도 7의 대퇴골에 절삭부가 만들어진 후의, 사람 골반과 우측 대퇴골을 정면

에서 본 확대도.

<도 9>

도 9는 대퇴골과 골반 사이에 위치 안내체가 위치한 후의, 도 8의 사람 고관절 영역의 정면에서 본 확대도.

<도 10>

도 10은 위치 안내체의 절반이 제거된 후의, 도 9의 사람 고관절 영역의 정면에서 본 확대도.

<도 11>

도 11은 위치 안내체가 제거된 후의, 도 10의 사람 고관절 영역의 정면에서 본 확대도.

<도 12>

도 12는 예시적인 고관절 트라이얼들의 일련의 상부 사시도들.

<도 13>

도 13은 고관절 트라이얼의 설치 후의, 도 11의 사람 고관절 영역의 정면에서 본 확대도.

<도 14>

도 14는 고관절 트라이얼의 설치 후 그리고 골반 내에 복수의 안내 핀들의 설치 후의, 도 11의 사람 고관절 영역의 정면에서 본 확대도.

<도 15>

도 15는 고관절 트라이얼의 제거 및 골반 내에 복수의 안내 핀들의 보유 후의, 도 14의 사람 고관절 영역의 정면에서 본 확대도.

<도 16>

도 16은 근위 대퇴골 상으로 중첩된 광 이미지를 도시하는, 사람 고관절 영역의 정면에서 본 확대도.

<도 17>

도 17은 근위 대퇴골 상으로 중첩된 광 이미지를 도시하는, 사람 고관절 영역의 정면에서 본 확대도.

<도 18>

도 18은 수술 테이블의 위치, 반듯이 누운 환자, 그리고 수술 테이블 위에 위치한 광 빔 기구를 도시하는 예시적인 수술실의 상부 사시도.

<도 19>

도 19는 관골구 확공, 근위 대퇴골 제거, 및 대퇴골 스템의 삽입 후의, 사람 고관절 영역의 정면에서 본 확대도.

<도 20>

도 20은 관골구 구성요소, 대퇴경부 및 대퇴골 볼의 부착 후의, 도 18의 사람 고관절 영역의 정면에서 본 확대도.

<도 21>

도 21은 예시적인 대퇴골 슬리브의 삽입을 도시하는, 근위 대퇴골의 프로파일 및 평면도.

<도 22>

도 22는 나사의 위치에 기초하여 요소들이 전개되거나 후퇴될 때의, 본 발명에 따른 예시적인 대퇴골 스템의 프로파일 도면들.

<도 23>

도 23은 나사의 위치에 기초하여 요소들이 전개되거나 후퇴될 때의, 본 발명에 따른 예시적인 대퇴골 스템의 프로파일 도면들.

<도 24>

도 24는 대퇴골 절삭부의 적절한 크기 및 위치를 결정하기 위해 사용되는 본 발명에 따른 예시적인 대퇴골 트라이얼의 프로파일 도면들.

<도 25>

도 25는 3차원 이미지의 3개의 점들에 대하여 뉴턴 기준 프레임 내의 고정 점을 도시하는 다이어그램.

<도 26>

도 26은 얼마나 다양한 벡터들이 광 빔 기구에 대한 3차원 이미지의 상대 회전을 제공하는 지를 도시하는 일련의 다이어그램들.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0036] 본 발명의 예시적인 실시예들은 고관절 치환 또는 교정 수술 동안에 보철 구성요소들을 정확하게 이식하는 장치 및 방법을 포함하도록 이하에서 설명되고 도시된다. 물론, 아래에서 논의된 실시예들이 사실상 예시적이고 본 발명의 범주 및 사상으로부터 벗어남이 없이 재구성될 수 있다는 것이 당업자들에게는 명백하게 될 것이다. 그러나, 명료함 및 정확성을 위하여, 이하에서 논의되는 예시적인 실시예들은 당업자가 본 발명의 범주 내에 속하는 필수조건이 아닌 것으로 인식할 수 있는 선택적인 단계들, 방법들 및 특징부들을 포함할 수 있다.

[0037] 도 1 및 도 2를 참조하면, 환자의 고관절(102)의 해부학적 중심(100)이 이식된 구의 중심(104)의 상외측이다. 이 도면에서, 사람 환자는 환자의 고관절(102)의 지지 표면들을 치환하기 위하여 수행되는 고관절 전치환술(THA) 시술을 받았다. 이들 지지 표면들을 치환하기 위하여, THA는 대퇴경부의 일부분 및 대퇴골 볼을 포함한 환자의 대퇴골(108)의 일부분의 제거뿐만 아니라 관골구(110)의 교정을 포함한다. 대퇴골 제거 및 관골구 확장은 대퇴골 임플란트(112) 및 관골구 임플란트(114)를 수용한다. 가장 흔하게, 대퇴골 임플란트(112)는 환자의 대퇴골의 골수내 관 내부에 수용되는 대퇴골 스템(116)뿐만 아니라 대퇴골 볼(120)을 중재하는 대퇴경부(118)를 포함할 것이다. 대퇴골 볼(120)은 환자의 관골구(110)에 장착된 관골구 컵(126) 내부에 수용된 관골구 컵 삽입체(124) 내에 수용된다.

[0038] 대퇴골 임플란트(112)의 구의 중심이 환자의 고관절(102)의 해부학적 중심(100)과 일치하지 않기 때문에, 대퇴골 볼(120)을 둘러싸는 환자의 연조직은, 대퇴골 볼의 움직임 범위 전반에 걸쳐 고관절(102)의 해부학적 구의 중심(100) 주위에서 대퇴골 볼을 병진이동시키려고 할 것이다. 그리고, 이식된 구의 중심(104)과 일치하지 않는 둘러싸는 연조직에 의해 유발된 대퇴골 볼(120)의 이러한 움직임은 환자의 자연적인 고관절에는 존재하지 않았던 전단력을 유발한다. 더 구체적으로, 이들 전단력은 관골구(110)에 대하여 대퇴골(108)의 자연적인 움직임을 모방할 관골구 컵 삽입체 내부에서의 회전 대신에 관골구 컵 삽입체(124)에 대하여 대퇴골 볼(120)을 피벗시키려는 모멘트를 유발할 것이다.

[0039] 외과의가 THA 동안에 해부학적 구의 중심을 복제하기 위해 대퇴골 볼(120) 및 관골구 컵 삽입체(124)를 적절히 위치시킬 수 없다는 것이 주요한 우려이다. 심지어 1.0 mm 미만의 작은 오프셋도 대퇴골 볼(120)과 관골구 컵 삽입체(124) 사이에서의 전단력의 유발로 이어질 수 있다. 환자가 걸음을 내딛거나 임의의 움직임을 수행할 때마다, 이식된 고관절은 해부학적 구의 중심 주위로 회전하려고 하여, 해부학적 구의 중심에 대해 유발된 모멘트로 이어지고, 나아가 바람직하지 않은 전단력을 유발한다. 실제, 보통의 마모 패턴은 후속의 고관절 수술 동안 환자로부터 제거된 폴리에틸렌 관골구 컵 삽입체의 상외측에서 관찰되었다. 대퇴골 임플란트(112)를 둘러싸는 연조직이 대퇴골 볼(120)의 움직임에 영향을 주어, 자연적인 고관절의 해부학적 중심 주위에서 회전한다는 것과, 이러한 영향을 받은 움직임이 95% 초과인 모든 고관절 치환이 대퇴골 볼(120)과 관골구 컵 삽입체(124) 사이에서 분리를 경험하도록 한다는 것이 본 발명자에 의해 가설이 세워졌다. 더욱이, 대퇴골 볼(120)의 이러한 영향을 받은 움직임이 관골구 컵 삽입체(124)로부터 대퇴골 볼(120)의 탈구의 주된 이유일 수 있다.

[0040] 현재, 외과의는 초기에 대퇴골(108)의 경부(144)를 절삭하고 관골구(110)로부터 대퇴골두(138)를 분리한다. 이어서, 외과의는 해부학적 관골구 구의 원래의 배향의 안내 및/또는 지식 없이 관골구(110)를 확공한다. 이후에, 외과의는 보철 대퇴골 스템(116)의 삽입을 위하여 대퇴골을 준비한다. 불행하게도, 관골구 및 대퇴골 구성요소들이 별개로 뼈(대퇴골 및 골반) 내로 삽입되고 이어서 대퇴골 헤드가 관골구 컵과의 제위치로 "튀어들어갈" 때 해부학적 중심 구들을 유지하기 위한 어떠한 기술도 사용되지 않는다. 이전에 논의된 바와 같이, 이들 기술은 임플란트 구성요소들 상에서의 유발된 전단력, 토크 및 응력으로 이어지는데, 그 이유는 환자의 근골격 구조가 고관절 임플란트의 중심이 아니라 고관절의 해부학적 중심 주위에서의 골반에 대한 대퇴골의 회전의

기억을 보유하고 있기 때문이다. 다시 말하면, 고관절 임플란트의 중심과 해부학적 중심 사이의 일치의 결여는 임플란트 구성요소들 상에서 전단력, 토크 및 응력을 유발한다.

[0041] 도 3 및 도 4를 참조하면, 컴퓨터 지원 수술, MRI, CT, 형광투시법, 초음파, x-레이와 같은 상이한 이미징 기법, 및 뼈 핀 마커 또는 다른 마커 기술의 이용뿐만 아니라 수술 중 지그 또는 안내체의 이용을 포함할 수 있는 수많은 방법론들이 고관절의 해부학적 구의 중심의 위치를 찾기 위해 사용될 수 있다. 이들 기술 중 일부와 관련된 몇몇 우려는, 제한 없이, 하기를 포함한다: (1) 이미징 기술 및 컴퓨터 지원 수술은 수술 전(pre-operative)이고, 외과 의사 수술 전 계획을 행하는 것을 필요로 한다; (2) 이 기술들은 수술에 추가의 시간 및 복잡성을 유발한다; (3) 이 기술들은 수술에 상당한 비용을 추가한다; 그리고 (4) 이 기술들은 외과 의사가 고관절의 해부학적 중심을 정확하게 찾는 것을 허용하지 않을 고유한 어려움을 갖는다.

[0042] 이하에서 더 상세히 설명되는 바와 같이, 고관절의 해부학적 중심을 찾고 유지하기 위한 신규한 기술 및 관련 기구는 외과 의사가 고관절의 해부학적 중심을 더욱 쉽게 찾게 하고 고관절의 해부학적 중심을 모방하도록 이식된 구성요소들을 위치시키게 하는 신규한 트라이얼 구성요소의 이용을 포함한다. 이 예시적인 기술은 THA 수술에 상당한 추가적인 시간 또는 비용을 부가하지 않고, 이미징 기법을 사용하는 수술 전 계획을 필요로 하지 않으며, 외과 의사가 컴퓨터 지원 수술 기술과 관련된 소프트웨어 패키지를 사용하는 방법을 배우는 것을 필요로 하지 않는다.

[0043] 초기에, 외과 의사가 임의의 뼈 절삭을 하기 전에, 외과 의사는 도 3에 도시된 바와 같이 골반(142)에 대한 환자의 자연적인 대퇴골두(138)의 배향 및 형상을 평가하여 고관절의 구 중심의 위치를 찾아낼 것이다. 이전에 논의된 바와 같이, 고관절의 구 중심은 많은 상이한 기술들을 사용하여 위치가 찾아질 수 있다. 그러나, 본 명세서에서 설명된 바와 같이 고관절의 구 중심의 위치를 찾아내는 것은 바람직하게는 수술에 상당한 과잉 비용, 과잉 시간 및 증가된 복잡성을 유발함이 없이 행해질 것이다.

[0044] 도 4에 도시된 바와 같이, 외과 의사는 골반(142)에 대한 대퇴골(108)의 상대 배향 및 위치를 계속 추적하는데, 이는 골반에 한정된 랜드마크들에 대하여 대퇴경부(144)의 각도의 추적을 계속하는 것 및 외과 의사에 의해 도입되는 다양한 지점들에서 대퇴골과 골반 사이의 거리를 기록하는 것을 포함하지만, 반드시 특정되는 것은 아니다. 임의의 뼈 절삭이 이루어지기 전에, 외과 의사는 고관절을 포함하는 2개의 뼈들 상에 적어도 4개의 지점(148)들(대퇴골(108) 상에 2개 및 골반(142) 상에 2개)을 표시하고 도 4에서 확인되는 바와 같이 대응하는 세트의 지점들 사이의 2개의 거리 측정들을 거리 A 및 거리 B로서 기록한다. 그러나, 골반과 대퇴골 사이의 2개 초과 거리 측정들을 확립하기 위하여 4개 초과 지점(148)들이 사용될 수 있다는 것이 이해될 것이다. 지점(148)들은 각자의 뼈에 삽입되거나 달리 장착되는 물리적 또는 가상적 핀 또는 마커를 포함할 수 있다. 거리 측정들에 더하여, 하나 이상의 핀들 또는 마커(150)들이 대퇴골(108) 및/또는 골반(142)에 장착되어, 관골구에 대한 대퇴골 볼 및 대퇴경부의 전경(anteversion)과 같은 해부학적 각도를 기록하게 할 수 있다. 거리 측정들 및 각도 측정들이 취해진 후에, 대퇴골 및 골반에 이전에 장착된 임의의 핀 또는 마커는 제거될 수 있다. 그러나, 임의의 장착 위치가 핀 또는 마커의 추후 부착을 위해 보존되는 것이 바람직하다.

[0045] 핀 및 관련 슬리브를 이용하는 것이 또한 본 발명의 범주 내에 있는 반면, 슬리브는 뼈에 삽입되고 이어서 핀이 슬리브 내로 삽입된다. 그러한 상황에서, 각각의 핀은 제거될 수 있지만, 핀 또는 마커보다 약간 크거나 작은 반경을 갖는 그의 관련된 슬리브는 각자의 뼈 내부에 유지될 것이다. 뼈 내의 이러한 유지된 슬리브는 각각의 핀이 언제라도 교체되게 한다.

[0046] 대퇴경부 각도들을 정렬하기 위해 사용될 수 있는 대안적인 방법은 레이저 및/또는 광 빔 또는 심지어 3차원 홀로그래픽 이미지의 사용을 통해서이다. 본질적으로, 외과 의사는 수술실 테이블 위에 레이저 또는 몇몇 다른 광 빔 기구를 갖는다. 광 빔의 사용은 컴퓨터 지원 정형외과 수술에 대한 비교적 쉽고, 덜 비싸며, 훨씬 덜 복잡한 대안을 제공한다.

[0047] 도 5 및 도 18을 참조하면, 더욱 더 대안적인 방법은 관절 분리 전에 그리고 임의의 뼈 절삭이 이루어지기 전에 대퇴골(108)과 골반(142)(구체적으로, 관골구(110))의 배향 및 위치를 기록하기 위하여 수술대(302) 위에서 레이저 또는 다른 광 빔 기구(300)를 사용한다. 레이저가 현재 토지 개발 및 목공과 같은 다른 산업 및 심지어 벽에 그림을 걸기 위하여 당신의 가정에서도 사용되지만, 본 발명자는 뼈 절삭 및 보철 구성요소들의 이식을 돕기 위하여 수술 과정 동안에 레이저가 사용되고 있다는 것을 알지 못한다. 다른 산업들의 경우, 이들 레이저는 진열대로부터 구매될 수 있지만, 본 특허에서 논의되는 의료 응용의 경우에는 전문화된 기구가 드러나 있다.

[0048] 본질적으로, 레이저는 광자의 유도 방출에 기초하여 광 증폭의 과정을 통해 광(전자기 방사선)을 방출하는 장치

이다. 용어 "레이저"는 방사선의 유도 방출에 의한 광 증폭(Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation)에 대한 두문자로서 유래하였다. 방출된 레이저 광은 다른 기술들을 사용하여 얻을 수 없는 높은 정도의 공간적 및 시간적 가간섭성(coherence)이 주목할 만하다. 공간적 가간섭성은 전형적으로 회절-제한된 좁은 빔, 종종 소위 "펜슬 빔(pencil beam)"인 출력을 통해 표현된다. 레이저 빔은 매우 작은 점에 집중되어, 매우 높은 방사 조도(irradiance)를 달성할 수 있다. 또는 레이저 빔은 큰 거리에서 그의 파워를 집중시키기 위하여 매우 낮은 발산의 빔으로 발사될 수 있다. 시간적(또는 길이방향) 가간섭성은 위상이 빔에 따른 비교적 큰 거리(가간섭성 거리)에 걸쳐서 상관되는 단일 주파수에서 편파(polarized wave)를 의미한다. 열 또는 다른 비간섭성 광원에 의해 생성된 빔은 시간 및 위치에 대하여 매우 무작위로 변하는 순간 진폭 및 위상을 가지며, 따라서 매우 짧은 가간섭성 길이를 갖는다. 대부분의 소위 "단일 파장" 레이저는 실제로 약간 상이한 주파수(파장)들을 갖는 수 개의 모드들의, 종종 단일 편광이 아닌 방사선을 생성한다. 그리고, 시간적 가간섭성은 단색성(monochromaticity)을 의미하지만, 넓은 스펙트럼의 광을 방출하거나 상이한 파장들의 광을 동시에 방출하는 레이저가 심지어 존재한다. 단일 공간 모드가 아닌 몇몇 레이저가 존재하고, 결과적으로 이들 광 빔은 회절 한계에 의해 요구되는 것보다 더 발산한다. 그러나 모든 그러한 장치들은 그 광을 생성하는 그들의 방법, 즉 유도 방출에 기초하여 "레이저"로서 분류된다.

[0049] 본 의료 응용(들)의 경우, 레이저 빔 또는 광원은 해부학적 랜드마크들 및/또는 뼈 또는 임플란트 구성요소 각도들을 나타내는 뼈 상의 매우 작은 점들 또는 매우 얇은 선들로 집중된다. 레이저가 현재 눈 수술에 대해 사용되고 있지만, 본 발명을 위한 응용은 상당히 상이하다. 본 발명은 조직을 용제(ablate)하거나 조직 내에 임의의 절삭을 하기 위해 광을 사용하지는 않는다. 오히려, 광은 가상 지그 또는 절삭 안내체를 생성하기 위해 이용된다.

[0050] 현재는, 외과 의사가 THA를 위한 절삭 안내체들을 적절하게 정렬하는 것이 어렵다. 가상 지그 또는 절삭 안내체를 생성하기 위한 레이저의 사용은 고관절 수술에 대해 획기적인데, 그 이유는 외과 의사가 기구들을 적절히 배치하게 하고 물리적인 안내체 및/또는 지그의 사용 없이 정확한 절삭을 하게 하기 때문이다. 따라서, 가상 지그 또는 절삭 안내체는 외과 의사를 물리적으로 방해하지도 않고 매 수술 전에 소독을 필요로 하지도 않는다. 본 발명에서, 하나 이상의 레이저 또는 광 빔 소스 또는 발생기가 수술실 테이블(302) 위의 투사 장치(300)에 내장된다(도 18 참조). 다른 산업들에서의 레이저의 주요 용도는 레이저 "빔"을 투사하는 것이다. 본 응용을 위하여, 투사되는 것은 레이저 "라인" 또는 레이저 "형상"이다. 투사 장치(300)는 또한, 광의 라인이 1.0 mm 내지 50 cm의 정도로 가변 거리를 가지고서 생성될 수 있고 해부학적 또는 이식된 구조물 상으로 투사될 수 있도록 셔터 또는 가변 개구를 포함한다. 실제로, 이 라인은 이러한 투사된 레이저 라인이 2.0 미터의 길이인 것을 요구할 수도 있는, 기계적인 축과 같은, 해부학적 축을 한정하는 데 사용될 수 있다. 광의 예시적인 라인들이 도 5에 도시되어 있다. 이들 광 라인의 두께 및 거리는 셔터 또는 가변 개구를 사용하여 수정될 수 있다. 이러한 방식으로, 외과 의사는 투사 장치(300)에 연통 가능하게 결합된 제어부를 사용하여 이들 라인의 두께를 제어할 수 있다. 외과 의사가 구두 명령에 의해 라인 두께, 거리 및/또는 배향을 변경하게 하기 위하여 제어부가 음성 인식 모듈을 포함하는 것이 또한 본 발명의 범주 내에 있다. 더욱이, 투사 장치(300)는 광의 라인을 투사하는 것으로 제한되지 않는다. 오히려, 투사 장치(300)는, 제한 없이, 물리적 지그 및 절삭 안내체를 복제한 이미지를 포함하는 형상(2D 및 3D)을 투사하도록 작동 가능하다.

[0051] 예를 들어, 외과 의사는 광 빔 기구(300)를 사용하여 광 빔을 대퇴경부(144) 상에 나타날 라인("광 라인")으로 배향시킨다. 광 빔 기구(300)는, 예를 들어 대퇴경부(144)의 중간에 또는 골반(142)에 대한 대퇴경부의 적절한 회전을 모방하는 대퇴경부에 대한 다른 위치들에 라인이 나타날 때까지, 외과 의사가 이러한 광 라인을 회전 및 병진 이동시키게 한다. 외과 의사가 광 라인의 위치 및 배향에 만족한 후, 외과 의사는 광 라인을 통과하는 2개의 핀(152)(또한 "C" 및 "D"로서 표시됨)들을 골반(142) 및 대퇴골(108) 상으로 장착하여, 적절한 경부 각도 회전이 항상 한정되게 한다. 마찬가지로, 외과 의사는 대응하는 핀들 사이의 거리를 기록할 수 있지만, 이는 경부 각도의 배향을 평가할 때에만 필요한 것은 아니다. 게다가, 외과 의사는 외과 의에 의해 요구되는 경우에 추가적인 핀(152)("A", "B", "E", "F"로 마킹됨)들을 위치시키기 위하여 광 빔 기구(300)를 이용할 수 있다. 따라서, THA 과정 동안 언제든지, 대퇴골(108)이 골반(142)에 대하여 다수회 재배향될 지라도, 외과 의사는 광 빔 기구(300)를 켜고 광 라인에 대하여 핀(152)들을 정렬시킴으로써 골반(142)에 대하여 대퇴골(108)을 재배향시키고 라인("L1", "L2", "L3"으로 마킹됨)들 중 임의의 라인을 재생성할 수 있다.

[0052] 본 출원이 고관절 전치환술의 수술에 대한 광 빔 기구의 사용을 설명하지만, 관절 치환 또는 교정을 넘어서 임의의 형태의 시술에 더하여, 광 빔 기구가 외과적인 관절 치환 또는 교정 시술에 직접 사용될 수 있다는 것에 주목해야 한다.

[0053] 도 6에 도시된 바와 같이, 골반에 대한 대퇴골의 배향이 기록된 후, 대퇴골두(138)의 형상이 고관절의 해부학적 구 중심의 위치를 찾아내기 위하여 기록된다. 대퇴골두(138)의 형상의 기록은 다수의 방식들로 달성될 수 있다. 하기의 논의가 이들 수많은 방식들의 서브셋을 포함할 뿐이고 따라서 본 명세서에 개시되는 발명을 이들 방식만으로 제한하지 않는다는 것을 이해하여야 한다. 대퇴골두(138)의 형상을 기록하는 예시적인 제1 방법은 일련의 변형 가능한 플레이트(154)들(예컨대, 4개의 플레이트들)을 사용하는 것인데, 이 플레이트들은 핀/로드(156)들을 따라 만곡되고/되거나 구형이고 재-위치설정 가능하여, 모든 플레이트들과 접촉하여 유지되고 외과의가 대퇴골두의 표면 상에서 플레이트들을 구체적으로 병진이동 및 배향시키게 하는 트라이얼 기구 상의 다이얼을 사용하여, 플레이트들을 대퇴골두에 대항하여 압축함으로써 대퇴골두 주위에 변형 가능한 플레이트들을 감는다. 이 예에서, 대퇴골두의 표면적의 1/4에 각각 해당하는 4개의 플레이트들이 사용된다. 이들 플레이트는 1회용이거나 재사용가능할 수 있고, 이 플레이트들 중 하나 이상은 안내된 기구(도시되지 않음)에 견고히 체결될 수 있다. 이러한 안내된 기구는 각각의 플레이트가 뼈 표면으로/으로부터 병진이동되고 뼈 표면 상에 재-배향되게 하는 다이얼들 및 레버들을 가질 수 있다. 따라서, 외과의는 대퇴골두의 단부를 향해 그리고 핀/로드로부터 멀리 플레이트들을 병진이동 및/또는 배향시킬 수 있다. 일단 플레이트(154)들이 대퇴골두(138)에 대항하여 압축되면, 대퇴골두의 배향, 크기 및 경사도가 기록될 수 있다. 외과의가 어떤 대퇴골 임플란트 볼 크기를 선택하는 지에 따라, 미리 정해진 곡률을 갖는 대안적인 플레이트(154)들이 핀/로드(156)들에 고정되고 대퇴골두의 적절한 배향, 크기 및 경사도를 기록하기 위하여 별개로 또는 동시에 다이얼 조정될 수 있다. 플레이트(156)들 각각은 독립적으로 재-위치설정가능하지만, 플레이트들이 대퇴골두(138)와 접촉할 때까지 플레이트들을 조화하여 또는 조직적으로 재-위치설정하는 것이 또한 본 발명의 범주 내이다. 대퇴골두(138)의 외측 기하학적 구조를 한정함으로써, 대퇴골두 및 경부(144)가 대퇴골로부터 제거되기 전에 고관절의 구 중심의 정확한 위치가 찾아질 수 있다.

[0054] 현재, THA에서 사용되는 트라이얼 구성요소들은 서로 정렬되지 않는다. 대신에, 외과의는 일상적으로 관골구 구성요소 및 대퇴골 구성요소를 서로 정렬시키지 않고서 이들 구성요소를 배치한다. 대조적으로, 본 발명은 치환되거나 교정되고 있는 환자의 자연적인 고관절의 구 중심에 따라 정렬되는 하나 이상의 트라이얼 구성요소들을 수술 동안에 이용할 수 있다. THA 트라이얼 구성요소들은 단일 단편(piece) 또는 다수의 단편들일 수 있고 트라이얼 대퇴골두가 관골구 트라이얼 구성요소에 견고히 배치되게 한다. 트라이얼 대퇴골두와 관골구 트라이얼 구성요소 사이의 이러한 상호작용은 관골구 트라이얼 구성요소 내로 대퇴골두를 삽입함으로써 대퇴골두가 자유롭게 회전하여 제위치를 "튀어들어"가게 한다. 더욱이, 트라이얼 구성요소들은 포괄적이거나, 제한된 적용성(성별 또는 인종 특정)을 가질 수 있거나, 환자-특정일 수 있다. 게다가, 트라이얼 구성요소들은 재사용 가능할 수 있거나 1회용일 수 있다.

[0055] THA에 현재 사용되는 기술 및 트라이얼과는 대조적으로, 본 발명은 하나의 중심점을 필연적으로 갖는 단일 구를 이용하기 위한 수단으로서 환자의 대퇴골두 지지 표면과 관골구 컵 지지 표면 중 적어도 하나의 크기 및 구면 곡률을 복제하기 위하여 대퇴경부와 골반을 중재하는 해부학적 구를 이용할 수 있다. 더 구체적으로, 올바른 관골구 구는 해부학적 관골구 구의 겹겹이 동안에 해부학적 대퇴골두 구 표면이 중량-지지부와의 접촉을 유지하는 것이다. 도 7을 참조하면, 해부학적 구의 크기 설정을 위하여, 외과의는 환자의 자연적인 대퇴골두(138)의 구 형상을 복제하는 절삭 안내체(160)를 사용한다. 예를 들어, TKA에서, 뼈 절삭을 하기 위해 안내체들이 일상적으로 사용된다. THA에서는, 안내체들이 일상적으로 사용되지 않는다. 이러한 절삭 안내체(160)는 대퇴골(108) 상에 장착되고, 자연적인 대퇴골두(138) 및 가능하게는 대퇴경부(144)의 임의의 일부를 제거하는 대퇴골의 구형 또는 균일한 아치형 절삭을 제공한다. 안내체는 클램프, 핀, 또는 대퇴골에 안내체를 고정하기 위한 다른 방법을 사용하여 대퇴골(108) 상으로 장착될 수 있다. 외과의는 핸들 상의 다이얼을 사용함으로써 절삭 안내체의 원주의 크기 및 형상을 변경할 수 있다. 일단 안내체의 구형 형상이 대퇴골두의 구형 형상과 부합되면, 안내체는 대퇴골(108)에 고정된다. 이 절삭부가 구형 또는 둥글어서 대퇴골두 원주의 형상을 나타내는 것이 추천되지만, 이 절삭부는 또한 대퇴골두를 통한 축에 수직인 직선형이어서 대퇴경부의 중심을 통과할 수 있다. 이 절삭부는 임의의 형상의 것일 수 있지만, 이 절삭부가 그의 원호 내에서 구형인 것이 유리하다.

[0056] 도 8에 도시된 바와 같이, 대퇴경부(144)의 일부 및 대퇴골두(138)를 제거하기 위해 근위 대퇴골(108)에 대한 절삭이 이루어진다. 이때, 외과의는 대퇴골두를 시각적으로 검사하고 그의 곡률을 관찰할 수 있다. 이어서, 대퇴골두 원주 및/또는 직경 및/또는 형상을 측정하는 측정 기구를 사용하여, 외과의는 적절한 대퇴골두 안내체를 선택할 수 있다. 대퇴골두의 측정은 측정 장치, 디지털 기록 장치 또는 가능하게는 도 7에 지그의 형상으로 대퇴골두에 배치된 기구화된 지그로 이루어질 수 있는 반면에, 다이얼이 사용되어 하나 이상의 만곡된 프롱(prong)들이 대퇴골두의 표면 영역과 접촉할 때까지 프롱들을 확장 및 후퇴시킬 수 있다. 절삭 후에, 근위 대

퇴골(108)은 구를 수용하도록 크기 설정된 아치형 만입부(164)를 포함한다. 근위 대퇴골(108) 내로의 절삭부는 구형일 수 있거나, 절삭부는 전방으로부터 후방으로 일정한 아치형 프로파일을 가질 수도 있다는 것에 주목해야 한다. 이러한 일정한 아치형 프로파일은 구형 절삭부와는 달리 전방으로부터 후방으로 일정한 단면을 갖지만, 그럼에도 불구하고 대퇴골 내로의 구형 절삭부를 만들기 위해 사용되는 것과 동일한 반경을 아치형 절삭부가 갖는다면 보철 트라이얼 구를 수용하도록 작동한다.

[0057] 도 9 내지 도 11을 참조하면, 구형 형상을 갖는 위치 안내체(170)가 관골구(110) 내로 삽입되고 대퇴경부(144)와 접촉하여 위치된다. 이러한 예시적인 실시예에서, 구형 형상은 서로 장착되고 서로로부터 제거 가능한 2개의 반구형 섹션들로 이루어진다. 일단 관골구 내로 구형 안내체의 내측 분을 대퇴경부 옆의 외측 부분을 끼움으로서 안내체(170)가 적절히 위치되면, 근위 반구형 섹션의 외부로부터 관골구(110) 내로 반경방향 외향으로 연장되는 일련의 탭(182)들을 통해 일련의 구멍들이 드릴링된다(탭들을 구멍들을 위한 축방향 안내체로서 사용함). 외과의는 위치 및 배향이 제거되었던 대퇴골두의 위치 및 배향과 부합할 때까지 안내체를 재배향시킬 수 있다. 이 안내체는 완전한 구형일 수 있거나, 안내체의 내측 부분이 관골구에 대하여 해부학적인 형상의 것일 수 있거나, 구의 내측 부분이 관골구 내로 소량으로만 삽입되는 단지 림 삽입체일 수 있다. 실제로, 관골구 내로 삽입되는 한, 이 구의 내측 부분은 임의의 형상을 취할 수 있지만, 이 형상은 구형이거나 해부학적인 것이 유리할 수 있다. 안내체의 외측 부분이 근위 대퇴골의 구형 절삭부와 정합하도록 구형인 것이 권장되지만, 외측 부분이 임의의 형상의 것일 수 있다는 것을 이해하여야 한다. 예를 들어, 외측 부분은 외측 에지가 대퇴골에서의 직선 절삭부와 접촉할 수 있는 박스형 형상을 가질 수 있다. 박스형 형상이 사용되는 경우, 박스가 대퇴골두의 원주 및 직경을 모방하도록 형상화되는 것을 보장하도록 외과의 등이 3개의 주축들에 따른 직경을 측정하는 것이 바람직하다. 구멍들이 관골구(110) 내로 드릴링된 후, 일련의 핀(180)들이 탭(182)들을 통해 관골구(110)의 구멍들 내로 삽입되고(각각의 구멍에 대해 하나의 핀), 이에 의해 안내체(170)를 관골구에 대해 제위치에 로킹(locking)한다. 핀(180)들이 탭(182)들을 통해 삽입된 후, 안내체(170)는 제거되고, 정렬 안내체로서 핀(180)들을 사용하여 관골구(110)를 확공하기 위해 리머(reamer)(도시되지 않음)가 사용된다. 리머를 사용하기 위하여, 리머를 안내하는 데 보다 강성인 안내 핀들이 사용될 수 있거나, 중심 안내 핀을 삽입하는 데 안내 핀들이 이용될 수 있고, 이에 의해 리머가 관골구 구의 중심 주축을 따라 관골구를 확공하게 할 수 있다. 이상적으로는, 대퇴골두 안내체의 내측 부분은 형상이 구형이거나 해부학적이어서, 외측 부분이 제거된 때, 내측 부분이 관골구 컵을 연상시키게 하여서, 외과의가 궁극적으로 모든 최종 관골구 절삭부들이 만들어진 후에 이식된 컵의 위치 및 배향이 될 대퇴골두 안내체 컵의 위치 및 배향을 시각적으로 검사할 수 있게 한다.

[0058] 예를 들어, 관절염에 의해 관골구가 손상된 경우, 안내체(170)는 주로 근위 대퇴골로부터 벗어나서 정렬되고 관골구 내로 삽입될 수 있다. 마찬가지로, 근위 대퇴골이 손상된 경우, 안내체(170)는 관골구로부터 더 많이 벗어나서 정렬되고 이어서 근위 대퇴골 옆으로 삽입될 수 있다.

[0059] 도 12를 참조하면, 관골구(110)가 확공된 후, 정렬 안내체들로서 핀(180)들을 사용하여 보철 트라이얼(190)의 일부분이 관골구(110) 내부에 삽입된다. 이러한 트라이얼(190)의 구형 헤드의 크기는 확공 공정 동안에 얼마나 많이 뼈 및/또는 연골이 제거되었는지에 따라 크기 및 형상이 변할 수 있다. 구체적으로, 이러한 보철 트라이얼(190)은 관골구 구성요소(192) 및 그 내에 삽입된 대퇴골 볼(194)을 포함한다. 확공된 관골구(110)에 임시 삽입되어 장착되는 것은 관골구 구성요소(192)이다. 트라이얼(190)의 대퇴골 볼(194)은 단부판(198)을 갖는 대퇴경부(196)에 결합된다.

[0060] 도 12에 도시된 바와 같이, 예시적인 트라이얼(190)은 대퇴골 볼(194)이 관골구 구성요소(192)에 대하여 재-위치설정가능하고/하거나 대퇴경부(196)가 단부판(198)에 대하여 재-위치설정가능하도록 모듈식일 수 있다. 대조적으로, 예시적인 트라이얼(190)은 각각의 구성요소들 사이의 이동을 억제하도록 일체화되거나 또는 단일 단편일 수 있어서, 관골구 구성요소(192)에 대한 대퇴골 볼(194)의 배향 및 위치가 고정되고/되거나 단부판(198)에 대한 대퇴경부(196)의 배향 및 위치가 고정되도록 한다. 더욱이, 예시적인 트라이얼(190)들은 중립 형상 위치를 구현하거나(A), 더 두꺼운 기부를 갖거나(B), 가변 경부 길이를 갖거나(C), 불규칙적인 기부 형상을 갖거나(D), 시계방향으로 회전된 기부 형상을 갖거나(E), 반시계방향으로 회전된 기부 형상을 가질 수 있다(F).

[0061] 도 12 내지 도 14를 참조하면, 한번에 하나씩, 다양한 트라이얼(190)들이 관골구(110)에 임시 장착되고 핀(180)들을 사용하여 정렬되어 적절한 관골구 컵 배향을 유지할 수 있다. 동시에, 트라이얼(190)의 대퇴골 면은 대퇴골(108)의 배향 및 위치를 적절히 유지하기 위하여 외과의에 의해 사용된다.

[0062] 도 13 및 도 14를 참조하면, 대퇴골(108)의 배향 및 위치가 트라이얼(190)을 사용하여 골반(142)에 대하여 고정된 후에, 대퇴골 단부판(198)을 통해 안내 핀(200)들이 삽입되어, 적절한 절삭이 이루어지게 하여 중심의 해부

학적 구들을 유지한다. 이러한 트라이얼(190)의 대퇴골 부분은 모든 3개의 축들을 중심으로 자유롭게 회전할 수 있거나, 로킹 메커니즘이 사용되어 대퇴경부의 적절한 배향이 해부학적 대퇴경부와 일치할 때 각도가 제위치에 고정되게 할 수 있다. 관골구 구성요소(192)가 이전에 삽입된 안내 핀(180)들을 사용하여 확고된 관골구(110) 내부에 삽입되는 동안에, 외과의는 트라이얼(190)을 사용하여 대퇴경구(144)의 최종 절삭부를 마킹할 준비가 된다. 골반(142)에 장착된 트라이얼(190)을 사용함으로써, 근위 대퇴골(108)의 최종 절삭부에 대한 생성된 마크는 트라이얼의 배향 및 위치를 확인시키며 동심 구들(해부학적 관골구 구 및 대퇴골 구)이 유지되게 한다. 도 13 및 도 14에서 트라이얼(190)이 근위 대퇴골에 놓이는 것으로 도시되어 있지만, 트라이얼은 또한 근위 대퇴골 내로 삽입되고/되거나 근위 대퇴골 주위로 안내될 수 있다. 도 14 및 도 15를 참조하면, 안내 핀(200)들이 대퇴골(108) 내로 삽입된 후, 트라이얼(190)은 대퇴골(108) 및 골반(142) 둘 모두로부터 제거된다. 이후에, 절삭 안내체(도시되지 않음)가, 최종적인 대퇴골 절삭부의 정렬을 확보하기 위한 안내체로서 핀(200)들을 사용하여, 대퇴골(108) 상으로 장착된다.

[0063] 다양한 테이퍼들이 또한 도 12에 도시된 이러한 트라이얼에 구현될 수 있다. 따라서, 트라이얼의 관골구 컵 부분이 관골구 내로 삽입될 때, 못 또는 다른 고정 장치를 사용하여 제위치에 임시로 고정될 수 있다. 그리고 나서, 트라이얼의 대퇴골 부분이 대퇴골의 보다 나은 면에 고정될 수 있다. 다음으로, 외과의는 다리를 다수의 위치들로 조작하여, 충돌, 가능한 탈구 및 일어날 수 있는 임의의 다른 우려에 대해 시각적으로 검사하고 기구적으로 측정할 수 있다. 그리고 나서, 외과의는 대퇴골 구성요소가 골반에 대해 어떻게 회전하고 있는 지를 다시 검사 및 측정하기 위하여 상이한 테이퍼를 사용하여 트라이얼의 대퇴골 부분을 치환할 수 있다.

[0064] 대퇴골의 조작 동안 뼈로부터 관골구 컵의 당김의 양을 측정하는 신연 장치(distraction device)가 또한 사용될 수 있다. 임플란트들이 동심 구들을 갖는 경우, 신연력 및 전단력은 매우 낮아야 한다. 대퇴골의 이러한 조작 동안에, 관골구 컵이 시각적으로 뼈로부터 멀리 당겨지려고 하거나, 측정 장치(들)가 신연력 또는 전단력의 불규칙한 양을 검출한다면, 다른 트라이얼이 사용될 수 있다. 이러한 신연 측정 장치는 스프링 부하식 메커니즘 또는 심지어 뉴턴의 운동 방정식을 사용하여 수술 중 힘을 유도하는 사람 고관절의 수학적 모델에 기초하여 신연 거리를 측정하고 이 거리를 힘으로 변환하는 측정 장치일 수 있다. 사람 신체의 수학적 모델은 뼈로부터의 컵 및/또는 컵으로부터의 대퇴골두의 3개의 회전들 및 병진이동들을 측정하는 역전 모델로서 유도될 수 있다. 그리고 나서, 이 움직임은 수학적 모델로 입력되어 3개의 방향들로의 힘 및 3개의 방향들을 중심으로 한 토크를 결정한다.

[0065] 도 24에 도시된 바와 같이, 대퇴골(108)을 마킹하는 대안적인 방법은 관골구 부분이 관골구 내에 안착되고 대퇴골 부분이 대퇴경부 위에 놓이도록 위치된 정렬/트라이얼 기구(170)를 사용하는 것을 포함한다. 이어서, 외과의는 의도된 근위 대퇴골 절삭부의 적절한 배향과 정렬되도록 기구(300)를 제-위치설정할 수 있다. 정렬/트라이얼 기구(170)는 보통의 임플란트 형상 및 두께의 것일 수 있거나(170A), 컵 및 대퇴골 볼에 대해 적절한 형상 및 두께의 것일 수 있지만, 대퇴경부 및 근위 대퇴골 구성요소에 대해 훨씬 얇은 것일 수 있다(170B, 170C). 특히, 정렬/트라이얼 기구(170B, 170C)의 대퇴경부 부분은 환자의 근위 대퇴골의 외부 윤곽에 근사하도록 윤곽 형성된 평탄한 플레이트를 포함하여, 정확한 근위 대퇴골 절삭부를 보장하기 위하여 근위 대퇴골의 상부에 기구가 직접 용이하게 배치될 수 있게 한다. 형상은 또한 사실상 해부학적일 수 있다.

[0066] 도 16 내지 도 18을 참조하면, 대퇴골(108)을 마킹하는 추가의 대안적인 방법은 근위 대퇴골 및 원위 골반(142) 상에 다양한 형상들을 중첩시키기 위하여 이전에 논의된 광 빔 기구(300)를 사용하는 것을 포함한다. 당업자들은 제한 없이 정사각형, 직사각형, 사다리꼴 및 보철 고관절 트라이얼의 윤곽과 같은 가상적인 임의의 2차원 형상이 근위 대퇴골 상에 중첩될 수 있다는 것을 인식할 것이다. 3차원 또는 평면 2차원 해부학적 뼈 형상들이 이미지의 가상 라이브러리 내에 저장되도록 컴퓨터 알고리즘이 이 기구(300)와 함께 사용될 수 있다. 이들 이미지는 MRI, CT, 초음파 및 X-선을 포함하지만 이로 한정되지 않는 하나 이상의 이미징 기법을 사용하여 생성될 수 있다. 이들 이미지는 또한 크기, 성별 및 민족성에 대한 다양한 라이브러리들 내에 저장될 수 있다.

[0067] 수술 동안, 외과의는 까다로운 랜드마크, 배향 및 거리를 포함하지만, 이로 한정되지 않는 수술 데이터를 생성하기 위하여 핸드헬드(handheld) 기구를 사용한다. 이 수술 데이터는 다양한 라이브러리 내의 어느 이미지가 입력된 데이터와 가장 잘 부합하는 지를 초기에 선택하도록 컴퓨터 알고리즘에 의해 사용되고, 이어서 기구(300)를 사용하여 이미지를 생성하여 이러한 이미지를 환자의 해부학적 뼈(이 경우, 근위 대퇴골) 상으로 투사하도록 가상 라이브러리 내에 저장된 하나 이상의 이미지들을 수정할 수 있다. 그리고 나서, 라이브러리 이미지들은 라이브러리 내의 다양한 이미지들 상으로 중첩되어 비교될 수 있거나, 다양한 뼈들로부터 뼈를 생성하도록 사용될 수 있거나, 하나 또는 다수의 라이브러리 이미지들로부터 모핑될(morphed) 수 있다. 그리고 나서, 기구(300)와 연관된 제어부를 사용하여, 이미지는 환자의 뼈에 가장 잘 부합하도록 형상, 크기, 두께, 위치 및/

또는 배향을 수정하기 위하여 미세-조정될 수 있다. 예시적인 형태에서, 기구(300)는 가상 지그, 임플란트 및/또는 뼈를 각각의 뼈 절삭부를 위한 이상적인 위치를 나타내는 환자의 뼈 상으로 투사한다. 추가로 또는 대안적으로, 기구는 환자의 뼈 상으로 최종 임플란트 또는 임플란트 구성요소의 이미지를 투사할 수 있다. 예를 들어, 도 16은 근위 대퇴골(108) 및 원위 골반(142) 상으로 중첩된 직사각형 형상(210)을 도시하고, 도 17은 근위 대퇴골 및 원위 골반 상에 중첩된 보철 고관절 트라이얼(212)의 윤곽을 도시한다. 더욱이, 수술 동안 언제라도, 심지어 외과의가 모든 뼈 절삭부들을 만든 후에도, 외과의는 광 빔 기구(300)를 켜서 만들어진 뼈 절삭부를 확인하거나 의도된 임플란트의 윤곽과 같은 특정 형상과 부합하도록 뼈 절삭부를 교정하게 할 수 있다. 이전에 논의된 바와 같이, 대퇴골(108)이 재-위치설정되었고 정렬 상태로부터 벗어나 있을지라도, 외과의는 하나 이상의 핀(152)들을 이용하여 골반(142)에 대해 대퇴골을 적절하게 배향 및 위치시킬 수 있다. 그리고, 대퇴골(108) 및 골반(142)이 정렬된 후에, 광 빔 기구(300)는 골반(142) 및 대퇴골(108)의 적절한 생체역학 및 중심 구를 유지하는 최선의 또는 바람직한 이식된 대퇴경부 형상 및/또는 관골구 컵 및/또는 대퇴골두를 나타내는 하나 이상의 형상들을 중첩시키기 위해 이용될 수 있다.

[0068] 광 빔 기구(300)는 컴퓨터 지원 정형외과 수술에 대한 비교적 쉽고, 덜 비싸며, 훨씬 덜 복잡한 대안을 제공한다. 현재, 많은 외과의들은 고관절의 배향 및 위치를 한정하기 위하여 컴퓨터 네비게이션을 사용하려고 시도하고 있지만, 이 방법론은 성가시고 배우기 어렵다. 본 기술에서는, 광 빔 기구(300), 제어부(예를 들어, 다이얼 및/또는 레버)는 수술 동안에 대퇴골 및/또는 골반의 각도 및/또는 위치를 나타내기 위하여 수술실 테이블(302) 위에서 기구로부터 지향된 광 빔(또는 이미지)의 위치 및 배향을 변경하기 위해 사용될 수 있다. 이때, 외과의는 기구(300)로부터 광 빔을 켜고 해부학적 대퇴경부와 같은 뼈의 해부학적 특징부를 한정하도록 광 빔의 위치 및/또는 배향을 수동으로 그리고/또는 들을 수 있게 변경할 수 있다. 일단 광 빔이 대퇴경부 상으로 위치되어, 그의 해부학적 위치 및 배향을 한정하면, 2개 이상의 핀들이 대퇴골 및/또는 골반 내에 삽입될 수 있다. 이들 핀은 당해의 해부학적 뼈 또는 뼈 특징부를 한정하는 데 사용될 수 있다. 다수의 광 빔들이 또한 사용되어, 외과의가 요구하는 만큼의 많은 뼈들 또는 까다로운 특징부를 한정하는 데 사용될 수 있다. 따라서, 수술 동안 언제든지, 외과의는 기구(300)로부터 빔을 켜고 빔이 정렬 핀들을 통과할 때까지 뼈를 재-배향시킬 수 있다.

[0069] 이전 예들이 2차원 이미지를 투사하기 위하여 광 빔 기구(300)를 이용하지만, 투사된 이미지들은 홀로그래픽 이미지들을 이용하여 3차원일 수 있다. 홀로그래픽 이미징은 뼈 해부학적 구조, 뼈 랜드마크 및 임플란트 구성요소가 광원을 사용하여 뼈 상으로 투사되게 하도록 이용될 수 있다. 기준 물체로부터 산란된 광원은 기록되고 나중에 재구성되어서, 이미징 시스템(카메라 또는 눈)이 재구성된 빔을 볼 때 뼈 및/또는 임플란트 구성요소의 이미지가 외과의의 시야에 더 이상 존재하지 않을 때에도 보이게 할 것이다. 이미징은, 외과의의 위치 및 배향이 변함에 따라, 물체가 여전히 존재하고 있었던 것처럼 정확히 동일한 방식으로 변화하여서, 이미지가 3차원으로 보이게 한다. 이러한 효과는, 이미지의 각각의 뷰(view)가 외과의에 의해 상당히 다르게 보일 수 있을 지라도, 뼈 및/또는 임플란트 구성요소의 배향, 게다가 3차원 배향 및 위치가 정확한 곳에서 항상 외과의에 의해 보여질 수 있다. 홀로그래픽 기록 자체는 이미지가 아니라는 것을 알아야 한다 - 이는 변하는 세기, 밀도의 외관상 랜덤인 구조물로 이루어진다 -.

[0070] 환자의 뼈 상으로 2차원 이미지를 투사하기 위해 사용되는 전술된 기술과 유사하게, 3차원 이미지를 생성하고 이 이미지를 필요한 것 상으로 중첩시키기 위하여 컴퓨터 알고리즘이 사용된다. 2차원 이미지 투사와 달리, 외과의는 모든 3개의 방향들에서 거리 및 배향을 측정하는 것이 요구될 것이다. 3차원 이미지를 생성하기 위하여, 일련의 기존의 3차원 이미지들이 가상 라이브러리 내에 저장된다. 이들 이미지는 사람 신체 구조에 따라 배향 및 위치를 한정하는 적절한 뼈 랜드마크들 및 거리를 포함할 것이다. 이들 이미지는 강체(rigid body) 또는 변형가능체(deformable body)일 수 있다. 수술 동안, 당해의 환자의 뼈 상의 해부학적 거리, 위치 및 배향을 한정하기 위해 핸드헬드 장치가 사용되고, 이어서 컴퓨터 알고리즘은 최선의 초기 3차원 뼈 맞춤을 선택하고 이러한 3차원 이미지를 해부학적 뼈 상으로 투사한다. 2차원 이미지의 사용과는 달리, 광 빔 소스 기구의 광 빔 소스로부터 해부학적 뼈까지의 거리가 3차원 이미지를 적절히 투사하기 위하여 알려져야만 한다. 이 거리의 한정이 없으면, 해부학적 뼈 상의 다수의 위치들에서, 3차원 이미지가 적절히 투사될 수 없다. 따라서, 모든 3개의 방향들을 따른 3차원 정보가 측정되어 컴퓨터 알고리즘 내로 입력되어야 한다.

[0071] 컴퓨터 알고리즘에 의한 처리를 위해 데이터를 측정 및 입력하는 예시적인 방법은 외과의가 관절 공간을 개방한 후 대퇴경부 및 대퇴골두와 같은 까다로운 해부학적 구조의 다수의 사진 또는 이미지를 취하기 위해 디지털 카메라 또는 다른 기록 소스를 이용하는 것을 포함한다. 이들 이미지 뷰는 근위, 원위, 전방, 후방, 내측 및/또는 외측일 수 있다. 이들 이미지는 실시간으로 광 빔 기구(300)로 보내질 수 있고, 본 컴퓨터 알고리즘을 사용하여, 뼈 이미지의 3차원 라이브러리를 사용하여 홀로그래픽 또는 비-홀로그래픽의 3차원 이미지가 구성된다.

그리고 나서, 최선으로 맞춤형 뼈 이미지가 환자의 뼈 상으로 투사된다. 다이얼, 레버 또는 다른 제어부를 사용하여, 3차원 이미지는 해부학적 뼈 상으로 재-배향, 재-크기설정 및/또는 재-위치설정될 수 있다. 일단 외과의가 3차원 이미지를 해부학적 뼈의 정확한 표현인 것으로 간주하면, 그 특정 환자에 대해 이상적인 까다로운 랜드마크들 및 뼈 절삭부를 한정하기 위하여 다른 알고리즘이 사용된다.

[0072] 3차원 홀로그래픽 이미지의 생성은, 예측 가능한 방식으로 통과하는 광을 구부러지게 할 수 있는 명암의 미세 패턴인 소위 회절 무늬를 생성하는 장치를 이용한다. 각각 상이한 방향으로 광을 구부러지게 하는 무늬 패턴의 충분히 조밀한 어레이는 3차원 물체로부터 튀겨 나오는 광의 효과를 시뮬레이팅할 수 있다. 예시적인 형태로, 하나의 예시적인 구매 가능한 기술은 대략 1 미터 높이 및 1.5 미터 직경인 원통을 사용한다. 원통 내부에서, 나선이 고속으로 회전한다. 2차원 이미지가 나선 상으로 투사되고, 이어서 이미지가 뼈 상으로 투사된다. 이 예의 목적을 위해 이미지가 단순한 CAD형 드로잉인 것으로 가정된다. 이들 간단한 이미지는 이전에 논의된 바와 같이 다수의 디지털 카메라 이미지들로부터 구성된다. 사용될 수 있는 대안적인 방법 및 기술은 특별한 재료의 큐브(cube)의 내부에서 서로 교차하는 빔들을 방출하는 한 쌍의 레이저들을 포함한다. 큐브 내의 재료는 교점에서 빛을 낸다. 다른 방법은 특별한 재료의 큐브 내부에서 교차하는 2개의 레이저들을 사용한다. 재료는 교점에서 빛을 내어, 뼈 상으로 이후에 투사될 수 있는 이미지를 생성한다.

[0073] 초기에, 외과의는 광 빔 기구(300)의 레이저가 빔 스플리터를 가리키게 함으로써, 빔이 2개의 빔들로 분할되게 한다. 광 빔 기구(300) 내의 미러들은 스플리터의 경로를 따라 구성되어, 레이저가 당해의 뼈에 충돌하게 한다. 광 빔 기구(300)는 또한 미러들의 전방에 발산 렌즈들을 포함하여, 이들을 통과하는 2개의 빔들이 보통의 빔들이라기보다는 오히려 광의 광역(wide swath)들이 되게 한다. 광 중 하나(물체 빔(object beam))는 당해의 뼈로부터 광 빔 기구(300)의 홀로그래픽 플레이트 상으로 반사될 것이다. 다른 광(기준 빔)은 홀로그래픽 플레이트에만 충돌할 것이다. 그리고 나서, 외과의는 수술 동안 언제든지 당해의 뼈에 3차원 홀로그래픽 이미지를 투사한다.

[0074] 현재, 외과의는 일상적으로 수술 동안에 사용하기 위한 기구들 및 지그들로 된 4개 내지 10개의 트레이들을 갖는다. 모든 수술 전에, 이들 기구 및 지그가 준비되고 살균될 필요가 있다. 전술한 광 빔 기구는 외과의의 필요에 따라 이들 기구 및 지그를 뼈 상으로 투사하기 위해 사용될 수 있다. 각각의 기구는 레이저 스캐너를 사용하여 스캐닝되거나, 3차원 컴퓨터 모델을 사용하여 3차원 입체 물체로 변환된다. 일단 각 기구 및 다양한 크기들이 이미지의 가상 라이브러리 내로 입력되면, 이미지들은 고정 또는 상대 기준 프레임에 대해 광 빔 기구에 회전 및 병진이동하도록 명령하는 컴퓨터 알고리즘을 사용하여 언제든지 재-배향 및 표시될 수 있다. 컴퓨터 알고리즘 내부에 뉴턴 기준 프레임이 정의되고 상대 기준 프레임이 각각의 기구에 대해 정의된다. 각각의 회전 및 병진이동 방향은 역방향 모델에서 소정 함수로서 또는 전방 해법 모델(forward solution model)에서 일반화된 속도로서 정의된다. 표시된 이미지의 방향 또는 회전의 변경은 다이얼 및/또는 레버(즉, 제어부)의 사용을 통해 또는 터치 스크린 모니터를 사용하여 외과의에 의해 들릴 수 있게 이루어질 수 있다. 실제, 이동 행렬(translation matrix)에의 수치 변화는 또한 운동 변화를 정의하는 입력일 수 있다. 예를 들어, 터치 스크린 기구를 사용하여, 외과의는 가상 기구 또는 안내체의 사진을 터치할 수 있고, 컴퓨터 알고리즘은 광 빔 기구에 이를 투사하도록 명령한다. 그리고 나서, 2차 라이브러리가 스크린에 나타나는 반면, 외과의는 이미지의 정확한 크기를 선택할 수 있다. 이어서, 가칭 명령에 의해 또는 다이얼 및 레버를 사용하거나 스크린 상에서 손가락을 이용하여, 2차원이든 3차원이든 이미지가 재-위치설정될 수 있다. 따라서, 기구와 뉴턴 기준 프레임 사이의 상대 변환 행렬은, 기구가 뉴턴 기준 프레임 내부의 원점에 대하여 공간 내에서 어디에 있는 지에 의존하여 변경될 수 있다. 일단 외과의가 기구 또는 지그를 제위치에서 가지면, 중단이 도입되고 뉴턴 기준 프레임에 대한 기구의 상대 기준 프레임이 기구의 장래의 사용을 위해 기록 및 저장된다. 따라서, 컴퓨터 알고리즘 내에서, 일반화된 속도로부터 정의된 일반화된 좌표 및 일반화된 위치는 전체 좌표 변화에 기초하여 변경 및 재정의된다. 이 절차는, 2차원이든 3차원이든, 각각의 기구, 지그 및 뼈에 대해 수행될 수 있다. 이들 기구, 지그 및 뼈는 외과적 사용을 위해 적절하게 정의되고 위치된 지점, 축 및 절삭 안내체를 가질 수 있다.

[0075] 전술된 바와 같이, 이 과정은 3차원 이미지, 홀로그래픽 또는 비-홀로그래픽에 대해 사용될 수 있다. 이전에 언급된 바와 같이, 홀로그래픽은, 기록된 때 물체가 있었던, 기록 매체에 대한 동일한 위치에 물체가 있는 것처럼 물체가 보이도록, 물체로부터 산란된 광이 기록되고 나중에 재구성되게 하는 기술이다. 관찰 시스템의 위치 및 배향이 변함에 따라, 물체가 여전히 존재하고 있었던 것처럼 정확히 동일한 방식으로 이미지가 변화하여서, 기록된 이미지(홀로그래픽)를 3차원으로 보이게 한다. 홀로그래픽은 또한 다른 유형의 파를 사용하여 만들어질 수 있다.

[0076] 3차원 공간은 우리가 살고 있는 물리적인 우주의 기하학적 모델이다. 3차원은 흔히 길이, 폭 및 깊이(또는 높

이)로 불리지만, 임의의 3개의 상호 직교 방향들이 3개의 차원들로서 역할할 수 있다.

[0077] 수학에서, 데카르트 기하학은 3개의 좌표들에 의해 3차원 공간 내에 모든 지점들을 기술한다. 이는 외과적 용도를 위한 기구, 지그 및 뼈를 위치설정하고 배향시키기 위해 앞서 설명된 과정이다. 3개의 좌표축들이 주어지는데, 각각의 좌표축은 다른 2개의 축들이 교차하는 지점인 원점에서 이들 축에 수직하다. 본 발명자는 케인의 동역학(Kane's Dynamics)의 사용자이다. 따라서, 정의된 각각의 바디 프레임 또는 무질량 프레임에는 특정 기준 프레임 내에서 1, 2 또는 3 축으로 라벨이 붙여진 3개의 단위 벡터(또는 상대축)들이 할당된다. 이들 축에 대하여, 3차원 공간 내의 임의의 지점의 위치는 질서 정연한 3개의 실수(real number)들에 의해 주어지고, 각각의 숫자는 주어진 축을 따라 측정된 원점으로부터 그 지점의 거리를 제공하며, 이는 다른 2개의 축들에 의해 결정된 평면으로부터 그 지점의 거리와 같다. 생성된 3차원 홀로그래픽 이미지는 "국제 홀로그램 제조자 협회(International Hologram Manufacturers Association)" (www.ihma.org) 내의 회사들, 예를 들어 "더 홀로그램 컴퍼니(The Hologram Company)" (sales@thehologramcompany.co.uk) 및 "에이피아이 홀로그래피즈(API Holographies)" (www.apigroup.com)로부터 구매된 생성기 및/또는 다른 구성요소를 사용하여 구성될 수 있다. 만일 이러한 루트로 가는 것이 선택되면, 구성요소 및 심지어 전체 홀로그램 투사기도 구매될 수 있다. 그리고 나서, 홀로그래픽 투사기 또는 홀로그래픽 구성요소는 수술 동안 이미지들을 적절한 위치로 크기 설정, 위치 설정 및 배향하는 것뿐만 아니라 이미지를 생성하기 위하여 디지털 장치, 계측 장치 및 컴퓨터 알고리즘과 함께 사용된다. 대안적으로, 전문화된 홀로그래픽 투사기가 구매 가능한 구성요소로부터 제조될 수 있고 홀로그래픽 이미지의 해상도 및 품질이 의료 용도에 대해 이상적인 것을 보장한다. 2차원 이미지와 유사하게, 홀로그래픽 이미지 내의 각각의 광 빔 또는 지점은 광 빔 기구 상에 정의되어진 고정된 뉴턴 기준 프레임에 대해 정의된다. 2차원 이미지를 움직이는 것과는 달리, 홀로그래픽 이미지를 이동시키기 위해 2개의 과정들이 사용될 수 있다. 각각의 지점이 정의되고 이어서 뉴턴 기준 프레임의 원점에 대하여 재정의될 수 있거나, 홀로그래픽 이미지 내부의 적어도 3개의 지점들이 뉴턴 기준 프레임에 대해 정의될 수 있고, 그리고 나서 홀로그래픽 상대 기준 프레임에 따른 3개의 상대축들이 구성될 수 있으며, 이들 축은 뉴턴 기준 좌표계에 대하여 배향 및 위치될 수 있다. 다시, 3차원 이미지가 이동됨에 따라, 상대 변환 행렬이 재정의될 것이다. 일단 3차원 이미지가 외과의에 의해 제위치에 위치되면, 이 상대 변환 행렬을 위한 좌표는 제위치에 로킹되고 외과의에 의해 수술 동안에 언제든지 사용될 수 있다.

[0078] 도 25를 참조하면, 3개의 지점들이 홀로그래픽 이미지 상에 정의되면, 이들 지점 중 하나는 처음의 2개의 지점들이 내부에 정의되었던 평면의 외부에 정의되어야 한다. 따라서, 이 예에서, 3개의 지점들 각각은 임의의 뷰에서 타원의 형상 또는 긴 구의 형상을 취하는 3차원 이미지 상에서 P1, P2 및 P3로서 정의된다. 이 도면에서, 지점 0은 광 빔 기구 내부에서, 또는 홀로그래픽 이미지 투사기가 기구 내에 수용된 곳에서, 뉴턴 기준 프레임 내의 고정된 지점을 나타낸다. 투사되고 있는 이미지는 "바디 A"로서 정의되고 단위 벡터

[0079] $A1>$, $A2>$ 및 $A3>$ 를 갖는 상대 기준 프레임이 정의된다.

$$A1> = \frac{P_P2_P1>}{|P_P2_P1>|}$$

[0080] 단위 벡터 $A1>$ 은 지점 P1 및 지점 P2를 사용하여 라인을 생성하고 이 라인을 그의 크기로 나눔으로써 정의된다. 다음으로, 제2 단위 벡터는 지점 P2와 지점 P3 사이의 라인의 단위 벡터와 벡터 $A1>$ 을 교차 곱하기하고 이 합수를 그의 크기로 나눔으로써 정의된다.

$$A2> = \frac{UnitVEC(P_P2_P3>) \times (A1>)}{|UnitVEC(P_P2_P3>) \times (A1>)|}$$

[0082] 최종적으로, 제3 단위 벡터 $A3>$ 은 $A1>$ 및 $A2>$ 를 교차 곱하기함으로써 정의된다. 다음으로, 변환 행렬이 도 26에 정의된 3개의 연속 회전들을 사용하여 유도될 수 있는 반면에, 기준 프레임 A는 바디를 나타내지만, A' 및 A'' 기준 프레임들은 사실상 중간이고 무질량 기준 프레임들로서 정의된다.

[0084] 순차적인 기준 프레임들은 다음과 같이 설정될 수 있다:

$$\begin{Bmatrix} A1> \\ A2> \\ A3> \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos(\theta_3) & 0 & -\sin(\theta_3) & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 & \cos(\theta_2) & \sin(\theta_2) \\ \sin(\theta_3) & 0 & \cos(\theta_3) & 0 & -\sin(\theta_2) & \cos(\theta_2) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \cos(\theta_1) & \sin(\theta_1) & 0 \\ -\sin(\theta_1) & \cos(\theta_1) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} N1> \\ N2> \\ N3> \end{Bmatrix}$$

[0085]

[0086] 그리고 나서, 행렬 곱셈, 광 빔 기구 내부의 뉴턴 기준 프레임과 상대 기준 프레임 사이의 하기의 상대 변환을 사용하여, 3차원 이미지는 다음과 같이 기술될 수 있다:

$$\begin{Bmatrix} A1> \\ A2> \\ A3> \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} (C\theta_1 \cdot C\theta_3 - S\theta_1 \cdot S\theta_2 \cdot S\theta_3) & (S\theta_1 \cdot C\theta_3 + S\theta_2 \cdot S\theta_3 \cdot C\theta_1) & (-S\theta_3 \cdot C\theta_2) \\ -(S\theta_1 \cdot C\theta_2) & (C\theta_1 \cdot C\theta_2) & (S\theta_2) \\ (S\theta_3 \cdot C\theta_1 + S\theta_1 \cdot S\theta_2 \cdot C\theta_3) & (S\theta_1 \cdot S\theta_3 - S\theta_2 \cdot C\theta_1 \cdot C\theta_3) & (C\theta_2 \cdot C\theta_3) \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} N1> \\ N2> \\ N3> \end{Bmatrix}$$

[0087]

[0088] 위에서 열거된 변환 행렬에서, 81, 82 및 83은 광 빔 기구에 관한 3차원 이미지의 상대 회전을 나타내며, 이들 각도가 변환에 따라 3차원 이미지도 변한다. 이들 각도는 수술 전에 미리 정해지거나, 임시 또는 종속 함수에 해당하거나, 다이얼 및/또는 레버를 들을 수 있게 사용하거나 다른 측정 장치를 통해 수술 중에 변경될 수 있다. 외과위가 3차원 이미지를 네비게이션하기 위해 3개의 지점 P1, P2 및 P3들을 이동시키는 것을 선택하고 이미지의 배향, 더 구체적으로 81, 82 및 83을 알기를 원할 경우, 이들 각도는 후속하는 수학적 세트를 사용하여 수학적으로 유도될 수 있다:

$$\begin{aligned} PA11 &= C\theta_1 \cdot C\theta_3 - S\theta_1 \cdot S\theta_2 \cdot S\theta_3 \\ PA12 &= S\theta_1 \cdot C\theta_3 + S\theta_2 \cdot S\theta_3 \cdot C\theta_1 \\ PA13 &= -S\theta_3 \cdot C\theta_2 \\ PA21 &= -S\theta_1 \cdot C\theta_2 \\ PA22 &= C\theta_1 \cdot C\theta_2 \\ PA23 &= S\theta_2 \\ PA31 &= S\theta_3 \cdot C\theta_1 + S\theta_1 \cdot S\theta_2 \cdot C\theta_3 \\ PA32 &= S\theta_1 \cdot S\theta_3 - S\theta_2 \cdot C\theta_1 \cdot C\theta_3 \\ PA33 &= C\theta_2 \cdot C\theta_3 \end{aligned}$$

[0089]

[0090] 전술한 9개의 수학적식들은 오버 디터미넌트 시스템(over determinant system)을 나타내는데, 이는 단지 3개의 미지의 양에 대해 너무 많은 수학적식을 갖는다는 것을 의미한다. 당해의 3개의 각도들은 또한 하기의 3개의 수학적식들을 사용하여 유도될 수 있다:

$$\begin{aligned} \theta_2 &= \sin^{-1}(PA23) \\ \theta_3 &= \cos^{-1}(PA33/\cos(\theta_2)) \\ \theta_1 &= \cos^{-1}(PA22/\cos(\theta_3)) \end{aligned}$$

[0091]

[0092] 본 명세서에 개시된 것과 같은 3차원 이미지들의 사용은 홀로그래픽 또는 비-홀로그래픽 이미지를 참조하지만, 이들 이미지는 3차원 이미지들을 정의 및 생성하기 위한 임의의 기술을 이용하여 매우 쉽게 구성될 수 있다. 또한, 3차원 이미지들의 적용이 고관절 전치환술과 관련하여 개시되지만, 당업자들은 이들 3차원 이미지 및 관련 장비가 또한 사람 및 동물 몸 내부의 임의의 관절, 장기 또는 구조에 대해 사용될 수 있고 바로 그 전관절 수술(total joint surgery) 이외의 다른 수술에 대해 사용될 수 있다는 것을 이해할 것이다.

[0093] 도 19 및 도 20을 참조하면, 원위 대퇴골이 절삭된 후, 최종 대퇴골 및 관절구 임플란트가 골반(142) 및 대퇴골(108)에 장착된다. 최종 대퇴골 임플란트의 장착은 광 빔 소스 기구의 사용을 통한 가상 계측 또는 안내 핀(200)들을 이용할 수 있다. 예를 들어, 대퇴골의 골수내 관의 임의의 전치 확공(prefatory reaming)이 발생하였다는 것(그리고 이 확공이 또한 정렬을 위한 안내 핀(200)들을 이용할 수 있다는 것)을 가정하면, 최종 이식

된 대퇴골 스템(220)은 안내 핀(200)들을 사용하여 대퇴골(108)의 골수내 관 내로 삽입된다. 최종 대퇴골 임플란트가 모듈식인 것으로 가정하면, 최종 대퇴경부(224) 및 대퇴골 볼(226)이 이식된 대퇴골 스템(220)에 장착된다. 이러한 예시적인 실시예에서, 대퇴골 스템(220)은 대퇴골(108)의 외측 근위 표면 상에 안착하는 단부판(222)을 포함한다. 게다가, 대퇴경부(224)는 또한 스템에 경부를 장착하기 위하여 대퇴골 스템의 단부판(222)에 결합되는 단부판(228)을 포함한다.

[0094] 이러한 예시적인 실시예에서, 대퇴골 스템(220)은 대퇴경부(224)로부터 오프셋된다. 스템(220)과 경부(224) 사이의 오프셋이 드물게 일어날 수 있지만, 스템으로부터 독립적으로 경부를 재-위치설정하는 능력 및 이러한 예시적인 임플란트의 모듈성을 입증하는 것이 보여졌다. 그러나, 일부 경우에, 최종 임플란트는 경부(224)에 대한 스템(220)의 가변 배향 및 위치설정이 가능하지 않도록 통합되거나 단일 단편일 것이다.

[0095] 최종 관절구 임플란트들이 안내 핀(180)들을 사용하여 골반(142)에 장착될 수 있다는 것에 또한 주목하여야 한다. 예를 들어, 관절구의 모든 전치 확공이 완료된 것(그리고 이 확공이 또한 정렬을 위한 안내 핀(200)들을 이용할 수 있다는 것)을 가정하면, 최종 이식된 관절구 컵 및 컵 삽입체(232)는 안내 핀(180)들을 사용하여 확공된 관절구(110) 내로 삽입된다. 최종 관절구 컵 및 컵 삽입체가 모듈식이라고 가정하면, 각각의 구성요소의 다른 구성요소에 대한 배향 및 위치설정에 대해 미미한 수정이 이루어질 수 있다. 최종 대퇴골 및 관절구 구성요소 둘 모두가 이식 및 고정된 후, 대퇴골 볼(226)은 관절구 컵 삽입체(232) 내로 안착된다.

[0096] 도 21을 참조하면, 대퇴골(108)의 골수내 관 내로 삽입하기 위한 대퇴골 슬리브(240)를 포함하는 것도 또한 본 발명의 범주 내이다. 예시적인 슬리브(240)는 대퇴골(108) 내로 가압 끼워맞춤되거나 접합될 수 있다. 대조적으로, 현재의 기술들은 흔히 대퇴골(108) 내로 대퇴골 임플란트를 접합하거나 가압 끼워맞춘다. 일단 이러한 대퇴골 스템이 이러한 기존 기술을 사용하여 뼈에 고정되면, 교정 수술을 위한 제거가 매우 어렵다. 본 발명은 대퇴골 슬리브(240) 내로 활주하는 모듈식 유형의 대퇴골 스템을 도입한다. 이러한 대퇴골 슬리브(240)는 대퇴골 스템(220)(도 19 참조)이 다수의 각도들로 슬리브 내로 삽입될 수 있도록 내부 홈들 및 돌기(242)들을 갖고서 설계될 수 있다. 슬리브는 또한 홈 없이 매끄러울 수 있다. 홈들이 사용되는 경우, 이들 홈 및 돌기(242)들은 번갈아 있거나, 슬리브에 대한 대퇴골 스템의 적절한 배향을 보장하기 위하여 대퇴골 스템(220) 상의 소정 패턴과 일치하는 패턴을 포함할 수 있다. 이식된 대퇴골 스템(220)은 슬리브(240) 내부의 제위치로 로킹된다. 대퇴골(108)과 대퇴골 스템(220)을 중재하기 위하여 슬리브(240)를 사용함으로써, 이는 대퇴부 스템이 어떤 이유 때문에 제거될 필요가 있다면, 대퇴골 스템이 슬리브로부터 로킹해제되고 이어서 골수내 관에 추가적인 손상을 유발함이 없이 제거될 수 있다는 이점을 제공한다. 이후에, 새로운 또는 교정된 대퇴골 스템이 슬리브(240) 내로 삽입될 수 있다. 따라서, 영구적인 슬리브(240)의 사용은 초기의 대퇴골 스템 정렬이 어떠한 대퇴골 버전 수술에서도 유지되는 것을 보장한다. 또한, 어떤 이유 때문에 대퇴골 스템 배향이 그 환자에 대해 적절하지 않다고 생각되는 경우에, 대퇴골로부터 대퇴골 스템을 제거해야 하기보다는, 이 환자 내의 대퇴골 임플란트가 제거될 수 있고, 이어서 버전 각도가 변경될 수 있으며, 이후에 대퇴골 스템이 슬리브 내로 다시 재-위치설정될 수 있다.

[0097] 전술한 슬리브(240)가 대퇴골(108)에 대하여 고정된 배향 및 위치를 갖는 것으로 설명되었지만, 슬리브(240)가 이동 지지 기능성을 포함하는 것도 또한 본 발명의 범주 내이다. 이러한 기능성은, 내측(작은 직경) 슬리브가 내부 홈들 및 돌기(242)들을 포함하는 삼통식인 한 쌍의 슬리브들의 결과일 수 있다. 이러한 구조는 내측 슬리브가 대퇴골(108)에 대해 회전하게 하고, 완전 360도의 대퇴골 스템 회전을 지연하도록 제한될 수 있다.

[0098] 다른 예시적인 대안은 내측 홈들을 갖지 않고 로킹 메커니즘을 포함하는 슬리브를 포함한다. 슬리브는 대퇴골 내로 접합되고/되거나 가압 끼워맞춤될 수 있다. 대퇴골 스템은 둥근 또는 타원 형상의 것이고 슬리브 내부에서 자유롭게 회전한다. 대퇴골 스템은 슬리브로부터 제거될 수 있도록 일 방향으로 로킹될 수 있지만, 스템의 길이방향 축 또는 동심 구들을 유지하는 데 필요한 임의의 정해진 축을 중심으로 자유롭게 회전한다.

[0099] 도 22 및 도 23을 참조하면, 다른 예시적인 실시예에서, 대퇴골 스템(390)은 내부 길이방향 나사(또는 기어 메커니즘)(400)를 갖는다. 대퇴골 스템(390)이 대퇴골 내로 이식된 후, 외과의는 대퇴골 스템의 보다 나은 면 상에서 나사(400)를 돌릴 수 있고, 이는 요소(404)들을 스템으로부터 뼈 내로 돌출하도록 가압할 것이며, 이는 뼈에 대한 대퇴골 스템의 보다 큰 고정으로 이어질 것이다. 어떤 이유로 임플란트가 교정 수술 동안에 제거될 필요가 있는 경우에, 외과의는 나사(400)를 반대 방향으로 돌릴 수 있고, 이는 요소(404)들을 스템(390)으로부터 다시 당기도록 작동하여 스템이 더 용이하게 제거되게 한다. 대퇴골 스템이 대퇴골 슬리브(240)(도 21 참고) 내로 삽입되어야 할 경우, 외과의는 스템으로부터 슬리브 내의 홈(242)들 내로 돌출하도록 요소(404)를 재-위치설정하기 위하여 나사(400)를 돌린다. 예시적인 형태에서, 요소(404)들은 다양한 형상들 및 크기들을 취할 수

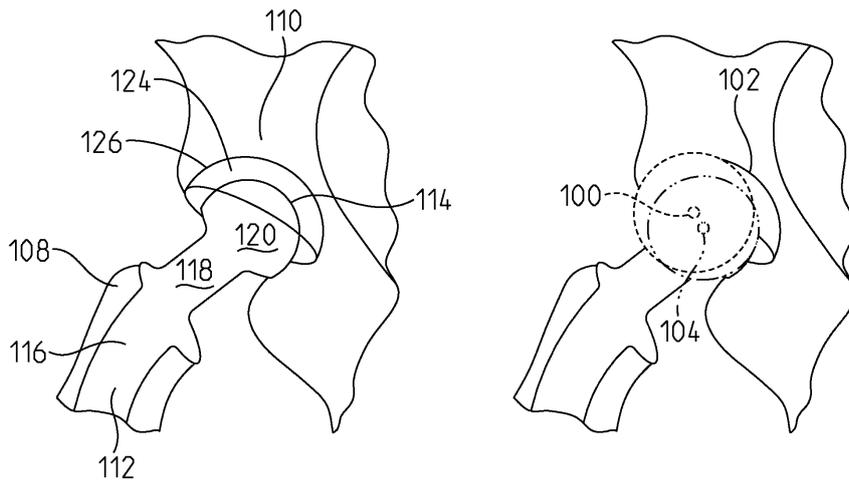
있고 대퇴골 스템 및/또는 슬리브(240)를 따라 다양한 위치들에 위치될 수 있다. 예를 들어, 요소(404)들이 도 22에서 삼각형 프로파일을 취하지만, 요소들은 도 23에서 직사각형 프로파일을 취한다.

[0100] 대퇴골 스템 및 대퇴골 슬리브가 내부 및 외부 둘 모두에서 다수의 형상들을 취할 수 있다는 것에 주목해야 한다. 예를 들어, 대퇴골 슬리브의 내부는 타원형일 수 있지만, 대퇴골 스템의 외부는 직사각형이다. 마찬가지로, 대퇴골 슬리브의 외부는 직사각형, 타원형 또는 임의의 다른 단면일 수 있다.

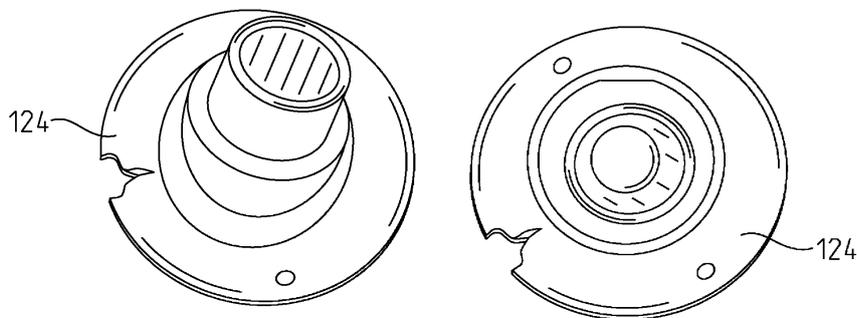
[0101] 상기 설명 및 발명 요약에 이어서, 본 명세서에서 설명된 방법들 및 장치들이 본 발명의 예시적인 실시예들을 구성하지만, 본 발명이 전술한 것으로 제한되지 않고 특허청구범위에 의해 한정되는 바와 같은 본 발명의 범위로부터 벗어남이 없이 그러한 실시예에 대해 변경이 이루어질 수 있다는 것이 당업자들에게 명백하게 될 것이다. 추가로, 본 발명이 특허청구범위에 의해 한정된다는 것과, 본 명세서에 기재된 예시적인 실시예들을 설명하는 임의의 제한들 또는 요소들이 그러한 제한 또는 요소가 명시적으로 언급되지 않는다면 임의의 청구항 요소의 해석에 포함될 것임이 의도되지 않는다는 것이 이해될 것이다. 마찬가지로, 본 발명이 특허청구범위에 의해 한정되기 때문에 그리고 본 발명의 고유한 그리고/또는 예측하지 못한 이점들이 본 명세서에서 명시적으로 논의되지 않았을 지라도 존재할 수도 있기 때문에, 임의의 청구항의 범주 내에 속하도록 본 명세서에 개시된 본 발명의 확인된 이점들 또는 목적들 중 임의의 것 또는 전부를 만족시키는 것이 필요하지 않다는 것을 이해할 것이다.

도면

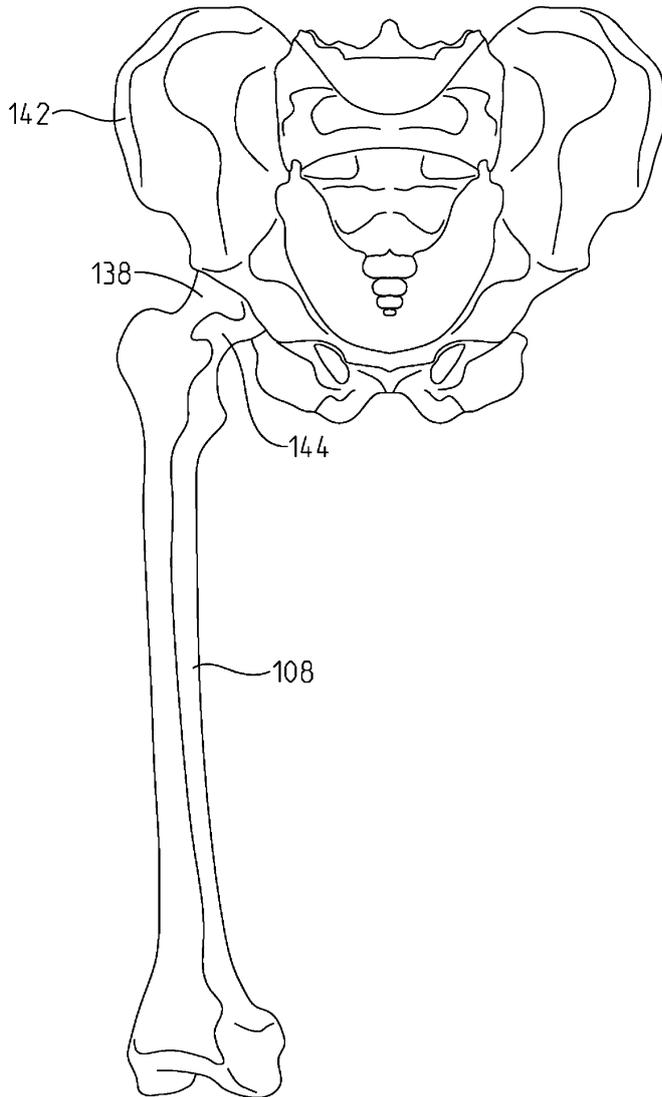
도면1



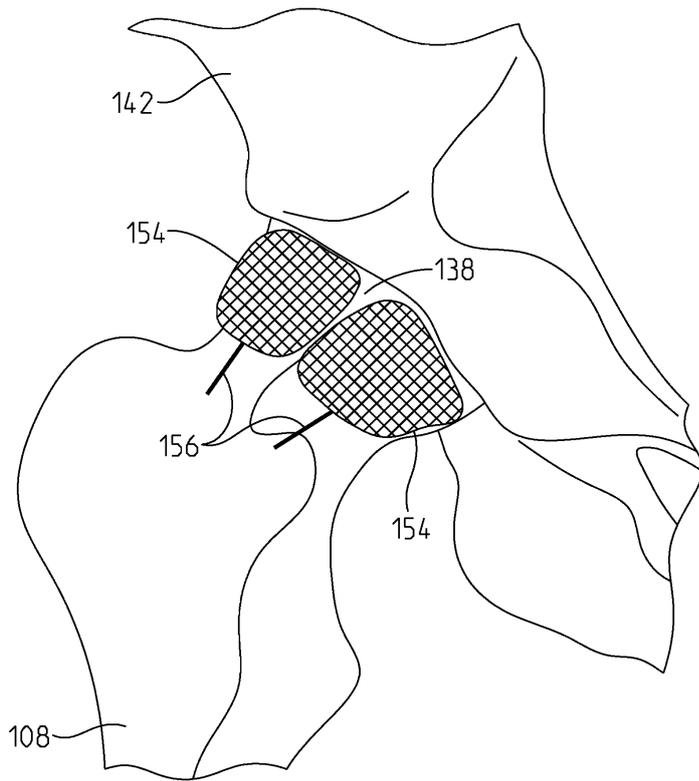
도면2



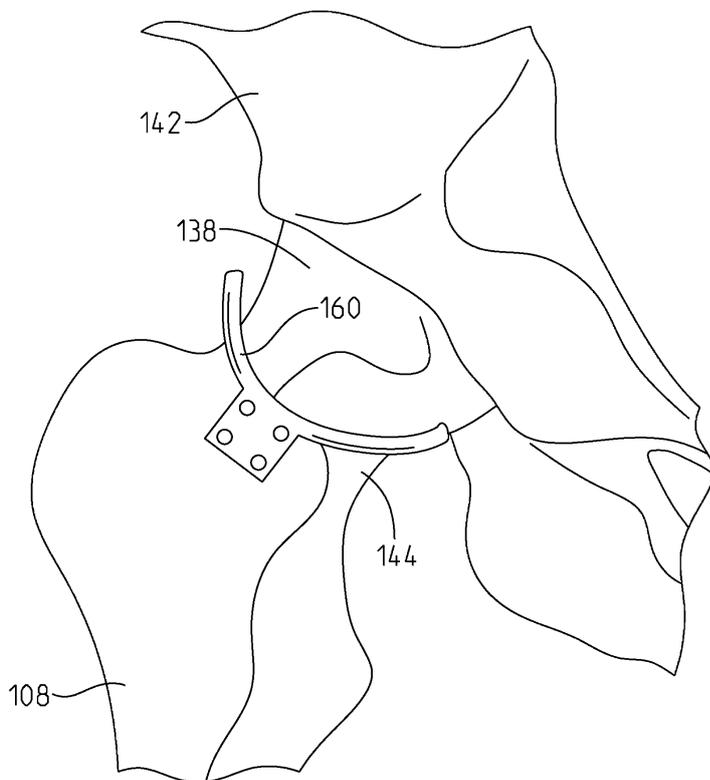
도면3



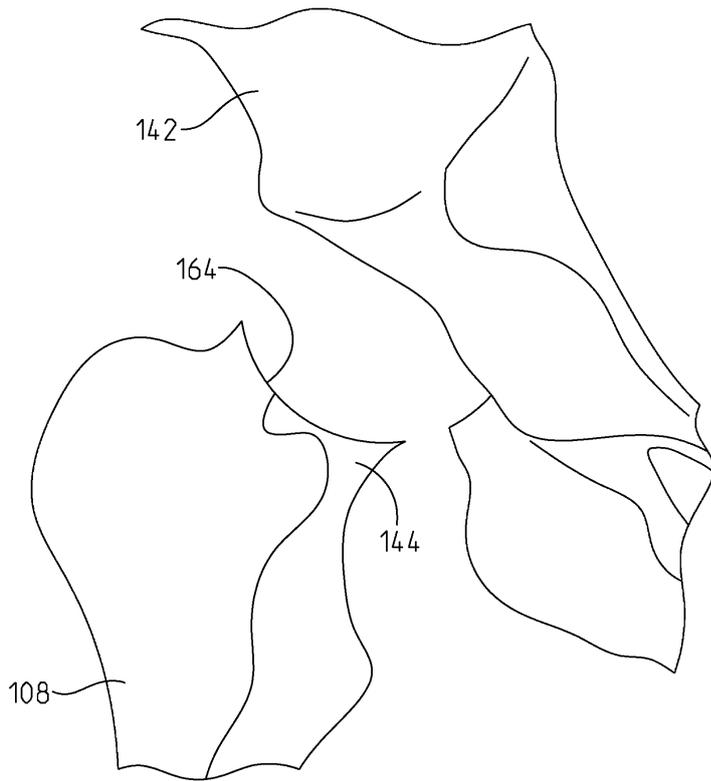
도면6



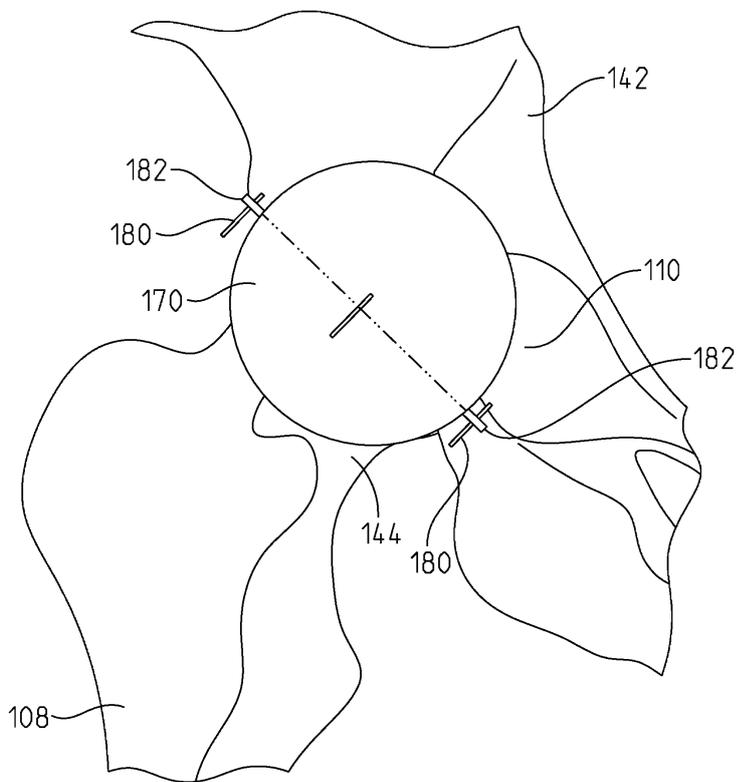
도면7



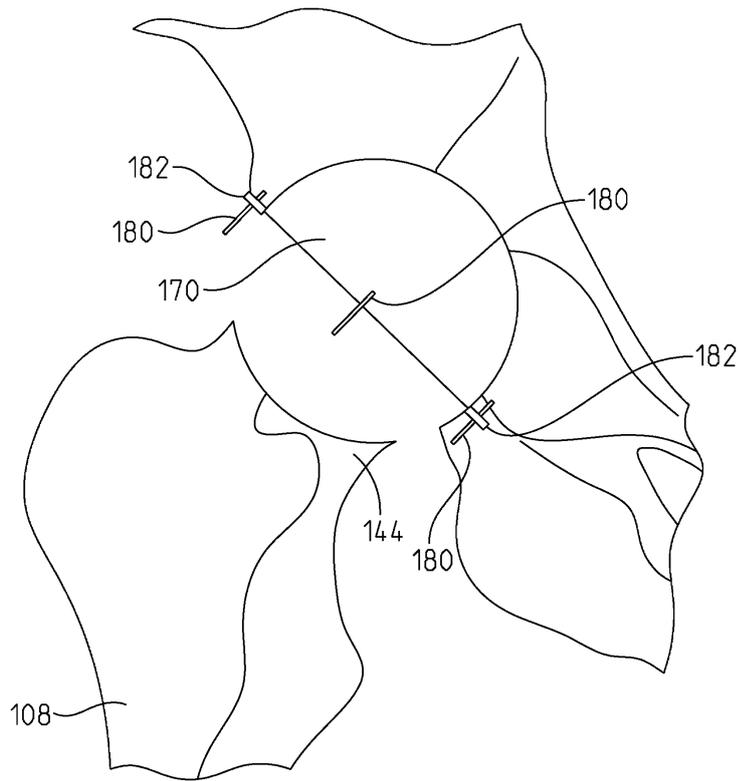
도면8



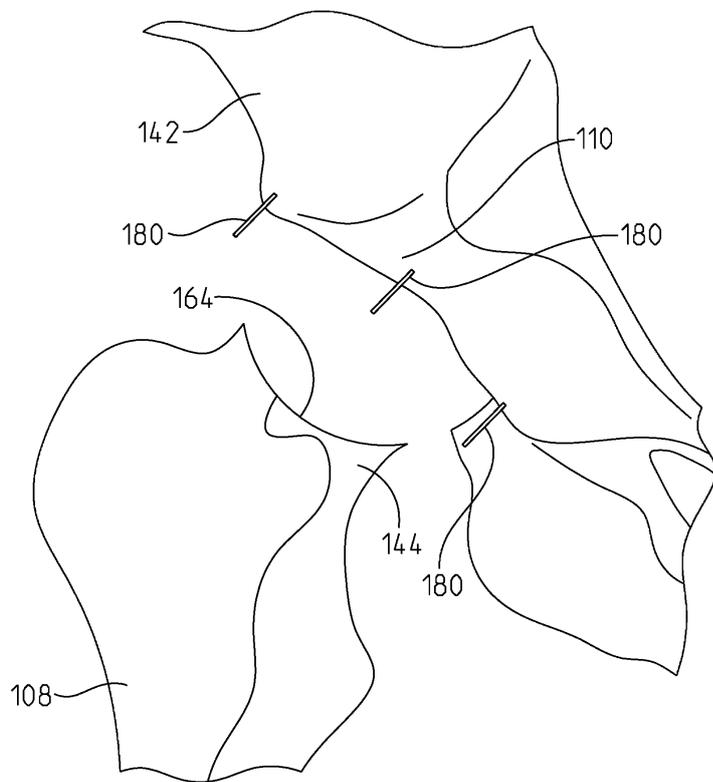
도면9



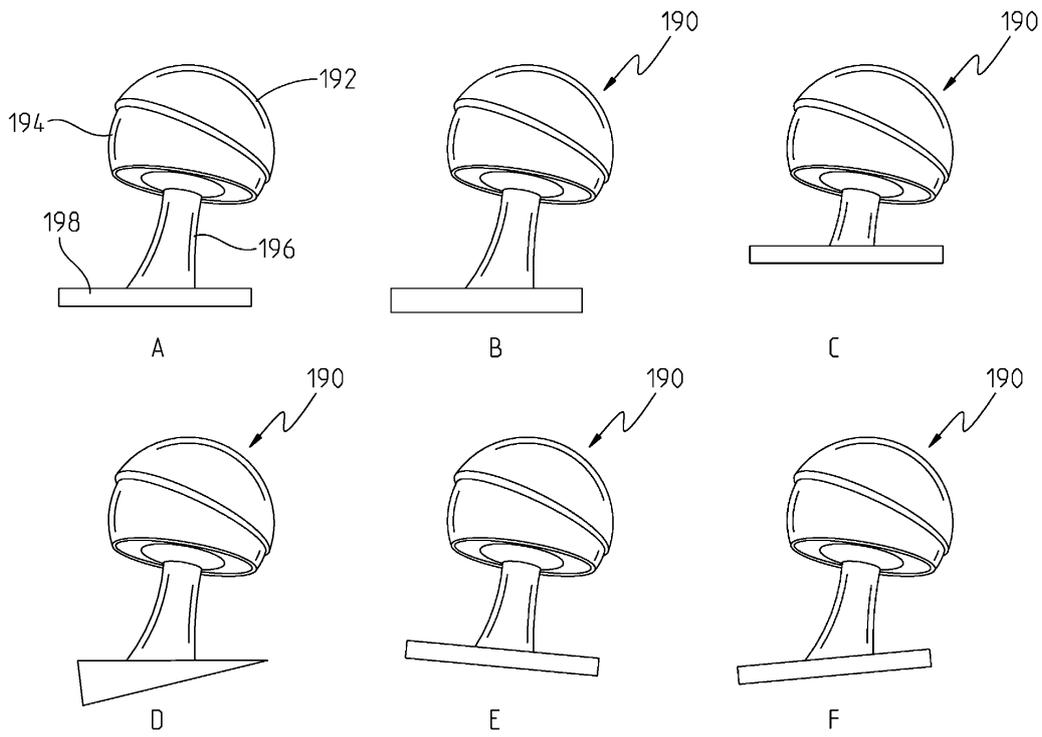
도면10



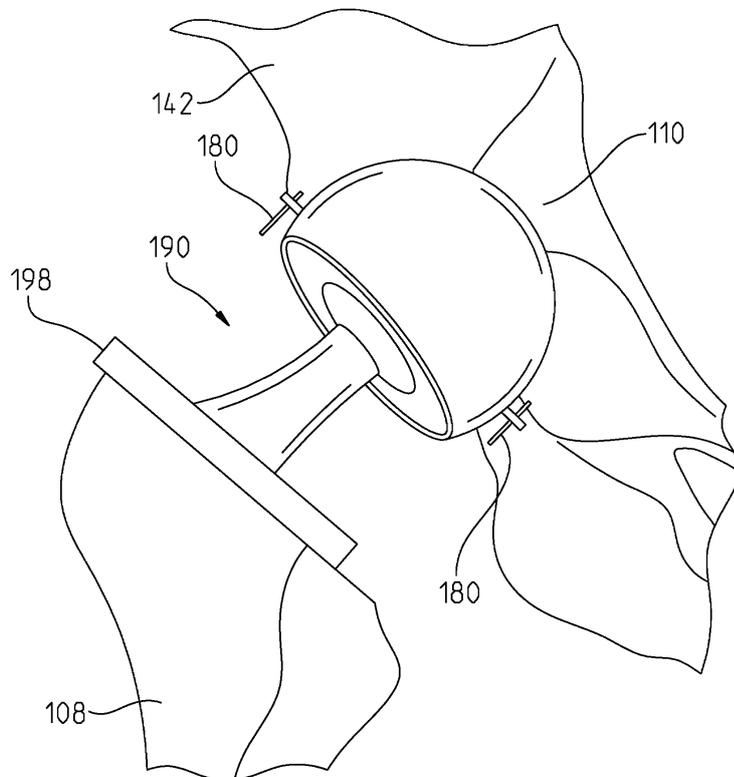
도면11



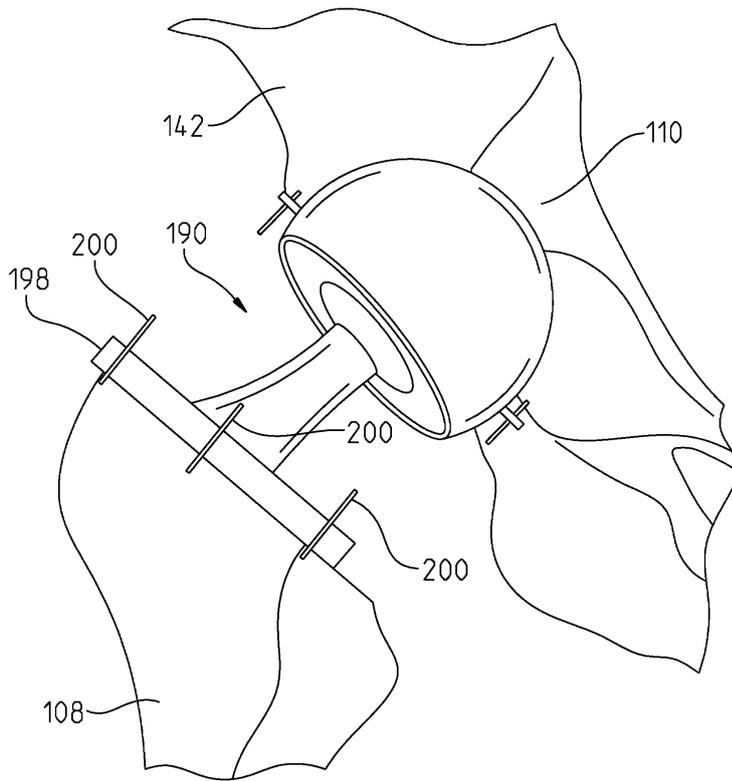
도면12



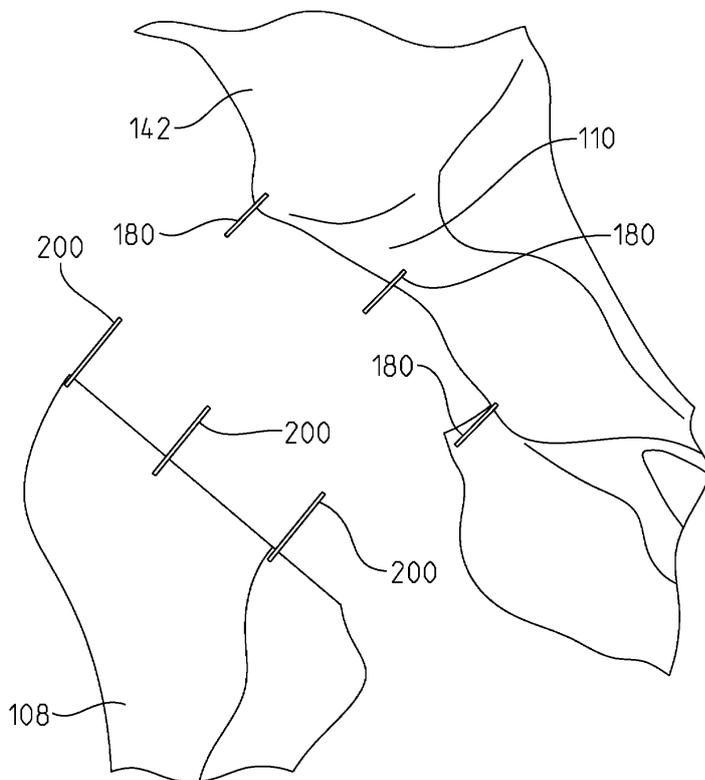
도면13



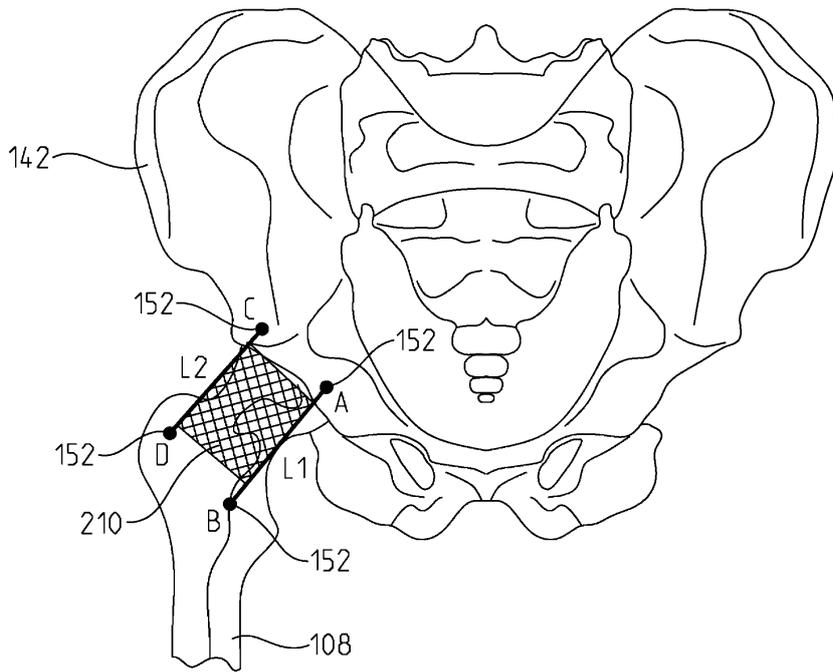
도면14



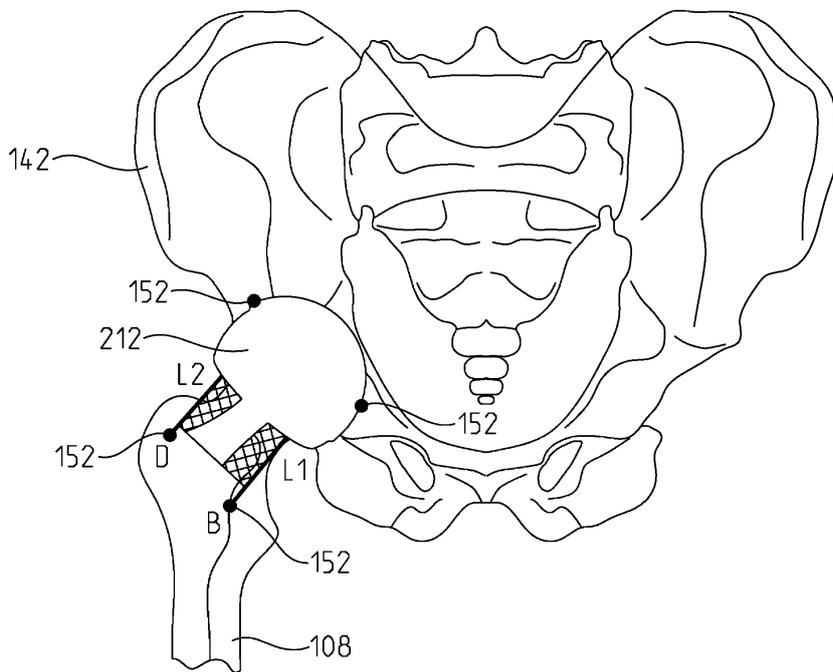
도면15



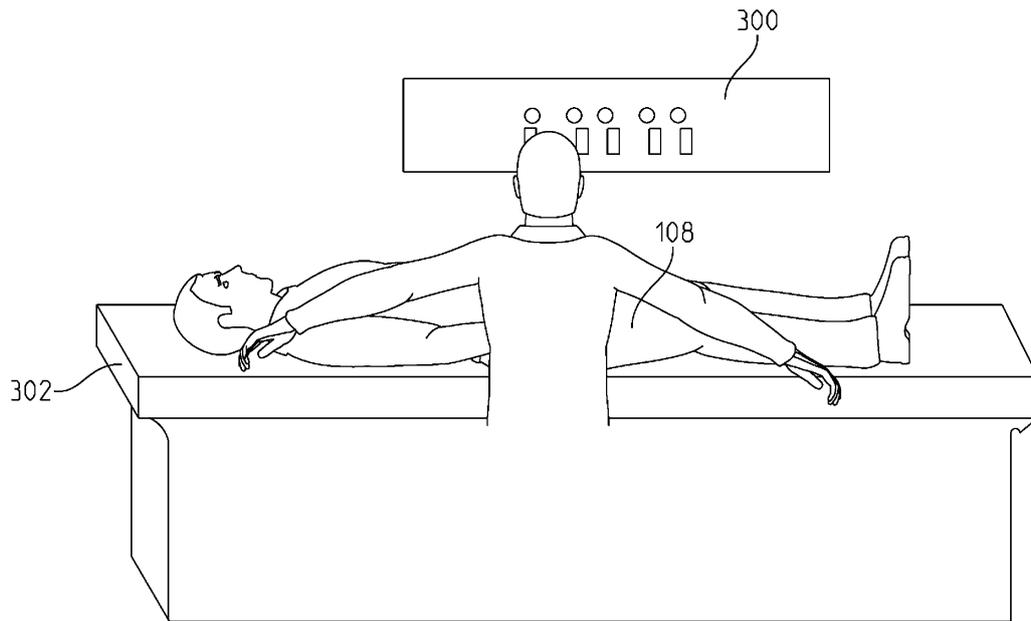
도면16



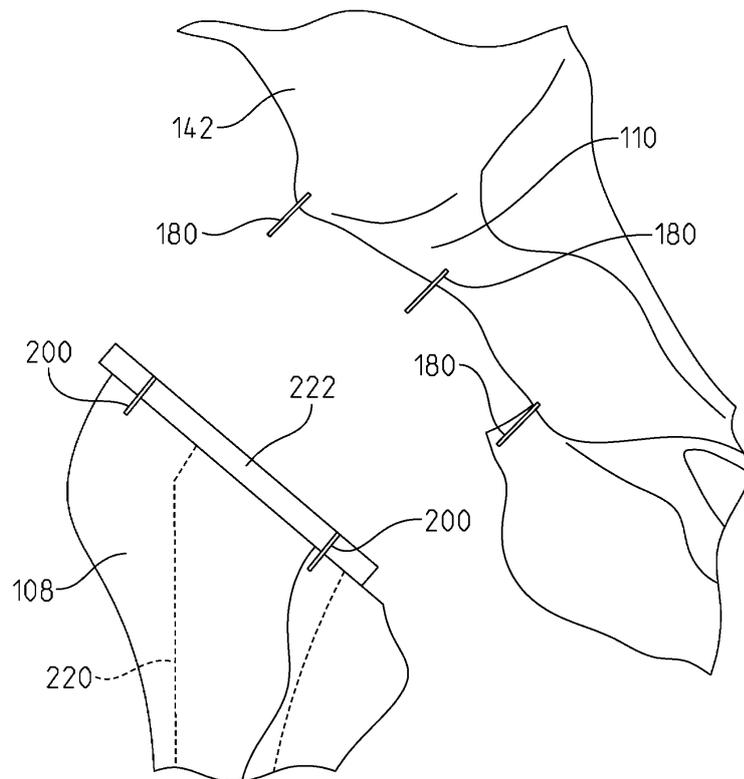
도면17



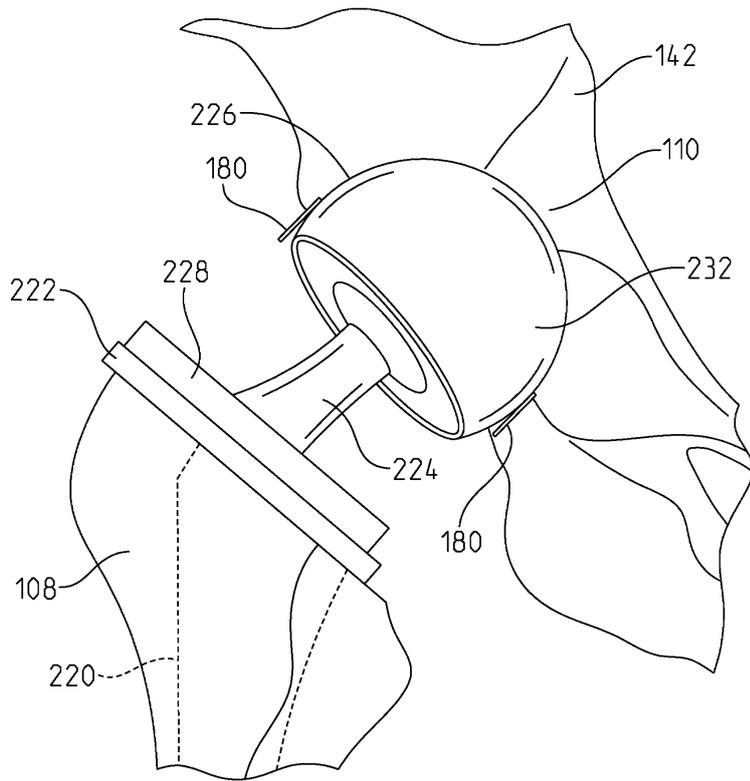
도면18



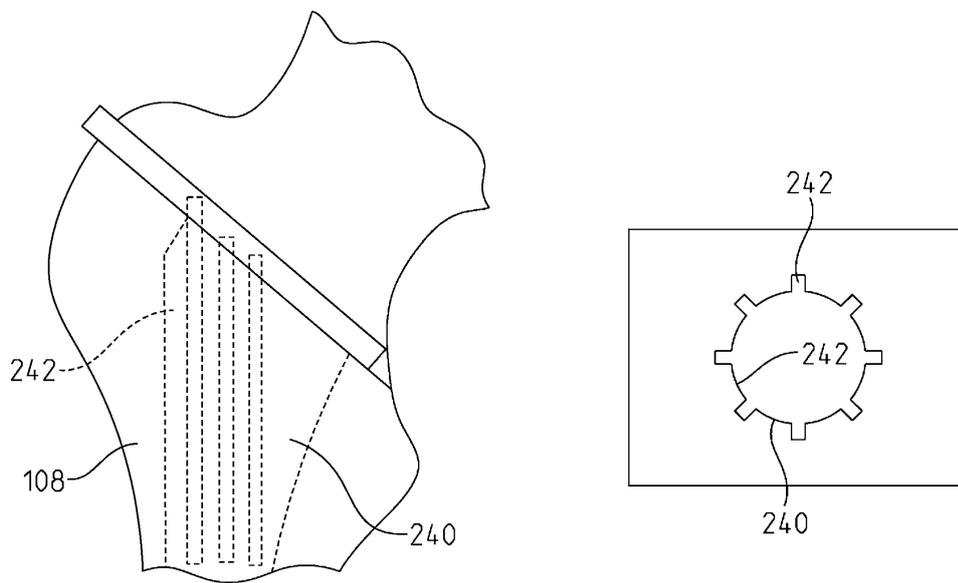
도면19



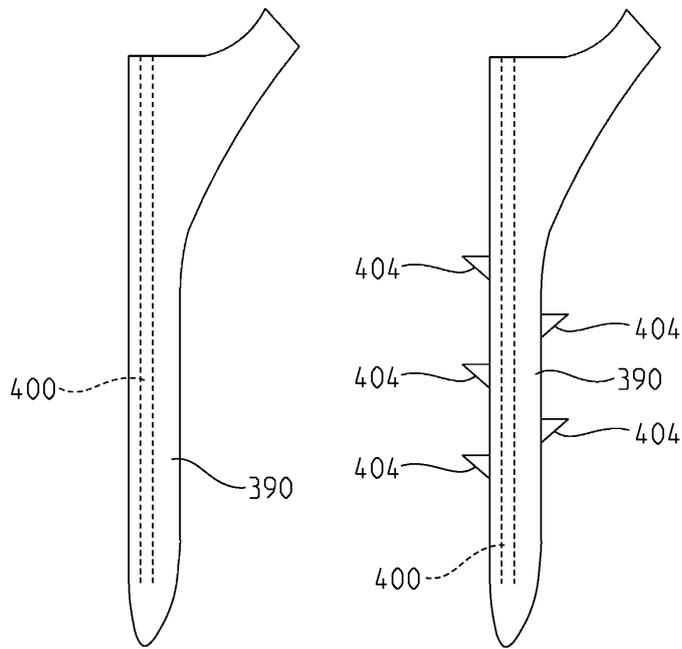
도면20



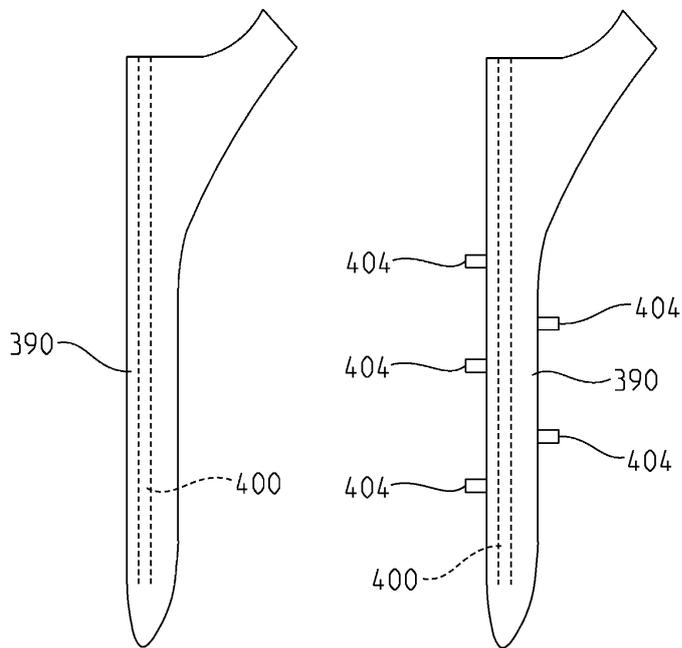
도면21



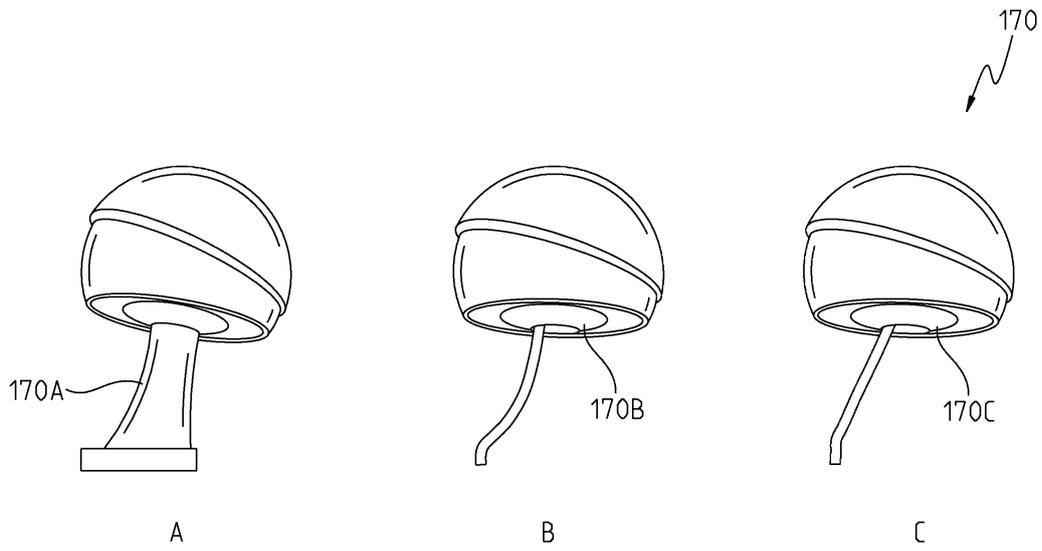
도면22



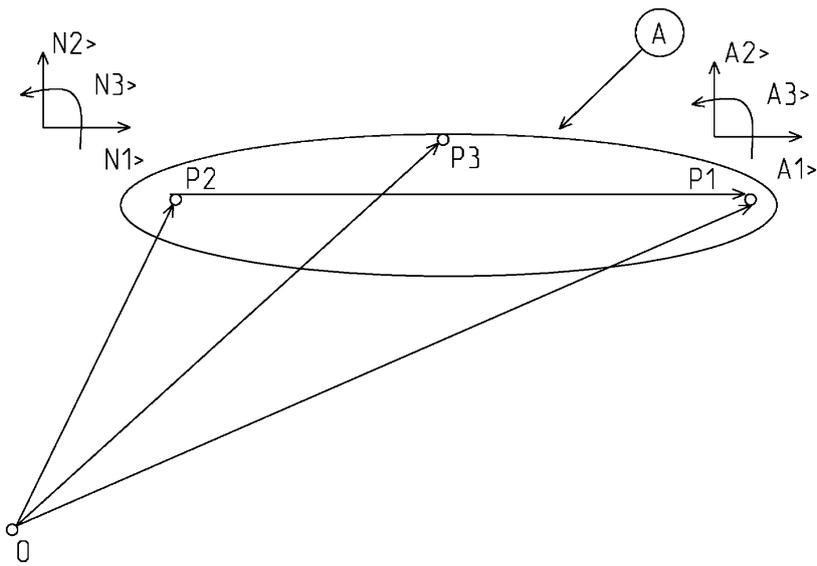
도면23



도면24



도면25



도면26

