(19)日本国特許庁(JP)　(12)公表特許公報(A)　(11)特許出願公表番号
特表2016-530026
(P2016-530026A)
(43)公表日　平成28年9月29日(2016.9.29)

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード（参考）
A61B 17/3203 (2006.01)	A61B 17/3203	4C160

審査請求 未請求　予備審査請求 未請求　（全 102 頁）

(21)出願番号	特願2016-540442 (P2016-540442)
(86)(22)出願日	平成26年9月5日 (2014.9.5)
(85)翻訳文提出日	平成28年4月14日 (2016.4.14)
(86)国際出願番号	PCT/US2014/054412
(87)国際公開番号	WO2015/035249
(87)国際公開日	平成27年3月12日 (2015.3.12)
(31)優先権主張番号	61/972,730
(32)優先日	平成26年3月31日 (2014.3.31)
(33)優先権主張国	米国 (US)
(31)優先権主張番号	62/019,305
(32)優先日	平成26年6月30日 (2014.6.30)
(33)優先権主張国	米国 (US)
(31)優先権主張番号	61/874,849
(32)優先日	平成25年9月6日 (2013.9.6)
(33)優先権主張国	米国 (US)

(71)出願人　514216867
プロセプト　バイオロボティクス　コーポレイション
アメリカ合衆国　カリフォルニア　９４０６５，　レッドウッド　シティ，　アイランド　ドライブ　９００，　スイート　１０１
(74)代理人　100078282
弁理士　山本　秀策
(74)代理人　100113413
弁理士　森下　夏樹
(74)代理人　100181674
弁理士　飯田　貴敏
(74)代理人　100181641
弁理士　石川　大輔

最終頁に続く

(54)【発明の名称】自動化された画像案内組織切除および処置

(57)【要約】
流体流れが、複数の飛散する雲を生成するように組織に向かって方向付けられる。この流体流れは、複数の飛散する雲（クラウド）が異なる重複する場所に到達するようにスキャンすることができる。複数の飛散する雲のそれぞれは、上記組織の一部分を除去することができる。多くの実施形態では、組織を切除する装置は、加圧流体の供給源と、流体流れが複数の飛散する雲を生成する流体流れを放出するように加圧流体の供給源に連結されるノズルとを備える。

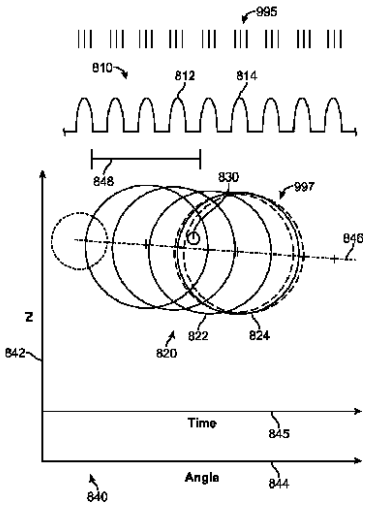


FIG. 71

【特許請求の範囲】
【請求項１】
組織を切除する方法であって、
複数の飛散する雲を生成するように、前記組織に向かって流体流れを方向付けるステップと、
前記複数の飛散する雲が異なる重複する場所に到達するように、前記流体流れをスキャンするステップと、
を含む、方法。
【請求項２】
前記複数の飛散する雲のそれぞれは、前記組織の一部を除去する、請求項１に記載の方法。
【請求項３】
前記飛散する雲は、ユーザに見えるキャビテーションを含む、請求項１に記載の方法。
【請求項４】
前記流体流れは、前記飛散する雲を生成するように第２の液体の中へ放出される第１の液体を含む、請求項１に記載の方法。
【請求項５】
前記第１の液体は、生理食塩水を含み、前記第２の液体は、生理食塩水を含む、請求項４に記載の方法。
【請求項６】
前記流体流れは、ハンドヘルドプローブまたは連鎖部に連結されるプローブのうちの１つ以上を用いてスキャンされる、請求項１に記載の方法。
【請求項７】
組織を切除する装置であって、
加圧流体の供給源と、
流体流れを放出するように前記加圧流体の供給源に連結されるノズルであって、その流体流れは、複数の飛散する雲を生成し、前記複数の飛散する雲のそれぞれは、前記組織の一部分を除去する、ノズルと、
を備える、装置。
【請求項８】
部分的に重複する飛散する雲を用いて前記組織の各部分を切除するように前記ノズルに連結される、スキャナをさらに備える、請求項７に記載の装置。
【請求項９】
前記流体流れは、液体を含み、前記装置はさらに、第２の液体で前記組織を洗浄するように洗浄開口部を備える、請求項７に記載の装置。
【請求項１０】
前記第１の液体は、生理食塩水を含み、前記第２の液体は、生理食塩水を含む、請求項７に記載の装置。
【請求項１１】
前記ノズルは、約０．０２～約０．０３の範囲内のストローハル数を含む、請求項７に記載の装置。
【請求項１２】
流体の供給源は、飛散するパルスの周波数より小さい周波数を有する、ポンプを含む、請求項７に記載の装置。
【請求項１３】
前記飛散するパルスは、約１ｋＨｚ～約１０ｋＨｚの範囲内の周波数を含む、請求項７に記載の装置。
【請求項１４】
患者の組織を処置する装置であって、
近位端および遠位端を有する、剛性シースと、

切除エネルギーの供給源と、前記切除エネルギーの供給源より遠位の少なくとも１つの開口部とを備える、プローブであって、前記プローブは、前記シースの前記遠位端を越えて前記少なくとも１つの開口部および前記切除エネルギーの供給源が前進し得るように、前記シース内で嵌合するようなサイズにされ、吸引チャネルが、前記少なくとも１つの開口部を通して手術部位から流体を除去するように、吸上源に連結される前記少なくとも１つの開口部から近位に延在する、プローブと、

を備える、装置。

【請求項１５】

所定の速度で前記少なくとも１つの開口部を通して物質を除去するように、前記少なくとも１つの開口部に連結されるポンプをさらに備える、請求項１４に記載の装置。

【請求項１６】

ポンプと、前記吸引チャネルおよび前記ポンプに連結される圧力センサとをさらに備え、前記ポンプは、前記チャネル内で一定の圧力を維持するために、前記圧力センサに応答して可変速度で物質を除去する、請求項１５に記載の装置。

【請求項１７】

前記速度は、前記切除エネルギーの供給源のノズルを通る流体の流量より大きい量を含む、請求項１５に記載の装置。

【請求項１８】

前記手術部位の洗浄を提供するように、洗浄流体の供給源に連結される開口部をさらに備える、請求項１４に記載の装置。

【請求項１９】

前記洗浄流体の供給源に連結される前記開口部および内視鏡視認窓は、前記内視鏡視認窓および組織処置部位から離れて前記少なくとも１つの開口部に向かって、切除された物質を押勢して、切除された物質を除去し、組織が切除されるときに前記手術部位の可視性を前記内視鏡に提供するように、前記切除エネルギーの供給源より近位に位置する、請求項１８に記載の装置。

【請求項２０】

前記患者の中に配置されたときに、前記剛性シースを支持するように前記シースに連結される、係止可能なアームをさらに備える、請求項１４に記載の装置。

【請求項２１】

前記プローブの少なくとも１つの開口部は、前記シースを通して前進させられることが可能であり、前記アームが前記患者の尿道に挿入されたプローブをとの係止構成を含むときに回転および並進される、請求項２０に記載の装置。

【請求項２２】

ディスプレイに連結されるプロセッサをさらに備え、前記プロセッサは、前記ディスプレイ上に基準場所を表示する命令を備え、前記プローブおよび前記アームは、前記プローブが前記プローブの遠位端上にアンカを伴わずに前記患者の中に配置されたとき、前記ディスプレイ上に示される前記基準場所への前記患者の処置を参照するように、連鎖部に連結される、請求項２０に記載の装置。

【請求項２３】

前記プローブが前記患者に挿入されるとき、前記シースを前記アームと係合させ、そして前記シースを前記アームに係止するように、前記シースの近位端上に位置する支持構造の突起に連結する、前記アームの遠位端上のドッキング機構をさらに備える、請求項２０に記載の装置。

【請求項２４】

トラス（ＴＲＵＳ）プローブが軸方向に移動させられるとき組織の移動を阻止するように、前記トラスプローブの少なくとも一部分を覆って配置される、第２の剛性シースをさらに備える、請求項１４に記載の装置。

【請求項２５】

前記第２の剛性シースは、前記トラスプローブの遠位端と前記剛性シースの遠位端との

間の糞便物質の堆積を阻止ための閉鎖端を備える、請求項２４に記載の装置。
【請求項２６】
前記トラスプローブが遠位に前進させられるとき、内部チャンバから超音波カップリング流体を受容するように、そして前記トラスプローブが近位に引かれるとき、流体を前記内部チャンバに提供するように、前記第２の剛性シースおよび前記トラスプローブの前記遠位端で画定される前記内部チャンバに連結される、コンテナをさらに備える、請求項２５に記載の装置。
【請求項２７】
前記剛性シースの内径は、カップリング流体が内面と外面との間の空間に沿って通過することを阻止するように、前記トラスプローブの外径に近似する、請求項２５に記載の装置。
【請求項２８】
前記処置部位の超音波画像を提供するために、前記切除エネルギーの供給源の近傍の前記プローブのキャリア上に位置する超音波アレイをさらに備える、請求項１４に記載の装置。
【請求項２９】
前記患者に連結するように構成される音響センサと、前記センサからの音響信号に応答して、組織貫通の深さ、除去される組織の容量、ジェットの流速、組織壁の穿孔、または組織密度の１つ以上を決定する命令を備える、プロセッサとをさらに備える、請求項１４に記載の装置。
【請求項３０】
狭いプロフィール構成において前記シースの内側管腔に沿って前記処置部位まで前進させられ、組織を焼灼するように前記処置部位に配置されたときに、広いプロフィール構成まで拡張するように構成される、１つ以上の電極を備える、電気焼灼プローブをさらに備える、請求項１４に記載の装置。
【請求項３１】
前記プロセッサシステムに連結される複数のフットペダルであって、流体ジェットの貫通の深さを減少させる第１のフットペダルと、前記患者の処置を一時停止する第２のフットペダルと、流体ジェットの貫通の深さを増加する第３のフットペダルとを備える、複数のフットペダルをさらに備える、請求項１４に記載の装置。
【請求項３２】
水の切除ジェットを発するようにオリフィスの近傍に位置する吸引開口部に延在する、吸引チャネルをさらに備え、前記ジェットは、前記吸引チャネルを通して切除された物質を吸引するために、減圧を前記吸引開口部に提供する、請求項１４に記載の装置。
【請求項３３】
前記処置プローブは、細長いスロットを画定する細長い支持体を備え、前記細長い支持体は、前記患者の膀胱頸部まで延在するようなサイズにされ、前記細長いスロットは、キャリアのキーを受容するようなサイズにされ、前記キャリアは、切除エネルギーの供給源を備え、前記細長いスロットおよび前記支持体は、前記キャリアが連鎖部とともに駆動されるときに前記キャリアとともに回転し、そして前記スロットは、前記連鎖部が前記処置プローブの細長い軸に沿って近位および遠位に前記キャリアを駆動すると、前記キャリアの前記キーを受容するようなサイズにされ、前記連鎖部の固定された構成要素から前記支持体の遠位端までの距離は、前記キーが前記スロットに沿って摺動するとき実質的に固定されたままである、請求項１４に記載の装置。
【請求項３４】
前記プローブは中間キャリアを備え、前記中間キャリアは内視鏡を受容する第１のチャネルと、切除エネルギーの供給源のキャリアを受容するようなサイズにされる第２のチャネルとを備え、前記第１のチャネルは、前記第１のチャネルの周囲で前記第２のチャネルおよび前記切除エネルギーの供給源を回転させて、前記内視鏡で前記処置を見るために、前記中間キャリアの中心軸に沿って延在する、請求項１４に記載の装置。

【請求項３５】
内視鏡を前記シースに連結する細長い摺動支持体をさらに備える、請求項１４に記載の装置。
【請求項３６】
組織を切除する装置であって、
ハンドルと、
前記ハンドルに連結されるキャリアであって、流体流れを放出するノズルを備える、キャリアと、
前記キャリアおよび前記ハンドルに連結される、ＲＦ電極と、
キャリッジが前記ハンドルに関して移動するときに、前記ＲＦ電極および前記キャリアがともに長手方向に移動するように、前記ＲＦ電極および前記キャリアに連結される、キャリッジと、
を備える、装置。
【請求項３７】
組織を切除する方法であって、
標的組織に向かってＲＦ電極およびノズルをともに前進させるステップであって、前記ノズルは、組織を切除する流れを放出し、前記ＲＦ電極は、前記組織を焼灼する、ステップを含む、方法。
【請求項３８】
部分的に重複する飛散する雲で前記組織の各部分を切除するように、前記ノズルに連結されるスキャナをさらに備える、請求項７に記載の装置。
【請求項３９】
患者を処置する装置であって、
近位端および遠位端を有する管と、
光源に連結される光ファイバと、
前記遠位端上にオリフィスを有するノズルを備える流体送達要素と、
前記光ファイバを前記オリフィスと整列させる整列構造と、
を備え、
前記オリフィスを通したエネルギー伝達および流体流れを可能にするように、前記光ファイバから発せられる光ビームが発散するように、前記整列構造と前記オリフィスとの間に距離が延在する、装置。
【請求項４０】
前記オリフィスを通した前記エネルギー伝達は、少なくとも約８０％を含み、前記距離は、約２００ｕｍ～約２ｍｍの範囲内である、請求項３９に記載の装置。
【請求項４１】
前記整列構造は、整列オリフィスを備え、そして前記光ファイバはクラッディングを含み、前記整列オリフィスの円筒形チャネルより小さい直径を含む、請求項３９に記載の装置。
【請求項４２】
前記管は、カテーテルを備える、請求項３９に記載の装置。
【請求項４３】
前記カテーテルは、市販の剛性および可撓性の導入器およびスコープとともに使用するためなサイズにされる、請求項３９に記載の装置。
【請求項４４】
患者を処置する装置であって、
流体流れとともにエネルギーを送達する光ファイバを備える細長い管と、
遠位先端から発せられる光エネルギーおよび流体流れの角度を調節する制御と、
を備える、装置。
【請求項４５】
操縦する制御が、前記光エネルギーの前記角度を調節するハンドヘルド制御を備え、前

記ハンドヘルド制御は、２自由度に沿って前記光ビームを標的に方向付けるために、ほぼ第２の角度で前記先端を回転させるために、前記細長い管の細長い軸の周りで回転可能である、請求項４４に記載の装置。
【請求項４６】
前記制御は、複数のチャネルを有する内視鏡の制御を備え、前記細長い管は、前記ユーザが流体流れを操作するために前記制御を操作することができるように、前記複数のチャネルの１つ以上のチャネルの遠位端まで前記管を前進させるために、前記複数のチャネルの１つ以上のチャネル内に嵌合するようなサイズにされる断面直径を備える、請求項４４に記載の装置。
【請求項４７】
前記細長い管は、前記制御に応答して、前記内視鏡が屈曲するとき、曲がるに十分な可撓性と、前記複数のチャネルの１つ以上のチャネルの前記遠位端まで、ノズルを備える前記細長い管の遠位端を前進させるために十分な剛性とを備える、請求項４６に記載の装置。
【請求項４８】
前記制御は、前記細長い管の制御を備え、前記制御は、前記細長い管を操縦するために前記細長い管に接続され、前記細長い管は、前記制御を用いて前記遠位端を偏向させるために、前記制御と前記遠位端との間の前記遠位管の壁に沿って延在する、１つ以上の細長い要素を備える、請求項４４に記載の装置。
【請求項４９】
方法であって、前記請求項のいずれか１項に記載の装置を使用することを含む、方法。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
（相互参照）
本ＰＣＴ出願は、２０１４年６月３０日に出願された「ＡＵＴＯＭＡＴＥＤ　ＩＭＡＧＥ－ＧＵＩＤＥＤ　ＴＩＳＳＵＥ　ＲＥＳＥＣＴＩＯＮ　ＡＮＤ　ＴＲＥＡＴＭＥＮＴ」と題する米国仮特許出願番号第６２／０１９，３０５号［代理人書類番号４１５０２－７０８．１０３］；２０１４年３月３１日に出願された「ＡＵＴＯＭＡＴＥＤ　ＩＭＡＧＥ－ＧＵＩＤＥＤ　ＴＩＳＳＵＥ　ＲＥＳＥＣＴＩＯＮ　ＡＮＤ　ＴＲＥＡＴＭＥＮＴ」と題する米国仮特許出願番号第６１／９７２，７３０号［代理人書類番号４１５０２－７０８．１０２］；２０１３年９月６日に出願された「ＡＵＴＯＭＡＴＥＤ　ＩＭＡＧＥ－ＧＵＩＤＥＤ　ＴＩＳＳＵＥ　ＲＥＳＥＣＴＩＯＮ　ＡＮＤ　ＴＲＥＡＴＭＥＮＴ」と題する米国仮特許出願番号第６１／８７４，８４９号［代理人書類番号４１５０２－７０８．１０１］に基づく優先権を主張しており、これらの全体の開示は本明細書中に参考として援用される。
【０００２】
本出願の主題は、２０１３年２月２８日に出願された「ＡＵＴＯＭＡＴＥＤ　ＩＭＡＧＥ－ＧＵＩＤＥＤ　ＴＩＳＳＵＥ　ＲＥＳＥＣＴＩＯＮ　ＡＮＤ　ＴＲＥＡＴＭＥＮＴ」と題するＰＣＴ出願番号ＰＣＴ／ＵＳ２０１３／０２８４４１［代理人書類番号４１５０２－７０５．６０１］；および２０１２年２月２９日に出願された「ＡＵＴＯＭＡＴＥＤ　ＩＭＡＧＥ－ＧＵＩＤＥＤ　ＩＮＴＲＡ－ＯＲＧＡＮ　ＲＥＳＥＣＴＩＯＮ　ＡＮＤ　ＴＲＥＡＴＭＥＮＴ」と題する米国特許出願番号第６１／６０４，９３２号［代理人書類番号４１５０２－７０５．１０１］；ＵＳ２００９０２２７９９８として公開された、２００９年３月６日に出願された「ＴＩＳＳＵ　ＡＢＬＡＴＩＯＮ　ＡＮＤ　ＣＡＵＴＥＲＹ　ＷＩＴＨ　ＯＰＴＩＣＡＬ　ＥＮＥＲＧＹ　ＣＡＲＲＩＥＤ　ＩＮ　ＦＬＵＩＤ　ＳＴＲＥＡＭ」と題する１２／３９９，５８５号［代理人書類番号４１５０２－７０４．２０１］；ＵＳ２０１１０１８４３９１として公開された、２０１０年２月４日に出願された「ＭＵＬＴＩＦＵＬＩＤ　ＴＩＳＳＵＥ　ＲＥＳＥＣＴＩＯＮ　ＭＥＴＨＯＤＳ　ＡＮＤ　ＤＥＶＩＣＥＳ」と題する出願番号第１２／７００，５６８号［代理人書類番号４１

５０２－７０３．５０１］；ならびに２０１１年２月８日に発行された「ＭＩＮＩＭＡＬＬＹ　ＩＮＶＡＳＩＶＥ　ＭＥＴＨＯＤＳ　ＡＮＤ　ＤＥＶＩＣＥＳ　ＦＯＲ　ＴＨＥ　ＴＲＥＡＴＭＥＮＴ　ＯＦ　ＰＲＯＳＴＡＴＥ　ＤＩＳＥＡＳＥＳ」と題する７，８８２，８４１［代理人書類番号４１５０２－７０３．２０１］；２０１１年１１月８日にＷＯ２０１１０９７５０５として公開された、２００７年４月８日に出願されたＰＣＴ出願番号第ＰＣＴ／ＵＳ２０１１／０２３７８１号に関連し、これらの全体の開示は本明細書中に参考として援用される。

【０００３】

（背景）

本発明の分野は、エネルギーを用いた組織の処置に関し、より具体的には、流体流れのエネルギーを用いた前立腺等の器官の処置に関する。

【背景技術】

【０００４】

患者等の対象を処置する先行技術の方法および装置は、少なくとも場合によっては、理想的とは言えない除去をもたらし得る。例えば、前立腺手術の先行技術の方法は、少なくとも場合によっては、理想的であろうものより長い治癒時間、およびあまり望ましくない結果をもたらし得る。

【０００５】

組織を撮像する先行技術の方法および装置は、処置された組織を撮像するために理想的とは言えないものであり得る。例えば、先行技術の超音波方法および装置は、処置中に処置視野を視認するために適していない場合があり、処置画像との診断画像の整列は、理想的とは言えないものであり得る。また、組織を処置する先行技術の処置方法および装置のうちの少なくともいくつかは、先行技術の撮像システムとの組み合わせから適していない場合がある。少なくとも場合によっては、例えば、組織のリアルタイム画像に基づいてユーザが処置を調節することを可能にするであろう、組織のリアルタイム撮像を提供することが、手術中に組織の向上した撮像を提供するために役立つであろう。手術中に組織を撮像する先行技術の方法および装置の少なくともいくつかは、使用することがいくぶん煩雑であり得、患者処置の遅延をもたらし得る。

【０００６】

前立腺等の器官を処置する先行技術の方法および装置は、ユーザにとっていくぶん煩雑であり、手術の理想的とは言えない計画を提供し得る、ユーザインターフェースを提供し得る。また、前立腺組織等の組織を処置する先行技術の方法および装置のうちの少なくともいくつかは、理想的であろうものよりいくぶん低精度であり得る。少なくとも場合によっては、先行技術の方法および装置は、理想的とは言えないユーザ体験を提供し得る。また、先行技術のインターフェースのうちの少なくともいくつかは、組織構造との処置装置の理想的とは言えない連結を提供し得る。

【０００７】

組織切除のための改良された方法は、米国特許第７，８８２，８４１号、ならびに係属中の出願第Ｕ．Ｓ．１２／７００，５６８号および第Ｕ．Ｓ．１２／３９９，５８５号で説明されている。この特許およびこれらの特許出願で説明される方法およびシステムは、前立腺および管腔組織等の組織の制御された切除のために流体流れを半径方向外向きに方向付ける、尿道プローブ等のプローブの位置付けに依存する。随意に、流体流れは、切除に役立つように、および／または処置された組織を焼灼するように、光、電気、熱、または他のエネルギーの供給源を送達するために使用されてもよい。

【０００８】

実施形態に関する作業は、少なくともいくつかの場合において、罹患組織の処置が理想的とは言えないことを示唆する。例えば、罹患組織は、健康な組織に類似する流体流れを提供しない場合があり、実施形態に関する作業は、罹患組織が流体送達および除去のわずかな変動を伴う膨張および伸張に関係付けられ得ることを示唆する。その結果として、回復および治癒は、先行技術と比べて改良であるが、少なくともいくつかの場合において理

想的であろうよりもいくぶん長くかかり得る。
【０００９】
加えて、多くの人々が外科用ロボットの進歩から利益を得ることができるように、費用効率の高い様式で容易に実行することができる手術手技の改良された監視を有することが役立つであろう。少なくともいくつかの場合においては、手術部位の改良された撮像を有することが役立つであろう。また、処置が前立腺被膜等の所望の限界を超え得るときを決定することと、組織を過度に深く切断することと、例えば、前立腺被膜等の組織の穿孔を阻止するように、処置デバイスを伴う測定装置を提供することとが役立つであろう。超音波撮像が役立ち得るが、処置プローブとの超音波プローブの改良された整列を有することが望ましいであろう。
【００１０】
これらの方法は、先行技術の管腔組織処置プロトコルと比べて非常に効果的で有意な進歩であるが、完全自動および医師支援動作モードの両方で、より正確な組織除去を支援するように、改良を提供することが望ましいであろう。これらの目的の少なくともいくつかは、本明細書で述べられる本発明によって満たされ得る。
【先行技術文献】
【特許文献】
【００１１】
【特許文献１】米国特許第７，８８２，８４１号明細書
【発明の概要】
【課題を解決するための手段】
【００１２】
（要旨）
本発明の実施形態は、尿道内にエネルギーの供給源を位置付けることによって、前立腺組織切除等の組織切除を行うための改良された方法および装置を提供する。
【００１３】
本発明の実施形態は、尿道内にエネルギーの供給源を位置付けることによって、前立腺組織切除等の組織切除を行うための改良された方法および装置を提供する。多くの実施形態では、流体流れが、複数の飛散する雲を生成するように組織に向かって方向付けられる。流体流れは、複数の飛散する雲（ｓｈｅｄｄｉｎｇ　ｃｌｏｕｄ）が異なる重複する場所に到達するようにスキャンすることができる。複数の飛散する雲のそれぞれは、組織の一部を除去することができる。多くの実施形態では、組織を切除する装置は、加圧流体の供給源と、流体流れを放出するように加圧流体の供給源に連結されるノズルであって、その中で流体流れが複数の飛散する雲を生成する、ノズルとを備える。
【００１４】
第１の側面では、実施形態は、組織を切除する方法を提供する。流体流れが、複数の飛散する雲を生成するように組織に向かって方向付けられる。流体流れは、複数の飛散する雲が異なる重複する場所に到達するようにスキャンされる。
【００１５】
多くの実施形態では、複数の飛散する雲のそれぞれは、組織の一部を除去する。
【００１６】
多くの実施形態では、飛散する雲は、ユーザに見えるキャビテーションを含む。
【００１７】
多くの実施形態では、流体流れは、飛散する雲を生成するように第２の液体の中へ放出される第１の液体を含む。
【００１８】
多くの実施形態では、第１の液体は、生理食塩水を含み、第２の液体は、生理食塩水を含む。
【００１９】
多くの実施形態では、流体流れは、ハンドヘルドプローブまたは連鎖部に連結されるプ

ローブのうちの１つ以上を用いてスキャンされる。

【００２０】

別の側面では、実施形態は、組織を切除する装置を提供する。本装置は、加圧流体の供給源と、流体流れを放出するように加圧流体の供給源に連結されるノズルとを備える。流体流れは、複数の飛散する雲を生成し、複数の飛散する雲のそれぞれは、組織の一部分を除去する。

【００２１】

多くの実施形態では、スキャナが、部分的に重複する飛散する雲を用いて組織の各部分を切除するようにノズルに連結される。

【００２２】

多くの実施形態では、流体流れは、液体を含み、本装置はさらに、第２の液体で組織を洗浄するように洗浄開口部を備える。

【００２３】

多くの実施形態では、第１の液体は、生理食塩水を含み、第２の液体は、生理食塩水を含む。

【００２４】

多くの実施形態では、ノズルは、約０．０２～約０．０３の範囲内のストローハル数を含む。

【００２５】

多くの実施形態では、流体の供給源は、飛散するパルスの周波数より小さい周波数を有する、ポンプを含む。

【００２６】

多くの実施形態では、飛散するパルスは、約１ｋＨｚ～約１０ｋＨｚの範囲内の周波数を含む。

【００２７】

多くの実施形態では、膀胱頸部からの流体の除去を助長し、過剰な量の流体が膀胱の中に蓄積することを阻止するために、プローブの遠位端上の切除された物質を吸引する開口部を用いて、組織切除が行われる。プローブの遠位端上の開口部は、手術部位に流体的に連結することができる。多くの実施形態では、処置プローブ上に遠位アンカを伴わずにプローブを提供することができ、処置を標的組織構造と整列させるために改良された方法および装置が提供される。尿道に挿入されたプローブは、手術部位から膀胱頸部に向かった流体の移動を助長するために、アンカを伴わずに提供することができる。プローブの遠位開口部は、プローブの遠位端からサイフォンまたは吸上ポンプの重力流線等の吸上源に向かった吸上で流体を吸引するように構成することができる。プローブの遠位端の開口部は、少なくとも手技の初期部分の間にプローブの遠位端が膀胱頸部の中に配置されるときに、手術部位から流体を引き出すことができるように、手術部位に流体的に連結することができる。多くの実施形態では、プローブの遠位端上の吸引開口部は、ユーザによって決定される速度で流体を除去するように構成される流体ポンプに連結される。流体ポンプは、蠕動ポンプ、または組織の膨張を阻止するよう流体を手術部位から正確に除去することができるようにダイヤフラムを伴うポンプを備えてもよい。多くの実施形態では、プローブは、内視鏡的可視化で容易に視認することができる、膀胱頸部および精丘等の患者の解剖学的構造を参照して整列させることができる。多くの実施形態では、ユーザに見えるディスプレイ画面は、基準を備え、膀胱頸部等の組織マーカーは、ディスプレイ上に示される基準構造を患者の解剖学的マーカーと整列させるために、患者の内部可視化と整列させられる。プローブが整列させられるとき、プローブの意図しない移動を阻止するように、プローブに連結されたアームを係止することができる。

【００２８】

本発明の実施形態は、具体的には、前立腺の経尿道的処置を対象としているが、本発明のある側面はまた、脳、心臓、肺、腸、眼、皮膚、腎臓、肝臓、膵臓、胃、子宮、卵巣、精巣、膀胱、耳、鼻、口等の他の器官、骨髄、脂肪組織、筋肉、腺および粘膜組織、脊髄

および神経組織、軟骨等の軟組織、歯、骨等の硬質静物組織、ならびに洞、尿管、結腸、食道、肺の通路、血管、および喉等の身体管腔ならびに通路を処置および修正するために使用されてもよい。本明細書で開示されるデバイスは、既存の身体管腔を通して挿入されるか、または身体組織に作成される開口部を通して挿入されてもよい。

【００２９】

本開示の原理が利用される、例証的実施形態を記載する以下の詳細な説明、および添付図面を参照することにより、本開示の特徴および利点のより良い理解が得られ得る。

【図面の簡単な説明】

【００３０】

【図１】図１は、本発明の原理による、尿道内前立腺組織減量術を行うために好適なデバイスの概略図である。

【図２Ａ】図２Ａ－２Ｄは、前立腺組織減量術を行う際の図１のデバイスの使用を図示する。

【図２Ｂ】図２Ａ－２Ｄは、前立腺組織減量術を行う際の図１のデバイスの使用を図示する。

【図２Ｃ】図２Ａ－２Ｄは、前立腺組織減量術を行う際の図１のデバイスの使用を図示する。

【図２Ｄ】図２Ａ－２Ｄは、前立腺組織減量術を行う際の図１のデバイスの使用を図示する。

【図３】図３は、前立腺組織減量術を行うために高周波生理食塩水プラズマの使用を組み込む、特定の前立腺組織処置デバイスを図示する。

【図４】図４は、エネルギーの供給源が組織切除のための流体流れを送達する、本発明のデバイスで使用するために好適なエネルギーの供給源を図示する。

【図５】図５は、エネルギーの供給源がレーザエネルギーを前立腺組織に送達するための偏向光学導波路を備える、本発明のデバイスで使用するために好適なエネルギーの供給源を図示する。

【図６】図６は、光学導波路が、レーザエネルギーを横方向に偏向させる鏡にレーザエネルギーを方向付けることを除いて、図５に示されるものに類似するデバイスを図示する。

【図７】図７は、エネルギーの供給源が、組織切除のための高周波エネルギーを送達するように尿道壁および前立腺組織に係合することができる、横方向に突出する電極を備える、本発明のデバイスで使用するために好適なエネルギーの供給源を図示する。

【図８】図８は、臨界圧を実証する組織切除速度のグラフである。

【図９ａ】図９ａは、選択的かつ制御された切除を図示する流れ図である。

【図９ｂ】図９ｂは、流体流れが尿道壁を貫通し、前立腺組織を切除するように構成される、選択的切除を図示する流れ図である。

【図１０ａ】図１０ａは、柱状流体流れ、および発散流体流れを図示する。

【図１０ｂ】図１０ｂは、柱状流体流れを発するように構成される組織改変デバイスの断面図を図示する。

【図１０ｃ】図１０ｃは、発散流体流れを発するように構成される組織改変デバイスの断面図を図示する。

【図１１】図１１は、流体流れが、随意に、電磁エネルギー用の導管として作用し得る、組織切除に流体流れを使用する組織改変デバイスを図示する。

【図１２】図１２は、実施形態による、処置プローブの構成要素を示す。

【図１３Ａ】図１３Ａおよび１３Ｂは、実施形態による、患者を処置するシステムを示す。

【図１３Ｂ】図１３Ａおよび１３Ｂは、実施形態による、患者を処置するシステムを示す。

【図１４Ａ】図１４Ａは、実施形態による、多目的シースおよびマニホールドを示す。

【図１４Ｂ】図１４Ｂは、実施形態による、マニホールドが患者に連結されたままで、複数の流体の伝達および受容のために構成された図１４Ａにおけるようなマニホールドのマ

ニホールド導管を示す。
【図１４Ｃ】図１４Ｃは、実施形態による、処置プローブおよび連鎖部の構成要素を示す。
【図１４Ｄ１】図１４Ｄ１は、実施形態による、連鎖部が器官の標的場所に係留された細長い要素に連結されるときのキャリアの急速交換を示す。
【図１４Ｄ２】図１４Ｄ２は、図１４Ｄ１におけるようなキャリア管を挿入するための連鎖部の近位端とのキャリアの遠位先端の整列を示す。
【図１４Ｄ３】図１４Ｄ３は、図１４Ｄ１におけるような連鎖部の近位端上の係止構造に向かって前進させられたキャリアを示す。
【図１４Ｄ４】図１４Ｄ４は、図１４Ｄ１および１４Ｄ２におけるような連鎖部に係止されたキャリアを示す。
【図１４Ｅ】図１４Ｅは、実施形態による、前立腺等の器官の組織を視認するように膀胱頸部に向かって前進させるための細長い要素に少なくとも部分的に挿入された膀胱鏡を示す。
【図１４Ｆ】図１４Ｆは、シースの中への細長い要素の前進を示す。
【図１４Ｇ】図１４Ｇは、実施形態による、スパインを備える細長い要素に連結された連鎖部を示す。
【図１４Ｈ】図１４Ｈは、実施形態による、連鎖管に挿入されたキャリア管およびキャリアを示す。
【図１５】図１５および１６は、実施形態による、流体ジェットを用いた自己洗浄を示す。
【図１６】図１５および１６は、実施形態による、流体ジェットを用いた自己洗浄を示す。
【図１７Ａ】図１７Ａは、実施形態による、図１３におけるような患者処置システムのディスプレイ上のユーザインターフェースの構成要素を示す。
【図１７Ｂ】図１７Ｂおよび１７Ｃは、実施形態による、マーカーの移動がエネルギーの流れの位置および配向に対応する、複数の画像上で移動するマーカーを示す。
【図１７Ｃ】図１７Ｂおよび１７Ｃは、実施形態による、マーカーの移動がエネルギーの流れの位置および配向に対応する、複数の画像上で移動するマーカーを示す。
【図１７Ｄ】図１７Ｄは、実施形態による、ユーザ定義切断プロフィールを示す。
【図１７Ｅ】図１７Ｅおよび１７Ｆは、実施形態による、切断プロフィールの複数の曲線状部分を画定するユーザインターフェースを示す。
【図１７Ｆ】図１７Ｅおよび１７Ｆは、実施形態による、切断プロフィールの複数の曲線状部分を画定するユーザインターフェースを示す。
【図１８】図１８は、図１７Ａにおけるようなユーザインターフェースの切断モード入力のためのシステム構成モードを示す。
【図１９】図１９は、図１７Ａにおけるようなユーザインターフェースの入力で選択された凝固モードを示す。
【図２０Ａ】図２０Ａは、実施形態による、処置座標参照フレームでの患者の画像のマッピングおよび整列を示す。
【図２０Ｂ－１】図２０Ｂは、実施形態による、患者を処置する方法を示す。
【図２０Ｂ－２】図２０Ｂは、実施形態による、患者を処置する方法を示す。
【図２１Ａ】図２１Ａおよび２１Ｂは、実施形態のシステムおよび方法に従って使用された３Ｄセグメント化画像のスクリーンショットを示す。
【図２１Ｂ】図２１Ａおよび２１Ｂは、実施形態のシステムおよび方法に従って使用された３Ｄセグメント化画像のスクリーンショットを示す。
【図２１Ｃ】図２１Ｃ－２１Ｆは、複数の画像のそれぞれの中で３次元処置計画およびユーザ定義処置プロフィールを画定するための標的組織の複数の矢状面像を示す。
【図２１Ｄ】図２１Ｃ－２１Ｆは、複数の画像のそれぞれの中で３次元処置計画およびユーザ定義処置プロフィールを画定するための標的組織の複数の矢状面像を示す。

【図２１Ｅ】図２１Ｃ－２１Ｆは、複数の画像のそれぞれの中で３次元処置計画およびユーザ定義処置プロフィールを画定するための標的組織の複数の矢状面像を示す。
【図２１Ｆ】図２１Ｃ－２１Ｆは、複数の画像のそれぞれの中で３次元処置計画およびユーザ定義処置プロフィールを画定するための標的組織の複数の矢状面像を示す。
【図２１Ｇ】図２１Ｇは、標的組織の横断像、および図２１Ｃ－２１Ｆの軸方向画像の平面を示す。
【図２１Ｈ】図２１Ｈは、図２１Ａ－２１Ｆの複数の画像に基づく３次元処置計画を示す。
【図２１Ｉ】図２１Ｉは、複数の画像の間の画像のユーザ入力処置プロフィールを示す。
【図２１Ｊ】図２１Ｊは、実施形態による、流体流れのスキャンパターンを示す。
【図２１Ｋ】図２１Ｋは、実施形態による、水ハンマーを含む流体流れ上のバッグを示す。
【図２２Ａ】図２２Ａおよび２２Ｂは、実施形態の原理に従って操作されているプローブの概略図を示す。
【図２２Ｂ】図２２Ａおよび２２Ｂは、実施形態の原理に従って操作されているプローブの概略図を示す。
【図２２Ｃ】図２２Ｃは、実施形態による、患者が処置されるときに組織を撮像するための、キャリアを伴う細長い要素の作業チャネルの中に配置された内視鏡を示す。
【図２３】図２３Ａおよび２３Ｂは、実施形態による、統合ジェット送達を提供するように構成されるキャリアを示す。
【図２４】図２４は、実施形態による、流体送達要素の流体送達要素および設計考察を備える、キャリアを示す。
【図２５】図２５Ａ－２５Ｃは、実施形態による、ジェット偏向を示す。
【図２６】図２６Ａ－２６Ｃは、実施形態による、ジェットマスキングを示す。
【図２７Ａ】図２７Ａおよび２７Ｂは、実施形態による、ジェット角度の変動を示す。
【図２７Ｂ】図２７Ａおよび２７Ｂは、実施形態による、ジェット角度の変動を示す。
【図２８】図２８は、実施形態による、同時に送達された複数のジェットを示す。
【図２９】図２９は、実施形態による、細切除去術を示す。
【図３０】図３０－３１Ｂは、実施形態による、単一管設計を示す。
【図３１】図３０－３１Ｂは、実施形態による、単一管設計を示す。
【図３２】図３２は、実施形態による、ヒト解剖学的構造に関して処置システムを位置合わせして場所特定する手段を示す。
【図３３】図３３は、実施形態による、第１の拡張可能バスケットと、第２の拡張可能バスケットとを備える、複数の拡張可能構造を示す。
【図３４】図３４は、実施形態による、ヒト解剖学的構造に関してシステムを位置合わせする手段を示す。
【図３５】図３５は、実施形態による、使い捨て可能なバルーンを示す。
【図３６】図３６は、実施形態による、組織切除および深さ制御を示す。
【図３７】図３７は、図３６に示されるような第１のサイズでの可視的な同伴領域を示す。
【図３８】図３８は、実施形態による、組織切除深さ制御を示す。
【図３９】図３９は、実施形態による、図３６および３７に示されるものとは異なる圧力での、図３８に示されるような生理食塩水中の同伴領域「炎域（ｆｌａｍｅ）」の光学的画像を示す。
【図４０】図４０は、実施形態による、複数の圧力およびノズルの最大貫通の深さと対比したノズル流速を示す。
【図４１】図４１は、実施形態による、最大貫通の深さと対比したノズル背圧を示す。
【図４２】図４２は、実施形態による、１３０ミクロンノズルおよび１５０ミクロンノズルの背圧と対比したノズル流速を示す。
【図４３】図４３は、実施形態による、組織を衝打することなく生理食塩水中で組織を切

断するように構成されるジェットの周波数スペクトルを示す。
【図４４】図４４は、実施形態による、周波数スペクトルが組織の切除に対応する高周波数成分の増加を有する、組織を切除する図４３におけるようなジェットの周波数スペクトルを示す。
【図４５】図４５は、実施形態による、実質的に一定の圧力および可変速度を用いた手術部位の圧力調整を示す。
【図４６】図４６は、実施形態による、実質的に固定された流体流れ、および実質的に一定の圧力を提供するポンプを用いた手術部位の流れ調整を示す。
【図４７】図４７は、処置部位を撮像するように流体放出要素の近傍に位置する超音波アレイを有する、経尿道処置プローブを示す。
【図４８Ａ】図４８Ａは、実施形態による、処置入力パラメータおよび処置監視パラメータを伴うユーザインターフェース画面を示す。
【図４８Ｂ】図４８Ｂは、実施形態による、処置部位のリアルタイム超音波画像を伴う図４８Ａにおけるようなユーザインターフェースを示す。
【図４９】図４９および５０は、それぞれ、実施形態による、細長い超音波プローブが超音波プローブの細長い軸に沿って移動するにつれて組織形状の変化を阻止する、経直腸超音波プローブを覆う剛性シースの側面図および等角図を示す。
【図５０】図４９および５０は、それぞれ、実施形態による、細長い超音波プローブが超音波プローブの細長い軸に沿って移動するにつれて組織形状の変化を阻止する、経直腸超音波プローブを覆う剛性シースの側面図および等角図を示す。
【図５１】図５１Ａは、実施形態による、剛性シースの突起に係合して、手術のために定位置で剛性シースを保持するように構成される、ドッキング構造を示す。図５１Ｂは、ドッキング構造が係止可能なアームに連結される処置の間に剛性シースを支持してその移動を阻止するために、剛性シースをドッキング構造と係合させるドッキング構造を示す。
【図５２】図５２Ａおよび５２Ｂは、それぞれ、実施形態による、動的先端を有する支持構造を備える、処置プローブの等角図および断面図を示す。
【図５３】図５３は、切除ジェットのノズル近傍で移動するプローブ上に位置する流体を受容するように構成されるチャネルを用いた、プローブへのベンチュリ吸引を示す。
【図５４】図５４は、実施形態による、組織を焼灼するためにプローブの細長い軸の周囲で回転するように構成される、焼灼プローブ上の高周波（以降では「ＲＦ」）電極を示す。
【図５５】図５５は、実施形態による、組織を焼灼するために焼灼プローブの細長い軸の周囲で回転するように構成される、双極電極を示す。
【図５６】図５６は、実施形態による、プローブに組み込まれた吸引および洗浄を有する、統合組織処置プローブを示す。
【図５７】図５７は、プローブが処置を視認する内視鏡とともに剛性シースの中に配置されている、遠位端上の流体吸上のための開口部を伴う統合処置プローブを示す。
【図５８】図５８は、実施形態による、プローブが処置を視認する内視鏡とともに剛性シースの中に配置されている、吸引開口部を通して吸引し、洗浄開口部を通して洗浄するように遠位端上に吸引開口部および洗浄開口部を有する、統合処置プローブを示す。
【図５９】図５９Ａ、５９Ｂ、および６０は、実施形態による、プローブのノズル角度を示す。
【図６０】図５９Ａ、５９Ｂ、および６０は、実施形態による、プローブのノズル角度を示す。
【図６１】図６１、６２、および６３は、それぞれ、実施形態による、処置ジェットのノズルの回転と実質的に同軸である視認経路を有する、処置プローブの等角図、側面図、および断面図を示す。
【図６２】図６１、６２、および６３は、それぞれ、実施形態による、処置ジェットのノズルの回転と実質的に同軸である視認経路を有する、処置プローブの等角図、側面図、および断面図を示す。

【図６３】図６１、６２、および６３は、それぞれ、実施形態による、処置ジェットのノズルの回転と実質的に同軸である視認経路を有する、処置プローブの等角図、側面図、および断面図を示す。
【図６４】図６４および６５は、実施形態による、内視鏡と、剛性を追加し、剛性シースの中へ内視鏡を案内する摺動伸縮式構造とを示す。
【図６５】図６４および６５は、実施形態による、内視鏡と、剛性を追加し、剛性シースの中へ内視鏡を案内する摺動伸縮式構造とを示す。
【図６６】図６６は、実施形態による、電極の少なくとも部分的な手動処置および水ジェットを用いた少なくとも部分的な自動化された処置のために構成される、処置プローブを示す。
【図６７】図６７は、実施形態による、双極電極を用いた少なくとも部分的な手動処置および液体ジェットを用いた少なくとも部分的な自動化された処置のために構成される、処置プローブを示す。
【図６８】図６８は、図６６および６７におけるような処置プローブのハンドピースを示す。
【図６９】図６９は、実施形態による、ヒトの眼に見える切除炎域を示す。
【図７０】図７０は、図６９におけるような切除炎域の高速画像を示す。
【図７１】図７１は、実施形態による、複数の重複する場所で円滑かつ制御された組織浸食を提供する、複数の飛散するパルスおよび切除ジェットの掃引を示す。
【図７２】図７２は、実施形態による、患者を処置するカテーテル９５０を示す。
【図７３】図７３は、実施形態による、図７２におけるようなカテーテルの遠位端を示す。
【図７４】図７４は、実施形態による、市販の内視鏡の作業チャネルの中に配置されたカテーテルを示す。
【図７５】図７５は、実施形態による、図７４におけるような内視鏡の中に配置された図７２および７３のようなカテーテルと、内視鏡およびカテーテルの遠位端の偏向とを示す。
【図７６】図７６は、実施形態による、切断の最大組織貫通の深さ、およびノズルを通る流速を示す。
【図７７】図７７は、組織の選択的除去のためのモデルとして、ジャガイモの切開上に位置付けられた血管を伴うジャガイモの選択的除去を示す。
【発明を実施するための形態】
【００３１】
（詳細な説明）
本発明の実施形態の原理が利用される、例証的実施形態を記載する以下の詳細な説明、および添付図面を参照することにより、本開示の特徴および利点のより良い理解が得られ得る。
【００３２】
詳細な説明は、多くの詳細を含有するものの、これらは、本発明の範囲を限定するものと解釈されるべきではなく、本発明の異なる実施例および側面を例証するにすぎないと解釈されるべきである。本発明の範囲は、上記で詳細に議論されていない他の実施形態を含むことを理解されたい。当業者に明白であり得る種々の他の改変、変更、および変形例が、本明細書で説明されるような本発明の思想および範囲から逸脱することなく、本明細書で開示される本発明の方法および装置の配列、動作、および詳細に行われてもよい。
【００３３】
本明細書で開示される実施形態は、改良された処置を患者に提供する多くの方法のうちの１つ以上の方法で組み合わせられてもよい。開示された実施形態は、例えば、前立腺手術ならびに他の組織および器官の手術の既知の方法との組み合わせ等の、改良された処置を提供するように先行技術の方法および装置と組み合わせることができる。本明細書で説明されるような構造およびステップのうちのいずれかの１つ以上は、本明細書で説明され

るような方法および装置のいずれかの１つ以上の付加的な構造およびステップと組み合わせることができ、図面およびサポートするテキストは、実施形態による説明を提供することが理解されるべきである。

【００３４】

本明細書で説明されるような処置プロフィールおよび容量の処置計画および定義は、前立腺手術との関連で提示されるが、本明細書で説明されるような方法および装置は、脳、心臓、肺、腸、眼、皮膚、腎臓、肝臓、膵臓、胃、子宮、卵巣、精巣、膀胱、耳、鼻、口、骨髄、脂肪組織、筋肉、腺および粘膜組織、脊髄および神経組織、軟骨等の軟組織、歯、骨等の硬質生物学的組織、ならびに洞、尿管、結腸、食道、肺の通路、血管、および喉等の身体管腔および通路の身体の任意の組織ならびに身体の任意の器官および血管を処置するために、使用することができる。

【００３５】

本明細書で使用されるように、ＡｑｕａｂｌａｔｉｏｎＴＭという用語は、水を用いた切除を包含する。

【００３６】

本明細書で使用されるように、望遠鏡、内視鏡、および膀胱鏡という用語は、同義的に使用される。

【００３７】

本明細書で使用されるように、同伴（ｅｎｔｒａｉｎｍｅｎｔ）領域およびキャビテーション領域という用語は、同義的に使用される。

【００３８】

本明細書で説明されるような撮像および処置プローブは、多くの方法の１つ以上で組み合わせることができ、多くの実施形態では、患者の画像は、除去される組織の容量の標的容量および標的プロフィールを画定するために使用することができる。除去される組織のプロフィールは、効果的に組織を除去するように計画することができる。本明細書で説明されるような撮像のための方法および装置は、処置のために有益に計画するために使用することができる。代替として、または組み合わせて、本明細書で説明されるような撮像方法および装置は、例えば、患者が処置される際にリアルタイムで処置を修正するために使用することができる。

【００３９】

正確な量の組織が切除され得るという確認を提供するように、可視的な同伴およびキャビテーション領域を、ディスプレイ上に示される組織および処置領域の画像と組み合わせることができる。多くの実施形態では、可視的な同伴領域の距離は、外科医が、画像に基づいて、および流速、ノズル直径、または圧力のうち１つ以上等の処置パラメータの調節により、切断の深さを選択することができるように、最大切断深さに対応する。

【００４０】

本明細書に記載されるような可視的な同伴領域は、ノズル等のエネルギーの供給源から発せられる流体流れのキャビテーションの領域を備え、最大切除深さは、可視的な同伴領域の距離に対応する。可視的な同伴領域によって、ユーザが、形成されているキャビテーションポケットに応答して波を散乱する可視および超音波画像等のキャビテーションポケットの形成に感受性である画像を用いて同伴領域を可視化できることを意味する。

【００４１】

ユーザが種々の方法で１つ以上の多くの組織を処置することを可能にするように、複数のキャリアプローブを提供することができる。シャフト等の作業チャネルを有する細長い構造要素は、第１のキャリアプローブが１つ以上のキャリアプローブと交換されるときに、患者の中に位置付けられたままである。多くの実施形態では、キャリアプローブは、連鎖部が患者の内部構造に係留された細長い要素に固定して取り付けられたままである間に、急速に交換することができる。患者に挿入されるキャリアプローブのそれぞれは、例えば、処置計画に基づいて識別することができる。

【００４２】

本明細書で使用されるように、プロセッサは、１つ以上のプロセッサ、例えば、単一のプロセッサ、または例えば、分散処理システムの複数のプロセッサを包含する。本明細書で説明されるようなコントローラまたはプロセッサは、概して、プロセスのステップを実行する命令を記憶するような有形媒体を備え、プロセッサは、例えば、中央処理装置、プログラマブルアレイ論理、ゲートアレイ論理、またはフィールドプログラマブルゲートアレイのうちの１つ以上を備えてもよい。

【００４３】

本明細書で使用されるように、画像の横断面は、画像の水平面、画像の軸方向面、または画像の横断断層面と称されてもよい。軸方向面に沿った画像は、軸方向画像と称されてもよい。

【００４４】

本明細書で使用されるように、プローブは、患者等の対象に挿入される物体を包含する。

【００４５】

本明細書で使用されるように、類似文字および数字は、類似要素を識別する。

【００４６】

本明細書で使用されるように、ディスプレイ上に示されるリアルタイム画像は、示された事象の数秒以内に示される画像を包含する。例えば、組織構造のリアルタイム画像は、取得されている画像の約１０秒以内のディスプレイ上にリアルタイム画像を提供することを包含する。

【００４７】

本明細書で使用されるように、遠位および近位という用語は、装置から参照される場所を指し、解剖学的参照の反対であり得る。例えば、プローブの遠位場所は、患者の細長い部材の近位場所に対応してもよく、プローブの近位場所は、患者の細長い部材の遠位場所に対応し得る。

【００４８】

水ジェットの移動が電動式であり、事前選択されたルーチンでコンピュータ制御下にある、自動化ロボット制御は、手動制御では可能ではない正確で微細に詳細な切除を可能にする。利点は、手技に必要とされる時間の短縮、より少ない合併症、改善された結果、および外科医に必要とされるより少ない訓練時間を含む。これらの改良の多くは、処置医師の手先の器用さの必要性を低減または排除することから生じる。自動化制御はさらに、ノズルの切断力が、完全手動制御では達成可能ではないレベルまで増加させられることを可能にする。本システムは、手技のあまり重要ではない部分の間に、例えば、手術を受け、切断および焼灼の際に修正時および修正の間に作動するような領域の初期選択中に、手動で制御されてもよい。プロトコルのこれらのあまり重要ではない段階中でさえも、自動化制御によって提供される精度および円滑性の増加は、手の震えの低減およびフィルタリングを提供することができる。別の有意な利点は、自動化が手技の予備試験または「予行演習」を可能にすることである。切断ルーチンが選択されるとき、切断を伴わない手技の模擬中にレーザを位置付けるように、ジョイスティックまたは他の制御要素を使用して、領域の限界を選択することができる。実際の手技を開始する前に誤差を補正することができるように、切断が開始する前に変更を行うことができる。

【００４９】

閉ループおよびリアルタイム自動化は、器官内の切除容量位置合わせと、原位置（ｉｎ　ｓｉｔｕ）での深さおよび容量測定とを含む、ロボット自動化によって提供される新しい能力である。例えば、超音波または他の術前もしくはリアルタイム画像から、制御システムに器官幾何学形状データを入力する能力により、切断領域を器官内に正確に位置合わせすることができる。これは、切除がどれだけ皮膜の表面および／または前立腺の中の神経血管束に近いか等の重要な許容範囲に関して、手動手技の不正確性を排除する。加えて、切除された容量自体の形状は、一式の事前にプログラムされたルーチンから選択可能かつ調節可能であり得、切断運動および圧力をどのようにして制御するかの詳細は、ひいて

は、外科医によってボタンを押すとアクセスの準備ができている、ロボット手術道具に記憶される、広範な工学知識により、事前に解決されている。例えば、組織の切除された形状は、本明細書で説明され、例えば、図２１Ａおよび２１Ｂの２つのスクリーンショットにおいて以下で図示されるように、ドーム形、立方体、ティアドロップ型、または標的容量の３Ｄレンダリングから直接的のうちの１つ以上等の予め画定された処置プロフィールを備えてもよい。加えて、外科医は、安全性の別の層をシステムに追加する、超音波画像によって提供されるフィードバックに基づいて、リアルタイムで切断パラメータを調節することができる。

【００５０】

参照による組み込み

【００５１】

図１から１１および対応するテキストの主題は、その全開示が参照することにより本明細書に以前に組み込まれている、第ＵＳ　２０１１０１８４３９１号［代理人整理番号４１５０２－７０３．５０１］として公開された、「ＭＵＬＴＩ　ＦＬＵＩＤ　ＴＩＳＳＵＥ　ＲＥＳＥＣＴＩＯＮ　ＭＥＴＨＯＤＳ　ＡＮＤ　ＤＥＶＩＣＥＳ」と題された２０１０年２月４日出願の米国出願第１２／７００，５６８号、および「ＭＵＬＴＩ　ＦＬＵＩＤ　ＴＩＳＳＵＥ　ＲＥＳＥＣＴＩＯＮ　ＭＥＴＨＯＤＳ　ＡＮＤ　ＤＥＶＩＣＥＳ」と題され、２０１１年１１月８日に第ＷＯ２０１１０９７５０５号として公開された、２００７年４月８日出願のＰＣＴ出願第ＰＣＴ／ＵＳ２０１１／０２３７８１号で説明されるように、参照することにより組み込まれている。

【００５２】

図１を参照すると、本発明の原理に従って構築される例示的な前立腺組織減量術デバイス１０は、概して、遠位端１４および近位端１６を有するシャフト１２を含む、カテーテルアセンブリを備える。シャフト１２は、典型的には、近位端１６におけるハブ１８から遠位端１４近傍の場所まで延在する、１、２、３、４本、またはそれを上回る軸方向管腔を含む、ポリマー押し出し物であり得る。シャフト１２は、概して、１５ｃｍ～２５ｃｍの範囲内の長さ、および１ｍｍ～１０ｍｍ、通常は２ｍｍ～６ｍｍの範囲内の直径を有し得る。シャフトは、以下でさらに詳細に説明されるように、男性の尿道を通して上向きに導入され得るように、十分な柱強度を有し得る。

【００５３】

シャフトは、エネルギー送達領域２０中に位置付けられるエネルギーの供給源を含み、その場合、エネルギーの供給源は、以下でさらに詳細に議論されるように、いくつかの特定の構成要素のうちのいずれか１つであり得る。エネルギー送達領域の遠位では、膨張式係留バルーン２４が、シャフトの遠位端１４に、またはそれの非常に近接して位置付けられ得る。バルーンは、軸方向管腔のうちの１つを通して、ハブ１８を通して接続されたバルーン膨張源２６に接続され得る。エネルギーの供給源２２およびバルーン膨張源２６に加えて、ハブはさらに、随意に、注入／洗浄源２８、吸引（減圧）源３０、および／またはガス注入（加圧ＣＯ２または他のガス）源３２のための接続を含み得る。例示的実施形態では、注入または洗浄源２８は、軸方向管腔（図示せず）を通して、バルーンアンカ２４の近位にあり、かつエネルギー送達領域２０の遠位にある、１つ以上の送達ポート３４に接続することができる。吸引源３０は、通常はエネルギー送達領域２０の近位に位置付けられる、第２のポートまたは開口部３６に接続することができる一方で、ガス注入源３２は、同様に通常はエネルギー送達領域の近位に位置する、付加的なポート３８に接続することができる。ポート３４、３６、および３８の場所は、重要ではないが、特定の位置が、本明細書で説明される特定の利点をもたらし得ることと、例えば、シャフト１２を覆って位置付けることができる同軸スリーブ、シース、および同等物を含む、付加的なカテーテル、管、および同等物によって、管腔および送達手段を提供できることとが、理解され得る。

【００５４】

現在の実施形態は、ヒトの前立腺を参照して説明されるが、それらは、哺乳類の前立腺

全般を処置するために使用されてもよいことが理解される。ここで図２Ａ－２Ｄを参照すると、前立腺組織減量術デバイス１０は、男性の尿道Ｕを通して、膀胱Ｂの遠位の直近に位置する前立腺Ｐ内の領域へ導入される。解剖学的構造が図２Ａに示されている。係留バルーン２４が膀胱頸部ＢＮ（図２Ｂ）のすぐ遠位に位置するように、いったんカテーテル１０が位置付けられると、好ましくは、図２Ｃに示されるように、実質的に膀胱の内部全体を占有するように、バルーンを膨張させることができる。いったん係留バルーン２４が膨張させられると、前立腺組織減量術デバイス１０の位置は、エネルギー送達領域２０が前立腺Ｐ内に位置付けられるように、尿道Ｕ内で固定されて安定させられ得る。エネルギー送達領域２０の適正な位置付けは、膀胱内の係留バルーン２４の膨張のみに依存することが理解され得る。前立腺が膀胱頸部ＢＮの直接近位に位置する際に、典型的には、０ｍｍ～５ｍｍ、好ましくは、１ｍｍ～３ｍｍの範囲内で、バルーンの近位端に特に近接してエネルギー送達領域の遠位端を離間することによって、送達領域を適正に場所特定することができる。係留バルーン２４が膨張させられた後に、図２の矢印によって示されるように、減量術のためにエネルギーを前立腺の中へ送達することができる。いったんエネルギーがある時間にわたって所望の表面領域上に送達されると、エネルギー領域を停止することができ、前立腺は、図２Ｄに示されるように、尿道に対する圧力を軽減するように減量され得る。そのときに、洗浄流体が、図２Ｄに示されるように、ポート３４を通して送達され、ポート３６の中へ吸引されてもよい。随意に、処置後、この領域は、改変されたか、または別個のカテーテルデバイスを使用して配置することができる、焼灼バルーンおよび／またはステントを使用して焼灼することができる。

【００５５】

ここで図３－７を参照して、いくつかの代表的なエネルギー送達領域を説明する。ここで図３を参照すると、本発明の原理に従って構築される第１の例示的な前立腺切除デバイス１１０は、近位端１１４および遠位端１１６を有する、シャフト１１２を備える。複数のノズル１１８は、１ｃｍ～５ｃｍの範囲内の距離だけ遠位端１１６から近位方向に離間した場所でシャフト１１２上に載置される。典型的には、プラズマを生成することが可能なセラミックコア、または導電性流体の半径方向で外向きに流れを方向付けることが可能であるポートである、ノズルは、図３の破線で示されるように、ノズル１１８が半径方向外向きに移動させられることを可能にする、構造１２０上に載置されてもよい。膨張式バルーンとして示されるアンカ１２２は、ノズル１１８と遠位先端１２４との間の場所でシャフト１１２の遠位端１１６上に載置される。拡張可能構造１２２は、以下でさらに詳細に説明されるように、ノズルアレイ１１８が前立腺内に位置するように、シャフト１１２を係留するよう膀胱内で拡張されることが可能であり得る。シャフト１１２は、シャフトの近位端１１４から遠位端１１６へエネルギーおよび物質を送達するために、管腔、通路、導電性ワイヤ、および同等物を含み得る。例えば、ＲＦエネルギーの供給源１２６は、典型的には、シャフト１１２内の管腔を通して、供給源１２８からノズル１１８へ送達される導電性流体にＲＦエネルギーを送達するために、シャフト１１２、通常はノズル１１８に接続され得る。典型的には、１つ以上の吸引ポート１３２に接続される減圧源１３０への吸引を可能にするために、他の管腔、チャネル、または導管が提供され得る。供給源１３４からポート１３６への生理食塩水等の洗浄流体の導入を可能にするために、他の導管がシャフト１１２内で提供されてもよい。他の場合において、吸引および洗浄が同時よりもむしろ連続的に行われ得るように、吸引および洗浄源１３０ならびに１３４を共通ポートに接続することが可能であり得る。さらに、随意に、ガス注入源１４０をアレイ１１８の領域中のシャフト上の１つ以上のガス注入ポート１４２に接続するために、内部管腔、導管、または同等物が提供されてもよい。最後に、バルーン１２２をバルーン膨張源１４４に接続するために、内部管腔、導管、または同等物が提供されてもよい。

【００５６】

図４に示されるように、シャフト１２内に配置される送達管３８０上で担持される高圧ノズル２００によって、例示的なエネルギー送達領域２０を形成することができる。キャリア管３８０は、前立腺内の尿道の全体または選択された部分を覆って、ノズル２００か

ら発する流体流れ２０８をスキャンまたはラスタすることができるように、矢印２０４によって示されるように軸方向に並進され、および／または矢印２０６によって示されるように回転させられてもよい。そのような高圧水処置のための特定の圧力および他の詳細は、例えば、ＪｉａｎおよびＪｉａｊｕｎ（上記参照）で説明されている。

【００５７】

ここで図５を参照すると、エネルギー送達領域２０内のエネルギーの供給源は、回転および並進するシャフト３８０上に担持される光ファイバ導波路またはファイバ束２２０を備えてもよい。光学導波路２２０は、キャリア管３８０を回転および／または並進させることによって、尿道壁および前立腺組織上をスキャンまたはラスタされ得るビーム２２２で、レーザまたは他のコヒーレント光エネルギーを伝達する。

【００５８】

図６に示されるように、光学導波路またはファイバ束２３０からのレーザエネルギーは、鏡２３２に対して軸方向に方向付けられてもよく、導波路および鏡は両方とも、回転し、そして軸方向に並進するキャリア管３８０上に担持される。再度、キャリア管３８０を回転および／または並進させることによって、発するビーム２３４は、尿道壁上をスキャンまたはラスタすることができる。

【００５９】

ここで図７を参照すると、さらに別の実施形態では、回転および軸方向に並進する管３８０は、管から横方向に突出する電極２４０を担持してもよい。電極２４０は、電極が尿道壁および前立腺組織に接触するときに、単極または双極モードのいずれか一方で高周波エネルギーを送達することができるように、高周波エネルギーの供給源への接続のために適合され得る。したがって、高周波エネルギーは、前立腺組織の選択された容量および領域上の組織を切除することができる。随意に、高周波エネルギーの性質を変化させることによって、電極２４０はまた、組織が処置された後にそれを焼灼するために使用することもできる。

【００６０】

本発明の一実施形態では、本デバイスは、組織を選択的に切除するように構成され、他の組織組成を無傷のままにしながら、いくつかの組織組成の除去を引き起こす。例えば、前立腺および近傍領域は、前立腺組織、前立腺内血管、線維筋性間質、皮膜組織、括約筋、精嚢等を含む、種々の組織組成を含む。ＢＰＨまたは他の前立腺症状を処置するとき、前立腺組織を除去し、血管および皮膜組織等の他の組織を実質的に損傷されていないままにすることが望ましい。

【００６１】

本明細書で参照されるように、切除という用語は、組織細胞の１つ以上の集塊の除去、組織細胞のフラクションの除去等を含む、組織の任意の除去を含むように意図されている。

【００６２】

選択的組織切除によってＢＰＨを処置することの利点は、前立腺内血管にほとんどまたは全く損傷がなく、結果として、限定された出血があるため、焼灼の必要性の低減である（または必要性がない）。別の利点は、選択的切除が、前立腺皮膜、括約筋、精嚢等の周辺組織を穿孔するか、または別様に損傷する危険性を減少させるために、失禁またはインポテンスの可能性が減少することである。

【００６３】

組織を切除するために流体流れを使用するとき、選択的組織切除は、他の組織組成を実質的に損傷されていないままにしながら、いくつかの組織組成を除去するように、ノズルまたは他の流体送達要素内の圧力、または流れにおける流体の流速等の流体流れの１つ以上のパラメータを変化させることによって、達成されてもよい。

【００６４】

一実施形態では、流体流れパラメータは、非標的組織が、長期間、すなわち、典型的には、所望の切除を達成するために十分である期間にわたって、流体流れに暴露されるとき

でさえも、これらの組織を実質的に損傷されていないままにするように構成されてもよい。別の実施形態では、流体流れパラメータは、非標的組織より実質的に高い速度で標的組織を切除し、それによって、非標的組織への損傷を制限するように構成されてもよい。そのようなパラメータは、選択的に切除されるべき標的組織に応じて調節されてもよい。

【００６５】

一実施形態では、切除の速度は、非腺組織より腺組織に対して高いように構成される。切除の速度は、上記で説明されるように、流体の圧力を変更することによって、または他の流体パラメータを調節することによって、構成されてもよい。具体的には、腺組織の切除の速度は、処置期間中に非腺組織が効果的に損傷されないままであるように、非腺組織より有意に高いように構成されてもよい。例えば、腺組織の切除の速度は、非腺組織より少なくとも２倍高いように構成されてもよい。別の実施例として、腺組織の切除の速度は、非腺組織より少なくとも１０倍高いように構成されてもよい。

【００６６】

除去プロセスが組織の引裂を伴い、組織マトリックスが破裂または断裂する点まで、組織がマイクロスケールで伸張されるため、組織切除が臨界圧（それ未満では組織が切除されず、それを越えると組織が除去され得る圧力）を有することに留意されたい。組織が弾性であるため、臨界破壊点が存在し得る。異なるタイプの組織は、異なる臨界破壊点、したがって、それらと関連付けられる異なる臨界圧を有し得る。

【００６７】

実際に、特定の流体送達要素サイズ（ノズル直径等）が与えられると、各組織タイプは、典型的には、それ未満では切除の速度がゼロに近づき、それを越えると切除の速度が、概して、単調に、おそらく、指数関数的に増加する流体流れ供給源の臨界圧（以降ではＰｃｒｉｔとも称される）を有する。具体的には、組織組成の差異により、流体流れ供給源の圧力は、より高い臨界圧を伴う他の組織タイプを、概して、損傷されていないままにしながら、特定のタイプの組織を選択的に切除するように構成されてもよい。

【００６８】

本実施形態による、多組織環境において組織を切除することの重要な側面は、１つの組織タイプが切除され、別の組織タイプが実質的に損傷されないままである処置計画で手術することが可能であることである。これは、２つの組織タイプの臨界圧の間の圧力で手術するときに、最も顕著に起こる。図８で見られるように、流体流れの動作圧力ｐ０は、組織１が０より大きい切除速度を受けるように、組織１の臨界圧より大きい（／＞，，＞ｐｃｒｉｔｉ）一方で、組織２が実質的にほぼゼロである切除の速度を受けるように、組織２の臨界圧未満の圧力ｐ０（ｐ０＜ｐｃｒｉｔ２）を保つように構成されてもよい。そのような構成では、流体流れは、組織２ではなく組織１を選択的に切除するように構成されると言える。

【００６９】

ＢＰＨを処置するように構成される一実施形態では、流体流れ供給源の圧力は、前立腺組織の臨界圧を上回るが、非前立腺組織の臨界圧を下回るように構成される。そのような実施形態では、圧力は、腺組織を切除するように十分高いが、低すぎて前立腺内血管、線維筋性間質、皮膜組織等の非腺組織を実質的に切除または損傷することはできない。一実施形態では、流体は、流体送達要素から出て行く前に約１～３０，０００ｐｓｉの範囲内の圧力、より好ましくは、約５０～１，５００ｐｓｉの範囲内の圧力、最も好ましくは、約１００～１，０００ｐｓｉの範囲内の圧力まで加圧される。

【００７０】

以下の実施例は、流体流れ切除のためのいくつかの組織臨界圧を例証する。以下の構成は、例として提供され、限定的として解釈されるべきではないことに留意されたい。

【００７１】

（実施例１）

異なる腎臓組織組成の例示的な臨界圧。組織臨界圧が、ブタ腎臓において測定された。その組成が前立腺組織の組成に類似するため、腎臓組織が選択された。直径約２００ミク

ロンの柱状流体流れが、組織切除に使用された。腺組織（腎臓のピンク色の外側部分）は、非常に軟質であり、指圧で容易に断裂する一方で、腎臓の内側は、より強靭な脈管組織を備える。この流体流れを用いた腺組織の臨界圧は、以下の表１で見られるように、約８０ｐｓｉであり、血管組織については約５００ｐｓｉであることが分かった。

【００７２】

表１：ブタ腎臓の中の腺および脈管組織の異なる臨界圧

【表１】

組織	P_{crit} (psi)
腺	80
脈管	500

【００７３】

例えば、実験は、約５００ｐｓｉの液体供給源圧力とともに直径約２００ミクロンのノズルを使用してブタ腎臓を切除するときに、１０ｃｍ領域にわたる切除の速度は、腺組織については３０秒につき約１ｃｍ（すなわち、３０秒につき１０ｃｃの切除）、脈管組織については１８０秒につき約０．１ｃｍ未満であり、これが、切除速度の約６０倍差であることを示す。したがって、同一の切除期間内に、脈管組織より多くの腺組織が切除され得る。それによって、切除期間は、脈管組織への実質的な損傷を伴わずに腺組織の切除を可能にするように構成することができる。切除の速度は、流体の供給源圧力および／またはノズルのサイズを変化させることによって調節されてもよい。例えば、腺組織の切除の速度は、約１ｃｃ／分、５ｃｃ／分、１０ｃｃ／分、３０ｃｃ／分、または他の速度に調節されてもよい。上述のように、ノズルのサイズを変化させることは、流体流れに十分な力で組織へ作用させて、所望の切除速度を達成するために、必然的に流体の供給源圧力を変化させ得ることが、本明細書で理解される。

【００７４】

図９ａは、一実施形態による、選択的前立腺切除のための方法を図示する流れ図である。ステップ７００で、本デバイスは、上記で説明されるように尿道の中に位置付けられ、係留される。ステップ７０１で、流体の供給源の圧力、流体流れの形状等の種々の流体パラメータは、前立腺組織等の特定の組織タイプを切除するように構成される。流体パラメータを構成することによって、制御された選択的切除を達成するために、流体力、切除の速度、処置時間、切除される組織の面積等を制御することができる。パラメータが構成された後、ステップ７０２で、本デバイスは、流体流れを放出して標的組織を切除するように構成される。ステップ７０３で、処置が完了したと決定された場合、本デバイスは、ステップ７０４で尿道Ｕから引き出される。

【００７５】

しかしながら、ステップ７０３で処置がまだ完了していないと決定された場合には、流体パラメータは、ステップ７０１で説明されるように、必要に応じて再構成されてもよく、ステップのサイクルは、処置が完了するまで繰り返す。具体的には、流体パラメータの再構成は、完全な処置のために２つの異なるタイプの組織を切除することが所望される、実施形態において有利である。そのような実施形態では、流体パラメータは、切除されるべき標的組織のタイプの変化を考慮するように調節されてもよい。

【００７６】

典型的には、腺組織の一部または全体が切除された後、脈管または皮膜組織等の他の組織タイプが、流体流れに暴露され得る。流体流れパラメータは、腺組織を選択的に切除するように構成されるが、流体パラメータは、非腺組織の段階的な暴露を考慮するように、および必要に応じて切除選択性を微調整するように、切除手技中に動的に調節されてもよいことも企図される。このようにして、流体パラメータがステップ７０１で再構成された

後、次いで、ステップ７０２で、再構成された流体流れは、組織切除を継続するように発せられ、動作は、処置が完了するまで継続する。

【００７７】

具体的には、尿道内から前立腺を処置するときに、尿道壁が流体流れ供給源（ノズルまたは他の流体送達要素等）と切除される標的前立腺組織との間に配置されることに留意されたい。

【００７８】

したがって、一実施形態では、流体流れパラメータは、最初に、尿道組織の一部分（例えば、尿道壁）を切除および貫通するように構成される。しかしながら、前立腺組織の組成が尿道組織の組成より弱いため、尿道壁を切除するために使用されるものと同一の流体流れ力で腺組織を切除することを回避することが望ましい。これを達成するために、流体流れは、より長い期間ではなく、尿道壁を切除および貫通するために十分である期間にわたって使用されてもよい。その後、低減した強度の流体流れが、前立腺組織を切除するために使用され得る。

【００７９】

図９ｂは、一実施形態による、流体流れが最初に尿道壁を貫通および切除するように構成される、選択的前立腺切除のための方法を図示する流れ図である。ステップ８０１で、本デバイスは、上記で説明されるように、尿道の中に位置付けられ、係留される。ステップ８０２で、本デバイスは、尿道壁を切除および貫通するために十分な力の流体流れを放出するように構成される。ステップ８０３では、流体流れが尿道壁を貫通した後、流体流れは、前立腺内脈管、皮膜、および他の非腺組織を実質的に損傷されていないままにしながら、所望の前立腺組織を選択的に切除するレベルに調節される。

【００８０】

加えて、流体流れの形状も選択的切除に影響を及ぼすことが企図される。流体流れは、柱状流体流れ３３３または発散流体流れ３３４として図１０ａで例示的に示されているが、流体流れは、本発明の実施形態に従って切除を可能にする任意の形状または構成であってもよいことが企図される。具体的には、以下でさらに詳細に説明されるように、柱状流体流れ構成および発散流体流れ構成の両方にとっての多数の利点がある。

【００８１】

柱状流体流れ構成３３３では、本デバイスは、実質的にゼロの発散角を有する実質的に集束されたロッド様流体柱として、流体流れを発する。一実施形態では、この柱状流体流れは、概して、真っ直ぐな、または非発散流体流れとして構成される。そのような構成では、本デバイスは、実質的に円筒または他の非発散形状として流体流れを発し、それによって、流体送達要素からの組織距離とは大部分が無関係である領域またはスポットサイズにわたって、エネルギーを組織に送達する。随意に、流体流れは、組織に送達されるエネルギーを集束するために、例えば、流体送達要素が複数のノズルを備える場合、または流体が気泡を含む場合に、収束するように調節されてもよい。

【００８２】

図１０ｂは、前立腺等の組織を改変するように柱状流体流れを発するデバイスの断面図を示す。デバイスの細長い要素３１０（上記で説明されるようなシャフト等）は、尿道Ｕ内に配置される。細長い要素３１０内のキャリア管（図示せず）上に配置される流体送達要素３２０は、柱状流体流れ３３３を発するように構成される。本明細書で理解されるように、流体送達要素３２０は、上記で説明されるようなノズル、または流体を発するように構成される任意の他の要素を備えてもよい。柱状流体流れ３３３は、切除領域ＲＡ内の尿道壁ＵＷおよび前立腺組織Ｐ等の組織を切除するように構成される。

【００８３】

切除領域ＲＡの幅が流体送達要素３２０からの流体距離と実質的に無関係であるため、柱状流体流れ構成の１つの特性は、切除領域ＲＡが流体送達要素３２０からの特定の距離について実質的に一定のままであることである。これは、流体流れ３３３が流体送達要素３２０から離れて進行し、それによって、エネルギーを集束領域における組織に伝達する

際に、切除領域ＲＡが集束され、かつ一定のままであるため、有利である。集束切除領域ＲＡ内のエネルギーの集中は、尿道壁ＵＷ等の強靱な組織を切除または貫通するときに特に有利である。一実施形態では、流体流れの柱状性は、流体送達の圧力変動を導入することによって変化させられてもよい。例えば、流体流れの柱状性は、流体送達要素３２０の開口の背後、または流体送達要素３２０の開口を退出した後の流体流れの経路の中等で、流体送達経路に概して固体の物体を機械的かつ制御可能に導入することによって変化させられてもよい。別の例では、流体流れの柱状性は、圧力変動を生成するように、圧電要素または同等物等の振動要素を流体経路に導入することによって変化させられてもよい。

【００８４】

別の実施形態では、流体流れは、図１０ａで見られるように、発散する流体流れ３３４として構成される。発散する流体流れ３３４は、流体が流体送達要素３２０等の流体流れの供給源から退出し、実質的に円錐形で発散し、円錐形の先端が流体流れの供給源であるものである。発散する流体流れ３３４の切除の速度は、流体を発する流体送達要素３２０から切除される組織までの距離ｚの関数として表すことができる。図１０ａに示されるように、ｚ＾は、ｚ／よりオリフィスから遠く、したがって、ｚ／における切除の速度は、ｚ＾における切除の速度より高い。

【００８５】

発散する流体流れ３３４は、流体流れの発散の角度によって特徴付けられ得る。一実施形態では、発散の角度は、約０～９０度、より好ましくは約２～４５度、より好ましくは約４～２０度、最も好ましくは約７度であるように構成されるが、発散の角度は、必要に応じて変化させられてもよいことも企図される。

【００８６】

加えて、発散する流体流れ３３４は、流体流れの断面形状によって特徴付けられてもよい。概して、発散する流体流れ３３４は、流体流れの供給源（例えば、流体送達要素３２０）からさらに遠い距離で増加し、それによって、単位面積あたりの流体流れの力を比例的に低減させる断面積またはスポットサイズを有する。このスポットサイズの増加は、概して、流体流れの供給源により近い組織のより速い切除速度をもたらす。

【００８７】

一実施形態では、発散する流体流れ３３４の断面形状は、（扇形流体流れについて）概して狭い長方形として構成される。別の実施形態では、発散する流体流れ３３４の断面形状は、（円錐形の流体流れについて）概して円として構成され、最小断面積は、流体流れの供給源にある。発散する流体流れ３３４の断面形状は、非ゼロ領域を取り囲む任意の形状（例えば、楕円形または不規則な形状）として構成されてもよいことに留意されたい。

【００８８】

図１０ｃは、前立腺等の組織を修正するように発散する流体流れを放出するデバイスの断面図を示す。デバイスの細長い要素３１０は、尿道Ｕ内に配置される。細長い要素３１０内のキャリア管（図示せず）上に配置される流体送達要素３２０は、発散する流体流れ３３４を発するように構成される。発散する流体流れ３３４は、切除領域ＲＡ内の尿道壁ＵＷおよび前立腺組織Ｐ等の組織を切除するように構成される。発散する流体流れ３３４によって覆われる切除領域ＲＡは、流体流れが流体送達要素３２０から離れて移動するにつれて増加し、それによって、単位面積あたりの流体流れの強度を比例的に低減させる。

【００８９】

発散する流体流れ３３４の特性は、切除幅が流体送達要素３２０からの距離の関数として増加する一方で、単位面積あたりの切除の速度が流体送達要素３２０からの距離の関数として減少することである。これは、流体流れにおいて送達される総エネルギーが、概して一定であり（流体速度のいかなる減少も考慮していない）、その上、エネルギーがより広い面積にわたって送達されるためである。したがって、面積あたりの送達されるエネルギーが減少し、これは、切除の速度が依存する鍵となるパラメータである。したがって、単位面積あたりの切除の速度は、距離の関数として減少する。

【００９０】

さらに、発散する流体流れ３３４では、容量切除速度は、距離の関数として、概して一定であり得る。つまり、単位面積あたりの切除の速度が減少する一方で、切除される総面積が比例的に増加し、したがって、総切除容量は、概して一定のままとなる。面積エネルギー密度の関数としての面積切除速度が非線形であり、エネルギーとともに単調に増加している場合には、容量切除速度は、流体送達要素３２０からの距離の関数として減少し得ることに留意されたい。さらに、流体流れ粒子（例えば、液滴）の任意の減速もまた、距離の関数として容量切除速度を減少し得ることに留意されたい。

【００９１】

ここで図１１を参照すると、本デバイスは、身体領域に挿入されるように構成される、シャフト等の細長い要素３１０を備える。細長い要素３１０は、以下で説明されるキャリア管３８０および他の構成要素を暴露する窓を備える。窓は、キャリア管３８０、およびキャリア管３８０上に配置される高圧流体送達要素３２０を見せる。流体送達要素３２０は、流体の供給源（図示せず）から流体送達要素３２０へ流体を送達する流体管腔３９０を介して、流体の供給源に接続される。

【００９２】

随意に、細長い要素３１０が尿道を通して導入されるとき、細長い要素３１０は、シースまたは他のカバー（図示せず）によって覆われてもよい。シースで完全に覆われたとき、窓は、細長い要素３１０が前進させられる際に尿道への擦過および損傷を低減させるように保護される。いったん定位置になると、シースが後退させられ、窓を暴露する。次いで、キャリア管３８０は、回転させられ、流体が流体送達要素３２０を通して送達されるように前進および／または後退させられてもよい。

【００９３】

加えて、および随意に、本デバイスは、流体送達要素３２０と遮蔽要素（図示せず）との間の空間を維持しながら、流体送達要素３２０を実質的に覆うように位置付けられる遮蔽要素を備えてもよい。これは、見返りとして、流体送達要素３２０と遮蔽要素に衝突し得る任意の組織との間で、その空間を効果的に維持する。一実施形態では、遮蔽要素は、流体送達要素３２０を覆って位置付けられる、実質的に平坦なシート様要素である。遮蔽要素は、必要に応じてキャリア管３８０が細長い要素３１０内で移動することを可能にするように、位置付けられ、または成形される。例えば、遮蔽要素は、キャリア管３８０の湾曲に従うように曲線状であり得る。遮蔽要素は、流体送達要素３２０によって発せられる流体流れが、開口部を通って妨害されずに進行し、組織に衝突することを可能にするように、開口部を備える。開口部は、円形であり得るか、または他の形状を備えてもよい。そのような遮蔽要素の１つの利点は、挿入および除去手技中に、および／または処置中に損傷されることから流体送達要素３２０を保護することである。遮蔽要素の別の利点は、流体放出中または後に、流体送達要素３２０に向かって戻っている流体が、遮蔽要素開口部を通って（または遮蔽要素の周囲の他の経路を通って）遮蔽要素と流体送達要素３２０との間の空間の中へ進行してもよいことである。次いで、そのような帰還流体は、流体放出がそのような帰還流体によって閉塞または妨害されないように、その空間から外へ導かれてもよい。

【００９４】

遮蔽要素はさらに、遮蔽要素と流体送達要素３２０との間の空間が、低い流れ抵抗の流体経路を介して廃棄物処分管腔と連続的に連通するように構成されてもよい。これは、流体送達要素３２０から出て行く廃棄物および流体が、流体送達要素３２０を包囲する領域から容易に出て行き得るように、流体送達要素３２０とそのような廃棄物の外部目的地との間に、低い流れ抵抗の経路を作成する。この場合の低い抵抗は、流体送達要素３２０の流れ抵抗と比較して、より低い流動抵抗を意味すると理解される。この構成は、流体送達要素３２０における背圧を有利に防止し、これは、別様に流動を低減させ、それによって、流体送達要素３２０によって発せられる流体流れが廃棄物および帰還流体によって実質的に乱されずに進行することを可能にする。

【００９５】

流体送達要素３２０は、単一のノズル、複数のノズル、または種々の構成のノズルのアレイであってもよい。流体送達要素３２０は、組織に接触すると流体流れ３３１が組織を切除するように、十分な力で流体流れ３３１として流体を半径方向外向きに発するように構成される。流体流れ３３１は、細長い要素３１０と垂直であり得るか、または細長い要素３１０に対して種々の角度であるように構成されてもよい。

【００９６】

キャリア管３８０は、所望の面積または容量の組織を切除するよう流体流れ３３１をスキャンまたはラスタすることができるように、細長い要素３１０に対して軸方向に並進、回転、振動、または回転振動させられてもよい。所望の面積または容量は、球形、円筒形、または恣意的な形状および寸法の任意の他の既定の面積または容量であってもよい。

【００９７】

加えて、および随意に、本デバイスが組織を切除するために使用されていないとき、キャリア管３８０は、流体送達要素３２０および／または任意の他の要素（可視化または焼灼要素等）が窓から離れて位置付けられ、それによって、そのような要素への損傷の危険性を低減させるとともに、組織の意図しない切除の任意の危険性を低減させるように、位置付けられてもよい。

【００９８】

本デバイスはさらに、細長い要素３１０上に配置される、少なくとも１つのガス注入ポート３４０を備える。ガス注入ポート３４０は、１つ以上の管腔を介してガス注入源（図示せず）に接続され、ガス注入源は、周辺組織を拡張して作業空間を作成するために、ガス注入ポート３４０を通して身体領域の中へ流体３３０を送達する。本デバイスはさらに、切除生成物、切除流体、他の廃棄物、またはそれらの混合物等の残屑生成物の除去のための少なくとも１つの除去ポート３６０を備える。細長い要素３１０は、細長い要素３１０の近位端から遠位端へエネルギーおよび／または物質を送達するように、および／またはその詳細が上記で説明される残屑および廃棄物を除去するように構成される、管腔、通路、導電性ワイヤ、および同等物を含んでもよい。

【００９９】

随意に、流体送達要素３２０に加えて、本デバイスは、キャリア管３８０上に配置され、流体送達要素３２０近傍またはその中に位置付けられる、電磁エネルギー送達ポート３５０を備えてもよい。電磁エネルギー３３２は、同様に上記でさらに詳細に説明されるように、キャリア管３８０および細長い要素３１０内の光ファイバまたは他の導波路等の１つ以上の導管３５１を用いて、エネルギー送達ポート３５０に送達される。電磁エネルギー３３２は、高周波エネルギー、コヒーレントまたは非コヒーレント光、もしくは電磁エネルギーの任意の他のモダリティであってもよい。エネルギー送達ポート３５０は、電磁エネルギー３３２が、流体切除の代わりに、またはそれと組み合わせて、組織を切除し得るように、流体流れ３３１の内部を通してエネルギー３３２を送達するように構成される。

【０１００】

加えて、および随意に、上記で説明される種々の電磁エネルギーモダリティは、組織切除と組み合わせて、またはそれとは無関係に、組織を焼灼するように構成されてもよい。本明細書で開示されるような選択的組織切除が、概して、脈管組織等の残りの組織への損傷をほとんどまたは全く引き起こさず、したがって、限定された出血を引き起こすか、または全く引き起こさないため、そのような焼灼は、仮にそうであるとしても、限定的にのみ使用される必要があるにすぎない。電磁エネルギーが焼灼のために流体流れ３３１によって組織に送達されるとき、流体の供給源の圧力は、いかなる付加的な組織も切除されないように、組織切除のための臨界圧を概して下回るように調節されてもよいことが企図される。

【０１０１】

代替として、または加えて、焼灼は、他の手段を使用して、例えば、上記で説明されるように、カテーテルデバイスを使用して組織と接触して配置された焼灼バルーンおよび／

またはステントを使用して、達成されてもよい。

【０１０２】

さらに、本デバイスは、流体送達要素３２０によって発せられる流体を流体送達要素３２０に向かって戻って偏向させるように構成される、例えば、内部または細長い要素３１０内で窓から離れて位置付けられる随意的な偏向要素を備え、それによって、組織切除中に流体送達要素３２０および／またはエネルギー送達ポート３５０上に蓄積され得る任意の残屑を除去してもよい。さらに、偏向要素と組み合わせた流体送達要素３２０は、流体送達要素３２０、任意の可視化または焼灼要素、および／またはキャリア管３８０の一部または実質的に全体を洗浄するように構成されてもよい。偏向要素は、実質的に平坦または凹状であるように構成されてもよい。代替として、偏向要素は、任意の形状または設計として構成されてもよい。

【０１０３】

加えて、偏向要素は、流体送達要素のための保護要素として構成されてもよい。流体送達要素は、予期しない流体放出から前立腺を保護し、特に、挿入および身体からの除去中に、例えば、組織による詰まりまたは閉塞から流体送達要素３２０を保護する、保護要素に対して特定の場所に位置付けられてもよい。

【０１０４】

キャリア管３８０は、キャリアを備える。キャリアは、随意に、管状構造を備えてもよい。実施形態によるキャリア管３８０を参照するが、キャリアは、本明細書で説明されるようにキャリアの実質的部分に沿って延在する、実質的に非管状の断面、例えば、長方形の断面を備えてもよい。したがって、キャリア管が図面に示され、説明されているが、キャリアは、本明細書で説明されるような図面および援用テキストのそれぞれにおいて非円形キャリアを備えてもよいことを理解されたい。

【０１０５】

図１２は、実施形態による、処置プローブ３５０の構成要素を示す。キャリア管３８０は、第１の流体送達ポートおよび第２の流体送達ポートの同軸構成を備える。流体送達要素３２０は、流体流れ３３１を放出する。流体流れ３３１は、流体送達要素３２０から外向きに延在する軸を画定する。流体流れ３３１は、本明細書で説明されるように、発散する流れ３３４または柱状流れ３３３を備えてもよい。流体送達要素３２０は、ノズル３２２を備える。ノズル３２２は、実質的に円形の断面を備えてもよい。ノズル３２２は、内部チャネルが円筒形状に延在する、円形断面を有する内部チャネルを備えてもよい。内部チャネルは、流体流れ３３１の軸に対応する軸に沿って延在する。

【０１０６】

流体送達要素３２０の周囲で同軸心円状に配置されるのはポート３４０である。ポート３４０は、流体送達要素３２０およびノズル３２２の周囲で円周方向に延在する実質的に環状のチャネルを備える。ポート３４０は、本明細書で説明されるようにガス注入ポートを備えてもよい。ポート３４０は、流体流れ３３１と実質的に同軸状の配列で流体３３０を放出する。実質的に同軸状の配列は、組織に向かって処置流れを有益に方向付けるよう、ポート３４０から外向きに延在する第１の流体３３０を伴う流体流れ３３１の周囲に保護ジャケットを提供するという利点を有する。エネルギー導管３５１は、レーザ等のエネルギーの供給源から流体送達要素３２０に向かって延在する。エネルギー導管は、例えば、レーザに連結される光ファイバまたは複数の光ファイバを備えてもよい。光ファイバは、ノズル３２２に向かって延在することができ、ノズル３２２を通して光ファイバから発せられる光エネルギーの効率的なエネルギー伝達を提供するよう、ノズル３２２によって画定される軸と同軸状に整列させることができる。光ファイバをノズル３２２のチャネルと整列させるために、光ファイバの遠位端の近傍に構造を提供することができる。光ファイバ、ノズル、およびポート３４０の同軸状配列は、患者の可視化および処置を可能にする、患者の治療的処置を提供することができる。ポート３４０からの流体放出は、液体、例えば、生理食塩水、または気体、例えば、ＣＯ２を含んでもよい。ポート３４０を通して送達される流体は、本明細書で説明されるように、インターフェースを用いてユーザ選

択可能であり得る。

【０１０７】

流体流れ３３１は、組織に向かって方向付けられる光学導波路を提供することができる。多くの実施形態では、流体流れ３３１は、ポート３４０を通して放出される流体より大きい屈折率を備える。導波路媒体は、液体または気体であり得、ポート３４０から放出される外被媒体は、液体または気体であり得る。中間媒体が、プローブと標的組織との間に位置することができる。中間媒体は、液体または気体、例えば、生理食塩水、空気、または二酸化炭素のうちの１つ以上であり得る。多くの実施形態では、中間媒体は、ノズル３２２からの流体放出、および環状ポート３４０からの流体放出を含む。

【０１０８】

図１３Ａおよび１３Ｂは、実施形態による、患者を処置するシステムを示す。システム４００は、処置プローブ４５０を備え、随意に、撮像プローブ４６０を備えてもよい。処置プローブ４５０は、コンソール４２０および連鎖部４３０に連結される。撮像プローブ４６０は、撮像コンソール４９０に連結される。患者処置プローブ４５０および撮像プローブ４６０は、共通基部４４０に連結することができる。患者は、患者支持体４４９を用いて支持される。処置プローブ４５０は、アーム４４２を用いて基部４４０に連結される。撮像プローブ４６０は、アーム４４４を用いて基部４４０に連結される。

【０１０９】

患者は、処置プローブ４５０および超音波プローブ４６０を患者に挿入することができるように、患者支持体４４９の上に配置される。患者は、例えば、腹臥、仰臥、直立、または傾斜等の多くの体位のうちの１つ以上で配置することができる。多くの実施形態では、患者は、砕石位で配置され、例えば、あぶみが使用されてもよい。多くの実施形態では、処置プローブ４５０は、患者の第１の側面で第１の方向へ患者に挿入され、撮像プローブは、患者の第２の側面で第２の方向へ患者に挿入される。例えば、処置プローブは、患者の前側から患者の尿道に挿入することができ、撮像プローブは、患者の後側から患者の腸に経直腸的に挿入することができる。処置プローブおよび撮像プローブは、尿道組織、尿道壁組織、前立腺組織、腸組織、または腸壁組織のうちの１つ以上がその間に延在する状態で、患者の中に配置することができる。

【０１１０】

処置プローブ４５０および撮像プローブ４６０は、１つ以上の多くの方法で患者に挿入することができる。挿入中に、各アームは、プローブを患者に挿入するためにプローブを望ましく回転および並進させることができるように、実質的に解除構成を備えてもよい。プローブが所望の場所に挿入されたとき、アームを係止することができる。係止構成では、プローブは、例えば、平行、歪曲、水平、斜角、または非平行等の多くの方法のうちの１つ以上の方法で相互に関連して配向することができる。撮像プローブの画像データを処置プローブ座標参照にマップするために、本明細書で説明されるような角度センサを用いてプローブの配向を決定することが役立ち得る。組織画像データを処置プローブ座標参照空間にマップさせることにより、医師等のオペレータによる処置のために識別される組織の正確な標的化および処置を可能にすることができる。

【０１１１】

多くの実施形態では、処置プローブ４５０は、撮像プローブ４６０からの画像に基づいて処置をプローブ４５０と整列させるために、撮像プローブ４６０に連結される。この連結は、示されるように共通基部４４０を用いて達成することができる。代替として、または組み合わせて、処置プローブおよび／または撮像プローブは、患者の組織を通した整列でプローブを保持するように、磁石を備えてもよい。多くの実施形態では、アーム４４２は、処置プローブ４５０を患者内の所望の場所に位置付けることができるように、移動可能かつ係止可能なアームである。プローブ４５０が患者の所望の場所に位置付けられたとき、アーム４４２は、アームロック４２７を用いて係止することができる。撮像プローブは、アーム４４４を用いて基部４４０に連結することができ、処置プローブが定位置で係止されたときにプローブの整列を調節するために使用することができる。アーム４４４は

、例えば、撮像システム、またはコンソール、およびユーザインターフェースの制御下で、係止可能かつ移動可能なプローブを備えてもよい。移動可能アーム４４４は、例えば、処置プローブ４５０に関連して１ミリメートル程度のわずかな移動で撮像プローブ４４０を調節することができるように、微細作動可能であり得る。

【０１１２】

多くの実施形態では、処置プローブ４５０および撮像プローブ４６０は、撮像プローブ４６０および処置プローブ４５０の整列に基づいて処置を制御することができるように、角度センサに連結される。角度センサ４９５は、支持体ポート４３８を用いて撮像プローブ４５０に連結される。角度センサ４９７は、撮像プローブ４６０に連結される。角度センサは、多くのタイプの角度センサのうちの１つ以上を備えてもよい。例えば、角度センサは、ゴニオメータ、加速度計、およびその組み合わせを備えてもよい。多くの実施形態では、角度センサ４９５は、３次元で処置プローブ４５０の配向を決定するように、３次元加速度計を備える。多くの実施形態では、角度センサ４９７は、３次元で撮像プローブ４６０の配向を決定するように、３次元加速度計を備える。代替として、または組み合わせて、角度センサ４９５は、処置プローブの細長い軸に沿った処置プローブ４５０の角度を決定するように、ゴニオメータを備えてもよい。角度センサ４９７は、撮像プローブ４６０の細長い軸に沿った撮像プローブ４６０の角度を決定するように、ゴニオメータを備えてもよい。角度センサ４９５は、コントローラ４２４に連結される。撮像プローブの角度センサ４９７は、撮像システム４９０のプロセッサ４９２に連結される。代替として、角度センサ４９７は、コントローラ４２４に、また、組み合わせて連結することができる。

【０１１３】

コンソール４２０は、処置プローブ４５０を制御するために使用される構成要素の中のプロセッサシステムに連結される、ディスプレイ４２５を備える。コンソール４２０は、メモリ４２１を有するプロセッサ４２３を備える。通信回路４２２は、プロセッサ４２３およびコントローラ４２２に連結される。通信回路４２２は、撮像システム４９０に連結される。コンソール４２０は、アンカ２４に連結される内視鏡３５の構成要素を備える。注入洗浄制御２８は、注入および洗浄を制御するようにプローブ４５０に連結される。吸引制御３０は、吸引を制御するようにプローブ４５０に連結される。内視鏡４２６は、コンソール４２０の構成要素であり得、内視鏡は、患者を処置するようにプローブ４５０を用いて挿入可能であり得る。コンソール４２０のアームロック４２７は、アーム４２２を係止するように、またはアーム４２２がプローブ４５０を患者に挿入するよう自由に移動可能であることを可能にするように、アーム４２２に連結される。

【０１１４】

コンソール４２０は、本明細書で説明されるようなキャリアおよびノズルに連結されるポンプ４１９を備えてもよい。

【０１１５】

プロセッサ、コントローラ、ならびに制御電子機器および回路は、１つ以上のプロセッサ、１つ以上のフィールドプログラマブルゲートアレイ（ＦＰＧＡ）、および１つ以上のメモリ記憶デバイス等の多くの好適な構成要素のうちの１つ以上を含むことができる。多くの実施形態では、制御電子機器は、ユーザ特定処置パラメータに従って手技前計画を提供するように、ならびに手術手技に対するユーザ制御を提供するように、グラフィックユーザインターフェース（以降では「ＧＵＩ」）のコントロールパネルを制御する。

【０１１６】

処置プローブ４５０は、アンカ２４を備える。アンカ２４は、エネルギーがプローブ４５０を用いてエネルギー送達領域２０に送達されている間に、プローブ４５０の遠位端を係留する。プローブ４５０は、本明細書で説明されるようなノズル２００を備えてもよい。プローブ４５０は、連鎖部４３０を用いてアーム４２２に連結される。

【０１１７】

連鎖部４３０は、例えば、患者の画像に基づいて、エネルギー送達領域２０を患者の所

望の標的場所に移動させる構成要素を備える。連鎖部４３０は、第１の部分４３２と、第２の部分４３４と、第３の部分４３６とを備える。第１の部分４３２は、実質的に固定された係留部分を備える。実質的に固定された係留部分４３２は、支持体４３８に固定される。支持体４３８は、連鎖部４３０の参照フレームを備えてもよい。支持体４３８は、アーム４４２を処置プローブ４５０に剛性または剛直性に連結するように、剛性シャーシまたはフレームもしくは筐体を備えてもよい。第１の部分４３２が実質的に固定されたままである一方で、第２の部分４３４および第３の部分４３６は、プローブ４５０から患者へエネルギーを方向付けるように移動する。第１の部分４３２は、アンカ４３４までの実質的に一定の距離４３８に固定される。アンカ２４と連鎖部の固定された第１の部分４３２との間の実質的に固定された距離４３８は、処置が正確に配置されることを可能にする。第１の部分４３４は、プローブ４５０の細長い軸に沿った所望の軸方向位置で、処置領域２０の中に高圧ノズルを正確に位置付けるように線形アクチュエータを備えてもよい。

【０１１８】

プローブ４５０の細長い軸は、概して、連鎖部４３０近傍のプローブ４５０の近位部分と、それに取り付けられたアンカ２４を有する遠位端との間に延在する。第３の部分４３６は、細長い軸の周囲の回転角を制御する。患者の処置中に、処置領域２０と連鎖部の固定部分との間の距離４３９は、参照距離４３９とともに変化する。距離４３９は、アンカ２４に参照された処置プローブの細長い軸に沿って標的場所を設定するように、コンピュータ制御に応答して調節する。連鎖部の第１の部分が固定されたままである一方で、第２の部分４３４は、軸に沿った処置領域の位置を調節する。連鎖部４３６の第３の部分は、アンカ２４を参照して、処置の角度での軸に沿った距離を非常に正確に制御することができるように、コントローラ４２４に応答して軸の周囲の角度を調節する。プローブ４５０は、連鎖部４３０からアンカ２４までの距離が処置中に実質的に一定のままであるように、支持体４３８とアンカ２４との間に延在するスパイン等の剛直性部材を備えてもよい。処置プローブ４５０は、ジェットからの機械エネルギー、電極からの電気エネルギー、またはレーザ源等の光源からの光学エネルギー等の１つ以上の形態のエネルギーを用いた処置を可能にするように、本明細書で説明されるような処置構成要素に連結される。光源は、赤外線、可視光線、または紫外線を含んでもよい。エネルギー送達領域２０は、意図した形態のエネルギーを患者の標的組織に送達するため等に、連鎖部４３０の制御下で移動させることができる。

【０１１９】

撮像システム４９０、メモリ４９３、通信回路４９４、およびプロセッサ４９２。対応する回路の中のプロセッサ４９２は、撮像プローブ４６０に連結される。アームコントローラ４９１は、撮像プローブ４６０を正確に位置付けるようにアーム４４４に連結される。

【０１２０】

図１４Ａは、実施形態による、多目的シースおよびマニホールドを示す。マニホールド４６８は、作業部位に、およびそこから複数の流体を伝達するように構成される。マニホールド４６８は、スパイン４５２に剛性に連結され、例えば、添着される。シース４５８は、スパイン４５２の周囲に位置し、マニホールド４６８に向かって内側に延在することができる。マニホールド４６８は、係止要素４６０を用いて連鎖部４３０の中の支持体４３８に連結される。マニホールド４６８は、連鎖部４３０および支持体４３８を除去して、付加的な構成要素が作業チャネルに挿入されることを可能にするよう、連鎖部４３０および支持体４３８から分断することができる。例えば、器官、例えば、前立腺の作業領域に向かって延在するように、内視鏡を作業チャネルに挿入することができる。突出（ｎｏｓｅ）部分を備える構造４６２が、マニホールド４６８に向かって延在する。構造４６２は、マニホールド４６８に係合し、係止要素４６０が係脱合されたときに構造４６２、連鎖部４３０、および支持体４３８の除去を可能にするように成形される。マニホールド４６８は、構造４６２の突出部分に係合する構造４６４を備える。複数のシールが、構造４６２の除去を可能にするようにマニホールド４６８上に配列される。構造４６２が除去さ

れたとき、内視鏡または他の手術道具を作業空間に挿入し、処置部位に向かって前進することができる。例えば、内視鏡を、処置領域であるべき処置部位に向かって前進させることができる。マニホールドは、流体が伝達されることを可能にするように処置部位に連結され、処置部位から除去される、複数のポートを備える。例えば、内視鏡が処置部位に配置されたときである。係止要素およびマニホールドは、マニホールド４６８が患者内でシース４５８およびスパイン４５２に連結されたままであるように、連鎖部および処置プローブの除去を可能にする。

【０１２１】

多くの実施形態では、本明細書で説明されるような処置プローブおよびキャリア、例えば、管状キャリアを挿入および除去することができる一方で、係止要素４６０は、連鎖部４３０および支持体４３８に係合する。連鎖部、係止要素、および支持体のこの構成は、有益な処置を提供するように、プローブが急速かつ容易に除去および再挿入されることを可能にする。

【０１２２】

本明細書で説明されるような多目的シースおよびマニホールドは、付加的な手術道具が採用されている間に、シース、マニホールド、スパイン、およびアンカが患者に取り付けられたままであることを可能にするという有益性を有する。係止要素は、組織に関する再導入または移動を伴わずに、配置、可視化、ならびにＡｑｕａｂｌａｔｉｏｎ™およびアクアビーム動作を可能にする複数の器具とインターフェースする。複数の密閉導管は、作業チャネル内または作業チャネルと平行な種々の流体の流れ、または圧力を伝達するために、シースポートが使用されることを可能にする。作業チャネルは、既存の剛性または可撓性の内視鏡技術を介した解剖学的構造への可視化アクセスのために使用されてもよい。作業チャネルは、多くのタイプの道具に適応し、組織および流体の自由流れを可能にするように、大口径を有する。代替的なエネルギー送達デバイスが、本明細書で説明されるようなシースまたは作業チャネル内で使用されてもよい。

【０１２３】

多くの実施形態では、作業チャネルは、作業チャネル内で複数のキャリアを可能にするようなサイズにされる。例えば、処置プローブが本明細書で説明されるようにＡｑｕａｂｌａｔｉｏｎ™およびアクアビーム動作を行っている間に、処置部位の可視化を可能にするよう、作業チャネル内の内視鏡キャリア、および作業チャネル内の本明細書で説明されるような処置プローブキャリアである。

【０１２４】

図１４Ｂは、マニホールドが患者に連結されたままである間に、複数の流体を伝達および受容するために構成されたマニホールドのマニホールド導管を示す。マニホールドは、複数のポート４５６に連結される。複数のポート４５６は、補助流体ポート４５６Ａと、バルーン圧力ポート４５６Ｂと、組織除去ポート４５６Ｃとを備えてもよい。シース４５８は、スパイン４５２の周囲で円周方向に延在する。スパイン４５２およびシース４５８は、マニホールド部分に剛性に連結され、マニホールド部分に連結される接続およびチャネルを提供することができる。チャネル４６７、例えば、管状チャネルは、バルーンの膨張を可能にするようにポート４５６Ｂに接続される。チャネル４６９をシース４５８とともに画定することができる。チャネル４６９は、補助流体を処置部位に提供するようにポート４５６Ａに連結することができる。組織の除去を可能にするポート４５６Ｃは、主要作業チャネル４６５に連結することができる。主要作業チャネル４６５は、ポート４５６Ｃから処置部位まで延在することができる。複数のシール４６６が、本明細書で説明されるように処置ポートおよびチャネルを分離するように配列される。マニホールド４６８は、連鎖部４３０および支持体４３８から分断され、バルーン膨張圧がポート４５６Ｂを通して印加されることを可能にすることができる。補助流体は、例えば、作業チャネル４６５を洗浄するよう、ポート４５６Ａを通して提供することができる。マニホールドのこの構成は、他の器具が作業チャネルに挿入されているときに、スパイン４５２およびアンカ２４が定位置にとどまることを可能にする。

【０１２５】
本明細書で説明されるような複数のマニホールド導管は、流動閉塞を低減させるように、大口径作業チャネル４６９を通って組織収集がルートをとられることを可能にする。バルーン圧力は、ルアー付属品から、小径管、例えば、チャネル４６７を画定する管を伴うアンカの遠位先端に伝達することができる。補助流体は、チャネル４６９を用いて、シースとスパインとの間で処置領域に伝達される。
【０１２６】
図１４Ｃは、使用に先立って分解された処置プローブおよび連鎖部の構成要素を示す。連鎖部４３０は、ケーシング４１０と、カバー４１２とを備える。カバー４１２は、ケーシング４１０の下部分上に配置することができる。カバーおよびケーシングは、剛直性を追加するように剛性材料を含んでもよい。ケーシングおよびカバーは、連鎖部４３０を含むハンドピースを備えるようなサイズにされることができる。連鎖部４３０は、連鎖部の別の歯車４３４に係合する歯車４３３を備える、細長い管状構造を備える。歯車４３４は、可動キャリッジ４１３上に位置付けることができる。細長い管状構造は、連鎖部の第２の可動部分４３６を備えてもよい。ケーシング４１０は、連鎖部の支持体４３８を備えてもよい。歯車４３３は、連鎖部が分解されたときに細長い管状構造４３１に接続されたままとなる。連鎖部４３０の可動部分は、矢印４１８で示されるように第２の可動部分４３６に接続されたときに、細長い構造４３１を遠位に前進させるよう、歯車４３３と、歯車４３４と、可動キャリッジ４１３とを備えてもよい。カバー４１２は、フランジ４１６を備える。カバーがケーシング上に配置されるとき、細長い構造は、連鎖部上で定位置４３１に係止することができる。
【０１２７】
細長い要素３１０は、本明細書で説明されるようにスパイン４５２を備え、シース４５８で覆われて示されている。シース４５８は、細長い要素３１０を受容するようにチャネルを備える。細長い要素３１０は、作業チャネルを備え、細長い要素がシース４５８で覆われるように、シース４５８に挿入することができる。シース４５８および細長い要素３１０は、本明細書で説明されるようにマニホールド４６８に接続されて示されている。
【０１２８】
シース４５８は、細長い要素３１０の挿入に先立って患者に挿入することができる。多くの実施形態では、シース４５８は、患者に挿入されたときにマニホールド４６８に連結される。
【０１２９】
細長い要素３１０は、細長い要素３１０およびシースが係止構成を備えるように、シース４５８の中へ摺動するように構成される。細長い要素３１０は、細長い構造４３１が本明細書で説明されるように移動するときに、細長い要素３１０および筐体４１０が実質的に固定されたままであるように、連鎖部の筐体４１０に係合するように構成される構造４１１を備える。
【０１３０】
多くの実施形態では、ケーシング４１０は、支持体４３８を備える。支持体４３８は、本明細書で説明されるように、連鎖部４３０の実質的に移動しない部分を備えてもよい。連鎖部４３０は、支持体４３８を備えるケーシング４１０が、本明細書で説明されるように、アームに係止され、実質的に移動しないままであるときに、キャリア３８２を移動させるように移動キャリッジ４３３を備えてもよい。
【０１３１】
多くの実施形態では、細長い要素３１０の構造４１１は、ケーシング４１０およびカバー４１２と係止継手を形成するように、係止構造を備える。
【０１３２】
多くの実施形態では、マニホールド４６８は、シース４５８に接続され、本明細書で説明されるように、シース４５８を患者に差し込み、マニホールド４６８を用いてバルーンアンカ２４を膨張させるようにシースに添着することができる。次いで、スパイン４５２

を備える細長い要素３１０は、シース４５８に挿入されてもよい。マニホールド４６８および構造４１１は、細長い要素３１０がマニホールド４６８およびシース４５８に挿入されているときに、マニホールドを細長い要素３１０に係止するように係止構造４１７を備える。細長い要素３１０からマニホールド４６８を解除するように、解放部４１５をユーザによって押すことができる。

【０１３３】

連鎖部４３０の細長い管状構造４３１は、キャリア管３８０を受容する構造を備える。細長い管状構造４３１の開口部４０９は、キャリア管３８０を受容するようなサイズである。接続構造４０８が、連鎖部の近位端上に示され、キャリア管３０８の接続構造４０５の突起４０４を受容するように係止構造４０６を備える。

【０１３４】

図１４Ｄ１は、連鎖部４３０が器官の標的場所に係留された細長い要素３１０に連結されたときのキャリア管３８０の急速交換を示す。細長い要素４１０は、ユーザによって連鎖部から挿入または除去することができる。細長い要素３８０は、細長い管状構造４３１の接続構造４０５近傍の開口部４０９の中へ前進させることができる。

【０１３５】

撮像プローブ４６０は、組織が処置されるときにキャリア３８２からのエネルギー流れの相互作用を撮像するよう、第２の連鎖部上に載置され、キャリア３８２のノズルとともに移動するように構成することができる。処置の画像は、撮像プローブ４６０からの軸方向画像および矢状面画像を備えてもよい。連鎖部は、例えば、キャリア３８２およびキャリアのノズルとともに軸に沿って同期的に撮像プローブ４６０を移動させるように、本明細書で説明されるようにコントローラまたはプロセッサ（もしくは両方）に連結することができる。撮像プローブ４６０は、経直腸的超音波プローブを備えてもよく、キャリア４８２は、本明細書で説明されるような処置プローブ４５０の構成要素を備えてもよい。

【０１３６】

図１４Ｄ２は、図１４Ｄ１のようなキャリア管３８０を挿入するための細長い管状構造４３１の近位端の開口部４０９とのキャリア３８２の遠位先端の整列を示す。

【０１３７】

図１４Ｄ３は、図１４Ｄ１におけるような連鎖部の近位端上の係止構造４０６に向かって前進させられたキャリアを示す。係止構造４０６は、係止継手４０２を形成するよう、突起４０４を受容するようなサイズにされる。

【０１３８】

図１４Ｄ４は、図１４Ｄ１および１４Ｄ２におけるような連鎖部４３０に係止されたキャリア管３８０を示す。突起４０４は、係止継手を形成するよう、係止構造４０６の開口部に挿入されている。継手は、ユーザ操作によって解除することができる。

【０１３９】

図１４Ｅは、器官の係留場所に向かって前進させるためにシース４５８に少なくとも部分的に挿入された膀胱鏡を示す。係留場所は、前立腺等の器官の組織を視認するように、膀胱頸部を含んでもよい。本明細書で説明されるようなシース４５８は、細長い要素３１０の作業チャネル内に配置された膀胱鏡からの可視化を用いて、標的場所まで前進させられることができる。位置付けられたとき、バルーン等のアンカ２４は、本明細書で説明されるようにシースに連結されたマニホールド４６８のポートを用いて膨張させることができる。

【０１４０】

本明細書で説明されるような実施形態で可能である、少なくとも２つの形態の可視化がある。１）膀胱鏡が、シース４５８内で係止される。目的は、前立腺を視認し、次いで、多くの実施形態では直接可視化を伴わずに、スパイン４５２を備える細長い要素３１０を患者の中へ案内するような安全なチャネルとしてシースを最終的に残すことであり得る。シースの遠位端は、膀胱頸部近傍に並ぶ。２）いったん細長い要素３１０がシース４５８の中へ係止されると、患者を視認するために尿管鏡を使用することができる。尿管鏡は、

キャリア３８０が、例えば、共有チャネルに進入する、同一のチャネルの内側に挿入することができる。

【０１４１】

図１４Ｆは、シース４５８の中への細長い要素３１０の前進を示す。シース４５８の近位端上のマニホールド４６８は、細長い要素３１０の近位端上の係止構造を受容するように、係止構造を備えてもよい。細長い要素３１０は、シース４５８上の係止要素および細長い要素３１０が係合するように、シース４５８の中へ前進させることができる。

【０１４２】

図１４Ｇは、スパイン４５２を備える細長い要素３１０に連結された連鎖部４３０を示す。連鎖部は、本明細書で説明されるようなキャリア３８２およびキャリア管３８０を受容するように構成される。

【０１４３】

図１４Ｈは、本明細書で説明されるような係止構成で連鎖管に挿入されたキャリア管およびキャリアを示す。

【０１４４】

図１４Ａ－１４Ｈは、実施形態による、患者を処置する方法を示し、これらの図のそれぞれは、方法の１つ以上の随意的なステップを示す。

【０１４５】

図１５および１６は、本明細書で説明されるような流体ジェットを用いた自己洗浄を示す。流体ジェット、例えば、本明細書で説明されるような流体流れは、作業チャネルを洗浄し、多機能シース内の組織または他のポートを清澄にするために利用することができる。自己洗浄は、自動化するか、または手動で行うことができる。加えて、作業チャネルから本デバイスを除去する必要なく、レーザカメラまたは他の付属デバイスを洗浄するように、水ジェット強度を低減させることができる。例えば、内視鏡は、作業チャネル内に嵌合するようなサイズにすることができ、または代替として、内視鏡は、連鎖部が分断された状態で作業チャネル内に嵌合するように、および作業チャネルの洗浄および清掃を可能にするようなサイズにすることができる。代替として、または組み合わせて、キャリア管３８０を備え得るキャリア３８２は、内視鏡の洗浄を可能にするよう、内視鏡と平行して作業チャネル内に嵌合するようなサイズにすることができる。

【０１４６】

多くの実施形態では、自己洗浄は、作業チャネル内に位置付けられたキャリア管３８０を備え得るキャリア３８２を備えるプローブとともに採用することができる。シースおよびスパインを備える細長い要素３１０は、キャリアの実質的部分に沿ってキャリア管３８０を備え得るキャリア３８２を含むことができる。キャリア３８２は、長方形端部分または管状端部分を備えてもよく、例えば、円筒形および管状幾何学形状を有する部分を備えてもよい。キャリア３８２から放出される流体流れは、例えば、発散を伴って距離４５７まで延在することができる。代替として、流体流れは、柱状流体流れを備えてもよい。流体流れ４５３の角度は、洗浄中に流体流れを回転させるよう、連鎖部を用いて制御することができる。流体流れは、圧力の観点で増加または減少させることができる。

【０１４７】

流体ジェットは、作業チャネルを洗浄し、多機能シース内の組織または他の部分を取り除くために利用することができる。これは、自動化するか、または手動で行うことができる。加えて、作業チャネルから本デバイスを除去する必要なく、レーザカメラまたは他の付属デバイスを洗浄するように、水ジェット強度を低減させることができる。

【０１４８】

図１７Ａは、システム４００のディスプレイ４２５上のユーザインターフェース５００の構成要素を示す。ディスプレイ４２５は、例えば、タッチスクリーンディスプレイを備えてもよく、代替として、または組み合わせて、ディスプレイ４２５は、プロセッサシステムと協働するように、ポインティングデバイス、キーボード、および他の既知のユーザ入力デバイスと連結することができる。インターフェース５００は、動作タブ５０２と、

ＣＯ２モニタタブ５０４と、システム構成タブ５０６とを備える。ユーザインターフェース５００は、コンピュータシステムに入力された値を上下に調節するように、ディスプレイ上にボタン５０７を含む。ユーザが患者の処置を停止するために、中止ボタン５０３がユーザインターフェース上に提供される。ユーザが患者の処置を開始するために、開始ボタン５０１が提供される。ユーザインターフェース５００は、前立腺等の器官の画像５１０を備える。示される画像５１０は、本明細書で説明されるような多くの器官のうちの１つ以上の器官の画像であり得る。画像５１０は、例えば、患者の前立腺に対応する解剖学的画像からの前立腺の画像を備えてもよい。画像５１０は、前部配向および後部配向を有する軸方向断層断面図で示され、画像５１０はまた、長手軸に沿って示される。長手軸に沿った画像５１０の矢状面像は、アンカ２４、および尿道等の管腔を示す。画像５１０は、処置されるべき患者の画像、例えば、患者の超音波画像を含んでもよい。画像５１０は、ディスプレイ４２５上に示される処置プロフィールと対応するようなサイズにされる超音波画像とともに、軸方向および矢状面像で示すことができる。

【０１４９】

処置プロフィール５２０は、軸方向および矢状面ビューで示される。処置プロフィール５２０は、除去の後に残る表面内で除去されるべき組織のプロフィールに対応する。処置プロフィール５２０は、中心参照位置から切断組織境界の外側部分まで延在する、半径５２２を備える。処置プロフィール５２０は、処置の軸の周囲で円周方向に延在する、外側構成要素５２４を備える。処置プロフィール５２０は、膀胱およびアンカに近接する第１の端部５２６から、尿道に向かう第２の端部５２８まで延在する。ディスプレイ上に示される処置プロフィール画像は、処置を患者の解剖学的構造に整列させるように、複数の参照を備える。軸５３０は、処置の中心位置に対応し、尿道等の患者の管腔に沿って軸方向に延在する。処置軸５３０は、器具が患者に導入される尿道または経路等の患者の解剖学的参照に対応してもよい。角度参照５３２が、処置プロフィールの中心軸から処置プロフィール５３４の外側半径方向境界まで延在して示されている。角度構成要素５３２は、患者の構成要素上の前後位置に対応し、患者との整列を提供しそれを可能にするように、前部から後部へ位置５３４まで延在する。矢状面ビューで見ることができるように、処置参照位置５３６は、バルーン２４等の膨張式アンカに隣接する位置に対応する。拡張可能アンカに対応する参照位置５３６は、処置プロフィールが処置プローブの軸４５１と整列させられて示されている、処置プロフィール２０の端部５２６と整列させられて示されている。

【０１５０】

ユーザインターフェース５００は、複数の入力を備える。複数の入力は、本明細書で説明されるように、以下の入力のうちの１つ以上を備えてもよい。

【０１５１】

複数の角度入力パラメータ５５０は、例えば、入力５５２と、入力５５４とを備えてもよい。角度配向は、軸５３０とマーカー５３４との間に延在する患者の前後方向と整列するよう設定することができる。入力５５２は、例えば、患者およびプローブがわずかに異なる角度で整列されたときに、軸５３０の周囲の処置の角度配向を調節するために使用することができる。入力５５２は、軸の周囲で回転して度単位の処置プロフィールの中心を整列させる。入力５５４は、１つの角度極限から別の極限までの掃引角を提供し、例えば、掃引角は、３６０°未満、例えば、２４０°の角度を含んでもよい。掃引角は、概して、前後処置軸の周囲に延在し、掃引角の約半分の距離だけ、前部端処置・後部処置軸から延在し、例えば、第１の方向に１２０°掃引し、前部後部処置軸から反対方向に１２０°掃引する。多くの実施形態では、掃引角は、スパインの中へ流体流れを掃引することを回避するように、３６０度未満に限定される。

【０１５２】

流れの角度位置は、度単位の角度位置の出力５５６とともにディスプレイ上にリアルタイムで示すことができる。出力角度は、軸５３０の周囲で掃引する、例えば、緑色である、移動着色線としてディスプレイ上に示すことができる。

【０１５３】
軸４５１および軸５３０に沿った処置の範囲を決定するために、複数の入力パラメータ５６０を使用することができる。入力５６２は、拡張可能アンカ２４に関連して処置プロフィールの場所を決定する。入力５６４は、軸４５１および軸５３０に沿って処置の長さを決定する。入力５６４は、第１の端部５２４から第２の端部５２８まで延在する処置の長手方向距離を備えてもよい。入力５７０は、軸５３０の周囲の処置プロフィールの半径を決定することができる。入力５７０は、軸５３０から半径方向外向きに処置プロフィール５２４の外側境界までの半径方向距離である。半径は、例えば、１０ｍｍの距離等のミリメートル単位の半径方向距離を備えてもよい。代替として、半径は、例えば、１から１０までの恣意的な値で設定することができる、ポンプの動力で決定することができる。

【０１５４】
選択モード入力５０８は、ユーザが、例えば、切断モードから凝固モードへインターフェースを設定することを可能にすることができる。切断モードでは、処置を決定して患者と整列させるよう、処置のための入力の多くを提供することができる。示されるような切断モードでは、ユーザは、患者の解剖学的構造に関して処置の範囲を可視化し、処置戦略を策定して改善することができる。ユーザは、既定のプロフィール表面および既定の除去容量を有する、切断プロフィールを確立することができる。

【０１５５】
患者インターフェースは、ユーザが適切な処置を決定するための付加的な出力を備え、例えば、処置に残っている時間は、ユーザが処置の時間を決定することを可能にすることができ、処置に残っている時間、例えば、出力５８０は、秒単位で残っている時間を示す。出力５８２は、組織除去の推定容量を備え、除去される組織の推定容量は、処置プロフィールに基づいて決定することができる。除去の推定半径方向深さも決定することができ、出力５８４は、除去の推定半径方向深さを示すことができる。除去の推定深さは、入力５７０からの入力半径を備えてもよく、代替として、推定深さは、入力５７０のポンプ動力からの推定深さに対応してもよい。開始ボタン入力５０１は、医師が患者処置に満足しているときに、ユーザが処置を開始することを可能にする。ガス注入、例えば、ＣＯ２等のガスを用いたガス注入が使用されるとき、ガス注入圧力を入力５８６で設定することができる。代替として、液体が別の液体と組み合わせて、第２または第１の流体として本明細書で説明されるように使用される場合、ガス注入圧力は、ゼロに設定されるか、または無効にされてもよい。多くの実施形態では、ガス注入は、切断モード等の第１のモードではゼロに設定され、凝固モード等の第２のモードでは適切な値に設定されてもよい。

【０１５６】
図１７Ｂおよび１７Ｃは、マーカーの移動がエネルギー流れの位置および配向に対応する、複数の画像上で移動するマーカーを示す。エネルギー流れは、本明細書で説明されるように、ノズルからの流体流れを備えてもよい。半径方向マーカー５５７が、切除プロフィール５２０に関連して軸方向画像上に示される。長手方向マーカー５５９が、切除プロフィール５２０に関連して矢状面画像上に示される。半径方向マーカー５５７は、例えば、本明細書で説明されるように、キャリアからの流体流れの角度を示すよう、図１７Ｂでは第１の角度、図１７Ｃでは第２の角度で示されている。処置が進行するにつれて、長手方向マーカー５５９は、半径方向マーカー５５７が軸方向画像上の軸の周囲で回転して掃引する際にキャリア上のノズルの長手方向位置を示すように、矢状面画像の処置軸に沿って移動することができる。

【０１５７】
図１７Ｄは、ユーザ定義切断プロフィール５２０を示す。ユーザインターフェースは、本明細書で説明されるように、ユーザが処置プロフィールの複数の点を画定し、これらの点の間で補間することを可能にするように、プロセッサの命令で構成することができる。

【０１５８】
図１７Ｅおよび１７Ｆは、切断プロフィールの複数の曲線状部分を画定するユーザインターフェースを示す。第１のユーザ可動入力５５１は、ディスプレイ上に沿って移動し、

プロフィール５２０の第１の曲線状部分を画定するように構成することができ、第２のユーザ可動入力５５３は、ディスプレイ上に沿って移動し、プロフィール５２０の第２の曲線状部分を画定するように構成することができ、プロセッサの命令は、第１の曲線状部分および第２の曲線状部分の間で補間して、例えば、第１の曲線状部分と第２の曲線状部分との間に延在するプロフィール５２９を画定するように構成することができる。処置プロフィールの第１の端部５２６は、ユーザ入力に基づいて設定することができ、第２の端部５２８は、本明細書で説明されるようにユーザ入力に基づいて設定することができる。ユーザは、端部５２６との切断プロフィールの係留およびディスプレイ上の可動入力５５１の場所に基づいて、第１の部分の曲線状形状を決定するように、第１の可動入力５５１を摺動させることができる。例えば、第１の曲線状形状は、端部５２６での角度および可動入力５５１で制約される、第１の入力から端部５２６まで延在するスプライン適合を用いて決定されてもよい。第２の可動入力５５３は、例えば、第２の部分の第２の曲線状形状を画定するように、同様に移動させることができる。

【０１５９】

図１８は、切断モード入力５０８のためのシステム構成モード５０６を示す。システム構成が設定されるとき、ユーザは、処置プロフィールを患者と整列させるよう、および処置プローブ４５０が意図されたように組織を切断することを確実にするよう、処置に先立って、または処置中に、処置のいくつかのパラメータを設定することができる。１つ以上の入力５９０は、ユーザが意図した処置を患者の中に配置されたプローブと整列させることを可能にする。１つ以上の入力５９０は、処置をゼロに設定する入力５９１を備え、処置軸を患者の軸と整列させてもよく、例えば、意図した前部後部処置プロフィールは、処置プロフィールの前後軸が患者の前後軸と整列させられるように、患者の前後方向に整列させることができる。入力５９１は、プローブが患者と適正に整列させられていることを決定するように、１つ以上の測定、例えば、超音波撮像測定に基づいて設定することができる。代替として、または組み合わせて、入力５９１は、本明細書で説明されるような角度センサに基づいて設定することができる。１つ以上の入力５９０は、軸方向に処置をゼロに設定する入力５９２を備え、処置プローブを患者の意図した解剖学的標的と整列させてもよい。入力５９２は、患者の意図した標的場所との長手軸の整列を可能にし、例えば、処置プローブ４５０が不十分に遠く、または過剰に深く配置されている場合、入力５９２が正確な解剖学的場所での処置をゼロに設定するように、ゼロｚボタンを押すことができる。

【０１６０】

システム構成モードはまた、システムを設定および較正するために使用することもできる。例えば、入力５９８は、第１の角度センサ、例えば、処置プローブ４５０の角度センサのゼロ角度がゼロであるように設定され、適正に整列させられることを可能にすることができる。撮像プローブセンサを適切な角度に設定するため、例えば、撮像プローブを較正するために、入力５９９を使用することができる。

【０１６１】

入力５９５は、ユーザが複数のプローブタイプの間からプローブタイプを選択することを可能にすることができ、例えば、プローブタイプは、複数のノズルタイプを備えてもよく、例えば、第４のノズルタイプは、処置プローブ４５０の軸から半径方向により大きい距離での処置を可能にするよう、より狭いノズル直径を備えてもよい。所与のプロフィールのシステム構成モードでは、ユーザは、識別されるプローブ、および例えば、選択されるプローブのノズルのサイズに基づいて、残っている時間、推定容量、および推定深さを決定するよう、複数のプローブタイプを選択することができる。

【０１６２】

例として、図１７Ａおよび１８に示される入力画面およびパラメータは、第１の流体が液体を含み、第２の流体が液体を含む、発散切断画面を指してもよい。代替として、処置プローブ４５０の有効切断距離を拡張するよう、処置流れの中の処置ビームの周囲に保護ジャケットを提供するために、ガスを使用することができる。本システムは、処置流れを

保護するガスを用いて処置の第２の部分を切断するよう、第１の流体および第２の流体の１つの構成および第１の流体および第２の流体の第２の構成を用いた処置の一部分を行うよう、命令を備えてもよい。

【０１６３】

掃引角が、本明細書で説明されるように、スパインを回避するように３６０度未満に限定される、多くの実施形態では、第１の処置を軸の周囲のプローブの第１の角度配向で行うことができ、未処置部分を流れに暴露するために、スパインから外れて移動させるようにプローブを回転させ、第２の処置を行うことができる。第１の処置のためのプローブの角度を測定し、第２の処置のためのプローブの角度を測定し、第１および第２の角度に基づいて未処置部分を処置するように処置を回転させることができる。例えば、全処置が、実質的にプローブの軸の周囲で、スパインが未処置部分を暴露するように回転させられなかった場合に提供されるであろうよりも大きい角度まで拡張するように、第１の処置は、２４０度の掃引を備えてもよく、第２の処置は、１２０度の掃引を備えてもよい。プローブは、第２の測定角度、例えば、７０度まで回転させられ、第２の処置は、１２０度の掃引で行われてもよい。第２の処置が未処置部分と整列させられるように、中心位置を入力５５２またはソフトウェアで調節することができる。

【０１６４】

図１９は、入力５０８で選択された凝固モードを示す。入力５０２で選択される動作タブを用いて、凝固のための処置を設定することができる。凝固は、多くの方法で、例えば、発散流れ、または柱状流れ、およびそれらの組み合わせを用いて、提供することができる。多くの実施形態では、凝固を用いて処置プロフィールの一部分のみを処置することが望ましくあり得る。例えば、器官、例えば、前立腺の後部分は、凝固を用いて選択的に処置することができる。実施形態に関連する作業は、後部処置が、潜在的にわずかにより多くの出血をもたらし得、いくつかの実施形態では、患者の解剖学的構造、例えば、前立腺の後部分を選択的に処置することが有利であり得ることを示唆する。レーザビームを用いた凝固モードでは、処置入力パラメータは、切断に関して上記で説明されるものに類似する。掃引角は、入力５５４を用いて、例えば、凝固のための掃引角が切断のための掃引角より小さい、１００°という値に設定することができる。残っている処置の時間５８０を示すことができ、ユーザはまた、処置の容量、例えば、凝固容量を見てもよい。ユーザは、入力５７５を用いてレーザ出力を選択すること、また、切断を用いて行われたものと同様に処置を位置付けることも可能にされ、角度範囲は、より小さくあり得、長手方向範囲は、例えば、より小さくまたは大きくあり得る。

【０１６５】

入力処置プロフィールは、多くの方法のうちの１つ以上で入力することができ、例えば、処置されるべき器官、例えば、前立腺の画像を提供することができ、ユーザは、患者の軸方向ビューおよび矢状面ビュー上で意図した処置プロフィールを描くことができる。示される画像は、一般化された集団の解剖学的構造に対応する解剖学的画像を備えてもよく、または代替として、示される画像は、患者の画像を備えてもよい。プロセッサシステムは、患者の画像上の参照処置プロフィールを、本明細書で説明されるような処置プローブ４５０および連鎖部４３０ならびにアンカ２４の機械座標参照にマップして変換する命令を備える。多くの実施形態では、処置される解剖学的器官の画像上に示される処置プロフィールが、画像の処置寸法に対応し、それと整列するように、ユーザに示される画像は、処置プロフィールに対応するように拡大縮小される。これは、ユーザが患者上で意図した処置プロフィールを正確に決定して配置することを可能にする。

【０１６６】

図２０Ａは、処置座標参照フレームとの患者の画像のマッピングおよび整列を示す。器官の画像５１０は、本明細書で説明されるような多くの方法のうちの１つ以上で得ることができる。画像は、例えば、Ｘ、Ｙ、およびＺ座標参照を備える、画像参照フレームを備えてもよい。処置プローブ４５０は、処置参照フレーム、例えば、円筒座標参照Ｒ、Ｚ、シータを備える。プローブの軸の配向は、本明細書で説明されるように決定することがで

きる。２つの画像を共通する既知の参照点と整列させるために、処置プローブのアンカ等のマーカー参照５３６を画像から識別することができる。画像参照フレームからの画像の点は、識別された参照点の場所およびプローブの配向に基づいて、座標参照フレームにマップし、ディスプレイ上に示すことができる。処置参照位置（Ｒ１，Ｚ１，Ｔ１）を提供するように、（Ｘ１，Ｙ１，Ｚ１）という画像座標参照を有する画像の中の点を処置参照フレームにマップすることができる。例えば、患者組織の３次元マッピングを同様に行うことができる。

【０１６７】

標的器官の組織の３次元マッピングを行うことができ、標的器官の３次元プロフィールを提供するために、この３次元マッピングを使用することができる。例えば、器官の３次元プロフィールの複数の矢状面ビューおよび複数の軸方向ビューを提供することができ、ユーザは、患者のカスタマイズされた処置を提供するために、複数の矢状面ビューのそれぞれおよび複数の軸方向ビューのそれぞれの上で標的処置プロフィールを描くことができる。多くの実施形態では、プロセッサは、マップされた３次元処置プロフィールを提供するよう、矢状面ビューおよび軸方向ビューの間で処置プロフィールを補間する命令を備える。多くの実施形態では、前立腺の付加的な処置を内側に提供することにより、付加的な組織除去を提供してもよく、本明細書で説明されるようなマッピングは、前立腺組織の内側部分の付加的な除去を提供するために使用することができる。

【０１６８】

多くの実施形態では、ユーザは、患者の組織の画像上で処置プロフィールの複数の点を識別することができ、複数の点は、処置座標参照にマップされ、ディスプレイ上に示される処置プロフィールの処置座標がユーザによって意図されたような標的組織を処置することをユーザが検証することができるように、ディスプレイ上に示される。

【０１６９】

図２０Ｂは、患者を処置する方法６００を示す。

【０１７０】

ステップ６０２では、本明細書で説明されるような較正された処置プローブが提供される。

【０１７１】

ステップ６０５では、本明細書で説明されるような器官（例えば、前立腺）の画像が提供される。

【０１７２】

ステップ６０７では、本明細書で説明されるような処置プローブの参照構造が提供される。

【０１７３】

ステップ６１０では、本明細書で説明されるように、参照構造が器官の画像と整列される。

【０１７４】

ステップ６１２では、本明細書で説明されるように、器官画像座標が処置参照座標にマップされる。

【０１７５】

ステップ６１５では、本明細書で説明されるように、画像座標が処置参照座標に合致するように拡大縮小される。

【０１７６】

ステップ６１７では、本明細書で説明されるように、参照構造と整列された器官の画像が表示される。

【０１７７】

ステップ６２０では、本明細書で説明されるように、処置入力パラメータが受信される。

【０１７８】

ステップ６２２では、本明細書で説明されるように、組織切除プロフィールが、入力パラメータに基づいて決定される。

【０１７９】

ステップ６２５では、本明細書で説明されるように、組織切除プロフィールが器官のビュー上に表示される。

【０１８０】

ステップ６２７では、本明細書で説明されるように、組織切除プロフィールおよび場所が、画像に基づいて調節される。

【０１８１】

ステップ６３０では、本明細書で説明されるように、切除パラメータが決定される。

【０１８２】

ステップ６３２では、本明細書で説明されるように、処置ノズルが複数の処置ノズルの間から識別される。

【０１８３】

ステップ６３３では、本明細書で説明されるように、キャリアが複数のキャリアの間から識別される。

【０１８４】

ステップ６３５では、本明細書で説明されるように、流体流れのタイプが柱状または発散として選択される。

【０１８５】

ステップ６３７では、本明細書で説明されるように、第１の流体および第２の流体が選択される。

【０１８６】

ステップ６４０では、本明細書で説明されるように、処置プローブが患者に挿入される。

【０１８７】

ステップ６４２では、本明細書で説明されるように、処置プローブアームが係止される。

【０１８８】

ステップ６４５では、本明細書で説明されるように、撮像プローブが患者に挿入される。

【０１８９】

ステップ６５０では、本明細書で説明されるように、撮像プローブが係止される。

【０１９０】

ステップ６５７では、本明細書で説明されるように、撮像プローブが処置プローブに関連して移動させられる。

【０１９１】

ステップ６６０では、本明細書で説明されるように、患者との処置プローブの整列が決定される。

【０１９２】

ステップ６６２では、本明細書で説明されるように、処置プローブの配向が測定される。

【０１９３】

ステップ６６５では、本明細書で説明されるように、処置プローブの配向が測定される。

【０１９４】

ステップ６６７では、本明細書で説明されるように、計画された処置が、患者整列に基づいて調節される。

【０１９５】

ステップ６６８では、本明細書で説明されるように、患者が処置される。

【０１９６】
ステップ６７０では、本明細書で説明されるように、計画された処置で処置される組織が、撮像されて視認される。
【０１９７】
ステップ６７２では、本明細書で説明されるように、ジェット同伴「流体炎域」が視認される。
【０１９８】
ステップ６７５では、本明細書で説明されるように、ジェット同伴「流体炎域」の相互作用が視認される。
【０１９９】
ステップ６７７では、本明細書で説明されるように、付加的な組織が、視認された画像に基づいて切除される。
【０２００】
ステップ６８０では、本明細書で説明されるように、処置が調節される。
【０２０１】
ステップ６８２では、本明細書で説明されるように、細長い要素およびシースが、スパインを回転させるように細長い軸の周囲で回転させられる。
【０２０２】
ステップ６８５では、本明細書で説明されるように、細長い要素およびスパインの回転の角度が測定される。
【０２０３】
ステップ６８７では、処置プロフィールが、測定された角度に基づいて軸の周囲で回転させられる。例えば、処置プロフィールは、本明細書で説明されるように、細長い要素およびスパインおよびシースの細長い軸に対応する、処置プロフィールの細長い軸の周囲で回転させることができる。
【０２０４】
ステップ６９０では、スパインによって本明細書で説明されるようにブロックされる器官の一部分が処置される。
【０２０５】
ステップ６９５では、本明細書で説明されるように、処置が完了する。
【０２０６】
上記のステップは、実施形態による、患者を処置する方法６００を示すが、当業者であれば、本明細書で説明される教示に基づいて、多くの変形例を認識し得る。ステップは、異なる順序で完了してもよい。ステップが追加または削除されてもよい。ステップのうちのいくつかは、サブステップを備えてもよい。ステップの多くは、処置にとって有益であれば頻繁に繰り返されてもよい。
【０２０７】
方法６００のステップのうちの１つ以上は、本明細書で説明されるような回路、例えば、フィールドプログラマブルゲートアレイ用のプログラマブルアレイ等のプロセッサまたは論理回路のうちの１つ以上を用いて行われてもよい。回路は、方法６００のステップのうちの１つ以上を提供するようにプログラムされてもよく、プログラムは、例えば、プログラマブルアレイ論理またはフィールドプログラマブルゲートアレイ等の論理回路のコンピュータ可読メモリまたはプログラムされたステップ上に記憶されたプログラム命令を備えてもよい。
【０２０８】
図２１Ａおよび２１Ｂは、本発明の実施形態による、３Ｄセグメンテーションソフトウェアからの器官画像、例えば、経直腸的超音波前立腺画像のスクリーンショットを示す。２次元画像が、それぞれ、図２１Ａおよび２１Ｂの右側に示されている。前立腺の３次元画像が、それぞれ、図２１Ａおよび２１Ｂの左側に示されている。図２１Ａおよび２１Ｂの右側の２次元画像は、それぞれ、図２１Ａおよび２１Ｂの左側の画像とともに示される

３次元前立腺表現の横断面および矢状面の実施例を示す。横断画像はまた、本明細書で説明されるように、水平画像、軸方向画像、または軸横断画像と称され得る。前立腺の矢状面のセグメンテーションが薄い灰色で描写され、前立腺の軸方向面のセグメンテーションが薄い灰色で描写されることに留意されたい。

【０２０９】

これらのセグメント化画像は、前立腺の画像に重ねられた処置プロフィール等の本明細書で説明されるような器官の画像に重ねられた処置の画像とともに、ユーザが器官の処置を計画するためにディスプレイ上に提供することができる。

【０２１０】

図２１Ａおよび２１Ｂに示される画像は、インターフェース５００のディスプレイ４２５上に提供することができる。例えば、軸方向画像および矢状面画像は、本明細書で説明されるようにディスプレイ上に提供することができる。

【０２１１】

図２１Ｃ－２１Ｆは、複数の画像のそれぞれの中で３次元処置計画およびユーザ定義処置プロフィールを画定するための標的組織の複数の軸方向画像５２５を示す。ユーザインターフェースは、前立腺を含み得る器官等の標的組織の３次元表現のＺスライスビューを選択する第１のタブ５２７と、Ｙ像を選択する第２のタブ５２９とを備える。Ｚスライスビューは、標的組織の矢状面画像に対応してもよく、Ｙスライスビューは、標的組織の軸方向ビューに対応してもよい。複数の軸方向画像は、第１のｚフレーム５２３での第１の画像５２５Ａを含む。ｚフレーム５２３は、ｙスライスビューによって横断された軸に沿った場所に対応してもよく、各ｚフレームは、ｚ軸に沿った軸方向画像の場所に対応してもよい。第１のｚフレームは、多くのフレームのうちの１つ以上であり得る。

【０２１２】

各画像５１０は、ユーザ入力処置プロフィール５２０を含む。ユーザ入力処置プロフィールは、処置プロフィールを画定するように画像上でユーザ調節可能である、複数の点を備えてもよい。第１の複数の画像５２５Ａは、ユーザによって部分的に位置付けられた処置プロフィールを示し、複数の処置プロフィールマーカー点５２１は、まだユーザによって標的組織場所に配置されていない。ユーザは、例えば、ポインティングデバイスまたはタッチスクリーンディスプレイを用いて、ユーザインターフェースで点の場所を調節することができる。本明細書で説明されるようなプロセッサは、ユーザによって入力される複数の点を受信する命令を備える。複数の点は、円、ドット、またはＸ等の小さいユーザ可動マーカーを備えてもよく、複数の点は、例えば、マーカーを接続するよう、ディスプレイ上に示される直線に対応する線形補間、またはディスプレイ上に示される湾曲した曲線に対応するスプラインを用いる等の多くの方法のうちの１つ以上で、複数の直線と接続することができる。

【０２１３】

第２の深さでの複数の画像の第２の画像５２５Ｂが、本明細書で説明されるようにディスプレイ上に示される。第２の画像５２５Ｂは、処置に対応するｚ軸に沿った第２の場所で処置プロフィール５２０を画定するよう、ユーザによって画像と整列される点５２１を含む。

【０２１４】

第３の深さでの複数の画像の第３の画像５２５Ｃが、本明細書で説明されるようにディスプレイ上に示される。第３の画像５２５Ｃは、処置に対応するｚ軸に沿った第３の場所で処置プロフィール５２０を画定するよう、ユーザによって画像と整列される点５２１を含む。

【０２１５】

第４の深さでの複数の画像の第４の画像５２５Ｄが、本明細書で説明されるようにディスプレイ上に示される。第４の画像５２５Ｃは、処置に対応するｚ軸に沿った第４の場所で処置プロフィール５２０を画定するよう、ユーザによって画像と整列される点５２１を含む。

【０２１６】
図２１Ｇは、標的組織の矢状面ビュー、および図２１Ｃ－２１Ｆの軸方向画像の面を示す。ｚスライスビューは、標的組織の矢状面ビューを示すよう、タブ５２７で選択することができる。複数の画像５２５が、矢状面ビュー像を通って延在する線として示されている。
【０２１７】
図２１Ｈは、図２１Ａ－２１Ｆの複数の画像に基づく３次元処置プロフィールを示す。３次元処置計画は、３次元処置プロフィール５２０の３次元表現を備えてもよい。３次元処置プロフィール５２０は、多くの方法の１つ以上で決定することができる。３次元処置プロフィールは、例えば、スプラインの線形補間によって各画像の処置プロフィールを画定する、複数の点５２１の間の補間によって得られてもよい。代替として、または組み合わせて、３次元処置プロフィールは、例えば、表面点５２１への多項式適合に基づいて決定することができる。
【０２１８】
図２１Ｉは、本明細書で説明されるような複数の画像の間の画像のユーザ入力処置プロフィールを示す。ユーザは、多くの方法のうちの１つ以上で複数の点５２１を調整することができ、ユーザは、患者の必要性に基づいて処置プロフィールを決定することができる。処置プロフィールは、組織構造の外側境界、例えば、図２１Ｉに示されるような前立腺等の器官の外側構造まで延在しないよう、選択することができる。
【０２１９】
図２１Ｊは、本明細書で説明されるような流体流れのスキャンパターンを示す。流体流れは、パルス化されたか、または連続流体流れを備えてもよい。スキャンパターンは、第１の組織を除去し、第２の組織の除去を阻止するよう、本明細書で説明されるような臨界圧に基づくことができる。多くの実施形態では、流体流れは、ピストンポンプ等のポンプからの複数のパルス８１０を備え、パルスは、周波数および負荷サイクル（ｄｕｔｙ　ｃｙｃｌｅ）を備える。多くの実施形態では、負荷サイクルは、わずか約５０％に対応する。複数のパルス８１０は、第１のパルス８１２と、第２のパルス８１４とを備える。流体炎域は、スキャンされている組織の場所での近似断面サイズを備えてもよい。本明細書で説明される教示に基づいて、当業者であれば、流体炎域が流体炎域の長さの約１／２で最大断面幅を備えることを認識し得る。流体炎域が組織に衝突する場所では、流体炎域は、断面サイズ８４８を備える。
【０２２０】
流体炎域を備える流体流れのスキャンパターンは、Ｚ軸および角度８４４に沿っている。角度８４４は、時間８４５、例えば、角度掃引速度が実質的に一定のままであるときに対応し得る。流体炎域は、スキャン経路８４６に沿ってスキャンされる。スキャン経路８４６は、例えば、Ｚ軸に沿ったキャリア３８２の速度、およびＺ軸の周囲のキャリア３８２の回転に対応し得る。
【０２２１】
パルスは、複数の連続パルスが組織の場所８３０を衝打するように離間することができる。複数の連続パルスは、第２のタイプの組織の除去が阻止されるときに、第１のタイプの組織を除去することにおいて有効であり得る。
【０２２２】
代替として、または本明細書で説明されるような臨界圧と組み合わせて、実施形態に関連する作業は、除去の速度が標的組織の緩和時間に関係し得ることを示唆する。流体炎域は、閾値を超えて組織を変形させ、除去することができるように、組織の緩和時間より長い持続時間にわたって、組織の点８３０の上に滞留するように構成することができる。
【０２２３】
多くの実施形態では、複数のパルス８２０は、組織を除去するよう、組織の弾性変形の組織緩和時間より少ないパルス間の持続時間で、組織場所８３０に衝突する。多くの実施形態では、除去されるべき第１の組織は、パルス間の時間より長い第１の緩和時間を備え

、除去が阻止されるべき第２の組織は、第２の組織の除去を阻止するよう、パルス間の時間より少ない第２の組織緩和時間を備える。

【０２２４】

組織が最終的な所望の処置プロフィールに向けて除去されるとき、流体炎域のサイズは、切除されるプロフィールに衝突するパルス化流体炎域のサイズが実質的に減少され、組織除去が実質的に減少されるように、実質的に炎域の遠位先端近傍で減少してもよい。

【０２２５】

本明細書で説明される教示に基づいて、当業者であれば、本明細書で説明される流体炎域を用いて組織を標的プロフィールに切除するように、キャリア３８２およびノズルのスキャン移動を決定することができる。

【０２２６】

図２１Ｋは、流体流れを覆うバッグを示す。流体流れは、本明細書で説明されるように、柱状流れまたは発散流れを備えてもよい。多くの実施形態では、バッグは、水ハンマーを備えるよう、パルス化流れを備える流体流れを覆って配置される。バッグは、多くの材料のうちの１つ以上で作製することができ、例えば、エラストマーを含んでもよい。バッグの内部は、キャリア３８２に連結することができ、バッグの外部は、物質を除去するように作業チャネルに連結することができる。バッグは、高い流体速度から組織を保護するという利点を有し、さらに均等な圧力を提供することができる。断片化組織は、例えば、外側収集管または作業チャネルを通して、受動的または能動的手段を通して収集することができる。

【０２２７】

図２２Ａおよび２２Ｂは、組織除去プロフィール５２０のリアルタイム決定を提供するよう、本明細書で説明されるような実施形態の原理に従って操作されているプローブの概略図を示す。図２２Ａは、柱状流体流れ３３１を示し、図２２Ｂは、発散流れ３３４を示し、そのそれぞれは、本明細書で説明されるような画像案内組織切除と組み合わせるために好適である。

【０２２８】

（流体を伴う、または伴わない、および水ジェットを伴う、または伴わない、内側組織および／または器官の内側の）侵入型レーザ案内３Ｄ撮像は、切断の深さを決定するために、前立腺の内表面上でレーザからのスポットを採用する。つまり、ノズルの軸方向および回転位置を把握し、スポットがノズルからの半径上に横たわるとすると、カメラからの画像の中でスポットを位置付けることにより、独特のスポットからノズルまでの距離を与える。レーザをスキャンし、スポットを見出すために画像処理を使用して、前立腺の内側の容量の全画像を生成することができる。これを器官の幾何学的データと組み合わせて、切除される容量を３Ｄで器官内に表示することができる。代替として、それ自体と標的表面との間の距離を測定するためにレーザを使用して、それがスキャンした面積の正確な３次元複製を再作成することができる。

【０２２９】

音響距離測定

【０２３０】

アセンブリの中の音響トランスデューサを水ジェット近傍に配置することによって、ジェットによって衝打される組織面までの水ジェットに沿った距離を測定することが可能であり得る。次いで、ジェットをスキャンすることにより、空洞の３次元マッピングを可能にする。少なくとも１つのトランスデューサ３９２をキャリア管３８０の上に提供することができる。（流体／気体環境における内側組織および／または器官の内側の）侵入型音案内組織分化：ジェット－組織界面によって生成される音響周波数は、組織の区別を可能にすることができる。この界面での音響挙動を監視することにより、深さ監視特徴を本システムに追加してもよく、これは、ジェットが前立腺の皮膜を貫通することを防止するよう、安全性を強化することができる。センサは、先端、またはプローブ／シースのシャフトに沿ったいずれかの場所に取り付けることができる。

【０２３１】
水柱のパルス幅変調：水がオンおよびオフである周波数を変調することにより、ユーザがカメラ可視化の下で組織までのノズルの距離を推定することを可能にすることができる。周波数は、既定の柱サイズ（例えば、５ｍｍ）に固定することができ、またはユーザが、図２２Ａに示されるように、ノズルと組織との間の高さに合致するようにそれを調節することができる。代替として、ノズルの高圧発散特性が図２２Ｂに示されるように画定されると仮定して、ジェット－組織界面でのジェットの直径が、ノズルからの距離を決定することができる。
【０２３２】
少なくとも１つのトランスデューサ３９２が、組織から音響信号を受信するように、音響トランスデューサを備えてもよい。いくつかの実施形態では、少なくとも１つのトランスデューサ３９２は、超音波撮像のための音響信号を伝送する。少なくとも１つのトランスデューサは、複数のトランスデューサを備えてもよい。プローブから組織への超音波撮像のための音響信号の受信または伝送のうちの１つ以上を行うように、第２の音響トランスデューサをキャリア管３８０の上に提供することができる。少なくとも１つのトランスデューサ３９２は、例えば、本明細書で説明されるように、軸方向および横断画像を提供するように、超音波アレイを備えてもよい。
【０２３３】
図２２Ｃは、組織を撮像するようにキャリア３８２を伴う細長い要素３１０の作業チャネルの中に配置された内視鏡３９４を示す。内視鏡３９４は、本明細書で説明されるような組織プロフィールを撮像するために使用することができる。流体流れ、例えば、柱状流体流れ３３１を用いて、レーザポインティングで組織を照射するために、例えば、流体流れを使用することができる。組織の表面プロフィールを決定するために、流体流れの既知の角度および軸方向場所を内視鏡からの画像の場所とともに使用することができる。
【０２３４】
図２３Ａおよび２３Ｂは、統合ジェット送達を提供するように構成されるキャリアを示す。キャリア管３８０を備え得るキャリア３８２は、光ファイバ等のエネルギー送達導管３５１を備える。整列ブロックが、光ファイバを流体送達要素と整列させるように提供される。光ファイバは、光ファイバの端部への光学エネルギーの送達に好適な屈曲角を提供するように屈曲させることができる。
【０２３５】
光ファイバ、ジェットオリフィス、および整列オリフィスの構成は、統合されたジェット能力を提供する。ジェットオリフィスは、流体を受容して流体流れを形成し、そして光ファイバから光を受容する円錐チャネルを画定する、中実の逆円錐区分を備える、ノズルに形成することができる。整列オリフィスは、整列構造に形成することができ、ファイバを受容する円錐チャネルを画定する中実の逆円錐区分を備え、円錐チャネルは、光ファイバを受容するようなサイズにされる直径を有する、円筒形チャネルまで延在する。多くの実施形態では、整列オリフィスを含む円錐チャネルは、光ファイバを損傷することなく、円筒形チャネルに沿って、そして円筒形チャネルを通してファイバを前進させることができるように、ファイバを受容する角度を備える。多くの実施形態では、被覆を含む光ファイバは、光ファイバを損傷することなく、円錐区分に沿って光ファイバを前進させることができるように、整列オリフィスの円筒形チャネルより小さい直径を備える。整列ブロックの平坦区分は、ファイバの先端がジェットオリフィスチャネルの円筒形部分と整列して保持されるときに、ファイバの長手軸に沿ったファイバの移動を阻止するようにファイバを保持することができる。
【０２３６】
ジェットオリフィスを備えるノズルおよび整列オリフィスを備える整列構造はそれぞれ、本明細書で説明されるような円錐区分および円筒形区分を有する受け石（ｊｅｗｅｌ）を備えてもよい。
【０２３７】

多くの実施形態では、整列オリフィスの円筒形チャネル部分は、光ファイバの少なくとも一部分の周囲に延在する間隙と整列して光ファイバを保持する。整列オリフィスの円筒形チャネル部分は、ファイバおよび円筒形チャネル部分の少なくとも一部分に沿ってファイバと整列オリフィスの円筒形チャネル部分との間に延在する間隙を伴って、光ファイバをジェットオリフィスと整列させるよう、十分な距離で軸に沿って延在する。

【０２３８】

ジェットオリフィスおよび整列オリフィスは、例えば、低い圧力を伴う柱状流れ、および高い圧力を伴う発散切断流れを形成するよう、ジェットオリフィスを通過する流体が、予測可能な流れを伴うエネルギーの流体流れを送達することができるように、十分な距離で軸方向に離間される。多くの実施形態では、距離３５１Ｄは、整列オリフィスの円筒形チャネル部分を画定する構造の上面と、ジェットオリフィスの円筒形チャネルの下端との間に延在する。距離３５１Ｄは、ジェットオリフィスを通した少なくとも約８０％、例えば、整列オリフィスを通した少なくとも約９０％のエネルギー伝達を可能にするよう、光ファイバから発せられる光線が発散するように、および予測可能な流れを提供することができるようなサイズにされる。多くの実施形態では、距離３５１Ｄは、例えば、約２００ｕｍ～約２．５ｍｍの範囲内、例えば、約０．５ｍｍ～約２ｍｍの範囲内である。

【０２３９】

整列ブロックが光ファイバに連結され、整列ブロックは、キャリア３８２の先端の断面寸法が、本明細書で説明されるような急速交換で作業チャネルを通過するようなサイズにされることを可能にするよう、ファイバ係合表面が、５ｍｍ未満、例えば、わずか２ｍｍ未満であり得る、曲率半径を備える、光ファイバに係合する表面を備える。

【０２４０】

整列ブロックは、光ファイバを保持するよう、光ファイバに係合することができる。整列ブロックの曲線状係合表面は、光ファイバに係合し、定位置で光ファイバを保持する。ブロックの下係合表面はまた、例えば、ブロックとキャリア３８２の下部分の上面との間でファイバを保持することによって、ファイバに係合し、プローブ内でファイバの場所を固定するように、曲線状部分の近位に実質的に曲線状でない伸長チャネル部分も備える。

【０２４１】

流体ジェットは、切除のために高い圧力、例えば、流体ジェットで使用することができ、または低い圧力、例えば、光ビームを伝送するために柱状で使用され得る。光ファイバは、所望の整列を達成するように整列ブロックおよび整列オリフィスを位置付けることによって、屈曲させ、案内され、整列されることができる。このようにして光ファイバを位置付けて固定することによって、短い緊密な曲げ半径を達成することができる。ジェット整列オリフィスの相対位置および配向を変化させることによって、キャビテーションおよび他の流体ジェット効果を変更することができる。

【０２４２】

流体送達要素から放出される流体流れは、図２３Ａに示されるような発散流れ３３４、または図２３Ｂに示される柱状流れ３３３を備えてもよい。発散流れ３３４は、より高い圧力を送達要素に提供することによって提供することができる。高い圧力で、例えば、第１の流体が液体であり、第２の流体が液体であるときに、流体ジェットが発散し得る。代替として、示されるような柱状流れ３３３を提供するように、低い圧力を提供することができる。柱状流れ３３３は、放出される流体が液体であり、液体が気体の中へ放出されるときに提供することができ、液体は、２～１００ｐｓｉの範囲内、例えば、５～２５ｐｓｉの範囲内の低い圧力で放出することができる。低い圧力で、柱状流れ３３３を備える柱状流体は、整列のためにレーザビームを指し示すポインティングデバイスとして使用することができる。代替として、または組み合わせて、例えば、組織を加熱するため、例えば、切除、蒸発、または凝固のうちの１つ以上とともに加熱するために、柱状流体流れを使用することができる。

【０２４３】

発散流れ３３４は、本明細書で説明されるように、発散流れを用いた組織除去のための

ノズルへの圧力を上昇させることによって、提供することができる。キャリア管３８０を備え得るキャリア３８２の光ファイバは、キャリア３８２の狭いプロフィール構成を提供するように屈曲させることができる。例えば、光ファイバは、約１～１０ｍｍの範囲内、例えば、約２～５ｍｍの範囲内の半径で屈曲させることができる。この光ファイバの屈曲は、光エネルギーが、光源から所望の組織標的へ高い効率で放出および伝達されることを可能にすることができる。また、光ファイバから発せられる光が、流体流れを送達するノズルで画定されるチャネルを通して実質的に方向付けられるように、光ファイバの末端を整列させることができる。光ファイバを流体送達要素のジェットオリフィスと整列させるために、整列オリフィスを備える整列構造を使用することができる。

【０２４４】

図２４は、流体送達要素の流体送達要素および設計考察を備える、キャリア３８２を示す。流体送達要素のジェットオリフィス設計は、多くの方法のうちの１つ以上で構成することができる。ジェットオリフィスの幾何学形状を変化させることによって、流体ジェット切除特性を変化させることができる。例えば、円錐角変動は、ノズル出口で発生するキャビテーションの増加または減少をもたらし得る。ジェットオリフィス設計は、オリフィスの入口または出口のうちの１つ以上に円錐を備えてもよい。円錐角は、例えば、０度から１８０度まで様々であり得る。オリフィス直径およびオリフィス長の変動は、ノズル背圧および流体流れの退出速度の変動をもたらし得る。結果として生じる同伴領域は、これらのパラメータのそれぞれとともに変化する。同伴領域は、ノズルによって生成されるキャビテーション気泡の雲（ｃｌｏｕｄ）を含み得る。組織貫通の深さは、同伴領域長に基づいて予測し、制御することができる。多くの実施形態では、同伴領域は、超音波撮像または光学撮像を用いて、それらの組み合わせで可視化することができる。同伴領域は、同伴領域が可視化されることを可能にし、流体炎域と称され得る、キャビテーションが発生する領域に対応する。同伴領域の冷却切断は、最小限の組織損傷を伴って、組織除去を可能にすることができる。多くの実施形態では、約４０度から約８０度の範囲内の円錐角である。オリフィスの内径に対するオリフィス長の比は、約１から１０の範囲内、例えば、約４から７の範囲内であり得る。当業者であれば、本明細書で提供される教示に基づいて、本明細書で説明されるように組織を処置するようにジェットオリフィスを設計することができる。

【０２４５】

図２５Ａ－２５Ｃは、実施形態による、ジェット偏向を示す。偏向器７１０をキャリア３８２の遠位端上に提供することができる。ジェット偏向は、多くの方法のうちの１つ以上で達成することができる。流体ジェットは、例えば、異なる切断角を達成するように偏向させることができる。代替として、または組み合わせて、例えば、作業チャネルおよび補助デバイスを洗浄するために、偏向または方向転換した流体ジェットを利用することができる。流体流れの偏向は、例えば、引っ張りワイヤ、空気圧、油圧、機械的リンク、および他の手段を介して、手動で、またはロボットで作動させることができる。偏向器は、コンピュータ制御下で移動可能であり得、偏向器は、キャリア３８２の長手軸に関して流体流れの偏向を変化させるようにジンバルを備えてもよい。図２５Ａは、長手軸に関連する第１の角度への流体流れの偏向を示す。そして図２５Ｂは、長手軸への第２の角度での流体流れの偏向を示す。図２５Ｃは、第２の角度で偏向された流体を伴う、長手軸の周囲の流体流れの回転を示す。

【０２４６】

図２６Ａ－２６Ｃは、実施形態による、ジェットマスキングを示す。流体ジェットマスキングは、例えば、単一の場所または複数の場所で、異なる切断領域を達成するために使用することができる。マスキング機構は、例えば、引っ張りワイヤ、空気圧、油圧、機械的リンク、および他の手段を介して、手動で、またはロボットで作動させることができる。多くの実施形態では、ハイポチューブが、キャリア３８２の遠位端上でマスクの成形を可能にするよう、キャリア３８２に沿って延在する。マスク７２０は、図２６Ａに示されるような第１の構成７２２を備える。図２６Ｂに示されるように、マスク７２０は、マス

クが放出流体流れのより広い角度を提供するように調節されている第２の構成を備える。図２６Ｃは、マスクの第３の構成７２６を示す。

【０２４７】

本明細書で説明されるようなマスクの実施形態は、３６０度より大きい回転の角度について、長手軸の周囲のマスクの回転を可能にすることができる。例えば、複数の回転を使用することができる。複数のマスク構成は、所望の意図したプロフィールへの標的組織の彫刻を可能にすることができ、平滑なプロフィールが提供されることを可能にする掃引速度で組織の急速な除去を可能にすることができる。マスクの形状は、マスクに近接する組織に対しては大きい発散角でバルク組織除去を可能にすることができる。マスクからより遠い組織については、角度は、ジェットの減少した分散を提供して、マスクからより遠い場所における組織に到達するよう、減少させることができる。

【０２４８】

図２７Ａおよび２７Ｂは、実施形態による、ジェット角度の変動を示す。流体ジェット角度およびレーザビームは、切断および凝固を達成するように異なる角度で固定することができる。切断または凝固のうちの１つ以上は、例えば、単一の場所または複数の場所に方向付けることができる。角度形成は、バルーン等の拡張可能アンカ近傍の組織を標的にするのに役立つか、または意図しない組織との偶発的な接触のリスクを低減させることができる。ジェット角度は、多くの方法のうちの１つ以上で変化させることができる。例えば、複数のキャリア７３０を提供することができ、キャリアのそれぞれは、本明細書で説明されるような処置のための構造および構成要素を有する、キャリア３８２を備えてもよい。複数のキャリア７３０のそれぞれは、異なる流体流れ角度を提供することができる。例えば、第１のキャリアは、第１の角度７３２で第１の流体流れを提供することができる。第２のキャリアは、第２の角度７３４で第２の流体流れを提供することができ、第３のキャリアは、示されるような第３の角度７３６で流体流れを提供することができる。複数のプローブは、各プローブが、ジェット角度またはある角度のレーザビームのうちの１つ以上を方向付けるように構成される、一式のプローブ、例えば、３つまたはそれを上回るプローブを備えてもよい。例えば、第１の角度７３２は、細長い軸と実質的に垂直に延在することができ、第３の角度７３６は、中間組織、例えば、前立腺の組織を切除するために、プローブの遠位端に向かって方向付けることができる。

【０２４９】

多くの実施形態では、１つ以上のジェットが、デバイスの直近遠位にある組織を標的にするように軸方向にデバイスから退出する、複数のプローブを提供することができる。

【０２５０】

図２８は、実施形態による、同時に送達された複数のジェットを示す。キャリア３８２の複数のジェットは、供給チャネル７４２と接続される、一次ジェット７４０と、二次ジェット７４４とを備えてもよい。供給チャネル７４２は、共通供給チャネルを備えてもよい。

【０２５１】

同時切除および凝固を達成するために、複数のジェットを採用することができる。これは、単一の供給チャネルまたは複数の供給チャネルの使用を通して達成することができる。単一の供給チャネルの場合、二次ジェットを供給するように、少量の圧力を抜き取ることができる。加えて、切除に一次ジェットを使用しながら、組織標的化に役立つように、二次ジェットに低出力源レーザポインタを利用することができる。

【０２５２】

多くの実施形態では、二次ジェットは、光線を方向付けて組織を凝固させるために使用することができ、一次ジェットは、二次ジェットが導波路として利用されている間に、組織を片付けるために使用することができる。

【０２５３】

多くの実施形態では、組織を創傷清拭するために一次ジェットを使用することができる一方で、組織を凝固させるために二次ジェットが使用される。

【０２５４】
図２９は、実施形態による、細切除去術（ｍｏｒｃｅｌｌａｔｉｏｎ）を示す。多くの実施形態では、細切除去術は、例えば、プローブまたはスパイン上のブレード等の構造特徴を用いた切除と同時に達成することができる。プローブに統合された場合、細切除去術は、プローブの移動によって自動的に駆動することができる。収集流れを増加させるために、物理的細切除去術とともに一緒に、または独立して、減圧吸引を使用することができる。器官内圧を調整するために、例えば、オーガー（ａｕｇｅｒ）構造および減圧との物理的細切除去術の組み合わせを利用することができる。
【０２５５】
キャリア３８２は、本明細書で説明されるような１つ以上のジェットを有する遠位端部分まで延在することができる。細切除去特徴を、ジェットに対して近位に提供することができ、細切除去特徴は、例えば、組織を除去するためのオーガー形状構造を伴って、作業チャネル内に含有されてもよい。
【０２５６】
図３０は、実施形態による、単一管設計を示す。単一管設計は、オリフィス受け石７６２等の流体送達要素を備えてもよい。可変屈曲７６０は、例えば、キャリア３８２が作業チャネル内で前進させられたときに、半径が屈曲することを可能にする。流体はキャリア３８２の端部上のオリフィスに連結される。流体は、液体または気体を含んでもよく、遠位端上のオリフィスは、本明細書で説明されるように、多くの方法のうちの１つ以上で構成することができる。図３１Ａおよび３１Ｂは、実施形態による、単一管設計を示す。液体または気体等の流体を、本明細書で説明されるように、レーザと併用することができる。レーザは、本明細書で説明されるように、光ファイバ等のエネルギー導管３５１に沿って伝達される電磁エネルギーを発することができる。可変屈曲７６０を遠位端上のオリフィス受け石７６２等の流体送達要素近傍に提供することができる。光ファイバは、図３１Ｂに示されるように構造と整列させることができる。例えば、流体ジェットのオリフィスと同軸状に光ファイバを位置付けるために、ファイバガイドを使用することができる。
【０２５７】
図３０、３１Ａ、および３１Ｂの実施形態による、単一管設計は、多くの利点を提供することができる。例えば、単一管設計を利用するときに、パッケージサイズおよび複雑性を大幅に低減させることができる。例えば、流体経路が他の設計より連続的であり得るため、単一管設計を用いて内部の層流の流れ特性を向上させることができる。オリフィス受け石は、その場でスエージ加工することができるか、または受け石を保持するように、小型カバーをレーザ溶接することができる。光ファイバ統合は、内部ファイバ整列構造の使用を通して達成することができる。屈曲角および半径は、代替的な組織標的化または製造を可能にするよう、変化させることができる。ジェット反応経過の平衡を保ち、同時に１つより多くの場所を切断するために、複数のジェットを採用することができる。例えば、対向するジェットを使用することができる。例えば、カテーテルの回転運動に動力供給するように、付加的なジェットが追加されてもよい。
【０２５８】
小型パッケージサイズは、実装が小型カテーテルの形態をとることを可能にすることができる。これは、先行技術の市販の剛性および可撓性導入器および内視鏡との使用を可能にすることができる。遠位先端形状は、組織容量にアクセスするように所与の屈曲角で事前形成することができる。
【０２５９】
図３２は、実施形態による、ヒト解剖学的構造に対して処置システムを位置合わせして位置付ける手段を示す。複数の拡張可能アンカ７７０は、第１の拡張可能アンカ７７２と、第２の拡張可能アンカ７７４とを備える。第１の拡張可能アンカ７７２は、例えば、バルーンを備えてもよく、第２の拡張可能アンカ７７４は、例えば、第２のバルーンを備えてもよい。第１の拡張可能構造は、膀胱頸部の中で拡張するように構成することができ、第２の拡張可能構造は、デバイスの移動を含むように尿道内で拡張するように構成するこ

とができる。

【０２６０】

図３３は、第１の拡張可能バスケット７７６と、第２の拡張可能バスケット７７８とを備える、複数の拡張可能構造を示す。拡張可能バスケットは、透過性または不透過性であり得、係留を可能にするように拡張することができる。不透過性バスケットが、尿道を通る流体流れを阻止することができる一方で、透過性拡張可能バスケットは、尿道を通る尿道と膀胱との間の流体流れを可能にすることができる。

【０２６１】

複数の拡張可能構造は、定位置でアンカを効果的に係止するよう、膀胱から尿道に向かったプローブの移動、また、尿道から膀胱頸部に向かった移動の両方を制限するという有益性を有することができる。

【０２６２】

図３４は、ヒト解剖学的構造に対してシステムを位置合わせする手段を示す。例えば、複数の拡張可能アンカ７７０は、第１の拡張可能アンカ７７７と、第２の拡張可能アンカ７７９とを備えてもよい。第１の拡張可能アンカ７７７は、例えば、バルーンまたはバスケットを備えてもよい。拡張可能アンカ７７７は、膀胱の後壁に対して位置付けるために使用される。第２の拡張可能アンカは、膀胱頸部の中に位置付けられる。第１の拡張可能アンカおよび第２の拡張可能アンカは、移動を阻止するよう、プローブの位置を係止することができる。手動で、またはロボット制御を介して、対向させる力を印加することができる。

【０２６３】

いくつかの実施形態では、膀胱壁に向かって第１の拡張可能アンカを、および膀胱頸部に向かって第２の拡張可能アンカを押動するよう、第１の拡張可能アンカと第２の拡張可能アンカとの間に対向させる力を印加することができる。

【０２６４】

本明細書で説明される教示に従って、付加的な係留動作の実施形態を提供することができる。例えば、吸引手段を係留に使用することができる。代替として、患者移動のためのセンサを使用することができる。アームを係留に使用することができる。クランプを係留のために尿径部上に提供することができる。本システムを定位置で保持するために、磁力を使用することができる。吸引を用いて、組織への取付を提供することができる。これらのそれぞれは、本明細書で説明される実施形態による、係留手段の非限定的な例を提供する。

【０２６５】

図３５は、実施形態による、使い捨てバルーンを示す。使い捨てバルーン７８０は、キャリア３８２の遠位端上に螺合することができる。使い捨てバルーンは、バルーンの先端に内部ねじを備えてもよい。内部ねじ７８２は、外部ねじ７８４に係合することができる。バルーンとキャリアとの間の螺合係合は、バルーンが処置の後に除去されることを可能にすることができ、キャリア３８２は、滅菌することができる。膨張穴を提供することができる。膨張穴７８６は、バルーン７８０が遠位先端上に螺合して係合させられているときに、バルーン７８０の膨張を可能にする。使い捨てバルーンは、個別に滅菌することができる。バルーンの螺合取付は、本明細書で説明されるように、ハンドピースに、またはキャリアに提供することができる。Ｏリングおよびねじ螺合係合を用いて、密閉を達成することができる。１対７の折り畳み対膨張比を達成することが可能なバルーンを提供することができる。

【０２６６】

図３６は、実施形態による、組織切除および深さ制御を示す。ライブ患者超音波画像が示されている。図３７は、生理食塩水中の可視的な流体炎域を示す。生理食塩水中の可視的な流体炎域は、本明細書で説明されるようなジェットの同伴領域に対応する。同伴領域の流体炎域の可視性は、例えば、超音波による撮像または光学撮像によって画像とともに同伴領域の流体炎域を可視的にするよう、光散乱または音響散乱を生成し得る小気泡のキ

ャビテーションを伴って提供される。可視的な同伴領域の有益性は、医師が処置の距離を可視化すること、およびこの距離を超音波と比較することであり得る。図３７は、図３６に示されるのと同一サイズである、１１ミリメートルでの可視的な同伴領域を示す。同伴領域の距離の実質的な類似性は、組織切除および除去の距離に対応する。同伴領域の可視化を示す、この実験結果は、より安全な処置を提供することができる。一例のみとして、図３６および３７に示される画像とともに使用される流れパラメータは、約１３０ミリメートル／分の流速と、約２７００ｐｓｉのノズル背圧とを備える。キャリア上のノズルの構成は、発散流れを提供するよう、第２の流体の中へ本明細書で説明されるような発散流れとともに発せられる第１の液体を備える。第２の流体は、液体を含む。

【０２６７】

医師は、患者を処置するとき、ライブ患者超音波、例えば、本明細書で説明されるような経直腸的超音波（以降では「トラス（ＴＲＵＳ）」）を使用することができる。医師は、プローブ先端から同伴領域中で超音波検査を行うことができる。これは、適切なパラメータを決定して患者を処置するために使用することができる。例えば、医師は、プローブ先端が、例えば、前立腺の嚢等の器官の嚢を越えた、器官の外側の切断を引き起こすエネルギーを放出しないように、プローブ先端の貫通の深さを制限するよう、圧力を調節することができる。図３６の画像は、画像の左側に拡張可能バルーンに対応する構造を示し、矢印は、１１ミリメートル寸法を示す。図３７は、同伴領域の類似距離を示す、光学画像である。図３６に示される流動の掃引運動は、前立腺内に含まれる処置を調節するために使用することができる。

【０２６８】

図３８は、実施形態による、組織切除深さ制御を示す。図３７に類似するが、ノズルへの逆流圧が上昇した、患者からのライブ患者超音波が図３８に示されている。

【０２６９】

図３９は、異なる圧力を伴う同伴領域を示す、生理食塩水中の流体炎域の光学画像を示す。図３８および３９の圧力流れパラメータは、２０５ミリメートル／分の近似流速と、約５７６０ｐｓｉのノズル背圧とを備える。対応する組織切除深さは、約１６ミリメートルである。ライブ患者超音波画像は、光学的に見られる同伴領域に類似する１６ミリメートルの同伴領域を示す。画像の左側で見られるようなプローブの掃引運動およびプローブから発せられる流体流れは、同伴領域の超音波画像を用いて患者を安全に処置するよう、流れパラメータおよび圧力を設定するために使用することができる。

【０２７０】

図４０は、複数の圧力およびノズルについての最大貫通の深さと対比したノズル流速を示す。ミリメートル／分単位の流速が示されている。最大貫通の深さはまた、流速の関数としても示されている。１３０ミクロンノズルが、菱形での組織貫通の深さを示し、１５０ミクロンノズルが、Ｘで示されている。組織貫通の深さは、処置の流速パラメータを設定するために、本明細書で説明される教示に基づいて使用することができる。例えば、１２ミリメートルまたは１３０マイクロメートルノズルの最大貫通の深さまでの処置については、１５０ミリメートル／分の流速が選択される。同様に、１５０ミクロンノズルについては、２００ミリメートル／分の流速が選択される。当業者であれば、深さに基づいて処置用のノズルを自動的に識別するように、また、深さに基づいて処置に好適な流速を識別するように、ソフトウェアを構築することができる。加えて、本明細書で説明されるような組織プロフィールに基づいて、流速を変化させることができる。例えば、本明細書で説明されるような軸方向画像および矢状面画像に基づく、組織処置プロフィールである。

【０２７１】

図４１は、最大貫通の深さと対比したノズル背圧を示す。ミリメートル単位の最大貫通が、１３０ミクロンノズルおよび１５０ミクロンノズルの両方についてｐｓｉ単位のノズル圧力の関数として示されている。識別されたノズルサイズおよび組織貫通の深さに基づいて、ソフトウェアまたはユーザは、患者を処置する適切なノズル圧力を識別することができる。

【０２７２】
図４２は、１３０ミクロンノズルおよび１５０ミクロンノズルの背圧と対比したノズル流速を示す。圧力および流速が示されている。流速については、流速がミリメートル／分で示され、圧力がｐｓｉで示されている。流速は、約１００ミリメートル／分～約２５０ミリメートル／分であり得、圧力は、１０００ｐｓｉ未満～４０００ｐｓｉほども高く、または例えば、８０００ｐｓｉであり得る。具体的実施形態では、より大きい直径のノズルを用いた流速は、圧力とほぼ線形であり、１３０ミクロンノズルを用いた流速は、圧力とほぼ線形である。流速および圧力のこれらの関係は、所望の流速のために、処置の圧力を適切に設定するために使用することができる。さらに、これらの流速圧力関係は、範囲がより低い値、またはより高い値、もしくは両方まで拡大されるときには非線形であり得る。代替として、または加えて、流速圧力関係は、例えば、異なる特性を伴う異なるノズルが使用されるときに、非線形であり得る。
【０２７３】
当業者であれば、本明細書で説明されるように、所定のプロフィールおよび容量に組織を切除するために、ノズル圧力、切断深さ、および流速のうちの１つ以上を使用することができる。
【０２７４】
音響測定を伴う切除監視
【０２７５】
多くの実施形態では、切除を監視するために音響プローブを使用することができる。プローブは、多くの方法のうちの１つ以上で患者に連結され、例えば、患者の四肢または身体上に配置し、ゲルを用いて患者の皮膚に連結することができる。
【０２７６】
多くの実施形態では、切除モニタは、音響分析器を備える。音響分析器は、Ａｑｕａｂｌａｔｉｏｎ^{TM}システムによって発せられる音および前立腺との対応する相互作用を測定することができるように、Ａｑｕａｂｌａｔｉｏｎ^{TM}プローブ４５０、ハンドピース、患者の直腸、または患者の外部のうちの１つ以上に位置するハイドロホン等の音響センサを備えてもよい。プロセッサシステムは、以下のパラメータのうちの１つ以上を決定する命令を備えてもよい。
【０２７７】
ａ．組織貫通の深さ
【０２７８】
ｂ．（より低い周波数に向かう傾向を伴う）除去される容量
【０２７９】
ｃ．流速（キャビテーション／流体炎域は極めて音が大きく、特性評価することができる）
【０２８０】
ｄ．穿孔（含まれないジェットは異なる音を発する）
【０２８１】
ｅ．組織密度（癌、腺腫様組織、外科的被膜）
【０２８２】
実際のデシベルデータの実施例が、以下の図を参照して本明細書で開示される。
【０２８３】
図４３は、組織を衝打することなく生理食塩水中で組織を切断するように構成されるジェットの周波数スペクトルを示す。図４３は、２５Ｈｚ～１２．５ｋＨｚの音の周波数、および累計を示す。累計は、約９５ｄＢである。最大８０Ｈｚ帯域までの周波数は、４０ｄＢを下回る。約１００～２５０Ｈｚの周波数帯域は、６０ｄＢを下回る。約３１５Ｈｚおよびそれを上回る周波数帯域は、少なくとも約６０ｄＢである。
【０２８４】
図４４は、周波数スペクトルが組織の切除に対応する高周波数成分の増加を有する、組

織を切除する図４３におけるようなジェットの周波数スペクトルを示す。累計は、約９５ｄＢである。周波数帯域の強度増加は、約８５ｄＢの約４～１２．５ｋＨｚの最大強度を伴って、周波数とともに増加する一般的動向を示す。最大８０Ｈｚ帯域までの周波数は、３０ｄＢを下回る。約１００～２５０Ｈｚの周波数帯域は、５０ｄＢを下回る。約３１５Ｈｚおよびそれを上回る周波数帯域は、少なくとも約５０ｄＢである。音響強度ピークは、約２～５ｋＨｚの周波数範囲内で、例えば、約２．５～４ｋＨｚの範囲内で、約３．１５ｋＨｚに位置する。

【０２８５】

これらのデータは、約２～５ｋＨｚの周波数範囲内に位置する組織切除のための強度ピーク、切除中の約１００Ｈｚ近傍の低周波数の強度の減少、および例えば１００ｄＢ以上のピーク強度のうちの１つ以上を含む、実施形態による、組み込むために好適な動向を示す。

【０２８６】

測定された周波数は、例えば、約０～１８０ｋＨｚの範囲内の１つ以上の周波数を含んでもよい。上記の周波数スペクトルは、いくつかの実施形態に従って提供され、当業者であれば、多くの周波数を測定し、例えば、最大約２００ｋＨｚの周波数について、多くの周波数ビンの強度を決定できることを認識し得る。

【０２８７】

本明細書で説明されるようなプロセッサシステムは、処置中に音響信号を測定する１つ以上の命令を備えてもよい。プロセッサシステムは、音響スペクトルの周波数成分を測定するように周波数分析器を備えてもよい。音響信号は、より大きい強度を伴ういくつかの周波数を含む。例えば、２ｋＨｚ～約１２．５ｋＨｚの各周波数帯域は、ジェットが組織を切除するときに９０ｄＢより大きい強度を有し、これらの強度のそれぞれは、同一の流れパラメータを有するジェットが、本明細書で説明されるような低温炎域を提供するようにキャビテーションを伴って生理食塩水の中に配置されるときに、９０ｄＢを下回る。累積音響強度は、ジェットが生理食塩水の中に配置されるときに約９５ｄＢであり、プローブが組織を除去するときに約１０８ｄＢである。

【０２８８】

本明細書で開示される測定に基づいて、当業者であれば、ジェットの流れが実質的に一定のままであるときに、測定された音響信号の強度の減少に基づいて、組織の穿孔を監視するようにプロセッサシステムを構成することができる。

【０２８９】

実施形態に関する作業は、異なる組織タイプが異なる周波数シグネチャを提供することを示唆し、当業者であれば、リアルタイム監視で切除されている組織のタイプを決定するために、切断ジェットに応答して複数の組織タイプのそれぞれの音響周波数を決定する実験を行うことができる。監視することができ、切除を音響的に検出することができる組織のタイプは、前立腺組織、良性前立腺過形成組織、前立腺被膜組織、および前立腺癌組織のうちの１つ以上を含む。当業者であれば、組織の種類、および以下等の本明細書で説明されるような１つ以上の組織除去パラメータを決定するために、本明細書で説明されるような組織の周波数特性を決定する実験を行うことができる。

【０２９０】

ａ．組織貫通の深さ

【０２９１】

ｂ．（より低い周波数に向かう動向を伴う）除去される容量

【０２９２】

ｃ．流速（キャビテーション／流体炎域は極めて音が大きく、特性評価することができる）

【０２９３】

ｄ．穿孔（含まれないジェットは異なる音を発する）

【０２９４】

ｅ．組織密度（癌）

【０２９５】

図４５は、実質的に一定の圧力および可変流れを用いた手術部位の圧力調整を示す。生理食塩水バッグは、実質的に一定の圧力調整を提供する高さで配置される。生理食塩水のバッグは、約５０～１００水銀柱ミリメートル（以降では「ｍｍＨｇ」）に対応する高さで配置することができる。生理食塩水バッグは、本明細書で説明されるような洗浄ポートに連結される。収集バッグが、本明細書で説明されるような洗浄ポート、吸引ポート、または吸上ポートのうちの１つ以上に連結される。収集バッグは、本明細書で説明されるような水ジェット切除プローブ４５０を用いて除去される組織を収集する。

【０２９６】

図４６は、実質的に固定された流体流れを提供するポンプを用いた手術部位の流体流れ調整を示す。ポンプは、実質的に固定された流速で手術部位から流体を除去する。ポンプは、例えば、蠕動ポンプを備えてもよい。ポンプは、手術部位における圧力蓄積を阻止するために、Ａｑｕａｂｌａｔｉｏｎ^{TM}生理食塩水流速と実質的に同一であるか、それより速い速度で、流体を除去するように構成される。蠕動ポンプは、例えば、本明細書で説明されるような組織除去ポート４５６Ｃを備える、マニホールドの吸引ポートに連結することができる。少なくとも組織切除ジェットの流速である流速を有する、ポンプを提供することにより、そうでなければ組織除去開口部をブロックし得る切除組織として改良された吸上を提供し、そうでなければチャネルを遮断ブロックするであろう物質を除去するために、ポンプが実質的に固定された流速を維持するときに、チャネルがより多くの量の圧力を受けることができる。

【０２９７】

生理食塩水バッグからの洗浄流は、少なくとも２つの機能を提供する、すなわち、１）生理食塩水バッグの高さに基づいて圧力を維持すること、および２）視覚的に個人がバッグに進入する流れをピンク色として見るであろう際に、蠕動ポンプが正しく機能していない場合に安全チェック弁を提供することのために、開放したままであってもよい。

【０２９８】

代替実施形態では、ポンプの流れは、手術部位の近傍で患者内で実質的に一定の圧力を提供するために、可変速度を含む。処置された器官の圧力およびポンプの可変流速の能動的感知は、閉ループ圧力調整システムを含んでもよい。ポンプは、圧力センサ等のセンサに連結することができ、流速は、実質的に一定の圧力を維持するように変動させることができる。圧力センサは、例えば、処置プローブ上、プローブの吸引チャネル内、プローブの外面の陥凹内、手術部位に連結されたプローブの内面上、またはコンソール上のポンプへの入り口近傍等の多くの場所のうちの１つ以上に位置することができる。

【０２９９】

処置部位の撮像

【０３００】

経直腸超音波

【０３０１】

標的組織部位のプローブされた画像のために、本明細書で説明されるような経直腸超音波を使用することができる。画像は、本明細書で説明されるような処置計画または処置部位のリアルタイム監視のうちの１つ以上に使用することができる。

【０３０２】

経尿道超音波

【０３０３】

経尿道超音波プローブは、本明細書で説明されるような処置の計画またはリアルタイム視認のうちの１つ以上のために、Ａｑｕａｂｌａｔｉｏｎ^{TM}処置プローブ４５０と並行して、またはＡｑｕａｂｌａｔｉｏｎ^{TM}処置プローブ４５０内で、尿道を通して患者に導入することができる。超音波プローブは、市販の血管内超音波（以降では「ＩＶＵＳ」）プローブおよび気管支内超音波（以降では「ＥＢＵＳ」）プローブに類似し得る。この

ＵＳプローブは、例えば、剛性シースまたは超音波プローブの作業チャネルの中に配置することができる。代替として、または組み合わせて、処置プローブ４５０およびＵＳプローブの同期移動を提供することができるように、ＵＳプローブが、処置プローブ４５０とともに並進、回転、または振動のうちの１つ以上を行うように、ＵＳプローブを処置プローブ４５０に取り付けることができる。これらの実施形態は、その画像が直腸内の正確かつ最適なユーザ配置に依存し得る、別個のトラスプローブに依存していない。実施形態に関する作業は、経直腸超音波が前立腺および結果として生じる画像を歪曲し得、その両方が、トラスプローブが患者の中へ前進させられるにつれて組織の圧縮に関係付けられ得ることを示唆する。

【０３０４】

図４７Ａおよび４７Ｂは、超音波で処置部位を撮像するように流体放出要素３２０の近傍に位置する超音波アレイ９００を有する、経尿道処置プローブ４５０を示す。処置部位は、例えば、本明細書で説明されるようにリアルタイムで撮像することができる。キャリア３８０上の超音波アレイは、超音波画像が本明細書で説明されるようなノズル３２２を備える流体放出要素とともに移動するように、流体放出要素３２０とともに移動する。超音波アレイは、本明細書で説明されるような軸方向画像または矢状面画像のうちの１つ以上を提供することができる。例えば、アレイ９００は、図４７Ａに示されるように、プローブから半径方向外向きであり、細長い軸に沿って延在する、Ｂスキャンスライスを提供するように、キャリア３８０の細長い軸に沿って延在してもよい。アレイ９００は、プローブ４５０のキャリア３８０が回転するときに、アレイ９００が処置部位に向かって配向されるように、流体放出要素と回転整列させることができる。キャリアは、処置部位の断層画像を提供するように、細長い軸の周囲で回転させることができる。代替として、または組み合わせて、アレイ９００は、処置部位の軸方向画像を提供するよう、図４７Ｂに示されるようにキャリア３８０の周囲で円周方向に延在することができ、プローブは、本明細書で説明されるような標的組織の３Ｄ断層画像を提供するように、細長い軸に沿って並進させることができる。

【０３０５】

ドップラ超音波

【０３０６】

ジェットの速度測定プロフィールを提供するために、ドップラ超音波を使用することができる。ドップラ超音波は、リアルタイム貫通の深さを決定するために、ジェットの流れが減速または停止している場所を確認するように使用することができる。ドップラ超音波は、画像の複数の場所のそれぞれにおける速度分布プロフィールを決定するために、空間解像ドップラ超音波プローブを含んでもよい。例えば、本明細書で説明されるような軸横断画像は、超音波画像のピクセルが、例えば、ジェットの速度で色分けされる（ｃｏｌｏｒ　ｃｏｄｅｄ）ように、２次元ドップラ超音波画像を含んでもよい。代替として、または組み合わせて、本明細書で説明されるような長手方向（矢状面）画像は、超音波画像のピクセルが、例えば、ジェットの速度で色分けされるように、２次元ドップラ超音波画像を含んでもよい。

【０３０７】

蛍光透視法

【０３０８】

例えば、深さ、切除容量の形状、またはプローブ４５０を用いたＡｑｕａｂｌａｔｉｏｎ^{TM}中の流速のうちの１つ以上を可視化するために、蛍光透視撮像を使用することができる。例えば、深さ、切除容量の形状、またはＡｑｕａｂｌａｔｉｏｎ^{TM}中の流速を明確に可視化するために、Ｘ線撮影染料を流体ジェット生理食塩水内に配置することができる。穿孔がある場合、前立腺被膜部分の破損を明確に可視化することができる。

【０３０９】

赤外線画像

【０３１０】

代替案として、または本明細書で説明されるような内視鏡視認と組み合わせて、処置部位を視認するために赤外線画像を使用することができる。Ａｑｕａｂｌａｔｉｏｎ™中に、ユーザは、部分的に流体流れの組織除去に関係付けられる、そのジェットおよび組織貫通の深さを可視化することに困難を有し得る。多くの実施形態では、同伴「炎域」を備える水ジェットは、ノズルを通した高い摩擦により、周辺流体より高い温度を有する。温度は、華氏約９０～約１００度に及ぶことができる。赤外線画像を使用して、同伴領域を含む炎域を可視化することができるとともに、組織深さは、炎域が組織の表面との接触時に欠けて消滅する場所に基づき得る。癌組織が非癌組織と異なる組織灌流速度を含むことができるため、灌流の差異に基づいて、前立腺の癌領域を識別することができる。

【０３１１】

図４８Ａは、処置入力パラメータおよび処置監視パラメータを伴うディスプレイ画面上に示されるユーザインターフェース５００を示す。ユーザインターフェース５００は、例えば、図１７Ａ－１９Ａを参照して本明細書で説明されるように、本明細書で説明されるような１つ以上の構成要素を備える。ユーザインターフェース５００は、処置プロフィールの角度のリアルタイムユーザ調節５９３を提供してもよい。処置プロフィールのリアルタイムユーザ調節は、処置部位またはその近傍における組織のリアルタイム画像に応答して、医師がリアルタイムで処置を調節することを可能にする。前立腺等の処置された器官の画像５１０は、患者の尿道の表現を備えてもよく、直径等の断面サイズは、患者の尿道のサイズを表すように調節することができる。切除組織の推定容量をディスプレイ上に示すことができる。代替として、または組み合わせて、切除される組織の推定質量をディスプレイ上に示すことができる。ユーザインターフェース５００は、処置が進行するにつれて切除される組織の量をユーザに示すように、リアルタイムで更新することができ、量を完了した処置の割合として表すことができる。ユーザインターフェースは、例えば、処置が処置プロフィールの一部分に沿った標的組織の切除を完了していない場合、または、例えば、リアルタイム超音波画像に応答して、付加的な組織が除去されるべきであると医師が考える場合に、切除が逆に進行することを可能にするユーザ選択可能入力を備えてもよい。

【０３１２】

ユーザインターフェースは、例えば、本明細書で説明されるような「低温炎域」の距離を調節するために使用することができる、ポンプの電力に関係付けられるポンプ入力パラメータ５８３を備えてもよい。ポンプ入力パラメータは、例えば、ポンプの電力、流速、深さ（ｍｍ単位）、または圧力のうちの１つ以上に関係付けられるパラメータを含んでもよい。入力は、例えば、数字、文字、レベル、半径方向ボタン、または他の入力を含んでもよい。

【０３１３】

ユーザインターフェースは、患者識別子（以降では「患者ＩＤ」）入力を備えてもよい。患者ＩＤ入力は、患者を識別するために使用することができ、例えば、名前、病院ＩＤ、または他のデータ等の患者を識別するために使用されるデータを含んでもよい。

【０３１４】

図４８Ｂは、処置プロフィール５２０がリアルタイム超音波画像とともに表示される、処置部位のリアルタイム超音波画像５１０を伴う図４８Ａのようなユーザインターフェースを示す。処置プロフィール５２０は、処置が患者と正しく整列させられていることを医師が確実にすることを可能にするために、ディスプレイ上に示されるようなリアルタイム画像５１０と整列させることができる。

【０３１５】

ディスプレイ上に示される画像５１０は、例えば、本明細書で説明されるようなリアルタイム超音波画像等の本明細書で説明されるようなリアルタイム画像を備えてもよい。リアルタイム超音波画像は、トラスプローブ軸方向断面をジェットが組織に接触する切除部位と整列させるように、トラスプローブが処置プローブと同期して移動する、トラスプローブからの画像を備えてもよい。代替として、または組み合わせて、超音波プローブは、

処置プローブ上に搭載することができ、プローブとともに回転および並進して移動することができる。

【０３１６】

半径方向マーカー５５７は、半径方向マーカー５５７の位置が画像内に示されるジェットの場所に対応するように、リアルタイムでジェットの場所と整列してディスプレイ上に示される。半径方向マーカー５５７は、患者の左側および右側へ、ならびにそこから画面上で振動することが分かる。

【０３１７】

多くの実施形態では、ユーザインターフェース５００は、医師が軸方向超音波画像を患者の正中線等の患者の軸と整列させるために、角度オフセットを備える。いくつかの実施形態では、プローブは、プローブおよび患者の角度不整列を伴って患者に挿入することができ、角度オフセットは、患者とのプローブの角度整列の誤差を補償するように調節することができる。

【０３１８】

ユーザインターフェース５００は、フットペダルアセンブリ５８９を備えてもよい。フットペダルアセンブリ５８９は、１つ以上のフットペダルを備え、かつ複数のフットペダルを備えてもよい。複数のフットペダルは、例えば、左フットペダル５８９Ｌ、中央フットペダル５８９Ｍ、および右フットペダル５８９Ｒを備えてもよい。フットペダルアセンブリは、多くの方法のうちの１つ以上で構成することができるが、多くの実施形態では、フットペダルアセンブリは、水ジェットの同伴炎域の貫通の深さを減少させる左ペダル、水ジェットの同伴炎域の貫通の深さを増加させる右フットペダル、およびトグル構成で手技を一時停止および再開する中央フットペダルを伴って構成される。多くの実施形態では、フットペダルアセンブリ５８９は、プロセッサの入力まで延在するコードを備える。代替として、または組み合わせて、フットペダルアセンブリは、本明細書で説明されるようなプロセッサシステムに連結する無線インターフェースを備えてもよい。

【０３１９】

遠位アンカを伴わない実施形態のための処置プローブの整列

【０３２０】

多くの実施形態では、処置プローブ４５０は、係留バルーン等の遠位アンカを伴わずに提供することができる。本構成は、上昇する圧力および膀胱の膨張を伴わずに、流体が膀胱に流入および流出することを可能にする。多くの実施形態では、処置基準場所５３６は、膀胱頸部に隣接する場所に対応する。基準場所５３６は、膀胱頸部に隣接する前立腺の端部分に対応する。前立腺の端部は、処置プロフィール２０の端部５２６と整列させることができ、処置プロフィールは、本明細書で説明されるような処置プローブの軸４５１と整列させられて示される。代替として、または組み合わせて、処置基準場所を前立腺の基準場所と整列させるために、前立腺のリアルタイム撮像を使用することができる。

【０３２１】

図４９および５０は、それぞれ、細長い超音波プローブが超音波プローブの細長い軸に沿って移動するにつれて組織形状の変化を阻止する、経直腸超音波プローブを覆う剛性シースの側面図および等角図を示す。患者へのトラス（ＴＲＵＳ）プローブ４６０の挿入は、プローブが前進させられるときに組織の形状の変化を誘発し得る。シースが実質的に固定されたままであるときに、前立腺および前立腺近傍の組織の形状が、トラスプローブの細長い軸に沿ったトラスプローブの軸方向移動によって変化させられないように、剛性シースをトラスプローブ上に提供することができる。トラスプローブは、患者の結腸に係合する剛性シース内で軸方向に移動させることができる。剛性シースが患者の結腸の壁に係合し、結腸の壁からトラスプローブを分離すると、例えば、前立腺の組織等のプローブ近傍の患者組織の形状を変化させることなく、トラスプローブ４６０を軸方向に移動させることができる。

【０３２２】

剛性シースは、患者の中へ前進させるために形状が球形または卵形であり得る、丸みを

帯びた遠位端部分を備える。丸みを帯びた遠位端部分は、剛性であり得るか、または、例えば、前進させられたときにわずかに偏向することができる。剛性シースは、剛性を追加するように剛直性を有する、少なくとも管状の部分を備え、トラスプローブの遠位端がシースの遠位端から離れているときにシース内にチャンバを画定してもよい。このチャンバは、トラスプローブの遠位端と剛性シースの遠位端との間で軸方向に、かつシースの円筒側面の間で半径方向に延在する。

【０３２３】

剛性シースおよびトラスプローブの細長い軸は、処置プローブ４５０の細長い軸と整列させることができる。剛性シースは、係止アームに固定することができ、多くの実施形態では、トラスプローブの細長い軸が処置プローブの細長い軸と実質的に平行であるように、経尿道シースに連結されたアセンブリの中に提供される。トラスプローブ４６０は、処置プローブが自身の細長い軸に沿って移動するにつれて、トラスプローブが処置部位および組織を衝打する水ジェットを撮像するように、処置プローブ４５０とともに軸方向に移動させることができる。処置プローブ４５０を伴うシースのこの離間した軸方向構成は、処置プローブ４５０およびトラスプローブ４６０がともに軸方向に移動し、シースが実質的に固定されたままとなるにとき、組織の形状の変化を阻止することができる。

【０３２４】

剛性シースは、シースとトラスプローブとの間に超音波カップリング材料を提供して、その間に延在する剛性シースを伴って前立腺組織へのトラスプローブの超音波カップリングを提供するように構成することができる。剛性シースは、剛性シース内のチャンバ中で糞便物質の堆積を阻止するように閉鎖端を備える。シースのチャンバは、トラスプローブが軸方向に移動させられるにつれて可変容積を有するコンテナを備える。トラスプローブが遠位に前進させられると、コンテナの容積が増加する。トラスプローブが近位に後退させられると、シースとトラスプローブとで画定されるコンテナの容積が増加する。容積が変化するにつれて、ＵＳカップリング流体をシース内に含むことができるように、シース内のコンテナの流体を第２のコンテナに連結するように流体カップリングチャネルが提供される。第２のコンテナは、例えば、バッグまたはシリンジ等の密閉されたコンテナを備える。第２のコンテナは、例えば、可変容積を提供し、密閉されたままとなるように構成される。カップリングチャネルは、管等のシースの外側の外部チャネルと、剛性シースの内壁で画定される内側チャネル等のシース内の内部チャネルとを備えてもよい。剛性シースの内壁は、例えば、カップリングチャネルを画定する剛性障壁材料を含んでもよい。代替として、または組み合わせて、内側チャネルは、ＵＳカップリング材料がトラスプローブと剛性シースとの間で流れることを可能にするように、剛性シースの内面上に溝を備えてもよい。カップリングチャネルは、トラスプローブの遠位端を剛性シースの遠位端近傍に配置することができるように、剛性シースの遠位端近傍の開口部まで延在する。

【０３２５】

多くの実施形態では、トラスプローブの軸方向移動は、本明細書で説明されるような連鎖部４３０の軸方向移動によって提供される。連鎖部４３０によって提供されるトラスプローブの軸方向移動は、剛性シースの遠位端に関してトラスプローブの遠位端の軸方向移動をもたらす。剛性シースは、剛性シースが経尿道的に患者に挿入されたシースで係止されるように、本明細書で説明されるようなアームロックに連結される支持体に固定して連結することができる。

【０３２６】

シースドッキングシステム

【０３２７】

図５１Ａおよび５１Ｂは、本明細書で説明されるように変化する基準フレームを伴わずに、複数の器具および器具送達システムを交換することができるように、シースを位置付けて固定するためのシースドッキングシステムを示す。ドッキング機構は、患者支持体に取り付けられた手術ベッドレールまたは他の支持構造に搭載する、市販の関節動作アームに取り付けられる。

【０３２８】
図５１Ａは、手術のために定位置で剛性シース４５８を保持するために、マニホールド４６８から延在する突起４６１に係合するように構成される、ドッキング構造４６７を示す。突起４６１は、ドッキング機構を備え得るドッキング構造４６７に係合するように、遠位端部分上に係止構造４６３を備える。係止構造４６３は、突起の遠位端部分の周囲で円周方向に延在する、環状チャネルを備えてもよい。係止構造４６７の機構は、係止構造４６３の環状リングに係合するように、リング形状の構造または突起を備えてもよい。
【０３２９】
図５１Ｂは、ドッキング構造が本明細書で説明されるような係止可能なアーム４４２に連結される、処置中に剛性シースを支持してその移動を阻止するために、剛性シース４５８をドッキング構造と係合させるドッキング構造を示す。係止可能なアームは、本明細書で説明されるようなアームロック４２７を備えてもよい。アームロック４２７は、ユーザによって手動で係止することができる、手動操作型アームを備えてもよい。代替として、または組み合わせて、アームロックは、本明細書で説明されるようなユーザインターフェース５００におけるユーザ入力に応答してアーム４４２を係止する、コンピュータ制御型アームロック４２７を備えてもよい。
【０３３０】
手動アームロックは、突起４６１からドッキング構造４６７を解放するように、ユーザ操作型構造を備えてもよい。
【０３３１】
撮像プローブ４６０は、本明細書で説明されるような類似アームおよび係止構造を備えてもよい。
【０３３２】
組織との支持のための動的プローブ先端
【０３３３】
図５２Ａおよび５２Ｂは、それぞれ、動的先端８４１を有する細長い支持構造８４０を備える、処置プローブ４５０の等角図および断面図を示す。処置プローブ４５０は、細長い支持構造８４０内に含まれる、本明細書で説明されるようなキャリア３８０を備える。細長い支持体８４０は、支持体８４０の細長い軸の周囲での回転を可能にするよう、本明細書で説明されるようなマニホールドに回転して連結される。本明細書で説明されるようなキャリア３８０は、支持構造８４０がプローブを支持するように組織に接触している間に３６０度回転アクセスを提供するために、細長い支持体８４０を回転させる。チャネル８３５の吸引開口部８３６が、支持体８４０の先端上に提供される。支持体８４０の断面形状は、多くの形状のうちの１つ以上であり得、例えば、管状、長方形、正方形、卵形、または楕円形であり得る。支持体８４０内にチャネル８３５を備える管腔は、例えば、膀胱内からジェットより遠位に吸引を提供する。多くの実施形態では、支持体８４０は、スロット８４２の遠位端から延在し、膀胱頸部内で吸引開口部８３６を備える遠位端の配置を可能にするようなサイズにされる。
【０３３４】
支持体８４０の遠位先端から剛性シース４５８までの距離は、連鎖部４３０の移動に応答して、支持体８４０が細長い軸８４８の周囲でのキャリア３８０の回転とともに回転するときに、実質的に一定のままである。プローブキャリア３８０上のキー８４２は、支持体８４０を伴って画定されるスロット８４２内に嵌合する。プローブキャリア３８０上のキー８４２は、細長い軸の周囲での回転において細長い支持体８４０の動的先端を駆動し、スロットを通した吸引を低減させるために、スロットを部分的に閉塞する。遠位開口部８３６まで延在するチャネル８３５を画定する、支持体８４０プローブの断面積は、プローブの遠位端を用いて処置部位から物質を吸引するために、吸引経路を提供する。スロット８４４は、連鎖部３８０の移動とともに、細長い軸８４８に沿ったキャリア３８０の並進を可能にするようなサイズにされる。
【０３３５】

組織がプローブで切除されるときに処置部位を視認するために、視認ポートから離して残骸を押勢するように、洗浄チャネルを提供することができる。多くの実施形態では、洗浄チャネルは、本明細書で説明されるような望遠鏡または内視鏡を受容するようなサイズにされるチャネル８４６を備える。チャネル８４６は、望遠鏡チャネルを生理食塩水等の洗浄流体の供給源と流体的に連結し、キャリア３８０が回転および並進するときに実質的に固定された構成で望遠鏡を保持するために、本明細書で説明されるようなマニホールドおよび係止アームに連結することができる。多くの実施形態では、チャネル８４６は、内視鏡を受容し、流体のための経路を提供するようなサイズにされる。代替として、または組み合わせて、１つ以上のチャネル８４９は、内視鏡の遠位端近傍の開口部に洗浄流体を通すようにサイズであり得る。

【０３３６】

洗浄を内視鏡チャネルに提供することは、処置部位から離れて支持構造の遠位端上の開口部に向かって切除された物質を押勢するという利点を有する。切除された物質は、処置部位の可視性を減少させ得、内視鏡および処置部位から離れて処置プローブ４５０の遠位端に向かって物質を押勢することは、内視鏡を通してオペレータによって視認されるような処置部位の可視性を実質的に増加させることができる。

【０３３７】

ベンチュリ吸引

【０３３８】

図５３は、流体を受容するように構成されるベンチュリチャネル８１０の開口部８１２を用いた、処置プローブ４５０へのベンチュリ吸引を（矢印で）示す。ベンチュリチャネル８１０は、本明細書で説明されるような切除ジェットを形成する流体送達要素３２０のノズル３２２近傍の移動する処置プローブ４５０上に位置する、補助チャネルを備えてもよい。水ジェットの速い流体流れ速度は、局所低圧ゾーンを提供する。低い圧力の局在化ゾーンは、補助チャネル８１０の開口部８１２への吸引流入を提供または増進するために使用することができる。多くの実施形態では、流体流れのジェットは、効果を増加させるために、近位に方向付けることができる。例えば、ジェットが近位に配向され、ベンチュリ吸引チャネル８１０が流体送達要素３２０およびノズル３２２の近傍に位置する開口部８１２から近位に延在すると、ベンチュリチャネル８１０を通して実質的な量の流体を吸引することができる。ベンチュリチャネル８１０は、例えば、本明細書で説明されるような流体除去ポート４５６Ｃ等のマニホールドの組織除去ポート、または本明細書で説明されるようなマニホールド４６８の別のポートに連結することができる。

【０３３９】

焼灼処置プローブ

【０３４０】

本明細書で説明されるようなシステムとともに提供される複数の処置プローブは、本明細書で説明されるようなシース４６８の内部に沿った挿入のために構成される、１つ以上の焼灼プローブを備えてもよい。

【０３４１】

図５４は、組織を焼灼するためにプローブ８２５の細長い軸の周囲で回転するように構成される、焼灼プローブ８２５上の１つ以上の高周波（以降では「ＲＦ」）電極８２０を示す。１つ以上の電極８２０は、プローブ８２５の細長いシャフトに沿って延在するワイヤを用いて電気エネルギーの供給源に連結することができる。１つ以上のＲＦ電極は、組織を焼灼するように、少なくとも部分的に細長い軸の周囲で回転させることができる。焼灼は、例えば、水ジェットまたは光エネルギーのうちの１つ以上を用いた除去の後に行うことができる。

【０３４２】

図５５は、組織を焼灼するために焼灼プローブの細長い軸の周囲で回転するように構成される、１つ以上の双極電極８２４を備える、１つ以上の電極８２０を示す。

【０３４３】

本明細書で説明されるような１つ以上の電極は、狭いプロフィール構成でシースに沿って電極を前進させ、シースの遠位端を越えて前進させられたときに広いプロフィール構成に拡張することができるように、弾性的に変形可能な伝導性材料を含む。弾性的に変形可能な伝導性材料は、例えば、ステンレス鋼またはニチノール等の金属を含んでもよい。組織を焼灼した後に、プローブから電極を除去するために、電極を処置部位から引き離し、狭いプロフィール構成に押勢することができる。

【０３４４】

焼灼処置プローブ８２５は、連鎖部４３０に連結し、例えば、水ジェットと同様に、本明細書で説明されるようなプロセッサおよびソフトウェア制御下で回転するように構成することができる。代替として、焼灼処置プローブは、医師等のユーザによって組織を焼灼するように通電させられたときに、手動で前進および回転させることができる。

【０３４５】

統合洗浄および吸引プローブ

【０３４６】

多くの実施形態では、洗浄または吸引のうちの１つ以上は、例えば、キャリア３８０と、本明細書で説明されるような対応する構成要素とを備える、処置プローブ４５０に組み込むことができる。多くの実施形態では、統合洗浄および吸引プローブは、例えば、アンカを伴わずに使用される。代替として、統合プローブは、本明細書で説明されるようなアンカとともに使用することができる。

【０３４７】

図５６および５８は、プローブに組み込まれた吸引および洗浄を有する、統合組織処置プローブ４５０を示す。

【０３４８】

図５８は、実施形態による、プローブが処置を視認する内視鏡とともに剛性シースの中に配置されている、吸引開口部を通して吸引し、洗浄開口部を通して洗浄するように遠位端上に吸引開口部および洗浄開口部を有する、統合処置プローブを示す。

【０３４９】

処置プローブ４５０は、内部吸引チャネル８３５と、内部洗浄チャネル８３１とを備えてもよい。内部洗浄チャネル８３１は、プローブ４５０の遠位端上の洗浄開口部８３２まで延在することができる。内部吸引チャネル８３５は、例えば、プローブ４５０の遠位端上の吸引開口部８３６まで延在することができる。処置プローブ４５０の近位端および処置プローブの遠位端は、本明細書で説明されるような連鎖部４３０とともに移動させることができる。処置プローブ４５０の近位端は、流体および切除された物質を除去するチャネル８３５とともに開口部８３６に連結される出口８３７を備える。処置プローブ４５０の近位端は、洗浄流体を提供するチャネル８３１とともに開口部８３２に連結される入口８３３を備える。プローブの近位端は、切断ビームのための流体を受容するように、高圧入口８３０を備える。入口、出口、ならびに遠位端および流体送達要素３２０上の開口部は、連鎖部４３０とともに駆動される。処置プローブ４５０は、本明細書で説明されるように急速に交換することができる。

【０３５０】

洗浄ポート８３０は、本明細書で説明されるような内視鏡を受容する作業チャネルに連結することができる。内視鏡を受容する作業チャネルに沿った洗浄は、処置部位の可視性を向上させるように、内視鏡の遠位端から離れて、かつ処置部位から離れてプローブの遠位端に向かって切除された物質を押勢するという利点を有する。洗浄ポート８３０は、例えば、本明細書で説明されるようなマニホールド４６８のポートを備えてもよい。マニホールドは、本明細書で説明されるようなアームで固定することができる。

【０３５１】

１本以上の光ファイバが、本明細書で説明されるように光エネルギーを連結するように、流体送達要素まで延在することができる。

【０３５２】

図５７は、プローブが処置を視認する内視鏡とともに剛性シースの中に配置されている、遠位端上の流体吸上のための吸引開口部８３６を伴う統合処置プローブ４５０を示す。プローブは、本明細書で説明されるような処置プローブ４５０の１つ以上の構成要素を備える。多くの実施形態では、連鎖部４３０、シース４５８、プローブ４５０、および内視鏡は、本明細書で説明されるような係止可能なアームに連結される支持体８３９で支持される。

【０３５３】

異なるジェット角度を有する複数のキャリアおよびプローブ

【０３５４】

図５９Ａ、５９Ｂ、および６０は、複数の処置プローブのノズル角度を示す。複数のプローブは、例えば、図２７Ａおよび２７Ｂを参照して本明細書で説明されるような複数のキャリア７３０を備えてもよい。複数のキャリアのそれぞれは、本明細書で説明されるようなノズル３２２を伴う流体送達要素３２０を備え、本明細書で説明されるように光ファイバで光エネルギーを送達するように構成することができる。第１のキャリア３８０は、図５９Ａに示されるように、キャリア３８０の細長い軸に対して第１の角度７３２で第１の流体流れを送達することができる。第２のキャリア３８０は、図５９Ｂに示されるように、キャリア３８０の細長い軸に対して第２の角度７３４で第２の流体流れを送達することができる。第３のキャリア３８０は、図６０に示されるように、キャリア３８０の細長い軸に対して第３の角度７３７で、例えば、第３のキャリア３８０の細長い軸に沿って延在する角度で、第３の流体流れを送達することができる。本明細書で説明されるような角度を有する、付加的なキャリアを提供することができる。

【０３５５】

多くの実施形態では、シース４５８および処置プローブ４５０は、遠位アンカを伴わずに提供される。複数のキャリア７３０のそれぞれは、例えば、係留することなくシースの遠位端から延在するように構成することができる。処置プローブは、組織を除去するために、本明細書で説明されるように細長い軸の周囲で回転させ、並進させることができる。複数のキャリア７３０を備える複数のプローブの間からのプローブ４５０は、本明細書で説明されるようなシャフトの細長い軸に対して適切な角度を有するように、処置医師によって選択することができる。流体送達要素のノズルの角度は、キャリア３８０の細長い軸およびシース４５８の細長い軸に対する角度で配向される流体流れを提供するように、キャリアの細長い軸に対して配向することができる。

【０３５６】

同軸処置プローブ

【０３５７】

図６１、６２、および６３は、それぞれ、処置ジェットのノズルの回転８５２と実質的に同軸性である視認経路を有する、処置プローブ４５０の等角図、側面図、および断面図を示す。多くの実施形態では、内視鏡およびプローブ４５０の細長い軸８４８の周囲での内視鏡視認経路の回転は、プローブが回転するときにユーザが処置部位を視認することを可能にするために、回転８５２とともにジェットが細長い軸８５４の周囲で回転するときに実質的に阻止される。多くの実施形態では、シース４５８の丸い断面は、完全な３６０度視認および処置を可能にする。洗浄および吸引を、本明細書で説明されるような中間キャリア８８０に組み込むことができる。本明細書で説明されるような連鎖部４３０に連結された中間キャリア８８０を用いて、運動を提供することができる。内視鏡視認カメラは、軸８４８の周囲での内視鏡の回転移動を阻止するように、アームまたは他の支持構造に固定するか、または摺動可能に連結することができる。代替として、または組み合わせて、内視鏡は、例えば、軸８４８の周囲での回転８５２が阻止されるときに、キャリア８８０とともに軸８４８に沿って摺動するように構成することができる。多くの実施形態では、連鎖部４３０は、ユーザが内視鏡を所望の場所まで摺動させ、例えば、処置部位または解剖学的目印を視認することができるように、内視鏡から分断される。

【０３５８】

中間キャリア８８０は、洗浄、吸引、軸８４８の周囲での流体放出要素３２０の回転、または本明細書で説明されるような流体放出要素に連結された光ファイバの回転のうちの１つ以上を提供するように構成される。中間キャリア３８０は、入口８３３から洗浄のための開口部８３２まで延在するチャネル８３１を備え、これらの構造のそれぞれは、軸８４８の周囲で回転してもよい。中間キャリア３８０は、出口８３７から、処置部位から切除された物資を吸引するための開口部８３６まで延在する、チャネル８３５を備え、これらの構造のそれぞれは、軸８４８の周囲で回転してもよい。

【０３５９】

多くの実施形態では、中間キャリア８８０は、例えば、図３０、３１Ａ、および３１Ｂを参照して本明細書で説明されるように、キャリア３８０を支持する。中間キャリア８８０は、キャリア３８０を保持し、軸８４８の周囲でのキャリア３８０の回転を提供するために、軸８４８から離れて位置する長手方向チャネルを備えてもよい。多くの実施形態では、キャリア３８０は、キャリア３８０が中間キャリア３８０とともに回転するように、チャネル８８２に回転して固定され、流体放出要素３２０の場所は、例えば、中間キャリア８８０およびキャリア３８０が回転するとき、軸８４８に隣接して維持される。

【０３６０】

連鎖部３８０は、本明細書で説明されるように回転および並進とともにプローブ４５０を移動させるように構成することができる。連鎖部３８０は、回転８５２とともに軸８４８の周囲でプローブ４５０を回転させ、並進８５４とともに軸８４８に沿ってプローブ４５０を並進させることができる。連鎖部の移動は、４５０のためのプローブの遠位端に、および本明細書で説明されるようなポンプ、洗浄入口８３３、および吸引出口８３７から、高圧生理食塩水入口８３０等のプローブ４５０の近位構成要素に提供される。

【０３６１】

多くの実施形態では、プローブ４５０は、回転するプローブアセンブリ８５０を備える。回転するプローブアセンブリ８５０は、本明細書で説明されるような中間キャリア８８０および対応構造と、本明細書で説明されるようなキャリア３８０および対応構造と、本明細書で説明されるような入口および出口等の近位構成要素とを備える。回転するプローブアセンブリ８５０は、例えば、本明細書で説明されるように別のプローブと急速に交換することができる。内視鏡視認カメラは、例えば、回転するプローブアセンブリ８５０と交換する前に除去するか、または回転するプローブアセンブリとともに除去することができる。

【０３６２】

摺動する内視鏡支持体

【０３６３】

図６４および６５は、内視鏡と、剛性を追加し、剛性シースの中へ内視鏡を案内する摺動支持構造８９０とを示す。摺動支持構造８９０は、例えば、摺動伸縮式機構、トロンボーン、または細長い構造８９４を受容するようなサイズにされるレールまたはレセプタクル８９２のうちの１つ以上を備えてもよい。多くの実施形態では、レセプタクル８９２は、望遠鏡機構を提供するよう、細長い管状構造８９４を受容するようなサイズにされる管状支持構造を備える。支持構造８９０は、内視鏡支持構造８９０が本明細書で説明されるような係止可能なアーム４２２に連結されるように、支持体８３９および突起４６１に連結することができる。

【０３６４】

多くの実施形態では、支持体８９０は、シースに対して摺動する管の中へドッキングする、伸縮式構造を備える。高温加圧滅菌処理可能なシールは、望遠鏡が前後に摺動するにつれて流体が漏出することを防ぐ。補助支持構造８９０は、患者の内部を視認するために使用される望遠鏡に剛直性を提供することができる。視認望遠鏡は、内視鏡および支持構造８９０の細長い構造８９４を摺動させることによって、処置中の任意の時間に切断ジェットに近接するように容易に位置付けることができる。

【０３６５】

重量監視

【０３６６】

手術部位から除去される流体の重量は、手術部位に送達される流体の重量と比較して監視することができる。例えば、送達のための生理食塩水コンテナは、本明細書で説明されるようなプロセッサシステムに連結されるスケールによって保持されることができ、流体を収集するコンテナは、患者から除去される流体の量を監視するように、プロセッサシステムに連結されるスケールによって保持されることができる。流体の量と、手術部位の中および外への全体的な流体平衡とを、本明細書で説明されるようなディスプレイ上に示すことができる。多くの実施形態では、洗浄のための生理食塩水バッグは、流体除去が所望の量を下回り、血液および／または組織がバッグに進入する場合に、血液の存在について監視することができる透明なバッグを備える。

【０３６７】

単回使用構造

【０３６８】

多くの実施形態では、プローブ４５０は、単回使用プローブを備える。プローブ４５０は、プローブの使用を制限するように、１つ以上の構造を備えてもよい。例えば、プローブの近位端は、バーコード、レーザマーキング、またはアズテックコード等のマトリクス２次元バーコード等の光学的にエンコードされたデータを含んでもよい。本システムは、コードを読み取り、例えば、以前に使用されたプローブのメモリまたはデータベースとともに、プローブが以前に使用されているかどうかを決定するように、プロセッサシステムに連結された１つ以上の光学センサを備えてもよい。代替として、プローブは、高周波識別（以降では「ＲＦＩＤ」）タグを備えてもよく、プロセッサは、プローブ上のＲＦＩＤタグを読み取るように、ＲＦＩＤリーダを備えてもよい。プロセッサは、プローブが使用された時間量をコンピュータ可読メモリに記憶し、プローブが既定の時間量以上に使用された場合に使用を阻止してもよい。プローブ４５０は、例えば、プローブの除去が管類の破壊を必要とするように、プローブがポンプに接続する、破壊可能な管類を備えてもよい。

【０３６９】

部分的に自動化された手動組織切除

【０３７０】

多くの実施形態では、切除水ジェットは、少なくとも部分的には手動、および少なくとも部分的には自動化された組織切除の組み合わせを伴って構成することができる。例えば、処置部位の内視鏡可視化または超音波可視化のうちの１つ以上とともに、ユーザがプローブを手動で移動させることができるように、連鎖部、シース、およびプローブアセンブリを支持アームから外すことができる。ユーザは、本明細書で説明されるように所定の容量の組織を除去するように、入力をプロセッサシステムに提供し、標的領域の可視化に基づいて標的組織を処置するために、長手軸に沿ってプローブを手動で位置付け、移動させることができる。代替として、連鎖部は、ユーザが長手軸に沿ってプローブを手動で摺動し、内視鏡および／または超音波で視認されるような処置の進行に応答して、長手軸に沿ってプローブを移動させ、位置付けることを可能にするように構成することができる。ユーザは、本明細書で説明されるようなユーザインターフェースへの入力を用いて、本モードを選択してもよい。ユーザがプローブを軸方向に摺動することを可能にする連鎖部は、ユーザがプローブを軸方向に摺動するにつれて、キャリアプローブが超音波プローブと実質的に平行のままであるという利点を有する。

【０３７１】

多くの実施形態では、キャリア３８０の長手方向場所が決定され、超音波で処置部位を視認するために、トラスプローブがキャリア３８０と整列するように移動させられる。多くの実施形態では、切除ジェットが組織を浸食するときに処置部位を撮像するために、トラスプローブの移動がキャリア３８０の移動を追跡するように、トラスプローブは、キャリア３８０と同期して移動される。処置プローブに連結された連鎖部のエンコーダまたは

他の位置センサは、長手軸に沿った処置ジェットの場所を決定するために使用することができ、この決定された場所は、ユーザが処置プローブを移動させるときに、トラスプローブが処置プローブの長手方向位置と実質的に整列されたままであるように、トラスプローブを駆動するために使用することができる。代替として、または組み合わせて、磁石等の検出可能なオブジェクトをキャリア３８０の端部近傍に配置することができ、検出可能なオブジェクトの場所をコイル等のトラスプローブ上のセンサで測定することができる。多くの実施形態では、キャリア３８０は、プローブの遠位端近傍に配置される磁石を備え、磁石の位置は、３次元（３Ｄ）で決定され、キャリア３８０の場所は、プロセッサシステムに伝送される。プロセッサシステムは、トラスプローブを、本明細書で説明されるようなキャリア３８０のノズルを備える流体送達要素と整列させるために、トラスプローブの細長い軸に沿ったトラスプローブの場所を決定する命令を備える。キャリア３８０の先端の場所は、多くの方法のうちの１つ以上で決定することができるが、多くの実施形態では、磁気センサは、当業者に公知である市販のホール効果センサを備える。ホール効果センサの構成要素は、例えば、キャリア３８０およびトラスプローブ上に搭載することができる。多くの実施形態では、トラスプローブは、尿道に沿ったキャリア３８の場所を感知し、患者の前立腺内の処置部位を撮像するために、結腸内のトラスプローブを尿道内のキャリア３８０上の流体送達要素のノズルと整列させるために患者の結腸に沿って駆動される。多くの実施形態では、本明細書で説明されるような少なくとも１つのトランスデューサ３９２は、例えば、磁場信号をトラスプローブ上のホール効果トランスデューサに伝送するために、キャリア管３８０上に磁石を備えてもよい。多くの実施形態では、少なくとも１つのトランスデューサ３９２は、キャリア３８０の先端近傍に位置し、ホール効果センサは、例えば、トラスプローブの先端上に位置する。

【０３７２】

図６６は、１つ以上の電極を用いた少なくとも部分的な手動処置および液体ジェットを用いた少なくとも部分的な自動処置のために構成される、処置プローブ９００を示す。プローブ９００は、本明細書で説明されるようなキャリア３８０と、内視鏡３９４とともに移動するように構成される１つ以上の電極とを備えてもよい。１つ以上の電極は、例えば、単極電極９１２を備えてもよく、単極電極９１２は、高周波数（以降では「ＲＦ」）電極を備えてもよい。キャリア３８０は、例えば、１つ以上の電極および内視鏡が回転しないときに、処置プローブ９００の細長い軸の周囲での自動回転８５４とともに回転するように構成することができる。回転移動８５２の量は、ユーザインターフェースの調節により、ユーザ決定することができる。シース４５８は、本明細書で説明されるように患者の中に手動で位置付けることができ、シース４５８および１つ以上の電極９１０は、プローブ３８０の自動化された回転と組み合わせて、ともに手動で回転させることができる。多くの実施形態では、手動操作を可能にするように、ハンドルがシースに接続される。ユーザは、軸方向移動８５４とともにキャリア３８０を移動させるように、シースを手動で前進させるか、または摺動機構を作動させることができる。トルクケーブルが、例えば、コンピュータ制御下でキャリア３８０を自動的に回転させるように、ハンドルまで延在することができる。代替として、または組み合わせて、ユーザは、回転移動８５２とともにキャリア３８０の遠位端を回転させるために、シース４５８を回転させることができる。

【０３７３】

図６７は、本明細書で説明されるような少なくとも部分的な手動処置および少なくとも部分的な自動処置のために構成される、処置プローブ９００を示す。多くの実施形態では、１つ以上の電極９１０は、例えば、極性ＲＦ電極等の双極電極９１４を備える。

【０３７４】

図６８は、図６６および６７のような処置プローブのうちの処置プローブ９００の近位ハンドピース９３０を示す。ハンドピースは、ユーザが把持するためのハンドル９３０を備える。ハンドピースは、ハンドルに連結されて摺動可能な可動キャリッジ９２０を備える。シース４５８は、ハンドル９３０の回転がシース４５８の対応する回転をもたらすように、ハンドル９３０に連結される。代替として、ハンドルは、例えば、摺動可能な挿入

物とともに、シース４５８に対して回転させることができる。トルクケーブル９０５は、アクチュエータからキャリッジ９２０まで延在する。トルクケーブル９０５に連結されるアクチュエータは、例えば、コンソールまたは本明細書で説明されるような連鎖部の構成要素を備えてもよい。キャリッジ９２０は、長手方向移動８５４とともに、１つ以上の支持体８９０に沿って摺動するように構成される。１つ以上の支持体は、例えば、キャリッジ９２０からハンドル９３０まで延在する２つの摺動支持体を備えてもよい。１つ以上の支持体８９０に沿ったキャリッジ９２０の摺動は、キャリッジ９２０の長手方向移動８５４をもたらす。

【０３７５】

流体送達要素を備えるキャリア３８０、および１つ以上の電気焼灼電極９１０と組み合わせられる、ハンドル９３０は、患者を処置するときに、ユーザに実質的な裁量を提供する。例えば、ユーザは、内視鏡検査で手術部位を視認し、水ジェット切除で組織を除去し、加えて、適切である場合に組織を焼灼することができる。

【０３７６】

１つ以上の電極は、ジェットと組み合わせて組織を処置するように成形および配列される。多くの実施形態では、ワイヤ等の導電体がプローブの細長い軸に沿って延在し、電極は、ジェットが組織に方向付けられる処置部位の近傍に電極を位置づけるために、細長い軸に沿って延在する導体の部分に対して所定角度で傾斜している。多くの実施形態では、組織は、陥入を含み、電極は、陥入の中に嵌合して組織を焼灼するようなサイズにすることができる。代替として、または組み合わせて、電極は、例えば、ローラ等のより広い表面積を備えてもよい。

【０３７７】

ハンドル９３０およびキャリッジ９２０は、長手方向移動８５４とともにキャリア３８０および１つ以上の電極９１０を前進および後退させるように配列される。キャリッジ９２０がハンドル９３０に向かって前進させられ、ハンドル９３０から離れて移動させられるときに、トルクケーブルがキャリア３８０とともに移動するように、移動９０５を提供するトルクケーブルは、回転軸受を用いてキャリッジ９２０に連結することができる。１つ以上の電極９１０およびキャリア３８０が軸方向移動９０７とともに遠位に前進させられるときに、キャリッジ９２０の前進が内視鏡の先端を遠位に移動させないように、内視鏡３９４は、保持構造を用いてハンドル９３０に接続することができる。代替として、１つ以上の電極９１０およびキャリア３８０が軸方向移動８５４とともに遠位に前進させられるときに、キャリッジ９２０の前進が内視鏡の先端を遠位に移動させるように、内視鏡３９４は、保持構造を用いてキャリッジ９２０に接続することができる。当業者であれば、本明細書で提供される教示に基づく多くの変形例を認識し得る。

【０３７８】

キャリッジ９２０が非拘束構成でハンドル９３０から離れて押勢されるように、ハンドル９３０およびキャリッジ９２０の対向表面の間に弾性ばね９２５を提供することができる。弾性ばねは、ユーザの手によって少なくとも部分的に覆うことができる、Ｕ字形を有する板ばねを備えてもよい。

【０３７９】

キャリッジ９２０は、多くの方法のうちの１つ以上で構成することができ、プローブに連結される導体を絶縁するように絶縁材料を含んでもよい。多くの実施形態では、ハンドピースまで延在するケーブルは、ＲＦエネルギーを処置部位に伝送するように、トルクケーブルおよび導電ワイヤを備える。キャリッジの絶縁材料は、電流漏出を阻止するように導体を絶縁することができる。キャリッジ９３０は、例えば、絶縁および軸受表面の両方を提供する、絶縁軸受トラベラを備えてもよい。

【０３８０】

ハンドピース部分は、例えば、前立腺切除術の経尿道的切除（以降では「ＴＵＲＰ」）のための市販のデバイスの１つ以上の構成要素を備えてもよい。

【０３８１】

出願人は、焼灼との水組織切除の組み合わせが、例えば、水切除を伴わない焼灼に基づく除去と比較して、組織の除去を実質的に向上させることができることに留意している。実施形態に関する作業は、水ジェットが組織の大部分を実質的に除去することができ、例えば、出血を阻止するために、残りの線維組織を焼灼で除去できることを示している。

【０３８２】

図６９は、実施形態による、ヒトの眼に見える切除炎域を示す。

【０３８３】

図７０は、図６９におけるような切除炎域の高速画像を示す。画像は、約１／４００秒の速度で撮影された。

【０３８４】

図６９および７０のデータは、切除炎域が、ノズルから放出されたときに切除流れで生成される複数の白色雲を含むことを示す。実施形態に関する作業は、キャビテーション雲が特徴的な飛散周波数でジェットから飛散できることを示している。各雲の長さ９９２は、雲の飛散周波数および速度に関係付けられる。ジェットの比較的低温の切除炎域は、本明細書で説明されるように組織を制御された深さまで切断するように調節することができる、ジェットの切断長さに対応する長さ９９０を備える。多くの実施形態では、ジェットのノズルは、雲が組織を衝打する前に、飛散雲が実質的に形成することを可能にするために、図７０に示されるような非切断構成で飛散された雲の長さ９９２の少なくとも約４分の１に配置される。より大きい断面サイズへのこの飛散雲の発散はまた、雲がより広い組織の領域に分配されるとき、改良された組織除去を提供し、そしてジェットのパルス間で改良された重複を提供することもできる。

【０３８５】

ジェットの衝撃圧力に加えて、画像の白色雲に対応する、高度に乱流であり、そして侵襲的である領域は、本明細書で説明されるような組織の切除に実質的に寄与する。白色雲は、複数のキャビテーション領域を備える。加圧水が水に注入されるとき、小さなキャビテーションが、ノズル出口近傍で、剪断層内の低い圧力の領域中に生成される。小さなキャビテーションは、キャビテーション渦を含んでもよい。キャビテーション渦は、相互と合併し、高速画像内でキャビテーション雲として出現する、大きな離散キャビテーション構造を形成する。これらのキャビテーション雲は、組織と相互作用するときに効果的な切除を提供する。いかなる特定の理論によっても束縛されることなく、組織を衝打するキャビテーション雲は、組織を衝打するキャビテーションを画定する高速流体と組み合わせて、キャビテーションに関係付けられる組織の大幅な浸食を引き起こすと考えられる。

【０３８６】

本明細書で説明されるようなノズルおよび圧力は、本明細書で提供される教示に基づいて、例えば、当業者によるノズルの角度の制御により、脈動雲を提供するように構成することができる。多くの実施形態では、流体送達要素のノズルは、組織の切除を改善するために、キャビテーションジェットを備える。

【０３８７】

流体送達要素ノズルおよび圧力は、組織の除去に好適な飛散周波数を提供するように配列することができ、改良された組織切除を提供するようにプローブ上に位置することができる。

【０３８８】

多くの実施形態では、「炎域」の「白色雲」は、周辺の水がジェットに引き込まれるか、またはその中に「同伴される」「同伴」領域を備える。実施形態に関する作業は、流体の噴出が飛散周波数に関係付けられ得ることを示唆する。

【０３８９】

ジェットから噴出される雲の飛散周波数およびサイズは、実施形態に従って、組織切除を提供するために使用することができる。飛散周波数は、各雲が組織と相互作用する場所の重複を提供するように、長手軸の周囲のプローブの角度掃引速度と組み合わせることができる。

【０３９０】
本明細書で説明されるような飛散パルスは、例えば、図２１Ｊを参照して本明細書で説明されるように、ジェットのスキャンと有利に組み合わせることができる。
【０３９１】
図７１は、実施形態による、複数の重複する場所９９７で円滑かつ制御された組織浸食を提供する、複数の飛散パルス９９５および切除ジェットの掃引を示す。この飛散周波数は、複数の噴出する雲が脈動ポンプの各パルスについて提供されるように、ポンプが使用されるとき、ポンプ周波数にくらべ実質的により速くあり得る。プローブの掃引速度は、例えば、重複パルスを提供するように構成される噴出する雲を用いて、改良された組織除去を提供するように飛散周波数に関係付けられ得る。
【０３９２】
多くの実施形態では、本システムは、ポンプの各パルスのための複数の飛散パルスを提供するために、飛散パルスの周波数より小さい周波数を有するポンプを備える。ポンプは、例えば、約５０Ｈｚ～約２００Ｈｚの範囲内で、少なくとも約５０Ｈｚのパルス繰り返し数を有することができ、飛散パルスは、例えば、約１ｋＨｚ～約１０ｋＨｚの範囲内で、少なくとも約５００Ｈｚの周波数を含む。
【０３９３】
ポンプのパルスが例証されているが、連続流れポンプを用いて、パルス状雲の類似スキャンを提供することができる。
【０３９４】
ノズルは、多くの方法のうちの１つ以上で構成することができるが、多くの実施形態では、ノズルは、約０．０２～約０．３の範囲内、例えば、約０．１０～約０．２５の範囲内、多くの実施形態では、約０．１４～約０．２の範囲内のストローハル数（以降では「Ｓｔ」）を含む。
【０３９５】
多くの実施形態では、ストローハル数は、以下によって定義される。
【０３９６】
Ｓｔ＝（Ｆｓｈｅｄ）＊（Ｗ）／Ｕ
【０３９７】
式中、Ｆｓｈｅｄは、飛散周波数であり、Ｗは、キャビテーションジェットの幅であり、Ｕは、出口におけるジェットの速度である。当業者であれば、本明細書で説明される実施形態による組み合わせに好適な飛散周波数を得るために、本明細書で説明されるようなノズルを改変することができ、組織除去に好適な雲の長さおよび飛散周波数を決定するように、実験を行うことができる。
【０３９８】
複数の噴出する雲を提供するノズル構成は、本明細書で説明されるような処置プローブのうちの１つ以上とともに使用するために好適である。
【０３９９】
図７２は、本明細書で説明されるような実施形態による、患者を処置するカテーテル９５０を示す。カテーテル９５０は、流体エネルギーの供給源から流体送達要素３２０へ流体を渡し、発散または平行流体流れ３３３を放出して、例えば、本明細書で説明されるように組織を処置するように、管腔３９０を備える細長い管状構造を備える。カテーテル９５０は、市販の剛体性または可撓性内視鏡、もしくは両方とともに受容されるように構成され、本明細書で説明されるような単一の管を備えてもよい。カテーテル９５０は、例えば、本明細書で説明されるような光源３３と、エネルギーの供給源２２とを備える、コンソール４２０に連結されてもよい。
【０４００】
図７３は、実施形態による、図７２におけるようなカテーテルの遠位端を示す。カテーテル９５０を備える細長い管は、本明細書で説明されるようなノズル３２２を備える流体送達要素３２０を備える。光ファイバの遠位端は、光ファイバをノズル３２２と同軸状に

整列させるよう、整列構造９６０を用いて保持される。整列構造は、本明細書で説明されるようなノズル３２２のオリフィスと整列して光ファイバを保持するように、ブロック、ガイド、環帯または本明細書で説明されるような他の構造を備えてもよい。整列構造９６０は、流体がデバイスの近位端からノズルへ通過することを可能にするように、少なくとも１つの開口９６２を備える。光ファイバの遠位端は、光ファイバをノズル３２２と同軸状に整列させるよう、整列構造９６０を用いて保持される。

【０４０１】

多くの実施形態では、光ファイバ３５１は、本明細書で説明されるようなノズルを通した光エネルギーの伝送を提供するよう、ノズル３２２のオリフィスの中へ発散光線９６４を方向付ける。光線は、例えば、エネルギー流れが本明細書で説明されるようなキャリア管の軸に対して横方向に方向付けられるときに、ノズルの中へ発散光線を偏向させるように、鏡または他の光学構造を用いて偏向させることができる。代替として、または組み合わせて、光線は、例えば、レンズまたは鏡を用いて集束することができる。光線は、本明細書で説明されるように、全内部反射を用いてノズルの外側の流体流れに沿って伝送されることができる。

【０４０２】

多くの実施形態では、本明細書で説明されるようなプロセッサは、光源を用いて２段階照射を提供するように構成される命令を備える。第１の段階では、ノズル３３２からの平行流れは、組織に接触する水ジェットを可視化するために十分な光エネルギーを含む。平行光線が組織に接触するか、または組織に十分に近接するとき、組織に接触する水流の場所がオペレータに極めて見えるように、水流のコリメーションは、光エネルギーが水流から散乱し、もはや内部で反射されなくなるように妨害される。光源の回路は、処置のための第２の電力レベルを提供するように構成することができる。多くの実施形態では、光エネルギーの第１の量および光エネルギーの第２の量のそれぞれは、ユーザによって調節可能である。光エネルギーの第１の量は、光の可視波長の光強度の量を含んでもよく、ユーザは、処置の場所を可視化するように光強度を調節することができる。エネルギーの第２の量は、組織を処置するために十分な光強度を含んでもよく、かつ光強度の第１の量のための光の類似波長、または光の異なる波長を含んでもよい。光エネルギーは、例えば、紫外線、可視、近赤外、中赤外、または遠赤外光エネルギーのうちの１つ以上を含んでもよい。光源は、例えば、ユーザインターフェースのスイッチ、ボタン、ダイヤル、または２段階フットペダルのうちの１つ以上を用いて、多くの方法のうちの１つ以上で起動することができる。

【０４０３】

ディスプレイおよび内視鏡は、多くの方法のうちの１つ以上で構成することができる。多くの実施形態では、実質的に平行な流体流れは、ユーザが組織に接触する流体の場所を見ることができるように、内視鏡の視野内の組織に接触する。

【０４０４】

図７４は、市販の内視鏡９７０の作業チャネル９７２の中に配置されたカテーテル９５０を示す。市販の内視鏡は、例えば、先行技術の可撓性導入器またはスコープを備えてもよい。市販の内視鏡は、本明細書で説明される教示によると、多くの方法のうちの１つ以上で構成することができ、患者の組織を視認する光学部を備える、視認チャネル９７４を備えてもよい。内視鏡９７０は、例えば、付加的な作業チャネル９７２を備えてもよい。

【０４０５】

図７５は、実施形態による、図７４におけるような内視鏡の中に配置された図７２および７３のようなカテーテルと、内視鏡およびカテーテルの遠位端の偏向とを示す。多くの実施形態では、本明細書で説明されるようなファイバおよび水ジェットノズルを備える、カテーテルは、軸から離れて偏向するように構成され、約２７０度の全偏向範囲を伴って、少なくとも約＋／－２０度、例えば、少なくとも約＋／－９０度、および＋／－１３５度偏向することができる。カテーテルは、光学チャネルが、１つ以上の光ファイバおよび水ノズルを備えるカテーテルとともに偏向されることを可能にする、内視鏡視認インチャ

ネルを備えてもよい。付加的なチャネルを、例えば、本明細書で説明されるような生検サンプリングに使用することができる。

【０４０６】

操縦可能カテーテルは、例えば、ハンドルに対して遠位端を偏向させるように、多くの方法のうちの１つ以上で構成することができる。多くの実施形態では、内視鏡は、例えば、引っ張りワイヤ等の内蔵機構を備え、ノズルと光ファイバとを備える、カテーテルは、内視鏡の内部チャネルに沿って前進させることができる。多くの実施形態では、光ファイバと水ジェットノズルとを備える内視鏡は、内視鏡の内部チャネルに沿って屈曲するために十分な可撓性と、内部チャネルに沿って前進するための十分な剛性とを含む細長い可撓性部材を備える。代替として、または組み合わせて、１つ以上の光ファイバと、流体送達のためのノズルとを備えるカテーテルは、内蔵操縦機構とハンドヘルド制御とを備えてもよい。内視鏡は、関節動作遠位先端を有する、市販の内視鏡を備えてもよい。ユーザは、作業チャネルを通して、アクアビームカテーテルを案内し、例えば、レバーまたはノブのうちの１つ以上を使用して、所望の方向でスコープの最後の数センチメートルを屈曲することができる。内視鏡はまた、例えば、偏向されたときに、例えば、所望の標的組織において先端を配向するよう、回転させられてもよい。

【０４０７】

キャビテーション

【０４０８】

キャビテーションは、高圧水ジェットがノズルを通って液体媒体の中へ発射するときに起こる現象である。微量の蒸気および／またはガスを含む核が、一般的に知られている熱付加方法よりもむしろ圧力の低下を受けるとき不安定になるため、局在化蒸気ポケットが形成される。キャビテーションは、局所圧力が蒸気圧を下回るときに起こり、これは、それぞれ以下の方程式によって統制される、負の圧力係数（－Ｃｐ）がキャビテーション数（σ）より大きいときに起こる。

【数１】

$$(1) \quad -C_p = \frac{p_{ref} - p}{\frac{1}{2}\rho v_{ref}^2}$$

$$(2) \quad \sigma = \frac{p_{ref} - p_v}{\frac{1}{2}\rho v_{ref}^2}$$

【０４０９】

式中、ｐｒｅｆは、ノズル深さにおける静水圧であり、ｐは、ジェットにおける局所圧力であり、ρは、流体密度であり、ｖｒｅｆは、ノズルにおける水ジェットの出口速度であり、ｐｖは、蒸気圧である。液体が収縮領域を通って流れるとき、その速度は、連続性を維持するように増加し、ベンチュリ効果として知られている対応する圧力の降下がある。これを浸水水ジェットに適用して、ノズルを通って退出する水の速度が、収縮に起因して劇的に増加される一方で、ジェット流れの圧力は実質的に低減させられる。圧力低減が十分に有意であるとき、これは、蒸気圧を下回り、蒸気空洞形成をもたらし得る。

【０４１０】

所定の流動力学について、それを上回るとキャビテーションが起こらず、それを下回ると増加したキャビテーションは、領域サイズとともにキャビテーションが存在し得るキャビテーション数σが存在する。いくつかのより小さいポケットはより大きい蒸気空洞を形

成するように合体することができる。水ジェットのモーメントが、ノズルからさらに離れて周辺媒体の中へ蒸気雲を運搬するとき、粘性力がジェット速度を降下させ、対応する圧力の上昇がある。この上昇は、蒸気空洞を崩壊させ、近傍の水をさらに加速し、局在化マイクロジェットを形成する圧力パルスをもたらす。液体マイクロジェットおよび圧力パルスの両方が、物質の損傷閾値エネルギーを超え、浸食を引き起こし得る。速度の急速な損失に起因して、ジェットが所定の距離を越えてノズルから離れて移動するとき、流れの運動エネルギーが、もはや閾値エネルギーを超えなくなり、崩壊したキャビテーション雲からの圧力波およびマイクロジェットが、浸食のための主な様相になる。

【０４１１】

多くの実施形態では、キャビテーションは、圧力における局所変化のみに依存しており、熱変動が予期されないことを意味する、等温現象にする。実験的には、蒸気キャビテーションがサイズにおいて成長すると、潜熱が周辺液体から引き出され、温度の非常にわずかな降下（約０．３５度）を観察することができる。多くの実施形態では、このプロセスは完全には等温ではないが、温度のほとんど無視できる変化は、水ジェット切断が熱の影響を受けたゾーンを要求しない機械加工感受性部分に有用である理由である。

【０４１２】

多くの実施形態では、物質除去の主要な様相になる、圧力パルスおよびマイクロジェット浸食は、制限された浸食半径である。キャビテーションが、周囲液体圧力に対する水ジェットの圧力差に起因して起こるため、ジェットが減速し、圧力が周辺液体と平衡になるとき、空洞が崩壊する前に、蒸気空洞は最大距離までしか存在することができない。結果として浸水水中ジェット切断は、それらが消散する前の圧力パルスおよびマイクロジェットの範囲に起因して実質的に自己制限的になり、切断するための非常に安全かつ高精度のツールである。代替実施形態では、減速させるようにジェットに作用する比較的最小限の力があるため、ガス状水ジェットは、はるかに長い距離で閾値エネルギーを超える高い運動エネルギーを有し得る。

【０４１３】

実験

【０４１４】

図７６は、実施形態による、切断の最大組織貫通の深さおよびノズルを通した流速を示す。最大貫通の深さは、「低温」ａｑｕａｂｌａｔｉｏｎ炎域を備える、ジェットのキャビテーション気泡の長さに実質的に対応する。切除の最大組織貫通の深さは、流速に直接対応し、多くの実施形態では、流速に直線的に関係付けられる。

【０４１５】

図７６の差し込み図は、実施形態による、前立腺ＢＰＨのモデルとして切断されたジャガイモを示す。ジャガイモの最大貫通の深さは、ＢＰＨの最大切断深さに密接に対応する。ジャガイモは、本明細書で説明されるようなノズルおよび回転するプローブを用いて、約５０ｍｌ／分～約２５０ｍｌ／分の範囲内の速度に対応する、１０個の異なる流れ設定で切断されて示されている。最大貫通の深さは、５０ｍｌ／分で約４ｍｍ～約２５０ｍｌ／分で約２０ｍｍに及ぶ。

【０４１６】

多くの実施形態では、キャビテーション雲の成長および長さは、本明細書で説明されるような適切に構成されたノズルについて、注入圧力に比例する流速の関数を含み、その逆も同様である。圧力が上昇するにつれて、最大浸食半径は、直線的に増加するように見え、これは、図７６の最大貫通の深さとして示されている。

【０４１７】

連続または脈動流れのいずれかにおいてノズルを通して水を推し進めるために、既知の高圧ポンプを使用することによって、高速キャビテーションジェットを作成することができる。ポンプによって生成される流れタイプにもかかわらず、キャビテーション現象は、蒸気空洞の非定常性質により脈動し得、空洞形成は、本明細書で説明されるような連続流ジェットでさえも脈動し得る。特定の理論に束縛されることなく、脈動および連続流水ジ

ェットの両方が、所所の時間量にわたって同等量の物質浸食をもたらし得ると考えられる。多くの実施形態では、ノズルの幾何学形状は、本明細書で説明されるような流れ動力学およびキャビテーションプロセスを提供するように構成される。多くの実施形態では、ノズルは、ノズル自体の内側で起こるキャビテーションに関係付けられ得る、水ジェット出口における緊密な収縮を阻止するように構成される。多くの実施形態では、鋭いコーナーは、水を壁から分離させてノズル中心線に向かって集中させ、ノズル壁によって引き起こされる摩擦効果を同時に低減させながら、水ジェット経路をさらに締め付ける。これは、対応する圧力降下および蒸気空洞形成とともに、増加した速度をもたらす。蒸気空洞形成は、それらの最終的な崩壊が乱流をもたらし、浸食深さに影響を及ぼし得るとき、全体的な流れ動力学に影響し得る。当業者であれば、過度の実験を伴わずに、本明細書で説明されるような組織除去を提供するように、適切なノズルの幾何学形状および流速を決定する実験を行い得る。

【０４１８】

Ａｑｕａｂｌａｔｉｏｎ

【０４１９】

本明細書で説明されるような浸水水ジェット切断は、良性前立腺肥大（ＢＰＨ）がある患者を処置するためにキャビテーション現象を利用する能力を有する。ジェットは、崩壊した蒸気空洞によって引き起こされる圧力パルスおよびマイクロジェットを通して、ＢＰＨで見られる過剰な軟組織成長を除去する。水ジェット方向は、前部－後部方向に沿ってノズルを並進させることによって、または、例えば、最大１８０度までノズルを回転させることによってのいずれかで、デバイスのノズルの場所および配向を変化させることによって操作することができる。

【０４２０】

蒸気空洞形成およびその浸食強度が、注入圧力および流れ動力学の両方の関数であるため、圧力ならびにノズル幾何学形状を構成することによって、物質の深さを制御することができる。より大きい注入圧力は、より速い出口速度をもたらし得る。本明細書で議論されるように、ノズル幾何学形状はさらに、収縮に依存して速度を増加させることができ、水ジェットがベンチュリ効果を通じて退出するとき、圧力降下の程度に影響を及ぼし得る。これらの要因は、崩壊して圧力パルスおよびマイクロジェットを放出する前に、キャビテーション雲が成長して移動することができる、より長い距離をもたらし得る。Ａｑｕａｂｌａｔｉｏｎシステムのノズル幾何学形状および圧力設定は、ユーザに精密制御を与え、キャビテーションジェットが所望の良性組織成長のみを除去することを確実にするように最適化されている。

【０４２１】

本明細書で提供される画像は、実施形態によると、どのように組織浸食深さが圧力の関数であるかを示す。画像は、他の画像と比較して、より低い注入圧力のためのより小さいキャビテーション雲長さ、および対応する組織切除深さを示す。

【０４２２】

多くの実施形態では、本明細書で説明されるようなＡｑｕａｂｌａｔｉｏｎは、動脈および静脈の除去および損傷の阻止を伴って、過剰な組織成長、例えば、ＢＰＨを除去することが可能である。キャビテーションによって引き起こされる圧力パルスおよびマイクロジェットは、軟組織成長を浸食するために必要とされる閾値エネルギーを超え、はるかに高い閾値エネルギーを有する、脈管のような他の構造に最小限の損傷を引き起こし得る。繰り返される集中した圧力パルスおよびマイクロジェットは、脈管系に対して応力疲労を引き起こし、出血をもたらし得るが、本明細書で説明されるようなＡｑｕａｂｌａｔｉｏｎシステムアルゴリズムおよび処置命令は、そのような損傷を阻止するように設計されて構成される。

【０４２３】

多くの実施形態では、有害な塞栓の生成が阻止される。蒸気空洞形成は、例えば、血流中に既に存在している微細な空気の核から利益を享受し得る。キャビテーションは、いか

なる付加的な空気もシステムに導入されることなく、核の成長をもたらし得る。さらに、空気ポケットがそれらの元の核サイズに戻って縮小し得るように、いったん局所ジェット圧力が蒸気圧を超えると、空洞が崩壊し得る。多くの実施形態では、キャビテーションが尿道を包囲する生理食塩水にある微量の空気に依存し、かつそれに制限され得るため、塞栓形成が阻止され、ジェット圧力が上昇し始めると、蒸気空洞が迅速に消散する。

【０４２４】

本明細書で説明されるようなＡｑｕａｂｌａｔｉｏｎは、この現象を利用する。自然に自己制限的な浸食半径と、動脈等のより密な細胞構造を備えた近傍の構造への損傷を最小限にしながら、低い損傷閾値エネルギーで組織を正確に切除する特有の能力とは、本明細書で説明されるようなＡｑｕａｂｌａｔｉｏｎを、ＢＰＨを処置するための有用な手術道具にする。本明細書で説明されるようなキャビテーションのほぼ等温の性質と組み合わせ、付随的損傷を軽減し、それは、改良された治癒および改良された安全性プロフィールを提供し得る。

【０４２５】

図７７は、組織の選択的除去のためのモデルとして、ジャガイモの切開を覆って位置付けられたブタ血管を伴うジャガイモの選択的除去を示す。ジャガイモを除去するために、ブタ血管がキャビテーションを用いて水ジェットに暴露されるように、ブタ血管は、切開に先立ってジャガイモの上に配置された。Ａｑｕａｂｌａｔｉｏｎは、ブタ血管に重篤な損傷を引き起こすことなく、ＢＰＨで見られる良性組織成長のための密接な代理である、軟質ジャガイモ組織モデルを切除した。

【０４２６】

本開示の好ましい実施形態が、本明細書で示され、説明されているが、そのような実施形態は、一例のみとして提供されることが当業者に自明になり得る。本開示の範囲から逸脱することなく、多数の変形例、変更、および置換が当業者に明白であり得る。本発明の範囲から逸脱することなく、本明細書で説明される本開示の実施形態の種々の代替案が採用されてもよいことを理解されたい。したがって、本発明の範囲は、添付の請求項およびそれらの同等物の範囲のみによって、定義される。

【図２Ａ】

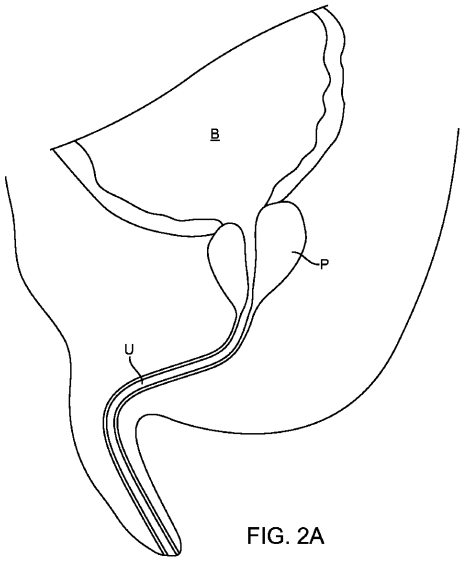


FIG. 2A

【図２Ｂ】

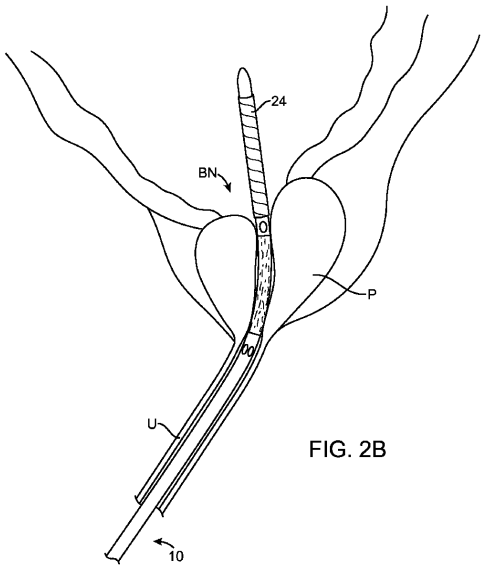


FIG. 2B

【図２Ｃ】

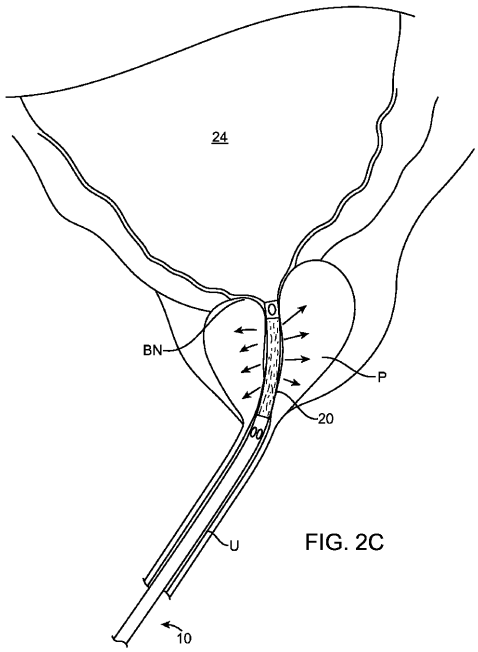


FIG. 2C

【図２Ｄ】

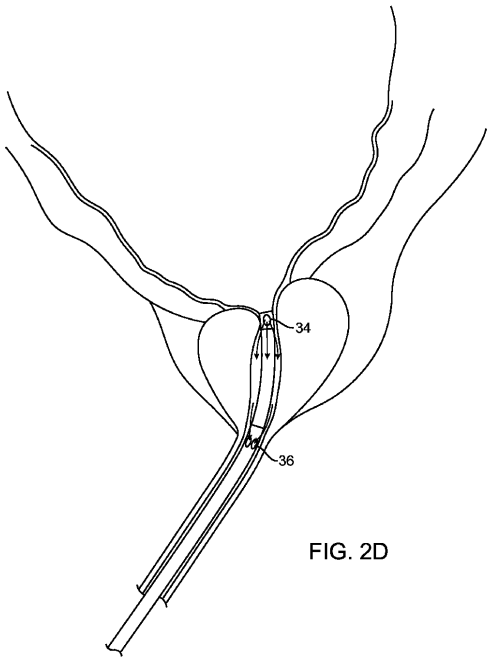


FIG. 2D

【図４】

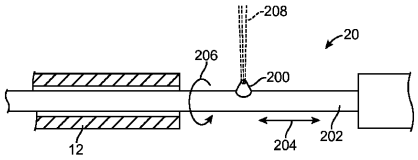


FIG. 4

【図５】

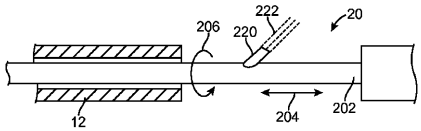


FIG. 5

【図６】

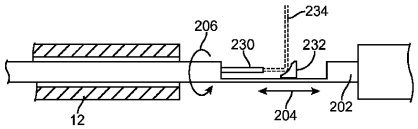


FIG. 6

【図７】

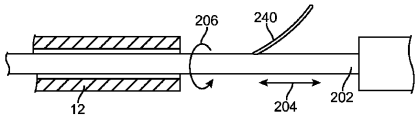


FIG. 7

【図１０ｂ】

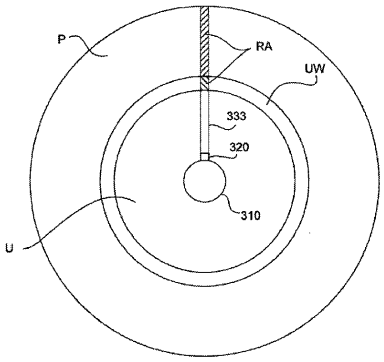


FIG. 10b

【図１０ｃ】

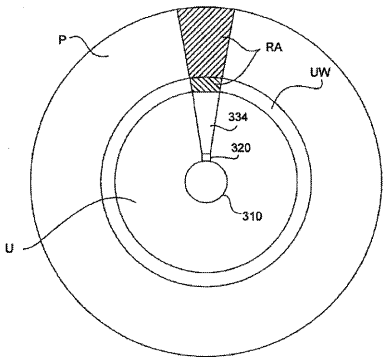


FIG. 10c

【図１１】

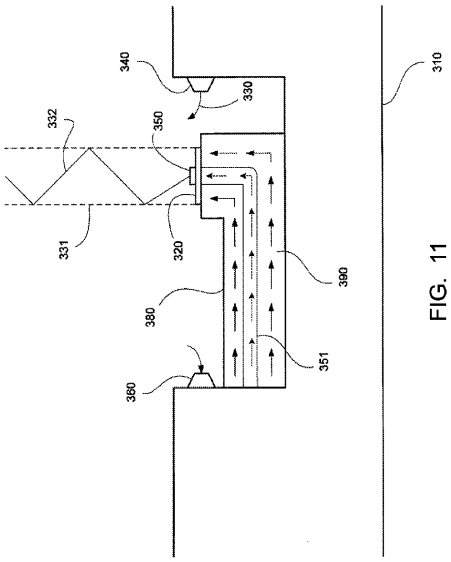


FIG. 11

【図１３Ｂ】

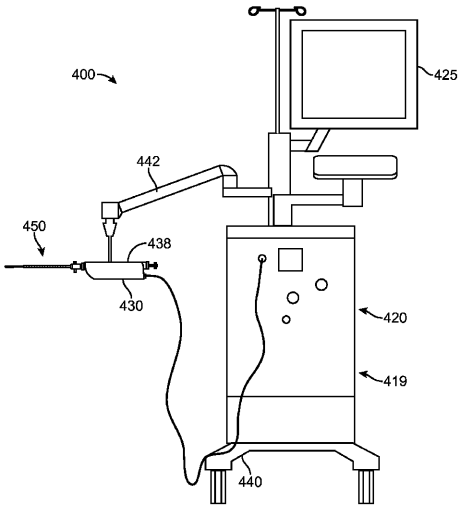


FIG. 13B

【図１４Ｂ】

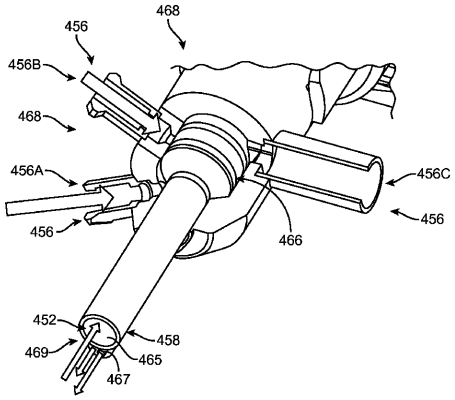


FIG. 14B

【図１４Ｃ】

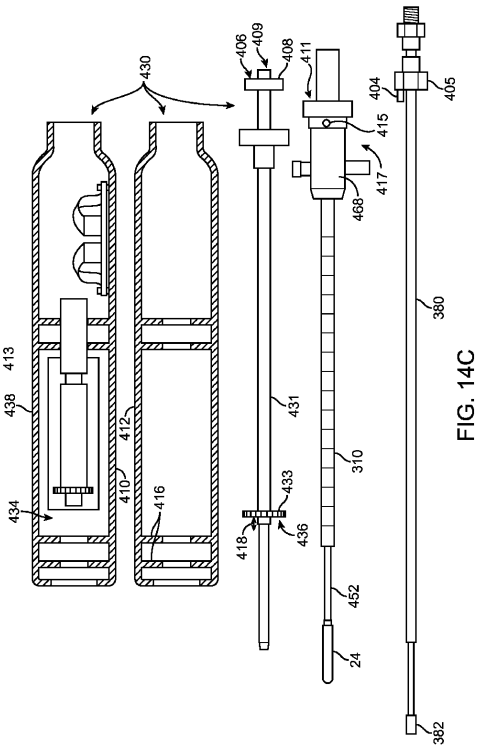


FIG. 14C

【図１４Ｄ１】

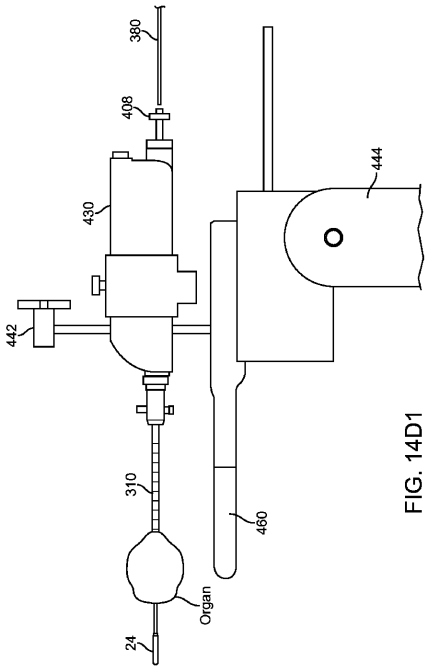


FIG. 14D1

【図１４Ｄ２】

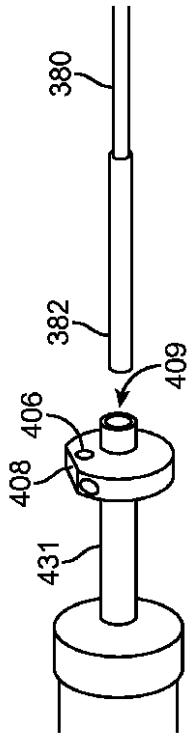


FIG. 14D2

【図１４Ｄ３】

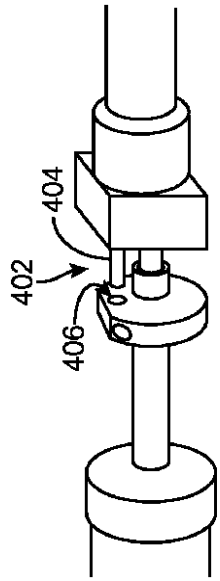


FIG. 14D3

【図１４Ｄ４】

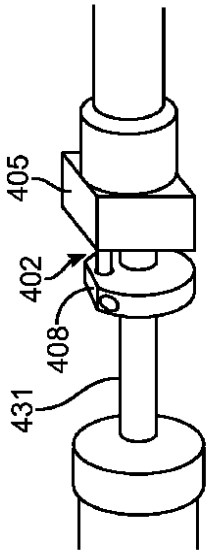


FIG. 14D4

【図１４Ｆ】

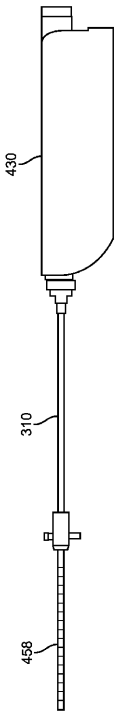


FIG. 14F

【図１４Ｈ】

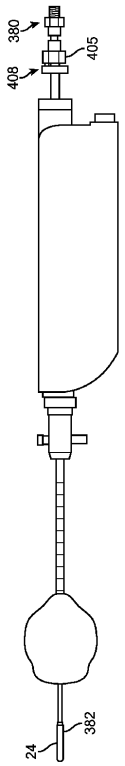


FIG. 14H

【図１５】

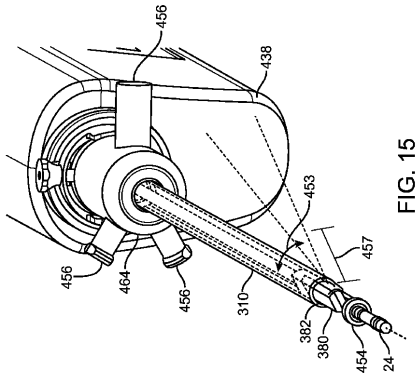


FIG. 15

【図１６】

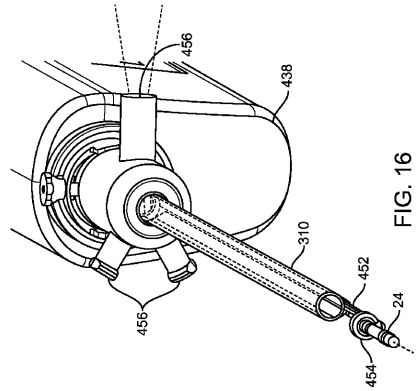


FIG. 16

【図１７Ａ】

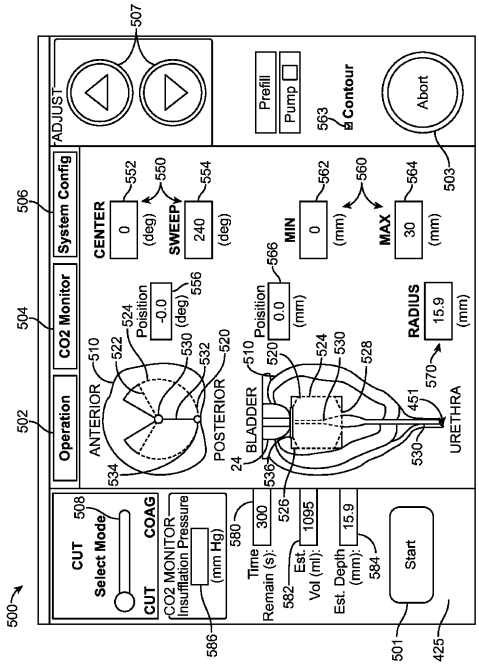


FIG. 17A

【図１７Ｂ】

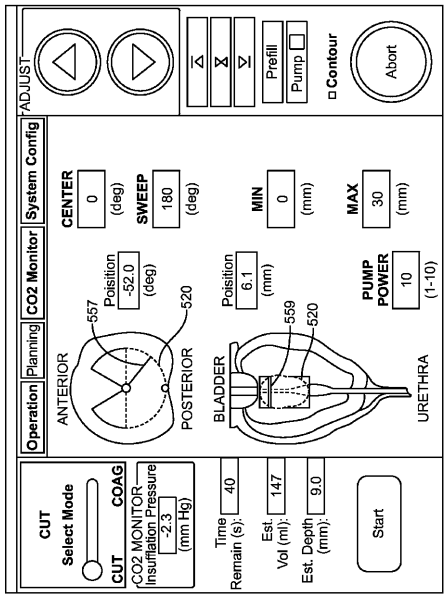


FIG. 17B

【図１７Ｃ】

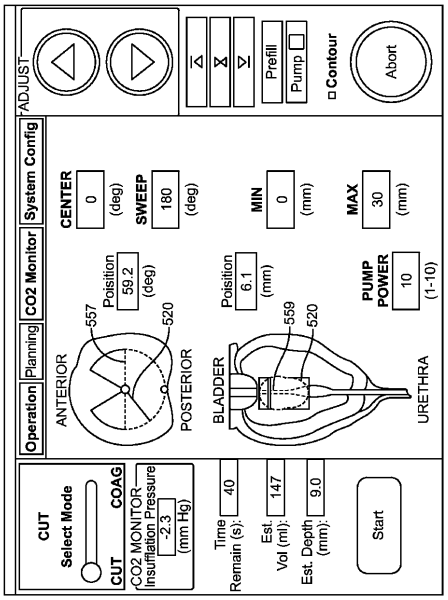


FIG. 17C

【図１７Ｄ】

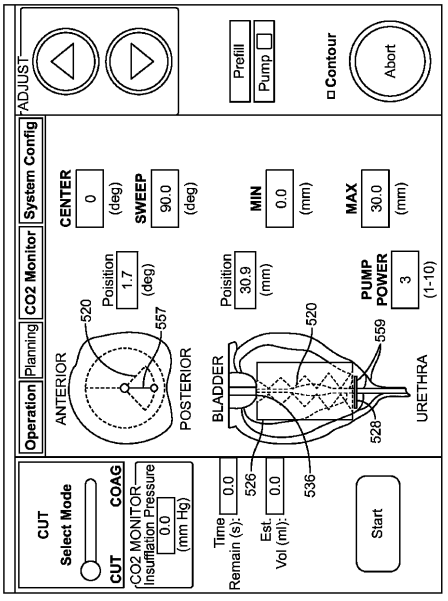


FIG. 17D

【図１７Ｅ】

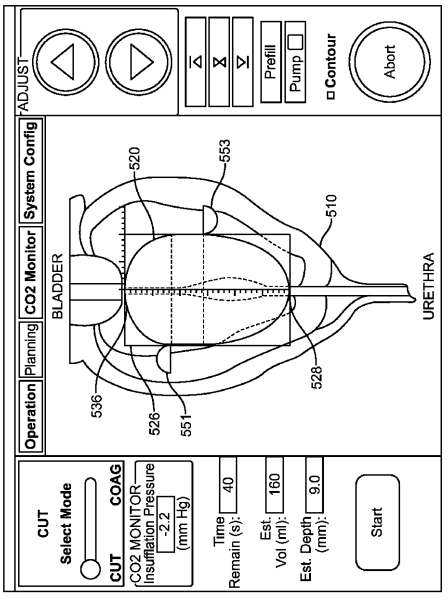


FIG. 17E

【図１７Ｆ】

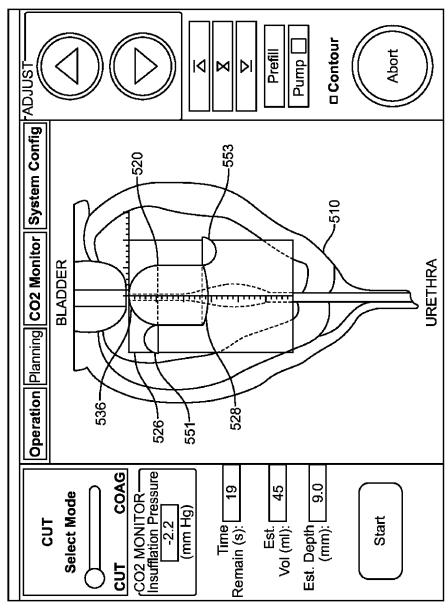


FIG. 17F

【図１８】

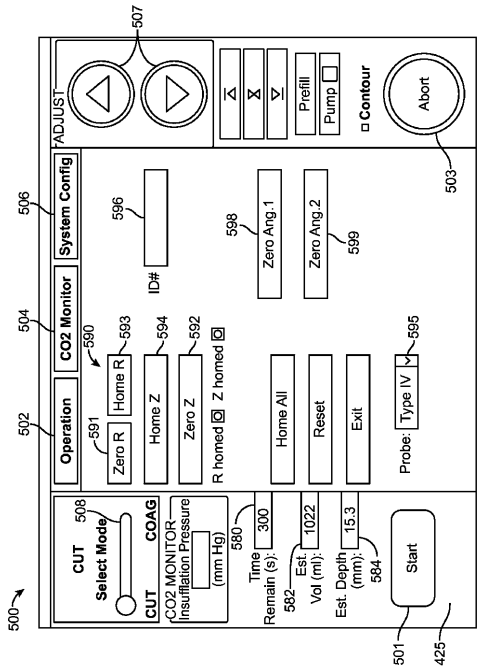


FIG. 18

【図１９】

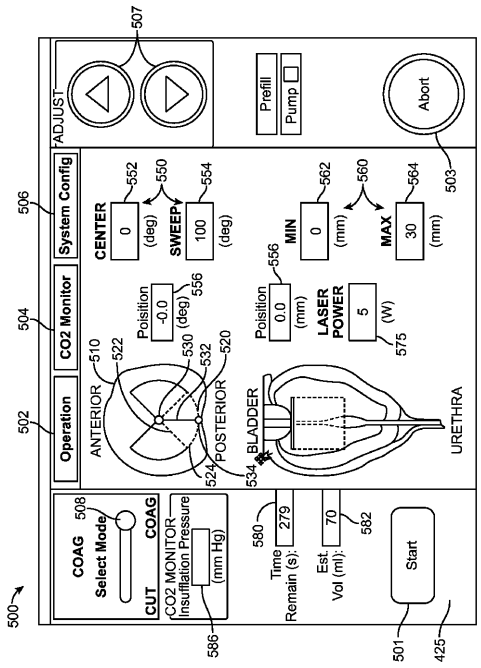


FIG. 19

【図２０Ａ】

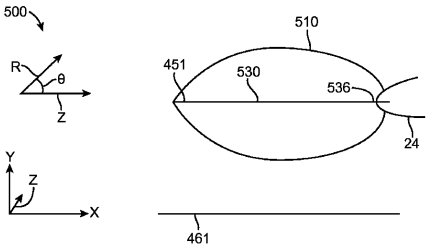


FIG. 20A

【図２１Ａ】

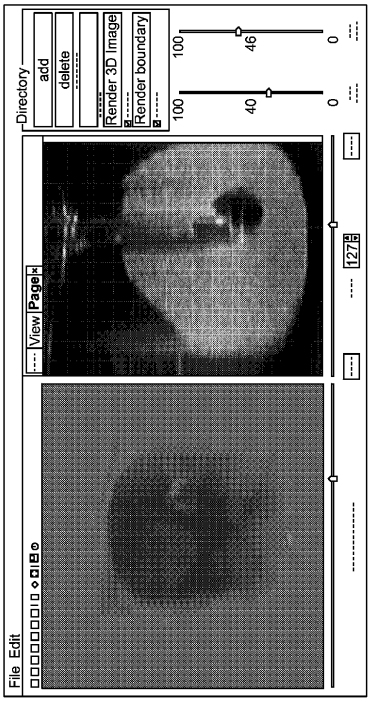


FIG. 21A

【図２１Ｂ】

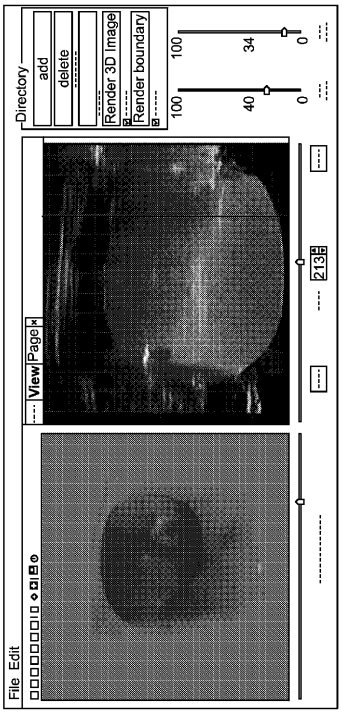
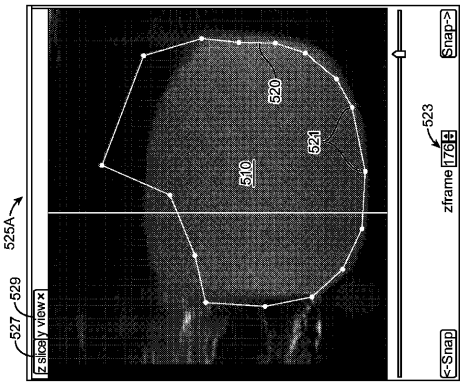
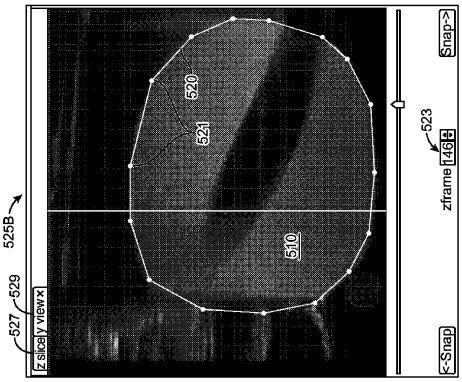


FIG. 21B

【図２１Ｃ】

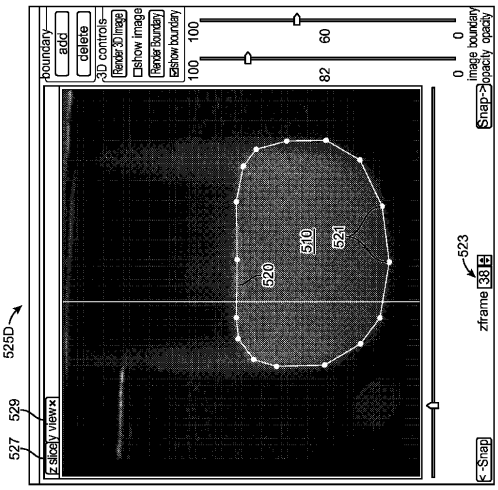


【図２１Ｄ】



【図２１Ｅ】

【図２１Ｆ】



【図２１Ｇ】

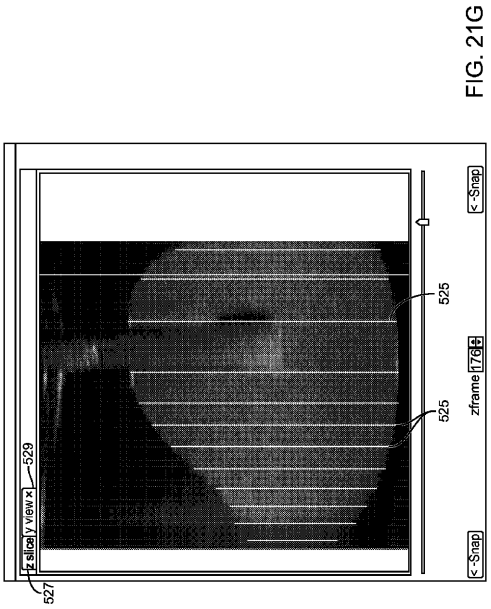


FIG. 21G

【図２１Ｈ】

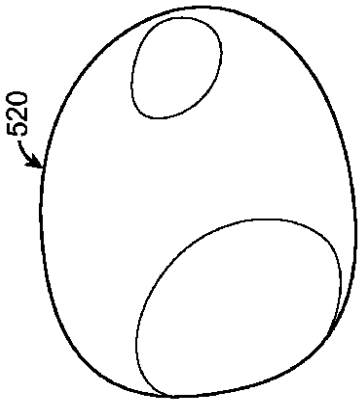


FIG. 21H

【図２１Ｉ】

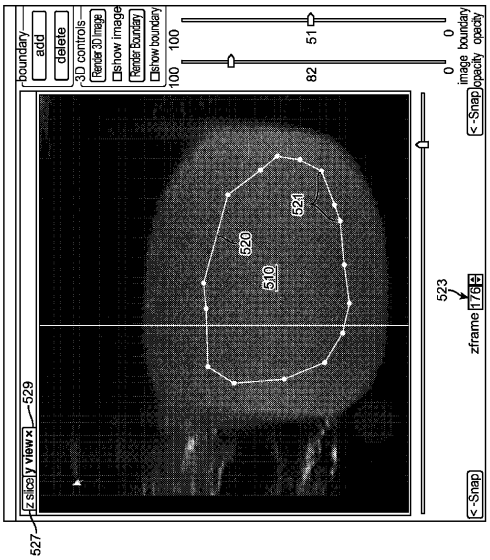


FIG. 21I

【図２２Ａ】

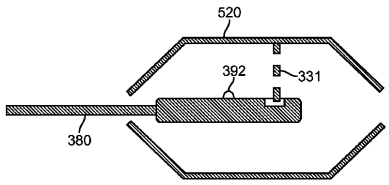


FIG. 22A

【図２２Ｂ】

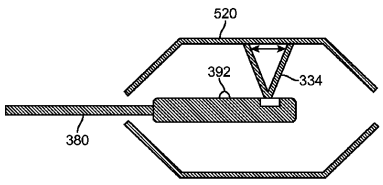


FIG. 22B

【図２２Ｃ】

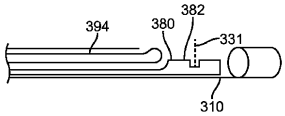


FIG. 22C

【図２５Ａ】

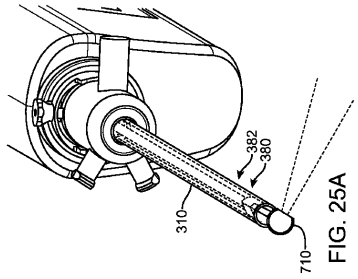


FIG. 25A

【図２５Ｂ】

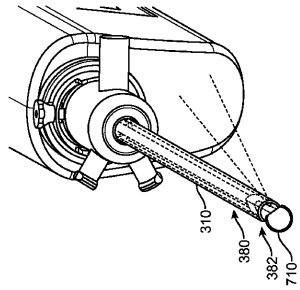


FIG. 25B

【図２５Ｃ】

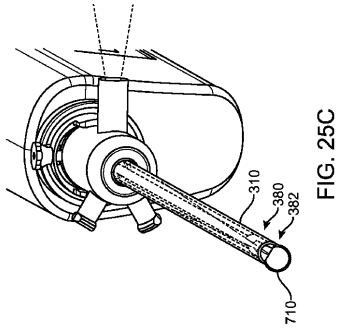


FIG. 25C

【図２６Ａ】

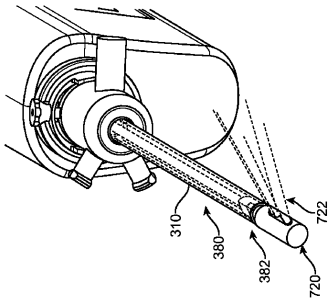


FIG. 26A

【図２６Ｂ】

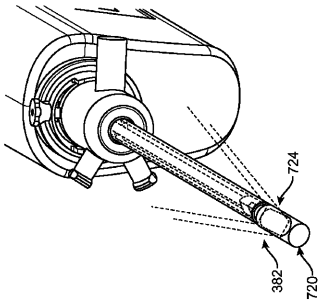


FIG. 26B

【図２６Ｃ】

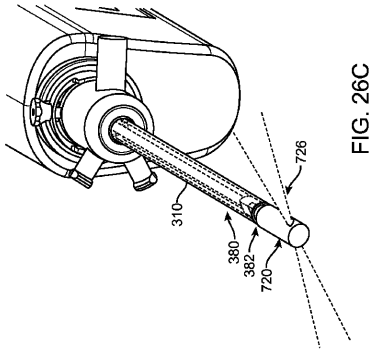


FIG. 26C

【図２７Ａ】

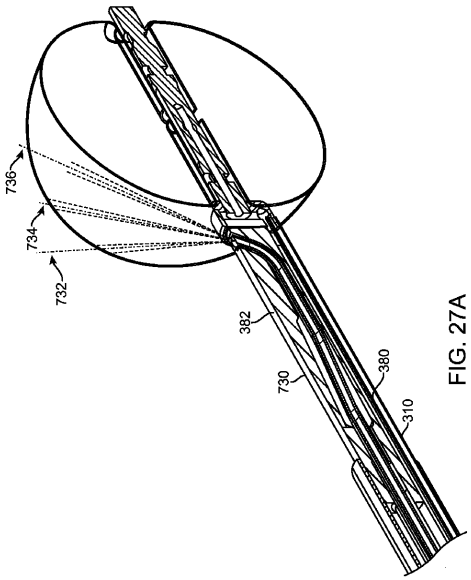


FIG. 27A

【図２７Ｂ】

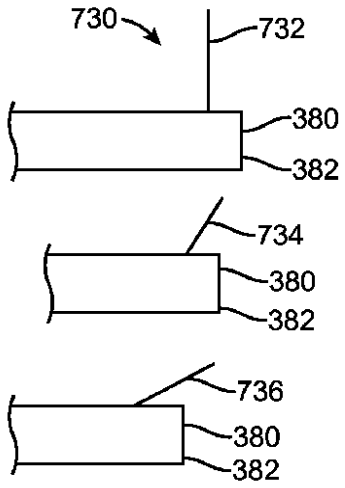


FIG. 27B

【図２８】

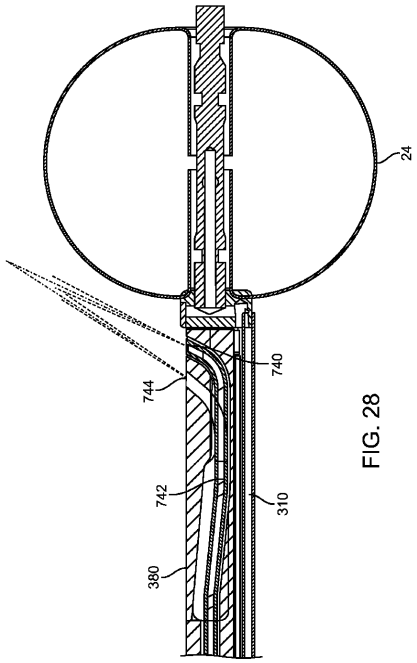


FIG. 28

【図２９】

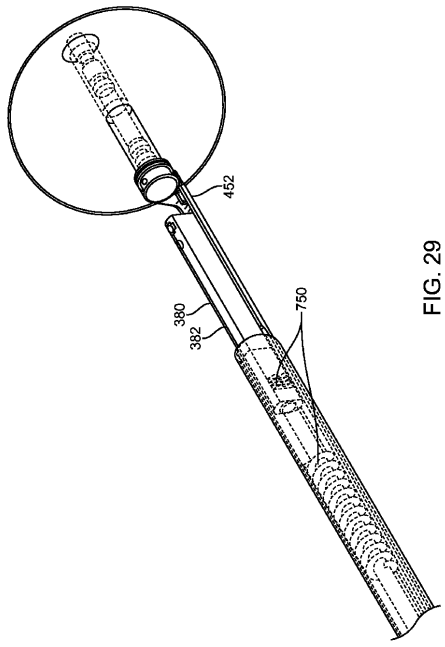


FIG. 29

【図３５】

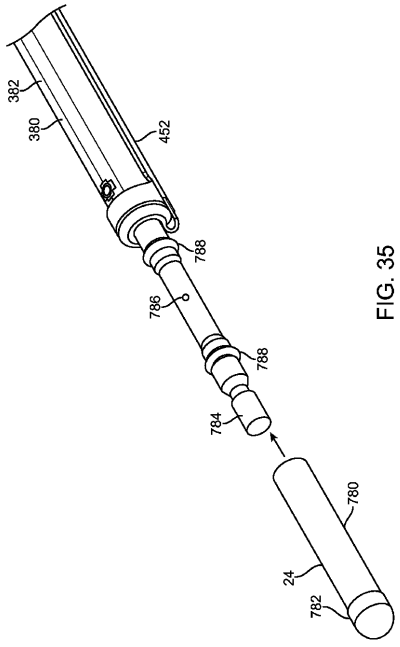


FIG. 35

【図３６】

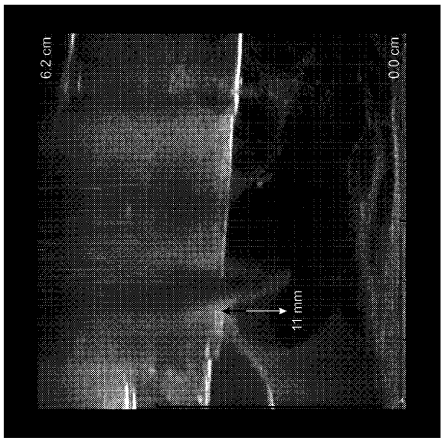


FIG. 36

【図３７】

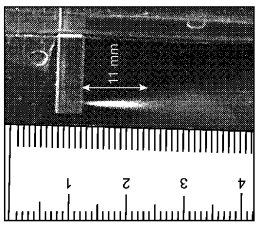


FIG. 37

【図３８】

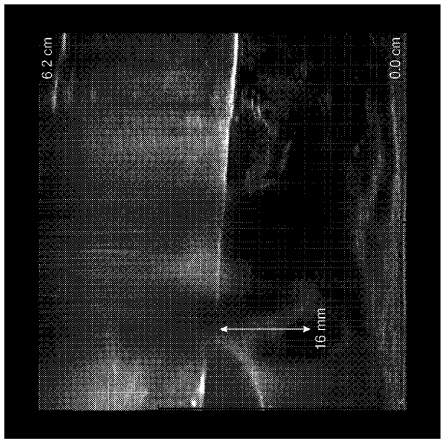


FIG. 38

【図３９】

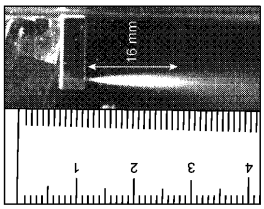


FIG. 39

【図４７Ａ】

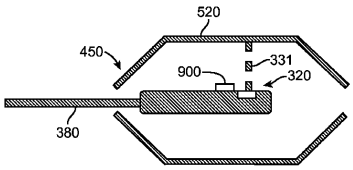


FIG. 47A

【図４７Ｂ】

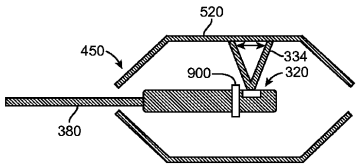


FIG. 47B

【図５１Ａ】

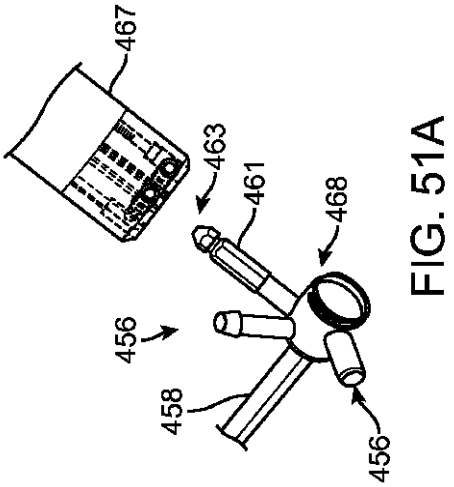


FIG. 51A

【図５１Ｂ】

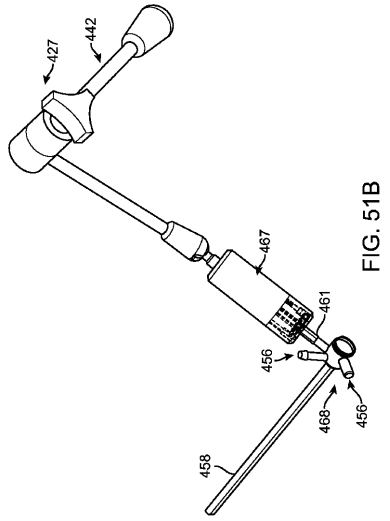


FIG. 51B

【図５３】

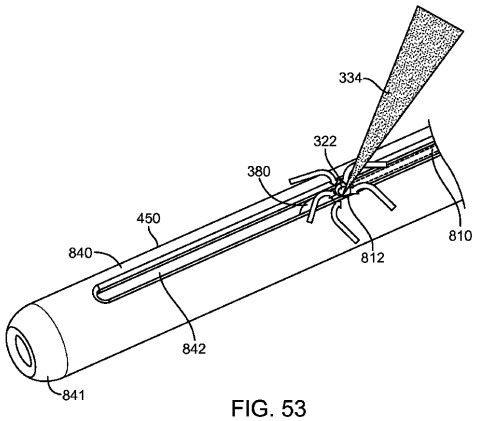


FIG. 53

【図５４】

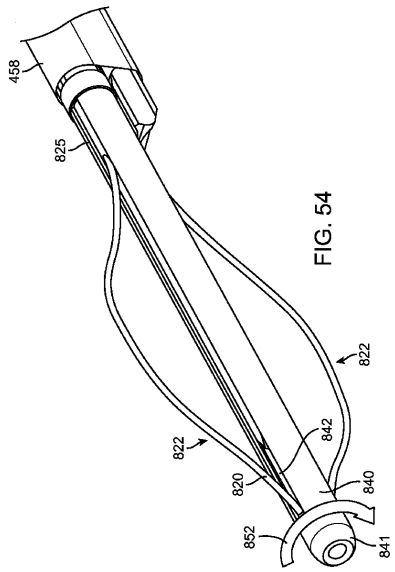


FIG. 54

【図５５】

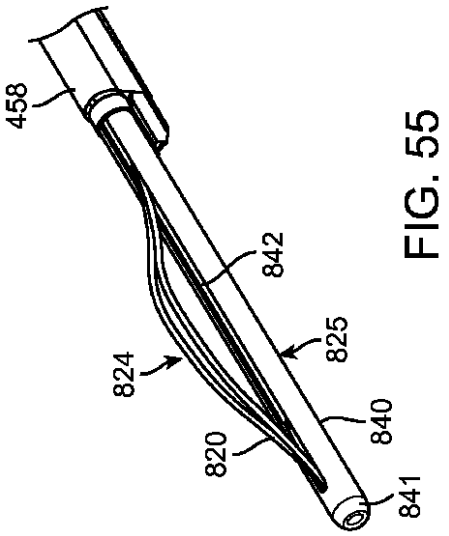


FIG. 55

【図５７】

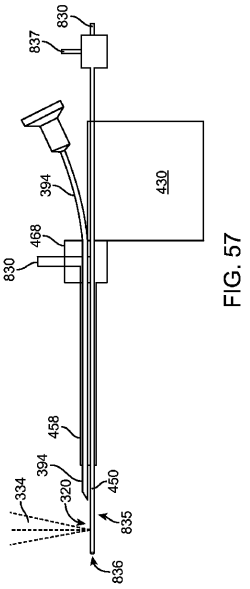


FIG. 57

【図５８】

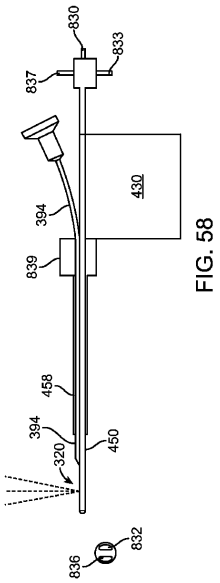


FIG. 58

【図５９Ａ】

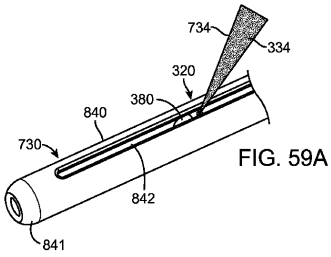


FIG. 59A

【図５９Ｂ】

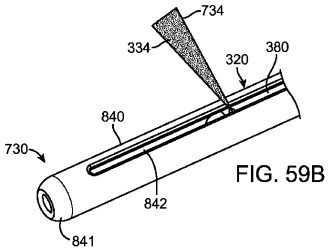


FIG. 59B

【図６０】

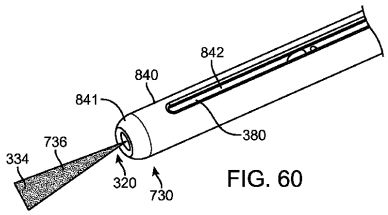


FIG. 60

【図６３】

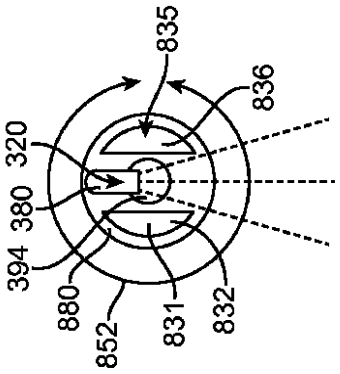


FIG. 63

【図６５】

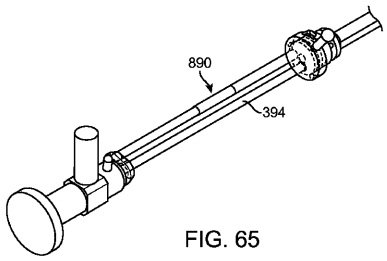


FIG. 65

【図６６】

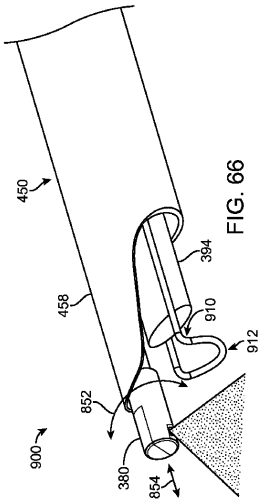


FIG. 66

【図６７】

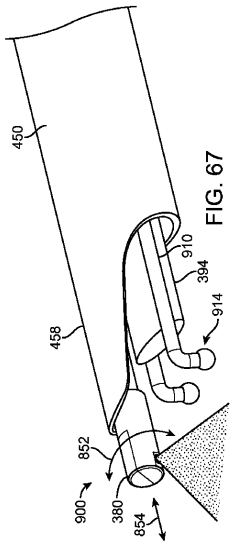


FIG. 67

【図６８】

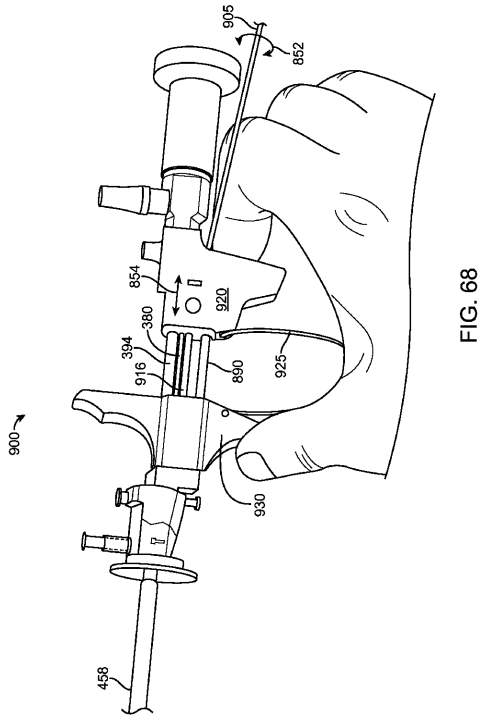


FIG. 68

【図６９】

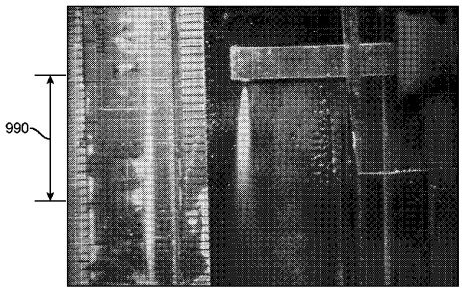


FIG. 69

【図７０】

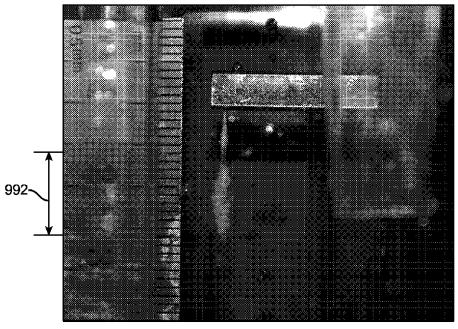


FIG. 70

【図７４】

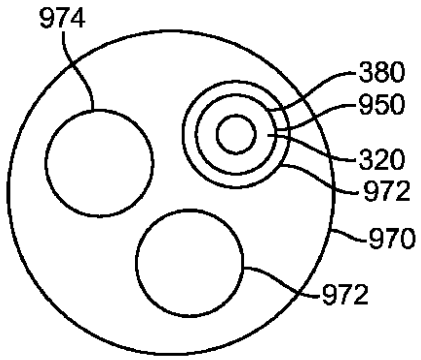


FIG. 74

【図７５】

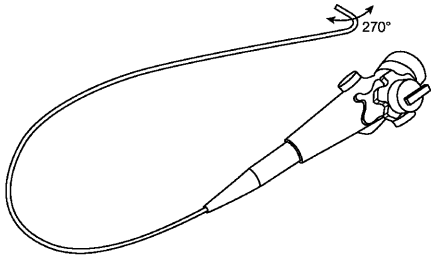


FIG. 75

【図７７】

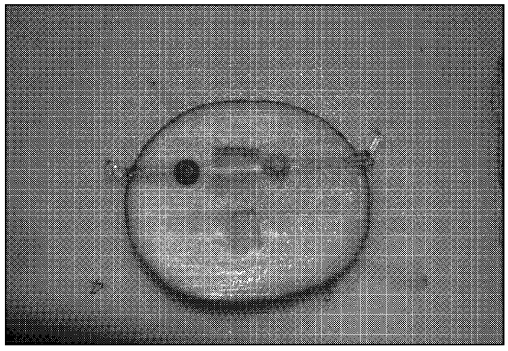


FIG. 77

【図１】

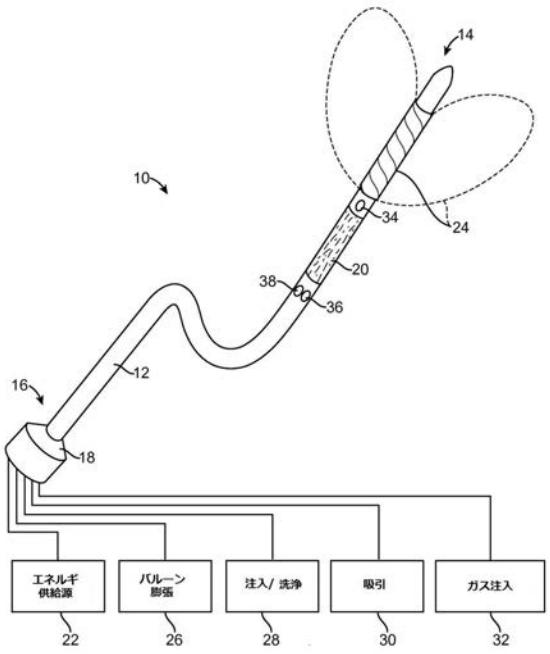


FIG. 1

【図３】

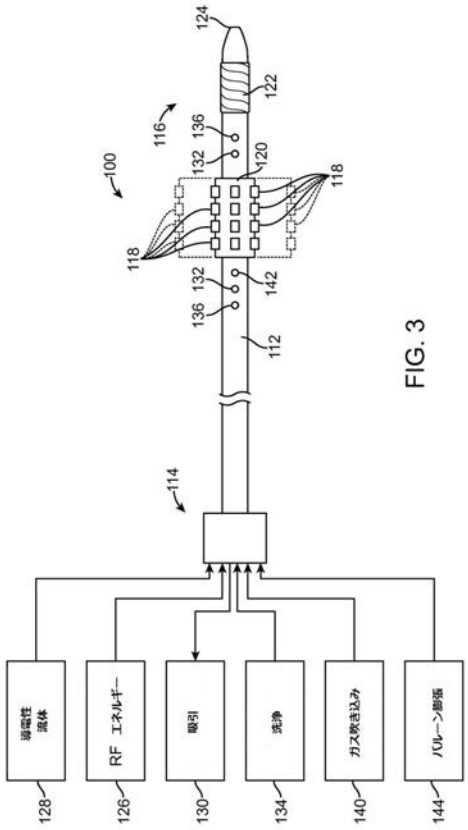


FIG. 3

【図８】

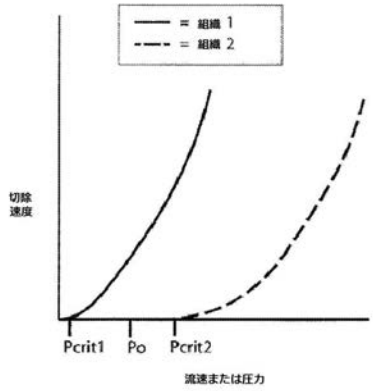


FIG. 8

【図９ａ】

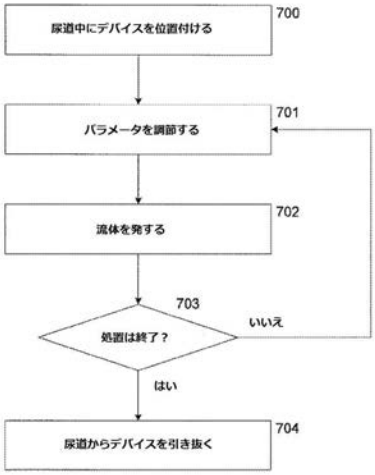


FIG. 9a

【図９ｂ】

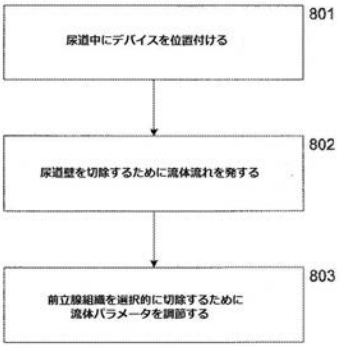


FIG. 9b

【図１０ａ】

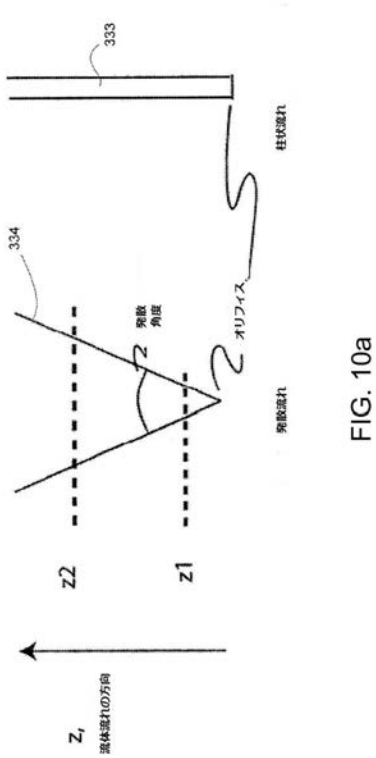


FIG. 10a

【図１２】

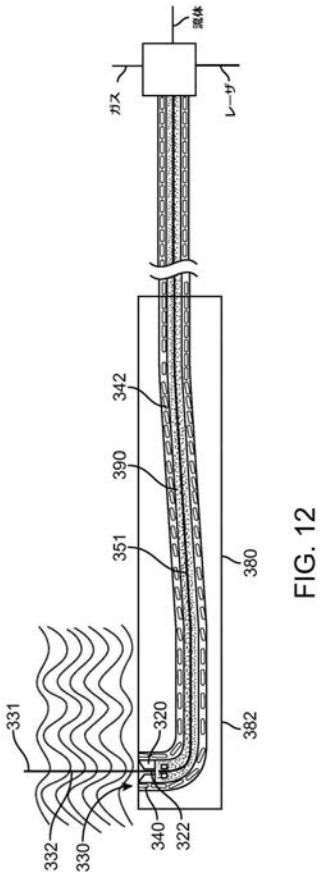


FIG. 12

【図１３Ａ】

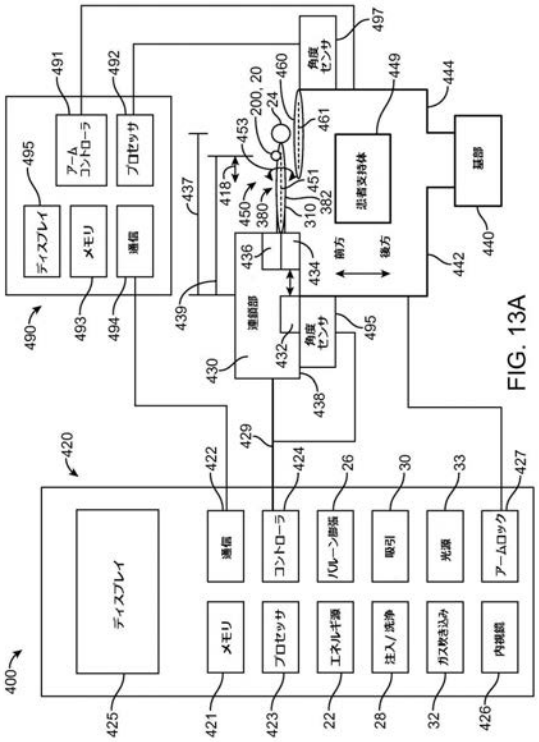


FIG. 13A

【図１４Ａ】

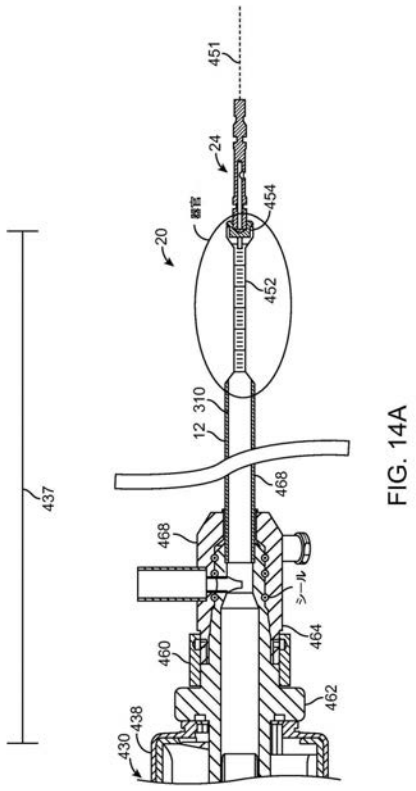


FIG. 14A

【図１４Ｅ】

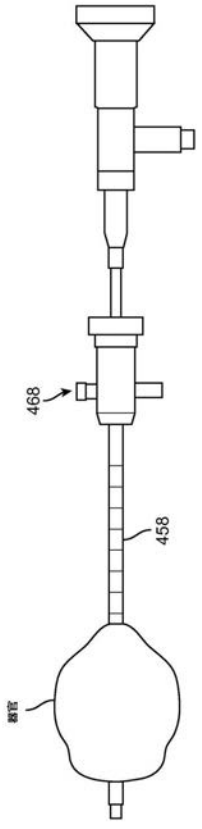


FIG. 14E

【図１４Ｇ】

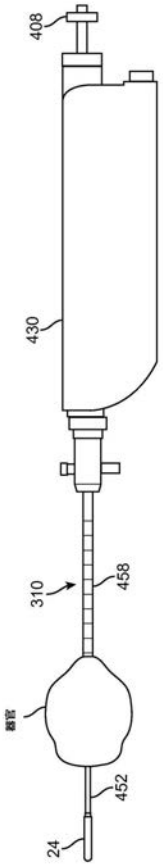


FIG. 14G

【図２０Ｂ－１】

FIG. 20B

【図２０Ｂ－２】

FIG. 20B (続き)

【図２１Ｊ】

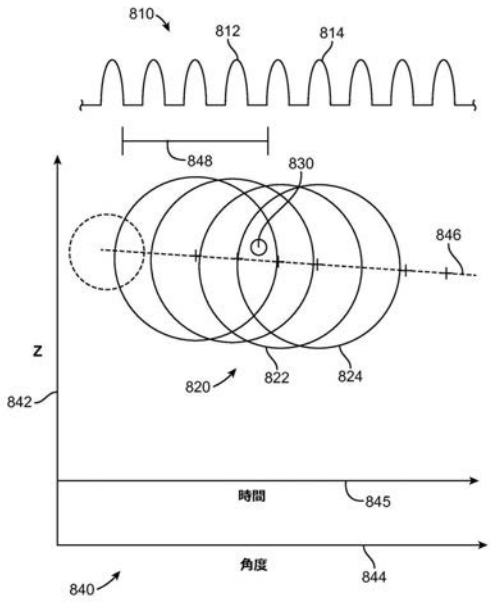


FIG. 21J

【図２１Ｋ】

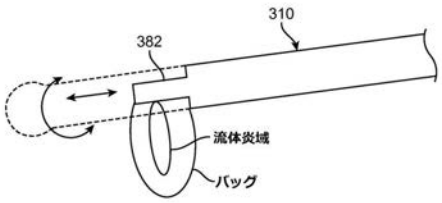


FIG. 21K

【図２３】

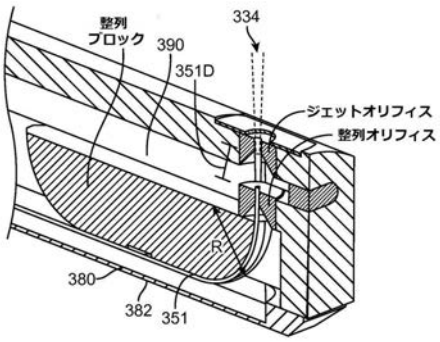


FIG. 23A

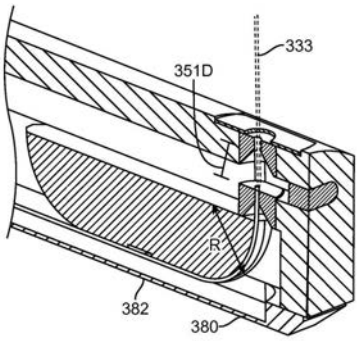


FIG. 23B

【図２４】

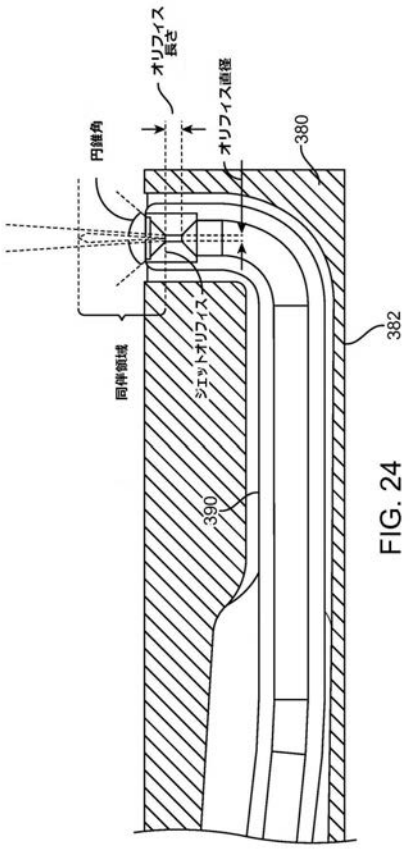


FIG. 24

【図３０】

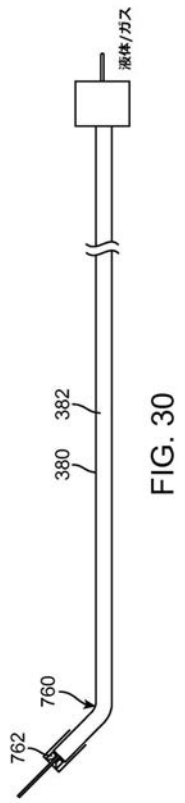


FIG. 30

【図３１】

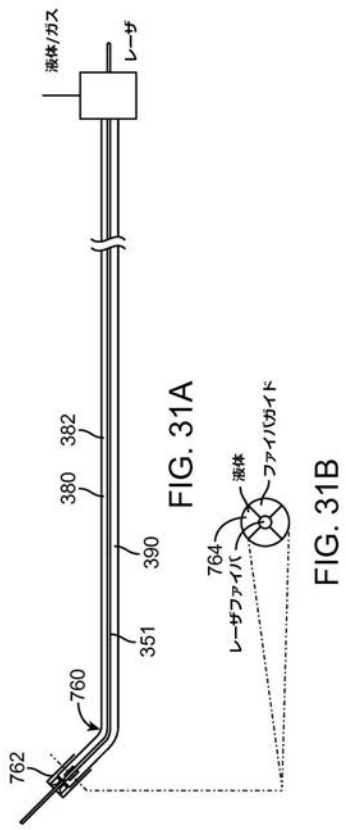


FIG. 31A

FIG. 31B

【図３２】

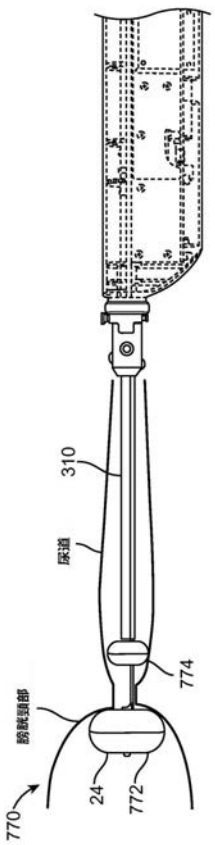


FIG. 32

【図３３】

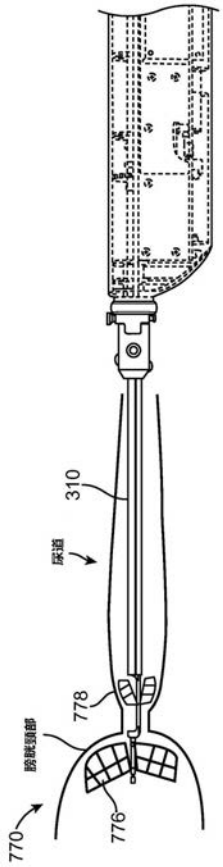


FIG. 33

【図３４】

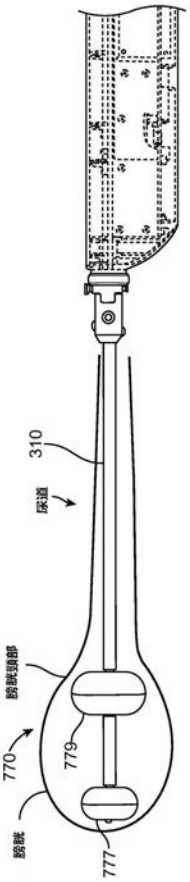


FIG. 34

【図４０】

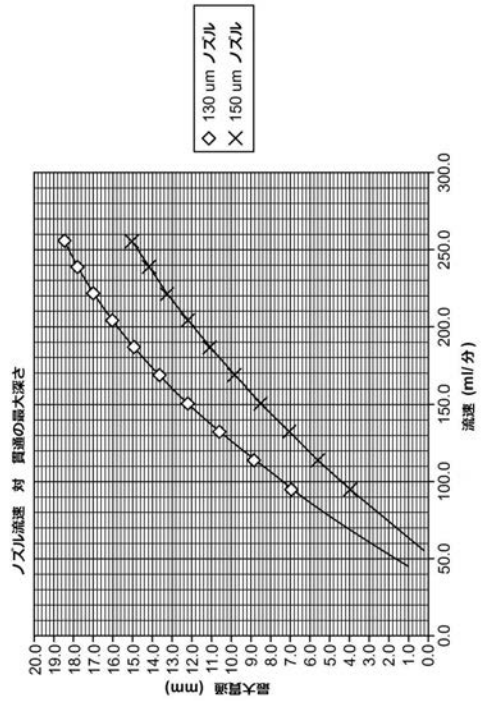


FIG. 40

【図４１】

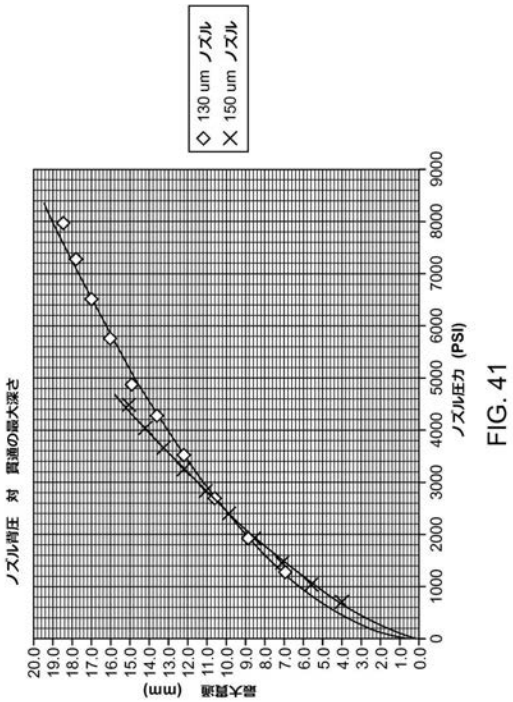


FIG. 41

【図４２】

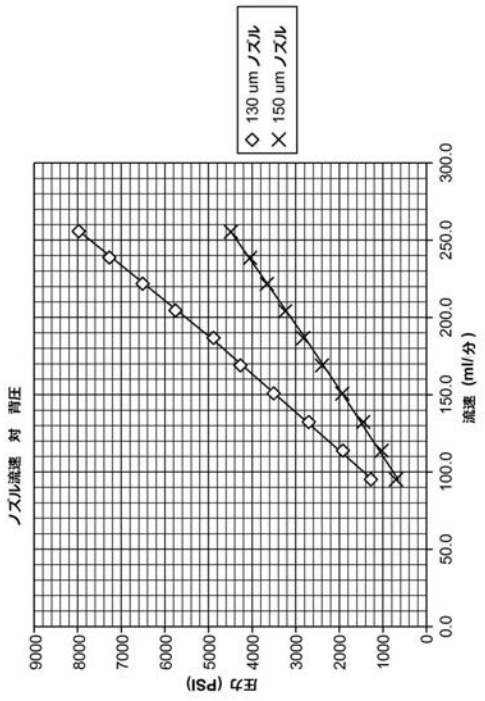


FIG. 42

【図４３】

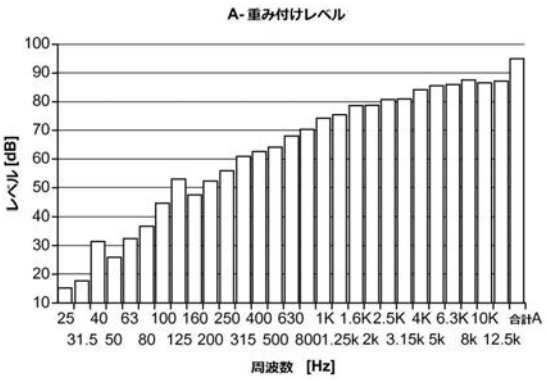


FIG. 43

【図４４】

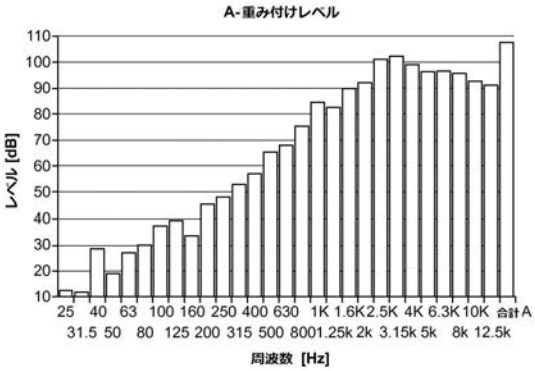


FIG. 44

【図４５】

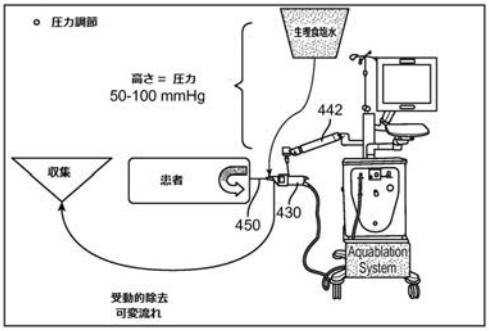


FIG. 45

【図４６】

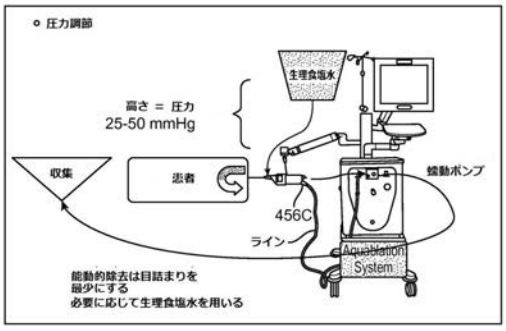


FIG. 46

【図４８Ａ】

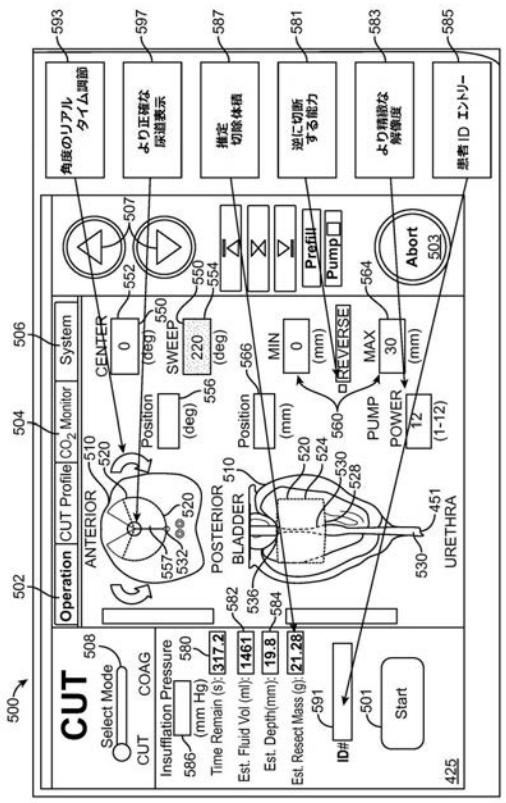


FIG. 48A

【図４８Ｂ】

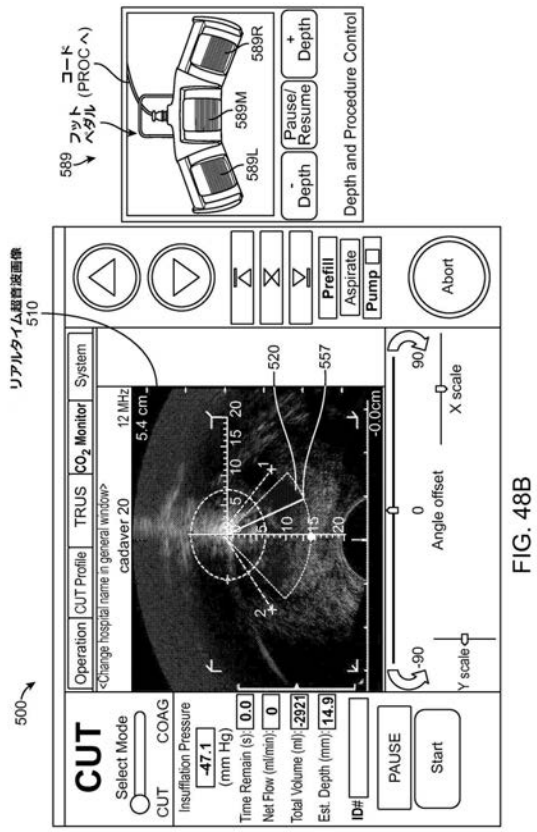


FIG. 48B

【図４９】

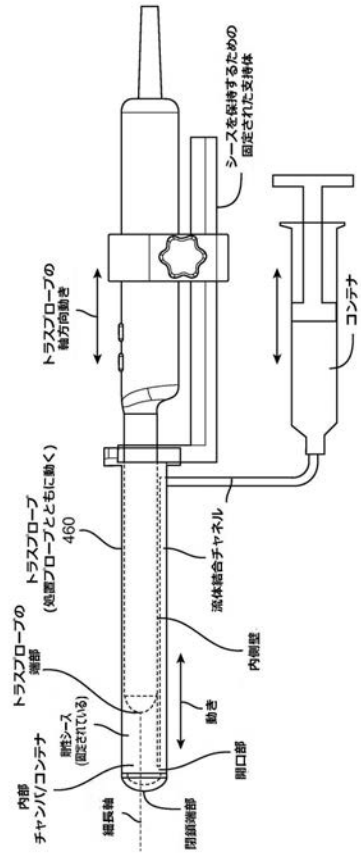


FIG. 49

【図５０】

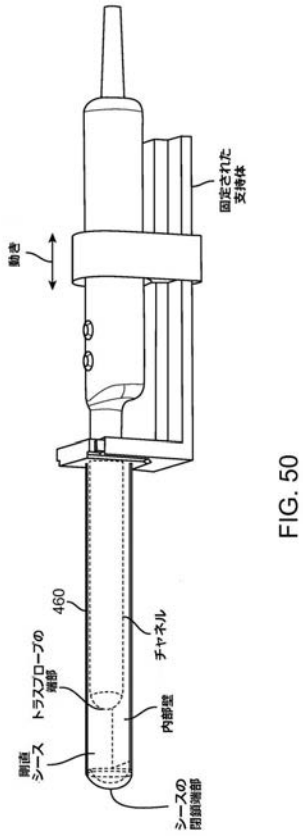


FIG. 50

【図５２】

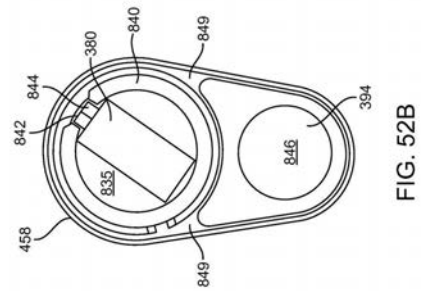


FIG. 52B

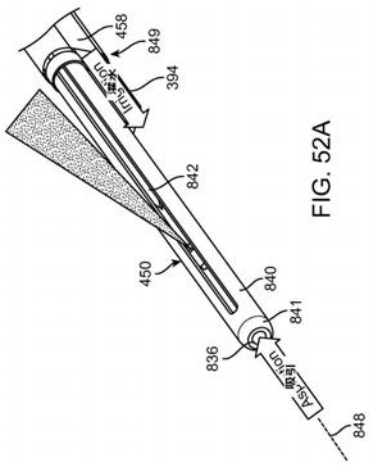


FIG. 52A

【図５６】

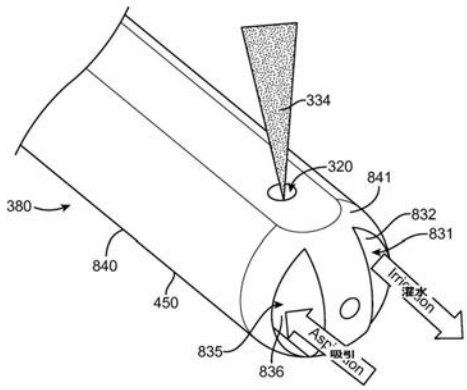


FIG. 56

【図６１】

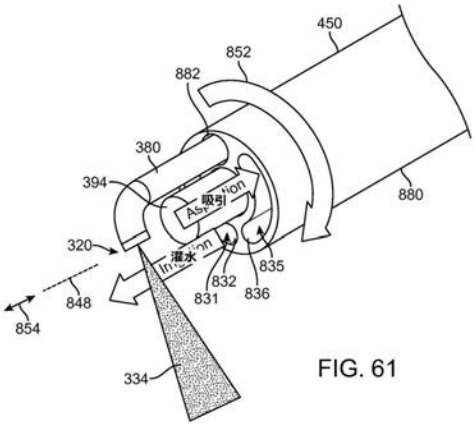


FIG. 61

【図６２】

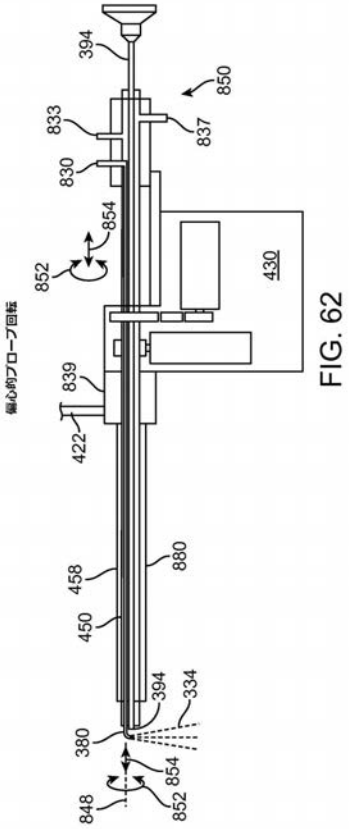


FIG. 62

【図６４】

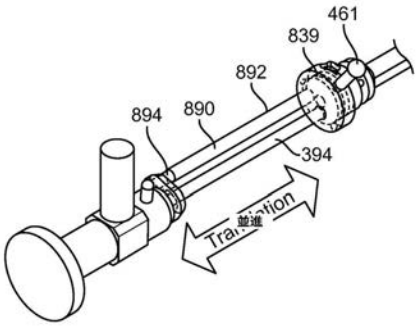


FIG. 64

【図７１】

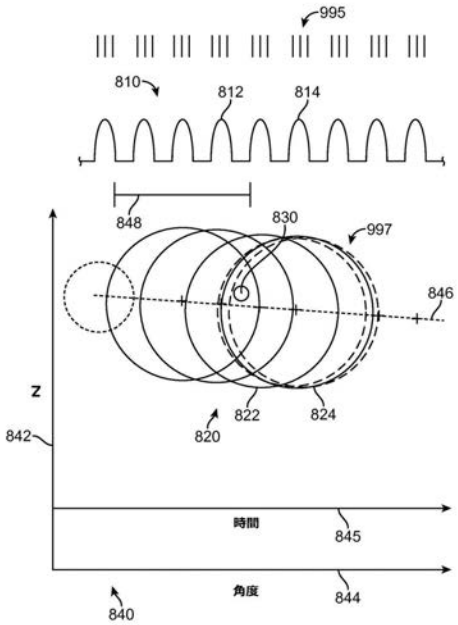


FIG. 71

【図７２】

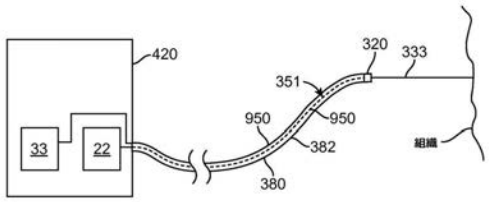


FIG. 72

【図７３】

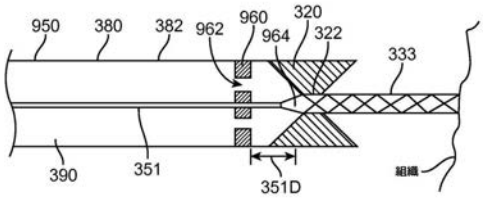


FIG. 73

【図７６】

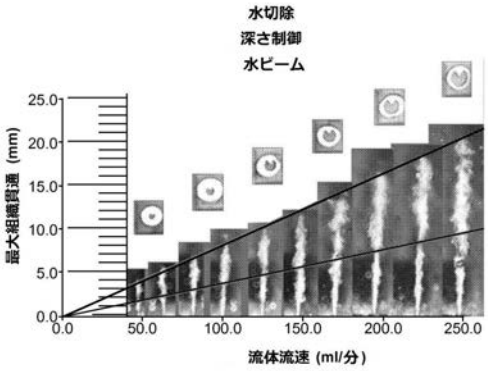


FIG. 76

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2014/054412

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC(8) - A61B 17/3203 (2015.01)
CPC - A61B 17/32032 (2015.01)
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC(8) - A61B 17/32, 17/3203, 17/3205, 18/00, 18/14, 18/18 (2015.01)
CPC - A61B 17/32, 17/320016, 17/3203, 2017/32032, 2017/32035, 17/32037 (2015.01) (keyword delimited)

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
USPC -606/2, 13, 14, 20, 41

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
PatBase, Google Patents, Google Scholar, Google.
Search terms used: tissue, ablation, resection, pressurized, fluid, liquid, jet, cloud, plume, cavitation bubbles

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2011/0184391 A1 (ALJURI et al) 28 July 2011 (28.07.2011) entire document	1-13, 49
A	US 2009/0227998 A1 (ALJURI et al) 10 September 2009 (10 September 2009) entire document	1-13, 49
A	US 2010/0145254 A1 (SHADDUCK et al) 10 June 2010 (10.06.2010) entire document	1-13, 49
A	US 2006/0149193 A1 (HALL) 06 July 2006 (06.07.2006) entire document	1-13, 49
A, P	WO 2013/130895 A1 (AQUABEAM LLC) 06 September 2013 (06.09.2013) entire document	1-13, 49

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐

* Special categories of cited documents:
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed
"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
03 February 2014	10 MAR 2015
Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US, Commissioner for Patents P.O. Box 1450, Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. 571-273-3201	Authorized officer: Blaine R. Copenheaver PCT Helpdesk: 571-272-4300 PCT OSP: 571-272-7774

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (July 2009)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2014/054412

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:
See extra sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:
1-13, 49

Remark on Protest

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2014/054412

Continuation of Box III

This application contains the following inventions or groups of inventions which are not so linked as to form a single general inventive concept under PCT Rule 13.1. In order for all inventions to be examined, the appropriate additional examination fees need to be paid.

Group I, claims 1-13, 49 (in part) are drawn to generating a plurality of shedding clouds
Group II, claims 14-35, 49 (in part) are drawn to an apparatus to treat tissue of a patient, comprising: a stiff sheath having a proximal end and a distal end; and a probe.
Group III, claims 36-38, 49 (in part) are drawn to a method comprising advancing a RF electrode.
Group IV, claims 39-49 (in part) are drawn to a tube comprising an optical fiber.

The inventions listed in Groups I-IV do not relate to a single general inventive concept under PCT Rule 13.1, because under PCT Rule 13.2 they lack the same or corresponding special technical features for the following reasons:

The special technical feature of Group I, directing a fluid stream toward the tissue to generate a plurality of shedding clouds is not present in Groups II-IV; the special technical features of Group II, a stiff sheath having a proximal end and a distal end; and a probe comprising a source of ablative energy, at least one opening distal to the source of ablative energy, the probe sized to fit within the sheath such that the at least one opening and the source of ablative energy can be advanced beyond the distal end of the sheath, wherein an aspiration channel extends proximally from the at least one opening to coupled a source of suction to remove fluid from a surgical through the at least one opening are not present in Groups I, III, IV; the special technical features of Group III, a handle, a carrier coupled to the handle, the carrier comprising a nozzle to release a fluid stream; and an RF electrode coupled to the carrier and the handle; and a carriage coupled to the RF electrode and the carrier such that the RF electrode and the carrier move together longitudinally when the carriage moves in relation to the handle are not present in Groups I, II and IV; the special technical feature of Group IV, an optical fiber to delivery light energy is not present in Groups I-III.

Groups I-III share the technical feature of delivering ablative energy. However, this shared technical feature does not represent a contribution over the prior art. Specifically, US 2011/0184391 A1 to Aljuri et al disclose delivering ablative energy (para. 0136 regarding electromagnetic energy 332 at the source can be reduced while maintaining cauterization and/or ablation effectiveness).

Groups I and IV share the technical feature of a nozzle for fluid delivery. However, this shared technical feature does not represent a contribution over the prior art. Specifically US 2011/0184391 A1 to Aljuri disclose a nozzle for fluid delivery (para. 0060 regarding plurality of nozzles 118 are mounted on the shaft 112 at a location spaced proximally from the distal end 116 by distance in the range from 1 cm to 5 cm. The nozzles, which are typically ceramic cores capable of generating a plasma or ports capable of directing a radially outward stream of electrically conductive fluid).

Since none of the special technical features of the Groups I-IV inventions are found in more than one of the inventions, unity is lacking.

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JP,KE,KG,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US

(74)代理人 230113332
弁護士 山本 健策
(72)発明者 アルジュリ, ニコライ
アメリカ合衆国 カリフォルニア ９４０１０, ヒルズバラ, サウスダウン ロード １２１２
(72)発明者 マントリ, スラグ
アメリカ合衆国 カリフォルニア ９４０８９, サニーベール, レイティ テラス ５８７
(72)発明者 バエズ, ルイス
アメリカ合衆国 カリフォルニア ９４３９３, マウンテン ビュー, キトー ドライブ ２０９
(72)発明者 スルジャン, ジョージ
アメリカ合衆国 カリフォルニア ９４０６５, レッドウッド シティ, ヘイスティングス ショア レーン ２８０４
(72)発明者 サスネット, マイケル ダブリュー.
アメリカ合衆国 カリフォルニア ９４０２４, ロス アルトス, アニタ アベニュー ３７５
(72)発明者 フット, ジョナサン
アメリカ合衆国 カリフォルニア ９４１１０, サンフランシスコ, フロリダ ストリート ７５５, ナンバー６

Ｆターム(参考) 4C160 FF10 FF19 MM53

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2016530026A5	公开(公告)日	2017-10-12
申请号	JP2016540442	申请日	2014-09-05
[标]申请(专利权)人(译)	普罗赛普特生物机器人公司		
申请(专利权)人(译)	Puroseputo生物工程和机器人公司		
[标]发明人	アルジュリニコライ マントリスラグ バエズルイス スルジャンジョージ サスネットマイケルダブリュー フットジョナサン		
发明人	アルジュリ, ニコライ マントリ, スラグ バエズ, ルイス スルジャン, ジョージ サスネット, マイケル ダブリュー. フット, ジョナサン		
IPC分类号	A61B17/3203		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/12 A61B17/3203 A61B18/148 A61B18/1482 A61B18/1485 A61B18/24 A61B90/36 A61B2017/00274 A61B2018/00166 A61B2018/00517 A61B2018/00547 A61B2018/00589 A61B2018/00636 A61B2018/00916 A61B2018/00982 A61B2018/00994 A61B2018/1405 A61B2018/141 A61B2034/254 A61B2218/001 A61B18/12 A61B34/10 A61B2017/3486 A61B2018/00285 A61B2018/00577 A61B2018/1472 A61B2018/2272 A61B2018/2288 A61B2090/378 A61B2217/005 A61B2217/007 A61B2218/002 A61B2218/007		
FI分类号	A61B17/3203		
F-TERM分类号	4C160/FF10 4C160/FF19 4C160/MM53		
代理人(译)	夏木森下 饭田TakashiSatoshi 石川大介 山本健作		
优先权	61/972730 2014-03-31 US 62/019305 2014-06-30 US 61/874849 2013-09-06 US		
其他公开文献	JP6461971B2 JP2016530026A		

摘要(译)

将流体流导向组织以产生多个分散的云。可以扫描该流体流动，使得多个飞溅的云（云）到达不同的重叠位置。多个分散云中的每一个可以移除组织的一部分。在许多实施例中，用于消融组织的装置包括加压流体源和连接到加压流体源的喷嘴，使得流体流动发出流体流，从而产生多个飞溅的云设置有门。