

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5115088号
(P5115088)

(45) 発行日 平成25年1月9日 (2013.1.9)

(24) 登録日 平成24年10月26日 (2012.10.26)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 17/32 (2006.01)

F 1
A 6 1 B 17/32

請求項の数 5 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2007-208961 (P2007-208961)	(73) 特許権者	000002369
(22) 出願日	平成19年8月10日 (2007.8.10)		セイコーエプソン株式会社
(65) 公開番号	特開2009-39384 (P2009-39384A)		東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
(43) 公開日	平成21年2月26日 (2009.2.26)	(74) 代理人	100095728
審査請求日	平成22年6月11日 (2010.6.11)		弁理士 上柳 雅誉
		(74) 代理人	100107261
			弁理士 須澤 修
		(74) 代理人	100127661
			弁理士 宮坂 一彦
		(72) 発明者	瀬戸 毅
			長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
		(72) 発明者	高山 和喜
			宮城県仙台市青葉区片平2丁目1番1号 国立大学法人東北大学内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 手術具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

流体を供給する流体供給部と、

前記流体供給部から供給される流体を噴射する流体噴射部と、

前記流体噴射部からの流体の噴射を調整することに用いられる調整装置と、前記調整装置からの信号に基づき前記流体噴射部の流体噴射条件を決定する複数の制御パラメタを変更する制御パラメタ変更手段と、前記制御パラメタに基づき前記流体噴射部の駆動波形を生成し、出力する駆動波形生成部と、を有する駆動波形生成装置と、を備え、

前記駆動波形は、少なくとも脈動部と休止部の組み合わせで構成され、

前記制御パラメタは、前記調整装置に切除硬度が大きくなるように切除硬度調整指示が入力されたとき、前記脈動部の振幅が増加し、前記休止部の休止時間が増加することを特徴とする手術具。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の手術具において、

前記制御パラメタ変更手段が、最適駆動制御パラメタ演算装置または最適制御パラメタ設定テーブルを備えていることを特徴とする手術具。

【請求項 3】

請求項 1 または請求項 2 のいずれか一項に記載の手術具において、

前記最適制御パラメタ設定テーブルが、一定時間範囲内の時系列の駆動波形指示値であることを特徴とする手術具。

10

20

【請求項 4】

請求項 1 ないし請求項 3 のいずれか一項に記載の手術具において、

前記駆動波形生成装置が、生成された前記駆動波形の最適ゲインを設定する調整装置をさらに備えていることを特徴とする手術具。

【請求項 5】

請求項 1 ないし請求項 4 のいずれか一項に記載の手術具において、

前記駆動波形生成装置が、前記流体噴射部に指定の圧力で流体を供給する圧力発生部を備えていることを特徴とする手術具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、様々な状況に応じて噴射する流体の特性を簡単に所望の状態に設定可能な流体噴射装置に関する。

【背景技術】

【0002】

噴射される流体による手術は、血管等の脈管構造を保存しながら臓器実質を切開することが可能であり、さらに、切開部以外の生体組織に与える付随的損傷が軽微であることから患者負担が小さく、また、出血が少ないため出血が術野の視界を妨げないため迅速な手術が可能であり、特に微小血管からの出血に難渋する肝切除等に多く臨床応用されている（例えば特許文献 1）。

20

このような特許文献 1 では、外部に液体（流体）の加圧源としてのポンプを備え、柔軟なチューブで高圧の流体を処置部まで導いているために、仮に加圧源で圧力脈動を発生したとしても、チューブに弾性があるために流体の噴射は連続流になる。しかしながら、流体の噴射が脈動する場合には先頭波の衝撃で切開能力が高くなるのに対し、連続流では生体組織の切開能力が充分ではなく、しかも噴射される流量が多くなるため、切開部から生体組織等の飛沫が飛びやすく、この飛沫が施術者に対し感染をおこす恐れがあると考えられる。

【0003】

このような従来の流体噴射装置の改善案として、流体チャンバー内に流体を流入させる手段をもち、流体チャンバー内の加熱手段で断続的に流体の蒸気バブルを発生することにより、流体チャンバー内の内圧を断続的に上昇させ、脈動する流体を高速で噴射する流体ジェットの発生方法が知られている（例えば特許文献 2）。

30

【0004】

さらに、本発明者らが出願した特許文献 3 の流体噴射装置は、脈動する流体を高速かつ高い繰返し周波数で噴射することが可能であり、その制御も容易である。また、脈動する流体の噴射は手術等において組織の切開能力が高い一方、流体量が少なくすむため、術野に流体が滞留することが少ない。従って、視認性が向上し、組織の飛散を防ぐ効果があった。

【特許文献 1】特開昭 63 - 99853 号公報

【特許文献 2】特表 2003 - 500098 号公報

40

【特許文献 3】特開 2005 - 152127 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

特許文献 1 の制御パラメタが、圧力源であるポンプの発生圧力だけであるのに対し、特許文献 2 及び特許文献 3 の方法においては、さまざまな制御パラメタを設定できる。特許文献 3 においては、脈動の波高値、脈動の周波数、流体群を構成する脈動数、流体群と流体群の間隔等の制御パラメタを設定可能である。これらを適切に設定することによって、硬度や構造が場所ごとに変化する生体の軟組織を適切に切除することが可能となっている。

50

【 0 0 0 6 】

例えば、脈動の波高値を大きくするとより硬い組織を切除可能になる。しかし、同時に同じ組織ならば同時間の流体の噴射によって、より深くまで切除が進む。このとき、切除が進む深さを調整前と同様にしたいと執刀医が望む場合は、流体群を構成する脈動数を小さくしたり、流体群の時間間隔を大きくして噴射する流体量を減じたりすることによって調整が可能である。

【 0 0 0 7 】

また、輸液バッグ等を用いることで重力を用いて流体を流体噴射部に供給する場合には、流路の流体抵抗により供給流体量が限定される。このとき流体の噴射量が供給流体量の限界を上回るような制御パラメタを設定してしまうと、流体の噴射状態が不安定になり、切除能力が減少してしまうこともあった。

10

【 0 0 0 8 】

しかしながら、これらの互いに相関する複数の制御パラメタを時間が限定された手術中に、執刀医やその指示下にある操作者が適切に調整することは非常に困難であった。

また、供給される流体量がその構造により限定されている流体噴射装置においては、執刀医が、より深くまでの組織の切除を望んで、流体群を構成する脈動数を大きくしても、供給流体量が限定されているため望んだ特性が得られなかったり、動作が不安定になったりすることもあった。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

20

本発明は、上述の課題の少なくとも一部を解決するためになされたものであり、以下の形態または適用例として実現することが可能である。

【 0 0 1 0 】

[適用例 1] 本適用例に係る流体噴射装置は、流体を収容し供給する流体供給部と、前記流体供給部から供給される流体を噴射する流体噴射部と、少なくとも一つの調整装置と、一つの前記調整装置からの信号に基づき、前記流体噴射部の流体噴射条件を決定する複数の制御パラメタを同時に変更する 1 入力多制御パラメタ変更手段と、前記 1 入力多制御パラメタ変更手段によって設定された制御パラメタに基づき前記流体噴射装置の駆動波形を生成し、出力する駆動波形生成部と、を有する駆動波形生成装置と、が備えられていることを特徴とする。

30

ここで、流体噴射条件とは、流体噴射開口部から噴射される流体群の噴射速度の変動状態であり、また、調整手段とは、例えば切除対象の組織の硬度を選択する調整ダイヤルである。

【 0 0 1 1 】

本適用例によれば、執刀医が望む流体群の噴射条件が迅速に得られるために、手術時間の短縮となり、また執刀医の疲労を減ずる効果がある。さらに、執刀医やその指示下の操作者の誤操作を減らし、安全な手術を可能とする。さらに、供給流体量の限定がある場合にも、供給流体量の不足による不安定な設定が誤ってなされることが無いため流体噴射装置の安定した動作を実現する。

【 0 0 1 2 】

40

[適用例 2] 上記適用例に係る流体噴射装置であって、前記駆動波形が、脈動部と休止部の組み合わせで構成されていることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

例えば、駆動波形が位相 - $\pi/2$ から始まる正弦波の整数個の連続波形からなる脈動部と、波形が出力されない休止部とから構成される場合、制御パラメタは、正弦波の振幅、周波数、連続する正弦波の個数、休止時間の長さのうち、複数の効果的な項目を選択すればよい。こうすることにより、正弦波の連続波形により流体群の噴射が脈動となり、組織の切開能力が高まると同時に、休止時間により流量の制御が可能となる。

【 0 0 1 4 】

[適用例 3] 上記適用例に係る流体噴射装置であって、前記 1 入力多制御パラメタ変更

50

手段が、最適駆動制御パラメタ演算装置または最適制御パラメタ設定テーブルを備えていることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

本適用例の流体噴射装置における 1 入力多制御パラメタ変更手段の動作は、実際にモデル組織の切除を行う実験結果等により決定される。従って、これらの結果は関数化するよりも、実験結果に沿った最適制御パラメタ設定テーブルに記述しておき、必要に応じて最適制御パラメタ設定テーブルを参照することで最適な駆動波形を簡単に構成できる。

また、調整装置により選択入力された信号に基づき最適駆動制御パラメタ演算装置により適切な制御パラメタを算出して最適駆動波形を生成し出力することができる。

【 0 0 1 6 】

10

〔適用例 4〕上記適用例に係る流体噴射装置であって、前記最適制御パラメタ設定テーブルが複数備えられ、前記駆動波形生成装置が、複数の前記最適制御パラメタ設定テーブルの一つを選択する調整装置をさらに備えていることが好ましい。

【 0 0 1 7 】

最適制御パラメタ設定テーブルは、手術対象とする手術部位に応じて複数設定される。このような場合、手術対象とする手術部位、手術部位の硬度に応じた初期設定により、最適制御パラメタ設定テーブルを選択し、それに基づく駆動波形により流体を噴射することによって、さまざまな条件において流体噴射装置の調整が適正に行える。

【 0 0 1 8 】

〔適用例 5〕上記適用例に係る流体噴射装置であって、前記最適制御パラメタテーブルが、一定時間範囲内の時系列の駆動波形指示値であることがより好ましい。

20

【 0 0 1 9 】

駆動波形の脈動部は、上記に例示した正弦波に限らない。従って、脈動部及び休止部からなる駆動波形を駆動波形指示値によって与えられることにより、手術部位の硬度または切除深さに対応してより適切な流体噴射条件を設定することができる。

【 0 0 2 0 】

〔適用例 6〕上記適用例に係る流体噴射装置であって、前記駆動波形生成装置が、生成された前記駆動波形の最適ゲインを設定する調整装置をさらに備えていることが好ましい。

【 0 0 2 1 】

30

このようにすれば、手術前あるいは手術中に調整装置を用いて駆動波形のゲイン（つまり出力される脈動部の電圧の増幅率に相当する）のみを変更することができる。このことにより、手術部位の硬度または切除深さに対応して周波数や連続する駆動波の数を変えずにゲインのみを調整し、執刀医が望む手術を行うことができる。

【 0 0 2 2 】

〔適用例 7〕上記適用例に係る流体噴射装置であって、前記流体噴射部が内部に動作環境検出素子を有し、前記駆動波形生成装置が、前記動作環境検出素子からの検出信号に基づき駆動波形の最適ゲインを設定するゲイン調整回路を備えていることが望ましい。

ここで、動作環境検出素子とは、例えば流体噴射装置へ供給される流体の圧力センサが代表される。

40

【 0 0 2 3 】

このような構成にすれば、流体噴射部内に供給される流体の圧力を圧力センサで検出し、その圧力検出値を取り込み、ゲイン調整回路によって駆動波形のゲインを調整することで、執刀医が調整操作をすることなく手術部位の硬度、手術深さに対応して周波数や連続する駆動波の数に影響を与えずゲインのみを調整することができる。

【 0 0 2 4 】

〔適用例 8〕上記適用例に係る流体噴射装置であって、前記駆動波形生成装置が、前記流体噴射部に指定の圧力で流体を供給する圧力発生部を備えていることが望ましい。

【 0 0 2 5 】

このような構成にすれば、噴射する流体量を増やすことが好ましい条件設定を執刀医が

50

望んだ場合においても、圧力発生部の適正な圧力により流体が供給されるため安定した流体群の噴射を行うことが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0026】

以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。

図1～図4は実施形態1に係る流体噴射装置の流体噴射部を示し、図5は実施形態2、図6、7は実施形態3、図8～図9は実施形態4を示している。

なお、以下の説明で参照する図は、図示の便宜上、部材ないし部分の縦横の縮尺は実際のものとは異なる模式図である。

また、本発明による流体噴射装置は、インク等を用いた描画、細密な物体及び構造物の洗浄、手術用メス等様々に採用可能である。以下に説明する実施の形態では、生体組織を切開または切除することに好適な流体噴射装置、あるいは血管内に挿入し血栓等を除去する目的で用いるカテーテルと組み合わせることに適した流体噴射装置を例示して説明する。従って、実施の形態にて用いる流体は、水または生理食塩水等である。

(実施形態1)

【0027】

図1は、実施形態1に係る流体噴射装置の概略構成を示す構成図である。図1において、流体噴射装置1は、基本構成として流体を収容し、その流体を重力の作用によって供給する流体供給部としての輸液バッグ411と、重力により供給された流体を脈動に変化させる流体噴射部301と、駆動波形生成装置402と、を備えている。

【0028】

輸液バッグ411と流体噴射部301は柔軟な接続チューブ201で接続されている。駆動波形生成装置402と流体噴射部301は、一部が接続チューブ201に沿って配置されている接続ケーブル412で電氣的な接続がなされている。また、駆動波形生成装置402には、調整装置の一つとしての切除硬度調整ダイヤル423と駆動制御部821(図2、参照)とが備えられている。

【0029】

図2は、本実施形態に係わる駆動波形生成装置の内部の構成を示すブロック図である。駆動制御部821には切除硬度調整ダイヤル423によって指示された切除硬度指示値V3が入力される。また、駆動制御部821の内部には、1入力多制御パラメタ変更手段としての最適駆動制御パラメタ演算装置が備えられ、切除硬度指示値V3に対し最適な制御パラメタを算出し、駆動波形生成部822により対象手術部位に対応した流体噴射部駆動電圧P2を流体噴射部301に出力する。この動作については詳しく後述する。なお、1入力多制御パラメタ変更手段は、一つの入力により少なくとも二つ以上の制御パラメタを同時に変更可能な装置を意味する。

【0030】

図3は、流体噴射部の縦断面図である。図3において、接続チューブ201から入口管121を経て流体が供給される流体室332は、その入口と出口のそれぞれに入口弁314と出口弁313が備えられている。流体室332はダイアフラム303が撓むことによりその容積が変化する。ダイアフラム303の撓みは流体噴射部駆動電圧P2が印加されることによる圧電素子302の伸縮によって行われる。なお、圧電素子302の一方の端部は、蓋体305の底部に固着され、蓋体305の周縁端がダイアフラム303の周縁部に固着されている。従って、圧電素子302の伸縮によりダイアフラム303が撓められる。

【0031】

圧電素子302が収縮すると流体室332の容積が拡大するため、出口弁313が閉鎖し入口弁314が開放する。その結果、流体室332の内部には接続チューブ201より供給される流体が吸入される。圧電素子302が伸張すると流体室332の容積が縮小するため、入口弁314が閉鎖し出口弁313が開放する。その結果、流体室332内から接続流路管322に流体が吐出される。

【 0 0 3 2 】

接続流路管 3 2 2 に吐出された流体は、接続流路管 3 2 2 の基部に高圧状態となる高圧部を作り出し、この高圧部が音速で移動して先端部材 3 2 3 に形成されている流体噴射開口部 3 3 4 から脈動状態の流体群 9 0 1 が噴射される。接続流路管 3 2 2 内部での圧力の減衰を最小限にとどめるためには、圧力による管路の変形や流体の圧縮量を極少にする必要がある。従って、接続流路管 3 2 2 は十分な剛性の素材で形成され、かつ内部の容積が必要最小限となっている。

【 0 0 3 3 】

上記の構成によれば、流体室 3 3 2 の容積の増減が圧電素子 3 0 2 の伸縮によって自由に行えるため、さまざまな制御パラメタを最適に制御でき、しかもその制御周波数は 1 0 k H z 以上まで可能であるため、脈動自体や脈動と脈動の間隔が空いた場合においても、執刀医は連続流と同様な感覚で連続的な切除が可能となる。また、噴射する流体の温度上昇を生じることが無いので安全に手術が行える。

【 0 0 3 4 】

次に駆動波形の例示である図 4 を用いて、最適駆動制御パラメタ演算装置による一入力による多制御パラメタの変更について説明する。この例示における流体噴射部駆動電圧 P 2 は、位相が $-\pi/2$ から始まる正弦波の整数個の連続波形で構成される脈動部と、休止部（休止時間 I と表す）と、から構成されるものとする。なお、脈動部の波形は振幅 A、周期 T、連続する正弦波の個数 n で表す。この脈動部の波形はパースト波であり、駆動波形生成部 8 2 2 で簡単に上記制御パラメタを指定すれば生成できる。

【 0 0 3 5 】

脈動する流体の噴射による組織切除においては、脈動の強度が大きいと硬度が大きい組織が切除可能になる。これは図 4 における流体噴射部駆動電圧の振幅 A を大きくすることで実現できる。しかし一方、同時に単位時間あたりに噴射される流体量も大きくなる。その結果、単位時間あたりの切除深さも同時に大きくなってしまう。執刀医が、単位時間あたりの切除深さの増加を望まない場合には、振幅 A を増加させると同時に、適正な値に連続する正弦波の個数 n を減ずるか、もしくは休止時間 I を増加する等の必要がある。

【 0 0 3 6 】

本実施形態では、切除硬度調整ダイヤル 4 2 3 を操作すると、制御パラメタの一つである流体噴射部駆動電圧の振幅 A が増加すると同時に、最適駆動制御パラメタ演算装置によって、別の制御パラメタである休止時間 I が変化し、切除深さが変化しないように調整される。

【 0 0 3 7 】

このようにすることによって、執刀医やその指示下の操作者の負担や誤操作の危険を減らすことができる。また、本実施形態のように重力によって流体を供給していて、その増減の調整ができない流体の供給流量が限定されている場合等において、噴射する流体量の変化を抑える結果になるために、流体噴射装置 1 の動作が安定するという効果もある。なお、最適駆動制御パラメタ演算装置を用いない場合には、切除硬度調整ダイヤル 4 2 3 を 2 連スイッチもしくは 2 連可変抵抗器で構成してもよい。

【 0 0 3 8 】

なお、上記実施形態では、駆動波形生成部 8 2 2 に、生成された駆動波形の最適ゲインを設定する調整装置（図示せず）をさらに備えていることが好ましい。調整装置は、切除硬度調整ダイヤル 4 2 3 とは別に設けられるロータリースイッチまたはスライドスイッチまたは可変ボリュームなどが採用できる。これらロータリースイッチ、スライドスイッチで段階的に駆動波形の最適ゲイン、つまり出力される駆動波形のピーク電圧を調整する。また、可変ボリュームを採用すれば、連続的にピーク電圧を調整することが可能になる。

【 0 0 3 9 】

このようにすれば、手術前あるいは手術中に調整装置を用いて駆動波形のゲインのみを変更することができ、手術部位の硬度または切除深さに対応して周波数や連続する駆動波の数を変えずにゲインのみを調整し、執刀医が望む手術を行うことができる。

【 0 0 4 0 】

また、流体噴射部 3 0 1 が内部に動作環境検出素子としての圧力センサ（図示せず）を有し、駆動波形生成装置 4 0 2 にゲイン調整回路（図示せず）を備え、圧力センサからの検出信号に基づき、駆動波形の最適ゲインを設定することがより好ましい。

【 0 0 4 1 】

このような構成にすれば、流体噴射部 3 0 1 内に輸液バッグ 4 1 1 から供給される流体の圧力を圧力センサで検出し、その圧力検出値を駆動波形生成装置 4 0 2 で取り込み、ゲイン調整回路によって駆動波形の最適ゲインを調整する。このことにより執刀医が最適ゲインの調整操作をすることなく、流体の供給圧力に対応して手術部位の硬度、手術深さに対応して周波数や連続する駆動波の数に影響を与えずゲインのみを調整することができる。

10

（実施形態 2）

【 0 0 4 2 】

続いて、実施形態 2 に係る流体噴射装置について、駆動波形生成装置内部の構成を示すブロック図である図 5 を参照して説明する。実施形態 2 は、実施形態 1 の最適駆動制御パラメタ演算装置に替わり、複数の最適駆動制御パラメタテーブルを備えていることを特徴としている。

【 0 0 4 3 】

本実施形態の流体噴射装置 1 を手術等に用いる場合、その手術部位により、最適な流体噴射開口部 3 3 4 の直径（図 3、参照）や、噴射する流体群の脈動状態の最適な範囲が異なる。そこで、手術開始前にこれらの値を設定しておき、その最適範囲内で手術中に脈動生成に関する複数の制御パラメタが変更されることが望ましい。

20

【 0 0 4 4 】

図 5 において、V 1 は手術種別入力、V 2 は流体噴射開口部 3 3 4 の直径入力値で、これらの値が初期設定値となる。初期設定値は、ある手術に適した流体噴射開口部 3 3 4 を備えた流体噴射部 3 0 1 を選択し駆動波形生成装置 4 0 2 に接続することにより、流体噴射部 3 0 1 内にあるメモリ等の記憶手段から駆動波形生成装置 4 0 2 に送信されるようにしてもよい。こうすることで、操作者による入力を不用にすることができ、操作の簡便化と誤操作の防止ができる。

【 0 0 4 5 】

表 1 及び表 2 は、初期設定値により選択されたそれぞれ異なる最適駆動制御パラメタテーブルの例示である。なお、表 1、表 2 に表される最適駆動制御パラメタテーブルは、調整装置の一つであるロータリースイッチあるいはスライドスイッチ（共に図示せず）で選択される。これらのスイッチは手術中は誤って操作しないようにカバー等で保護されていることが望ましい。

30

【 0 0 4 6 】

表 1 及び表 2 において、硬度は切除硬度調整ダイヤル 4 2 3 に表示される値、電圧は図 4 に表される流体噴射部駆動電圧の振幅 A、スペースは休止時間 I を脈動が構成される正弦波の周期 T の倍数で表したものである。なお、図 4 における連続する正弦波の個数 n は 2 で固定した場合を例示している。

40

【 0 0 4 7 】

【表 1】

硬度	電圧	スペース
1	65	4
2	75	5
3	85	6

50

【 0 0 4 8 】

【表 2】

硬度	電圧	スペース
1	55	5
2	60	6
3	65	7

10

【 0 0 4 9 】

前述したロータリースイッチあるいはスライドスイッチで表 1 または表 2 で表されるテーブルを初期設定値として選択し、切除硬度調整ダイヤル 4 2 3 にて硬度（切除硬度 V 3）を選択する。表 1 に比較して表 2 は、同一の切除硬度調整ダイヤル 4 2 3 の切除硬度の値（硬度番号）に対して、流体噴射部駆動電圧の振幅 A が小さく、スペースも大きいいため、比較的硬度の小さい部分が多い手術に向く調整が可能な最適駆動制御パラメータテーブルとなっている。この最適駆動制御パラメータテーブルから切除硬度番号を指定し最適駆動制御パラメータから駆動波形生成部 8 2 2 にて流体噴射部駆動電圧 P 2 の駆動波形を流体噴射部 3 0 1 に出力する。

【 0 0 5 0 】

20

このように最適駆動制御パラメータテーブルを選択することにより、異なった手術部位に適合した最適な流体の噴射状態の設定が容易に行える。また、手術中に誤った切除硬度調整ダイヤル値を設定することが無いので、必要以上の切除可能硬度の強い流体を噴射する危険も無くなり、安全かつ容易に手術が行える。

【 0 0 5 1 】

また、本実施形態では、流体噴射部 3 0 1 の流路内に動作環境検出素子（図示せず）としての圧力センサを備えている。そして、流体噴射部 3 0 1 への供給圧力を測定した動作環境検出素子の出力信号として供給圧力信号 V 5 が駆動制御部 8 2 1 に入力される。流体噴射部 3 0 1 への流体の供給が輸液バッグ 4 1 1 で行われる場合、輸液バッグ 4 1 1 の液面と流体噴射部 3 0 1 との高さの差により、噴射される脈動の状態が変化することがある。そこで、最適駆動制御パラメータテーブルで設定された電圧（振幅 A）に対し、供給圧力に応じて若干の補正を行うことでさらに流体の噴射は安定する。

30

（実施形態 3）

【 0 0 5 2 】

続いて、実施形態 3 に係る流体噴射装置について図面を参照して説明する。実施形態 3 は、最適駆動制御パラメータテーブルが、一定時間範囲内の時系列の駆動波形指示値であることを特徴としている。流体噴射装置の構成は、前述した実施形態 1 と同じであるため説明を省略する。

【 0 0 5 3 】

【表 3】

時間[μ sec]	低供給圧			高供給圧		
	A1[V]	A2[V]	A3[V]	B1[V]	B2[V]	B3[V]
0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
40	6.7	5.4	4.0	6.0	4.8	3.6
80	25.0	20.0	15.0	22.5	18.0	13.5
120	50.0	40.0	30.0	45.0	36.0	27.0
160	75.0	60.0	45.0	67.5	54.0	40.5
200	93.3	74.6	56.0	84.0	67.2	50.4
240	100.0	80.0	60.0	90.0	72.0	54.0
280	93.3	74.6	56.0	84.0	67.2	50.4
320	75.0	60.0	45.0	67.5	54.0	40.5
360	50.0	40.0	30.0	45.0	36.0	27.0
400	25.0	20.0	15.0	22.5	18.0	13.5
440	6.7	5.4	4.0	6.0	4.8	3.6
480	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
520	0.0	5.4	4.0	0.0	4.8	3.6
560	0.0	20.0	15.0	0.0	18.0	13.5
600	0.0	40.0	30.0	0.0	36.0	27.0
640	0.0	60.0	45.0	0.0	54.0	40.5
680	0.0	74.6	56.0	0.0	67.2	50.4
720	0.0	80.0	60.0	0.0	72.0	54.0
760	0.0	74.6	56.0	0.0	67.2	50.4
800	0.0	60.0	45.0	0.0	54.0	40.5
840	0.0	40.0	30.0	0.0	36.0	27.0
880	0.0	20.0	15.0	0.0	18.0	13.5
920	0.0	5.4	4.0	0.0	4.8	3.6
960	0.0	1.2	0.9	0.0	1.1	0.8
1000	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
1040	0.0	0.0	4.0	0.0	0.0	3.6
1080	0.0	0.0	15.0	0.0	0.0	13.5
1120	0.0	0.0	30.0	0.0	0.0	27.0
1160	0.0	0.0	45.0	0.0	0.0	40.5
1200	0.0	0.0	56.0	0.0	0.0	50.4
1240	0.0	0.0	60.0	0.0	0.0	54.0
1280	0.0	0.0	56.0	0.0	0.0	50.4
1320	0.0	0.0	45.0	0.0	0.0	40.5
1360	0.0	0.0	30.0	0.0	0.0	27.0
1400	0.0	0.0	15.0	0.0	0.0	13.5
1440	0.0	0.0	4.0	0.0	0.0	3.6
1480	0.0	0.0	0.9	0.0	0.0	0.8
1520	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
1560	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
1600	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
1640	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
1680	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
1720	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
1760	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
1800	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
1840	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
1880	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
1920	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
1960	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
2000	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0

【 0 0 5 4 】

表 3 は、実施形態 3 に係る最適駆動制御パラメータテーブルの一例を表す。ここで、低供給圧及び高供給圧はそれぞれ、初期設定値として前述した表 1 及び表 2 の表される最適駆

10

20

30

40

50

動制御パラメータテーブルに相当し、手術部位の条件に対応して選択されるパラメータである。低供給圧及び高供給圧の選択は、調整装置の一つであるロータリースイッチあるいはスライドスイッチ（共に図示せず）で選択される。これらのスイッチは手術中に誤って操作しないようにカバー等で保護されている。また、A 1 ~ A 3 及び B 1 ~ B 3 は手術部位の切除硬度に対応して調整装置（例えば、切除硬度調整ダイヤル 4 2 3）によって選択される駆動波形の経過時間毎の電圧値（V）を表している。縦軸は経過時間である。つまり、表 3 の最適駆動制御パラメータテーブルは、一定時間範囲内の時系列の駆動波形指示値を表している。

【 0 0 5 5 】

図 6 は低供給圧、図 7 は高供給圧における表 3 で表される最適駆動制御パラメータテーブルによって形成される駆動波形を例示している。横軸は経過時間（マイクロ秒、 μs ）、縦軸には電圧値（V）である。ここで、図 6 に表される駆動波形を A 1 を代表して説明する。A 1 の駆動波形はスタート時から徐々に電圧が上昇し 2 4 0 μs 経過したところがピーク電圧 1 0 0 V で、そこから徐々に電圧が低下して 4 8 0 μs で 0 V となる脈動部の波形を表す。4 8 0 μs ~ 2 0 0 0 μs の範囲は 0 V が継続し、この領域が休止部（休止時間）I に相当し、2 0 0 0 μs 経過後、再び電圧を上昇させる。このサイクルが施術行為の期間繰り返される。

【 0 0 5 6 】

同様に、A 2 はピーク電圧が 8 0 V となる脈動部の駆動波形が 2 個連続した後休止時間（0 V）となる駆動波形であり、A 3 はピーク電圧が 6 0 V となる脈動部の駆動波形が 3 個連続した後休止時間となる駆動波形を例示している。

【 0 0 5 7 】

また、図 7 では、高供給圧における表 3 で表される駆動波形を B 1 を代表して説明する。B 1 の駆動波形はスタート時から徐々に電圧が上昇し 2 4 0 μs 経過したところがピーク電圧 9 0 V で、そこから徐々に電圧が低下して 4 8 0 μs で 0 V となる脈動部の波形を表している。経過時間 4 8 0 μs ~ 2 0 0 0 μs の範囲は 0 V が継続し、この領域が休止部 I（0 V）に相当し、2 0 0 0 μs 経過後、再び電圧が上昇する。このサイクルが繰り返される。

【 0 0 5 8 】

同様に、B 2 はピーク電圧が 7 2 V となる脈動部の駆動波形が 2 個連続した後休止時間（0 V）となる駆動波形であり、B 3 はピーク電圧が 5 4 V となる脈動部の駆動波形が 3 個連続した後休止時間（0 V）となる駆動波形を例示している。

【 0 0 5 9 】

なお、これら図 6、図 7 において示された脈動部の波形及び休止時間 I は一例であって、脈動部の波形（一定時間経過後の電圧、ピーク電圧、周期 T で代表される）及び休止時間 I は、手術部位の硬度、切除深さに応じて様々に組み合わせることが可能である。

【 0 0 6 0 】

また、本実施形態における駆動波形の形成は、表 3 に表される最適駆動制御パラメータテーブルから、経過時間毎の電圧値を駆動波形生成装置 4 0 2 内に含まれる読込部にて読み込み、スムージング波形生成部（図示せず）により各電圧値を連続した波形に形成し出力することで実現する。

【 0 0 6 1 】

従って、本実施形態によれば、脈動部の波形は正弦波に限らず、最適駆動制御パラメータテーブルの駆動波形指示値によって与えられることにより、手術部位の硬度または深さに対応してより適切な流体噴射条件を設定することができる。

（実施形態 4）

【 0 0 6 2 】

次に実施形態 4 について、図 8 ~ 図 1 0 を用いて説明する。実施形態 4 は、イナータンスが入口流路より小さく設定された出口流路を持つ流体噴射部と、任意の圧力を発生させることが可能な圧力発生部を組み合わせることによって、噴射できる脈動の範囲を拡大し

10

20

30

40

50

様々な手術条件に対応可能としたものである。

【 0 0 6 3 】

まず、実施形態 4 に係わる流体噴射部の構造について説明する。

図 8 は流体噴射部の縦断面図である。図 8 において、流路形成部材 1 1 1 には流体室 1 1 3 を形成する凹部が形成されている。また、流体室 1 1 3 の側壁には入口流路 1 1 4 が穿孔され、逆側の側壁には出口流路 1 1 2 が穿孔されている。この出口流路 1 1 2 の先端は流体噴射開口部となる。

【 0 0 6 4 】

流体室 1 1 3 の一面はダイアフラム 1 3 1 によって封止されている。またダイアフラム 1 3 1 には予め圧電素子 1 4 1 が設けられている。この圧電素子 1 4 1 はダイアフラム 1 3 1 を一方の電極とし、対向する他面には電極部材（図示せず）を形成して逆極の電極としている。これらの電極からの配線は、接続チューブ 2 0 1 に沿って配置されている（図示せず）。また、ダイアフラム 1 3 1 や圧電素子 1 4 1 の動作を妨げることの無いように十分な空隙を保って、流路形成部材 1 1 1 に対しカバー部材 1 2 2 が固着されている。

【 0 0 6 5 】

流体噴射部 1 0 1 の最大外径は、微細な部分の切除等が要求される脳手術に用いる場合は 3 mm 以下、望ましくは 2 mm 以下である。さらに、カテーテル等に用いる場合は 2 mm 以下、望ましくは 1 mm 以下である。また、その長さも自由な屈曲を妨げないように 20 mm 以下、望ましくは 10 mm 以下であることが要求される。

そのため、ダイアフラム 1 3 1 や圧電素子 1 4 1 は微小になり、ダイアフラム 1 3 1 の流体室 1 1 3 の容積変更に寄与する面積は、おおむね 20 mm² 以下、一般には 10 mm² 以下となる。また、その変位量も 100 μm 以下が一般的である。

【 0 0 6 6 】

次に、この流体噴射装置における流体の流動の概要について図面を参照して説明する。

図 8 及び本実施形態の流体噴射装置の概略構成を示す構成図である図 9 を用いて説明する。供給圧力制御装置 4 0 1 内部には流体容器と、流体容器に接続された圧力発生部としてのポンプが内蔵されている。ポンプは接続チューブ 2 0 1 に流体を送出するように接続されている。流体容器に収容されている流体は、ポンプによって指定の圧力で接続チューブ 2 0 1 を介して入口流路 1 1 4 に供給される。さらに流体は流体室 1 1 3 と出口流路 1 1 2 を通して流体噴射開口部から吐出される。ただし圧電素子 1 4 1 が駆動されない場合の流体吐出は連続流でありその速度は遅い。

【 0 0 6 7 】

本実施形態の流体噴射部 1 0 1 の流体吐出は、入口流路側のイナータンス L 1（合成イナータンス L 1 と呼ぶことがある）と出口流路側のイナータンス L 2（合成イナータンス L 2 と呼ぶことがある）の差によって行われる。

【 0 0 6 8 】

まず、イナータンスについて説明する。イナータンス L は、流体の密度を ρ 、流路の断面積を S、流路の長さを h としたとき、 $L = \rho \times h / S$ で表される。流路の圧力差を P、流路を流れる流体の流量を Q とした場合に、イナータンス L を用いて流路内の運動方程式を変形することで、 $P = L \times dQ / dt$ という関係が導き出される。

つまり、イナータンス L は、流量の時間変化に与える影響度合いを示しており、イナータンス L が大きいほど流量の時間変化が少なく、イナータンス L が小さいほど流量の時間変化が大きくなる。

【 0 0 6 9 】

また、複数の流路の並列接続や、複数の形状が異なる流路の直列接続に関する合成イナータンスは、個々の流路のイナータンスを電気回路におけるインダクタンスの並列接続、または直列接続と同様に合成して算出することができる。

【 0 0 7 0 】

なお、脈動及び供給圧力制御装置 4 0 1 と入口流路を接続する接続チューブ 2 0 1 は柔軟性を有するため、入口流路側のイナータンス L 1 の算出から削除してもよい。

そして、本実施形態では、入口流路側のイナータンス L_1 が出口流路側のイナータンス L_2 よりも大きくなるように、入口流路 114 の流路長及び断面積、出口流路 112 の流路長及び断面積を設定する。

【0071】

次に、流体噴射部 101 の動作について説明する。供給圧力制御装置 401 によって入口流路 114 には、常に指定の液圧で流体が供給されている。その結果、圧電素子 141 が動作を行わない場合、入口流路 114 、流体室 113 、出口流路 112 の流体抵抗と前述の液圧によって流体は流体噴射開口部から流出する。この流体の流出は非常に低速であり、生体組織を切開あるいは切除する能力はない。

【0072】

ここで、圧電素子 141 に駆動信号が入力され、急激に圧電素子 141 が収縮したとすると、ダイヤフラム 131 は流体室 113 の体積を縮小する方向に急激に凸状に屈曲する。その結果、流体室 113 内の圧力は、入口流路側及び出口流路側のイナータンス L_1 、 L_2 が十分な大きさを有していれば急速に上昇して数気圧に達する。

【0073】

この圧力は、入口流路 114 に加えられていた脈動及び供給圧力制御装置 401 による圧力よりはるかに大きいため、入口流路側から流体室 113 内への流体の流入はその圧力によって減少し、出口流路 112 からの流出は増加する。しかし、入口流路 114 のイナータンス L_1 は、出口流路 112 のイナータンス L_2 よりも大きいため、入口流路側からの流体室 113 内への流体の流入の減少量より、出口流路 112 からの流出の増加量が大

【0074】

一方、流体室 113 内は、入口流路 114 からの流体流入量の減少と出口流路 112 からの流体流出量の増加との相互作用で、圧力上昇直後に低圧もしくは真空状態となる。その結果、脈動及び供給圧力制御装置 401 の圧力と、流体室 113 内の低圧もしくは真空状態の双方によって一定時間経過後、入口流路 114 の流体の流速は圧電素子 141 の動作前と同様な速度に復帰する。

【0075】

入口流路 114 内の流体の流動が復帰した後、圧電素子 141 の収縮があれば、流体噴射開口部から高速のパルス状の流体を継続して噴射することができる。このパルス状の流体噴射の連続状態が流体群であり、また、この流体群の間隔を空けて吐出することも可能である。

【0076】

従って、実施形態 4 によれば、供給圧力制御装置 401 により指定の圧力で入口流路 114 に流体を供給し、流体噴射部 101 に安定して流体を供給するため、初期動作における呼び水動作等が不要で、所望の流体量の噴射を行うことができる。

【0077】

次に、前述の圧電素子及び圧力発生部の制御について図 8 、図 9 及び供給圧力制御装置 401 内部の構成を示すブロック図である図 10 を用いて説明する。

駆動制御部 821 には、手術種別入力 V_1 及び流体噴射開口部径入力値 V_2 が入力されている。この 2 種の信号は、供給圧力制御装置 401 で執刀医もしくは操作者が指定できるようにしておいてもよいが、流体噴射部 101 内部に備えたメモリ等の記憶手段から脈動及び供給圧力制御装置 401 に送信されるようにしてもよい。こうすることで、操作者による入力を不用にすることができ、操作の簡便化と誤操作の防止ができる。

【0078】

脈動及び供給圧力制御装置 401 に備えられた切除硬度調整ダイヤル 421 及び切除深さ調整ダイヤル 422 は、執刀医もしくはその指示下の操作者によって刻々と変化する術部の状況に適合するように調整される。各調整ダイヤルから指示された切除硬度指示値 V_3 及び切除深さ指示値 V_4 は、供給圧力制御装置 401 内部の駆動制御部 821 に入力さ

10

20

30

40

50

れる。

【 0 0 7 9 】

駆動制御部 8 2 1 の内部には、最適駆動制御パラメータテーブルがあり、前述の各信号から流体の脈動での噴射に係わる最適な制御パラメータ群として流体噴射部駆動電圧 P 2 や圧力指示値 P 1 が出力される。

【 0 0 8 0 】

表 4 は最適駆動制御パラメータテーブルの一例である。実施形態 1 の図 4 に関する説明と同様に、表 4 において、硬度は切除硬度調整ダイヤル 4 2 1 の値、深さは切除深さ調整ダイヤル 4 2 2 の値、電圧は流体噴射部駆動電圧の振幅 A、スペースは脈動を構成する正弦波の周期 T の倍数で脈動間の休止時間 I (図 4、参照)を表したものである。

10

なお実施形態 2 と同様に連続する正弦波の個数 n は 2 で固定している。また供給圧力は、圧力発生部に送られる圧力指示値で単位は気圧である。なお、番号は説明の便宜上設けたものである。

【 0 0 8 1 】

また、最適駆動制御パラメータテーブルは、駆動制御部 8 2 1 内ではなく、流体噴射部 1 0 1 側に記憶手段を備えることで流体噴射部 1 0 1 に置くこともできる。その場合には、手術種別や開口部径等に適合した最適駆動制御パラメータテーブルが流体噴射部 1 0 1 側に備えられるため、構成は非常に簡単になる。

【 0 0 8 2 】

【表 4】

20

番号	硬度	深さ	電圧	スペース	供給圧力
1	1	1	70	5	0.1
2	1	2	65	4	0.15
3	1	3	60	3	0.2
4	2	1	80	6	0.15
5	2	2	75	5	0.2
6	2	3	70	4	0.25
7	3	1	90	7	0.2
8	3	2	85	6	0.25
9	3	3	80	5	0.3

30

【 0 0 8 3 】

表 4 において、手術が番号 5 の条件で行われていると仮定する。このときの切除硬度調整ダイヤル 4 2 1 と、切除深さ調整ダイヤル 4 2 2 の値は 2 である。ここで、より硬度の高い組織の切除が必要になった場合、執刀医もしくはその指示下の操作者は、切除硬度調整ダイヤル 4 2 1 を 2 から 3 に変更する。このときの条件は番号 8 となる。すると最適駆動制御パラメータテーブルに従って、流体噴射部駆動電圧の振幅 A は 7 5 V から 8 5 V に変更される。このとき、脈動の振幅増加によって切除深さが深くならないように、脈動を構成する正弦波の周期 T の倍数で脈動間の休止時間 I を表したスペースが 5 から 6 に変更され流量の増加を抑える。従って、流量自体の変化は抑制されている。

40

【 0 0 8 4 】

同様に手術が番号 5 の条件で行われているときに、手術の短時間化等の目的で切除深さを深くしたいときには、切除深さ調整ダイヤル 4 2 2 を 2 から 3 に変更すればよい。このときの条件は番号 6 になる。すると最適駆動制御パラメータテーブルに従って、スペースが 5 から 4 に変更され流量が増加する。同時に流量の増加により切除可能な組織の

50

硬度指示値が変化しないように、流体噴射部駆動電圧の振幅 A は 75 V から 70 V に変更される。さらに流量変化に対応するため、供給圧力は 0.2 気圧から 0.25 気圧に上昇する。

【0085】

このように、最適駆動制御パラメータテーブルによって、執刀医が意図した流体の噴射となるように複数の制御パラメータが同時に変化するため、簡単な操作で所望の特性を得ることができ、手術時間の短縮や誤操作の防止から安全性が高まるという効果がある。

【0086】

この、供給圧力制御装置 401 からの供給圧力は概ね 1 気圧以下 (0.1 MPa)、望ましくは 0.3 気圧 (0.03 MPa) 以下に設定する。この流体噴射装置をカテーテル等に用いる際には、流体噴射部 101 が血管内に沿って挿入される必要がある。従って接続チューブ 201 はできるだけ柔軟であることが好ましい。そのためには、柔軟で薄いチューブで、流体を流体噴射部 101 に送液可能な範囲で低圧にすることが好ましい。このためには、入口流路 114、流体室 113、出口流路 112 の流路の抵抗は極力小さく設定する必要がある。

10

【0087】

また、流体室 113 の容積変化は、前述したように微小であるため、微小な体積変化を有効に流体の噴射に用いるために、入口流路 114 側からの流体室 113 内への流体の流入の減少量より、出口流路 112 からの流出の増加量を大きくする必要がある。そこで入口流路 114 のイナータンス L1 は、出口流路 112 のイナータンス L2 よりも大きく設定され、その比は 5 倍以上、望ましくは 10 倍以上となっている。

20

【0088】

また、入口流路 114 の体積が流体室 113 の体積より小さく設定されることにより、流体室 113 の微小な容積変更が、入口流路 114 内の流体の圧力上昇による圧縮や、入口流路 114 の周囲の部材変形による容積の拡大等で損失となることが小さくなる。

【0089】

また、出口流路 112 の長さ、すなわち流体噴射開口部から流体室 113 までの流路長は、流体噴射部 101 の最大外径以下に設定される。これは、前述のように、流体噴射部 101 の最大外径に応じて流体室 113 の容積変更量が変化するため、最大外径が小さい流体噴射部 101 に対してはより短く損失の小さい出口流路 112 が要求されるためである。

30

【0090】

この出口流路 112 の長さは、具体的には、概ね 1 mm 以下、望ましくは 0.5 mm 以下に設定される。このことにより、流体噴射開口部と流体室 113 の距離が短くなり、流体室 113 で発生した脈動が減衰すること無く流体噴射開口部まで伝わり、効率的に強い脈動で流体を噴射できる。さらに、この出口流路 112 の長さを短く設定することは、前述の出口流路 112 のイナータンス L2 を小さくすることになるため、より効率的な流体の噴射を行うことができる。

【0091】

また、流体噴射開口部の断面積を出口流路 112 の断面積より小さくしてもよい。このようにすることにより、出口流路 112 の流路抵抗やイナータンス L2 の増加を生じることなく、流体噴射開口部からの流体の噴射速度を向上させることができる。また、脳手術等においては、噴射流体がより微小になるため精密な手術が行えるという利点もある。

40

【0092】

また、容積変更手段として圧電素子 141 とダイアフラム 131 とを採用する構造にすることにより構造の簡素化と、それに伴う小型化を実現できる。また、流体室 113 の容積変化の最大周波数を 1 KHz ~ 10 KHz 以上の高い周波数にすることができ、高速脈動流の噴射に最適である。

【0093】

さらに、高い周波数が可能であることから流体群の脈動状態を変化させた場合において

50

も、例えば 3 0 0 0 H z の正弦波を基本波として用い、前述の流体群の個数 n が 1 0 であり、スペースが 2 0 といった周期の大きい流体群の繰り返しによる脈動状態であっても、その周期は 1 / 1 0 0 秒であり執刀医は連続流と同様に脈動を意識せずに手術が可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 9 4 】

【図 1】実施形態 1 に係る流体噴射装置の概略構成を示す構成図。

【図 2】実施形態 1 に係る駆動波形生成装置内部のブロック図。

【図 3】実施形態 1 に係る流体噴射部の縦断面図。

【図 4】実施形態 1 に係る流体噴射部の駆動電圧波形の例示。

10

【図 5】実施形態 2 に係る駆動波形生成装置内部の構成を示すブロック図。

【図 6】実施形態 3 に係る低供給圧における最適駆動制御パラメータテーブルによって形成される駆動波形。

【図 7】実施形態 3 に係る高供給圧における最適駆動制御パラメータテーブルによって形成される駆動波形。

【図 8】実施形態 4 に係る流体噴射部の縦断面図。

【図 9】実施形態 4 に係る流体噴射装置の概略構成を示す構成図。

【図 1 0】実施形態 4 に係る供給圧力制御装置内部の構成を示すブロック図。

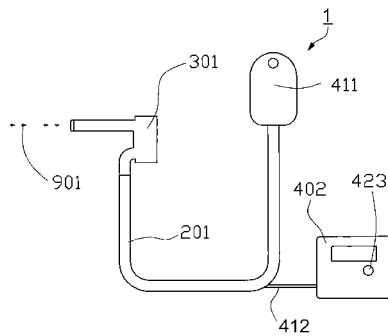
【符号の説明】

【 0 0 9 5 】

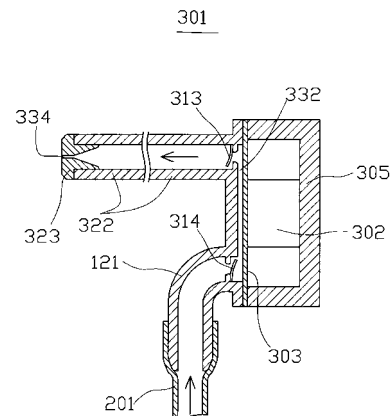
20

1 ... 流体噴射装置、3 0 1 ... 流体噴射部、4 0 2 ... 駆動波形生成装置、4 1 1 ... 輸液バッグ、4 2 3 ... 切除硬度調整ダイヤル、8 2 1 ... 駆動制御部、8 2 2 ... 駆動波形生成部。

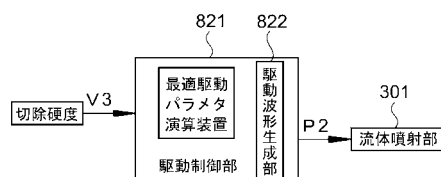
【図 1】



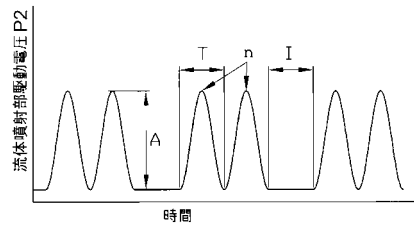
【図 3】



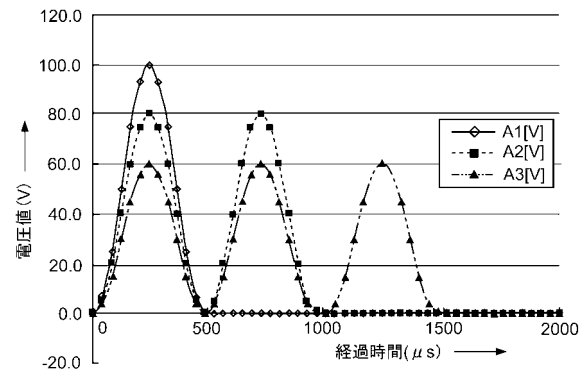
【図 2】



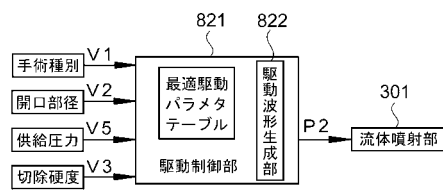
【図 4】



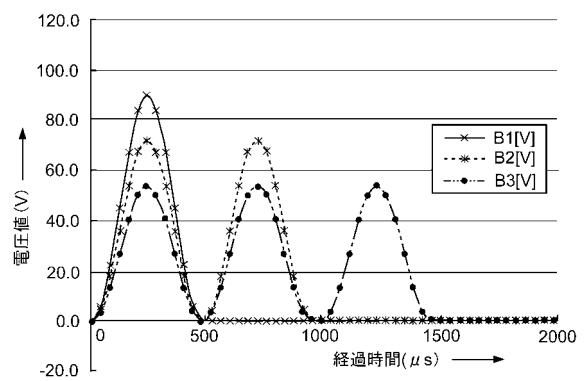
【図 6】



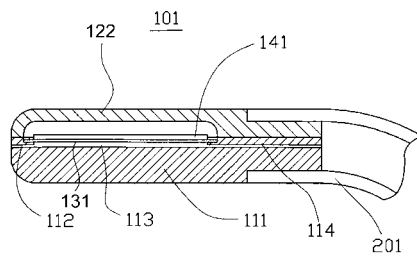
【図 5】



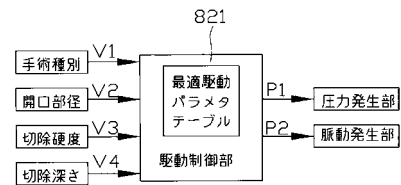
【図 7】



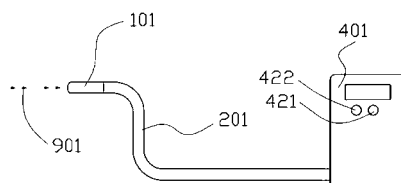
【図 8】



【図 10】



【図 9】



フロントページの続き

- (72)発明者 中川 敦寛
宮城県仙台市青葉区片平2丁目1番1号 国立大学法人東北大学内
- (72)発明者 ビレン メネゼス
宮城県仙台市青葉区片平2丁目1番1号 国立大学法人東北大学内

審査官 武山 敦史

- (56)参考文献 特開2005-152127(JP,A)
特表2002-543913(JP,A)
特開2006-198409(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/32