

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6382361号
(P6382361)

(45) 発行日 平成30年8月29日(2018.8.29)

(24) 登録日 平成30年8月10日(2018.8.10)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 17/3203 (2006.01)

A 6 1 B 17/3203

請求項の数 12 (全 85 頁)

(21) 出願番号	特願2017-5881 (P2017-5881)	(73) 特許権者	514216867
(22) 出願日	平成29年1月17日 (2017.1.17)		プロセプト バイオロボティクス コーポ レイション
(62) 分割の表示	特願2014-560062 (P2014-560062) の分割		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, スイート 1 01
原出願日	平成25年2月28日 (2013.2.28)	(74) 代理人	100078282
(65) 公開番号	特開2017-99912 (P2017-99912A)		弁理士 山本 秀策
(43) 公開日	平成29年6月8日 (2017.6.8)	(74) 代理人	100113413
審査請求日	平成29年1月17日 (2017.1.17)		弁理士 森下 夏樹
(31) 優先権主張番号	61/604, 932	(74) 代理人	100181674
(32) 優先日	平成24年2月29日 (2012.2.29)		弁理士 飯田 貴敏
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100181641
			弁理士 石川 大輔

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 自動化された画像誘導組織切除および治療

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者の組織を治療するための装置であって、前記装置は、
基部に結合されているアームであって、第1の可動構成および第2の剛性構成を含む、
アームと、
連鎖部を介して前記アームに結合されている治療プローブであって、前記治療プローブは、患者を治療するために適合されており、前記プローブは、作業チャンネルを有する外側の細長い構造と、ノズルを位置付けて配向することにより前記組織に向かって流体の加圧流を放出するように、前記作業チャンネル内で回転可能および平行移動可能である内側キャリアとを含む、プローブと、
前記患者を治療するように前記キャリアを回転および平行移動させるための命令を含むプロセッサと
を含み、前記連鎖部は、前記命令にตอบสนองして前記プローブを回転および平行移動させるように前記プロセッサおよび前記プローブに結合されており、
前記キャリアは、前記外側の細長い構造の近位端から挿入および除去されるように構成される急速交換キャリアを含む、装置。

【請求項2】

前記連鎖部は、前記内側キャリアを受け取るようにサイズが定められる内側寸法を有する回転可能かつ平行移動可能な細長い連鎖管を含み、前記細長い連鎖管は、前記細長い連鎖管が組織を治療するように回転および平行移動する場合に、前記細長い連鎖管内で前記

急速交換キャリアを係止するための係止構造を含む、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

マニホールドと、複数のチャンネルとをさらに含み、前記マニホールドは、前記外側の細長い構造の近位端に接続され、前記複数のチャンネルは、第 1 のチャンネルを用いて前記マニホールドの第 1 のポートをバルーンアンカに結合するため、および前記マニホールドの第 2 のポートを前記外側の細長い構造の遠位端近くの開口部と結合して流体を治療部位に送達するために、前記外側の細長い構造に沿って延在し、前記マニホールドは、係止構造を含み、前記連鎖部は、前記バルーンが膨張させられている場合に前記連鎖部を前記マニホールドに接続するための係止構造を含む、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記細長い構造は、アンカに結合されているスパインを含み、前記スパインは、前記プローブの前記キャリアが、前記ノズルを位置付けて配向することにより前記アンカに参照されている前記患者の標的場所を治療するように前記連鎖部の第 2 の部分とともに回転および平行移動させられた場合に、前記連鎖部の第 1 の部分から前記アンカまでの距離を固定するために、前記アンカと前記連鎖部との間に延在する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記細長い構造は、アンカに結合され、前記細長い構造は、前記キャリアが、前記ノズルを位置付けて配向することにより前記患者を治療するように前記連鎖部の第 2 の部分とともに回転および平行移動させられた場合に、前記連鎖部の第 1 の部分から前記アンカまでの前記細長い構造に沿った距離を固定するために、前記アンカと前記連鎖部との間に延在する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 6】

前記連鎖部は、前記アームが非係止構成を含む場合に、前記ユーザの手を用いて把持可能および位置付け可能である外側ハンドピース部分を含む、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 7】

前記連鎖部は、前記プローブが前記患者に挿入されている場合に、前記アームを用いて前記治療プローブおよび前記連鎖部を支持するように、前記治療プローブおよび前記アームに結合されている支持体を含む、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 8】

前記支持体は、前記連鎖部の硬質ケーシングまたは前記連鎖部のフレームのうちの 1 つ以上を含み、前記ケーシングは、前記患者が治療される場合に前記アームに対して実質的に固定されたままである、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 9】

前記支持体は、前記プローブを前記患者に挿入し、かつ標的場所および配向で前記ノズルを位置付けるように、前記治療プローブに結合され、前記支持体は、前記アームが前記剛性構成を含む場合、前記プローブが前記患者内に位置付けられて配向された状態で前記プローブを支持するために、前記アームおよび前記細長い構造に結合されている、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 10】

前記支持体および前記アームは、前記患者が前記ノズルを用いて治療される場合に前記連鎖部の場所を固定するために、前記アームが前記剛性構成を含む場合、意図した位置および配向で前記連鎖部および前記プローブを支持することが可能である、請求項 7 に記載の装置。

【請求項 11】

前記プローブは、細長い構造と、内側キャリアとを含み、前記連鎖部は、前記細長い構造の軸に沿った前記ノズルの位置と、前記細長い構造の前記軸の周りでの前記ノズルの回転とを制御するように、前記キャリアに結合されている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 12】

前記装置は、前記患者外で生細胞を提供するために、前記組織の前記生細胞を除去するように構成されている、請求項 1 ~ 11 のいずれか一項に記載の装置。

10

20

30

40

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

相互参照 本PCT出願は、2012年2月29日に出願されている「AUTOMATED IMAGE-GUIDED INTRA-ORGAN RESECTION AND TREATMENT」と題される米国仮特許出願第61/604,932号[代理人整理番号41502-705.101]に対する優先権を主張し、この仮特許出願の全開示は、本明細書で参照によって援用される。

【0002】

このPCT出願の主題は、下記の共有に係る米国特許および係属している出願に関連し、それらの全開示が参照によって援用される：2009年3月6日に出願されて「TISSUE ABLATION AND CAUTERY WITH OPTICAL ENERGY CARRIED IN FLUID STREAM」と題されて米国特許出願公開第20090227998号として公開されている米国特許出願第12/399,585号[代理人整理番号41502-704.201]；2010年2月4日に出願されて「MULTI FLUID TISSUE RESECTION METHODS AND DEVICES」と題されて米国特許出願公開第20110184391号として公開されている米国特許出願第12/700,568号[代理人整理番号41502-703.501]；および2011年2月8日に発行されて「MINIMALLY INVASIVE METHODS AND DEVICES FOR THE TREATMENT OF PROSTATE DISEASES」と題される米国特許第7,882,841号[代理人整理番号41502-703.201]。

【0003】

本出願の主題はまた、2007年4月8日に出願されて2011年11月8日にWO2011097505として公開されている「MULTI FLUID TISSUE RESECTION METHODS AND DEVICES」と題されるPCT出願PCT/US2011/023781に関連し、この出願の全開示は、本明細書で参照によって援用される。

【背景技術】

【0004】

本発明の分野は、エネルギーを用いた組織の治療に関し、より具体的には、流体流エネルギーを用いた前立腺等の器官の治療に関する。

【0005】

患者等の対象を治療する従来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す得る。例えば、前立腺手術の従来技術の方法は、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転帰をもたらす得る。

【0006】

組織を撮像する従来技術の方法および装置は、治療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、従来技術の超音波方法および装置は、治療中に治療視野を視認するために適していない場合があり、治療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、組織を治療する従来技術の治療方法および装置のうちの少なくともいくつかは、従来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治療を調整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ように、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従来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、患者治療の遅延をもたらす得る。

【0007】

前立腺等の器官を治療する従来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治療する従来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、従来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、従来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、組織構造との治療装置の理想的とは言えない結合を提供し得る。

【0008】

組織切除のための改良型方法は、米国特許第7,882,841号、ならびに係属中の米国特許出願第12/700,568号および米国特許出願第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、流体流は、切除に役立つように、および/または治療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源を送達するために使用されてもよい。

10

【0009】

これらの方法は、従来技術の管腔組織治療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るであろう。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】米国特許第7,882,841号明細書

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の実施形態は、尿道内にエネルギー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型方法および装置を提供する。エネルギーは、エネルギー源から前立腺内の尿道の壁を含み得る組織に向かって、半径方向外向きに指向される。エネルギー源は、管腔を包囲する所定の容量の組織を除去するように移動させられ、エネルギー源の移動は、自動コントローラによって少なくとも部分的に制御される。

30

【0012】

多くの実施形態では、医師が前立腺組織等の治療される組織の画像を視認することを可能にするユーザインターフェースが証明される。画像は、複数の画像を備えてもよく、計画された治療が、ディスプレイ上で医師に示される。治療プローブは、アンカを備えてもよく、画面上に示される画像は、アンカに対応する画面上に示される参照画像マーカーを有してもよい。計画された組織除去プロファイルは、表示し、前立腺等の器官の標的組織の画像にスケール変更ことができ、医師は、スケール変更された画像に基づいて治療プロファイルを調整することができる。治療プロファイルは、治療される組織の複数の画像上に同時に重ねることができる。多くの実施形態では、組織の矢状および軸方向像が表示され、所定の容量の治療プロファイルは、治療を計画することができるように、画像と実質的に類似する縮尺比で矢状および軸方向上に示される。

40

【0013】

多くの実施形態では、治療プローブは、エネルギーを標的組織場所に正確に方向付けるように、アンカに結合されている連鎖部を含む。多くの実施形態では、連鎖部は、アンカが患者の内側に配置された場合に、エネルギーを標的組織に正確に方向付けるように、アンカと連鎖部との間に延在するスパインを用いてアンカに固定される。治療プローブは、作業チャンネルを有する細長い構造を備えてもよく、細長い構造は、シャフト等の細長い要素を備えてもよい。細長い構造は、剛性および剛性を追加するようにスパインを備えても

50

よく、アンカは、細長い構造の遠位端上に提供されてもよい。キャリア管等のキャリアが、コントローラに結合されている連鎖部の制御下で作業チャンネル内を移動する。連鎖部は、アンカが連鎖部に固定されたときにエネルギーを標的組織に方向付けるために、参照フレームを提供する第1の固定部分と、回転および平行移動でキャリアを駆動する第2の移動部分とを含む。

【0014】

多くの実施形態では、治療プローブの座標参照系は、ディスプレイ上に示され、ディスプレイ上に示される画像は、治療プローブの座標参照系にマップされ、ユーザが治療を計画することをより容易にし、治療が組織と正しく整列させられることを確実にする。治療プローブは、長手方向軸を備えてもよく、ディスプレイ上に示される組織および組織構造の画像は、長手方向軸治療座標参照系に関してユーザによって参照することができる。プロファイルの半径方向に延在する切除距離は、長手方向軸から延在する半径を参照してディスプレイ上に示されてもよく、半径は、3次元切断プロファイルを有する所定容量を提供するよう、軸の周りの角度とともに変化することができる。

10

【0015】

多くの実施形態では、エネルギー流マーカーが、ディスプレイ上に示される画像上に示され、エネルギー流マーカーは、治療中に画面上で移動させることができる。エネルギー流位置は、矢状および軸方向像上に示すことができる。エネルギー流の位置は、プローブの長手方向軸の周りでのエネルギー流の掃引運動に対応するよう、軸方向像に沿って回転変化することができ、エネルギー流の長手方向位置は、治療の長手方向軸に沿ったエネルギー流の場所を示すよう、組織および治療プロファイルの矢状画像に沿って移動することができる。ディスプレイ上に示される移動エネルギー流の画像は、治療の進行および完全性の指示をユーザに与えるよう、リアルタイムで示すことができる。

20

【0016】

ディスプレイ上に示される組織の画像は、ユーザ識別可能組織構造を備えてもよく、前立腺等の器官の識別可能な組織構造を有する器官の組織を備えてもよい。ディスプレイ上に示される標的組織の画像は、治療される組織の解剖学的表現、治療される患者の画像、治療される組織の術前画像、または患者が治療されるときの患者の組織のリアルタイム画像のうちの1つ以上を備えてもよい。ディスプレイ上に示される標的組織の画像は、標的組織の構造を含み、かつ標的組織を含有する器官の画像を備えてもよい。

30

【0017】

多くの実施形態では、患者の標的組織の3次元データが得られ、3次元表現としてユーザに表示されてもよい。3次元データは、矢状および軸方向断面図で示されてもよく、断面図は、標的組織の分割を含んでもよい。3次元データは、多くの方法のうちの1つ以上で得ることができ、超音波データ、磁気共鳴撮影データ、ポジトロン放出断層撮影データ、またはコンピュータ断層撮影データを備えてもよい。多くの実施形態では、前立腺の3次元データが得られ、矢状および横断面に沿った分割画像がユーザに表示される。

【0018】

ディスプレイ上に示される患者の画像は、治療座標参照系にマップされて整列させることができ、マップされた治療プロファイルは、患者画像上に示される。患者の画像は、患者に挿入されたプローブの1つ以上の構造を備えてもよく、画像中のプローブの構造は、画像をディスプレイ上に示される治療計画のマーカーと整列させるために識別することができる。患者の画像の識別された構造は、拡張構成で係留バルーンを備えてもよく、バルーンは、治療計画のアンカ参照マーカーと整列させることができる。

40

【0019】

付加的な参照マーカーが、治療計画を可能にするように画像上に提供されてもよく、多くの実施形態では、これらの参照マーカーは、治療に先立って検証することができる。患者画像の付加的な構造は、患者画像を治療計画と整列させるために、識別し、治療計画の付加的な参照マーカーと整列させることができる。患者画像は、治療プローブ座標参照系にマップすることができる。代替として、または組み合わせで、治療プロファイルおよび

50

所定の治療容量を含む、治療計画を、治療プローブ座標参照系から、撮像プローブによって提供される患者画像座標参照系にマップすることができる。

【0020】

多くの実施形態では、治療プローブおよび撮像プローブは、治療プローブおよび撮像プローブの正確な整列を提供するために結合される。治療プローブおよび撮像プローブは、多くの方法で結合することができる。多くの実施形態では、治療プローブおよび撮像プローブは、共通基部と結合される。代替として、または組み合わせて、撮像プローブを治療プローブに結合するように、磁石を提供することができる。第1のアームは、基部から細長い治療プローブまで延在することができる。第2のアームは、基部から細長い撮像プローブまで延在することができる。第1のアームおよび第2のアームはそれぞれ、プローブを患者に挿入するようにアームを移動させることができる第1の可動構成と、アームの移動が阻止される第2の係止構成とを備えてもよい。第2のアームは、撮像プローブを治療プローブおよび標的組織と整列させるために、撮像プローブの微細な移動および位置付けを可能にするように、アクチュエータを備えてもよい。

10

【0021】

多くの実施形態では、撮像プローブまたは治療プローブのうちの1つ以上の角度配向を決定するように、角度センサが提供される。各角度センサは、プローブの細長い軸の配向および細長い軸の周りでのプローブの回転を決定するために角度センサを使用することができるように、プローブに接続する、例えば、プローブに固定することができる。各角度センサは、ゴニオメータまたは加速度計のうちの1つ以上を備えてもよく、かつ3次元加速度計等の3次元角度センサを備えてもよい。

20

【0022】

治療プローブおよび撮像プローブは、多くの方法のうちの1つ以上で患者に挿入することができる。多くの実施形態では、撮像プローブは、患者の第1の側に挿入され、治療プローブは、患者の第2の側に挿入される。撮像プローブは、患者の後側から挿入される経直腸的超音波プローブを備えてもよく、治療プローブは、患者の前側から患者の尿道に挿入される。

【0023】

多くの実施形態では、治療プローブは、標的組織を撮像するように構成される。治療プローブは、内視鏡を受け取るようにサイズが定められる作業チャンネルを有する、細長い構造と、キャリア管のキャリアとを含み、キャリアは、治療領域上で光ビームを指向してスキャンし、除去される組織のプロファイルを決定するように構成され、キャリアは、導波路を含む流体流を放出し、導波路を含む流体流の光パターンをスキャンするように構成することができる。除去された組織のプロファイルは、内視鏡画像から光ビームの場所に基づいて決定することができる。代替として、または組み合わせて、キャリアは、残りの組織の場所を測定し、組織切除プロファイルを提供するように、少なくとも1つの音響変換器を備えてもよい。キャリアの長手方向場所およびキャリアの角度配向は、アンカに関してキャリアを位置付けるために使用される連鎖部へのコントローラコマンドに基づいて決定することができる。

30

【0024】

多くの実施形態では、マニホールドが細長い構造の近位端に接続され、細長い構造およびアンカが患者の中に配置されたままであるときに連鎖部が患者から分断されることを可能にするように、結合継手が連鎖部とマニホールドとの間に提供される。マニホールドは、複数のポートと、係留バルーンの洗浄、吹送、または膨張のうちの1つ以上のために治療部位に結合されている複数のチャンネルを含む。連鎖部が接続されていないときに、作業チャンネルを有する細長い構造に接続されたままであるマニホールドは、多くの利点を有する。細長い構造は、多くの方法で構成することができる。細長い構造は、作業チャンネル、複数のチャンネル、およびシースを画定する、細長い管状シャフト構造を備えてもよい。細長い構造の作業チャンネル、複数のチャンネル、およびシースは、マニホールドから作業部位まで延在してもよい。多くの実施形態では、細長い構造は、マニホールドからアンカまで

40

50

延在するスパイン等の剛性および剛性を追加する剛性要素を含み、スパインは、剛性または剛性管状部材を備えてもよい。マニホールドは、1つ以上の流体送達チャンネルおよびスパインの周囲に延在するシースを伴う細長い構造を用いて、治療部位への流体送達を可能にする。手術部位は、アンカが拡張構成を含む場合に、手術道具および内視鏡等の撮像装置を用いてアクセスすることができる。細長い構造は、治療部位へ前進させることができ、アンカは、連鎖部を細長い構造に結合することに先立って拡張することができる。

【0025】

第1の側面では、実施形態は、組織切除のための方法を提供する。本方法は、組織内にエネルギー源を位置付けるステップを含む。エネルギーは、エネルギー源から組織に向かって半径方向外向きに方向付けられる。エネルギー源は、所定の容量の組織を除去するよう

10

【0026】

別の側面では、実施形態は、前立腺等の器官の組織切除のための方法を提供する。エネルギー源は、管腔を有する尿道内に位置付けられる。エネルギーは、エネルギー源から前立腺内の尿道の壁に向かって半径方向外向きに方向付けられる。エネルギー源は、管腔を包囲する所定の容量の組織を除去するよう

【0027】

多くの実施形態では、自動コントローラは、既定の計画に基づいてエネルギー源の移動を制御する。

20

【0028】

多くの実施形態では、自動コントローラは、既定の計画に基づいてエネルギー源の移動を制御する。

【0029】

多くの実施形態では、既定の計画は、前立腺の術前画像に基づいてユーザによって入力される。

【0030】

多くの実施形態では、自動コントローラは、前立腺のリアルタイム評価に基づいてエネルギー源の移動を制御する。

30

【0031】

多くの実施形態では、リアルタイム評価は、組織内(interstitial)レーザー誘導撮像を含む。

【0032】

多くの実施形態では、リアルタイム評価は、音響距離測定を含む。

【0033】

多くの実施形態では、リアルタイム評価は、組織内音誘導区別(sound guided differentiation)を含む。

【0034】

多くの実施形態では、自動制御はさらに、パルス幅変調を含む。

40

【0035】

多くの実施形態では、ユーザが、自動制御を解除する。

【0036】

多くの実施形態では、前立腺の画像が、プロセッサに結合されているディスプレイ上に提供され、ディスプレイは、ユーザによって視認されることが可能である。所定の容量の組織の軸方向長および半径方向距離に対応する複数の入力パラメータが受信される。所定の容量の所定の組織除去プロファイルは、複数の入力パラメータに基づいてディスプレイ上の前立腺の画像上に示される。

【0037】

多くの実施形態では、複数の入力パラメータは、除去プロファイルの長手方向距離、除

50

去プロファイルの半径方向距離、除去プロファイルの長手方向軸の周りにおける除去プロファイルの角距離、除去プロファイルの軸、除去プロファイルの中心位置、またはユーザが前立腺の画像を覆ってポインタを移動させることに応答した、ユーザ定義入力除去プロファイルのうちの1つ以上を含む。

【0038】

多くの実施形態では、前立腺の画像は、前立腺の軸方向像および前立腺の矢状像を含み、所定の組織除去プロファイルの軸方向像は、前立腺の軸方向像上に示され、組織除去プロファイルの矢状像は、前立腺の矢状像上に示される。

【0039】

多くの実施形態では、所定の除去プロファイルの軸方向像は、所定の除去プロファイルの半径方向距離および角距離に基づいて調整され、所定の除去プロファイルの軸方向像は、所定の除去プロファイルの軸方向距離および半径方向距離に基づいて調整される。

10

【0040】

多くの実施形態では、前立腺の画像上に示される組織除去プロファイルは、ディスプレイ上に示される組織除去プロファイルの寸法が、ディスプレイ上に示される前立腺の画像の寸法に対応するように、ディスプレイ上に示される前立腺の画像にスケール変更される寸法を含む。

【0041】

多くの実施形態では、治療参照マーカが、前立腺の画像とともに示され、組織除去プロファイルは、複数の入力パラメータに基づいて、治療参照マーカに関してディスプレイ上に示される。

20

【0042】

多くの実施形態では、ディスプレイ上に示される治療参照マーカは、エネルギー源に接続されているアンカに対応する。

【0043】

多くの実施形態では、ディスプレイ上に示される治療参照マーカは、エネルギー源に接続されている拡張可能アンカに対応し、拡張可能アンカは、管腔への挿入のためにサイズが定められる第1の狭いプロファイル構成と、患者の膀胱頸部に配置された場合に管腔を通した通過を阻止するための第2の広いプロファイル構成とを含み、ディスプレイ上に示される治療参照マーカは、広いプロファイル構成における拡張可能アンカの画像を、前立腺の画像の上端を含む。

30

【0044】

多くの実施形態では、ディスプレイ上に示される前立腺の画像は、患者の前立腺の画像、または複数の患者に対して使用するために好適な前立腺の解剖学的表現を含む。

【0045】

多くの実施形態では、ディスプレイ上に示される患者の前立腺の画像は、患者の前立腺の経直腸的超音波画像を含む。

【0046】

多くの実施形態では、ノズルが、プロセッサに入力される組織除去プロファイルの半径方向距離に基づいて、加圧流体流を用いて患者を治療する複数のノズルの中から識別される。

40

【0047】

多くの実施形態では、組織は、加圧流体流を用いた組織の除去の後に、組織除去プロファイルの一部分の半径方向距離および角距離で光ビームを用いて凝固させられ、角距離は、除去プロファイルの後方部分に対応する。

【0048】

多くの実施形態では、流体流は、実質的に非圧縮性の流体の発散流を含み、光ビームは、発散光ビームを含む。

【0049】

多くの実施形態では、所定の治療容量の治療軸は、前立腺の画像、およびプローブから

50

半径方向に放出されるエネルギーに基づいて、患者の軸と整列させられる。

【0050】

多くの実施形態では、所定の容量の軸は、治療容量の前後軸を含み、治療容量の前後軸は、プローブから放出される治療エネルギーを患者の前後方向と回転整列させるために、組織の可視化およびプローブから放出されるエネルギーの角度に基づいて、患者の前後方向と整列させられる。

【0051】

多くの実施形態では、画像は、ノズルから放出される加圧流体に反応して、組織の偏向または流体流のうちの1つ以上を示す超音波画像を含み、治療プローブの細長い軸の周りの流体流の角度は、治療軸を患者の軸と整列させるように調整される。

10

【0052】

多くの実施形態では、画像は、組織を照射するプローブから半径方向に放出される光ビームを示す光学画像を含み、治療プローブの細長い軸の周りの光ビームの角度は、治療軸を患者と整列させるように調整される。

【0053】

多くの実施形態はさらに、プロセッサを含み、プロセッサは、ユーザが、半径方向に放出されるエネルギーを患者の軸と整列させるように、治療プローブの細長い軸の周りで治療プローブから半径方向に放出されるエネルギーの角度を調整するための命令を含み、プロセッサは、エネルギーの角度が患者の軸と整列させられる場合に、ユーザコマンドに反応して角度を入力するための命令を含み、プロセッサは、プロセッサに入力される角度に基づいて、治療軸を回転させるための命令を含む。

20

【0054】

多くの実施形態では、角回転センサが、患者の軸に関してプローブの細長い軸の周りの治療プローブの回転を決定し、所定の治療容量の治療軸は、治療プローブの回転に反応して回転させられ、患者は、患者の前後方向が引力の方向と整列させられるように、患者支持器の上に配置される。

【0055】

多くの実施形態では、角回転センサは、加速度計またはゴニオメータのうちの1つ以上を含む。

【0056】

別の側面では、実施形態は、組織切除を提供する。キャリアは、近位端および遠位端を有する。キャリア上の少なくとも1つのエネルギー源は、エネルギーを半径方向外向きに送達するときに組織の中で位置付けられるように近位に離間される。自動コントローラは、容量測定的組織除去を達成するように少なくとも1つのエネルギー源の移動を制御する。

30

【0057】

別の側面では、実施形態は、前立腺等の器官の組織を切除する組織切除装置を提供する。本装置は、近位端および遠位端を有するキャリアを含む。キャリア上の少なくとも1つのエネルギー源は、エネルギーを半径方向外向きに送達するときに尿道の中で位置付けられるように近位に離間される。自動コントローラは、容量測定的組織除去を達成するように少なくとも1つのエネルギー源の移動を制御する。

40

【0058】

多くの実施形態では、自動コントローラは、既定の計画に基づいてエネルギー源の移動を制御する。

【0059】

多くの実施形態では、既定の計画は、前立腺の術前画像に基づいてユーザによって入力される。

【0060】

多くの実施形態では、自動コントローラは、入力デバイスから得られる前立腺のリアルタイム評価に基づいてエネルギー源の移動を制御する。

50

【 0 0 6 1 】

多くの実施形態では、入力デバイスは、組織内レーザ誘導撮像デバイスを含む。

【 0 0 6 2 】

多くの実施形態では、入力デバイスは、組織内レーザ誘導撮像デバイスを含む。

【 0 0 6 3 】

多くの実施形態では、入力デバイスは、組織内音誘導差異検出器 (d i f f e r e n t i a l d e t e c t o r) を含む。

【 0 0 6 4 】

多くの実施形態では、自動コントローラはさらに、パルス幅変調デバイスを含む。

【 0 0 6 5 】

多くの実施形態はさらに、ユーザが自動コントローラを解除するための手段を含む。

10

【 0 0 6 6 】

多くの実施形態はさらに、

ユーザに可視であるディスプレイ上の前立腺の画像を提供し、

所定の容量の組織の軸方向長および半径方向距離に対応する複数の入力パラメータを受信するように構成される命令を含むプロセッサを含み、

所定の容量の所定の組織除去プロファイルは、複数の入力パラメータに基づいて、ディスプレイ上の前立腺の画像上に示される。

【 0 0 6 7 】

多くの実施形態では、複数の入力パラメータは、除去プロファイルの長手方向距離、除去プロファイルの半径方向距離、除去プロファイルの長手方向軸の周りにおける除去プロファイルの角距離、除去プロファイルの軸、除去プロファイルの中心位置、またはユーザが前立腺の画像を覆ってポイントを移動させることに応答した、ユーザ定義入力除去プロファイルのうちの1つ以上を含む。

20

【 0 0 6 8 】

多くの実施形態では、前立腺の画像は、前立腺の軸方向像および前立腺の矢状像を含み、所定の組織除去プロファイルの軸方向像は、前立腺の軸方向像上に示され、組織除去プロファイルの矢状像は、前立腺の矢状像上に示される。

【 0 0 6 9 】

多くの実施形態では、プロセッサは、所定の除去プロファイルの半径方向距離および角距離に基づいて、所定の除去プロファイルの軸方向像を調整するための命令を含み、プロセッサは、所定の除去プロファイルの軸方向距離および半径方向距離に基づいて所定の除去プロファイルの軸方向像を調整するための命令を含む。

30

【 0 0 7 0 】

多くの実施形態では、前立腺の画像上に示される組織除去プロファイルは、ディスプレイ上に示される組織除去プロファイルの寸法が、ディスプレイ上に示される前立腺の画像の寸法に対応するように、ディスプレイ上に示される前立腺の画像にスケール変更される寸法を含む。

【 0 0 7 1 】

多くの実施形態では、プロセッサは、前立腺の画像とともに治療参照マーカを示すため、および複数の入力パラメータに基づいて治療参照マーカに関してディスプレイ上に組織除去プロファイルを示すための命令を含む。

40

【 0 0 7 2 】

多くの実施形態では、ディスプレイ上に示される治療参照マーカは、エネルギー源に接続されているアンカに対応する。

【 0 0 7 3 】

多くの実施形態では、ディスプレイ上に示される治療参照マーカは、エネルギー源に接続されている拡張可能アンカに対応し、拡張可能アンカは、管腔への挿入のためにサイズが定められる第1の狭いプロファイル構成と、患者の膀胱頸部に配置された場合に管腔を通した通過を阻止するための第2の広いプロファイル構成とを含み、ディスプレイ上に

50

示される治療参照マーカは、広いプロファイル構成における拡張可能アソカの画像を、前立腺の矢状画像の上端に含む。

【0074】

多くの実施形態では、ディスプレイ上に示される治療参照マーカは、固定治療参照マーカを含み、プロセッサは、リアルタイムで標的組織へのエネルギー流の場所を示すように、固定参照マーカおよび治療プロファイルに関して移動する可動マーカを示すための命令を含む。

【0075】

多くの実施形態では、可動マーカは、複数の画像であって、治療の矢状軸に沿った矢状画像と、治療軸を横断する軸方向画像とを含む、複数の画像に示され、可動マーカは、矢状画像において治療軸に沿って移動し、可動マーカは、軸方向画像において軸の周りで回転し、固定参照マーカは、可動マーカに関して複数の画像の各々の上に表示される。

10

【0076】

多くの実施形態では、ディスプレイ上に示される前立腺の画像は、患者の前立腺の画像、または複数の患者に対して使用するために好適な前立腺の解剖学的表現を含む。

【0077】

多くの実施形態では、ディスプレイ上に示される患者の前立腺の画像は、患者の前立腺の経直腸的超音波画像を含む。

【0078】

多くの実施形態では、プロセッサは、プロセッサに入力される組織除去プロファイルの半径方向距離に基づいて、加圧流体流を用いて患者を治療する複数のノズルの中からノズルを識別するための命令を含む。

20

【0079】

多くの実施形態では、プロセッサは、加圧流体流を用いた組織の除去の後に、組織除去プロファイルの一部分の半径方向距離および角距離で光ビームを用いて組織を凝固させるための命令を含み、角距離は、除去プロファイルの後方部分に対応する。

【0080】

多くの実施形態では、流体流は、実質的に非圧縮性の流体の発散流を含み、光ビームは、発散光ビームを含む。

30

【0081】

多くの実施形態では、所定の治療容量の治療軸は、前立腺の画像、およびプローブから半径方向に放出されるエネルギーに基づいて、患者の軸と整列させられる。

【0082】

多くの実施形態では、所定の容量の軸は、治療容量の前後軸を含み、治療容量の前後軸は、プローブから放出される治療エネルギーを患者の前後方向と回転整列させるために、組織の可視化およびプローブから放出されるエネルギーの角度に基づいて、患者の前後方向と整列させられる。

【0083】

多くの実施形態では、画像は、ノズルから放出される加圧流体に回答して、組織の偏向または流体流のうちの1つ以上を示す超音波画像を含み、治療プローブの細長い軸の周りの流体流の角度は、治療軸を患者の軸と整列させるように調整される。

40

【0084】

多くの実施形態では、画像は、組織を照射するプローブから半径方向に放出される光ビームを示す光学画像を含み、治療プローブの細長い軸の周りの光ビームの角度は、治療軸を患者と整列させるように調整される。

【0085】

多くの実施形態はさらに、プロセッサを含み、プロセッサは、ユーザが、半径方向に放出されるエネルギーを患者の軸と整列させるように、治療プローブの細長い軸の周りで治療プローブから半径方向に放出されるエネルギーの角度を調整するための命令を含み、プ

50

ロセッサは、エネルギーの角度が患者の軸と整列させられる場合に、ユーザコマンドに応答して角度を入力するための命令を含み、プロセッサは、プロセッサに入力される角度に基づいて、治療軸を回転させるための命令を含む。

【0086】

多くの実施形態では、角回転センサが、患者の軸に関してプローブの細長い軸の周りでの治療プローブの回転を決定し、所定の治療容量の治療軸は、治療プローブの回転に応答して回転させられ、患者は、患者の前後方向が引力の方向と整列させられるように、患者支持器の上に配置される。

【0087】

多くの実施形態では、角回転センサは、加速度計またはゴニオメータのうちの1つ以上を含む。

10

【0088】

多くの実施形態はさらに、
複数の画像のうちの各画像が、組織の3次元表現の平面を含む、ユーザに可視的なディスプレイ上で組織の複数の画像を提供し、
複数の画像の該各画像に沿って治療プロファイルを描定するようにユーザからの入力を受信し、

複数の画像の該各画像に沿った治療プロファイルに基づいて、3次元治療プロファイルを描定するように構成される命令を含むプロセッサを含む。

【0089】

20

多くの実施形態では、プロセッサは、3次元治療プロファイルを描定するように複数の画像の治療プロファイルの間で補間を行うための命令を含む。

【0090】

多くの実施形態はさらに、複数の連続パルスを含むパルスエネルギー流を提供するようにキャリアおよび自動コントローラに結合されている無脈動ポンプを含む。

【0091】

多くの実施形態はさらに、複数の連続パルスを含むパルスエネルギー流を提供するようにキャリアおよび自動コントローラに結合されている脈動ポンプを含む。

【0092】

多くの実施形態では、自動コントローラは、複数の連続パルスが除去されるべき組織の標的場所で重複するように、パルスエネルギー送達流を移動させるように構成される。

30

【0093】

多くの実施形態では、自動コントローラは、複数の連続パルスが除去されるべき組織の標的場所で重複しないように、パルスエネルギー送達流を移動させるように構成される。

【0094】

別の側面では、実施形態は、患者の組織を治療するための装置を提供する。患者を治療する細長い治療プローブが、軸に沿って延在する。細長い治療プローブは、作業チャンネルを有する外側の細長い構造と、エネルギー源を位置付けて配向することにより標的組織に向かってエネルギーを放出するように、作業チャンネル内で回転可能および平行移動可能である内側キャリアとを含む。細長い撮像プローブであって、細長い撮像プローブは、軸に沿って延在する。結合器は、細長い治療プローブおよび細長い撮像プローブが患者に挿入されている場合に、長い治療プローブを細長い撮像プローブに結合する。

40

【0095】

多くの実施形態はさらに、内側キャリアに接続されている第1の連鎖部と、撮像プローブに接続されている第2の連鎖部とを含み、1つ以上のコントローラは、キャリアが軸に沿って移動するときに組織とのキャリアの相互作用を視認するために、第2の連鎖部とともに第1の連鎖部を移動させることにより、治療軸に沿って内側キャリアを移動させ、撮像プローブ軸に沿って撮像プローブを移動させるように構成される。

【0096】

多くの実施形態では、結合器は、

50

基部と、
基部から延在し、細長い治療プローブの近位端に接続される、第1のアームと、
基部から延在し、細長い撮像プローブの近位端に接続される、第2のアームと、
を含み、基部は、第1のアームが剛性構成を含み、かつ第2のアームが剛性構成を含む
場合、細長い治療プローブおよび細長い撮像プローブを支持する。

【0097】

多くの実施形態では、第2のアームは、第1のアームが細長い治療プローブの位置および配向を維持する場合に、ユーザ制御下で撮像プローブを操作するためのアクチュエータを含む。

【0098】

多くの実施形態では、結合部は、細長い撮像プローブおよび細長い治療プローブが患者の反対側から挿入されている場合に、細長い撮像プローブに関して細長い治療プローブの整列を維持するように構成される。

【0099】

多くの実施形態では、結合器は、ノズルが近位方向および遠位方向に前進させられ、回転させられた場合に、細長い撮像プローブの軸との細長い治療プローブの軸の整列を維持するように構成される。

【0100】

多くの実施形態では、結合器は、撮像プローブの軸と平行に治療プローブの軸を整列させるように構成される。

【0101】

多くの実施形態では、結合器は、細長い撮像プローブに関して細長い撮像プローブの固定された位置および配向を維持するように構成される。

【0102】

多くの実施形態では、結合器は、細長い治療プローブに結合されている剛性アームと、細長い撮像プローブに結合されている第2の剛性アームとを含み、第1の剛性アームは、第2の剛性アームに固定して結合され、細長い治療プローブは、治療プローブ軸を横断する偏向を阻止するための剛性を含み、細長い撮像プローブは、細長い撮像プローブ軸を横断する偏向を阻止するための剛性を含む。

【0103】

多くの実施形態では、結合器は、細長い撮像プローブに関して細長い撮像プローブの固定された位置および配向を維持するための磁石を含む。

【0104】

多くの実施形態では、結合器は、細長い治療プローブまたは細長い撮像プローブのうちの1つ以上に沿った複数の軸方向位置に配置される複数の磁石を含む。

【0105】

多くの実施形態では、結合器は、細長い治療プローブの一部分を覆って延在する第1の管腔の壁と、細長い撮像プローブの一部分を覆って延在する第2の管腔の壁とを通して、細長い治療プローブを細長い撮像プローブに結合するように構成される。

【0106】

多くの実施形態では、細長い撮像プローブは、患者の直腸への挿入のために構成され、細長い治療プローブは、患者の尿道への挿入のために構成され、結合器は、細長い治療プローブが尿道内に配置され、かつ細長い撮像プローブが直腸内に配置された場合に、細長い治療プローブを細長い撮像プローブと整列させるように構成される。

【0107】

多くの実施形態では、細長い構造は、軸を横断するプローブの偏向を細長い構造が阻止するように、剛性をプローブに追加するスパインを含む。

【0108】

多くの実施形態では、細長い撮像プローブは、撮像プローブの軸を横断する撮像プローブの偏向を阻止するため、および細長い治療プローブの軸に関して細長い撮像プローブの

10

20

30

40

50

軸の配向を固定するために、少なくとも剛性遠位部分を含む。

【0109】

多くの実施形態では、プロセッサが、細長い撮像プローブ、細長い治療プローブ、および連鎖部に結合され、プロセッサは、細長い撮像プローブの画像上で識別される組織の標的場所を切除するためのノズルの圧力、軸方向場所および配向を決定するための命令を含む。

【0110】

多くの実施形態では、プロセッサは、細長い治療プローブが患者の第1の面で挿入され、かつ細長い撮像プローブが患者の第1の面の反対側の第2の面で挿入されている場合に、画像上の標的場所に応答して、ノズルの圧力、軸方向場所および配向を決定するための命令を含む。

10

【0111】

多くの実施形態では、プロセッサは、細長い治療プローブが、細長い治療プローブと細長い撮像プローブとの間に延在する第1の管腔の壁および第2の管腔の壁とを通して細長い撮像プローブに結合されている場合に、画像上の標的場所に応答して、ノズルの圧力、軸方向場所および配向を決定するための命令を含む。

【0112】

多くの実施形態では、プロセッサは、画像の第1の入力標的場所の第1の画像座標参照と画像の第2の入力標的場所の第2の画像座標参照とを決定するための命令と、画像の第1の画像座標参照を治療プローブの第1の標的座標参照にマップし、かつ画像の第2の入力標的場所を治療プローブの第2の標的座標参照にマップする命令とを含み、プロセッサは、第1の入力標的場所から第2の入力標的場所まで延在する切断プロファイルを提供するように、ノズルの圧力ならびに軸方向位置および回転位置を決定するための命令を含む。

20

【0113】

別の側面では、実施形態は、患者の組織を治療するための装置を提供する。アームが、基部に結合される。アームは、第1の可動構成および第2の剛性構成を含む。患者を治療するための治療プローブは、作業チャンネルを有する外側の細長い構造と、ノズルを位置付けて配向することにより組織に向かって加圧流を放出するように、作業チャンネル内で回転可能および平行移動可能である内側キャリアとを含む。プロセッサは、患者を治療するようにキャリアを回転および平行移動させるための命令を含む。連鎖部が、命令に応答してプローブを回転および平行移動させるようにプロセッサに結合される。

30

【0114】

多くの実施形態では、キャリアは、外側の細長い構造の近位端から挿入および除去されるように構成される急速交換キャリアを含み、連鎖部は、内側キャリアを受け取るようにサイズが定められる内側寸法を有する回転可能かつ平行移動可能な細長い連鎖管を含み、細長い連鎖管は、細長い連鎖管が組織を治療するように回転および平行移動する場合に、細長い連鎖管内で急速交換キャリアを係止するための係止構造を含む。

【0115】

多くの実施形態はさらに、マニホールドと、複数のチャンネルとを含み、マニホールドは、外側の細長い構造の近位端に接続され、複数のチャンネルは、第1のチャンネルを用いてマニホールドの第1のポートをバルーンアンカに結合するため、およびマニホールドの第2のポートを外側の細長い流体の遠位端近くの開口部と結合して流体を治療部位に送達するために、外側の細長い構造に沿って延在し、マニホールドは、係止構造を含み、連鎖部は、バルーンが膨張させられている場合に連鎖部をマニホールドに接続するための係止構造を含む。

40

【0116】

多くの実施形態では、細長い構造は、アンカに結合されているスパインを含み、スパインは、プローブのキャリアが、ノズルを位置付けて配向することによりアンカに参照されている患者の標的場所を治療するように連鎖部の第2の部分とともに回転および平行移動

50

させられた場合に、連鎖部の第1の部分からアンカまでの距離を固定するために、アンカと連鎖部との間に延在する。

【0117】

多くの実施形態では、細長い構造は、アンカに結合され、細長い構造は、キャリアが、ノズルを位置付けて配向することにより患者を治療するように連鎖部の第2の部分とともに回転および平行移動させられた場合に、連鎖部の第1の部分からアンカまでの細長い構造に沿った距離を固定するために、アンカと連鎖部との間に延在する。

【0118】

多くの実施形態では、細長い構造およびキャリアは、プローブが組織に挿入されると偏向するように構成され、細長い構造は、ノズルが、患者を治療するようにキャリアとともにプローブ軸に沿って回転および平行移動させられた場合に、アンカに関してノズルの配置を維持するために、連鎖部の固定された位置とアンカとの間での実質的に一定の弧長を維持する。

10

【0119】

多くの実施形態では、連鎖部は、アームが非ロック構成を含む場合に、ユーザの手を用いて把持可能および位置付け可能である外側ハンドピース部分を含む。

【0120】

多くの実施形態では、連鎖部は、プローブが患者に挿入されている場合に、アームを用いて治療プローブおよび連鎖部を支持するように、治療プローブおよびアームに結合されている支持体を含む。

20

【0121】

多くの実施形態では、支持体は、連鎖部の硬質ケーシングまたは連鎖部のフレームのうちの1つ以上を含み、ケーシングは、患者が治療される場合にアームに対して実質的に固定されたままである。

【0122】

多くの実施形態では、支持体は、プローブを患者に挿入し、かつ標的場所および配向でノズルを位置付けるように、治療プローブに結合され、支持体は、アームが剛性構成を含む場合、プローブが患者内に位置付けられて配向された状態でプローブを支持するために、アームおよび細長い構造に結合される。

【0123】

多くの実施形態では、支持体およびアームは、患者がノズルを用いて治療される場合に連鎖部の場所を固定するために、アームが剛性構成を含む場合、意図した位置および配向で連鎖部およびプローブを支持することが可能である。

30

【0124】

多くの実施形態では、プローブは、細長い構造と、内側キャリアとを含み、連鎖部は、細長い構造の軸に沿ったノズルの位置、および細長い構造の軸の周りでのノズルの回転を制御するように、キャリアに結合される。

【0125】

多くの実施形態では、本装置は、患者外で生細胞を提供するために、組織の生細胞を除去するように構成される。

40

【0126】

多くの実施形態では、本装置は、組織学のために組織を除去するように構成される。

【0127】

多くの実施形態では、本装置は、組織を浸軟する(macerate)ように構成される。

【0128】

多くの実施形態では、本装置は、二酸化炭素(以降では「CO₂」)を含むガスの中へ高圧流体流を放出するように構成される。

【0129】

多くの実施形態では、本装置は、約5mm以下の曲げ半径を有する光ファイバを含む。

50

【 0 1 3 0 】

多くの実施形態では、本装置は、約 2 mm 以下の曲げ半径を有する光ファイバを含む。

【 0 1 3 1 】

本発明の実施形態は、具体的には、前立腺の経尿道的治療を対象としているが、本発明のある側面はまた、脳、心臓、肺、腸、眼、皮膚、腎臓、肝臓、膵臓、胃、子宮、卵巣、精巣、膀胱、耳、鼻、口等の他の器官、骨髄、脂肪組織、筋肉、腺および粘膜組織、脊髄および神経組織、軟骨等の軟組織、歯、骨等の硬質静物組織、ならびに洞、尿管、結腸、食道、肺の通路、血管、および喉等の身体管腔および通路を治療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、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。

10

本発明は、例えば、以下を提供する。

(項目 1)

組織切除のための方法であって、前記方法は、

組織内にエネルギー源を位置付けることと、

前記エネルギー源から前記組織に向かって半径方向外向きにエネルギーを方向付けることと、

所定の容量の組織を除去するように前記エネルギー源を移動させることであって、前記エネルギー源の移動は、自動コントローラによって少なくとも部分的に制御される、ことと

を含む、方法。

20

(項目 2)

前立腺組織切除のための方法であって、前記方法は、

管腔を有する尿道内にエネルギー源を位置付けることと、

前記エネルギー源から前記前立腺内の前記尿道の壁に向かって半径方向外向きにエネルギーを方向付けることと、

前記管腔を包囲する所定の容量の組織を除去するように前記エネルギー源を移動させることであって、前記エネルギー源の移動は、自動コントローラによって少なくとも部分的に制御される、ことと

を含む、方法。

30

(項目 3)

前記自動コントローラは、既定の計画に基づいて前記エネルギー源の移動を制御する、項目 2 に記載の方法。

(項目 4)

前記自動コントローラは、既定の計画に基づいて前記エネルギー源の移動を制御する、項目 2 に記載の方法。

(項目 5)

前記既定の計画は、前記前立腺の術前画像に基づいてユーザによって入力される、項目 2 に記載の方法。

(項目 6)

前記自動コントローラは、前記前立腺のリアルタイム評価に基づいて前記エネルギー源の移動を制御する、項目 2 に記載の方法。

40

(項目 7)

前記リアルタイム評価は、組織内レーザー誘導撮像を含む、項目 6 に記載の方法。

(項目 8)

前記リアルタイム評価は、音響距離測定を含む、項目 6 に記載の方法。

(項目 9)

前記リアルタイム評価は、組織内音誘導区別を含む、項目 6 に記載の方法。

(項目 10)

前記自動制御はさらに、パルス幅変調を含む、項目 6 に記載の方法。

(項目 11)

50

ユーザが前記自動制御を解除することをさらに含む、項目 2 に記載の方法。

(項目 1 2)

プロセッサに結合されているディスプレイ上に前立腺の画像を提供することであって、前記ディスプレイは、ユーザによって視認されることが可能である、ことと、

前記所定の容量の組織の軸方向長および半径方向距離に対応する複数の入力パラメータを受信することと

をさらに含み、前記所定の容量の所定の組織除去プロファイルは、前記複数の入力パラメータに基づいて前記ディスプレイ上の前記前立腺の前記画像上に示される、項目 2 に記載の方法。

(項目 1 3)

前記複数の入力パラメータは、前記除去プロファイルの長手方向距離、前記除去プロファイルの半径方向距離、前記除去プロファイルの長手方向軸の周りにおける前記除去プロファイルの角距離、前記除去プロファイルの軸、前記除去プロファイルの中心位置、または前記ユーザが前記前立腺の前記画像の上でポイントを移動させることに応答したユーザ定義入力除去プロファイルのうちの 1 つ以上を含む、項目 1 2 に記載の方法。

(項目 1 4)

前記前立腺の前記画像は、前記前立腺の軸方向像および前記前立腺の矢状像を含み、前記所定の組織除去プロファイルの軸方向像は、前記前立腺の前記軸方向像上に示され、前記組織除去プロファイルの矢状像は、前記前立腺の前記矢状像上に示される、項目 1 3 に記載の方法。

(項目 1 5)

前記所定の除去プロファイルの前記軸方向像は、前記所定の除去プロファイルの前記半径方向距離および前記角距離に基づいて調整され、前記所定の除去プロファイルの前記軸方向像は、前記所定の除去プロファイルの前記軸方向距離および前記半径方向距離に基づいて調整される、項目 1 4 に記載の方法。

(項目 1 6)

前記前立腺の前記画像上に示される前記組織除去プロファイルは、前記ディスプレイ上に示される前記組織除去プロファイルの寸法が、前記ディスプレイ上に示される前記前立腺の前記画像の寸法に対応するように、前記ディスプレイ上に示される前記前立腺の前記画像にスケール変更される寸法を含む、項目 1 2 に記載の方法。

(項目 1 7)

治療参照マーカーは、前記前立腺の前記画像とともに示され、前記組織除去プロファイルは、前記複数の入力パラメータに基づいて、前記治療参照マーカーに関して前記ディスプレイ上に示される、項目 1 2 に記載の方法。

(項目 1 8)

前記ディスプレイ上に示される前記治療参照マーカーは、前記エネルギー源に接続されているアンカに対応する、項目 1 7 に記載の方法。

(項目 1 9)

前記ディスプレイ上に示される前記治療参照マーカーは、前記エネルギー源に接続されている拡張可能アンカに対応し、前記拡張可能アンカは、前記管腔への挿入のためにサイズが定められる第 1 の狭いプロファイル構成と、患者の膀胱頸部に配置された場合に前記管腔を通した通過を阻止するための第 2 の広いプロファイル構成とを含み、前記ディスプレイ上に示される前記治療参照マーカーは、広いプロファイル構成における拡張可能アンカの画像を、前記前立腺の前記画像の上端に含む、項目 1 7 に記載の方法。

(項目 2 0)

前記ディスプレイ上に示される前記前立腺の前記画像は、前記患者の前記前立腺の画像、または複数の患者に対して使用するために好適な前立腺の解剖学的表現を含む、項目 1 2 に記載の方法。

(項目 2 1)

前記ディスプレイ上に示される前記患者の前記前立腺の前記画像の前記画像は、前記患者

10

20

30

40

50

の前記前立腺の経直腸的超音波画像を含む、項目 20 に記載の方法。

(項目 22)

ノズルは、前記プロセッサに入力される前記組織除去プロファイルの半径方向距離に基づいて加圧流体流を用いて前記患者を治療するための、複数のノズルの中から識別される、項目 12 に記載の方法。

(項目 23)

前記組織は、前記加圧流体流を用いた前記組織の除去の後に、前記組織除去プロファイルの一部分の半径方向距離および角距離で光ビームを用いて凝固させられ、前記角距離は、前記除去プロファイルの後方部分に対応する、項目 22 に記載の方法。

(項目 24)

前記流体流は、実質的に非圧縮性の流体の発散流を含み、前記光ビームは、発散光ビームを含む、項目 23 に記載の方法。

(項目 25)

前記所定の治療容量の治療軸は、前記前立腺の画像と、プローブから半径方向に放出されるエネルギーとに基づいて、前記患者の軸と整列させられる、項目 2 に記載の方法。

(項目 26)

前記所定の容量の前記軸は、前記治療容量の前後軸を含み、前記治療容量の前記前後軸は、前記プローブから放出される前記治療エネルギーを前記患者の前後方向と回転整列させるために、前記組織の可視化と前記プローブから半径方向に放出されるエネルギーの角度とに基づいて、前記患者の前記前後方向と整列させられる、項目 25 に記載の方法。

(項目 27)

前記画像は、ノズルから放出される加圧流体に応答して、前記組織の偏向または流体流のうちの 1 つ以上を示す超音波画像を含み、治療プローブの細長い軸の周りの前記流体流の角度は、前記治療軸を前記患者の前記軸と整列させるように調整される、項目 26 に記載の方法。

(項目 28)

前記画像は、前記組織を照射する前記プローブから半径方向に放出される光ビームを示す光学画像を含み、前記治療プローブの細長い軸の周りの前記光ビームの角度は、前記治療軸を前記患者と整列させるように調整される、項目 26 に記載の方法。

(項目 29)

プロセッサをさらに含み、前記プロセッサは、前記ユーザが、半径方向に放出される前記エネルギーを前記患者の軸と整列させるように、前記治療プローブの細長い軸の周りで前記治療プローブから半径方向に放出される前記エネルギーの角度を調整するための命令を含み、前記プロセッサは、前記エネルギーの前記角度が前記患者の前記軸と整列させられる場合に、ユーザコマンドに응答して前記角度を入力するための命令を含み、前記プロセッサは、前記プロセッサに入力される前記角度に基づいて、前記治療軸を回転させるための命令を含む、項目 26 に記載の方法。

(項目 30)

角回転センサは、前記患者の軸に関して前記プローブの細長い軸の周りで前記治療プローブの回転を決定し、前記所定の治療容量の治療軸は、前記治療プローブの前記回転に응答して回転させられ、前記患者は、前記患者の前後方向が引力の方向と整列させられるように、患者支持器の上に配置される、項目 25 に記載の方法。

(項目 31)

前記角回転センサは、加速度計またはゴニオメータのうちの 1 つ以上を含む、項目 30 に記載の方法。

(項目 32)

近位端および遠位端を有するキャリアと、
エネルギーを半径方向外向きに送達するときに組織において位置付けられるように近位方向に離間される前記キャリア上の少なくとも 1 つのエネルギー源と、
容量測定的組織除去を達成するように前記少なくとも 1 つのエネルギー源の移動を制御

10

20

30

40

50

するための自動コントローラと
を含む、組織切除装置。

(項目 3 3)

近位端および遠位端を有するキャリアと、
エネルギーを半径方向外向きに送達するときに尿道において位置付けられるように近位
方向に離間される前記キャリア上の少なくとも 1 つのエネルギー源と、

容量測定的組織除去を達成するように前記少なくとも 1 つのエネルギー源の移動を制御
するための自動コントローラと
を含む、前立腺切除装置。

(項目 3 4)

前記自動コントローラは、既定の計画に基づいて前記エネルギー源の移動を制御する、項
目 3 3 に記載の装置。

(項目 3 5)

前記既定の計画は、前記前立腺の術前画像に基づいてユーザによって入力される、項目 3
4 に記載の装置。

(項目 3 6)

前記自動コントローラは、入力デバイスから得られる前記前立腺のリアルタイム評価に基
づいて前記エネルギー源の移動を制御する、項目 3 3 に記載の装置。

(項目 3 7)

前記入力デバイスは、組織内レーザ誘導撮像デバイスを含む、項目 3 6 に記載の装置。

(項目 3 8)

前記入力デバイスは、組織内レーザ誘導撮像デバイスを含む、項目 3 6 に記載の装置。

(項目 3 9)

前記入力デバイスは、組織内音誘導差異検出器を含む、項目 3 6 に記載の装置。

(項目 4 0)

前記自動コントローラは、パルス幅変調デバイスをさらに含む、項目 3 6 に記載の装置
。

(項目 4 1)

前記ユーザが前記自動コントローラを解除するための手段をさらに含む、項目 3 6 に記載
の装置。

(項目 4 2)

ユーザに可視であるディスプレイ上の前立腺の画像を提供し、
前記所定の容量の組織の軸方向長および半径方向距離に対応する複数の入力パラメータ
を受信する

ように構成される命令を含むプロセッサをさらに含み、

前記所定の容量の所定の組織除去プロファイルは、前記複数の入力パラメータに基づい
て、前記ディスプレイ上の前記前立腺の前記画像上に示される、

項目 3 3 に記載の装置。

(項目 4 3)

前記複数の入力パラメータは、前記除去プロファイルの長手方向距離、前記除去プロファ
イルの半径方向距離、前記除去プロファイルの長手方向軸の周りにおける前記除去プロフ
ァイルの角距離、前記除去プロファイルの軸、前記除去プロファイルの中心位置、または
前記ユーザが前記前立腺の前記画像の上でポイントを移動させることに応答したユーザ定
義入力除去プロファイルのうちの 1 つ以上を含む、項目 4 2 に記載の装置。

(項目 4 4)

前記前立腺の前記画像は、前記前立腺の軸方向像および前記前立腺の矢状像を含み、前記
所定の組織除去プロファイルの軸方向像は、前記前立腺の前記軸方向像上に示され、前記
組織除去プロファイルの矢状像は、前記前立腺の前記矢状像上に示される、項目 4 3 に記
載の装置。

(項目 4 5)

10

20

30

40

50

前記プロセッサは、前記所定の除去プロファイルの前記半径方向距離および前記角距離に基づいて、前記所定の除去プロファイルの前記軸方向像を調整するための命令を含み、前記プロセッサは、前記所定の除去プロファイルの前記軸方向距離および前記半径方向距離に基づいて前記所定の除去プロファイルの前記軸方向像を調整するための命令を含む、項目44に記載の装置。

(項目46)

前記前立腺の前記画像上に示される前記組織除去プロファイルは、前記ディスプレイ上に示される前記組織除去プロファイルの寸法が、前記ディスプレイ上に示される前記前立腺の前記画像の寸法に対応するように、前記ディスプレイ上に示される前記前立腺の前記画像にスケール変更される寸法を含む、項目42に記載の装置。

10

(項目47)

前記プロセッサは、前記前立腺の前記画像とともに治療参照マーカを示すため、および前記複数の入力パラメータに基づいて前記治療参照マーカに関して前記ディスプレイ上に前記組織除去プロファイルを示すための命令を含む、項目42に記載の装置。

(項目48)

前記ディスプレイ上に示される前記治療参照マーカは、前記エネルギー源に接続されているアンカに対応する、項目47に記載の装置。

(項目49)

前記ディスプレイ上に示される前記治療参照マーカは、前記エネルギー源に接続されている拡張可能アンカに対応し、前記拡張可能アンカは、前記管腔への挿入のためにサイズが定められる第1の狭いプロファイル構成と、患者の膀胱頸部に配置された場合に前記管腔を通した通過を阻止するための第2の広いプロファイル構成とを含み、前記ディスプレイ上に示される前記治療参照マーカは、広いプロファイル構成における拡張可能アンカの画像を、前記前立腺の矢状画像の上端に含む、項目47に記載の装置。

20

(項目50)

前記ディスプレイ上に示される前記治療参照マーカは、固定治療参照マーカを含み、前記プロセッサは、リアルタイムで標的組織へのエネルギー流の場所を示すように、前記固定参照マーカと前記治療プロファイルとに関して移動する可動マーカを示すための命令を含む、項目47に記載の装置。

(項目51)

30

前記可動マーカは、複数の画像であって、治療の矢状軸に沿った矢状画像と、前記治療軸を横断する軸方向画像とを含む、複数の画像に示され、前記可動マーカは、前記矢状画像において前記治療軸に沿って移動し、前記可動マーカは、前記軸方向画像において前記軸の周りで回転し、前記固定参照マーカは、前記可動マーカに関して前記複数の画像の各々の上に表示される、項目50に記載の装置。

(項目52)

前記ディスプレイ上に示される前記前立腺の前記画像は、前記患者の前記前立腺の画像、または複数の患者に対して使用するために好適な前立腺の解剖学的表現を含む、項目42に記載の装置。

40

(項目53)

前記ディスプレイ上に示される前記患者の前記前立腺の前記画像の前記画像は、前記患者の前記前立腺の経直腸的超音波画像を含む、項目52に記載の装置。

(項目54)

前記プロセッサは、前記プロセッサに入力される前記組織除去プロファイルの半径方向距離に基づいて加圧流体流を用いて前記患者を治療するための、複数のノズルの中からノズルを識別するための命令を含む、項目42に記載の装置。

(項目55)

前記プロセッサは、前記加圧流体流を用いた前記組織の除去の後に、前記組織除去プロフ

50

ファイルの一部分の半径方向距離および角距離で光ビームを用いて組織を凝固させるための命令を含み、前記角距離は、前記除去プロファイルの後方部分に対応する、項目 5 4 に記載の装置。

(項目 5 6)

前記流体流は、実質的に非圧縮性の流体の発散流を含み、前記光ビームは、発散光ビームを含む、項目 5 5 に記載の装置。

(項目 5 7)

前記所定の治療容量の治療軸は、前記前立腺の前記画像と、プローブから半径方向に放出されるエネルギーとに基づいて、前記患者の軸と整列させられる、項目 4 2 に記載の装置。

10

(項目 5 8)

前記所定の容量の前記軸は、前記治療容量の前後軸を含み、前記治療容量の前記前後軸は、前記プローブから放出される前記治療エネルギーを前記患者の前後方向と回転整列させるために、前記組織の可視化と前記プローブから半径方向に放出されるエネルギーの角度とに基づいて、前記患者の前記前後方向と整列させられる、項目 5 7 に記載の装置。

(項目 5 9)

前記画像は、ノズルから放出される加圧流体にตอบสนองして、前記組織の偏向または流体流のうちの 1 つ以上を示す超音波画像を含み、治療プローブの細長い軸の周りの前記流体流の角度は、前記治療軸を前記患者の前記軸と整列させるように調整される、項目 5 8 に記載の装置。

20

(項目 6 0)

前記画像は、前記組織を照射する前記プローブから半径方向に放出される光ビームを示す光学画像を含み、前記治療プローブの細長い軸の周りの前記光ビームの角度は、前記治療軸を前記患者と整列させるように調整される、項目 5 8 に記載の装置。

(項目 6 1)

プロセッサをさらに含み、前記プロセッサは、前記ユーザが、半径方向に放出される前記エネルギーを前記患者の軸と整列させるように、前記治療プローブの細長い軸の周りで前記治療プローブから半径方向に放出される前記エネルギーの角度を調整するための命令を含み、前記プロセッサは、前記エネルギーの前記角度が前記患者の前記軸と整列させられる場合に、ユーザコマンドにตอบสนองして前記角度を入力するための命令を含み、前記プロセッサは、前記プロセッサに入力される前記角度に基づいて、前記治療軸を回転させるための命令を含む、項目 5 8 に記載の装置。

30

(項目 6 2)

角回転センサは、前記患者の軸に関して前記プローブの細長い軸の周りで前記治療プローブの回転を決定し、前記所定の治療容量の治療軸は、前記治療プローブの前記回転にตอบสนองして回転させられ、前記患者は、前記患者の前後方向が引力の方向と整列させられるように、患者支持器の上に配置される、項目 5 7 に記載の装置。

(項目 6 3)

前記角回転センサは、加速度計またはゴニオメータのうちの 1 つ以上を含む、項目 6 2 に記載の装置。

40

(項目 6 4)

複数の画像のうちの各画像が、組織の 3 次元表現の平面を含む、ユーザに可視であるディスプレイ上の組織の前記複数の画像を提供し、

前記複数の画像の前記各画像に沿って治療プロファイルを描定するように前記ユーザからの入力を受信し、

前記複数の画像の前記各画像に沿った前記治療プロファイルに基づいて、3次元治療プロファイルを描定する

ように構成される命令を含むプロセッサをさらに含む、項目 3 3 に記載の装置。

(項目 6 5)

前記プロセッサは、前記 3 次元治療プロファイルを描定するように前記複数の画像の治療

50

プロファイルの間で補間を行うための命令を含む、項目 6 4 に記載の装置。

(項目 6 6)

複数の連続パルスを含むパルスエネルギー流を提供するように前記キャリアと前記自動コントローラとに結合されている無脈動ポンプをさらに含む、項目 3 3 に記載の装置。

(項目 6 7)

複数の連続パルスを含むパルスエネルギー流を提供するように前記キャリアと前記自動コントローラとに結合されている脈動ポンプをさらに含む、項目 3 3 に記載の装置。

(項目 6 8)

前記自動コントローラは、除去されるべき組織の標的場所で前記複数の連続パルスが重複するように、前記パルスエネルギー送達流を移動させるように構成される、項目 6 7 に記載の装置。

10

(項目 6 9)

前記自動コントローラは、除去されるべき組織の標的場所で前記複数の連続パルスが重複しないように、前記パルスエネルギー送達流を移動させるように構成される、項目 6 7 に記載の装置。

(項目 7 0)

患者の組織を治療するための装置であって、前記装置は、

患者を治療する細長い治療プローブであって、前記細長い治療プローブは、軸に沿って延在し、作業チャンネルを有する外側の細長い構造と、エネルギー源を位置付けて配向することにより標的組織に向かってエネルギーを放出するように前記作業チャンネル内で回転可能および平行移動可能である内側キャリアとを含む、細長い治療プローブと、

20

細長い撮像プローブであって、軸に沿って延在する、細長い撮像プローブと、

前記細長い治療プローブおよび前記細長い撮像プローブが前記患者に挿入されている場合に、前記長い治療プローブを前記細長い撮像プローブに結合するための結合器とを含む、装置。

(項目 7 1)

前記内側キャリアに接続されている第 1 の連鎖部と、前記撮像プローブに接続されている第 2 の連鎖部とをさらに含み、1 つ以上のコントローラは、前記キャリアが前記軸に沿って移動するときに組織との前記キャリアの相互作用を視認するために、前記第 2 の連鎖部とともに前記第 1 の連鎖部を移動させることにより、治療軸に沿って前記内側キャリアを移動させ、撮像プローブ軸に沿って前記撮像プローブを移動させるように構成される、項目 7 0 に記載の装置。

30

(項目 7 2)

前記結合器は、

基部と、

前記基部から延在して前記細長い治療プローブの近位端に接続されている第 1 のアームと、

前記基部から延在して前記細長い撮像プローブの近位端に接続されている第 2 のアームと

を含み、

40

前記基部は、前記第 1 のアームが剛性構成を含み、かつ前記第 2 のアームが剛性構成を含む場合、前記細長い治療プローブおよび前記細長い撮像プローブを支持する、

項目 7 0 に記載の装置。

(項目 7 3)

前記第 2 のアームは、前記第 1 のアームが前記細長い治療プローブの位置および配向を維持する場合にユーザ制御下で前記撮像プローブを操作するためのアクチュエータを含む、項目 7 3 に記載の装置。

(項目 7 4)

前記結合部は、前記細長い撮像プローブおよび前記細長い治療プローブが前記患者の反対側から挿入されている場合に、前記細長い撮像プローブに関して前記細長い治療プローブ

50

の整列を維持するように構成される、項目 70 に記載の装置。

(項目 75)

前記結合器は、前記ノズルが近位方向および遠位方向に前進させられ、回転させられた場合に、前記細長い撮像プローブの前記軸との前記細長い治療プローブの前記軸の整列を維持するように構成される、項目 70 に記載の装置。

(項目 76)

前記結合器は、前記撮像プローブの前記軸と平行に前記治療プローブの前記軸を整列させるように構成される、項目 75 に記載の装置。

(項目 77)

前記結合器は、前記細長い撮像プローブに関して前記細長い撮像プローブの固定された位置および配向を維持するように構成される、項目 70 に記載の装置。

10

(項目 78)

前記結合器は、前記細長い治療プローブに結合されている剛性アームと、前記細長い撮像プローブに結合されている第 2 の剛性アームとを含み、前記第 1 の剛性アームは、前記第 2 の剛性アームに固定して結合され、前記細長い治療プローブは、前記治療プローブ軸を横断する偏向を阻止するための剛性を含み、前記細長い撮像プローブは、前記細長い撮像プローブ軸を横断する偏向を阻止するための剛性を含む、項目 70 に記載の装置。

(項目 79)

前記結合器は、前記細長い撮像プローブに関して前記細長い撮像プローブの固定された位置および配向を維持するための磁石を含む、項目 70 に記載の装置。

20

(項目 80)

前記結合器は、前記細長い治療プローブまたは前記細長い撮像プローブのうちの 1 つ以上に沿った複数の軸方向位置に配置される複数の磁石を含む、項目 70 に記載の装置。

(項目 81)

前記結合器は、前記細長い治療プローブの一部を覆って延在する第 1 の管腔の壁と、前記細長い撮像プローブの一部を覆って延在する第 2 の管腔の壁とを通して、前記細長い治療プローブを前記細長い撮像プローブに結合するように構成される、項目 70 に記載の装置。

(項目 82)

前記細長い撮像プローブは、前記患者の直腸への挿入のために構成され、前記細長い治療プローブは、前記患者の尿道への挿入のために構成され、前記結合器は、前記細長い治療プローブが前記尿道内に配置され、かつ前記細長い撮像プローブが前記直腸内に配置された場合に、前記細長い治療プローブを前記細長い撮像プローブと整列させるように構成される、項目 70 に記載の装置。

30

(項目 83)

前記細長い構造は、前記軸を横断する前記プローブの偏向を前記細長い構造が阻止するように、剛性を前記プローブに追加するスパインを含む、項目 70 に記載の装置。

(項目 84)

前記細長い撮像プローブは、前記撮像プローブの前記軸を横断する前記撮像プローブの偏向を阻止するため、および前記細長い治療プローブの前記軸に関して前記細長い撮像プローブの前記軸の配向を固定するために、少なくとも剛性遠位部分を含む、項目 70 に記載の装置。

40

(項目 85)

前記細長い撮像プローブと、前記細長い治療プローブと、前記連鎖部とに結合されているプロセッサをさらに含み、前記プロセッサは、前記細長い撮像プローブの画像上で識別される前記組織の標的場所を切除するための前記ノズルの圧力、軸方向場所および配向を決定するための命令を含む、項目 70 に記載の装置。

(項目 86)

前記プロセッサは、前記細長い治療プローブが前記患者の第 1 の側で挿入され、かつ前記細長い撮像プローブが前記患者の前記 1 の側の反対側の第 2 の側で挿入されている場合に

50

、前記画像上の前記標的場所に応答して、前記ノズルの前記圧力、前記軸方向場所および配向を決定するための命令を含む、項目 8 5 に記載の装置。

(項目 8 7)

前記プロセッサは、前記細長い治療プローブが、前記細長い治療プローブと前記細長い撮像プローブとの間に延在する第 1 の管腔の壁および第 2 の管腔の壁とを通して前記細長い撮像プローブに結合されている場合に、前記画像上の前記標的場所に応答して、前記ノズルの前記圧力、前記軸方向場所および配向を決定するための命令を含む、項目 8 5 に記載の装置。

(項目 8 8)

前記プロセッサは、前記画像の第 1 の入力標的場所の第 1 の画像座標参照と前記画像の第 2 の入力標的場所の第 2 の画像座標参照とを決定するための命令と、前記画像の前記第 1 の画像座標参照を前記治療プローブの第 1 の標的座標参照にマップし、かつ前記画像の第 2 の入力標的場所を前記治療プローブの第 2 の標的座標参照にマップする命令とを含み、前記プロセッサは、前記第 1 の入力標的場所から前記第 2 の入力標的場所まで延在する切断プロファイルを提供するように、前記ノズルの圧力ならびに軸方向位置および回転位置を決定するための命令を含む、項目 8 5 に記載の装置。

(項目 8 9)

患者の組織を治療するための装置であって、前記装置は、

基部に結合されているアームであって、第 1 の可動構成および第 2 の剛性構成を含む、アームと、

患者を治療するための治療プローブであって、作業チャンネルを有する外側の細長い構造と、ノズルを位置付けて配向することにより前記組織に向かって加圧流を放出するように、前記作業チャンネル内で回転可能および平行移動可能である内側キャリアとを含む、プローブと、

前記患者を治療するように前記キャリアを回転および平行移動させるための命令を含むプロセッサと、

前記命令に応答して前記プローブを回転および平行移動させるように前記プロセッサおよび前記プローブに結合されている連鎖部と

を含む、装置。

(項目 9 0)

前記キャリアは、前記外側の細長い構造の近位端から挿入および除去されるように構成される急速交換キャリアを含み、前記連鎖部は、前記内側キャリアを受け取るようにサイズが定められる内側寸法を有する回転可能かつ平行移動可能な細長い連鎖管を含み、前記細長い連鎖管は、前記細長い連鎖管が組織を治療するように回転および平行移動する場合に、前記細長い連鎖管内で前記急速交換キャリアを係止するための係止構造を含む、項目 8 9 に記載の装置。

(項目 9 1)

マニホールドと、複数のチャンネルとをさらに含み、前記マニホールドは、前記外側の細長い構造の近位端に接続され、前記複数のチャンネルは、第 1 のチャンネルを用いて前記マニホールドの第 1 のポートをバルーンアンカに結合するため、および前記マニホールドの第 2 のポートを前記外側の細長い流体の遠位端近くの開口部と結合して流体を治療部位に送達するために、前記外側の細長い構造に沿って延在し、前記マニホールドは、係止構造を含み、前記連鎖部は、前記バルーンが膨張させられている場合に前記連鎖部を前記マニホールドに接続するための係止構造を含む、項目 8 9 に記載の装置。

(項目 9 2)

前記細長い構造は、アンカに結合されているスパインを含み、前記スパインは、前記プローブの前記キャリアが、前記ノズルを位置付けて配向することにより前記アンカに参照されている前記患者の標的場所を治療するように前記連鎖部の第 2 の部分とともに回転および平行移動させられた場合に、前記連鎖部の第 1 の部分から前記アンカまでの距離を固定するために、前記アンカと前記連鎖部との間に延在する、項目 8 9 に記載の装置。

(項目93)

前記細長い構造は、アンカに結合され、前記細長い構造は、前記キャリアが、前記ノズルを位置付けて配向することにより前記患者を治療するように前記連鎖部の第2の部分とともに回転および平行移動させられた場合に、前記連鎖部の第1の部分から前記アンカまでの前記細長い構造に沿った距離を固定するために、前記アンカと前記連鎖部との間に延在する、項目89に記載の装置。

(項目94)

前記細長い構造および前記キャリアは、前記プローブが前記組織に挿入されると偏向するように構成され、前記細長い構造は、前記ノズルが前記患者を治療するように前記キャリアとともに前記プローブ軸に沿って回転および平行移動させられた場合に、前記アンカに関して前記ノズルの配置を維持するために、前記連鎖部の固定された位置と前記アンカとの間での実質的に一定の弧長を維持する、項目93に記載の装置。

10

(項目95)

前記連鎖部は、前記アームが非係止構成を含む場合に、前記ユーザの手を用いて把持可能および位置付け可能である外側ハンドピース部分を含む、項目89に記載の装置。

(項目96)

前記連鎖部は、前記プローブが前記患者に挿入されている場合に、前記アームを用いて前記治療プローブおよび前記連鎖部を支持するように、前記治療プローブおよび前記アームに結合されている支持体を含む、項目89に記載の装置。

20

(項目97)

前記支持体は、前記連鎖部の硬質ケーシングまたは前記連鎖部のフレームのうちの1つ以上を含み、前記ケーシングは、前記患者が治療される場合に前記アームに対して実質的に固定されたままである、項目96に記載の装置。

(項目98)

前記支持体は、前記プローブを前記患者に挿入し、かつ標的場所および配向で前記ノズルを位置付けるように、前記治療プローブに結合され、前記支持体は、前記アームが前記剛性構成を含む場合、前記プローブが前記患者内に位置付けられて配向された状態で前記プローブを支持するために、前記アームおよび前記細長い構造に結合されている、項目96に記載の装置。

(項目99)

前記支持体および前記アームは、前記患者が前記ノズルを用いて治療される場合に前記連鎖部の場所を固定するために、前記アームが前記剛性構成を含む場合、意図した位置および配向で前記連鎖部および前記プローブを支持することが可能である、項目96に記載の装置。

30

(項目100)

前記プローブは、細長い構造と、内側キャリアとを含み、前記連鎖部は、前記細長い構造の軸に沿った前記ノズルの位置と、前記細長い構造の前記軸の周りでの前記ノズルの回転とを制御するように、前記キャリアに結合されている項目89に記載の装置。

(項目101)

前記装置は、前記患者外で生細胞を提供するために、前記組織の前記生細胞を除去するように構成される、前記項目のいずれかに記載の装置。

40

(項目102)

前記装置は、組織学のために組織を除去するように構成される、前記項目のいずれかに記載の装置。

(項目103)

前記装置は、前記組織を浸軟するように構成される、前記項目のいずれかに記載の装置。

(項目104)

前記装置は、CO₂を含むガスの中へ高圧流体流を放出するように構成される、前記項目のいずれかに記載の装置。

(項目105)

50

前記装置は、約5mm以下の曲げ半径を有する光ファイバを含む、前記項目のいずれかに記載の装置。

(項目106)

前記装置は、約2mm以下の曲げ半径を有する光ファイバを含む、前記項目のいずれかに記載の装置。

【図面の簡単な説明】

【0132】

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発明を実施するための形態、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であろう。

10

【0133】

【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。

【0134】

【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图示する。

【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图示する。

【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图示する。

20

【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图示する。

【0135】

【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、特定の前立腺組織治療デバイスを图示する。

【0136】

【図4】図4は、エネルギー源が組織切除のための流体流を送達する、本発明のデバイスで使用するために好適なエネルギー源を图示する。

【0137】

【図5】図5は、エネルギー源がレーザー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含む、本発明のデバイスで使用するために好適なエネルギー源を图示する。

30

【0138】

【図6】図6は、光学導波路が、レーザーエネルギーを横方向に偏向させる鏡にレーザー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图示する。

【0139】

【図7】図7は、エネルギー源が、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含む、本発明のデバイスで使用するために好適なエネルギー源を图示する。

【0140】

【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。

40

【0141】

【図9a】図9aは、選択的な制御された切除を图示する流れ図である。

【0142】

【図9b】図9bは、流体流が前立腺組織を切除する前に尿道壁を貫通するように構成される、選択的切除を图示する流れ図である。

【0143】

【図10a】図10aは、柱状流体流および発散流体流を图示する。

【0144】

【図10b】図10bは、柱状流体流を放出するように構成される組織修正デバイスの断面図を图示する。

50

【 0 1 4 5 】

【 図 1 0 c 】 図 1 0 c は、発散流体流を放出するように構成される組織修正デバイスの断面図を図示する。

【 0 1 4 6 】

【 図 1 1 】 図 1 1 は、流体流が、随意に、電磁エネルギー用の導管の役割を果たし得る、組織切除に流体流を使用する組織修正デバイスを図示する。

【 0 1 4 7 】

【 図 1 2 】 図 1 2 は、実施形態による、治療プローブ 3 5 0 の構成要素を示す。

【 0 1 4 8 】

【 図 1 3 A 】 図 1 3 A および 1 3 B は、実施形態による、患者を治療するためのシステムを示す。 10

【 図 1 3 B 】 図 1 3 A および 1 3 B は、実施形態による、患者を治療するためのシステムを示す。

【 0 1 4 9 】

【 図 1 4 A 】 図 1 4 A 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。

【 0 1 5 0 】

【 図 1 4 B 】 図 1 4 B は、実施形態による、マニホールドが患者に結合されているままである間に、複数の流体の伝達および受け取りのために構成された図 1 4 A のようなマニホールドのマニホールド導管を示す。

【 0 1 5 1 】

【 図 1 4 C 】 図 1 4 C は、実施形態による、治療プローブおよび連鎖部の構成要素を示す。 20

【 0 1 5 2 】

【 図 1 4 D 1 】 図 1 4 D 1 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結合されているときのキャリアの急速交換を示す。

【 0 1 5 3 】

【 図 1 4 D 2 】 図 1 4 D 2 は、図 1 4 D 1 のようなキャリア管を挿入するための連鎖部の近位端とのキャリアの遠位先端の整列を示す。

【 0 1 5 4 】

【 図 1 4 D 3 】 図 1 4 D 3 は、図 1 4 D 1 のような連鎖部の近位端上の係止構造に向かって前進させられたキャリアを示す。 30

【 0 1 5 5 】

【 図 1 4 D 4 】 図 1 4 D 4 は、図 1 4 D 1 および 1 4 D 2 のような連鎖部に係止されたキャリアを示す。

【 0 1 5 6 】

【 図 1 4 E 】 図 1 4 E 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。

【 0 1 5 7 】

【 図 1 4 F 】 図 1 4 F は、シースの中への細長い要素の前進を示す。 40

【 0 1 5 8 】

【 図 1 4 G 】 図 1 4 G は、実施形態による、スパインを含む細長い要素に結合されている連鎖部を示す。

【 0 1 5 9 】

【 図 1 4 H 】 図 1 4 H は、実施形態による、連鎖管に挿入されたキャリア管およびキャリアを示す。

【 0 1 6 0 】

【 図 1 5 】 図 1 5 および 1 6 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 1 6 】 図 1 5 および 1 6 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 50

。

【0161】

【図17A】図17Aは、実施形態による、図13のような患者治療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。

【0162】

【図17B】図17Bおよび17Cは、実施形態による、マーカーの移動がエネルギー流の位置および配向に対応する複数の画像上で移動するマーカーを示す。

【図17C】図17Bおよび17Cは、実施形態による、マーカーの移動がエネルギー流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。

【0163】

【図17D】図17Dは、実施形態による、ユーザ定義切断プロファイルを示す。

【0164】

【図17E】図17Eおよび17Fは、実施形態による、切断プロファイ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、切断プロファイ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。

【0165】

【図18】図18は、図17Aの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。

【0166】

【図19】図19は、図17Aの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。

【0167】

【図20A】図20Aは、実施形態による、治療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。

【0168】

【図20B1】図20Bは、実施形態による、患者を治療する方法を示す。

【図20B2】図20Bは、実施形態による、患者を治療する方法を示す。

【0169】

【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分割画像のスクリーンショットを示す。

【0170】

【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分割画像のスクリーンショットを示す。

【0171】

【図21C】図21C - 21Fは、複数の画像の各々の中で3次元治療計画およびユーザ定義治療プロファイルを画定するための標的組織の複数の軸方向画像を示す。

【図21D】図21C - 21Fは、複数の画像の各々の中で3次元治療計画およびユーザ定義治療プロファイルを画定するための標的組織の複数の軸方向画像を示す。

【図21E】図21C - 21Fは、複数の画像の各々の中で3次元治療計画およびユーザ定義治療プロファイルを画定するための標的組織の複数の軸方向画像を示す。

【図21F】図21C - 21Fは、複数の画像の各々の中で3次元治療計画およびユーザ定義治療プロファイルを画定するための標的組織の複数の軸方向画像を示す。

【0172】

【図21G】図21Gは、標的組織の矢状像、および図21C - 21Fの軸方向画像の面を示す。

【0173】

【図21H】図21Hは、図21A - 21Fの複数の画像に基づく3次元治療計画を示す。

。

【0174】

10

20

30

40

50

- 【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治療プロファイルを示す。
【 0 1 7 5 】
- 【図 2 1 J】図 2 1 J は、実施形態による、流体流のスキャンパターンを示す。
【 0 1 7 6 】
- 【図 2 1 K】図 2 1 K は、実施形態による、水撃作用を含む流体流を覆うバッグを示す。
【 0 1 7 7 】
- 【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。 10
【 0 1 7 8 】
- 【図 2 2 C】図 2 2 C は、実施形態による、患者が治療される場合に組織を撮像するように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。
【 0 1 7 9 】
- 【図 2 3 A】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 3 B】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。
【 0 1 8 0 】
- 【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含む、キャリアを示す。 20
【 0 1 8 1 】
- 【図 2 5 A】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 5 B】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 5 C】図 2 5 A - 2 5 C は、実施形態による、ジェット偏向を示す。
【 0 1 8 2 】
- 【図 2 6 A】図 2 6 A - 2 6 C は、実施形態による、ジェットマスクングを示す。
【図 2 6 B】図 2 6 A - 2 6 C は、実施形態による、ジェットマスクングを示す。
【図 2 6 C】図 2 6 A - 2 6 C は、実施形態による、ジェットマスクングを示す。
【 0 1 8 3 】 30
- 【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。
【 0 1 8 4 】
- 【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。
【 0 1 8 5 】
- 【図 2 9】図 2 9 は、実施形態による、細切除去術を示す。
【 0 1 8 6 】
- 【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。
【 0 1 8 7 】 40
- 【図 3 2】図 3 2 は、実施形態による、ヒト生体構造に関して治療システムを位置合わせして場所特定する手段を示す。
【 0 1 8 8 】
- 【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含む、複数の拡張可能構造を示す。
【 0 1 8 9 】
- 【図 3 4】図 3 4 は、実施形態による、ヒト生体構造に関してシステムを位置合わせする手段を示す。
【 0 1 9 0 】
- 【図 3 5】図 3 5 は、実施形態による、使い捨てバルーンを示す。 50

【0191】

【図36】図36は、実施形態による、組織切除および深度制御を示す。

【0192】

【図37】図37は、図36に示されるような第1のサイズでの可視的な同伴領域を示す。

【0193】

【図38】図38は、実施形態による、組織切除深度制御を示す。

【0194】

【図39】図39は、実施形態による、図36および37に示されるものとは異なる圧力を伴う、図38に示されるような生理食塩水中の同伴領域炎域の光学画像を示す。

10

【0195】

【図40】図40は、実施形態による、複数の圧力およびノズルの最大浸透深度と対比したノズル流速を示す。

【0196】

【図41】図41は、実施形態による、最大浸透深度と対比したノズル背圧を示す。

【0197】

【図42】図42は、実施形態による、130ミクロンノズルおよび150ミクロンノズルの背圧と対比したノズル流速を示す。

【発明を実施するための形態】

【0198】

20

本開示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発明を実施するための形態、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であろう。

【0199】

発明を実施するための形態は、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いが、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。当業者に明白となるであろう、種々の他の修正、変更、および変化例が、本明細書で説明されるような本発明の精神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置、動作、および詳細に行われてもよい。

30

【0200】

本明細書で開示される実施形態は、改良型治療を患者に提供する多くの方法のうちの一つ以上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、改良型治療を提供するように従来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一つ以上は、本明細書で説明されるような方法および装置のいずれか一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、図面および支持テキストは、実施形態による説明を提供することを理解されたい。

【0201】

40

本明細書で説明されるような治療プロファイルおよび容量の治療計画および定義は、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、脾臓、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治療するために、使用することができる。

【0202】

本明細書で説明されるような撮像および治療プローブは、多くの方法のうちの一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

50

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ァイルは、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、治療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、または組み合わせで、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、患者が治療される際にリアルタイムで治療を修正するために使用することができる。

【0203】

正しい量の組織が切除されるであろうという確認を提供するよう、可視的な同伴領域を、ディスプレイ上に示される組織および治療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つ以上等の治療パラメータの調整により、切断の深度を選択することができるように、最大切断深度に対応する。

10

【0204】

本明細書で使用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源から放出される流体流のキャビテーションの領域を含み、最大切除深度は、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動を散乱させる、可視および超音波撮像等のキャビテーションポケットの形成に感受性がある撮像を用いて、同伴領域を可視化できることを意味する。

【0205】

ユーザが種々の方法で多くの組織のうちの1つ以上を治療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、治療計画に基づいて識別することができる。

20

【0206】

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装する命令を記憶するように、有形媒体を含み、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。

30

【0207】

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。

【0208】

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。

40

【0209】

本明細書で使用されるように、類似文字は、類似要素を識別する。

【0210】

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撮像は、取得されている画像の約10秒以内に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。

【0211】

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、本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

50

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てもよい。

【0212】

水ジェットの移動が電動式であり、事前選択されたルーチンでコンピュータ制御下にある、自動ロボット制御は、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、改善した転帰、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、治療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するための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。

10

【0213】

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、原位置深度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あるい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ど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整可能であり得、切断運動および圧力をどのようにして制御するかの詳細は、ひいては、外科医によってボタンを押すとアクセスの準備ができていて、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つ以上等の所定の治療プロファイルを備えてもよい。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整することができる。

20

30

【0214】

参照による組み込み

【0215】

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、米国特許出願公開第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WO2011097505として公開された、2007年4月8日出願のPCT出願番号PCT/US2011/023781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。

40

【0216】

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含む。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

50

位端 1 4 近くの場所まで延在する、1、2、3、4 本以上の軸方向管腔を含む、ポリマー押し出し型材であろう。シャフト 1 2 は、概して、1 5 c m から 2 5 c m の範囲内の長さ、および 1 m m から 1 0 m m、通常は 2 m m から 6 m m の範囲内の直径を有するであろう。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、十分な柱強度を有するであろう。

【 0 2 1 7 】

シャフトは、エネルギー送達領域 2 0 中に位置付けられるエネルギー源を含み、その場合、エネルギー源は、以下でさらに詳細に議論されるように、いくつかの特定の構成要素のうちのいずれか 1 つであり得る。エネルギー送達領域の遠位では、膨張式係留バルーン 2 4 が、シャフトの遠位端 1 4 に、またはその非常に近くに位置付けられるであろう。バルーンは、軸方向管腔のうちの 1 つを通して、ハブ 1 8 を通して接続されたバルーン膨張源 2 6 に接続されるであろう。エネルギー源 2 2 およびバルーン膨張源 2 6 に加えて、ハブはさらに、随意に、注入 / 洗浄源 2 8、吸引 (真空) 源 3 0、および / または吹送 (加圧 C O 2 または他のガス) 源 3 2 のための接続を含むであろう。例示的实施形態では、注入または洗浄源 2 8 は、軸方向管腔 (図示せず) を通して、バルーンアンカ 2 4 の近位にあり、かつエネルギー送達領域 2 0 の遠位にある、1 つ以上の送達ポート 3 4 に接続することができる。吸引源 3 0 は、通常はエネルギー送達領域 2 0 の近位に位置付けられる、第 2 のポートまたは開口部 3 6 に接続することができる一方で、吹送源 3 2 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 3 8 に接続することができる。ポート 3 4、3 6、および 3 8 の場所は、重要ではないが、ある位置が、本明細書で説明される特定の利点をもたらす得ることと、例えば、シャフト 1 2 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、理解されるであろう。

【 0 2 1 8 】

本実施形態は、ヒトの前立腺を参照して説明されるが、それらは、哺乳類の前立腺全般を治療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 1 0 は、尿道 U を通して、膀胱 B の直接遠位に位置する前立腺 P 内の領域へ導入される。生体構造が図 2 A に示されている。係留バルーン 2 4 が膀胱頸部 B N (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 1 0 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 2 4 が膨張させられると、前立腺組織減量術デバイス 1 0 の位置は、エネルギー送達領域 2 0 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るであろう。エネルギー送達領域 2 0 の適正な位置付けは、膀胱内の係留バルーン 2 4 の膨張のみに依存することが理解されるであろう。前立腺が膀胱頸部 B N の直接近位に位置する際に、典型的には、0 m m から 5 m m、好ましくは、1 m m から 3 m m の範囲内で、バルーンの近位端の非常に近くに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 2 4 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を覆って送達されると、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、尿道への圧力を緩和するように減量されるであろう。そのときに、洗浄流体が、図 2 D に示されるように、ポート 3 4 を通して送達され、ポート 3 6 の中へ吸引されてもよい。随意に、治療後、領域は、修正された、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。

【 0 2 1 9 】

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 1 1 0 は、近位端 1 1 4 および遠位端 1 1 6 を有する、シャフト 1 1 2 を含む。複数のノズル 1 1 8 は、1 c m から 5 c m の範囲内の距離だけ遠位端 1 1 6 から近位に離間した

場所でシャフト 1 1 2 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外向き流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 1 1 8 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 1 2 0 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 1 2 2 は、ノズル 1 1 8 と遠位先端 1 2 4 との間の場所でシャフト 1 1 2 の遠位端 1 1 6 上に載置される。拡張可能構造 1 2 2 は、以下でさらに詳細に説明されるように、ノズルアレイ 1 1 8 が前立腺内に位置するように、シャフト 1 1 2 を係留するよう膀胱内で拡張されることが可能であろう。シャフト 1 1 2 は、シャフトの近位端 1 1 4 から遠位端 1 1 6 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、および同等物を含むであろう。例えば、RF エネルギー源 1 2 6 は、典型的には、シャフト 1 1 2 内の管腔を通して、供給源 1 2 8 からノズル 1 1 8 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 1 1 2、通常はノズル 1 1 8 に接続されるであろう。典型的には、1 つ以上の吸引ポート 1 3 2 に接続される真空源 1 3 0 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るであろう。供給源 1 3 4 からポート 1 3 6 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 1 1 2 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 1 3 0 および 1 3 4 を共通ポートに接続することが可能であろう。さらに、随意に、吹送源 1 4 0 をアレイ 1 1 8 の領域中のシャフト上の 1 つ以上の吹送ポート 1 4 2 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 1 2 2 をバルーン膨張源 1 4 4 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。

【 0 2 2 0 】

図 4 に示されるように、シャフト 1 2 内に配置される送達管 3 8 0 上で担持される高圧ノズル 2 0 0 によって、例示的なエネルギー送達領域 2 0 を形成することができる。キャリア管 3 8 0 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 2 0 0 から発する流体流 2 0 8 をスキャンまたはラスタすることができるように、矢印 2 0 4 によって示されるように軸方向に平行移動させられ、および/または矢印 2 0 6 によって示されるように回転させられてもよい。そのような高圧水治療のための特定の圧力および他の詳細は、例えば、J i a n および J i a j u n (上記参照) で説明されている。

【 0 2 2 1 】

ここで図 5 を参照すると、エネルギー送達領域 2 0 内のエネルギー源は、回転および平行移動シャフト 3 8 0 上に担持される光ファイバ導波路またはファイバ束 2 2 0 を備えてもよい。光学導波路 2 2 0 は、キャリア管 3 8 0 を回転および/または平行移動させることによって、尿道壁および前立腺組織を覆ってスキャンまたはラスタされ得るビーム 2 2 2 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。

【 0 2 2 2 】

図 6 に示されるように、光学導波路またはファイバ束 2 3 0 からのレーザエネルギーは、鏡 2 3 2 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、回転および軸方向平行移動キャリア管 3 8 0 上に担持される。再度、キャリア管 3 8 0 を回転および/または平行移動させることによって、尿道壁を覆って、発するビーム 2 3 4 をスキャンまたはラスタすることができる。

【 0 2 2 3 】

ここで図 7 を参照すると、さらに別の実施形態では、回転および軸方向平行移動管 3 8 0 は、管から横方向に突出する電極 2 4 0 を担持してもよい。電極 2 4 0 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が高周波エネルギーを送達することができるように、高周波エネルギー源への接続のために適合されるであろう。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を覆う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 2 4 0 はまた、治療された後に組織を焼灼するために使用することもできる。

10

20

30

40

50

【0224】

本発明の一実施形態では、本デバイスは、組織を選択的に切除するように構成され、他の組織組成を無傷のままにしながら、いくつかの組織組成の除去を引き起こす。例えば、前立腺および近傍領域は、前立腺組織、前立腺内血管、線維筋性間質、皮膜組織、括約筋、精嚢等を含む、種々の組織組成を含む。BPHまたは他の前立腺症状を治療するとき、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。

【0225】

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、一部の組織細胞の除去等を含む、組織の任意の除去を含むように意図されている。

10

【0226】

選択的組織切除によってBPHを治療することの1つの利点は、前立腺内血管にほとんどまたは全く損傷がなく、結果として、限定された出血があるため、焼灼の必要性の低減である（または必要性がない）。別の利点は、選択的切除が、前立腺皮膜、括約筋、精嚢等の周辺組織を穿孔する、または別様に損傷する危険性を減少させるため、失禁またはインポテンスの可能性の減少である。

【0227】

組織を切除するために流体流を使用するとき、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、または流動中の流体の流速等の流体流の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。

20

【0228】

一実施形態では、流体流パラメータは、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、流体流に暴露されるときでさえも、これらの組織を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標的組織に応じて調整されてもよい。

【0229】

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整することによって、構成されてもよい。具体的には、腺組織の切除の速度は、治療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。

30

【0230】

除去プロセスが組織の引裂を伴い、組織基質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（それ以下では組織が切除されず、それ以上では組織を除去することができる圧力）を有することに留意されたい。組織が弾性であるため、臨界破壊点が存在するであろう。異なる種類の組織が、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するであろう。

40

【0231】

実際に、特定の流体送達要素サイズ（ノズル直径等）を考慮すると、各組織型は、典型的には、それ以下では切除の速度がゼロに近づき、それ以上では切除の速度が、概して、単調に、おそらく、指数関数的に増加する、流体流源の臨界圧（以降ではPcritとも称される）を有する。具体的には、組織組成の差異により、流体流源の圧力は、より高い臨界圧を伴う他の組織型を、概して、損傷されていないままにしながら、特定の種類の組織を選択的に切除するように構成されてもよい。

【0232】

50

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つの組織型が切除され、別の組織型が、実質的に損傷されないままである、治療計画で手術することが可能であることである。これは、2つの組織型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。

【0233】

BPHを治療するように構成される一実施形態では、流体流源圧力は、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。

【実施例】

【0234】

以下の実施例は、流体流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、実施例として提供され、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。

【0235】

(実施例1)異なる腎臓組織組成の例示的な臨界圧。組織臨界圧が、ブタ腎臓において測定された。その組成が前立腺組織の組成に類似するため、腎臓組織が選択された。直径約200ミクロンの柱状流体流が、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)が、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、より強靱な血管組織を含む。この流体流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。

【0236】

【表1】

表1:ブタ腎臓の中の腺および血管組織の異なる臨界圧

組織	P_{crit} (psi)
腺	80
血管	500

【0237】

例えば、実験は、約500 psiの液体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、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)、血管組織については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、血管組織より多くの腺組織が切除されるであろう。それによって、切除期間は、血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整されてもよい。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整されてもよい。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、流体源圧力を変化させることを余儀なくさせ得ることが、本明細書で理解される。

【0238】

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、

10

20

30

40

50

係留される。ステップ701で、流体源の圧力、流体流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型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、治療時間、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、治療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。

【0239】

しかしながら、ステップ703で治療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、治療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、完全な治療のために2つの異なる種類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、切除される標的組織の種類の変化を考慮するように調整されてもよい。

10

【0240】

典型的には、腺組織の一部または全体が切除された後、血管または皮膜組織等の他の組織型が、流体流に暴露されるであろう。流体流パラメータは、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整されてもよいことも考慮される。このようにして、流体パラメータがステップ701で再構成された後、次いで、ステップ702で、再構成された流体流は、組織切除を継続するように放出され、動作は、治療が完了するまで継続する。

20

【0241】

具体的には、尿道内から前立腺を治療するときに、尿道壁が流体流源（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間置されることに留意されたい。

【0242】

したがって、一実施形態では、流体流パラメータは、最初に、尿道組織の一部分（例えば、尿道壁）を切除および貫通するように構成される。しかしながら、前立腺組織の組成が尿道組織の組成より弱いため、尿道壁を切除するために使用されるものと同一の流体流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。したがって、低減した強度の流体流が、前立腺組織を切除するために使用されてもよい。

30

【0243】

図9bは、一実施形態による、流体流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を放出するように構成される。ステップ803では、流体流が尿道壁を貫通した後、流体流は、前立腺内血管、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整される。

40

【0244】

加えて、流体流の形状も選択的切除に影響を及ぼすことが考慮される。流体流は、柱状流体流333または発散流体流334として図10aで例示的に示されているが、流体流は、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考慮される。具体的には、以下でさらに詳細に説明されるように、柱状流体流構成および発散流体流構成の両方にとっての多数の利点がある。

【0245】

柱状流体流構成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

50

中のなロッド様流体柱として、流体流を放出する。一実施形態では、柱状流体流は、概して、直線状または非発散流体流として構成される。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を放出し、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含む場合、または流体が気泡を含有する場合に、収束するように調整されてもよい。

【0246】

図10bは、前立腺等の組織を修正するように柱状流体流を放出するデバイスの断面図を示す。デバイスの細長い要素310（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333を放出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、または流体を放出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。

【0247】

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からのある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333が流体送達要素320から離れて進行し、それによって、エネルギーを集束領域における組織に伝達する際に、切除領域RAが集中的かつ一定のままであるため、有利である。集束切除領域RA内のエネルギーの集中は、尿道壁UW等の強靱な組織を切除または貫通するとき特に有利である。一実施形態では、流体流の柱状性は、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、流体流の柱状性は、流体送達要素320の開口の後ろ、または流体送達要素320の開口を退出した後の流体流の経路の中等で、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。別の実施例では、流体流の柱状性は、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。

【0248】

別の実施形態では、流体流は、図10aで見られるように、発散流体流334として構成される。発散流体流334は、流体が流体送達要素320等の流体流源から退出し、実質的に円錐形で発散し、円錐形の先端が流体流源にあるものである。発散流体流334の切除の速度は、流体を放出する流体送達要素320から切除される組織までの距離zの関数として表すことができる。図10aに示されるように、 z^{\wedge} は、zノよりオリフィスから遠く、したがって、zノ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。

【0249】

発散流体流334は、流体流の発散角によって特徴付けられてもよい。一実施形態では、発散角は、約0~90度、より好ましくは約2~45度、より好ましくは約4~20度、最も好ましくは約7度であるように構成されるが、発散角は、必要に応じて変化させられてもよいことも考慮される。

【0250】

加えて、発散流体流334は、流体流の断面形状によって特徴付けられてもよい。概して、発散流体流334は、流体流源（例えば、流体送達要素320）からさらに遠い距離で増加し、それによって、単位面積あたりの流体流の力を比例的に低減させる、断面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、流体流源により近い組織のより速い切除速度をもたらす。

【0251】

一実施形態では、発散流体流334の断面形状は、（扇形流体流について）概して狭い長方形として構成される。別の実施形態では、発散流体流334の断面形状は、（円錐形の流体流について）概して円として構成され、最小断面は、流体流源にある。発散流体

10

20

30

40

50

流 3 3 4 の断面形状は、非ゼロ領域を封入する任意の形状（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。

【 0 2 5 2 】

図 1 0 c は、前立腺等の組織を修正するように発散流体流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、発散流体流 3 3 4 を放出するように構成される。発散流体流 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。発散流体流 3 3 4 によって覆われる切除領域 R A は、流体流が流体送達要素 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の強度を比例的に低減させる。

10

【 0 2 5 3 】

発散流体流 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主要パラメータである。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 2 5 4 】

さらに、発散流体流 3 3 4 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 3 2 0 からの距離の関数として減少するであろうことに留意されたい。さらに、流体流粒子（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させるであろうことに留意されたい。

20

【 0 2 5 5 】

ここで図 1 1 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 3 1 0 を含む。細長い要素 3 1 0 は、以下で説明されるキャリア管 3 8 0 および他の構成要素を暴露する窓を含む。窓は、キャリア管 3 8 0、およびキャリア管 3 8 0 上に配置される高圧流体送達要素 3 2 0 を見せる。流体送達要素 3 2 0 は、流体源（図示せず）から流体送達要素 3 2 0 へ流体を送達する流体管腔 3 9 0 を介して、流体源に接続される。

30

【 0 2 5 6 】

随意に、細長い要素 3 1 0 が尿道を通して導入される時、細長い要素 3 1 0 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 3 1 0 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 3 8 0 は、回転させられ、流体が流体送達要素 3 2 0 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。

40

【 0 2 5 7 】

加えて、および随意に、本デバイスは、流体送達要素 3 2 0 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 3 2 0 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 3 2 0 と遮蔽要素に影響を与え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 3 2 0 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 3 8 0 が細長い要素 3 1 0 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 3 8 0 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 3 2 0 によって放出される流体流が、開口部を通過して遮られずに進行し、組織に影響を与えることを可能にす

50

るように、開口部を含む。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/または治療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して(または遮蔽要素の周囲の他の経路を通して)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。

【0258】

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、低流動抵抗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、低流動抵抗経路を作成する。この場合の低い抵抗は、流体送達要素320の流動抵抗と比較して、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によって放出される流体流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。

【0259】

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331が組織を切除するように、十分な力で流体流331として流体を半径方向外向きに放出するように構成される。流体流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。

【0260】

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331をスキャンまたはラスタスすることができるように、細長い要素310に対して軸方向に平行移動、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。

【0261】

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。

【0262】

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つの吹送ポート340を含む。吹送ポート340は、1つ以上の管腔を介して吹送源(図示せず)に接続され、吹送源は、周辺組織を拡張して作業空間を作成するために、吹送ポート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を含む。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。

【0263】

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付近または内に位置付けられる、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

10

20

30

40

50

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、あるい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 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。

【0264】

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、血管組織等の残りの組織への損傷をほとんどまたは全く引き起こさず、したがって、限定された出血を引き起こすか、または全く引き起こさないため、そのような焼灼は、仮にそうであるとしても、限定的にのみ使用される必要がある。電磁エネルギーが焼灼のために流体流 331 によって組織に送達されるとき、流体源圧力は、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整されてもよいことが考慮される。

10

【0265】

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

【0266】

さらに、本デバイスは、流体送達要素 320 によって放出される流体を流体送達要素 320 に向かって後方に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含み、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。

20

【0267】

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。

30

【0268】

キャリア管 380 は、キャリアを含む。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長手方向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支持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。

40

【0269】

図 12 は、実施形態による、治療プローブ 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心円状構成を含む。流体送達要素 320 は、流体流 331 を放出する。流体流 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 331 は、本明細書で説明されるように、発散流 334 または柱状流 333 を備えてもよい。流体送達要素 320 は、ノズル 322 を含む。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 331 の軸に対応する軸に沿って延在する。

【0270】

50

ポート340が、流体送達要素320の周りで同心円状に配置される。ポート340は、流体送達要素320およびノズル322の周りで円周方向に延在する実質的に環状のチャンネルを含む。ポート340は、本明細書で説明されるように吹送ポートを備えてもよい。ポート340は、流体流331と実質的に同心円状の配置で流体330を放出する。実質的に同心円状の配置は、組織に向かって治療流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、レーザに結合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放出さ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心円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付近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の同心円状配置は、患者の可視化および治療を可能にする、患者の治療を提供することができる。ポート340からの流体放出は、液体、例えば、生理食塩水、または気体、例えば、CO₂を含んでもよい。ポート340を通して送達される流体は、本明細書で説明されるように、インターフェースを用いてユーザ選択可能であり得る。

10

【0271】

流体流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含む。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一つ以上であり得る。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。

20

【0272】

図13Aおよび13Bは、実施形態による、患者を治療するためのシステムを示す。システム400は、治療プローブ450を含み、随意に、撮像プローブ460を備えてもよい。治療プローブ450は、コンソール420および連鎖部430に結合される。撮像プローブ460は、撮像コンソール490に結合される。患者治療プローブ450および撮像プローブ460は、共通基部440に結合することができる。患者は、患者支持器449を用いて支持される。治療プローブ450は、アーム442を用いて基部440に結合される。撮像プローブ460は、アーム444を用いて基部440に結合される。

30

【0273】

患者は、治療プローブ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、患者支持器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一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、碎石位で配置され、例えば、あぶみが使用されてもよい。多くの実施形態では、治療プローブ450は、患者の第1の面で第1の方向へ患者に挿入され、撮像プローブは、患者の第2の面で第2の方向へ患者に挿入される。例えば、治療プローブは、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。治療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一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。

40

【0274】

治療プローブ450および撮像プローブ460は、多くの方法のうちの一つ以上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平行移動させることができるように、実質的に非ロック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

50

の方法のうちの一つ以上で相互に関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治療プローブ座標参照にマップするために、本明細書で説明されるような角度センサを用いてプローブの配向を決定することが役立ち得る。組織画像データを治療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治療のために識別される組織の正確な標的化および治療を可能にすることができる。

【0275】

多くの実施形態では、治療プローブ450は、撮像プローブ460からの画像に基づいて治療をプローブ450と整列させるために、撮像プローブ460に結合される。結合は、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、または組み合わせで、治療プローブおよび/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、治療プローブ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に結合することができ、治療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整するために使用することができる。アーム444は、例えば、撮像システム、またはコンソール、およびユーザインターフェースの制御下で、係止可能かつ移動可能なプローブを備えてもよい。移動可能アーム444は、例えば、治療プローブ450に関して1ミリメートル程度のわずかな移動で撮像プローブ440を調整することができるように、微細作動可能であり得る。

【0276】

多くの実施形態では、治療プローブ450および撮像プローブ460は、撮像プローブ460および治療プローブ450の整列に基づいて治療を制御することができるように、角度センサに結合される。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に結合される。角度センサ497は、撮像プローブ460に結合される。角度センサは、多くの種類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次元で治療プローブ450の配向を決定するように、3次元加速度計を含む。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次元加速度計を含む。代替として、または組み合わせで、角度センサ495は、治療プローブの細長い軸に沿った治療プローブ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に結合される。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に結合される。代替として、角度センサ497は、コントローラ424に、また、組み合わせで結合することができる。

【0277】

コンソール420は、治療プローブ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結合されているディスプレイ425を含む。コンソール420は、メモリ421を有するプロセッサ423を含む。通信回路422は、プロセッサ423およびコントローラ422に結合される。通信回路422は、撮像システム490に結合される。コンソール420は、アンカ24に結合されている内視鏡35の構成要素を含む。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に結合される。吸引制御30は、吸引を制御するようにプローブ450に結合される。内視鏡426は、コンソール420の構成要素であり得、内視鏡は、患者を治療するようにプローブ450を用いて挿入可能であり得る。コンソール420のアームロック427は、アーム422を係止するように、またはアーム422がプローブ450を患者に挿入するよう自由に移動可能であることを可能にするように、アーム422に結合される。

【0278】

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結合されて

いるポンプ４１９を備えてもよい。

【０２７９】

プロセッサ、コントローラ、ならびに制御電子機器および回路は、１つ以上のプロセッサ、１つ以上のフィールドプログラマブルゲートアレイ（ＦＰＧＡ）、および１つ以上のメモリ記憶デバイス等の多くの好適な構成要素のうちの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、ユーザ特定治療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。

【０２８０】

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

【０２８１】

連鎖部４３０は、例えば、患者の画像に基づいて、エネルギー送達領域２０を患者の所望の標的場所に移動させる構成要素を含む。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とを含む。第１の部分４３２は、実質的に固定された係留部分を含む。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を治療プローブ４５０に剛性または剛性に結合するように、剛性シャーシまたはフレームあるい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、治療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、治療領域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。

【０２８２】

プローブ４５０の細長い軸は、概して、連鎖部４３０近くのプローブ４５０の近位部分と、それに取付けられたアンカ２４を有する遠位端との間に延在する。第３の部分４３６は、細長い軸の周りの回転角を制御する。患者の治療中に、治療領域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に参照されている治療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して調整する。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、軸に沿った治療領域の位置を調整する。連鎖部４３６の第３の部分は、アンカ２４を参照して、治療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して軸の周りの角度を調整する。プローブ４５０は、連鎖部４３０からアンカ２４までの距離が治療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性部材を備えてもよい。治療プローブ４５０は、ジェットからの機械エネルギー、電極からの電気エネルギー、またはレーザ源等の光源からの光学エネルギー等の一つ以上の形態のエネルギーを用いた治療を可能にするように、本明細書で説明されるような治療構成要素に結合される。光源は、赤外線、可視光ビーム、または紫外線を備えてもよい。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。

【０２８３】

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に結合される。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に結合される。

。

10

20

30

40

50

【 0 2 8 4 】

図 1 4 A 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 4 6 8 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 4 6 8 は、スパイン 4 5 2 に剛性に結合され、例えば、添着される。シース 4 5 8 は、スパイン 4 5 2 の周囲に位置し、マニホールド 4 6 8 に向かって内側に延在することができる。マニホールド 4 6 8 は、係止要素 4 6 0 を用いて連鎖部 4 3 0 の中の支持体 4 3 8 に結合される。マニホールド 4 6 8 は、連鎖部 4 3 0 および支持体 4 3 8 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 4 3 0 および支持体 4 3 8 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。突出部分を含む構造 4 6 2 が、マニホールド 4 6 8 に向かって延在する。構造 4 6 2 は、マニホールド 4 6 8 に係合し、係止要素 4 6 0 が係脱されたときに構造 4 6 2、連鎖部 4 3 0、および支持体 4 3 8 の除去を可能にするように成形される。マニホールド 4 6 8 は、構造 4 6 2 の突出部分に係合する構造 4 6 4 を含む。複数のシールが、構造 4 6 2 の除去を可能にするようにマニホールド 4 6 8 の上に配置される。構造 4 6 2 が除去されたとき、内視鏡または他の手術道具を作業空間に挿入し、治療部位に向かって前進することができる。例えば、内視鏡を、治療領域となる治療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治療部位に結合され、治療部位から除去される、複数のポートを含む。例えば、内視鏡が治療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 4 6 8 が患者内でシース 4 5 8 およびスパイン 4 5 2 に結合されているままであるように、連鎖部および治療プローブの除去を可能にする。

10

20

【 0 2 8 5 】

多くの実施形態では、本明細書で説明されるような治療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 4 6 0 は、連鎖部 4 3 0 および支持体 4 3 8 に係合する。連鎖部、係止要素、および支持体のこの構成は、有益な治療を提供するように、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。

【 0 2 8 6 】

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、ならびにアクアブレーションおよびアクアビーム動作を可能にする複数の器具と連動する。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動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内視鏡技術を介した生体構造への可視化アクセスに使用されてもよい。作業チャンネルは、多くの種類の道具に適応し、組織および流体の自由流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。

30

40

【 0 2 8 7 】

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にサイズが定められる。例えば、治療プローブが本明細書で説明されるようにアクアブレーションおよびアクアビーム動作を行っている間に、治療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治療プローブキャリアである。

【 0 2 8 8 】

図 1 4 B は、マニホールドが患者に結合されているままである間に、複数の流体を伝達および受け取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 4 5 6 に結合される。複数のポート 4 5 6 は、補助流体ポート 4 5 6 A

50

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の周り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結合され、マニホールド部分に結合されてい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、補助流体を治療部位に提供するようにポート456Aに結合することができる。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に結合することができる。主要作業チャンネル465は、ポート456Cから治療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治療ポートおよびチャンネルを分離するように配置される。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場合に、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。

【0289】

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送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治療領域に伝達される。

【0290】

図14Cは、使用に先立って分解された治療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とを含む。カバー412は、ケーシング410の下部分の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を含有するハンドピースを含むよう、定寸することができる。連鎖部430は、連鎖部の別の歯車434に係合する歯車433を含む、細長い管状構造を含む。歯車434は、可動キャリッジ413の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を含む。カバーがケーシングの上に配置されるとき、細長い構造は、連鎖部の上で定位置431に係止することができる。

【0291】

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を含み、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を受け取るようにチャンネルを含む。細長い要素310は、作業チャンネルを含み、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。

【0292】

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に結合される。

【0293】

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含むように、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

10

20

30

40

50

固定されたままであるように、連鎖部の筐体 4 1 0 に係合するように構成される構造 4 1 1 を含む。

【 0 2 9 4 】

多くの実施形態では、ケーシング 4 1 0 は、支持体 4 3 8 を含む。支持体 4 3 8 は、本明細書で説明されるように、連鎖部 4 3 0 の実質的に移動しない部分を備えてもよい。連鎖部 4 3 0 は、支持体 4 3 8 を含むケーシング 4 1 0 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 3 8 2 を移動させるように移動キャリッジ 4 3 3 を備えてもよい。

【 0 2 9 5 】

多くの実施形態では、細長い要素 3 1 0 の構造 4 1 1 は、ケーシング 4 1 0 およびカバー 4 1 2 と係止継手を形成するように、係止構造を含む。

【 0 2 9 6 】

多くの実施形態では、マニホールド 4 6 8 は、シース 4 5 8 に接続され、本明細書で説明されるように、シース 4 5 8 を患者に差し込み、マニホールド 4 6 8 を用いてバルーンアンカ 2 4 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 4 5 2 を含む細長い要素 3 1 0 は、シース 4 5 8 に挿入されてもよい。マニホールド 4 6 8 および構造 4 1 1 は、細長い要素 3 1 0 がマニホールド 4 6 8 およびシース 4 5 8 に挿入されている場合に、マニホールドを細長い要素 3 1 0 に係止するように係止構造 4 1 7 を含む。細長い要素 3 1 0 からマニホールド 4 6 8 を解除するように、解放部 4 1 5 をユーザによって押すことができる。

【 0 2 9 7 】

連鎖部 4 3 0 の細長い管状構造 4 3 1 は、キャリア管 3 8 0 を受け取る構造を含む。細長い管状構造 4 3 1 の開口部 4 0 9 は、キャリア管 3 8 0 を受け取るようにサイズが定められる。接続構造 4 0 8 が、連鎖部の近位端の上に示され、キャリア管 3 0 8 の接続構造 4 0 5 の突起 4 0 4 を受け取るように係止構造 4 0 6 を含む。

【 0 2 9 8 】

図 1 4 D 1 は、連鎖部 4 3 0 が器官の標的場所に係留された細長い要素 3 1 0 に結合されているときのキャリア管 3 8 0 の急速交換を示す。細長い要素 4 1 0 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 3 8 0 は、細長い管状構造 4 3 1 の接続構造 4 0 5 近くの開口部 4 0 9 の中へ前進させることができる。

【 0 2 9 9 】

撮像プローブ 4 6 0 は、組織が治療される場合にキャリア 3 8 2 からのエネルギー流の相互作用を撮像するよう、第 2 の連鎖部上に載置し、キャリア 3 8 2 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。治療の画像は、撮像プローブ 4 6 0 からの軸方向画像および矢状画像を備えてもよい。連鎖部は、例えば、キャリア 3 8 2 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 4 6 0 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（あるいは両方）に結合することができる。撮像プローブ 4 6 0 は、経直腸的超音波プローブを備えてもよく、キャリア 4 8 2 は、本明細書で説明されるように治療プローブ 4 5 0 の構成要素を備えてもよい。

【 0 3 0 0 】

図 1 4 D 2 は、図 1 4 D 1 のようなキャリア管 3 8 0 を挿入するための細長い管状構造 4 3 1 の近位端の開口部 4 0 9 とのキャリア 3 8 2 の遠位先端の整列を示す。

【 0 3 0 1 】

図 1 4 D 3 は、図 1 4 D 1 のような連鎖部の近位端上の係止構造 4 0 6 に向かって前進させられたキャリアを示す。係止構造 4 0 6 は、係止継手 4 0 2 を形成するよう、突起 4 0 4 を受け取るようにサイズが定められる。

【 0 3 0 2 】

図 1 4 D 4 は、図 1 4 D 1 および 1 4 D 2 のような連鎖部 4 3 0 に係止されたキャリア管 3 8 0 を示す。突起 4 0 4 は、係止継手を形成するよう、係止構造 4 0 6 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。

10

20

30

40

50

【 0 3 0 3 】

図 1 4 E は、器官の係留場所に向かって前進させるためにシース 4 5 8 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、膀胱頸部を備えてもよい。本明細書で説明されるようなシース 4 5 8 は、細長い要素 3 1 0 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 2 4 は、本明細書で説明されるようにシースに結合されているマニホールド 4 6 8 のポートを用いて膨張させることができる。

【 0 3 0 4 】

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 4 5 8 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 4 5 2 を含む細長い要素 3 1 0 を患者の中へ誘導するように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、膀胱頸部付近に並ぶ。2) いったん細長い要素 3 1 0 がシース 4 5 8 の中へ係止されると、患者を視認するために尿管鏡を使用することができる。尿管鏡は、キャリア 3 8 0 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。

10

【 0 3 0 5 】

図 1 4 F は、シース 4 5 8 の中への細長い要素 3 1 0 の前進を示す。シース 4 5 8 の近位端上のマニホールド 4 6 8 は、細長い要素 3 1 0 の近位端上の係止構造を受け取るように、係止構造を備えてもよい。細長い要素 3 1 0 は、シース 4 5 8 上の係止要素および細長い要素 3 1 0 が係合するように、シース 4 5 8 の中へ前進させることができる。

20

【 0 3 0 6 】

図 1 4 G は、スパイン 4 5 2 を含む細長い要素 3 1 0 に結合されている連鎖部 4 3 0 を示す。連鎖部は、本明細書で説明されるようなキャリア 3 8 2 およびキャリア管 3 8 0 を受け取るように構成される。

【 0 3 0 7 】

図 1 4 H 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。

【 0 3 0 8 】

図 1 4 A - 1 4 H は、実施形態による、患者を治療する方法を示し、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。

30

【 0 3 0 9 】

図 1 5 および 1 6 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。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に定寸することができ、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に定寸することができる。代替として、または組み合わせて、キャリア管 3 8 0 を備え得るキャリア 3 8 2 は、内視鏡の洗浄を可能にするよう、内視鏡と一緒に作業チャンネル内に嵌合するように定寸することができる。

40

【 0 3 1 0 】

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 3 8 0 を備え得る、キャリア 3 8 2 を含む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含む、細長い要素 3 1 0 は、キャリアの大部分に沿ってキャリア管 3 8 0 を備え得る、キャリア 3 8 2 を含有することができる。キャリア 3 8 2 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

50

えてもよい。キャリア 382 から放出される流体流は、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、流体流は、柱状流体流を備えてもよい。流体流 453 の角度は、洗浄中に流体流を回転させるよう、連鎖部を用いて制御することができる。流体流は、圧力の観点で増加または減少させることができる。

【0311】

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

【0312】

図 17A は、システム 400 のディスプレイ 425 上のユーザインターフェース 500 の構成要素を示す。ディスプレイ 425 は、例えば、タッチスクリーンディスプレイを備えてもよく、代替として、または組み合わせて、ディスプレイ 425 は、プロセッサシステムと協働するように、ポインティングデバイス、キーボード、および他の既知のユーザ入力デバイスと結合することができる。インターフェース 500 は、動作タブ 502 と、CO2 モニタタブ 504 と、システム構成タブ 506 とを含む。ユーザインターフェース 500 は、コンピュータシステムに入力された値を上下に調整するように、ディスプレイ上にボタン 507 を含む。ユーザが患者の治療を停止するために、中止ボタン 503 がユーザインターフェース上に提供される。ユーザが患者の治療を開始するために、開始ボタン 501 が提供される。ユーザインターフェース 500 は、前立腺等の器官の画像 510 を含む。示される画像 510 は、本明細書で説明されるような多くの器官のうちの 1 つ以上の画像であり得る。画像 510 は、例えば、患者の前立腺に対応する解剖学的画像からの前立腺の画像を備えてもよい。画像 510 は、前および後配向を有する軸方向断層断面図で示され、画像 510 はまた、長手方向軸に沿って示される。長手方向軸に沿った画像 510 の矢状像は、アンカ 24、および尿道等の管腔を示す。画像 510 は、治療される患者の画像、例えば、患者の超音波画像を備えてもよい。画像 510 は、ディスプレイ 425 上に示される治療プロファイルと対応するようサイズが定められる超音波画像とともに、軸方向および矢状像で示すことができる。

【0313】

治療プロファイル 520 は、軸方向および矢状像で示される。治療プロファイル 520 は、除去の後に残る表面内で除去される組織のプロファイルに対応する。治療プロファイル 520 は、中心参照位置から切断組織境界の外側部分まで延在する、半径 522 を含む。治療プロファイル 520 は、治療の軸の周りで円周方向に延在する、外側構成要素 524 を含む。治療プロファイル 520 は、膀胱およびアンカに近接する第 1 の端部 526 から、尿道に向かった第 2 の端部 528 まで延在する。ディスプレイ上に示される治療プロファイル画像は、治療を患者の生体構造に整列させるように、複数の参照を含む。軸 530 は、治療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。治療軸 530 は、器具が患者に導入される尿道または経路等の患者の解剖学的参照に対応してもよい。角度参照 532 が、治療プロファイルの中心軸から治療プロファイル 534 の外側半径方向境界まで延在して示されている。角度構成要素 532 は、患者の構成要素上の前後位置に対応し、患者との整列を提供して可能にするように、前から後へ位置 534 まで延在する。矢状像で見ることができるよう、治療参照位置 536 は、バルーン 24 等の膨張式アンカに隣接する位置に対応する。拡張可能アンカに対応する参照位置 536 は、治療プロファイルが治療プローブの軸 451 と整列させられて示されている、治療プロファイル 20 の端部 526 と整列させられて示されている。

【0314】

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

【0315】

複数の角度入力パラメータ 550 は、例えば、入力 552 と、入力 554 とを備えても

10

20

30

40

50

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せられる場合に、軸 5 3 0 の周囲の治療の角度配向を調整するために使用することができる。入力 5 5 2 は、軸の周りで回転して度単位の治療プロファイ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、360°未満、例えば、240°の角度を備えてもよい。掃引角は、概して、前後治療軸の周囲に延在し、掃引角の約半分の距離だけ、前端治療・後治療軸まで延在し、例えば、第1の方向へ120°掃引し、前後治療軸から反対方向へ120°掃引する。多くの実施形態では、掃引角は、スパインの中へ流体流を掃引することを回避するように、360度未満に限定される。

10

【0316】

流動の角度位置は、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 の周りで掃引する、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。

【0317】

軸 4 5 1 および軸 5 3 0 に沿った治療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 に関して治療プロファイ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 に沿って治療の長さを決定する。入力 5 6 4 は、第1の端部 5 2 4 から第2の端部 5 2 8 まで延在する治療の長手方向距離を備えてもよい。入力 5 7 0 は、軸 5 3 0 の周囲の治療プロファイ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治療プロファイル 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。

20

【0318】

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、治療を決定して患者と整列させるよう、治療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、患者の生体構造に関して治療の範囲を可視化し、治療方略を策定して改善することができる。ユーザは、既定のプロファイル表面および既定の除去容量を有する、切断プロファイルを確立することができる。

30

【0319】

患者インターフェースは、ユーザが適切な治療を決定するための付加的な出力を含み、例えば、治療に残っている時間は、ユーザが治療の時間を決定することを可能にすることができる。出力 5 8 2 は、組織除去の推定容量を含み、除去される組織の推定容量は、治療プロファイ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度も決定することができる。出力 5 8 4 は、除去の推定半径方向深度を示すことができる。除去の推定深度は、入力 5 7 0 からの入力半径を備えてもよく、代替として、推定深度は、入力 5 7 0 のポンプ動力からの推定深度に対応してもよい。開始ボタン入力 5 0 1 は、医師が患者治療に満足しているときに、ユーザが治療を開始することを可能にする。吹送、例えば、CO₂等のガスを用いた吹送が使用されるとき、吹送圧力を入力 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て、第2または第1の流体として本明細書で説明されるように使用される場合、吹送圧力は、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、吹送は、切断モード等の第1のモードでゼロに設定され、凝固モード等の第2のモードで適切な値に設定されてもよい。

40

【0320】

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。エネルギー流は、本明細書で説明されるように、ノズルからの流体流を備えてもよい。半径方向マーカー 5 5 7 が、切除プロファイル 5

50

20 に関して軸方向画像上に示される。長手方向マーカ-559が、切除プロファイル520に関して矢状画像上に示される。半径方向マーカ-557は、例えば、本明細書で説明されるように、キャリアからの流体流の角度を示すよう、図17Bでは第1の角度、図17Cでは第2の角度で示されている。治療が進行するにつれて、長手方向マーカ-559は、半径方向マーカ-557が軸方向画像上の軸の周りで回転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、矢状画像の治療軸に沿って移動することができる。

【0321】

図17Dは、ユーザ定義切断プロファイル520を示す。ユーザインターフェースは、本明細書で説明されるように、ユーザが治療プロファイルの複数の点を画定し、点の間で補間を行う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。

10

【0322】

図17Eおよび17Fは、切断プロファイルの複数の曲線状部分を画定するユーザインターフェースを示す。第1のユーザ可動入力551は、ディスプレイ上に沿って移動し、プロファイル520の第1の曲線状部分を画定するように構成することができ、第2のユーザ可動入力553は、ディスプレイ上に沿って移動し、プロファイル520の第2の曲線状部分を画定するように構成することができ、プロセッサの命令は、第1の曲線状部分および第2の曲線状部分の間で補間して、例えば、第1の曲線状部分と第2の曲線状部分との間に延在するプロファイル529を画定するように構成することができる。治療プロファイルの第1の端部526は、ユーザ入力に基づいて設定することができ、第2の端部528は、本明細書で説明されるようにユーザ入力に基づいて設定することができる。ユーザは、端部526との切断プロファイルの係留およびディスプレイ上の可動入力551の場所に基づいて、第1の部分の曲線状形状を決定するように、第1の可動入力551を摺動させることができる。例えば、第1の曲線状形状は、端部526での角度および可動入力551で制約される、第1の入力から端部526まで延在するスプライン適合を用いて決定されてもよい。第2の可動入力553は、例えば、第2の部分の第2の曲線状形状を画定するように、同様に移動させることができる。

20

【0323】

図18は、切断モード入力508のためのシステム構成モード506を示す。システム構成が設定される時、ユーザは、治療プロファイル患者と整列させるよう、および治療プローブ450が意図されたように組織を切断することを確実にするよう、治療に先立って、または治療中に、治療のいくつかのパラメータを設定することができる。1つ以上の入力590は、ユーザが意図した治療患者の中に配置されたプローブと整列させることを可能にする。1つ以上の入力590は、治療をゼロに設定する入力591を含み、治療軸を患者の軸と整列させてもよく、例えば、意図した前後治療プロファイルは、治療プロファイルの前後軸が患者の前後軸と整列させられるように、患者の前後方向に整列させることができる。入力591は、プローブが患者と適正に整列させられていることを決定するように、1つ以上の測定、例えば、超音波撮像測定に基づいて設定することができる。代替として、または組み合わせで、入力591は、本明細書で説明されるような角度センサに基づいて設定することができる。1つ以上の入力590は、軸方向に治療をゼロに設定する入力592を含み、治療プローブを患者の意図した解剖学的標的と整列させてもよい。入力592は、患者の意図した標的場所との長手方向軸の整列を可能にし、例えば、治療プローブ450が不十分に遠く、または過剰に深く配置されている場合、入力592が正しい解剖学的場所での治療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。

30

40

【0324】

システム構成モードはまた、システムを設定および校正するために使用することもできる。例えば、入力598は、第1の角度センサ、例えば、治療プローブ450の角度センサのゼロ角度がゼロに設定され、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、撮像プローブを校正するため

50

に、入力599を使用することができる。

【0325】

入力595は、ユーザが複数のプローブ種類の間からプローブ種類を選択することを可能にすることができ、例えば、プローブ種類は、複数のノズル種類を備えてもよく、例えば、第4のノズル種類は、治療プローブ450の軸から半径方向により大きい距離での治療を可能にするよう、より狭いノズル直径を備えてもよい。所与のプロファイ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、および推定深度を決定するよう、複数のプローブ種類を選択することができる。

【0326】

一例として、図17Aおよび18に示される入力画面およびパラメータは、第1の流体が液体を含み、第2の流体が液体を含む、発散切断画面を指してもよい。代替として、治療プローブ450の有効切断距離を拡張するよう、治療流の中の治療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、治療流を保護するガスを用いて治療の第2の部分を切断するよう、第1の流体および第2の流体の1つの構成および第1の流体および第2の流体の第2の構成を用いた治療の一部を行うよう、命令を備えてもよい。

【0327】

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の治療を軸の周りのプローブの第1の角度配向で行うことができ、未治療部分を流動に暴露させるために、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の治療を行うことができる。第1の治療のためのプローブの角度を測定し、第2の治療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治療部分を治療するように治療を回転させることができる。例えば、全治療が、実質的にプローブの軸の周りで、スパインが未治療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の治療は、240度の掃引を備えてもよく、第2の治療は、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の治療は、120度の掃引で行われてもよい。第2の治療が未治療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整することができる。

【0328】

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、凝固のための治療を設定することができる。凝固は、多くの方法で、例えば、発散流または柱状流、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、凝固を用いて治療プロファイルの一部のみを治療することが望ましくあり得る。例えば、器官、例えば、前立腺の後方部分は、凝固を用いて選択的に治療することができる。実施形態に関連する作業は、後方治療が、潜在的にわずかにより多くの出血をもたらす得、いくつかの実施形態では、患者の生体構造、例えば、前立腺の後方部分を選択的に治療することが有利であり得ることを示唆する。レーザービームを用いた凝固モードでは、治療入力パラメータは、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。残っている治療の時間580を示すことができ、ユーザはまた、治療の容量、例えば、凝固容量を見てもよい。ユーザは、入力575を用いてレーザー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治療を位置付けることも可能にさせられ、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。

【0329】

入力治療プロファイルは、多くの方法のうちの1つ以上で入力することができ、例えば、治療される器官、例えば、前立腺の画像を提供することができ、ユーザは、患者の軸方向像および矢状像上で意図した治療プロファイルを描くことができる。示される画像は、

10

20

30

40

50

一般化集団の生体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治療プロファイルを、本明細書で説明されるような治療プローブ450および連鎖部430およびアンカ24の機械座標参照にマップして変換する命令を含む。多くの実施形態では、治療される解剖学的器官の画像上に示される治療プロファイルが、画像の治療寸法に対応し、それと整列するように、ユーザに示される画像は、治療プロファイルに対応するようにスケール変更される。これは、ユーザが患者上で意図した治療プロファイルを正確に決定して配置することを可能にする。

【0330】

図20Aは、治療座標参照フレームとの患者の画像のマッピングおよび整列を示す。器官の画像510は、本明細書で説明されるような多くの方法のうちの1つ以上で得ることができる。画像は、例えば、X、Y、およびZ座標参照を含む、画像参照フレームを備えてもよい。治療プローブ450は、治療参照フレーム、例えば、円筒座標参照R、Z、シータを含む。プローブの軸の配向は、本明細書で説明されるように決定することができる。2つの画像を共通する既知の参照点と整列させるために、治療プローブのアンカ等のマーカー参照536を画像から識別することができる。画像参照フレームからの画像の点は、識別された参照点の場所およびプローブの配向に基づいて、座標参照フレームにマップし、ディスプレイ上に示すことができる。治療参照位置(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治療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。

【0331】

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次元プロファイルを提供するために、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次元プロファイルの複数の矢状像および複数の軸方向像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治療を提供するために、複数の矢状像のそれぞれおよび複数の軸方向像のそれぞれの上で標的治療プロファイ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次元治療プロファイルを提供するよう、矢状および軸方向像の間で治療プロファイルを補間するための命令を含む。多くの実施形態では、前立腺の付加的な治療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。

【0332】

多くの実施形態では、ユーザは、患者の組織の画面上で治療プロファイルの複数の点を識別することができ、複数の点は、治療座標参照にマップされ、ディスプレイ上に示される治療プロファイルの治療座標がユーザによって意図されたような標的組織を治療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。

【0333】

図20Bは、患者を治療する方法600を示す。

【0334】

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治療プローブが提供される。

【0335】

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。

【0336】

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

【0337】

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せ

10

20

30

40

50

られる。

【0338】

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

【0339】

ステップ615では、本明細書で説明されるように、画像座標が治療参照座標にスケール変更される。

【0340】

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

10

【0341】

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

【0342】

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

【0343】

ステップ625では、本明細書で説明されるように、組織切除プロファイルが器官の像の上に表示される。

【0344】

ステップ627では、本明細書で説明されるように、組織切除プロファイルおよび場所が、画像に基づいて調整される。

20

【0345】

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

【0346】

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

【0347】

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

30

【0348】

ステップ635では、本明細書で説明されるように、流体流の種類が柱状または発散として選択される。

【0349】

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

【0350】

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

【0351】

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

40

【0352】

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

【0353】

ステップ650では、本明細書で説明されるように、撮像プローブが係止される。

【0354】

ステップ657では、本明細書で説明されるように、撮像プローブが治療プローブに関して移動させられる。

50

【 0 3 5 5 】

ステップ 6 6 0 では、本明細書で説明されるように、患者との治療プローブの整列が決定される。

【 0 3 5 6 】

ステップ 6 6 2 では、本明細書で説明されるように、治療プローブの配向が測定される。

【 0 3 5 7 】

ステップ 6 6 5 では、本明細書で説明されるように、治療プローブの配向が測定される。

【 0 3 5 8 】

ステップ 6 6 7 では、本明細書で説明されるように、計画された治療が、患者整列に基づいて調整される。

【 0 3 5 9 】

ステップ 6 6 8 では、本明細書で説明されるように、患者が治療される。

【 0 3 6 0 】

ステップ 6 7 0 では、本明細書で説明されるように、計画された治療で治療される組織が、撮像されて視認される。

【 0 3 6 1 】

ステップ 6 7 2 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。

【 0 3 6 2 】

ステップ 6 7 5 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。

【 0 3 6 3 】

ステップ 6 7 7 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。

【 0 3 6 4 】

ステップ 6 8 0 では、本明細書で説明されるように、治療が調整される。

【 0 3 6 5 】

ステップ 6 8 2 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りで回転させられる。

【 0 3 6 6 】

ステップ 6 8 5 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。

【 0 3 6 7 】

ステップ 6 8 7 では、治療プロファイルが、測定された角度に基づいて軸の周りで回転させられる。例えば、治療プロファイルは、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、治療プロファイルの細長い軸の周りで回転させることができる。

【 0 3 6 8 】

ステップ 6 9 0 では、スパインによって本明細書で説明されるように遮断される器官の一部が治療される。

【 0 3 6 9 】

ステップ 6 9 5 では、本明細書で説明されるように、治療が完了する。

【 0 3 7 0 】

上記のステップは、実施形態による、患者を治療する方法 6 0 0 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するであろう。ステップは、異なる順番で完了してもよい。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、治療にとって有益であれば頻繁に繰り返されてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 3 7 1 】

方法 6 0 0 のステップのうちの一つ以上は、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一つ以上を用いて行われてもよい。回路は、方法 6 0 0 のステップのうちの一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。

【 0 3 7 2 】

図 2 1 A および 2 1 B は、本発明の実施形態による、3 D 分割ソフトウェアからの器官画像、例えば、経直腸の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 2 1 A および 2 1 B 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 2 1 A および 2 1 B の左側に示されている。図 2 1 A および 2 1 B の右側の 2 次元画像は、それぞれ、図 2 1 A および 2 1 B の左側の画像とともに示される 3 次元前立腺表現の横断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、または横断断面画像と称され得る。前立腺の矢状面の分割が薄い灰色で描写され、前立腺の軸方向面の分割が薄い灰色で描写されることに留意されたい。

10

【 0 3 7 3 】

これらの分割画像は、前立腺の画像に重ねられた治療プロファイ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治療の画像とともに、ユーザが器官の治療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。

20

【 0 3 7 4 】

図 2 1 A および 2 1 B に示される画像は、インターフェース 5 0 0 のディスプレイ 4 2 5 上に提供することができる。例えば、軸方向および矢状画像は、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。

【 0 3 7 5 】

図 2 1 C - 2 1 F は、複数の画像の各々の中で 3 次元治療計画およびユーザ定義治療プロファイルを画定するための標的組織の複数の軸方向画像 5 2 5 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 スライス像を選択する第 1 のタブ 5 2 7 と、Y 像を選択する第 2 のタブ 5 2 9 とを含む。Z スライス像は、標的組織の矢状画像に対応してもよく、Y スライス像は、標的組織の軸方向画像に対応してもよい。複数の軸方向画像は、第 1 の z フレーム 5 2 3 での第 1 の画像 5 2 5 A を含む。z フレーム 5 2 3 は、y スライス像によって横断し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一つ以上であり得る。

30

【 0 3 7 6 】

各画像 5 1 0 は、ユーザ入力治療プロファイル 5 2 0 を含む。ユーザ入力治療プロファイルは、治療プロファイルを画定するように画像上でユーザ調整可能である、複数の点を備えてもよい。第 1 の複数の画像 5 2 5 A は、ユーザによって部分的に位置付けられた治療プロファイルを示し、複数の治療プロファイルマーカー点 5 2 1 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整することができる。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含む。複数の点は、円、ドット、または X 等の小さいユーザ可動マーカーを備えてもよく、複数の点は、例えば、マーカーを接続するよう、ディスプレイ上に示される直線に対応する線形補間、またはディスプレイ上に示される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一つ以上で、線と接続することができる。

40

【 0 3 7 7 】

第 2 の深度での複数の画像の第 2 の画像 5 2 5 B 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 5 2 5 B は、治療に対応する z 軸に沿った第 2 の場所

50

で治療プロファイル520を画定するよう、ユーザによって画像と整列させられる点521を含む。

【0378】

第3の深度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、治療に対応するz軸に沿った第3の場所で治療プロファイル520を画定するよう、ユーザによって画像と整列させられる点521を含む。

【0379】

第4の深度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、治療に対応するz軸に沿った第4の場所

10

【0380】

図21Gは、標的組織の矢状像、および図21C - 21Fの軸方向画像の面を示す。zスライス像は、標的組織の矢状像を示すよう、タブ527で選択することができる。複数の画像525が、矢状像を通して延在する線として示されている。

【0381】

図21Hは、図21A - 21Fの複数の画像に基づく3次元治療プロファイルを示す。3次元治療計画は、3次元治療プロファイル520の3次元表現を備えてもよい。3次元治療プロファイル520は、多くの方法のうちの1つ以上で決定することができる。3次元治療プロファイルは、例えば、スプラインの線形補間によって各画像の治療プロファイル

20

【0382】

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治療プロファイルを示す。ユーザは、多くの方法のうちの1つ以上で複数の点521を調整することができる。ユーザは、患者の必要性に基づいて治療プロファイルを決することができる。治療プロファイルは、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。

30

【0383】

図21Jは、本明細書で説明されるような流体流のスキャンパターンを示す。流体流は、パルスまたは連続流体流を備えてもよい。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、流体流は、ピストンポンプ等のポンプからの複数のパルス810を含み、パルスは、周波数および負荷サイクルを含む。多くの実施形態では、負荷サイクルは、わずかに約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とを含む。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で最大断面幅を含むことを認識するであろう。流体炎域が組織に影響を及ぼす場所では、流体炎域は、断面サイズ848を含む。

40

【0384】

流体炎域を含む流体流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軸の周りのキャリア382の回転に対応し得る。

【0385】

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の種類の組織の除去が阻止されるときに、第1の種類の組

50

織を除去することにおいて有効であり得る。

【0386】

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、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。

【0387】

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に影響を及ぼす。多くの実施形態では、除去される第1の組織は、パルス間の時間より長い第1の緩和時間を含み、除去が阻止される第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の組織緩和時間を含む。

10

【0388】

組織が最終的な所望の治療プロファイルに向けて除去されると、流体炎域のサイズは、切除されたプロファイルに影響を及ぼすパルス流体炎域のサイズが実質的に減少させられ、組織除去が実質的に減少させられるように、実質的に炎域の遠位先端付近で減少してもよい。

【0389】

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ァイ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。

20

【0390】

図21Kは、流体流を覆うバッグを示す。流体流は、本明細書で説明されるように、柱状流または発散流を備えてもよい。多くの実施形態では、バッグは、水撃作用を含むよう、パルス流を含む流体流を覆って配置される。バッグは、多くの材料のうちの1つ以上で作製することができる、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に結合することができる、バッグの外部は、物質を除去するよう作業チャンネルに結合することができる。バッグは、高い流体流速から組織を保護するという利点を有することができる、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、受動または能動手段を通して収集することができる。

30

【0391】

図22Aおよび22Bは、組織除去プロファイル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331を示し、図22Bは、発散流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誘導組織切除と組み合わせるために好適である。

【0392】

(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、組織の内側および/または器官の内側の)組織内レーザ誘導3D撮像は、切断の深度を決定するために、前立腺の内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位置することを考慮すると、カメラからの画像の中のスポットの場所を特定することにより、独特のスポットからノズルまでの距離を生じる。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。

40

【0393】

音響距離測定

【0394】

50

音響変換器をアセンブリの中で水ジェット付近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ろう。次いで、ジェットをスキャンすることにより、空洞の3次元マッピングを可能にする。少なくとも1つの変換器392をキャリア管380の上に提供することができる。(流体/気体環境において組織の内側および/または器官の内側の)組織内音誘導組織区別:ジェット・組織界面によって生成される可聴周波数は、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、深度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。

10

【0395】

水柱のバルス幅変調:水がオンおよびオフである周波数を変調することにより、ユーザがカメラ可視化の下で組織までのノズルの距離を推定することを可能にすることができる。周波数は、既定の柱サイズ(例えば、5mm)に固定することができ、またはユーザが、図22Aに示されるように、ノズルと組織との間の高さに合致するようにそれを調整することができる。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。

【0396】

少なくとも1つの変換器392は、組織から音響信号を受信するように、音響変換器を備えてもよい。いくつかの実施形態では、少なくとも1つの変換器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つの変換器は、複数の変換器を備えてもよい。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の音響変換器をキャリア管380の上に提供することができる。少なくとも1つの変換器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。

20

【0397】

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、例えば、柱状流体流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。

30

【0398】

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を含む。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。

【0399】

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、流体を受け取って流体流を形成する、および光ファイバから光を受け取る円錐チャンネルを画定する、逆中実円錐区分を含む、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、ファイバを受け取る円錐チャンネルを画定する逆中実円錐区分を含み、円錐チャンネルは、光ファイバを受け取るようにサイズが定められる直径を有する、円筒形チャンネルまで延在する。多くの実施形態では、整列オリフィスから成る円錐チャンネルは、光ファイバを損傷することなく、円錐チャンネルに沿って、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、ファイバを受け取る角度を含む。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

40

50

、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。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、ファイバの長手方向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。

【0400】

ジェットオリフィスを含むノズルおよび整列オリフィスを含む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石を備えてもよい。

【0401】

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。

【0402】

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、および高い圧力を伴う発散切断流を形成するよう、ジェットオリフィスを通過する流体が、予測可能な流量を伴うエネルギーの流体流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 $3.5 \cdot 1 D$ 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 $3.5 \cdot 1 D$ 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ビームが発散するように、および予測可能な流量を提供することができるように、寸法決定される。多くの実施形態では、距離 $3.5 \cdot 1 D$ は、例えば、約 200 μm から約 2.5 mm の範囲内、例えば、約 0.5 mm から約 2 mm の範囲内である。

【0403】

整列ブロックが光ファイバに結合され、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にサイズが定められることを可能にするよう、ファイバ係合表面が、5 mm 未満、例えば、わずか 2 mm 未満であり得る、曲率半径を含む、光ファイバに係合する表面を含む。

【0404】

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ために、曲線状部分の近位に実質的に非曲線状の細長いチャンネル部分も含む。

【0405】

流体ジェットは、切除のために高い圧力で使用することができ、例えば、流体ジェット、または低い圧力、例えば、光ビームを伝達するために柱状である。光ファイバは、所望の整列を達成するように整列ブロックおよび整列オリフィスを位置付けることによって、屈曲させ、誘導し、整列させることができる。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、キャピ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。

【0406】

流体送達要素から放出される流体流は、図 23A に示されるような発散流 334、または図 23B に示される柱状流 333 を備えてもよい。発散流 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するであろう。代替として、示されるような柱状流 333 を提供するように、低い圧力を提供することができる。柱状流 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

10

20

30

40

50

提供することができ、液体は、2 ~ 100 psi の範囲内、例えば、5 ~ 25 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 333 を含む柱状流体は、整列のためにレーザビームを指し示すポインティングデバイスとして使用することができる。代替として、または組み合わせて、例えば、組織を加熱するため、例えば、切除、蒸発、または凝固のうちの 1 つ以上とともに加熱するために、柱状流体流を使用することができる。

【0407】

発散流 334 は、本明細書で説明されるように、発散流を用いた組織除去のためのノズルへの圧力を上昇させることによって、提供することができる。キャリア管 380 を備え得るキャリア 382 の光ファイバは、キャリア 382 の狭いプロファイ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、整列オリフィスを含む整列構造を使用することができる。

【0408】

図 24 は、流体送達要素の流体送達要素および設計考察を含む、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、円錐角変動が、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すであろう。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変動が、ノズル背圧および流体流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雲を含み得る。組織貫通の深度は、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治療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。

【0409】

図 25 A - 25 C 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 の遠位端の上に提供することができる。ジェット偏向は、多くの方法のうちの 1 つ以上で達成することができる。流体ジェットは、例えば、異なる切断角を達成するように偏向させることができる。代替として、または組み合わせて、例えば、作業チャ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。流体流の偏向は、例えば、引張ワイヤ、空気圧、油圧、機械的連鎖、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 の長手方向軸に関して流体流の偏向を変化させるようにジンバルを備えてもよい。図 25 A は、長手方向軸に関連する第 1 の角度への流体流の偏向を示す。そして図 25 B は、長手方向軸への第 2 の角度での流体流の偏向を示す。図 25 C は、第 2 の角度で偏向された流体を伴う、長手方向軸の周りにおける流体流の回転を示す。

【0410】

10

20

30

40

50

図26A - 26Cは、実施形態による、ジェットマスクングを示す。流体ジェットマスクングは、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。マスクング機構は、例えば、引張ワイヤ、空気圧、油圧、機械的連鎖、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を含む。図26Bに示されるように、マスク720は、マスクが放出流体流のより広い角度を提供するように調整されている、第2の構成を含む。図26Cは、マスクの第3の構成726を示す。

【0411】

10

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のために、長手方向軸の周りにおける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ァイルへの標的組織の彫刻を可能にすることができ、平滑なプロファイ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の大きい発散角でバルク組織除去を可能にすることができる。マスクからより遠い組織については、角度は、ジェットの減少した分散を提供して、マスクからより遠い場所における組織に到達するよう、減少させることができる。

【0412】

20

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ービームは、切断および凝固を達成するように異なる角度で固定することができる。切断または凝固のうちの1つ以上は、例えば、単一の場所または複数の場所に方向付けることができる。角度形成は、バルーン等の拡張可能アンカ近くの組織を標的にするのに役立つか、または意図しない組織との偶発的な接触のリスクを低減させることができる。ジェット角度は、多くの方法のうちの1つ以上で変化させることができる。例えば、複数のキャリア730を提供することができ、キャリアのそれぞれは、本明細書で説明されるような治療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に沿って第2のジェットを提供することができ、第3のキャリアは、示されるような第3の角度736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ービームのうちの1つ以上を方向付けるように構成される、一式のプローブ、例えば、3つ以上のプローブを備えてもよい。例えば、第1の角度732は、細長い軸と実質的に垂直に延在することができ、第3の角度736は、内側組織、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。

30

【0413】

多くの実施形態では、1つ以上のジェットが、デバイスの直接遠位にある組織を標的にするよう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。

【0414】

40

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。

【0415】

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および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、二次ジェットを送給するように、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ーポインタを利用することができる。

50

【0416】

多くの実施形態では、二次ジェットは、光ビームを指向して組織を凝固させるために使用することができ、一次ジェットは、二次ジェットが導波路として利用されている間に、組織を取り除くために使用することができる。

【0417】

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。

【0418】

図29は、実施形態による、細切除去術を示す。多くの実施形態では、細切除去術は、例えば、プローブまたはスパイン上のブレード等の構造特徴を用いた切除と同時に達成することができる。プローブに統合された場合、細切除去術は、プローブの移動によって自動的に駆動することができる。収集流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、真空吸引を使用することができる。器官内圧を調節するために、例えば、オージェ構造および真空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。

10

【0419】

キャリア382は、本明細書で説明されるような1つ以上のジェットを有する、遠位端部分まで延在することができる。細切除去特徴を、ジェットに関して近位に提供することができ、細切除去特徴は、例えば、組織を除去するようにオージェ形状構造を伴って、作業チャンネル内に含有されてもよい。

20

【0420】

図30は、実施形態による、単一管設計を示す。単一管設計は、オリフィス受石762等の流体送達要素を備えてもよい。可変屈曲760は、例えば、キャリア382が作業チャ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。流体が、キャリア382の端部の上のオリフィスに結合される。流体は、液体または気体を含んでもよく、遠位端上のオリフィスは、本明細書で説明されるように、多くの方法のうちの1つ以上で構成することができる。図31Aおよび31Bは、実施形態による、単一管設計を示す。液体または気体等の流体を、本明細書で説明されるように、レーザと併用することができる。レーザは、本明細書で説明されるように、光ファイバ等のエネルギー導管351に沿って伝達される電磁エネルギーを放出することができる。可変屈曲760を遠位端上のオリフィス受石762等の流体送達要素付近に提供することができる。光ファイバは、図31Bに示されるように構造と整列させることができる。例えば、流体ジェットのオリフィスと同軸上に光ファイバを場所特定するために、ファイバガイドを使用することができる。

30

【0421】

図30、31A、および31Bの実施形態による、単一管設計は、多くの利点を提供することができる。例えば、単一管設計を利用するときに、パッケージサイズおよび複雑性を大幅に低減させることができる。例えば、流体経路が他の設計より連続的であり得るため、単一管設計を用いて内部層流特性を向上させることができる。オリフィス受石は、定位置でスエージ加工することができ、または受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。

40

【0422】

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成すことを可能にすることができる。これは、従来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

50

前形成することができる。

【0423】

図32は、実施形態による、ヒト生体構造に関して治療システムを位置合わせして場所特定する手段を示す。複数の拡張可能アンカ770は、第1の拡張可能アンカ772と、第2の拡張可能アンカ774とを含む。第1の拡張可能アンカ772は、例えば、バルーンを備えてもよく、第2の拡張可能アンカ774は、例えば、第2のバルーンを備えてもよい。第1の拡張可能構造は、膀胱頸部の中で拡張するように構成することができ、第2の拡張可能構造は、デバイスの移動を含有するよう、尿道内で拡張するように構成することができる。

【0424】

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とを含む、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を可能にすることができる。

【0425】

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。

【0426】

図34は、ヒト生体構造に関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、対抗力を印加することができる。

【0427】

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し動かすよう、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抗力を印加することができる。

【0428】

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実施例を提供する。

【0429】

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、バルーン先端に雌ねじ山を備えてもよい。雌ねじ山782は、雄ねじ山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、バルーンが治療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。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

10

20

30

40

50

ことができる。

【0430】

図36は、実施形態による、組織切除および深度制御を示す。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で同伴領域の流体炎域を可視的にするよう、光散乱または音響散乱を生成し得る小気泡のキャビテーションを伴って提供される。可視的な同伴領域の有益性は、医師が治療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、より安全な治療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動パラメータは、約130ミリメートル/分の流速と、約2700psiのノズル背圧とを含む。キャリア上のノズルの構成は、発散流を提供するよう、第2の流体の中へ本明細書で説明されるような発散流とともに放出される第1の液体を含む。第2の流体は、液体を含む。

10

【0431】

医師は、患者を治療するとき、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「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治療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度を制限するよう、圧力を調整することができる。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、前立腺内に含有される治療を調整するために使用することができる。

20

【0432】

図38は、実施形態による、組織切除深度制御を示す。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。

30

【0433】

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の圧力流動パラメータは、205ミリメートル/分の近似流速と、約5760psiのノズル背圧とを含む。対応する組織切除深度は、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放出される流体流は、同伴領域の超音波画像を用いて患者を安全に治療するよう、流動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。

【0434】

図40は、複数の圧力およびノズルの最大浸透深度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。最大浸透深度はまた、流速の関数としても示されている。130ミクロンノズルが、菱形で組織浸透深度を示し、150ミクロンノズルが、xで示されている。組織浸透深度は、治療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ミリメートルノズルの最大浸透深度までの治療については、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、深度に基づいて治療用のノズルを自動的に識別するように、また、深度に基づいて治療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ァイルに基づいて、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お

40

50

よび矢状画像に基づく、組織治療プロファイルである。

【0435】

図41は、最大浸透深度と対比したノズル背圧を示す。ミリメートル単位の最大浸透が、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浸透深度に基づいて、ソフトウェアまたはユーザは、患者を治療する適切なノズル圧力を識別することができる。

【0436】

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/分から約250ミリメートル/分であり得、圧力は、1000psi未満から4000psiほども高く、または例えば、8000psiであり得る。具体的実施形態では、より大きい直径のノズルを用いた流速は、圧力とほぼ線形であり、130ミクロンノズルを用いた流速は、圧力とほぼ線形である。流速および圧力のこれらの関係は、所望の流速のために、治療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、あるいは両方まで拡張されるときに、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。

【0437】

当業者であれば、本明細書で説明されるように、所定のプロファイルおよび容量に組織を切除するために、ノズル圧力、切断深度、および流速のうちの1つ以上を使用することができる。

【0438】

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明白となるであろう。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となるであろう。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、定義されるものとする。

10

20

30

【図1】

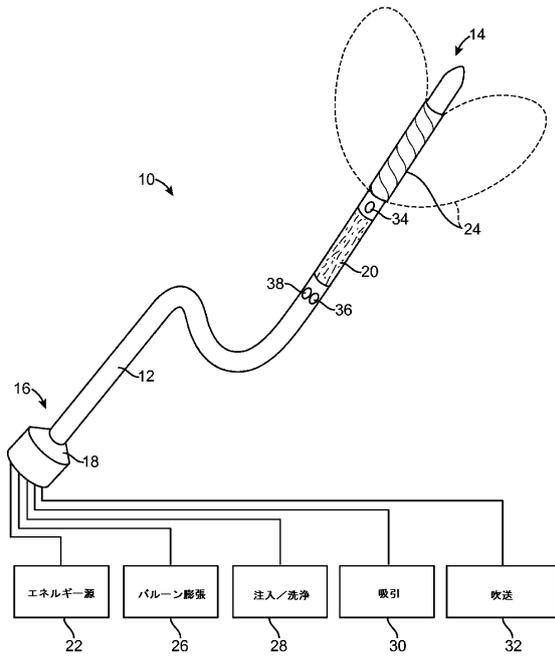


FIG. 1

【図2A】

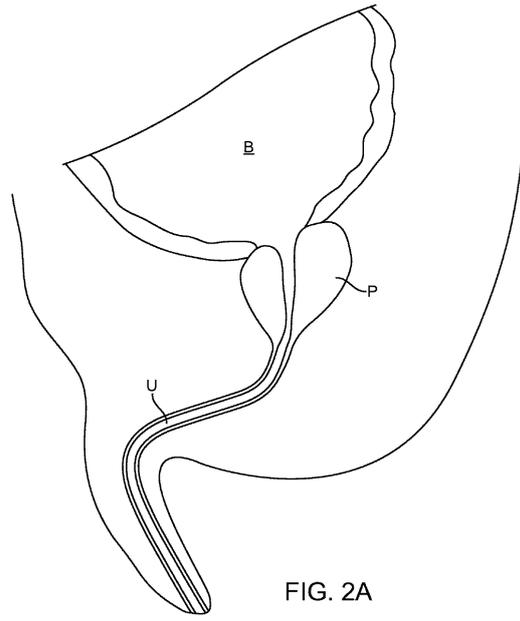


FIG. 2A

【図2B】

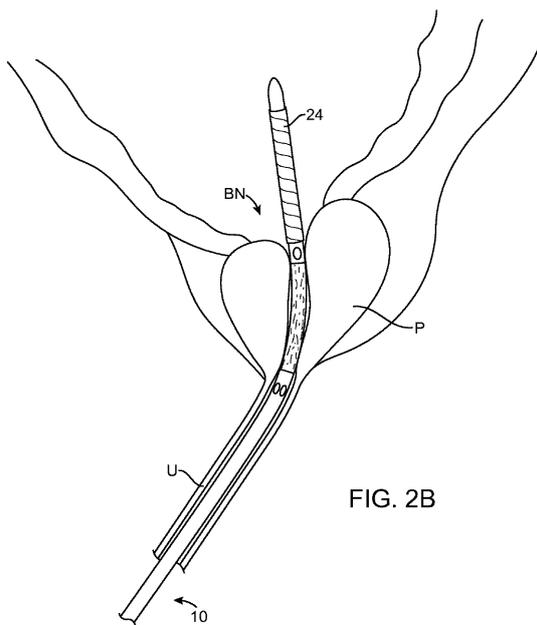


FIG. 2B

【図2C】

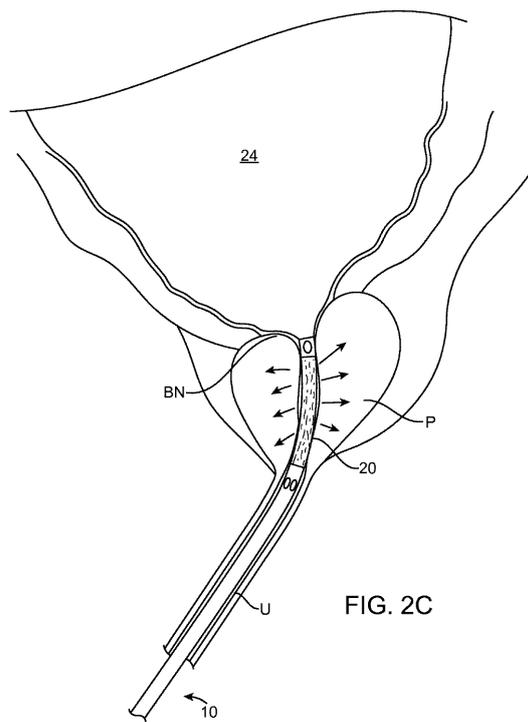


FIG. 2C

【図2D】

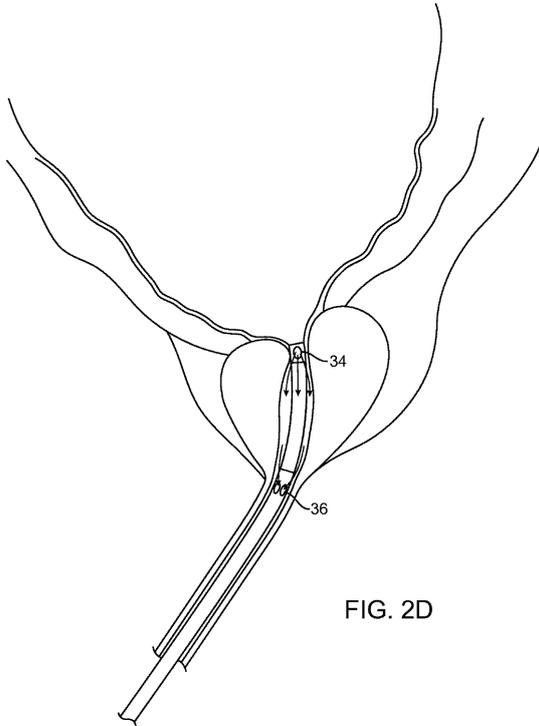


FIG. 2D

【図3】

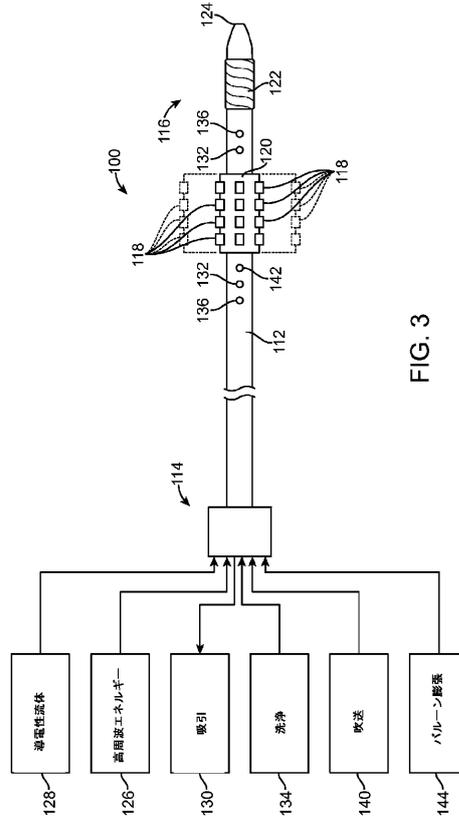


FIG. 3

【図4】

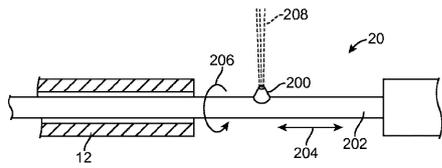


FIG. 4

【図8】

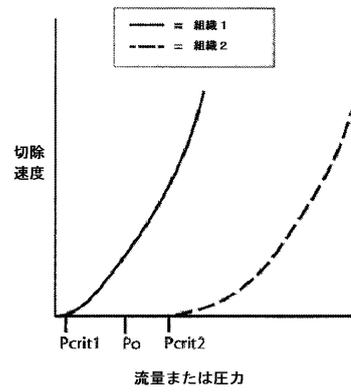


FIG. 8

【図5】

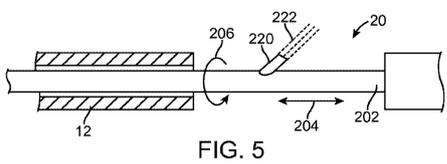


FIG. 5

【図6】

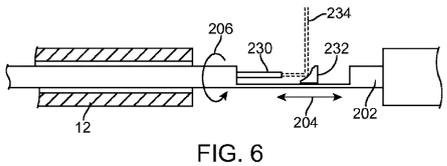


FIG. 6

【図7】

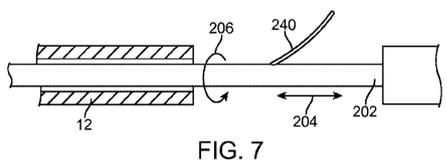


FIG. 7

【図 9 a】

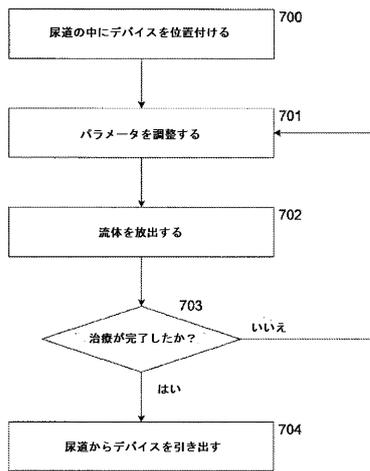


FIG. 9a

【図 9 b】

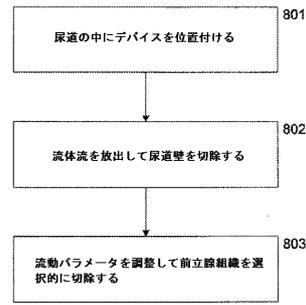


FIG. 9b

【図 10 a】

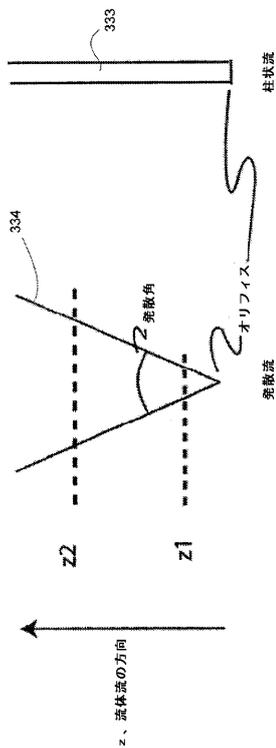


FIG. 10a

【図 10 b】

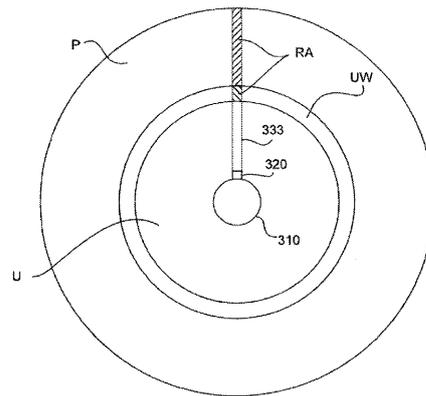


FIG. 10b

【図10c】

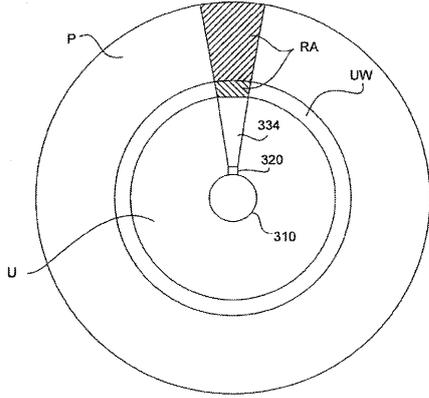


FIG. 10c

【図11】

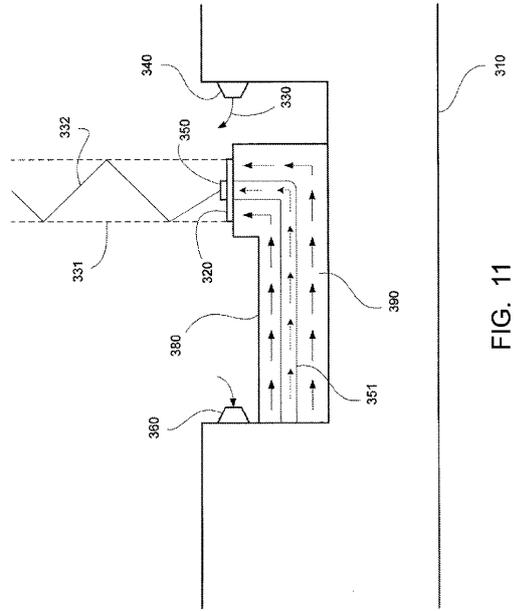


FIG. 11

【図12】

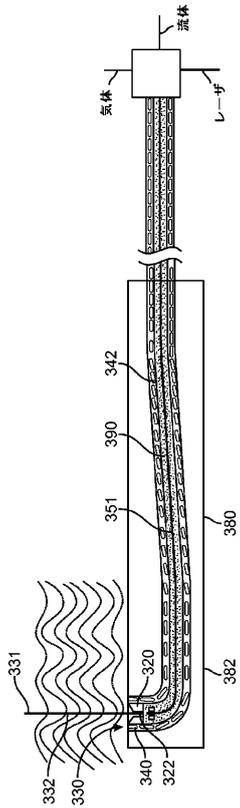


FIG. 12

【図13A】

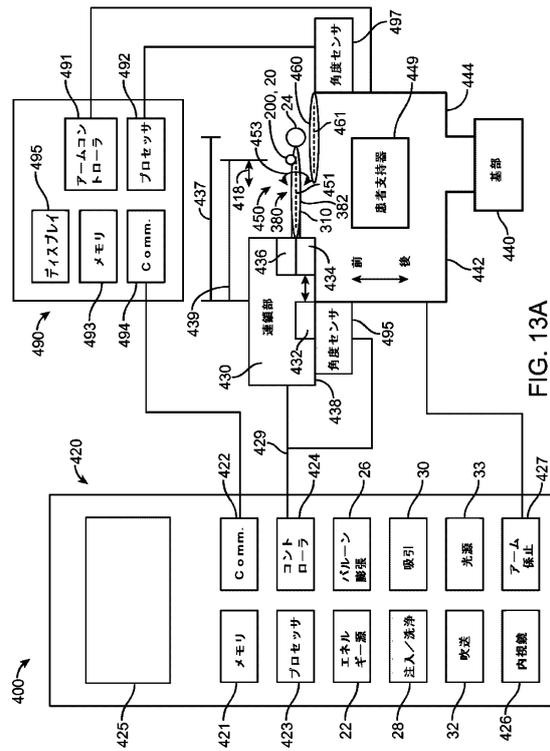


FIG. 13A

【 図 1 3 B 】

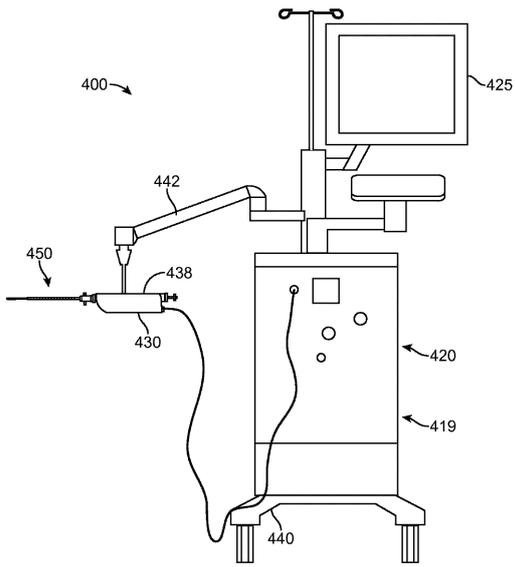


FIG. 13B

【 図 1 4 A 】

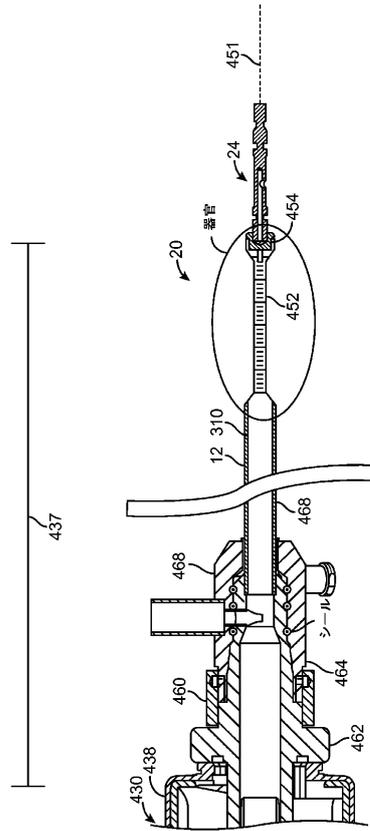


FIG. 14A

【 図 1 4 B 】

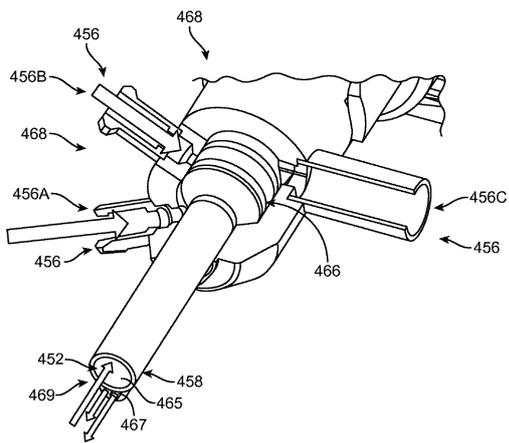


FIG. 14B

【 図 1 4 C 】

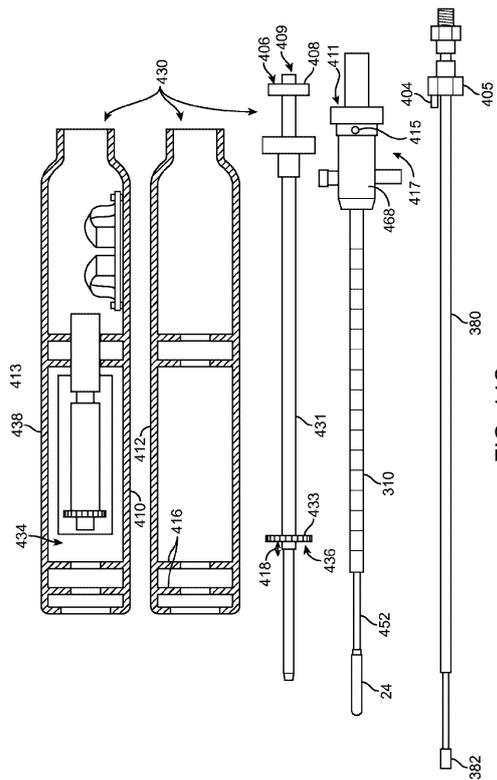


FIG. 14C

【 図 1 4 D 1 】

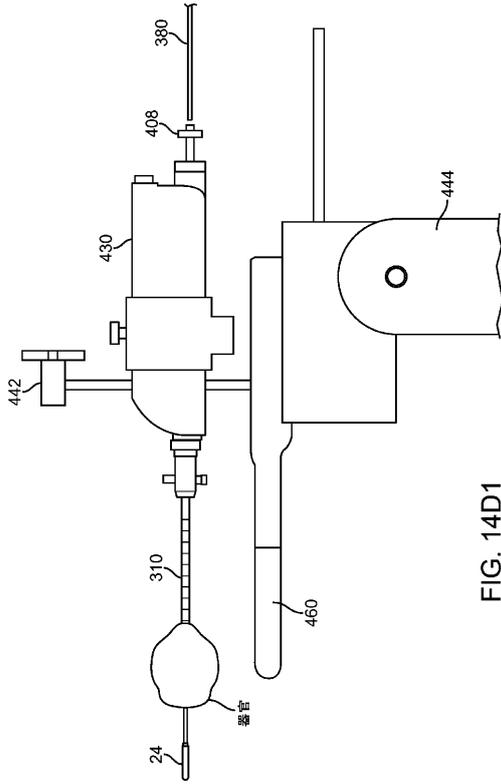


FIG. 14D1

【 図 1 4 D 2 】

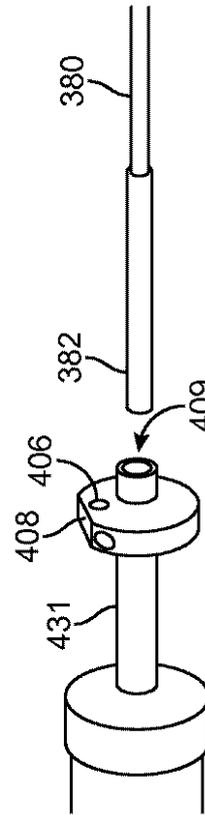


FIG. 14D2

【 図 1 4 D 3 】

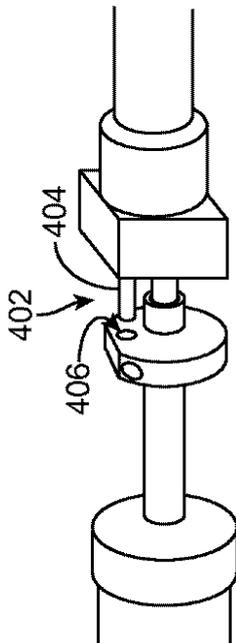


FIG. 14D3

【 図 1 4 D 4 】

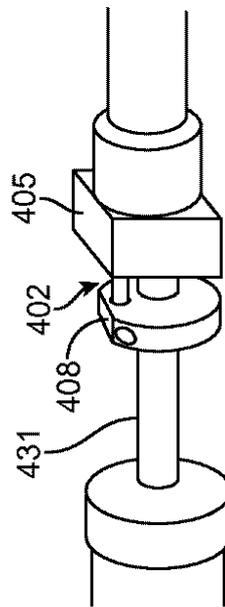


FIG. 14D4

【 図 1 4 E 】

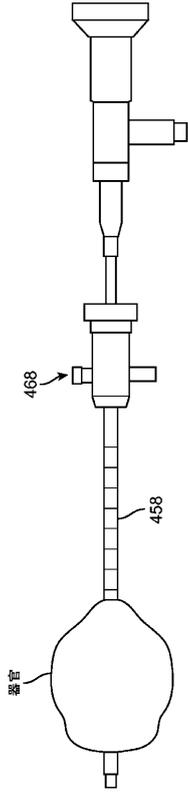


FIG. 14E

【 図 1 4 F 】

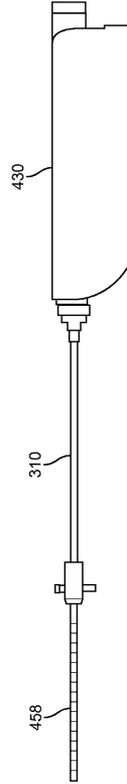


FIG. 14F

【 図 1 4 G 】

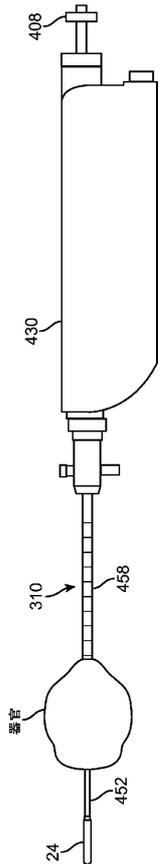


FIG. 14G

【 図 1 4 H 】

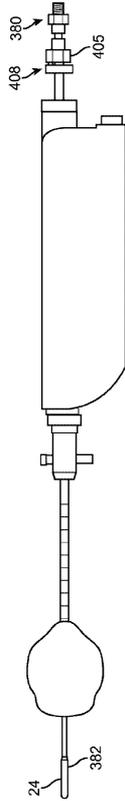


FIG. 14H

【 図 15 】

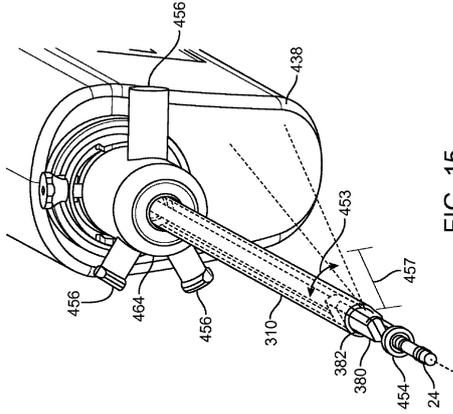


FIG. 15

【 図 16 】

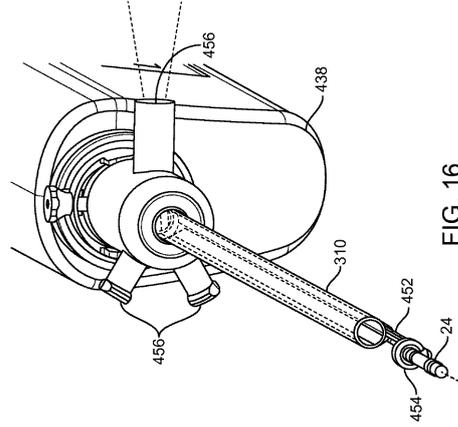


FIG. 16

【 図 17 A 】

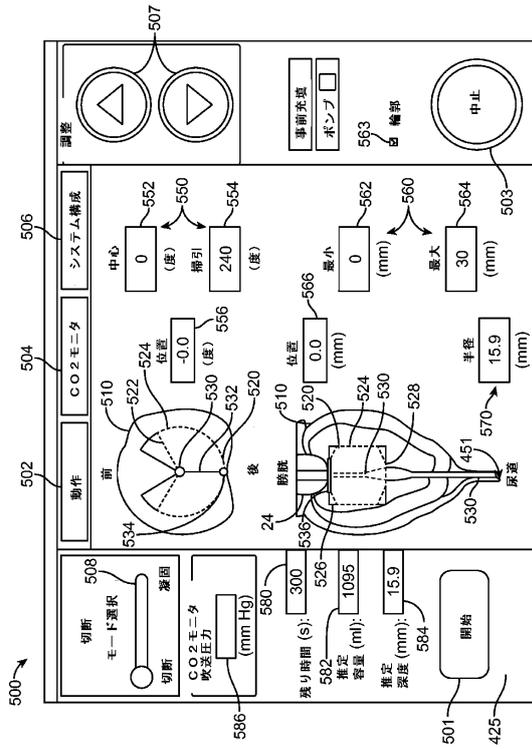


FIG. 17A

【 図 17 B 】

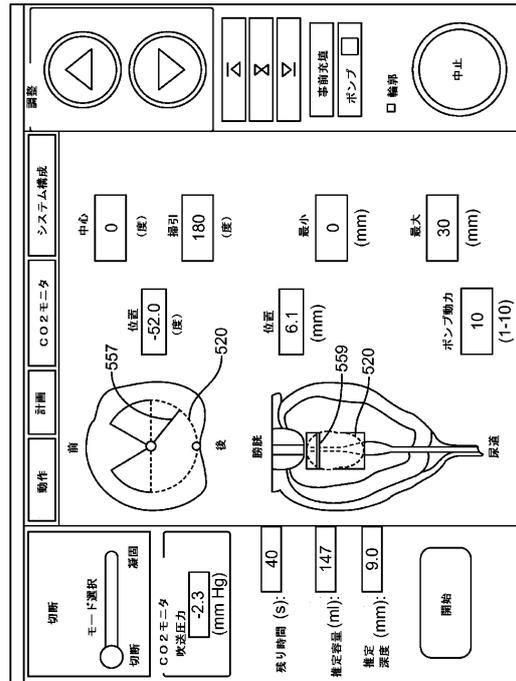


FIG. 17B

【 17C 】

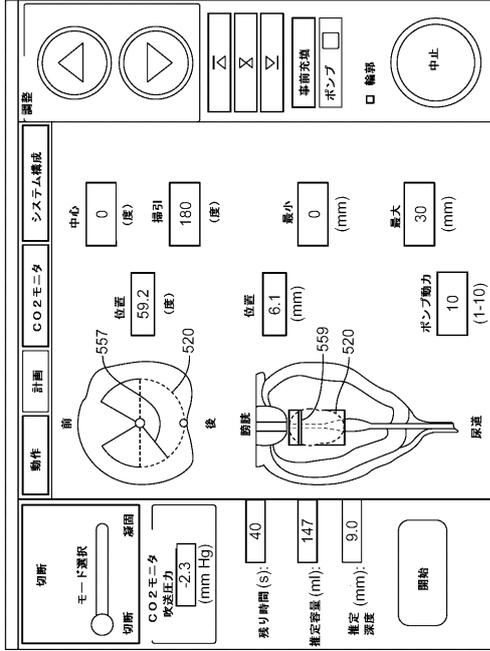


FIG. 17C

【 17D 】

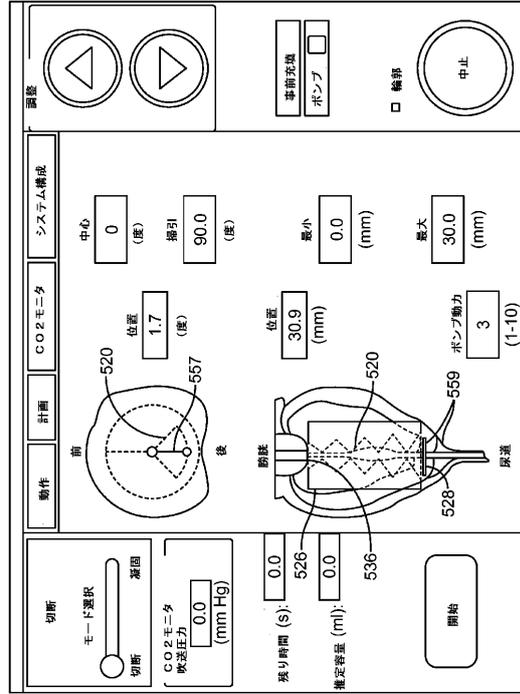


FIG. 17D

【 17E 】

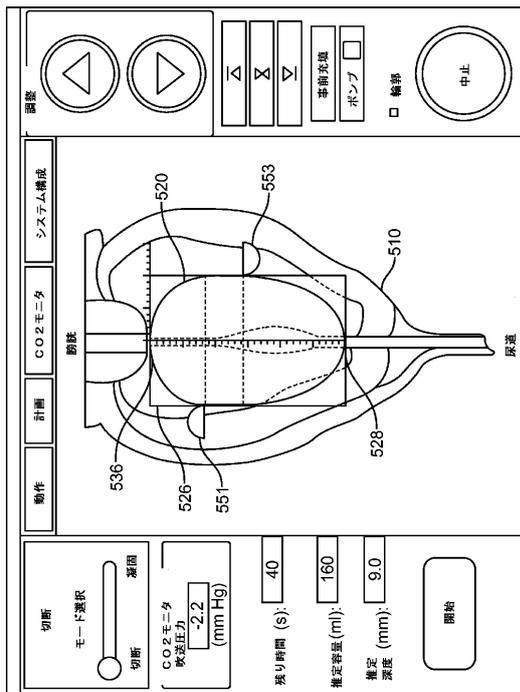


FIG. 17E

【 17F 】

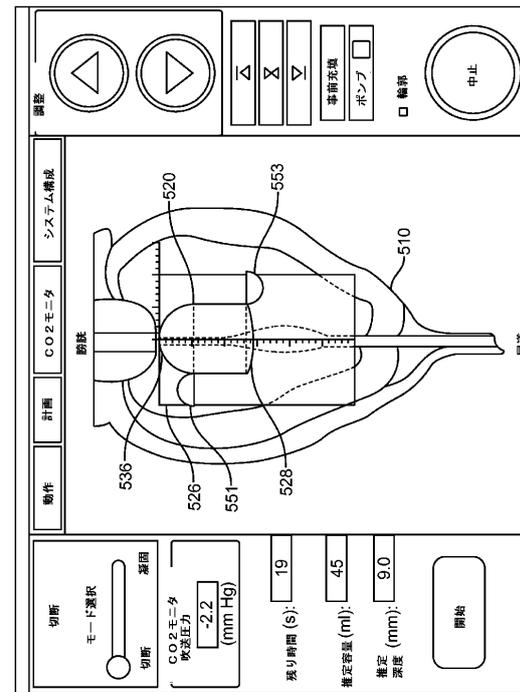
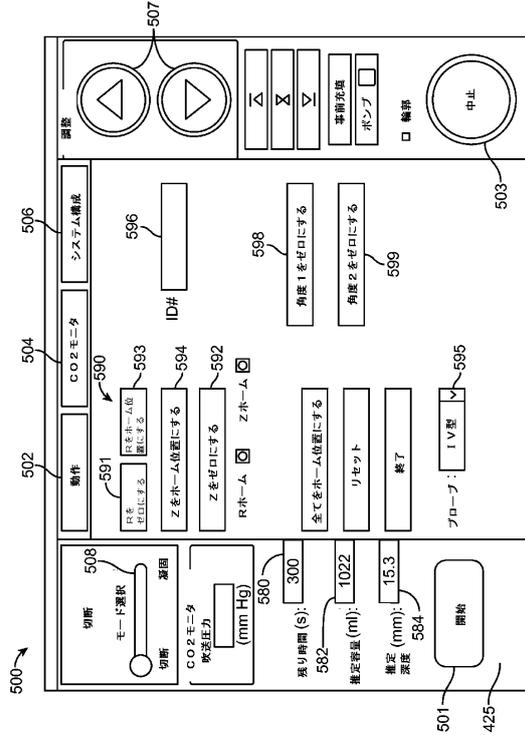


FIG. 17F

【図18】



【図19】

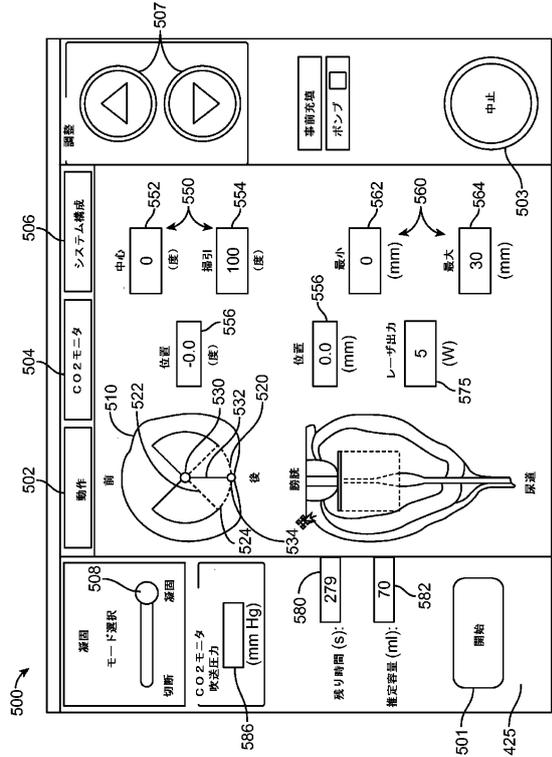


FIG. 18

FIG. 19

【図20A】

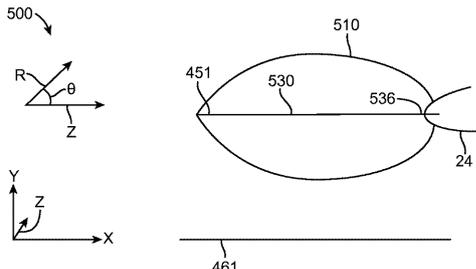


FIG. 20A

【図20B1】

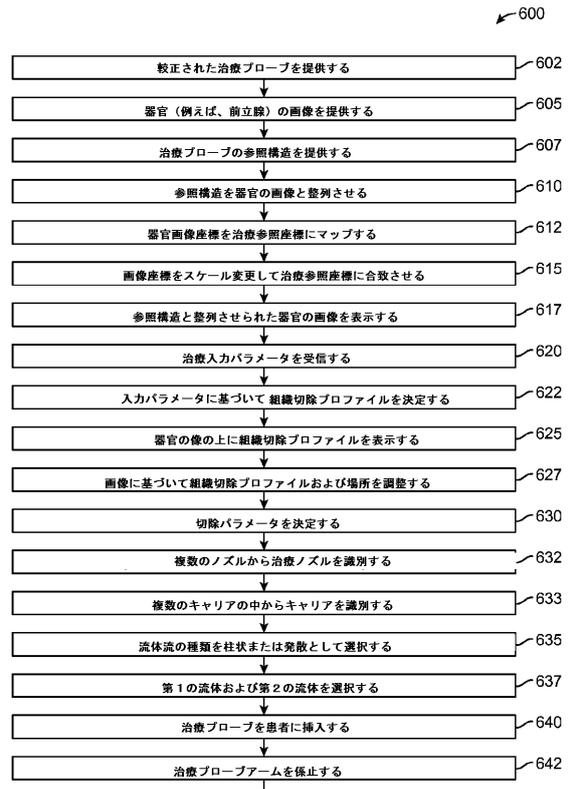


FIG. 20B

【 図 20 B 2 】



FIG. 20B (Cont.)

【 図 21 A 】

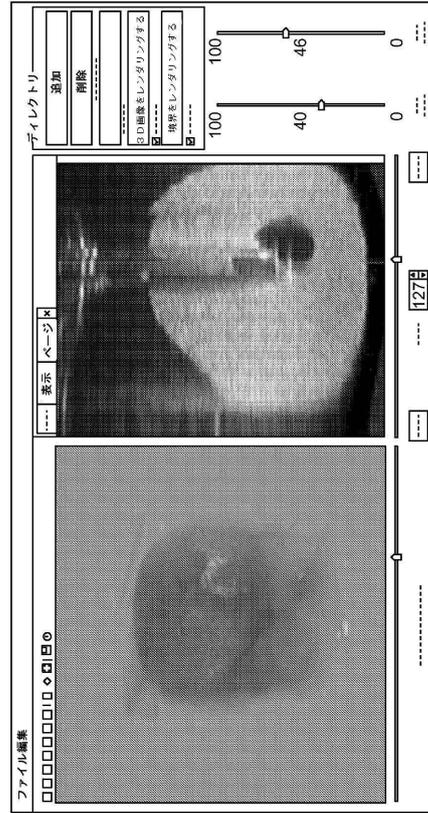


FIG. 21A

【 図 21 B 】

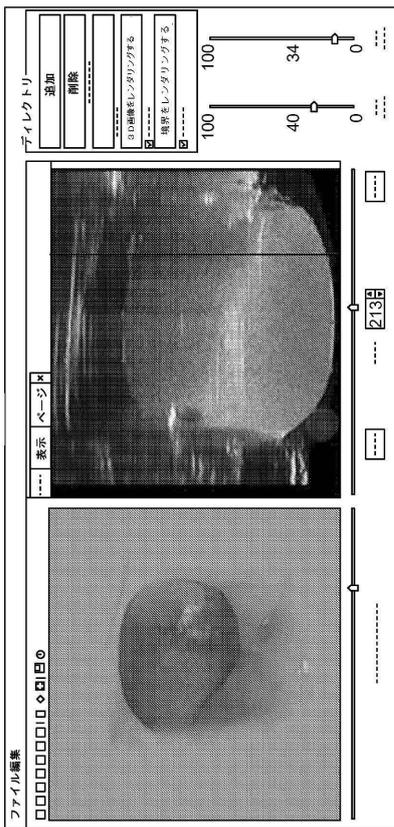


FIG. 21B

【 図 21 C 】

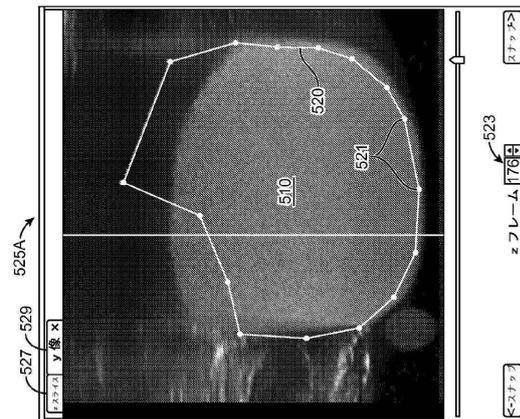


FIG. 21C

【 図 21 D 】

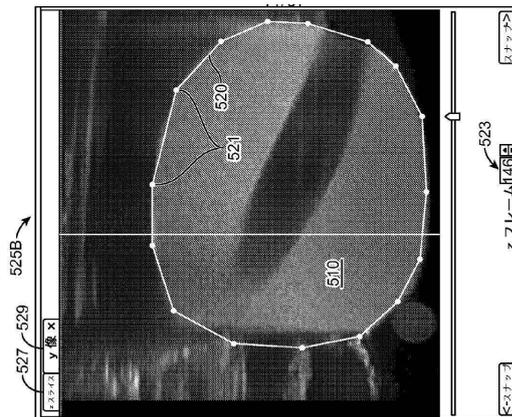


FIG. 21D

【 図 2 1 E 】

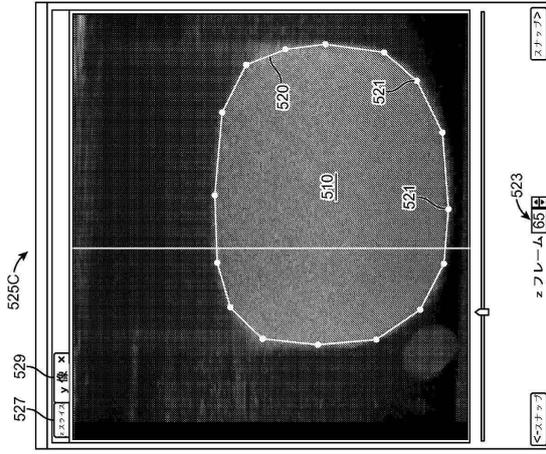


FIG. 21E

【 図 2 1 F 】

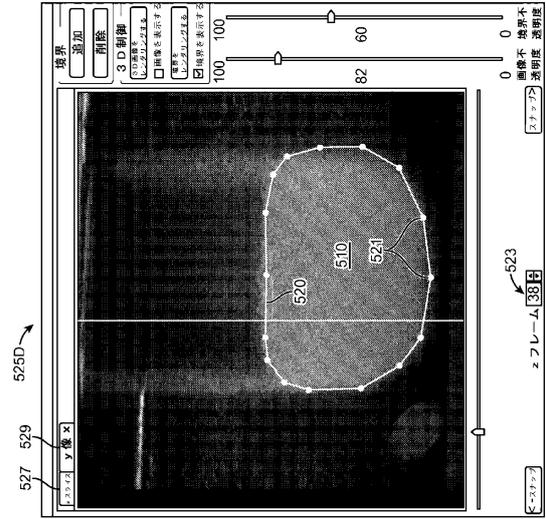


FIG. 21F

【 図 2 1 G 】

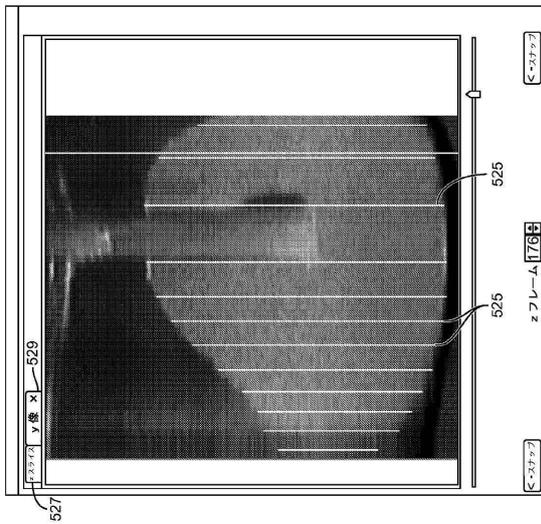


FIG. 21G

【 図 2 1 H 】

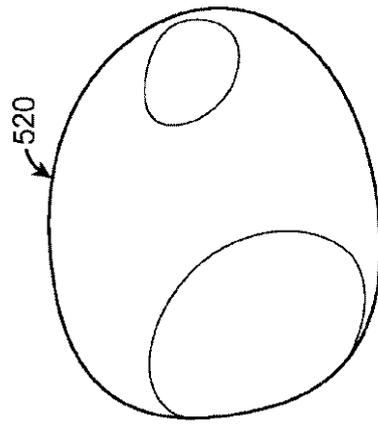


FIG. 21H

【 図 2 1 I 】

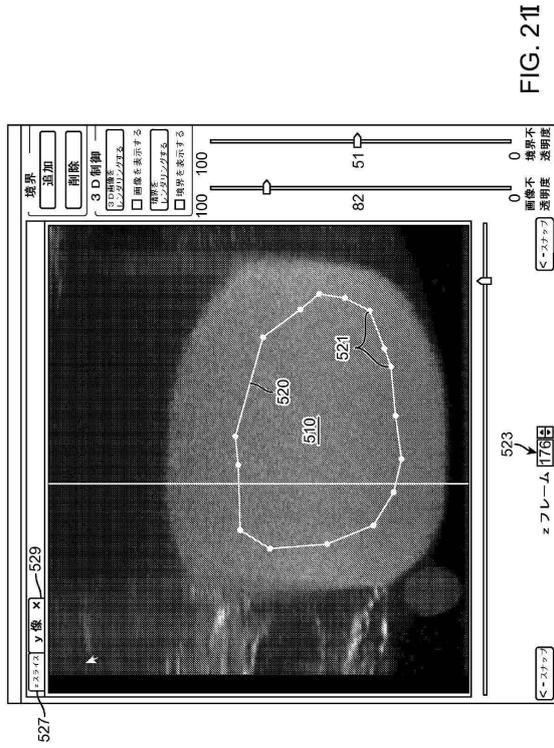


FIG. 21I

【 図 2 1 J 】

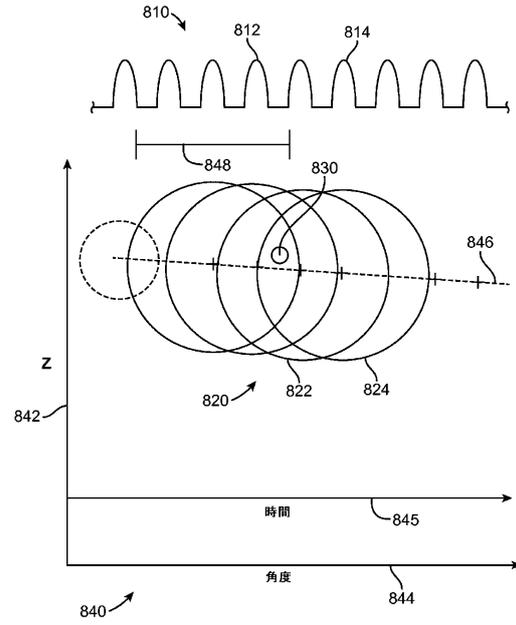


FIG. 21J

【 図 2 1 K 】

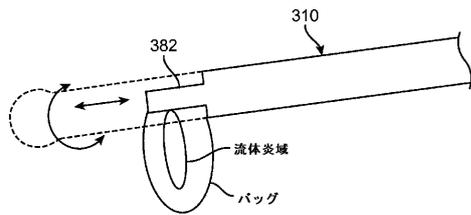


FIG. 21K

【 図 2 2 B 】

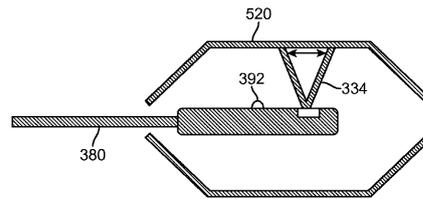


FIG. 22B

【 図 2 2 C 】

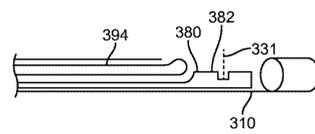


FIG. 22C

【 図 2 2 A 】

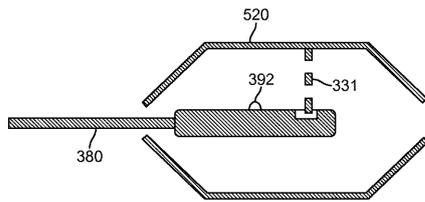


FIG. 22A

【図23A】

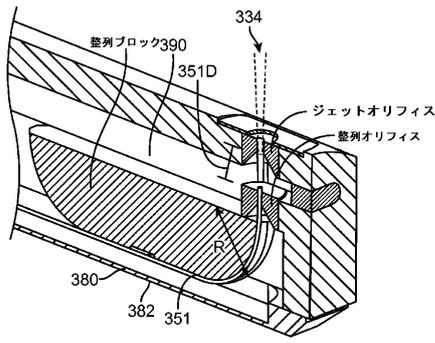


FIG. 23A

【図23B】

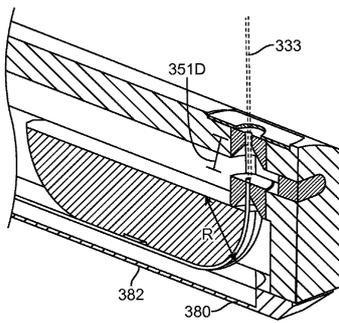


FIG. 23B

【図24】

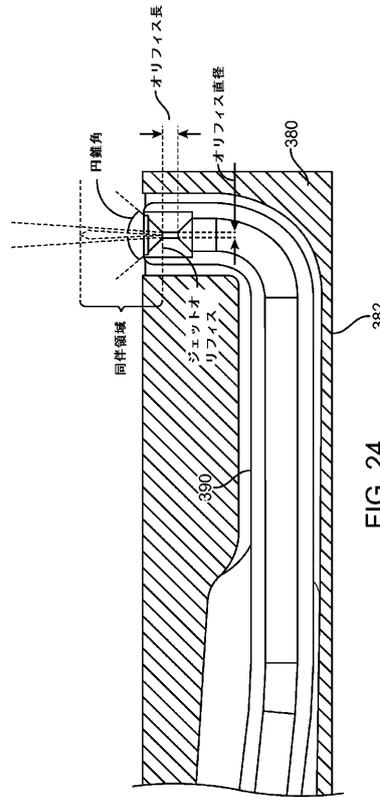


FIG. 24

【図25A】

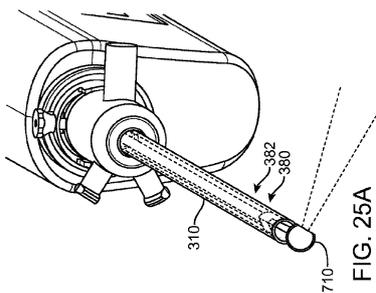


FIG. 25A

【図25C】

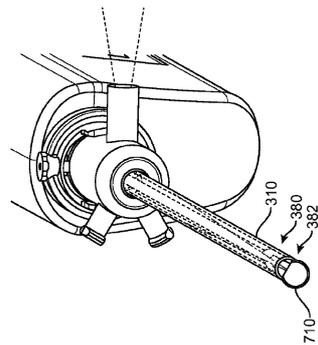


FIG. 25C

【図25B】

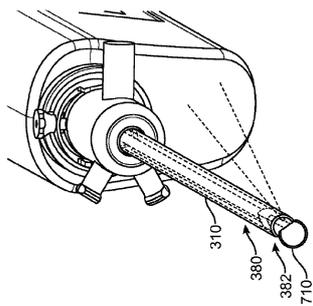


FIG. 25B

【図26A】

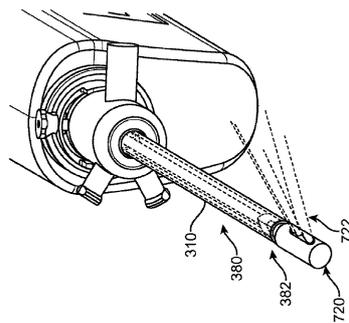


FIG. 26A

【 26 B 】

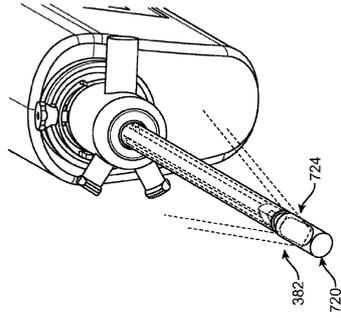


FIG. 26B

【 26 C 】

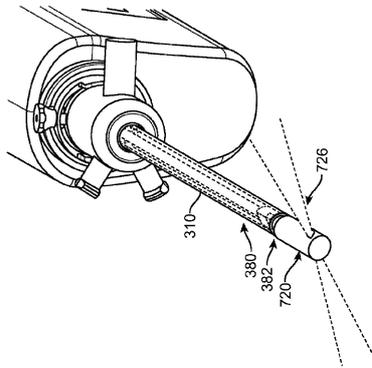


FIG. 26C

【 27 A 】

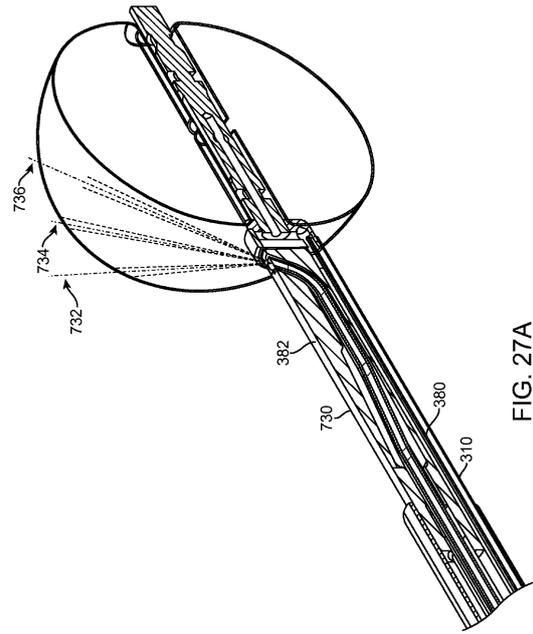


FIG. 27A

【 27 B 】

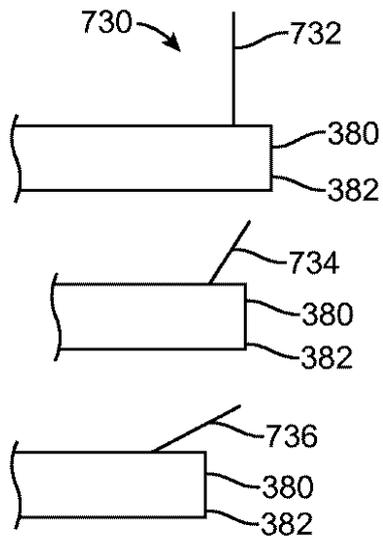


FIG. 27B

【 28 】

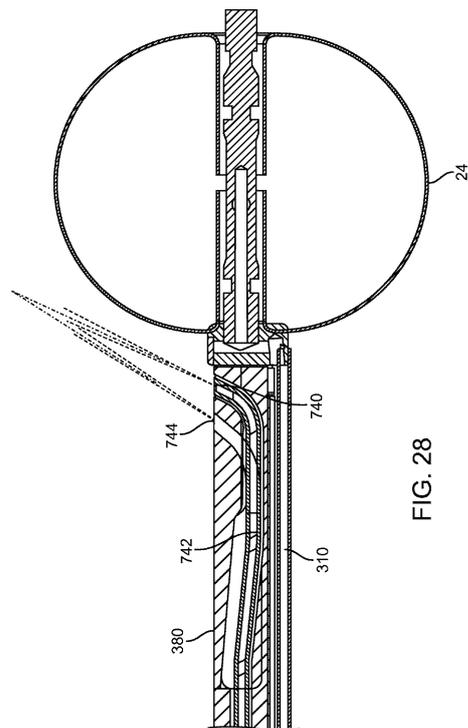


FIG. 28

【 図 29 】

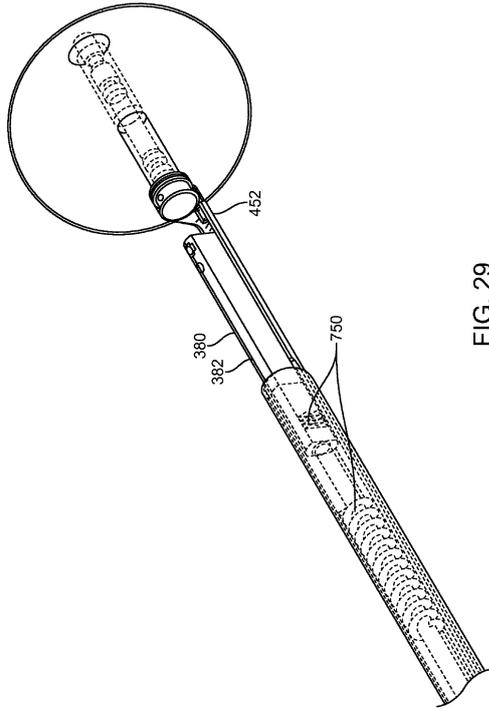


FIG. 29

【 図 30 】

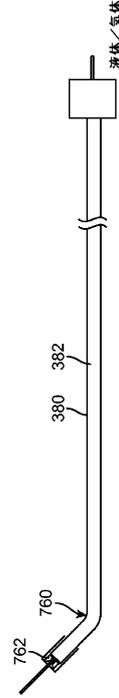


FIG. 30

【 図 31 】

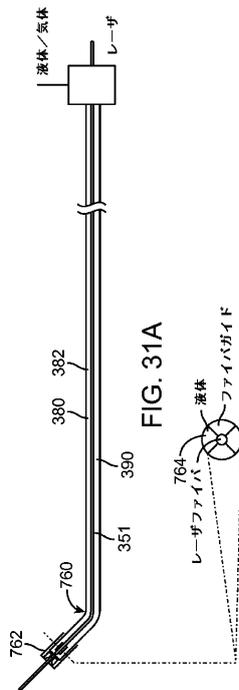


FIG. 31A

FIG. 31B

【 図 32 】

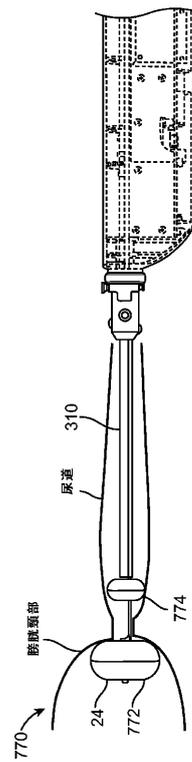


FIG. 32

【 図 3 3 】

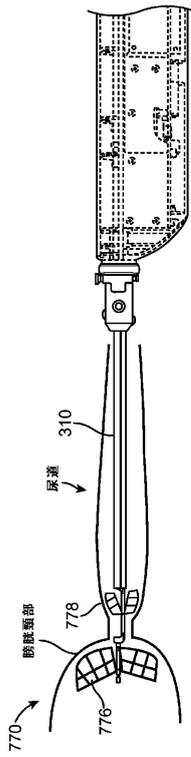


FIG. 33

【 図 3 4 】

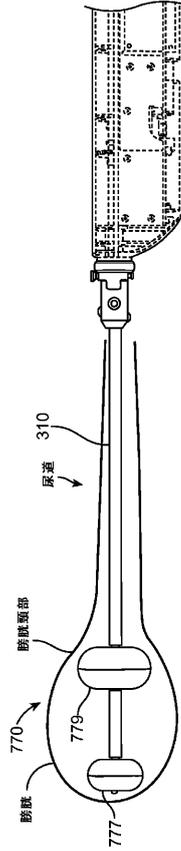


FIG. 34

【 図 3 5 】

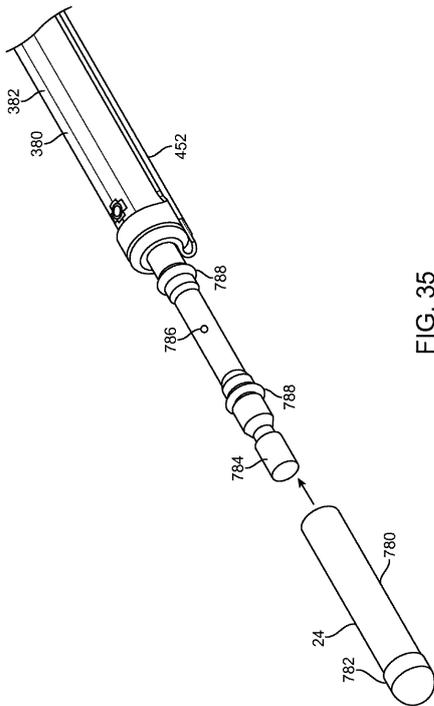


FIG. 35

【 図 3 6 】

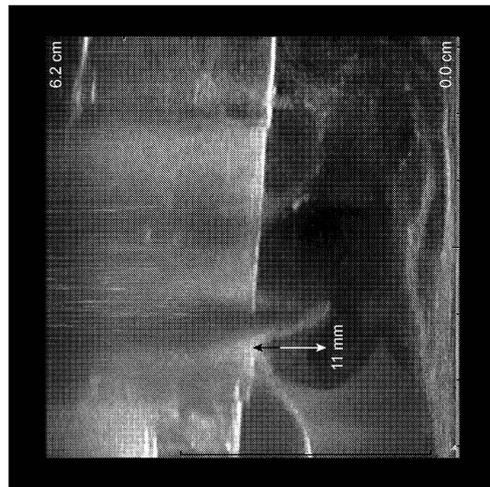


FIG. 36

【 図 3 7 】

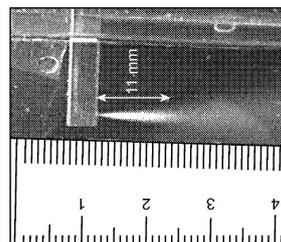
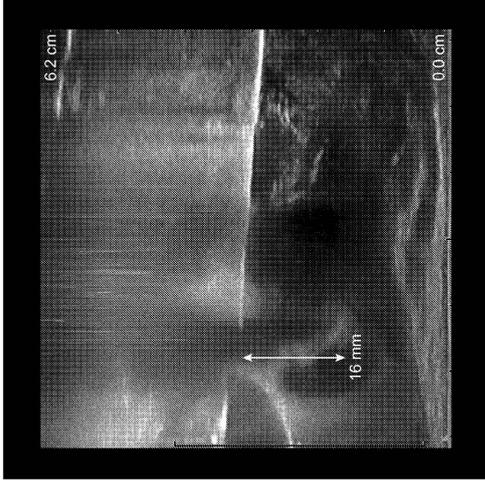


FIG. 37

【 図 38 】



【 図 39 】

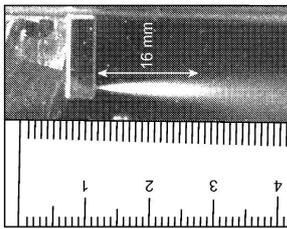


FIG. 39

【 図 41 】

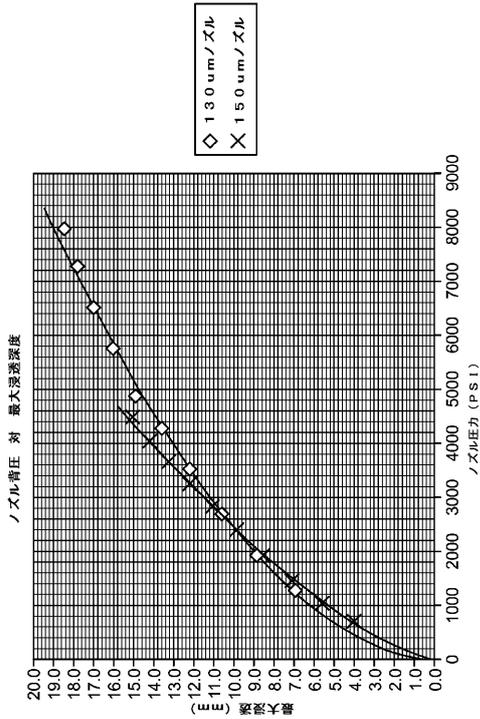


FIG. 41

【 図 40 】

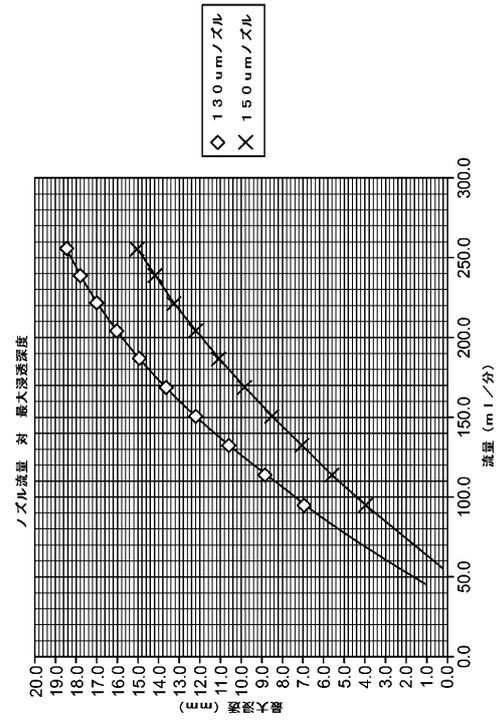


FIG. 38

FIG. 40

【 図 42 】

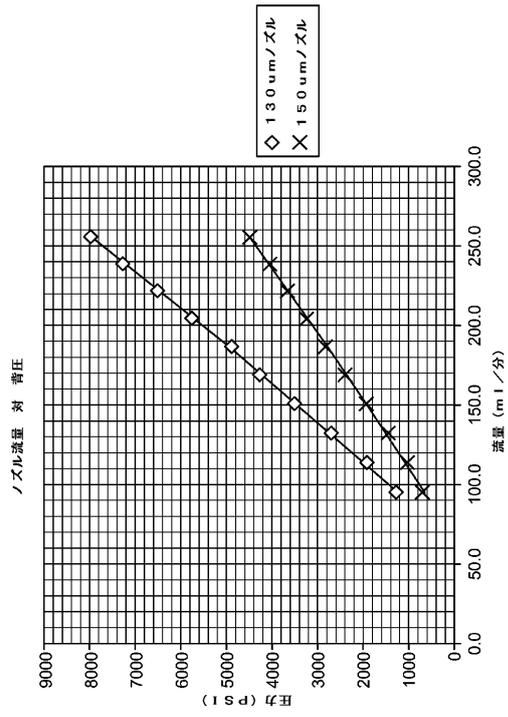


FIG. 42

フロントページの続き

- (74)代理人 230113332
弁護士 山本 健策
- (72)発明者 ニコライ アルジュリ
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 121
2
- (72)発明者 スラグ マントリ
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 578
- (72)発明者 ルイス バエズ
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94043, マウンテン ビュー, キトー ドライブ 2
09
- (72)発明者 ジョージ スルジャン
アメリカ合衆国 カリフォルニア 94065, レッドウッド シティ, ヘイスティングス
ショア レーン 2804
- (72)発明者 マイケル ダブリュー. サスネット
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 37
5
- (72)発明者 ジョナサン フット
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

審査官 中村 一雄

- (56)参考文献 特表2011-514211(JP,A)
特表2005-523741(JP,A)
特表2010-514541(JP,A)
特開平07-136173(JP,A)
特表2009-518134(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/3203