(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2025-0037415
(43) 공개일자 2025년03월17일

(51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 34/00 (2016.01) *A61B 17/00* (2025.01)
A61B 17/29 (2006.01) *A61B 17/3201* (2006.01)
A61B 34/30 (2016.01)
(52) CPC특허분류
A61B 34/71 (2016.02)
A61B 17/29 (2013.01)
(21) 출원번호 10-2024-7043136
(22) 출원일자(국제) 2023년07월12일
심사청구일자 없음
(85) 번역문제출일자 2024년12월27일
(86) 국제출원번호 PCT/IB2023/057140
(87) 국제공개번호 WO 2024/013668
국제공개일자 2024년01월18일
(30) 우선권주장
102022000014779 2022년07월14일 이탈리아(IT)

(71) 출원인
메디컬 마이크로인스트러먼츠, 아이엔씨.
미국, 델라웨어, 윌링턴, 더 코퍼레이션 트러스트 컴퍼니, 오렌지 스트리트 1209
(72) 발명자
라자리, 지오르지오
이탈리아, 아이-56121 피사, 52/54/56, 비아 이지디오 지아네시, 메디컬 마이크로인스트러먼츠, 아이엔씨. 내
시미, 마시밀리아노
이탈리아, 아이-56121 피사, 52/54/56, 비아 이지디오 지아네시, 메디컬 마이크로인스트러먼츠, 아이엔씨. 내
(74) 대리인
특허법인성암

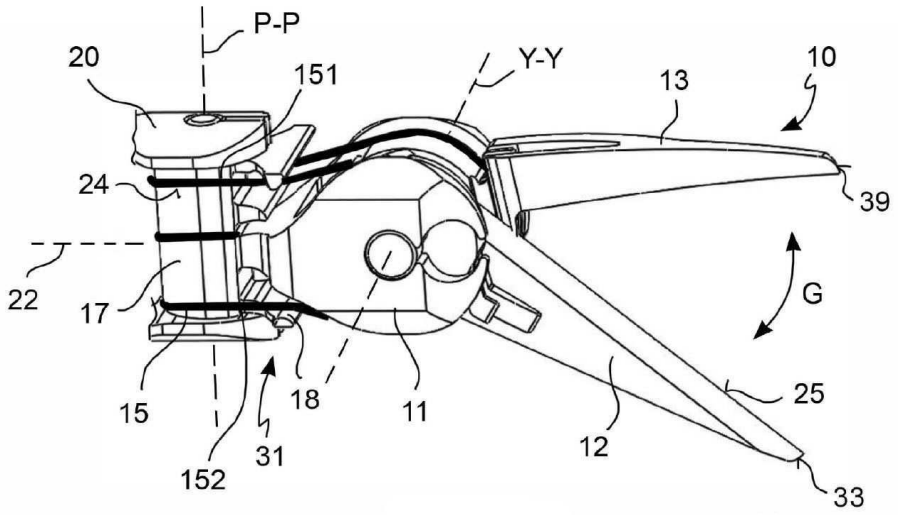
전체 청구항 수 : 총 17 항

(54) 발명의 명칭 **로봇수술 또는 미세수술을 위한 관절 수술기구, 제조방법 및 조립방법**

(57) 요 약

제1지지 링크(11), 회전축(Y-Y)에 대해 지지 링크와 관절 연결되는 제2링크(12), 제2링크(12)에 고정되는 전송 케이블(15)(16)을 포함하는 관절형 단부(10)를 포함하는 수술 기구(1); 여기서 제1지지 링크는 직선 발생기 라인이 서로 모두 평행한 적어도 하나의 제1볼록면(17)(19); 직선 발생기 라인이 서로 모두 평행한 적어도 하나의 제2볼록면(18)을 포함하며; 전송 케이블(15, 16)은 제2링크(12; 13)가 지지 링크에 대하여 회전할 때 제1지지 링크(11)의 적어도 하나의 제1표면(17)(19) 및 제2표면(18) 모두에서 슬라이딩되도록 마련되고, 적어도 하나의 제1볼록면(17)(19)의 직선 발생기 라인은 제2볼록면(18)의 직선 발생기 라인에 직교한다.

대 표 도 - 도3



(52) CPC특허분류
A61B 17/3201 (2013.01)
A61B 34/30 (2016.02)
A61B 34/72 (2016.02)
A61B 2017/003 (2013.01)
A61B 2017/2926 (2013.01)
A61B 2017/2932 (2013.01)
A61B 2017/2939 (2013.01)
A61B 2034/305 (2016.02)

명 세 서

청구범위

청구항 1

관절형 단부(10)를 포함하는 수술 기구(1)에 있어서:

- 제1지지 링크 (11),

- 회전축(Y-Y)을 중심으로 지지 링크에 대해 관절 연결된 제2링크(12),

- 상기 제2링크(12)에 고정된 전송 케이블(15)(16)을 포함하며;

상기 제1지지 링크(11)는:

모두 서로 평행한 직선 발생기 라인(π)을 가지는 선직면인 적어도 하나의 볼록한 제1슬라이딩면(17, 18),

모두 서로 평행한 직선 발생기 라인(υ)을 가지는 선직면인 볼록한 제2슬라이딩면(18)을 포함하고,

그리고 여기서:

상기 전송 케이블(15)(16)은 상기 제2링크(12)가 상기 지지 링크(11)에 대해 회전할 때, 상기 제1지지 링크(11)의 상기 적어도 하나의 제1슬라이딩면(17)(19) 및 상기 제2슬라이딩면(18) 모두에서 슬라이딩되고,

상기 적어도 하나의 볼록한 선직 제1슬라이딩면(17)(19)의 상기 직선 발생기 라인(π)은 상기 볼록한 선직 제2슬라이딩면(18)의 직선 발생기 라인(υ)과 직교하는 수술 기구.

청구항 2

제1항에 있어서,

- 상기 제2링크(12)는 권선 풀리(14)를 포함하고,

- 상기 전송 케이블은 상기 제2링크(12)의 상기 권선 풀리(14)에 권선되며,

- 상기 권선 풀리의 반경(R14)은 상기 적어도 하나의 제1슬라이딩면(17)(19) 또는 상기 제2슬라이딩면(18)과 상기 수술 기구의 중심선 사이의 거리보다 크거나 같은 수술 기구.

청구항 3

제1항에 있어서,

- 상기 제2링크(12)는 권선 풀리(14)를 포함하고,

- 상기 전송 케이블은 상기 제2링크(12)의 상기 권선 풀리(14)에 권선되며,

- 상기 권선 풀리는 상기 제1지지 링크(11)의 상기 제2슬라이딩면(18)에 대해 횡방향으로 돌출되는 수술 기구.

청구항 4

이전 청구항 중 어느 하나에 있어서,

상기 제2슬라이딩면(18)이 상기 제2링크(12) 및 상기 제1지지 링크(11) 사이의 상기 회전축(Y-Y)과 평행한 수술 기구.

청구항 5

이전 청구항 중 어느 하나에 있어서,

상기 적어도 하나의 제1슬라이딩면(17)(19)의 상기 직선 발생기 라인(π)과 상기 제2슬라이딩면(18)의 직선 발생기 라인(υ)은 모두 상기 수술 기구의 길이 방향 축에 직교하고, 바람직하게는 상기 전송 케이블이 연장되는 상기 수술 기구의 포지셔닝 샤프트(21)의 길이 방향 축에 모두 직교하는 수술 기구.

청구항 6

이전 청구항 중 어느 하나에 있어서,

상기 적어도 하나의 제1슬라이딩면(17)(19) 및 상기 제2슬라이딩면(18) 사이의 적어도 하나가 상기 관절형 단부(10)의 정의 가능한 길이 방향 중심선, 예를 들어 상기 전송 케이블이 연장되는 상기 수술 기구의 포지셔닝 샤프트(21)의 길이 방향 중심선을 향하는 수술 기구.

청구항 7

이전 청구항 중 어느 하나에 있어서,

상기 제1지지 링크(11)는 자유단을 형성하는 적어도 하나의 캔틸레버(27)(28)를 포함하며, 그리고 여기서,

상기 적어도 하나의 제1슬라이딩면(17)(19) 및 상기 제2슬라이딩면(18) 중 적어도 하나는 상기 제1지지 링크(11)의 상기 적어도 하나의 캔틸레버(27)(28)에 속하는 수술 기구.

청구항 8

이전 청구항 중 어느 하나에 있어서,

상기 전송 케이블 및 상기 적어도 하나의 제1슬라이딩면(17)(19)과 상기 제2슬라이딩면(18) 중 적어도 하나 사이의 상기 슬라이딩 접촉각(α)이 관절형 단부(10)의 작동 구성에 따라 변하지 않는 수술 기구.

청구항 9

이전 청구항 중 어느 하나에 있어서,

상기 전송 케이블과 및 상기 적어도 하나의 제1슬라이딩면(17)(19) 및 상기 제2슬라이딩면(18) 중 적어도 하나 사이의 상기 슬라이딩 접촉각(α)은 상기 관절형 단부(10)의 임의의 작동 구성에 대해 90도 미만, 바람직하게는 45도 미만, 더 바람직하게는 30도 미만인 수술 기구.

청구항 10

이전 청구항 중 어느 하나에 있어서:

- 상기 관절형 단부(10)의 임의의 작동 구성에 대해 상기 전송 케이블과 상기 적어도 하나의 제1슬라이딩면(17)(19) 사이의 상기 슬라이딩 접촉각(α) 및 동일한 상기 전송 케이블과 상기 제2슬라이딩면(18) 사이의 상기 슬라이딩 접촉각(α)의 합은 180도 미만이며; 및/또는 여기서:

- 상기 관절형 단부(10)의 적어도 하나의 작동 구성에서, 상기 전송 케이블과 상기 적어도 하나의 제1슬라이딩면(17)(19) 사이의 상기 슬라이딩 접촉각(α) 및 동일한 상기 전송 케이블과 상기 제2슬라이딩면(18) 사이의 상기 슬라이딩 접촉각(α)의 합은 180도 이상인 수술 기구.

청구항 11

이전 청구항 중 어느 하나에 있어서:

상기 적어도 하나의 제1슬라이딩면(17)(19) 및 상기 제2슬라이딩면(18)이 길이 방향으로 이격되는 수술 기구.

청구항 12

이전 청구항 중 어느 하나에 있어서:

상기 제1지지 링크(11)는 단일 부품으로 마련되는 수술 기구.

청구항 13

이전 청구항 중 어느 하나에 있어서:

- 상기 관절형 단부(10)은 공통 회전축(P-P)을 중심으로 회전하기 위해 상기 제1지지 링크(11)에 근위 방향으로 관절 연결된 근위 링크(20)를 더 포함하며;

- 상기 근위 링크(20)는 상기 전송 케이블(15)(16)의 슬라이딩을 위한 볼록한 제3슬라이딩면(30)을 포함하고;

- 상기 제3슬라이딩면(30)은 상기 적어도 하나의 제1슬라이딩면(17)(19)의 상기 직선 발생기 라인(π) 또는 상기 제2슬라이딩면(18)의 상기 직선 발생기 라인(υ)과 모두 평행한 직선 발생기 라인을 가지는 선직면인 수술 기구.

청구항 14

이전 청구항 중 어느 하나에 있어서,

상기 전송 케이블은 상기 권선 풀리(14)의 원반형 인컴비네이션 내에 형성된 종단 시트(26)에 수용되는 상기 제2링크(12)를 드래그하기 위한 작동 원위 단부(41)를 포함하며; 바람직하게는 상기 전송 케이블은 적어도 부분적으로 폴리머 섬유로 마련되는 수술 기구.

청구항 15

이전 청구항 중 어느 하나에 있어서,

상기 회전축(Y-Y)을 따라 연장되는 관절 핀(35)을 포함하며, 상기 제2링크(12)는 상기 관절 핀(35)을 통해 상기 제1지지 링크(11)에 대해 관절로 연결되고;

여기서 상기 관절 핀(35)은 상기 제2링크(12)의 상기 권선 풀리(14)와 회전하는데 필수적인 수술 기구.

청구항 16

수술 기구(1)의 관절형 단부(10)의 지지 링크(11)를 제조하기 위해 와이어 전기 부식에 의한 제조 방법에 있어서,

상기 지지 링크(11)는 평행한 직선 발생기 라인을 가지는 적어도 하나의 볼록한 선직 제1슬라이딩면 및 평행한 직선 발생기 라인이 있는 볼록한 선직 제2슬라이딩면을 포함하며, 두 개의 상기 슬라이딩면 모두 상기 전송 케이블이 그 위에서 슬라이딩 마련되고, 적어도 하나의 상기 제1슬라이딩면의 상기 직선 발생기 라인은 상기 제2슬라이딩면의 직선 발생기 라인과 직교하며;

상기 방법은 다음 단계를 포함하며:

절단 와이어(51)가 있는 와이어 전기 부식 기계(50)를 제공하는 단계;

적어도 하나의 작업물(111)을 상기 기계에 장착하는 단계;

상기 절단 와이어로 상기 적어도 하나의 작업물(111)에 대한 제1관통 절단을 실현하여 상기 적어도 하나의 제1슬라이딩면을 형성하는 단계;

상기 절단 와이어에 대해 상기 적어도 하나의 작업물을 90도 회전시키는 단계;

상기 절단 와이어로 상기 적어도 하나의 작업물(111)에 대한 제2관통 절단을 실현하여 상기 제2슬라이딩면을 형성하는 단계;

를 포함하는 제조 방법.

청구항 17

제1항 내지 제15항 중 어느 한 항에 의한 수술 기구(1)의 조립 방법은:

상기 제1지지 링크(11) 및 상기 제2링크(12)의 관통홀에 관절 핀(35)을 삽입하는 단계;

상기 제2링크의 상기 권선 풀리(14)의 바디 내에 만들어진 종단 시트(26)에 상기 전송 케이블의 작동 원위 단부(41)를 고정하는 단계;

상기 작동 원위 단부(41)에 인접한 상기 전송 케이블의 원위 부분을 상기 권선 풀리(14)에 권선하는 단계;

를 포함하며:

여기서 고정하는 단계는:

상기 제2링크(12)의 상기 권선 풀리(14)의 상기 종단 시트(26) 및 상기 제1지지 링크(11)의 상기 조립 윈도우

(48) 사이의 축 정렬을 통한 구성을 배열하는 단계;

상기 전송 케이블의 상기 작동 원위 단부(41)를 상기 제1지지 링크(11)의 상기 조립 윈도우(48)과 또한 상기 제2링크(12)의 상기 권선 풀리(14)의 상기 종단 시트(826)에 축 방향으로 삽입하는 단계를 더 포함하는 수술 기구(1)의 조립 방법.

발명의 설명

기 술 분 야

[0001] 본 발명은 수술 기구에 관한 것이다.

[0002] 특히, 본 발명에 의한 수술 기구는 관절형 단부를 포함한다.

[0003] 본 발명에 의한 수술 기구는 특히 수술 및/또는 미세수술 원격 조작을 위한 조립체에 적합하다.

[0004] 본 발명은 또한 수술 기구의 관절형 단부의 적어도 한 부분을 제조하는 방법에 관한 것이다.

[0005] 또한, 본 발명은 수술 기구를 조립하는 방법에 관한 것이다.

배 경 기 술

[0006] 일반적으로 로봇 수술 장치는 일반적으로 당업자에게 알려져 있으며 중앙 로봇 타워(또는 카트) 및 중앙 로봇 타워로부터 연장되는 하나 이상의 로봇 팔을 포함한다. 각 팔은 환자에 대한 수술 절차를 수행하기 위해 수술 기구를 원위에 부착할 수 있는 수술 기구를 이동시키는 전동식 포지셔닝 시스템(또는 조작기)을 포함한다. 환자는 일반적으로 수술실에 위치한 수술 침대에 누워 있으며, 로봇 기구의 비멸균 부품으로 인한 박테리아 오염을 방지하기 위해 멸균이 보장된다.

[0007] 수술 기구의 소형화, 특히 로봇 수술을 위한 관절형 단부("엔드 이펙터")의 소형화는 수술을 받는 환자와 밀리미터 및 서브-밀리미터 조직 절개 능력 모두에 최소 침습이라는 유리한 시나리오를 가능하게 함으로써 특히 바람직하다.

[0008] 예를 들어, 동일한 출원인의 US-10582975, WO-2017-064303 및 WO-2018-18972는 로봇 수술 및 미세 수술에 적합한 수술 기구의 다양한 실시예가 개시되며, 여기서 관절을 소형화하기 위해 텐던은 홀이나 오목한 가이드 채널을 제공할 필요 없이 슬라이딩 이동을 통해 안내된다. 반면에, 작동 텐던은 적절한 볼록한 슬라이딩면에 의해 지지되고 제위치를 유지하는데, 이러한 표면은 서로 평행한 발생기 라인을 갖는 선직면이고, 각각의 규정 슬라이딩면은 주어진 축에 평행하다.

[0009] 또한, 동일한 출원인에게 공개된 WO-2017-064305, EP-3362218 및 EP-3597340은 이러한 유형의 수술 기구를 제조하는 방법, 특히 절단 와이어로 직교 평면을 연속적으로 절단하는 와이어 전기-부식(WEDM)에 의한 수술 기구의 관절형 단부의 링크를 제조하는 방법이 일부 공개된다. 이러한 제조 기술은 핀 조인트에 개구, 예를 들어, 핀을 수용하도록 조정된 홀을 만들어야 하며, 이러한 홀에는 절단 와이어의 통과를 위한 채널이 반드시 제공되어야 하며, 이러한 채널은 홀에 수용될 핀의 직경보다 작은 크기를 가진다.

[0010] 동일한 출원인에 의해 공개된 WO-2018-189722는 힌지형 엔드-이펙터의 개방/폐쇄 자유도를 작동시키는 텐던이 엔드-이펙터 링크의 볼록한 선직 슬라이딩면에서 슬라이딩하는 것 외에도, 볼록한 선직 슬라이딩면에 권선 특히 높은 권선 각도의 기초가 되는 아치형 경로를 설명하는 수술 기구를 개시한다. 사실, 텐던의 낮은 슬라이딩 마찰로 인해, 텐던은 비교적 길고 아치형 길이 방향 종단에 걸쳐 링크의 볼록한 선직면과 접촉 상태를 유지할 수 있다.

[0011] 게다가, 동일한 출원인에 의해 공개된 US-2021-0106393에는 얽힌 폴리머 섬유로 구성된 텐던의 일부 실시예가 개시된다. 폴리머 텐던을 사용하면 금속 텐던 사용과 비교하여 슬라이밍 마찰을 줄일 수 있으며, 동시에 텐던의 적절한 치수를 통해 소형화된 힌지 엔드-이펙터에서 권선형 길이 방향 경로를 이동할 수 있게 한다.

[0012] 또한, 관절형 절단 단부는 적어도 두 개의 풀리 주위에 권선된 작동 케이블을 통해 작동되는 수술 기구가 알려져 있으며, 여기서 블레이드 홀더는 동일한 관절형 단부의 근위 풀리에 비해 직경이 증가된 원위 풀리를 포함하며, 이는 원위 작동 풀리의 반경을 증가시켜 절단력을 증가시키기 위한 시도이다. 일반적으로, 수술 기구의 길이 방향 크기를 증가시키지 않도록, 관절형 단부 포지셔닝 로드 또는 샤프트의 전체 크기 내에서 블레이드 작동 풀리의 직경을 유지하는 것이 바람직하다.

[0013] 관절형 기구의 팁(턱) 사이에 가해지는 폐쇄 토크 즉, 폐쇄력을 최대화하여 수술 기구가 절단 동작을 수행하려는 의도가 아니라도 작동 케이블에 가해지는 응력을 최소화해야 할 필요성을 느낄 수 있다. 예를 들어, 수술 기구는 단단하고 내구성을 가지는 그립 동작을 적용해야 할 수 있다. 이러한 필요성은 하중을 받을 때 제한된 파단력 및/또는 작은 강성 및/또는 현저한 가소성을 가지는 소형 게이지 케이블 또는 폴리머 케이블을 사용하는 소형 기구의 경우 특히 느낄 수 있다.

[0014] 비교적 큰 직경의 원위 작동 풀리를 향해 작동 케이블을 안내하기 위해, 예를 들어 WO-2017-098279는 풀리가 작동될 때 케이블 자체에 의해 회전 구동되는 경사 축을 가지는 중간 가이드 풀리를 사용한다.

[0015] US-9186221에 도시된 또 다른 해결책은 작동 케이블이 지지 링크의 내부 원위 벽("클레비스" 또는 "스트래들")에서 휘어진 것을 보여준다; 다시 말해, 이 문서는 지지 링크가 작동 케이블을 가이드 채널에 수용하는 예를 보여주는데, 여기서 수술 기구의 세로 중심선을 마주보는 채널의 외부 벽이 케이블 경로의 전환 역할을 하여 원위 작동 풀리에 권선될 수 있게 한다.

[0016] 이러한 알려진 해결책은 조립하는데 많은 부품이 필요하고 특히 작동 케이블을 제 위치에 유지하기 위해 추가적인 공회전 리턴 풀리를 필요로 하기 때문에 소형화에 적합하지 않으며, 또는 작동 케이블을 캐비티의 벽에 대해 제 위치로 강제 고정시키는 원더컷 가공 또는 가이드 채널을 수행하기 어려운 해결책으로, 작동 케이블과 풀리 또는 다른 관절형 단부 부품들 사이에 상대적인 이동이 제공되는 높은 마찰을 가하여 서비스 수명을 감소시킨다.

[0017] 다른 유형의 수술 기구는 관절형 수술 기구의 일반적인 단부, 즉 자유단을 전기적으로 활성화하기 위한 하나 이상의 전력 케이블을 포함하는 전기 수술용 기구로 구성된다. 이러한 공지된 전기 수술용 기구에서, 일반적으로 전기 에너지는 관심 있는 원위 부분과 연결된 전기 케이블을 제공하여 전도된다. 상술한 전기 케이블은 일반적으로 유연하지 않기 때문에 관절형 단부 작동 케이블의 권선 경로를 따르지 못하여, 일반적으로 굴절된 단부가 굴절, 즉 움직일 때 동일한 전기 케이블에 의해 형성되는 용량이 큰 굽힘과 링이 형성된다. 전력 케이블에 의해 달성되는 이러한 효과는 특히 명백하지만 소형화된 수술 기구의 경우 바람직하지 않으며, 왜냐하면 이러한 “컬" 또는 “플라잉” 세크먼트가 전원 케이블의 외부를 향해 횡방향으로 캔틸레버로 형성되면 소형화된 관절형 단부의 부품과 구성 요소의 최소 용량을 얻기 위한 설계 노력을 좌절시킬 수 있기 때문이다. 환자의 해부학적 구조 및/또는 다른 수술 기구 및/또는 수술 부위의 다른 요소와 바람직하지 않게 간섭할 위험이 있는, 관절의 단부의 용량을 훨씬 넘어서는 굽힘과 링이 형성되는 것을 방지하기 위해, 전기 수술 기구의 관절을 최소한으로 사용하여, 관절이 항상 곧게 뻗은 위치를 유지하려고 노력한다.

[0018] 따라서, 기구 자체의 게이지를 증가시키지 않고, 관절의 이동성을 감소시키지 않으면서, 소형 관절 수술 기구의 폐쇄 토크를 증가시킬 수 있는 해결책을 제공해야 할 필요성이 강하게 느껴진다.

[0019] 따라서, 하중을 받을 때 제한된 파단력 및/또는 낮은 강성 및/또는 현저한 가소성을 갖는 소형 게이지 케이블 또는 폴리머 케이블을 사용하는 소형 관절 수술 기구의 작동 케이블에 대한 응력을 최소화할 수 있는 해결책을 제공해야 할 필요성이 강하게 느껴진다.

[0020] 또한, 작동 조건에서 관절형 단부에서 슬라이드하는 경우에도, 내구성과 신뢰성이 있는 관절형 수술 기구용 케이블을 제공해야 할 필요성이 느껴진다.

발명의 내용

해결하려는 과제

[0021] 본 발명의 목적은 종래 기술과 관련하여 제기된 단점을 방지하기 위한 것이다.

[0022] 본 발명의 추가 목적은 소형화되도록 적용된 관절형 수술 기구를 제공하기 위한 것이다.

과제의 해결 수단

[0023] 이러한 목적 및 기타 목적은 청구항 1에 의한 수술 기구와 청구항 16에 의한 제조 방법 및 청구항 17에 의한 조립 방법에 의해 달성된다.

[0024] 일부 유리한 실시예는 종속항의 주제이다.

[0025] 본 발명의 일 측면에 의하면, 수술 기구는 지지 구조와 회전축을 중심으로 지지 구조에 대해 관절로 연결된 제2

링크를 포함하는 관절형 단부 및, 제2링크에 고정된 전송 케이블을 포함할 수 있다.

[0026] 지지 구조는 서로 평행한 직선 발생기 라인을 선직하는 볼록면인 적어도 하나의 제1슬라이딩면 및, 서로 모두 평행하며 직선 발생기 라인을 선직하는 볼록면인 제2슬라이딩면을 포함할 수 있다.

[0027] 지지 구조는 지지 링크를 포함할 수 있으며 적어도 하나의 제1표면과 제2표면은 모두 지지 링크와 일체로 마련될 수 있다.

[0028] 전송 케이블은 제2링크가 지지 구조에 대해 회전할 때 적어도 하나의 제1표면과 제2표면 모두에서 슬라이딩되도록 마련된다.

[0029] 적어도 하나의 볼록한 선직 제1슬라이딩면의 직선 발생기 라인은 볼록한 선직 제2슬라이딩면의 발생기 라인과 직교한다.

[0030] 볼록한 제2선직면은 제2링크와 지지 구조 사이의 회전축에 대해 평행할 수 있다.

[0031] 적어도 하나의 제1표면 및 제2표면 사이의 적어도 하나의 슬라이딩면은 관절형 단부의 정의할 수 있는 길이 방향 중심선과 마주할 수 있다.

[0032] 전송 케이블은 제2링크의 권선 풀리 주위에 권선될 수 있다.

[0033] 전송 케이블은 상기 권선 풀리에 고정될 수 있다.

[0034] 전송 케이블은 권선 풀리의 원반형 용량에서 얻은 종단 지점에서 수용되는 제2링크를 드래깅하기 위한 작동 가능한 원위 단부를 포함할 수 있다.

[0035] 권선 풀리는 전송 케이블용 권선 표면을 포함할 수 있으며, 이는 서로 평행하고 제2슬라이딩면의 직선 발생기 라인과 평행한 직선 발생기 라인을 가지는 볼록한 선직면이다.

[0036] 제2링크의 권선 풀리는 볼록한 선직 제2슬라이딩면에 대해 횡방향으로 돌출될 수 있다.

[0037] 권선 풀리의 반경은 볼록한 제1 또는 제2선직면과 수술 기구의 중심축 사이의 거리보다 크거나 같을 수 있다.

[0038] 바람직하게는, 전송 케이블과 상기 적어도 하나의 제1표면 및 제2표면 중 적어도 하나의 사이의 슬라이딩 접촉각은 관절형 단부의 작동 구성에도 변하지 않는다.

[0039] 적어도 하나의 제1슬라이딩면 및 제2슬라이딩면은 바람직하게는 서로 길이 방향으로 이격된다.

[0040] 제안된 해결책을 의해, 닫힘 토크가 최대화된 소형 수술 기구가 제공된다.

[0041] 제안된 해결책에 의해, 작동 케이블의 하중이 최적화된 소형화된 수술 기구가 제공된다.

[0042] 제안된 해결책에 의해, 작동 조건에서 기구의 관절형 단부 표면에서 슬라이딩되는 케이블이 장착된 소형 수술 기구가 제공되며, 이는 케이블-표면 슬라이딩의 마찰을 최소화하고 케이블을 관절형 단부의 용량 내에 유지할 수 있다.

[0043] 본 발명의 일 측면에 의하면, 수술 기구의 관절형 단부의 적어도 하나의 제1지지 링크에 대한 와이어 전기 부식에 의한 제조 방법이 제공되며, 제1지지 링크는 서로 직교하는 직선 발생기 라인을 가지는 두 개의 볼록한 선직 슬라이딩면을 포함하고, 상기 방법은 다음 단계를 포함한다: (i) 절단 와이어를 가지는 와이어 전기-부식 기계를 제공하는 단계; (ii) 와이어 전기-부식 기계에 적어도 하나의 작업물을 장착하는 단계; (iii) 와이어 전기-부식 기계의 절단 와이어로 적어도 하나의 작업물에 제1관통 절단을 하여, 적어도 하나의 볼록한 선직 제1슬라이딩면을 만드는 단계; (iv) 절단 와이어에 대해 적어도 하나의 작업물을 90° 회전시키는 단계; (v) 와이어 전기-부식 기계의 절단 와이어로 동일한 적어도 하나의 작업물에 제2관통 절단하여, 볼록한 선직 제2슬라이딩면을 만드는 단계를 포함한다.

[0044] 제1지지 링크는 와이어 전기-부식에 의해 동시에 또는 이후에 형성될 수 있다.

[0045] 본 발명의 일 측면에 의하면, 수술 기구에 대한 조립 방법이 제공되며, 이는 다음 단계를 포함한다: (i) 제1지지 링크와 제2링크의 관통 홀에 관절 핀을 삽입하고, 바람직하게는 제3링크의 관통 홀에 삽입하는 단계; (ii) 견인 작용 전송 케이블의 작동 원위 단부를 제2링크의 권선 풀리 바디에 제공된 종단 시트에 고정하는 단계; (iii) 전송 케이블의 작동 원위 단부에 인접한 원위 부분을 권선 풀리 표면에 권선하는 단계를 포함한다.

[0046] 전송 케이블의 작동 원위 단부를 고정하는 단계는 다음을 더 포함할 수 있다: 제2링크의 권선 풀리의 종단 시트

를 제1지지 링크의 갈래 조립 윈도우와 축 방향으로 정렬하는 구성을 만들고, 전송 케이블의 작동 원위 단부를 축 방향으로 정렬된 제2링크의 권선 풀리의 종단 시트에 삽입한다.

[0047] 이러한 조립 방법으로 인해 간단한 해결책과 동시에 견고한 조립이 제공된다.

도면의 간단한 설명

[0048] 본 발명의 추가적인 특징 및 효과는 아래에 개략적으로 설명된 첨부 도면을 참조하여 비제한적인 도시의 방식으로 제공된 바람직한 실시예에 대한 다음 설명에서 명확해질 것이다. 본 개시에서 "일" 실시예에 대한 참조는 반드시 동일한 실시예를 지칭하는 것은 아니며 적어도 하나로 이해되어야 한다. 게다가, 전체 도면의 간결성 및 축소를 이유로, 특정 도면은 하나 이상의 실시예의 특징을 설명하는 데 사용될 수 있으며, 도면의 모든 요소가 특정 실시예에 필요한 것은 아니다.

도 1은 일 실시예에 의한 로봇 원격 조작 조립체의 사시도이다.

도 2는 일 실시예에 의한 수술 기구의 사시도이다.

도 3은 일 실시예에 의한 수술 기구의 관절형 단부의 사시도이다.

도 4는 일 실시예에 의한 수술 기구의 일부 사시도이다.

도 5는 일 실시예에 의한 관절형 단부의 세부 사항을 개략적으로 도시한 평면도이다.

도 6은 일 실시예에 의한 두 개의 링크를 포함하는 관절형 단부의 사시도이다.

도 7은 일 실시예에 의한 지지 링크의 사시도이다.

도 8a는 도 7의 화살표 VIII로 표시된 지점에 따른 도 7의 지지 링크의 평면도이다.

도 8b는 도 8a에서 화살표 B로 표시된 지점에 따른 도 7의 지지 링크의 평면도이다.

도 9는 일 실시예에 의한 관절형 단부의 사시도이다.

도 10은 일 실시예에 의한 관절형 단부의 평면도이다.

도 11은 일 실시예에 의한 관절형 단부를 포함하는 수술 기구 일부의 사시도이다.

도 12는 명확성을 위해 일부 부분이 생략된 도 11의 수술 기구 일부의 사시도이다.

도 13은 도 11의 수술 기구의 평면도로서, 관절형 단부 링크의 보이지 않는 일부 세부 사항이 개략적으로 도시된다.

도 14는 일 실시예에 의한 관절형 단부 일부의 평면도이다.

도 15는 일 실시예에 의한 관절형 단부 일부의 사시도이다.

도 16은 일 실시예에 의한 관절형 단부 일부의 평면도이다.

도 17은 가능한 작동 구성에서 도 16의 관절형 단부 일부에 대한 평면도이다.

도 18a는 일 실시예에 의한 관절형 단부의 지지 링크의 평면도이다.

도 18b는 도 18a에서 화살표 B로 표시된 지점에 따른 도 18a의 지지 링크의 평면도이다.

도 18c는 도 18a의 지지 링크의 사시도이다.

도 19a는 일 실시예에 의한 일부 부분이 투명하여 명확하게 도시된 관절형 단부의 개략적인 평면도이다.

도 19b는 도 19a의 관절형 단부의 일부에 대한 개략적인 평면도이다.

도 20은 일 실시예에 의한 관절형 단부의 평면도이다.

도 21은 일 실시예에 의한 두 개의 전송 케이블이 도시된 관절형 단부의 제2링크의 평면도이다.

도 22a 및 22b는 일 실시예에 의한 와이어 전기-부식에 의한 제조 방법의 몇 가지 가능한 단계가 도시된다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0049] 이 설명에서 “일 실시예”에 대한 참조는 본 발명의 적어도 하나의 실시예에 본 실시예와 관련하여 설명된 특정 특징, 구조 또는 기능이 포함된다는 것을 의미한다. 따라서, 이 설명의 다양한 부분에서 “일 실시예에서”라는 표현은 반드시 모두 동일한 실시예를 지칭하는 것은 아니다. 더욱이, 서로 다른 도면에 도시된 것과 같은 특정 특징, 구조 및 기능은 하나 이상의 실시예에서 적절한 방식으로 결합될 수 있다.

[0050] 일반적인 실시예에 의하면, 관절형 단부(10) 또는 관절형 엔드 이펙터(10)를 포함하는 수술 기구(1)가 제공된다. 관절형 단부(10)는 적어도 하나의 자유단 및/또는 적어도 하나의 개방/폐쇄 관절(G)(그리핑 및/또는 절단)을 포함할 수 있다.

[0051] 수술 기구(1)는 의료 또는 수술 또는 미세 수술 원격을 위해 로봇 조립체(2)에 장착되도록 특히 조정된다.

[0052] 관절형 단부(10)는 하나 이상의 회전 조인트의 제공에 의해 서로 관절형으로 연결된 복수의 링크(11)(12)(13)(20)를 포함할 수 있다. 바람직하게는, 관절형 단부(10)는 관절형 단부(10)에 도달하기 위해 수술 기구(1)의 포지셔닝 로드 또는 샤프트(21)의 길이 연장을 근위 전송 인터페이스 부분(23)으로부터 연장되는 견인 작용(15)(또는 작동 텐던)의 복수의 전송 케이블의 제공에 의해 이동되는 복수의 자유도를 포함한다.

[0053] 수술 기구(1)의 관절형 단부(10)는 적어도 하나의 제1지지 링크(11) 및 지지 구조(31)의 제1링크(11)에 대해 관절로 연결된 제2링크(12)를 포함하는 지지 구조(31)를 포함한다. 따라서, 제1지지 링크(11)와 제2링크(12)는 회전축(Y-Y)을 중심으로 서로 회전할 수 있도록 관절형으로 연결된다. 예를 들어, 회전축(Y-Y)은 관절형 단부(10)의 요 축이다. 예를 들어, 제1지지 링크(11)와 제2링크(12)는 회전 핀 조인트를 형성한다.

[0054] 제2링크(12)는 수술 기구(1)의 터미널단을 형성하는 터미널 자유단(33)을 포함할 수 있다.

[0055] 관절형 단부(10)는 지지 구조(31)의 제1링크(11)에 대해 관절로 연결되고 제2링크(12)와 개방/폐쇄 관절(G)을 형성하는 제3링크(13)를 더 포함할 수 있다. 이 경우, 제3링크(13)와 제2링크(12)는 회전축(상술한 요 회전축(Y-Y)와 일치할 수 있음)을 중심으로 서로 관절 연결된다. 제3링크(13)는 또한 수술 기구(1)의 터미널단을 형성하는 터미널 자유단(39)을 포함할 수 있으며, 예를 들어, 제2링크(12)의 터미널 자유단(33)과 함께, 각 링크(12)(13)의 터미널단(33)(39)은 예를 들어 요 축(Y-Y)을 중심으로 서로 회전하여 개방/폐쇄(G)에서 이동할 수 있다. 다른 구성도 가능하며, 예를 들어, 제3링크(13)는 요 회전축(Y-Y)보다 원위에 있는 회전축을 중심으로 제2링크(12)에 관절로 연결될 수 있다.

[0056] 지지 링크(11)는 관절 핀(35)을 위한 조립 시트를 형성하는 원위로 연장되는 두 개의 갈래(34) 및 제2링크의 적어도 하나의 권선 풀리(14)를 포함하는 것이 바람직하다.

[0057] 권선 풀리(14)는 관절 핀(35)을 수용하기 위한 관통 축 홀(36)을 한정함이 바람직하다. 지지 링크(11)의 갈래(34)는 또한 관절 핀(35)을 수용하기 위한 각각의 관통 홀(40)을 포함할 수 있다.

[0058] 실시예에 의하면, 관절 핀(35)은 제2링크(12)의 권선 풀리(14)와 회전적으로 일체형이다. 예를 들어, 관절 핀(35)은 권선 풀리(14)의 관통 홀에 맞춰진다.

[0059] 회전축, 그리고 바람직하게는 관절 핀이 관절형 단부의 요 및 개방/폐쇄(그립)의 자유도가 일치하는 구성으로 제공될 때, 관절 핀이 권선 풀리와 일체로 회전하도록 제공함으로써 관절 핀(35) 자체의 절단 반응을 줄일 수 있다. 이는 수술 기구의 관절형 단부(10)를 그립 또는 압착 또는 절단 조건에서 요 관절의 움직임을 용이하게 한다.

[0060] 실제로, 작동 및 압착 또는 그립 또는 절단 조건에서 각 링크(12)(13)의 그립력에 대한 반응은 관절 핀(35)에 두 개의 동일하고 반대되는 절단력을 생성하고, 이는 관절 핀(35)과 링크(12)(13) 각각의 권선 풀리 사이에 롤링 마찰 토크를 발생시키며, 이는 지지 링크(11)에 대해 세 가지 요소(핀(35), 링크(12) 및 링크(13))를 일체로 회전시키는 경향이 있다. 이러한 이유로, 관절 핀(35)이 지지 링크(11)와 일체로 회전되는 경우 경우(예를 들어 갈래(34)에 맞추어진 경우), 링크(12)(13)의 길쭉한 바디는 관절 핀에 클램프를 형성하게 된다. 그렇지 않으면, 관절 핀(35)이 제2링크(12)의 권선 풀리(14)에 일체로 회전하여 상술한 효과를 유리하게 활용할 수 있으며, 특히 링크(12)(13)를 그립 또는 절단 또는 압착 동작 중에만 일체로 회전함과 동시에, 핀과 지지 링크(11)의 갈래(34) 사이의 자유로운 회전을 유지하는 것을 목표로 하며, 이는 핀과 갈래의 변형이 상호 결합 영역에서 최소화되기 때문이다.

[0061] 바람직하게는, 제2링크(12)의 권선 풀리(14)의 축 방향 관통 홀(36)은 예를 들어, 관절 핀(35)을 탄성적으로 클램핑하기 위해 예를 들어 캔틸레버 탭(37)에 의해 형성된 적어도 하나의 탄성 변형 가능한 벽(37)을 포함하여, 예를 들어, 제2링크(12)가 관절 핀(35)과 일체로 회전하도록 하며, 예를 들어, 개방/폐쇄(G)의 자유도의 이동

중뿐만 아니라 관절형 단부(10)의 링크(11)(12)(13)와 요 회전 조인트의 조립 중에도 마찬가지이다.

[0062] 제1지지 링크(11)를 포함하는 지지 구조(31)는 관절 구조일 수 있으며, 즉, 두 개 이상의 링크 사이에 관절 조인트에 의해 형성된 적어도 하나의 내부 자유도를 가지며, 제1지지 링크(11)에 관절 연결된 링크(예를 들어, 근위 링크(20))를 더 포함할 수 있다. 예를 들어, 지지 구조(31)는 근위 링크(20)와 지지 링크(11) 사이의 피치 회전축(P-P)에 대한 피치 관절을 포함할 수 있으며, 동시에 피치 회전축(P-P)에 직교하는 제2링크(12) 및 요 회전축(Y-Y)에 대한 제3링크(13)와 함께 요 관절을 형성할 수 있다. 근위 링크(20)는 샤프트 또는 로드(21)에 고정될 수 있다.

[0063] 피치 및 요라는 용어는 바람직한 실시예에 따라 설명을 보다 명확하게 하기 위해 임의로 사용되었음을 명확히 한다. 예를 들어, 다른 실시예에 의하면, 피치 회전축(P-P)과 요 회전축(Y-Y)은 그 사이에 90° 가 아닌 각도를 형성한다.

[0064] 관절형 단부(10)은 제2링크(12)에 고정된 전송 케이블(15)(16)을 추가로 포함한다.

[0065] 바람직한 실시예에 의하면, 상술한 전송 케이블은 제1지지 링크(11)에 대해 회전시키기 위해 상술한 제2링크(12)에 견인 작용을 가하도록 구성된 견인 작용 전송 케이블(15)이다. 견인 작용 전송 케이블은 견인 작용을 제3링크(13)에 가하여 제1지지 링크(11)에 대해 회전시키고, 바람직하게는 제2링크(12)에 대해서도 회전시키도록 구성될 수 있다.

[0066] 바람직하게는, 지지 링크(11), 제2링크(12) 및 제3링크(13)는 각각 한 쌍의 길항 작용 케이블(151)(152)에 의해 이동되며, 이는 예를 들어 도 21에 도시된 바와 같이, 제2링크(12)의 권선 풀리(14) 바디에 제공된 각각의 종단 시트(26)에 수용될 수 있다. 다른 구성도 가능하다. 예를 들어, 종단 시트(26)는 예를 들어 견인 작용(TR)의 전송 케이블(15)을 위한 언더컷 시트를 형성하는 풀리로부터 연장되는 방사형 릴리프를 포함하는, 권선 풀리(14)의 외부 방사형 표면에 형성될 수 있다. 따라서 견인 작용(TR)의 전송 케이블(15)은 제2링크(12)에 견인 작용(TR)을 적용하여 권선 풀리(14)를 형성하고, 따라서 터미널 자유단(33)이 언더컷 받침대(42)에 의해 회전 구동되도록 할 수 있다.

[0067] 제3링크(13)는 또한 제2링크(12)의 권선 풀리(14)를 참조하여 설명된 바와 같은 권선 풀리를 포함할 수 있다.

[0068] 바람직한 실시예에 의하면, 권선 풀리(14)는 전송 케이블(15)의 작동 원위 단부(41)에 대해 적어도 하나의 종단 시트(26)를 한정하는 실질적으로 원반형 바디를 포함하며, 이는 예를 들어 동일한 전송 케이블(15)로 구성된 노드에 의해 형성된 확대된 작동 원위 단부(41)가 종단 시트(26)의 입구(43)에 권선 풀리(14)의 바디에 의해 형성된 언더컷 드래깅 벽(42)과의 접촉면을 증가시킬 수 있도록 형성될 수 있다. 종단 시트(26)의 입구(43) 또는 인렛(43)은 예를 들어, 도 21에 도시된 바와 같이 방사형으로 바깥쪽을 향할 수 있으며, 즉, 권선 풀리(14)의 원반형 바디로부터 디스크 반경에 대한 방사 방향(R-R)로 연장될 수 있다. 종단 시트(26)의 입구(43) 또는 인렛(43)은 축 방향으로 향할 수도 있으며, 즉, 축 관통 시트를 형성하는 회전축(Y-Y)과 평행한 방향으로 개방될 수도 있다.

[0069] 전송 케이블(15)의 작동 원위 단부(41)가 제2링크(12)의 권선 풀리(14)를 회전 구동하기 위해 맞닿아 있는 언더컷 벽(42)은 종단 시트(26)의 방사형 개방 입구(43)를 경계하는 권선 풀리(14)의 원반형 바디의 캔틸레버 원주형 돌출부(44)(즉, 원주형으로 연장되어 자유단을 형성함)에 의해 형성될 수 있다. 바람직하게는, 따라서, 그 원위 단부(41)에 인접한 전송 케이블(15)의 세그먼트와 접촉하는 캔틸레버 원주형 돌출부(44)의 접촉면(45)은 볼록한 곡면일 수 있으며, 제2링크(12)의 권선 풀리(14)의 원반형 바디에 대해 원주형 및/또는 방사형으로 마주보는 가장자리가 없는 볼록한 곡면일 수 있다. 예를 들어, 이러한 권선 풀리(14)의 접촉면(45)은 서로 평행하고 제2링크(12)의 권선 풀리(14)의 회전축(Y-Y)에 평행한 발생기 라인에 의해 형성된 볼록한 선직면이다.

[0070] 대안적으로 또는 추가로, 전력을 상술한 제2링크(12)로 전송하도록 구성된 전력 전송 케이블(16)이 제공될 수 있다. 이 경우, 수술 기구(1)는 전기 수술 또는 미세 전기 수술 기구일 수 있다. 전력을 상술한 제3링크(13)로 전송하도록 구성된 전력 전송 케이블(16)이 제공될 수 있다. 이 경우, 제2링크(12)는 그립 동작을 수행하도록 적용되고 그립 표면(32)을 포함하는 링크일 수 있다.

[0071] 일 실시예에 의하면, 관절형 단부(10)의 지지 구조(31)는 서로 평행하게 직선 발생기 라인(π)으로 제어되는 적어도 하나의 제1볼록면(17)(19)과, 서로 평행하게 직선 발생기 라인(υ)으로 제어되는 적어도 하나의 제2볼록면(18)을 포함한다.

[0072] 바람직한 실시예에 의하면, 관절형 단부(10)의 제1지지 링크(11)는 서로 평행하게 직선 발생기 라인(π)으로 제

어되는 적어도 하나의 제1볼록면(17)(19)과, 모두 평행하게 직선 발생기 라인(υ)으로 제어되는 적어도 하나의 제2볼록면(18)을 포함한다.

[0073] 유리하게도, 적어도 하나의 볼록한 제1선직면(17)(19)의 직선 발생기 라인(π)은 볼록한 제2선직면(18)의 직선 발생기 라인(υ)과 직교한다. 일 실시예에 의하면, 적어도 하나의 볼록한 제1선직면(17)(19)은 모두 피치 회전축(P-P)에 평행한 직선 발생기 라인(π)을 가지며, 볼록한 제2선직면(18)은 모두 요 회전축(Y-Y)에 평행한 직선 발생기 라인(υ)을 가진다. 따라서, 볼록 선직면(17)(18)(19)은 곡면이며 동시에 각각의 발생기 라인(π)(υ) 방향과 평행하다.

[0074] 추가적인 효과는, 전송 케이블(15) 또는 (16)은 제2링크(12)가 제1지지 링크(11)에 대해 회전할 때 제1지지 링크(11)의 적어도 하나의 제1표면(17)(19) 및 제2표면(18) 모두에 슬라이드되도록 구성된다.

[0075] 각각의 볼록 선직면(17)(18)(19)에서 전송 케이블(15) 또는 (16)의 슬라이딩 방향은 전송 케이블이 슬라이딩되는 볼록 선직면의 발생기 라인과 항상 직교한다. 따라서, 볼록 선직면(17)(18)(19)의 곡률은 전송 케이블(15)(16)을 향하고, 전송 케이블(15)에 대해 횡방향으로 볼록 선직면(17)(18)(19)은 실질적으로 평평하다. 따라서, 전송 케이블은 각각의 볼록 선직면의 발생기 라인과 직교하여 슬라이딩한다.

[0076] 근위 링크(20)는 전송 케이블(15)(16)의 근위 세그먼트의 슬라이딩을 위해 서로 평행한 직선 발생기 라인을 가지는 볼록한 제3선직면(30)을 포함할 수 있다.

[0077] 바람직하게는, 볼록한 제3선직면(30)의 직선 발생기 라인은 모두 적어도 하나의 제1선직면(17)(19)의 발생기 라인과 평행하며, 예를 들어 피치 회전 축(P-P)과 평행하다.

[0078] 볼록한 제3선직면(30)의 직선 발생기 라인은 모두 볼록한 제2선직면(18)의 발생기 라인과 평행할 수 있으며, 예를 들어 관절형 단부(10)의 요 회전축(Y-Y)과 평행할 수 있다.

[0079] 적어도 하나의 볼록한 선직 제1 및/또는 제2슬라이딩면(17)(18)(19)은 제1지지 링크(11)가 아닌 근위 링크(20) 상에 제공될 수 있다. 일 실시예에 의하면, 상술한 근위 링크(20)는 서로 수직인 제3선직면(30)과 볼록한 제4선직면을 포함할 수 있다. 근위 링크(20) 상에도 하나 이상의 볼록한 선직 슬라이딩면이 존재하면 전체 운동 범위에서 관절형 단부를 형성하는 링크에 작동 케이블이 접착되도록 보장한다.

[0080] 바람직하게는, 제2링크(12)에 대해 전송 케이블(15) 또는 (16)은 슬라이딩하지 않는다. 바람직한 실시예에 의하면, 제2링크(12)는 권선 풀리(14)를 포함하고, 견인 작용의 전송 케이블(15)은 상술한 권선 풀리(14)에 권선된다. 작동 조건에서, 견인 작용 전송 케이블(15)은 제1지지 링크(11)에 대해 제2링크(12)의 회전축(Y-Y)를 중심으로 회전하기 위해 당겨진다. 전송 케이블(15)의 견인은 동일한 전송 케이블(15)이 적어도 하나의 볼록한 제1선직면(17)(19)은 피치 축(P-P)에 평행한 발생기 라인을 가지며, 볼록한 제2선직면(18)은 요 축(Y-Y)에 평행한 발생기 라인을 가지는 적어도 하나의 볼록한 제2선직면(18)에서 슬라이딩이 없음을 의미한다. 그렇지 않으면, 전송 케이블(15)이 슬라이딩 없이 상술한 풀리(14)에서 감기고 풀리기 때문에 제2링크(11)의 권선 풀리(14)에서 동일한 전송 케이블(15)의 슬라이딩이 없다. 전송 케이블(15)은 바람직하게는 제2링크(11)의 상술한 권선 풀리(14)와 일체형인 종단 시트(26)로 종단된다.

[0081] 권선 풀리(14)는 바람직하게는 제2링크(12)의 바디 및 그 터미널 단부(33)와 함께 일체로 마련된다. 또는, 제2링크(12)는 적어도 두 개의 회전 일체형 조각이 조립되어 형성되며, 제2링크(12)의 적어도 두 개의 조각이 권선 풀리(14)와 블레이드 링크(25)를 포함할 수 있으며, 상술한 권선 풀리는 일종의 블레이드 홀더 링크를 형성한다. 또는, 제2링크(12)는 서로 회전 가능하게 결합된 적어도 두 개의 조각에 의해 형성되며, 제2링크(12)의 적어도 두 조각은 권선 풀리(14)와 권선 풀리에 대해 회전 가능한 블레이드 링크(25)를 포함할 수 있다. 제2링크(12)의 자유단(33)은 권선 풀리(14) 또는 블레이드 링크(25)와 함께 일체로 마련될 수 있다.

[0082] 견인 작용(TR)의 전송 케이블(15)의 조립은 전송 케이블(15)의 터미널 단부(41)를 제2링크(12)의 권선 풀리(14)의 종단 시트(26)에 축 방향으로 삽입함으로써 발생할 수 있다. 그 후, 제2링크(12)는 관절 핀(35)을 링크(11)(12)(13) 각각의 관통 홀에 삽입하여 제1지지 링크(11) 및/또는 제3링크(13)에 조립할 수 있다. 관절 핀(35)을 고정하기 위한 탄성 탭(37)이 제공되는 경우, 관절 핀(35)은 먼저 제2링크(12)에 조립될 수 있다.

[0083] 지지 링크(11)의 갈래(34)는 제2링크(12)의 종단 시트(26)의 동일한 반경 높이(즉, 제2링크(12)의 풀리 반경(14)를 따라)에 제공되는 회전축(Y-Y) 방향의 관통 개구를 포함할 수 있으며, 이는 링크(11)의 조립 윈도우(48)가 제2링크(12)의 종단 시트(26)와 정렬되는 제1지지 링크(11)과 제2링크(12) 사이의 적어도 상대적인 배열을 정의할 수 있으며, 따라서 견인 작용(TR)의 전송 케이블(15)의 확대된 원위 단부(41)는 제1지지 링크(11)의 조

립 윈도우(48)와 제2링크(12)의 권선 풀리(14)의 종단 시트(26) 모두에 축 방향으로 삽입되어 조립될 수 있다.

[0084] 볼록한 선직면(17)(18)(19)(30)(45)은 두 개의 절단면, 예를 들어 두 개의 직교 절단면에서 와이어 전기 부식에 의한 제조 공정에 의해 제조될 수 있으며, 이는 와이어 전기 부식 기계(50)의 절단 와이어(51)이 각 절단 구성에서 피치 회전축(P-P) 또는 요 회전축(Y-Y)과 평행하다.

[0085] 예를 들어, 관절 핀(35)을 수용하기 위한 제2링크(12)의 관통 홀(26)은 절단 와이어가 관통 홀을 형성하는 연속적인 절단 경로를 설명하는 와이어 전기 부식에 의한 제조 공정을 통해 종단 시트(26)를 형성하는 관통 홀과 통신할 수 있다.

[0086] 바람직한 실시예에 의하면, 지지 링크(11)는 와이어 전기 부식에 의해 일체형으로 마련되고, 특히 서로 직교하는 각각의 절단 평면에 대한 두 개의 절단에 의해 마련된다. 따라서, 서로 직교하는 동시에 전송 케이블의 경로를 따라 배열된 단일 링크 상에 볼록한 선직 슬라이딩면을 생성할 수 있다.

[0087] 바람직한 실시예에 의하면, 권선 풀리(14)는 제1지지 링크(11)의 볼록한 제2선직면(18)에 대해 횡방향으로 돌출된다.

[0088] 바람직하게는, 제2링크(12)의 권선 풀리(14)는 관절형 단부(10)의 최대 횡방향 치수를 정의하도록 횡방향으로 연장된다.

[0089] 제2링크(12)의 권선 풀리(14)는 수술 기구(1)의 포지셔닝 로드 또는 샤프트(21)의 횡방향 연장보다 더 큰 직경을 가질 수 있지만, 바람직하게는 권선 풀리(14)의 직경이 포지셔닝 로드 또는 샤프트(21)의 횡방향 연장과 같거나 그보다 작다.

[0090] 실시예에 의하면, 예를 들어 도 10에 도시된 바와 같이, 제2링크(12)의 권선 풀리(14)는 적어도 하나의 제1표면(17)(19) 및 적어도 하나의 제2표면(18)과 관절형 단부(10)의 길이 방향 중심라인(22)에 의해 설명된 전송 케이블(15)(16)에 의해 설명된 경로 사이의 횡방향 거리(P1)보다 더 큰 반경(R14)을 가진다. 즉, 예를 들어, 도 10에 도시된 바와 같이, 권선 풀리(14)의 직경은 피치 축(P-P)을 따라 측정된 횡방향 거리(P2)보다 크며, 예를 들어, 전송 케이블에 의해 설명된 경로와 적어도 하나의 볼록한 제1선직면(17)(19) 및 각각의 제2선직면(18)에 있는 길항 전송 케이블에 의해 설명된 경로 사이의 횡방향 거리(P2)보다 크다. 예를 들어, 전송 케이블(15)이 견인력(TR)의 전송 케이블인 경우, 권선 풀리(14)는 길항 전송 케이블에 의해 설명된 외측 경로(151)와 복귀 경로(152) 사이의 횡방향 거리(P2) 및/또는 두 개의 반대 방향으로 작용하도록 구성된 동일한 전송 케이블에 의해 더 큰 직경을 가진다.

[0091] 일 실시예에 의하면, 권선 풀리(14)의 풀리 반경(R14)은 관절형 단부(10)의 최대 치수 또는 두께와 동일하다.

[0092] 바람직한 실시예에 의하면, 제2링크(12)는 견인 작용(TR)의 두 개의 전송 케이블(15)에 의해 반대 방향으로 이동되며, 각 전송 케이블은 제2링크(12)의 권선 풀리(14)의 각각의 종단 시트(26)에 수용되는 확대된 원위 단부를 포함한다.

[0093] 바람직한 실시예에 의하면, 제1지지 링크(11)는 관절형 단부(10)의 중심라인(22)과 마주하는 두 개의 맞은편에서 마주하는 두 개의 볼록 선직 슬라이딩면(18)을 포함하며, 여기서 두 개의 마주하는 제2표면(18) 사이의 횡단 거리(P2)는 예를 들어 피치 축(P-P)을 따라 측정되니 바와 같이, 제2링크(12)의 권선 풀리(14)의 직경보다 작다. 따라서, 마주하는 제2표면(18)은 각각 전환기를 형성하여, 전송 케이블(15)이 권선 풀리(14) 주위를 감기 위해 경로를 전환할 수 있도록 한다. 실제로, 전송 케이블(15)의 경로는 관절형 단부(10)를 따라 직선이며 포지셔닝 샤프트(21)의 길이 방향 중심라인(X-X)과 실질적으로 평행함이 바람직하며, 관절형 단부(10)에는 전송 케이블(15)(16)을 위한 오목한 가이드 홀이나 오목한 가이드 채널이 없으며, 제1지지 링크(11)의 상술한 두 개의 마주하는 볼록한 선직 제2슬라이딩면(18)의 제공으로 인해 중심라인(22)에서 멀어지게 된다.

[0094] 상술한 확대된 권선 풀리(14), 즉 지지 링크(11)의 제2선직면(18)에 대해 돌출되는 것은 전송 케이블(15)에 동일한 견인력(TR)이 가해진 상태에서 개방/폐쇄 자유도(G)의 클램핑력을 증가시킬 수 있다. 따라서, 이러한 구성은 제2링크(12)(그리고 바람직하게는 제3링크(13)에도)에 제공되는 절단 블레이드(25)와 결합하여 제공될 때 효과적이다.

[0095] 실시예에 의하면, 제1지지 링크(11)는 자유단(29)를 형성하는 적어도 하나의 제2표면 캔틸레버(28)를 포함하며, 여기서 제2표면(18)은 제1지지 링크(11)의 제2캔틸레버(28)에 포함된다. 바람직하게는, 캔틸레버(28)는 실질적으로 원위로, 즉 제공되는 경우 제2링크(12)의 권선 풀리(14)를 향해 연장되어, 적어도 원위로 향하는 자유단을 형성한다. 바람직하게는, 제1지지 링크(11)의 캔틸레버(28)는 제2링크(12)의 권선 풀리(14) 외부 반경 방향(R-

R)로 연장되며, 관절형 단부(10)가 조립된다. 자유단(29)은 예를 들어, 피치 축(P-P)의 방향을 따라 중심라인(22)으로부터 횡방향으로 멀리 마주할 수도 있다. 바람직하게는, 이러한 경우에, 전송 케이블(15)(16)과 슬라이딩 접촉하는 상술한 볼록한 제2선직면(18)은 수술 기구의 길이 방향 중심라인(22)을 마주보며, 케이블의 횡방향 격리 요소로 작용하고, 필요한 경우, 즉, 돌출된 권선 풀리(14)가 있는 경우에는 전송 케이블(15)(16)에 대해 전환기로 작용한다. 격리 및 분배 기능은 실질적으로 직선 관절형 단부(10) 조건과 제2링크(12)의 이동(예를 들어, 요(Y-Y) 및 개방/폐쇄(G))에 의해 결정되는 하나 이상의 자유도의 굽힘 조건에서 모두 수행될 수 있다.

[0096] 지지 링크(11)의 제2캔틸레버(28)의 형상은 예를 들어, 지지 링크(11)가 서로 직교하는 두 개의 절단 평면에서 와이어 전기 부식 공정(WEDM)에 의해 단일 부품으로 마련되는 경우 갈래(34)의 단면 형상을 따를 수 있다.

[0097] 제2지지 링크(11)는 P-P의 자유도를 가지는 작동 텐던(46)을 포함하여 이동할 수 있으며, 바람직하게는 두 개의 길항 작동 텐던(46)을 제공함으로써 이동할 수 있다. 따라서, 지지 링크(11)의 바디는 회전축(P-P)을 중심으로 지지 링크(11)를 근위 링크(20)에 대해 이동시키기 위한 적어도 하나의 작동 텐던(46)의 작동 원위 단부를 수용하기 위한 종단 시트(47)를 포함할 수 있다. 제1지지 링크(11)의 종단 시트(47)는 관절형 단부(10)의 중심라인(22)을 따라 제공되며, 또한 지지 링크(11)의 중심선을 따라 제공되는 것이 바람직하며, 이는 길이 방향 축(X-X)을 따라 관통 홀(40)의 위치와 실질적으로 정렬되어 제공된다. 종단 시트(47)는 회전축(P-P)에 평행한 방향으로, 원위 방향 캔틸레버와 지지 링크(11)의 갈래(34)의 루트 사이에서 구분될 수 있다. 이를 위해, 지지 링크(11)의 갈래(34)는 회전축(Y-Y) 방향의 얇고, 좁은 루트 및 더 넓은 블레이드 작동 원위 부분을 포함할 수 있다. 실시예에 의하면, 갈래(34)의 얇은 루트는 지지 링크(11)의 길이 방향 중심라인(22)과 정렬되지 않을 뿐만 아니라, 갈래(34)의 바디 외부에 지지 링크(11)의 작동 텐던(46)에 대한 종단 시트(47)를 형성하여 갈래(34)를 구조적으로 약화시키지 않는다.

[0098] 지지 링크(11)의 작동 텐던(46)과 제2링크(12)의 견인 작용 전송 케이블(15)은 실질적으로 동일하게 만들 수 있다. 예를 들어, 둘 다 얽힌 폴리머 케이블일 수 있다.

[0099] 적어도 하나의 제1표면(17)(19)은 제2표면(18)에 대해 원위에 제공되는 제1표면(19)을 포함할 수 있다. 바람직한 실시예에 의하면, 상술한 제1지지 링크(11)는 자유단을 형성하는 캔틸레버(27)를 포함하며, 여기서 적어도 하나의 제1표면(19)은 상술한 제1캔틸레버(27)에 속한다. 바람직하게는, 적어도 하나의 제1표면(19)은 수술 기구의 길이 방향 중심라인(22)을 향한다.

[0100] 적어도 하나의 제1표면(17)(19)은 제2표면(18)에 대해 근위적으로 제공되는 제1표면(17)을 포함할 수 있다. 예를 들어, 적어도 하나의 제1표면(17)은 피치 회전 축(P-P)을 적어도 부분적으로 둘러싸고 피치 회전 축(P-P)으로부터 멀리 이격된다.

[0101] 바람직하게는, 적어도 하나의 제1표면(17)(19) 및 제2표면(18) 중 적어도 하나가 제1지지 링크(11) 바디의 볼록부 또는 돌출부에 속한다. 이러한 돌출부의 제공으로 인해 슬라이딩면은 캔틸레버로 구성되어 전송 케이블과 슬라이딩되는 볼록 선직 슬라이딩면 사이의 접촉 세그먼트의 길이를 제한하여 슬라이딩 마찰을 감소시킬 수 있다.

[0102] 각 볼록 선직 슬라이딩면은 전송 케이블이 슬라이딩되는 접촉각(α)를 정의한다.

[0103] 일 실시예에 의하면, 전송 케이블 및 적어도 하나의 제1표면(17)(19)과 제2표면(18) 중 적어도 하나 사이의 슬라이딩 접촉각(α)은 관절형 단부(10)의 운동학적 작동 구성에서도 변하지 않는다.

[0104] 제2표면(18)과 전송 케이블(15) 사이의 접촉각(α)은 관절형 단부(10)의 각각의 작동 구성에서 변하지 않는다.

[0105] 적어도 하나의 제1표면(17)(19)과 전송 케이블(15)(16) 사이의 접촉각(α)은 관절형 단부(10)의 작동 구성에 따라 달라질 수 있다. 예를 들어, 일부 작동 구성에서 전송 케이블(15)(16)이 적어도 하나의 제1표면(17)(19)과 제2표면(18) 사이의 접촉면과 접촉하지 않는 경우가 발생할 수 있다.

[0106] 실시예에 의하면, 전송 케이블(15)(16) 및 적어도 하나의 제1표면(17)(19)과 제2볼록면(18) 중 적어도 하나 사이의 슬라이딩 접촉각(α)은 90도 미만이다. 바람직하게는, 상술한 접촉각(α)은 45도 미만이다. 실시예에 의하면, 접촉각(α)은 각 작동 구성에 대해 30도 미만이다.

[0107] 실시예에 의하면, 전송 케이블(15)(16)과 각각의 적어도 하나의 제1표면(17)(19) 및 제2볼록면(18) 사이의 슬라이딩 접촉각(α)은 90도 미만이다. 바람직하게는, 상술한 접촉각(α)은 45도 미만이다. 실시예에 의하면, 접촉각(α)은 각 작동 구성에 대해 30도 미만이다.

[0108] 특정 볼록 선직면 사이의 슬라이딩 접촉각(α)은 관절형 단부(10)의 링크 체인이 가정하는 운동학적 구성에 따

라 작동 조건에서 달라질 수 있다.

[0109] 예를 들어, 도 4에 도시된 바와 같이, 피치의 자유도가 활성화되면 전송 케이블(15)과 제1선직면(17)의 슬라이딩 접촉각이 달라질 수 있다.

[0110] 예를 들어, 도 17에 도시된 바와 같이, 전송 케이블(15)(16)과 제1선직면(19)의 슬라이딩 접촉각은 피치의 자유도가 활성화될 때 달라진다. 예를 들어, 관절형 단부(10)가 샤프트(21)의 길이 방향 축(X-X)과 정렬되어 확장된 구성일 때, 제1선직면(19)과의 슬라이딩 접촉각은 최소인 반면에, 피치 관절의 굽힘이 증가함에 따라 증가한다. 따라서 볼록한 선직면(19)은 고리 또는 케이블 감김의 형성을 방지하여 전송 케이블을 관절형 단부(10)의 용량 내에 유지하기 위한 방지 받침대로 제공될 수 있다.

[0111] 바람직한 실시예에 의하면, 전송 케이블(15)(16)과 요 회전축(Y-Y)에 평행한 발생기 라인을 가지는 제2선직면(18) 사이의 슬라이딩 접촉각은 관절형 단부(10)의 모든 작동 구성에서 변하지 않는다.

[0112] 상술한 바와 같이, 일 실시예에 의하면, 전송 케이블과 적어도 하나의 제1표면(17)(19) 사이의 슬라이딩 접촉각(α)은 피치 관절 구성에 따라 달라지며, 전송 케이블과 제2표면(18) 사이의 슬라이딩 접촉각(α)은 관절형 단부(10)의 모든 구성에서 일정하다.

[0113] 동일한 전송 케이블을 가지는 각 슬라이딩 접촉면에 대해 접촉각(α)을 정의할 수 있다.

[0114] 실시예에 의하면, 관절형 단부(10)의 각 구성에서, (i) 전송 케이블과 적어도 하나의 제1볼록면(17)(19) 사이의 슬라이딩 접촉각(α) 및 (ii) 동일한 전송 케이블과 제2볼록면(18) 사이의 슬라이딩 접촉각(α)의 합은 180° 미만이다. 또한, 두 개의 제1표면(17)(19)이 있고, 슬라이딩 접촉각의 합이 실시예에 따라 180° 미만일 수도 있다. 동일한 전송 케이블에 대한 슬라이딩 접촉각의 합은 관절형 단부(10) 각각의 3개 이상의 볼록한 선직면의 합일 수 있으며, 이 경우 실시예에 의하면 총 슬라이딩 접촉각의 합은 180° 미만이다.

[0115] 접촉각을 증가시키는 것도 바람직할 수 있다. 실시예에 의하면, 관절형 단부(10)의 각 구성에서, (i) 전송 케이블과 적어도 하나의 제1볼록면(17)(19) 사이의 슬라이딩 접촉각(α) 및 (ii) 동일한 전송 케이블 및 상술한 제2볼록면(18) 사이의 슬라이딩 접촉각(α)의 합은 180° 이상입니다. 또한, 두 개의 제1표면(17)(19)이 있고, 슬라이딩 접촉각의 합은 실시예에 따라 180° 이상일 수도 있다.

[0116] 전송 케이블은 적어도 부분적으로 폴리머 재료로 마련된 케이블인 것이 바람직하다. 예를 들어, 폴리머 재료로 코팅된 케이블이다. 예를 들어, 얽힌 섬유로 만들어진 폴리머 케이블이다. 예를 들어, UHMWPE로 만들어진 폴리머 케이블은 다른 유형의 재료로 만들어진 케이블에 비해 마찰이 적다.

[0117] 일 실시예에 의하면, 적어도 하나의 제1표면(17)(19)과 제2표면(18) 사이의 제1케이블 세그먼트(24)는 수술 기구(1)의 길이 방향 중심라인(22) 및/또는 길이 방향 축(X-X)에 평행하게 연장된다. 바람직하게는, 적어도 하나의 제1표면(17)(19) 및 제2표면(18) 모두에 대해 원위로 연장되는 동일한 케이블의 제2세그먼트(38)는 수술 기구(1)의 길이 방향 중심라인(22) 및/또는 길이 방향 축(X-X)에 대해 경사지게 연장되며, 예를 들어 중심라인(22)에서 멀어지게 경사진다. 동일한 케이블의 상기 세그먼트(24)는 지지 구조(31)의 근위 링크(20)의 볼록한 제3선직면(30)과 적어도 하나의 제1표면(17)(19) 및 제2표면(18) 사이의 가장 먼 거리 사이에서 직선으로 연장될 수 있다.

[0118] 바람직한 실시예에 의하면, 적어도 하나의 제1표면(17)(19)과 제2표면(18)은 서로 길이 방향으로 이격되어 있다. 이는 동일한 텐던 단면의 두 직교 측면에 동시에 슬라이딩 접점이 발생됨을 방지한다.

[0119] 상술한 바와 같이, 실시예에 의하면, 제1지지 링크(11)는 적어도 두 개의 길이 방향으로 간격을 둔 제1표면(17)(19)을 포함한다. 예를 들어, 제1표면(19)은 캔틸레버로 원위로 연장되는 캔틸레버(27)에 마련되고, 다른 제1표면(17)은 회전축(P-P)을 둘러싸는 지지 링크(11)의 근위 부분에 마련된다. 지지 링크(11)의 작동 텐던(46)은 지지 링크(11)의 제1근위 표면(17)에서 미끄러지지 않고 감길 수 있으며, 견인 작용(TR)의 전송 케이블(15)은 예를 들어 도 20에 도시된 바와 같이, 지지 링크(11)의 동일한 제1근위 표면(17)에서 길이 방향으로 슬라이딩 접촉한다.

[0120] 지지 링크(11)의 근위 링크(20)와 볼록한 제1선직면(17) 사이에 길이 방향 공간이 제공될 수 있으며, 여기서 견인 작용(TR)의 길항 전송 케이블(151)(152)이 제2링크(12) 및/또는 제1지지 링크(11)의 길항 작용 텐던(46)이 서로 교차한다(각각 길항 작용과 함께).

[0121] 실시예에 의하면, 지지 구조(31)의 제1표면(17)(19)은 또한 근위 링크(20)의 제3표면(30)으로 의도된다.

따라서, 지지 구조(31)의 적어도 두 개의 제1표면은 지지 링크(11)의 제1표면(17)(19) 및 근위 링크(20)의 제3표면(30) 사이에 적어도 두 개를 포함할 수 있다. 전송 케이블(15)(16)은 적어도 두 개의 제1표면 모두에 대해 슬라이딩되도록 마련될 수 있다. 제2표면(18)을 포함한 적어도 세 개의 볼록한 선직면(17)(18)(19)(30)이 지지 구조(31)에 제공될 수 있으며, 전송 케이블(15)(16)은 적어도 세 개의 선직면 모두에 대해 슬라이딩되도록 마련된다. 적어도 세 개의 볼록 선직면은 바람직하게는 서로 길이 방향으로 이격되어 마련된다.

[0122] 전송 케이블의 볼록한 선직 슬라이딩면을 서로 길이 방향으로 이격되어 마련하면 전송 케이블의 단일 단면이 슬라이딩됨을 방지할 수 있으며, 즉 양쪽의 링크와 슬라이딩/마찰 접촉하는 것을 방지할 수 있다. 이를 통해 슬라이딩 마찰로 인한 응력이 길이 방향으로 분산되기 때문에 전송 케이블(15)(!6)의 수명을 최대화할 수 있다. 즉, 전송 케이블(15)(16)의 특정 단면은 관절형 단부(10)의 링크 외면의 작은 부분에만 닿아 동일한 단면이 두 개의 분리된 부분에 닿는 것을 방지한다.

[0123] 상술한 실시예 중 어느 하나에 의한 관절형 단부(10)의 적어도 일부의 와이어 전기 부식에 의한 제조 방법이 이하에서 설명한다.

[0124] 일반적인 실시예에 의하면, 관절형 단부(10)의 적어도 하나의 와이어 전기 부식에 의한 제조 방법은 다음을 포함한다:

[0125] - 절단 와이어(51)을 가진 와이어 전기 부식 기계(50)를 제공합니다; 와이어 전기 부식 기계(50)의 도면은 도22a-b에 도시된다.

[0126] - 예를 들어, 하나 이상의 작업물(111)(112)(113)(120)을 수용하기 위한 하나 이상의 시트가 제공된 특정 툴링(52)을 이용하여 하나 이상의 작업물(111)(112)(113)(120)을 와이어 전기 부식 기계에 장착한다;

[0127] - 와이어 전기 부식 기계의 절단 와이어(51)를 이용하여 적어도 하나의 작업물에 제1관통 절단을 마련한다;

[0128] - 절단 와이어에 대해 적어도 하나의 작업물을 90° 회전, 바람직하게는 기계(50)로부터 툴링 또는 툴링으로부터 작업물을 분해하지 않고 툴링(52)을 회전시킨다;

[0129] - 와이어 전기 부식 기계의 절단 와이어(51)을 사용하여 동일한 적어도 하나의 작업물(111)(112)(113)(120)에 대해 제2관통 절단을 마련한다.

[0130] 이러한 방법에 의해, 절단 와이어(51)의 각각 두 번의 스위핑 동작에 의해 형성된 적어도 두 개의 슬라이딩면(17)(18)(19)이 마련된 지지 링크(11)를 만들 수 있다. 따라서 절단 와이어는 볼록한 선직면(17)(18)(19)의 직선 발생기 라인으로 작용한다.

[0131] 바람직하게는, 제1관통 절단 및 제2관통 절단 사이의 적어도 하나의 관통 절단이 관절 핀을 수용하도록 대응되는 홀을 만든다. 따라서, 홀의 벽은 적어도 하나의 슬라이딩면과 평행하게 마련됨과 동시에 다른 슬라이딩면과 직교한다.

[0132] 이 방법은 또한 권선 풀리(14)를 가지는 제2링크(12), 제3링크(13), 근위 링크(20) 중 적어도 하나(또는 모두)를 만드는 데 사용할 수 있다. 가능한 작동 모드에 따라, 복수의 작업물이 툴링에 장착되는데, 예를 들어 네 개의 작업물(111)(112)(113)(120)은 절단 와이어(51)가 제1관통 절단 및 제2관통 절단 중에 모두 한 번에 최대 하나씩 교차하도록 배열됨으로써(이는 회전 단계의 회전각을 결정할 수 있다), 네 개의 다른 링크를 만들 수 있으며, 예를 들어 지지 링크(11), 제2링크(12), 제3링크(13) 및 근위 링크(20)를 마련한다. 따라서, 작업물을 와이어 전기 부식 기계(50)에 한 번만 조립하면 수술 기구(1)의 관절형 단부(10)의 모든 링크를 만들 수 있다.

[0133] 가능한 작동 모드에 따라, 링크는 서로 직교하는 평면에서 제1 및 제2관통 절단을 통해 형성된다.

[0134] 가능한 작동 모드에 따라, 절단 와이어(51)는 서로 직교하는 직선 발생기 라인을 갖는 볼록한 선직 제1및 제2슬라이딩면을 형성할 작업물의 부분에 더 많은 수의 스위핑 동작을 수행하며, 이는 제1지지 링크의 갈래 부분 및/또는 각각의 관절 핀을 수용하기 위한 관통 홀과 같은 링크의 다른 부분을 형성하는 데 사용되는 스위핑 동작의 수와 비교된다.

[0135] 수술 기구(1)를 조립하는 방법은 아래에서 설명한다.

[0136] 수술 기구(1)를 조립하는 방법은 다음 단계로 구성된다:

[0137] - 제1지지 링크(11)과 제2링크(12), 그리고 바람직하게는 제3링크(13)의 관통홀에 관절 핀(35)을 삽입하는 단계;

[0138] - 견인 작용(TR)의 전송 케이블(15)의 작동 원위 단부(41)를 제2링크(12)의 권선 풀리(14) 바디에 제공된 종단 시트(26)에 고정하는 단계;

[0139] - 전송 케이블(15)의 작동 원위 단부(41)에 인접한 원위 부분을 권선 풀리(14)의 표면에 권선하는 단계.

[0140] 가능한 작동 모드에 따라서, 삽입, 고정 및 권선 단계는 다음 순서로 순차적으로 진행되며: 먼저 삽입 단계를 수행한 다음 고정 단계를 거쳐 권선 단계가 진행된다.

[0141] 바람직한 작동 모드에 따라서, 전송 케이블(15)의 작동 원위 단부(41)를 고정하는 단계는 다음과 같은 추가 단계를 포함한다:

[0142] - 제2링크(12)의 권선 풀리(14)의 종단 시트(26) 및 제1지지 링크(11)의 갈래(34)의 조립 윈도우(48) 사이의 축 정렬(제2링크(12)의 회전축(Y-Y)에 대해 축 방향)하는 단계;

[0143] - 예를 들어 확대된 부분을 포함하는 전송 케이블(15)의 작동 원위 단부(41)를 지지 링크(11)의 갈래(34)의 조립 윈도우(48)에 축 방향으로 삽입한 다음, 축 방향으로 정렬된 제2링크(12)의 권선 풀리(14)의 종단 시트(26)에 삽입하는 단계.

[0144] 관통 축 정렬 구성을 만드는 단계는 관절 핀(35)에 의해 정의된 회전 축(Y-Y)을 중심으로 제2링크(12)의 권선 풀리(14)를 회전시키는 것을 포함할 수 있다;

[0145] 가능한 작동 모드에 따라서, 관절 핀을 삽입하는 단계는 먼저 회전 핀(35)을 제2링크(12)의 관통홀(36)에 고정하여 관절 핀(35)과 제2링크(12)의 권선 풀리(14)는 서로 일체로 회전된다. 이러한 단계는 탭(37)을 통해 제2링크(12)의 관통홀(36)에 관절 핀(35)을 탄성적으로 클램핑함으로써 수행될 수 있다. 대안적으로 또는 추가로, 관절 핀(35)은 제2링크(12)의 관통홀(36)에 맞추어 고정될 수 있다.

[0146] 가능한 작동 모드에 따라, 삽입, 고정 및 권선 단계는 다음 순서대로 순차적으로 진행된다: 먼저 고정 단계를 수행한 다음 권선 단계를 거쳐 삽입 단계를 수행한다.

[0147] 이 방법은 지지 구조(31)의 적어도 제1및 제2슬라이딩면(17)(18)(19)과 접촉하는 전송 케이블(15)을 배치하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0148] 이 방법은 수술 기구(1)의 포지셔닝 샤프트를 따라 전송 케이블(15)을 배치하여 수술 기구(1)의 근위 전송 인터페이스 부분에 고정하는 단계를 더 포함할 수 있다.

[0149] 이 방법은 각각의 복수의 전송 케이블(15)이 제2링크(12) 및/또는 제3링크(13)에 조립될 때마다, 여러 번 반복될 수 있다.

[0150] 조립 방법은 상술한 실시예 중 어느 하나에 따라 수술 기구(1)를 조립하는 데 사용할 수 있다.

[0151] 상술한 특징들의 장점으로 인해, 특정 실시예에서 상호 결합으로 제공되거나 제공되지 않음으로써, 상술한 요구사항을 충족시킬 수 있으며, 따라서 상술한 효과를 얻을 수 있으며, 특히 다음과 같다:

[0152] - 홀 또는 가이드 채널을 제공하지 않고도 전송 케이블을 안내 및/또는 전환할 수 있지만, 반대로 특정 방향을 가진 발생기 라인이 있는 볼록한 선직면으로 형성된 슬라이딩 받침대를 사용함이 가능하다.

[0153] - 특히, 상술한 바와 같이, 발생기 라인이 서로 직교하는 선직면으로 형성된 적어도 두 개의 슬라이딩 받침대를 만들면 전송 케이블의 궤적에 대한 제어를 향상시킬 수 있다;

[0154] - 관절형 단부의 크기 확대 및 텐던의 슬라이딩을 안내하도록 조정된 받침대 제공 없이도 더 큰 권선 풀리를 만들 수 있기 때문에 관절형 단부의 개방/폐쇄 관절의 폐쇄력을 증가시킬 수 있다.

[0155] - 이러한 슬라이딩면과 전송 케이블 사이에는 전송 케이블의 길이 방향 축을 따라 상대적인 움직임이 발생하여 슬라이딩 마찰력이 발생하고 전송 케이블이 해당 슬라이딩면에 의해 구동되거나 회전하여 구동되는 것을 방지한다;

[0156] - 작동 텐던에 대한 지지 링크의 종단 시트는 중심선을 기준으로 약간 오프셋될 수 있다;

[0157] - 관절 핀은 제공되는 경우, 제2링크의 블레이드와 일체로 회전될 수 있다;

[0158] - 관절형 단부의 제2링크는 자유단을 형성하는 단부 링크 또는 더 먼 원위 링크에 원위 방향으로 관절 연결된 중간 링크일 수도 있다;

[0159] - 관절형 단부의 극단적인 소형화에도 적합한 견고한 수술 기구를 제공한다.

[0160] 첨부된 청구항의 특징 조합이 본 설명의 필수적인 부분을 형성한다는 것은 잘 이해될 것이다.

[0161] 특정하고 우연한 필요를 충족시키기 위해, 해당 기술 분야의 당업자들은 상술한 실시예들에 여러 가지 변형 및 적용을 할 수 있으며, 첨부된 청구항의 범위를 벗어나지 않고 기능적으로 동등한 요소들로 대체할 수 있다.

부호의 설명

[0162] 1 수술 또는 미세수술 기구

2 의료 또는 수술 또는 미세수술 원격 조작을 위한 로봇 조립체

10 수술 기구의 관절형 단부

11 제1지지 링크

12 제2링크

13 제3링크

14 권선 풀리

15 견인 작용 전달 케이블

16 전력 전송 케이블

17 지지 링크의 제1슬라이딩면 또는 볼록한 제1선직면

18 지지 링크의 제2슬라이딩면 또는 볼록한 제2선직면

19 지지 링크의 제1슬라이딩면 또는 볼록한 제1선직면

20 추가 근위 링크

21 수술 기구의 포지셔닝 로드 또는 샤프트

22 기구의 중심선

23 수술 기구의 근위 전달 인터페이스 부분

24 텐던 부분

25 블레이드 또는 절단 엣지

26 제2링크의 종단 시트

27 제1표면의 캔틸레버

28 제2표면의 캔틸레버

29 자유단

30 볼록한 선직 제3 슬라이딩면

31 지지 구조의 관절형 단부

32 그립 표면

33 제2링크의 원위 자유단

34 갈래

35 관절 핀

36 핀 홀

37 탄성 변형 벽

38 전송 케이블의 경사 세그먼트

39 제3링크의 터미널 단부

40 지지 링크 갈래의 관통 홀

41 전송 케이블의 원위 단부

42 종단 시트의 언더컷 벽

43 종단 시트의 방사형 입구 또는 인렛

44 종단 시트의 원주형 돌출부

45 접촉면

46 제1지지 링크의 작동 텐던

47 제1지지 링크의 종단 시트

48 지지 링크 갈래의 조립 윈도우

50 와이어 전기 부식 기계

51 와이어 절단

52 툴링

111 제1작업물

112 제2작업물

113 제3작업물

120 추가 작업물

151 케이블의 외측 경로

152 케이블의 복귀 경로

R14 풀리 반경

P1, P2 횡방향 거리

P-P 피치 축

Y-Y 요 축

G 개방/폐쇄 자유도

X-X 기구의 길이 방향 축

α 슬라이딩 접촉각

π 제1선직면의 발생기 라인

υ 제2선직면의 발생기 라인

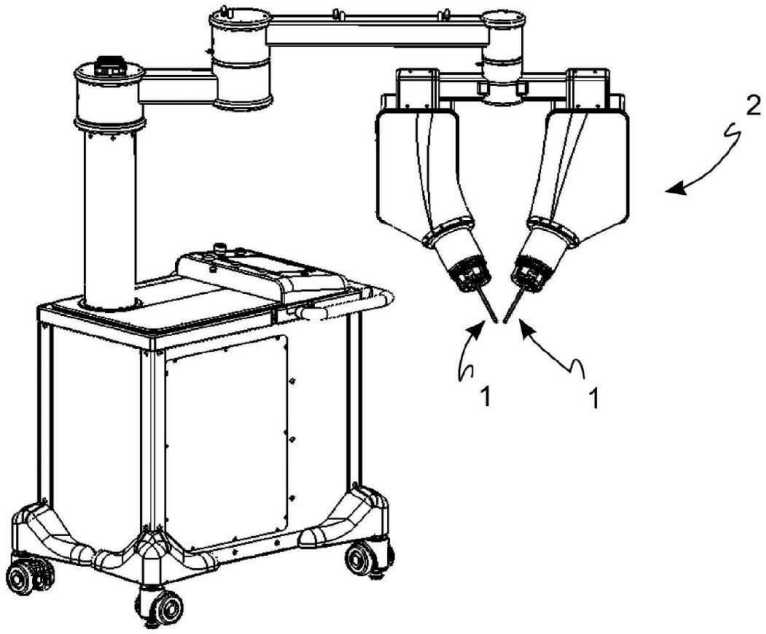
R-R 제2링크의 권선 풀리의 방사형 방향

TR 견인 작용

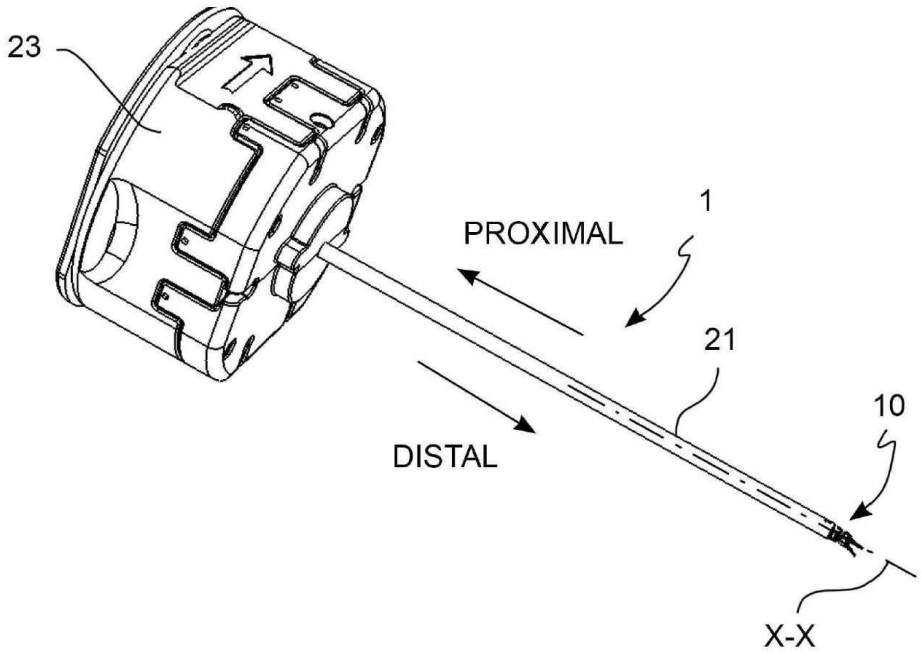
W-W 와이어 전기 부식 가공 기계 툴링의 회전 축

도면

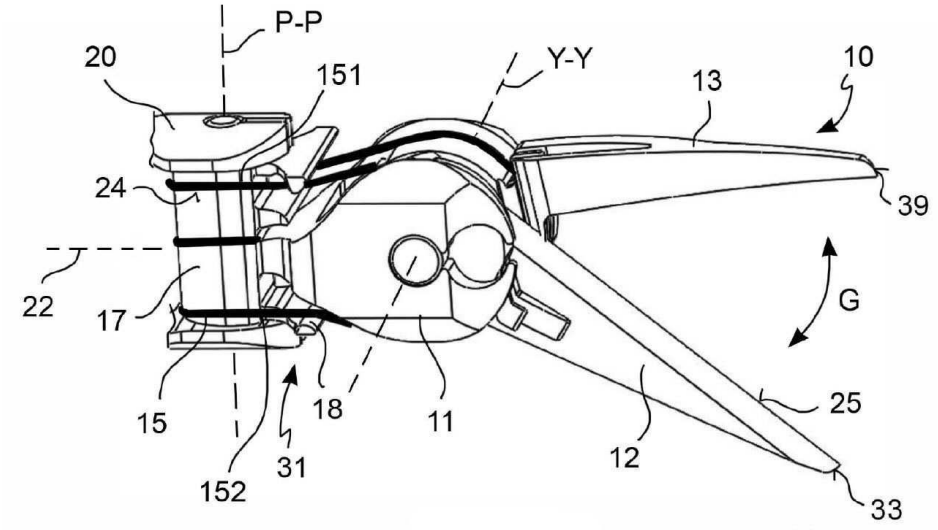
도면1



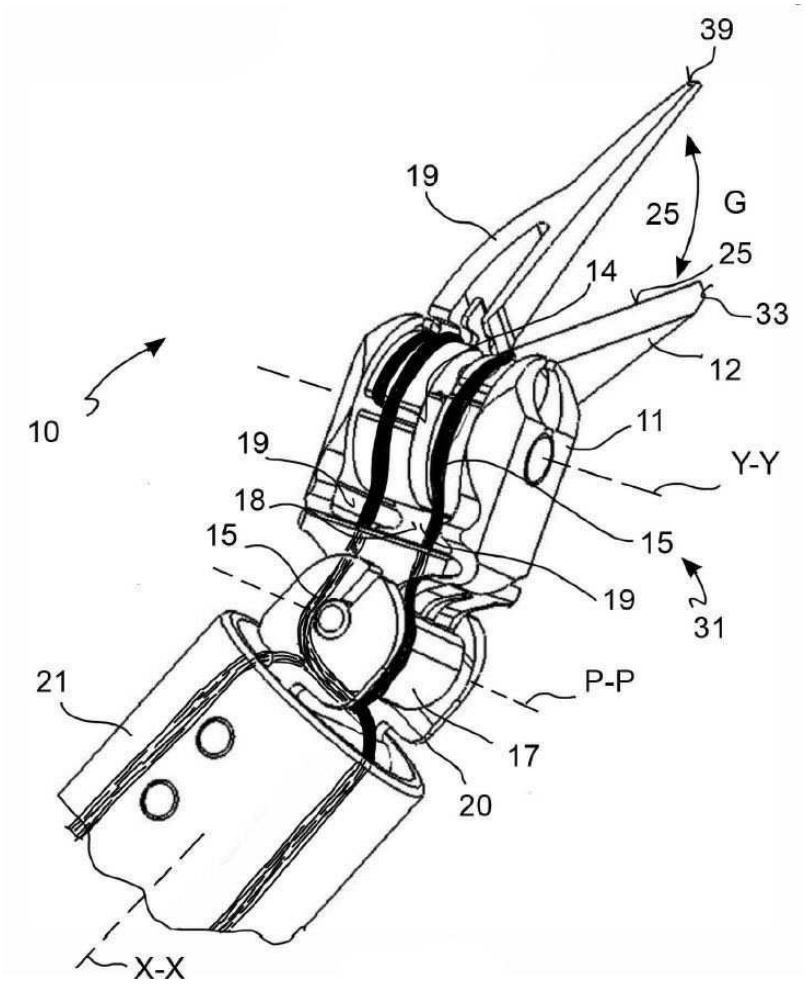
도면2



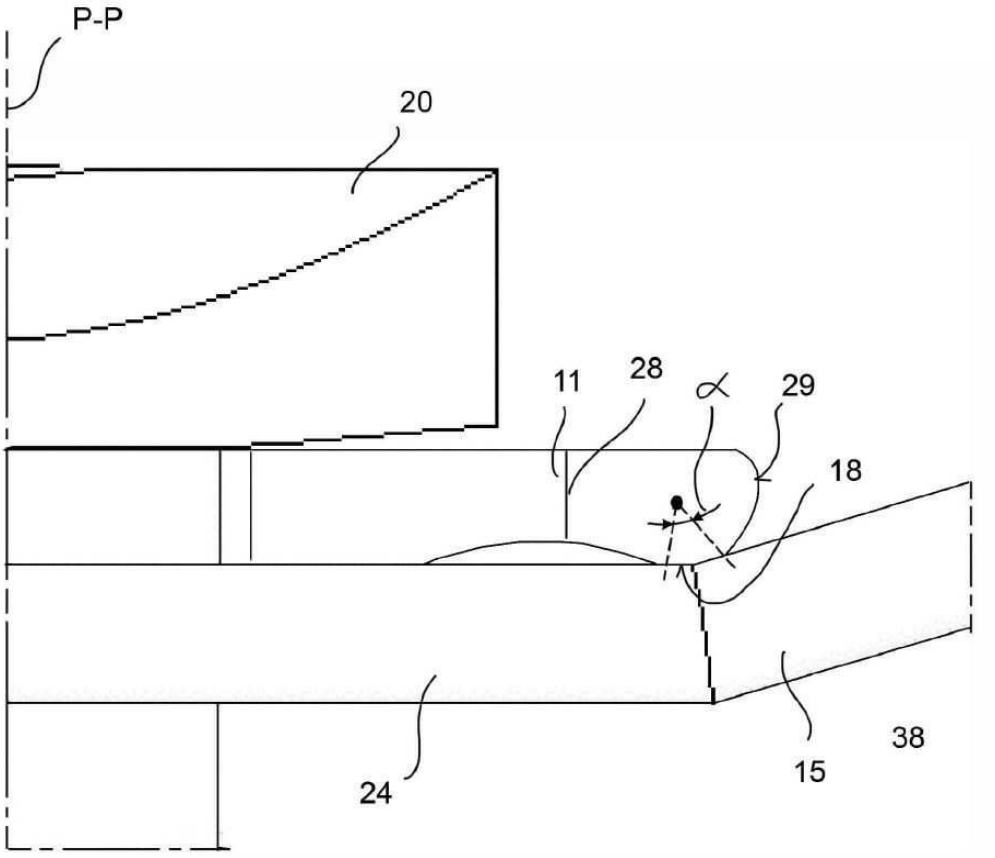
도면3


P-P
20
151
Y-Y
13
10
24
39
22
17
G
25
15
18
11
12
31
152
33

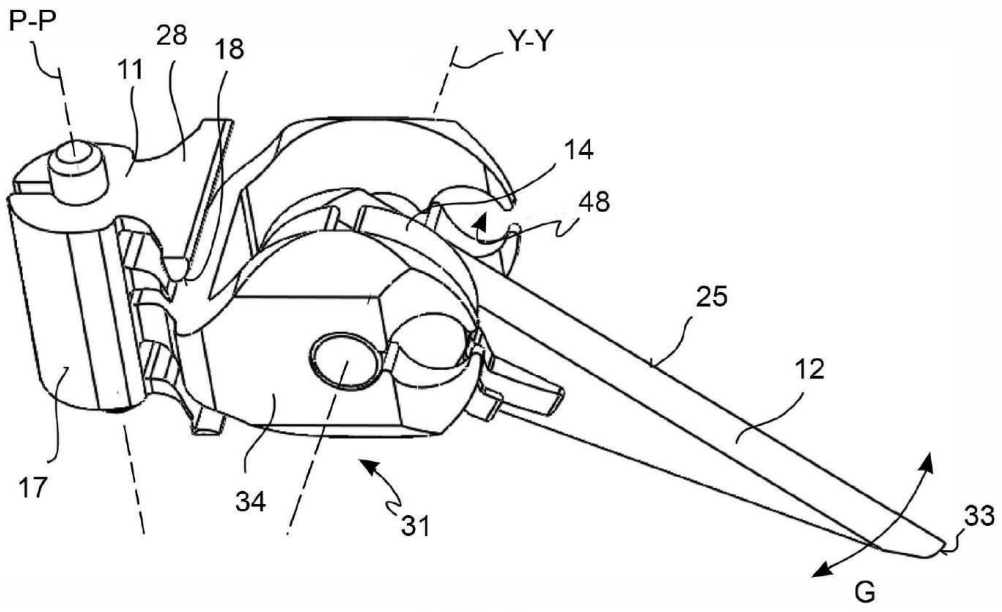
도면4


39
19
25
G
25
14
33
12
10
11
19
Y-Y
18
15
15
19
31
21
P-P
17
20
X-X

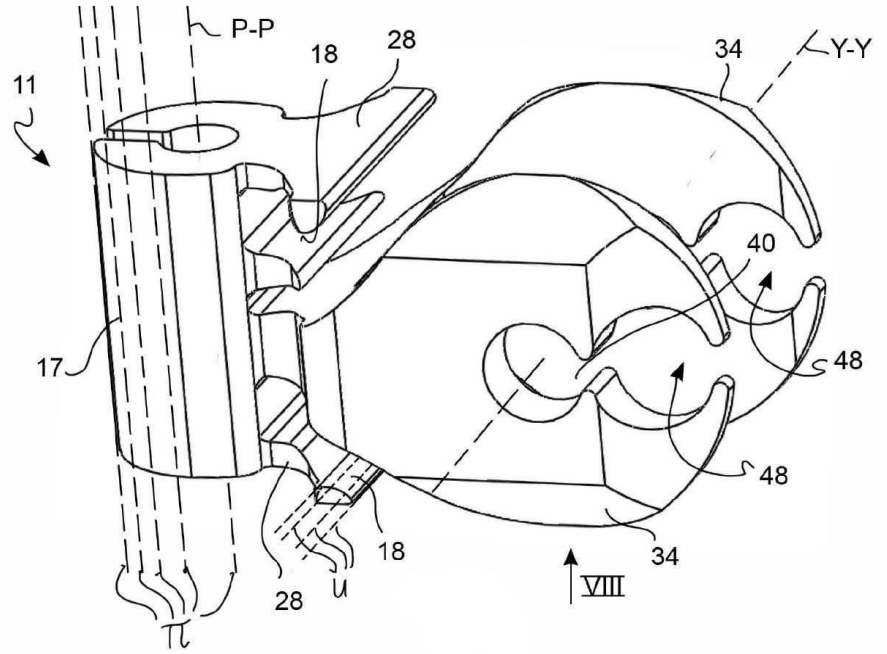
도면5



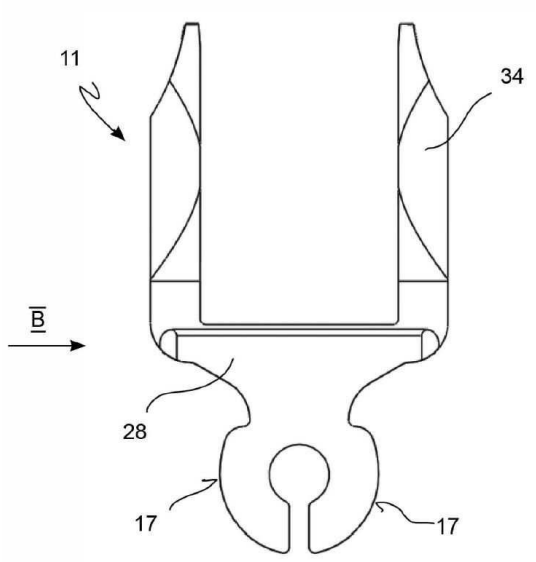
도면6



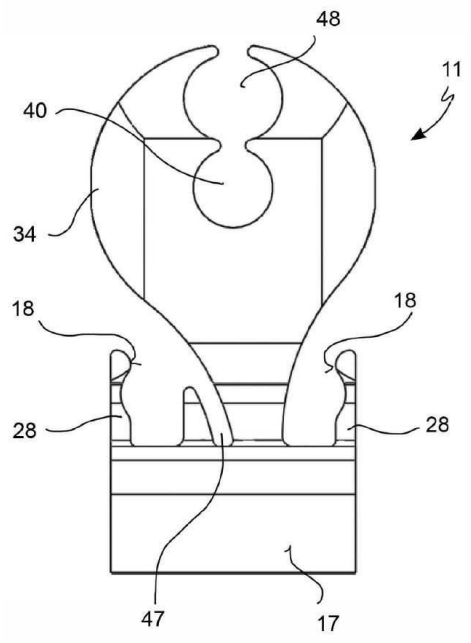
도면7



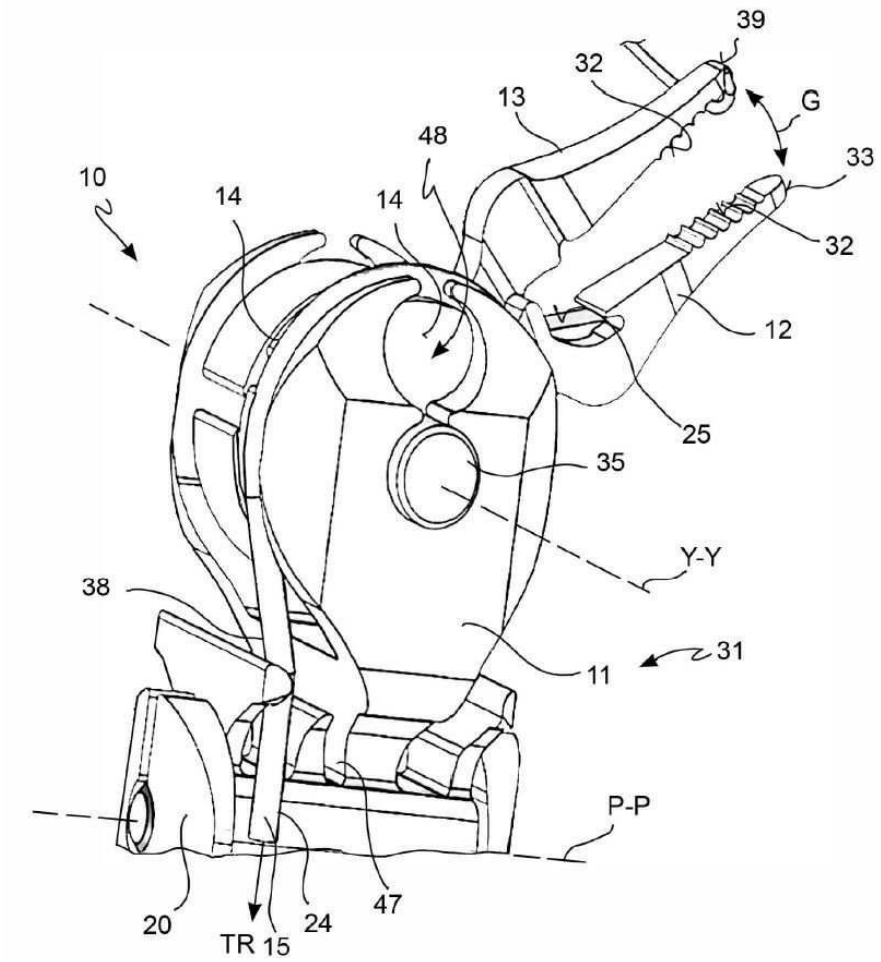
도면8a



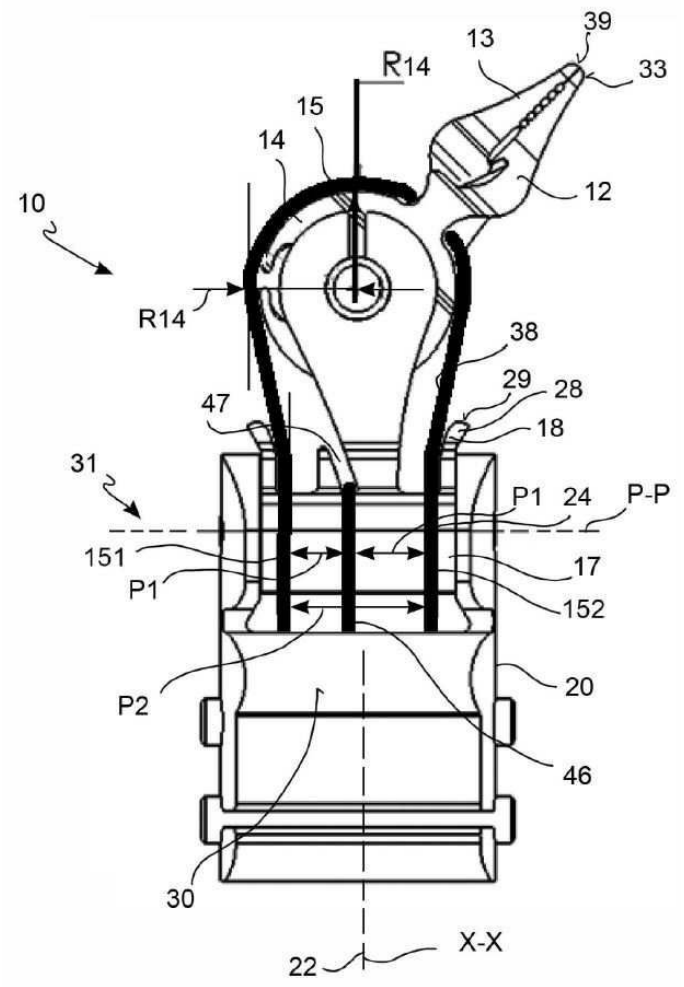
도면8b


48
11
40
34
18
18
28
28
47
17

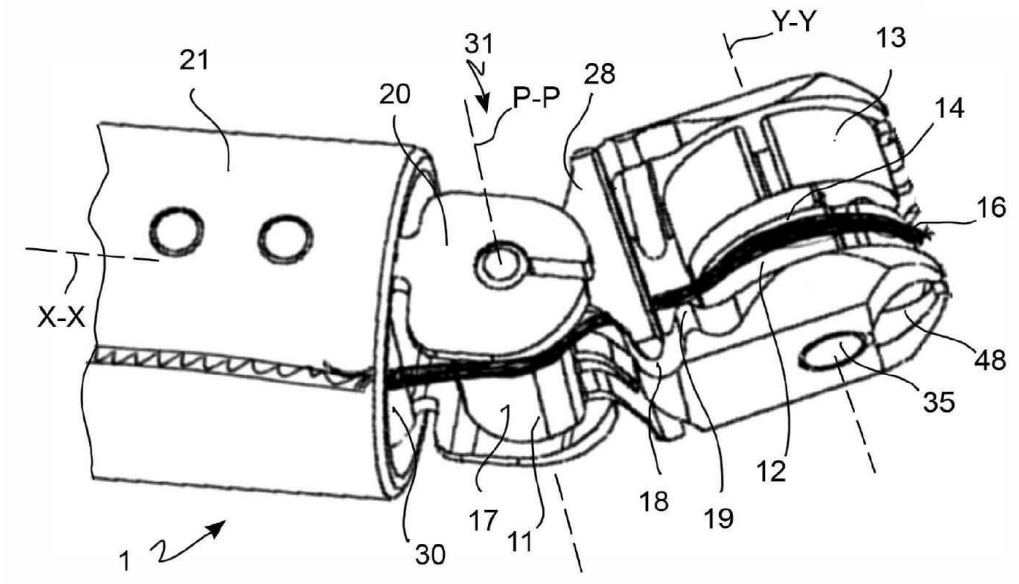
도면9


39
32
13
G
48
33
10
14
14
32
12
25
35
Y-Y
38
11
31
P-P
20
TR 15
24
47

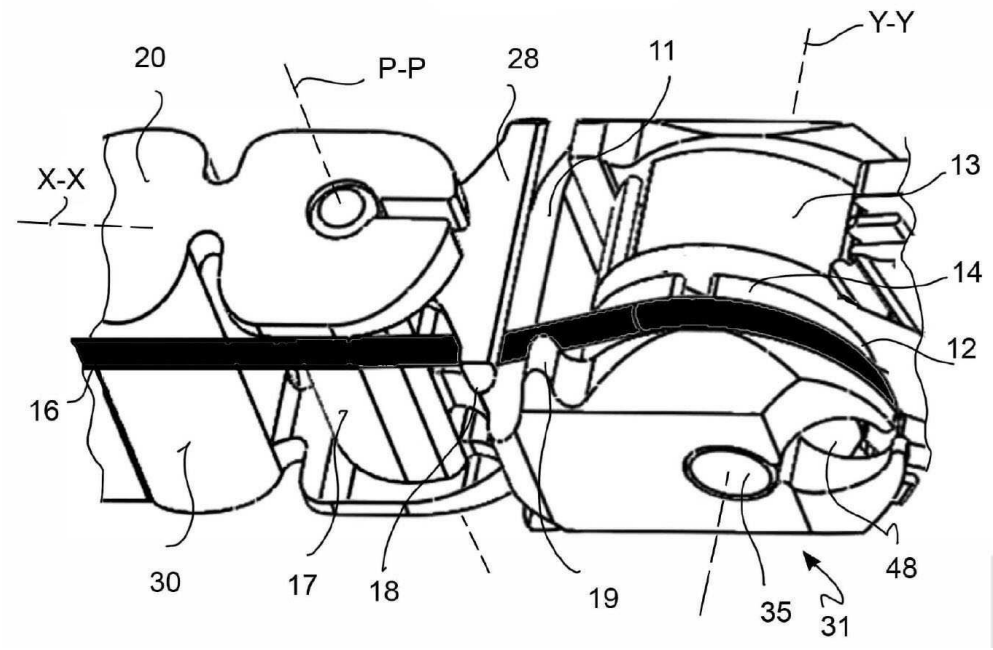
도면10


39
13
R14
33
15
14
12
10
R14
38
29
28
47
18
31
P1
24
P-P
151
17
P1
152
20
P2
46
30
X-X
22

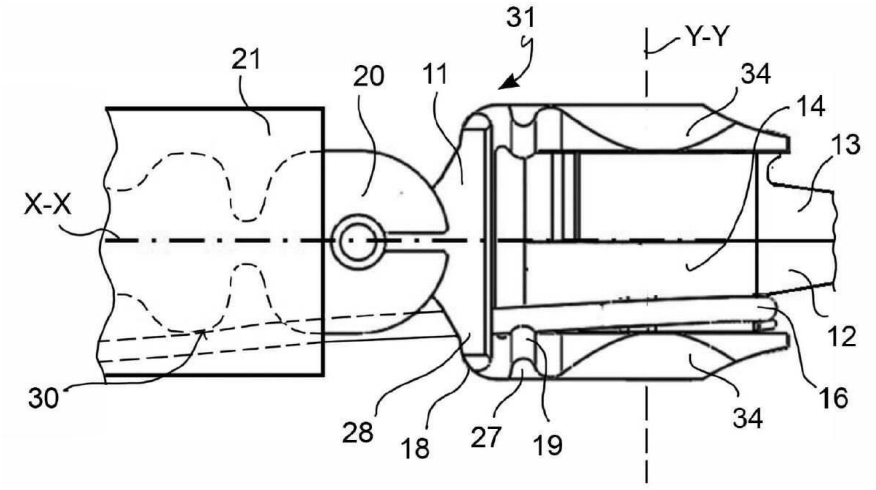
도면11


Y-Y
31
13
21
20
P-P
28
14
16
X-X
48
35
12
18
19
17
11
30
1

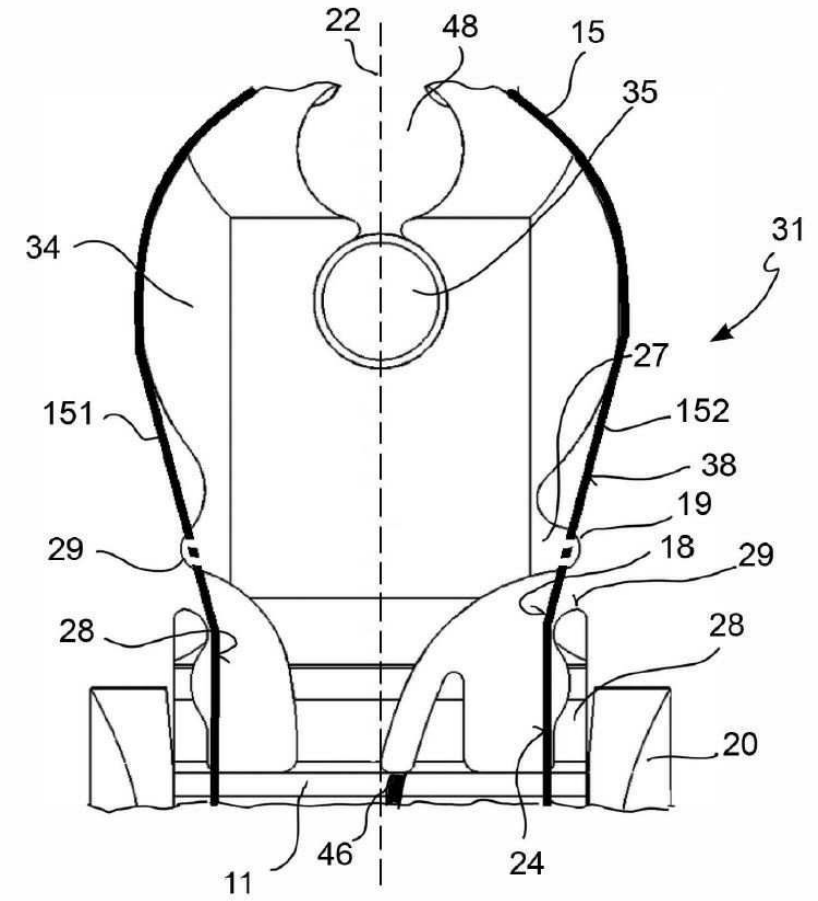
도면12


20
P-P
28
11
Y-Y
X-X
13
14
12
16
30
17
18
19
35
31
48

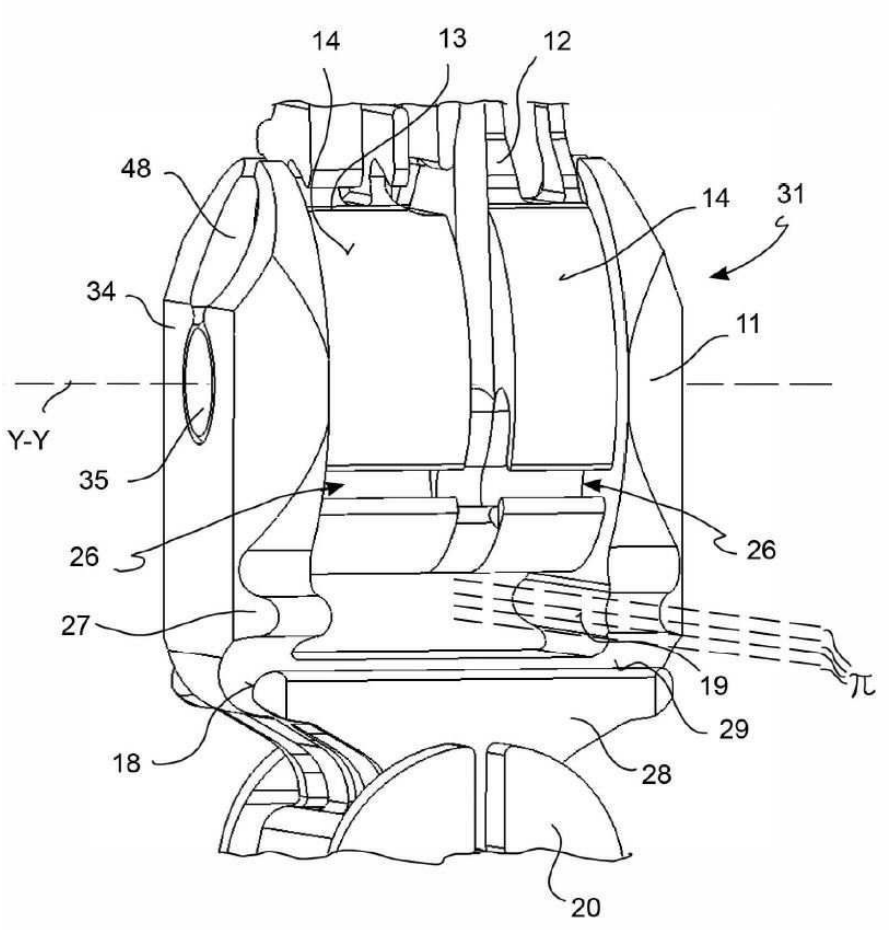
도면13


31
Y-Y
21
20
11
34
14
13
X-X
12
30
16
28
18
27
19
34

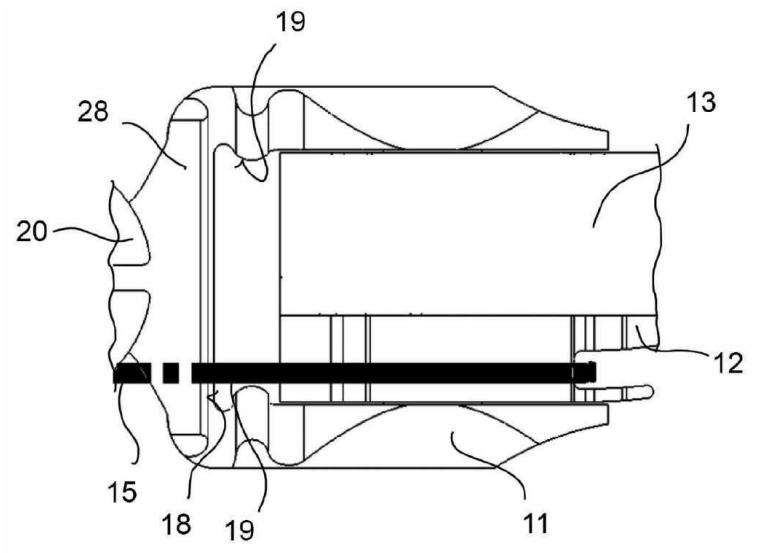
도면14



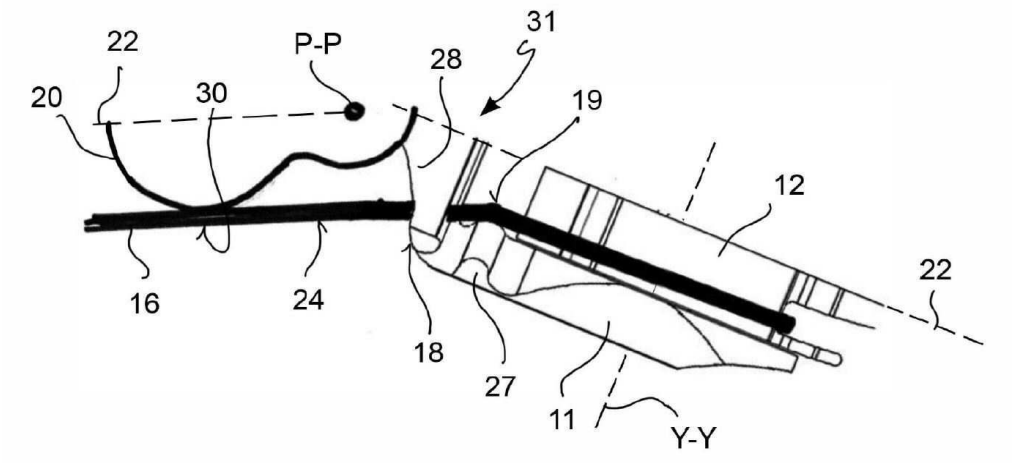
도면15


14
13
12
48
14
31
34
11
Y-Y
35
26
26
27
19
29
18
28
20

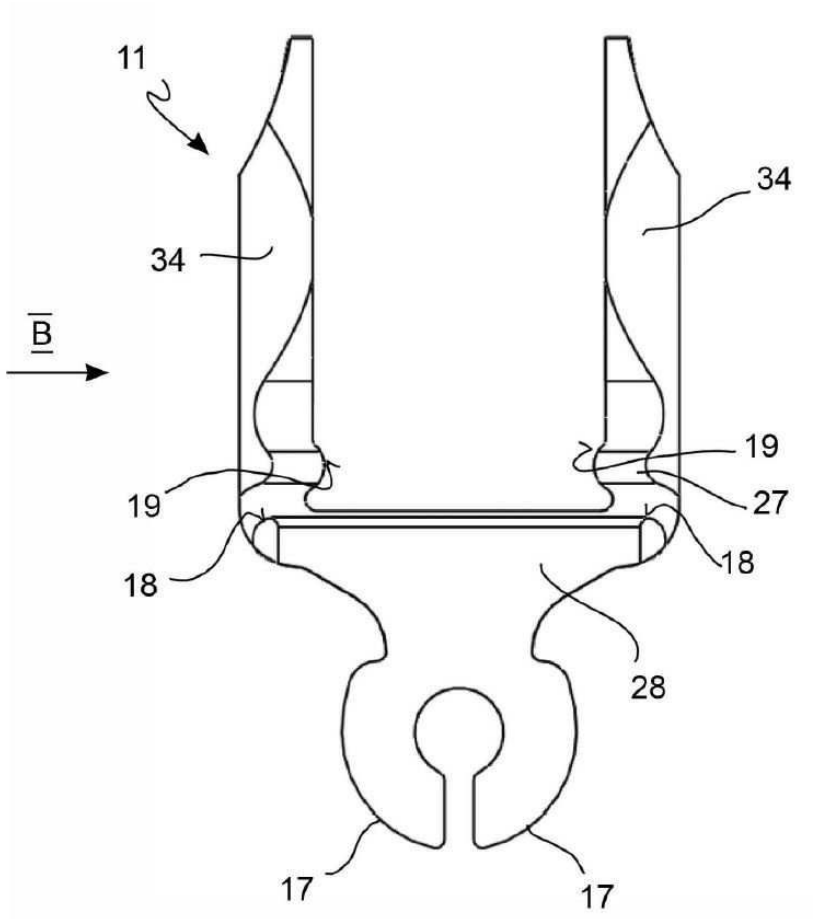
도면16


19
28
13
20
12
15
18
19
11

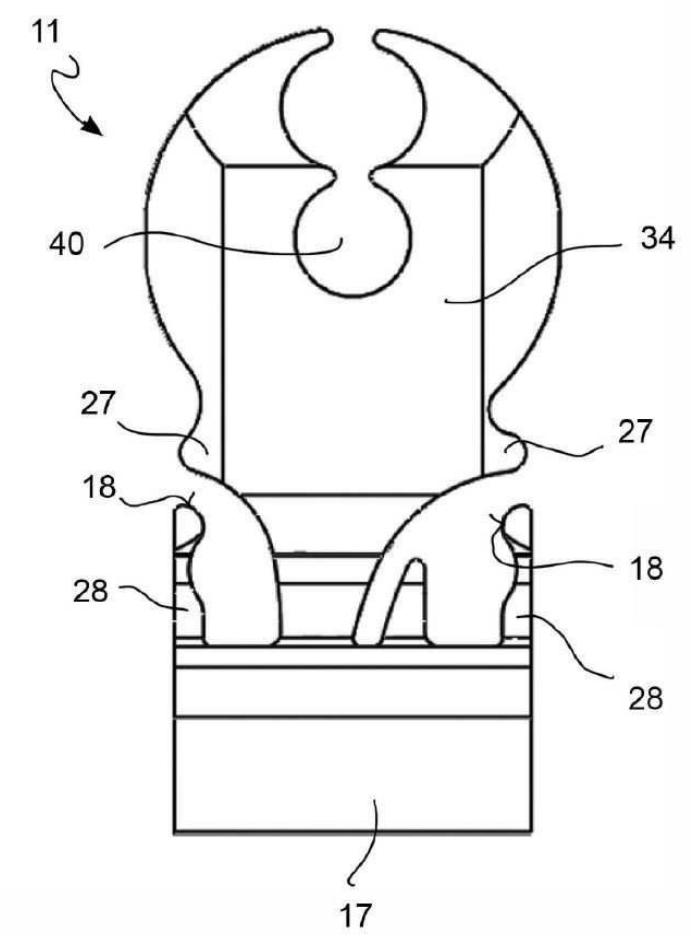
도면17


22
P-P
31
28
20
30
19
12
22
16
24
18
27
11
Y-Y

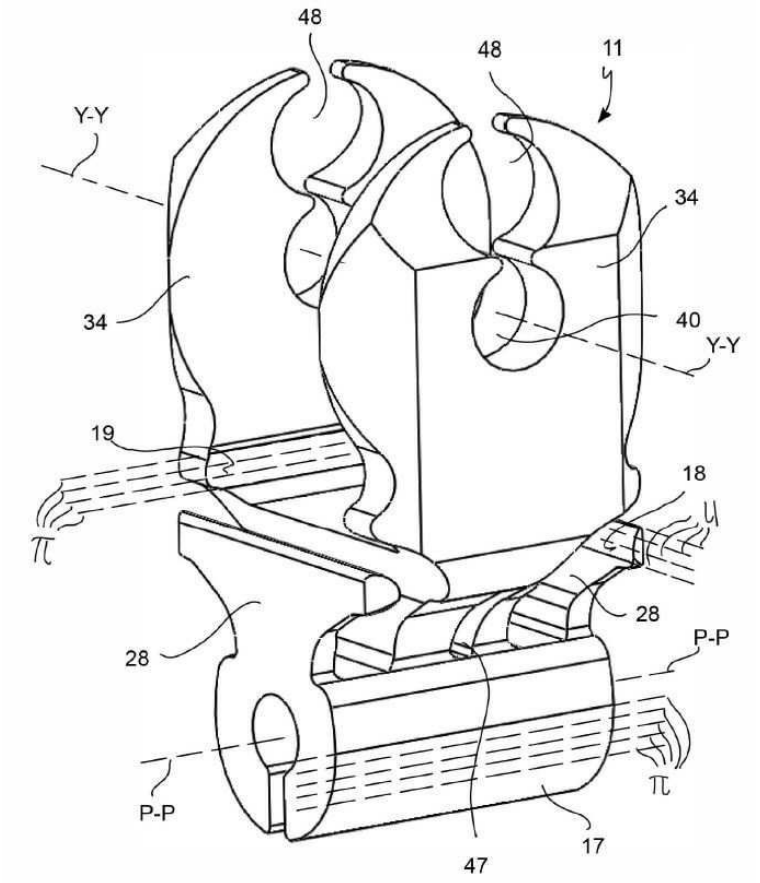
도면18a


11
34
34
B
19
19
27
18
18
28
17
17

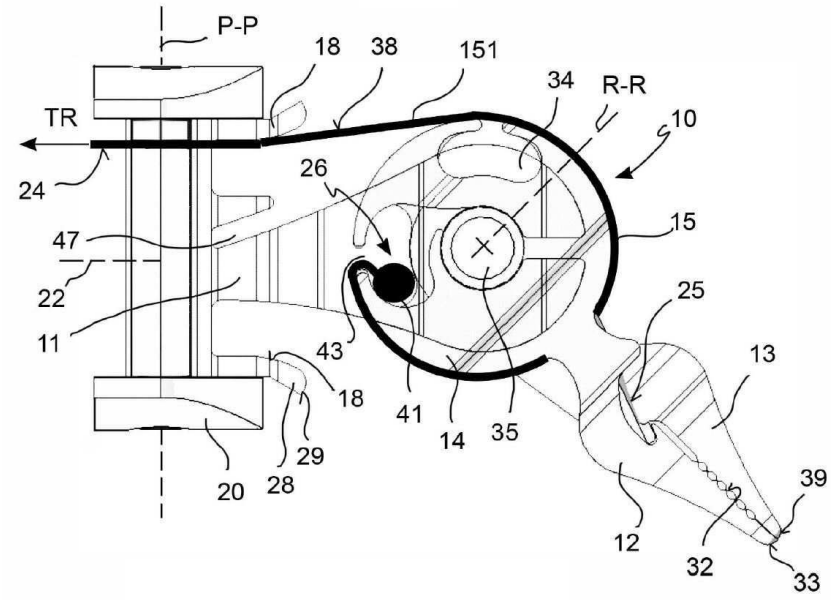
도면18b



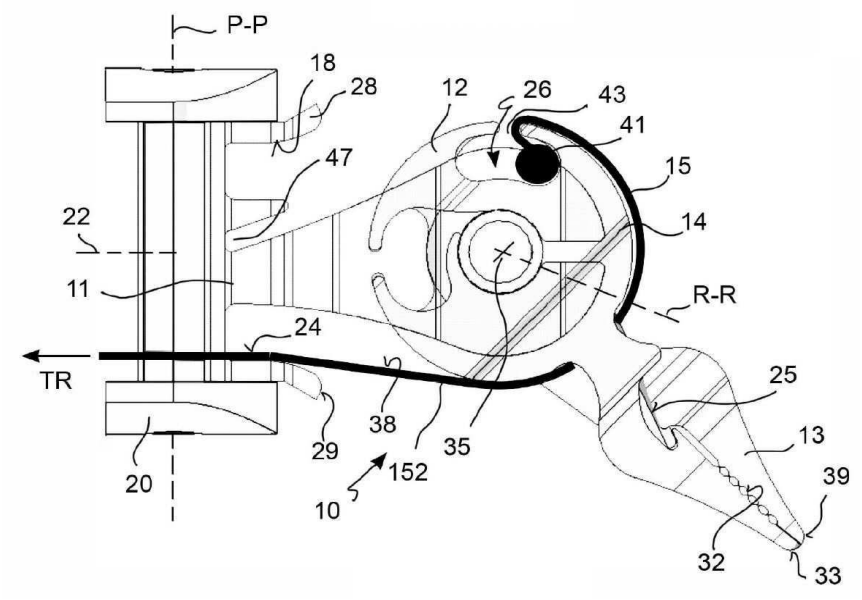
도면18c


48
48
11
Y-Y
34
34
40
Y-Y
19
18
28
28
P-P
P-P
47
17

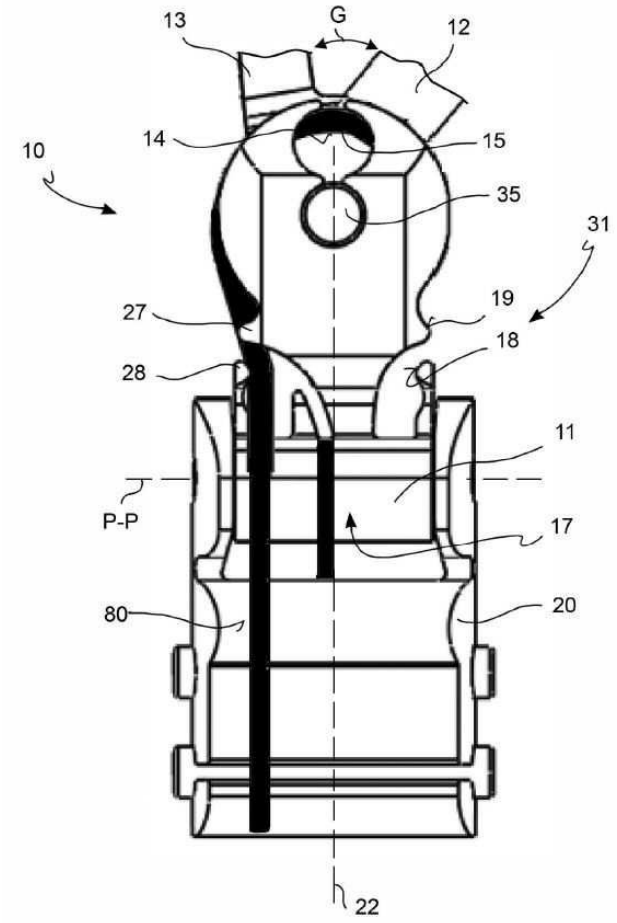
도면19a


P-P
18
38
151
34
R-R
10
TR
24
26
15
47
22
25
11
43
13
18
41
14
35
29
20
28
39
12
32
33

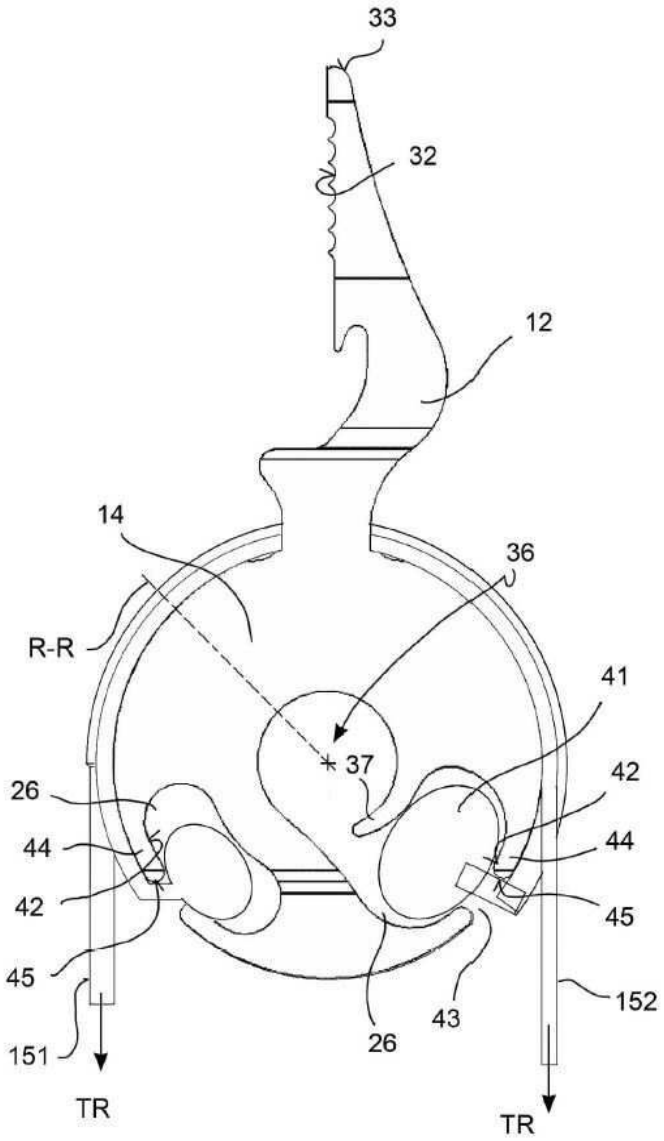
도면19b


P-P
18
28
12
26
43
41
47
15
22
14
11
R-R
24
TR
25
38
29
35
13
20
152
39
10
32
33

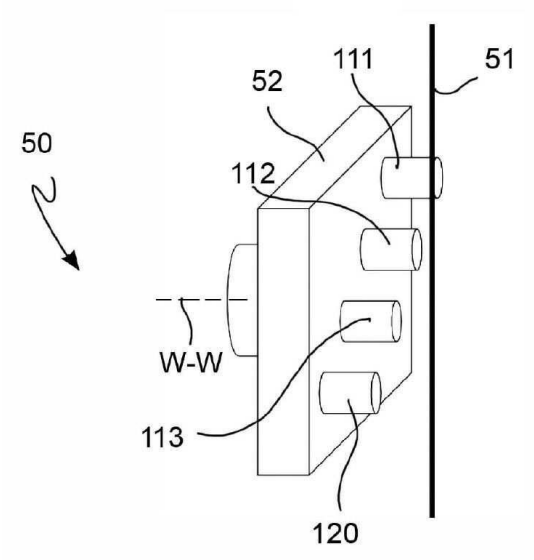
도면20


13
G
12
14
15
10
35
31
27
19
18
28
11
P-P
17
80
20
22

도면21



도면22a



도면22b

