

(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.

A61B 17/3203 (2006.01)

F I

A61B 17/3203

テーマコード(参考)

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 W02015/035249  
 (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 バイオリボティクス コーポ  
 レーション  
 アメリカ合衆国 カリフォルニア 940  
 65, レッドウッド シティ, アイラ  
 ンド ドライブ 900, 스위트 1  
 01  
 (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。

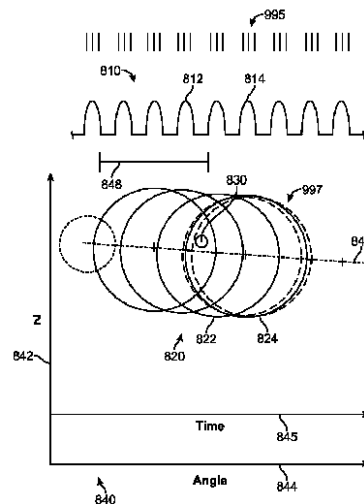


FIG. 71

## 【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。

10

## 【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。

20

## 【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。

30

## 【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。

40

## 【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 1 kHz ~ 約 10 kHz 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、

50

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、吸引チャンネルが、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。

10

【請求項16】

ポンプと、前記吸引チャン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、前記チャン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。

20

【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し、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。

30

【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。

40

【請求項24】

トラス(T R U S)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

50

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 2 4 に記載の装置。

【請求項 2 6】

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 2 5 に記載の装置。

【請求項 2 7】

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 2 5 に記載の装置。

10

【請求項 2 8】

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 1 4 に記載の装置。

【請求項 2 9】

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、ジェットの流れ、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 1 4 に記載の装置。

20

【請求項 3 0】

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 1 4 に記載の装置。

【請求項 3 1】

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 1 4 に記載の装置。

30

【請求項 3 2】

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、吸引チャンネルをさらに備え、前記ジェットは、前記吸引チャン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 1 4 に記載の装置。

【請求項 3 3】

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 1 4 に記載の装置。

40

【請求項 3 4】

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 のチャンネルと、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 のチャンネルとを備え、前記第 1 のチャンネルは、前記第 1 のチャンネルの周囲で前記第 2 のチャン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 1 4 に記載の装置。

50

## 【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、  
キャリア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、キャリアと、  
を備える、装置。

10

## 【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。

20

## 【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。

30

## 【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 200  $\mu\text{m}$  ~ 約 2 mm 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ディングを含み、前記整列オリフィスの円筒形チャン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。

40

## 【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のサイズにされる、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

50

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、複数のチャン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、前記複数のチャンネルの1つ以上のチャンネルの遠位端まで前記管を前進させるために、前記複数のチャンネルの1つ以上のチャン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、前記複数のチャンネルの1つ以上のチャン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「TISSUE 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

10

20

30

40

50

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療時間、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、回復および治療は、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

10

20

30

40

50

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、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が役立つであろう。超音波撮像が役立つが、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。

10

【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】

20

【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。

30

【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。

40

【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ブ

50

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

10

20

30

40

50

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、例証的实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。 10

【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。 20

【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。 30

【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。 40

【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 50

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カリヤの急速交換を示す。

【図14D2】図14D2は、図14D1におけるようなカリヤ管を挿入するための連鎖部の近位端とのカリヤ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カリヤを示す。

【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カリヤを示す。

【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カリヤ管およびカリヤを示す。

【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を示す。

【図17C】図17Bおよび17Cは、実施形態による、マーカ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。

10

20

30

40

50

【図 2 1 E】図 2 1 C - 2 1 F 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 2 1 F】図 2 1 C - 2 1 F 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 2 1 G】図 2 1 G は、標的組織の横断像、および図 2 1 C - 2 1 F の軸方向画像の平面を示す。

【図 2 1 H】図 2 1 H は、図 2 1 A - 2 1 F の複数の画像に基づく 3 次元処置計画を示す。

【図 2 1 I】図 2 1 I 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 2 1 J】図 2 1 J 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 2 1 K】図 2 1 K 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 2 2 A】図 2 2 A および 2 2 B 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 2 2 B】図 2 2 A および 2 2 B 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 2 2 C】図 2 2 C 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ンネルの中に配置された内視鏡を示す。

【図 2 3】図 2 3 A および 2 3 B 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 2 4】図 2 4 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 2 5】図 2 5 A - 2 5 C は、実施形態による、ジェット偏向を示す。

【図 2 6】図 2 6 A - 2 6 C は、実施形態による、ジェットマスキングを示す。

【図 2 7 A】図 2 7 A および 2 7 B は、実施形態による、ジェット角度の変動を示す。

【図 2 7 B】図 2 7 A および 2 7 B は、実施形態による、ジェット角度の変動を示す。

【図 2 8】図 2 8 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 2 9】図 2 9 は、実施形態による、細切除去術を示す。

【図 3 0】図 3 0 - 3 1 B は、実施形態による、単一管設計を示す。

【図 3 1】図 3 0 - 3 1 B は、実施形態による、単一管設計を示す。

【図 3 2】図 3 2 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 3 3】図 3 3 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 3 4】図 3 4 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 3 5】図 3 5 は、実施形態による、使い捨て可能なバルーンを示す。

【図 3 6】図 3 6 は、実施形態による、組織切除および深さ制御を示す。

【図 3 7】図 3 7 は、図 3 6 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 3 8】図 3 8 は、実施形態による、組織切除深さ制御を示す。

【図 3 9】図 3 9 は、実施形態による、図 3 6 および 3 7 に示されるものとは異なる圧力での、図 3 8 に示されるような生理食塩水中の同伴領域「炎域 ( f l a m e )」の光学的画像を示す。

【図 4 0】図 4 0 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 4 1】図 4 1 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 4 2】図 4 2 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 4 3】図 4 3 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

10

20

30

40

50

断するように構成されるジェットの高周波数スペクトルを示す。

【図 4 4】図 4 4 は、実施形態による、高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 4 3 におけるようなジェットの高周波数スペクトルを示す。

【図 4 5】図 4 5 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 4 6】図 4 6 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 4 7】図 4 7 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 4 8 A】図 4 8 A 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 4 8 B】図 4 8 B 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 4 8 A におけるようなユーザインターフェースを示す。

【図 4 9】図 4 9 および 5 0 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 5 0】図 4 9 および 5 0 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 5 1】図 5 1 A 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 5 1 B は、ドッキング構造に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 5 2】図 5 2 A および 5 2 B 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 5 3】図 5 3 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ンネルを用いた、プローブへのベンチュリ吸引を示す。

【図 5 4】図 5 4 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 5 5】図 5 5 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 5 6】図 5 6 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 5 7】図 5 7 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 5 8】図 5 8 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 5 9】図 5 9 A、5 9 B、および 6 0 は、実施形態による、プローブのノズル角度を示す。

【図 6 0】図 5 9 A、5 9 B、および 6 0 は、実施形態による、プローブのノズル角度を示す。

【図 6 1】図 6 1、6 2、および 6 3 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 6 2】図 6 1、6 2、および 6 3 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。

10

20

30

40

50

【図 6 3】図 6 1、6 2、および 6 3 は、それぞれ、実施形態による、処置ジェットのプロット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 6 4】図 6 4 および 6 5 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 6 5】図 6 4 および 6 5 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 6 6】図 6 6 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。

10

【図 6 7】図 6 7 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 6 8】図 6 8 は、図 6 6 および 6 7 におけるような処置プローブのハンドピースを示す。

【図 6 9】図 6 9 は、実施形態による、ヒトの眼に見える切除炎域を示す。

【図 7 0】図 7 0 は、図 6 9 におけるような切除炎域の高速画像を示す。

【図 7 1】図 7 1 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 7 2】図 7 2 は、実施形態による、患者を処置するカテーテル 9 5 0 を示す。

20

【図 7 3】図 7 3 は、実施形態による、図 7 2 におけるようなカテーテルの遠位端を示す。

【図 7 4】図 7 4 は、実施形態による、市販の内視鏡の作業チャンネルの中に配置されたカテーテルを示す。

【図 7 5】図 7 5 は、実施形態による、図 7 4 におけるような内視鏡の中に配置された図 7 2 および 7 3 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 7 6】図 7 6 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 7 7】図 7 7 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。

30

【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、例証的实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。

40

【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

50

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。

10

【0035】

本明細書で使用されるように、Aquablation<sup>TM</sup>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。

20

【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。

30

【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反応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。

40

【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】

50

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】

水ジェットの変位が電動式であり、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な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

10

20

30

40

50

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

10

【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。

20

【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】

30

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、膨張係留バルーン24が、シャフトの遠位端14に、またはそ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CO<sub>2</sub>または他のガス)源32のための接続を含み得る。例示的实施形態では、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。

40

【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

50

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 2 A - 2 D 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 2 A に示されている。係留バルーン 24 が膀胱頸部 BN (図 2 B) 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 2 C 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、0 mm ~ 5 mm、好ましくは、1 mm ~ 3 mm 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 2 D 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 2 D 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。

10

20

#### 【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、1 cm ~ 5 cm 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。

30

40

#### 【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 が

50

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。

10

【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。

20

【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、精囊等を含む、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。

30

【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オンの除去等を含む、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、精囊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。

40

【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

50

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。

10

【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  $P_{crit}$  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。

20

【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、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  $p_0$  は、組織1が0より大きい切除速度を受けると、組織1の臨界圧より大きい（ $p_0 > p_{crit1}$ ）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と、組織2の臨界圧未満の圧力  $p_0$ （ $p_0 < p_{crit2}$ ）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。

30

【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1~30,000 psiの範囲内の圧力、より好ましくは、約50~1,500 psiの範囲内の圧力、最も好ましくは、約100~1,000 psiの範囲内の圧力まで加圧される。

40

【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

50

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、より強靱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80 psiであり、血管組織については約500 psi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 <sub>crit</sub> (psi)
腺	80
脈管	500

10

【0073】

例えば、実験は、約500 psi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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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（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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

際に、切除領域 R A 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 R A 内のエネルギーの集中は、尿道壁 U W 等の強靱な組織を切除または貫通するとき特に有利である。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 3 2 0 の開口の背後、または流体送達要素 3 2 0 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。

#### 【 0 0 8 4 】

別の実施形態では、流体流れは、図 1 0 a で見られるように、発散する流体流れ 3 3 4 として構成される。発散する流体流れ 3 3 4 は、流体が流体送達要素 3 2 0 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 3 3 4 の切除の速度は、流体を発する流体送達要素 3 2 0 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 1 0 a に示されるように、 $z^{\wedge}$  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、 $z^{\wedge}$  における切除の速度より高い。

10

#### 【 0 0 8 5 】

発散する流体流れ 3 3 4 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 ~ 9 0 度、より好ましくは約 2 ~ 4 5 度、より好ましくは約 4 ~ 2 0 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。

20

#### 【 0 0 8 6 】

加えて、発散する流体流れ 3 3 4 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 3 3 4 は、流体流れの供給源（例えば、流体送達要素 3 2 0）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。

#### 【 0 0 8 7 】

一実施形態では、発散する流体流れ 3 3 4 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 3 3 4 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 3 3 4 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。

30

#### 【 0 0 8 8 】

図 1 0 c 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 3 1 0 は、尿道 U 内に配置される。細長い要素 3 1 0 内のキャリア管（図示せず）上に配置される流体送達要素 3 2 0 は、発散する流体流れ 3 3 4 を発するように構成される。発散する流体流れ 3 3 4 は、切除領域 R A 内の尿道壁 U W 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 3 3 4 によって覆われる切除領域 R A は、流体流れが流体送達要素 3 2 0 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。

40

#### 【 0 0 8 9 】

発散する流体流れ 3 3 4 の特性は、切除幅が流体送達要素 3 2 0 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 3 2 0 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。

#### 【 0 0 9 0 】

50

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。

10

#### 【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。

20

#### 【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、開口部を通過し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過して（または遮蔽要素の周囲の他の経路を通過して）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。

30

#### 【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。

40

#### 【0095】

50

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、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。

10

【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。

20

【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。

30

【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さずか、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。

40

【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 /

50

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。

10

【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。

20

【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、内部チャンネルが円筒形状に延在する、円形断面を有する内部チャンネルを備えてもよい。内部チャンネルは、流体流れ331の軸に対応する軸に沿って延在する。

30

【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ンネルを備える。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のチャン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、CO<sub>2</sub>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

40

50

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つ。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、患者の組織を通じ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

10

20

30

40

50

、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一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、または組み合わせで、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、組み合わせで連結することができる。

10

20

#### 【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に係止するように、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。

30

#### 【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、一つ以上のプロセッサ、一つ以上のフィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)、および一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一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。

40

#### 【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の遠位端に係留する。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

50

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。

10

#### 【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ตอบสนอง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ตอบสนอง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、またはレーザー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。

20

30

#### 【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ン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、内視鏡を作業チャン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

40

50

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。

10

#### 【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<sup>TM</sup>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、作業チャンネル内または作業チャン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。作業チャンネルは、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。作業チャンネルは、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ンネル内で使用されてもよい。

20

#### 【0123】

多くの実施形態では、作業チャンネルは、作業チャン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<sup>TM</sup>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、作業チャンネル内の内視鏡キャリア、および作業チャン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。

30

#### 【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ンネルを提供することができる。チャンネル467、例えば、管状チャンネルは、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。チャンネル469をシース458とともに画定することができる。チャンネル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、主要作業チャンネル465に連結することができる。主要作業チャンネル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ン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、作業チャンネル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ン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。

40

50

## 【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、大口径作業チャンネル469を通し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、ルーア付属品から、小径管、例えば、チャンネル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、チャンネル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。

10

20

## 【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ンネルを備える。細長い要素310は、作業チャンネルを備え、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。

30

## 【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。

40

## 【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

50

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。

10

#### 【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。

20

#### 【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。

30

#### 【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 の作業チャン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。

40

#### 【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ン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、

50

キャリア 380 が、例えば、共有チャンネルに進入する、同一のチャン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。

10

【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、作業チャンネルを洗浄し、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、作業チャン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、作業チャン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ンネル内に嵌合するように、および作業チャン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、または組み合わせ、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ンネル内に嵌合するようなサイズにすることができ。

20

【0146】

多くの実施形態では、自己洗浄は、作業チャン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。

30

【0147】

流体ジェットは、作業チャンネルを洗浄し、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、作業チャン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。

40

【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、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、

50

C O 2 モニタタブ 5 0 4 と、システム構成タブ 5 0 6 とを備える。ユーザインターフェース 5 0 0 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 5 0 7 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 5 0 3 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 5 0 1 が提供される。ユーザインターフェース 5 0 0 は、前立腺等の器官の画像 5 1 0 を備える。示される画像 5 1 0 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 5 1 0 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 5 1 0 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 5 1 0 はまた、長手軸に沿って示される。長手軸に沿った画像 5 1 0 の矢状面像は、アンカ 2 4、および尿道等の管腔を示す。画像 5 1 0 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 5 1 0 は、ディスプレイ 4 2 5 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。

10

#### 【 0 1 4 9 】

処置プロフィール 5 2 0 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 5 2 0 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 5 2 0 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 5 2 2 を備える。処置プロフィール 5 2 0 は、処置の軸の周囲で円周方向に延在する、外側構成要素 5 2 4 を備える。処置プロフィール 5 2 0 は、膀胱およびアンカに近接する第 1 の端部 5 2 6 から、尿道に向かう第 2 の端部 5 2 8 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 5 3 0 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 5 3 0 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 5 3 2 が、処置プロフィールの中心軸から処置プロフィール 5 3 4 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 5 3 2 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 5 3 4 まで延在する。矢状面ビューで見ることができるよう、処置参照位置 5 3 6 は、バルーン 2 4 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 5 3 6 は、処置プロフィールが処置プローブの軸 4 5 1 と整列させられて示されている、処置プロフィール 2 0 の端部 5 2 6 と整列させられて示されている。

20

30

#### 【 0 1 5 0 】

ユーザインターフェース 5 0 0 は、複数の入力を備える。複数の入力、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。

#### 【 0 1 5 1 】

複数の角度入力パラメータ 5 5 0 は、例えば、入力 5 5 2 と、入力 5 5 4 とを備えてもよい。角度配向は、軸 5 3 0 とマーカー 5 3 4 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 5 5 2 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 5 3 0 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 5 5 2 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 5 5 4 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、3 6 0 ° 未満、例えば、2 4 0 ° 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 1 2 0 ° 掃引し、前部後部処置軸から反対方向に 1 2 0 ° 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、3 6 0 度未満に限定される。

40

#### 【 0 1 5 2 】

流れの角度位置は、度単位の角度位置の出力 5 5 6 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 5 3 0 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。

50

## 【 0 1 5 3 】

軸 4 5 1 および軸 5 3 0 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 5 6 0 を使用することができる。入力 5 6 2 は、拡張可能アンカ 2 4 に関連して処置プロフィールの場所を決定する。入力 5 6 4 は、軸 4 5 1 および軸 5 3 0 に沿って処置の長さを決定する。入力 5 6 4 は、第 1 の端部 5 2 4 から第 2 の端部 5 2 8 まで延在する処置の長手方向距離を備えてもよい。入力 5 7 0 は、軸 5 3 0 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 5 7 0 は、軸 5 3 0 から半径方向外向きに処置プロフィール 5 2 4 の外側境界までの半径方向距離である。半径は、例えば、10 mm 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。

10

## 【 0 1 5 4 】

選択モード入力 5 0 8 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。

## 【 0 1 5 5 】

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 5 8 0 は、秒単位で残っている時間を示す。出力 5 8 2 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 5 8 4 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 5 7 0 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 5 7 0 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 5 0 1 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、CO<sub>2</sub>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 5 8 6 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、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。

20

30

## 【 0 1 5 6 】

図 1 7 B および 1 7 C 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 5 5 7 が、切除プロフィール 5 2 0 に関連して軸方向画像上に示される。長手方向マーカー 5 5 9 が、切除プロフィール 5 2 0 に関連して矢状面画像上に示される。半径方向マーカー 5 5 7 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 1 7 B では第 1 の角度、図 1 7 C 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 5 5 9 は、半径方向マーカー 5 5 7 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。

40

## 【 0 1 5 7 】

図 1 7 D は、ユーザ定義切断プロフィール 5 2 0 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。

## 【 0 1 5 8 】

図 1 7 E および 1 7 F 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 5 5 1 は、ディスプレイ上に沿って移動し、

50

プロフィール 5 2 0 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 5 5 3 は、ディスプレイ上に沿って移動し、プロフィール 5 2 0 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 5 2 9 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 5 2 6 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 5 2 8 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 5 2 6 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 5 5 1 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 5 5 1 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 5 2 6 での角度および可動入力 5 5 1 で制約される、第 1 の入力から端部 5 2 6 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 5 5 3 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。

10

20

30

40

50

#### 【 0 1 5 9 】

図 1 8 は、切断モード入力 5 0 8 のためのシステム構成モード 5 0 6 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 4 5 0 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 5 9 0 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 5 9 0 は、処置をゼロに設定する入力 5 9 1 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 5 9 1 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、または組み合わせで、入力 5 9 1 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 5 9 0 は、軸方向に処置をゼロに設定する入力 5 9 2 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 5 9 2 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 4 5 0 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 5 9 2 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。

#### 【 0 1 6 0 】

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 5 9 8 は、第 1 の角度センサ、例えば、処置プローブ 4 5 0 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 5 9 9 を使用することができる。

#### 【 0 1 6 1 】

入力 5 9 5 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 4 5 0 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。

#### 【 0 1 6 2 】

例として、図 1 7 A および 1 8 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 4 5 0 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の部分の切断を行うよう、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。

10

#### 【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。

20

30

#### 【0165】

入力処置プロフィールは、多くの方法のうちの一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。

40

#### 【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一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

50

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ることができる。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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

ステップ 6 2 2 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 6 2 5 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 6 2 7 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 6 3 0 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。

10

【0182】

ステップ 6 3 2 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 6 3 3 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 6 3 5 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】

20

ステップ 6 3 7 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 6 4 0 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 6 4 2 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 6 4 5 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。

30

【0189】

ステップ 6 5 0 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 6 5 7 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 6 6 0 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】

40

ステップ 6 6 2 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 6 6 5 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 6 6 7 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 6 6 8 では、本明細書で説明されるように、患者が処置される。

50

## 【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

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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を備えてもよく、複数の点は、例えば、マーカを接続するよう、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。

30

【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。

40

【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。

50

## 【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し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

10

## 【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一つ以上で複数の点521を調整することができる。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。

20

30

## 【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。

40

## 【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

50

、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。

10

【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一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ン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ンネルを通して、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。

20

【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、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。

30

【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。少なくとも一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。

40

50

## 【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、5 mm）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。

10

## 【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の作業チャン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。

20

## 【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。

30

## 【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ンネルを画定する、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ンネルを画定する中実の逆円錐区分を備え、円錐チャンネルは、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、円筒形チャンネルまで延在する。多くの実施形態では、整列オリフィスを含む円錐チャンネルは、光ファイバを損傷することなく、円筒形チャンネルに沿って、そして円筒形チャン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ン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ン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。

40

## 【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】

50

多くの実施形態では、整列オリフィスの円筒形チャンネル部分は、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ンネル部分は、ファイバおよび円筒形チャン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ン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 $3.5 \pm 1D$ は、整列オリフィスの円筒形チャン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ンネルの下端との間に延在する。距離 $3.5 \pm 1D$ 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 $3.5 \pm 1D$ は、例えば、約 $200 \mu\text{m}$ ~約 $2.5 \text{ mm}$ の範囲内、例えば、約 $0.5 \text{ mm}$ ~約 $2 \text{ mm}$ の範囲内である。

10

#### 【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ン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、 $5 \text{ mm}$ 未満、例えば、わずか $2 \text{ mm}$ 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。

20

#### 【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ンネル部分も備える。

#### 【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る、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。

30

#### 【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、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る。液体は、 $2 \sim 100 \text{ psi}$ の範囲内、例えば、 $5 \sim 25 \text{ psi}$ 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一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。

40

#### 【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

50

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 ~ 10 mm の範囲内、例えば、約 2 ~ 5 mm 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ン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ピ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ピ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、キャピ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、または組み合わせで、例えば、作業チャン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

10

20

30

40

50

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る。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パ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。

10

【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一つ以上は、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、パ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一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る。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る。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一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る。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。

20

【0249】

多くの実施形態では、一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。

30

【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トを利用することができる。

40

【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る。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。

50

## 【 0 2 5 4 】

図 2 9 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лайн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。

## 【 0 2 5 5 】

キャリア 3 8 2 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、作業チャンネル内に含有されてもよい。

10

## 【 0 2 5 6 】

図 3 0 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 7 6 2 等の流体送達要素を備えてもよい。可変屈曲 7 6 0 は、例えば、キャリア 3 8 2 が作業チャン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 3 8 2 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 3 1 A および 3 1 B 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 3 5 1 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 7 6 0 を遠位端上のオリフィス受け石 7 6 2 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 3 1 B 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。

20

## 【 0 2 5 7 】

図 3 0、3 1 A、および 3 1 B 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。

30

## 【 0 2 5 8 】

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。

40

## 【 0 2 5 9 】

図 3 2 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 7 7 0 は、第 1 の拡張可能アンカ 7 7 2 と、第 2 の拡張可能アンカ 7 7 4 とを備える。第 1 の拡張可能アンカ 7 7 2 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 7 7 4 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

50

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。

10

【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。

20

【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単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。

30

【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る。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。

40

【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

50

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2700 psi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、前立腺の囊等の器官の囊を越えた、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5760 psi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。

10

20

30

40

50

## 【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。

10

## 【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。

20

## 【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、Aquablaition<sup>TM</sup>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できるように、Aquablaition<sup>TM</sup>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

30

## 【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(キャピテーション/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)

40

## 【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

50

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95 dBである。周波数帯域の強度増加は、約85 dBの約4~12.5 kHz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80 Hz帯域までの周波数は、30 dBを下回る。約100~250 Hzの周波数帯域は、50 dBを下回る。約315 Hzおよびそれを上回る周波数帯域は、少なくとも約50 dBである。音響強度ピークは、約2~5 kHzの周波数範囲内で、例えば、約2.5~4 kHzの範囲内で、約3.15 kHzに位置する。

【0285】

これらのデータは、約2~5 kHz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100 Hz近傍の低周波数の強度の減少、および例えば100 dB以上のピーク強度のうちの一つ以上を含む、実施形態による、組み込むために好適な動向を示す。

10

【0286】

測定された周波数は、例えば、約0~180 kHzの範囲内の一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200 kHzの周波数について、多くの周波数ピ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一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、2 kHz~約12.5 kHzの各周波数帯域は、ジェットが組織を切除するときに90 dB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ピ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、90 dB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95 dBであり、プローブが組織を除去するときに約108 dBである。

20

【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。

30

【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一つ以上を含む。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一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。

40

【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 (キャピテーション / 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】

50

## 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<sup>TM</sup>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ン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、チャン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ンネル内、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<sup>TM</sup>処置プローブ450と並行して、またはAquablation<sup>TM</sup>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

10

20

30

40

50

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ン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一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一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】

ジェットの色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、空間解像度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<sup>TM</sup>中の流速のうちの一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<sup>TM</sup>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】

10

20

30

40

50

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、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<sup>TM</sup>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、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、超音波プローブは、

10

20

30

40

50

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的位置に対応するように、リアルタイムでジェット的位置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。

10

【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一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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

10

#### 【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ンネルが提供される。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。カップリングチャンネルは、管等のシースの外側の外部チャンネルと、剛性シースの内壁で画定される内側チャンネル等のシース内の内部チャンネルとを備えてもよい。剛性シースの内壁は、例えば、カップリングチャン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、内側チャンネルは、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。カップリングチャンネルは、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。

20

30

#### 【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。

40

#### 【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。

50

## 【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、環状チャン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に係止する、コンピュータ制御型アームロック427を備えてもよい。

10

## 【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。

20

## 【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。チャンネル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一つ以上であり得、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内にチャンネル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。

30

## 【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、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まで延在するチャンネル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。

40

## 【0335】

50

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、洗浄チャンネルを提供することができる。多くの実施形態では、洗浄チャンネルは、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ンネル 846 を備える。チャンネル 846 は、望遠鏡チャン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を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、チャンネル 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つ以上のチャンネル 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。

10

#### 【0336】

洗浄を内視鏡チャン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ンネル 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。ベンチュリチャンネル 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、補助チャン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、補助チャンネル 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ンネル 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、ベンチュリチャンネル 810 を通して実質的な量の流体を吸引することができる。ベンチュリチャンネル 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。

20

30

#### 【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。

40

#### 【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】

50

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。

10

【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。

20

【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、内部吸引チャンネル835と、内部洗浄チャンネル831とを備えてもよい。内部洗浄チャンネル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。内部吸引チャンネル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ンネル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ンネル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。

30

【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ン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ン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。

40

【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】

50

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。

10

20

#### 【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

30

#### 【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。

40

#### 【0358】

50

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 まで延在するチャンネル 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、チャンネル 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ン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、チャンネル 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。

10

#### 【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。

20

#### 【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。

30

#### 【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。

40

#### 【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】

50

## 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、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。

10

### 【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。

20

### 【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回答して、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。

30

40

### 【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

50

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、または組み合わせで、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一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一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、少なくとも一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。

10

20

30

40

50

#### 【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で、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、または組み合わせで、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。

10

【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。

20

【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。

30

【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、絶縁軸受トラペラを備えてもよい。

40

【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】

50

出願人は、焼灼と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、キャピ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、複数のキャピテーション領域を備える。加圧水が水に注入されるとき、小さなキャピテーションが、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。小さなキャピテーションは、キャピテーション渦を含んでもよい。キャピテーション渦は、相互と合併し、高速画像内でキャピテーション雲として出現する、大きな離散キャピテーション構造を形成する。これらのキャピテーション雲は、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ピテーション雲は、組織を衝打するキャピテーションを画定する高速流体と組み合わせて、キャピ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、キャピ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。

10

20

30

40

50

## 【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、ポンプ周波数に比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。

10

## 【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一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。

20

## 【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、キャピ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。

30

## 【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一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。

40

## 【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

50

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。

10

#### 【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。

20

30

#### 【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 の作業チャンネル 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、視認チャンネル 974 を備えてもよい。内視鏡 970 は、例えば、付加的な作業チャンネル 972 を備えてもよい。

40

#### 【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、光学チャンネルが、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

50

ネルを備えてもよい。付加的なチャンネルを、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一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、内視鏡の内部チャン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、内視鏡の内部チャンネルに沿って屈曲するために十分な可撓性と、内部チャンネルに沿って前進するための十分な剛性を含む細長い可撓性部材を備える。代替として、または組み合わせで、一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、作業チャンネルを通して、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一つ以上を使用して、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。

10

【0407】

キャピテーション

【0408】

キャピテーションは、高圧水ジェットがノズルを通し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。キャピテーションは、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 ( $-C_p$ ) がキャピテーション数 ( $\sigma$ ) より大きいときに起こる。

20

【数1】

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

30

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

【0409】

式中、 $p_{\text{ref}}$  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、 $\rho$  は、流体密度であり、 $v_{\text{ref}}$  は、ノズルにおける水ジェットの出口速度であり、 $p_v$  は、蒸気圧である。液体が収縮領域を通して流れるとき、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、ノズルを通し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す得る。

40

【0410】

所定の流動力学について、それを上回るとキャピテーションが起こらず、それを下回ると増加したキャピテーションは、領域サイズとともにキャピテーションが存在し得るキャピテーション数  $\sigma$  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

50

成するように合体することができる。水ジェットのもーメントが、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。

10

#### 【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。

20

#### 【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。

30

#### 【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。

40

#### 【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押し進めるために、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

50

エットの両方が、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ピ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ピ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す、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。

10

【0418】

A q u a b l a t i o n

【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ピ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。

20

【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す。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、キャピ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す。A q u a b l a t i o n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、キャピ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。

30

【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ピテーション雲長さ、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A q u a b l a t i o n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。キャピ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、出血をもたらす。本明細書で説明されるようなA q u a b l a t i o n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。

40

【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、血液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。キャピテーションは、いか

50

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。

10

【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。

20

【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 2 A 】

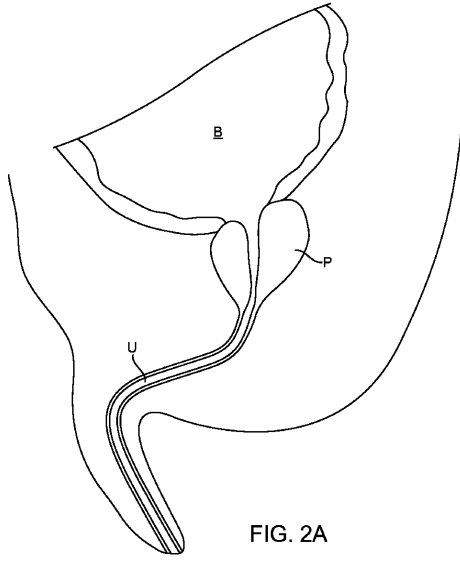


FIG. 2A

【 図 2 B 】

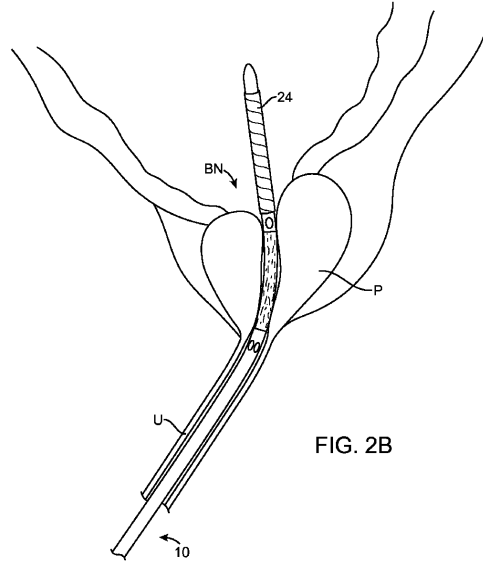


FIG. 2B

【 図 2 C 】

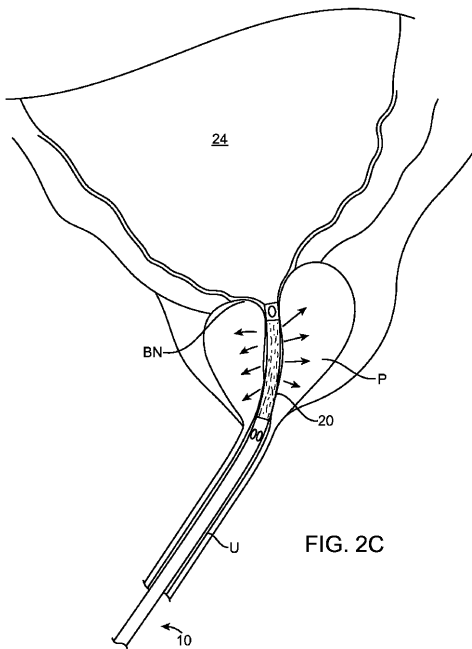


FIG. 2C

【 図 2 D 】

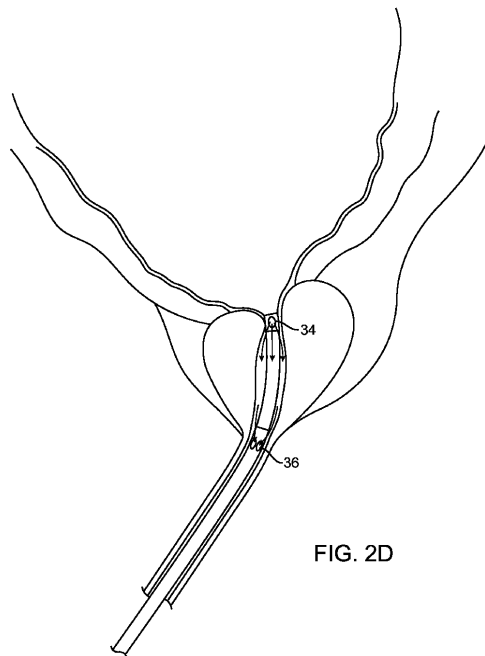


FIG. 2D

【 図 4 】

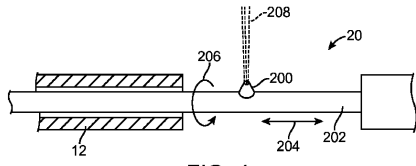


FIG. 4

【 図 5 】

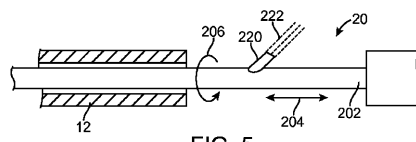


FIG. 5

【 図 6 】

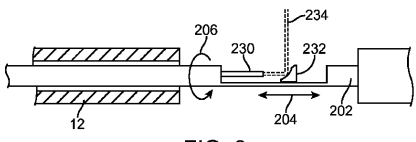


FIG. 6

【 図 7 】

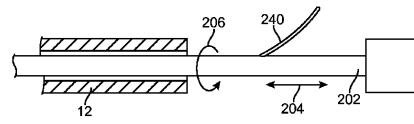


FIG. 7

【 図 10 b 】

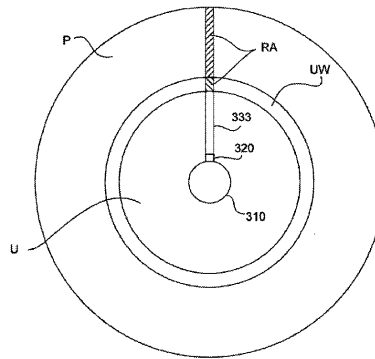


FIG. 10b

【 図 10 c 】

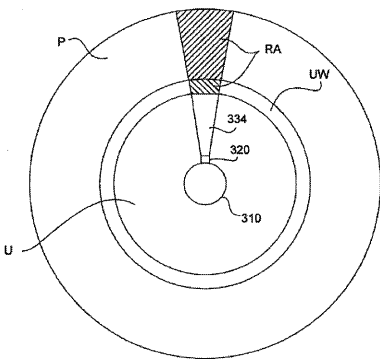


FIG. 10c

【 図 11 】

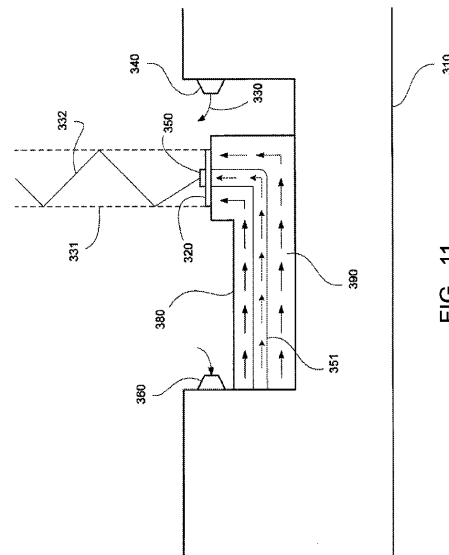


FIG. 11

【 図 1 3 B 】

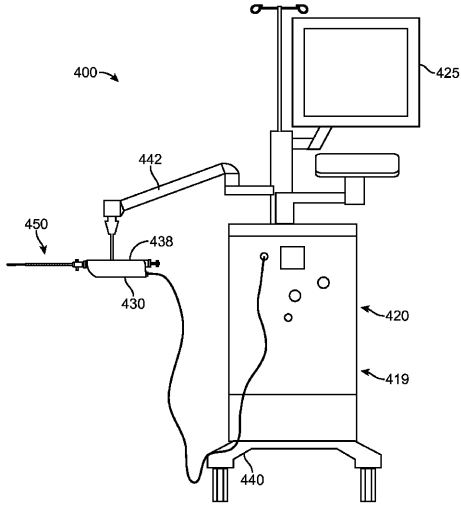


FIG. 13B

【 図 1 4 B 】

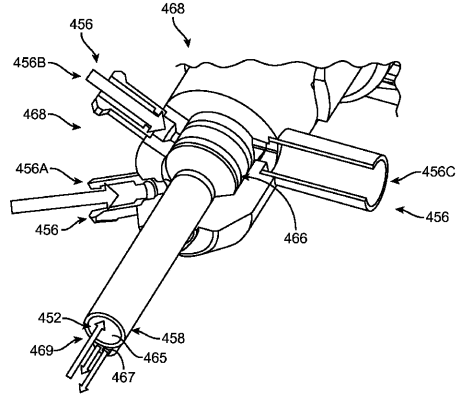


FIG. 14B

【 図 1 4 C 】

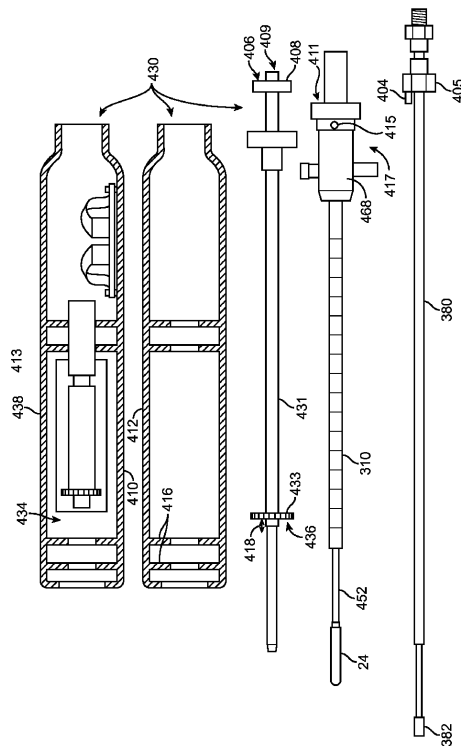


FIG. 14C

【 図 1 4 D 1 】

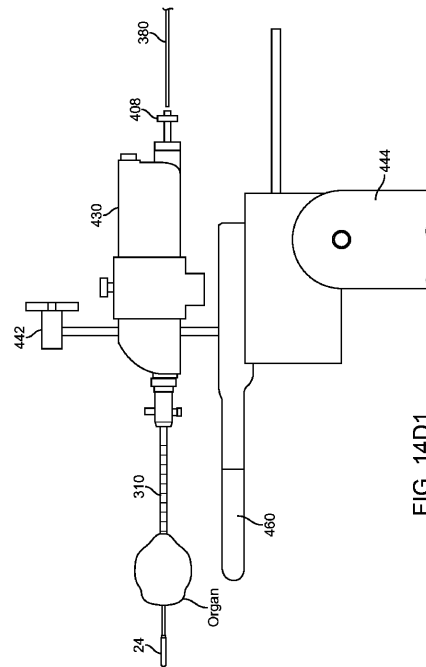


FIG. 14D1

【 図 1 4 D 2 】

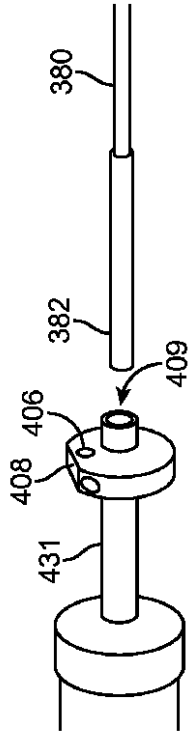


FIG. 14D2

【 図 1 4 D 3 】

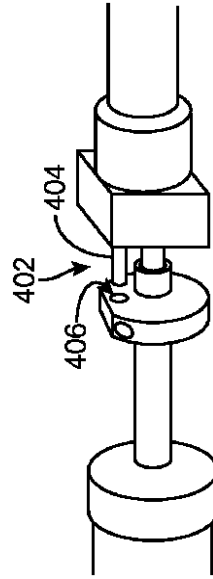


FIG. 14D3

【 図 1 4 D 4 】

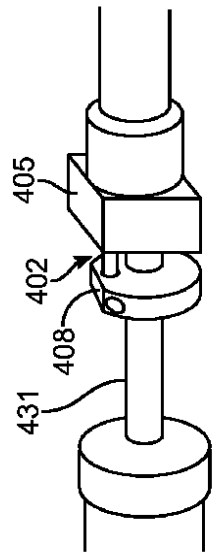


FIG. 14D4

【 図 1 4 F 】

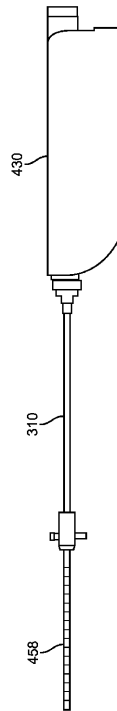


FIG. 14F

【 14 H 】

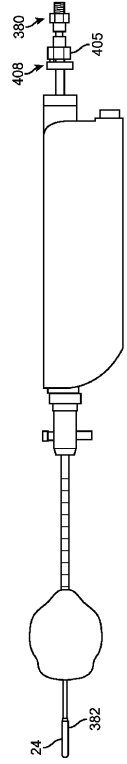


FIG. 14H

【 15 】

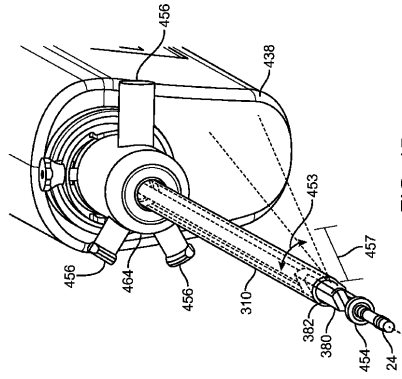


FIG. 15

【 16 】

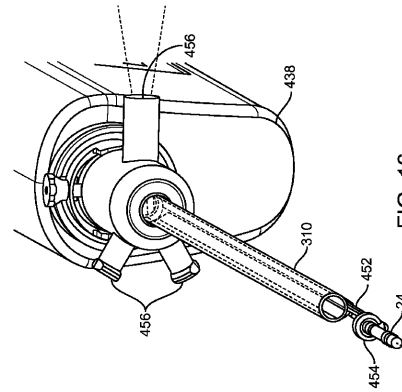


FIG. 16

【 17 A 】

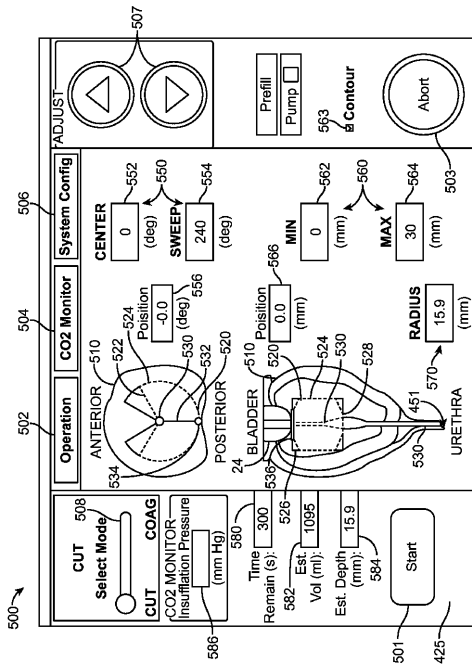


FIG. 17A

【 17 B 】

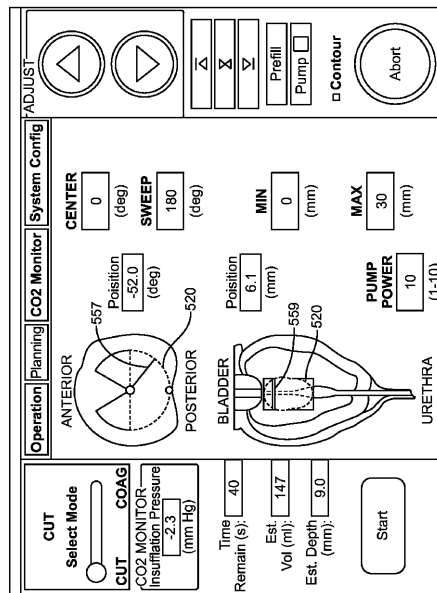


FIG. 17B

【 17 C 】

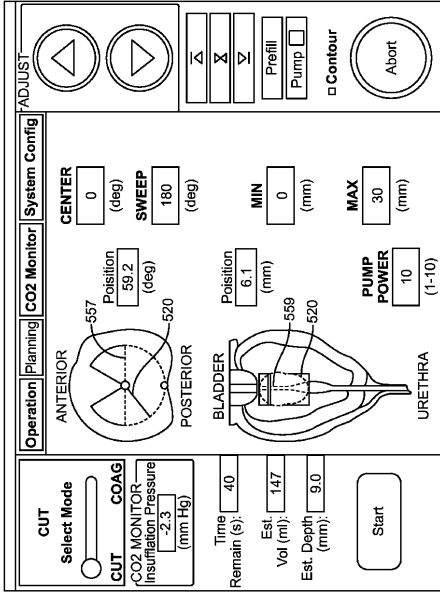


FIG. 17C

【 17 D 】

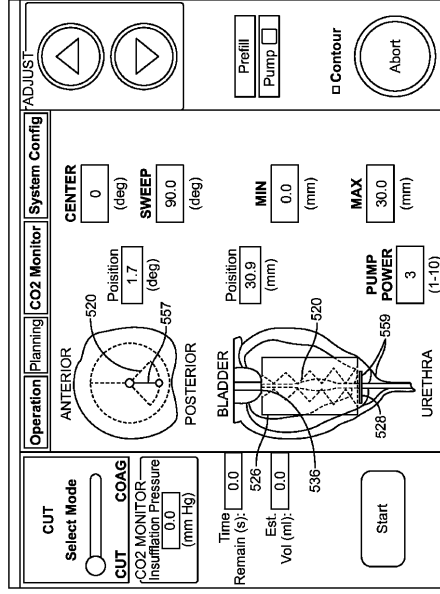


FIG. 17D

【 17 E 】

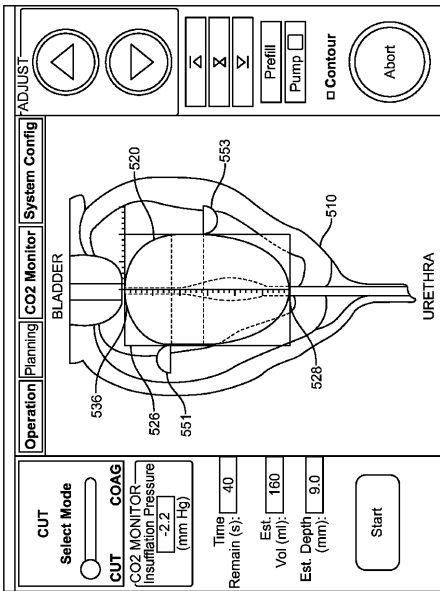


FIG. 17E

【 17 F 】

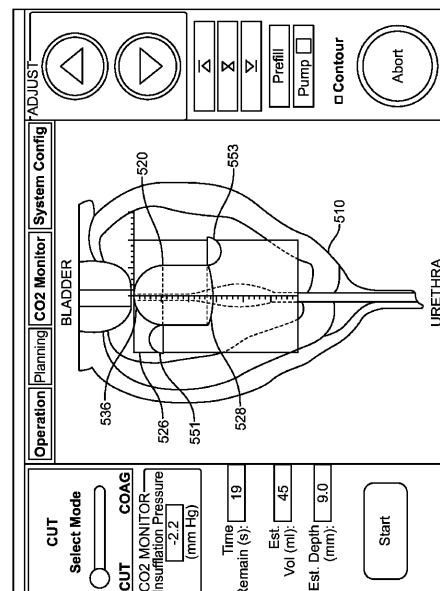


FIG. 17F

【 18 】

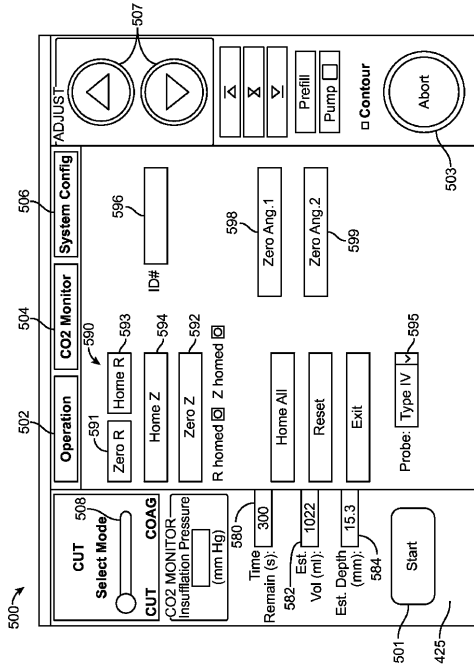


FIG. 18

【 19 】

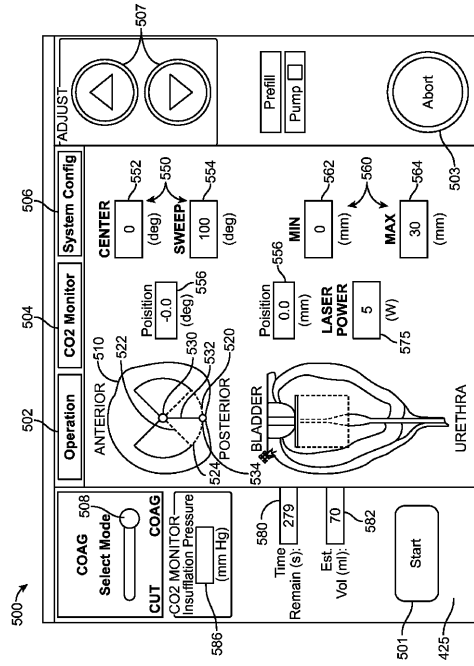


FIG. 19

【 20 A 】

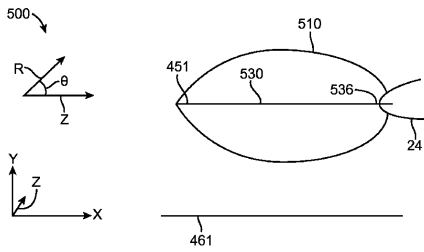


FIG. 20A

【 21 A 】

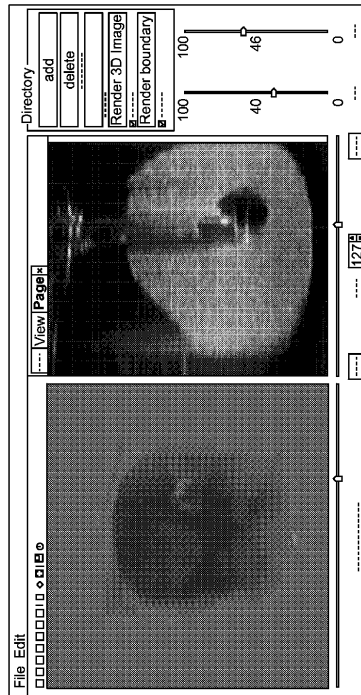


FIG. 21A

【 2 1 B 】

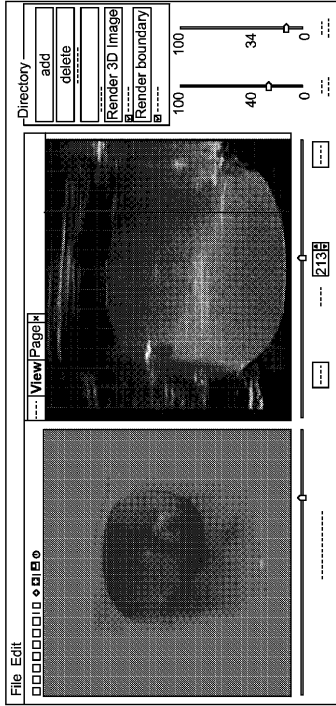


FIG. 21B

【 2 1 C 】

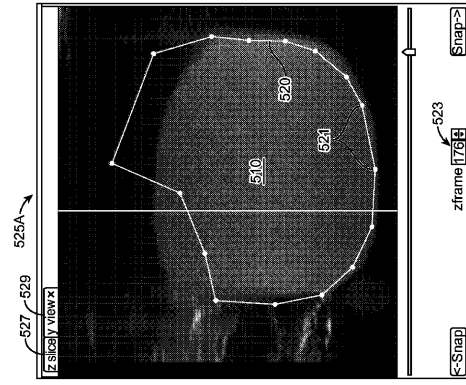


FIG. 21C

【 2 1 D 】

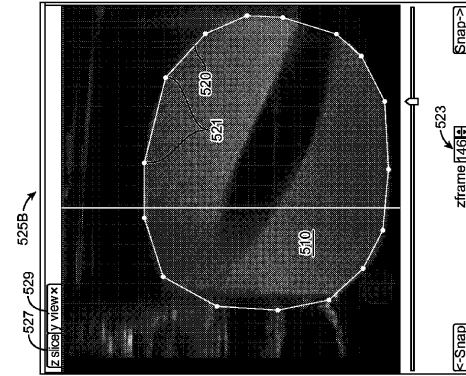


FIG. 21D

【 2 1 E 】

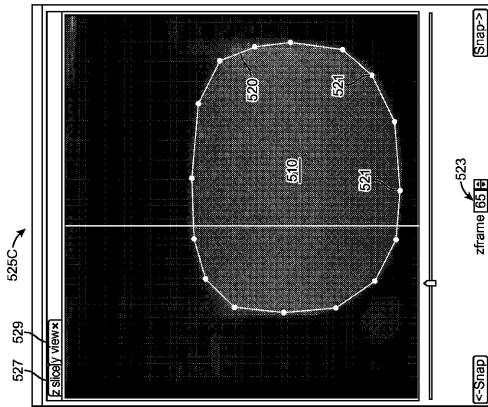


FIG. 21E

【 2 1 F 】

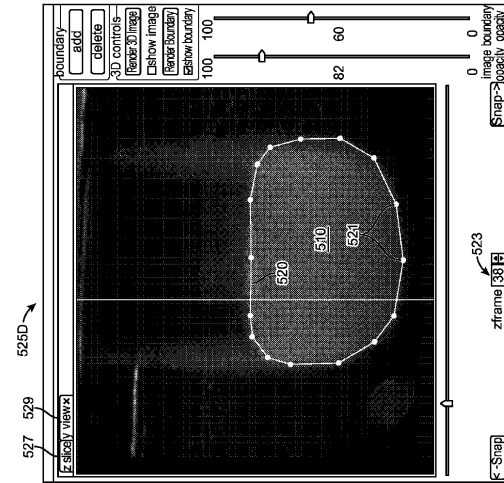


FIG. 21F

【 2 1 G 】

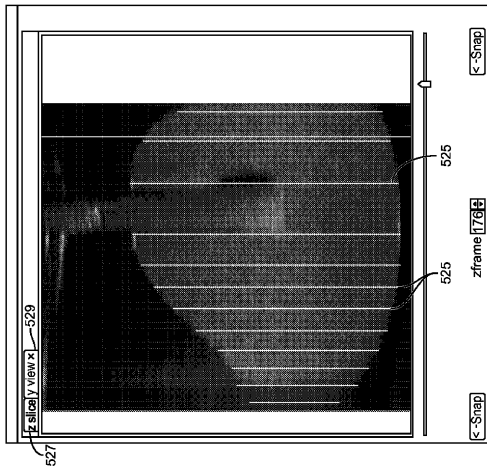


FIG. 21G

【 2 1 H 】

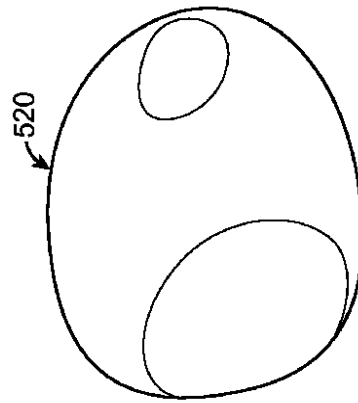


FIG. 21H

【 2 1 I 】

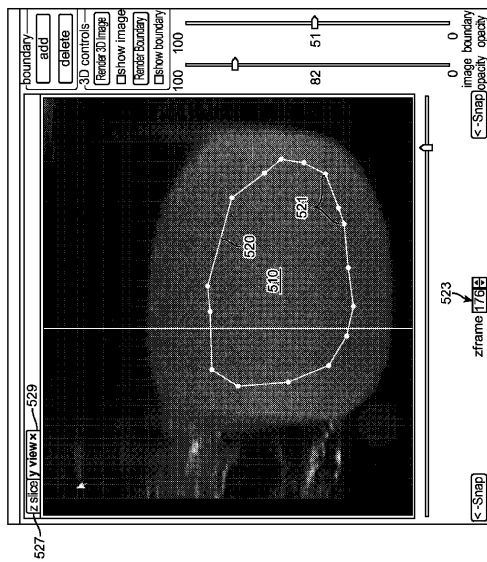


FIG. 21I

【 2 2 A 】

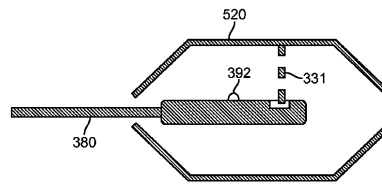


FIG. 22A

【 2 2 B 】

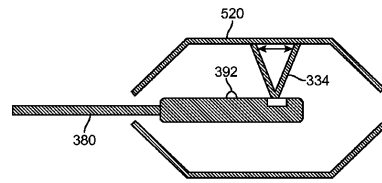


FIG. 22B

【 2 2 C 】

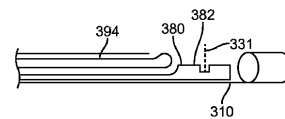


FIG. 22C

【 25 A 】

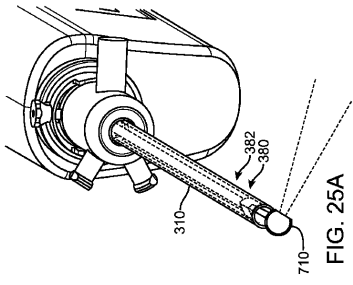


FIG. 25A

【 25 B 】

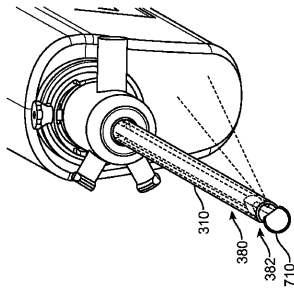


FIG. 25B

【 25 C 】

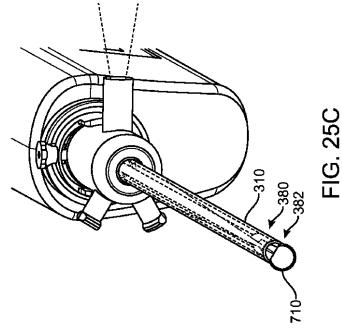


FIG. 25C

【 26 A 】

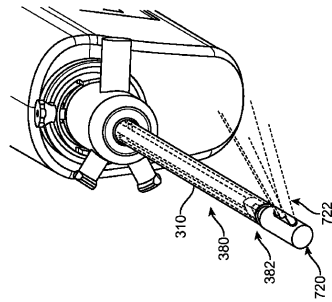


FIG. 26A

【 26 B 】

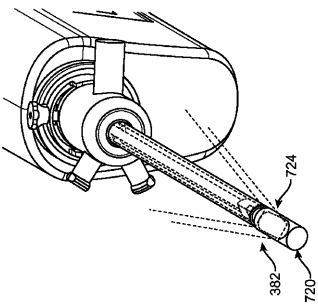


FIG. 26B

【 26 C 】

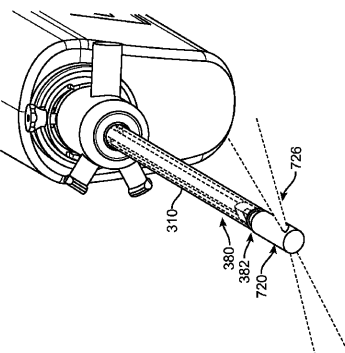


FIG. 26C

【 27 A 】

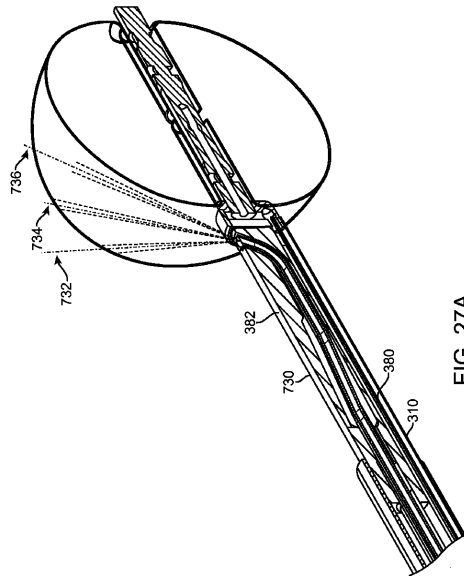


FIG. 27A

【 図 2 7 B 】

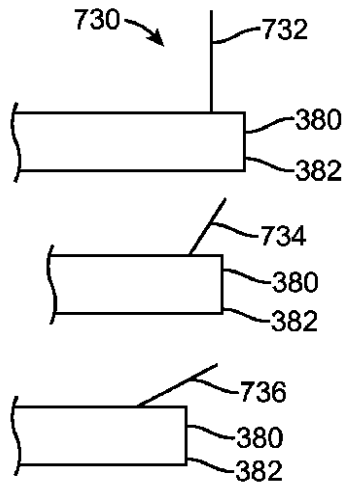


FIG. 27B

【 図 2 8 】

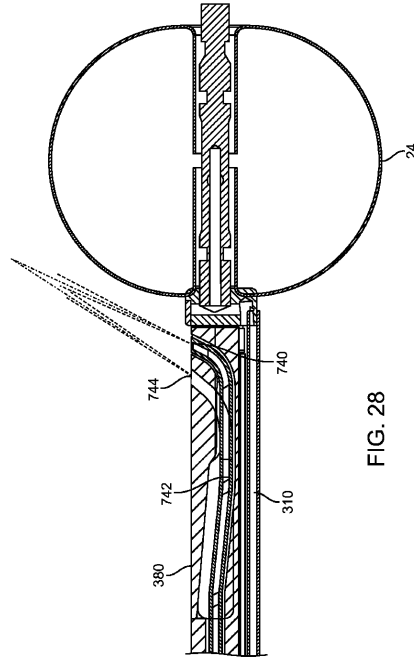


FIG. 28

【 図 2 9 】

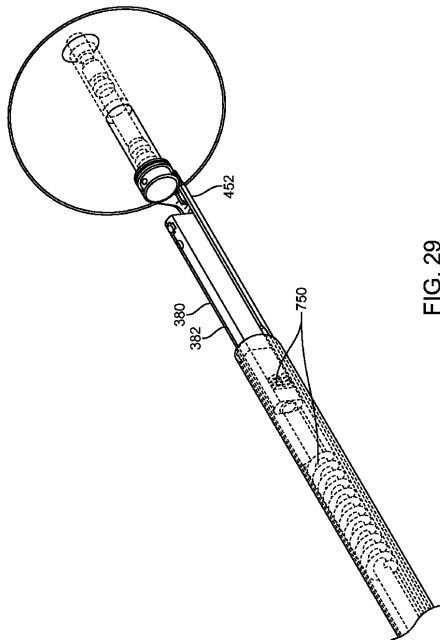


FIG. 29

【 図 3 5 】

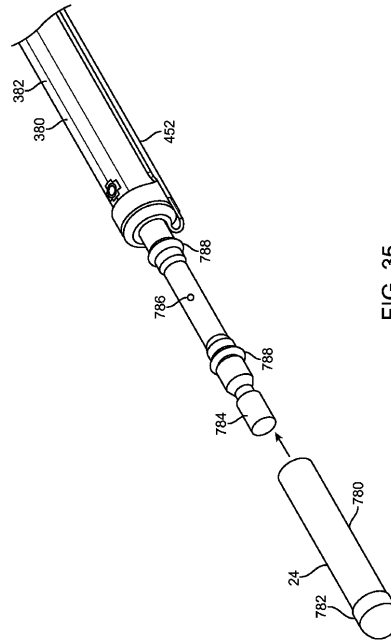


FIG. 35

【 図 3 6 】



FIG. 36

【 図 3 8 】

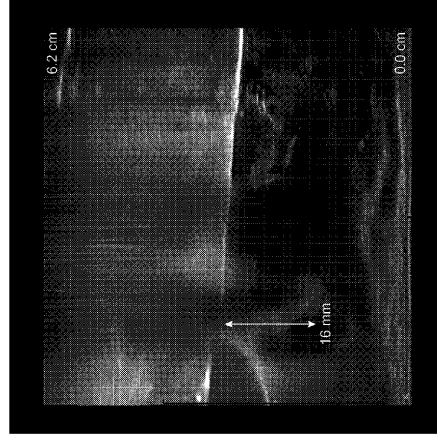


FIG. 38

【 図 3 7 】

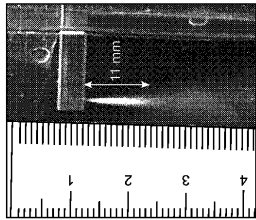


FIG. 37

【 図 3 9 】

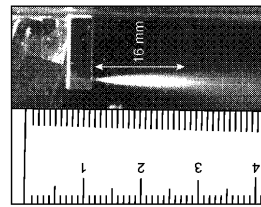


FIG. 39

【 図 4 7 A 】

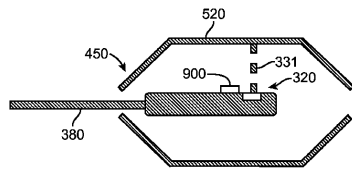


FIG. 47A

【 図 5 1 A 】

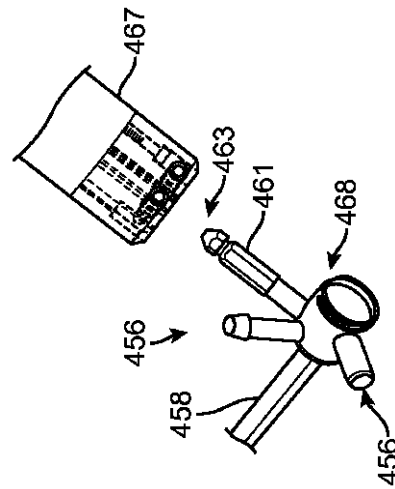


FIG. 51A

【 図 4 7 B 】

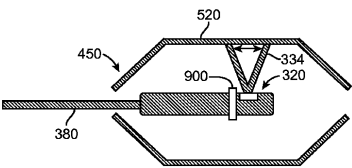


FIG. 47B

【 図 5 1 B 】

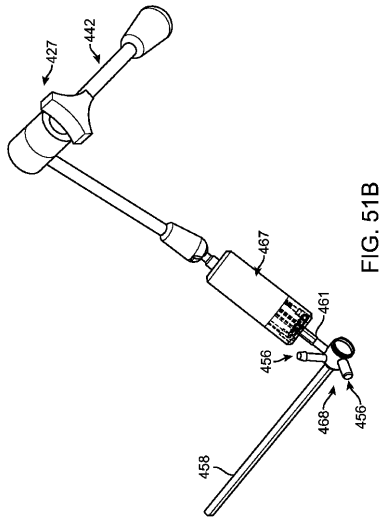


FIG. 51B

【 図 5 3 】

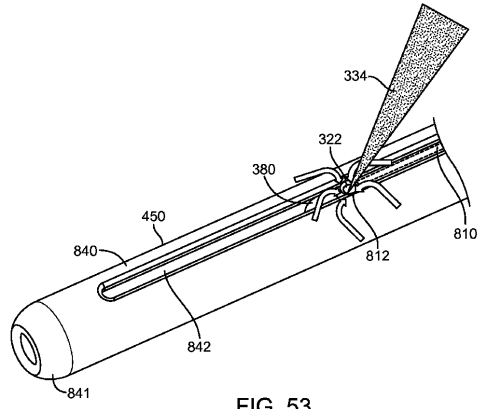


FIG. 53

【 図 5 4 】

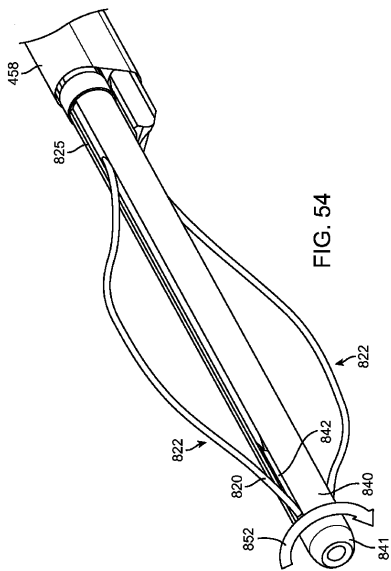


FIG. 54

【 図 5 5 】

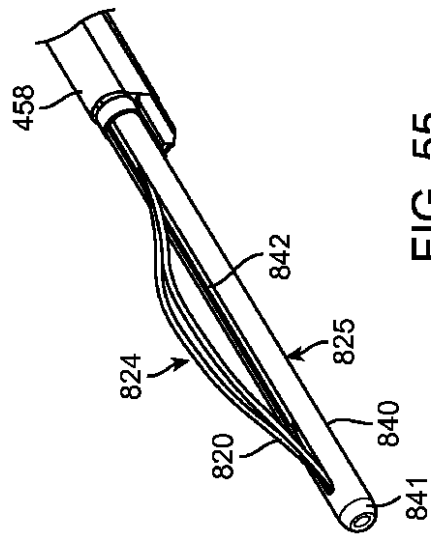


FIG. 55

【 5 7 】

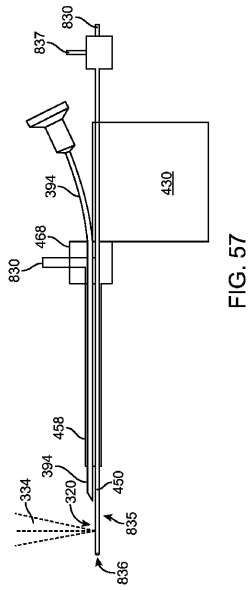


FIG. 57

【 5 8 】

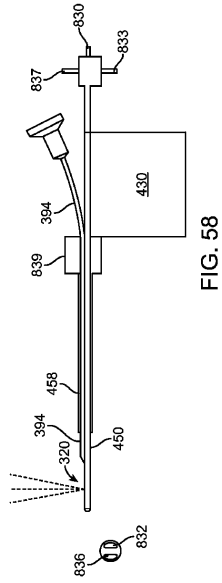


FIG. 58

【 5 9 A 】

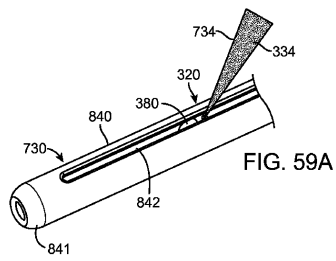


FIG. 59A

【 6 0 】

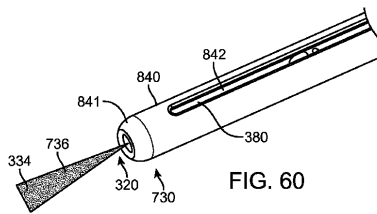


FIG. 60

【 5 9 B 】

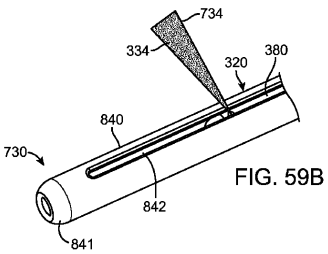


FIG. 59B

【 6 3 】

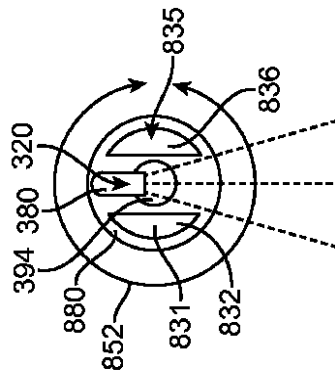


FIG. 63

【 図 6 5 】

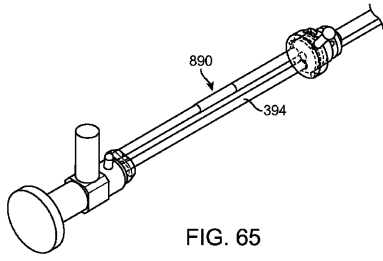


FIG. 65

【 図 6 6 】

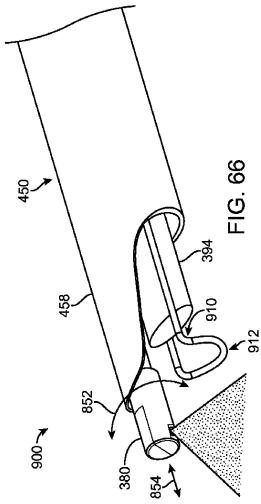


FIG. 66

【 図 6 7 】

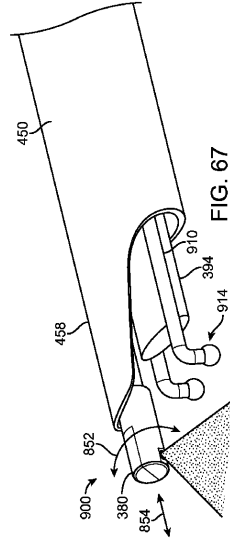


FIG. 67

【 図 6 8 】

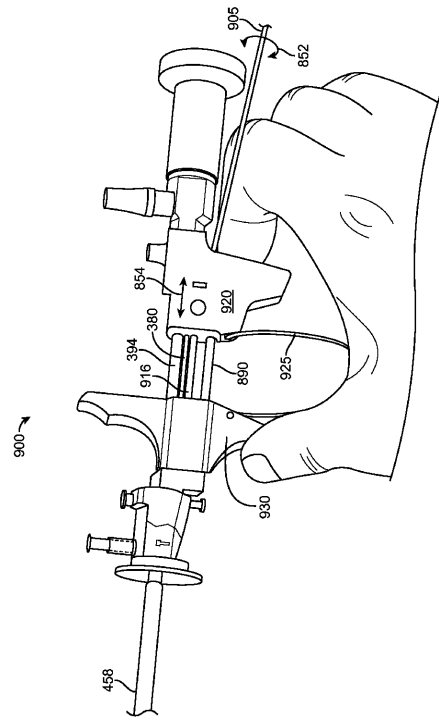


FIG. 68

【 図 6 9 】

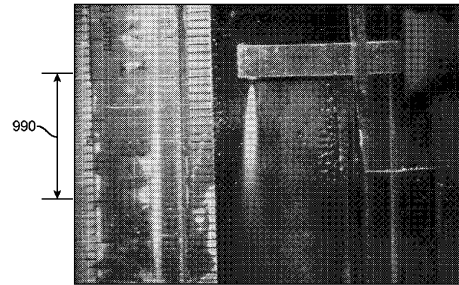


FIG. 69

【 図 7 0 】

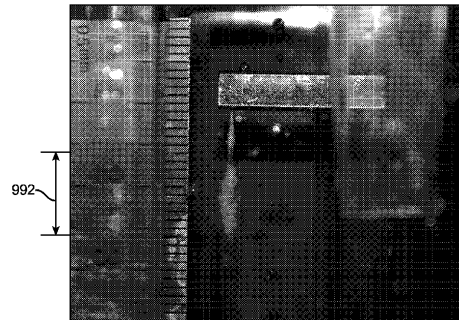


FIG. 70

【 図 7 4 】

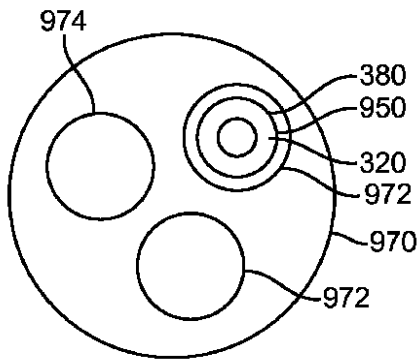


FIG. 74

【 図 7 5 】

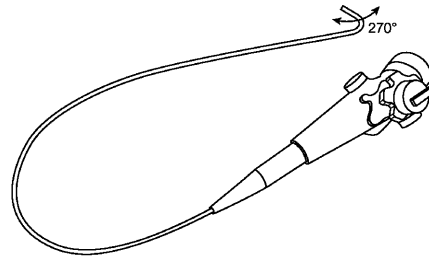


FIG. 75

【 図 7 7 】

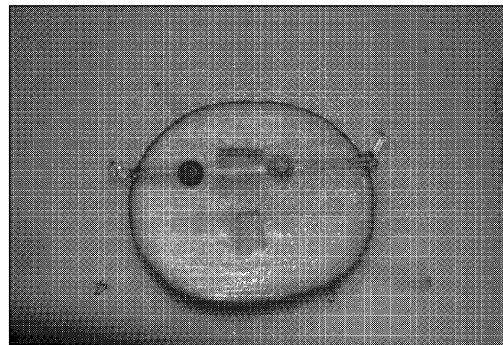


FIG. 77

【 図 1 】

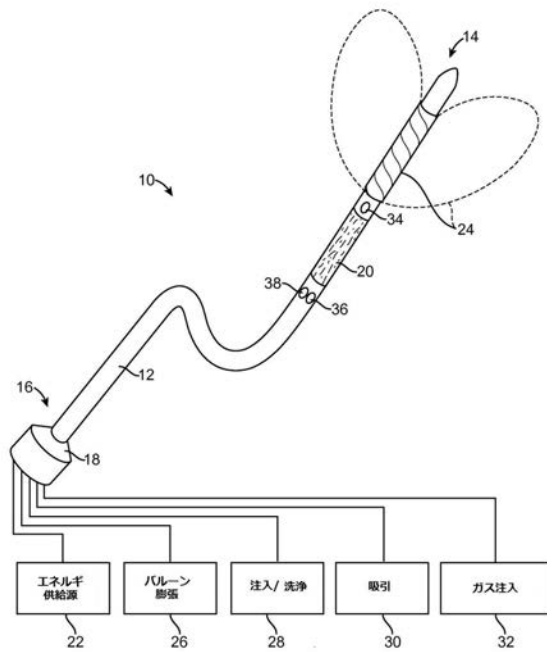


FIG. 1

【 図 3 】

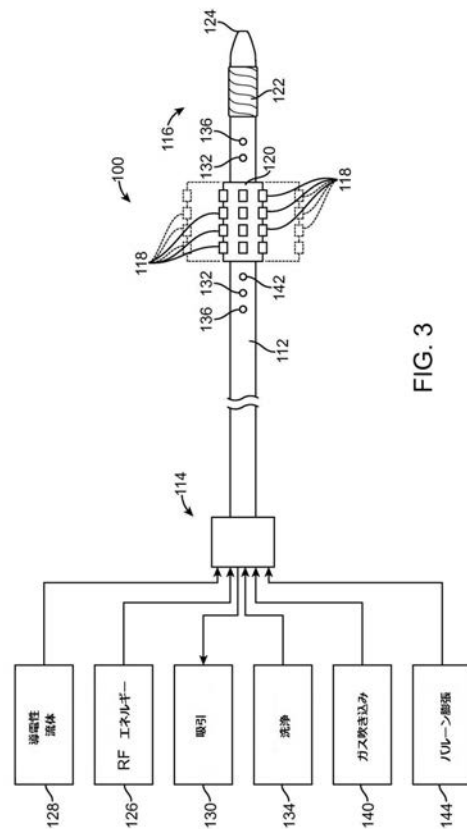


FIG. 3

【 図 8 】

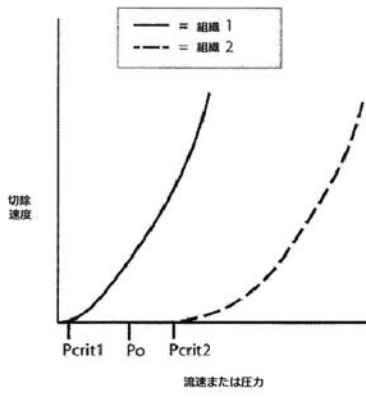


FIG. 8

【 図 9 a 】

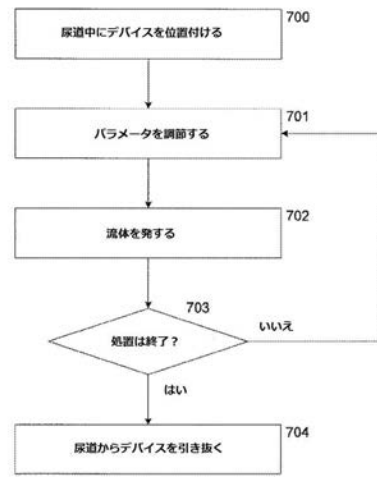


FIG. 9a

【 図 9 b 】

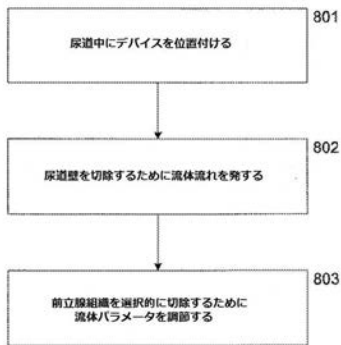


FIG. 9b

【 図 10 a 】

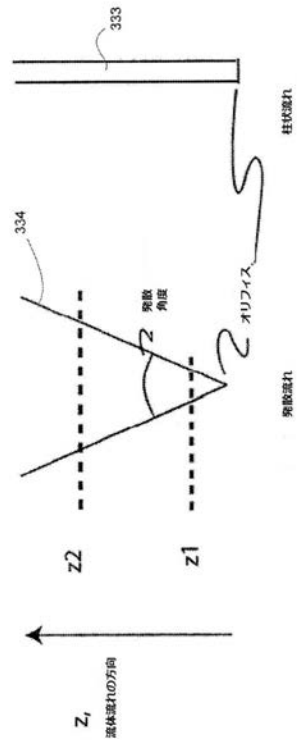


FIG. 10a



【 図 1 4 G 】

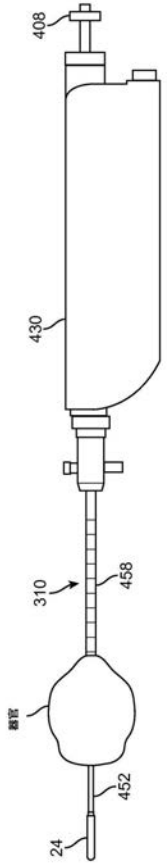


FIG. 14G

【 図 2 0 B - 1 】



FIG. 20B

【 図 2 0 B - 2 】



FIG. 20B ( 続き )

【 図 2 1 J 】

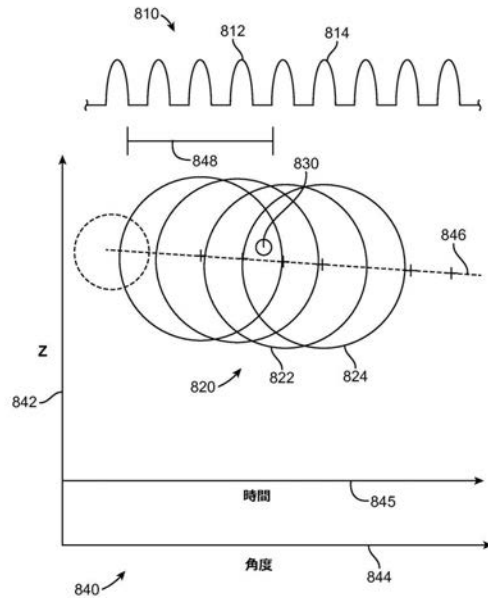


FIG. 21J

【 図 2 1 K 】

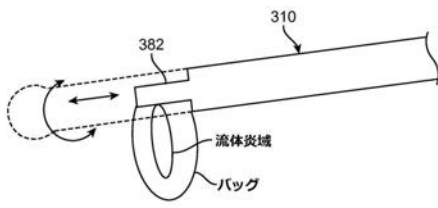


FIG. 21K

【 図 2 3 】

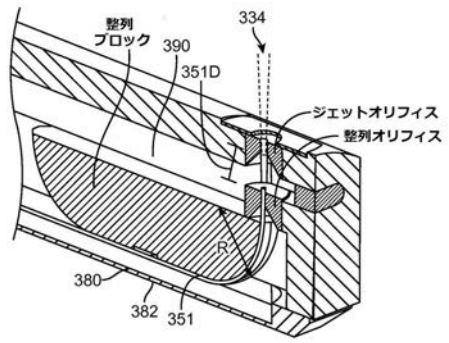


FIG. 23A

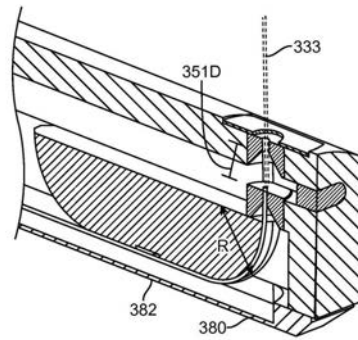


FIG. 23B

【 図 2 4 】

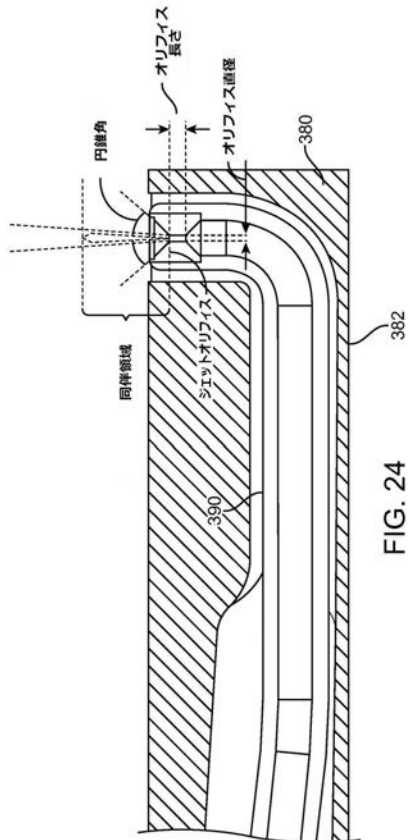


FIG. 24

【 図 3 0 】

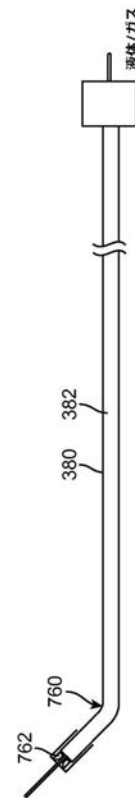


FIG. 30

【 図 3 1 】

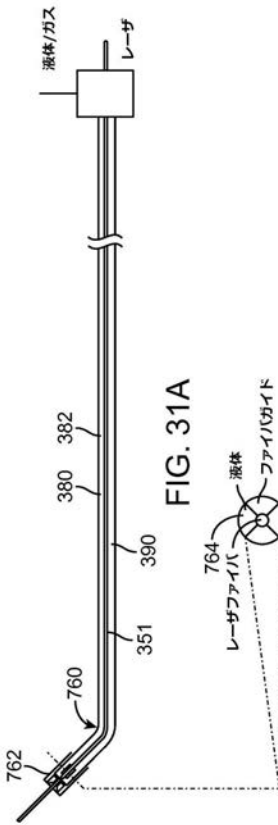


FIG. 31A



FIG. 31B

【 図 3 2 】

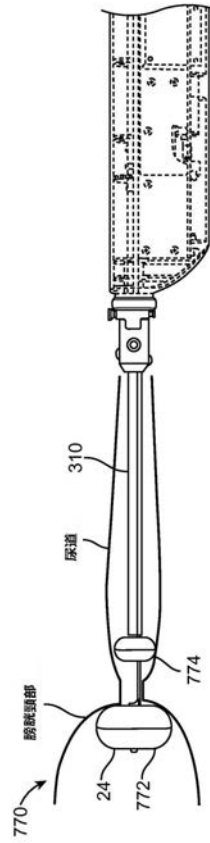


FIG. 32

【 図 3 3 】

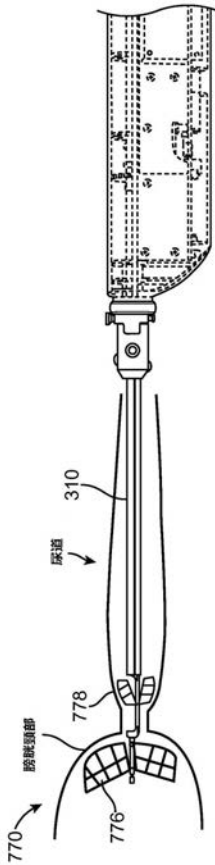


FIG. 33

【 図 3 4 】

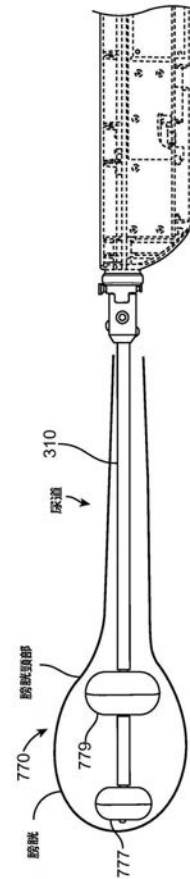


FIG. 34

【 図 4 0 】

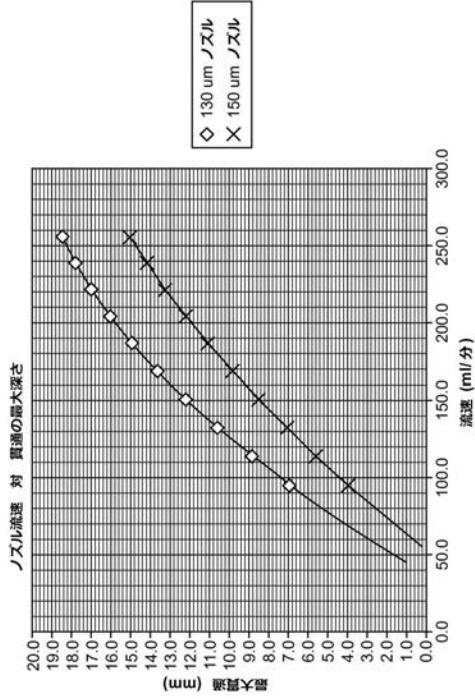


FIG. 40

【 図 4 1 】

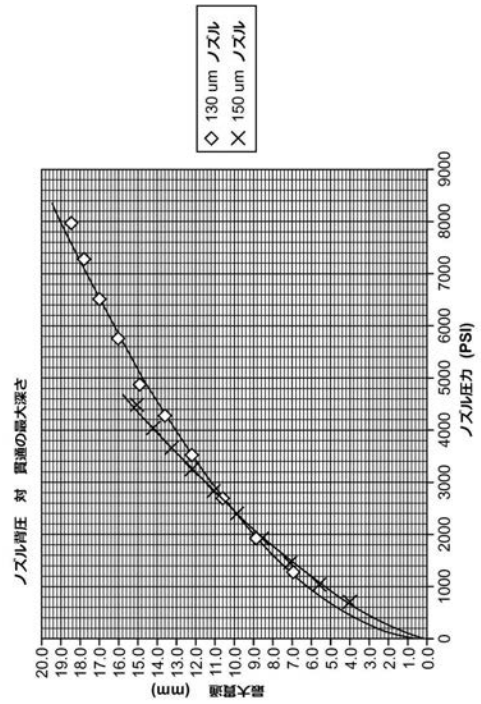


FIG. 41

【 図 4 2 】

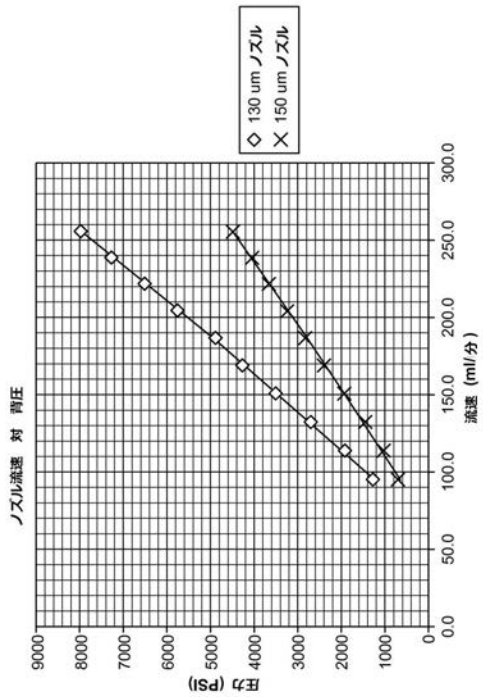


FIG. 42

【 図 4 3 】

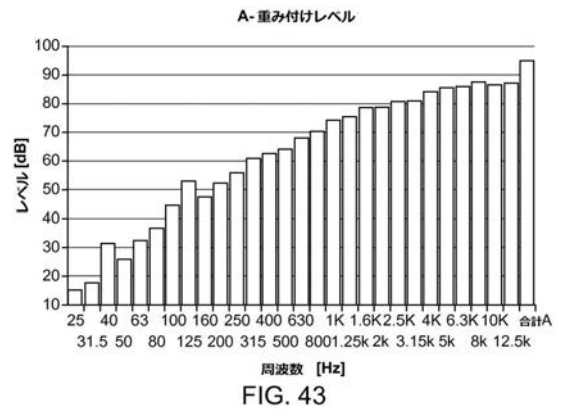


FIG. 43



【 図 4 9 】

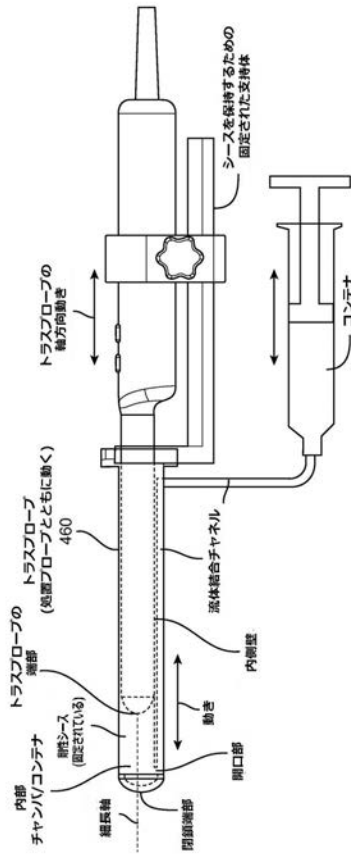


FIG. 49

【 図 5 0 】

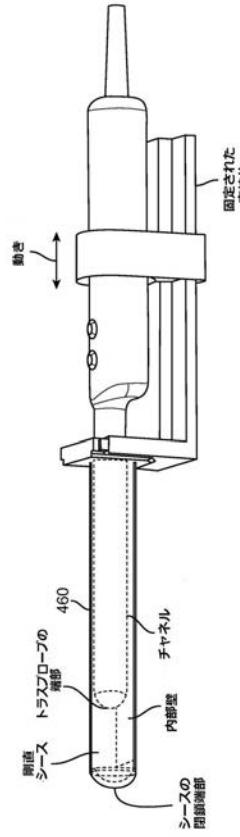


FIG. 50

【 図 5 2 】

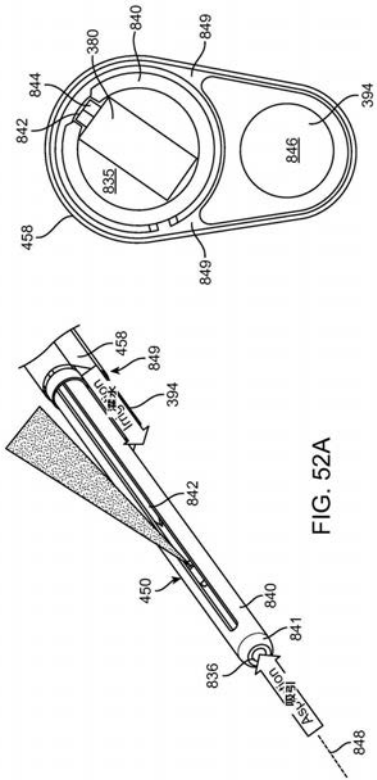


FIG. 52B

FIG. 52A

【 図 5 6 】

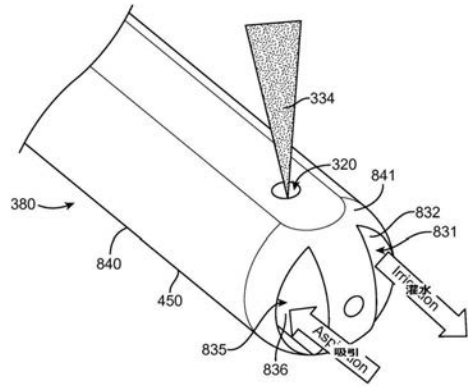


FIG. 56

【 図 6 1 】

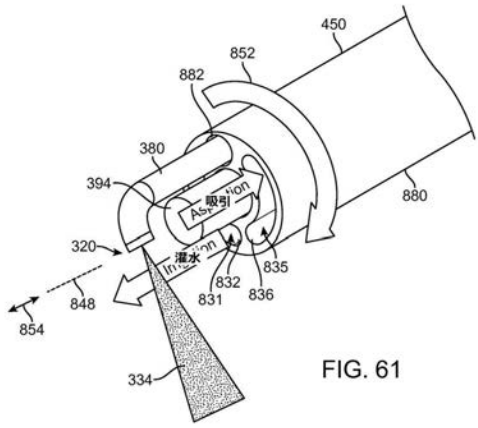


FIG. 61

【 図 6 2 】

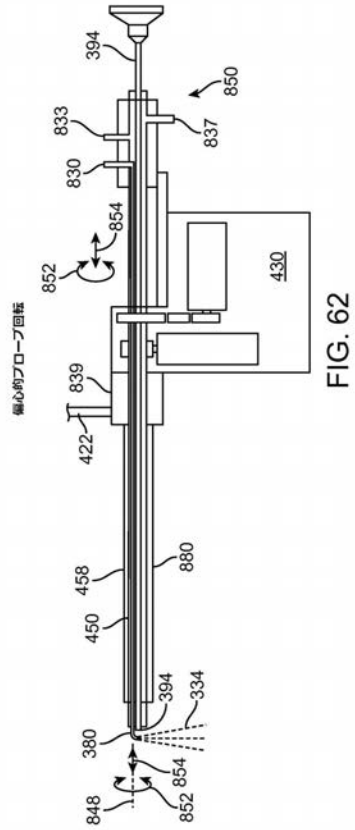


FIG. 62

【 図 6 4 】

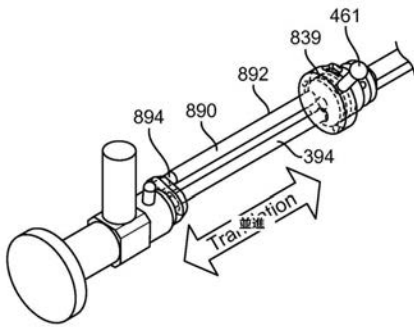


FIG. 64

【 図 7 1 】

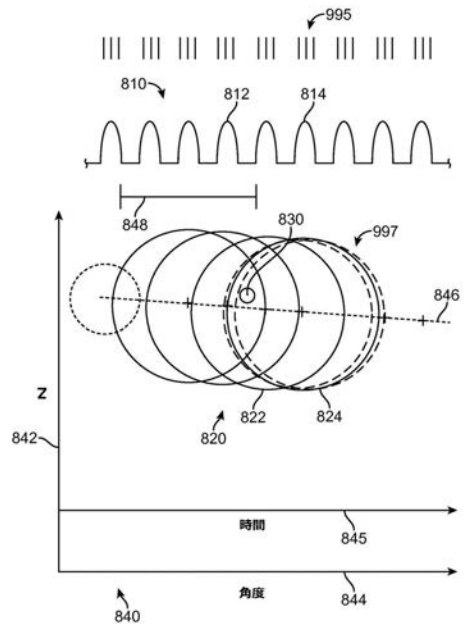


FIG. 71

【 図 7 2 】

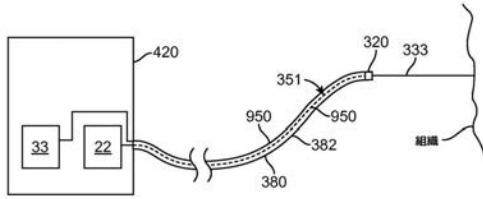


FIG. 72

【 図 7 3 】

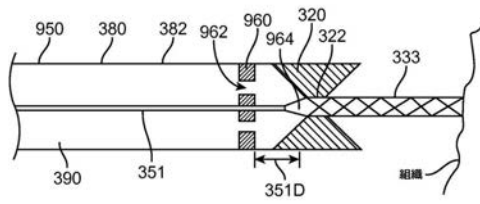


FIG. 73

【 図 7 6 】

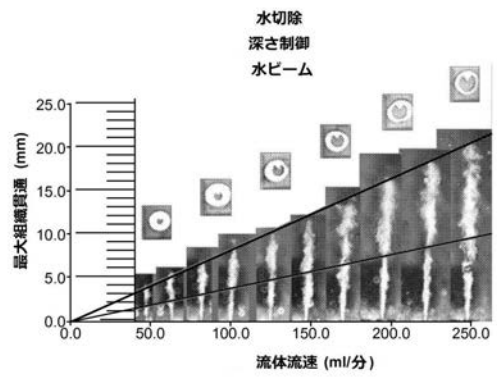


FIG. 76

## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2014/054412
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> 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>B. FIELDS SEARCHED</b> 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		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
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
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/>		
* 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 03 February 2014		Date of mailing of the international search report <b>10 MAR 2015</b>
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

## 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 Ajuri 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 Ajuri 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 パエズ, 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)	自动图像引导组织切除和治疗		
公开(公告)号	<a href="#">JP2016530026A</a>	公开(公告)日	2016-09-29
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 飯田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 JP2016530026A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 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。

