



(19) 대한민국특허청(KR)

(12) 등록특허공보(B1)

(45) 공고일자 2018년12월12일

(11) 등록번호 10-1927749

(24) 등록일자 2018년12월05일

- (51) 국제특허분류(Int. Cl.)
A61B 34/00 (2016.01) **A61B 17/29** (2006.01)
A61B 34/30 (2016.01) **B25J 13/08** (2006.01)
- (52) CPC특허분류
A61B 34/71 (2016.02)
A61B 17/29 (2013.01)
- (21) 출원번호 10-2018-7023148(분할)
- (22) 출원일자(국제) 2011년10월28일
 심사청구일자 2018년08월10일
- (85) 번역문제출일자 2018년08월10일
- (65) 공개번호 10-2018-0095106
- (43) 공개일자 2018년08월24일
- (62) 원출원 특허 10-2013-7014272
 원출원일자(국제) 2011년10월28일
 심사청구일자 2016년10월24일
- (86) 국제출원번호 PCT/US2011/058376
- (87) 국제공개번호 WO 2012/064528
 국제공개일자 2012년05월18일
- (30) 우선권주장
 12/945,734 2010년11월12일 미국(US)
- (56) 선행기술조사문헌
 US20100082041 A1*
 US20070287992 A1
 US20090123111 A1
 US20080065105 A1
 *는 심사관에 의하여 인용된 문헌

- (73) 특허권자
 인튜어티브 서지컬 오퍼레이션즈 인코포레이티드
 미국 캘리포니아 94086 서니베일 키퍼 로드 1020
- (72) 발명자
 오 사무엘 콕 웨이
 미국 캘리포니아 94043 마운틴 뷰 에이버리 드라이브 854
 프리스코 쥬세페 마리아
 미국 캘리포니아 94043 마운틴 뷰 #3 시에라 비스타 애비뉴 347
- (74) 대리인
 특허법인와이에스장

전체 청구항 수 : 총 25 항

심사관 : 도민환

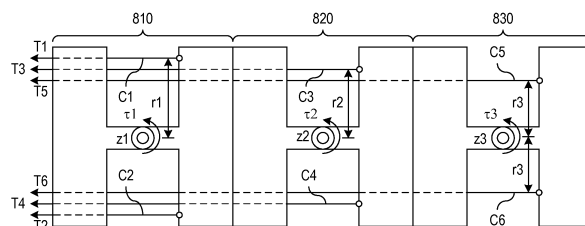
(54) 발명의 명칭 멀티-조인트 의료 기구의 가동에서 텐션 제어

(57) 요약

의료 기구를 위한 제어 시스템 및 방법은 액추에이터가 기구 트랜스미션 시스템을 통해 적용하는 텐션을 결정하고 제어하기 위한 측정을 이용한다. 텐션 및 피드백의 사용은 조인트의 위치가 액추에이터 위치와 직접 관련될 수 없을 때조차도 조인트와 액추에이터 사이에 무시할 수 없는 순응성을 제공하는 트랜스미션 시스템을 가진 의

(뒷면에 계속)

대표도



료 기구의 제어를 허용한다. 한 구체예는 원하는 조인트 위치와 측정된 조인트 위치 사이의 차이로부터 조인트 토크 및 텐션을 결정한다. 다른 구체예는 기구의 첨단부의 원하는 위치와 측정된 위치 사이의 차이로부터 조인트 토크 및 텐션을 결정한다. 조인트 토크로부터 텐션의 결정은 기구의 원단부에서부터 기구의 근단부를 향해서 순서대로 조인트들을 순차적으로 평가함으로써 수행될 수 있다.

(52) CPC특허분류

A61B 34/30 (2016.02)

A61B 34/74 (2016.02)

B25J 13/087 (2013.01)

A61B 2017/2902 (2013.01)

A61B 2017/2908 (2013.01)

A61B 2034/301 (2016.02)

A61B 2034/306 (2016.02)

A61B 2034/715 (2016.02)

명세서

청구범위

청구항 1

의료 기구를 포함하는 의료 기구 시스템에 있어서,

상기 의료 기구 시스템은

복수의 조인트들;

복수의 액츄에이터들;

상기 복수의 액츄에이터들에 연결되는 근단부들을 가지는 복수의 트랜스미션 시스템들로서, 상기 복수의 트랜스미션 시스템들 중 각각의 트랜스미션 시스템은 상기 의료 기구의 관절화를 위한 힘의 전달을 허용하기 위해 상기 복수의 조인트들 중 연계된 하나에 부착되는 원단부를 가지는 복수의 트랜스미션 시스템들;

상기 의료 기구의 형태를 측정하기 위해 연결되는 센서; 및

제어 시스템;을 포함하고,

제어 시스템은

상기 센서로부터의 상기 의료 기구의 첨단부의 현재 형태를 포함하고 상기 의료 기구의 상기 첨단부의 원하는 형태를 포함하는 형태 데이터를 수신하고,

상기 의료 기구의 상기 첨단부의 상기 원하는 형태와 상기 현재 형태 사이의 차이를 결정하고,

상기 차이에 기초하여, 상기 의료 기구의 상기 첨단부에 가해졌을 때 상기 의료 기구의 상기 첨단부를 상기 현재 형태로부터 상기 원하는 형태로 움직이는 첨단부 힘 및 첨단부 토크를 결정하고,

상기 복수의 조인트들 중 하나 이상에 대해, 상기 결정된 첨단부 힘 및 상기 결정된 첨단부 토크를 생성하는 조인트 토크들을 결정하고,

상기 결정된 조인트 토크들에 기초하지만 상기 복수의 액츄에이터들의 위치들에 기초하지 않으면서, 텐션들의 세트를 결정하고,

상기 복수의 액츄에이터들 중 적어도 하나에 대해, 상기 복수의 액츄에이터들 중 적어도 하나가 상기 복수의 트랜스미션 시스템들 중 적어도 하나에 상기 결정된 텐션들의 세트를 가하게 하는 제어 신호들을 생성하기 위해 연결되는 의료 기구 시스템.

청구항 2

제 1 항에 있어서, 상기 제어 시스템은 미리 결정된 시간 간격 동안 상기 텐션들의 세트를 유지하도록 더 연결되는 것을 특징으로 하는 의료 기구 시스템.

청구항 3

제 1 항에 있어서,

상기 차이를 결정하는 것은 제1 차이를 결정하는 것을 포함하고, 상기 제1 차이는 상기 첨단부의 제1 위치 좌표의 현재 값과 상기 첨단부의 상기 제1 위치 좌표의 원하는 값 사이이거나, 또는 상기 첨단부의 제1 각도 좌표의 현재 값과 상기 첨단부의 상기 제1 각도 좌표의 원하는 값 사이이고,

상기 첨단부 힘을 결정하는 것은 상기 제1 차이와 제1 이득 계수의 제1 곱을 결정하는 것; 및 상기 첨단부 힘의 제1 성분을 결정하는데 상기 제1 곱을 사용하는 것;을 포함하는 것을 특징으로 하는 의료 기구 시스템.

청구항 4

제 3 항에 있어서,

상기 차이를 결정하는 것은 제2 차이를 결정하는 것을 더 포함하고, 상기 제2 차이는 상기 첨단부의 제2 위치 좌표의 현재 값과 상기 첨단부의 상기 제2 위치 좌표의 원하는 값 사이이거나, 또는 상기 첨단부의 제2 각도 좌표의 현재 값과 상기 첨단부의 상기 제2 각도 좌표의 원하는 값 사이이고,

상기 첨단부 힘을 결정하는 것은 상기 제2 차이와 제2 이득 계수의 제2 곱을 결정하는 것; 및 상기 첨단부 힘의 제2 성분을 결정하는데 상기 제2 곱을 사용하는 것;을 더 포함하고, 상기 제2 이득 계수는 상기 제1 이득 계수와 상이한 것을 특징으로 하는 의료 기구 시스템.

청구항 5

제 1 항에 있어서,

상기 첨단부 힘을 결정하는 것은

차이를 결정하는 것으로서, 상기 차이는 상기 첨단부의 현재 속도의 성분과 상기 첨단부의 원하는 속도의 성분 사이이거나, 또는 상기 첨단부의 각속도와 상기 첨단부의 원하는 각속도 사이인 것;

상기 차이와 이득 계수의 곱을 결정하는 것; 및

상기 첨단부 힘의 성분을 결정하는데 상기 곱을 사용하는 것;을 포함하는 것을 특징으로 하는 의료 기구 시스템.

청구항 6

제 1 항 내지 제 5 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 의료 기구는 카테터를 포함하고,

상기 센서는 광섬유 형상 센서를 포함하는 것을 특징으로 하는 의료 기구 시스템.

청구항 7

제 1 항 내지 제 5 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제어 시스템은 상기 복수의 트랜스미션 시스템들의 순응성에 독립적으로 상기 복수의 트랜스미션 시스템들에 가해지는 상기 텐션들의 세트를 조절하는 것을 특징으로 하는 의료 기구 시스템.

청구항 8

제 1 항 내지 제 5 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제어 시스템은 상기 복수의 트랜스미션 시스템들의 근단부들로부터 원단부들까지 상기 복수의 트랜스미션 시스템들의 길이에 독립적으로 트랜스미션 시스템들에 가해지는 상기 텐션들의 세트를 조절하는 것을 특징으로 하는 의료 기구 시스템.

청구항 9

제 1 항 내지 제 5 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 제어 시스템은 상기 복수의 트랜스미션 시스템들의 근단부들로부터 원단부들까지 상기 복수의 트랜스미션 시스템들의 모양에 독립적으로 트랜스미션 시스템들에 가해지는 상기 텐션들의 세트를 조절하는 것을 특징으로 하는 의료 기구 시스템.

청구항 10

의료 기구를 제어하는 방법으로서,

상기 방법은

상기 의료 기구의 복수의 조인트들에 대해 형태를 측정하는 단계;

상기 의료 기구의 원하는 형태를 지시하는 명령을 수신하는 단계;

복수의 액추에이터들을 상기 복수의 조인트들에 각각 연결하는 복수의 트랜스미션 시스템들에서 텐션들을 각각 결정하는 단계로서, 텐션들을 결정하는 것은 상기 복수의 액추에이터들의 위치들에 독립적인 단계;를 포함하고,

텐션들을 결정하는 단계는

상기 의료 기구의 침단부의 원하는 형태와 현재 형태 사이의 차이를 결정하는 단계;

상기 차이에 기초하여, 상기 의료 기구의 상기 침단부에 가해졌을 때 상기 의료 기구의 상기 침단부를 상기 현재 형태로부터 상기 원하는 형태로 움직이는 침단부 힘 및 침단부 토크를 결정하는 단계;

상기 복수의 조인트들 중 하나 이상에 대해, 상기 결정된 침단부 힘 및 상기 결정된 침단부 토크를 생성하는 조인트 토크들을 결정하는 단계;

상기 결정된 조인트 토크들에 기초하지만 상기 복수의 액추에이터들의 위치들에 기초하지 않으면서, 텐션들의 세트를 결정하는 단계; 및

상기 복수의 액추에이터들 중 적어도 하나에 대해, 상기 복수의 액추에이터들 중 적어도 하나가 상기 복수의 트랜스미션 시스템들 중 적어도 하나에 상기 결정된 텐션들의 세트를 가하게 하는 제어 신호들을 생성하는 단계;를 포함하는 의료 기구를 제어하는 방법.

청구항 11

제 10 항에 있어서, 상기 텐션들의 세트는 상기 복수의 트랜스미션 시스템들의 순응성에 독립적으로, 상기 복수의 트랜스미션 시스템들의 근단부들로부터 원단부들까지 상기 복수의 트랜스미션 시스템들의 길이에 독립적으로, 그리고 상기 복수의 트랜스미션 시스템들의 모양에 독립적으로 결정되는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 12

기구 시스템에 있어서,

하나 이상의 조인트들을 포함하는 기구;

복수의 액추에이터들;

복수의 트랜스미션 시스템들로서, 상기 복수의 액추에이터들에 연결되는 제1 단부들과, 상기 하나 이상의 조인트들에 연결되는 제2 단부들을 가지는 복수의 트랜스미션 시스템들;

상기 기구의 현재 형태를 측정하기 위한 하나 이상의 센서들; 및

작동들을 수행하기 위한 지시들을 실행하도록 구성되는 제어 시스템;을 포함하고,

작동들은

상기 기구의 측정된 현재 형태와 상기 기구의 원하는 형태 사이의 제1 차이를 결정하는 단계;

상기 제1 차이에 기초하여, 상기 하나 이상의 조인트들에 가해질 하나 이상의 원하는 토크들을 결정하는 단계;

상기 하나 이상의 조인트들에 가해질 상기 하나 이상의 원하는 토크들에 기초하여, 상기 복수의 트랜스미션 시스템들에 가하기 위해 텐션들의 세트를 결정하는 단계; 및

상기 복수의 액추에이터들이 상기 기구를 상기 원하는 형태로 움직이기 위해 상기 복수의 트랜스미션 시스템들에 상기 텐션들의 세트를 가하게 하는 제어 신호들을 생성하는 단계;를 포함하는 기구 시스템.

청구항 13

제 12 항에 있어서,

상기 하나 이상의 센서들은 상기 기구의 현재 속도를 측정하도록 더 구성되고,

상기 작동들은 상기 기구의 상기 측정된 현재 속도와 상기 기구의 원하는 속도 사이의 제2 차이를 결정하는 단계를 더 포함하고,

상기 하나 이상의 조인트들에 가해질 하나 이상의 원하는 토크들을 결정하는 단계는 하나 이상의 조인트 토크들 사이의 관계, 상기 제1 차이, 상기 제2 차이, 및 하나 이상의 미리 정의된 파라미터들에 기초하여 상기 하나 이상의 조인트들에 가해질 하나 이상의 원하는 토크들을 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 기구 시스템.

청구항 14

제 12 항에 있어서,

상기 기구의 측정된 현재 형태는 상기 하나 이상의 조인트들의 현재 형태를 나타내고,

상기 기구의 측정된 현재 형태와 상기 기구의 원하는 형태 사이의 제1 차이는 상기 하나 이상의 조인트들의 현재 형태와 상기 하나 이상의 조인트들의 원하는 형태 사이의 제3 차이를 나타내고,

상기 하나 이상의 조인트들에 가해질 하나 이상의 원하는 토크들을 결정하는 단계는 상기 제3 차이에 기초하여 하나 이상의 원하는 토크들을 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 기구 시스템.

청구항 15

제 14 항에 있어서,

상기 하나 이상의 조인트들은 복수의 조인트들을 포함하고,

상기 하나 이상의 조인트들의 현재 형태는 상기 복수의 조인트들의 현재 형태들을 나타내고,

상기 제3 차이는 상기 복수의 조인트들의 현재 형태들과 상기 복수의 조인트들의 원하는 형태들 사이의 차이들을 나타내고,

상기 하나 이상의 원하는 토크들을 결정하는 단계는 상기 차이들에 기초하여 상기 복수의 조인트들에 가해질 원하는 토크들을 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 기구 시스템.

청구항 16

제 12 항에 있어서, 상기 제어 시스템은 상기 복수의 트랜스미션 시스템들의 순응성, 길이 및 모양의 모두에 독립적으로 상기 텐션들의 세트를 결정하는 것을 특징으로 하는 기구 시스템.

청구항 17

제 12 항에 있어서, 상기 복수의 트랜스미션 시스템들 중 적어도 하나의 트랜스미션 시스템은 순응성인 것을 특징으로 하는 기구 시스템.

청구항 18

제 12 항 내지 제 17 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 복수의 트랜스미션 시스템들은 제1 개수의 트랜스미션 시스템들로 구성되고, 상기 복수의 액츄에이터들은 제2 개수의 액츄에이터들로 구성되고, 상기 제1 개수는 상기 제2 개수보다 크고,

상기 복수의 트랜스미션 시스템들에 가하기 위해 텐션들의 세트를 결정하는 단계는 상기 복수의 트랜스미션 시스템들 중의 제1 트랜스미션 시스템에 가하기 위해 텐션이 최소 텐션 이상이 되도록 텐션을 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 기구 시스템.

청구항 19

제 18 항에 있어서, 상기 텐션을 결정하는 단계는 상기 텐션을 상기 최소 텐션 이상으로 유지하기 위해 소프트웨어에 의해 강제된 제한을 사용하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 기구 시스템.

청구항 20

제 12 항 내지 제 17 항 중 어느 한 항에 있어서, 상기 텐션들의 세트의 각각의 텐션은 최소 텐션들의 세트 중 상응하는 최소 텐션 이상인 것을 특징으로 하는 기구 시스템.

청구항 21

제 12 항 내지 제 17 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 복수의 트랜스미션 시스템들은 제1 개수의 트랜스미션 시스템들로 구성되고, 상기 복수의 액츄에이터들은 제2 개수의 액츄에이터들로 구성되고, 상기 제1 개수는 상기 제2 개수보다 크고,

상기 복수의 트랜스미션 시스템들에 가하기 위해 텐션들의 세트를 결정하는 단계는 상기 복수의 트랜스미션 시

시스템들 중의 제1 트랜스미션 시스템에 가하기 위해 텐션을 결정하는 단계를 포함하고, 상기 텐션은 최대 텐션 이하이고 최소 텐션 이상인 것을 특징으로 하는 기구 시스템.

청구항 22

제 12 항 내지 제 17 항 중 어느 한 항에 있어서,

상기 기구의 측정된 현재 형태는 상기 기구의 침단부의 현재 형태를 나타내고,

상기 기구의 측정된 현재 형태와 상기 기구의 원하는 형태 사이의 제1 차이를 결정하는 단계는 상기 침단부의 원하는 형태와 상기 침단부의 현재 형태 사이의 차이들을 결정하는 단계를 포함하고,

상기 하나 이상의 원하는 토크들을 결정하는 단계는 침단부 힘 및 침단부 토크를 결정하는 단계로서, 상기 침단부 힘 및 상기 침단부 토크는 상기 침단부에 가해졌을 때 상기 차이들을 줄이는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 기구 시스템.

청구항 23

기구 시스템을 제어하는 방법에 있어서,

상기 기구 시스템은 하나 이상의 조인트들을 포함하는 기구; 복수의 액추에이터들; 및 상기 하나 이상의 조인트들 및 상기 복수의 액추에이터들에 연결되는 복수의 트랜스미션 시스템들;을 포함하고,

상기 방법은

상기 기구의 측정된 현재 형태와 상기 기구의 원하는 형태 사이의 제1 차이를 결정하는 단계;

상기 제1 차이에 기초하여, 상기 하나 이상의 조인트들에 가해질 하나 이상의 원하는 토크들을 결정하는 단계;

상기 하나 이상의 조인트들에 가해질 상기 하나 이상의 원하는 토크들에 기초하여, 상기 복수의 트랜스미션 시스템들에 가하기 위해 텐션들의 세트를 결정하는 단계; 및

상기 복수의 액추에이터들이 상기 기구를 상기 원하는 형태로 움직이기 위해 상기 복수의 트랜스미션 시스템들에 상기 텐션들의 세트를 가하게 하는 제어 신호들을 생성하는 단계;를 포함하는 기구 시스템을 제어하는 방법.

청구항 24

제 23 항에 있어서,

상기 기구의 측정된 현재 속도와 상기 기구의 원하는 속도 사이의 제2 차이를 결정하는 단계를 더 포함하고,

상기 하나 이상의 조인트들에 가해질 하나 이상의 원하는 토크들을 결정하는 단계는 하나 이상의 조인트 토크들 사이의 관계, 상기 제1 차이, 상기 제2 차이, 및 하나 이상의 미리 정의된 파라미터들에 기초하여 상기 하나 이상의 조인트들에 가해질 하나 이상의 원하는 토크들을 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

청구항 25

제 23 항 또는 제 24 항에 있어서, 상기 복수의 트랜스미션 시스템들에 가하기 위해 텐션들의 세트를 결정하는 단계는 상기 복수의 트랜스미션 시스템들 중의 제1 트랜스미션 시스템에 가하기 위해 텐션이 최소 텐션 이상이 되도록 텐션을 결정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 방법.

발명의 설명

기술 분야

배경 기술

[0001]

최소 침습 의료 과정은 주로 컴퓨터의 보조 하에 또는 컴퓨터 인터페이스를 통해 제어되는 기구를 사용한다. 도 1은 예를 들어 일부 현행 로봇방식 제어 의료 기구들의 기본 작동 원리를 예시하기 위한 단순화된 구조를 가진 로봇방식 제어 기구(100)를 도시한다. (본원에서 사용되었을 때 용어 "로봇" 또는 "로봇방식" 등은 원격조종

또는 원격로봇 양태들을 포함한다). 기구(100)는 연장된 샤프트 또는 메인 튜브(120)의 원단부에 도구 또는 단부 작동기(110)를 포함한다. 예시된 예에서 단부 작동기(110)는 분리된 주(jaw)(112 및 114)를 가진 집게 또는 가위와 같은 주 방식 도구이며, 적어도 주(112)는 움직여서 주(114)에 대해 열거나 닫을 수 있다. 의료 과정 동안 사용할 때 메인 튜브(120)의 원단부의 단부 작동기(110)는 환자의 작은 절개부를 통해 삽입되어 환자 몸안의 수술 부위에 위치될 수 있다. 이어서, 수술 작업을 수행하는 동안 주(112)가 열리고 닫힐 수 있으며, 따라서 원하는 움직임만을 수행하기 위해 정확히 제어되어야 한다. 실제 의료 기구는 일반적으로 의료 과정을 수행하기 위해서 주(112 및 114)의 열림 및 닫힘에 더하여 많은 동작 자유도를 필요로 할 것이다.

[0002] 메인 튜브(120)의 근단부는 트랜스미션 또는 백엔드 메커니즘(130)이라고도 하는 구동 메커니즘(130)에 부착된다. 스트랜디드(stranded) 케이블, 로드, 튜브, 또는 이러한 구조들의 조합일 수 있는 텐던(tendon)(122 및 124)이 백엔드 메커니즘(130)에서부터 메인 튜브(120)를 통해 이어져 단부 작동기(110)에 부착된다. 전형적인 수술 기구는 또한 백엔드 메커니즘(130)을 단부 작동기(110)의 다른 피가동 부재들, 리스트(wrist) 메커니즘(미도시) 또는 메인 튜브(120)의 피가동 줄기와 연결하는 추가의 텐던(미도시)을 포함하며, 백엔드 메커니즘(130)은 텐던을 조작하여 단부 작동기(110) 및/또는 기구(100)의 다른 피가동 요소들을 조종할 수 있다. 도 1은 주(112)의 동작에 1의 자유도를 제공하는 핀 조인트 구조(116)를 가진 주(112)를 예시한다. 2개의 텐던(122 및 124)이 주(112) 및 백엔드 메커니즘(130)의 도르래(132)에 부착되며, 도르래(132)의 회전에 의해 주(112)가 회전하게 된다.

[0003] 도르래(132)는 기계 팔(미도시)의 단부에 있을 수 있는 구동 모터(140)에 부착되고, 제어 시스템(150)이 구동 모터(140)를 전기적으로 제어한다. 일반적으로 제어 시스템(150)은 컴퓨터 시스템과 함께 적합한 소프트웨어, 펌웨어 및 주변 하드웨어들을 포함한다. 여러 기능들 중에서도 제어 시스템(150)은 일반적으로 수술 부위와 단부 작동기(110)의 영상(예를 들어, 양안 보기)을 의사나 다른 시스템 오퍼레이터에 제공하고, 단부 작동기(110)의 움직임을 제어하기 위해 의사가 조종할 수 있는 제어 장치 또는 조작기를 제공한다. 제어 장치의 사용자 조작의 해석 및 주(112)의 상응하는 움직임을 일으키는 모터 신호의 생성에 필요한 소프트웨어 또는 펌웨어는 일반적으로 실제 로봇 의료 기구에서 복잡하다. 제어 작업의 한 부분을 고려하면, 구동 모터(140)의 제어 신호의 생성은 통상 주(112)의 각도 또는 위치와 백엔드 메커니즘(130)의 구동 모터(140) 또는 도르래(132)의 각도 또는 위치 사이의 관계를 이용한다. 텐던(122 및 124)이 강성이라면(예를 들어, 텐던의 신축이 무시될 수 있다면), 제어 시스템(150)은 의사가 지시한 대로 주(112)를 움직이는데 필요한 제어 신호를 결정하는데 있어서 기구(100)의 기하구조에 의해 한정되는 구동 모터(140)의 각 위치(angular position)와 주(112)의 각 위치 사이의 직접적인 관계를 이용할 수 있다. 예를 들어 작업 하중 하의 텐던(122 및 124)의 작은 신축은 모터 위치를 이펙터 위치와 관련시키는 어떤 수학 모델에 의해서 다뤄질 수 있다. 그러나, 단부 작동기(110), 텐던(122 및 124), 및 백엔드 메커니즘(130)을 포함하는 기계 구조가 높은 순응도를 가진다면, 의료 기구에 있어서 모터(140)(또는 도르래(132))의 각 위치와 주(112)의 각 위치 사이의 관계는 충분한 정확성으로 모델링하는 것이 어렵거나 불가능할 수 있다. 따라서, 이러한 시스템은 적용된 액추에이터 제어 신호와 피가동 요소들의 위치 사이의 고정된 관계에 의존하지 않는 제어 과정들을 필요로 한다.

[0004] 이후 의료 기구의 조인트는 핀 조인트 구조 또는 기구 첨단부(tip)에 1 이상의 동작 자유도를 제공하는 구조일 수 있음이 주지되어야 한다. 예를 들어, 조인트는 연속 가요성 구획 또는 연속 가요성 구획을 근사하는 핀 조인트들의 조합 또는 단순히 회전하는 것은 아니지만 어떤 롤링 조인트를 또한 제공하는 단일 회전식 조인트일 수 있다. 예를 들어, Cooper 등의 미국특허 No. 7,320,700, 발명의 명칭 "Flexible Wrist for Surgical Tool" 및 Cooper 등의 미국특허 No. 6,817,974, 발명의 명칭 "Surgical Tool Having a Positively Positionable Tendon-Actuated Multi-disk Wrist Joint"을 참조한다.

[0005] 또한, 의료 로봇 기구의 제어에 관한 현 기술 상황에서는 원하는 기구 첨단부 동작 또는 위치를 생성하기 위해 액추에이터 위치가 서보(servo) 제어된다는 것이 주지되어야 한다. 이러한 접근법은 액추에이터와 기구 조인트 사이의 트랜스미션 시스템이 모든 실제 목적에서 강성인 한에서 유효하다. 예를 들어, 미국특허 No. 6,424,885, 발명의 명칭 "Camera Referenced Control in a Minimally Invasive Surgical Apparatus"을 참조한다. 또한, 이러한 접근법은 트랜스미션 시스템의 가요성이 정확히 모델링될 수 있을 때 유효할 수 있으며, Barbagli 등의 미국 특허출원 공개 No. 2009/0012533 A1, 발명의 명칭 "Robotic Instrument Control System"에 설명된 컨트롤러에 포함된 모델일 수 있다.

발명의 내용

[0006] 본 발명의 일 양태에 따라서, 다중 자유도를 갖는 기구를 위한 제어 시스템 및 방법은 근위 액추에이터가 일련

의 트랜스미션 시스템을 통해서 기구에 적용하는 힘을 결정하고 제어하기 위해서 기구의 현재 형태/속도와 기구의 원하는 형태/속도 사이의 차이를 이용한다. 적용된 힘 및 의료 기구의 결과의 형태를 나타내는 피드백의 이용은 기구의 트랜스미션 시스템이 근위 액추에이터와 원격 피작용 요소 사이에 무시할 수 없는 순응성을 가진 경우에도 의료 기구의 로봇 제어를 허용한다. 특히, 피드백 접근법은 기구의 형태가 근위 액추에이터의 위치로부터 직접 예측될 수 없는 경우에도 정확한 기구 작동을 허용한다.

[0007] 본 발명의 일 구체예에서, 단부 작동기 또는 첨단부의 형태가 측정되거나 혹은 결정되고, 첨단부의 현재 형태와 원하는 형태 사이의 차이가 원하는 첨단부 형태를 달성하는데 필요한 필수 조인트 토크 및 적용되는 힘의 결정에 이용된다. 이 제어 방법의 구체예들은 기구의 다른 부분에서는 가요성을 허용하면서, 예를 들어 조직과 기구의 상호작용을 용이하게 할 수 있는 첨단부의 역학적 거동의 선택을 허용할 수 있다.

[0008] 본 발명의 다른 구체예에서, 기구의 각 조인트의 형태가 측정되고, 현재 조인트 형태와 원하는 조인트 형태 사이의 차이가 모든 조인트를 원하는 형태로 움직이는데 필요한 액추에이터 힘을 결정하는데 이용된다.

[0009] 본 발명의 한 특정한 구체예는 멀티 조인트, 액추에이터, 및 트랜스미션 시스템을 포함하는 의료 시스템이다. 트랜스미션 시스템은 액추에이터에 각각 연결된 근단부를 가지고, 트랜스미션 시스템은 각각 원단부가 조인트들 중 연계된 하나에 부착되어 힘을 전달하여 연계된 조인트를 가동할 수 있다. 의료 시스템의 센서는 조인트 또는 기구 첨단부의 형태를 측정하며, 액추에이터를 작동시켜 트랜스미션 시스템에 힘을 적용하는 제어 시스템은 센서로부터 형태 측정분을 수신하고, 이 형태 측정분을 이용해서 트랜스미션 시스템에 적용되는 가동력을 결정한다.

[0010] 본 발명의 다른 특정한 구체예는 의료 기구를 제어하는 방법이다. 이 방법은 의료 기구의 복수의 조인트의 형태를 측정하는 단계; 의료 기구의 원하는 형태를 지시하는 명령을 수신하는 단계; 각 액추에이터를 조인트와 연결하는 트랜스미션 시스템에서 각각 텐션을 결정하는 단계; 및 액추에이터를 작동시켜 트랜스미션 시스템에 각각 힘을 적용하는 단계를 포함한다. 적용되는 힘의 결정은 액추에이터의 위치에는 독립적이다.

도면의 간단한 설명

[0011] 도 1은 공지의 로봇방식 제어 의료 기구의 특징들을 예시한다.

도 2는 순응성 트랜스미션 시스템을 통해 적용되는 힘을 제어하여 기구의 관절방식 줄기를 제어하는 본 발명의 구체예에 따른 제어 과정을 사용하여 작동될 수 있는 의료 기구를 예시한다.

도 3a는 본 발명의 구체예에 따른 제어 과정이 최소 및 최대 힘 전달을 갖는 트랜스미션 시스템을 가지고 작동하여 기계 조인트를 작동시키는 의료 기구를 예시한다.

도 3b는 조인트가 연속 가요성 구조를 포함하는 본 발명의 구체예를 도시한다.

도 3c는 도 3b의 조인트에서 1의 동작 자유도를 제어하는데 사용된 한 쌍의 텐던의 위치를 예시한다.

도 4는 로봇 의료 시스템을 도식적으로 예시하며, 특히 순응성 트랜스미션 시스템을 통해 액추에이터에 연결된 원격 조인트를 제어하는 본 발명의 구체예에서 사용된 양을 도시한다.

도 5a는 본 발명의 구체예에 따른 제어 과정의 순서도이다.

도 5b는 액추에이터 속도와 조인트 속도의 차이와 관련된 텐션 보정을 결정하기 위한 과정의 순서도이다.

도 5c는 동일한 조인트를 조작하는 액추에이터들의 속도들의 차이와 관련된 텐션 보정을 결정하기 위한 과정의 순서도이다.

도 5d는 최대 및 최소 적용된 텐션의 제어를 위한 함수를 예시한다.

도 6은 로봇 의료 시스템을 도식적으로 예시하며, 특히 멀티-조인트 방식 기구를 제어하는 본 발명의 구체예에서 사용된 양을 도시한다.

도 7a는 측정된 조인트 형태와 원하는 조인트 형태의 차이에 기초하여 적용되는 텐션을 선택하는 본 발명의 구체예에 따른 과정의 순서도이다.

도 7b는 측정된 첨단부 형태와 원하는 첨단부 형태의 차이에 기초하여 적용되는 텐션을 선택하는 본 발명의 구체예에 따른 과정의 순서도이다.

도 8a는 가동축이 평행한 조인트들을 제어하기 위해 본 발명의 구체예에 따른 구동력 제어를 이용하여 작동될 수 있는 멀티-조인트 방식 기구의 일부의 측면도이다.

도 8b 및 8c는 본 발명의 구체예에 따른 구동력 제어를 이용하여 작동될 수 있는 가동축이 수직인 조인트들을 가진 멀티-조인트 방식 기구의 일부의 측면도 및 단부도를 각각 도시한다.

도 9a는 조인트가 2의 동작 자유도를 제공하는 연속 가요성 구조를 포함하는 본 발명의 구체예를 도시한다.

도 9b 및 9c는 도 9a의 조인트에서 2의 동작 자유도를 제어하기 위해 4개 및 3개의 텐던을 각각 이용하는 본 발명의 구체예를 예시한다.

도 9d는 각 조인트가 연속 가요성 구조를 포함하고, 2의 동작 자유도를 제공하는 2-조인트 방식 의료 기구의 구체예를 도시한다.

도 9e는 도 9d의 기구에서 2개의 조인트에 의해 제공되는 4의 동작 자유도를 제어하기 위해 6개의 텐던을 이용하는 본 발명의 구체예를 예시한다.

도 10은 멀티-조인트 방식 기구에서 조인트들의 순차적 평가를 통해 텐션을 결정하는 본 발명의 구체예에 따른 과정을 예시하는 순서도이다.

상기한 도면들에서 동일한 참조 기호들의 사용은 유사한 또는 동일한 요소를 나타낸다.

발명을 실시하기 위한 구체적인 내용

[0012] 본 발명의 일 양태에 따라서, 액츄에이터 위치와 조인트 위치 사이에 고정된 관계를 제공하지 않는 트랜스미션 시스템을 통해 의료 기구가 제어될 수 있다. 특히, 시스템 오퍼레이터(예를 들어, 의사)의 행동이 의료 기구의 현재 바람직한 형태/속도를 나타낼 수 있고, 그동안 센서가 기구의 실제 형태/속도를 측정한다. 다음에, 원하는 형태 및 측정된 형태에 따라서 힘, 텐션, 또는 토크가 선택될 수 있고, 트랜스미션 시스템을 통해 적용되어 기구를 원하는 형태로 움직인다. 적용되는 힘, 텐션, 또는 토크의 이전 선택이 조인트 오버슈팅을 초래했거나, 또는 원하는 위치에 도달하는데 실패했을 경우에는 적용되는 힘, 텐션, 또는 토크의 선택 기준이 변경될 수 있다.

[0013] 도 2는 본원에 전문이 참고자료로 포함되는 미국 특허출원 No. 12/494,797, 발명의 명칭 "Compliant Surgical Device"에 설명된 것과 같은 트랜스미션 시스템을 가진 순응성 의료 기구(200)를 일부 예시한다. 기구(200)는 텐던(222 및 224)의 각 텐션의 제어를 통해 조작되는 조인트 방식 요소(210)를 포함한다. 일반적으로 기구(200)는 조인트 방식 요소(210)와 유사한 많은 기계 조인트를 함유할 수 있고, 각 조인트는 텐던(222 및 224)과 유사한 텐던을 사용하여 제어될 수 있다. 예시적인 구체예에서, 기구(200)는 환자 몸안의 자연 내강을 따르도록 조작될 수 있는 진입 가이드이다. 진입 가이드는 전형적으로 줄기(요소(210)를 포함하는)를 둘러싼 가요성 외피(미도시)를 포함하고, 하나 이상의 중심 내강을 제공하며, 이것을 통해 다른 의료 기구들이 삽입되어 수술 부위까지 접근할 수 있다. 순응성은 특히 진입 가이드의 행동이나 반응이 진입 가이드 때문에 움직이거나 압박 받는 주변 조직에 손상을 가하는 것을 방지하기 위해 진입 가이드에서 바람직하다. 그러나, 다른 종류의 의료 기구들도 도 2에 예시된 종류의 순응성 구동 메커니즘으로부터 이득을 얻을 수 있다.

[0014] 기구(200)는 백엔드 메커니즘(230)을 포함하며, 이것은 텐던(222 및 224)과 함께 조인트 방식 요소(210)와 연결되어 모터(242 및 244)를 구동시키는 순응성 트랜스미션 시스템을 제공한다. 특히, 백엔드 메커니즘(230)은 텐던(222 및 224)에 부착된 스프링 시스템(235)을 포함하며, 모터(242 및 244)를 구동시킨다. 도 2에서 각 스프링 시스템(235)은 기계 구동 시스템(232) 및 일정 힘 스프링(234)을 포함한다. 각 구동 시스템(232)은 모터(242 또는 244)를 결합시키고, 구동 모터(242 또는 244)의 회전 동작을 직선 동작으로 전환하여 연계된 일정 힘 스프링(234)에 의해 적용되는 일정한 힘을 텐던(222 또는 224)으로 바꾼다. 예시된 구체예에서, 각 일정 힘 스프링(234)은 종래의 후크 법칙 스프링(236)과 캠(238)을 포함한다. 각 스프링(236)은 연계된 구동 시스템(232)과 연결되며, 이로써 구동 시스템(232)의 직선 동작이 스프링(236)의 근단부를 움직인다. 각 캠(238)의 제1 가이드 표면에는 연계된 스프링(236)의 원단부에 부착된 케이블(237)이 부착하여 놓이고, 제1 가이드 표면에는 텐던(222 또는 224)의 일부가 부착하여 놓인다. 각 캠(238)의 가이드 표면들은 일반적으로 부착된 케이블(237) 및 부착된 텐던(222 또는 224)의 행동에 대해 상이한 모멘트 암을 제공하며, 텐던(220 또는 224)의 길이의 신축에 의해 부착된 스프링(236)에 의해 적용되는 힘이 변화될 때 텐던(222 또는 224)의 텐션이 일정하게 유지되는 모양을 가진다. 각 캠(238)의 각 표면은 1회 이상의 회전수를 위해 연장된 나선 표면일 수 있으며, 이로써 텐

던(222 또는 224)에서 일정한 텐션을 유지하면서 텐던(222 및 224)의 움직임의 원하는 범위를 제공할 수 있다.

[0015] 각 구동 시스템(232)은 상응하는 스프링(236)의 근단부의 위치를 제어하며, 이로써 상응하는 스프링(236)의 베이스라인 신축량 및 부착된 텐던(222 또는 224)의 텐션에 영향을 미친다. 작동시 스프링 시스템(235)의 구동 시스템이 부착된 스프링(236)을 잡아당기면 스프링(236)이 신축하기 시작하고, 스프링 시스템(235)에 부착된 요소(210) 및 텐던(222 또는 224)이 고정된 채로 유지되면 스프링(236)이 캠(238)에 적용하는 힘이 증가하여 부착된 케이블(222 또는 224)의 텐션이 증가한다. 따라서, 텐던(222 및 224)의 텐션은 각 스프링(236)의 근단부의 움직임에 선형으로 의존하지만(후크 법칙, 캠(238)의 모멘트 암, 및 스프링(236)의 스프링 상수에 따라서), 각 스프링 시스템(235)은 비대칭으로 거동하는데, 즉 텐던(222 또는 224)을 움직이는 외부 힘 또는 원위 힘에 반응하여 일정한 힘으로 작용한다. 또는 달리, 일정 힘 스프링(234) 및 구동 시스템(232)은 상기 참조된 미국 특허출원 No. 12/494,797에 더 설명된 것과 같은 여러 방식으로 실행될 수 있다.

[0016] 조인트 방식 요소(210)는 1의 동작 자유도를 가지며(예를 들어, 축 중심 회전), 일반적으로 구동 모터(242 또는 244)가 구동 시스템(232)을 회전시켜 부착된 일정 힘 스프링(238)에 의해 적용되는 힘을 변화시킬 때 움직인다. 그러나, 이 구동 메커니즘은 순응성이며, 외부 힘이 구동 시스템(232)의 상응하는 회전 없이 요소(210)를 움직일 수 있다. 결과적으로, 조인트 방식 요소(210)의 위치 또는 회전과 구동 시스템(232) 또는 구동 모터(242)의 위치 사이에 고정된 관계가 없다. 본 발명의 일 양태에 따라서, 제어 시스템(250)은 센서(260)를 사용하여 요소(210)의 배향을 측정한다. 센서(260)는, 예를 들어 요소(210)를 포함하는 기구(200)의 길이를 따라 조인트 방식 요소(210)의 모양을 감지할 수 있는 형상 센서일 수 있다. 형상 센서의 일부 예들이 모두 본원에 참고자료로 포함되는 Larkin 등의 미국 특허출원 공개 No. US 2007/0156019 A1(2006년 7월 20일 제출), 발명의 명칭 "Robotic Surgery System Including Position Sensors Using Fiber Bragg Gratings" 및 Giuseppe M. Prisco의 미국 특허출원 12/164,829(2008년 6월 30일 제출), 발명의 명칭 "Fiber optic shape sensor"에 설명된다. 그러나, 조인트 방식 요소(210)의 각 위치를 측정할 수 있는 어떤 센서가 사용될 수도 있다. 하기 더 설명된 제어 과정은 조인트 방식 요소(210)를 조작하기 위해 필요한 적용되는 힘의 계산에 이러한 측정분을 이용한다.

[0017] 기구(200)는 백엔드 메커니즘(230)이 모터 궤에서 분리될 때 "역구동" 능력을 가지며, 일정 힘 스프링(235)은 여전히 텐던(222 및 224)이 느슨해지는 것을 방지하고, 기구의 원위 부분이 백엔드 메커니즘(230)의 손상이나 텐던(222 또는 224)의 느슨해짐 없이 수동으로 배열될 수 있도록(또는 자세를 잡을 수 있도록) 한다. 이 "역구동" 능력은 일반적으로 수술 기구, 특히 기구가 제어 시스템(250)에 의한 능동적 제어 하에 있지 않을 때 기구 삽입 동안 구부러지거나 조작될 수 있는 가요성 메인 튜브를 가진 기구의 바람직한 특성이다. 예를 들어, 기구(200)는 수동으로 자세를 잡을 수 있으며, 메인 샤프트 내의 텐던은 지나친 텐션이나 느슨해짐을 경험하지 않는다.

[0018] 의료 기구의 조인트를 위한 순응성 트랜스미션 시스템의 다른 예가 도 3a에 예시된다. 도 3a는 기구 작동 동안 구동 모터의 프리휠을 허용하거나, 또는 구동 모터에 대한 텐던의 이탈을 허용하는 가동 과정을 이용한 의료 기구(300)의 예시적인 구체예를 도시하며, 이것은 본원에 전문이 참고자료로 포함되는 미국 특허출원 No. 12/286,644, 발명의 명칭 "Passive Preload and Capstan Drive for Surgical Instruments"에 설명된다. 의료 기구(300)의 메인 튜브(320)의 단부에 단부 작동기(310)가 있고, 백엔드 메커니즘(330)이 메인 튜브(320)를 통해 이어진 텐던(322 및 324)을 조작하여 단부 작동기(310)의 동작 자유도를 제어한다. 예시된 구체예에서, 텐던(322 및 324)은 텐던(322 및 324)의 텐션에 의해서 단부 작동기(310)가 피벗 조인트 구조를 중심으로 반대 방향으로 회전될 수 있도록 단부 작동기(310)의 기계 부재에 부착된다.

[0019] 도 3a의 조인트 구조는 단지 예시이며, 한 쌍의 텐던에 적용된 텐션에 반응하여 1의 동작 자유도를 제공하는 다른 조인트 메커니즘이 본 발명의 다른 구체예에서 이용될 수 있다. 도 3b는 예를 들어 카테터, 위장관, 결장 및 기관지 내시경, 가이드 와이어, 또는 조직 샘플링에 사용되는 그래스퍼 및 니들과 같은 다른 내시경 기구들에서 통상 발견되는 것과 같은 조인트(310)가 사용된 구체예를 예시한다.

[0020] 텐던(322 및 324)을 통해 적용된 힘에 반응하여 휘거나 구부릴 수 있다. 카테터 조인트는 간단히 텐던(322 및 324)의 텐션 차이에 반응하여 구부러지는 플라스틱 재료의 압출부를 포함할 수 있다. 한 형태에서, 텐던(322 및 324)은 도 3c에 도시된 대로 카테터 내의 내강을 통해 연장되어 카테터의 단부에 부착된다. 따라서, 텐던(322 및 324)의 힘을 이용해서 더 큰 텐션을 갖는 텐던(322 또는 324)에 상응하는 방향으로 카테터를 구부릴 수 있다. 카테터의 구부러짐을 이용하여, 예를 들어 삽입 동안 카테터를 조종할 수 있다. 도 3b의 구체예에서, 원위 센서(360)가 카테터의 원위부의 힘 각도를 측정해서 "조인트" 각도 및 속도를 측정하거나 산출할 수 있다. 한 특정한 구체예에서, 힘 각도는 카테터의 원위 가요성 부분의 기저부에 대한 카테터의 첨단부 배향으로 정의

될 수 있다. 도 3b의 카테터 조인트(310)에 대한 백엔드 및 제어 구조는 측정된 조인트 각도 및 속도가 액추에이터 케이블 내강과 원위 가요성 부분의 중심 간 거리를 조작함으로써 텐던 위치 및 속도로 전환될 수 있다는 것을 제외하면 도 3a의 구체예와 동일할 수 있다.

[0021] 메인 튜브(320)의 근단부에 부착된 백엔드 메커니즘(330)은 구동 모터(342 및 344)에 의해 적용되는 토크를 각 텐던(322 및 324)의 텐션 및 단부 작동기(310)의 피가동 조인트에 적용되는 힘 또는 토크로 전환하는 트랜스미션으로서 작용한다. 예시된 구체예에서, 구동 모터(342 및 344)는 각 텐던(322 및 324)이 감싸고 있는 캡스톤(332 및 334)에 직접 결합된 직접 구동 전기 모터일 수 있다. 특히, 텐던(322)은 상응하는 캡스톤(332) 둘레를 설정 래핑 각도(완전 턴 미만 또는 하나 이상의 턴 정도로 큰)로 감싸며, 캡스톤(332)에 고정되지 않고, 캡스톤(332)에서부터 패시브 프리로드 시스템(333)까지 연장된 단부를 가진다. 유사하게, 텐던(324)은 상응하는 캡스톤(334) 둘레를 설정 래핑 각도로 감싸고, 캡스톤(334)에서부터 패시브 프리로드 시스템(335)까지 연장된 단부를 가진다. 텐던(322 및 324)은 캡스톤(332 및 334)에 영구적으로 부착되지 않아도 되므로, 텐던(322 및 324)은 캡스톤(332 및 334)에 대해 그리고 캡스톤(332 및 334)에 각각 결합된 구동 모터(342 및 344)의 샤프트에 대해 벗어날 수 있는 가능성이 있다.

[0022] 텐던(322 및 324)의 근단부는 각각의 패시브 프리로드 시스템(333 및 335)에 부착되고, 이들은 각각 도 3a에서 캠 및 후크 법칙 스프링으로 실행되어 함께 일정 힘 스프링으로써 작용한다. 패시브 프리로드 시스템(333 및 335)은 편향되며, 이로써 시스템(332 및 334)이 기구(300)의 전체 동작 범위에서 텐던(322 및 324)에 0이 아닌 힘 또는 텐션을 적용한다. 이 형태에서, 캡스톤(332 및 334)이 자유로이 회전할 때, 패시브 프리로드 시스템(333 및 335)은 텐던(322 및 324)의 텐션을 제어하여 텐던(322 및 324)의 필요한 길이를 당기거나 풀어서 텐던(322 및 324)이 느슨해지는 것을 피한다. 백엔드 메커니즘(330)이 모터(342 및 344)에서 분리되었을 때, 패시브 프리로드 시스템(333 및 335)은 여전히 텐던(322 및 324)이 느슨해지는 것을 방지하며, 단부 작동기(310)와 메인 튜브(320)(가요성일 때)가 백엔드 메커니즘(300)의 손상 없이 또는 텐던(322 또는 324)의 느슨해짐 없이 수동으로 배열될 수 있도록(또는 자세를 잡을 수 있도록) 한다. 따라서, 기구(300)는 또한 도 2의 기구(200)에 대해 상기 설명된 것과 유사한 "역구동" 능력을 가진다.

[0023] 단부 작동기(310)는 제어 시스템(350)의 능동 제어 및 사람의 입력(예를 들어, 주-종속 서보 제어 시스템의 주 제어 입력) 하에 구동 모터(342 및 344)를 이용해서 작동될 수 있다. 예를 들어, 모터(342)가 텐던(322)을 당기면 모터 토크가 텐던(322)의 원위부에 적용되는 텐션으로서 전달된다. (캡스톤(332)이 텐던(322)의 근위부에 적용할 수 있는 최대 텐션은 텐던(322)이 캡스톤(332)에서 벗어나기 시작할 때의 텐션에 의존하지만, 일반적으로 실제 사용되는 최대 텐션은 텐던(322 및 324)이 캡스톤(332 및 334) 상에서 벗어나는 것을 방지하도록 선택될 수 있다). 동시에, 모터(344)의 전원을 켜는 때는 모터(344)와 캡스톤(334)이 프리휠이 가능해지고, 텐던(324)은 최소 텐션으로 유지될 수 있는데, 이것은 패시브 프리로드 시스템(335)이 캡스톤(334)을 통해 텐던(324)의 근단부에 적용하는 일정한 힘이다. 다음에, 텐던(322)의 더 큰 텐션은 단부 작동기(310)를 도 3a에서 반시계 방향으로 회전시킬 수 있다. 유사하게, 모터(342)의 전원을 끄고, 모터(344)의 전원을 켜서 텐던(324)을 통해 단부 작동기(310)에 힘을 적용하는 것은 단부 작동기(310)를 도 3a에서 시계 방향으로 회전시키는 경향을 나타낸다. 텐던(322 및 324)이 텐션 하에 있는 상태에서 모터(342 및 344)의 프리휠 능력 및 캡스톤(332 및 334)에서 텐던(322 및 324)의 이탈 허용은 제어 시스템(350)이 모터(340) 및 단부 작동기(310)의 각 위치 사이의 고정된 관계에 의존하지 않도록 한다. 그러나, 센서(360)를 이용해서 제어 시스템(350)이 텐던(322 및 324)을 통해 가동되는 조인트에 대한 단부 작동기(310)의 각 위치를 측정할 수 있다.

[0024] 도 2, 3a 및 3b의 기구는 액추에이터들 사이에 트랜스미션 시스템을 가질 수 있고, 피가동 조인트가 특히 가요성 메인 튜브를 가진 기구에 바람직한 순응성을 제공한다. 그러나, 순응성을 지닌 트랜스미션 시스템은 또한 많은 전통적인 문제를 일으킬 수 있다. 예를 들어, 도 1의 공지된 기구는 구부러지는 기구의 구획에서는 외피를 썩은 케이블이나 보덴(Bowden) 케이블을 이용할 수 있고, 직선 구획에서는 로드 요소를 이용할 수 있다. 로드 요소는 액추에이터와 조인트 위치 사이의 직접적인 관계를 방해하는 신축을 감소시킬 수 있다. 그러나, 어떤 용도에서는 더 유연한 재료의 텐던(예를 들어, 전기 절연 또는 최소 마찰이 바람직한 경우의 폴리머 텐던)을 이용하는 것이 바람직할 수 있는데, 이러한 텐던은 액추에이터와 조인트 위치 사이의 직접적인 관계에 의존하는 제어 과정에 허용될 수 없는 양의 신축을 도입할 수 있다. 고정 스틸 풀 와이어가 또한 트랜스미션 시스템에 또는 트랜스미션 시스템으로서 사용될 수 있다.

[0025] 본 발명의 일 양태에 따라서, 도 2, 3a 및 3b의 의료 기구 또는 다른 순응성 트랜스미션 시스템을 갖는 기구를 위한 제어 과정은 기계 조인트의 위치의 원격 측정을 이용하여 기계 조인트를 구동시키기 위해 적용되어야 하는 텐션을 결정할 수 있다. 또한, 제어 과정은 강성 트랜스미션 시스템을 가진 기구에도 이용될 수 있다. 도 4는

각도 또는 위치 θ 에 상응하는 동작 자유도를 가진 기계 조인트(410)를 갖는 의료 기구(400)의 일반화를 도식적으로 도시한다. 위치란 용어는 본원에서 데카르트 위치, 각 위치, 또는 기계 시스템의 자유도의 형태의 다른 표시를 포함하도록 광범하게 사용된다. 센서(미도시)가 원격 조인트(410)의 위치 θ 를 측정하고, 측정된 위치 θ 를, 예를 들어 기구의 원단부의 센서로부터 기구(400)의 메인 튜브(미도시)를 통해 기구의 근단부의 제어 시스템(450)까지 연장된 신호 와이어(미도시)를 통해서 제어 시스템(450)에 제공한다. 추가로, 센서는 조인트(410)의 움직임에 대한 속도 $\dot{\theta}$ 를 측정할 수 있거나, 또는 속도 $\dot{\theta}$ 는 위치 θ 의 둘 이상의 측정분 및 측정분 사이의 시간으로부터 결정될 수 있다.

[0026] 조인트(410)는 트랜스미션 시스템(420)을 통해 액추에이터(440)에 연결되며, 이로써 조인트(410)는 액추에이터(440)로부터 멀리 있게 되는데, 예를 들어 조인트(410)는 액추에이터(440)가 기구의 근단부에 있는 동안 기구의 원단부에 있을 수 있다. 예시된 구체예에서, 트랜스미션 시스템(420)은 조인트(410)를 연결하며, 이로써 액추에이터(440)에 의해서 트랜스미션 시스템(420)에 적용되는 텐션 T는 조인트(410)를 시계 방향으로 회전시키는 경향을 나타낸다. 일반적으로 트랜스미션 시스템(420)은 액추에이터(440)로부터 힘을 조인트(410)로 전달하는데 사용되는 전체 메커니즘을 포함하고, 액추에이터(440)는 트랜스미션 시스템(420)에 힘 또는 토크를 적용할 수 있으며, 그 결과 트랜스미션 시스템(420)의 케이블 또는 다른 성분에 텐션이 생긴다. 그러나, 이러한 텐션은 일반적으로 적용된 힘 또는 토크에 비례하므로, 텐션이란 용어는 본원에서 일반적으로 사용되어 힘 또는 토크를 나타내기도 한다. 또한, 트랜스미션 시스템(420)이 너무 순응성이면 조인트(410)의 위치와 액추에이터(440)의 위치 사이의 직접적인 관계가 조인트(410)의 제어를 위해 충분히 정확하지 않을 수 있다는 것이 주지되어야 한다(반드시 그런 것은 아니다). 예를 들어, 트랜스미션 시스템(420)은 신축할 수 있고, 이로써 트랜스미션 시스템(420)에 적용되는 텐션 T의 최소 및 최대 사이에서 트랜스미션 시스템(420)의 유효 길이의 차이는 조인트 관절화의 45도에 상응할 수 있다. 반면, 전형적인 의료 장치는 조인트 관절화의 몇 도 이하에 상응하는 신축을 허용하며, 이로써 액추에이터 위치에 기초하여 조인트의 위치를 정확하게 모델링할 수 있다. 일반적인 경우, 순응성은 스프링 구조의 간단한 후크 법칙 신축에 제한되지 않는다는 것이 이해되어야 한다. 트랜스미션 시스템(420)은, 예를 들어 도 2의 구체예에서는 텐던(222) 및 백엔드 메커니즘(230)의 적어도 일부를 포함할 수 있고, 또는 도 3a의 구체예에서는 텐던(322) 및 백엔드 메커니즘(330)의 적어도 일부를 포함할 수 있다. 일반적으로 트랜스미션 시스템(420)의 근단부에 적용되는 텐션 T와 조인트(410)에 적용되는 또는 트랜스미션 시스템(420)의 길이를 따라 적용되는 외부 힘에 대한 트랜스미션 시스템(420)의 반응이 모델링을 어렵게 할 수 있다.

[0027] 도 2 또는 3a의 구동 모터(242 또는 342)를 포함할 수 있는 액추에이터(440)는 트랜스미션 시스템(420)의 근단부에 텐션 T를 적용하고, 조인트(410)에 힘 또는 토크를 트랜스미션 시스템(420)을 통해서 적용하지만, 다른 힘 및 토크도 또한 조인트(410)에 적용된다. 특히, 하나 이상의 다른 트랜스미션 시스템(420)이 조인트(410)에 연결될 수 있고, 조인트(410)를 회전시키는 경향을 나타내는 순 텐션 또는 힘을 총합하여 적용한다. 도 4의 예시된 구체예에서, 트랜스미션 시스템(422)은 조인트(410) 및 구동 모터(442)에 연결되며, 트랜스미션 시스템(422)의 텐션은 적용되는 텐션 T와 반대로 조인트(410)를 도 4의 반시계 방향으로 회전시키는 경향을 나타낸다. 추가의 트랜스미션 시스템(422) 또는 조인트(410)에 연결된 트랜스미션 시스템들은 트랜스미션 시스템(422)이 조인트(410)에 연결되는 경우의 차이를 제외하면 트랜스미션 시스템(420)과 동일할 수 있다.

[0028] 제어 시스템(450)은 액추에이터(440)가 트랜스미션 시스템(420)에 적용하는 텐션 T를 제어하는 구동 신호를 생성할 수 있는 프로그램 또는 유선 회로를 실행하는 다목적 컴퓨터일 수 있다. 액추에이터(440)가 전기 모터일 때, 구동 신호는 액추에이터(440)로부터의 토크 출력을 제어하는 구동 전압 또는 전류일 수 있고, 텐션 T는 텐션 T가 트랜스미션 시스템(420)에 적용되는 곳의 유효 모멘트 암에 의해서 분할된 모터 토크와 동일하다. 하기 더 설명된 대로, 제어 시스템(450)은 조인트(410)의 원하는 위치 θ_d , 원하는 속도 $\dot{\theta}_d$, 및 현재 및 이전 시간들에서 조인트(410)에 대한 하나 이상의 위치 θ 측정분을 이용하여 텐션 T 또는 모터 토크의 크기를 계산할 수 있다. 사용자(예를 들어, 시스템(400)을 제어하는 의사)는 컨트롤러(460)를 조작함으로써 원하는 위치 θ_d 및 속도 $\dot{\theta}_d$ 를 제공할 수 있다. 컨트롤러(460)가 원하는 위치 θ_d 및 속도 $\dot{\theta}_d$ 에 대한 값이 결정될 수 있는 신호를 제공할 수 있지만 하면 컨트롤러(460)의 정확한 형태는 본 발명에서 중요하지 않다. 복잡한 의료 기구에 적합한 수동 컨트롤러는 일반적으로 의료 기구의 움직임에 대한 많은 동시 지시를 나타내는 신호들을 제공하며, 이러한 움직임은 기구의 다중 조인트와 관련될 수 있다. 예를 들어 Intuitive Surgical, Inc.로부터 입수가능한 da Vinci Surgical System의 주 컨트롤러에 컨트롤러(460)로서 사용하기 위한 적합한 조작기가 제공된다.

[0029] 조인트(410)를 시간 간격 Δt 내에 현재 측정된 위치 θ 에서 원하는 위치 θ_D 로 움직이는데 필요한 텐션 T는 일반적으로 적용되는 텐션 T에 저항하는 조인트(410)의 유효 관성; 텐션 T를 적용하는 액추에이터(440)의 관성; 조인트(410)에 연결되어 순 유효 힘을 적용하는 어떤 다른 트랜스미션 시스템(422); 조인트(410)에 적용되는 외부 힘; 조인트(410)의 가동 또는 트랜스미션 시스템의 움직임에 반대인 내부 및 외부 마찰력; 조인트(410)의 현재 속도 $\dot{\theta}$; 및 내부 및 외부 감쇠력을 포함하는 많은 요인들에 의존할 것이다. 이들 요인들은 대부분 기구(400)의 작업 환경에 따라 변할 수 있으며, 측정하거나 모델링하는 것이 어려울 수 있다. 그러나, 시스템 기체학에 기초하여 또는 의료 기구의 특정 조인트에 대해 경험적으로 모델이 개발될 수 있다. 한 특정한 구체예에서, 제어 시스템(450)은 원위 조인트 오차 ($\theta_D - \theta$) 및 ($\dot{\theta}_D - \dot{\theta}$)로부터 텐션 T를 결정하는데, 이들은 각각 조인트(410)의 측정된 위치와 원하는 위치 사이의 차이 및 조인트(410)의 측정된 속도와 원하는 속도 사이의 차이이다.

[0030] 도 5a는 도 4의 시스템(400)의 기본 구조를 가진 의료 기구를 제어하기 위한 과정 500의 순서도이다. 과정 500은 단계 510에서 조인트(410)의 위치 θ 의 현재 값을 판독하고, 조인트 속도 $\dot{\theta}$ 의 현재 값을 결정함으로써 시작한다. 속도 $\dot{\theta}$ 는 현재 위치 θ , 이전 위치 θ' , 측정 사이의 시간 간격 Δt 을 이용하여, 예를 들어 일정 속도 (예를 들어, $\dot{\theta} = (\theta - \theta') / \Delta t$)를 가정하거나, 또는 속도가 미리 결정된 상태에서 일정한 가속을 가정하여 잘 알려진 방식으로 직접 측정되거나 결정되거나 근사될 수 있다. 다음에, 단계 515는 조인트(410)에 대한 원하는 위치 θ_D 및 원하는 속도 $\dot{\theta}_D$ 를 취득하고, 단계 520은 측정된 위치와 원하는 위치 사이의 차이 또는 오차 ($\theta_D - \theta$) 및 측정된 속도와 원하는 속도 사이의 차이 또는 오차 ($\dot{\theta}_D - \dot{\theta}$)를 산출한다.

[0031] 단계 520에서 산출된 위치 및 속도 오차를 사용하여 원하는 위치 θ_D 에 도달하기 위해 조인트(410)에 필요한 텐션 T를 결정할 수 있다. 도 5a의 구체예에서, 적용되는 텐션 T는 다수의 기여분을 포함할 수 있으며, 주 기여분은 원위 텐션 T_{DIST} 이고, 이것은 위치 오차 ($\theta_D - \theta$) 및 속도 오차 ($\dot{\theta}_D - \dot{\theta}$)의 함수 f_1 으로 결정된다. 원위 텐션 T_{DIST} 은 액추에이터의 위치, 예를 들어 모터 샤프트의 각도에 독립적이며, 이것은 조인트(410)의 위치와 액추에이터(440)의 위치 사이에 직접적인 관계가 없을 때도 원위 텐션 T_{DIST} 의 결정을 허용한다. 한 특정한 구체예에서, 함수 f_1 은 방정식 1의 형태이며, 여기서 g_1 및 g_2 는 이득 계수이고, C는 상수 또는 기하구조 의존성 변수이고, T_{sign} 은 부호, 즉 ± 1 이다. 부호 T_{sign} 은 트랜스미션 시스템(420)의 텐션에 의해 생성된 조인트(410)의 움직임과 관련되며, 예를 들어 트랜스미션 시스템(420)의 텐션 T가 위치 좌표 θ 를 증가시키는 경향을 나타내면 플러스(예를 들어, +1)일 수 있고, 트랜스미션 시스템(420)의 텐션 T가 위치 좌표 θ 를 감소시키는 경향을 나타내면 마이너스(예를 들어, -1)일 수 있다. 다른 구체예에서, 함수 f_1 은 힘에 대한 낮은 반응을 부여하며, 이로써 예를 들어 힘이 항상 플러스가 되어 트랜스미션 시스템의 느슨해짐을 피하기에 충분할 수 있다. 변수 C는 시스템의 다른 부분들에 의해 조인트(410)에 적용되는 기지의 힘 또는 모델링된 힘에 따라 선택되는 상수일 수 있다. 예를 들어, 변수 C는 조인트(410)에 힘을 적용하는 다른 트랜스미션 시스템에 의해 야기된 토크와 균형을 이루도록 선택된 상수일 수 있거나, 또는 예상된 마찰 또는 외부 힘을 고려할 수 있다. 그러나, 변수 C는 반드시 상수일 필요는 없으며, 효과적으로 모델링될 수 있는 메커니즘 강성이나 중력과 같은 특성을 보상하는 비-상수 항목을 포함할 수 있고, 따라서 C는 측정된 조인트 위치 또는 속도에 의존할 수 있다. 이득 계수 g_1 및 g_2 는 조인트(410)의 원하는 강성 및 감쇠성에 따라 선택될 수 있다. 특히, 조인트(410)가 정지된 그룹으로 사용될 때, 조직에 적용되는 순 그립력(gripping force) 또는 토크는 방정식 1의 항목 $g_1(\theta_D - \theta)$ 에 의존한다. 일반적으로 이득 계수 g_1 및 g_2 와 상수 C는 조인트의 원하는 강성 및 감쇠성 또는 반응성에 따라서 또는 오차의 누적에 따라서 선택될 수 있다. 예를 들어, 환자 몸안의 자연 내강을 따라 기구(400)를 삽입할 때 이득 계수 g_1 은 조인트(410) 거동을 부드럽게 하여 조인트(410)가 주변 조직을 손상시키는 것을 방지하는 낮은 값으로 설정될 수 있다. 삽입 후, 이득 계수 g_1 은 의사가 기구를 가지고 정확한 수술 작업을 수행할 수 있도록 하는 더 높은 값으로 설정될 수 있다.

[0032] 방정식 1: $F_1 = T_{sign} * (g_1(\theta_D - \theta) + g_2(\dot{\theta}_D - \dot{\theta}) + C)$

- [0033] 방정식 1의 항목 $g1(\theta_D - \theta) + g2(\dot{\theta}_D - \dot{\theta}) + C$ 를 이용해서 주어진 시간 Δt 내에 트랜스미션 시스템(420)을 사용하여 조인트(410)를 회전시켜 원하는 위치 θ_D 에 도달시키기 위해 조인트(410)에 현재 필요한 토크, 텐션, 또는 힘을 대략적으로 결정할 수 있다. 토크와 힘 또는 텐션은 토크가 힘과 유효 모멘트 암 R 의 곱이라는 점에서 관련되며, 유효 모멘트 암 R 은 트랜스미션 시스템(420)과 조인트(410)의 연결부와 조인트(410)의 회전축 사이의 수직 거리에 의해 정의된다. 유효 모멘트 암 R 은 이득 계수 $g1$ 및 $g2$ 와 상수 C 에 흡수될 수 있거나, 또는 계산된 원위 텐션 T_{DIST} 를 계산된 토크로 전환하는데 사용될 수 있다.
- [0034] 함수 f_1 을 적절히 선택했을 때, 예를 들어 방정식 1의 변수 $g1$, $g2$ 및 C 를 적절히 선택했을 때 원위 텐션 T_{DIST} 는 액추에이터(440)가 조인트(410)를 수동 컨트롤러(460)의 사람 오퍼레이터에 의한 조작에 반응하는 방식으로 움직이는데 적용하기 위해 필요한 힘을 근사할 수 있다. 그러나, 선택적 보정이 어떤 조건 하에서 단계 530, 535, 540 및 545에 의해 제공된다. 특히, 선택적 단계 530 및 535는 각각 위치 오차 $(\theta_D - \theta)$ 의 포화된 합계 또는 적분 I 를 산출하고, 적분된 텐션 T_{INT} 를 계산한다. 플러스, 제로 또는 마이너스일 수 있는 적분된 텐션 T_{INT} 는 단계 525에서 계산된 원위 텐션 T_{DIST} 에 보정분으로 더해질 수 있다. 적분된 텐션 T_{INT} 는 포화된 적분 I 의 함수 f_2 로서 계산되며, 간단히 적분 I 와 이득 계수의 곱일 수 있다. 단계 530에서 계산된 포화된 적분 I 는 간단히 최종 간격시 측정된 위치와 달성된 원하는 위치 사이의 위치 오차 $(\theta_D - \theta)$ 또는 차이 $(\theta_{D,i} - \theta_{i-1})$ 의 지난 N 번의 간격들에 대한 합계일 수 있다. 합계에 포함된 간격의 수 N 은 제한될 수도 있고 아닐 수도 있으며, 적분 I 는 이 적분값의 크기가 최대 포화 값을 초과할 수 없다는 점에서 포화될 수 있다. 포화 값은 일반적으로 적분된 텐션 T_{INT} 의 최대값 또는 최소값을 한정하도록 선택된다. 그러나, 또는 달리 적분된 텐션 T_{INT} 의 최소 및 최대 값은 함수 f_2 의 값을 계산할 때 한정될 수도 있다.
- [0035] 선택적 단계 540은 본원에서 근위 텐션 T_{PROX} 로 언급된 다른 보정분을 산출하며, 이것은 플러스, 제로 또는 마이너스일 수 있다. 근위 텐션 T_{PROX} 은 단계 525에서 계산된 원위 텐션 T_{DIST} 에 더해질 수 있다. 또 5b는 근위 텐션 T_{PROX} 를 산출하기 위한 과정 540의 순서도이다. 과정 540은 단계 542에서 액추에이터(440)의 속도 $\dot{\theta}_A$ 의 현재 값을 판독함으로써 시작한다. 속도 $\dot{\theta}_A$ 는 액추에이터(440)의 기저부에 부착된 표준 타코미터에 의해 측정될 수 있다. 계산 효율을 개선하기 위해서, 단계 542는 또한 도 5a의 단계 510과 515 사이를 잇도록 계획될 수 있다. 다음에, 단계 544는 근위 속도 차이 또는 오차 \dot{e}_{PROX} 를 산출하며, 이것은 조인트의 원하는 속도 $\dot{\theta}_D$ 에 기초하여 산출된 원하는 속도와 현재 액추에이터 속도 $\dot{\theta}_A$ 에 기초하여 산출된 현재 속도 사이의 차이 또는 오차로서 정의된다. 한 특정한 구체예에서, 원하는 속도는 유효 모멘트 암 R , 부호 T_{sign} 및 조인트(410)의 원하는 속도 $\dot{\theta}_D$ 의 곱일 수 있고, 현재 속도는 액추에이터(440)의 유효 모멘트 암과 액추에이터 속도 $\dot{\theta}_A$ 의 곱일 수 있다. 도 5b의 구체예에서, 근위 텐션 T_{PROX} 는 근위 속도 오차 \dot{e}_{PROX} 의 함수 f_4 로서 결정된다. 한 특정한 구체예에서, 함수 f_4 는 간단히 근위 속도 오차 \dot{e}_{PROX} 와 이득 계수의 곱일 수 있다. 이득 계수는 트랜스미션 시스템(420)에 추가의 감쇠 효과를 제공하도록 선택될 수 있다.
- [0036] 도 5a의 선택적 단계 550은 페어(pair) 텐션 T_{PAIR} 을 산출하며, 이것은 단계 525에서 계산된 원위 텐션 T_{DIST} 에 대한 플러스, 제로 또는 마이너스 보정분일 수 있다. 도 5c는 페어 텐션 T_{PAIR} 을 산출하기 위한 과정 550의 순서도이다. 과정 550은 단계 552에서 액추에이터(440)의 속도 $\dot{\theta}_A$ 의 현재 값과 조인트(410)와 관련된 모든 다른 액추에이터의 속도 값들을 판독함으로써 시작한다. 도 4의 시스템에서는 2개의 액추에이터(440 및 442)가 조인트(410)에 결합되고, 두 액추에이터의 속도는 $\dot{\theta}_A$ 및 $\dot{\theta}_{A'}$ 이다. 단계 552는 계산 효율을 개선하기 위해서 도 5a의 단계 510과 515 사이를 잇도록 계획될 수 있다. 다음에, 단계 556이 페어 속도 차이 또는 오차 \dot{e}_{PAIR} 를 산출하며, 이것은 조인트(410)에 연계된 액추에이터(440 및 442)의 현재 속도 $\dot{\theta}_A$ 및 $\dot{\theta}_{A'}$ 의 차이 또는 오차로서 정의될

수 있고, 이때 액츄에이터(440 및 442)는 실질적으로 동일한데, 예를 들어 각각의 트랜스미션 시스템(420 및 422)에 대해 작동할 때 동일한 유효 모멘트 암을 가진다. 한 특정한 구체예에서, 현재 속도 오차 \dot{e}_{PAIR} 는 차이 $(\dot{\theta}_A - \dot{\theta}_{A'})$ 와 액츄에이터(440 및 442)의 유효 모멘트 암의 곱일 수 있다. 도 6의 구체예에서, 페어 텐션 T_{PAIR} 은 페어 속도 오차 \dot{e}_{PAIR} 의 함수 f_5 로서 결정된다. 한 특정한 구체예에서, 함수 f_5 는 간단히 페어 속도 오차 \dot{e}_{PAIR} 와 이득 계수의 곱일 수 있다. 이득 계수는 트랜스미션 시스템(420)에 추가의 감쇠 효과를 제공하도록 선택될 수 있다.

[0037] 텐션 T 는 도 5a의 단계 560에서 원위 텐션 T_{DIST} , 근위 텐션 T_{PROX} , 페어 텐션 T_{PAIR} 및 적분 텐션 T_{INT} 의 합계의 함수 f_3 로서 결정된다. 도 5c의 구체예에서, 함수 f_3 는 텐션 T 의 최대값 및 최소값을 한정한다. 최대 텐션 T_{MAX} 및 최소 텐션 T_{MIN} 은 제어 시스템(450)의 프로그래밍에 설정될 수 있다(예를 들어, 소프트웨어에서). 그러나, 순응성 트랜스미션 시스템은 그 자체가 백엔드 메커니즘의 적절한 설계하에 최소 또는 최대 텐션을 가질 수 있다. 예를 들어, 도 3a에 예시된 트랜스미션 시스템은 모터/액츄에이터(342 또는 344)가 프리휠링이면 프리로드 시스템(333 또는 335)의 설정에 의해 제어되는 최소 텐션 T_{MIN} 을 갖고, 커플 모터(342 또는 344)의 토크가 텐던(322 또는 324)이 캡스턴(332 또는 334)을 벗어나는 지점을 초과하면 이탈로 인한 최대 텐션 T_{MAX} 을 가진다. 일반적으로 하드웨어와 소프트웨어 모두에 의해 설정되는 최대 및 최소 텐션 T_{MAX} 및 T_{MIN} 을 갖는 것이 바람직하다. 특히, 최대 텐션 T_{MAX} 은 큰 힘으로 인한 기구의 손상을 피하도록 설정되어야 하고, 텐션 T_{MIN} 은 트랜스미션 시스템의 텐던이 느슨해지지 않고 탈선하거나 꼬이게 되지 않는 것을 보장하도록 설정되어야 한다.

[0038] 도 5a의 단계 565는 액츄에이터(440)가 단계 560에서 계산된 텐션 T 를 적용하도록 시키는 제어 신호를 생성한다. 예를 들어, 제어 신호는 액츄에이터(440)가 직접 구동 전기 모터일 때는 계산된 텐션 T 에 비례하도록 제어되는 구동 전류일 수 있다. 단계 570에서 제어 시스템(570)은 액츄에이터(440)로 하여금 계산된 텐션 T 를 시간 간격 Δt 동안 적용하여 유지하도록 하며, 이 시간 동안 조인트(410)가 현재 원하는 위치 θ_D 를 향해 움직인다. 텐션 T 를 바꿀 때는 전체 텐션 T 의 적용이 액츄에이터(440)의 관성에 따라 어떤 시간만큼 지연될 것이다. 바람직하게 액츄에이터(440)의 관성은 빠른 반응에서 상대적으로 작다. 예를 들어, 액츄에이터(440)로서 작용하는 구동 모터의 관성은 바람직하게는 조인트(410)의 관성의 5배 미만일 것이다. 시간 Δt 후, 과정 500은 단계 510으로 다시 갈라져 조인트 위치의 측정, 목표 위치 및 속도의 취득, 및 다음 시간 간격 동안 적용될 텐션 T 의 계산을 반복한다. 일반적으로 시간 Δt 는 기구의 오퍼레이터에게 원활한 것으로 보이는 동작을 제공할 만큼 충분히 적어야 하며, 기구에 바람직하지 않은 진동을 일으키지 않아야 한다. 예를 들어, 초당 250회 이상인 텐션 T 의 계산 및 설정은 사람 눈에 원활하게 보이는 움직임을 제공할 것이며, 사람의 명령, 예를 들어 컨트롤러(460)의 사람에 의한 조작에 반응하는 기구 작동을 제공할 것이다. 텐션 T 의 계산에서 오차의 사용은 일반적으로 조인트(410)가 적분 텐션 T_{INT} 의 산출이 있든 없든 그리고 기구 또는 외부 환경에 대한 상세한 모델링이나 측정 없이 원하는 위치들을 아우를 수 있도록 할 것이다. 그러나, 상기 설명된 대로, 적용되는 텐션 T 를 계산하는데 사용된 이득 g_1 및 g_2 와 같은 변수는 특정 기구에 맞게 조율될 수 있으며, 기구의 외부 환경의 변화를 보상하기 위해 사용시 더 조율될 수 있다.

[0039] 또한, 액츄에이터(442)가 트랜스미션 시스템(422)에 적용하는 텐션은 도 5a의 제어 과정 500을 이용해서 제어될 수 있고, 액츄에이터(442) 및 트랜스미션 시스템(422)에 대해 과정 500에서 사용하는 변수들은 액츄에이터(440) 및 트랜스미션 시스템(420)과 비교했을 때 액츄에이터(442) 및 트랜스미션 시스템(422)의 유사성 및 차이점에 기초하여 액츄에이터(440) 및 트랜스미션 시스템(420)에 대해 사용된 것들과 동일하거나 상이할 수 있다. 특히, 도 4의 형태에서 액츄에이터(442)에 대한 부호값 T_{sign} 은 트랜스미션 시스템(422 및 420)이 조인트(410)를 반대 방향으로 회전시키도록 연결되기 때문에 액츄에이터(440)에 대한 부호값 T_{sign} 과 반대일 것이다. 결과적으로, 단계 525에서 계산된 주 텐션 기여분 T_{DIST} 는 전형적으로 하나의 액츄에이터(440 또는 442)에 대해서는 마이너스일 것이다. 적용되는 텐션 T 를 계산하는 단계 560은 마이너스 텐션 합계 $T_{\text{DIST}} + T_{\text{PROX}} + T_{\text{PAIR}} + T_{\text{INT}}$ 를 도 5d에 나타낸 최소 텐션 T_{MIN} 으로 설정할 수 있다. 따라서, 단계 525에서 원위 텐션 T_{DIST} 의 계산을 위한 변수들, 예를 들어 상수 C 는 일반적으로 나머지 액츄에이터가 최소 텐션 T_{MIN} 을 적용한다는 가정에 기초하여 선택될 수 있다.

[0040] 의료 기구에서 단일 조인트의 제어를 위한 상기 설명된 원리는 또한 기구에서 다중 조인트를 동시에 제어하기

위해서 이용될 수 있다. 도 6은 멀티-조인트 방식 의료 기구(600) 및 기구(600)의 제어 과정에서 사용되는 어떤 양들을 도식적으로 예시한다. 기구(600)는 L개의 조인트(610-1 내지 610-L)를 포함하며, 이들은 본원에서 일반적으로 조인트(610)로 언급된다. 각 조인트(610)는 인접한 기계 부재들의 어떤 범위의 상대적 위치 또는 배향을 제공하며, 전형적으로 1 또는 2의 동작 자유도를 제공하는데, 이것은 하기 더 설명된다. 기구(600)의 조인트(610)는 총 N의 자유도를 제공하며, 여기서 자유도의 수 N은 조인트(610)의 개수 L 이상이고, 조인트(610)의 자유도의 형태는 N-성분 또는 벡터 θ 를 이용하여 설명될 수 있다. N-성분 속도 벡터 $\dot{\theta}$ 가 벡터 θ 와 관련된다. 조인트(610-1 내지 610-L)를 움직이는 토크 τ_1 내지 τ_N 은 각각 토크 τ_1 내지 τ_N 이 벡터 θ 의 각 성분을 변화시키는 경향을 나타낸다는 점에서 벡터 θ 의 N 성분에 해당한다.

[0041] 조인트(610)는 M개의 트랜스미션 시스템(620-1 내지 620-M(본원에서는 일반적으로 트랜스미션(620)이라고 한다) 및 M개의 액츄에이터(640-1 내지 640-M(본원에서는 일반적으로 액츄에이터(640)라고 한다)을 이용하여 가동된다. 트랜스미션 시스템(620) 및 액츄에이터(640)는 도 4를 참조하여 상기 설명된 트랜스미션 시스템(420) 및 액츄에이터(440)와 유사하거나 동일할 수 있다. 일반적으로 트랜스미션 시스템(620) 및 액츄에이터(640)의 개수 M은 자유도의 수 N보다 크지만, M과 N 사이의 관계는 특정 의료 기구 및 기구의 조인트들의 기계학에 의존한다. 예를 들어, 1의 동작 자유도를 제공하는 조인트(610)는 2개의 트랜스미션 시스템(620)을 사용하여 가동될 수 있고, 2의 동작 자유도를 제공하는 조인트(610)는 3개 또는 4개의 트랜스미션 시스템(620)을 사용하여 가동될 수 있다. 자유도와 가동하는 트랜스미션 시스템 사이에는 다른 관계들도 가능하다. 제어 시스템(650)은 액츄에이터(640-1 내지 640-M)를 작동시켜 액츄에이터(640-1 내지 640-M)가 트랜스미션 시스템(620-1 내지 620-M)에 각각 적용하는 각각의 텐션(T_1 내지 T_M)을 선택한다.

[0042] 기구(600)의 제어 시스템(650)은 조인트(610)와 관련된 위치 및 속도 벡터 θ 및 $\dot{\theta}$ 를 결정하기 위해 원위 센서(미도시)를 사용할 수 있다(본원에서 위치 및 속도는 직선 및 각 좌표의 움직임 및 값들을 포함해서 사용된다). 또한, 제어 시스템(650)은 조인트(610)의 원하는 위치 및 속도 벡터 θ_D 및 $\dot{\theta}_D$ 를 결정한다. 하기 더 설명된 대로, 원하는 위치 및 속도 벡터 θ_D 및 $\dot{\theta}_D$ 는 기구(600)를 사용하여 의사에 의해 조작될 수 있는 수동 컨트롤러(660)로부터의 입력에 의존한다. 일반적으로 원하는 위치 및 속도 벡터 θ_D 및 $\dot{\theta}_D$ 는 또한 제어 시스템(650)을 사용하여 실행되는 제어 과정에서 한정되는 제약 또는 기준에 의존할 것이다.

[0043] 도 7은 도 6의 기구(600)와 같은 멀티-조인트 방식 기구를 제어하기 위한 본 발명의 구체예에 따른 제어 과정(700)을 예시한다. 과정(700)은 단계 710에서 기구의 하나 이상의 위치 센서로부터 조인트 위치 벡터 θ 를 획득함으로써 시작한다. 속도 벡터 $\dot{\theta}$ 는 조인트 움직임을 직접 측정함으로써, 또는 두 시간 사이의 위치 측정분의 변화 계산을 통해 결정될 수 있다. 제어 시스템(650)은 단계 715에서 의사의 지시를 수신한다. 의사의 지시는 기구의 특정 작업 부분의 소정의 위치 및 속도를 나타낼 수 있다. 예를 들어, 의사는 수동 컨트롤러(660)의 조작을 통해 본원에 참고자료로 포함되는 미국특허 No. 6,493,608, 발명의 명칭 "Aspects of a Control System of a Minimally Invasive Surgical Apparatus"에 설명된 것과 같은 기구의 원위 첨단부 또는 단부 작동기의 소정의 위치, 속도, 배향 및 회전을 나타낼 수 있다. 다음에, 단계 720은 수동 컨트롤러(660)로부터의 지시를 조인트(610)에 대한 원하는 위치 및 속도 벡터 θ_D 및 $\dot{\theta}_D$ 로 전환한다. 예를 들어, 도 6의 기구(600)의 원위 첨단부의 원하는 위치, 배향, 속도 및 각속도가 주어지면, 제어 시스템(650)은 원하는 첨단부 형태를 달성하는 원하는 조인트 위치 및 속도 벡터 θ_D 및 $\dot{\theta}_D$ 를 계산할 수 있다. 전환 단계(720)는 공지의 기법에 의해, 예를 들어 본원에 참고자료로 포함되는 "Modeling and Control of Robot Manipulators", L. Sciavicco and B. Siciliano, Springer, 2000, pp. 104-106 및 "Springer Handbook of Robotics", Bruno Siciliano & Oussama Khatib, Editors, Springer, 2008, pp. 27-29에 설명된 차등 운동학 역변환으로 달성될 수 있다. 상기 참조된 미국특허 No. 6,493,608, 발명의 명칭 "Aspects of a Control System of a Minimally Invasive Surgical Apparatus"은 또한 원하는 첨단부 형태를 달성하는 원하는 조인트 위치 및 속도 벡터 θ_D 및 $\dot{\theta}_D$ 를 결정하기 위한 기법을 설명한다. 운동학적 여분을 가진 기구의 경우, 즉 조인트(610)에 의해 제공되는 동작 자유도의 수가 수동 컨트롤러(660)에 의해 특정된 동작 명령의 자유도 수보다 큰 경우, 상기 여분은 Yoshihiko Nakamura, "Advanced Robotics: Redundancy and Optimization," Addison-Wesley (1991)에 설명된 것과 같은 표준 기법들에 의해서

풀이될 수 있다.

[0044] 또한, 기구에서 명령에 대한 역 운동학 문제를 해결할 때는 기구의 조인트들 사이에 소프트웨어에 의해 강제된 제약이 강제될 수 있음이 인정되어야 한다. 예를 들어, 2개의 조인트에 대한 조인트 위치 및 속도 명령은 동일하게 또는 대향하여 또는 주어진 비율로 강제될 수 있으며, 조인트들 사이에서 가상 캠 메커니즘을 유효하게 실행한다.

[0045] 단계 725는 위치 오차 벡터 $(\theta_D - \theta)$ 및 속도 오차 벡터 $(\dot{\theta}_D - \dot{\theta})$ 를 산출하고, 단계 730은 각 토크 성분 τ_1 내지 τ_N 의 계산에 오차 벡터 $(\theta_D - \theta)$ 및 $(\dot{\theta}_D - \dot{\theta})$ 의 성분들을 사용한다. 한 특정한 구체예에서, 지수 i 1 내지 N 에 대한 각 토크 성분 τ_i 는 방정식 2를 이용하여 결정된다. 방정식 2에서 g_{1i} 및 g_{2i} 는 이득 계수이고, C_i 는 시스템의 다른 부분에 의해 조인트에 적용되는 기지의 힘 또는 모델링된 힘에 따라서 선택될 수 있는 기하구조-의존성 변수 또는 상수이다. 그러나, 변수 C_i 는 반드시 상수여야 하는 것은 아니고, 효과적으로 모델링될 수 있는 메커니즘 강성이나 중력과 같은 특성을 보상하는 비-상수 항목을 포함할 수 있으며, 따라서 C_i 는 토크 τ_i 가 작용하는 조인트 610- i 의 측정된 위치 또는 속도에 의존할 수 있다. 일반적으로 이득 계수 g_{1i} 및 g_{2i} 와 상수 C_i 는 조인트의 원하는 강성 및 감쇠성 또는 반응성에 따라서 또는 오차의 누적에 따라서 선택될 수 있다. 예를 들어, 환자 몸안의 자연 내강을 따라 기구(600)를 삽입할 때 이득 계수 g_{1i} 는 조인트 거동을 부드럽게 하여 조인트 행동이 주변 조직을 손상시키는 것을 방지하는 낮은 값으로 설정될 수 있다. 삽입 후, 이득 계수 g_{1i} 는 의사가 기구를 가지고 정확한 수술 작업을 수행할 수 있도록 하는 더 높은 값으로 설정될 수 있다. 다른 방정식이나 방정식 2에 대한 보정분이 토크의 결정에 이용될 수 있다. 예를 들어, 계산된 토크는 조인트 위치의 현재 측정분과 미리 적용된 토크가 달성하고자 하는 원하는 조인트 위치 사이의 차이의 포화된 적분에 비례하는 보정분을 포함할 수 있다. 포화된 적분을 이용하는 이러한 보정분은 도 5a의 단일 조인트 제어 과정에 대해 상기 설명된 대로 결정될 수 있으며, 특히 도 5a의 단계 530 및 535에서 예시된다.

[0046] 방정식 2: $\tau_i = g_{1i}(\theta_D - \theta)_i + g_{2i}(\dot{\theta}_D - \dot{\theta})_i + C_i$

[0047] 단계 735는 단계 730에서 산출된 토크를 사용하여 원위 텐션 T_{DIST} 를 결정한다. 원위 텐션 T_{DIST} 는 트랜스미션 시스템(620-1 내지 620-M)과 액추에이터(640-1 내지 640-M)에 상응하는 M 성분 벡터이다. 원위 텐션의 결정은 기구 조인트와 트랜스미션 시스템 사이의 기하구조 또는 기계학에 의존한다. 특히, 다중 조인트에서 각 조인트는 조인트에 부착된 트랜스미션 시스템에 의해 직접 적용되는 힘은 물론 기구의 원단부에 더 가까운 조인트들에 연결된 트랜스미션 시스템에도 영향을 받을 수 있다. 의료 기구에서 토크 및 텐션은 일반적으로 방정식 3의 형태의 방정식을 이용해서 모델링될 수 있다. 방정식 3에서 τ_1 내지 τ_N 은 토크 벡터의 성분이고, T_1 내지 T_M 은 각 조인트(610)를 관철화하는 M개의 트랜스미션 시스템(620)의 원위 텐션이다. 지수 $I = 1$ 내지 N , 지수 $J = 1$ 내지 M 에 대한 각 계수 a_{IJ} 는 일반적으로 토크 τ_I 에 상응하는 조인트 및 회전축에 대한 텐션 T_J 의 유효 모멘트 암에 상응한다.

[0048]

[0049] 따라서, 단계 735에서 계산은 M개의 변수 T_1 내지 T_M 에 대해 N개의 방정식을 푸는 것에 해당한다. 일반적으로 M이 N보다 크기 때문에 답은 여러 개일 수 있으며, 이로써 모든 텐션이 일련의 최소값들보다 크다는 제약과 같은 불균등 제약이 선택될 수 있고, 최저 최대값의 일련의 텐션이 선택되는 조건과 같은 최적성 조건이 적용되어 모든 또는 선택된 조인트에서 소정의 역치를 유지하기 위한 최소한의 텐션과 같은 원하는 특성을 가진 유일한 답을 제공할 수 있다. 최소 텐션 제약과 같은 불균등 및 최적성 제약이 있는 방정식 3의 행렬 역변환 문제는 선형계획법의 SIMPLEX 방법과 같은 어떤 공지의 기법에 의해서 해결될 수 있다(예를 들어, 본원에 전문이 참고자료로 포함되는 "Linear Programming 1: Introduction," George B. Dantzig and Mukund N. Thapa, Springer-Verlag, 1997을 참조한다). 본 발명의 추가의 양태에 따라서, 원위 텐션은 가장 원위의 조인트에서 시작하여

조인트들을 순차적으로 평가하고, 기하 변수 및 더 원위의 조인트들에 대해 이미 계산된 텐션에 기초하여 각 조인트에 연결된 트랜스미션 시스템의 텐션을 구하는 과정을 이용하여 결정될 수 있다.

[0050] 과정 700의 한 구체예에서, 제어 시스템(650)은 액추에이터(640)를 활성화시켜 단계 735에서 계산된 원위 텐션을 각 트랜스미션 시스템(620)에 적용한다. 또는 달리, 원위 텐션에 대한 보정분이 단계 740 및 745에서 예시된 대로 결정될 수 있다. 특히, 단계 740은 보정 텐션 T_{PROX} 을 산출하며, 이것은 원하는 조인트 속도 $\dot{\theta}_D$ 에 기초하여 산출된 원하는 트랜스미션 속도 벡터 $\dot{\theta}_{DL}$ 과 현재 액추에이터 속도 $\dot{\theta}_A$ 에 기초하여 산출된 현재 트랜스미션 속도 벡터 $\dot{\theta}_L$ 사이의 차이에 의존한다. 한 특정한 구체예에서, 원하는 트랜스미션 속도는 원하는 조인트 속도 $\dot{\theta}_D$ 일 때 방정식 3에서 복합 행렬 A의 전치의 곱셈일 수 있고, 현재 트랜스미션 속도는 액추에이터 속도 $\dot{\theta}_A$ 와 액추에이터(640)의 각 모멘트 암의 곱일 수 있다. 보정 텐션 T_{PROX} 은 액추에이터(640)와 연결된 조인트(610) 사이의 관성 효과나 다른 효과를 보상할 수 있으며, 한 구체예에서는 차이 $(\dot{\theta}_{DL}-\dot{\theta}_L)$ 와 이득 계수의 곱과 같은 차이 $(\dot{\theta}_{DL}-\dot{\theta}_L)$ 의 함수이다. 단계 745는 보정 텐션 T_{PAIR} 을 산출하며, 이것은 동일한 조인트를 가동시키는 액추에이터들의 속도의 차이 또는 차이들에 의존한다. 예를 들어, 조인트가 1의 동작 자유도를 제공하며, 한 쌍의 트랜스미션 시스템을 통해 조인트에 연결된 한 쌍의 액추에이터에 의해 가동되는 경우, 보정 텐션 T_{PAIR} 은 상기 두 액추에이터의 속도 차이의 함수로서 결정될 수 있다(예를 들어, 상기 설명된 도 5a의 단계 550을 참조한다). 보정 텐션 T_{PAIR} 과 유사한 보정이 3개 이상의 트랜스미션 시스템과 액추에이터가 2의 동작 자유도를 가진 조인트를 가동시키는 경우에 대해 일반화될 수 있다.

[0051] 단계 750은 원위 텐션 T_{DIST} 와 어떤 보정분 T_{PROX} 또는 T_{PAIR} 을 조합해서 액추에이터에 의해 적용되는 조합된 텐션 T를 결정한다. 일반적으로 조합된 텐션 T의 각 성분인 T_1 내지 T_M 은 계산된 원위 텐션 T_{DIST} 와 보정분 T_{PROX} 및 T_{PAIR} 의 합계가 도 5d를 참조하여 상기 설명된 원하는 최대값 또는 최소값을 초과하거나 미만인 경우 최대 텐션 T_{MAX} 또는 최소 텐션 T_{MIN} 에서 포화되도록 제한될 수 있다. 다음에, 단계 755 및 760은 액추에이터(640)를 활성화시켜 시간 간격 Δt 동안 조합된 텐션 T를 적용하여 유지하고, 이후 과정 700은 단계 710으로 되돌아가 새로운 조인트 위치를 판독한다. 250Hz 이상의 속도에 상응하는 대략 4ms 이하의 간격 동안 텐션을 유지하는 것은 의료 과정 동안 기구의 원활한 움직임을 제공할 수 있다.

[0052] 의료 기구는 통상 의사와 같은 오퍼레이터가 기구의 작업 첨단부 또는 단부 작동기의 위치 및 배향을 제어할 수 있어야 한다. 한편, 조인트 위치 또는 배향이 기구가 연장되는 내강에 의해서 좌우되는 경우를 제외하면 일반적으로 각 조인트의 구체적인 위치 및 배향은 수행되는 과정에는 중요하지 않다. 본 발명의 일 양태에 따라서, 멀티-조인트 기구를 제어하기 위한 한 가지 접근법은 기구의 첨단부의 현재 형태와 원하는 형태 사이의 차이를 이용해서 텐션을 통해 적용되는 텐션을 선택한다. 예를 들어, 기구의 첨단부의 측정된 위치, 배향, 속도 및 각 속도와 기구의 첨단부의 원하는 위치, 배향, 속도 및 각속도 사이의 차이에 의해 의료 기구의 텐션에 적용되는 텐션을 제어할 수 있다.

[0053] 도 7b는 본 발명의 구체예에 따른 제어 과정 700B를 예시한다. 과정 700B는 과정 700과 같은 단계들을 일부 이용하며, 이들 단계는 도 7a 및 7b에서 동일한 참조 번호를 가진다. 단계 710에서 과정 700B는 의료 기구의 센서 또는 센서들로부터 조인트 위치 θ 및 조인트 속도 $\dot{\theta}$ 를 판독하거나 결정하고, 단계 712에서는 기구의 첨단부의 위치, 배향, 속도 및 각속도를 판독하거나 결정한다. 여기서 첨단부는 기구의 특정 기계 구조를 말하며, 집게, 가위, 수술메스, 또는 기구의 원단부의 소작장치와 같은 단부 작동기일 수 있다. 일반적으로 첨단부는 6의 동작 자유도를 가지며, 6개 성분 값, 예를 들어 첨단부 상의 특정 지점의 3개의 데카르트 좌표와 첨단부의 피치, 롤 및 요우를 나타내는 3개의 각도에 의해 한정될 수 있는 형태를 가진다. 시간에 따른 형태 좌표의 변화와 관련된 속도는 상이한 시간에서의 측정값들을 사용하여 직접 측정되거나 계산될 수 있다. 조인트 위치 θ 및 속도 $\dot{\theta}$ 와 기구(610)의 운동학적 모델에 대한 선험적 지식이 있다면 순방향 운동학 모델과 차등 운동학 모델을 모두 구축할 수 있고, 이로써 기구(610)의 기준 프레임과 관련하여 첨단부의 데카르트 위치, 배향, 병진속도 및 각속도를 산출할 수 있다. 운동학적 연쇄의 순방향 및 차등 운동학 모델은 공지의 방법에 따라서 쉽게 구성될 수 있다. 예를 들어, 본원에 참고자료로 포함되는 John J. Craig의 "Introduction to Robotics: Mechanics

and Control", Pearson Education Ltd. (2004)에 설명된 과정이 사용될 수 있다. 단계 715는 원하는 첨단부 위치, 배향, 병진속도 및 각속도를 결정하며, 이것은 상기 설명된 방식으로 수행될 수 있다.

[0054] 다른 구체예에서, 센서, 예를 들어 형상 센서를 사용하여 데카르트 위치 및 배향을 직접 측정할 수 있으며, 이것은 본원에 참고자료로 포함되는 Giuseppe M. Prisco의 미국 특허출원 공개 No. 20090324161, 발명의 명칭 "Fiber optic shape sensor"에 설명된다. 시간에 따른 형태 좌표의 변화와 관련된 병진속도는 상이한 시간에서의 측정값들을 이용해서 계산될 수 있다. 병진속도와 달리, 각속도는 해당 양의 각도 성질로 인해 차이성 접근법에 의해 간단히 산출될 수 없다. 그러나, 배향 변화와 관련된 각속도를 산출하는 방법은 공지이며, 예를 들어 L. Sciavicco and B. Siciliano, "Modelling and Control of Robot Manipulators", Springer, 2000, pp. 109-111에 설명된다.

[0055] 단계 722의 과정 700B는 첨단부 오차를 계산한다. 한 구체예에서, 단계 722는 첨단부의 원하는 데카르트 좌표와 첨단부의 현재 데카르트 좌표 사이의 위치 오차 또는 차이 e_{POS} , 첨단부의 원하는 병진속도와 첨단부의 현재 병진속도 사이의 병진속도 오차 또는 차이 e_{VT} , 첨단부의 원하는 배향 좌표와 첨단부의 현재 배향 좌표 사이의 배향 오차 또는 차이 e_{ORI} , 및 첨단부의 원하는 각속도와 첨단부의 현재 각속도 사이의 각속도 오차 또는 차이 e_{VA} 를 계산하는 것을 포함한다. 위치 오차 e_{POS} 와 달리, 배향 오차 e_{ORI} 는 해당 양의 각도 성질로 인해 차이성 접근법에 의해 간단히 산출될 수 없다. 그러나, 배향의 변화를 산출하는 방법은 공지이며, 로봇 문헌들에서 찾을 수 있고, 예를 들어 L. Sciavicco and B. Siciliano, "Modelling and Control of Robot Manipulators", Springer, 2000, pp. 109-111를 참조한다.

[0056] 단계 724의 과정 700B는 현재 형태에서 원하는 형태로 첨단부를 움직이도록 하는 첨단부 힘 F_{TIP} 및 첨단부 토크 τ_{TIP} 를 결정한다. 본 발명의 이 구체예에서, 첨단부 힘 F_{TIP} 은 오차 e_{POS} 및 e_{VT} 에 의존한다. 예를 들어, 첨단부 힘 F_{TIP} 의 각 성분인 F_X , F_Y 또는 F_Z 는 방정식 4를 이용하여 계산될 수 있으며, 여기서 g_{p_i} 및 g_{v_i} 는 이득 계수이고, C_{f_i} 는 상수이다. 첨단부 토크 τ_{TIP} 도 유사한 방식으로 결정될 수 있으며, 여기서 첨단부 토크의 각 성분인 τ_i 는 방정식 5에 나타난 대로 다른 세트의 이득 계수 및 상수 g_{ori_i} , g_{va_i} 및 C_{τ_i} 에 따른 오차 e_{ORI} 및 e_{VA} 의 함수이다. 일반적으로 상이한 힘 또는 토크 성분 F_i 및 τ_i 와 관련된 이득 계수 g_{p_i} 및 g_{v_i} 는 상이할 수 있다. 첨단부 힘 F_{TIP} 및 첨단부 토크 τ_{TIP} 의 각 성분에 대해 각각 다른 이득 계수 및 상수를 갖는 것은 단부 작동기나 기구 첨단부의 역학적 거동을 특징화하는데 있어서 유연성을 제공하며, 기구와 조직의 더욱 효과적인 상호작용을 증진시킨다. 예를 들어, 작은 내강에서 기구를 이리저리 움직이는 경우, 삽입 방향에 수직인 첨단부 힘의 이득 계수는 낮은 값을 설정할 수 있고, 수직 방향을 따른 이득 계수는 높은 값을 설정할 수 있다. 이로써 기구가 삽입에 대해서 충분히 강성이고, 조직에 대해 낮은 횡측 저항성을 가지게 되어, 주변 조직에 대한 손상이 방지된다. 다른 예로서, 기구를 사용하여 특정 방향으로 조직에 구멍을 뚫는 경우에는 첨단부 토크의 이득 계수는 물론 첨단부 힘의 삽입 방향에 따른 이득 계수가 높은 값이어야 구멍을 뚫는 일이 수월해진다.

$$\text{방정식 4: } F_i = g_{p_i} * e_{POS} + g_{v_i} * e_{VT} + C_{f_i}$$

$$\text{방정식 5: } \tau_i = g_{ori_i} * e_{ORI} + g_{va_i} * e_{VA} + C_{\tau_i}$$

[0057]

[0058] 단계 732는 단계 724에서 결정된 첨단부 힘 F_{TIP} 및 첨단부 토크 τ_{TIP} 를 제공하는 조인트 토크 세트를 결정한다. 조인트 토크 벡터 τ 와 첨단부 힘 F_{TIP} 와 첨단부 토크 τ_{TIP} 사이의 관계는 잘 정립되어 있으며, 통상 방정식 6으로 설명되는데, 여기서 J^T 는 기구의 운동학적 연쇄에 대한 공지의 야코비안 행렬 J 의 전치이다.

$$\text{방정식 6: } \tau = J^T \begin{bmatrix} F_{TIP} \\ \tau_{TIP} \end{bmatrix}$$

[0059]

[0060] 야코비안 행렬 J 는 단계 710에서 결정된 현재 조인트 위치 및 기구의 기하구조에 의존하며, 공지의 방법으로 구성될 수 있다. 예를 들어, 본원에 참고자료로 포함되는 John J. Craig의 "Introduction to Robotics: Mechanics and Control", Pearson Education Ltd. (2004)은 로봇 메커니즘에 대한 야코비안 행렬을 구성하는데 사용될 수 있는 기법을 설명한다. 어떤 경우, 의료 기구에 가외의 또는 여분의 동작 자유도가 제공된다면, 예

를 들어 첨단부에 6 이상의 동작 자유도가 제공된다면, 첨단부 힘 F_{TIP} 및 첨단부 토크 τ_{TIP} 를 제공하는 조인트 토크의 세트가 여러 개 있을 수 있으며, 원하는 특성을 가진 조인트 토크 세트를 선택하기 위해, 예를 들어 조인트가 동작 범위 또는 지지된 하중 안에서 조인트의 기계적 한계에 도달하는 것을 방지하는 조인트 토크 세트를 선택하거나, 또는 조작 동안 기구의 어떤 특정한 조인트에 대해 가외의 활용을 강제하기 위해 제약이 이용될 수 있다. 예를 들어, 야코비안 행렬 J^T 의 전치와 관련된 영 공간(null space)으로부터 미드레인지 조인트 위치로부터의 편차를 최소화하는 조인트 토크 세트를 선택함으로써 조인트들이 조인트의 기계적 한계에 도달하는 것을 방지할 수 있다. 이 조인트 토크 세트는 방정식 7에 따라서 선택될 수 있다. 방정식 7에서 $P(\theta)$ 는 답에 의해서 제공될 수 있는 추가의 활용을 한정하는 포텐셜 함수이고, ∇ 는 기울기 연산자이고, $N()$ 은 해당 입력과 관련된, 야코비안 행렬 J^T 의 전치의 영 공간으로부터 조인트 토크 세트를 선택하는 영 공간 사영 연산자이다. 한 구체예에서, 포텐셜 $P(\theta)$ 는 조인트 위치의 이차 함수로서, 조인트가 동작 범위의 중심에 있을 때 최소가 된다. 포텐셜 함수 $-\nabla P(\theta)$ 의 기울기는 조인트를 동작 범위의 중심으로 움직이는 조인트 토크 세트를 선택하며, 동시에 영 공간 사영 연산자 $N()$ 은 원하는 첨단부 힘 및 첨단부 토크를 제공하는 선택된 조인트 토크 세트가 추가의 활용을 만족하도록 강제한다. 여분의 동작 자유도를 제공하는 로봇 시스템에서 제약을 사용하는 기법은 공지이며, 로봇 문헌들에서 찾을 수 있다. 예를 들어, Yoshihiko Nakamura의 "Advanced Robotics: Redundancy and Optimization", Addison-Wesley (1991) 및 Oussama Khatib의 문헌 "The Operational Space Framework", JSME International Journal, Vol. 36, No. 3, 1993을 참조한다.

$$\text{방정식 7: } \tau = J^T \begin{bmatrix} F_{TIP} \\ \tau_{TIP} \end{bmatrix} + N(-\nabla P(\theta))$$

[0061]

[0062]

단계 732 후에 과정 700B는 상기 설명된 과정 700과 동일한 방식으로 진행한다. 특히, 단계 732에서 결정된 조인트 토크에 기초하여, 단계 735는 텐션 T_{DIST} 를 결정한다. 단계 740 및 745는 텐션 T_{DIST} 에 대한 보정분 T_{PROX} 및 T_{PAIR} 을 결정하고, 단계 750은 조합된 텐션 벡터 T 를 결정한다. 다음에, 단계 755 및 760은 트랜스미션 시스템에 조합된 텐션 벡터 T 의 성분들을 적용하고 유지하여 시간 간격 Δt 동안 의료 기구를 가동시킨다.

[0063]

도 7a 및 7b의 과정 700 및 700B는 특정 세트의 조인트 토크를 생성하는 텐션의 결정을 요구한다. 하나의 고립된 조인트에 대한 텐던 텐션은 조인트 토크를 텐션이 적용되는 곳의 모멘트 암으로 나눴으로써 조인트 토크로부터 간단히 결정될 수 있다. 멀티-조인트의 경우, 트랜스미션 시스템 및 케이블 경로의 기하구조 및 가동 케이블의 여분성으로 인해 문제는 제약 하에 방정식 시스템을 푸는 것에 이른다. 한 특정한 구체예에서, 트랜스미션 시스템의 케이블 또는 다른 텐던의 느슨해짐을 방지하기 위해 방정식 시스템을 풀 때 마이너스가 아닌 텐던 텐션 제약(또는 최소 텐션 제약)을 적용할 수 있다. 문제의 입력은 각 조인트에 대해 결정된 조인트 토크이며, 동시에 케이블 경로의 기하구조가 방정식 시스템을 한정한다(또는 방정식 3의 복합 행렬 A). 방정식 3을 만족하고, 최소 텐션 제약보다 큰 적절한 텐던 텐션이 요구된다. SIMPLEX 방법이라고 하는 표준 최적화 방법을 사용하여 불균등 및 최적성 제약 하에 행렬 역변환 문제를 다룰 수 있다. SIMPLEX 방법은 비교적 큰 계산 시간을 필요로 하며, 실시간 적용에 사용될 때는 유익하지 않을 수 있다. 또한, SIMPLEX 방법은 조인트 토크가 변할 때 답들의 연속성을 보장하지 않는다. 계산 효율을 증가시키고, 연속 출력 답을 제공하기 위해서, 복합 행렬 A 의 삼각 성질에 의존하는 반복 접근법이 고려될 수 있다. 도 8a, 8b, 8c, 9a, 9b, 9c, 9d 및 9e는 멀티-조인트 방식 기구의 조인트의 몇 개 특정한 예들을 예시하며, 본원에서는 방정식 3의 복합 행렬 A 의 어떤 특성을 예시하기 위해 사용된다.

[0064]

도 8a는 예를 들어 다중 기계 조인트(810, 820 및 830)를 포함하는 기구의 일부분을 예시한다. 각 조인트(810, 820 또는 830)는 1의 자유도를 제공하며, 이것은 조인트의 축 z_1 , z_2 또는 z_3 을 중심으로 한 회전에 해당한다. 도 8a에서, 텐던 C1 및 C2가 조인트(810)의 가동을 위해 조인트(810)에 연결된다. 텐던 C3 및 C4는 조인트(810)를 통과해서 조인트(820)에 연결되어 조인트(820)를 가동시킨다. 텐던 C5 및 C6은 조인트(810)를 통과해서 조인트(830)에 연결되어 조인트(830)를 가동시킨다. 텐던 C1 내지 C6의 근단부(미도시)는 도 2 또는 3a에 예시된 것과 같은 순응성 트랜스미션 시스템을 통해 각각의 구동 모터나 다른 액츄에이터에 연결될 수 있다. 기구의 제어 시스템은 액츄에이터를 제어하여 텐던 C1, C2, C3, C4, C5 및 C6의 각각의 텐션 T1, T2, T3, T4, T5 및 T6을 적용한다.

[0065]

조인트(830)는 예시된 구체예에서 기구의 원단부에 위치하고, 조인트(830)의 가동은 도 5a, 5b, 5c 및 5d를 참조하여 상기 설명된 것과 같은 단일-조인트 과정을 이용해서 제어될 수 있다. 그러나, 조인트(820)에 대한 총

토크는 케이블 C3 및 C4의 텐션뿐만 아니라 조인트(830)에 연결된 텐던 C5 및 C6에 의해 적용되는 토크에도 의존한다. 조인트(810)에 대한 총 토크는 유사하게 텐던 C1 및 C2의 텐션뿐만 아니라 원단부에 더 가까이 있는 조인트(820 및 830)에 연결된 텐던 C3, C4, C5 및 C6에 의해 적용되는 토크에도 의존한다. 조인트(810, 820 및 830)에 대한 토크 τ_1 , τ_2 및 τ_3 을 텐던 T1, T2, T3, T4, T5 및 T6의 텐션과 관련시키기 위한 기구의 기하구조 또는 운동학적 특성에 기초한 모델이 개발될 수 있다. 방정식 3A는 한 이러한 수학적 모델을 예시하며, 상기 방정식 3의 구체적인 예를 제공한다. 방정식 3A에서, τ_1 , τ_2 및 τ_3 은 조인트(810, 820 및 830)에 대한 각각의 가동 토크이고, r_1 , r_2 및 r_3 은 텐던 C1, C3 및 C5가 부착한 곳의 유효 모멘트 암이고, T1, T2, T3, T4, T5 및 T6은 각각의 텐던 C1, C2, C3, C4, C5 및 C6의 텐션이다. 방정식 3A를 가져오는 모델은 조인트(810, 820 및 830)를 포함하는 기구의 특정한 일련의 기하구조 또는 기계적 특성에 적용되며, 이들은 회전축 $z1$, $z2$ 및 $z3$ 이 평행하며, 동일한 평면에 놓인 것; 텐던 C1과 C2, C3과 C4, 또는 C5와 C6이 각각 유효 모멘트 암 r_1 , r_2 및 r_3 에 부착된 것; 및 텐던 C1, C3 및 C5가 각각 텐던 C2, C4 및 C6의 작동과 반대의 회전 방향으로 각각의 조인트(810, 820 및 830) 상에서 작동하는 것을 포함한다.

$$\text{방정식 3A:} \quad \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_1 & -r_1 & r_2 & -r_2 & r_3 & -r_3 \\ 0 & 0 & r_2 & -r_2 & r_3 & -r_3 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & r_3 & -r_3 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} T1 \\ T2 \\ T3 \\ T4 \\ T5 \\ T6 \end{bmatrix}$$

[0066]

[0067]

도 8b 및 8c는 각각의 회전축 $z1$ 및 $z2$ 가 서로 수직인 조인트(810 및 820)를 포함하는 의료 기구의 특성을 예시한다. 일반적으로 각 조인트(810 및 820)에서 순 토크는 조인트를 통과해 원단부까지 이어진 텐던의 텐션 및 조인트의 가동축에 대해 텐던과 연계된 유효 모멘트 암에 의존한다. 도 8c는 각 텐던 C1, C2, C3 및 C4이 축 $z1$ 및 $z2$ 를 중심으로 상이한 모멘트 암에서 작동하는 전형적인 예를 예시하기 위해 조인트(810)의 기저부의 도면을 도시한다. 고립된 시스템 또는 기구의 원단부 상의 마지막 2개의 피가동 조인트로서 조인트(810 및 820)를 고려하면, 조인트(810 및 820)에 대한 순 토크 τ_1 및 τ_2 는 방정식 3B에 나타난 대로 각각의 텐던 C1, C2, C3 및 C4의 텐션 T1, T2, T3 및 T4과 관련된다. 특히, 조인트(820)는 텐던 C3의 텐션 T3 및 텐던 C3이 조인트(820)에 부착된 곳의 축 $z2$ 에 대한 모멘트 암 $a32$ 와 텐던 C4의 텐션 T4 및 텐던 C4가 조인트(820)에 부착된 곳의 축 $z2$ 에 대한 모멘트 암 $a42$ 에 의존하는 순 토크 τ_2 에 종속된다. 조인트(810)에 대한 토크 τ_1 은 조인트(810)에 부착된 텐던 C1 및 C2의 텐션 T1 및 T2, 조인트(820)에 부착된 텐던 C3 및 C4의 텐션 T3 및 T4, 및 모멘트 암 $a11$, $a21$, $a31$ 및 $a41$ 에 의존한다. 모멘트 암 $a21$ 및 $a41$ 은 텐던 C2와 C4를 당기면 조인트(810)에 대한 토크 τ_1 에 대해 관례상 정해지는 플러스 방향의 반대 방향으로 회전을 일으키기 때문에 마이너스 부호가 할당된다. 같은 이유로 모멘트 암 $a31$ 은 텐던 C3을 당기면 조인트(820)의 플러스 회전 방향에 반대로 회전을 일으키기 때문에 마이너스 부호가 할당된다.

$$\text{방정식 3B:} \quad \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a11 & -a21 & a31 & -a41 \\ 0 & 0 & -a32 & a42 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T1 \\ T2 \\ T3 \\ T4 \end{bmatrix}$$

[0068]

[0069]

조인트 축들이 서로 평행하지도 않고 수직도 아니며, 임의의 상대적 배향으로 있을 때는 각 조인트 축에 대해 각 텐던의 모멘트 암을 상응하여 산출함으로써 방정식 3에서 행렬 A를 산출할 수 있는 유사한 방법이 이용될 수 있음이 인정되어야 한다.

[0070]

도 9a는 의료 카테터, 위장관, 결장 및 기관지 내시경, 가이드 와이어 및 조직 샘플링에 사용되는 그래스퍼 및 니들과 같은 어떤 다른 내시경 기구들에서 통상 볼 수 있는 것과 같은 연속 가요성 조인트(910)를 포함하는 기구의 일부분(900)을 도시한다. 조인트(910)는 도 3b를 참조하여 상기 설명된 가요성 구조와 유사하다. 그러나, 조인트(910)는 3개 이상의 텐던(920)을 사용하여 조작되며, 2의 동작 자유도를 가진 조인트를 제공할 수 있다. 예를 들어, 도 9b는 도 9b에서 c1, c2, c3 및 c4라고 표시된 4개의 텐던(920)이 가요성 조인트(91

0)의 단부에 연결된 구체예의 기저도를 도시한다. 텐던 c1과 c2의 텐션의 차이가 조인트(910)를 제1 방향으로 돌려서, 예를 들어 X 축을 중심으로 회전을 일으킬 수 있고, 텐던 c3와 c4의 텐션의 차이는 조인트(910)를 제1 방향과 직교하는 제2 방향으로 돌려서, 예를 들어 Y 축을 중심으로 회전을 일으킬 수 있다. 조인트(910)를 구부리는 경향을 나타내는 순 토크의 성분 τ_x 및 τ_y 는 방정식 3C에 나타난 대로 텐던 c1, c2, c3 및 c4의 각각의 텐션 T1, T2, T3 및 T4로부터 결정될 수 있다. 방정식 3C에서 볼 수 있는 대로, 토크 성분 τ_x 및 τ_y 에 대한 방정식들은 성분 τ_x 는 텐션 T1 및 T2에만 의존하고, 성분 τ_y 는 텐션 T3 및 T4에만 의존한다는 점에서 연결되지 않는다.

$$\text{방정식 3C: } \begin{bmatrix} \tau_x \\ \tau_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} rx & -rx & 0 & 0 \\ 0 & 0 & ry & -ry \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T1 \\ T2 \\ T3 \\ T4 \end{bmatrix}$$

[0071]

[0072]

도 9c는 도 9c에서 c1, c2 및 c3으로 표시된 3개의 텐던(920)을 사용하여 조인트(910)를 가동시키는 구체예의 기저도를 예시한다. 이 형태에서, 조인트(910)를 구부리는 경향을 나타내는 순 토크의 성분 τ_x 및 τ_y 는 방정식 3D에 나타난 대로 텐던 c1, c2 및 c3의 각각의 텐션 T1, T2 및 T3로부터 결정될 수 있으며, 여기서 ra는 X 축을 중심으로 한 텐던 c1의 모멘트 암이고, -rb는 X 축을 중심으로 한 텐던 c2 및 c3의 모멘트 암이고, rc 및 -rc는 Y 축을 중심으로 한 텐던 c2 및 c3의 각 모멘트 암이다. 텐던 c2와 c3를 당기면 텐던 c1을 당겼을 때 X 축을 중심으로 조인트(910)가 구부러지는 방향과 반대 방향으로 조인트(910)가 구부러지기 때문에 X 축을 중심으로 한 텐던 c2 및 c3의 모멘트 암에는 관례상 마이너스 부호가 할당된다. 같은 이유로 Y 축을 중심으로 한 텐던 c3의 모멘트 암에도 관례상 마이너스 부호가 배정된다.

$$\text{방정식 3D: } \begin{bmatrix} \tau_x \\ \tau_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} ra & -rb & -rb \\ 0 & rc & -rc \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T1 \\ T2 \\ T3 \end{bmatrix}$$

[0073]

[0074]

도 9d는 가요성 기구(950), 예를 들어 가요성 카테터가 2개의 조인트를 함유하는 구체예를 예시한다. 조인트(910)는 텐던(920)을 통해 가동되어 2의 동작 자유도를 제공하고, 조인트(940)는 텐던(930)을 통해 가동되어 또 다른 2의 동작 자유도를 제공한다. 도 9e는 조인트(910)에 대한 3개의 텐던(920)(도 9e에서 c1, c2 및 c3로 표시됨)과 조인트(940)에 대한 3개의 텐던(930)(도 9e에서 c4, c5 및 c6으로 표시됨)을 사용하는 특정한 경우에서 조인트(940)의 기저부를 예시한다. 가장 원위의 조인트(910)에서 토크와 힘 사이의 관계는 상기 방정식 3D를 이용해서 모델링될 수 있다. 그러나, 조인트(940)의 토크는 가요성 구획(940)을 통과하는 모든 텐던(920 및 930)의 텐션에 의존한다. 따라서, 한 특정한 예에서, 기구(950)의 토크 및 텐션은 방정식 3E에 나타난 대로 관련될 수 있다. 방정식 3E에서 τ_{1x} 및 τ_{1y} 는 조인트(910)의 토크 성분이고, τ_{2x} 및 τ_{2y} 는 조인트(940)의 토크 성분이며, ra, rb 및 rc는 모멘트 암의 크기이고, T1, T2 및 T3은 텐던(920)의 텐션이고, T4, T5 및 T6은 텐던(930)의 텐션이다.

$$\text{방정식 3E: } \begin{bmatrix} \tau_{2x} \\ \tau_{2y} \\ \tau_{1x} \\ \tau_{1y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -ra & rb & rb & ra & -rb & -rb \\ 0 & -rc & rc & 0 & rc & -rc \\ 0 & 0 & 0 & ra & -rb & -rb \\ 0 & 0 & 0 & 0 & rc & -rc \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T1 \\ T2 \\ T3 \\ T4 \\ T5 \\ T6 \end{bmatrix}$$

[0075]

[0076]

방정식 3A 내지 3E는 많은 의료 기구에서 가장 원위의 조인트에 특정한 토크를 제공하는 텐션을 찾는 문제가 시스템의 그외 텐션들에 독립적으로 해결될 수 있음을 예시한다. 더 일반적으로 각 조인트에 대한 조인트 토크는 해당 조인트와 연결된 텐던의 텐션 및 더 원위의 조인트들에 적용되는 텐션에 의존한다. 따라서, 도 7a 및 7b의 과정 700 및 700B의 단계 735는 기구의 원단부로부터 기구의 근단부를 향해서 순서대로 조인트들을 반복 분석하는 과정을 이용하여 수행될 수 있으며, 이로써 주어진 세트의 조인트 토크를 생성하는 일련의 텐션을 결정

할 수 있다.

[0077] 도 10은 주어진 세트의 조인트 토크를 생성하는 텐션을 산출하기 위한 반복 과정 735을 도시한다. 도 10의 구체예에서 과정 735는 마지막 또는 가장 원위의 조인트에 대한 텐션 결정에서 시작하며, 이어서 제1 또는 가장 근위의 조인트를 향해서 순서대로 조인트들에 대한 텐션들을 순차적으로 결정한다. 단계 1010은 지수 j 를 초기화하며, 이것은 분석될 조인트를 확인하고, 처음에 조인트의 번호 L 로 설정된다. 다음에, 단계 1020은 j 번째 조인트에 대한 토크 τ_j 를 취득한다. 조인트 토크 τ_j 는, 예를 들어 상기 설명된 과정 700의 단계 730이나 과정 700B의 단계 732에서처럼 결정될 수 있으며, 1의 동작 자유도를 제공하는 조인트에 대해 하나의 0이 아닌 성분을 갖거나, 또는 2의 동작 자유도를 제공하는 조인트에 대해 2개의 0이 아닌 성분을 가질 수 있다.

[0078] 다음에, 단계 1030은 j 번째 조인트에 부착된 연동장치(linkage)를 통해 j 번째 조인트에 직접 적용되는 텐션을 계산하며, 이로써 예를 들어 도 7a 또는 7b의 단계 730 또는 732에서 산출된 순 토크를 생성할 수 있다. 도 10의 예에서, 단계 1030의 계산은 직접 적용되는 텐션들 중 하나가 목표 또는 명목 텐션인 제약 하에 이루어진다. 명목 텐션은 반드시 0일 필요는 없으며, 이로써 트랜스미션 시스템의 텐션이 해제되거나, 또는 달리 최소 텐션이 되어 트랜스미션 시스템의 텐션이 느슨하게 되지 않도록 보장한다. 명목 텐션은 반드시 액추에이터 힘이 해제되는 경우, 예를 들어 도 6의 구동 모터(640)가 프리휠링인 경우에 상응할 필요는 없으며, 이 경우 텐션은 이용된 트랜스미션 시스템의 종류에 의존할 수 있다.

[0079] 의료 기구의 j 번째 조인트가 1의 동작 자유도를 제공하고, 2개의 텐던 또는 트랜스미션 시스템에 직접 결합된 특정한 경우에, 조인트 토크는 방정식 3에서 한 가지 방정식에 의해 텐션과 관련되는 하나의 성분을 가진다. 다음에, L 번째 또는 가장 원위의 조인트에 대한 단계 1030은 조인트 토크를 가장 원위의 조인트와 결합된 2개의 텐션과 관련시키는 선형 방정식을 푸는 것을 포함한다. 2개의 미지의 텐션을 포함하는 하나의 선형 방정식에서 하나의 텐션이 명목 텐션이라는 제약을 적용하면 나머지 텐션에 대해 유일한 답이 보장된다. 특히, 나머지 텐션은 가장 원위의 조인트에 대한 토크 및 복합 행렬 A 의 관련 계수들로부터 유일하게 결정될 수 있다. 또는 달리, L 번째 조인트가 2의 자유도를 제공하고, 3개의 텐던 또는 트랜스미션 시스템에 결합된 경우, 조인트 토크는 2개의 성분을 가지며, 방정식 3에서 2개의 방정식에 상응한다. 2개의 방정식은 3개의 텐션을 포함하며, 이로써 텐션들 중 하나가 명목 텐션과 등가라는 제약 하에 나머지 2개의 텐션은 조인트 토크의 성분 및 복합 행렬 A 의 관련 성분들로부터 유일하게 결정될 수 있다. 제안된 방법은 유사한 방식으로 m 이 3 이상일 때 m 개의 텐던이 2의 자유도를 제공하는 동일한 조인트에 연결된 경우, $(m-2)$ 개의 텐션이 동일한 시간에서 명목 텐션과 등가가 되도록 제약될 수 있고, 동시에 나머지 2개의 텐션은 조인트 토크의 성분 및 복합 행렬 A 의 관련 성분들로부터 유일하게 결정될 것이라는 점에서 일반적이라는 것이 주지되어야 한다.

[0080] 처음에 단계 1030은 가장 원위의 조인트(즉, $j = L$)에 대해 실시된다. 단계 1030의 하위단계 1032는 처음에 가장 원위의 조인트에 부착된 트랜스미션 시스템들 중 하나를 선택하고, 하위단계 1034는 해당 텐션을 하위단계 1036에서의 시험 계산을 위해 명목 텐션으로 설정한다. 하위단계 1036은 처음에 조인트에 부착된 나머지 트랜스미션 시스템에 대한 텐션(또는 텐션들)을 계산하며, 계산된 텐션은 산출된 조인트 토크 및 가장 원위의 조인트에 직접 적용되는 나머지 텐션들에만 의존한다. 단계 1038은 계산된 텐션들이 전부 최소 허용 텐션 이상인지 결정한다. 만약 아니라면, 단계 1040은 단계 1034 및 1036이 반복될 때 명목 텐션을 가진 트랜스미션 시스템인 조인트에 직접 결합된 다른 트랜스미션 시스템을 선택한다. 일단 단계 1040이 계산된 텐션 또는 텐션들이 모두 최소 허용 텐션 이상이라고 결정하면, 가장 원위의 조인트에 대한 텐션의 결정이 완료되고, 단계 1050이 조인트 지수 j 를 내리며, 이후 과정 735가 단계 1060에서 다시 갈라져 단계 1020을 반복한다.

[0081] 조인트가 2개의 트랜스미션 시스템에 연결되고, 1의 동작 자유도를 제공하는 경우에 j 번째 조인트에 대한 단계 1030은 방정식 3에서 하나의 방정식에 대한 평가를 포함한다. 상기 설명된 대로, 복합 행렬 A 의 성질은 j 번째 조인트에 대한 방정식이 J 번째 조인트에 직접 결합된 텐션과 더 원위의 조인트들에 결합된 텐션들만을 포함하도록 한다. 따라서, 더 원위의 조인트들에 대한 텐션이 이미 결정되었다면, j 번째 조인트와 관련된 방정식은 조인트에 직접 연결된 트랜스미션 시스템의 텐션인 2개의 미지 값만을 포함한다. 텐션들 중 하나가 명목 텐션이라는 제약은 명목 텐션 이상인 나머지 텐션의 유일한 결정을 허용한다. j 번째 조인트가 트랜스미션 시스템에 연결되고, 2의 동작 자유도를 제공하는 경우는 조인트 토크의 두 성분과 관련된 2개의 방정식에 대한 평가를 포함한다. 더 원위의 조인트들의 텐션이 이미 결정되었다면, j 번째 조인트와 관련된 방정식은 조인트에 직접 연결된 텐던의 텐션인 3개의 미지 값만을 포함한다. 텐션들 중 하나가 명목 텐션이라는 제약은 명목 텐션 이상인 나머지 2개 텐션의 유일한 결정을 허용한다.

[0082] 따라서, 도 10의 과정 735는 기구의 원단부에서부터 순서대로 조인트의 텐션을 결정함으로써 완전한 세트의 원

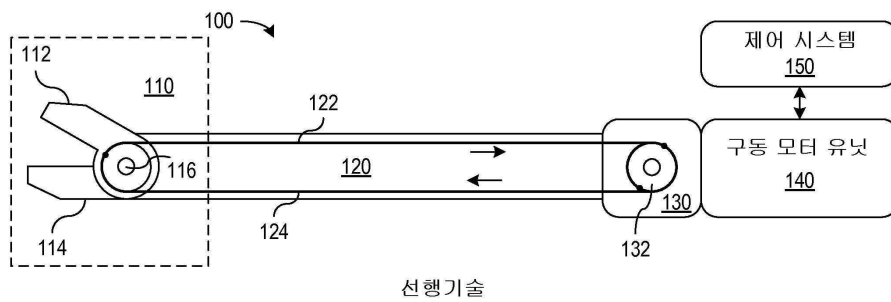
위 텐션을 생성할 수 있으며, 이것은 단계 1060이 가장 근위의 조인트가 평가되었음을 결정했을 때 단계 1070에서 출력된다. 과정 735는 의료 과정을 위한 충분히 원활한 동작을 제공하는 속도, 예를 들어 250Hz 이상의 속도로 변화되는 텐션의 실시간 결정을 위해 작동하는 컴퓨터 또는 다른 컴퓨터 방식 시스템을 사용하여 효과적으로 실행될 수 있다. 또한, 각 조인트가 목표 또는 명목 값의 적어도 하나의 직접 적용되는 텐션을 가진다는 제약은 연속하여 결정된 텐션들 간에 연속성을 제공한다.

[0083] 상기 설명된 과정들은 다목적 컴퓨터에 의해 실행되는 전자 메모리 또는 자기 또는 광학 디스크와 같은 컴퓨터 판독 매체에 저장될 수 있는 소프트웨어를 사용해서 실시되거나 제어될 수 있다. 또는 달리, 상기 설명된 과정들의 제어 또는 이용된 계산들은 특수 용도 하드웨어 또는 전자장치에 내장될 수 있다.

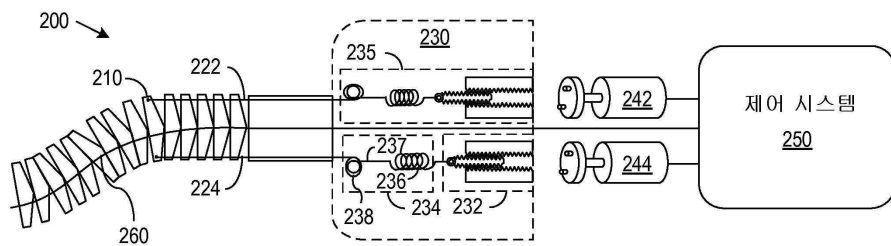
[0084] 본 발명은 특정한 구체예들을 참조하여 설명되었지만, 상기 설명은 본 발명의 용도의 예일 뿐이며, 제한으로서 해석되면 안 된다. 개시된 구체예들의 다양한 개조 및 조합이 이후 청구항들에 의해 한정되는 본 발명의 범위에 들어간다.

도면

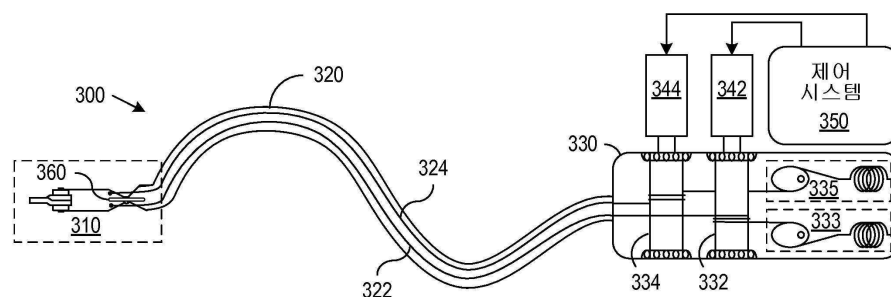
도면1



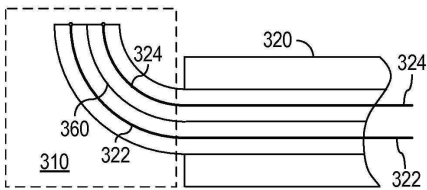
도면2



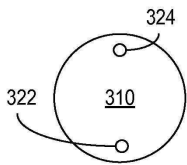
도면3a



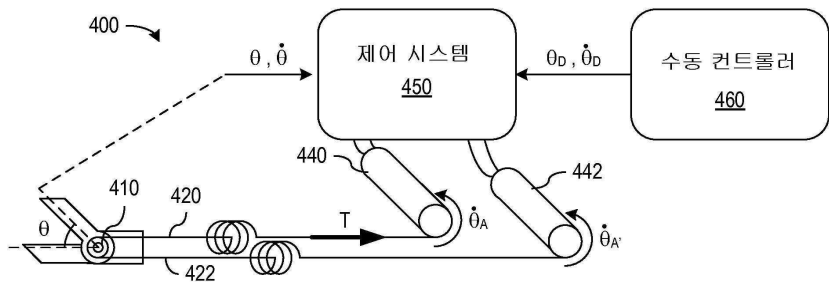
도면3b



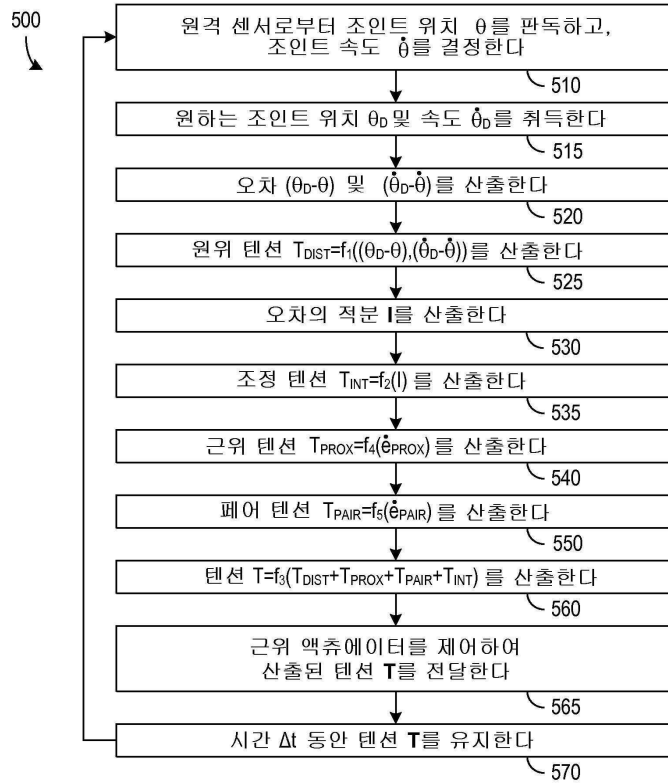
도면3c



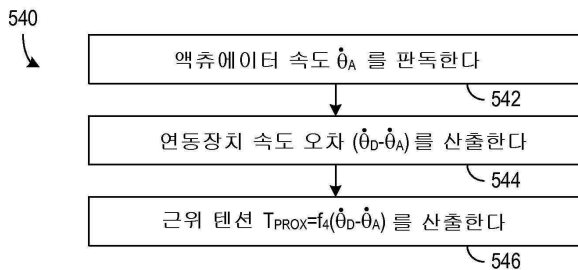
도면4



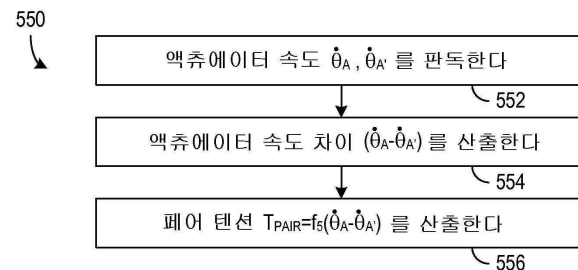
도면5a



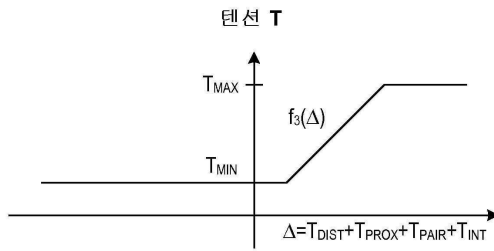
도면5b



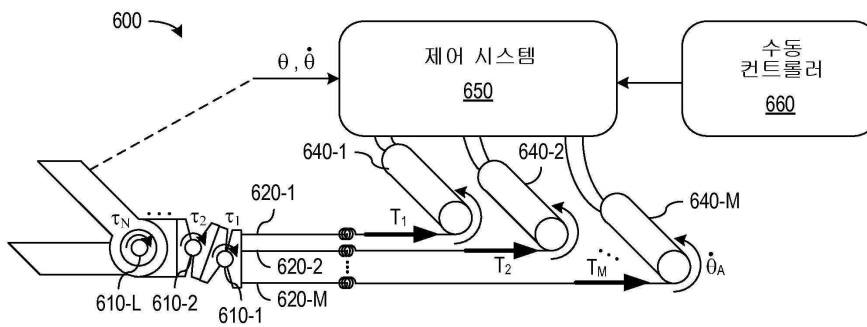
도면5c



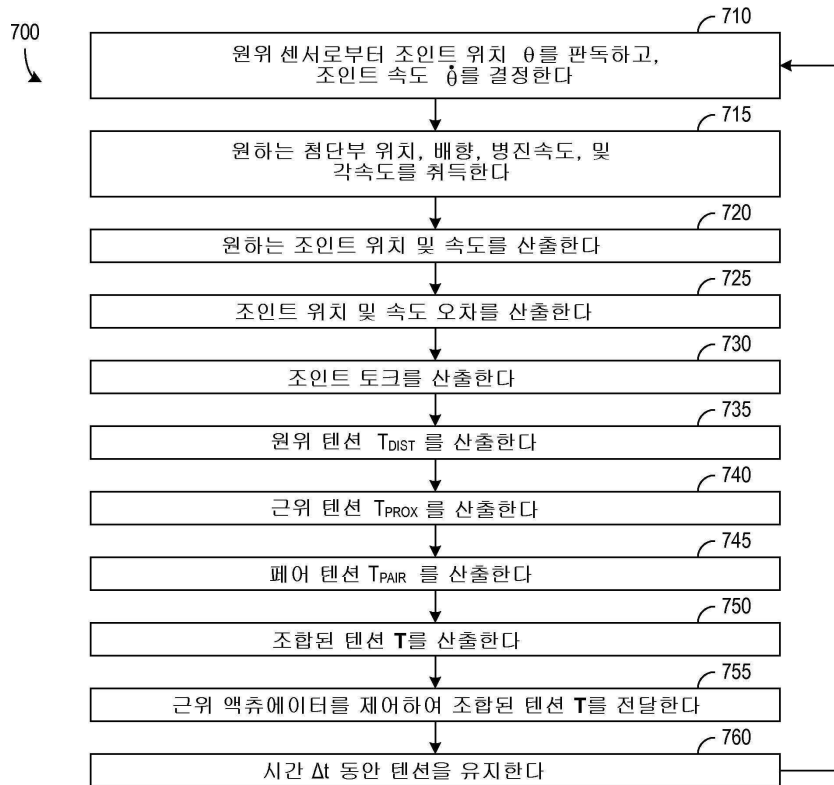
도면5d



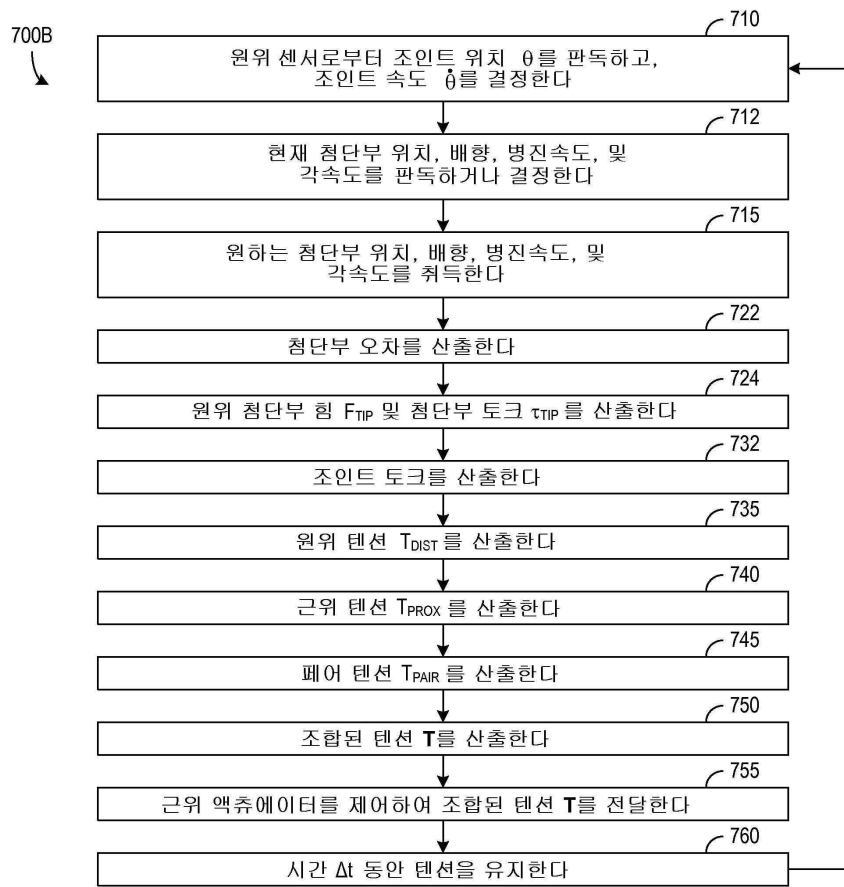
도면6



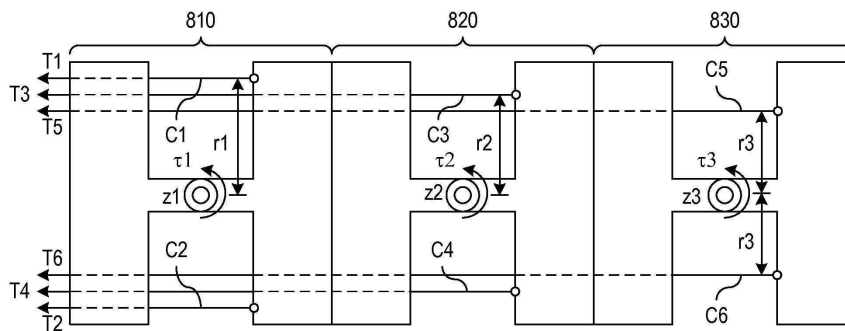
도면7a



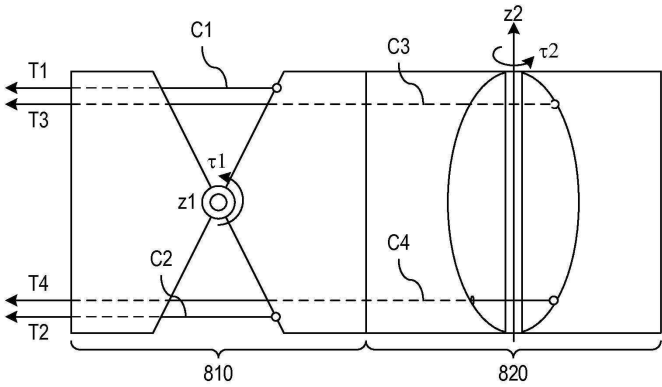
도면7b



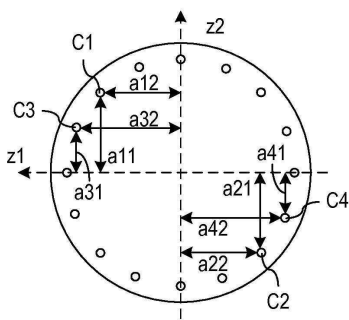
도면8a



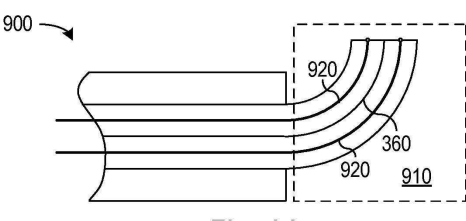
도면8b



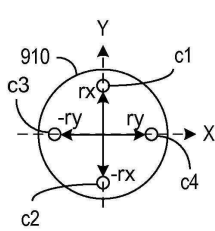
도면8c



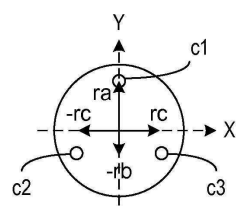
도면9a



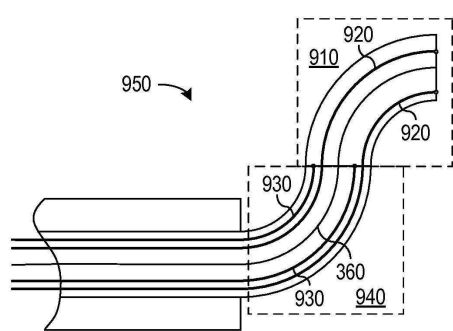
도면9b



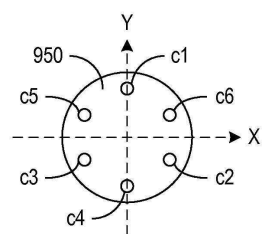
도면9c



도면9d



도면9e



도면10

