

(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2004-298559

(P2004-298559A)

(43) 公開日 平成16年10月28日(2004.10.28)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 18/00

F I

A61B 17/36 330

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2003-98218 (P2003-98218)

(22) 出願日 平成15年4月1日(2003.4.1)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 本田 吉隆

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 4C060 JJ13 JJ15 JJ17 JJ23 JJ24
JJ25

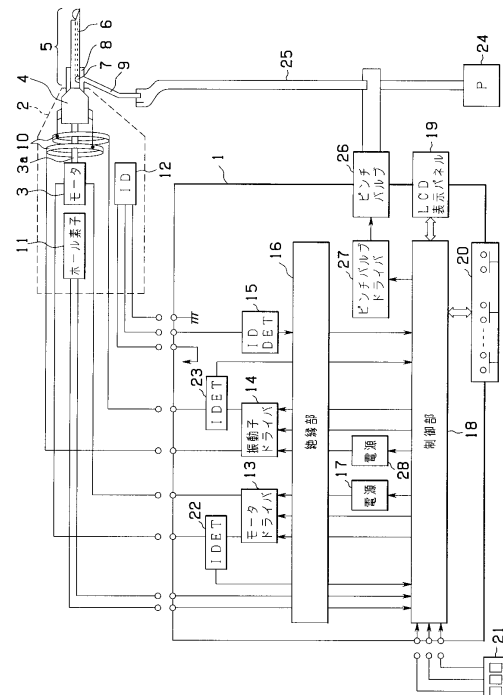
(54) 【発明の名称】 外科手術装置

(57) 【要約】

【課題】 モータの過負荷を防止して長寿命化を図ると共に、体組織の確実な切削を可能にする。

【解決手段】 超音波振動を発生可能な超音波振動子4と、前記超音波振動を伝達可能に前記超音波振動子4に一端が接続されるとともに、他端に生体組織を処置可能な処置部を有するプローブ手段5と、前記超音波振動子4及び前記プローブ手段5を回動自在に支持する支持軸3aを有し、前記処置部で切削可能に前記支持軸3aを駆動する駆動手段13と、前記駆動手段13の駆動力を検出する検出手段11、22と、前記検出手段11、22の検出結果に基づいて、前記超音波振動子4を制御する制御手段18と、を具備したことを特徴とする。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波振動を発生可能な超音波振動子と、
前記超音波振動を伝達可能に前記超音波振動子に一端が接続されるとともに、他端に生体組織を処置可能な処置部を有するプローブ手段と、
前記超音波振動子及び前記プローブ手段を回動自在に支持する支持軸を有し、前記処置部で切削可能に前記支持軸を駆動する駆動手段と、
前記駆動手段の駆動力を検出する検出手段と、
前記検出手段の検出結果に基づいて、前記超音波振動子を制御する制御手段と、
を具備したことを特徴とする外科手術装置。

10

【請求項 2】

前記制御手段は、前記処置部で処置された組織片を吸引するための吸引手段を前記駆動手段に連動するように制御することを特徴とする請求項 1 に記載の外科手術装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、体組織を切削処理可能な外科手術装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、関節鏡監察下で関節を切除せず、関節に小さな穿刺孔を形成し、この穿刺孔に細長い切刃を挿入して膝蓋骨上の腫瘍を切除したり、膝関節から破損した軟骨、骨等を切除する外科手術装置が提案されている。この種の外科手術装置としては、特許文献 1（特開平 3-286755 号公報）及び特許文献 2（特表 2002-503975 号公報）にて開示されたものがある。

20

【0003】

特許文献 1（特開平 3-286755 号公報）においては、モータの回転具合を検知して、切刃が回転停止したら一定時間逆回転する技術が公開されている。

【0004】

また、特許文献 2（特表 2002-503975 号公報）では、ハンドピースに起動スイッチ及び正逆転切り替え装置が設けられ、組織の切削抵抗によって切刃の回転数が失速した時に回転が逆転する技術が開示されている。

30

【0005】

特許文献 1、2 によって開示された技術は、切刃が生体組織に食い込み回転切削が行ないがたい状態に陥った場合でも、モータの過負荷状態を軽減すると共に、生体組織から切刃を簡単に引き抜くことを可能にしたものである。

【0006】

【特許文献 1】

特開平 3-286755 号公報

【0007】

【特許文献 2】

特表 2002-503975 号公報

40

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、特許文献 1（特開平 3-286755 号公報）では、モータの回転具合を検知し切刃が回転停止したことを判断した上でモータを一定時間逆回転させることから、モータが回転不能となる過負荷状態が発生してモータの寿命を低下させるという問題点がある。

【0009】

一方、特許文献 2（特表 2002-503975 号公報）では、組織の切削抵抗によって切刃の回転数が失速したときに回転が逆転することによって生体組織に切刃が食い込むこ

50

とを回遊していることから、モータの過負荷状態が発生することはない。しかしながら、組織の切削抵抗が高い状態で使用し続けた場合には、切刃が正転と逆転とを交互に繰り返すことになり、所望の組織切削面が得られないことがあるという問題点があった。

【0010】

本発明はかかる問題点に鑑みてなされたものであって、切刃の回転数に応じて切刃に超音波振動を加えることによりモータの長寿命化を図り且つ正確な切削を可能にすることができる外科手術装置を提供することを目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】

本発明に係る外科手術装置は、超音波振動を発生可能な超音波振動子と、前記超音波振動を伝達可能に前記超音波振動子に一端が接続されるとともに、他端に生体組織を処置可能な処置部を有するプローブ手段と、前記超音波振動子及び前記プローブ手段を回動自在に支持する支持軸を有し、前記処置部で切削可能に前記支持軸を駆動する駆動手段と、前記駆動手段の駆動力を検出する検出手段と、前記検出手段の検出結果に基づいて、前記超音波振動子を制御する制御手段と、を具備したものである。 10

【0012】

本発明において、駆動手段は支持軸を駆動して、超音波振動子及びプローブ手段を回動させる。これにより、プローブ手段の処置部は生体組織を処置可能である。検出手段は駆動手段の駆動力を検出する。この検出結果に基づいて、制御手段は超音波振動子を制御する。超音波振動子が駆動されることで、プローブ手段の処置部の処置能力が向上し、支持軸に過負荷がかかることが防止される。 20

【0013】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。図1乃至図3は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は外科手術装置を示す説明図、図2は図1中の制御部18の構成及び図1の電氣的な接続関係を具体的に示す回路図、図3は図2中の演算部29による制御基本フローを示すフローチャートである。

【0014】

本実施の形態は生体を切削する切刃を構成する切削処置部に対して超音波振動の付加を可能にすることによって、切削能力を向上させるようにしたものである。 30

【0015】

図1の外科手術装置は、本体1と、本体1によって駆動されるハンドピース2（破線部）とを有している。ハンドピース2にはモータ3が内蔵されている。モータ3は回転軸3aを正逆方向に回転させることができる。この回転軸3aの回転を、先端に切削処置部を有するプローブ5に伝達するようになっている。

【0016】

本実施の形態においては、回転軸3aとプローブ5との間には超音波振動子4が設けられている。超音波振動子4は、回転軸3aの先端に取り付けられて支持固定されており、超音波エネルギーを超音波振動に変換するようになっている。プローブ5は、基端側が超音波振動子4に着脱自在に接続されるようになっており、先端に切削処置部を有する。これにより、モータ3の回転軸3aが回転すると、超音波振動子4及びプローブ5が回転する構成となっており、プローブ5の切削処置部が回転することによって、体組織を切削することができるようになっている。 40

【0017】

プローブ5には、先端の切削処置部にて切削した組織を体外へ排出するために、プローブ5内を貫通する中空管路6が設けられている。プローブ5の基端には、基端開口部7が形成されており、基端開口部7と切削処置部とはプローブ5内を貫通された中空管路6を介して接続されている。これにより、切削処置部が切削した組織は排出端である基端開口部7を介して排出されるようになっている。

【0018】

プローブ5の基端開口部7近傍には、プローブ5の基端開口部7を介して排出された生体組織を1次的に貯留するためのチャンバ8がハンドピース2に固定されて設けられている。チャンバ8には吸引管路9が取り付けられており、吸引管路9によってチャンバ8に貯留された生体組織が吸引されるようになっている。この構成によって、モータ3によって超音波振動子4及びプローブ5の回転中においても、プローブ5先端の切削処置部にて切削した組織を、体外に排出することが可能な構成となっている。

【0019】

超音波振動子4の周囲には、超音波振動子4に対して超音波エネルギーを供給するための電極10が円周状に配置されている。電極10によって、超音波振動子4がモータ3によって回転する場合でも超音波振動子4には継続的にエネルギーの供給が可能な構成となっている。また、ハンドピース2には、モータ3の回転方向や回転数を検出するためのホール素子11が内蔵されている。

10

【0020】

本実施の形態においては、ハンドピース2として、モータ3や超音波振動子4の大きさや出力が異なる複数種のハンドピースを採用することができる。各ハンドピースには、内在するモータ3や超音波振動子4の種別を特定するためのID識別部12が設けられている。ID識別部12は、図示しない抵抗、コンデンサ、コイル等の受動素子や半導体やIC等の能動素子にて構成されており、ID情報を保持する。

【0021】

ハンドピース2は各種信号線によって本体1に接続される。本体1には、図1の外科手術装置の全体の制御を司る制御部18が設けられている。本体1とハンドピース2との接続のために、本体1には複数の接続端子が設けられている。これらの接続端子と制御部18との間には絶縁部16が設けられており、絶縁部16はハンドピース2との電氣的な分離を可能にして、ハンドピース2の電氣的な安全性を確保する。

20

【0022】

絶縁部16のハンドピース2側には、モータドライバ13が配設されている。モータ用の電源部17はモータドライバ13用の電源を発生して、絶縁部16を介してモータドライバ13に供給する。モータドライバ13は、電源部17から電源が供給され、制御部18に制御されて、モータ3を正回転又は逆回転可能に駆動する。

【0023】

本体1にはモータ電流検出部22も設けられている。モータ電流検出部22は、モータドライバ13からモータ3へ供給される電流を検出して検出結果を制御部18に出力する。制御部18はこの検出結果によってトルクのレベルを判断する。一方、モータ3の回転状態はホール素子11によって検出されるようになっており、この検出結果はホール素子11から絶縁部16を介して制御部18に供給される。制御部18は、モータ電流検出部22及びホール素子11の出力によって、所望の回転方向や回転数、電力供給状態、回転状態等を判断し、絶縁部16を介して、電源部17から供給される電力と共にモータドライバ13に対して制御信号を送信して、モータ3の駆動を制御する。このフィードバック制御によって、安定したモータ3の駆動が実現されるようになっている。

30

【0024】

振動子用の電源部28は振動子ドライバ14用の電源を発生して、絶縁部16を介して振動子ドライバ14に供給する。振動子ドライバ14は、電源部28から電源が供給され、制御部18に制御されて、超音波振動子4を駆動するための超音波エネルギーを発生して超音波振動子4に供給する。

40

【0025】

本体1には振動子電流検出部23が設けられており、振動子電流検出部23は、振動子ドライバ14から超音波振動子4へ供給される電流を検出して検出結果を制御部18に出力する。一般的には超音波振動子4の先端振幅は供給された電流値に比例する。制御部18は、超音波振動子4への供給電流を振動子電流検出部23にて検出することで、所望の先端振幅が得られる電流値が超音波振動子4に供給されているか否かを判断するようになっ

50

ている。制御部 18 は、絶縁部 16 を介して、電源部 17 から供給される電力と共に振動子ドライバ 14 に対して制御信号を送信して、超音波振動子 4 の駆動を制御する。このフィードバック制御によって、安定した超音波振動子 4 の駆動が実現されるようになっていく。

【0026】

本体 1 には I D 検知部 15 も設けられている。I D 検知部 15 は、ハンドピース 2 内の I D 識別部 12 が受動素子であればどのような種別の値であるか、能動素子であればどのような信号が受信されるか検出するようになっている。

【0027】

表示部 19 は、L E D や液晶表示によって構成されており、制御部 18 に制御されて、本
10 外科手術装置の設定や動作状態、注意、警告などをユーザーに提示する。設定 S W 部 20 は、図 1 の外科手術装置の動作状態を設定するためのものである。また、実行 S W 部 21 は、図 1 の外科手術装置の動作状態の開始、停止、切り替え等を実行するためのものである。実行 S W 部 21 としては、例えば足踏み（スイッチ）S W を採用することができる。なお、実行 S W 部 21 としてハンドピース 2 に着脱自在とするハンドスイッチを採用してもよい。

【0028】

吸引管路 9 には着脱自在にチューブ 25 の一端が接続されており、チューブ 25 の他端は
20 ポンプ 24 に接続されている。ポンプ 24 は、陰圧を発生して、生体組織を回収可能である。吸引管路 9 とポンプ 24 との間のチューブ 25 にはピンチバルブ 26 が設けられている。ピンチバルブ 26 は、チューブ 25 によって構成される管路の開放又は閉鎖が可能であり、これにより、吸引管路の生体組織を回収するか否かを制御する。ピンチバルブドライバ 27 は、制御部 18 に制御されて、ピンチバルブ 26 を駆動する。設定 S W 部 20 によって設定された吸引の制御状態に応じて、常時吸引するためにピンチバルブ 26 を開放したり、モータ 3 や超音波振動子 4 の駆動状態と同期、遅延し連動して吸引する等の制御が可能な構成となっている。

【0029】

次に、図 2 の回路図を参照して制御部 18 を詳細に説明する。

【0030】

制御部 18 内の演算部 29 は、セントラルプロセッシングユニット（C P U）やプログラ
30 マブルロジックデバイス（P L D）やデジタルシグナルプロセッサ（D S P）等の様々な素子で構成可能であり、種々の入出力ポート（例えばポート A ～ I）を有している。S W I F 30 は、設定 S W 部 20 及び実行 S W 部 21 のスイッチ（S W）状態を演算部 29 にて処理可能なデータに変換して演算部 29 に与える。表示ドライバ 31 は、表示部 19 に所望の表示を行なわせるように、演算部 29 及び表示部 19 との間でデータを送受信するようになっている。

【0031】

メモリ 32 は、演算部 29 が動作するプログラムやデータが格納される。このメモリ 32
40 には複数種のハンドピース専用のデータが格納されており、演算部 29 は、I D 識別部 12 によって検出されたデータによって決定された種類のハンドピースに応じたデータをメモリ 32 から読み出して処理を実行するようになっている。上記の構成によって、図 1 の外科手術装置の設定や操作が可能な構成となっている。

【0032】

制御部 18 には回転検出部 33 が設けられている。回転検出部 33 は、ホール素子 11 によ
って検出された複数の回転信号から、回転数や回転方向を判別し、判別結果のデータを
ポート A を介して演算部 29 に出力する。A / D コンバータ 34 は、モータ電流検出部 2
2 にて検出された信号を演算部 29 にて処理可能なようにデジタルデータに変換して、ポ
ート B を介して演算部 29 に供給する。演算部 29 は、回転検出部 33 にて検出した結果
及び S W I F 30 より入力された結果に基づいて、モータ 3 の回転数に過不足が生じたこ
50 とを判断し、モータ 3 の回転数を所望の回転数に制御するように、モータ 3 への電力供給

を変更するデータをポートCから出力するようになっている。D/Aコンバータ35は、ポートCを介して出力されたデータをアナログ信号に変換し、モータドライバ13への電力供給の増減を示す増減信号として絶縁部16を介してモータドライバ13に出力する。

【0033】

演算部29は、SWIF30から入力された結果に基づいて、回転方向を決定する信号をポートDから出力する。バッファ36はポートDを介して出力された信号を絶縁部16を介してモータドライバ13に伝達する。また、演算部29は、実行SW部21からの信号がSWIF30を介して入力され、モータドライバ13に対して電力供給の有無を決定する信号をポートEを介して出力する。バッファ37は、演算部29のポートEからの信号をモータ用の電源部17に伝達する。

10

【0034】

A/Dコンバータ38は、振動子電流検出部23にて検出された信号を演算部29にて処理可能なようにデジタルデータに変換して、ポートIを介して演算部29に出力する。演算部29は、振動子電流検出部23にて検出した結果及びSWIF30より入力された結果に基づいて、超音波振動子4の先端振幅に過不足が生じたことを判断し、超音波振動子4の先端振幅を所望の振幅に制御するように、超音波振動子4への電力供給を変更するデータをポートGから出力するようになっている。D/Aコンバータ39は、ポートGを介して出力されたデータをアナログ信号に変換し、振動子ドライバ14への電力供給の増減を示す増減信号として絶縁部16を介して振動子ドライバ14に出力する。

【0035】

演算部29は、SWIF30から入力された結果に基づいて、振動子を駆動するための周波数信号をポートHから出力する。バッファ40はポートHを介して出力された信号を絶縁部16を介して振動子ドライバ14に伝達する。また、演算部29は、実行SW部21からの信号がSWIF30を介して入力され、振動子ドライバ14に対して電力供給の有無を決定する信号をポートFを介して出力する。バッファ44は、演算部29のポートFからの信号を振動子用の電源部28に伝達するようになっている。

20

【0036】

次に、このように構成された実施の形態の動作について図3のフローチャートを参照して説明する。

【0037】

いま、設定SW部20によって、各種設定が行われているものとする。制御部18は設定SW部20の状態に従って、モータ3の回転方向及び回転数、超音波振動子4の振幅を決定する。図3のステップS1において、制御部18を構成する演算部29は、実行SW部21の入力結果がONであるかOFFであるかを監視している。実行SW部21のONがSWIF30を介して演算部29に伝達されると、演算部29は、次のステップS2においてモータ3を回転させる。

30

【0038】

即ち、演算部29は、モータドライバ13に対して電力を供給することを示す信号をポートEを介して出力する。この信号はバッファ37を介してモータ用の電源部17に伝達される。一方、演算部29は、モータ3に対して所定の電力を供給するためのデータをポートCを介して出力する。このデータはD/Aコンバータ35によってアナログ信号に変換されてモータドライバ13に供給される。更に、モータドライバ13には、演算部29から回転方向を示す信号がバッファ36を介して供給されている。モータドライバ13は、演算部29からの信号によって制御され、電源部17からの電源供給を受けて、ハンドピース2内のモータ3を回転駆動する。

40

【0039】

モータ3の回転状態はホール素子11によって検出される。ホール素子11の検出結果は回転検出部33に伝達され、回転検出部33は、ホール素子11によって検出された複数の回転信号から、回転数や回転方向を判別し、判別結果のデータをポートAを介して演算部29に出力する。演算部29は、回転検出部33にて検出した結果及び設定SW部20

50

による設定に基づいて、モータ3の回転数に過不足が生じたか否かを判断する。そして、演算部29は、モータ3の回転数を所望の回転数に制御するように、モータ3への電力供給を変更するデータをポートCから出力する。このデータは、D/Aコンバータ35によって、電力供給の増減を示すアナログの増減信号に変換されて、モータドライバ13に供給される。これにより、モータドライバ13は、モータ3の回転速度を所望の安定した回転数に維持させる。

【0040】

モータ3の回転軸3aには、超音波振動子4を介してプローブ5が取り付けられており、プローブ5の先端の切削処置部は回転軸3aの回転に応じて回転する。プローブ5の切削処置部が回転することによって、体組織が切削可能となる。

10

【0041】

本実施の形態においては、次のステップS3において、制御部18は超音波振動子4を所定の振幅で振動させる。

【0042】

即ち、演算部29は、振動子ドライバ14に対して電力を供給することを示す信号をポートFを介して出力する。この信号はバッファ41を介して振動子用の電源部28に伝達される。一方、演算部29は、超音波振動子4に対して所定の電力を供給するためのデータをポートGを介して出力する。このデータはD/Aコンバータ39によってアナログ信号に変換されて振動子ドライバ14に供給される。更に、振動子ドライバ14には、演算部29から振動子を駆動するための周波数信号がバッファ40を介して供給されている。振動子ドライバ14は、演算部29からの信号によって制御され、電源部28からの電源供給を受けて、ハンドピース2内の超音波振動子4を超音波振動させる。

20

【0043】

超音波振動子4の先端振幅は供給する電流値によって検出可能である。振動子電流検出部23は、振動子ドライバ14から超音波振動子4へ供給される電流を検出して検出結果をA/Dコンバータ38に出力する。A/Dコンバータ38は入力された検出結果をデジタル信号に変換してポートIを介して演算部29に供給する。演算部29は、振動子電流検出部23にて検出した結果及び設定SW部20による設定に基づいて、超音波振動子4の振幅に過不足が生じたか否かを判断する。そして、演算部29は、超音波振動子4の振幅を所望の振幅値に制御するように、超音波振動子4への電力供給を変更するデータをポートGから出力する。このデータは、D/Aコンバータ39によって、電力供給の増減を示すアナログの増減信号に変換されて、振動子ドライバ14に供給される。これにより、振動子ドライバ14は、超音波振動子4の振幅を所望の安定した振幅値に維持させる。

30

【0044】

モータ3の回転軸3aの先端に超音波振動子4が取り付けられ、この超音波振動子4にプローブ5が取り付けられていることから、プローブ5の先端の切削処置部は、回転軸3aの回転に応じて回転しながら、超音波振動子4の振動に応じて振動する。即ち、プローブ5の切削処置部を構成する切刃に超音波振動が加えられることになり、プローブ5の切削処置部による切削能力が向上し、体組織の切削が容易となる。

【0045】

従って、体組織の切削抵抗が高い場合でも、切刃の回転数が失速してしまうことを防止することができる。これにより、モータが過負荷となることを防止することができ、また、切刃を逆回転させる必要もなく、所望の組織切削面を得ることができる。

40

【0046】

体組織の切削作業が終了すると、オペレータによって実行SW部21がOFFにされる。演算部29は図3のステップS1において実行SW部21のOFFを検出すると、処理をステップS4に移行してモータの回転を停止させる。即ち、演算部29は、モータドライバ13及び電源部17に対して電力供給の停止を指示する信号を出力すると共に、モータ3を駆動するために必要な制御信号を駆動停止時の初期状態に戻す。これにより、モータドライバ13は、ハンドピース2内のモータ3の回転を停止させる。

50

【0047】

次いで、演算部29は、ステップS5において超音波振動子4をOFFにする。即ち、演算部29は、振動子ドライバ14及び電源部28に対して電力供給の停止を指示する信号を出力すると共に、超音波振動子4を駆動するために必要な制御信号を駆動停止時の初期状態に戻す。これにより、振動子ドライバ14は、ハンドピース2内の超音波振動子4の振動を停止させる。

【0048】

このように本実施の形態においては、切削処置部を構成する切刃に超音波振動を加えることで切削能力を向上させている。これにより、比較的低い回転数及びトルクで、十分な切削能力を得ることができる。従って、モータが過負荷となることを防止して長寿命化を図ることができる。また、切刃を逆回転させる必要もなく、正確な切削を可能にして所望の組織切削面を得ることができる。

10

【0049】

なお、本実施の形態においては、モータ電流検出部22及びA/Dコンバータ34は省略可能である。

【0050】

図4及び図5は本発明の第2の実施の形態に係り、図4は第2の実施の形態に採用される制御基本フローを示すフローチャートであり、図5は図4の基本制御フローにおけるタイムチャートを示している。図5(a)は実行SWのON, OFF状態を示し、図5(b)はモータ3の回転数を示し、図5(c)は超音波振動子4のON, OFF状態を示している。本実施の形態の構成は図1と同様であり、演算部29による制御が異なるのみである。図4において図3と同一の手順には同一符号を付して説明を省略する。

20

【0051】

本実施の形態は図1の超音波振動子4をモータ3の回転数の変動に応じてオン、オフ制御する点が第1の実施の形態と異なる。

【0052】

図4のステップS2では、モータ3が所望の回転数で駆動制御される。本実施の形態においては、このステップS2の次にステップS6においてモータ3の回転数を検出する。即ち、ステップS6において、ホール素子11からの信号によって回転検出部33はモータの回転数を検出する。演算部29は回転検出部33によって検出された回転数を変数Nに代入する。そして、演算部29は次のステップS7において、検出した回転数Nと所望の設定値に対して一定量減少した回転数の閾値NXと比較する。演算部29は $N > NX$ である場合には処理をステップS5に移行し、 $N \leq NX$ となった場合には処理をステップS3に移行する。

30

【0053】

即ち、演算部29はモータ3の回転数Nが所望の回転数から減少して閾値NXまで低速になってしまったか否かを監視する。検出した回転数Nが閾値NXよりも大きい場合には、演算部29はステップS5において超音波振動子4をOFFのままにしておく。この場合には、プローブ5の切削処置部には超音波振動は加えられず、プローブ5の切削能力は通常のレベルとなる。実行SW21がONの期間にはステップS6が繰返し実行されて回転数Nは更新される。

40

【0054】

検出したモータ3の回転数Nが閾値NX以下になると、演算部29はステップS3に移行して超音波振動子4をONにする。そうすると、プローブ5の切削処置部に超音波振動が加えられて、プローブ5の切削能力は向上する。

【0055】

このように、演算部29は、実行SW21のON期間において、検出した回転数Nが所望の設定値に対して一定量減少した閾値NX以下になるか否かを監視している。なお、NXはハンドピース2に搭載しているモータの種類や回転数の設定で決定される値であり、複数の値N1, N2, ..., NXを代表している。組合わせられるハンドピースや

50

設定値に応じた種々の閾値が採用される。モータ 3 の所望の回転数が閾値以下になるまで低下すると、初めて超音波振動子 4 を駆動する。

【0056】

そうすると、超音波振動子 4 による先端振動によって、プローブ先端の切削能力が向上し、瞬時にモータ 3 の回転数は所望の値に復帰する。モータ 3 の回転数が増加して所望の回転数に復帰すると、ステップ S 7 の判定処理によってステップ S 5 が実行されて、不要な超音波の出力は停止される。

【0057】

次に、上述した超音波振動子 4 の ON, OFF 制御について図 5 を参照して説明する。

【0058】

図 5 は実行 SW 部 2 1 が ON されたタイミング t 1 から実行 SW 部 2 1 が OFF されるタイミング t 2 までを示している。タイミング t 1 にて実行 SW 部 2 1 が ON されるとモータ 3 が回転を開始する。モータ 3 の回転数の検出結果は演算部 2 9 にフィードバックされる。いま、切削する対象となる生体組織が硬化していることから、モータ 3 の回転数が減少して、回転数 N が閾値 N X 以下になってしまうものとする。図 5 ではタイミング t 3 においてモータ 3 の回転数 N が閾値 N X 以下になったことを示している。演算部 2 9 において何らの制御も行われない場合には、図 5 の破線にて示すように、モータ 3 の回転数は次第に低下して停止する可能性がある。

【0059】

これに対し、本実施の形態においては、モータ 3 の回転数 N が閾値 N X を下回るタイミング t 3 において、演算部 2 9 は超音波振動子 4 を ON にするための駆動制御を開始する。これにより、タイミング t 3 からプローブ処置部が超音波振動して、切削能力が短期的に向上する。そうすると、モータ 3 の負荷が小さくなってその回転数 N は増加を始める。こうして、図 5 のタイミング t 4 には、モータ 3 は設定された所望の回転数に短時間で復帰する。図 4 のステップ S 3 からステップ S 1, S 2 を経てステップ S 6 に処理が移行して回転数 N が更新される。この時点では回転数 N は閾値 N X よりも大きくなっているので、演算部 2 9 はステップ S 5 において超音波振動子 4 の超音波振動を停止させる。

【0060】

このように本実施の形態においては、モータの回転数を検出し検出した回転数が閾値よりも低下した場合に超音波振動子を振動させて切削処置部の切削能力を向上させるようになっている。これにより、第 1 の実施の形態と同様の効果が得られると共に、必要最小限の時間だけ超音波振動子を駆動すればよいことから、超音波振動子の寿命を延ばすことができる。また、超音波振動子の負荷が比較的小さいので、超音波振動子の小型化、振動子を駆動するための振動子ドライバ、振動子用の電源部も大幅に小型化可能であり、装置を安価に構成することが可能となる。

【0061】

図 6 及び図 7 は本発明の第 3 の実施の形態に係り、図 6 は第 3 の実施の形態に採用される制御基本フローを示すフローチャートであり、図 7 は図 6 の基本制御フローにおけるタイムチャートを示している。図 7 (a) は実行 SW の ON, OFF 状態を示し、図 7 (b) はモータ電流検出部 2 2 の検出電流値を示し、図 7 (c) は超音波振動子 4 の ON, OFF 状態を示している。本実施の形態の構成は図 1 と同様であり、演算部 2 9 による制御が異なるのみである。なお、本実施の形態においては、モータ電流検出部 2 2 及び A/D コンバータ 3 4 は省略することはできない。図 6 において図 4 と同一の手順には同一符号を付して説明を省略する。

【0062】

本実施の形態は図 1 のモータ 3 に供給する電流値の変動に応じてオン, オフ制御する点が第 2 の実施の形態と異なる。

【0063】

図 6 のステップ S 2 では、モータ 3 が所望の回転数で駆動制御される。本実施の形態に

10

20

30

40

50

においては、このステップ S 2 の次にステップ S 8 においてモータ 3 への供給電流値を検出する。即ち、ステップ S 8 において、モータ電流検出部 22 からの信号が A/D コンバータ 34 に供給され、A/D コンバータ 34 は、入力された信号を検出電流のデジタルデータとして演算部 29 に供給する。演算部 29 は入力されたデジタル検出電流値を変数 I に代入する。そして、演算部 29 は次のステップ S 9 において、検出した電流値 I と所望のモータ回転数を得るための正常な電流量の範囲の上限値である閾値 I_X と比較する。演算部 29 は $I < I_X$ である場合には処理をステップ S 5 に移行し、 $I \geq I_X$ となった場合には処理をステップ S 3 に移行する。

【0064】

即ち、演算部 29 はモータ 3 への供給電流値 I が所望の回転数を得るための電流量の閾値 I_X まで増加してしまっただけかを監視する。検出した電流値 I が閾値 I_X よりも小さい場合には、演算部 29 はステップ S 5 において超音波振動子 4 を OFF のままにしておく。この場合には、プローブ 5 の切削処置部には超音波振動は加えられず、プローブ 5 の切削能力は通常のレベルとなる。実行 SW 21 が ON の期間にはステップ S 8 が繰返し実行されて電流値 I は更新される。

【0065】

検出したモータ 3 の電流値 I が閾値 I_X 以上になると、演算部 29 はステップ S 3 に移行して超音波振動子 4 を ON にする。そうすると、プローブ 5 の切削処置部に超音波振動が加えられて、プローブ 5 の切削能力は向上する。

【0066】

このように、演算部 29 は、実行 SW 21 の ON 期間において、検出した電流値 I が所望の回転数を得るために供給する電流値として正常の範囲の上限の閾値 I_X 以上になるかを監視している。なお、 I_X はハンドピース 2 に搭載しているモータの種類や回転数の設定で決定される値であり、複数の値 I_1 , I_2 , ..., I_X を代表している。組合わせられるハンドピースや設定値に応じた種々の閾値が採用される。モータ 3 へ供給する電流値が閾値以上になるまで増加すると、初めて超音波振動子 4 を駆動する。

【0067】

そうすると、超音波振動子 4 による先端振動によって、プローブ先端の切削能力が向上し、瞬時にモータ 3 への供給電流値は元の値に復帰する。モータ 3 への供給電流値が低下して正常な電流量の範囲内に復帰すると、ステップ S 9 の判定処理によってステップ S 5 が実行されて、不要な超音波の出力は停止される。

【0068】

次に、上述した超音波振動子 4 の ON, OFF 制御について図 7 を参照して説明する。

【0069】

図 7 は実行 SW 部 21 が ON されたタイミング t_1 から実行 SW 部 21 が OFF されるタイミング t_2 までを示している。タイミング t_1 にて実行 SW 部 21 が ON されるとモータ 3 が回転を開始する。モータ 3 の回転数の検出結果は演算部 29 にフィードバックされる。いま、切削する対象となる生体組織が硬化していることから、モータ 3 の負荷が増加して所望の回転数を得るために必要な供給電流値が増加して、供給電流値 I が閾値 I_X 以上になってしまうものとする。図 7 ではタイミング t_5 においてモータ 3 への供給電流値 I が閾値 I_X 以上になったことを示している。演算部 29 において何らの制御も行われない場合には、図 7 の破線にて示すように、モータ 3 への供給電流値 I は次第に増加して供給可能な電流値の最大値 (MAX) に到達する。

【0070】

これに対し、本実施の形態においては、モータ 3 への供給電流値 I が閾値 I_X を上回るタイミング t_5 において、演算部 29 は超音波振動子 4 を ON にするための駆動制御を開始する。これにより、タイミング t_5 からプローブ処置部が超音波振動して、切削能力が短期的に向上する。そうすると、モータ 3 の負荷が小さくなってその供給電流値 I は低下し始める。こうして、図 5 のタイミング t_6 には、モータ 3 を所望の回転数に維持するために供給される電流値 I は短時間で正常な範囲に復帰する。図 6 のステップ S 3

からステップ S 1 , S 2 を経てステップ S 8 に処理が移行して供給電流値 I が更新される。この時点では供給電流値 I は閾値 I X よりも小さくなっているため、演算部 29 はステップ S 5 において超音波振動子 4 の超音波振動を停止させる。

【0071】

このように本実施の形態においては、モータへの供給電流値を検出し検出した電流値が閾値以上になった場合に超音波振動子を振動させて切削処置部の切削能力を向上させるようになっている。これにより、第 1 の実施の形態と同様の効果が得られると共に、必要最小限の時間だけ超音波振動子を駆動すればよいことから、超音波振動子の寿命を延ばすことができる。また、超音波振動子の負荷が比較的小さいので、超音波振動子の小型化、振動子を駆動するための振動子ドライバ、振動子用の電源部も大幅に小型化可能であり、装置を安価に構成することが可能となる。

10

【0072】

図 8 及び図 9 は本発明の第 4 の実施の形態に係り、図 8 は第 4 の実施の形態に採用される制御基本フローを示すフローチャートであり、図 9 は図 8 の基本制御フローにおけるタイムチャートを示している。図 9 (a) は実行 SW の ON, OFF 状態を示し、図 9 (b) はモータ 3 の回転数を示し、図 9 (c) はモータ電流検出部 22 の検出電流値を示し、図 9 (d) はモータ 3 の回転方向を示し、図 9 (e) は超音波振動子 4 の ON, OFF 状態を示している。本実施の形態の構成は図 1 と同様であり、演算部 29 による制御が異なるのみである。なお、本実施の形態においては、モータ電流検出部 22 及び A/D コンバータ 34 は省略することはできない。図 9 において図 4 及び図 6 と同一の手順には同一符号を付して説明を省略する。

20

【0073】

本実施の形態は第 2 及び第 3 の実施の形態を組み合わせて超音波振動子 4 をオン, オフ制御すると共に、モータ 3 が過負荷状態の場合には一時的にモータ 3 を逆回転させる点が第 2 及び第 3 の実施の形態と異なる。

【0074】

図 8 のステップ S 2 では、モータ 3 が所望の回転数で駆動制御される。本実施の形態においては、このステップ S 2 の次にステップ S 6 , S 8 においてモータ 3 の回転数及び供給電流値を検出する。即ち、ステップ S 6 において、ホール素子 11 からの信号によって回転検出部 33 はモータの回転数を検出する。演算部 29 は回転検出部 33 によって検出された回転数を変数 N に代入する。ステップ S 8 において、モータ電流検出部 22 からの信号が A/D コンバータ 34 に供給され、A/D コンバータ 34 は、入力された信号を検出電流のデジタルデータとして演算部 29 に供給する。演算部 29 は入力されたデジタル検出電流値を変数 I に代入する。

30

【0075】

演算部 29 は次のステップ S 7 において、検出した回転数 N と所望の設定値に対して一定量減少した回転数の閾値 N X と比較する。演算部 29 は $N > N X$ である場合には処理をステップ S 9 に移行する。また、演算部 29 は $N \leq N X$ となった場合には処理をステップ S 3 に移行する。演算部 29 はステップ S 9 において、検出した電流値 I と所望のモータ回転数を得るための正常な電流量の範囲の上限値である閾値 I X と比較する。演算部 29 は $I < I X$ である場合には処理をステップ S 1 に戻す。演算部 29 はステップ S 9 で $I \geq I X$ と判定した場合には、処理をステップ S 3 に移行する。即ち、演算部 29 はモータ 3 の回転数が一定量以下に減少若しくは供給電流値が一定量以上増大した場合には、ステップ S 3 において超音波振動子 4 を駆動するよう制御する。

40

【0076】

更に、本実施の形態においては、演算部 29 は、次のステップ S 10 において、一定量逆回転するための固定値を Z にセットする。固定値 Z は時間、回転角度又は回転数等である。ステップ S 11 では、ステップ S 10 においてセットされた固定値 Z が 0 となったか否かを判別する。演算部 29 は、ステップ S 11 にて固定値 $Z \neq 0$ と判定した場合には、ステップ S 12 において固定値 Z を減算して処理をステップ S 11 に戻す。ステップ S 11

50

、S 1 2によって固定値Zが0値なるまで、超音波振動子4のON及び回転モータ3の逆回転状態が維持される。ステップS 1 3では、ステップS 1 1にて固定値Z = 0の場合に、プローブ5の回転を正規の回転方向に戻してステップS 5 の処理を実施する。

【0077】

即ち、本実施の形態においては、モータ3の回転数が一定量以下に減少若しくは供給電流値が一定量以上増大した場合には、プローブ先端を超音波振動させると共に、一時的にモータ3の回転方向を逆転させ、モータ3の過負荷状態を正常な状態に復帰させるという制御を行なう。

【0078】

次に、上述したモータ3の回転方向の制御について図9を参照して説明する。

10

【0079】

図9は実行SW部21がONされたタイミングt1 から実行SW部21がOFFされるタイミングt2 までを示している。タイミングt1 にて実行SW部21がONされるとモータ3が回転を開始する。モータ3の回転数の検出結果及びモータ3への供給電流量の検出結果は演算部29にフィードバックされる。いま、切削する対象となる生体組織が硬化していることによって、モータ3の負荷が増加して所望の回転数Nが閾値NX 以下になるものとする。図9ではタイミングt7 においてモータ3の回転数Nが閾値NX 以下に低下している。なお、図9の例ではこのタイミングt7 においても供給電流値Iは閾値IX 以下である。

【0080】

20

演算部29は、モータ3の回転数Nが閾値NX を下回るタイミングt7 において、超音波振動子4をONにするための駆動制御を開始する。これにより、タイミングt7 からプローブ処置部が超音波振動して、切削能力が短期的に向上する。

【0081】

更に、本実施の形態においては、演算部29は、タイミングt7 においてモータ3の回転方向を逆回転にするように制御を開始する。演算部29は固定値Zが0に戻るまでモータ3の逆回転を継続する。これにより、モータ3の負荷は著しく減少し、モータ3の回転数は迅速に正常値に復帰する。固定値Zが0になったタイミングt8 において、演算部29はモータ3の回転を正回転に戻し、ステップS 5 において超音波振動子4をOFFにする。

30

【0082】

同様に、切削する対象となる生体組織が硬化していることによって、モータ3の負荷が増加して所望の回転数を得るための供給電流値Iが閾値IX を以上になるものとする。図9ではタイミングt9 においてモータ3への供給電流値Iが閾値IX 以上に増加している。なお、図9の例ではこのタイミングt9 においてもモータ3の回転数Nは閾値NX よりも大きい。

【0083】

演算部29は、モータ3への供給電流値Iが閾値IX を上回るタイミングt9 において、超音波振動子4をONにするための駆動制御を開始する。これにより、タイミングt9 からプローブ処置部が超音波振動して、切削能力が短期的に向上する。更に、演算部29は、タイミングt9 においてモータ3の回転方向を逆回転にするように制御を開始する。演算部29は固定値Zが0に戻るまでモータ3の逆回転を継続する。こうして、この場合にも、モータ3の負荷は著しく減少し、モータ3の回転数は迅速に正常値に復帰する。固定値Zが0になったタイミングt10において、演算部29はモータ3の回転を正回転に戻し、ステップS 5 において超音波振動子4をOFFにする。

40

【0084】

このように本実施の形態においては、第1及び第2の実施の形態と同様の効果が得られると共に、プローブを回転させることが困難な状態から切削処置部を逆回転させることでモータ3の過負荷状態を回避する場合でも、切削処置部に超音波振動を加えることによって、モータ3の過負荷状態を容易に解消することができる。

50

【0085】

図10乃至図12は本発明の第5の実施の形態に係り、図10は第5の実施の形態に採用される制御基本フローを示すフローチャートであり、図11は図10のステップS14の手順を説明するためのグラフである。また、図12は超音波振動子4の駆動状態の経時変化を示す説明図である。本実施の形態の構成は図1と同様であり、演算部29による制御が異なるのみである。図10において図6と同一の手順には同一符号を付して説明を省略する。

【0086】

本実施の形態は超音波振動子4の振幅をモータ3への供給電流値Iによって制御する点が第3の実施の形態と異なる。

10

【0087】

演算部29は、図10のステップS8においてモータ3への供給電流値Iを求め、次のステップS9において供給電流値Iが閾値IX以上増大した場合には、ステップS3において超音波振動子4を駆動するよう制御する。

【0088】

本実施の形態においては、演算部29は、次のステップS14において、モータ3への供給電流値Iを変数とした関数によって決定される値Pを超音波振動子4の駆動用の電流値としてポートG(図2参照)より出力する。即ち、本実施の形態においては、超音波振動子4は電流値Pに比例した先端振幅で超音波振動することになる。

【0089】

次に、上述した超音波振動子4の振幅制御について図11及び図12を参照して説明する。

20

【0090】

図11の曲線で示す関数 $f(I)$ 1は、一定の電流値がモータ3に供給された場合には比例的に超音波振動子4に供給する電流値を変化させる関数である。関数 $f(I)$ 2は、モータ3へ供給している電流値に対して超音波振動子4へ供給する電流値が2次関数的に増加させる関数である。 $f(I)$ 3は、モータ3へ供給している電流値が一定以上となった場合に超音波振動子4へ供給する電流を急激に供給し一定の値で停止させる関数である。

【0091】

なお、組合わせられるモータ3及び超音波振動子4に合わせて、関数を適宜変更することによって、最適な超音波振動の組合せを実現することができることは言うまでもない。

30

【0092】

また、図12は超音波振動子4に供給する電流値の経時的な変化を示している。図12(a)に示す電流を超音波振動子4に供給することによって、超音波振動子4をパルス状に駆動することが可能である。また、図12(b)に示す電流を超音波振動子4に供給することによって、超音波振動子4をパルス駆動の形状が初期状態では大きくその後小さくなるように駆動することができる。また、図12(c)に示す電流を超音波振動子4に供給することによって、超音波振動子4をパルス駆動の形状が減衰的に変化するように駆動することができる。また図12(a)乃至(c)では、夫々パルス状に超音波振動子を駆動する間隔を異ならせている。

40

【0093】

このように、本実施の形態においては、第3の実施の形態と同様の効果が得られると共に、モータ3への供給電流値に応じて超音波振動子4を駆動した際に発生する先端振幅を変化させることによって、回転させているプローブの切削能力を最大限に発揮することが可能となる。

【0094】

ところで、プローブ5の切削処置部による切削処理時には、切削している組織は、ポンプ24の吸引によって、プローブ5の中空管路6、基端部7、ハンドピース2に設けられたチャンバー8、吸引管路9、チューブ25に存在する。切削が終了した直後において吸引を停止すると、これらの部位に切削した組織が留まって各管路がつまることが考えられる

50

。そこで、上記各実施の形態においては、切削処理の終了から吸引処理の終了との間に時間差を設ける方法を採用することがある。

【0095】

図13乃至図15はこの場合の吸引処理を説明するためのものであり、図13は演算部29による吸引処理の制御基本フローを示すフローチャートであり、図14及び図15は図13のフローにおけるタイムチャートである。

【0096】

図13のステップS1においては、実行SW部21がONか否かが判定される。次のステップS15では、演算部29は、実行SW部21の入力がONであることからピンチバルブ26を開放することによって吸引を開始する。演算部29は、次のステップS16において、設定可能なタイマー初期値TXを変数Tにセットする。なお、TXはパネル設定によって設定してもよく、また、モータの回転数の設定から算出される関数値であってもよい。演算部29は、ステップS17において、変数Tにセットされたデータを減算する。演算部29は、ステップS18において、変数Tが0であるか否か、つまり一定時間経過したか否かを判断し、経過していなければステップS17に処理を戻す。演算部29は、ステップS18において変数Tが0であって一定時間経過したものと判断すると、次のステップS19において、ピンチバルブ26を閉鎖し吸引を終了する。

【0097】

次に、上述したピンチバルブの開閉制御について図14及び図15を参照して説明する。

【0098】

図14及び図15のタイミングt1、t2は、実行SW部21がONされて、OFFされるタイミングを示している。演算部29は、実行SW部21がONするタイミングt1において、ピンチバルブ26を開放し、実行SW部21がOFFしたタイミングt2から一定時間、即ち、変数Tが初期値TXから0になるまでの時間経過後に、ピンチバルブ26を閉鎖する。

【0099】

図15は初期値TXが0の場合のタイムチャートを示している。即ち、この場合には、実行SW部21がOFFしたタイミングt2において、演算部29はピンチバルブ26を閉鎖する。

【0100】

このように本実施の形態においては、切削処理の終了から所定時間後に吸引処理を終了させており、管路に切削した体組織が留まってつまりが生じることを防止することができる。また切削の動作とは関係なく吸引を継続すると、内視鏡下で本装置を用いた場合には腔が著しく縮小したり、還流する生理食塩水等が大量に消費されてしまう。これに対し、図13の吸引処理方法を採用すると、切削終了後一定時間だけ吸引することになり、腔を縮小させたり、生理食塩水の消費量が増大することを防止することができる。

【0101】

また、上記各実施の形態においては、図16及び図17に示す吸引処理を採用することも可能である。図16は演算部29による吸引処理の制御基本フローを示すフローチャートであり、図17は図16のフローにおけるタイムチャートである。図16において図13と同一の手順には同一符号を付して説明を省略する。

【0102】

ステップS1において実行SW部21のON判定後に、演算部29は、ステップS15'の処理を実行する。ステップS15'ではピンチバルブ26の開放を行う。次に、ステップS20において、タイマー1をセットする。タイマー1によって、ステップS15'におけるピンチバルブ26の開放時間が設定される。タイマー1がカウントアップすると、次にステップS19'においてピンチバルブ26が閉鎖される。次のステップS21では、ピンチバルブ26を閉鎖している時間をカウントするタイマー2がセットされる。タイマー2がカウントアップすることで、処理が次のステップS1に移行する。なお、ステップS1にて実行SW部21がOFFと判断されるとステップS15にてピンチバルブ

10

20

30

40

50

26が開放される。

【0103】

次に、図16のフローに従ったピンチバルブの開閉制御について図17を参照して説明する。

【0104】

図17のタイミングt1、t2は、実行SW部21がONされて、OFFされるタイミングを示している。演算部29は、実行SW部21がONするタイミングt1において、ピンチバルブ26を開放し、タイマー1による一定時間経過後のタイミングt13においてピンチバルブ26を閉鎖する。また、演算部29によって、タイミングt13において閉鎖されたピンチバルブ26は、タイマー2による一定時間経過後のタイミングt14において再び開放する。以後、実行SW部21がONされている間は、図17に示すように、ピンチバルブ26の開閉が繰り返される。実行SW部21がOFFされるタイミングt2以降は、図14と同様に、一定時間ピンチバルブ26が開放した後閉鎖する。

10

【0105】

図17(c)は吸引圧の変化を示している。図17(c)に示すように、ピンチバルブ26の開閉制御を行なうことにより、実行SW部21がONされている間の吸引圧は、ピンチバルブ26の開閉のデューティに従った値となる。

【0106】

このように、吸引圧を断続的に変化させることによって、切削中は徐々に組織を吸引すると共に、切削処理が停止して切削した組織が管路内につまりやすい状態になると吸引圧を上昇させることができ、最適な吸引効果を得ることができる。

20

【0107】

図18乃至図20は本発明の変形例に係り、図18は変形例の一部の構成を示す説明図であり、図19及び図20は夫々図18中のポンプドライバ28又はローラーポンプ29の動作を説明するためのタイムチャートである。図18は図1中のピンチバルブドライバ27に代えてポンプドライバ48を採用し、ピンチバルブ26に代えてローラーポンプ49を採用した点が図1の外科手術装置と異なるのみである。ポンプドライバ48は制御部18に制御されてローラポンプ49を駆動する。ローラポンプ49はチューブ25を介して体組織を吸引するようになっている。

【0108】

図19(a)はモータ3の回転数を示し、図19(b)はローラポンプ49の吸引圧の変化を示している。また、図20(a)はモータへの供給電流値を示し、図20(b)はローラポンプ29の吸引圧の変化を示している。

30

【0109】

図19の例は、ローラーポンプ29がモータ3の回転数に従ってローラーポンプ29の吸引圧が変更されているようにポンプドライバ28を制御した例を示している。更に、回転数設定に対して上述した実施の形態のように閾値NXを下回ったと判断した場合にローラーポンプ29が最大吸引圧を発生するようにポンプドライバ28を制御している例を示している。

【0110】

切削した組織が吸引されずに管路に残ってしまうと、モータ3の負荷が大きくなってしまふ。そこで、図19の吸引制御を採用することによって、モータ3の回転数が低下した場合には、吸引圧を増大させて切削した体組織の確実に吸引し体組織を切削処置部及び管路等から除去して、モータ3の負荷を軽減させるのである。

40

【0111】

このように、切削時の吸引圧を適正に保つことによって、モータ3に過負荷が生じることを防止している。

【0112】

図20の例は、ローラーポンプ29がモータ3への供給電流値に従ってローラーポンプ29の吸引圧を変更するようにポンプドライバ28を制御する例を示している。更に供給電

50

流値に対して上述した実施の形態のように閾値 I X を上回ったと判断した場合にローラーポンプ 29 が最大吸引圧を発生するようにポンプドライバ 28 を制御している例を示している。

【0113】

この場合にも、切削した組織が吸引されずに管路に残ってしまうことによってモータ 3 の負荷が大きくなることを防止することができる。即ち、図 20 の吸引制御を採用することによって、モータ 3 への供給電流値が増加した場合には、吸引圧を増大させて切削した体組織の確実に吸引し体組織を切削処置部及び管路等から除去して、モータ 3 の負荷を軽減させるのである。

【0114】

このように、切削時の吸引圧を適正に保つことによって、モータ 3 に過負荷が生じることを防止している。

【0115】

[付記]

1. 超音波振動を発生可能な超音波振動子と、
前記超音波振動を伝達可能に前記超音波振動子に一端が接続されるとともに、他端に生体組織を処置可能な処置部を有するプローブ手段と、
前記超音波振動子及び前記プローブ手段を回動自在に支持する支持軸を有し、前記処置部で切削可能に前記支持軸を駆動する駆動手段と、
前記駆動手段の駆動力を検出する検出手段と、
前記検出手段の検出結果に基づいて、前記超音波振動子を制御する制御手段と、
を具備したことを特徴とする外科手術装置。

【0116】

2. 前記制御回路は、前記処置部で処置された組織片を吸引するための吸引手段を前記駆動手段に連動するように制御することを特徴とする付記項 1 に記載の外科手術装置。

【0117】

3. 超音波振動を発生可能な超音波振動子と、
前記超音波振動を伝達可能に前記超音波振動子に一端が接続されるとともに、他端に生体組織を処置可能な処置部を有するプローブ手段と、
前記超音波振動子及び前記プローブ手段を回動自在に支持する支持軸を有し、前記処置部で切削可能に前記支持軸を駆動する駆動手段と、
前記駆動手段の駆動状態を検出する検出手段と、
前記検出手段の検出結果に基づいて、前記超音波振動子を制御する制御手段と、
を具備したことを特徴とする外科手術装置

4. 前記検出手段が、駆動手段の支持軸の回転状態検出手段である付記項 3 に記載の外科手術装置。

【0118】

5. 前記検出手段が、駆動手段へ供給する電気エネルギー検出手段である付記項 3 に記載の外科手術装置。

【0119】

6. 前記制御手段は、前記超音波振動子の振幅を制御する振幅制御手段である付記項 3 に記載の外科手術装置。

【0120】

7. 前記制御手段は、前記超音波振動子を駆動するタイミングを決定する駆動タイミング制御手段である付記項 3 に記載の外科手術装置。

【0121】

8. 前記構成に加えて前記超音波振動子を制御する制御手段の制御結果を受けて、駆動手段の回転方向を変更する回転方向切り替え制御手段を具備する付記項 3 に記載の外科手術装置。

【0122】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、切刃の回転数に応じて切刃に超音波振動を加えることによりモータの長寿命化を図り且つ正確な切削を可能にすることができるという効果を有する。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明に係る外科手術装置を示す説明図。

【図 2】 図 1 中の制御部 18 の構成及び図 1 の電氣的な接続関係を具体的に示す回路図。

【図 3】 図 2 中の演算部 29 による制御基本フローを示すフローチャート。

【図 4】 第 2 の実施の形態に採用される制御基本フローを示すフローチャート。

【図 5】 図 4 の基本制御フローにおけるタイムチャート。

10

【図 6】 第 3 の実施の形態に採用される制御基本フローを示すフローチャート。

【図 7】 図 6 の基本制御フローにおけるタイムチャート。

【図 8】 第 4 の実施の形態に採用される制御基本フローを示すフローチャート。

【図 9】 図 8 の基本制御フローにおけるタイムチャート。

【図 10】 第 5 の実施の形態に採用される制御基本フローを示すフローチャート。

【図 11】 図 10 のステップ S 14 の手順を説明するためのグラフ。

【図 12】 超音波振動子 4 の駆動状態の経時変化を示す説明図。

【図 13】 演算部 29 による吸引処理の制御基本フローを示すフローチャート。

【図 14】 図 13 のフローにおけるタイムチャート。

【図 15】 図 13 のフローにおけるタイムチャート。

20

【図 16】 演算部 29 による吸引処理の制御基本フローを示すフローチャート。

【図 17】 図 16 のフローにおけるタイムチャート。

【図 18】 変形例の一部の構成を示す説明図。

【図 19】 図 18 中のポンプドライバ 28 の動作を説明するためのタイムチャート。

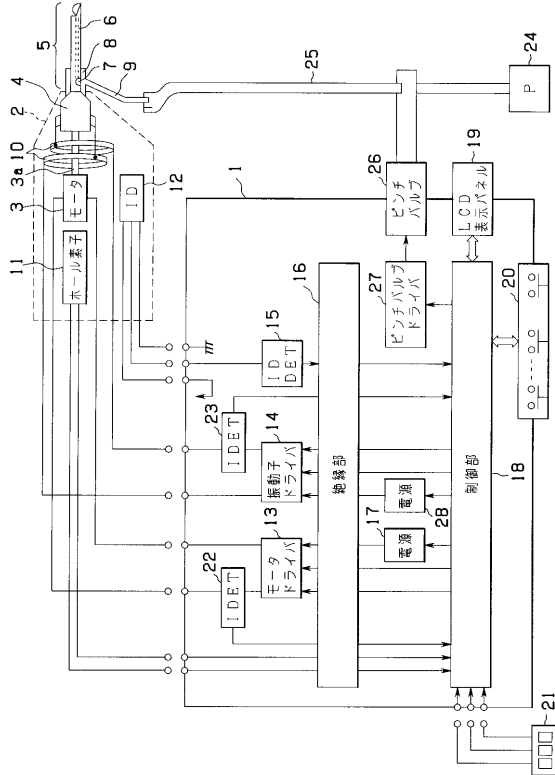
【図 20】 図 18 中のローラーポンプ 29 の動作を説明するためのタイムチャート。

【符号の説明】

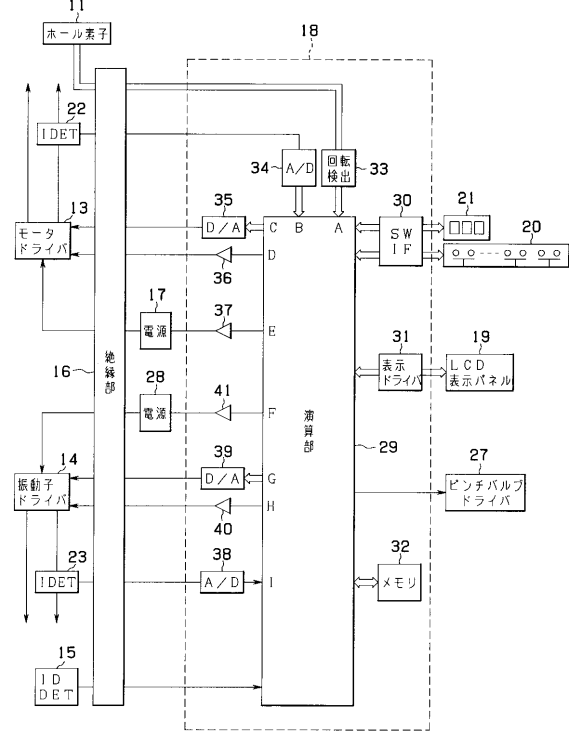
1 … 本体、2 … ハンドピース、3 … モータ、4 … 超音波振動子、5 … プローブ、11 … ホール素子、13 … モータドライバ、14 … 振動子ドライバ、22 … モータ電流検出部、23 … 振動子電流検出部、17, 28 … 電源部、18 … 制御部、21 … 実行 SW 部、25 … チューブ、26 … ピンチパルプ、27 … ピンチパルプドライバ。

30

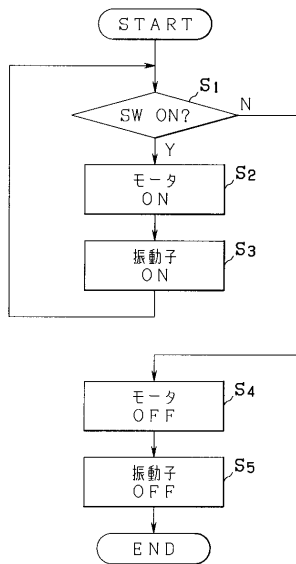
【図 1】



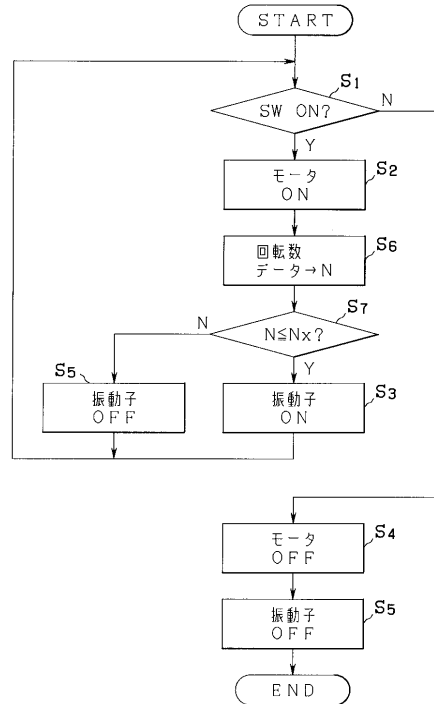
【図 2】



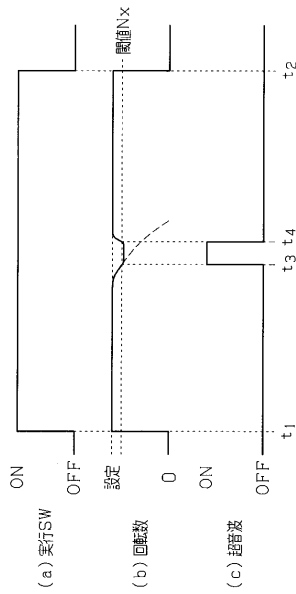
【図 3】



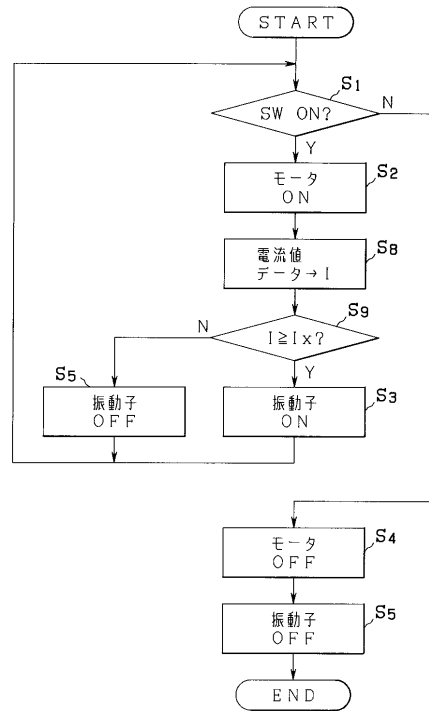
【図 4】



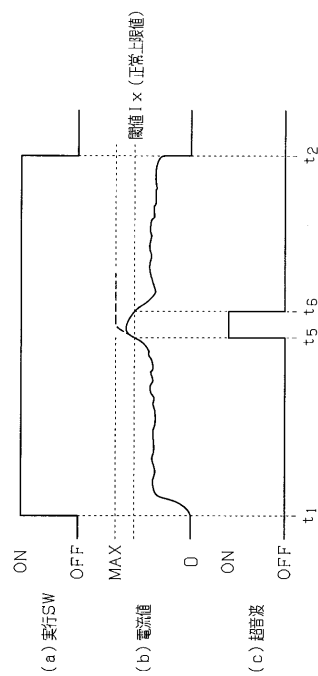
【図 5】



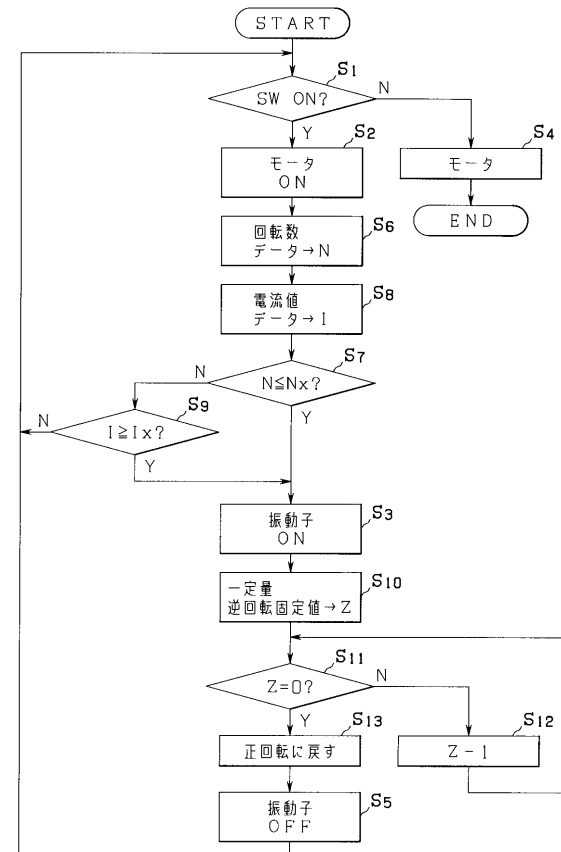
【図 6】



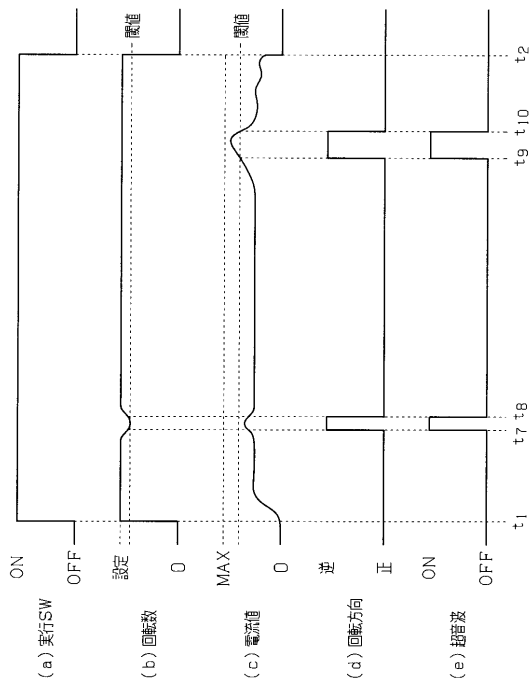
【図 7】



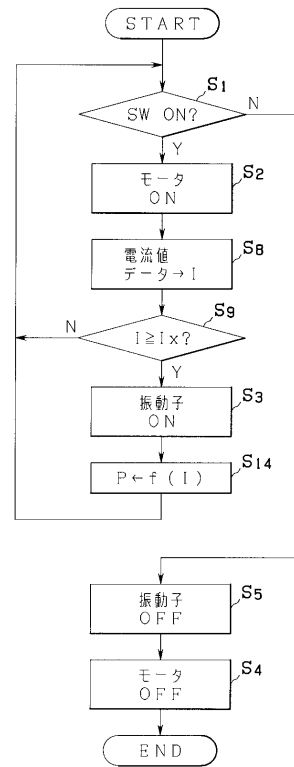
【図 8】



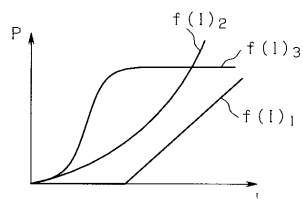
【図 9】



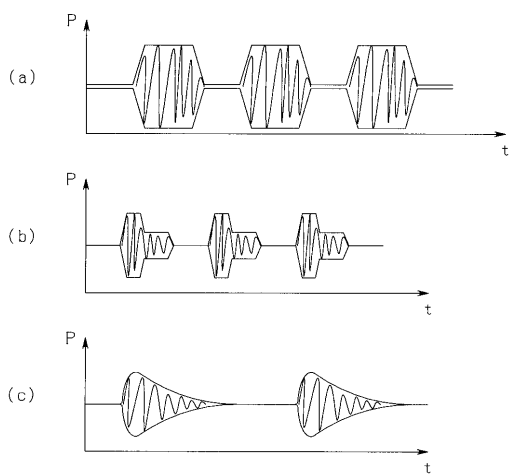
【図 10】



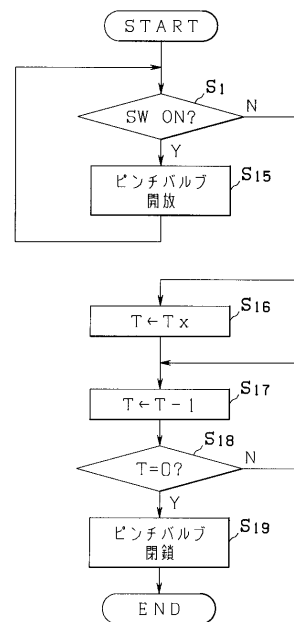
【図 11】



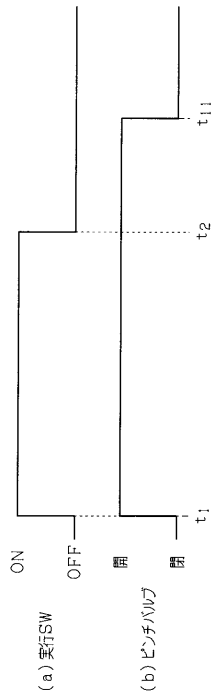
【図 12】



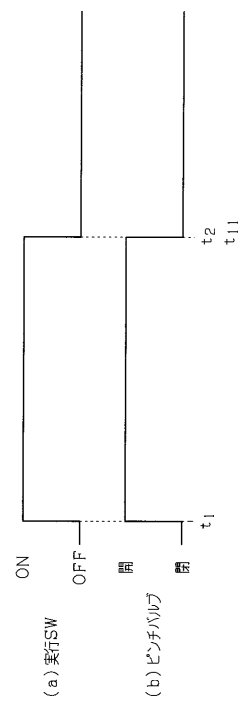
【図 13】



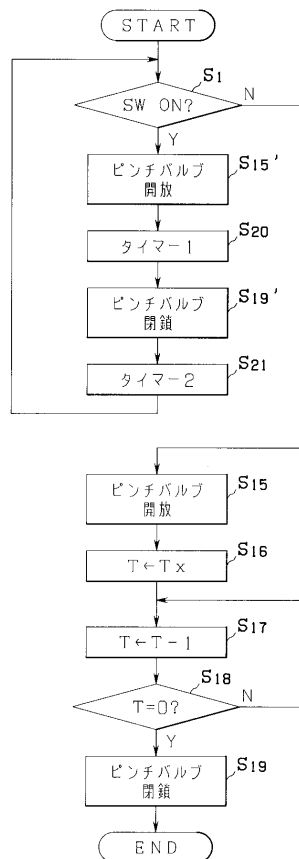
【図 1 4】



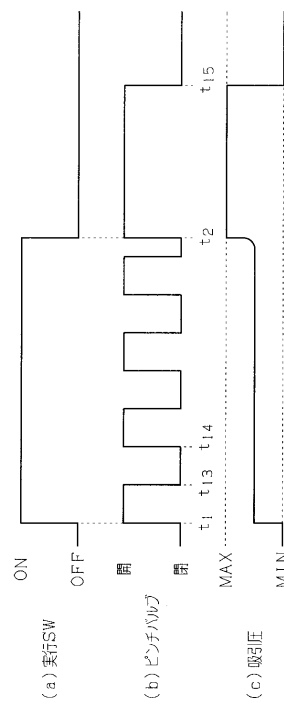
【図 1 5】



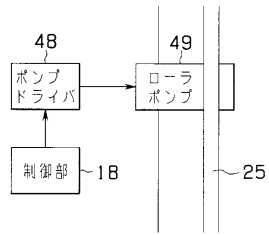
【図 1 6】



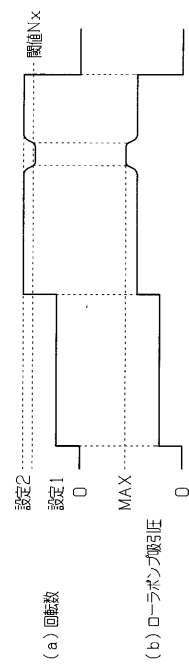
【図 1 7】



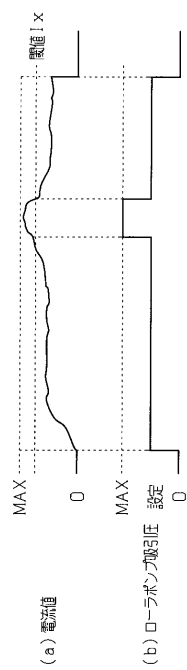
【図 18】



【図 19】



【図 20】



专利名称(译)	外科手术装置		
公开(公告)号	JP2004298559A	公开(公告)日	2004-10-28
申请号	JP2003098218	申请日	2003-04-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	本田吉隆		
发明人	本田 吉隆		
IPC分类号	A61B18/00		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/32.510		
F-TERM分类号	4C060/JJ13 4C060/JJ15 4C060/JJ17 4C060/JJ23 4C060/JJ24 4C060/JJ25 4C160/JJ13 4C160/JJ15 4C160/JJ17 4C160/JJ44 4C160/JJ48 4C160/KL03 4C160/KL06 4C160/KL07 4C160/LL01 4C160/LL28 4C160/NN03 4C160/NN08 4C160/NN10 4C160/NN23		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为防止电动机过载，以延长电动机的使用寿命并可靠地切割身体组织。 解决方案：超声波振动器4能够产生超声波振动，并且其一端连接到超声波振动器4以便能够传递超声波振动的处理，并且另一端可以处理生物组织。 驱动装置13，用于驱动支撑轴3a，使得其可以被处理部分切割 检测装置11和22用于检测驱动装置13的驱动力，控制装置18用于基于检测装置11和22的检测结果控制超声换能器4。 的特点是。

[选型图]图1

