

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5433678号  
(P5433678)

(45) 発行日 平成26年3月5日(2014.3.5)

(24) 登録日 平成25年12月13日(2013.12.13)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 17/32 (2006.01)

A 6 1 B 17/32

請求項の数 10 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2011-502284 (P2011-502284)  
 (86) (22) 出願日 平成21年3月31日(2009.3.31)  
 (65) 公表番号 特表2011-516131 (P2011-516131A)  
 (43) 公表日 平成23年5月26日(2011.5.26)  
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2009/002343  
 (87) 国際公開番号 W02009/121563  
 (87) 国際公開日 平成21年10月8日(2009.10.8)  
 審査請求日 平成23年11月4日(2011.11.4)  
 (31) 優先権主張番号 102008017066.6  
 (32) 優先日 平成20年4月3日(2008.4.3)  
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)  
 (31) 優先権主張番号 102008025233.6  
 (32) 優先日 平成20年5月27日(2008.5.27)  
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(73) 特許権者 503053099  
 エルベ エレクトロメディツィン ゲーエ  
 ムペーハー  
 ドイツ連邦共和国 チュービンゲン 72  
 072、ワルドヘルンレシュトラッセ 1  
 7  
 (74) 代理人 110000729  
 特許業務法人 ユニアス国際特許事務所  
 (72) 発明者 フィッシャー、クラウス  
 ドイツ連邦共和国 72202 ナゴルド  
 、インメンガッセ 1  
 (72) 発明者 シューラー、ダニエル  
 ドイツ連邦共和国 72070 トゥービ  
 ンゲン、ハーガッセ 10

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ウォータジェット式外科用器具

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

切除用流体を供給するための供給ライン(16)と、所定の広がり角( )および/または所定の噴出エネルギーで流体ジェット(2)を形成し吐出するための吐出ノズル(11)と、調整用要素とを備えるウォータジェット式外科用器具(10)であって、

ジェット形成用装置(12)が設けられているとともに、前記流体ジェット(2)が前記広がり角( )および/または前記噴出エネルギーに関して前記ジェット形成用装置(12)によって調整されるかあるいは調整することができるよう、前記吐出ノズル(11)に対して配置され、

前記広がり角( )および/または前記噴出エネルギーを設定するために、前記ジェット形成用装置(12)に対する前記吐出ノズル(11)の位置が、前記調整用要素により制御され、

前記ウォータジェット式外科用器具(10)は、被覆用チューブ(17)を備え、前記吐出ノズル(11)が当該被覆用チューブ(17)の中において移動可能に構成されている、ことを特徴とする、ウォータジェット式外科用器具(10)。

## 【請求項 2】

前記ジェット形成用装置(12)は、柔軟な被覆用チューブ(17)の中に取り付けられていることを特徴とする請求項1に記載のウォータジェット式外科用器具(10)。

## 【請求項 3】

前記ジェット形成用装置(12)は、前記流体ジェット(2)を広げるために、かつ/

10

20

または、その噴出エネルギーを減少させるために、前記流体ジェット(2)へねじれ流を付加する渦巻き要素(38)を備えていることを特徴とする請求項1または2に記載のウォータージェット式外科用器具(10)。

【請求項4】

前記ジェット形成用装置(12)は、前記流体ジェット(2)を偏向しあるいは広げるために、かつ/または、その噴出エネルギーを減少させるために、または、変化していない流体ジェット(2)を通すために、少なくとも部分的に前記流体ジェットの中へ突出して位置させることのできる偏向要素を備えていることを特徴とする請求項1～3のいずれか1項に記載のウォータージェット式外科用器具(10)。

【請求項5】

前記ジェット形成用装置(12)は、前記流体ジェットを偏向し、かつ/または、広げるために、かつ/または、その噴出エネルギーを減少させるために、空気および/または流体を前記流体ジェットの中へ供給する空気供給装置および/または流体供給装置を備えていることを特徴とする請求項1～4のいずれか1項に記載のウォータージェット式外科用器具(10)。

【請求項6】

前記ジェット形成用装置(12)は、気体あるいは液体を混合するためのベンチュリノズルを備えていることを特徴とする請求項1～5のいずれか1項に記載のウォータージェット式外科用器具(10)。

【請求項7】

前記器具は、手術部位を洗浄するために構成されていることを特徴とする請求項1～6のいずれか1項に記載のウォータージェット式外科用器具(10)。

【請求項8】

前記器具は、内視鏡の画像記録装置を清浄化するために構成されていることを特徴とする請求項1～7のいずれか1項に記載のウォータージェット式外科用器具(10)。

【請求項9】

前記器具は、内視鏡の作業通路の中へ挿入することができるように構成されていることを特徴とする請求項1～8のいずれか1項に記載のウォータージェット式外科用器具(10)。

【請求項10】

処置される組織から吐出ノズル(11)までの距離を変更するために、ノズルスペーサが前記吐出ノズル(11)に結合されていることを特徴とする請求項1～9のいずれか1項に記載のウォータージェット式外科用器具(10)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、特許請求の範囲の請求項1の前文によるウォータージェット式外科用器具に関する。

【背景技術】

【0002】

組織、とりわけ胃腸管における粘膜に限定される腫瘍組織の切除の間に、切除は、可能な場合には1回のセッションで、かつ、できるだけ完全に実行されるべきである。この目的のために、従来はスネア法あるいはキャップ法が用いられており、スネアの直径あるいはキャップの直径に応じて、さまざまな大きさの環状切除具が製造されている。

【0003】

8センチメートルを超える直径がある広範囲の腫瘍を1回のセッションで、かつ、できるだけ完全に切除することができるようにするために、例えば国際出願公開WO2006/108480A1には、内視鏡的粘膜切除術の間、その切除の前に可撓性針によってその粘膜の下方に流体がまず注入される、ということが提案されている。このために、針は粘膜下層の中へ挿入される。粘膜の中へ流体が浸透するため、粘膜は固有筋層から分離さ

10

20

30

40

50

れるようになり、その結果、粘膜の下方に流体クッションが作られる。これによって、熱保護がもたらされるとともに、その固有筋層からの分離が安全に行なわれる。この粘膜切除術は次いで、例えば可撓性切開針、またとりわけHF外科用器具を用いて実行される。この従来技術には、アルゴンプラズマ凝集法による切除術もまた、開示されている。

【0004】

従来技術のウォータジェット式外科用器具では、集中したウォータジェットが、高圧下において同器具の遠位端から噴出して、柔軟な粘膜に浸透する。この浸透性流体は、(弾性繊維状変位可能層における)粘膜下層に、流体クッションが作られるように集束する。

【0005】

従来技術によるこの種の選択的組織分離法については、高流量および高速度の流体ジェットが用いられている。その幾何学的形状のために、ノズルの直径を有する層状のウォータジェットがノズルの出口で生成される。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

この種の内視鏡的粘膜下層切開術の間にウォータジェットによる固有筋層(以下、単に「筋層」という)の穿孔が起きる、ということが問題とみなされている。穿孔は、その結果として、外科医の視界をも妨げる危険な内出血を引き起こすことがあるため、手術部位の洗浄を実行しなければならない。これには、手術用通路からの器具の除去が必要になり、患者にはさらなる遅延とさらなる危険とがもたらされる。

20

【0007】

本発明の目的は、組織切除を容易にするとともに、特に筋層の穿孔および内出血の危険性を低減するウォータジェット式外科用器具を提供することである。この課題は、請求項1に記載のウォータジェット式外科用器具によって解決される。

【課題を解決するための手段】

【0008】

さらに詳しくは、この課題は、切除用流体を供給するための供給ラインと、所定の広がり角および/または所定の噴出エネルギーで流体ジェットを形成し吐出するための吐出ノズルとを備えるウォータジェット式外科用器具であって、ジェット形成用装置が設けられているとともに、上記流体ジェットが上記広がり角および/または上記噴出エネルギーに関して上記ジェット形成用装置によって調整されるかあるいは調整することができるように、上記吐出ノズルに対して配置されているウォータジェット式外科用器具で達成される。

30

【0009】

本発明の要点は、流体ジェットの広がり角および/または噴出エネルギーの変化によって、ウォータジェット式外科用器具を特定の組織へ適合させることができる、ということにある。このようにして、例えば、食道、胃、結腸および直腸における異なる組織厚さを、それぞれの組織への流体ジェットの圧力を調整することによって考慮に入れることができる。上記広がり角の変化には、内視鏡的粘膜下層切開術の開始時に、除去すべき腫瘍の範囲をメチレンブルーなどのような染色用媒体で可視化することができる、というさらなる利点がある。

40

【0010】

好ましくは、広がり角および/または噴出エネルギーを設定するために、ジェット形成用装置がその位置を吐出ノズルに対して調整することができ、それによって、広がり角および/または噴出エネルギーのとりわけ簡単であって複雑でない設定が保証される。

【0011】

さらなる実施形態では、ジェット形成用装置は好ましくは柔軟な被覆用チューブの中に取り付けられている。この種の設計に関連した構成の労力はごくわずかである。

【0012】

上記ウォータジェット式外科用器具のジェット形成用装置には、流体ジェットを広げ、

50

かつ／または、その噴出エネルギーを減少させるために、ねじれ流を上記流体ジェットへ加える渦巻き要素が備わっているのが好ましい。これにより、流体ジェットの広がりおよび／または噴出エネルギーをごく簡単な方法で調整することができる。

【0013】

上記ウォータージェット式外科用器具のジェット形成用装置は、流体ジェットを偏向しあるいは広げるために、かつ／または、その噴出エネルギーを減少させるために、または、変化していない流体ジェットを通すために、少なくとも部分的に上記流体ジェットの中へ突出して位置させることのできる偏向要素を備えているのが好ましい。この種の偏向要素は製造するのが特に容易である。

【0014】

上記ジェット形成用装置には、流体ジェットを偏向し、かつ／または、広げるために、かつ／または、その噴出エネルギーを減少させるために、空気および／または流体を上記流体ジェットの中へ供給する空気供給装置および／または流体供給装置が備わっているのが好ましい。この種の設計は、ジェット形成用装置の大きい部品の変位が避けられるかあるいは軽減される場合には、有利である。

【0015】

ある好ましい実施形態では、このウォータージェット式外科用器具のジェット形成用装置には、気体あるいは液体の中で混合するためのベンチュリノズルが備わっている。これにより、気体あるいは液体は、正確な割合で容易に混合することができる。

【0016】

上記ウォータージェット式外科用器具はまた、手術部位を洗浄するために、かつ／または、内視鏡の画像記録装置を清浄化するために構成されていることが好ましい。このように、ウォータージェット式外科用器具のいくつかの機能が1つの器具に適切に組み合わせられ、手術がいっそう容易になる。

【0017】

好ましくは、内視鏡手術を可能にするために、上記ウォータージェット式外科用器具が内視鏡の作業通路の中へ挿入することができるように構成されている。

【0018】

ある好ましい実施形態では、処置される組織から吐出ノズルまでの距離を変更するために、上記ウォータージェット式外科用器具の吐出ノズルにノズルスペーサが結合されている。これによってもまた、同器具の利用が容易になる。

【0019】

さらなる実施形態は従属請求項に開示されている。

【0020】

本発明は、図面に示されるような例示的实施形態を参照することで、さらなる特徴および利点を指摘しながら、より詳しく説明される。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本発明によるウォータージェット式外科用器具の模式図を示している。

【図2】粘膜下層の中への流体の注入の前における、図1のウォータージェット式外科用器具の遠位端の模式図を示している。

【図3】粘膜下層の中への流体の注入の間あるいはその後における、図1のウォータージェット式外科用器具の図2における遠位端の模式図を示している。

【図4】第1調整位置におけるウォータージェット式外科用器具（遠位端）の展開の模式図を示している。

【図5】図4の実施形態の、第2調整位置における模式図を示している。

【図6】図4および図5の実施形態からは逸脱しているウォータージェット式外科用器具（遠位端）のある実施形態の、第1調整位置における模式図を示している。

【図7】図6のV I I - V I I線に沿った流体ジェットの断面図を示している。

【図8】図6の実施形態の、第2調整位置における模式図を示している。

10

20

30

40

50

【図 9】図 8 の I X - I X 線に沿った流体ジェットの断面図を示している。

【図 10】ウォータジェット式外科用器具（遠位端）のさらなる実施形態の、第 1 調整位置における模式図を示している。

【図 11】第 2 調整位置における図 10 の実施形態を示している。

【図 12】第 1 調整位置および第 2 調整位置におけるウォータジェット式外科用器具（遠位端）のさらなる実施形態を示している。

【図 13】ウォータジェット式外科用器具（遠位端）のさらなる実施形態の模式図を示している。

【図 14】ウォータジェット式外科用器具（遠位端）のさらなる実施形態の模式図を示している。

10

【図 15】図 14 の X V - X V 線に沿った流体ジェットの断面図を示している。

【図 16】ウォータジェット式外科用器具（遠位端）のさらなる実施形態を示している。

【図 17】ウォータジェット式外科用器具のさらなる実施形態を示している。

【図 18】図 17 の X V I I I - X V I I I 線に沿った流体ジェット（遠位端）の断面図を示している。

【図 19】ウォータジェット式外科用器具（遠位端）のさらなる実施形態の模式図を示している。

【図 20】ウォータジェット式外科用器具（遠位端）のさらなる実施形態の模式図を示している。

【図 21】ウォータジェット式外科用器具（遠位端）のさらなる実施形態の模式図を示している。

20

【図 22】ウォータジェット式外科用器具の吐出ノズルの実施形態を示している。

【図 23】ウォータジェット式外科用器具の吐出ノズルの実施形態を示している。

【図 24】ウォータジェット式外科用器具の吐出ノズルの実施形態を示している。

【図 25】ウォータジェット式外科用器具の吐出ノズルの実施形態を示している。

【図 26】ウォータジェット式外科用器具の吐出ノズルの実施形態を示している。

【図 27】ウォータジェット式外科用器具の吐出ノズルの実施形態を示している。

【発明を実施するための形態】

【0022】

図 1 はウォータジェット式外科用器具 10 を示しており、ここでは、切除用流体を供給ライン 22 によって吐出ノズル 11 まで供給することができる。遠位端 19 に配置された吐出ノズル 11 からは、ウォータジェット 2（図 3 を参照）が噴出するが、ウォータジェット 2 は、ジェット形成用装置 12 によって、広がり角 およびその噴出エネルギーに関して調整することができる。このジェット形成用装置 12 は、図 1 では示唆だけがなされており、さまざまな実施形態における図 4 ~ 図 25 でより詳しく示されている。

30

【0023】

ジェット形成用装置 12 は、調整用要素 13 により調整されるかあるいは制御される。調整用要素 13 には 3 つのグリップ要素 14 a , 14 b , 14 c が備わっており、グリップ要素 14 c はウォータジェット式外科用器具 10 の近位端 18 に配置されている。グリップ要素 14 a , 14 b は横断状接続部 15 により互いに接続されており、この横断状接続部 15 はまた、軸 16 へ堅固に接続されている。

40

【0024】

供給ライン 22 を備えている中空軸 16 は、柔軟な被覆用チューブ 17 の内部で案内され、ウォータジェット式外科用器具 10 の長手方向 X に変位することができる。軸 16 には、吐出ノズル 11 がその上に配置される軸端片 28 もまた備わっている。したがって、吐出ノズル 11 は、以下では軸 16 の構成部分であると常にみなされ、また、ジェット形成用器具の吐出用開口を必ずしも備えている必要がない。

【0025】

軸 16 へ堅固に接続されている調整用要素 13 は、親指をグリップ要素 14 c の中へ挿入することができるように、かつ、同じ手の人差し指および薬指をグリップ要素 14 a ,

50

14bの中へ挿入することができるように構成されているので、これらの指を広げる動きで、軸16は遠位端19の方向に動き、一方、これらの指をいっしょに引き寄せると、近位端18の方向における動きがもたらされる。

【0026】

矢印20および21は、軸16の動きを横断状接続部15およびグリップ要素14a, 14bの動きとともに表しており(矢印21)、また、関連した供給ライン22あるいは吐出ノズル11の対応する動きを表している(矢印20)。

【0027】

ウォータージェット式外科用器具10がHF装置と組み合わせられるか構造的に一体に構成されているときには、軸16にはHF装置の活性電極が備わっているのが好ましい。

10

【0028】

図2はウォータージェット式外科用器具10の遠位端19を示しており、ここで、吐出ノズル11は、組織1の粘膜3に押し付けられている。図2は、流体を粘膜下層4の中へ注入する前における組織1の状態を示している。筋層5から吐出ノズル11までの距離はごく小さいので、流体ジェット2(図3を参照)、具体的には層状の流体ジェットは、それぞれの組織層、とりわけ粘膜3、粘膜下層4および(固有)筋層5を高い運動エネルギーで通過することができる。したがって、筋層5が穿孔されることになるということもまた起こり、このことは、患者にとって望ましくなく、また、きわめて有害である。

【0029】

図3はウォータージェット式外科用器具10の遠位端19を示しており、吐出ノズル11は、粘膜の中に軽く押し付けられている。流体ジェット2が角度 だけ広がっているので、筋層5に当たっている流体ジェット2のエネルギー密度は、筋層5の穿孔がここでは(事実上)起こり得ないほど小さい。流体は、所望の方法で、また、患者に障害を引き起こすことなく、粘膜下層4の下方へ注入される。この点について、流体ジェット2の角度は、筋層にぶつかっているジェットのエネルギー密度を変化させるためにその支配的条件に適合させることができる、ということが重要である。例えば、異なった角度 が、胃、結腸あるいは直腸における処置のためというよりも食道における組織層の処置のために、設定される。

20

【0030】

図4は、ジェット形成用装置12(遠位端19のみ)の第1の実施形態を示している。ここでは、ジェット形成用装置12にはリップ状突起25のある弾性要素24が備わっている。図4において、軸16は、この場合、層状の流体ジェット2を吐出する吐出ノズル11が被覆用チューブ17の外側に位置するように、遠位端19の方向に押されている。したがって、吐出ノズル11には、この場合においても吐出用開口が備わっている。図5において、軸16は、吐出ノズル11が突起25の間に位置するようにして、引かれている。それによって、吐出ノズル11から噴出する層状の流体ジェット2は、遠位端19により近く位置する突起25の形状と被覆用チューブの開口23とによって、図4におけるジェット2に比べて、形づくられるかあるいは広げられる。ここでは、被覆用チューブの開口23は吐出用開口として機能する。吐出ノズル11が引かれると、ジェットは広がるが、吐出ノズルが押し出されると、ジェットはより細くなる。

30

40

【0031】

図6および図8には、ジェット形成用装置12のさらなる実施形態が示されている。図6において、軸16は、ばね要素26が弾性要素24へ圧力を加えるような位置にある。吐出ノズル11が被覆用チューブ17の外側に位置しているので、流体ジェット2は、妨害されることなく、外部に出ることができる。図6のV I I - V I I線に沿った流体ジェット2の断面図を示す図7によって明らかにされたように、図6の吐出ノズル11は細いスリット(図6には示されていない)として構成されている。図7に示されるように、流体ジェットは毛細管力によって、上記スリットによって設けられたガイドに対して平行に広がる。

【0032】

50

図 8 において、軸 16 は引かれていて、ばね要素 26 は弛緩している。吐出ノズル 11 は、ここでは弾性要素 24 の内部に位置しており、流体ジェット 2 がウォータジェット式外科用器具 10 から噴出する際に妨害されている。その結果、図 9 に示される、図 8 の I X - I X 線に沿った断面のある流体ジェット 2 となる。

【 0 0 3 3 】

図 10 および図 11 は、ジェット形成用装置 12 の代替実施形態を有するウォータジェット式外科用器具 10 の遠位端 19 を示している。ジェット形成用装置 12 はここでは基本的に、吐出ノズル 11 が配置された軸端部分 28、被覆用チューブ 17 およびさらに被覆部 27 から構成されている。被覆部 27 は、特に、柔軟な被覆用チューブ 17 を形づくるかあるいは曲げるために役立っている。

10

【 0 0 3 4 】

図 10 において、吐出ノズル 11 の備わった軸端部分 28 が被覆用チューブ 17 の外側へ部分的に配置され、それによって、流体ジェット 2 がウォータジェット式外科用器具 10 から基本的には層状に噴出する。

【 0 0 3 5 】

図 11 において、軸端部分 28 は、被覆部 27 によって曲率が付与された被覆用チューブ 17 の中へ引き込まれている。吐出ノズル 11 からの層状ジェットは被覆用チューブ 17 の内壁 29 にぶつかるので、図 10 における流体ジェットに比べて広がった流体ジェットが被覆用チューブ 17 から噴出する。被覆用チューブ 17 から噴出する流体ジェット 2 のエネルギーは、被覆用チューブ開口 23 から吐出ノズル 11 までの距離に依存する。これは、簡単な方法で流体ジェット 2 の形状およびエネルギーを左右することができる、ということの意味している。

20

【 0 0 3 6 】

図 12 はウォータジェット式外科用器具 10 の遠位端 19 の、特に簡単な実施形態を示している。ウォータジェット式外科用器具 10 から噴出するジェット 2 のエネルギーおよび広がりはこちらでもまた、単に軸端部分 28 および吐出ノズル 11 の位置によって調整される。上記原理はここでも適用され、被覆用チューブ開口 23 から吐出ノズル 11 (上記ノズルは被覆用チューブ 17 の内部に配置されていると仮定して) までの距離が増大すると、流体ジェット 2 のエネルギーが減少する。

【 0 0 3 7 】

30

、

図 13 は、図 12 の実施形態に類似した実施形態を示しているが、ここでは、軸端部分 28 は、流体ジェットが吐出ノズル 11 から噴出した後に被覆用チューブ 17 の内壁 29 にぶつかり、そのためにエネルギーが失われるように、吐出ノズル 11 で構成されている。

【 0 0 3 8 】

図 14 は、ウォータジェット式外科用器具 10 の遠位端 19 のさらなる特定の実施形態を示しており、ここでは、先の実施形態から知られた被覆用チューブ 17 は、付加的な中空体 30 の内部に配置されている。被覆用チューブ 17 は、吐出ノズル 11 が中空体 30 の外側に位置するように、中空体 30 から延出している。中空体 30 と被覆用チューブ 17 との間には、手術部位から流れ出るような大きい体積流量率の流体を得るために、4つの流路 30 が配置されており、図 14 には、そのうちの 2 つだけが示されている。これらの流路 30 は、具体的にはまた、内視鏡のレンズの曇りを防止するために、例えば、水蒸気および/または煙を引き離すための HF 外科処置を利用して、切除のために直接使用することができる。図 15 は、図 14 の X V - X V 線に沿った噴出ジェット 2 の断面図を示している。

40

【 0 0 3 9 】

図 16 は、ウォータジェット式外科用器具 10 の遠位端 19 のさらなる実施形態を示している。吐出ノズル 11 は、ここでは被覆用チューブ 17 の内部に配置されている。この吐出ノズルから噴出するジェット 2 は、供給路 32 の中に供給される気体状媒体の混合に

50

よって噴霧化されて広がり、それによって、より拡散され、エネルギーが弱められた流体ジェットが被覆用チューブ開口 2 3 から放出される。また、気体状媒体に代えて、流体状媒体もまた、吐出ノズル 1 1 から噴出する流体ジェット 2 を噴霧化するために使用することができる。

【 0 0 4 0 】

図 1 7 は、ウォータージェット式外科用器具 1 0 の遠位端 1 9 の、さらに好ましい実施形態を示している。図 1 8 は、図 1 7 の X V I I I - X V I I I 線に沿った流体ジェット 2 の断面図を示している。図 1 7 の実施形態では、被覆用スリーブ 1 7 の内部に配置された渦巻き要素 3 8 によって、流体ジェット 2 に強制的なねじれ方向が付与される、ということが保証される。本実施形態では、渦巻き要素 3 8 は雌ねじ山として構成されている。

10

【 0 0 4 1 】

結果として、流体ジェット 2 の液滴には、そのジェットの平均広がり方向に対して垂直な方向に速度成分がある。このジェットの広がりあるいは流体ジェットのエネルギーは、例えば、渦巻き要素 3 8 の正確な幾何学的設計によって事前に設定することができ、あるいは、使用中に上記渦巻き要素を変位させることによって調整することができる。

【 0 0 4 2 】

ここで、図 1 7 における雌ねじ山 3 8 の寸法は一定の縮尺で描かれていない、ということとを重視すべきである。所望の広がりに応じて、当業者は雌ねじ山 3 8 の寸法をしかるべく適用するであろう。図 1 7 による雌ねじ山 3 8 を吐出ノズル 1 1 により近く配置すること、あるいは上記ねじ山を吐出ノズル 1 1 の内部で一体化することもまた、基本的には想到可能である。

20

【 0 0 4 3 】

図 1 9、図 2 0 および図 2 1 は弾性要素 2 4 の展開図を示している。弾性要素 2 4 は例えば、発泡材料、ゴムなどから作ることができる。図 1 9 では、弾性要素 2 4 は、被覆用チューブ 1 7 の構成部分であり、基本的には被覆用チューブ 1 7 と一体に作られている。

【 0 0 4 4 】

これに対して、図 2 1 では、弾性要素 2 4 は被覆用チューブ 1 7 の中で一体化されているが、弾性要素 2 4 は別の構成要素として構成されている。

【 0 0 4 5 】

図 2 0 では、円形あるいはスリット形状の繰り穴（図 2 0 には示されていない）の設けられた揺動要素 3 3 が、流体ジェット 2 を広げたり弱めたりする役割を果たしている。密封用要素 3 4 が、吐出ノズル 1 1 を被覆用チューブ 1 7 の内側領域に対して密封している。

30

【 0 0 4 6 】

図 2 2 ~ 図 2 7 には、吐出ノズル 1 1 および被覆用チューブ開口 2 3 の実施形態が示されている。

【 0 0 4 7 】

図 2 2 では、吐出ノズル 1 1 は、きわめて細かい層状の流体ジェットを発生させるために、分離したノズル要素として、あるいはルビー（ r u b y ） 3 5 として構成されている。

40

【 0 0 4 8 】

図 2 3 では、吐出ノズル 1 1 は、これまたきわめて細かい層状の流体ジェットを発生させるために、別に取り付けられた細いキャピラリチューブ 3 6 を備えている。

【 0 0 4 9 】

図 2 4 では、吐出ノズル 1 1 は、きわめて細かい層状の流体ジェットを発生させるために、別に取り付けられた薄い開口板 3 7 を備えている。吐出ノズル 1 1 の内側におけるバリによって、乱流状の流体ジェットが作り出される（図 2 5 を参照）。

【 0 0 5 0 】

図 2 6 では、吐出ノズル 1 1 は、流体ジェットの吐出用開口としての細いスリットを備えている。毛細管力によって、流体ジェット 2 は、噴出時にその端部で妨害されて広がる

50



。

## 【 0 0 5 1 】

図 2 7 は、流体ジェット 2 のための吐出用開口としてのくびれたキャピラリチューブ 3 6 が備わった吐出ノズル 1 1 を示している。毛細管力によって、流体ジェット 2 は一方端部で減速され、乱流状の流体ジェットが作り出される。

## 【 0 0 5 2 】

ここで、上述のすべての部品は、単独でも、どのように組み合わせても、具体的には図面に示された細部が本発明にとって基本的なものであるとして権利請求されていることに留意すべきである。その修正は当業者の常識である。

## 【 0 0 5 3 】

具体的には、本発明によるウォータジェット式外科用器具 1 0 は、単独の構成要素としても、また、H F 外科用器具の一部としても使用することができることに留意すべきである。この場合、軸 1 6 は、同時に H F 電極として機能することもできる。

## 【 0 0 5 4 】

また、上述のウォータジェット式外科用器具 1 0 は、アルゴンプラズマ凝集器具と組み合わせて使用することもできる。

## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 5 5 】

	広がり角	
X	長手方向	20
1	組織	
2	流体ジェット	
3	粘膜	
4	粘膜下層	
5	筋層	
1 0	ウォータジェット式外科用器具	
1 1	吐出ノズル	
1 2	ジェット形成用装置	
1 3	調整用要素	
1 4 a	グリップ要素	30
1 4 b	グリップ要素	
1 4 c	グリップ要素	
1 5	横断状接続部	
1 6	軸	
1 7	被覆用チューブ	
1 8	近位端	
1 9	遠位端	
2 0	矢印	
2 1	矢印	
2 2	供給ライン	40
2 3	被覆用チューブ開口	
2 4	弾性要素	
2 5	突起	
2 6	ばね要素	
2 7	被覆部	
2 8	軸端部分	
2 9	内壁	
3 0	中空体	
3 1	流路	
3 2	供給路	50

- 3 3            揺動要素
- 3 4            密封用要素
- 3 5            ルビー
- 3 6            キャピラリチューブ
- 3 7            開口板
- 3 8            渦巻き要素

【図 1】

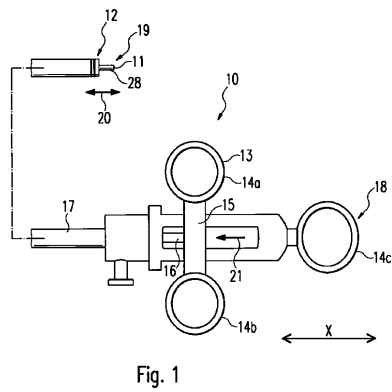


Fig. 1

【図 2】

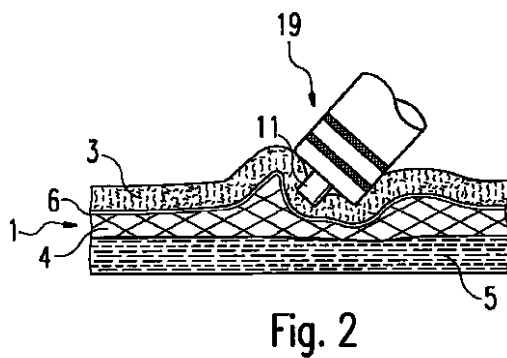


Fig. 2

【図 3】

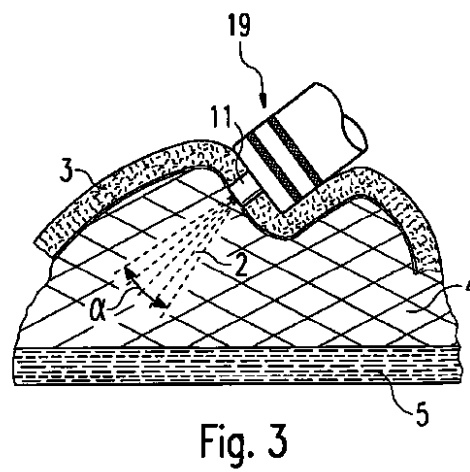


Fig. 3

【図 4】

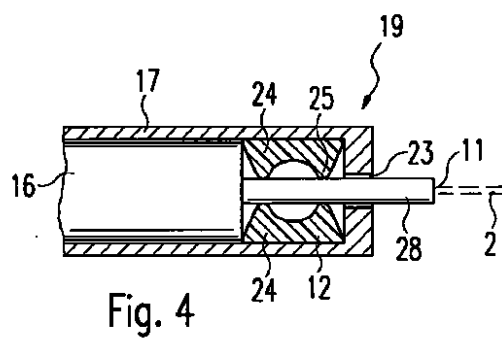


Fig. 4

【図 5】

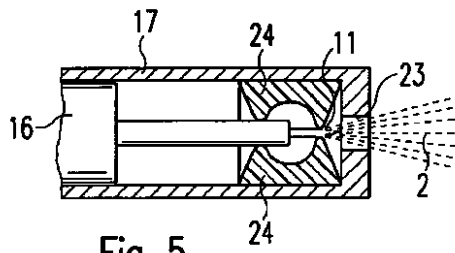


Fig. 5

【図 6】

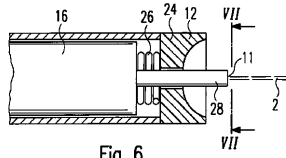


Fig. 6

【図 7】

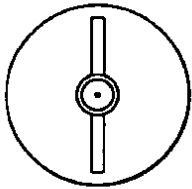


Fig. 7

【図 10】

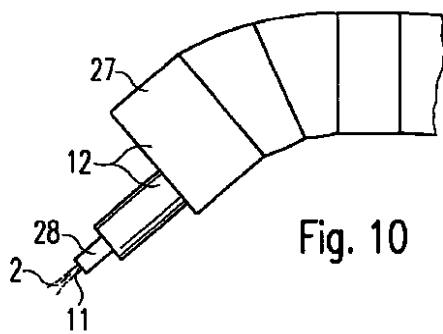


Fig. 10

【図 11】

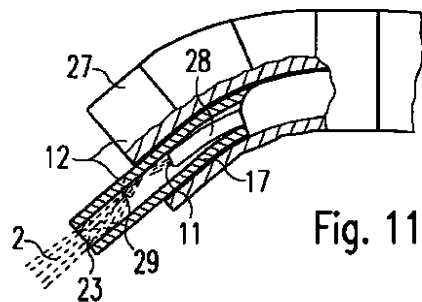


Fig. 11

【図 8】

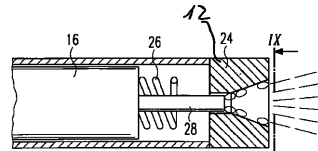


Fig. 8

【図 9】

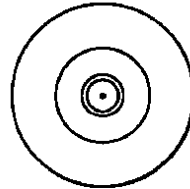


Fig. 9

【図 12】

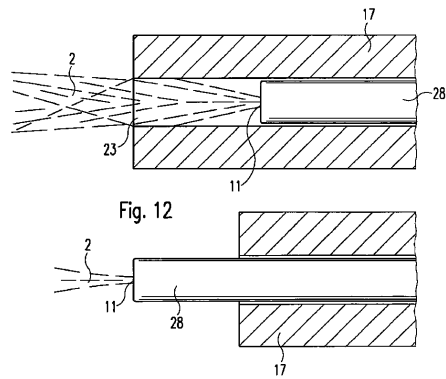


Fig. 12

【図 13】

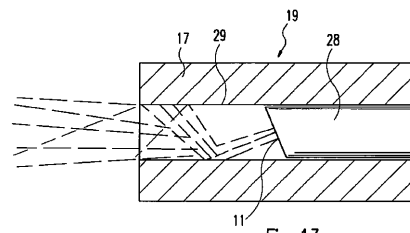
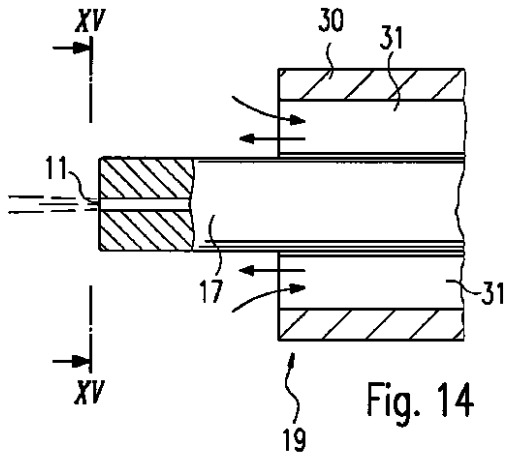
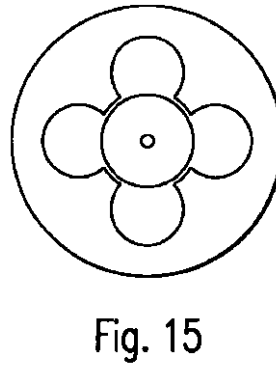


Fig. 13

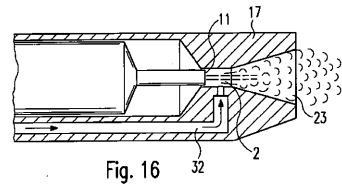
【図 14】



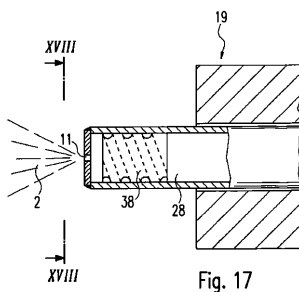
【図 15】



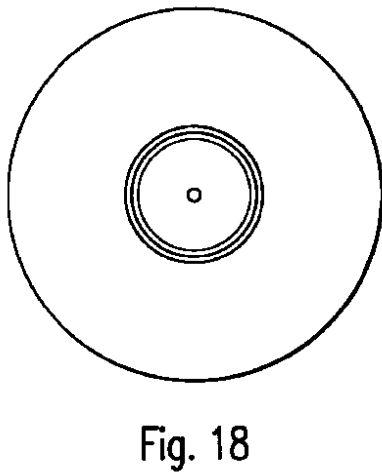
【図 16】



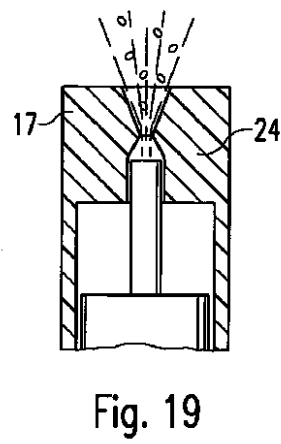
【図 17】



【図 18】



【図 19】



【図 20】

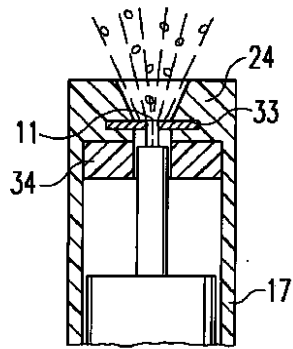


Fig. 20

【図 21】

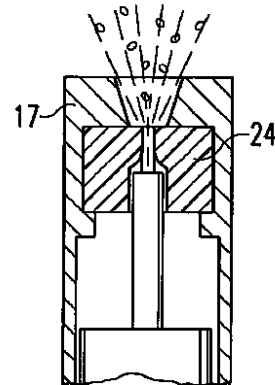


Fig. 21

【図 22】

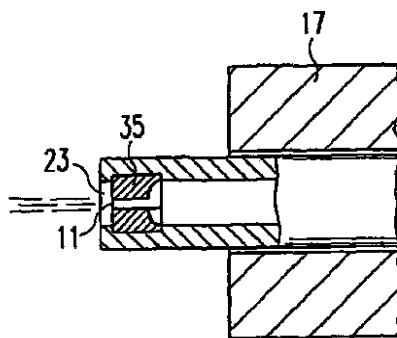


Fig. 22

【図 23】

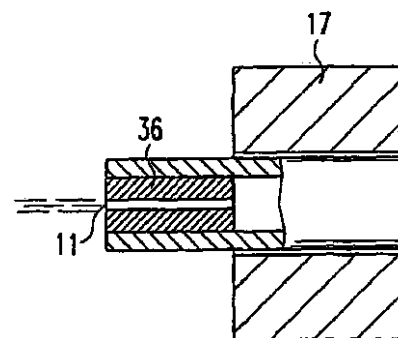


Fig. 23

【図 24】

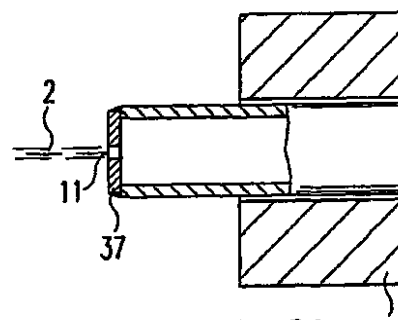


Fig. 24

【図 25】

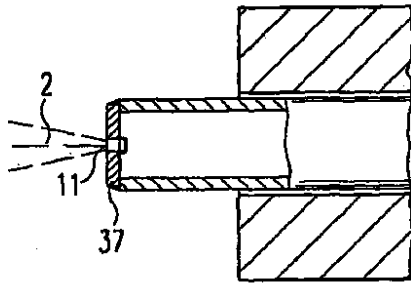


Fig. 25

【図 27】

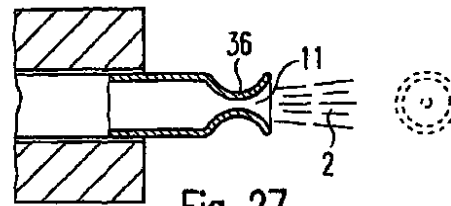


Fig. 27

【図 26】

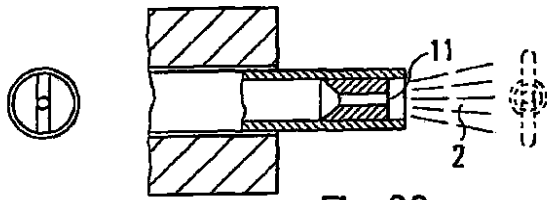


Fig. 26

---

フロントページの続き

- (72)発明者 フォイグトレンダー、マティアス  
ドイツ連邦共和国 7 2 8 1 0 ゴマリンゲン、タンネンシュトラッセ 3
- (72)発明者 ジェラッハ、マラ  
ドイツ連邦共和国 7 2 0 7 0 トゥービンゲン、エッケナーシュトラッセ 2 7
- (72)発明者 ジグル、イリナ  
ドイツ連邦共和国 7 2 1 1 6 メスジンゲン - ベルセン ベッケンガルテン 2 5
- (72)発明者 プロバール、ラース  
ドイツ連邦共和国 7 2 1 1 9 アメルブルック - エントリンゲン、グレットヘンシュトラッセ  
1 / 1
- (72)発明者 エンデルレ、マルクス  
ドイツ連邦共和国 7 2 0 7 0 トゥービンゲン、ブルグシュトラッセ 1 8

審査官 村上 聡

- (56)参考文献 特開平01-313048(JP, A)  
特開平06-205831(JP, A)  
特公平05-035281(JP, B2)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A 6 1 B 1 7 / 3 2

专利名称(译)	水射流手术器械		
公开(公告)号	<a href="#">JP5433678B2</a>	公开(公告)日	2014-03-05
申请号	JP2011502284	申请日	2009-03-31
[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)	易北河电介质有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	易北河电介质有限公司		
[标]发明人	フィッシャー クラウス シェーラー ダニエル フォイグトレンダー マティアス ジラッハ マラ ジグル イリナ プロベール ラース エンデルレ マルクス		
发明人	フィッシャー、クラウス シェーラー、ダニエル フォイグトレンダー、マティアス ジラッハ、マラ ジグル、イリナ プロベール、ラース エンデルレ、マルクス		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B17/3203 A61B17/32037 A61B17/3478 A61B2017/00269 A61B2017/00818		
FI分类号	A61B17/32		
审查员(译)	村上聡		
优先权	102008017066 2008-04-03 DE 102008025233 2008-05-27 DE		
其他公开文献	JP2011516131A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

一种水射流外科器械，包括用于供应切削液的供应管线和用于形成和排出流体射流的排出喷嘴，其中所述流体射流具有预定的扩展角和/或预定的出射能量。喷射成形装置相对于排放喷嘴布置，使得流体射流能够通过射流成形装置关于其扩展角和/或出射能量进行调整。



【圖 3】

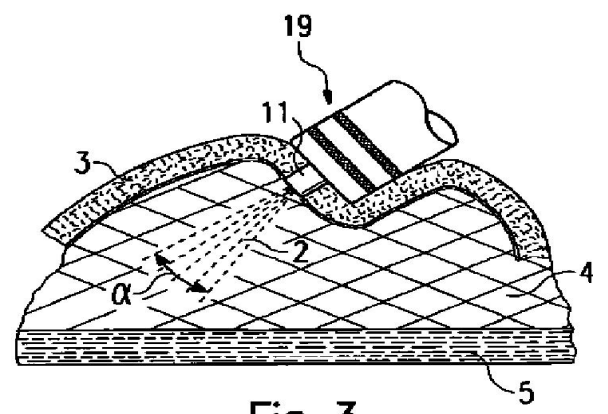


Fig. 3