(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号

特許第4159771号
(P4159771)

(45)発行日　平成20年10月1日(2008.10.1)　(24)登録日　平成20年7月25日(2008.7.25)

(51)Int.Cl.			F I		
A61B	18/00	(2006.01)	A61B	17/36	330
A61B	17/3211	(2006.01)	A61B	17/32	310
B06B	1/06	(2006.01)	B06B	1/06	A
H03B	5/30	(2006.01)	H03B	5/30	G
B06B	1/02	(2006.01)	B06B	1/02	K

請求項の数 14　外国語出願　(全 23 頁)

(21)出願番号　特願2001-324101 (P2001-324101)
(22)出願日　平成13年10月22日 (2001.10.22)
(65)公開番号　特開2002-209907 (P2002-209907A)
(43)公開日　平成14年7月30日 (2002.7.30)
審査請求日　平成16年10月18日 (2004.10.18)
(31)優先権主張番号　693621
(32)優先日　平成12年10月20日 (2000.10.20)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　595057890
エシコン・エンド－サージェリィ・インコーポレイテッド
Ｅｔｈｉｃｏｎ　Ｅｎｄｏ－Ｓｕｒｇｅｒｙ，Ｉｎｃ．
アメリカ合衆国、４５２４２　オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード　４５４５
(74)代理人　100088605
弁理士　加藤　公延
(72)発明者　エイタン・ティー・ウィーナー
アメリカ合衆国、４５２４２　オハイオ州、シンシナティ、クロトン・ドライブ　９５１９

最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波手術システム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

制御可能な超音波エネルギ発生器と、

前記超音波エネルギ発生器から与えられるエネルギによって超音波共振周波数で振動させられるブレードを有するハンドピースと、

前記ハンドピースに供給されるエネルギの振幅と周波数を前記超音波エネルギ発生器に指示するスイッチとを備える超音波手術システムであって、

前記超音波エネルギ発生器が、

振幅と周波数を有する入力駆動信号を生成するアナログ入力駆動信号生成部と、

前記アナログの入力駆動信号を受信して、これに応じて前記ハンドピースにラインを通じてエネルギを供給する増幅器と、

前記ラインにおける電流を検知し、前記電流に関する電流信号を生成する電流センサと、

前記電流信号をあらかじめ設定された可変の電流値と比較し、前記入力駆動信号の振幅を変更するために前記アナログ入力駆動信号生成部に与えられる差分信号を生成し、前記電流信号を前記あらかじめ設定された電流値に一致させるコンパレータと、

前記ラインにおける電圧を検知し、前記電圧に関する電圧信号を生成する電圧センサと、

前記ハンドピースの目標共振周波数の上および下のいずれからも周波数を変更することができるように、一つ以上の周波数信号を生成するマイクロプロセッサと、

前記１つ以上の周波数信号が示す周波数で前記電流信号を前記電圧信号と比較して、両者の位相差に関するデジタル位相コードを生成するデジタル位相検知部と、
前記１つ以上の周波数信号が示す周波数で前記電流信号に対する前記電圧信号の比を比較して、前記比に関するデジタルインピーダンスコードを生成するデジタルインピーダンス検知部と、
前記デジタル位相コードおよび前記デジタルインピーダンスコードを受信して、これらに応じて前記ハンドピースの目標共振周波数を表すデジタル周波数コードを生成するデジタル制御部と、
前記周波数を前記目標共振周波数に維持するために、前記デジタル周波数コードを、前記アナログ入力駆動信号生成部に与えられるアナログの周波数信号に変換する直接デジタル合成回路と、
を備える超音波手術システム。
【請求項２】
前記増幅器のための制御された電力供給装置をさらに備え、前記電力供給装置は前記増幅器の効率的な動作を確実に行うレベルで電力を供給する、請求項１に記載の超音波手術システム。
【請求項３】
前記制御された電力供給装置が、
一定の基準電圧と、
前記増幅器の出力を前記一定の基準電圧と比較し、この比較に応じた電力制御信号を生成するコンパレータと、
あるレベルの供給電力を受けて、前記電力制御信号に基づいて前記増幅器に供給される別のレベルの供給電力を生成する調節可能なバックレギュレータとを備える、請求項２に記載の超音波手術システム。
【請求項４】
前記増幅器の出力部はループフィルタによって前記コンパレータに接続されている、請求項３に記載の超音波手術システム。
【請求項５】
前記デジタル位相検知部が、
前記電圧信号が電圧ゼロの横軸を通過するときに電圧ゼロ信号を生成する電圧信号ゼロ通過検知部と、
前記電流信号が電流ゼロの横軸を通過するときに電流ゼロ信号を生成する電流信号ゼロ通過検知部と、
前記電圧ゼロ信号と前記電流ゼロ信号の時間差を計測し、この時間差に関するデジタルコードを生成する回路とを備える、請求項１に記載の超音波手術システム。
【請求項６】
前記デジタルインピーダンス検知部が、
前記電圧信号に基づいて電圧平均信号を生成する電圧平均回路と、
前記電流信号に基づいて電流平均信号を生成する電流平均回路とを備え、
前記デジタル制御部は、前記電流平均信号に対する前記電圧平均信号の比をインピーダンス信号として連続的に生成し、
前記入力駆動信号の周波数の変化に伴う前記インピーダンス信号の変化は、前記入力駆動信号が前記目標共振周波数に近似したことを示す、請求項１に記載の超音波手術システム。
【請求項７】
前記あらかじめ設定された可変の電流値を決定する電力レベル切替回路をさらに有する、請求項１に記載の超音波手術システム。
【請求項８】
前記電力レベル切替回路が、
前記デジタル制御部に接続されて、前記デジタル制御部にデジタル電流レベル信号を生

成させる電力レベルスイッチと、
前記デジタル電流レベル信号をアナログ電流レベル信号に変換するデジタル／アナログ変換器と、
前記電流センサから供給された前記電流信号に基づいて電流平均信号を生成する電流平均回路と、
前記アナログ電流レベル信号と前記電流平均信号を比較し、前記アナログの周波数信号の振幅を変化させるために前記直接デジタル合成回路に与えられる振幅制御信号を生成する電流コンパレータとを備える、請求項７に記載の超音波手術システム。
【請求項９】
前記アナログ入力駆動信号生成部が、前記直接デジタル合成回路から供給される前記アナログの周波数信号と、前記電流センサから供給される前記電流信号とを比較して、前記増幅器の前記入力駆動信号を生成するコンパレータを備える、請求項８に記載の超音波手術システム。
【請求項１０】
システムのスタートアップ時に共振周波数の近くの周波数で増幅器が超音波信号を生成するようにし、前記デジタル位相検知部と前記インピーダンス検知部の出力を監視しながら前記周波数を前記共振周波数に近づけるように前記周波数をインクリメントし、前記デジタル位相検知部と前記インピーダンス検知部の出力が前記ハンドピースの共振を示すときに前記インクリメントを停止する、請求項１に記載の超音波手術システム。
【請求項１１】
ハンドピースに供給される最大電流値を格納したメモリをさらに備えており、前記デジタル制御部が電流平均信号を前記最大電流値と比較し、前記平均電流が前記最大電流を越えると、前記デジタル制御部が前記ハンドピースへのエネルギの供給を停止する、請求項１に記載の超音波手術システム。
【請求項１２】
前記デジタル制御部はプログラムを備え、このプログラムによって、前記増幅器は前記ハンドピースに異なる周波数で異なるレベルの電流および異なるレベルの電圧を供給して、システムの動作の診断およびテストを行うために、電流、電圧、および位相を計測する、請求項１に記載の超音波手術システム。
【請求項１３】
前記超音波エネルギ発生器を収容するコンソールをさらに備え、前記コンソールはフロントパネルを有しており、前記診断およびテストは、フットペダルのスイッチおよびハンドピースのスイッチの一方と、前記フロントパネルにあるボタンとをオンすることによって実行される、請求項１２に記載の超音波手術システム。
【請求項１４】
システムの近傍にあるエレクトロサージカルユニットの動作に応じて出力を生成する電気的干渉検知部を備え、前記デジタル制御部は前記電気的干渉検知部から供給されるある出力に応じてシステムの動作を停止させる、請求項１に記載の超音波手術システム。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【発明の属する技術分野】
本発明は、超音波手術システムに係り、さらに具体的には、正確に操作される超音波振動ブレードすなわち超音波振動メスを使用することにより、軟組織の切開および大小血管の焼灼を同時に行うような外科手術の実行を容易にする良好な装置に関する。
【０００２】
【従来の技術】
組織および血管を焼灼することによって、軟組織の切開および止血を同時に達成する二つの機能を実行する手術装置として、電気メスおよびレーザを使用しうることが知られている。しかし、かかる装置は凝結を行うために、非常に高い温度を使用するために、跳ね散らしに加えて蒸気および煙を引き起こす。跳ね散らしは、伝染性の病気を手術室の人員に

蔓延させる危険性を増やす。さらに、このような器具の使用によって、比較的広い範囲の火傷が生ずることもある。

【０００３】

超音波切開機構によって高速で振動する手術用ブレードにより組織を切開および焼灼することも周知である。このような超音波切開器具の問題としては、振動および熱を制御できなくなったり減衰できなくなったりすることや、その結果として起こる部品の疲労が挙げられる。ある手術室環境では、ブレードを冷却するために熱交換器を有する冷却システムを設置することによって、この熱の問題を抑制しようという試みがされている。既に知られたシステムにおいて、例えば、超音波式の切開・組織切断システムは、水循環ジャケットと、切開箇所の洗浄および吸引の手段を備えた冷却装置を必要とする。他の知られたシステムでは、切開ブレードに極低温の液体を供給することが必要である。

【０００４】

手術器具の変換器で発生する熱を制限する手段として、変換器に与える電流を制限することが知られている。しかし、この方法は、患者にとって最も効果的な処置を施すための電力が必要なときに、ブレードに与える電力が不足するという結果を招くことがある。Thomasに付与され、本出願の譲受人に譲渡された米国特許第５，０２６，３８７号は、ブレードに供給される駆動エネルギを制御することによって、冷媒を使用せずに超音波手術切開・止血システムにおける熱を制御するシステムを開示する。この特許によるシステムでは、特定の電圧、電流及び周波数（例えば５５，５００サイクル／秒）の電気信号を生成する超音波発生器が提案されている。発生器はケーブルによりハンドピースに接続されており、このハンドピースは超音波変換器を構成する圧電素子を内蔵する。ハンドピースにあるスイッチの操作、または他のケーブルで発生器に接続されたフットスイッチの操作に応じて、発生器の信号は変換器に与えられ、変換器はその圧電素子の長手方向の振動を引き起こす。発生器の信号が変換器に与えられると、手術用ブレードと変換器とを連結する構造が超音波の周波数で振動する。この構造は、選択された周波数で共振し、変換器で開始された運動を増幅するように設計されている。

【０００５】

変換器に供給される信号は、必要な電力を変換器に供給することができるように、連続的または周期的に検知されるブレードの負荷状況（組織への接触状況または退去状況）に応じて制御される。この結果、メスが組織に接触しているか否かに従って、自動的に装置は低電力（アイドル）状態から選択可能な高電力（切開）状態へと移行する。また、ブレードが組織に接触せずに電力レベルがアイドル状態に自動的に戻った状態では、第３のモード、すなわち高電力の凝結モードを手動で選択することができる。超音波の力がブレードに常に与えられるようになっていないので、このシステムでは周囲に与える熱を低減することができる一方で、必要なときに切開および焼灼に十分なエネルギを組織に与えるようになっている。

【０００６】

Thomasの特許の制御システムは、アナログタイプである。ここでは、電圧が制御される発振器、分周器、電力スイッチ、整合回路および位相検知器を有するフェーズロックループが、ハンドピースに与えられる周波数を安定させる。また、ハンドピースに与えられる周波数、電流および電圧をサンプリングすることによって、マイクロプロセッサが電力量を制御する。これらのパラメータは、ブレードにかかる負荷によって変化するからである。

【０００７】

【発明が解決しようとする課題】

Thomasの特許に記載されたような通常の超音波手術システムにおける発生器の負荷に対する電力曲線は、二つの部分を有する。第１の部分は、負荷が増大するに従って、電力も増大する上昇勾配を有していて、一定電流の供給を指定する。一方、第２の部分は、負荷が減少するに従って、電力も減少する下降勾配を有していて、一定つまり飽和電圧の出力を指定する。第１の部分用の一定電流は電気部品の設計によって決定され、第２の部分用の電圧はその設計の最大出力電圧によって限定される。このシステムの出力についての負荷

に対する電力の特性はハンドピースの変換器の種類および超音波ブレードの種類に応じて最適化することができないので、この構成は融通が利かない。手術用器具のための従来のアナログ式の超音波電力システムの動作は、発生器における部品の寸法公差と、動作温度の変化に伴う寸法変化によって影響を受ける。特に、温度変化は、システムの重要なパラメータ、例えば周波数ロック範囲、駆動信号レベルおよび他のシステム動作基準値の大幅な変動を起こしかねない。

【０００８】

超音波手術システムを効率的に作動するには、スタートアップの間に、ハンドピースの変換器に供給される信号の周波数を、共振周波数を見つけるために、ある範囲にわたって変化させる。そして共振周波数が見つかったら、発生器の位相を共振周波数にロックし、変換器の電圧－電流位相角の監視を継続し、共振周波数で変換器を駆動することによって変換器の共振を持続させる。かかるシステムの重要な機能は、共振周波数を変動させる負荷および温度の変化があったとしても変換器の共振を持続させることにある。

しかし、従来の超音波駆動システムは、周波数の適応制御に関する融通性が小さいか全然ない。このような融通性は、システムの不適切な共振を防止する機能として重要である。特に、従来のシステムは、共振周波数を見つけるために、周波数を上昇させるか下降させるかという一方向の調査しかできず、その調査のパターンは変えることができない。このシステムは、他の共振周波数のモードに移行することもできないし、どの共振周波数の状態に移行したりロックしたりすべきか学習機能によって判断することもできないので、適切な周波数ロックを前提とする適切な電力の供給を確保するのは無理である。

【０００９】

また、従来の超音波発生器システムは、振幅制御に関しても融通があまり利かない。振幅制御ができれば、システムは適応制御のアルゴリズムや判断機能を使用することができるであろう。例えば、このような変更のできないシステムは、ブレードにかかる負荷および電流－電圧位相角の少なくとも一方に基づいて、出力駆動電流または出力駆動周波数などを学習機能によって決定する機能を持たない。また、このことは、効率的な動作を行うために変換器の駆動信号のレベルを最適に設定して、変換器の使用寿命を延ばしたり、ブレードの安全な動作状態を確保したりするようなシステムの能力を限定することにもなる。さらに、振幅および周波数の制御ができなければ、変換器／ブレード系に対する診断テストを実行したり、概略的なトラブルシューティングを支援したりする能力が低下する。

【００１０】

これまでに一応行われてきた診断テストでは、変換器に信号を送信することによって、ブレードを動かしてシステムを共振モードまたは他の振動モードに移行させる。そして、システムが共振モードになったときに変換器に供給される電気信号を計測することにより、ブレードの応答を判断する。このような診断テストを行う新しいシステムは、出力駆動周波数を変化させ、超音波変換器およびブレードの周波数応答を監視し、この応答からパラメータを抽出し、システムの診断のためにこれらのパラメータを利用するという機能を有する。この周波数変化および応答測定のモードはデジタルコードを用いることにより実行され、従来技術ではなかった高能力の判断、高い精度および高い再現性で出力駆動周波数を段階的に変化させる。

【００１１】

特定の手術では、エレクトロサージカルユニット（Electro-surgical Unit、ESU）の使用の前後に超音波手術器具が使用される。ＥＳＵでは、処置が行われている組織に高周波の電流が供給され、この電流がメスと焼灼器の組み合わせのように動作する。しかし、ＥＳＵは駆動時に大きな電気的干渉を生ずる。この干渉は、同時に駆動されている超音波手術装置の信頼性に悪影響を及ぼしかねない。従って、ＥＳＵの駆動の間、一時的に超音波手術装置を不能にする手段が必要になる。従来技術では、ＥＳＵがオンになると超音波装置がオフされるような、超音波装置とＥＳＵの回路接続によって、この手段が実現されていた。しかし、これによれば、一方の装置だけを使用したい場合でも両方の装置を手術室に搬入することが必要になり不便である。

【００１２】
【課題を解決するための手段】
本発明は、超音波ブレードすなわちメスを有するハンドピースを駆動する超音波発生器を有する超音波手術装置における問題を削減することを目的とする。これらの問題には、機械的な共振周波数を見つける上での困難性、ブレードの過熱、超音波発生器の部品の温度依存性、低い診断能力、出力信号の周波数および振幅の制御に関する限られた融通性、およびＥＳＵによる干渉に対するシステムの感受性が挙げられる。これらの問題は、発生器コンソールに設けられた複数のスイッチ、足で駆動されるペダル、およびハンドピースに取り付けられた手で駆動される組立品に取り付けられた複数のスイッチで操作されるデジタル式の超音波発生器システムを利用することで解決される。
【００１３】
本発明の例示的な実施の形態においては、超音波発生器および制御システムがコンソールに収容されている。このコンソールにはケーブルによってハンドピースが接続されており、このハンドピースは圧電変換器を有しており、圧電変換器は機械的増幅構造を介して手術用ブレード（メス）に取り付けられている。ケーブルは、発生器から変換器に電流の駆動信号を供給し、変換器をその長手方向に振動させる。機械的増幅構造およびブレードは、主共振周波数を有しており、適切な電気信号が変換器に与えられると、適切な変位（例えば４０ミクロン乃至１００ミクロン）で超音波の速度でブレードが前後に振動するようになっている。所定の負荷では、電流が大きいほど、長手方向の変位の振幅が大きくなる。
【００１４】
ハンドピースに取り付けられたスイッチを用いることによって、執刀医が発生器をオンオフして超音波ブレードを駆動したり停止したりすることが可能である。このスイッチは、ハンドピースのケーブルによってコンソールに接続されている。また、手による起動のために説明したのと同様の方式で超音波ブレードをオンする一つの方策として、フットスイッチを設けることも普通に行われている。このようなフットスイッチは、フットスイッチから発生器コンソールまで延びる他のケーブルによって発生器に接続されている。さらに、他の制御スイッチおよび表示器がコンソールに設けられている。
【００１５】
本発明によれば、通常のアナログ式の超音波発生器の根幹となる周波数制御部が、従来技術に内在するいくつかの問題の改善に寄与する優れた能力を有するデジタルシステムで置き換えられる。このようなデジタルの主要部は、デジタル信号プロセッサすなわちマイクロプロセッサを有する。このマイクロプロセッサは、超音波出力信号の周波数を制御し、所望の振幅と同時に他のシステム機能を設定する。
【００１６】
超音波発生器は、ユーザに選択されたレベルの駆動電流を設定するために電流振幅フィードバックループを使用する。所望の電力レベルの設定は、ユーザがコンソールのフロントパネルにあるスイッチを操作することで設定され、このレベルがプロセッサに必要な出力電流のレベルを通知する。プロセッサは、必要な電流レベルを表すデジタル信号を生成し、このデジタル信号は、やはりプロセッサで生成された周波数信号の振幅を制御するアナログ信号に変換される。周波数信号はプッシュプル増幅器の入力として供給される。増幅器への入力として供給される前に、この信号は変換器の電流を検知する電流センサからの信号で比較され、プロセッサが動作の間に駆動電流設定点を変化させることが可能となるような外部の電流制御ループを形成する。電流設定点の変更は、プログラムされた特定の電流曲線を実現するために、負荷に対する電力曲線の非定常電流状態での動作の間に、プロセッサが駆動出力電流の設定点を調整する必要があるときにのみ利用される。
【００１７】
出力電流を一定に制御するループは、ハンドピースの変換器への出力駆動電流を検知するセンサを有する。ここで検知された値は、直接デジタル合成（ＤＤＳ）回路によって供給される出力駆動電流設定点（必要電流）と比較される。その相違は、プッシュプル増幅器

の入力部に供給される。そして増幅器は所望の一定の駆動電流を持続するために適切な出力電圧を供給する。

【００１８】

調節可能なバックレギュレータの形態の切替電力供給装置は直流電圧をプッシュプル増幅器に供給する。バックレギュレータから供給される出力電圧のレベルは、増幅器が最も効率的な状況で、不要または過剰な電力の浪費を行わずに動作することのできる増幅器の出力の最小電圧を検知し、これを一定の基準値と比較することによって判断される。

【００１９】

ハンドピースの変換器の共振周波数に発生器の動作を設定するために、マイクロプロセッサは、共振周波数を調査するために目標となる共振周波数の上または下から周波数を変更できるような周波数信号を生成する。変換器の電流および電圧を検知する電流センサおよび電圧センサは、変換器とブレードの組立品のある瞬間のインピーダンスをプロセッサに算出させるための信号をプロセッサに供給する。このインピーダンスの変化および電流－電圧位相角の変化が共振を示す。プロセッサからの周波数信号はデジタルであるが、直接デジタル合成（ＤＤＳ）回路によってアナログ信号に変換される。ＤＤＳ回路の出力の振幅（その出力の最大の大きさ）は、電流設定点信号によって制御される。

また、電圧センサと電流センサの信号は、それぞれのためのゼロ通過検知部に供給され、ゼロ通過検知部は、一定の正確な周波数を持つ発振器によって駆動されるカウンタの開始と停止を制御する。この結果、カウンタのデジタルのカウント値は、出力電圧に対する出力電流の位相角（位相差）の指標となる。このデジタル信号は、このデジタル信号をデジタル位相角設定点と比較して、共振周波数制御ループのためのエラー入力信号を生成するプロセッサに供給される。このエラー信号は、位相エラー補正アルゴリズムに与えられ、位相エラー補正アルゴリズムの出力は、プッシュプル増幅器を駆動する信号の周波数を表すデジタルの指標となり、周波数閉ループ制御を完結する。従って、このシステムはデジタル式で制御された周波数と電流設定点の振幅のループを有する。これによって顕著な融通性と精度が得られる。

【００２０】

発生器におけるデジタルの特徴は、超音波ブレードを共振させる変換器を駆動する電気信号を良好に制御することによって、高調波で振動するメスの挙動の調和性を向上させることができる。上記の特徴により、このシステムは、出力電流、出力電圧および出力電力の三要素を個別に規制することができる。これにより、負荷に対する電流の曲線が特定のハンドピースの種類やブレードの種類に適合して、組織に対する望ましい効果を達成することの可能な融通性を得ることができる。

【００２１】

また、このシステムは、ハードウエアに基づいた安全機構を有しており、これにより特定の電力レベルの各々のための最大許容電流を越える出力電流がハンドピースの変換器に供給されないようにし、超音波ブレードの危険な過剰運動を防止する。超音波ブレードの危険な過剰運動を防止することに加えて、この安全機構は、変換器およびブレードがそれらの信頼性に関して最良の範囲で動作することを確実にする。これは、出力電流を検知して、複数のコンパレータによって、ユーザによって選択可能な指定された電力レベルの各々のための個々の設定点と比較することによって達成される。出力電流が使用される特定の電力レベルのための最大許容電流レベルを越えると判断された場合には、このシステムの出力駆動は停止される。通常の動作において、指定された電力レベルのための電流を制御しない場合には、デジタルシステムは、ユーザによって開始される診断モードのための指定された出力電流を診断テストの間に電流が越えないように使用される。

【００２２】

個々のハンドピースおよびブレードの少なくともいずれか一方に駆動信号を適応させるには、システム電気出力信号に影響する下記の重要なパラメータをハンドピースのケーブルに埋設された非揮発性メモリに格納してもよい。（１）電流設定点（負荷に対する出力電力の曲線の定電流領域にあるような特定の変換器を駆動するための最適な電流レベル）、

（２）最大出力電圧（最大出力電力駆動を指定する電流設定点とともに）、（３）規制モード（発生器の最大出力電力に達するような点よりも負荷が上昇したときに、発生器が例えば電圧または電力を規制するのに必要なパラメータを示す）、（４）最大負荷点（発生器が特定のハンドピースを駆動するのに必要であって、それより大きい負荷については駆動しないような最大の負荷）、および（５）周波数ロック領域（共振の調査のために周波数を上下させ維持する周波数領域を示す）。

【００２３】

さらに、このデジタルシステムは、スタートアップ時および負荷が与えられた時に、温度変化に対して動作の低下を最小にし、変換器およびブレードのデザインに対する寸法公差の要件も緩和できるという優れた効果を持つ。また、このデジタルシステムは、ハンドピース（変換器の製造工程の間に電流および電圧の駆動レベルの要件を設定することができる）と、そのハンドピースの長い使用寿命との間の調和をとることができる。これらの利益は、ＤＳＰ（デジタル信号プロセッサ）、直接デジタル合成（ＤＤＳ）回路、デジタル位相検知技術、ならびにマイクロプロセッサの制御によって出力電流を厳格に規制して、出力駆動周波数を規制するためにＤＳＰにデジタル的に供給される変換器の電流および印加電圧の直接的な検知を有する特徴によって達成される。また、これらの利益は、アナログの閉ループ出力電流規制回路のための電流設定点を動作中に変更して、電圧または電力の規制を所望の通りに切り替えるマイクロプロセッサのソフトウエアの制御を利用することにより達成される。

【００２４】

このシステムの他の重要な効果は、このシステムが、温度に対して安定し、電子部品の多様性にも影響を受けない周波数ロック領域を必要な限り狭く設けることである。この領域は、ハンドピースの内部にある非揮発性メモリに格納されたパラメータとして、デジタル的に設定される。さらにこのシステムは、出力周波数を上下のいずれの方向にも変更することができ、サイン波のゼロ通過点で、ある周波数から他の周波数へ遷移が起こるように周波数をさっと変更することができ、信号の歪みを最小にし、誤り動作を防止し、電磁的なインタフェイスを最小限にすることができる。この結果、変換器およびブレードの設計許容公差を緩和することが可能である。また、周波数は、個々の周波数が設定され、出力電流駆動レベルが設定され、インピーダンスの計算が可能なように出力駆動電圧および電流－電圧位相角を検知することによって変換器の寸法の挙動が監視された状態での診断の目的で変更することも可能である。さらに、出力駆動信号は、出力電流、電圧および電力が規制された状態で制御することも可能である。

【００２５】

ユーザによって開始された診断テストの間に過失によって組織に接触するのを防止するために、テストは二つのスイッチの動作によって開始される。例えば、発生器のフロントパネルのボタンおよびフットペダルスイッチまたはハンドピースのスイッチを起動することにより、診断テストを開始してもよい。このように診断モードを実行するためにスイッチの組み合わせを使用しなければならないので、組織その他の物体にブレードが接している間における過失によるブレードの運動のおそれが低減し、不正確な診断結果またはユーザの傷害を低減することができる。

【００２６】

さらに、この発明による超音波発生器は、エレクトロサージカルユニットからの電気的な干渉が存在すると、自動的に不能になるように構成してもよい。これは、発生器にノイズ発生検知部を設けることにより達成される。この種のノイズが検知されたら、超音波手術システムの駆動は制止される。このノイズ発生検知部は、ハンドピースのケーブルで形成されたアンテナの形態であってもよいし、ハンドピースまたは発生器コンソール１０の内部に配置されたピックアップコイルで形成されたアンテナの形態であってもよい。

【００２７】

【発明の実施の形態】

本発明の上述した特徴および他の特徴は、本発明の例示的な実施の形態に関する下記の説

明および図面により、さらに容易に明らかになることであろう。
図１は、本発明の超音波手術システムのための超音波発生器および制御システムのコンソールすなわちハウジング１０を示す図である。ケーブル２０として束ねられた第１のワイヤセットによって、電気エネルギ、すなわち駆動電流が発生器コンソール１０からハンドピース３０に送られる。ハンドピース３０では、ハンドピース３０が超音波の長手方向の運動を鋭利なメスブレード３２のような手術装置に与える。このメスブレード３２は、組織の切開および焼灼を同時に行うのに使用されうる。超音波電流をハンドピース３０に供給することは、ハンドピース３０に配置されたスイッチ３４による制御の下で行うことができる。スイッチ３４は、ケーブル２０として束ねられたワイヤを介して発生器コンソール１０内の発生器に接続されている。また、発生器はフットスイッチ４０によって制御される。フットスイッチ４０は他のケーブル５０によって発生器コンソール１０に接続されている。従って、使用にあたっては、ハンドピース３０のスイッチ３４を執刀医の指で操作するか、フットスイッチ４０を執刀医の足で操作することによって、執刀医は超音波電流信号をハンドピース３０に与えて、メスブレード３２を超音波の振動数で長手方向に振動させることができる。
【００２８】
発生器コンソール１０は、液晶表示装置１２を有する。液晶表示装置１２は、様々な手段、例えば最大切開電力に対する割合で、選択された切開電力レベルまたは切開電力に伴う数値的な電力レベルを表示するのに使われる。液晶表示装置１２は、システムの他のパラメータを表示するのにも使われる。このユニットを駆動するために、電力スイッチ１１が使われる。ユニットがウォームアップする間、スタンバイライト１３が点灯する。ユニットが作動可能な準備状態になると、レディ表示器１４が点灯し、スタンバイライト１３は消灯する。もし、このユニットに最大電力を供給すべきときは、ＭＡＸボタン１５が押圧される。もし、より小さい電力が望まれる場合には、ＭＩＮボタン１７が作動される。これによりＭＡＸボタン１５は自動的に解除される。ＭＩＮボタン１７が作動されたときのレベルは、ボタン１６で設定される。
【００２９】
診断テストを行うにあたっては、テストボタン１９によって診断テストが開始される。安全のため、例えば執刀医または他の人がブレードに触っているときにテストが開始されないように、テストボタン１９は、ハンドピースのスイッチ３４またはフットスイッチ４０をオンする場合にのみ押すことが可能となっている。また、ハンドスイッチ３４をフットスイッチの代わりに使用する場合には、フロントパネルにあるハンド起動ボタン１８を操作する必要がある。
【００３０】
スイッチ３４または４０のいずれかの操作によって超音波ハンドピース３０に電力が与えられると、この組立部品は、手術用メスすなわちブレードを約５５．５ｋＨｚで長手方向に振動させる。その長手方向の運動の量は、ユーザによって選択されて与えられる駆動電力（電流）の量に対応して変化する。比較的高い切開電力が与えられるとき、刃は超音波振動数で約４０ミクロン乃至１００ミクロンの範囲で長手方向に移動するように設計されている。このような刃の超音波振動は、刃が組織に接触すると熱を発生させる。すなわち、組織を突き抜ける刃の加速度が、運動する刃の機械的エネルギを狭い局所的な箇所で熱エネルギに変換する。この局所的な熱は、狭い領域の凝結を引き起こし、この凝結が例えば直径１ｍｍ未満の小血管の出血を減少させるか防止する。刃の切開効率および止血の程度は、与えられる駆動電力のレベル、執刀医の切開速度、組織の種類の特質および組織の血管分布によって変動するであろう。
【００３１】
図２により詳細に示されるように、超音波ハンドピース３０は、圧電変換器３６を内蔵する。圧電変換器３６は電気エネルギを機械的エネルギに変換し、この機械的エネルギが変換器３６の両端の長手方向の振動運動を引き起こす。圧電変換器３６は、セラミック製の複数の圧電素子のスタックの形態を有しており、このスタックはその途中のどこかには運

動のない点を有する。この変換器のスタックは二つのシリンダ３１，３３の間に固定されている。さらに、シリンダ３３にはシリンダ３５が取り付けられており、このシリンダ３５はハウジングに他の静止点３７で固定されている。この静止点３７にはホーン３８の一端が取り付けられており、ホーン３８の他端はカプラ３９に取り付けられている。カプラ３９には刃３２が固定されている。この結果、刃３２は圧電変換器３６によって超音波の振動数で長手方向に振動する。圧電変換器３６が最大電流によって変換器の共振周波数で駆動される時、スタックの一部が静止した節となった状態で、圧電変換器３６の両端が最大の運動を行う。しかし、最大の運動を起こす電流は、各ハンドピースによって異なり、ハンドピースの不揮発性メモリに格納されてシステムが使用することのできる値である。

【００３２】

ハンドピース３０の部品は、この組み合わせが同一の共振周波数で振動するように設計されている。特に、これらの部品は、各部品の長さが波長の半分になるように調整されている。長手方向の前後の運動は、刃３２に近接するほど音響的取り付けホーン３８の直径が小さくなることによって増幅される。従って、刃の運動を増幅するとともに、この音響システムの残りの部分に共振する高調波振動を起こして、この高調波振動が刃３２に近接した音響的取り付けホーン３８の端部の前後の運動が最大にするように、ホーン３８および刃３２およびカプラ３９は形状および寸法が決められている。カプラ３９における２０から２５ミクロンの運動は、ホーン３８により約４０ミクロン乃至１００ミクロンの刃の運動に増幅される。

【００３３】

図３および図４は、ハンドピースの中の変換器を駆動する超音波電気信号を生成するシステムを示す図である。この駆動システムは、融通性があり、所望の周波数および設定された電力レベルで駆動信号を生成する。このシステムにおいては、マイクロプロセッサ６０が適切な電力パラメータおよび振動周波数を監視し、切開または凝結動作モードのいずれにおいても適切な電力レベルの供給を行うために使用される。

【００３４】

交流ライン７１から交流電力が電力供給装置７２に供給される。この電力はＲＭＳ（二乗平均）で９０Ｖ乃至２６７Ｖの電圧を持ち、５０サイクル乃至６０サイクルの周波数を持つ。電力供給装置７２は、入力の一部、すなわち４８Ｖの交流信号をＡ／Ｄ変換器７４に供給する。このＡ／Ｄ変換器７４は、この規制された交流電圧を用いて、システムの残りの部分の電気回路を作動させるのに必要な直流システム電圧、例えば±１５Ｖ，±５Ｖの直流電圧を生成する。

【００３５】

電力供給装置７２は、調節可能なバックレギュレータ７６にも４８Ｖの交流信号を供給する。調節可能なバックレギュレータ７６は、４８Ｖの交流信号をさらに低い電圧の直流信号に変化させるスイッチングレギュレータである。この直流信号は、プッシュプル増幅器７８への供給電圧として必要とされる。増幅器７８の出力は、図４に示された変圧器８６に与えられる。変圧器８６は、ハンドピース３０の圧電変換器３６にライン８５を介して、周囲から絶縁された信号を供給する。この圧電変換器３６がメスブレード３２を駆動する。変圧器８６は約１：７の昇圧比を有しており、その主な用途は、ハンドピースの圧電変換器３６として表された受動側回路を増幅器７８から絶縁することにある。

【００３６】

プッシュプル増幅器７８における複数の電界効果トランジスタのうち一つのトランジスタのドレインから信号が取り出される。この信号は、出力電圧を示しており、ループフィルタ８０を通過させられ、加算器８４に負の入力として与えられる。この加算器８４への正の入力は、一定の基準電圧８２を有する。加算器８４の出力はバックレギュレータ７６に供給される。この出力によって、プッシュプル増幅器７８からループフィルタ８０および加算器８４を経てバックレギュレータ７６に至るフィードバック制御のループが形成される。プッシュプル増幅器７８は、バックレギュレータ７６から供給される直流の約５から４４Ｖの電圧の範囲で動作することができる。但し、特定の電力設定のために出力電圧の

振幅が小さく、バックレギュレータ７６の出力電圧が高い場合には、プッシュプル増幅器７８は補償を行うために電圧降下を行わなければならない。
このことは増幅器の動作を非効率的にする。しかし、この実施の形態では、プッシュプル増幅器７８の主回路を構成する二つの電界効果トランジスタのドレインから引き出されたライン、ループフィルタ８０、加算器８４および一定の基準電圧８２から構成されたフィードバック機構装置によって、バックレギュレータ７６の出力電圧が低下させられる。トランジスタが消費する電力が通常であれば、ループフィルタ８０に与えられる信号は、グラウンドレベル程度である。トランジスタが消費する電力が高くなると、ドレインの電圧が高くなり、この電圧はループフィルタ８０および加算器８４を介してバックレギュレータ７６を作動させて、調節可能なバックレギュレータ７６に供給される電圧を低下させる。スイッチングレギュレータとして、調節可能なバックレギュレータ７６の回路は、効率的に電圧降下を引き起こす。この動作は、線形増幅器であるプッシュプル増幅器７８と対照的である。

【００３７】

ループフィルタ８０は、プッシュプル増幅器７８と供給電圧フィードバックループを不安定にならないように保護する。プッシュプル増幅器７８への供給電圧がプッシュプル増幅器７８を線形に作動して、プッシュプル増幅器７８が歪んだ出力電圧サイン波を生成することのないように、一定の基準電圧８２は、プッシュプル増幅器７８に必要な最小供給電圧より高い一定の量に少なくともなるように確実にする。このことは、必要なレベルの電流を供給するために出力電圧の変動が必要になってバックレギュレータ７６からプッシュプル増幅器７８への供給電圧が上下しても、プッシュプル増幅器７８が効率的に動作することを保証する。

【００３８】

図４に示された電流センサ８８は、検出用抵抗器の全長にわたった第２の絶縁変圧器の形態を有しており、圧電変換器３６の入力部にあるライン８５の電流量を検知する。また、電圧センサ９２は、第３の絶縁変圧器の形態を有しており、圧電変換器３６の入力ライン８５の電圧を検知する。電流検知信号は、安定化のためのループフィルタ９４に与えられ、ループフィルタ９４の出力が加算器９６の可変設定点と比較される。設定点の生成については後述する。加算器９６の出力は、電流センサ８８、ループフィルタ９４および加算器９６で構成されるフィードバックループによって維持される電流の振幅でプッシュプル増幅器７８を駆動する。これが電流振幅制御ループである。

【００３９】

電流センサ８８および電圧センサ９２からの信号は、図４に示されるゼロ通過検出部１００，１０２にそれぞれ与えられる。これらのゼロ通過検出部１００，１０２は、電流および電圧信号がゼロを通過するたびにパルスを生成する。この電流のゼロ通過信号は、位相検知論理部１０４における図示しないカウンタの開始入力部に供給され、電圧のゼロ通過信号は、位相検知論理部１０４の停止入力部に供給される。位相検知論理部１０４には図示しない発振器が配置されており、この発振器は例えば４０ＭＨｚで動作するクロック信号を供給する。クロック信号は、開始パルスから停止パルスまでのカウンタを駆動する。この結果、カウンタのカウント値は、変換器に与えられる信号中の電流／電圧の位相差、すなわち位相デルタに相関する。カウント値が大きいほど、位相デルタが大きいことになる。また、位相検知論理部１０４は、他の機能を実行することも可能であり、プログラム可能な論理的アレイを備えていてもよい。４０ＭＨｚのクロックおよび５５．５ＫＨｚの通常の変換器駆動周波数では、位相検知論理部１０４は、約０．５°の位相感度限界を有する。

【００４０】

位相検知論理部１０４は、さらに二つの位相デルタ状態マシンと等価なルーティンを実行する。一つは、上昇エッジ位相デルタ状態マシンであり、他の一つは降下エッジ位相デルタ状態マシンである。これらの位相差は、レジスタインタフェイスを介してＤＳＰ（デジタルシグナルプロセッサ）に利用可能にされる。上昇エッジのゼロ通過検知のための状態

マシンの動作は、図５に示されており、アイドル（IDLE）状態（０００１）から開始する。上昇電流エッジがあると、図５で矢印Ａによって示すように状態マシンはリード（LEAD）状態（００１０）になり、上昇電圧エッジがあると、図５で矢印Ｂによって示すように状態マシンはラグ（LAG）状態（０１００）になる。これにより位相カウンタは、４０ＭＨｚの速度でそれぞれインクリメントまたはデクリメントを開始する。例えば位相差がゼロの場合には、同時に電圧と電流の上昇エッジが発生することもありうる。この場合には、状態マシンは、図５で矢印Ｃで示すように直接、デルタ（DELTA）状態（１０００）に移行する。その場合も、カウンタのカウント値は捕捉されるが、カウント値はゼロでなければならない。

【００４１】

リード状態またはラグ状態になったなら、その状態の原因になったのと別の信号の上昇エッジがある前に、いずれの種別の降下エッジでも検知されると、矢印ＤまたはＥによって示すように、状態マシンはアイドル状態（０００１）にリセットする。変換器の位相の範囲は、±９０°よりもはるかに小さいので、これらの二つの状況は異常な場合を示しており、次の正常な手順があるまで位相の計測を不能にする。このような早い降下エッジは、ノイズ信号が複数回ゼロを通過することによって引き起こされると推定される。従って、位相カウンタは無効にされ、ゼロにリセットされる。

【００４２】

リード状態（００１０）において、上昇電圧信号があると、矢印Ｆで示されるように、状態マシンはデルタ状態（１０００）になる。このデルタ状態は、正常な電流の上昇（正位相の）サイクルが検知されたことを示す。ラグ状態（０１００）において、上昇電流信号があると、矢印Ｇで示されるように、状態マシンはデルタ状態になる。この場合も、正常なサイクルが検知されたことになるが、電流の下降（負の位相の）サイクルである。

【００４３】

デルタ状態において、位相カウンタは停止させられ、位相の解釈を示す位相カウンタ値が捕捉される。このカウンタ値は、位相の解釈をＤＳＰで利用可能にするために、レジスタに登録され、この後カウンタはリセットされる。さらに、デルタ状態では、両方の信号が低下すると、矢印Ｈで示されるように、状態マシンはアイドル状態に戻る。従って、位相カウンタはゼロにリセットされる。

【００４４】

図５は、上昇エッジのゼロ通過の検知のための状態マシンの動作を示すが、下降エッジのゼロ通過の検知のための状態マシンの動作は、電圧および電流の信号に対する論理を逆にすることによって容易に得ることが可能である。

【００４５】

デジタルのカウント値である位相デルタは、ライン１４０を介して、デジタルシグナルプロセッサ（ＤＳＰ）すなわちマイクロプロセッサ６０に供給される。この位相デルタは、ＤＳＰすなわちマイクロプロセッサ６０の加算器１１０への負の入力として使われ、既に格納されているデジタル位相設定点の値が加算器１１０への正の入力として与えられる。加算器１１０の出力はデジタル位相エラーである。このデジタル位相エラー信号は、回路を安定化させる作用を持つ位相エラーフィルタ１１２を通過させられ、フィルタされた位相エラー信号は、ＤＳＰつまりマイクロプロセッサ６０で実行される位相補正アルゴリズム１１４で使われる。プログラムされた特定の電力曲線を実現するために、電力－負荷曲線の非定常電流状態での動作の間にマイクロプロセッサ６０の出力駆動電流の設定点を調節する必要があるときにだけ、この電流設定点が変更される。

【００４６】

電流センサ８８と電圧センサ９２からの信号は、電流平均回路１２０および電圧平均回路１２２にそれぞれ与えられる。電流平均回路１２０および電圧平均回路１２２は、全波整流器の形態を有しており平均回路でもある。計測された信号は、既に知られた基準化係数によって、ＲＭＳの電流値と電圧値に変換される。このＲＭＳ値への変換では、監視された波形が正弦曲線である場合にのみ最も正確な値を得る。それ以外の場合、すなわち信号

の非正弦曲線的なひずみがある場合には、評価の正確さが劣る。電流および電圧の波形は、通常は正弦曲線に近似するので、この評価技術は適切であるといえる。駆動信号の基本振動に重なった高調波のうねりも正弦曲線であり、この評価に悪影響を及ぼさない。

【００４７】

高調波メス変換器の駆動電圧は、非対称な高調波うねりを呈する。駆動電圧の波形が非対称であることから、駆動電圧の波形は、振動数の偶数倍および奇数倍の高調波を持つ。このうねりは、電圧ひいてはブレードにかかる機械的負荷が低い場合に最も明瞭である。これは、高調波の振幅が機械的負荷による影響を受けないためである。従って、機械的負荷が低い場合には、高調波の成分は信号の中でかなり高い割合を持つ。このうねりは、二次共振の励起に起因するフィードバックによって起こる機械的作用であるから、このうねりを減少させるのは合理的でない。このうねりは、インピーダンスの位相および大きさを評価する能力に対して悪影響を持ちうる。

【００４８】

フィルタを別個の部品またはＤＳＰに設けることによって、主共振インピーダンスのさらに正確な計測を行うことができる。この結果は、より正弦曲線に近似するが、高調波が含まれるから、インピーダンス全体の正確な計測結果ではない。しかし、インピーダンスの大きさを評価するために選択された全波整流による平均方法は、高調波のうねりの影響を比較的受けにくい。この試みは、インピーダンスの位相の計測値の急変を最小化するものである。位相を計測するために選択されたこの方法は、電圧信号のゼロ通過点および電流信号のゼロ通過点の間の距離を計測する。高調波のうねりが信号のゼロ通過点の近くにあるとき、ゼロ通過点の位置を大きく変えてしまうことになりかねない。また、高調波のうねりにより、電圧波形は５０％以外のデューティ比を通常持ってしまい、計測された上昇エッジのゼロ通過点の位相差は、降下エッジのゼロ通過点の位相差とは全く異なってしまう。これらの二つの読み取りを平均することによって、より正確な位相の読み取りを得ることができるが、高調波が電圧波形のピークの近くにその中心を持たないのであれば、依然として大きなエラーを有することになろう。

許容される位相読み取りとして降下エッジと上昇エッジの位相計測値の平均を用いて、この平均を０°の位相の目標に調節することによって、高調波は電圧波形のピークの近くに中心を置くことになる。従って、この構造および方法によれば、高調波のうねりの影響は、許容できる程度にまで最小化される。

【００４９】

この思想を用いるために、電流平均回路１２０および電圧平均回路１２２で生成されたアナログの平均値信号は、それぞれアナログ／デジタル変換器（ＡＤＣ）回路１２４，１２６によって変換される。ＡＤＣ１２４，１２６のデジタル出力は、圧電変換器３６に与えられる平均電流と平均電圧を示しており、これをＤＳＰつまりマイクロプロセッサ６０に入力ライン１４２，１４４で供給することによって、変換器のある瞬間の平均インピーダンスを計算することができ、この平均インピーダンスは位相補正アルゴリズム１１４で利用される。

【００５０】

ＤＳＰつまりマイクロプロセッサ６０は、位相補正アルゴリズム１１４を実行する場合には、変換器を駆動する信号のインピーダンスおよび位相エラーを計測して知るものであるから、システムが変換器／ブレード組立品の共振周波数を見つけることができるように、システムのための周波数信号１４６を生成することができる。例えば、ＤＳＰつまりマイクロプロセッサ６０に格納された位相補正アルゴリズム１１４としてのプログラムの制御の下、スタートアップでの周波数は、例えば５０ｋＨｚの設定値にされる。この後、周波数は、共振周波数の付近であることを示すインピーダンスの変化が検知されるまで、特定の速度で変更させられる。その後、この変更の速度は、システムが共振周波数、例えば５５ｋＨｚで止まらずに通り過ぎることのないように減少させられる。この変更の速度は、例えば５０サイクルごとに周波数に増分を持たせることにより達成される。遅い変更速度が望まれる場合には、アルゴリズムのプログラムは、増分を与えるサイクルを例えば２５

サイクルに減少させることができる。これらの増分とサイクルは、計測される変換器のインピーダンスの大きさと位相に基づいて適合させることが可能である。もちろん、早い速度は、増分の大きさを増加させることによっても達成できる。さらに、変更の速度は、周波数の増分が更新される速度を変更することによって変化させてもよい。

【００５１】

望ましくない共振モード（例えば５１ｋＨｚと仮定する）があることが知られていれば、プログラムは、共振を見つけだすために、周波数を例えば６０ｋＨｚから下降させる。また、システムは、５０ｋＨｚから、望ましくない共振がある５１ｋＨｚを飛ばして周波数を上昇させる。いずれの場合にも、システムはかなりの融通性を持つ。

【００５２】

この動作を実行するには、変換器電圧と変換器電流との間の所望の位相角度を見いだしてそれを維持する変換器駆動位相制御アルゴリズムを設ける必要がある。変換器の駆動の位相は、駆動信号の周波数に依存する。但し、所望の角度は、常に同一の周波数で見いだされるのではなく、変換器の特性に依存する。これらの特性は、個々の変換器によって異なり、さらに温度によって変わるであろう。

【００５３】

駆動制御アルゴリズムを制御するためのパラメータは、変換器のインピーダンスの平均の大きさおよび変換器のインピーダンスの平均の位相である。このアルゴリズムの出力は、ＤＤＳ（直接デジタル合成）回路へ供給される周波数設定点および変換器の電流の大きさの設定点である。このアルゴリズムを用いることにより、ＤＳＰは、まず目標となる０°のインピーダンス位相デルタを見つける。このＤＤＳの周波数は、既に知られているあらゆる変換器／ブレード組立品の共振周波数よりも低い非共振周波数に設定されている。非共振周波数では、システムのインピーダンスの大きさは非常に高い。電圧がシステムの物理的な限界を越えないようにするために、電流は低く設定される。その後、周波数は目標の０°のインピーダンス位相デルタが見いだされるまで円滑に上昇させられる。共振周波数が近づくと、これに対応してインピーダンスの大きさの降下が起こる。電流設定点は、電圧の大きさがシステムの物理的な限界の直下に相当する点まで上昇させてもよい。周波数は、変換器のインピーダンスの大きさおよび位相の振動を避けるために円滑に変更される。

変位の変化率（ｄｄ／ｄｔ）の変更結果が、ブレードおよびハンドピースの固有機械的共振を引き起こす最大のｄｄ／ｄｔを越えると、振動が生ずる。周波数変更に使用される周波数の増分は、変換器のインピーダンスの大きさおよび位相に依存する。インピーダンスの位相と大きさを二つの指標として、選択しうる周波数の増分の値を記述した二次元のロックアップテーブルが使用される。インピーダンスの大きさと位相が高くなるほど、周波数の増分は高くなる。周波数の増分は、２ｋＨｚ以上の速度で与えられる。

【００５４】

目標となる位相デルタが見いだされたら、この位相デルタを持続しなければならない。目標となる０°のインピーダンス位相が生ずる周波数は、変換器の温度の変化に応じてゆるやかに変動するか、あるいはハンドピースにおける負荷の変動に応じて急激に変動する。目標となる０度のインピーダンス位相を維持するには、インピーダンスの位相および大きさを計測して、次の式（１）に従って周波数補正値を決定するためにこれらを使う（０°の位相でのインピーダンスに対する位相勾配を示すグラフである図６参照）。

$f_D = f * \text{phase_slope}(|z|) * k$　　（１）

ここで、f_Dは算出された周波数変化、ｆは位相の計測値、ｚはインピーダンス、ｋは基準化係数である。図６のインピーダンスの大きさに対する周波数／位相勾配の曲線は、変換器の機械的な模擬実験で決定された。位相勾配曲線は、０°から約±４０°の位相の範囲ではさほど変化しないことに留意すべきである。従って、共振周波数からわずかにすれた場合においても、この曲線が応用可能である。基準化係数は、周波数変更において共振周波数を通り過ぎないようにするための１未満の分数である。これは、フィルタリングに伴う、インピーダンス位相および大きさの評価の遅れのために必要である。このインピー

ダンスの大きさおよび位相の計測値は、移動ウィンドウ平均（moving window average）法によってフィルタされる。この補正機能は、１ｋＨｚの速度で行われる。

【００５５】

図４に示すように、位相補正アルゴリズム１１４からのデジタルの周波数信号１４６は、ＤＤＳ（直接デジタル合成）回路１２８に供給される。ＤＤＳ回路１２８は、デジタルの周波数信号１４６のような、デジタル周波数コード入力に従ってアナログのサイン波出力周波数が変化する数値制御される発振器である。

【００５６】

使用にあたって、ユーザは手術用装置に使用されるべき特定の電力レベルを設定する。これは、発生器コンソール１０のフロントパネルにある選択スイッチ１６で行われる。このスイッチは、ＤＳＰ６０に与えられる信号１５０を生成する。ＤＳＰ６０は、図４のライン１５２を介して発生器コンソール１０の液晶表示装置１２に信号を送ることにより、選択された電力レベルを表示する。さらに、ＤＳＰ６０は、デジタルの電流レベル信号１４８を生成する。この電流レベル信号１４８は、デジタル／アナログ変換器（ＤＡＣ）１３０によってアナログ信号に変換される。この結果得られる基準となるアナログ信号は、加算器１３２への電流設定点として印加される。加算器１３２の負の入力部には、電流平均回路１２０からの平均出力電流を示す信号が与えられる。加算器１３２の出力は、電流エラー信号または振幅制御信号であって、ＤＤＳ回路１２８の出力の振幅を調整するためにＤＤＳ回路１２８に供給される。これは、ＤＳＰ６０からのライン１４６を介して供給される信号によって制御されるＤＤＳ回路１２８の出力の周波数と対照的である。

電流レベル信号１４８、デジタル／アナログ変換器１３０および電圧平均回路１２２から供給される信号からなる構成により、ＤＳＰ６０は、定電流状態以外の場合に、荷重に対する所望の電力の曲線を得ることができるように出力電流を調節する。

【００５７】

デジタルの周波数信号１４６と加算器１３２からのアナログの振幅制御信号は、ＤＤＳ回路１２８によって、アナログの出力信号に変換される。このアナログの出力信号は、加算器９６に正の入力値として与えられる。加算器９６への負の入力値は、ループ安定化フィルタ９４を通過した電流センサ８８の出力である。加算器９６の出力は、調節可能なバックレギュレータ７６を持つループで供給電圧が制御されるプッシュプル増幅器７８のための駆動信号である。

【００５８】

実際に手術用ブレードを振動させるには、ユーザはフットスイッチ４０またはハンドピースのスイッチ３４をオンする。これにより、図３のライン１５４で信号が送られ、この信号に従ってプッシュプル増幅器７８は圧電変換器３６へ電力を供給する。ＤＳＰ６０がハンドピースの変換器の共振周波数に位相をロックして、電力が圧電変換器３６にうまく供給された場合には、音声出力信号がライン１５６で送られる。この音声出力信号は、システムにおける音声通知を行うものであって、電力がハンドピースに供給されていることおよびメスが動作中であることをユーザに通知する。

【００５９】

発生器のデジタル制御を使用することによって、超音波ブレード３２を共振させる圧電変換器３６を駆動する電気信号をさらに良好に制御することができ、これによって高調波のメスの動作の整合性を高めることが可能である。このデジタルシステムは、出力電流、出力電圧および出力電力の三つの要素を個別に規制することが可能である。このことにより、負荷に対する電力の曲線を、特定の種類のハンドピースおよびブレードの少なくともいずれか一方に適応させて、組織への所望の効果をもたらすことができるような融通性が得られる。

【００６０】

さらに、このシステムはハードウエアに基づいた安全機構を有しており、この安全機構により、各電力レベルでの最大許容電流を越える出力電流がハンドピースの変換器に流れないようにし、超音波ブレードの先端の危険な過剰運動を防止する。これは、システムに最

大許容電流値を格納し、ＤＳＰ６０が電流平均回路１２０からの平均電流をこの格納された値と比較することによって達成される。平均電流がこの値を越える場合には、システムは自動的に停止する。

【００６１】

超音波ブレードの危険な過剰運動を防止することに加えて、デジタル制御は、変換器およびブレードがそれらの信頼性に関して最良の範囲で動作することを確実にする。これは、出力電流を検知して、複数のコンパレータによって、ユーザによって選択可能な指定された電力レベルの各々のための個々の設定点と比較することによって達成される。出力電流が使用される特定の電力レベルのための最大許容電流レベルを越えると判断された場合には、このシステムの出力駆動は停止される。

【００６２】

通常の動作において、指定された電力レベルのための電流を制御しない場合には、デジタルシステムは、ユーザによって開始される診断モードのための指定された出力電流を診断テストの間に電流が越えないように使用される。

【００６３】

個々のハンドピースおよびブレードの少なくともいずれか一方に駆動信号を適応させるには、システム電気出力信号に影響する下記の重要なパラメータをハンドピースのケーブルに埋設された非揮発性メモリに格納してもよい。（１）電流設定点（負荷に対する出力電力の曲線の定電流領域にあるような特定の変換器を駆動するための最適な電流レベル）、（２）最大出力電圧（最大出力電力駆動を指定する電流設定点とともに）、（３）規制モード（発生器の最大出力電力に達するような点よりも負荷が上昇したときに、発生器が例えば電圧または電力を規制するのに必要なパラメータを示す）、（４）最大負荷点（発生器が特定のハンドピースを駆動するのに必要であって、それより大きい負荷については駆動しないような最大の負荷）、および（５）周波数ロック領域（共振の調査のために周波数を上下させ維持する周波数領域を示す）。ＤＳＰ６０はこれらの値を読み出して、ハンドピースが効率的かつ安全に動作することのできるように超音波周波数の発生を制御する。

【００６４】

さらに、このデジタルシステムは、スタートアップ時および負荷が与えられた時に、温度変化に対して動作の低下を最小にし、変換器およびブレードのデザインに対する寸法公差の要件も緩和できるという優れた効果を持つ。また、このデジタルシステムは、ハンドピース（変換器の製造工程の間に電流および電圧の駆動レベルの要件を設定することができる）と、そのハンドピースの長い使用寿命との間の調和をとることができる。これらの利益は、ＤＳＰ、直接デジタル合成（ＤＤＳ）回路、デジタル位相検知技術、ならびにＤＳＰの制御によって出力電流を厳格に規制して、出力駆動周波数を規制するためにＤＳＰにデジタル的に供給される変換器の電流および印加電圧の直接的な検知によって達成される。また、これらの利益は、アナログの閉ループ出力電流規制回路のための電流設定点を動作中に変更して、電圧または電力の規制を所望の通りに切り替えるマイクロプロセッサのソフトウエアの制御を利用することにより達成される。

【００６５】

このシステムの他の重要な効果は、このデジタルシステムが、温度に対して安定し、電子部品の多様性にも影響を受けない周波数ロック領域を必要な限り狭く設けることである。この領域は、ハンドピースの内部にある非揮発性メモリに格納されたパラメータとして、デジタル的に設定されうる。さらにこのシステムは、出力周波数を上下のいずれの方向にも変更することができ、サイン波のゼロ通過点で、ある周波数から他の周波数へ遷移が起こるように周波数をさっと変更することができ、信号の歪みを最小にし、誤り動作を防止し、電磁的なインタフェイスを最小限にすることができる。この結果、変換器およびブレードの設計許容公差を緩和することが可能である。また、周波数は、個々の周波数が設定され、出力電流駆動レベルが設定され、インピーダンスの計算が可能なように出力駆動電圧および電流－電圧位相角を検知することによって変換器の寸法の挙動が監視された状態

での診断の目的で変更することも可能である。さらに、出力駆動信号は、出力電流、電圧および電力が規制された状態で制御することも可能である。

【００６６】

ユーザによって開始された診断テストの間に過失によって組織に接触するのを防止するために、テストは二つのスイッチの動作によって開始される。例えば、発生器のフロントパネルのボタンおよびフットペダルスイッチまたはハンドピースのスイッチを起動することにより、診断テストを開始してもよい。このように診断モードを実行するためにスイッチの組み合わせを使用しなければならないので、組織その他の物体にブレードが接している間における過失によるブレードの運動のおそれが低減し、不正確な診断結果またはユーザの傷害を低減することができる。

【００６７】

さらに、この発明による超音波発生器は、エレクトロサージカルユニットからの電気的な干渉が存在すると、自動的に不能になるように構成してもよい。これは、発生器にノイズ発生検知部を設けることにより達成される。この種のノイズが検知されたら、超音波手術システムの駆動は制止される。このノイズ発生検知部は、ハンドピースのケーブルで形成されたアンテナの形態であってもよいし、ハンドピースまたは発生器コンソール１０の内部に配置されたピックアップコイルで形成されたアンテナの形態であってもよい。

【００６８】

本発明の好ましい実施の形態を参照しながら本発明を詳しく図示して説明したが、当業者であれば、本発明の趣旨および範囲からはずれることなく様々な形態および細部の変更が可能であることを理解すべきであろう。

【００６９】

この発明の具体的な実施態様は次の通りである。

（Ａ）制御可能な超音波エネルギ発生器と、

前記超音波エネルギ発生器から与えられるエネルギによって超音波共振周波数で振動させられるブレードを有するハンドピースと、

前記ハンドピースに供給されるエネルギの振幅と周波数を前記超音波エネルギ発生器に指示するスイッチとを備える超音波手術システムであって、

前記超音波エネルギ発生器が、

振幅と周波数を有する入力駆動信号を生成するアナログ入力駆動信号生成部と、

前記アナログの入力駆動信号を受信して、これに応じて前記ハンドピースにラインを通じてエネルギを供給する増幅器と、

前記ラインにおける電流を検知し、前記電流に関する電流信号を生成する電流センサと、

前記電流信号をあらかじめ設定された可変の電流値と比較し、前記入力駆動信号の振幅を変更するために前記アナログ入力駆動信号生成部に与えられる差分信号を生成し、前記電流信号を前記あらかじめ設定された電流値に一致させるコンパレータと、

前記ラインにおける電圧を検知し、前記電圧に関する電圧信号を生成する電圧センサと、

前記電流信号を前記電圧信号と比較して、両者の位相差に関するデジタル位相コードを生成するデジタル位相検知部と、

前記電流信号に対する前記電圧信号の比を比較して、前記比に関するデジタルインピーダンスコードを生成するデジタルインピーダンス検知部と、

前記デジタル位相コードおよび前記デジタルインピーダンスコードを受信して、これらに応じて前記ハンドピースの共振周波数を表すデジタル周波数コードを生成するデジタル制御部と、

前記周波数を前記共振周波数に維持するために、前記デジタル周波数コードを、前記アナログ入力駆動信号生成部に与えられるアナログの周波数信号に変換する直接デジタル合成回路とを備えることを特徴とする超音波手術システム。

（１）前記増幅器のための制御された電力供給装置をさらに備え、前記電力供給装置は

前記増幅器の効率的な動作を確実に行うレベルで電力を供給することを特徴とする実施態様（Ａ）に記載の超音波手術システム。

（２）前記制御された電力供給装置が、一定の基準電圧と、前記増幅器の出力を前記一定の基準電圧と比較し、この比較に応じた電力制御信号を生成するコンパレータと、あるレベルの供給電力を受けて、前記電力制御信号に基づいて前記増幅器に供給される別のレベルの供給電力を生成する調節可能なバックレギュレータを備えることを特徴とする実施態様（１）に記載の超音波手術システム。

（３）前記増幅器の出力部はループフィルタによって前記コンパレータに接続されていることを特徴とする実施態様（２）に記載の超音波手術システム。

（４）前記デジタル位相検知部が、前記電圧信号が電圧ゼロの横軸を通過するときに電圧ゼロ信号を生成する電圧信号ゼロ通過検知部と、前記電流信号が電流ゼロの横軸を通過するときに電流ゼロ信号を生成する電流信号ゼロ通過検知部と、前記電圧ゼロ信号と前記電流ゼロ信号の時間差を計測し、この時間差に関するデジタルコードを生成する回路とを備えることを特徴とする実施態様（Ａ）に記載の超音波手術システム。

（５）前記デジタルインピーダンス検知部が、前記電圧信号に基づいて電圧平均信号を生成する電圧平均回路と、前記電流信号に基づいて電流平均信号を生成する電流平均回路とを備え、前記デジタル制御部は、前記電流平均信号に対する前記電圧平均信号の比をインピーダンス信号として連続的に生成し、前記入力駆動信号の周波数の変化に伴う前記インピーダンス信号の変化は、前記入力駆動信号が前記共振周波数に近似したことを示すことを特徴とする実施態様（Ａ）に記載の超音波手術システム。

【００７０】

（６）前記あらかじめ設定された可変の電流値を決定する電力レベル切替回路をさらに有することを特徴とする実施態様（Ａ）に記載の超音波手術システム。

（７）前記電力レベル切替回路が、前記デジタル制御部に接続されて、前記デジタル制御部にデジタル電流レベル信号を生成させる電力レベルスイッチと、前記デジタル電流レベル信号をアナログ電流レベル信号に変換するデジタル／アナログ変換器と、前記電流センサから供給された前記電流信号に基づいて電流平均信号を生成する電流平均回路と、前記アナログ電流レベル信号と前記電流平均信号を比較し、前記アナログの周波数信号の振幅を変化させるために前記直接デジタル合成回路に与えられる振幅制御信号を生成することを特徴とする実施態様（６）に記載の超音波手術システム。

（８）前記アナログ入力駆動信号生成部が、前記直接デジタル合成回路から供給される前記アナログの周波数信号と、前記電流センサから供給される前記電流信号とを比較して、前記増幅器の前記入力駆動信号を生成するコンパレータを備えることを特徴とする実施態様（７）に記載の超音波手術システム。

（９）システムのスタートアップ時に共振周波数の近くの周波数で増幅器が超音波信号を生成するようにし、前記デジタル位相検知部と前記インピーダンス検知部の出力を監視しながら前記周波数を前記共振周波数に近づけるように前記周波数をインクリメントし、前記デジタル位相検知部と前記インピーダンス検知部の出力が前記ハンドピースの共振を示すときに前記インクリメントを停止することを特徴とする実施態様（Ａ）に記載の超音波手術システム。

（１０）ハンドピースに供給される最大電流値を格納したメモリをさらに備えており、前記デジタル制御部が前記電流平均信号を前記最大電流値と比較し、前記平均電流が前記最大電流を越えると、前記デジタル制御部が前記ハンドピースへのエネルギの供給を停止することを特徴とする実施態様（Ａ）に記載の超音波手術システム。

【００７１】

（１１）前記デジタル制御部はプログラムを備え、このプログラムによって、前記増幅器は前記ハンドピースに異なる周波数で異なるレベルの電流および異なるレベルの電圧を供給して、システムの動作の診断およびテストを行うために、電流、電圧、および位相を計測することを特徴とする実施態様（Ａ）に記載の超音波手術システム。

（１２）前記超音波エネルギ発生器を収容するコンソールをさらに備え、前記コンソー

ルはフロントパネルを有しており、前記診断およびテストは、フットペダルのスイッチおよびハンドピースのスイッチの一方と、前記フロントパネルにあるボタンとをオンすることによって実行されることを特徴とする実施態様（１１）に記載の超音波手術システム。

（１３）システムの近傍にあるエレクトロサージカルユニットの動作に応じて出力を生成する電気的干渉検知部を備え、前記デジタル制御部は前記電気的干渉検知部から供給されるある出力に応じてシステムの動作を停止させることを特徴とする実施態様（Ａ）に記載の超音波手術システム。

【００７２】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、共振周波数を変動させる負荷および温度の変化があったとしても変換器の共振を持続させることのできる超音波手術装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の例示的な実施の形態に係る超音波切開・止血手術システム、ハンドピースおよびフットスイッチを示す図である。

【図２】超音波メスを駆動するハンドピースの断面図である。

【図３】本発明の実施の形態による超音波システムを示すブロック図の一部である。

【図４】図３を補完する上記ブロック図の一部である。

【図５】図３および図４に示されたシステムの位相検知論理部の動作の一部を示す状態遷移図である。

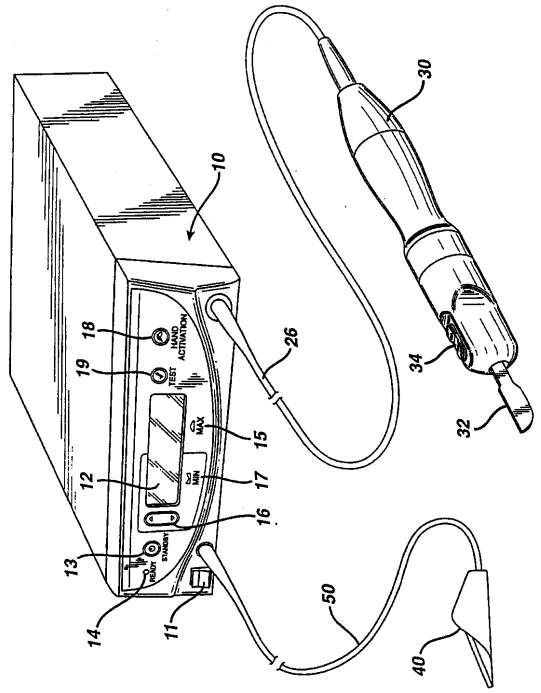
【図６】図３および図４に示されたシステムの０°の位相でのインピーダンスに対する位相勾配を示すグラフである。

【符号の説明】

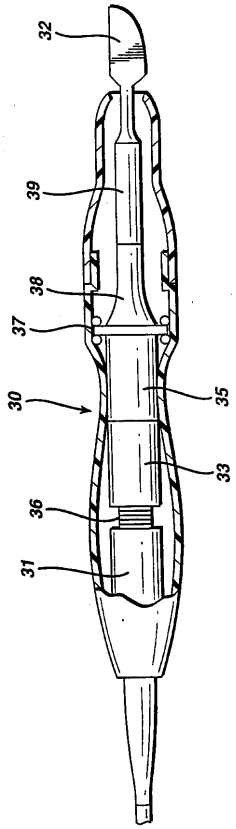
１０　発生器コンソール
１１　電力スイッチ
１２　液晶表示装置
１３　スタンバイライト
１４　レディ表示器
１５　ＭＡＸボタン
１６　ボタン
１７　ＭＩＮボタン
１８　ハンド起動ボタン
１９　テストボタン
２０　ケーブル
３０　ハンドピース
３１，３３　シリンダ
３２　メスブレード
３４　スイッチ
３５　シリンダ
３６　圧電変換器
３７　静止点
３８　ホーン
３９　カプラ
４０　フットスイッチ
５０　ケーブル
６０　マイクロプロセッサ
７１　交流ライン
７２　電力供給装置
７４　Ａ／Ｄ変換器
７６　調節可能なバックレギュレータ
７８　プッシュプル増幅器

８０　ループフィルタ
８２　一定の基準電圧
８４　加算器
８５　ライン
８６　変圧器
８８　電流センサ
９２　電圧センサ
９４　ループフィルタ
９６　加算器
１００，１０２　ゼロ通過検出部
１０４　位相検知論理部
１１０　加算器
１１２　位相エラーフィルタ
１１４　位相補正アルゴリズム
１２０　電流平均回路
１２２　電圧平均回路
１２４，１２６　アナログ／デジタル変換器（ＡＤＣ）回路
１２８　ＤＤＳ（直接デジタル合成）回路
１３０　デジタル／アナログ変換器（ＤＡＣ）
１３２　加算器
１４２，１４４　入力ライン
１４６　デジタルの周波数信号
１４８　電流レベル信号
１５０　信号
１５２　ライン
１５４　ライン
１５６　ライン

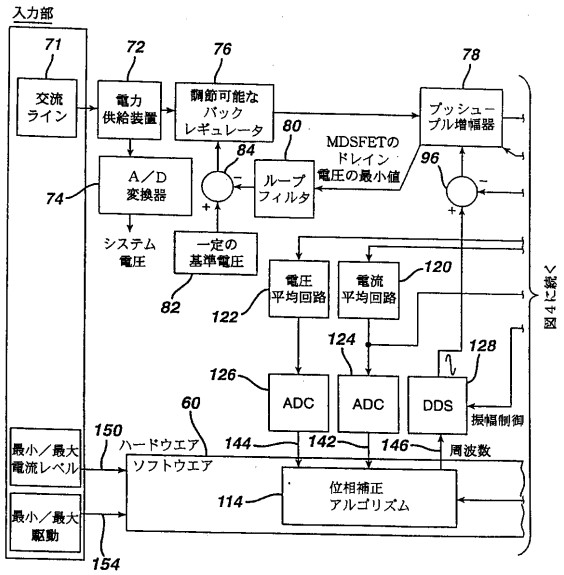
【図１】


10
18
19
26
30
34
32
15
17
12
16
13
14
11
50
40

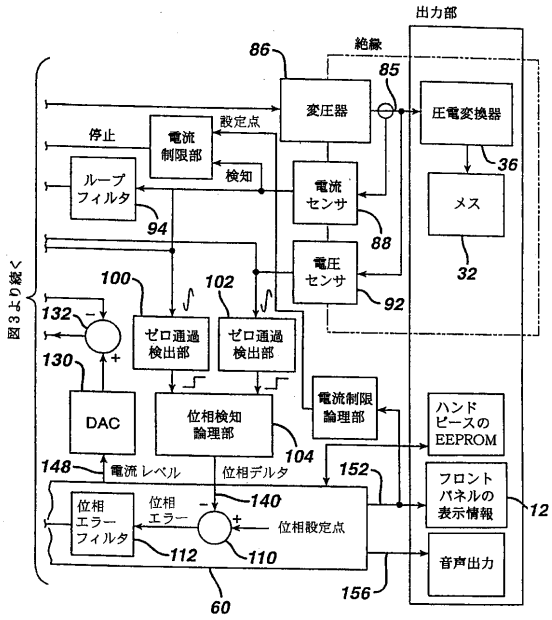
【図２】


32
39
38
37
30
35
33
36
31

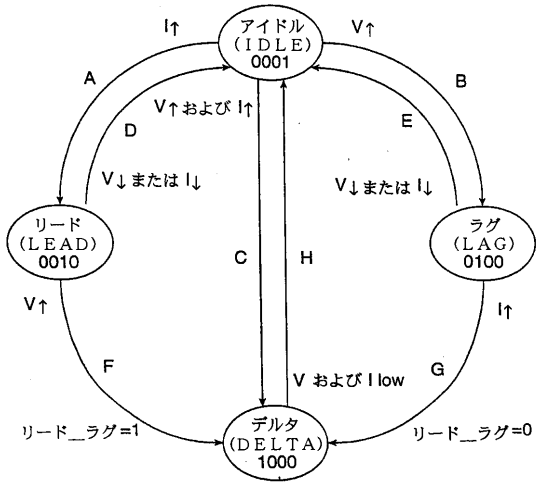
【図３】


入力部
71
交流ライン
72
電力供給装置
76
調節可能なバックレギュレータ
78
プッシュープル増幅器
80
MDSFETのドレイン電圧の最小値
84
ループフィルタ
74
A／D変換器
システム電圧
一定の基準電圧
82
96
電圧平均回路
電流平均回路
120
122
124
126
128
ADC
ADC
DDS
振幅制御
60
150
ハードウエア
ソフトウエア
144
142
146
周波数
最小／最大電流レベル
最小／最大駆動
位相補正アルゴリズム
114
154
図4に続く

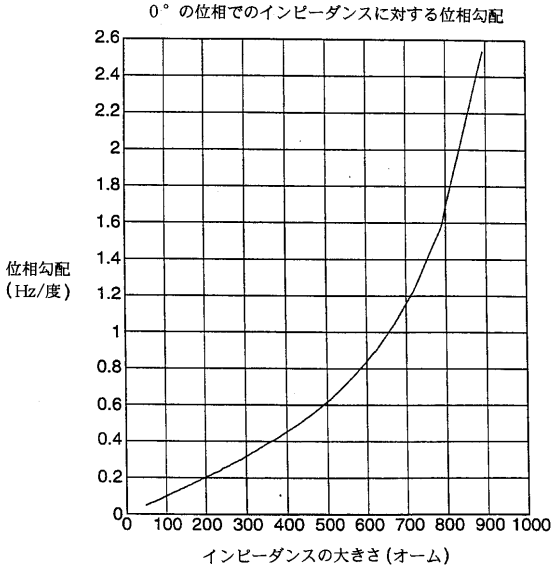
【図４】


出力部
絶縁
86
85
変圧器
圧電変換器
36
メス
32
停止
電流制限部
設定点
検知
ループフィルタ
94
電流センサ
88
電圧センサ
92
100
102
ゼロ通過検出部
ゼロ通過検出部
132
130
DAC
位相検知論理部
104
電流制限論理部
ハンドピースのEEPROM
148
電流レベル
位相デルタ
152
フロントパネルの表示情報
12
位相エラーフィルタ
位相エラー
140
位相設定点
112
110
音声出力
156
60
図3より続く

【図５】


アイドル
(IDLE)
0001
I↑
V↑
A
B
V↑および I↑
D
E
V↓または I↓
V↓または I↓
リード
(LEAD)
0010
ラグ
(LAG)
0100
C
H
V↑
I↑
F
G
V および I low
リード_ラグ=1
リード_ラグ=0
デルタ
(DELTA)
1000

【図６】


0° の位相でのインピーダンスに対する位相勾配
位相勾配
(Hz/度)
2.6
2.4
2.2
2
1.8
1.6
1.4
1.2
1
0.8
0.6
0.4
0.2
0
0 100 200 300 400 500 600 700 800 900 1000
インピーダンスの大きさ (オーム)

フロントページの続き

(72)発明者　ウィリアム・ティー・ドノフリオ
アメリカ合衆国、４５２４９　オハイオ州、シンシナティ、タナガーウッズ・ドライブ　８７５５

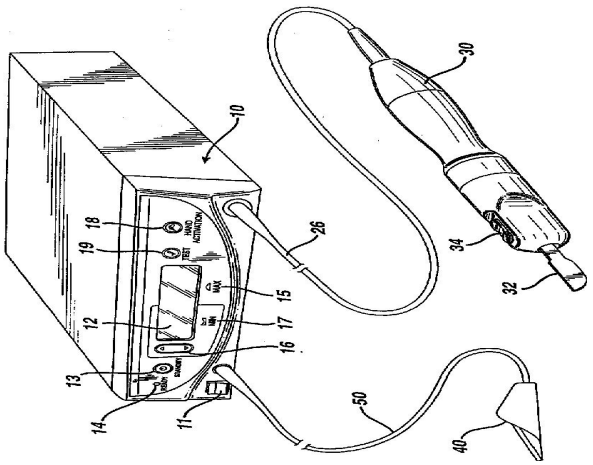
審査官　川端　修

(56)参考文献　特許第２６４７７１３（ＪＰ，Ｂ２）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61B 18/00
A61B 17/3211
B06B 1/06
H03B 5/30
B06B 1/02

专利名称(译)	超声波手术系统		
公开(公告)号	JP4159771B2	公开(公告)日	2008-10-01
申请号	JP2001324101	申请日	2001-10-22
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
当前申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	エイタンティーウィーナー ウィリアムティードノフリオ		
发明人	エイタン·ティー·ウィーナー ウィリアム·ティー·ドノフリオ		
IPC分类号	A61B18/00 A61B17/3211 B06B1/06 H03B5/30 B06B1/02 A61B17/00 A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/00026 A61B2017/00725 A61B2017/320069 A61B2017/320071 A61B2017/320089 B06B1/0253 B06B2201/76		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/32.310 B06B1/06.A H03B5/30.G B06B1/02.K A61B17/32.510 A61B17/3211		
F-TERM分类号	4C060/FF04 4C060/JJ17 4C060/JJ25 4C060/KK47 4C060/MM24 4C160/JJ17 4C160/JJ25 4C160/JJ42 4C160/MM32 5D107/AA14 5D107/BB07 5D107/CC01 5D107/CD03 5D107/CD07 5D107/FF03 5J079/AA01 5J079/BA02 5J079/BA39 5J079/FB11 5J079/FB20 5J079/FB25 5J079/FB38 5J079/FB39 5J079/FB40 5J079/KA00		
审查员(译)	川端修		
优先权	09/693621 2000-10-20 US		
其他公开文献	JP2002209907A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波手术系统，即使在负载和温度变化以改变共振频率时也能保持转换器的共振。解决方案：该超声波手术系统具有数字控制系统，该系统位于手持件内，并为安装在手术刀上的转换器提供超声波驱动电流。数字控制系统包括数字信号处理器（DSP），即微处理器，直接数字合成（DSP）电路，相位检测逻辑技术，用于发现和保持谐振频率的控制算法，以及用于调节供电电压的技术，电流和电力。该系统可以为适合于特定手持件的负载提供功率曲线，并且提高效率并减少产生的热量。数字系统的组件几乎不受温度变化的影响，并且可以在期望的共振频率附近的所需频率区域中操作。

【図１】