

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6971228号
(P6971228)

(45) 発行日 令和3年11月24日 (2021.11.24)

(24) 登録日 令和3年11月4日 (2021.11.4)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 17/3205 (2006.01)

A 6 1 B 17/3205

A 6 1 B 17/56 (2006.01)

A 6 1 B 17/56

F 16 F 15/08 (2006.01)

F 16 F 15/08

K

請求項の数 23 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2018-521879 (P2018-521879)
 (86) (22) 出願日 平成28年10月25日 (2016.10.25)
 (65) 公表番号 特表2019-500920 (P2019-500920A)
 (43) 公表日 平成31年1月17日 (2019.1.17)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2016/058689
 (87) 國際公開番号 WO2017/074950
 (87) 國際公開日 平成29年5月4日 (2017.5.4)
 審査請求日 令和1年10月24日 (2019.10.24)
 (31) 優先権主張番号 14/926,787
 (32) 優先日 平成27年10月29日 (2015.10.29)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 米国(US)

(73) 特許権者 504101304
 メドトロニック・ゾーメド・インコーポレーテッド
 アメリカ合衆国フロリダ州32216-0980, ジャクソンビル, ノース, サウスポイント・ドライブ 6743
 (74) 代理人 100140109
 弁理士 小野 新次郎
 (74) 代理人 100118902
 弁理士 山本 修
 (74) 代理人 100106208
 弁理士 宮前 徹
 (74) 代理人 100120112
 弁理士 中西 基晴

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 振動を低減するための方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療用の切除ツールを保持するための組立体であって、
 モータハウジング組立体に動作可能に結合されるように構成された取付け基部と、
 第1の終端部から第2の終端部まで延在する取付け管と、
 前記取付け基部と前記取付け管の少なくとも一部分との間に位置決めされた減衰部材(70)と、
 を備え、

前記医療用の切除ツールが、前記取付け基部および前記取付け管を貫通しつつ前記モータハウジング組立体内のモータから前記医療用の切除ツールにトルクが伝達されるように構成され、

前記取付け管が、前記第1の終端部において前記取付け基部に結合され、
 前記取付け管の前記第2の終端部が、前記取付け基部から延在し、
 前記取付け管が、前記取付け基部内において、前記減衰部材だけに直接接合される、組立体。

【請求項 2】

前記取付け管が、前記第1の終端部に管取付け区間を含み、前記管取付け区間が、前記医療用の切除ツールの運動によって生じる振動に関して前記モータハウジング組立体において感じられる振動を低減するために前記減衰部材と協働するように選択された壁厚を含む、請求項1に記載の組立体。

【請求項 3】

前記取付け管が、前記第1の終端部から前記第2の終端部まで延在する内腔を形成し、
 前記取付け管が、前記第1の終端部の近くに第1の内径を有し、
 前記取付け管が、前記第2の終端部に第2の内径を有し、
 前記第1の内径は、前記壁厚が少なくとも部分的に前記第1の内径により形成されるよう
 に、前記第2の内径よりも大きい、請求項2に記載の組立体。

【請求項 4】

前記減衰部材が、前記取付け管および前記取付け基部の両方に直接接合される、請求項
 1に記載の組立体。

【請求項 5】

前記取付け管が、前記管取付け区間の第1の部分において前記取付け基部に直接接合さ
 れ、かつ、前記取付け管と前記取付け基部との間の前記管接続区間の第2の部分において
 前記減衰部材に直接接觸する、請求項1に記載の組立体。

【請求項 6】

前記取付け管が、前記第1の終端部と前記第2の終端部との中間にある減衰特徴(12
 0)を形成し、

前記取付け管が、前記第1の終端部と前記減衰特徴との間および前記第2の終端部と前
 記減衰特徴との間に第1の内径を形成し、

前記取付け管が、前記減衰特徴の箇所に第2の内径を形成し、

前記第2の内径が前記第1の内径よりも大きい、請求項1から5のいずれか一項に記載
 の組立体。

【請求項 7】

前記取付け基部および前記取付け管を貫通する前記医療用の切除ツールであって、前記
 医療用の切除ツールの振動が少なくとも前記減衰部材によって低減される、前記医療用の
 切除ツールと、

前記モータを収容する前記モータハウジング組立体であって、前記医療用の切除ツール
 が前記モータに動作可能に接続される、前記モータハウジング組立体と、
 をさらに備える、請求項1から6のいずれか一項に記載の組立体。

【請求項 8】

医療用の切除ツールを保持するための組立体であって、

取付け接続部においてモータハウジングに動作可能に結合されるように構成されたモー
 タハウジング接続部、および管接続内腔を有する、取付け基部と、

第1の終端部から第2の終端部まで延在する取付け管であって、前記第1の終端部と前
 記第2の終端部との間に位置決めされた前記取付け管の壁の選択された厚さによって少な
 くとも形成された振動低減特徴(120)を有する、取付け管と、
 を備え、

前記医療用の切除ツールが、前記取付け基部および前記取付け管を貫通しつつ前記モー
 タハウジング内のモータから前記医療用の切除ツールにトルクが伝達されるように構成さ
 れ、

前記取付け管が、前記第1の終端部に近い取付け基部接続部において前記取付け基部に
 結合され、

前記取付け管の前記第2の終端部が、前記取付け基部から延在する、組立体。

【請求項 9】

前記取付け基部接続部が、前記第1の終端部から前記取付け管の前記第2の端部に向か
 つて第1の距離だけ延在する、請求項8に記載の組立体。

【請求項 10】

前記取付け管が、前記取付け基部に直接接続される、請求項9に記載の組立体。

【請求項 11】

前記接続内腔が、内部壁面を含み、前記取付け基部接続部が、外部壁面を含み、

前記内部壁面および前記外部壁面が、圧入、蝶付け、溶接、ねじ式接続、接着剤、杭の

10

20

30

40

50

うちの少なくとも 1 つにより前記取付け管を前記取付け基部に固定するように構成される
、
請求項 8 から 10 のいずれか一項に記載の組立体。

【請求項 12】

減衰部材 (70) をさらに備え、

前記取付け管が、前記減衰部材内に延在し、かつ前記取付け基部内で前記減衰部材だけ
に直接接触する、請求項 9 に記載の組立体。

【請求項 13】

前記減衰部材が、前記取付け基部に直接接触する、請求項 12 に記載の組立体。

【請求項 14】

前記取付け接続部を有する前記モータハウジングと、

前記モータハウジング内に収容された前記モータと、

をさらに備える、請求項 8 から 13 のいずれか一項に記載の組立体。

【請求項 15】

前記モータが、動作中に前記医療用の切除ツールを回転させるように構成される、請求
項 14 に記載の組立体。

【請求項 16】

前記第 1 の終端部の近くで前記取付け管の少なくとも一部分を取り囲むように前記管接
続内腔内に位置決めされた減衰部材 (70) をさらに備え、

前記減衰部材が、前記取付け基部と前記取付け管との間に位置決めされる、請求項 8 に
記載の組立体。

【請求項 17】

前記減衰部材が、エラストマ材料、シリコーンゴム、(ASTM D1418 によって
定義される) FKM、フルオロエラストマ、またはクロロブチルエラストマで形成される
、請求項 16 に記載の組立体。

【請求項 18】

医療用の切除ツールを保持するための組立体を形成する方法であって、

前記組立体は、

取付け接続部においてモータハウジングに動作可能に結合されるように構成されたモータ
ハウジング接続部、および管接続内腔を有する、取付け基部と、

第 1 の終端部から第 2 の終端部まで延在する取付け管であって、前記第 1 の終端部と前
記第 2 の終端部との間に位置決めされた前記取付け管の壁の選択された厚さによって少な
くとも形成された振動低減特徴 (120) を有する、取付け管と、を備え、

前記医療用の切除ツールが、前記取付け基部および前記取付け管を貫通しつつ前記モー
タハウジング内のモータから前記医療用の切除ツールにトルクが伝達されるように構成さ
れており、

取付け管の第 1 の終端部を取付け基部の管接続内腔内に挿入するステップ、および、
前記取付け管を前記取付け基部に固定するステップを含む、方法。

【請求項 19】

前記振動低減特徴 (120) が、前記取付け管の第 1 の長さに渡って、前記取付け管の
第 2 の長さに渡る第 2 の内径よりも大きい第 1 の内径を形成することを含む、請求項 18
に記載の方法。

【請求項 20】

前記管接続内腔内の前記取付け管の外壁と前記取付け基部の内壁との間に減衰部材 (7
0) を更に配置するステップ

をさらに含む、請求項 18 または 19 に記載の方法。

【請求項 21】

エラストマ材料、シリコーンゴム、(ASTM D1418 によって定義される) FKM、フルオロエラストマ、またはクロロブチルエラストマのうちの少なくとも 1 つで前記
減衰部材 (70) を形成するステップ

10

20

30

40

50

をさらに含む、請求項 20 に記載の方法。

【請求項 22】

医療用の切除ツールを保持するための組立体であって、モータハウジング組立体に動作可能に結合されるように構成された取付け基部と、第 1 の終端部から第 2 の終端部まで延在する取付け管と、前記取付け基部と前記取付け管の少なくとも一部分との間に位置決めされた減衰部材(70)と、
を備え、

前記医療用の切除ツールが、前記取付け基部および前記取付け管を貫通しつつ前記モータハウジング組立体内のモータから前記医療用の切除ツールにトルクが伝達されるように構成され、

前記取付け管が、前記第 1 の終端部において前記取付け基部に結合され、前記取付け管の前記第 2 の終端部が、前記取付け基部から延在し、前記取付け基部は、取付け基部受入れ区間を有し、

前記取付け管は、前記第 1 の終端部において、前記取付け基部受入れ区間に受け入れられる接続領域を有し、前記接続領域は前記取付け基部受入れ区間に沿って延びる第 1 の内径と、前記取付け基部受入れ区間の端部から延びる第 2 の内径とを有し、前記第 1 の内径は前記第 2 の内径よりも大きく、

前記第 1 の内径と第 2 の内径は、振動低減特徴を提供する、組立体。

【請求項 23】

前記取付け管の前記第 1 の終端部を前記取付け基部の管接続内腔内に挿入するステップは、前記取付け管の前記第 1 の終端部の第 1 の長さを前記取付け基部の管接続内腔内に挿入するステップを有し、

前記振動低減特徴(120)は、前記取付け基部の端部から始まる前記取付け管の第 2 の長さに亘る第 2 の内径より大きい、前記取付け基部内に挿入される前記取付け管の前記第 1 の長さのための第 1 の内径を形成するステップを有する、請求項 18 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[0001]本開示は、振動の量を低減することに關し、具体的には、ツールビットの運動に起因する把柄の振動を緩和しつつ最小限に抑えることに関する。

【背景技術】

【0002】

[0002]この節では本開示に関する背景情報を提供するが、これは必ずしも従来技術を意味するものではない。

[0003]選択された物質を除去するのを支援するために、対象に対して処置が行われ得る。外科的処置などの様々な処置において、組織の摘出または切除など、対象から組織が除去され得る。種々の組織には、軟組織または硬組織が含まれ得る。硬組織の除去または拡張中、電動の機器が、組織の切除および切開において使用され得る。椎骨の処置などの様々な処置中、機器は、敏感な領域の近くから骨組織を除去するために使用され得る。

【0003】

[0004]例えば、脊髄の処置中、患者の脊柱から延在する神経の近くから骨組織を除去することが選択され得る。骨組織の切除は、神経への圧力を取り除いて痛みを和らげるのを支援するためのものであり得る。したがって、切除は、神経束などの敏感な組織の近くで行われる場合があり、そのような場所では、正確かつ制御された切除が選択される。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0004】

[0005]この節では本開示の一般的な概要を提供する。またこの節は、本開示の全ての範囲または全ての特徴を包括的に開示するものではない。

10

20

30

40

50

[0006]ツールに結合してそのツールを保持することができる組立体が開示される。ツールは、骨切除ツールなどの切除ツールであり得る。様々な実施形態において、ツールは、端部に作業端を有する細長い軸を含み得る。軸は、操作中にツールにトルクを与えてツールを回転させるために、モータに結合され得る。操作は、対象から骨組織または他の組織を切除することを含み得る。

【0005】

[0007]組立体は、モータに対してツールを保持する取付け組立体を含む。取付け組立体は、取付け基部、およびコレットに結合され得る取付け管を含み得る。コレットは、モータからのトルクをツールに伝達する様々な歯車および接続部分を含み得る。取付けは、モータによって作動されるツールを選択することを可能にするために、内腔直径、長さ、角度、などの様々な特徴を提供し得る。さらに、取付け組立体は、ツールによって生じ、使用者によって感じられて受け止められるツール先端における振動を最小限に抑え、かつ/または低減するために、減衰部材、厚さなどの、剛性変更特徴および/または減衰特徴を含み得る。

【0006】

[0008]さらなる適用可能領域は、本明細書に記載の説明から明らかになるであろう。この概要における説明および具体例は、例示のみを目的として意図したものであり、本開示の範囲を限定することを意図したものではない。

【0007】

[0009]本明細書に記載されている各図面は、選択された実施形態、および全てではない実施可能態様を単に例示する目的のものであり、本開示の範囲を限定することを意図したものではない。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】[0010]図1は、様々な実施形態による機器組立体の斜視図である。[0011]図1 Aは、角度付きの取付け組立体の斜視図である。

【図2】[0012]様々な実施形態による取付け組立体の平面図である。

【図3 A】[0013]線3 A - 3 Aに沿った図2の取付け組立体の断面図である。

【図3 B】[0014]図3 A - 3 Aに沿った図2の代替的な取付け組立体の断面図である。

【図3 C】[0015]図3 A - 3 Aに沿った図2の代替的な取付け組立体の断面図である。

【図4】[0016]図3の取付け組立体の分解組立図である。

【図5】[0017]様々な実施形態による取付け管の長手軸に沿った取付け管の断面図である。

【図6】[0018]様々な実施形態による取付け組立体の断面図である。各図面のいくつかの図を通して、対応する参照番号は、対応する部品を示す。

【発明を実施するための形態】

【0009】

[0019]次に、添付の図面を参照しながら、例示的な実施形態をより詳細に説明する。

[0020]最初に図1および図2を参照すると、機器組立体10が示されている。機器組立体10は、例えば、Medtronic, Inc.によって販売される、耳鼻咽喉科(ENT: ear - nose - throat)または神経外科に対して選択的に使用され得るStraightshot(登録商標)M4 Microdebrider動力ハンドピースまたはMidas Rex(登録商標)Legend EHS Stylus(登録商標)High-Speed Surgical Drillといった、組織を切除するために使用される機器組立体と同様のものであり得る。機器組立体10はモータハウジング16を含むことができ、このモータハウジング16は、長軸に沿って延在し、かつ、角度を付けられたまたは人間工学的な形状とされた様々な部分を有し得る。ハウジング16は、モータ17を収容し、かつ、コレット組立体18を有し得る。コレット18は、ツールビット20とともに、歯車およびモータハウジング16内のモータへの接続部などの様々な部分を収容し得る。ツールビット20は、作業端22および軸24を含み得る。作業端

10

20

30

40

50

22は、バー(b u r r)、ドリルピット、切除バー(r e s e c t i o n b u r r)、または他の適切な作業端を含み得る。それでもなお、モータ17は、コレット18内の相互接続を介して、軸24を通じて作業端22にトルクを伝達することができる。

【 0 0 1 0 】

[0021]機器組立体10は、取付けハウジングとも呼ばれる取付け基部30、および取付け管34をさらに含み得る。取付け管34は、本明細書においてさらに論じられるよう、取付け基部30と相互接続され得る。取付け管34は、内腔42を形成することができ、取付け管34および内腔42はどちらも、第1の終端部35から第2の終端部37まで延在し得る。

【 0 0 1 1 】

[0022]取付け基部30および取付け管34は、選択された処置中にコレット18から動作可能に取り外され得る。例えば、取付け基部30および取付け管34は、取付け組立体40を形成してもよく、この取付け組立体40は、取付け管34の少なくとも一部分を貫通し得る内腔42の選択されたサイズ、および取付け管34の幾何形状などの、様々な特徴を含み得る。例えば、取付け管34は、図1Aに示されるように、取付け管34'として提供されてもよく、この場合、取付け管34は、第1の軸Aに沿って延在する第1の管部分34a、および第2の軸Bに沿って延在する第2の管部分34bを含み、軸AおよびBは、互いにに対して角度を付けられる。軸Aと軸Bとの間の角度は、選択された処置に基づいて選択されてもよく、また、モータ16から角度を付けられた領域を通じてツール20に動力を提供するために、可動の相互接続部をさらに含んでもよい。ある角度を有する取付け基部に取付け管34を接続することにより角度が形成されてもよい。例えば、歯車および接続部が、近位端部と接続端部50との間で取付け基部内に設けられてもよい。したがって、角度を付けられた管34'を有することなしに、ツール20の作業端22とコレット18との間に角度が設けられ得る。それでもなお、取付け組立体40は、取付け管34の長さ、取付け管34'の角度を含む取付け管の角度、取付け基部30の角度、および他の特徴などの様々な特徴を含み得る取付けを選択的に選ぶために、コレット組立体18から取り外され得る。

【 0 0 1 2 】

[0023]取付け組立体40は、取付け管34と取付けハウジング30との相互接続部を含み得る。図3Aに示されるように、取付け管34は、取付けハウジング30から独立した部材として形成され得る。取付け管34は、様々な接続機構を使用して取付けハウジング30に選択的に結合され得る。

【 0 0 1 3 】

[0024]引き続き図3Aを参照し、さらに図3B、図3C、および図4を参照しながら、取付け組立体40がより詳細に論じられる。取付け組立体40は、取付け基部30内で係合される取付け管34を含む。取付け管34は、円筒状の外観を全体的に含み得る。さらに、内腔42は、内部環状壁によって形成され得る。本明細書において論じられるよう、選択された領域において内腔42の直径を変化させるために、様々な特徴が環状壁内に形成され得る。

【 0 0 1 4 】

[0025]取付け管34は、取付け基部受入れ区間52内に受け入れられる接続領域50を含み得る。接続領域50は、第1の終端部37にまたはその近くに形成され得る。様々な実施形態では、接続領域50は、第1の終端部35に形成されて、第2の終端部37に向かって延在し得る。管接続領域50は、長さ54に延在し、かつ、外径56を含み得る。取付け部分50は、取付け基部30への取付け管34の結合のために、受入れ区間52内に受け入れられ得る。

【 0 0 1 5 】

[0026]本明細書において論じられるよう、管接続領域50は、受入れ区間52内の雌ねじに係合するための雄ねじを有し得る。しかし、圧入、蝶付け、溶接、ねじ式接続、接着剤、杭、または取付け管34を取付け基部30に接続するために使用され得る他の適切

10

20

30

40

50

な接続のうちの少なくとも 1 つなどの、他の結合機構が設けられてもよいことが、理解される。さらに、本明細書において論じられるように、取付け管 3 4 は、様々な実施形態において、取付け基部 3 0 に直接的にも間接的にも結合され得る（図 3 A に示される）か、取付け基部 3 0 に間接的にのみ結合され得る（図 3 B に示される）か、または、取付け基部 3 0 に直接的にのみ結合され得る（図 3 C に示される）。

【 0 0 1 6 】

[0027]取付け基部 3 0 の取付け区間 5 2 は、中間部材または減衰部材 7 0（やはり図 4 に示される）を受け入れるために、外径 5 6 よりも大きくされ得る第 1 の内径 5 8 を含み得る。受入れ区間 5 2 は、管接続区間 5 0 の外径 5 6 に実質的に等しいかまたはそれよりもわずかに大きくされ得る第 2 の内径 6 0 をさらに含み得る。内径 5 8 と減衰部材 7 0 の外径 5 6 との関係は、減衰部材 7 0 と取付け基部 3 0 との間の圧入接続を可能にするかまたはそれを形成し得る。したがって、組み立てられると、取付け管 3 4 の接続領域 5 0 は、取付け基部 3 0 の取付け領域 5 2 と全体的に同心になり得る。

【 0 0 1 7 】

[0028]ツール 2 0 は、軸 2 0 a を中心として回転し得る。回転は、モータ組立体 1 6 内のモータ 1 7 からツール 2 0 に伝達されるトルクによって生じ得る。両頭矢印 5 5 の方向におけるような、軸 2 0 a に垂直なツール 2 0 および / または機器組立体 1 0 の運動により、びびりが生じ得る。しかし、ツール 2 0 の回転は、軸 2 0 a に対して側方のいかなる方向にも振動をもたらし得ることが、理解される。選択された回転速度でツール 2 0 を回転させることもまた、ツール 2 0 および / または取付け組立体 4 0 による軸 2 0 a から離れる側方運動などの振動を低減し得る。

【 0 0 1 8 】

[0029]図 3 A に示されるように、取付け管 3 4 の接続領域 5 0 は、取付け基部 3 0 への取付け管 3 4 の直接接続を可能にするために、直接接合領域 6 2 まで延在し得る。例えば、直接接合領域 6 2 では、管接続区間 5 0 上の雄ねじが、直接接合領域 6 2 において接続領域 5 2 の内径 6 0 上に形成された雌ねじに係合し得る。すると、取付け管 3 4 は、取付け基部 3 0 への取付け管 3 4 の直接接続を可能にするために、取付け基部 3 0 に螺着され得る。しかし、基部 3 0 への取付け管 3 4 の他の接続および接合がなされ得ることが、理解される。例えば、選択された接着剤、圧入、および他の接続が、取付け管 3 4 と取付け基部 3 0 との間に形成され得る。

【 0 0 1 9 】

[0030]図 3 B を参照すると、取付け管 3 4 は取付け基部 3 0 に直接接続されなくてもよいことが、理解される。代わりに、取付け組立体 4 0 x が、取付け管 3 4 x を有し得る。取付け管 3 4 x は、上述の取付け管 3 4 に実質的に類似し得る。取付け管は、取付け基部 3 0 内で減衰部材 7 0 だけに接触し得る接続部分 5 0 を有し得る。したがって、取付け管 3 4 は、減衰部材 7 0 を介して取付け基部 3 0 と相互接続されることができ、また、少なくとも接続領域 5 2 内では、取付け基部 3 0 への直接接続を有さない。しかし、取付け管 3 4 は、取付け基部 3 0 の外部表面 5 3 に接触し得る。

【 0 0 2 0 】

[0031]図 3 C に示されるように、取付け管 3 4 は、取付け基部 3 0 に直接接觸して接続しさえすればよい。取付け管だけを取付け基部 3 4 に直接接続することは、減衰部材 7 0 を含むことに対する選択された代替案になり得る。取付け組立体 4 0 y が、取付け管 3 4 y を有し得る。取付け管 3 4 y は、上述の取付け管 3 4 に実質的に類似し得る。取付け管 3 4 y は、外側表面 5 3 および直接接合領域 6 2 におけるのを含めて、取付け基部 3 0 にのみ接触し得る接続部分 5 0 を有し得る。したがって、内径 5 8 が維持された場合、隙間 7 1 が形成され得る。しかし、接続領域 5 2 は、隙間 7 1 が存在しないように内径 6 0 のみを含み得ることが、理解される。

【 0 0 2 1 】

[0032]引き続き図 1 ~ 3 C を参照し、さらに図 4 を参照すると、減衰部材 7 0 は、リップまたは縁部 7 6 を含み得る外側端部または遠位端部 7 4 と近位端部 7 8 との間で長さ 7

10

20

30

40

50

2にわたり延在し得る。減衰部材70は、全体的に円筒状であり、かつ、外径82および内径84を形成する実質的に環状の壁を有し得る。外径82は、基部接続領域52の内径58に実質的に等しいかまたはそれよりもわずかに小さくされ得る。したがって、減衰部材70は、接続領域52内に圧入されて保持され得る。しかし、減衰部材70は、接着剤、ねじ式接続、または他の適切な接続により取付け基部30に接合され得ることが、さらに理解される。内径84は、接続領域50を受け入れるように形成されてよく、また、接続領域52の内径60に実質的に同等であるかまたはそれに等しくてよい。

【0022】

[0033]減衰部材70は、様々な実施形態によれば、取付け基部30、取付け管34、またはその両方に成形もしくは形成され得ることが、さらに理解される。例えば、減衰部材70は、取付け管34の接続部50または取付け基部30の接続部52に射出成形され得る。したがって、減衰部材70の接続は、選択された態様で取付け組立体40に対してなされ得る。

【0023】

[0034]減衰部材70は、厚さ（内径84と外径82との差によって形成される）、長さ72、材料、または、取付け組立体40の動作パラメータに応じて選択される他の特徴をさらに有し得る。動作パラメータは、ツール20の回転速度、取付け管34の長さ、取付け管34'の角度、軸24の直径、などを含み得る。なおもさらに、減衰部材70は、比較的高い損率（すなわち、運動エネルギーを吸収し�かつ／または別の形態のエネルギーに変換する能力）を有するが選択された処置に適してもいる材料が選択され得る。例えば、粘弹性ポリマーは、ヒト患者への手術処置のために繰り返される熱および蒸気による殺菌ならびに／または化学殺菌に耐えることができると同時に、選択された損率を提供し得る。減衰部材70は、例えば、エラストマ、シリコーンゴム、（ASTM D1418によって定義されるような）FKM、または類似のフルオロエラストマ、クロロブチルエラストマ、または他のポリマー材料もしくはエラストマ材料で形成され得る。1つの例には、Wilmington、Delawareに事業の場を有するE.I.duPont de Nemours and CompanyまたはThe Chemours Companyによって販売されているViton（登録商標）フルオロポリマーエラストマが含まれる。

【0024】

[0035]したがって、上述のように、様々な実施形態では、管接続領域50は、減衰部材70の内径84内に嵌合されて、取付け基部30の接続領域52内に配置され得る。様々な実施形態によれば、上述のように、管接続領域50は、減衰部材70の長さ72よりも長くは延在し得ない。しかし、取付け管34は、取付け基部30だけに直接接続され得ることが、理解される。

【0025】

[0036]減衰部材70は、基部（30）またはモータハウジング（16）において使用者によって保持される一部分におけるような機器組立体70の振動、およびツール先端22におけるびびりを調整するために、上述の様々な特性を含み得る。減衰部材70は、厚さ、長さ、材料、場所、などを選択することにより、選択された量だけ振動および／またはびびりを減衰するように、調整され得る。低減された振動およびびびりは、組立体10の正確な切除または操作を確実にし得る。

【0026】

[0037]振動の調整は、減衰部材70および減衰部材70の特性を伴わずに、またはそれらに加えて行われ得る。例えば、取付け管34の取付け領域50は、ツール20の動作中の振動の低減を支援するために、選択された壁厚90を含み得る。図3A、図3B、および図3Cに示されるように、管接続領域50は、システムの様々な特徴および限界に従つて選択され得る壁厚90を含み得る。接続領域50の厚さ90は、その長さのうちの選択された部分において接続管34の内径を増大することによって形成され得る。例えば、図3A、図3B、および図3Cに示されるように、厚さ90は、取付け管の第1の部分にお

10

20

30

40

50

ける内径 9 2 によって形成され、一方で、内径 9 4 が、取付け管 3 4 の第 2 の部分において形成される。取付け管 3 4 は、ツール 2 0 の作業端 2 2 の近くでツール 2 0 が取付け管 3 4 から延在する場所の末端内径 9 5 などの、他の内径を含み得る。取付け管 3 4 は、減衰部材 7 0 なしで取付け基部 3 0 に結合され得ることが、理解されたい。したがって、厚さを形成する選択された 2 つの内径 9 2 および 9 4 は、それらだけで振動低減機能を提供し得る。

【 0 0 2 7 】

[0038] したがって、振動を低減することは、選択された厚さ、選択された厚さを持つ領域の軸方向長さ、減衰部材、などのうちの 1 つまたは複数を使用して確立され得る。選択された特徴による振動の低減を含む、選択された振動設計制限を確立することは、選択された箇所において厚さを減少させるか、選択された厚さを形成することによって選択され得る。減少したまたは形成された厚さは、取付け管 3 4 の内径を切削または形成すること、または取付け管 3 4 の外面に切り込むことによることができる。10

【 0 0 2 8 】

[0039] 簡単に上述されたように、動作中、ツール 2 0 は、軸 2 0 a を中心として選択された方向に回転し、かつ、揺動し得る。ツール 2 0 の回転および揺動中、取付け組立体 4 0 に振動が引き起こされ得る。振動は、ツール 2 0 の回転、またはモータハウジングもしくはモータ組立体 1 6 内のモータの動作によるものであり得る。振動は、取付け管 3 4 の厚さ 9 0 および減衰部材 7 0 のどちらかまたは両方（すなわち、組合せ）によって低減され得る。上記のように、振動およびびびりの低減は、取付け管 3 4 に沿った任意の適切な軸方向位置において選択された厚さ 9 0 を形成することにより、達成され得る。ツール軸 2 4 は、取付け管 3 4 の内径 9 4 内に接続された 1 つまたは複数の軸受 1 0 0 内に掛合し得る。したがって、ツール 2 0 の回転は、取付け管 3 4 により径方向に案内され得る。これは、取付けハウジング 3 0 、取付け管 3 4 に振動を伝達することができ、また、モータ 1 6 または使用者によって握られる他の部分に伝達され得る。20

【 0 0 2 9 】

[0040] したがって、取付け管 3 4 は、選択された厚さ 9 0 を含み、かつ、ツール 2 0 の動作、ならびに取付け管 3 4 および / または取付け基部 3 0 の幾何形状および構成に関して調整され得る。例えば、取付け管を貫通する内腔 3 3 の内径 9 4 、取付け管 3 4 の長さ、取付け基部 3 0 の幾何形状、角度取付け管 3 4 ' などの取付け管 3 4 の幾何形状は、取付け管 3 4 の選択された壁厚 9 0 を決定するときに全てが考慮され得る。さらに、減衰部材 7 0 の内径 8 4 と外径 8 2 との差などの、厚さを含むサイズが、取付け組立体 4 0 および / またはツール組立体 1 0 の振動低減を調整するために選択され得る。外科医などの使用者によって感じられる振動の調整、およびびびり（すなわち、ツールヘッド 2 2 の側方運動）は、本明細書において論じられるように、様々な特徴に基づき得る。さらに、サイズ、配置、などを含む特徴の詳細は、選択された取付け組立体の詳細に基づき得る。上述のように、調整特徴の詳細が取付け組立体の間で変化し得るように、様々な取付け組立体が様々な構成で提供され得る。したがって、振動およびびびりを排除する量を選択することなどの調整は、いくつかの検討事項に基づいて変化し得ることが、理解されるであろう。さらに、図 5 に示されるような取付け管 3 4 " が、第 1 の終端部 3 5 を含む終端部から離れた振動低減または調整特徴として選択された厚さを含み得ることが、理解される。例えば、取付け管 3 4 " は、実質的に取付け管 3 4 " の全長に沿った内径を含み得る。しかし、内径 1 2 2 を有する少なくとも 1 つの領域を形成するために、振動低減または調整特徴 1 2 0 が、取付け管 3 4 の内部または外部のノッチまたは溝として形成され得る。内径 1 2 2 は、取付け管 3 4 " の外径に対して選択された厚さを提供する。振動低減特徴 1 2 0 は、完全に環状の溝を含み得るか、または、その中に形成された支柱または接続部を含み得る。30

【 0 0 3 0 】

[0041] さらに、振動低減特徴 1 2 0 は、ツール先端 2 0 の動作中に選択された振動を軽減または排除するのを支援するために、取付け管 3 4 " の長さに沿って選択された位置に40

おいて、選択された柔軟性を提供し得る。例えば、振動低減特徴は、長さ 120 a を有し得る。振動低減特徴 120 は、終端部 35 から距離 120 b を置いて配置された第 1 の端部 120'、および、第 2 の終端部 120 c から距離 120 c を置いて配置された第 2 の端部 120" を有し得る。120 a、120 b、および 120 c の選択された長さは、減衰特徴の調整を支援することができ、また、管 34" および / またはツール 20 および / または取付け基部 30 の特性に基づいて選択され得る。さらに、内径 122 と 94 との関係は、減衰量を調整するためにさらに選択され得る。内径 122 および 94、ならびにそれらを有する区間はまた、取付け管 34、34'、および 34" の長さに沿って選択的に配置され得る。

【0031】

10

[0042] 上述のように、軸受 100 は、取付け管 34" 内に位置決めされてよく、また、軸 20 a を中心として回転するツール 20 の動作は、取付け組立体 40 における振動を生じさせ得る。取付け管 34" の内径 94 に対して内径 122 を含む振動低減特徴 120 は、振動の選択された低減を実現し得る。取付け管 34" は、図 3 A、図 3 B、または図 3 C に示されたものに実質的に類似した態様で、取付け基部 30 に直接に、減衰部材 70 のみを通じた相互接続で、または、減衰部材 70 および取付け基部 30 への直接取付けの両方への相互接続の組合せで、取付け基部 30 と接続され得る。

【0032】

20

[0043] したがって、取付け管 34 は、図 5 に示された特徴 120 などの振動低減または調整特徴、または、図 3 A、図 3 B、または図 3 C に示されたような壁の厚さ 90 を、単独でまたは減衰部材 70 との組合せで含むように形成され得ることが、理解される。振動低減特徴は、振動の調整を支援することができ、この振動の調整は、軸 20 a を中心としてツール 20 を回転させるための機器組立体 10 の動作に起因する振動を最小限に抑えるかまたは排除することを含み得る。振動を低減することにより、機器の選択されていない運動を低減することができ、また、ツール 20 の動作をより円滑にすることができる。これは、患者に対する手術の速度および選択された転帰を可能にするために、特に長時間にわたって、ツール 20 の相当に正確な動作を可能にし得る。

【0033】

30

[0044] 図 6 を参照すると、取付け組立体 240 が示されている。取付け組立体 240 は、上述の取付け組立体 40 に似ている。図 6 の断面図に示された取付け組立体 240 は、内径 92 と第 2 の異なる内径 94 を含み得る内腔を含むと理解される。さらに、取付け組立体 240 は、上述の取付け基部 30、および、様々な態様のうちの少なくとも 1 つで取付け基部 30 に接続された接続管 234 を含み得る。取付け管 234 は、上述のそれらの実施形態の特徴を含む様々な実施形態に従って、(1) 単に取付け基部 30 に直接接続されるか、(2) 取付け基部 30 に接続される減衰部材(図 6 には示されていない)と相互接続されるか、または、(3) 減衰部材および取付け基部 30(図 6 には明確に示されていない)の両方に接続され得る。取付け組立体 240 は、取付け基部 30 の接続部分 52、および取付け管 234 の接続部分 50 をさらに含み得る。

【0034】

40

[0045] 取付け管 234 は、第 1 の剛体部材 264 および第 2 の剛体部材 266 を相互接続する減衰部材 260 などの、相互接続される様々な部分を含み得る。剛体部材 264、266 は、上述のものを含む選択された外側寸法を含むことができ、また、内径 92 および / または 94 をさらに含む。さらに、減衰部材 260 はまた、内径 94 を画定し得る。しかし、減衰部材 260 は、上述のように、取付け管 234 上の選択された軸方向位置、質量、長さ、密度、内径、などを有し得ることが、理解される。さらに、減衰部材 260 は、上述のものを含む様々な材料で形成され得る。

【0035】

50

[0046] 取付け管 234 は、上述のように、取付け基部 30 に接続され得る。しかし、減衰部材 260 は、取付け管 234 の特徴として、または取付け管 234 の一部分と取付け基部 30 との間に含まれ得る。図 6 に示されるように、取付け基部 30 は、第 1 の剛体部

分 2 6 4 と接続することができ、また、減衰部材 2 6 0 は、第 2 の剛体部分 2 6 6 を含む取付け管 2 3 4 の一部分と取付け基部 3 0 との間に位置決めされ得る。したがって、減衰部材 2 6 0 は、取付け管 2 3 4 の少なくとも一部分（すなわち、第 2 の剛体部材 2 6 6 ）と取付け基部 3 0 との間に位置決めされる。様々な構成において、当業者は、第 1 の剛体部分 2 6 4 を、取付け基部 3 0 と接続された場合に、取付け基部 3 0 の一部分と考え得る。しかし、減衰部材 7 0 などの別の減衰部材が、隙間 7 1 内などの接続部および領域 5 0 、5 2 の近くに一般に位置決めされ得ることが、理解される。したがって、取付け組立体 2 4 0 は、様々な実施形態によれば、複数の減衰部材を含み得ることが、さらに理解される。図 6 に明確に示されるように、減衰部材 2 6 0 は、取付け基部 3 0 の遠位端部 5 3 から距離を置いて位置決めされ、かつ、取付け管 2 3 4 に完全に組み入れられる。 10

【 0 0 3 6 】

[0047] 減衰部材 2 6 0 は、様々な適切な接合技法に従って剛体部材 2 6 4 、2 6 6 に接続され得る。例えば、減衰部材 2 6 0 は、剛体部材 2 6 4 、2 6 6 に接着、溶接、直接成型されるか、または他の適切な接合技法もしくは固定技法であってもよい。それでもなお、減衰部材 2 6 0 は、第 2 の剛体部材 2 6 6 および第 1 の剛体部材 2 6 4 と取付け基部 3 0 との間の動きを抑えることができる。したがって、上述のように、減衰部材 2 6 0 は、減衰部材 2 6 0 の様々な特徴を含めて、機器 1 0 のびびりおよび振動の調整を支援するために使用され得る。 20

【 0 0 3 7 】

[0048] 振動低減特徴は、上記のようなツール組立体 1 0 の特定の構成に対して、個別に集合的に調整され得る。例えば、ツール組立体の構成は、内腔のサイズ、取付け管 3 4 の長さ、取付け管 3 4 ' の角度、などを含み得る。調整特徴は、壁の厚さ 9 0 の厚さ、厚さ 9 0 を有する領域の長さ、厚さ 9 0 を有する壁の軸方向位置、減衰部材 7 0 の厚さおよび / もしくは長さまたは軸方向位置、ならびに / または減衰特徴 1 2 0 の軸方向位置、長さ、もしくは相対的な内径を選択することを含み得る。 30

【 0 0 3 8 】

[0049] ツール 2 0 および取付け組立体 4 0 の振動応答および関連する（例えば、減衰、または剛性を強めることもしくは剛性を弱めることによる）振動低減は、1 つまたは複数の構造動力学技法によってモデル化され得る。モデル化技法は、モーダル解析、調和解析、または遷移状態動解析を含み得る。さらに、または別法として、振動応答を判定するために、様々な物理試験技法が使用され得る。これらの方法は、関与する周波数および変位を技法に適切であるとして予測し得る。 40

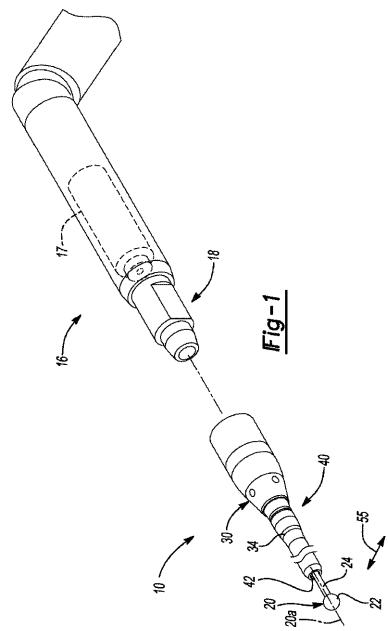
【 0 0 3 9 】

[0050] 例示的な実施形態は、本開示が徹底的なものになるように、また、本開示が当業者に範囲を完全に伝達するように、提供される。本開示の実施形態を完全に理解できるようにするために、特定の構成要素、デバイス、および方法の例などの、多くの特定の詳細が説明される。特定の詳細を用いる必要はないこと、例示的な実施形態は多くの異なる形態で具現化され得ること、および、本開示の範囲を限定すると解釈されるべきではないことが、当業者には明らかになるであろう。いくつかの例示的な実施形態では、よく知られたプロセス、よく知られたデバイス構造、およびよく知られた技術は、詳細には説明されない。 40

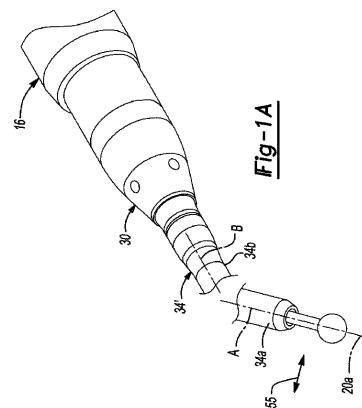
【 0 0 4 0 】

[0051] 諸実施形態の上述の説明は、例示および説明の目的のために行われた。完全を期すことまたは本開示を限定することを意図したものではない。特定の実施形態の個々の要素または特徴は、一般にその特定の実施形態に限定されず、適用可能であれば、たとえ具体的に図示または説明されていなくても、置き換え可能でありかつ選択された実施形態で使用することができる。また、同じことが多くのやり方において変更可能である。そうした変形形態は、本開示からの逸脱とみなされるべきではなく、そうした全ての変形形態は、本開示の範囲内に含まれることが意図されている。

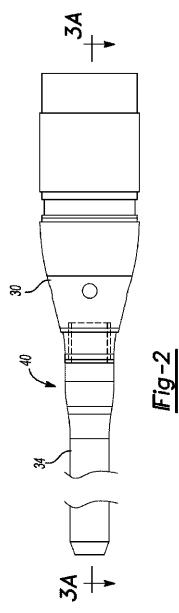
【図1】



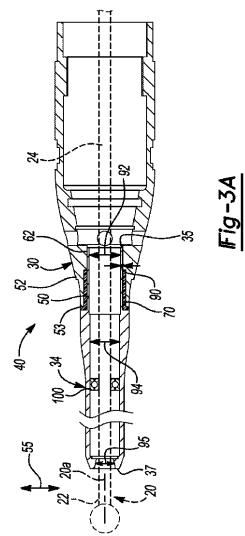
【図1A】



【図2】



【図3A】



【図3B】

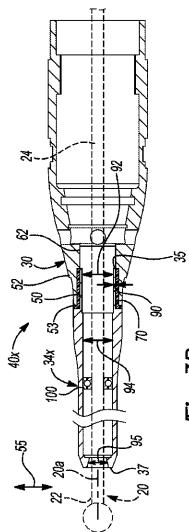


Fig-3B

【図3C】

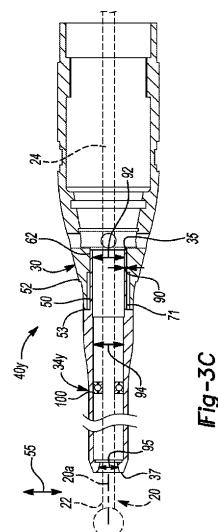


Fig-3C

【 四 4 】

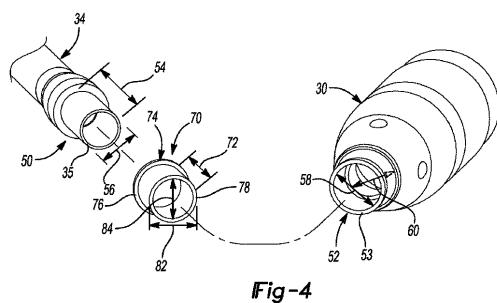


Fig-4

【 図 5 】

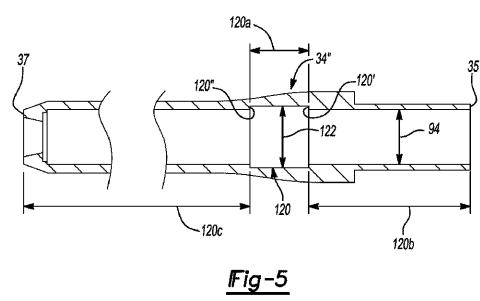


Fig-5

【図6】

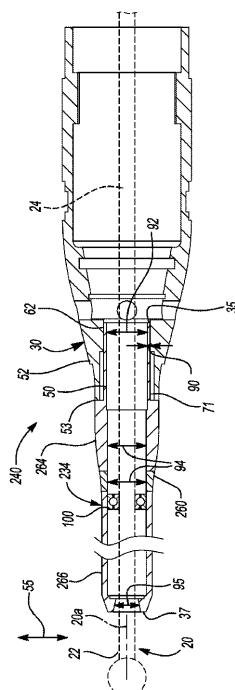


Fig-6

フロントページの続き

(74)代理人 100101373

弁理士 竹内 茂雄

(72)発明者 ハウザー, ブレット

アメリカ合衆国テキサス州 75028, フラワー・マウンド, メイヤーウッド・レーン・ノース
1837

(72)発明者 ミルバーン, サディウス・エス

アメリカ合衆国テキサス州 76013, パンテゴー, ステージコーチ・ドライブ 1703

審査官 小宮 寛之

(56)参考文献 特表2010-528775 (JP, A)

特表2012-501741 (JP, A)

韓国登録特許第10-0888997 (KR, B1)

特開2000-052114 (JP, A)

米国特許出願公開第2008/0290613 (US, A1)

実開平03-130071 (JP, U)

特開2006-128938 (JP, A)

特開2002-357279 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 17 / 16

A 61 B 17 / 3205

A 61 B 17 / 3209