

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2010-336
(P2010-336A)

(43) 公開日 平成22年1月7日 (2010. 1. 7)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36 3 3 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 18/14 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 1	
A 6 1 B 17/3211 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 1 0	

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2009-18561 (P2009-18561)	(71) 出願人	304050923 オリンパスメディカルシステムズ株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(22) 出願日	平成21年1月29日 (2009. 1. 29)	(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
(31) 優先権主張番号	61/073, 896	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(32) 優先日	平成20年6月19日 (2008. 6. 19)	(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

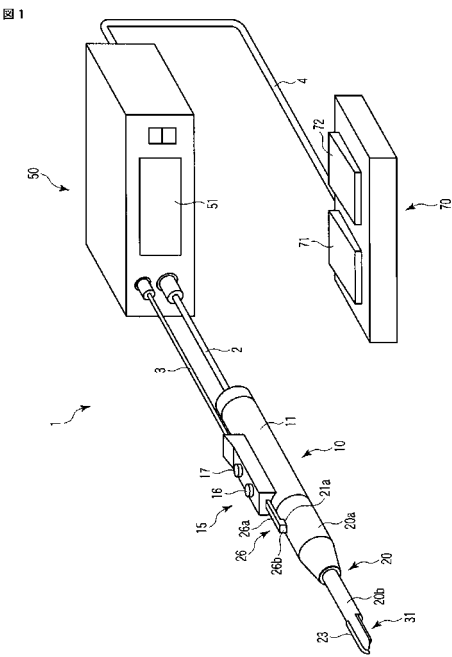
(54) 【発明の名称】 超音波手術装置

(57) 【要約】

【課題】 1つのハンドピースで複数の処置を可能にすることにより、手術操作を簡便にできる超音波手術装置を提供すること。

【解決手段】 超音波手術装置は、超音波振動を発生する超音波振動子を有する超音波振動子ユニットと、前記超音波振動子と基端側にて接続し、前記超音波振動子にて発生した超音波振動を基端側から先端側に伝達する伝達部材と、前記伝達部材が挿通され、先端側の側方部に開口部を有するシースと、前記伝達部材の先端に配設され、前記開口部から露出した際に、前記伝達部材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処置部と、を具備する。超音波手術装置は、硬組織を切除または切削する。

【選択図】 図 1



【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を有する超音波振動子ユニットと、
前記超音波振動子と基端側にて接続し、前記超音波振動子にて発生した超音波振動を基端側から先端側に伝達する伝達部材と、
前記伝達部材が挿通され、先端側の側方部に開口部を有するシースと、
前記伝達部材の先端に配設され、前記開口部から露出した際に、前記伝達部材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処置部と、
を具備し、硬組織を切除または切削することを特徴とする超音波手術装置。

【請求項 2】

前記シースは、切除または切削によって前記処置対象部位を処置する処置具をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波手術装置。

【請求項 3】

前記処置具は、コールドナイフを含むことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波手術装置。

【請求項 4】

前記処置具は、電気メスを含むことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波手術装置。

【請求項 5】

前記シースは、前記伝達部材に対して、前記伝達部材が挿通する方向の周方向に回転可能であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波手術装置。

【請求項 6】

前記シースの回転位置を選択的に位置決めする位置決め機構をさらに有することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波手術装置。

【請求項 7】

前記処置部は、前記伝達部材が挿通する方向の周方向において、複数の処置面を有することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波手術装置。

【請求項 8】

前記処置部は、前記伝達部材が挿通する方向の周方向において、それぞれ異なる形状の複数の処置面を有することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波手術装置。

【請求項 9】

前記処置部は、前記シースが前記伝達部材に対して、前記伝達部材が挿通する方向の周方向に回転することで、前記伝達部材から伝達される超音波振動によって前記処置対象部位を処置するために前記開口部から露出する露出状態、または前記処置対象部位を処置せずに待機するために前記シースに収納される収納状態に変動することを特徴とする請求項 5 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。超音波ハンドピースと超音波ホーンとは、硬組織の切削に使用する超音波ハンドピースにおいて、メス部が被切削部位に過剰に起因する種々の弊

10

20

30

40

50

害を防止して、広い視野の下にメス部の動きを精妙にコントロールし治療目的に則した正確な骨などの硬組織の切削を実現する。

【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】

一般的に、1つの機器（例えば1つのハンドピース）には、1つの処置部形状が提供されているのみである。よって手術時には、複数の種類の機器が用意され、処置に応じて機器を交換する必要がある。このように複数の機器を用意しなければならず、手術操作は、煩雑となる。

【0006】

そのため本発明は、上記課題を鑑みて、1つのハンドピースで複数の処置を可能にすることにより、手術操作を簡便に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】

本発明は、超音波振動を発生する超音波振動子を有する超音波振動子ユニットと、前記超音波振動子と基端側にて接続し、前記超音波振動子にて発生した超音波振動を基端側から先端側に伝達する伝達部材と、前記伝達部材が挿通され、先端側の側方部に開口部を有するシースと、前記伝達部材の先端に配設され、前記開口部から露出した際に、前記伝達部材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処置部と、を具備し、硬組織を切除または切削する超音波手術装置を提供する。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、1つのハンドピースで複数の処置を可能にすることにより、手術操作を簡便にできる超音波手術装置を提供することができる。

【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。

【図5C】図5Cは、図5A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8A】図8A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8B】図8Bは、図8Aに示す処置部の上面図である。

【図8C】図8Cは、図8Aに示す処置部の正面図である。

【図9A】図9A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9B】図9Bは、図9Aに示す処置部の上面図である。

【図9C】図9Cは、図9Aに示す処置部の正面図である。

【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

10

20

30

40

50

。

【図 1 2 A】図 1 2 A は、第 2 の実施形態における処置部の側面図である。

【図 1 2 B】図 1 2 B は、図 1 2 A に示す処置部の上面図である。

【図 1 2 C】図 1 2 C は、図 1 2 A に示す処置部の下面図である。

【図 1 3】図 1 3 は、図 1 1 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 1 4】図 1 4 は、図 1 3 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 1 5】図 1 5 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 1 6】図 1 6 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 1 7】図 1 7 は、図 1 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周辺の概略図である。

【図 1 8 A】図 1 8 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 1 8 B】図 1 8 B は、図 1 8 A に示す処置部の上面図である。

【図 1 8 C】図 1 8 C は、図 1 8 A に示す処置部の正面図である。

【図 1 9】図 1 9 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 2 0】図 2 0 は、図 1 9 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 2 1】図 2 1 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 2 2】図 2 2 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 2 3】図 2 3 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 2 4】図 2 4 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 2 5】図 2 5 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（

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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、本体20aの外周面上に凹部21a, 21bを有している。図3に示すように凹部21a, 21b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。

40

【0021】

先端部材20bは、中空円筒形状を有している。先端部材20bは、先端部材20b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20b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。

【0022】

また先端部材20b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

50

れている開口部 25 を側方（側面）部に有している。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 20b の側方部に開口部 25 を有することとなる。開口部 25 は、先端部材 20b の側方に形成される例えば切り欠きであり、先端部材 20b 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 20b 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。

10

【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 20a）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 26a と、腕部 26a の先端に固定されている係合部 26b とを有している。係合部 26b は、シース 20（本体 20a）が回動した際に凹部 21a、21b の何れかに係合することで、シース 20（本体 20a）の回動位置を位置決めする。このように凹部 21a、21b と腕部 26a と係合部 26b 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。

20

【0025】

ホーン 12c 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 20a と先端部材 20b）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 12c 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 12c 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 12c を介して超音波振動子 12b と接続し、超音波振動子 12b 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。

【0026】

プローブ 30 は、ホーン 12c 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。

30

【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 12b にて発生しプローブ 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処置部 31 が配設されている。処置部 31 は、略平板形状を有している。処置部 31 は、処置部 31 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。

40

【0029】

処置部 31 は、凹部 21a に対応する第 1 のエッジ 31a と、凹部 21b に対応する第 2 のエッジ 31b とを有している。

【0030】

上述したようにシース 20 がプローブ 30 に対して回動すると、図 2 と図 3 とに示すように係合部 26b が凹部 21a 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 31a は開口部 25 から露出し、第 2 のエッジ 31b がシース 20（先端部材 20b）に収納されることとなる。またシース 20 がプローブ 30 に対して回動し、係合部 26b が凹部 21b に係合すると、図 7 に示すように第 1 のエッジ 31a はシース 20（先

50

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。
また処置部 31 は、回動しても先端部材 20b には当接しない。

【0031】

処置部 31 は、第 1 のエッジ 31a と第 2 のエッジ 31b 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 50 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 51 が設けられている。設定部 51 は、表示パネルなどである。

【0033】

フットスイッチ 70 には、第 1 のスイッチ 16 と同様の第 1 のペダルスイッチ 71 と、
第 2 のスイッチ 17 と同様の第 2 のペダルスイッチ 72 とが設けられている。

10

【0034】

本実施形態において、設定部 51 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 16 と第 1 のペダルスイッチ 71 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 17 と第 2 のペダルスイッチ 72 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 51 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 16 と第 1 のペダルスイッチ 71 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 17 と第 2 のペダルスイッチ 72 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。

20

【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 51 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 16 と第 1 のペダルスイッチ 71 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 17 と第 2 のペダルスイッチ 72 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 31 が生体組織の処置対象部位
に接触する。

30

【0037】

第 1 のスイッチ 16、または第 1 のペダルスイッチ 71 が操作されると、設定部 51 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 50 にて発生する。

【0038】

また第 2 のスイッチ 17、または第 2 のペダルスイッチ 72 が操作されると、設定部 51 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 50 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。

40

【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 3

50

0 から処置部 3 1 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 3 0 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 3 1 にて超音波振動によって処置される。

【 0 0 4 2 】

なお超音波振動子 1 2 b は定電流制御により駆動され、処置部 3 1 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。

【 0 0 4 3 】

この振幅 x は、処置部 3 1 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。

$$x = V / \omega / f_r$$

例えば 1 0 0 % の出力条件において、振動速度 V は略 7 . 4 m / s ~ 略 2 2 . 1 m / s の範囲にすることが好ましい。

【 0 0 4 4 】

そのため例えば 1 0 0 % 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 2 3 . 5 k H z の場合、略 1 0 0 μ m ~ 略 3 0 0 μ m の範囲にすることが好ましいこととなる。

【 0 0 4 5 】

なお共振周波数 f_r が 4 7 k H z の場合、例えば 1 0 0 % の出力条件における振幅 x は、略 5 0 μ m ~ 略 1 5 0 μ m の範囲にすることが好ましいこととなる。

【 0 0 4 6 】

図 2 と図 3 とに示す状態において、係合部 2 6 b が凹部 2 1 a に係合すると、図 6 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 が先端部材 2 0 b に収納される。この状態において、第 1 のエッジ 3 1 a 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 1 6 と第 1 のペダルスイッチ 7 1、または第 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。

【 0 0 4 7 】

このとき第 1 のエッジ 3 1 a 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 2 0 (本体 2 0 a) がケース 1 1 に対して例えば手動によって回転すると、腕部 2 6 a が本体 2 0 a の外側に向けて変形し、係合部 2 6 b が凹部 2 1 a 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 2 0 (本体 2 0 a) がケース 1 1 やプローブ 3 0 に対して、ケース 1 1 の長手軸方向 5 の周方向に略 1 8 0 度回転することにより、腕部 2 6 a の変形が元に戻り、係合部 2 6 b が凹部 2 1 b と係合する。本体 2 0 a が回転すると、先端部材 2 0 b も本体 2 0 a と同じ方向に回転する。

【 0 0 4 8 】

これにより図 7 に示すように、第 1 のエッジ 3 1 a は先端部材 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。

【 0 0 4 9 】

これにより第 1 のエッジ 3 1 a が損傷しても、処置対象部位が引き続き第 2 のエッジ 3 1 b によって処置されることとなる。

【 0 0 5 0 】

またコールドナイフ 2 3 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。

【 0 0 5 1 】

このように本実施形態では、シース 2 0 (本体 2 0 a) をケース 1 1 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 3 1 a) から、ハンドピース 1 0 を交換することなく、磨耗、損傷していない処置能力が良

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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。

【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。

【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、損傷に対する処置部３１の耐久性が向上する。また本変形例は、処置部３１の磨耗、損傷の程度を、コーティング層３３の状態（例えばコーティング層３３が処置部３１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３３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。

【 0 0 6 1 】

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。

【 0 0 6 2 】

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。

【 0 0 6 3 】

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。

【 0 0 6 4 】

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。

【 0 0 6 5 】

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。

【 0 0 6 6 】

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。

【 0 0 6 7 】

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。

【 0 0 6 8 】

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。

【 0 0 6 9 】

第 1 の処置面 4 1 a は、突起 4 0 b よりも大きい突起 4 0 a 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。

【 0 0 7 0 】

また、第 1 の実施形態で説明したように、図 1 1 と図 1 3 に示す状態からシース 2 0 (本体 2 0 a) がケース 1 1 やプローブ 3 0 に対して略 1 8 0 度回転すると、図 1 4 に示すように第 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。この状態で、第 2 の処置面 4 1 b 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 2 の処置面 4 1 b 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。

【 0 0 7 1 】

第 2 の処置面 4 1 b は、突起 4 0 a よりも小さい突起 4 0 b 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。

【 0 0 7 2 】

このように本実施形態は、第 1 の処置面 4 1 a で関節や軟骨等の表面の荒削りを行い、その後、シース 2 0 を第 1 の実施形態と同様に略 1 8 0 度回転させ、第 2 の処置面 4 1 b 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。

【 0 0 7 3 】

すなわち本実施形態は、シース 2 0 をケース 1 1 に対して回転させることにより、第 1 の処置面 4 1 a と第 2 の処置面 4 1 b 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 1 0 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。

【 0 0 7 4 】

このような本実施形態におけるハンドピース 1 0 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。

【 0 0 7 5 】

次に本実施形態における第 1 の変形例について図 1 5 を参照して説明する。

本変形例の処置部 3 1 の形状は、第 2 の実施形態の処置部 3 1 とは異なる。本変形例の処置部 3 1 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 8 A 乃至図 8 C に示す先端の尖った略平板形状と、の組み合わせである。

【 0 0 7 6 】

本変形例において、例えば第 1 のエッジ 3 1 a 側は略平板形状であり、また第 2 のエッジ 3 1 b 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 3 1 c を略等間隔に有している。窪み部 3 1 c の半径や隣り合う窪み部 3 1 c 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。

【 0 0 7 7 】

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。

【 0 0 7 8 】

次に本実施形態における第 2 の変形例について図 1 6 と図 1 7 を参照して説明する。

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 5 a が形成されている第 1 の処置面 4 6 a のみを有している。

【 0 0 7 9 】

本変形例において、係合部 2 6 b が凹部 2 1 a に係合すると、図 1 6 に示すように第 1 の処置面 4 6 a が開口部 2 5 から露出し、第 1 の処置面 4 6 a 以外の面 4 6 b が先端部材 2 0 b に収納されることとなる。また係合部 2 6 b が凹部 2 1 b に係合すると、図 1 7 に示すように第 1 の処置面 4 6 a は先端部材 2 0 b に収納され、面 4 6 b が開口部 2 5 から露出することとなる。なお面 4 6 b には突起 4 5 a 等が形成されていないため、面 4 6 b 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。

【 0 0 8 0 】

またシース 2 0 がプローブ 3 0 に対してプローブ 3 0 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 3 1 は、プローブ 3 0 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 2 5 から露出する露出状態、または処置対象部

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【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。

【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。

【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。

【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 2 3 に示す状態からシース 2 0 が略 1 2 0 度回転すると、係合部 2 6 b が凹部 8 1 b と係合し、図 2 4 に示すように、第 2 の処置面 8 2 b が開口部 2 5 から露出し、処置対象部位が第 2 の処置面 8 2 b において超音波振動によって処置される。

【 0 1 0 0 】

図 2 4 に示す状態からシース 2 0 がさらに略 1 2 0 度回転すると、係合部 2 6 b が凹部 8 1 c と係合し、図 2 5 に示すように、第 3 の処置面 8 2 c が開口部 2 5 から露出し、処置対象部位が第 3 の処置面 8 2 c において超音波振動によって処置される。

なお、突起 8 3 c 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 8 3 c における処置は荒削りとなり、基端側の突起 8 3 c における処置は仕上げ削りとなる。

10

【 0 1 0 1 】

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。

【 0 1 0 2 】

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 】

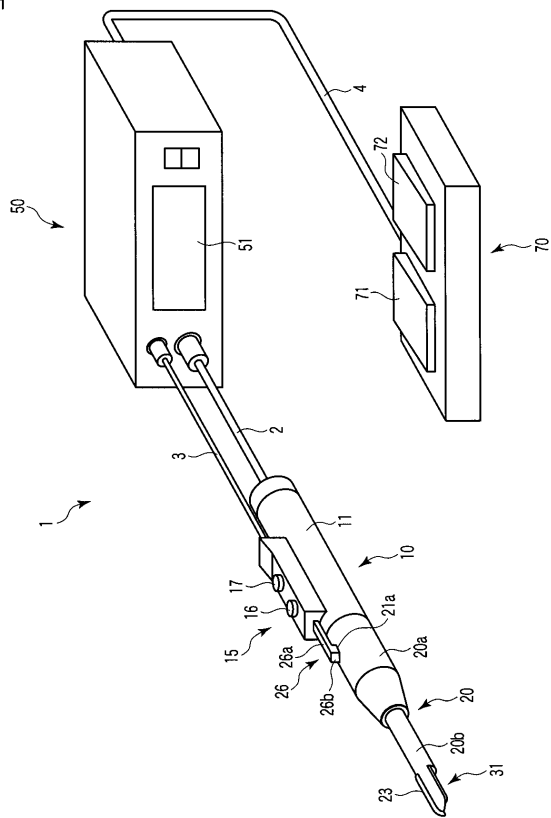
【 0 1 0 3 】

1 ... 超音波手術装置、 1 0 ... ハンドピース、 1 1 ... ケース、 1 2 ... 超音波振動子ユニット、 1 2 a ... 圧電素子、 1 2 b ... 超音波振動子、 1 2 c ... ホーン、 2 0 ... シース、 2 0 a ... 本体、 2 0 b ... 先端部材、 2 1 a , 2 1 b ... 凹部、 2 2 ... 壁部、 2 3 ... コールドナイフ、 2 4 ... エッジ部、 2 5 ... 開口部、 2 6 ... 回転係止部材、 2 6 a ... 腕部、 2 6 b ... 係合部、 3 0 ... プローブ、 3 1 ... 処置部、 3 1 a ... 第 1 のエッジ、 3 1 b ... 第 2 のエッジ、 3 1 c ... 窪み部、 3 5 ... ナイフ電極、 4 0 a ... 突起、 4 0 b ... 突起、 4 1 a ... 第 1 の処置面、 4 1 b ... 第 2 の処置面、 4 5 a ... 突起、 4 6 a ... 第 1 の処置面、 4 8 a ... 先端部、 4 8 b ... 処置面、 5 0 ... 超音波振動駆動装置、 7 0 ... フットスイッチ。

20

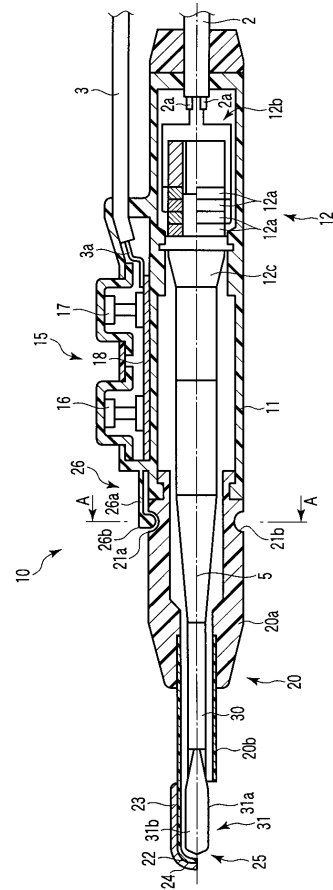
【図 1】

図 1



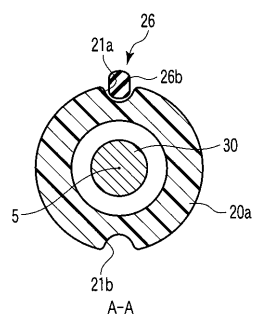
【図 2】

図 2



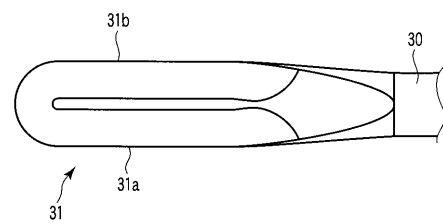
【図 3】

図 3



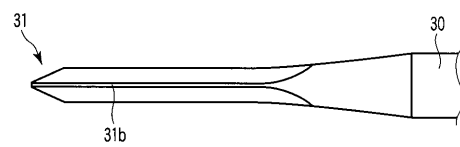
【図 5 A】

図 5A



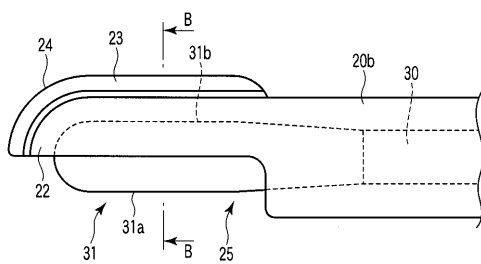
【図 5 B】

図 5B



【図 4】

図 4



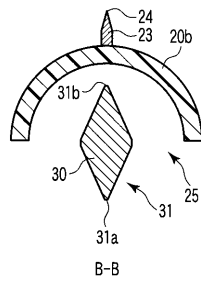
【図 5 C】

図 5C



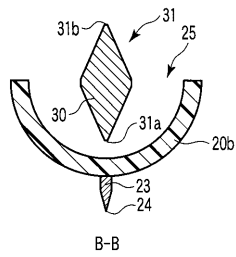
【図 6】

図 6



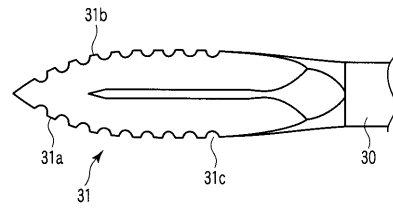
【図 7】

図 7



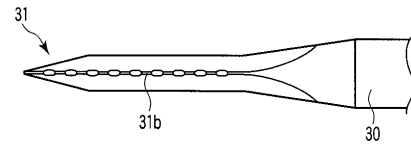
【図 8 A】

図 8A



【図 8 B】

図 8B



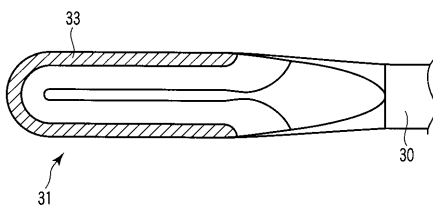
【図 8 C】

図 8C



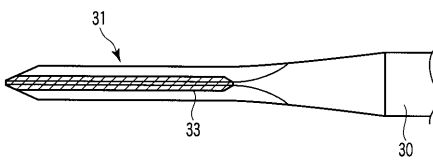
【図 9 A】

図 9A



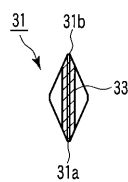
【図 9 B】

図 9B



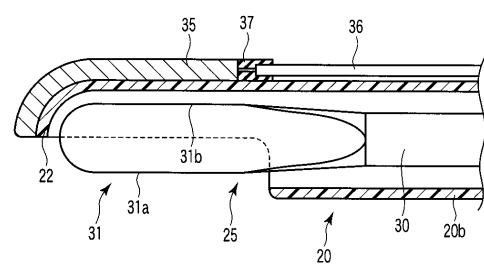
【図 9 C】

図 9C



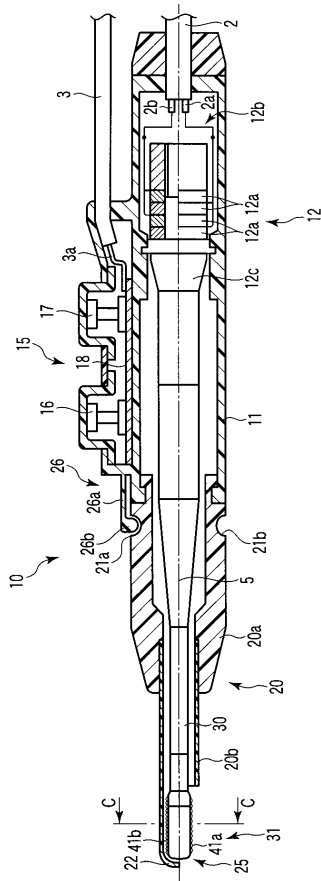
【図 10】

図 10



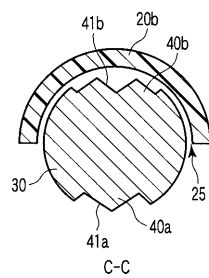
【図 1 1】

図 11



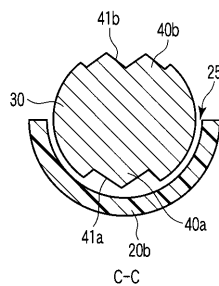
【図 1 3】

図 13



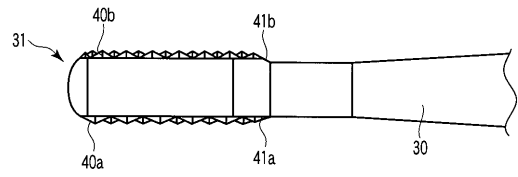
【図 1 4】

図 14



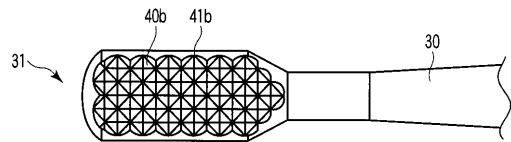
【図 1 2 A】

図 12A



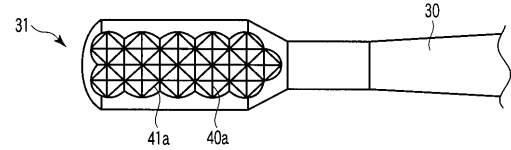
【図 1 2 B】

図 12B



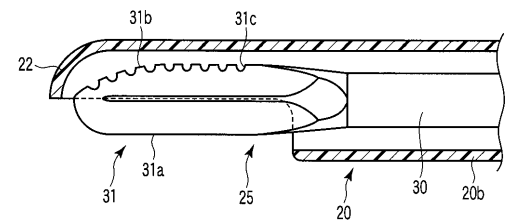
【図 1 2 C】

図 12C



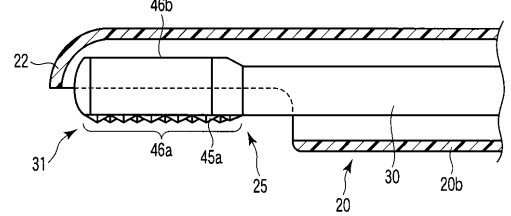
【図 1 5】

図 15



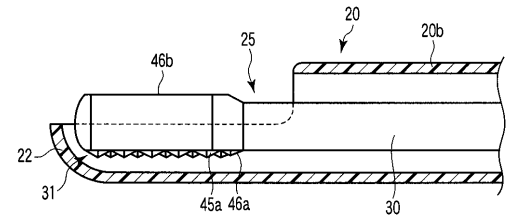
【図 1 6】

図 16



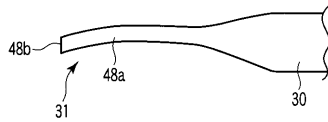
【図 1 7】

図 17



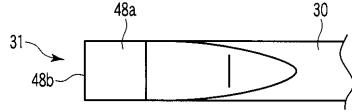
【図 18 A】

図 18A



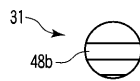
【図 18 B】

図 18B



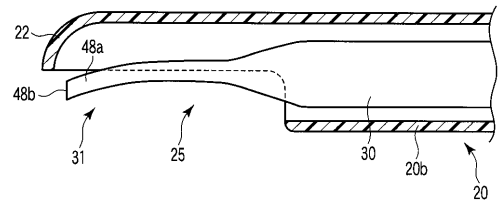
【図 18 C】

図 18C



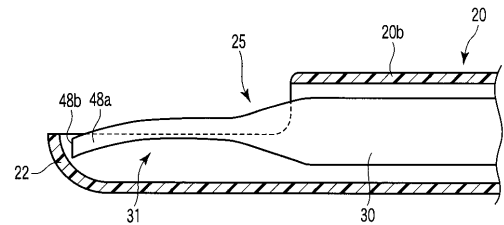
【図 19】

図 19



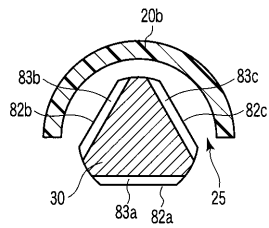
【図 20】

図 20



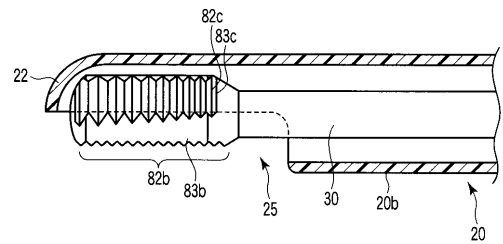
【図 21】

図 21



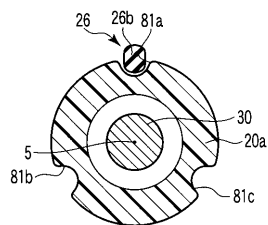
【図 24】

図 24



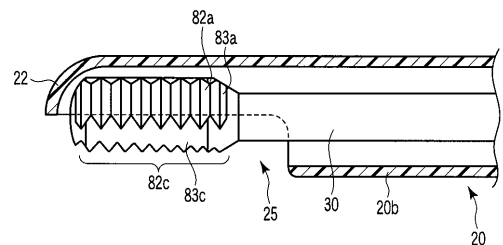
【図 22】

図 22



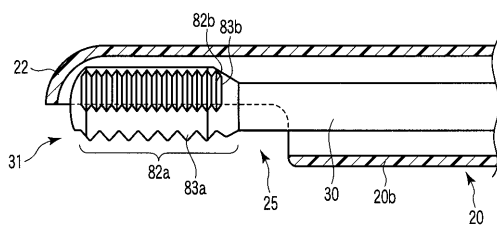
【図 25】

図 25



【図 23】

図 23



フロンツページの続キ

- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (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
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 木村 健一
東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス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 4 3 番 2 号 オリンパス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 4 3 番 2 号 オリンパス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 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- F ターム(参考) 4C160 FF02 JJ22 JJ43 KK03 KK14 KL01 LL01 LL04