

(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2014-76364

(P2014-76364A)

(43) 公開日 平成26年5月1日 (2014. 5. 1)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 17/32 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 17/32

テーマコード (参考)

4 C 1 6 0

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L 外国語出願 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2013-213309 (P2013-213309)
 (22) 出願日 平成25年10月11日 (2013. 10. 11)
 (31) 優先権主張番号 12188164.3
 (32) 優先日 平成24年10月11日 (2012. 10. 11)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 592245823
 エルベ エレクトロメディジン ゲーエム
 ベーハー
 Erbe Elektromedizin
 GmbH
 ドイツ国 72072 テュービンゲン
 ワルドホルンレストラーセ 17
 (74) 代理人 100079049
 弁理士 中島 淳
 (74) 代理人 100084995
 弁理士 加藤 和詳
 (74) 代理人 100085279
 弁理士 西元 勝一

最終頁に続く

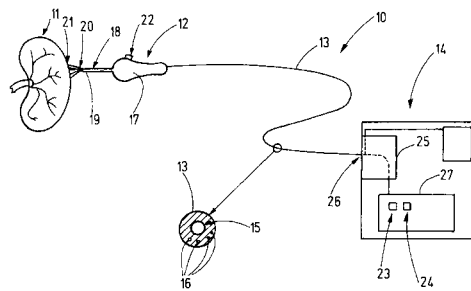
(54) 【発明の名称】 可変スプレー形状を有する流体手術器具

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】器具やノズルを変更することなしに、異なる効果を達成することができる流体手術器具を提供する。

【解決手段】流体手術器具 1 2 は振動が付与されるノズル 2 0 を備えている。ノズルの操作中にジェット 2 1 の方向を変化させ、人工的な払拭運動を発生させるか、またはノズルに微小運動のみを与えて流体ジェットに横方向パルスを投入してジェット形状の変化をもたらすことができる。2 つの効果を互いに結合することも可能である。外科医は、ソフトウェア技術で使用可能となった異なるジェット形状を選択することで、1 つの器具で複数のジェット形状を生成することが可能となる。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

流体手術器具（１２）、特に内視鏡器具であって、
担体（３３）を貫通して延伸し、かつその近位端（２６）に加圧流体を印加することが可能な流体導管（１５）と、

前記流体導管（１５）の遠位端（１９）に接続されたノズル（２０）であって、前記流体導管（１５）により前記ノズル（２０）に供給された前記流体のジェット（２１）を出射方向（２８）に出射可能とするための前記ノズル（２０）と、

前記ノズルを前記担体（３３）に対して振動状に運動させるために前記ノズルと連動するアクチュエータ（３２）と、
を備える器具。

10

【請求項 2】

前記ノズル（２０）は前記担体（３３）の遠位端（２６）に配置されていることを特徴とする、請求項 1 に記載の器具。

【請求項 3】

前記アクチュエータ（３２）は前記ノズル（２０）と前記担体（３３）の間に配置されていることを特徴とする、請求項 2 に記載の器具。

【請求項 4】

前記ノズル（２０）は前記担体（３３）上に弾性的に支持されていることを特徴とする、請求項 2 に記載の器具。

20

【請求項 5】

前記アクチュエータ（３２）は、前記ノズル（２０）を前記出射方向（２８）に対して横断方向に配向した少なくとも 1 つの軸を中心に枢動させるか、または前記出射方向（２８）に平行に延びる軸に沿って運動させるか、のいずれかまたは両方のために配置されていることを特徴とする、請求項 1 ～ 4 の一項に記載の器具。

【請求項 6】

前記アクチュエータ（３２）は、前記ノズル（２０）を前記出射方向（２８）に対して横断方向に配向した 2 つの軸を中心に枢動させるか、または前記出射方向（２８）に平行に延びる 1 つの軸に沿って運動させるか、のいずれかまたは両方のために配置されていることを特徴とする、請求項 1 ～ 5 の一項に記載の器具。

30

【請求項 7】

前記アクチュエータ（３２）は少なくとも 1 つのピエゾ駆動器を備えている、請求項 1 ～ 6 の一項に記載の器具。

【請求項 8】

前記アクチュエータ（３２）は少なくとも 1 つの振動モータを備えている、請求項 1 ～ 7 の一項に記載の器具。

【請求項 9】

前記アクチュエータ（３２）は制御装置（２７）に接続され、前記制御装置（２７）により生成されたトリガ信号（ U_x , U_y ）を前記アクチュエータ（３２）に供給するようになっている、請求項 1 ～ 8 の一項に記載の器具。

40

【請求項 10】

前記制御装置（２７）は周期的トリガ信号（ U_x , U_y ）を生成するように配置されていることを特徴とする、請求項 9 に記載の器具。

【請求項 11】

前記制御装置（２７）は、少なくとも 2 つの異なるトリガ信号（ U_x , U_y ）を生成するように配置され、かつ選択装置（２３、２４）が備えられて、それによって前記制御装置（２７）がトリガ信号（ U_x , U_y ）の生成から別のトリガ信号（ U'_x , U'_y ）の生成へ切り換え可能となっていることを特徴とする、請求項 9 または 10 に記載の器具。

【請求項 12】

前記トリガ信号の第 1 の信号（ U_x , U_y ）が第 1 のジェット形状に割り当てられ、前

50

記トリガ信号の第2の信号 (U'_x, U'_y) が第2のジェット形状に割り当てられることを特徴とする、請求項11に記載の器具。

【請求項13】

前記ノズル(20)は、RF発生器(38)に接続され、前記ノズルにRF電力を供給するようになった電気配線(16)に接続されていることを特徴とする、請求項1~12の一項に記載の器具。

【請求項14】

圧力パルスを発生させるための装置(25)が前記ノズル(20)の上流に配置されていることを特徴とする、請求項1~13の一項に記載の器具。

【請求項15】

前記アクチュエータ(32)は、前記器具(12)から分離可能なユニットであることを特徴とする、請求項1~14の一項に記載の器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は組織を流体処置するための流体手術器具に関する。

【背景技術】

【0002】

ウォータジェット手術において、組織の切断、洗浄、または溶解にウォータジェットが利用される。これを実行するために、ウォータジェット手術器具を用いて、その器具の遠位端から出射するウォータジェットを生体組織に当てる。生成されるジェットの運動エネルギーと形状によって、組織に対して異なる効果を与えることができる。

【0003】

特に内視鏡器具においては、ノズルとその出射口は非常に小さい。しかし、ノズルの極めて小さい形状のずれでも、所望のジェット形状に持続的に影響する可能性がある。ここで、ウォータジェットの形はノズルの幾何形状に直接的に関係する。従って、異なるジェット形状と処置効果を与えるために、さまざまなノズル形状を準備することは後方支援上の課題である。具体的には、一度だけの使用を目的として設計されている使い捨て装置の場合には、特定のノズル製造に多大の努力を要することは妥当でないことが多い。さらに、外科医が別のジェット形状を望む場合には、ノズルの変更または器具の変更が必要である。

【0004】

ウォータジェット手術の例は、日本公開実用新案第60-192808号公報、および独国特許第3421390号公報、独国特許第3019115号公報、並びに独国特許出願公開第3715418(A1)号明細書に開示されている。ここには、図30、31、32に実施例として様々なノズル形状が示されており、これらを必要に応じて使用する。

【0005】

具体的には実質組織の処置において、例えばそのような組織を融解する場合に、血管や神経や結合組織などの保持すべき構造を傷つけないようにすること望まれることが多い。これに関しては、液滴自身が比較的小さいエネルギーしかもたない、例えば扇形ジェットで処置して、軟組織は融解させるがより硬質の組織は侵されないようにすることが知られている。他方、時には組織の切断機能が必要であり、この場合には鋭いジェットの束を組織に作用させる。

【0006】

このような異なるジェット形状を生成するためには、異なるノズルを用いるのが普通である。そのために、外科医は器具を交換することが必要となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】日本公開実用新案第60-192808号公報

10

20

30

40

50

【特許文献2】独国特許第3421390号公報

【特許文献3】独国特許第3019115号公報

【特許文献4】国特許出願公開第3715418(A1)号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

本発明の目的は、組織の流体手術処置において様々な効果を最小限の労力で実装することが可能であり、手術時間を最大限に低減し得る概念を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0009】

10

この目的は、請求項1に記載の流体手術器具で達成される。

【0010】

本発明による流体手術器具は、開腹手術または内視鏡処置に使用可能な器具であり得る。いずれの場合にも、流体、好ましくは塩化ナトリウム溶液をノズルに供給する、少なくとも1つの流体導管を備えている。このとき、流体導管は、例えば、開腹手術に使用される器具内に挿入されるハンドルか、ホースまたはチューブなどの細長い要素である担体を通して延伸する。ホースまたはチューブは内視鏡を介してプローブとして体内に挿入されてもよいし、それ自身が内視鏡となってもよい。

【0011】

ノズルは担体に対して可動であって、振動運動ができるように構成される。そのために、ノズルを特定の振動の仕方で運動させるように、1つまたは複数のアクチュエータが配置される。このときノズルは、ジェット方向に対して横方向の1ないし2方向に振動してもよい。それに加えて、またはその代わりに、ジェット方向に対して横方向に配置された1つまたは2つの軸を中心とする枢動運動がノズルに付与されてもよい。ノズルに揺動運動を付与することも可能である。

20

【0012】

ノズルの運動を可能とするアクチュエータは、それ自身が器具の一部であってもよい。その場合には、アクチュエータは取り外しできないように器具に接続される。また、アクチュエータが器具から分離されたユニットを形成し、そのユニットを取り外し可能に設計することも可能である。そうして、アクチュエータユニットが再処理可能なユニットであるという要求を充たしてもよい。

30

【0013】

これらのそれぞれの手段は、ノズルから出射する直線的なジェットのジェット形状変化を可能とする。この形状は、直線的な短冊型領域、円形領域、多角形領域、または丸型や角付き、輪型の領域となってもよい。

【0014】

ノズル運動の振幅及び周波数に依存して、少なくとも2つの動作モードが実現可能である。

【0015】

第1のモードでは、ジェットによって掃引される領域の寸法に対応する角度範囲をノズルが枢動する。これは、例えば大面積の組織切除をするために外科医が他の方法で実行する人工的な振動または払拭運動に対応する。

40

【0016】

第2のモードでは、ノズルはある角度範囲で枢動するか横方向に直線運動し、この範囲はジェットが掃引する領域よりは明らかに小さい。このとき、ノズルは高速であって、ジェット方向に向けられたパルスに加え、横方向に振動するパルスがジェットに重畳される。出射方向に向けられた長手方向パルスとともに、ジェット形状は横方向パルスの周波数と寸法によって決定される。こうして、例えばノズルが振動していない場合には直線の切断用ジェット、ノズルが横方向に直線的または枢動的に振動する場合には扇形ジェット、ノズルに振動円運動が与えられた場合には中空円錐ジェット、並びに、横方向に作用する

50

アクチュエータの適切なトリガ信号によって寸法が交互に変化しかつ横方向に作用するパルスがノズルに与えられる場合には、立体的な円錐ジェット、などのような、異なるジェット形状を１つのノズルを使って実現することが可能である。

【００１７】

第１のモードにおいては、ノズルは低周波かつ大振幅で振動する。第２のモードにおいては、ノズルは高周波かつ小振幅で振動する。中間の周波数と中間の振幅で第１と第２のモードの混合形状が可能である。第１と第２のモードを重畳することも可能である。この一例は、ノズルが駆動する扇形ジェットを生成する場合である。前述の第１のモードと第２のモードのその他の全ての形状も重畳され得る。

【００１８】

流体導管を通して延伸する担体は、前述のハンドルか、剛体チューブか、ある程度の可撓性を有するホースであってよく、例えば内視鏡を介して体腔内に挿入される。ノズルがこの担体の遠位端上に配置される。少なくとも１つのアクチュエータが担体とノズルの間で作動し、ノズルを担体に対して制御された方法で運動させることができる。これを行うために、ノズルは、例えば担体によって弾性的に支持されてもよい。アクチュエータそのものが支持体として作用してもよい。

【００１９】

ノズルに振動運動を与えるアクチュエータは、ピエゾアクチュエータか振動モータなどであってよい。これらを用いれば、外科医がトリガを掛けたウォータジェット運動を、微小運動または微小振動によって重畳させることが可能である。その結果、例えば円筒形の穴が与えられた単一幾何形状のノズルを使って、出射されるウォータジェットを所望通りの異なる形状に生成すなわち“形成”することが可能である。

【００２０】

本発明の結果、同一のノズルで最も変化するジェット形状を作ることが可能である。この方法以外の場合における既存のジェット形状とノズルの幾何形状との間の固定関係は排除される。これ以外の方法では、運動エネルギーの高い切断用ジェットすなわち薄い層状のジェットの形成にしか適さなかった単純なノズルを用いて、より複雑なジェット形状を作ることにも可能である。そうすることで、手術中に別のジェット形状が必要となった場合に、外科器具の提供に要する費用と労力が低減される。本発明は特に使い捨ての器具を使用する場合に好適であり、印加された流体圧力のほかに、アクチュエータに追加的に印加される作動信号だけで、その器具のジェット形状が画定される。

【００２１】

最も単純な幾何形状のノズルが使用可能であるので、例えばタングステンのような高耐熱性材料などの難加工性材料でも非常に小さいノズル設計が可能となる。その際、ノズルは流体手術部品として使用されるばかりでなく、同時に電気外科用途のための電極として使用可能である。これはまた、手術時間の短縮と手術処置の品質改善に寄与する。

【００２２】

器具は好ましくは、アクチュエータにトリガ信号を適切に供給するためにアクチュエータ用の制御装置と結合されている。この信号は、選択装置によって好適に切り換えられてさまざまなジェット形が形成され、異なる処置効果が挙げられるようになっている。制御装置は医療用供給装置の一部であってもよい。または、制御装置は器具の中に作り込まれていてもよい。

【００２３】

最も簡単な場合では、ノズルはアクチュエータによって円形運動が与えられ、その動きによって異なる直径の円筒形または円錐形のジェットが生成される。好ましくは流れ方向に対して垂直な（または別の角度に配向された）厳密な並進振動が、ある面積を覆う扇形ジェットを形成し得る。

【００２４】

別の適切なプローブまたはアプリケーション上の遠位部に配置されたノズルまたは器具の遠位部に対して、所望のジェット形状を生成する振動を付与すること可能である。また長い

10

20

30

40

50

シャフト部または器具そのもののハンドルに振動を与えることも可能であり、この場合にはシャフトが遠位部分に振動を伝導する。両方の手段を組み合わせることも可能である。

【0025】

選択装置が所望のジェット形の調節のために備えられてもよく、この選択装置は1つまたは複数の制御要素を備える。そのような1つまたは複数の制御要素は、外科器具のハンドル上に直接配置されてもよいし、あるいは加圧流体を供給する医療用供給装置の例えばフットスイッチ上に配置されてもよい。

【0026】

好ましくは、さまざまなジェット形状または動作モードが、メモリ中に記憶されかつ必要に応じて読み出し可能なデータによって定義される、対応のトリガ信号に関係づけられている。そのような所定のプログラムまたはデータにより、利用が容易となる。ただし、例えばある範囲内で自由に選択可能な方法でトリガ信号の周波数、振幅及び曲線形状を提供することも可能であり、そうすることにより外科医は、前以って規定されたジェット形状に拘束されずに、所望のジェット形状に調節することができる。たとえば、ノズルの振動周波数を上げると、硬質ジェットを、ノズルの近辺領域においては同一効果を有する、すなわち直線すなわち硬質ジェットと同一の組織効果を有し従って切断効果を有する、扇形ジェットに変換可能である。しかし、ノズルからの距離が増大するにつれて運動エネルギーが消失するために、ノズル距離が大きくなると共にこのジェットは軟質になり、その結果これは組織及び深層組織層によって簡単に吸収可能となる。そうして最早穿孔を生じず、または少なくとも穿孔に対する安全度が増すことになる。

【0027】

ノズルの振動はまた、ジェット上に払拭動作を重畳するために使用されてもよい。そうすることで例えば、血管や、神経、腫瘍を露出させるためのウォータジェットによる実質構造の洗浄除去を促進できる。このように、ウォータジェットは、あまり深くは作用せず、従って深層にある見えない組織構造に損傷を与えない。通常手動で行われる掃引運動を、上記のようにノズルを振動させることによって実行することができる。そうすることにより、いわば人工振動が生成される。理想的には、実際のハンドルは作用部とは機械的には分離されていて、使用者すなわち外科医には妨害振動が伝達されないようになっている。また、このノズルの横方向運動の強度や、形状、方向は、供給装置か、器具か、例えばペダルのような別の制御部品のいずれか、または全部において調節可能である。

【0028】

特定のジェット形状を生成するために、好ましくは周波数が低いが振幅の大きいノズルの掃引運動を、好ましくはより高い周波数のノズルの振動運動と組み合わせることが可能である。これを実現するために、1つまたは複数のアクチュエータを使用することができる。

【0029】

前述したように、流体手術器具は、緩やかな実質層の融解と、腫瘍の露出と、大表面領域を処置しなければならない場合の創傷治癒障害の処置とに好適である。ジェット形状の制御と掃引運動の制御との組み合わせにより、大面積組織領域の均一な処置が可能となり、手動ガイドしなければならない層状ジェットに比較して、手術の遂行が大幅に容易になる。

【0030】

さらに、ウォータジェットはパルスにすることが可能である。これは、流路または流体導管に圧力振動を導入することで実現される。圧力振動は流路の近位端に生成させることができる。しかし好ましくは、例えばノズル近辺の遠位端で、ピエゾ素子によって生成することが可能であり、その結果、切断媒体の個々の液滴が非常に高い運動エネルギーで組織に衝撃を与える。そうすることで、少量の流体で比較的大きな切除効果あるいは組織への強い効果を実現することが可能である。さらに、例えばバルブとして作用する1つまたは複数のアクチュエータをノズルに備えて、流体ジェットを積極的に遮断して組織への効果に影響するようにしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 1 】

特に内視鏡への適用において担体は、光伝導体、レンズシステム、例えば少なくとも1つの電極と少なくとも1つの電気配線の高周波外科手段、排気流路、等などの追加的要素を備えてもよい。

【 0 0 3 2 】

本発明の有利な実施形態のさらなる詳細は、説明と図面から知ることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 3 】

【図1】器官の処置における流体手術器具と開腹外科処置用の供給装置を非常に概略的に示す図である。

10

【図2】図1の流体手術器具の例示的实施形態の基本的な概念図である。

【図3】図1の流体手術器具の例示的实施形態の基本的な概念図である。

【図4】内視鏡用流体手術器具を概略図である。

【図5】腹腔鏡利用のための流体手術器具の例示的实施形態の概略を示す長手方向断面図である。

【図6】図5の器具の変形実施形態の概略を示す長手方向断面図である。

【図7】図6の器具の概略正面図である。

【図8】立体的な円錐ジェットを生成するための、図7の器具のアクチュエータへのトリガ信号を示す図である。

【図9】立体的円錐を生成するときのジェットの横方向パルスの大きさと方向を示す図である。

20

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 4 】

器官11または他の生体組織を流体手術処置するシステム10は、流体手術器具12を備え、これはライン13を介して手術用供給装置14に接続されている。図1に断面で示すように、ライン13は、加圧流体、例えば水（塩化ナトリウム溶液）を器具12に供給する流体導管すなわち流路15を少なくとも1つ備えている。さらに、ラインは好ましくは少なくとも1つまたは複数の電気配線16を備え、これは互いに絶縁されて、装置14から器具12へ電力を送るように配置されている。この装置はまた、装置のハンドル17から伸びるアプリケータ18を備え、この場合にはそのアプリケータの遠位端19にノズル20が備えられている。このノズルは流体ジェット19を出射させ、このジェットは図1では例示的に扇形ジェットまたは円錐ジェットの形態で示されている。

30

【 0 0 3 5 】

器具12は少なくとも1つの制御要素22を備え、例えばジェット21の形状を変化させることができる。制御要素22は図示したようにハンドル17上に配置可能である。これとは別に、器具12の作動並びにジェット21の形状と強度は、フットスイッチの形態をした制御要素で実現することもできる。これに加えて、またはこの代わりに、1つまたは複数の制御要素23、24を装置14上に備え、この制御要素がジェット21の性質、特にその形状の制御に適するようにすることも可能である。これを実現するために、装置14は例えばポンプの形態の装置25を備え、これによって、アプリケータ18とライン13、具体的には流路15とを介して、高圧流体がノズル20に供給される。そのためにライン13の近位端26は装置25に接続されている。電気配線16は制御装置27に接続され、それによって制御パルスが生成されて、配線16を通過して1つまたは複数のアクチュエータに送られ、このアクチュエータを利用してノズル20が横方向に運動させられる。また、これに替えて制御装置を器具12に直接配置して、配線16を介して電力をそこに供給することも可能である。そして、RF発生器38を備えて、配線16を介してノズルとアプリケータ18のいずれかまたは両方にRF電力を印加してRF外科手術を行ってもよい。

40

【 0 0 3 6 】

図2は可動ノズル20を備える概略設計を示す図である。この場合、ノズル20は中心

50

位置から出て別の枢動位置へ運動可能である。そうするために、アプリケーション 18 全体が枢動し、例えば人工的な払拭運動を行う。アプリケーション 18 の各枢動位置に関連する種々の長手方向が、鎖線 28、29、30 で表示されている。枢動角は比較的大きく、例えば、掃引扇型に対応してもよい。

【0037】

アプリケーション 18 は枢動接続 31 を介して残りの流路 15 に接続されていてもよい。この接続 31 は、例えば弾性的な接続などであってもよい。

【0038】

チューブ状のアプリケーション 18 は、アクチュエータ 32 に接続され、このアクチュエータは、アプリケーション 18 従って最終的にはノズル 20 を各長手方向 28、29、30 に対して横方向に振動させるように配置されている。ここで、アクチュエータ 32 はハンドル 17 に担持され、この場合ハンドルは担体 33 となっていて流路 15 がそこを貫通している。アクチュエータ 32 の出力はアプリケーション 18 に横方向の作用をする。アクチュエータ 32 は、 piezo 駆動器、磁気駆動器、振動モータ、アプリケーション 18 用の偏心駆動モータなどであってもよい。

【0039】

図 2 の実施形態ではアクチュエータ 32 はアプリケーション 18 全体を枢動させるが、その短い一部のみを枢動させるか、あるいはまたはノズル 20 を横方向に運動させることも有効であり得る。図 3 には、例示的实施形態を極めて概略的に示す。この場合、アプリケーション 18 はその端にノズル 20 を持っており、ノズルとアプリケーション 18 の弾性的で枢動可能な結合がベローズ 34 で表されている。ベローズの代わりに、ホースなどのその他の工業的に可撓性のある要素を使用することも可能である。

【0040】

ノズル 20 に横振動を付与するために、ベローズ 34 またはその他の可動要素は 1 つまたは複数のアクチュエータ 32 a、32 b で繋がれてもよい。この場合は例えば長手方向に収縮する piezo 素子であって、それぞれのケースで一端がノズル 20 に、他端がアプリケーション 18 に接続される。また、配線 16 がトリガ信号をアクチュエータ 32 a、32 b へ送信するように配置される。ノズル 20 の枢動角または横方向運動行路は、ジェットで画定される開き角よりはるかに小さくてよい。

【0041】

器具 12 は、内視鏡 35 で使用するよう設計されたものと同様の構成となっていてよい。図 4 に概略的に示したように、この内視鏡は筒状シャフト 36 を備え、そこを通して器具 12 が延伸する。図 5 は対応する可撓性担体 33 であり、ここでは可撓性のチューブまたはホースで構成され、流路 15 並びに配線 16 を内部に含む。また、ノズル 20 は先端に設けられている。好ましくは、ノズル 20 は層状の硬質ジェットを生成するために、円筒形の穴を備えている。担体 33 とノズル 20 の間の接続は、ここでも 1 つまたは複数のアクチュエータ 32 a、32 b が付随するアクチュエータ構成 32 で実現される。例えば、これらは長手方向に作用する複数の piezo アクチュエータであり、例えば反対方向に制御されてノズル 20 に微小な枢動運動または横方向運動を与える。

【0042】

図 6 は器具 12 の別の実施形態である。この実施形態は図 1 のような開腹手術のための器具 12 として、また図 4 の腹腔鏡器具としても使用可能である。担体 33 は、例えば可撓性ホース 37 として構成され、流路 15 を含んでいる。ホース 37 の遠位端はノズル 20 に接続されている。図 7 に示すように、ノズルにはいくつかの、例えば 4 つのアクチュエータ 32 a、32 b、32 c、32 d が付随し、それがノズル 20 に長手軸に対して横方向の運動を与える。アクチュエータ 32 a ~ 32 d は例えば piezo 素子として構成され、対向位置にある piezo 素子 32 と 32 b、または 32 c と 32 d が適切なトリガ信号 U_x と U_y (U'_x と U'_y) で作動させられる。周波数、波形、および位相において相互に調節された、適切なトリガ信号 U_x 、 U_y を入手できるようにすることで、ほとんどいかなるジェット形状も得ることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 3 】

図 6 は扇形ジェットの実施形態を示している。この場合においてのみ、ノズル 2 0 が主たる出射軸方向と長手軸 2 8 を横断する方向に振動するように、2 つの、対向して配置されたアクチュエータ 3 2 a、3 2 b が作動させられる。このとき、横方向の振動は相対的に小振幅であってよい。ここで決定的に重要なことは、振動の速さ（すなわち、横方向へのノズルの（最大）速度）であり、それが、長手方向 2 8 に対して横方向を向いたパルス成分を決定する。図 6 は長手方向のパルス成分 P_L と横方向の成分 P_Q を示している。明らかにように、長手方向のパルス成分 P_L は基本的に一定である。ただし、横方向のパルス成分 P_Q のみが振動して、すなわち時間の関数となる。このようにして、扇形ジェットが形成されて、トリガ信号振幅の大きさと周波数によって画定される開き角 α を持つ。

10

【 0 0 4 4 】

ノズル 2 0 が、例えば、もう一对のアクチュエータのペア 3 2 c、3 2 d を作動させることによって円の上を案内された場合、結果的に中空の円錐ジェットが形成される。振動に関して相互に 90 度ずれたトリガ信号 U_x と U_y が、一定の振幅を持たないで、鋸歯状変調を与えられた場合には、立体的な円錐ジェットを形成することも可能となる。図 9 に結果を示す。横方向に向けられたパルス P_Q は、長さが最大値からゼロまで周期的に減少する循環ベクトルによって記述される。

【 0 0 4 5 】

アクチュエータのペア 3 2 a、3 2 b と 3 2 b、3 2 c の両方またはいずれかに対するトリガ信号 U_x 、 U_y は、制御要素 2 2、2 3、2 4 の全て、またはいずれかを用いて変更して、ジェットの形状を変更することができる。例えば、この図にはジェット形状を生成するための他の曲線形 U'_x 、 U'_y が示されている。曲線 U'_x 、 U'_y は曲線 U_x 、 U_y とは様々なパラメータに関して異なり、なかでも曲線形状、振幅、周波数などが異なっている。そのようなパラメータは、制御要素 2 3 と 2 4 のいずれかまたは両方によって、読み出すかまたは調節することが可能である。

20

【 0 0 4 6 】

明らかにように、さまざまな信号形を用いて様々な基本特性を調節することができる。正弦波形からずれた波形（矩形振動、鋸歯状振動、三角振動、台形振動、など）がピエゾ作用子に印加されると、端部を強調して作用する扇形ジェットが、非円形断面（例えば、角が強調されたジェット効果やその他の性質を持つ正方形断面）を持つ中空円錐ジェットを備えることが可能となる。

30

【 0 0 4 7 】

本発明によれば、流体手術器具が提供され、この器具は、振動を印加可能なノズル（20）を備えている。この基本概念を利用して、人工的な払拭運動を発生させるためにノズルの操作中にジェットの方向を変化させたり、またはノズルに微小運動のみを与えて流体ジェットに横方向パルスを投入してジェット形状を変化させたりすることができる。2 つの効果を互いに結合することも可能である。このようにして外科医は、例えばソフトウェア技術で使用可能となった異なるジェット形状をその場の命令で呼び出し、単一の器具上にそのようなジェット形状を生成することが可能である。こうして、外科医は器具やノズルを変更することなしに、変動効果を達成可能となる。

40

【 符号の説明 】

【 0 0 4 8 】

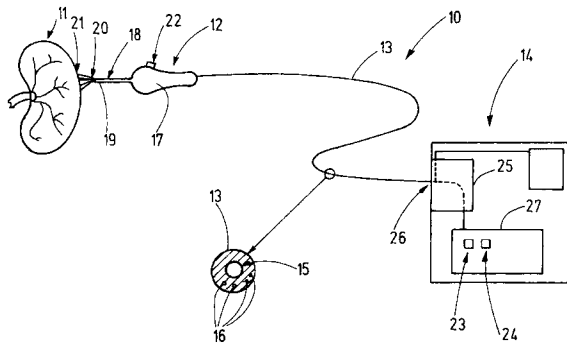
- 1 0 システム
- 1 1 器官
- 1 2 器具
- 1 3 ライン
- 1 4 装置
- 1 5 流路、流体導管
- 1 6 配線
- 1 7 ハンドル

50

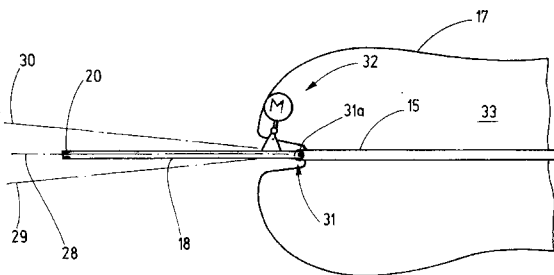
- 18 アプリケーター
- 19 遠位端
- 20 ノズル
- 21 ジェット
- 22 制御要素
- 23, 24 制御要素 / 選択装置
- 25 装置
- 26 ライン 13 の近位端
- 27 制御装置
- 28 ~ 30 鎖線 - 長手方向
- 31 枢動可能接続
- 32 アクチュエータ 32a ~ 32d
- 33 担体
- 34 ベローズ
- 35 内視鏡
- 36 チューブ状シャフト
- 37 ホース
- 38 発生器

10

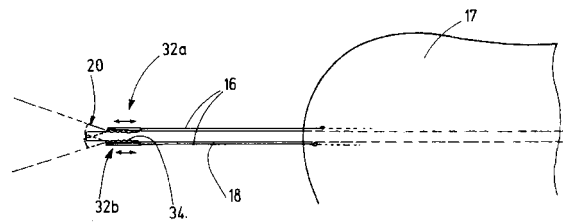
【図 1】



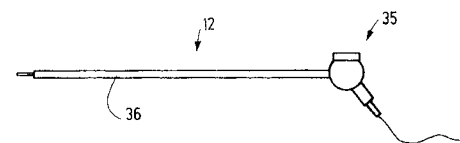
【図 2】



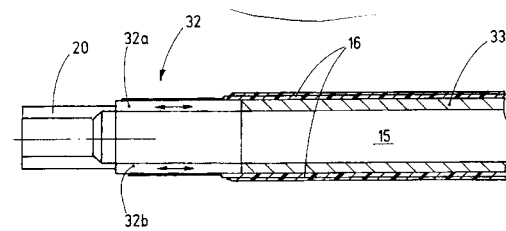
【図 3】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

(72)発明者 ラルフ クーナー

ドイツ連邦共和国 7 0 5 6 7 シュツウツガルト ウンターライヒェン シュトラーセ 4 1

(72)発明者 ローター ミツラフ

ポルトガル国 8 6 0 0 - 5 3 1 ラゴス フーア アルミランテ ピンヘイロ デ アゼベド
3 8

Fターム(参考) 4C160 FF10 FF19 MM32

【外国語明細書】
2014076364000001.pdf

专利名称(译)	具有可变喷雾形状的流体手术器械		
公开(公告)号	JP2014076364A	公开(公告)日	2014-05-01
申请号	JP2013213309	申请日	2013-10-11
[标]申请(专利权)人(译)	厄比电子医学有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	易北河电介质劲有限公司		
[标]发明人	ラルフクーナー ローターミツラフ		
发明人	ラルフ クーナー ローター ミツラフ		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/32037 A61B17/22012 A61B2017/00075 A61B2017/00154 A61B2017/00402 A61B2017/320069 A61M1/0058 B05B3/14		
FI分类号	A61B17/32 A61B17/3203 A61B18/12		
F-TERM分类号	4C160/FF10 4C160/FF19 4C160/MM32		
代理人(译)	中岛敦		
优先权	2012188164 2012-10-11 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种无需更换器械和喷嘴即可达到不同效果的流体外科器械。流体外科器械（12）包括施加有振动的喷嘴（20）。它可以在喷嘴的操作过程中改变喷嘴21的方向以产生人工擦拭运动，或者仅给喷嘴较小的运动以将横向脉冲注入到流体喷嘴中以改变喷嘴的形状。我可以 也可以将两种效果相互结合。通过选择软件技术提供的不同喷射形状，外科医生可以用一种仪器生成多种喷射形状。[选型图]图1

