

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5930247号

(P5930247)

(45) 発行日 平成28年6月8日 (2016.6.8)

(24) 登録日 平成28年5月13日 (2016.5.13)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 18/00 (2006.01) A 6 1 B 17/36 3 3 0
A 6 1 B 17/16 (2006.01) A 6 1 B 17/16

請求項の数 2 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2015-33140 (P2015-33140)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成27年2月23日 (2015.2.23)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願2013-215875 (P2013-215875)		東京都八王子市石川町2951番地
の分割		(74) 代理人	100108855
原出願日	平成21年1月29日 (2009.1.29)		弁理士 蔵田 昌俊
(65) 公開番号	特開2015-128628 (P2015-128628A)	(74) 代理人	100103034
(43) 公開日	平成27年7月16日 (2015.7.16)		弁理士 野河 信久
審査請求日	平成27年2月23日 (2015.2.23)	(74) 代理人	100075672
(31) 優先権主張番号	61/073,896		弁理士 峰 隆司
(32) 優先日	平成20年6月19日 (2008.6.19)	(74) 代理人	100153051
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100140176
			弁理士 砂川 克
		(74) 代理人	100179062
			弁理士 井上 正

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波手術装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波振動を発生する超音波振動子と、
 前記超音波振動子と接続され、前記超音波振動子にて発生した超音波振動を伝達する長手軸を規定する伝達部材と、
 前記伝達部材の先端部の長手軸周りの外周面に設けられた処置部と、
 前記処置部を構成する第1の処置面と、
 前記処置部を構成する第2の処置面と、
 前記伝達部材に対して回動可能に設けられたシースと、
 前記シースの先端側を構成し前記処置部を覆う透明な先端部材と、
 前記先端部材において、前記シースの先端側から基端側の方向に前記シースの側面の一部を切り欠くことによって前記第1の処置面もしくは第2の処置面を露出させるための開口部と、
 前記第1の処置面と前記第2の処置面とを前記開口部から選択的に露出させるために、
 前記シースの回動位置を選択可能に位置決めする回動係止部材と、
 を有することを特徴とする超音波手術装置。

【請求項 2】

前記シースの先端側からみたときに、前記処置部が常に前記シースにおける前記先端部の投影面内に配置されていることを特徴とする請求項1に記載の超音波手術装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、骨などを処置する整形外科用の超音波手術装置に関する。

【背景技術】

【0002】

一般に整形外科手術における骨や軟骨などの硬組織が切除または切削される場合、機器が用いられる。この機器は、例えばコールドナイフ、手動式のパンチ鉗子、電動モータによって駆動するシェーバー、ドリルである。

【0003】

例えば特許文献1には、超音波ハンドピースとこれに使用する超音波ホーンが開示されている。超音波ホーンは、超音波ハンドピースの構成部材である。超音波ホーンは、少なくとも1以上の面部からなる作業部と、作業部により微細に破碎された骨組織を掻き取るためのエッジ部とを有している。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】米国特許第6,497,715 B2号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

20

このような超音波ハンドピースと超音波ホーンとは、被切削部位に過剰に起因する種々の弊害を防止する必要がある。

【0006】

そのため本発明は、超音波振動を用いて精密かつ正確に処置対象部位を処置することができる超音波手術装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の実施形態に係る超音波手術装置は、超音波振動を発生する超音波振動子と、前記超音波振動子と接続され、前記超音波振動子にて発生した超音波振動を伝達する長手軸を規定する伝達部材と、前記伝達部材の先端部の長手軸周りの外周面に設けられた処置部と、前記処置部を構成する第1の処置面と、前記処置部を構成する第2の処置面と、前記伝達部材に対して回動可能に設けられたシースと、前記シースの先端側を構成し前記処置部を覆う透明な先端部材と、前記先端部材において、前記シースの先端から前記基端部の方向に前記シースの側面の一部を切り欠くことによって前記第1の処置面もしくは第2の処置面を露出させるための開口部と、前記第1の処置面と前記第2の処置面とを前記開口部から選択的に露出させるために、前記シースの回動位置を選択可能に位置決めする回動係止部材と、を有する。

30

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、超音波振動を用いて精密かつ正確に処置対象部位を処置することができる超音波手術装置を提供することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は、本発明に係る第1の実施形態における整形外科用の超音波手術装置の概略斜視図である。

【図2】図2は、ハンドピースの断面図である。

【図3】図3は、図2に示すA-A線における本体の横断面を示す横断面図である。

【図4】図4は、処置部周辺の側面図である。

【図5A】図5Aは、処置部の側面図である。

【図5B】図5Bは、図5Aに示す処置部の上面図である。

50

【図 5 C】図 5 C は、図 5 A に示す処置部の正面図である。

【図 6】図 6 は、図 4 に示す B－B 線における処置部の横断面を示す横断面図である。

【図 7】図 7 は、図 6 に示す状態から先端部材が回転した状態における処置部の横断面を示す横断面図である。

【図 8 A】図 8 A は、第 1 の実施形態の第 1 の変形例における処置部の側面図である。

【図 8 B】図 8 B は、図 8 A に示す処置部の上面図である。

【図 8 C】図 8 C は、図 8 A に示す処置部の正面図である。

【図 9 A】図 9 A は、第 1 の実施形態の第 2 の変形例における処置部の側面図である。

【図 9 B】図 9 B は、図 9 A に示す処置部の上面図である。

【図 9 C】図 9 C は、図 9 A に示す処置部の正面図である。

10

【図 10】図 10 は、第 1 の実施形態の第 3 の変形例における処置部周辺の概略図である。

【図 11】図 11 は、本発明に係る第 2 の実施形態におけるハンドピースの断面図である。

【図 12 A】図 12 A は、第 2 の実施形態における処置部の側面図である。

【図 12 B】図 12 B は、図 12 A に示す処置部の上面図である。

【図 12 C】図 12 C は、図 12 A に示す処置部の下面図である。

【図 13】図 13 は、図 11 に示す C－C 線における処置部の横断面を示す横断面図である。

【図 14】図 14 は、図 13 に示す状態から先端部材が回転した状態における処置部の横断面を示す横断面図である。

20

【図 15】図 15 は、第 2 の実施形態の第 1 の変形例における処置部周辺の概略図である。

【図 16】図 16 は、第 2 の実施形態の第 2 の変形例における処置部周辺の概略図である。

【図 17】図 17 は、図 16 に示す状態から先端部材が回転した状態における処置部周辺の概略図である。

【図 18 A】図 18 A は、第 2 の実施形態の第 3 の変形例における処置部の側面図である。

【図 18 B】図 18 B は、図 18 A に示す処置部の上面図である。

30

【図 18 C】図 18 C は、図 18 A に示す処置部の正面図である。

【図 19】図 19 は、第 2 の実施形態の第 3 の変形例における処置部周辺の概略図である。

【図 20】図 20 は、図 19 に示す状態から先端部材が回転した状態における処置部周辺の概略図である。

【図 21】図 21 は、第 2 の実施形態の第 4 の変形例における処置部周辺の横断面を示す横断面図である。

【図 22】図 22 は、第 2 の実施形態の第 4 の変形例における本体の横断面を示す横断面図である。

【図 23】図 23 は、第 2 の実施形態の第 4 の変形例における処置部周辺の概略図である。

40

【図 24】図 24 は、第 2 の実施形態の第 4 の変形例における処置部周辺の概略図である。

【図 25】図 25 は、第 2 の実施形態の第 4 の変形例における処置部周辺の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について詳細に説明する。図 1 から図 7 を参照し、第 1 の実施形態について説明する。図 1 に示すように整形外科用の超音波手術装置 1 は、例えば整形外科手術における処置対象部位を処置するハンドピース 10 と、超音波振動

50

駆動装置５０と、フットスイッチ７０とを有している。処置対象部位とは、例えば骨や軟骨などの硬組織等である。処置とは、例えば切除や切削などである。

【００１１】

ハンドピース１０は、出力用接続ケーブル２とＳＷ用接続ケーブル３とによって超音波振動駆動装置５０と接続している。超音波振動駆動装置５０は、ＳＷ用接続ケーブル４によってフットスイッチ７０と接続している。

【００１２】

ハンドピース１０には、基端側に略円筒形状のケース１１が設けられている。ケース１１の基端側には、出力用接続ケーブル２とＳＷ用接続ケーブル３とが接続している。

【００１３】

図２に示すようにケース１１には、超音波振動を発生する超音波振動子ユニット１２がケース１１の基端側内部に固定されている。超音波振動子ユニット１２は、超音波振動（例えば縦超音波振動）を発生する超音波振動子１２ｂと、ケース１１（プローブ３０）の長手軸方向５において、超音波振動子１２ｂの前方に配設され、超音波振動子１２ｂから発生する超音波振動を増幅するホーン１２ｃとを有している。

【００１４】

超音波振動子１２ｂは、複数のリング状の圧電素子１２ａから構成される。圧電素子１２ａは、電力を超音波振動に変換する部材である。この電力は、超音波振動駆動装置５０にて発生し、超音波振動駆動装置５０から出力用接続ケーブル２における導線２ａを通じて圧電素子１２ａに供給され、圧電素子１２ａによって超音波振動に変換される。圧電素子１２ａは、ケース１１の長手軸方向５に沿って密接して複数（本実施形態では４個）配設されている。最も先端側に配設されている圧電素子１２ａには、ホーン１２ｃが接続している。

【００１５】

超音波振動子１２ｂは、ケース１１の基端側内部に固定されている。超音波振動子１２ｂは、例えばボルト締めランジュバン型振動子（Bolt-clamped Langevin type Transducer (BLT)）である。

【００１６】

ホーン１２ｃは、例えばチタンやジュラルミンやステンレス等の金属材料である。

【００１７】

図１と図２に示すようにケース１１には、ケース１１の外周面上にハンドスイッチ１５が取り付けられている。ハンドスイッチ１５は、第１のスイッチ１６と第２のスイッチ１７とを有している。第１のスイッチ１６と第２のスイッチ１７とには、電気回路基板１８が取り付けられている。電気回路基板１８には、ＳＷ用接続ケーブル３における導線３ａが接続している。これにより、第１のスイッチ１６と第２のスイッチ１７とにおける電気信号が、電気回路基板１８と導線３ａとを通じて超音波振動駆動装置５０に伝えられることとなる。

【００１８】

ケース１１には、後述する伝達部材であるプローブ３０が挿通されるシース２０がケース１１の先端側において配設されている。言い換えるとシース２０は、プローブ３０を覆っていることとなり、ケース１１の先端側と連結している。

【００１９】

シース２０は、ケース１１の長手軸方向５の周方向に回転可能となるようにケース１１に取り付けられる本体２０ａと、本体２０ａの先端側にて本体２０ａと一体的に配設されている先端部材２０ｂとを有している。先端部材２０ｂは、本体２０ａと一体的に配設されているため、本体２０ａが回転すると、本体２０ａと共に、本体２０ａと同じ方向に回転する。先端部材２０ｂは、例えばポリカーボネートやメタクリル樹脂等の透明な樹脂材料によって形成されている。

【００２０】

また本体２０ａは、中空円筒形状を有している。図２と図３とに示すように本体２０ａは

10

20

30

40

50

、本体 20 a の外周面上に凹部 21 a, 21 b を有している。図 3 に示すように凹部 21 a, 21 b は、ケース 11 の長手軸方向 5 に対して互いに対称に配設されている。

【0021】

先端部材 20 b は、中空円筒形状を有している。先端部材 20 b は、先端部材 20 b の先端に半球状の壁部 22 を有している。壁部 22 は、先端部材 20 b の先端外周部である。この壁部 22 には、例えば切除または切削によって処置対象部位を処置する処置具が一体的に配設されている。この処置具は、例えばコールドナイフ 23 である。コールドナイフ 23 は、例えばステンレス等の金属材料によって形成されている。コールドナイフ 23 の端部には、処置対象部位を例えば切除または切削によって処置するためのエッジ部 24 が形成されている。

10

【0022】

また先端部材 20 b は、ケース 11 の長手軸方向 5 に対して壁部 22 とは対称に配設されている開口部 25 を側方（側面）部にて有している。開口部 25 については後述する。

【0023】

つまりシース 20 は、プローブ 30 を挿通させ、シース 20 の先端側である先端部材 20 b の側方部にて開口部 25 を有することとなる。開口部 25 は、先端部材 20 b の側方に形成される例えば切り欠きであり、先端部材 20 b の側方に向けて開放されている。また開口部 25 は、例えば略半円柱形状を有している。つまりシース 20 は、先端部材 20 b の側方部に、例えば略半円柱形状の開口部 25 を有している。またシース 20 は、切除または切削によって処置対象部位を処置する処置具（コールドナイフ 23）を有することとなる。またシース 20 は、プローブ 30 に対して、プローブ 30 が挿通する方向（長手軸方向 5）の周方向に回動可能である。

20

【0024】

ケース 11 には、ケース 11 の先端側において、シース 20（本体 20 a）の回動位置を選択可能に位置決めする回動係止部材 26 が配設されている。回動係止部材 26 は、長手軸方向 5 において、第 1 のスイッチ 16 よりも前方に、ケース 11 と一体的に配設されている。回動係止部材 26 は、弾性変形可能な腕部 26 a と、腕部 26 a の先端に固定されている係合部 26 b とを有している。係合部 26 b は、シース 20（本体 20 a）が回動した際に凹部 21 a, 21 b の何れかに係合することで、シース 20（本体 20 a）の回動位置を位置決めする。このように凹部 21 a, 21 b と腕部 26 a と係合部 26 b とは、シース 20 の回動位置を選択的に位置決めする位置決め機構である。

30

【0025】

ホーン 12 c の先端には、プローブ 30 がケース 11 とシース 20（中空円筒形状である本体 20 a と先端部材 20 b）とを挿通するように取り付けられている。プローブ 30 は、ホーン 12 c で増幅された超音波振動をハンドピース 10 の先端側に伝達する伝達部材である。プローブ 30 は、ホーン 12 c に対して例えばネジなどによって着脱自在に締結（固定）されている。つまりプローブ 30 は、プローブ 30 の基端側にてホーン 12 c を介して超音波振動子 12 b と接続し、超音波振動子 12 b にて発生した超音波振動をプローブ 30 の基端側からプローブ 30 の先端側（ハンドピース 10 の先端側）に伝達することとなる。

40

【0026】

プローブ 30 は、ホーン 12 c と同様に例えばチタンやジュラルミンやステンレス等の金属材料である。

【0027】

シース 20 とプローブ 30 との関係をまとめると、シース 20 は、プローブ 30 に対して、プローブ 30 が挿通する方向（長手軸方向 5）の周方向に回動可能である。つまりプローブ 30 は固定されており、プローブ 30 を覆うシース 20 が回動することとなる。

【0028】

なおプローブ 30 の先端は、壁部 22 近傍まで延出している。プローブ 30 の先端には、開口部 25 から露出した際に、超音波振動子 12 b にて発生しプローブ 30 から伝達され

50

る超音波振動によって処置対象部位を処置する処置部 3 1 が配設されている。処置部 3 1 は、略平板形状を有している。処置部 3 1 は、処置部 3 1 の周囲にエッジが形成されたブレード形状を有している。

【0029】

処置部 3 1 は、凹部 2 1 a に対応する第 1 のエッジ 3 1 a と、凹部 2 1 b に対応する第 2 のエッジ 3 1 b とを有している。

【0030】

上述したようにシース 2 0 がプローブ 3 0 に対して回転すると、図 2 と図 3 とに示すように係合部 2 6 b が凹部 2 1 a に係合する。これにより図 4 と図 6 とに示すように第 1 のエッジ 3 1 a は開口部 2 5 から露出し、第 2 のエッジ 3 1 b がシース 2 0 (先端部材 2 0 b) に収納されることとなる。またシース 2 0 がプローブ 3 0 に対して回転し、係合部 2 6 b が凹部 2 1 b に係合すると、図 7 に示すように第 1 のエッジ 3 1 a はシース 2 0 (先端部材 2 0 b) に収納され、第 2 のエッジ 3 1 b が開口部 2 5 から露出することとなる。また処置部 3 1 は、回転しても先端部材 2 0 b には当接しない。

【0031】

処置部 3 1 は、第 1 のエッジ 3 1 a と第 2 のエッジ 3 1 b とのいずれかが処置対象部位に接触することで、超音波振動によって処置対象部位を処置することとなる。

【0032】

超音波振動駆動装置 5 0 には、超音波振動を出力するための出力条件を設定する設定部 5 1 が設けられている。設定部 5 1 は、表示パネルなどである。

【0033】

フットスイッチ 7 0 には、第 1 のスイッチ 1 6 と同様の第 1 のペダルスイッチ 7 1 と、第 2 のスイッチ 1 7 と同様の第 2 のペダルスイッチ 7 2 とが設けられている。

【0034】

本実施形態において、設定部 5 1 では、上述したように出力条件を設定することとなる。この出力条件とは、例えば第 1 のスイッチ 1 6 と第 1 のペダルスイッチ 7 1 とのいずれか一方が ON にされると、例えば最大出力条件の 70 % の電流が供給されることを示す。また例えば第 2 のスイッチ 1 7 と第 2 のペダルスイッチ 7 2 のいずれか一方が ON にされると、例えば最大出力条件である 100 % の電流が供給されることを示す。つまり設定部 5 1 は、これら出力条件を設定し、その出力条件を表示する。もちろん第 1 のスイッチ 1 6 と第 1 のペダルスイッチ 7 1 とにおける設定条件 (70 % の電流が供給されること) と、第 2 のスイッチ 1 7 と第 2 のペダルスイッチ 7 2 とにおける設定条件 (100 % の電流が供給されること) とは、逆でも良いし、またこれら供給される電流の値は所望に調整される。

【0035】

次に本実施形態における動作方法について説明する。

【0036】

設定部 5 1 が操作され、出力条件が設定される。出力条件は、例えば上述したように第 1 のスイッチ 1 6 と第 1 のペダルスイッチ 7 1 のいずれか一方が ON にされると例えば最大出力条件の 70 % の電流が供給され、例えば第 2 のスイッチ 1 7 と第 2 のペダルスイッチ 7 2 のいずれか一方が ON にされると例えば最大出力条件である 100 % の電流が供給されることを示す。出力条件の設定が完了すると、処置部 3 1 が生体組織の処置対象部位に接触する。

【0037】

第 1 のスイッチ 1 6、または第 1 のペダルスイッチ 7 1 が操作されると、設定部 5 1 で設定された値を有する電力 (70 % の電流) が超音波振動駆動装置 5 0 にて発生する。

【0038】

また第 2 のスイッチ 1 7、または第 2 のペダルスイッチ 7 2 が操作されると、設定部 5 1 で設定された値を有する電力 (最大出力条件である 100 % の電流) が超音波振動駆動装置 5 0 にて発生する。

【0039】

なお第1のスイッチ16が操作されると、超音波振動駆動装置50が70%の電流を発生させることを示す信号が電気回路基板18と導線3aを通じて超音波振動駆動装置50に出力される。第2のスイッチ17についても同様である。

【0040】

また第1のペダルスイッチ71が操作されると、超音波振動駆動装置50が70%の電流を発生させることを示す信号がSW用接続ケーブル4を通じて超音波振動駆動装置50に出力される。第2のペダルスイッチ72についても同様である。

【0041】

これら発生した電力は、超音波振動駆動装置50から導線2aを通じて圧電素子12aに供給され、圧電素子12aによって超音波振動に変換される。超音波振動は、ホーン12cによって増幅され、プローブ30に伝達される。このとき超音波振動は、プローブ30から処置部31を通じて処置対象部位に伝達される。つまり超音波振動は、プローブ30の基端側から先端側に伝達される。これにより処置対象部位は、処置部31にて超音波振動によって処置される。

10

【0042】

なお超音波振動子12bは定電流制御により駆動され、処置部31における超音波振動の振幅x (peak to peak値) は一定の値に保たれるようになっている。

【0043】

この振幅xは、処置部31における振動速度Vと、超音波振動の共振周波数f_rとを基に、以下の式から算出することができる。 $x = V / \pi / f_r$ 例えば100%の出力条件において、振動速度Vは略7.4 m/s ~ 略22.1 m/sの範囲にすることが好ましい。

20

【0044】

そのため例えば100%の出力条件における振幅xは、上記式と、上述した振動速度Vと共振周波数f_rの値とを基に算出すると、共振周波数f_rが23.5 kHzの場合、略100 μm ~ 略300 μmの範囲にすることが好ましいこととなる。

【0045】

なお共振周波数f_rが47 kHzの場合、例えば100%の出力条件における振幅xは、略50 μm ~ 略150 μmの範囲にすることが好ましいこととなる。

【0046】

図2と図3とに示す状態において、係合部26bが凹部21aに係合すると、図6に示すように第1のエッジ31aは開口部25から露出し、第2のエッジ31bが先端部材20bに収納される。この状態において、第1のエッジ31aが処置対象部位に当接し、処置対象部位が超音波振動によって繰り返し処置される。なお超音波振動の大きさは、上述した出力条件と式、つまり第1のスイッチ16と第1のペダルスイッチ71、または第2のスイッチ17と第2のペダルスイッチ72のいずれかを選択することによって異なる。これらスイッチとペダルスイッチは、それぞれ処置する処置対象部位によって所望に選択される。

30

【0047】

このとき第1のエッジ31aは、超音波振動による処置を繰り返し行ったり、超音波振動中に他の金属製手術機器と接触することにより、磨耗、損傷する虞が生じる。このような場合、シース20 (本体20a) がケース11に対して例えば手動によって回転すると、腕部26aが本体20aの外側に向けて変形し、係合部26bが凹部21aとの係合が外れる。そして図2と図3とに示す状態からシース20 (本体20a) がケース11やプローブ30に対して、ケース11の長手軸方向5の周方向に略180度回転することにより、腕部26aの変形が元に戻り、係合部26bが凹部21bと係合する。本体20aが回転すると、先端部材20bも本体20aと同じ方向に回転する。

40

【0048】

これにより図7に示すように、第1のエッジ31aは先端部材20bに収納され、第2のエッジ31bが開口部25から露出することとなる。

50

【0049】

これにより第1のエッジ31aが損傷しても、処置対象部位が引き続き第2のエッジ31bによって処置されることとなる。

【0050】

またコールドナイフ23は、処置対象部位に押し付けられることによって、処置対象部位を鋭利に切除、切削することとなる。

【0051】

このように本実施形態では、シース20（本体20a）をケース11に対して回転させることにより、磨耗、損傷して処置能力が低下した一方のエッジ（例えば第1のエッジ31a）から、ハンドピース10を交換することなく、磨耗、損傷していない処置能力が良好な他方のエッジ（例えば第2のエッジ31b）に切り換えることができる。これにより本実施形態では、一方のエッジが磨耗、損傷しても、他方のエッジに切り替えることで、手術を円滑に進めることができる。

10

【0052】

また本実施形態では、超音波振動を用いる処置部31（第1のエッジ31a、第2のエッジ31b）によって精密かつ正確に処置対象部位を処置することができる。

【0053】

また本実施形態では、コールドナイフ23を処置対象部位に押し付けることによって、処置対象部位を微細に且つ鋭利に処置（切除、切削）することもできる。

【0054】

このように本実施形態では、整形外科手術における処置対象部位を処置する際に、1つのハンドピース10において、処置部31とコールドナイフ23とによって複数の処置を可能とすることができる。よって処置に応じて、ハンドピース10を交換する頻度を減らすことができ、手術時の操作を簡便にすることができる。

20

【0055】

本実施形態のハンドピース10は、整形外科手術における骨や軟骨等の硬組織の切除、切削、特に変形性股関節症に対する臼蓋縁切除手術に好適である。上述したようにコールドナイフ23は、損傷した処置対象部位（例えば関節唇）を素早く、鋭利に切除、切削することができる。また、超音波振動する処置部31は、損傷した処置対象部位（例えば関節唇）の切除や、臼蓋縁の切削を精密かつ正確に行うことができる。

30

【0056】

なお、本実施形態において、縦超音波振動を用いるプローブ30を示したが、これに限らず、プローブ30は、ねじれ超音波振動や、縦超音波振動とねじれ超音波振動とが合成された超音波振動を用いる構成にしても良い。

【0057】

次に本実施形態における第1の変形例について図8A乃至図8Cを参照して説明する。本変形例の処置部31の形状は、第1の実施形態の処置部31とは異なる。本変形例の処置部31は、先端の尖った略平板形状を有している。また第1のエッジ31aと第2のエッジ31bは、それぞれエッジに沿って、半円形状の複数の窪み部31cを略等間隔に有している。窪み部31cの半径は略0.2mm～略0.6mmであり、隣り合う窪み部31c間のピッチは略0.5mm～略2mmである。

40

【0058】

これにより本変形例は、第1の実施形態と同様の動作と効果を得ることができる。

【0059】

次に本実施形態における第2の変形例について図9A乃至図9Cを参照して説明する。本変形例の処置部31の形状は、第1の実施形態の処置部31とは同様である。しかしながら本変形例の処置部31には、エッジに沿って、例えばPVDやCVDによる窒化チタンからなる硬質のコーティング層33が形成されている。コーティング層33は、エッジから所望の距離、例えばエッジから処置部31の内側に向かって1mmの範囲に形成されている。本変形例は、コーティング層33が形成されているため、磨耗、損傷に対する処置

50

部 3 1 の耐久性が向上する。また本変形例は、処置部 3 1 の磨耗、損傷の程度を、コーティング層 3 3 の状態（例えばコーティング層 3 3 が処置部 3 1 から剥がれたか否か）により、視覚的に確認することが容易である。

【0060】

また本変形例は、コーティング層 3 3 の範囲を目安にすることにより、処置対象部位の切除深さのコントロールが容易になる。よって本変形例は、より正確な処置が可能となる。

【0061】

次に本実施形態における第 3 の変形例について図 1 0 を参照して説明する。本変形例における壁部 2 2 の先端外周部には、コールドナイフ 2 3 ではなく、ナイフ電極 3 5 が一体的に設けられている。ナイフ電極 3 5 は、ステンレス等の通電可能な金属材料からなる。ナイフ電極 3 5 の後端側には、高周波出力用接続ケーブル 3 6 の一端が接続されている。ナイフ電極 3 5 の後端側と高周波出力用接続ケーブル 3 6 の一端との接続部は、絶縁部材 3 7 により覆われている。また、高周波出力用接続ケーブル 3 6 の他端は、図示しない高周波駆動装置に接続されている。よって、ナイフ電極 3 5 は、高周波出力用のモノポーラ電極として機能する。つまりナイフ電極 3 5 は、電気メスとして機能する。

【0062】

このように本変形例は、ナイフ電極 3 5 を用い、ナイフ電極 3 5 を生体組織の処置対象部位に接触させ、高周波電流を流すことにより、生体組織を凝固した状態で切除することができる。

【0063】

次に本発明に係る第 2 の実施形態について図 1 1 乃至図 1 4 を参照して説明する。なお上述した第 1 の実施形態とその変形例との同一の構成については第 1 の実施形態と同一の参照符号を付すことにより説明を省略する。本実施形態においてシース 2 0 には、コールドナイフ 2 3 やナイフ電極 3 5 が設けられていない。また本実施形態における処置部 3 1 は、四角錐形状の複数の突起 4 0 a が形成されている第 1 の処置面 4 1 a と、突起 4 0 a よりも小さい四角錐形状の複数の突起 4 0 b が形成されている第 2 の処置面 4 1 b とを有している。第 1 の処置面 4 1 a は、長手軸方向 5 を中心に第 2 の処置面 4 1 b と略対称に配設されている。

【0064】

突起 4 0 a は突起 4 0 b よりも大きいため、第 1 の処置面 4 1 a は処置対象部位の荒削りのための処置に用いられ、第 2 の処置面 4 1 b は処置対象部位の仕上げ削りのための処置に用いられる。

【0065】

このように処置部 3 1 は、プローブ 3 0 が挿通する方向（長手軸方向 5）の周方向において、複数の処置面（第 1 の処置面 4 1 a、第 2 の処置面 4 1 b）を有していることとなる。また突起 4 0 a と突起 4 0 b との大きさが異なるため、処置部 3 1 は、それぞれ異なる形状の複数の処置面を有することとなる。

【0066】

本変形例において、図 1 1 に示すように係合部 2 6 b が凹部 2 1 a に係合すると、図 1 1 と図 1 3 に示すように第 1 の処置面 4 1 a が開口部 2 5 から露出し、第 2 の処置面 4 1 b が先端部材 2 0 b に収納されることとなる。またシース 2 0 がプローブ 3 0 に対して回転し、係合部 2 6 b が凹部 2 1 b に係合すると、図 1 4 に示すように第 1 の処置面 4 1 a は先端部材 2 0 b に収納され、第 2 の処置面 4 1 b が開口部 2 5 から露出することとなる。

【0067】

次に本実施形態における動作方法について簡単に説明する。なお下記にて説明する以外の動作方法は、第 1 の実施形態と略同様であるため詳細な説明は省略する。

【0068】

図 1 1 と図 1 3 に示すように、第 1 の処置面 4 1 a は、開口部 2 5 から露出している。この状態で、第 1 の処置面 4 1 a は、生体組織の処置対象部位に接触させられる。そして、プローブ 3 0 が超音波振動することにより、第 1 の処置面 4 1 a と接触した処置対象部位

が超音波振動により処置される。

【0069】

第1の処置面41aは、突起40bよりも大きい突起40aを有しているために、関節や軟骨等の表面の荒削りを行う際に、用いられる。

【0070】

また、第1の実施形態で説明したように、図11と図13に示す状態からシース20（本体20a）がケース11やプローブ30に対して略180度回転すると、図14に示すように第2の処置面41bが開口部25から露出することとなる。この状態で、第2の処置面41bは、生体組織の処置対象部位に接触させられる。そして、プローブ30が超音波振動することにより、第2の処置面41bと接触した処置対象部位が超音波振動により処置される。

10

【0071】

第2の処置面41bは、突起40aよりも小さい突起40bを有しているために、関節や軟骨等の表面の仕上げ削りを行う際に、用いられる。

【0072】

このように本実施形態は、第1の処置面41aで関節や軟骨等の表面の荒削りを行い、その後、シース20を第1の実施形態と同様に略180度回転させ、第2の処置面41bで関節や軟骨等の表面の仕上げ削りを行うことができる。

【0073】

すなわち本実施形態は、シース20をケース11に対して回転させることにより、第1の処置面41aと第2の処置面41bとによって複数の処置（荒削りと仕上げ削り）を可能とすることができる。よって処置に応じて、ハンドピース10を交換する頻度を減らすことができ、手術時の操作を簡便にすることができる。

20

【0074】

このような本実施形態におけるハンドピース10は、整形外科手術における骨や軟骨などの硬組織の切除や切削、特に肩や股関節や膝等の関節軟骨表面の処置対象部位をトリミング（平滑化）する処置に好適である。

【0075】

次に本実施形態における第1の変形例について図15を参照して説明する。本変形例の処置部31の形状は、第2の実施形態の処置部31とは異なる。本変形例の処置部31は、第1の実施形態における図4と図5とに示す略平板形状と、第1の実施形態の第1の変形例における図8A乃至図8Cに示す先端の尖った略平板形状と、の組み合わせである。

30

【0076】

本変形例において、例えば第1のエッジ31a側は略平板形状であり、また第2のエッジ31b側は、先端の尖った略平板形状を有し、半円形状の複数の窪み部31cを略等間隔に有している。窪み部31cの半径や隣り合う窪み部31c間のピッチは、第1の実施形態の第1の変形例と略同様である。

【0077】

これにより本変形例は、第2の実施形態と同様の動作と効果を得ることができる。

【0078】

次に本実施形態における第2の変形例について図16と図17を参照して説明する。また本実施形態における処置部31は、四角錐形状の複数の突起45aが形成されている第1の処置面46aのみを有している。

40

【0079】

本変形例において、係合部26bが凹部21aに係合すると、図16に示すように第1の処置面46aが開口部25から露出し、第1の処置面46a以外の面46bが先端部材20bに収納されることとなる。また係合部26bが凹部21bに係合すると、図17に示すように第1の処置面46aは先端部材20bに収納され、面46bが開口部25から露出することとなる。なお面46bには突起45a等が形成されていないため、面46bが生体組織の処置対象部位に接触しても、超音波振動による処置が行われることはない。

50

【0080】

またシース20がプローブ30に対してプローブ30が挿通する方向（長手軸方向5）の周方向に回転することで、処置部31は、プローブ30から伝達される超音波振動によって処置対象部位を処置するために開口部25から露出する露出状態、または処置対象部位を処置せずに待機（スタンバイ）するためにシース20に収納される収納状態に変動することとなる。

【0081】

次に本実施形態における動作方法について簡単に説明する。なお下記にて説明する以外の動作方法は、第1の実施形態と略同様であるため詳細な説明は省略する。

【0082】

図16に示すように、第1の処置面46aは、開口部25から露出している。この状態で、第1の処置面46aは、生体組織の処置対象部位に接触させられる。そして、プローブ30が超音波振動することにより、第1の処置面46aと接触した処置対象部位が超音波振動により処置される。

【0083】

また、第1の実施形態で説明したように、図16に示す状態からシース20が第1の実施形態と同様に略180度回転すると、図17に示すように第1の処置面46aは先端部材20bに収納され、面46bが開口部25から露出することとなる。この状態において誤ってハンドスイッチ15やフットスイッチ70が操作されても、超音波振動による処置対象部位への処置が行われることはない。つまり処置部31は、スタンバイ状態となる。

【0084】

このように本変形例では、処置部31をスタンバイ状態にすることによって、ハンドスイッチ15やフットスイッチ70の誤操作による術者の意図せぬ処置対象部位以外の生体組織への損傷を防ぐことができる。よって本変形例は、より安全性を向上させることができる。

【0085】

次に本実施形態における第3の変形例について図18A乃至図18Cと図19と図20を参照して説明する。本変形例の処置部31の形状は、第2の実施形態の処置部31とは異なる。図18A乃至図18Cに示すように、処置部31は、略平板形状を有し、また先端部48aに向かって湾曲した形状を有している。先端部48aには、超音波振動によって処置対象部位を処置する処置面48bが形成されている。

【0086】

処置部31は、シース20がプローブ30に対して回転することで、プローブ30から伝達される超音波振動によって処置対象部位を処置するために開口部25から露出する露出状態、または処置対象部位を処置せずに待機（スタンバイ）するためにシース20に収納される収納状態に変動することとなる。

【0087】

図19に示すように、処置面48bは開口部25から露出している。この状態で、処置面48bは、生体組織の処置対象部位に接触させられる。そして、プローブ30が超音波振動することにより、処置面48bと接触した処置対象部位が超音波振動により処置される。

【0088】

また、第1の実施形態で説明したように、図19に示す状態からシース20が第1の実施形態と同様に略180度回転すると、図20に示すように処置面48bが先端部材20b内に収納される。

【0089】

この状態において誤ってハンドスイッチ15やフットスイッチ70が操作されても、処置面48bが先端部材20b内に収納されているため、超音波振動は処置面48bを通じて処置対象部位に伝わらない。そのため、処置対象部位は処置部31（処置面48b）によって処置されない。つまり処置部31は、スタンバイ状態となる。

【0090】

このように本変形例では、処置部31をスタンバイ状態にすることによって、ハンドスイッチ15やフットスイッチ70の誤操作による術者の意図せぬ生体組織の損傷を防ぐことができる。よって本変形例は、より安全性を向上させることができる。

【0091】

次に本実施形態における第4の変形例について図21乃至図25を参照して説明する。図22に示すように本変形例の本体20aには、係合部26bと係合可能な凹部81a、81b、81cが設けられている。凹部81a、81b、81cは、長手軸方向5の周方向において略等間隔に配設されている。つまり凹部81a、81b、81cは、長手軸方向5の周方向において略120度離れている。

10

【0092】

また図23乃至図25に示すように本変形例の処置部31の形状などは、第2の実施形態の処置部31などとは異なる。

【0093】

処置部31は、凹部81aに対応する第1の処置面82aと、凹部81bに対応する第2の処置面82bと、凹部81cに対応する第3の処置面82cとを有している。係合部26bが凹部81aに係合すると、図23に示すように第1の処置面82aは開口部25から露出し、第2の処置面82bと第3の処置面82cが先端部材20bに収納されることとなる。また係合部26bが凹部81bに係合すると、図24に示すように第2の処置面82bは開口部25から露出し、第1の処置面82aと第3の処置面82cが先端部材20bに収納されることとなる。また係合部26bが凹部81cに係合すると、図25に示すように第3の処置面82cは開口部25から露出し、第1の処置面82aと第2の処置面82bが先端部材20bに収納されることとなる。処置部31は、第1の処置面82aと第2の処置面82bと第3の処置面82cとのいずれかが処置対象部位に接触することで、超音波振動によって処置対象部位を処置することとなる。

20

【0094】

第1の処置面82aと第2の処置面82bと第3の処置面82cとは、断面が三角形状である複数の突起83a、83b、83cを有している。突起83a、83b、83cは、長手軸方向5に沿って形成されている。

【0095】

突起83aは、突起83bよりも大きい。また一般に、超音波振動の振幅は、プローブ30の先端から基端に向かって減少する。ここで、突起83cは、長手軸方向5において、プローブ30の先端側から基端側に向けて突起83cの大きさ（突起83c間のピッチ）が小さくなるように形成されている。つまり突起83cの大きさは、超音波振動の振幅の大きさに略比例するように形成されている。

30

【0096】

このように処置部31は、プローブ30が挿通する方向（長手軸方向5）の周方向において、複数の処置面（第1の処置面82a、第2の処置面82b、第3の処置面82c）を有していることとなる。また突起83a、83b、83cの大きさはそれぞれ異なるため、処置部31は、それぞれ異なる形状の複数の処置面を有することとなる。

40

【0097】

次に本実施形態における動作方法について簡単に説明する。なお下記にて説明する以外の動作方法は、第1の実施形態と略同様であるため詳細な説明は省略する。

【0098】

係合部26bが凹部81aに係合すると、図23に示すように、第1の処置面82aが開口部25から露出し、処置対象部位が第1の処置面82aにおいて超音波振動によって処置される。

【0099】

図23に示す状態からシース20が略120度回転すると、係合部26bが凹部81bと係合し、図24に示すように、第2の処置面82bが開口部25から露出し、処置対象部

50

位が第2の処置面82bにおいて超音波振動によって処置される。

【0100】

図24に示す状態からシース20がさらに略120度回転すると、係合部26bが凹部81cと係合し、図25に示すように、第3の処置面82cが開口部25から露出し、処置対象部位が第3の処置面82cにおいて超音波振動によって処置される。なお、突起83cの大きさは、超音波振動の振幅の大きさに略比例するように形成されている。よって、先端側の突起83cにおける処置は荒削りとなり、基端側の突起83cにおける処置は仕上げ削りとなる。

【0101】

これにより本変形例は、上述した第2の実施形態と同じ効果を得ることができる。

10

【0102】

このように本発明は、上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより種々の発明を形成できる。

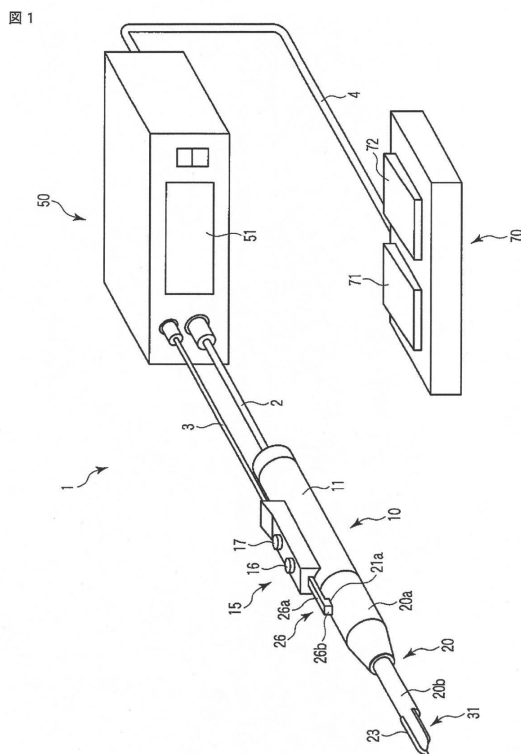
【符号の説明】

【0103】

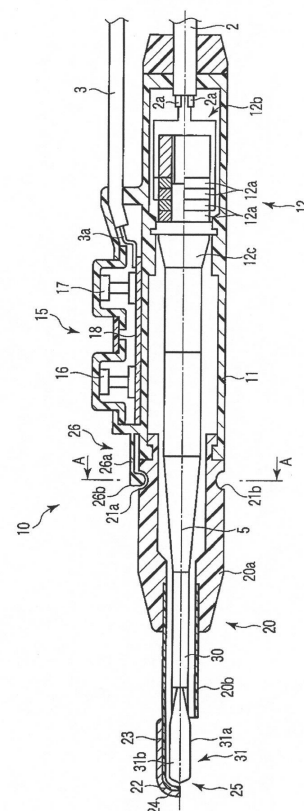
1…超音波手術装置、10…ハンドピース、11…ケース、12…超音波振動子ユニット、12a…圧電素子、12b…超音波振動子、12c…ホーン、20…シース、20a…本体、20b…先端部材、21a、21b…凹部、22…壁部、23…コールドナイフ、24…エッジ部、25…開口部、26…回転係止部材、26a…腕部、26b…係合部、20…シース、20a…本体、20b…先端部材、21a、21b…凹部、22…壁部、23…コールドナイフ、24…エッジ部、25…開口部、26…回転係止部材、26a…腕部、26b…係合部、30…プローブ、31…処置部、31a…第1のエッジ、31b…第2のエッジ、31c…窪み部、35…ナイフ電極、40a…突起、40b…突起、41a…第1の処置面、41b…第2の処置面、45a…突起、46a…第1の処置面、48a…先端部、48b…処置面、50…超音波振動駆動装置、70…フットスイッチ。

20

【図1】

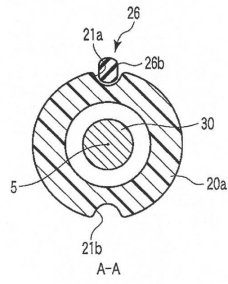


【図2】



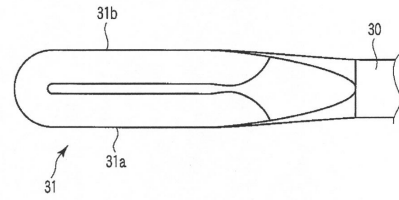
【図 3】

図 3



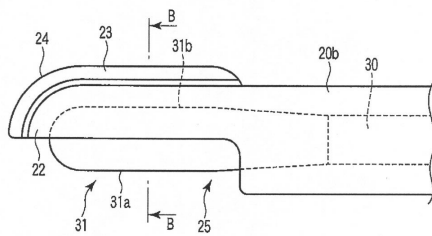
【図 5 A】

図 5A



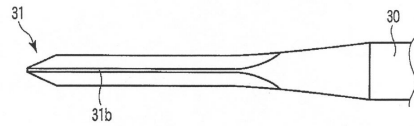
【図 4】

図 4



【図 5 B】

図 5B



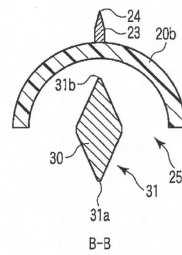
【図 5 C】

図 5C



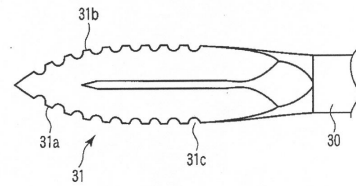
【図 6】

図 6



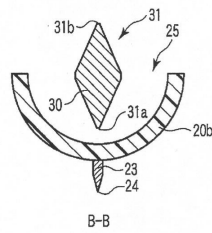
【図 8 A】

図 8A



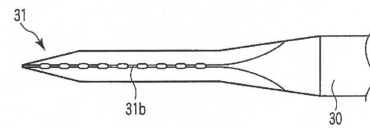
【図 7】

図 7



【図 8 B】

図 8B



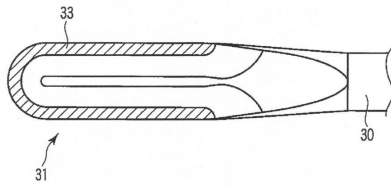
【図 8 C】

図 8C



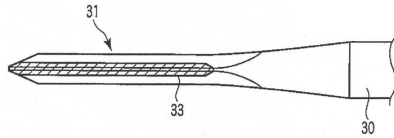
【図 9 A】

図 9A



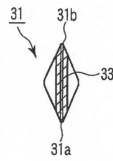
【図 9 B】

図 9B



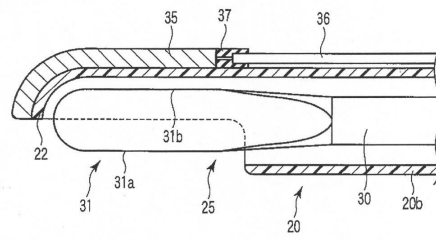
【図 9 C】

図 9C



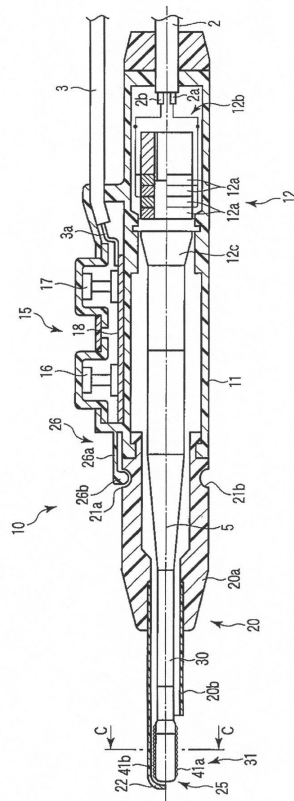
【図 10】

図 10



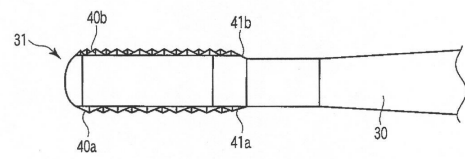
【図 11】

図 11



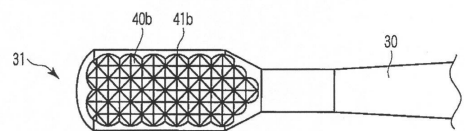
【図 12 A】

図 12A



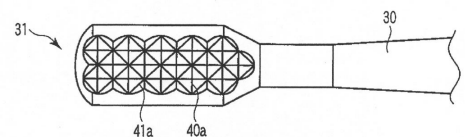
【図 12 B】

図 12B



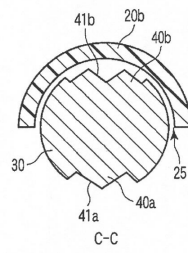
【図 12 C】

図 12C



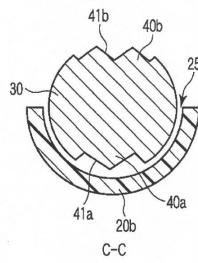
【図 13】

図 13



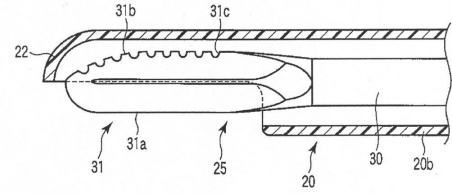
【図 14】

図 14



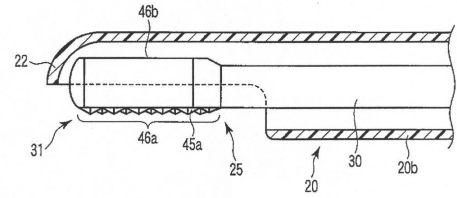
【図 15】

図 15



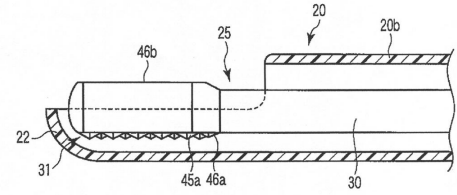
【図 16】

図 16



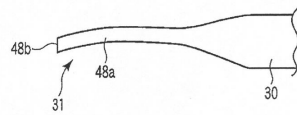
【図 17】

図 17



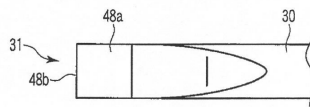
【図 18 A】

図 18A



【図 18 B】

図 18B



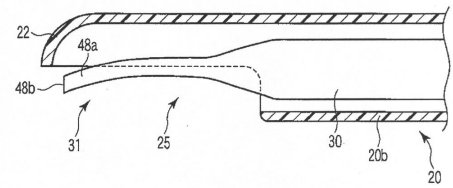
【図 18 C】

図 18C



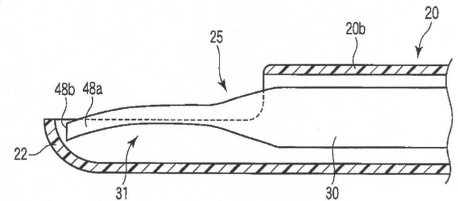
【図 19】

図 19



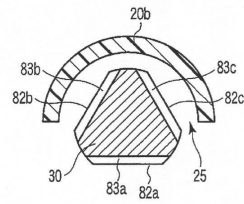
【図 20】

図 20



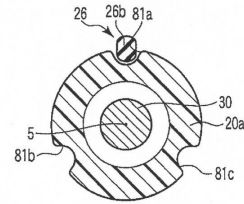
【図 2 1】

図 21



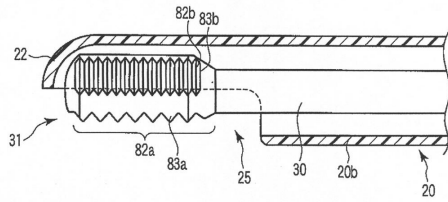
【図 2 2】

図 22



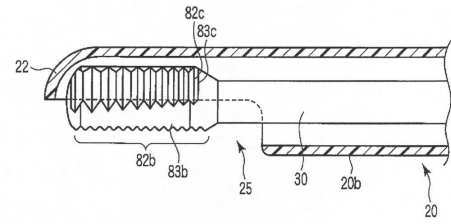
【図 2 3】

図 23



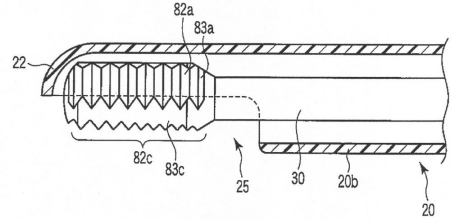
【図 2 4】

図 24



【図 2 5】

図 25



フロントページの続き

- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 木村 健一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 吉嶺 英人
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 駒形 進
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 石川 学
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

審査官 中屋 裕一郎

- (56)参考文献 特開2001-070313 (JP, A)
特開平07-079988 (JP, A)
特開2001-087277 (JP, A)
実開平04-007808 (JP, U)
特開平10-225460 (JP, A)
米国特許出願公開第2006/0253050 (US, A1)
米国特許出願公開第2001/0047182 (US, A1)
特開平06-114072 (JP, A)
欧州特許出願公開第1927321 (EP, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/00
A61B 17/16