

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7532435号
(P7532435)

(45)発行日 令和6年8月13日(2024.8.13)

(24)登録日 令和6年8月2日(2024.8.2)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 17/3203(2006.01) A 6 1 B 17/3203
A 6 1 B 17/3205(2006.01) A 6 1 B 17/3205

請求項の数 18 (全60頁)

(21)出願番号	特願2022-33546(P2022-33546)	(73)特許権者	322004636
(22)出願日	令和4年3月4日(2022.3.4)		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2020-31784(P2020-31784)の 分割		アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 5 1 3 4 , サン ノゼ , ベイテック ドライブ 1 5 0
原出願日	平成27年9月4日(2015.9.4)	(74)代理人	100078282
(65)公開番号	特開2022-78207(P2022-78207A)		弁理士 山本 秀策
(43)公開日	令和4年5月24日(2022.5.24)	(74)代理人	100113413
審査請求日	令和4年3月4日(2022.3.4)		弁理士 森下 夏樹
(31)優先権主張番号	62/046,674	(74)代理人	100181674
(32)優先日	平成26年9月5日(2014.9.5)		弁理士 飯田 貴敏
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)	(74)代理人	100181641
(31)優先権主張番号	62/046,652		弁理士 石川 大輔
(32)優先日	平成26年9月5日(2014.9.5)	(74)代理人	230113332
(33)優先権主張国・地域又は機関			
	最終頁に続く		最終頁に続く

(54)【発明の名称】 標的器官画像の処理マッピングと一体化された医師制御組織切除

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

患者を処置する装置であって、
内視鏡と、
伸長管と、

処置エネルギーを標的部位に指向する伸長キャリアであって、前記伸長キャリアは、近位部分と遠位部分とを備え、前記遠位部分は、前記処置エネルギーを前記標的部位に指向するように構成されたエネルギー源を備え、前記近位部分は、エンコーダを備える、伸長キャリアと、

前記内視鏡および前記伸長キャリアを受け取るように構成された複数のチャンネルを有する連結部を備える取付デバイスであって、前記取付デバイスは、前記エンコーダを用いて前記伸長キャリアの伸長軸の周囲の前記伸長キャリアの回転角を測定する1つ以上の検出器を備え、前記内視鏡および前記伸長管の遠位端は、前記連結部によって連結される、取付デバイスと
を備える、装置。

【請求項 2】

前記エンコーダは、前記伸長キャリアに添着されている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

アームをさらに備え、前記取付デバイスは、前記エネルギー源の近位移動および遠位移動ならびに角回転を誘導する連鎖部を備え、前記取付デバイスは、前記アーム上の複数の

コネクタから回転移動を受容する複数の回転可能コネクタを備え、前記取付デバイスは、前記エネルギー源の複数の軸方向および角度場所を測定する複数のエンコーダを備え、前記取付デバイスは、前記複数のエンコーダから前記アームに信号を伝送するコネクタを備え、前記コネクタに結合される前記取付デバイスから離れたプロセッサは、前記信号を受信し、前記エネルギー源を前記複数の軸方向および角度場所に駆動するために前記複数の回転可能コネクタを回転させる、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

伸長支持体をさらに備え、前記伸長管は、前記内視鏡および前記伸長キャリアを受け取るように構成され、前記伸長支持体は、前記伸長管の外側で軸方向に延在し、前記伸長管の外側から前記伸長管に接続され、前記伸長支持体は、前記伸長管の遠位端を越えて延在する、請求項 1 に記載の装置。

10

【請求項 5】

ハンドピースをさらに備え、前記伸長キャリアおよび前記伸長管は、前記患者に挿入するために前記ハンドピースから延在する、請求項 4 に記載の装置。

【請求項 6】

アームをさらに備え、前記アームは、前記伸長キャリアの回転および並進を制御するために、前記ハンドピース上の複数のハンドピースコネクタに結合する複数のアームコネクタを備える、請求項 5 に記載の装置。

【請求項 7】

前記複数のアームコネクタは、前記伸長キャリアを回転および並進させるように、複数のトルク伝達装置を備える、請求項 6 に記載の装置。

20

【請求項 8】

伸長支持体をさらに備え、前記内視鏡、前記伸長キャリア、および前記伸長支持体のそれぞれは、患者に挿入するためのサイズにされ、前記伸長キャリアおよび前記内視鏡は、前記伸長管内に摺動可能に配置され、前記伸長支持体は、前記伸長管の外側で軸方向に延在する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 9】

前記伸長支持体は、前記標的部から組織を受け取る複数の軸方向場所に位置する複数の吸引開口部まで延在する、軸方向に延在する吸引チャンネルを備える、請求項 8 に記載の装置。

30

【請求項 10】

前記エンコーダは、前記伸長キャリアの面上に位置する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 11】

前記 1 つ以上の検出器は、前記伸長キャリアの回転を測定するように、複数の固定角度場所において前記伸長キャリアの周囲に分配された複数の検出器であり、前記固定角度場所は、前記伸長キャリアの伸長軸の周囲の前記伸長キャリアの角度配向に対応する、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 12】

アームをさらに備え、前記取付デバイスは、ハンドピースを備え、前記伸長キャリアおよび前記ハンドピースは、前記ハンドピースから前記伸長キャリアを除去することを可能にするように構成される、請求項 1 に記載の装置。

40

【請求項 13】

前記ハンドピースまたは前記アームのうちの 1 つまたは複数のものは、前記エネルギー源の電力設定を増加または減少させる入力を備える、請求項 12 に記載の装置。

【請求項 14】

前記エンコーダは、前記伸長キャリアのエネルギー放出軸と角度的に整合させられる基準を備える、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 15】

アームをさらに備え、前記取付デバイスは、前記アームに電氣的に結合して前記アームにデータを伝送するコネクタを備える、請求項 1 に記載の装置。

50

【請求項 16】

アームをさらに備え、前記アームは、手動可動アームまたはロボットアームのうちの1つ以上を備える、請求項1に記載の装置。

【請求項 17】

アームをさらに備え、前記取付デバイスは、前記アームに結合するように構成されている、請求項1に記載の装置。

【請求項 18】

前記エンコーダは、前記1つ以上の検出器に関して角度基準に対する前記伸長キャリアの角度配向を提供する、請求項1に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

10

【背景技術】

【0001】

(相互参照)

本出願は、2014年9月5日に出願され、“INTEGRATED TREATMENT MAPPING WITH ULTRASOUND IMAGES”と題する米国仮特許出願番号第62/046,652号[代理人書類番号第41502-713.101]および2014年9月5日に出願され、“PHYSICIAN CONTROLLED TISSUE RESECTION METHODS AND APPARATUS”と題する米国仮特許出願番号第62/046,674号[代理人書類番号第41502-714.101]に基づく優先権を主張しており、これらの全体の開示は、本明細書中に参考として

20

援用される。

【0002】

本特許出願の主題は、2014年9月5日に出願され、“Gene Analysis and Generation of Stem Cell Methods and Apparatus”と題する米国出願番号第62/046,290号[代理人書類番号第41502-711.101号]、および2014年9月5日に出願され、“Tissue Sampling and Treatment Methods and Apparatus”と題する米国出願番号第62/046274号[代理人書類番号第41502-710.102号]に関連し、これらの全体の開示は、本明細書中に参考として援用され、そして本明細書中に開示される実施形態に従う組み合わせのために適切である。

30

【0003】

本特許出願の主題は：2014年6月30日に出願され、“AUTOMATED IMAGE-GUIDED TISSUE RESECTION AND TREATMENT”と題する、米国仮特許出願番号第62/019,305号[代理人書類番号第41502-708.103号]；2014年3月31日に出願され、“AUTOMATED IMAGE-GUIDED TISSUE RESECTION AND TREATMENT”と題する米国仮特許出願番号第61/972,730号[代理人書類番号第41502-708.102号]；2013年9月6日に出願され、“AUTOMATED IMAGE-GUIDED TISSUE RESECTION AND TREATMENT”と題する米国仮特許出願番号第61/874,849号[代理人書類番号第41502-708.101

40

号]に関連し、これらの全体の開示は、本明細書中に参考として援用され、そして本明細書中に開示される実施形態に従う組み合わせのために適切である。

【0004】

本特許出願の主題はまた：2013年2月28日に出願され、“AUTOMATED IMAGE-GUIDED TISSUE RESECTION AND TREATMENT”と題するPCT出願第PCT/US2013/028441号[代理人書類番号第41502-705.601号]；および2012年2月29日に出願され、“AUTOMATED IMAGE-GUIDED INTRA-ORGAN RESECTION AND TREATMENT”と題する米国特許出願番号第61/604,932号[代理人書類番号第41502-705.101号]；2009年3月6日に出願され、米国特許出願公開

50

第US20090227998号として公開され、“TISSUE ABLATION AND CAUTERY WITH OPTICAL ENERGY CARRIED IN FLUID STREAM”と題する第12/399,585号[代理人書類番号第41502-704.201号];2010年2月4日に出願され、米国特許出願公開第US20110184391号として公開され、“MULTI FLUID TISSUE RESECTION METHODS AND DEVICES”と題する出願番号第12/700,568号[代理人書類番号第41502-703.501号];および2011年2月8日に発行され、“MINIMALLY INVASIVE METHODS AND DEVICES FOR THE TREATMENT OF PROSTATE DISEASES”と題する第7,882,841号[代理人書類番号第41502-703.201号];2007年4月8日に出願され、2011年11月8日にWO2011097505として公開され、“MULTI FLUID TISSUE RESECTION METHODS AND DEVICES”と題する、PCT出願第PCT/US2011/023781号に関連し、これらの全体の開示は、本明細書中に参考として援用され、そして本明細書中に開示される実施形態に従う組み合わせのために適切である。

10

【0005】

(背景)

組織除去のための従来技術の方法および装置は、少なくともいくつかの点に関して、理想的とは言えないものであり得る。組織除去のための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結果をもたらす得る。また、従来技術の方法および装置は、理想的であろうよりも使用するために若干複雑であり得、理想的であろうよりも若干信頼性が低くあり得る。従来技術の方法および装置は、望ましい数より少ない人々が有益な処置を受容し得るように、理想的であろうよりも若干高価であり得る。

20

【0006】

実施形態に関する研究は、外科的手技で内視鏡を使用する従来技術の方法および装置が、少なくともいくつかの点に関して、理想的とは言えないものであり得ることを示唆している。例えば、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、手術部位の理想的に満たない視認を有し得る。また、手術部位との従来技術の処置の整合は、少なくとも場合によっては、完全とは言えないものであり得る。従来技術の外科用装置は、手術部位にアクセスするように、理想的とは言えない断面幅を提供することができ、従来技術の装置は、身体管腔を通して等、理想的とは言えないが、外科的アクセス経路に進入するように構成されることができる。

30

【0007】

上記を踏まえると、組織除去のための改良型方法および装置を提供することが望ましいであろう。理想的には、そのようなデバイスは、より使用しやすく、より手術部位と整合させやすく、より小型で、より信頼性があり、向上した患者結果を提供するであろう。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0008】

(要旨)

本開示の実施形態は、患者を処置する改良型方法および装置を提供する。多くの実施形態では、画像誘導処置装置は、撮像デバイスとともに使用するために構成される。多くの実施形態では、標的切除プロファイルが提供される。標的切除プロファイルおよび1つまたはそれを上回る組織構造は、画像上に表示され、画像上に表示される標的切除プロファイルは、ユーザ入力を用いて調節される。画像誘導処置装置は、処置装置が撮像デバイスとともに使用されることを可能にするために、撮像デバイスを用いて取得された画像を1つまたはそれを上回る基準構造に提供するように構成されることができる。1つまたはそれを上回る基準構造は、可動プローブ先端、または処置装置のマーカを備えてもよい。多くの実施形態では、処置装置は、処置プローブの物理座標への画像のマッピングを判定す

40

50

るために、較正された移動を用いてプローブ先端を移動させるように構成される。プローブの較正された移動は、画像の拡大を判定し、撮像プローブの拡大の誤差を補正することができ、処置デバイスとは無関係に、撮像デバイスが多くの構成および設定とともに使用されることを可能にすることができる。処置装置は、マッピングを判定するために使用されることができる、画像内で可視的な1つまたはそれを上回る基準マーカを備えてもよく、基準マーカは、処置プローブの1つまたはそれを上回る構造を備えてもよい。また、処置装置は、処置装置とともに撮像デバイスの使用を促進するために、処置プローブと撮像プローブとの間の理想的とは言えない整合を補正するように構成されることができる。多くの実施形態では、本装置は、残余整合誤差を補正するために画像を調節する命令を有する、プロセッサを備える。多くの実施形態では、処置プローブは、矢状画像内で標的処置ゾーンおよび伸長プローブを示すために、伸長プローブの実質的部分が矢状画像内に出現するように、処置プローブの伸長軸が矢状画像の視野内で延在するように、超音波プローブの矢状面と実質的に整合させられる。多くの実施形態では、矢状画像視野内で延在する処置プローブの伸長軸は、処置プローブが画像の軸に対する角度で傾斜して、例えば、矢状画像内で傾いて出現し得るように、撮像プローブの伸長軸に対して平行でない角度で延在してもよい。多くの実施形態では、矢状画像は、ユーザが処置を計画するために、処置プローブの伸長軸が矢状画像の軸と整合させられているように見えるように、回転させられることができる。

10

【0009】

多くの実施形態では、処置テーブルは、コンピュータ可読メモリ等の有形媒体上に記憶される。処置テーブルは、処置を画定するために使用されることができる、複数の基準場所を備える。

20

【0010】

多くの実施形態では、組織を切除する方法は、組織を組織切除プロファイルまで切除するステップを含む。組織切除プロファイルは、測定され、組織は、測定された組織切除プロファイルに応答して、標的プロファイルまで切除される。

【0011】

前立腺の処置が参照されるが、本明細書に開示される実施形態は、子宮内膜切除、子宮筋腫除去、前立腺癌、腫瘍除去、および必要カテーテルならびに精密3D除去が有用であり得る任意の処置等の他の処置との組み合わせによく適している。

30

【0012】

本開示の実施形態は、組織除去のための改良型方法および装置を提供する。多くの実施形態では、外科的処置装置は、支持体を実質的に固定されたままであるときに、内視鏡の剛性遠位部分が、装置の1つまたはそれを上回る構成要素を移動させるように構成される、伸長支持体と、伸長管と、剛性遠位部分を有する可動内視鏡とを備える。支持体は、剛性および剛直性を伸長管ならびに支持体に追加するように、管の近位部分に固定して接続されることができ、支持体は、手術部位の過剰な加圧を阻止することに役立ち得る、患者から出る漏出経路を画定するよう、その間に延在する間隙を伴って、伸長管から分離されることができる。支持体は、管の外側に軸方向に延在することができ、断面サイズを減少させるために、管に面する内側凹面を備えてもよい。支持体は、処置部位との整合を促進するために、遠位端の付近に複数の離間した吸引開口部を備えてもよい。吸引開口部は、患者との整合を促進するように、超音波で可視的であり得る。装置の遠位構造を移動させるように構成される内視鏡は、減少した断面サイズを提供することができる。多くの実施形態では、剛性内視鏡は、伸長管の少なくとも一部を移動させるように構成される。内視鏡とともに移動させられる1つまたはそれを上回る構成要素は、開口部から放出される流体が内視鏡の遠位端から離して除去された組織を押勢するときに、手術部位の向上した視認を提供するために、内視鏡が移動するときに内視鏡から固定距離にとどまる、流体送達チャンネルの開口部を備えてもよい。多くの実施形態では、内視鏡の遠位部分に接続される連結部は、内視鏡とともに流体送達チャンネルの開口部を前進および後退させるために、流体送達チャンネルに接続される。連結部は、エネルギーを標的に指向する伸長キャリアを受

40

50

容し、伸長キャリアの遠位端を安定させるように構成されることができる。流体送達チャンネルは、多くの方法で構成されることができるが、多くの実施形態では、伸長伸縮式管は、少なくとも部分的に、流体チャンネルを画定し、内視鏡とともに開口部を有する伸長管の遠位端を移動させるために、連結部を用いて内視鏡の遠位端に接続される。伸長伸縮式管は、内視鏡の剛性部分に嵌合するようなサイズにされる内径と、エネルギーを標的部位に指向するように構成される伸長キャリアとを備えてもよい。伸長キャリアは、処置部位に向かって指向され得るノズルまたは電極等のエネルギー送達要素を担持することができる。連結部は、内視鏡と組み合わせて伸長キャリアを受容し、内視鏡が処置の少なくとも一部のために実質的に静止したままであるときに、内視鏡に対するキャリアの回転および並進を用いて患者を処置するために、内視鏡に対するキャリアの独立運動を可能にするようなサイズにされる、ガイドを備えてもよい。

10

【0013】

多くの実施形態では、連結部は、キャリアプローブを受容するキャリアチャンネルと、内視鏡を受容する内視鏡チャンネルとを備え、各チャンネルは、連結部を通して延在する。チャンネルは、「8の字」に類似する様式で、内視鏡チャンネルの上方にキャリアチャンネルを伴う「8の字」構成を備えてもよい。多くの実施形態では、キャリアチャンネルおよび内視鏡チャンネルの少なくとも一部は、重複する。多くの実施形態では、キャリアチャンネルは、内視鏡チャンネルより大きい断面直径を備える。

【0014】

多くの実施形態では、支持体、処置エネルギーキャリアプローブ、および内視鏡の配列は、ユーザが、内視鏡と同時に、支持体、処置エネルギープローブ、および手術部位を見ることを可能にすることができ、装置をより患者の解剖学的基準と整合させやすくし得る。

20

【0015】

多くの実施形態では、支持体は、ボール形状部分等の圧力を低下させる伸長遠位先端部分を備える。多くの実施形態では、伸長先端は、挿入しやすさを提供する。連結部は、患者への挿入を促進するように、プローブが前進させられるにつれて拡大遠位先端の後ろに嵌合する先端部分を備えてもよい。

【0016】

多くの実施形態では、吸引ポートを用いた吸引を伴う支持体の部分より断面が大きいサイズにされる、剛性伸長支持体の先端は、尿道を外向きに押勢し、連結部は、約4mmの距離が連結部の傾斜表面の先端からボール形状先端まで延在するように、前方まで配置され得る。本構成は、医師が挿入中にボール形状先端の下部を見ることを可能にすることができる。

30

【0017】

多くの実施形態では、内視鏡は、取付部の補完的構造に係合するように、係合構造を備える。取付部の補完的構造は、内視鏡が取付部から除去されることを可能にするように、取付部に沿って移動させられることができる。補完的構造は、ユーザがスコープを前後に関節動作させることを可能にする、例えば、レール上のキャリッジ等の摺動構造の構成要素を備えてもよい。

【0018】

多くの実施形態では、伸長支持体は、基準マーカとして配列される開口部を備える。開口部は、支持体が処置を測定することが可能な定規を備えるように、規則的間隔で、例えば、約1cm離れて、離間されることができる。開口部は、ユーザが患者の中に伸長支持体を位置付けることに役立つように、超音波で視覚化されることができる。伸長支持体は、多くの方法で位置付けられることができるが、多くの実施形態では、支持体のマーカは、内視鏡を使用することなく、プローブが超音波を用いて位置付けられることが可能であるように、超音波で正確に視覚化されることができる。多くの実施形態では、移動エネルギー源を備える、キャリアプローブ先端の移動は、処置中に開口部を伴って画定されるマーカに対して見られることができる。多くの実施形態では、開口部は、切除された組織を除去するように吸引源に連結される、吸引チャンネルの開口部を備える。

40

50

【 0 0 1 9 】

多くの実施形態では、システムのユーザは、伸長支持体上の7つのマーカのうちの5つのマーカ等の複数のマーカを視覚化することができる。多くの実施形態では、ユーザは、5つの最近位マーカを視覚化し、最近位マーカを前立腺の精丘等の解剖学的基準と整合させる。支持体の本最近位マーカは、患者を処置するために使用される外科的取付部の座標基準系のゼロに対応してもよい。

【 0 0 2 0 】

多くの実施形態では、内視鏡もしくはキャリアプローブのうちの1つまたはそれを上回るものは、処置を尿道の精丘等の解剖学的基準と整合させるように構成される。精丘は、超音波または内視鏡で見られることができる、精管が尿道に進入する尿道の前立腺部分の底部の上昇を備え得る。多くの実施形態では、調節可能な内視鏡は、前進および後退させられることができる、調節可能なスコープを備える。調節可能なスコープは、画像誘導処置の基準系を精丘等の解剖学的基準と整合させるために、内視鏡の遠位端が精丘と整合させられることができるように、スコープの移動を近位に限定する機械的停止部を備えてもよい。代替として、または組み合わせて、プローブ上で担持されるエネルギー源は、精丘等の基準構造と整合させられることができる。多くの実施形態では、プローブに連結される回路は、処置装置を標的手術サイズと整合させるために、処置の軸方向境界に対応する場所にプローブを配置するように構成される。処置の軸方向境界は、処置装置の座標基準系のためのゼロとして画定されることができる。多くの実施形態では、処置は、手術を患者と整合させるために、精丘上でゼロに設定される。処置軸に沿った正の数は、処置プローブ基準フレームについては精丘の遠位にあり、患者生体構造基準フレームから精丘の近位にある、軸方向場所に対応する。

【 0 0 2 1 】

多くの実施形態では、吸引チャンネルへの開口部を備える、伸長支持体のマーカは、経直腸超音波プローブ等の伸長超音波プローブと整合させられることができる。マーカは、超音波プローブの伸長軸に沿って延在する超音波プローブの矢状面内で矢状モードの超音波プローブと整合させられることができる。ハンドピースは、矢状面画像内に複数のマーカを位置付けるように、ユーザによって調節されることができる。ユーザに矢状面画像内のマーカが見えない場合、伸長軸は、超音波プローブの矢状面と適切に整合させられない場合があり、超音波プローブもしくは複数のマーカのうちの1つまたはそれを上回るものは、矢状面超音波画像の中へ複数のマーカを運ぶように調節され得る。

【 0 0 2 2 】

横断モードの超音波プローブを用いた多くの実施形態では、伸長支持体は、満月様であり得、ユーザは、満月様が歪まされた場合に、処置軸を画定する伸長支持体が左または右に回転させられたかどうかを見分けることができる。

【 0 0 2 3 】

多くの実施形態では、マーカを備える支持体は、いくつかのマーカが超音波画像内で可視的であるように、実質的に矢状面超音波画像内に位置するよう整合させられる。しかしながら、複数のマーカは、非平行構成において、かつ超音波プローブ軸に対して所定角度で矢状面に沿って延在するマーカにตอบสนองして、超音波画像内で、ある角度で回転させられて出現してもよい。マーカの本回転は、例えば、超音波画像の回転を用いて、調節される
40

【 0 0 2 4 】

多くの実施形態では、本装置は、伸長支持体と、連結部が遠位端に取り付けられた、取付部から延在する伸長管とを備える、使い捨て可能な取付部を備える。取付部は、伸長支持体、伸長管、およびキャリアプローブを患者に挿入するように構成される、ハンドピースを備えてもよい。取付部は、取付部のバーコード、磁気ストリップ、高周波識別(RFID)、またはコンピュータ可読メモリ等の有形媒体を提供される
50

プロセッサから受信すると、取付部を無効にするように構成されるプロセッサ等の多くの方法のうちの一つまたはそれを上回るものにおいて、単回使用のために構成されることができる。単回使用デバイスは、無菌状態の増加を患者に提供するという利点を有する。多くの実施形態では、取付部は、処置パラメータを記憶する回路を備える。パラメータは、フラッシュ r a m等の不揮発性メモリに記憶されることができる。処置パラメータは、流体流量、圧力、電流、処置場所等の処置エネルギー送達に関係付けられる一つまたはそれを上回るパラメータを含んでもよく、パラメータは、患者を処置するために使用される処置テーブルとして記憶されることができる。記憶されたパラメータは、処置が理想的とは言えないものであったという、可能性が低い事象におけるトラブルシューティングのために有用であり得る。取付部は、a q u a b l a t i o n流速および圧力を記憶する等、処置テーブルならびに他のパラメータを記憶することができる。取付部は、処置される器官に基づいてカスタマイズされるツールキットの一部を備えてもよい。多くの実施形態では、取付部は、アームの駆動連結部を取付部と整合させるために、駆動連結部を振動させるように構成される回路に連結するように構成される。

10

【 0 0 2 5 】

多くの実施形態では、本明細書に説明されるような内視鏡の連結部は、内視鏡のユーザが使いやすい手動または自動使用を提供し、内視鏡と相互作用し、有用であるときに後退させるために使用しやすさを提供する。多くの実施形態では、内視鏡は、切除を開始することに先立って後退させられることができ、組織切除中に後退させられたままであってもよい。組織切除の完了時に、内視鏡は、アームを脱離させることなく、手術部位が見えるように前進させられることができ、部位は、手動でアームの支持体を使用することなく、視覚化されることができる。また、スコープは、切除された組織を効果的に検査するように、切除の軸に沿って前後に移動させられることができる。内視鏡は、ハンドピースの使用に干渉する手術部位からの流体を阻止するために、剛性部分の近位端上で密閉されることができる。

20

【 0 0 2 6 】

多くの実施形態では、エンコーダが、伸長回転処置シャフト上に提供され、精度を増加させ、反発を阻止することができる。本システムは、伸長キャリアプロブが定位置になるまで、伸長キャリアプロブを駆動するように構成されることができる。シャフト上のエンコーダは、正確で確実な配置を提供することができる。エンコーダは、シャフトの面上に位置することができる。シャフトに固定されるパターンは、向上した信頼性を提供することができる。多くの実施形態では、処置プロブシャフトは、除去のために構成される。エンコーダの表面強度境界は、プロブ先端と整合させられることができる。

30

【 0 0 2 7 】

多くの実施形態では、ハンドピースもしくはアームのうちの一つまたはそれを上回るものは、ユーザが処置中にリアルタイムで処置エネルギーを調節することを可能にするように、調節可能な電力入力を備える。

本発明は、例えば、以下を提供する。

(項目 1)

患者を処置する方法であって、
組織を組織切除プロファイルまで切除するステップと、
前記組織切除プロファイルを測定するステップと、
測定された組織切除プロファイルに応答して、前記組織を標的プロファイルまで切除するステップと、を含む、方法。

40

(項目 2)

ユーザは、前記組織切除プロファイルを測定するために、マーカをディスプレイ上に示される前記組織切除プロファイルと整合させる、項目 1 に記載の方法。

(項目 3)

組織は、スキャンパターンおよび第 1 の量のエネルギーで前記組織切除プロファイルまで切除され、前記スキャンパターンは、複数の座標基準を備え、前記組織は、前記第 1 の量

50

のエネルギーより大きい第 2 の量のエネルギーを伴って繰り返される前記スキャンパターンで前記標的プロファイルまで切除される、項目 1 に記載の方法。

(項目 4)

前記複数の座標基準は、前記標的プロファイルの長軸に沿った複数の軸座標基準と、前記長軸の周囲の複数の角座標基準とを備える、項目 3 に記載の方法。

(項目 5)

前記複数の座標基準は、処置テーブルに記憶され、前記処置テーブルは、前記組織を前記標的プロファイルまで切除するために、前記複数の座標基準のための複数のエネルギーを備える、項目 3 に記載の方法。

(項目 6)

前記組織は、流体流で切除され、前記流体の流速は、前記組織を前記標的プロファイルまで切除するように調節される、項目 1 に記載の方法。

(項目 7)

前記流体は、液体を含む、項目 6 に記載の方法。

(項目 8)

前記組織は、第 1 の流速において前記組織切除プロファイルまで切除され、第 2 の流速において前記標的プロファイルまで切除され、前記第 2 の流速は、前記第 1 の流速より大きい、項目 1 に記載の方法。

(項目 9)

プローブの組織切除の半径方向深度は、ノズルを通した流速とともに直線的に増加する、項目 8 に記載の方法。

(項目 10)

前記第 1 の流速は、前記ノズルへの第 1 の量の流体圧力に対応し、前記第 2 の流速は、前記ノズルへの第 2 の量の流体圧力を備え、前記第 2 の量の流体圧力は、前記流体流の電力の量が、前記第 1 の流速から前記第 2 の流速までの流速とともに非直線的に増加するように、前記第 1 の量の流体圧力より大きい、項目 9 に記載の方法。

(項目 11)

前記標的プロファイルは、それに沿って前記ノズルが軸方向に進行し、その周囲で前記ノズルが回転する、伸長基準軸を備え、前記標的プロファイルは、前記標的プロファイルの円周が半径方向距離とともに直線的に増加し、前記標的プロファイルの体積が前記半径方向距離の二乗として非直線的に増加するように、半径方向距離を備え、前記標的プロファイルの非直線的に増加する体積は、流速に応答して半径方向切除深度を直線的にするよう、除去体積の非直線的増加で補償される、項目 10 に記載の方法。

(項目 12)

前記組織切除プロファイルは、複数の軸方向および回転位置を備える、第 1 のスキャンパターンで切除される、項目 1 に記載の方法。

(項目 13)

患者を処置するための装置であって、

ディスプレイと、

前記ディスプレイに連結されるプロセッサであって、

組織を切除プロファイルまで切除し、

前記切除プロファイルを測定し、

前記測定された切除プロファイルにตอบสนองして、組織を標的プロファイルまで切除する命令を備える、プロセッサと、を備える、装置。

(項目 14)

患者を処置する方法であって、

処置プローブを複数の物理的場所まで移動させるステップと、

前記複数の物理的場所に対応して、物理座標への画像の画像座標のマッピングを判定するステップと、を含む、方法。

(項目 15)

10

20

30

40

50

前記処置プローブは、連鎖部に連結される伸長キャリアを備え、前記処置プローブに接続される伸長支持体は、前記処置プローブが前記複数の場所まで移動するとき、前記画像内で静止したままである、項目 14 に記載の方法。

(項目 16)

前記伸長支持体は、前記画像内で可視的である複数の基準マーカを備える、項目 15 に記載の方法。

(項目 17)

前記複数のマーカは、前記画像内の距離を画定するように規則的間隔で離間されるマーカを備える、項目 16 に記載の方法。

(項目 18)

前記複数のマーカは、前記伸長支持体に形成される複数の開口部を備える、項目 16 に記載の方法。

(項目 19)

前記複数の開口部は、吸引チャンネルに接続される開口部もしくは流体を手術部位に送達する開口部のうちの 1 つまたはそれを上回るものを備える、項目 18 に記載の方法。

(項目 20)

第 1 の画像の第 1 の場所および第 2 の画像の第 2 の場所において前記処置プローブの基準構造を識別するステップをさらに含む、項目 14 に記載の方法。

(項目 21)

前記複数の物理的場所において前記処置プローブの画像座標を測定するステップをさらに含む、項目 14 に記載の方法。

(項目 22)

前記複数の物理的場所は、複数の軸方向場所を備える、項目 14 に記載の方法。

(項目 23)

前記処置プローブは、前記複数の場所において前記プローブからエネルギーを放出するようにエネルギー源を備える、項目 14 に記載の方法。

(項目 24)

前記処置プローブは、標的場所まで移動するように構成される、較正された処置プローブを備える、項目 14 に記載の方法。

(項目 25)

レチクルは、前記ディスプレイ上に前記処置プローブの較正を示すようにディスプレイ上に示される、項目 14 に記載の方法。

(項目 26)

前記患者は、可動である前記処置プローブから発せられるエネルギーを用いて処置される、項目 14 に記載の方法。

(項目 27)

前記方法はさらに、ユーザに可視的な処置プロファイルをディスプレイ上で提供するステップを含む、項目 14 に記載の方法。

(項目 28)

前記方法はさらに、前記マッピングにตอบสนองして、前記患者を処置するステップを含む、項目 14 に記載の方法。

(項目 29)

マッピング機能は、前記画像座標を前記物理座標に拡大縮小するように、1 つまたはそれを上回る倍率を備える、項目 14 に記載の方法。

(項目 30)

前記マッピング機能は、前記 1 つまたはそれを上回る倍率と、固定アスペクト比とを備える、項目 29 に記載の方法。

(項目 31)

前記マッピング機能は、撮像プローブに対する前記処置プローブの角度を補償するように、ユーザに示される前記画像を回転させる回転角を備える、項目 29 に記載の方法。

10

20

30

40

50

(項目32)

前記処置プローブは、伸長軸を備え、前記伸長軸は、前記画像内で回転させられて見え、前記処置プローブを伴う前記画像は、ディスプレイの水平または垂直軸と整合させられて見えるように位置する、項目14に記載の方法。

(項目33)

患者を処置する装置であって、

処置プローブと、

プロセッサであって、

前記処置プローブを複数の物理的場所まで移動させ、前記複数の物理的場所に応答して、物理座標への画像の画像座標のマッピングを判定する命令を備える、プロセッサと、を備える、装置。

10

(項目34)

組織を切除する方法であって、

標的切除プロファイルを提供するステップと、

前記標的切除プロファイルおよび1つまたはそれを上回る組織構造を画像上に表示するステップと、

前記画像上に表示される前記標的切除プロファイルを調節するステップと、を含む、方法。

(項目35)

装置であって、

ディスプレイと、

前記ディスプレイに連結されるプロセッサであって、

ユーザ入力に応答して、標的切除プロファイルを画定し、前記標的切除プロファイルおよび1つまたはそれを上回る組織構造を画像上に表示し、前記標的切除プロファイルを調節する命令を備える、プロセッサと、を備える、装置。

20

(項目36)

方法であって、

経直腸超音波(TRUS)プローブであって、伸長軸を備えるTRUSプローブを患者に導入するステップと、

処置プローブの伸長軸に沿って延在する処置プローブの一部が、前記TRUSプローブの矢状画像内に出現するように、前記処置プローブの前記伸長軸を前記TRUSプローブの前記伸長軸と整合させるステップと、

前記処置プローブの前記伸長軸と前記TRUSプローブの前記伸長軸との間の非平行角に応答して、前記処置プローブの前記一部とともに超音波画像を回転させるステップと、を含む、方法。

30

(項目37)

患者を処置する方法であって、

前記患者の画像上に重ね合わせられる処置プロファイルを提供するステップと、

前記画像上に示される組織構造に応答して、前記処置プロファイルを調節するステップと、を含む、方法。

(項目38)

ユーザは、前記処置プロファイルの軸を処置プローブと整合させるように、ディスプレイ上に示される前記処置プローブの構造を識別する、項目37に記載の方法。

40

(項目39)

前記ユーザは、前記処置プロファイルの前記軸を前記処置プローブと整合させるために、画像の軸方向像を用いて前記処置プローブの前記構造を識別する、項目38に記載の方法。

(項目40)

その上に重ね合わせられた前記処置プロファイルを有する、前記患者の前記画像は、矢状画像を備え、前記矢状画像上に示される前記処置プロファイル軸は、前記軸方向画像を用いて識別される前記処置プローブの前記構造の場所に応答して、前記矢状画像上に配置されている、項目39に記載の方法。

50

(項目 4 1)

前記処置プローブの前記構造は、前記処置プローブの軸、前記処置プローブの伸長軸、前記処置プローブの外面の開口部、前記処置プローブ上のマーカ、もしくは前記処置プローブの断面プロファイルの中心場所のうちの 1 つまたはそれを上回るものを備える、項目 3 8 に記載の方法。

(項目 4 2)

前記処置プローブは、処置プローブ座標への画像座標のマッピングを判定するために、複数の場所まで移動させられる、項目 3 8 に記載の方法。

(項目 4 3)

前記画像は、前記画像を前記処置プロファイルの軸と整合させるために、前記処置プロファイルとともにディスプレイ上に示されることに先立って回転させられる、項目 3 8 に記載の方法。

10

(項目 4 4)

前記処置プロファイルの基準軸は、前記ディスプレイ上に示され、前記処置プロファイルは、前記基準軸に対して調節される、項目 3 8 に記載の方法。

(項目 4 5)

前記基準軸は、前記軸に沿って並進し、前記軸に対して回転する、エネルギー源の回転および並進軸に対応する、項目 4 4 に記載の方法。

(項目 4 6)

前記基準軸は、前記ディスプレイ上に示される処置プローブの軸を備える、項目 4 4 に記載の方法。

20

(項目 4 7)

ユーザは、前記画像内に示される前記処置プローブの前記軸を識別する、項目 4 6 に記載の方法。

(項目 4 8)

前記画像は、ディスプレイ上に示される一連の画像を備える、項目 3 8 に記載の方法。

(項目 4 9)

前記患者の前記画像は、撮像デバイスを用いて提供され、前記処置プローブは、処置装置の構成要素を備え、前記処置プローブの拡大は、前記処置装置と無関係に調節可能である、項目 3 8 に記載の方法。

30

(項目 5 0)

患者を処置する装置であって、
ディスプレイと、

前記ディスプレイに連結されるプロセッサであって、

前記患者の画像上に重ね合わせられる処置プロファイルを提供し、前記画像上に示される組織構造に回答して、前記処置プロファイルを調節する命令を備える、プロセッサと、を備える、装置。

(項目 5 1)

装置であって、

ディスプレイと、

前記ディスプレイに連結されるプロセッサであって、

前記項目のいずれか 1 項に記載の方法を行う命令を備える、プロセッサと、を備える、装置。

40

(項目 5 2)

内視鏡と、

処置エネルギーを標的部位に指向する伸長キャリアと、

伸長管と、

伸長支持体と、を備える、患者を処置する装置。

(項目 5 3)

前記伸長管は、前記内視鏡および前記伸長キャリアを受容するようなサイズにされる内径

50

を有し、前記伸長支持体は、前記伸長管の外側で軸方向に延在し、前記伸長管の外側から前記伸長管に接続され、前記伸長支持体は、前記伸長管の遠位端を越えて延在する、項目 5 2 に記載の装置。

(項目 5 4)

前記内視鏡、前記伸長キャリア、および前記伸長支持体のそれぞれは、患者に導入するためのサイズにされ、前記伸長キャリアおよび前記内視鏡は、前記伸長管の外側で軸方向に延在する前記伸長支持体を伴って、前記伸長管内に摺動可能に配置される、項目 5 2 に記載の装置。

(項目 5 5)

前記管の前記遠位端に取り付けられる、連結部をさらに備え、前記連結部は、前記内視鏡および前記キャリアを受容するように、1 つまたはそれを上回る開口部を備え、前記連結部は、前記キャリアおよび前記支持体に対して前記内視鏡とともに移動するように構成される、項目 5 2 に記載の装置。

10

(項目 5 6)

前記連結部は、前記管および支持体がアクセス経路に沿って前記標的部位まで前進させられると、前記支持体から離して組織を押勢するように、傾斜遠位表面を備え、前記傾斜遠位表面は、前記内視鏡を用いて前記伸長支持体もしくは前記キャリアのうちの 1 つまたはそれを上回るものを視覚化するために、視野内に前記伸長支持体もしくは伸長キャリアのうちの前記 1 つまたはそれを上回るものを伴って、前記内視鏡のための前記視野を提供する、項目 5 5 に記載の装置。

20

(項目 5 7)

前記連結部に取り付けられる前記伸長管の遠位部分は、前記伸長支持体に対して摺動するように構成され、前記内視鏡は、可撓性近位部分と、剛性遠位部分とを備え、前記剛性遠位部分は、前記内視鏡とともに前記連結部および前記管の前記遠位部分を前進ならびに後退させるように、前記連結部に接続される、項目 5 5 に記載の装置。

(項目 5 8)

前記連結部は、前記標的部位に向かって前記伸長キャリアを指向するようにガイドを備える、項目 5 7 に記載の装置。

(項目 5 9)

前記 1 つまたはそれを上回る開口部は、前記内視鏡が前記支持体に対して前進および後退させられると、前記連結部が前記伸長キャリアに沿って摺動することを可能にするようなサイズにされる、項目 5 7 に記載の装置。

30

(項目 6 0)

前記伸長管は、第 1 の直径を有する第 1 の部分と、第 2 の直径を有する第 2 の部分とを有する、伸縮管を備え、前記第 1 の部分は、前記第 2 の部分の遠位に位置し、前記第 1 の直径は、前記第 1 の部分が、前記第 2 の部分内に嵌合し、前記内視鏡とともに前進および後退するように、前記第 2 の直径より小さく、前記第 2 の部分は、複数の場所において前記伸長支持体の外面に固定される、項目 5 7 に記載の装置。

(項目 6 1)

前記剛性部分は、前記内視鏡の前記剛性遠位部分の遠位端部分上に遠位係合構造を備え、前記連結部は、前記連結部を前記内視鏡の前記剛性部分と係合させ、前記内視鏡の前記剛性端部分とともに前記連結部を前進および後退させるために、前記遠位係合構造を受容する対応する構造を備える、項目 5 7 に記載の装置。

40

(項目 6 2)

前記遠位係合構造は、突出を備える、項目 6 1 に記載の装置。

(項目 6 3)

前記連結部の前記対応する構造は、前記突出を受容するようなサイズにされるチャンネルを備える、項目 6 2 に記載の装置。

(項目 6 4)

前記内視鏡の前記剛性遠位部分は、前記患者の外側から前記内視鏡および前記連結部を前

50

進ならびに後退させるように、近位係合構造を有する近位部分を備える、項目 5 7 に記載の装置。

(項目 6 5)

前記近位係合構造は、ハンドピースの医師調節可能構造に係合するように成形される突出を備える、項目 6 4 に記載の装置。

(項目 6 6)

前記医師調節可能構造は、ノブの回転とともに前記内視鏡を前進および後退させるために、ピニオン歯車を用いてラックに連結されるキャリッジを備える、項目 6 5 に記載の装置。

(項目 6 7)

前記内視鏡の遠位端、前記キャリアの遠位端、および前記支持体の遠位端は、前記支持体の前記遠位端と前記内視鏡の前記遠位端との間に前記キャリアの前記遠位端を位置付けるように配列される、項目 5 2 に記載の装置。

10

(項目 6 8)

前記伸長支持体は、前記標的部位から組織を受容する複数の軸方向場所に位置する複数の吸引開口部まで延在する、軸方向に延在する吸引チャンネルを備える、項目 5 2 に記載の装置。

(項目 6 9)

前記伸長支持体は、前記支持体が前進させられるにつれて、少なくとも部分的に前記キャリアから離して組織を押勢するために、前記複数の開口部を備える前記支持体の中間部分より大きく横断する最大寸法を備える、丸みを帯びた遠位端を備える、項目 6 8 に記載の装置。

20

(項目 7 0)

前記丸みを帯びた遠位端は、ボールの第 2 の側面とともに前記伸長管の少なくとも一部のためのアクセス経路を画定し、前記支持体および前記管がアクセスに沿って前記手術部位まで前進させられるにつれて、少なくとも部分的に前記伸長管から離して組織を押勢するように、ボールの第 1 の側面上に搭載される前記支持体を伴う、ボール形状遠位端を備える、項目 6 9 に記載の装置。

(項目 7 1)

前記伸長支持体は、剛性および剛直性を前記伸長管ならびに前記伸長支持体に追加するように、複数の場所において前記伸長管の近位部分に溶接される、項目 5 2 に記載の装置。

30

(項目 7 2)

前記複数の開口部を備える、前記伸長支持体の中間部分は、前記伸長キャリアのための隙間を提供するために、前記伸長キャリアに向かって内向きに湾曲した断面プロファイルを備える、項目 6 8 に記載の装置。

(項目 7 3)

ハンドピースをさらに備え、前記伸長キャリアおよび前記伸長管は、前記患者に挿入するために前記ハンドピースから延在する、項目 5 2 に記載の装置。

(項目 7 4)

アームをさらに備え、前記アームは、前記ハンドピースを用いて前記伸長支持体および前記伸長キャリアを前記患者に挿入するための第 1 の係止解除構成と、前記患者を処置するための第 2 の係止構成とを備える、項目 7 3 に記載の装置。

40

(項目 7 5)

前記アームは、前記伸長キャリアの回転および並進を制御するために、前記ハンドピース上の複数のハンドピースコネクタに連結する複数のアームコネクタを備える、項目 7 4 に記載の装置。

(項目 7 6)

前記複数のアームコネクタは、前記伸長キャリアを回転および並進させるように、複数のトルク伝達装置を備える、項目 7 5 に記載の装置。

(項目 7 7)

前記伸長キャリアは、近位部分と遠位部分とを備え、前記遠位部分は、エネルギーを前記

50

標的部位に指向するように構成され、前記近位部分は、前記キャリアの伸長軸の周囲の前記キャリアの回転角を判定するように、エンコーダを備える、項目 75 に記載の装置。

(項目 78)

前記エンコーダは、前記伸長キャリアの面上に位置する、項目 77 に記載の装置。

(項目 79)

前記伸長キャリアは、伸長管を備え、前記エンコーダは、前記伸長エンコーダを前記管の近位部分に取り付けるために、前記伸長管の前記近位部分の周囲で円周方向および軸方向に延在する、環状構造を備える、項目 77 に記載の装置。

(項目 80)

前記エンコーダは、前記伸長管の周囲で円周方向および軸方向に延在するパターンを有する、グレイエンコーダを備える、項目 79 に記載の装置。

10

(項目 81)

前記プローブの回転を測定するように、複数の固定角度および半径方向場所において前記伸長管の周囲に分配される、複数の検出器をさらに備え、固定角度場所は、プローブ軸の周囲の前記プローブの角度配向に対応する、項目 79 に記載の装置。

(項目 82)

前記複数の検出器は、4つの光検出器に関して前記伸長キャリアの絶対角度配向を提供するように直交軸に沿って配列される、4つの光検出器を備える、項目 81 に記載の装置。

(項目 83)

前記伸長キャリアおよび前記ハンドピースは、前記ハンドピースから前記伸長キャリアを除去するように構成される、項目 77 に記載の装置。

20

(項目 84)

前記エンコーダは、前記プローブのエネルギー放出軸と角度的に整合させられる基準を備える、項目 77 に記載の装置。

(項目 85)

前記基準は、前記キャリア上のエネルギー源に向かって軸方向に延在する境界を備え、前記境界は、前記エネルギー源と角度的に整合させられる、項目 84 に記載の装置。

(項目 86)

前記ハンドピースもしくは前記アームのうちの1つまたはそれを上回るものは、前記処置エネルギーの電力設定を増加もしくは減少させるように入力を備える、項目 73 または 74 のいずれか1項に記載の装置。

30

(項目 87)

複数の座標基準場所と、複数の量のエネルギーとを備える、処置テーブルをさらに備え、前記ハンドピースを用いた最大電力設定入力は、前記複数の座標基準場所のそれぞれのための前記複数の量のエネルギーにตอบสนองして限定される、項目 85 に記載の装置。

(項目 88)

処置テーブルを備えるプロセッサをさらに備え、前記処置テーブルは、複数の座標基準場所と、複数のエネルギーとを備え、前記複数の座標基準場所のそれぞれは、軸方向場所と、角度場所と、前記エネルギー源の電力設定とを備える、項目 51 に記載の装置。

(項目 89)

40

アームに連結するように構成される取付部であって、前記伸長管と、前記伸長支持体とを備える、取付部をさらに備え、前記取付部は、前記伸長キャリアおよび前記内視鏡を受容するように構成される、項目 51 に記載の装置。

(項目 90)

前記取付部は、単回使用のために構成される滅菌取付部を備える、項目 89 に記載の装置。

(項目 91)

前記取付部は、複数の取付部の間で前記取付部を識別する一意の識別を提供するように構成される、回路を備える、項目 89 に記載の装置。

(項目 92)

プロセッサであって、前記取付部の使用を単回使用に限定する命令を備える、プロセッサ

50

をさらに備える、項目 9 1 に記載の装置。

(項目 9 3)

前記プロセッサは、処置テーブルを生成する命令を備え、前記取付部の前記回路は、不揮発性メモリと、前記不揮発性メモリに前記処置テーブルを記憶する命令とを備える、項目 9 2 に記載の装置。

(項目 9 4)

前記取付部の前記回路は、前記エネルギー源の電力設定、前記エネルギー源の圧力、もしくは前記エネルギー源の流速のうちの 1 つまたはそれを上回るものを記憶する命令を備える、項目 9 3 に記載の装置。

(項目 9 5)

前記取付部は、前記アームに電子的に連結し、前記アームに前記回路から、および前記回路から前記アームにデータを伝送するように、コネクタを備える、項目 9 2 に記載の装置。

(項目 9 6)

前記取付部は、前記伸長キャリア上のエネルギー源を複数の軸方向および角度場所まで移動させるように、連鎖部を備え、前記取付部は、前記アーム上の複数のコネクタから回転移動を受容するように、複数の回転可能コネクタを備え、前記取付部は、前記複数の軸方向および角度場所を測定するように、複数のエンコーダを備え、前記取付部は、前記複数のエンコーダから前記アームに信号を伝送するように、コネクタを備え、前記コネクタに連結される前記取付部から離れたプロセッサは、前記信号を受信し、前記エネルギー源を前記複数の軸方向および角度場所に駆動するために前記複数の回転可能コネクタを回転させる、項目 8 9 に記載の装置。

(項目 9 7)

前記取付部は、前記アームに係止することに先立って、ユーザが前記取付部の構成要素を操作するために成形されるハンドピースを備える、項目 8 9 に記載の装置。

(項目 9 8)

前記取付部は、標的器官を処置するように構成されるツールキットの構成要素を備える、項目 8 9 に記載の装置。

(項目 9 9)

前記アームは、手動可動アームもしくはロボットアームのうちの 1 つまたはそれを上回るものを備える、項目 8 9 に記載の装置。

(項目 1 0 0)

方法であって、前記項目のいずれか 1 項に記載の装置を提供するステップを含む、方法。

【0 0 2 8】

(参照による援用)

本明細書で記述される全ての出版物、特許、および特許出願は、各個別出版物、特許、または特許出願が、参照することによって組み込まれるように具体的かつ個別に示された場合と同一の程度に、参照することによって本明細書に組み込まれる。

【図面の簡単な説明】

【0 0 2 9】

本発明の新規の特徴が、請求項において詳細に説明される。本発明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、本発明の特徴ならびに利点のより良い理解が得られるであろう。

【図 1】図 1 は、実施形態による、尿道内前立腺組織減量術を行うために好適なデバイスの概略図である。

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

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

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

10

20

30

40

50

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

【図 3 A】図 3 A および 3 B は、実施形態による、患者を処置するシステムを示す。

【図 3 B】図 3 A および 3 B は、実施形態による、患者を処置するシステムを示す。

【図 4】図 4 A は、実施形態による、実質的に一定の圧力および可変流量を用いた手術部位の圧力調整を示す。図 4 B は、実施形態による、実質的に固定された流体流量および実質的に一定の圧力を提供するポンプを用いた手術部位の流量調整を示す。

【図 5 A】図 5 A は、多くの実施形態による、組み込むために好適な器官を示す。

【図 5 B】図 5 B は、多くの実施形態による、装置を用いて処置された図 5 A の前立腺を示す。

10

【図 6 A】図 6 A は、実施形態による、ヒトの眼に可視的な切除炎域を示す。

【図 6 B】図 6 B は、図 6 A のような切除炎域の高速画像を示す。

【図 7】図 7 は、実施形態による、複数の重複場所で円滑かつ制御された組織浸食を提供する、複数の飛散パルスおよび切除ジェットのスキャンを示す。

【図 8 A】図 8 A は、実施形態による、取付デバイスを示す。

【図 8 B】図 8 B は、取付デバイスの構成要素を示す。

【図 8 C】図 8 C は、部分的後退位置にある、連結部を伴う取付デバイスの構成要素と、連結部を通して伸長支持体の遠位端に向かって延在するエネルギー源を備える、伸長キャリアとを示す。

【図 8 D】図 8 D は、伸長支持体およびその上に搭載された連結部を有する伸長管の遠位部分を示す。

20

【図 8 E】図 8 E 1 ~ 8 E 4 は、実施形態による、連結部を示す。

【図 8 F】図 8 F は、実施形態による、キャリアッジの下面図を示す。

【図 8 G】図 8 G は、実施形態による、キャリアッジの端面図を示す。

【図 8 H】図 8 H は、実施形態による、隔離されている内視鏡を示す。

【図 8 I】図 8 I 1 は、実施形態による、内視鏡の側面図を示す。図 8 I 2 は、図 8 I 1 のような断面 A A に沿った側面図を示す。図 8 I 3 は、図 8 I 1 の内視鏡の断面 B B を示す。図 8 I 4 は、図 8 I 1 のような内視鏡の上面図を示す。図 8 I 5 は、図 8 I 1 のような内視鏡の遠位端を示す。

【図 8 J】図 8 J は、本明細書に説明されるようなキャリアッジの筐体を示す。

30

【図 8 K】図 8 K は、本明細書に説明されるような取付デバイスの端面図を示す。

【図 8 L】図 8 L は、取付デバイスに連結するように構成されるアームの構成要素を示す。

【図 8 M】図 8 M は、実施形態による、取付デバイスの上側の図を示す。

【図 8 N】図 8 N は、実施形態による、アームの構成要素を示す。

【図 8 O】図 8 O 1 および図 8 O 2 は、図 8 N に示されるアーム構成要素の内部構造を示す。

【図 8 P】図 8 P は、実施形態による、取付デバイスの連鎖部を示す。

【図 8 Q】図 8 Q は、キャリアの近位端上に搭載されたエンコーダを示す。

【図 8 R】図 8 R 1 は、実施形態による、エンコーダを示す。図 8 R 2 は、複数の光検出器を用いて測定された異なる遷移の座標基準を示す、表を示す。

40

【図 8 S】図 8 S は、実施形態による、支持体の遠位端上の吸引ポートを示す。

【図 8 T】図 8 T は、実施形態による、コンソールを示す。

【図 9 - 1】図 9 A および 9 B は、それぞれ、実施形態による、撮像プローブの矢状面との処置プローブ軸の整合の側面ならびに上面図を示す。

【図 9 - 2】図 9 C および 9 D は、それぞれ、実施形態による、矢状画像面視野を横断する処置プローブの側面ならびに上面図を示す。

【図 10 A】図 10 A ~ 10 T は、実施形態による、装置の処置画面を示す。

【図 10 B】図 10 A ~ 10 T は、実施形態による、装置の処置画面を示す。

【図 10 C】図 10 A ~ 10 T は、実施形態による、装置の処置画面を示す。

【図 10 D】図 10 A ~ 10 T は、実施形態による、装置の処置画面を示す。

50

【図10E】図10A～10Tは、実施形態による、装置の処置画面を示す。
 【図10F】図10A～10Tは、実施形態による、装置の処置画面を示す。
 【図10G】図10A～10Tは、実施形態による、装置の処置画面を示す。
 【図10H】図10A～10Tは、実施形態による、装置の処置画面を示す。
 【図10I】図10A～10Tは、実施形態による、装置の処置画面を示す。
 【図10J】図10A～10Tは、実施形態による、装置の処置画面を示す。
 【図10K】図10A～10Tは、実施形態による、装置の処置画面を示す。
 【図10L】図10A～10Tは、実施形態による、装置の処置画面を示す。
 【図10M】図10A～10Tは、実施形態による、装置の処置画面を示す。
 【図10N】図10A～10Tは、実施形態による、装置の処置画面を示す。
 【図10O】図10A～10Tは、実施形態による、装置の処置画面を示す。
 【図10P】図10A～10Tは、実施形態による、装置の処置画面を示す。
 【図10Q】図10A～10Tは、実施形態による、装置の処置画面を示す。
 【図10R】図10A～10Tは、実施形態による、装置の処置画面を示す。
 【図10S】図10A～10Tは、実施形態による、装置の処置画面を示す。
 【図10T】図10A～10Tは、実施形態による、装置の処置画面を示す。

10

【図11】図11は、実施形態による、患者を処置する方法を示す。

【図12】図12は、実施形態による、切断の最大組織浸透深度およびノズルを通した流速を示す。

【図13】図13は、実施形態による、組織の選択的除去のモデルとして、ブタ血管がジャガイモの切開を覆って位置付けられた、ジャガイモの選択的除去を示す。

20

【図14】図14は、実施形態による、ユーザ入力に基づく所定の処置プロファイルおよび処置テーブルを用いて処置されたジャガイモを示す。

【発明を実施するための形態】

【0030】

(詳細な説明)

本明細書に開示される実施形態は、向上した処置を患者に提供するように、多くの方法で組み合わせられることができる。いくつかの図ではいくつかの構成要素、他の図では他の構成要素が参照されるが、これらの構成要素のそれぞれは、向上した処置を患者に提供するために、他の構成要素のうちのいずれか1つまたはそれを上回るものと組み合わせられることができると検討される。

30

【0031】

本明細書で使用されるように、装置との関連での近位および遠位という用語は、近位が患者の外側の構成要素を指し得、遠位が患者の内側の構成要素を指し得るように、患者の外側の装置から参照されるような近位および遠位を指す。

【0032】

本明細書で使用されるように、類似する言葉および文字は、類似する構造を表す。

【0033】

本明細書で使用されるように、キャリアプローブおよび処置プローブという用語は、同義的に使用される。

40

【0034】

参照による組み込み

図1から2D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って本明細書に以前に組み込まれている、第US 20110184391号[代理人書類番号41502-703.501]として公開された、「MULTI FLUID TISSUE RESECTION METHODS AND DEVICES」と題された2010年2月4日出願の米国出願第12/700,568号、および「MULTI FLUID TISSUE RESECTION METHODS AND DEVICES」と題され、2011年11月8日に第WO2011097505号として公開された、2011年2月4日出願されたPCT出願第PCT/US2011/023781号で説明される

50

ように、参照することによって組み込まれている。

【0035】

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

10

【0036】

シャフトは、エネルギー送達領域20中に位置付けられるエネルギー源を含み、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、いくつかの具体的構成要素のうちのいずれか1つであり得る。エネルギー送達領域の遠位では、膨張式係留バルーン24が、シャフトの遠位端14に、またはその非常に近くに位置付けられるであり得る。バルーンは、軸方向管腔のうちの1つを通して、ハブ18を通して接続されたバルーン膨張源26に接続されるであり得る。エネルギー源22およびバルーン膨張源26に加えて、ハブはさらに、随意に、注入/洗浄源28、吸引(真空)源30、および/または吹送(加圧CO₂または他のガス)源32のための接続を含むであり得る。例示的实施形態では、注入または洗浄源28は、軸方向管腔(図示せず)を通して、バルーンアンカ24の近位にあり、かつエネルギー送達領域20の遠位にある、1つまたはそれを上回る送達ポート34に接続されることができ、吸引源30は、通常はエネルギー送達領域20の近位に位置付けられる、第2のポートまたは開口部36に接続されることができ、吹送源32は、同様に通常はエネルギー送達領域の近位に位置する、付加的なポート38に接続されることができ、ポート34、36、および38の場所は、重要ではないが、ある位置が、本明細書に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12を覆って位置付けられ得る同軸スリーブ、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、管腔ならびに送達手段が提供され得ることとが理解されるであり得る。

20

【0037】

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処置するために使用されてもよいことが理解される。ここで図2A~2Dを参照すると、前立腺組織減量術デバイス10は、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2Aに示されている。係留バルーン24が膀胱頸部BN(図2B)のすぐ遠位に位置するように、いったんカテーテル10が位置付けられると、好ましくは、図2Cに示されるように、実質的に膀胱の内部全体を占有するように、バルーンが膨張させられることができる。いったん係留バルーン24が膨張させられると、前立腺組織減量術デバイス10の位置は、エネルギー送達領域20が前立腺P内に位置付けられるように、尿道U内で固定されて安定させられるであろう。エネルギー送達領域20の適正な位置付けは、膀胱内の係留バルーン24の膨張のみに依存することが理解されるであろう。前立腺が膀胱頸部BNの直接近位に位置する際に、典型的には、0mm~5mm、好ましくは、1mm~3mmの範囲内で、バルーンの近位端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、送達領域が適正に位置することができる。係留バルーン24が膨張させられた後に、図2の矢印によって示されるように、減量術のためにエネルギーが前立腺の中へ送達されることができ、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、エネルギー領域が停止されることができ、前立腺は、図2D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2Dに示されるように、ポート34を通して送達され、ポート36の中へ吸引されてもよい。随意に、処置後、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され得る、焼灼バルーンおよび/ま

30

40

50

たはステントを使用して焼灼され得る。

【0038】

図3Aおよび3Bは、実施形態による、患者を処置するシステムを示す。システム400は、処置プローブ450を備え、随意に、撮像プローブ460を備えてもよい。処置プローブ450は、コンソール420および連鎖部430に連結される。撮像プローブ460は、撮像コンソール490に連結される。患者処置プローブ450および撮像プローブ460は、共通基部440に連結されることができる。患者は、患者支持体449を用いて支持される。処置プローブ450は、アーム442を用いて基部440に連結される。撮像プローブ460は、アーム444を用いて基部440に連結される。

【0039】

患者は、処置プローブ450および超音波プローブ460が患者に挿入されることができるよう、患者支持体449の上に配置される。患者は、例えば、腹臥、仰臥、直立、もしくは傾斜等の多くの体位のうちの1つまたはそれを上回るもので配置されることができる。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、処置プローブ450は、患者の第1の側面で第1の方向へ患者に挿入され、撮像プローブは、患者の第2の側面で第2の方向へ患者に挿入される。例えば、処置プローブは、患者の前側から患者の尿道に挿入されることができ、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されることができる。処置プローブおよび撮像プローブは、尿道組織、尿道壁組織、前立腺組織、腸組織、もしくは腸壁組織のうちの1つまたはそれを上回るものがその間に延在する状態で、患者の中に配置されることができ

【0040】

処置プローブ450および撮像プローブ460は、多くの方法のうちの1つまたはそれを上回る方法で患者に挿入されることができる。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が望ましく回転および並進させられることができるように、実質的に解除構成を備えてもよい。プローブが所望の場所に挿入されたとき、アームが係止されることができる。係止構成では、プローブは、例えば、平行、歪曲、水平、斜角、もしくは非平行等の多くの方法のうちの1つまたはそれを上回る方法で相互に関連して配向されることができる。撮像プローブの画像データを処置プローブ座標参照にマップするために、本明細書に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判定することが役立ち得る。組織画像データを処置プローブ座標参照空間にマップさせることにより、医師等のオペレータによる処置のために識別される組織の正確な標的化および処置を可能にすることができる。

【0041】

多くの実施形態では、処置プローブ450は、撮像プローブ460からの画像に基づいて処置をプローブ450と整合させるために、撮像プローブ460に連結される。連結は、示されるように共通基部440を用いて達成されることができる。代替として、または組み合わせて、処置プローブおよび/または撮像プローブは、患者の組織を通じた整合でプローブを保持するように、磁石を備えてもよい。多くの実施形態では、アーム442は、処置プローブ450が患者内の所望の場所に位置付けられ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を用いて係止されることができる。撮像プローブは、アーム444を用いて基部440に連結されることができ、処置プローブが定位置で係止されたときにプローブの整合を調節するために使用されることができる。アーム444は、例えば、撮像システム、またはコンソール、およびユーザインターフェースの制御下で、係止可能かつ移動可能なプローブを備えてもよい。移動可能アーム444は、例えば、処置プローブ450に関連して1ミリメートル程度のわずかな移動で撮像プローブ440が調節されることができるよう、微細作動可能であり得る。

【0042】

多くの実施形態では、処置プローブ450および撮像プローブ460は、撮像プローブ

10

20

30

40

50

460および処置プローブ450の整合に基づいて処置が制御されることができるよう、角度センサに連結される。角度センサ495は、支持体ポート438を用いて処置プローブ450に連結される。角度センサ497は、撮像プローブ460に連結される。角度センサは、多くの種類の角度センサのうちの1つまたはそれを上回るものを備えてもよい。例えば、角度センサは、ゴニオメータ、加速度計、およびその組み合わせを備えてもよい。多くの実施形態では、角度センサ495は、3次元で処置プローブ450の配向を判定するように、3次元加速度計を備える。多くの実施形態では、角度センサ497は、3次元で撮像プローブ460の配向を判定するように、3次元加速度計を備える。代替として、または組み合わせで、角度センサ495は、処置プローブの伸長軸に沿った処置プローブ450の角度を判定するように、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の伸長軸に沿った撮像プローブ460の角度を判定するように、ゴニオメータを備えてもよい。角度センサ495は、コントローラ424に連結される。撮像プローブの角度センサ497は、撮像システム490のプロセッサ492に連結される。代替として、角度センサ497は、コントローラ424に、また、組み合わせで連結されることができる。

10

【0043】

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

20

【0044】

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

30

【0045】

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つまたはそれを上回るプロセッサ、1つまたはそれを上回るフィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)、および1つまたはそれを上回るメモリ記憶デバイス等の多くの好適な構成要素のうちの1つまたはそれを上回るものを含むことができる。多くの実施形態では、制御電子機器は、ユーザ特定処置パラメータに従って手技前計画を提供するように、ならびに手術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。

【0046】

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

40

【0047】

連鎖部430は、例えば、患者の画像に基づいて、エネルギー送達領域20を患者の所望の標的場所に移動させる構成要素を備える。連鎖部430は、第1の部分432と、第2の部分434と、第3の部分436とを備える。第1の部分432は、実質的に固定された係留部分を備える。実質的に固定された係留部分432は、支持体438に固定される。支持体438は、連鎖部430の参照フレームを備えてもよい。支持体438は、アーム442を処置プローブ450に剛性または剛直性に連結するように、剛性シャーシま

50

たはフレームもしくは筐体を備えてもよい。第1の部分432が実質的に固定されたままである一方で、第2の部分434および第3の部分436は、プローブ450から患者へエネルギーを指向するように移動する。第1の部分437は、アンカ24までの実質的に一定の距離437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437は、処置が正確に配置されることを可能にする。第1の部分424は、プローブ450の伸長軸に沿った所望の軸方向位置で、処置領域20の中に高圧ノズルを正確に位置付けるように線形アクチュエータを備えてもよい。

【0048】

プローブ450の伸長軸は、概して、連鎖部430付近のプローブ450の近位部分と、それに取り付けられたアンカ24を有する遠位端との間に延在する。第3の部分436は、伸長軸の周囲の回転角を制御する。患者の処置中に、処置領域20と連鎖部の固定部分との間の距離439は、アンカ24を参照して変化する。距離439は、アンカ24に参照された処置プローブの伸長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回答して調節する。連鎖部の第1の部分が固定されたままである一方で、第2の部分434は、軸に沿った処置領域の位置を調節する。連鎖部436の第3の部分は、アンカ24を参照して、処置の角度での軸に沿った距離が非常に正確に制御されることができるよう、コントローラ424に回答して軸の周囲の角度を調節する。プローブ450は、連鎖部430からアンカ24までの距離が処置中に実質的に一定のままであるように、支持体438とアンカ24との間に延在するスパイン等の剛直性部材を備えてもよい。処置プローブ450は、ジェットからの機械エネルギー、電極からの電気エネルギー、もしくはレーザー源等の光源からの光学エネルギー等の1つまたはそれを上回る形態のエネルギーを用いた処置を可能にするように、本明細書に説明されるような処置構成要素に連結される。光源は、赤外線、可視光線、または紫外線を備えてもよい。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られることができる。

【0049】

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

【0050】

図4Aは、実質的に一定の圧力および可変流量を用いた手術部位の圧力調整を示す。生理食塩水バッグは、実質的に一定の圧力調整を提供する高さで配置される。生理食塩水のバッグは、約50~100水銀柱ミリメートル(以降では「mmHg」)に対応する高さで配置されることが出来る。生理食塩水バッグは、本明細書に説明されるような洗浄ポートに連結される。収集バッグが、本明細書に説明されるような洗浄ポート、吸引ポート、もしくは吸上ポートのうちの1つまたはそれを上回るものに連結される。収集バッグは、本明細書に説明されるような水ジェット切除プローブ450を用いて除去される組織を収集する。

【0051】

図4Bは、実質的に固定された流体流量を提供するポンプを用いた手術部位の流体流量調整を示す。ポンプは、実質的に固定された流速で手術部位から流体を除去する。ポンプは、例えば、蠕動ポンプを備えてもよい。ポンプは、手術部位における圧力蓄積を阻止するために、AquablationTM生理食塩水流速と実質的に同一であるか、それより速い速度で、流体を除去するように構成される。蠕動ポンプは、例えば、本明細書に説明されるような組織除去ポート456Cを備える、マニホールドの吸引ポートに連結されることが出来る。少なくとも組織切除ジェットの流速である流速を有する、ポンプを提供することにより、そうでなければ組織除去開口部を遮断し得る切除組織として改良型吸上を提供し、そうでなければチャンネルを遮断するであろう物質を除去するために、ポンプが実質的に固定された流速を維持するときに、チャンネルがより多くの量の圧力を受けること

10

20

30

40

50

ができる。

【 0 0 5 2 】

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

【 0 0 5 3 】

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

10

【 0 0 5 4 】

図5Aは、実施形態による、組み込むために好適な器官を示す。器官は、本明細書に説明されるような多くの器官のうちの1つまたはそれを上回るもの、例えば、前立腺を含んでもよい。多くの実施形態では、器官は、例えば、被膜と、被膜内に含有される組織と、被膜の外部上に位置する被膜管および神経とを含む。多くの実施形態では、器官は、前立腺を含む。前立腺は、例えば、良性前立腺肥大等の肥大または癌、およびそれらの組み合わせを含み得る。多くの実施形態では、肥大組織は、癌が検出されていない場合がある、患者内に位置する組織を含み得る。多くの実施形態では、被膜管および神経は、前立腺の外面に沿って延在する。多くの実施形態では、肥大組織は、前立腺上で上位に位置することができる。多くの実施形態では、肥大組織は、組織が癌組織または良性組織を含むかどうかに関して、未知の特異性の組織を含み得る。

20

【 0 0 5 5 】

図5Bは、実施形態による装置を用いて処置された図5Aの前立腺を示す。多くの実施形態では、前立腺の組織は、組織除去プロファイルに従って除去される。組織除去プロファイルは、例えば、本明細書に説明されるような画像誘導組織除去に基づく所定の組織除去プロファイルを備えてもよい。代替として、組織除去プロファイルは、手持ち式組織除去装置を用いて除去された組織の除去プロファイルを備えてもよい。多くの実施形態では、前立腺等の器官の組織は、例えば、組織除去可能プロファイルから被膜の外部までの距離を減少させるために、被膜内まで除去される。

30

【 0 0 5 6 】

組織除去のための装置は、流体流を送達するように構成されるノズルを備えてもよく、流体流は、液体もしくはガスのうちの1つまたはそれを上回るものを含んでもよい。液体流体流は、例えば、水もしくは生理食塩水のうちの1つまたはそれを上回るものを含んでもよい。液体流体流は、液体切除ジェットの状態から退出し、前立腺組織においてキャピテーションを引き起こし、組織を複数の断片に解離するように構成されてもよい。液体流体流は、本明細書に説明されるように飛散パルスを用いてキャピテーションを提供するために、ノズルが浸漬される液体の中へ放出されることができる。ノズルが浸漬される液体は、例えば、水もしくは生理食塩水のうちの1つまたはそれを上回るものを含んでもよい。

40

【 0 0 5 7 】

図6Aは、実施形態による、ヒトの眼に可視的な切除炎域を示す。

【 0 0 5 8 】

図6Bは、図6Aのような切除炎域の高速画像を示す。画像は、約1/400秒の速度で撮影された。

【 0 0 5 9 】

50

図 6 A および 6 B のデータは、切除炎域が、ノズルから放出されたときに切除流で生成される複数の白色雲を含むことを示す。実施形態に関する作業は、キャビテーション雲が特徴的な飛散周波数でジェットから飛散できることを示している。各雲の長さ 992 は、雲の飛散周波数および速度に関係付けられる。ジェットの比較的低温の切除炎域は、本明細書に説明されるように組織を制御された深度まで切断するように調節されることができる、ジェットの切断長に対応する長さ 990 を備える。多くの実施形態では、ジェットのノズルは、雲が組織を衝打する前に、飛散雲が実質的に形成することを可能にするために、図 6 B に示されるような非切断構成で飛散雲の長さ 992 の少なくとも約 4 分の 1 に配置される。より大きい断面サイズへの飛散雲の本発散はまた、雲がより広い組織の領域に分配されることができるときに改良型組織除去を提供し、ジェットのパルス間で改良型重複を提供することもできる。

10

【 0 0 6 0 】

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

20

【 0 0 6 1 】

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

【 0 0 6 2 】

流体送達要素ノズルおよび圧力は、組織の除去に好適な飛散周波数を提供するように配列されることができる。

30

【 0 0 6 3 】

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

【 0 0 6 4 】

ジェットから飛散される雲の飛散周波数およびサイズは、実施形態によると、組織切除を提供するために使用されることができる。飛散周波数は、各雲が組織と相互作用する場所の重複を提供するように、縦軸の周囲のプロープの角度掃引速度と組み合わせられることができる。

【 0 0 6 5 】

図 7 は、実施形態による、複数の重複場所 997 で円滑な制御された組織浸食を提供する、複数の飛散パルス 995 および切除ジェットの掃引を示す。本飛散周波数は、複数の飛散雲が脈動ポンプの各パルスのために提供されるように、ポンプが使用されるときにポンプ周波数より実質的に速くあり得る。プロープの掃引速度は、例えば、重複パルスを提供するように構成される飛散雲を用いて、改良型組織除去を提供するように飛散周波数に関係付けられ得る。

40

【 0 0 6 6 】

多くの実施形態では、本システムは、ポンプの各パルスのための複数の飛散パルスを提供するために、飛散パルスの周波数より小さい周波数を有するポンプを備える。ポンプは、例えば、約 50 Hz ~ 約 200 Hz の範囲内で、少なくとも約 50 Hz のパルス繰り返し

50

し数を有することができ、飛散パルスは、例えば、約 1 kHz ~ 約 10 kHz の範囲内で、少なくとも約 500 Hz の周波数を含む。

【0067】

ポンプのパルスが例証されているが、連続流ポンプを用いて、パルス状雲の類似スキャンが提供されることができる。

【0068】

ノズルは、多くの方法のうちの 1 つまたはそれを上回る方法で構成されることができるが、多くの実施形態では、ノズルは、約 0.02 ~ 約 0.3 の範囲内、例えば、約 0.10 ~ 約 0.25 の範囲内、多くの実施形態では、約 0.14 ~ 約 0.2 の範囲内のストローハル数（以降では「St」）を含む。

10

【0069】

多くの実施形態では、ストローハル数は、以下によって定義される。

【0070】

$$St = (Fshed) * (W) / U$$

式中、Fshed は、飛散周波数であり、W は、キャビテーションジェット幅であり、U は、出口におけるジェットの速度である。当業者であれば、本明細書に説明される実施形態による組み合わせに好適な飛散周波数を得るために、本明細書に説明されるようなノズルを修正することができ、組織除去に好適な雲長および飛散周波数を判定するように、実験が行われることができる。

【0071】

複数の飛散雲を提供するノズル構成は、本明細書に説明されるようなプローブのうちの 1 つまたはそれを上回るものとともに使用するために好適である。

20

【0072】

図 8A は、実施形態による取付デバイス 800 を示す。取付デバイスは、本明細書に説明されるようなアームに取り付けられるように構成される。取付デバイスは、本明細書に説明されるように患者を処置するように、外科的システムの 1 つまたはそれを上回る構成要素を備える。多くの実施形態では、取付デバイスは、取付デバイスの遠位端を患者に挿入するために、外科医が係止解除位置におけるアームを用いて取付デバイス进行操作するためのハンドピース 802 を備える。多くの実施形態では、取付デバイスは、本明細書に説明されるように、アームから回転のトルクを受容するように構成される回転可能本体を備える、連鎖部 804 を備える。

30

【0073】

取付デバイスは、例えば、尿道等の患者の外科的アクセス部位内に嵌合するようなサイズにされる複数の構成要素を備える。取付デバイスは、例えば、本明細書に説明されるように、伸長支持体 806 と、伸長管 808 と、連結部 814 とを備えてもよい。伸長支持体 806 は、患者に挿入するために構成される剛性支持体を備える。伸長支持体は、経路を拡張し、連結部の挿入を可能にして促進するために、アクセス経路に沿った患者への挿入を促進するために、丸みを帯びた遠位端を備えてもよい。伸長支持体は、手術部位から切除された組織を除去するように位置する、複数の吸引チャンネルを備えてもよい。伸長支持体は、吸引ポート 828 から伸長支持体の遠位端上の開口部まで延在する、複数のチャンネルを備えてもよい。

40

【0074】

伸長管 808 は、第 1 の遠位部分 810 と、第 2 の近位部分 812 とを備える、伸縮式管を備えてもよい。第 2 の部分は、第 1 の部分を受容し、管の摺動を可能にするために、第 1 の部分より大きいサイズにされることができる。管の遠位部分の遠位端上の連結部 814 は、内視鏡に接続されることができる。連結部に接続される内視鏡は、近位および遠位に移動させられることができ、伸長管は、連結部が内視鏡の遠位先端 818 とともに近位および遠位に移動すると、長さが短縮ならびに減少することができる。

【0075】

連結部 814 は、傾斜遠位表面 820、または患者への連結部の挿入を促進するように

50

成形される少なくとも1つの表面を備えてもよい。連結部は、取付デバイスが患者に挿入されるときに、伸長支持体の遠位端に隣接して配置されることができる。内視鏡先端818は、連結部の構造を用いて連結部に連結されることができる。例えば、連結部は、連結部が内視鏡先端と噛み合し、効果的に内視鏡先端に適合および係止されるように、内視鏡先端上の対応する係合構造を受容するように成形される係合構造を備えてもよい。内視鏡の近位および遠位移動は、伸長管の長さの対応する減少または増加とともに、連結部を近位ならびに遠位に移動させることができる。

【0076】

取付デバイスは、洗浄ポート824と、吸引ポート826とを備える、ハブ822を備えてもよい。洗浄ポートは、生理食塩水等の流体を伸長管の遠位端上に位置する洗浄開口部816に指向するために、伸長管の内部チャンネルに連結されることができる。洗浄開口部は、生理食塩水等の流体を手術部位に提供することができる。代替として、ガス等の流体が、吹送を用いて手術部位に提供されることができる。ハブ上の吸引ポートは、伸長支持体に沿って軸方向に延在するチャンネルを伴って、伸長支持体上の開口部に接続されることができる。

10

【0077】

内視鏡の伸長管808は、管の第1の遠位部分810と、伸長伸縮式管の第2の近位部分812とを備える。第2の近位部分は、第1の遠位部分を摺動可能に受容して、連結部が内視鏡とともに近位および遠位に移動することを可能にするために、第1の遠位部分より大きいサイズにされる。

20

【0078】

取付デバイスは、デバイスの他の構成要素とは無関係に、医師等のユーザが内視鏡を調節することを可能にする、複数の構造を備える。多くの実施形態では、内視鏡は、内視鏡キャリアッジ828に連結される。内視鏡キャリアッジは、連結部に接続された内視鏡の遠位端を近位および遠位に移動させるために、前進ならびに後退させられることができる。取付デバイスは、内視鏡キャリアッジが内視鏡キャリアッジ上のノブ832の回転とともに近位および遠位に移動させられることを可能にする、ピニオン歯車に連結されるラック830を備えてもよい。取付デバイスは、例えば、内視鏡キャリアッジがノブの回転とともにレールに沿って摺動することができるように、内視鏡キャリアッジに係合するレール834を備えてもよい。多くの実施形態では、取付デバイスは、連鎖部の制御下で処置エネルギー源を担持するキャリアとの高圧ケーブル836の接続を備える。

30

【0079】

図8Bは、取付デバイス800の構成要素を示す。内視鏡は、剛性遠位部分838と、可撓性近位部分840とを備えてもよい。内視鏡の剛性部分は、内視鏡キャリアッジ828から内視鏡の遠位先端まで延在することができる。内視鏡の剛性部分は、手術部位から流体を密閉して含有するために、シール842を通して延在することができる。内視鏡の剛性部分は、内視鏡の近位部分上の係合構造を用いてキャリアッジに連結されることができる。内視鏡の剛性部分はまた、内視鏡の先端付近に位置する遠位係合構造を用いて連結部に連結されることができる。キャリアッジと連結部との間に延在する内視鏡の剛性部分は、連結部ならびに伸縮式管の遠位部分の近位および遠位運動を提供する。

40

【0080】

多くの実施形態では、可撓性高圧生理食塩水管836は、外部ポンプから加圧流体を提供するように、取付デバイスまで延在する。

【0081】

多くの実施形態では、取付デバイスは、ユーザが内視鏡等のデバイスの構成要素を除去するために構成される。例えば、手術部位から内視鏡を除去するために、ユーザがレールからキャリアッジを近位に摺動させて外すことを可能にする、キャリアッジ解放部844が、取付デバイスの近位端上に提供されることができる。

【0082】

図8Cは、部分的後退位置にある連結部814を伴う取付デバイス800の構成要素と

50

、連結部を通過して伸長支持体 806 の遠位端に向かって延在するエネルギー源 848 を備える、伸長キャリア 846 とを示す。多くの実施形態では、内視鏡先端は、支持体の中の処置プローブ 846 を視認するために、少なくとも部分的に後退させられることができる。処置プローブを備える伸長キャリアは、エネルギーを処置部位に指向するように、その上に位置するエネルギー源を有することができる。伸長管 808 の遠位部分は、それに取り付けられた内視鏡先端を有する連結部が、処置部位を視認することを可能にするために、伸長管の近位部分内で後退させられることができる。連結部は、例えば、近位場所へのノブの回転とともに近位に後退させられることができる。

【0083】

伸長支持体 806 は、剛性を追加するように、多くの方法のうちの 1 つまたはそれを上回るものにおいて伸長管 808 に接続されることができる。例えば、伸長支持体は、剛性を伸長支持体および伸長管の組み合わせに追加するように、複数の場所 850 において伸長管の近位部分に溶接されることができる。

10

【0084】

伸長管の溶接部分は、伸長管の遠位部分が管の近位固定部分に対して摺動するときに、伸長支持体に関して固定位置にとどまることことができる。

【0085】

図 8D は、伸長支持体 806 およびその上に搭載された連結部 814 を有する伸長管 808 の遠位部分を示す。伸長支持体は、尿道を通して等、外科的アクセス経路に沿った挿入を促進するために、丸みを帯びた遠位先端 852 等の圧力低減先端を備えてもよい。連結部の傾斜遠位表面 820 は、挿入を促進し、伸長支持体から離して組織を押勢することができる。多くの実施形態では、伸長支持体は、連結部の最遠位先端が圧力低減遠位先端の後ろの陥凹内に嵌合するように、連結部の一部を受容するようなサイズにされる陥凹を備える。圧力低減遠位先端は、患者の中へ取付デバイスのためのアクセス経路を画定することができる。連結部の傾斜遠位表面は、圧力低減先端を辿ることができ、連結部の先端は、圧力低減先端の経路を辿ることができる。圧力低減先端および傾斜遠位表面の本組み合わせは、挿入を促進することができる。

20

【0086】

複数の開口部 816 を備える伸長管 808 は、連結部 814 とともに移動することができる。内視鏡の遠位先端を受容する連結部は、内視鏡上の突出を受容し、内視鏡に係止するチャンネルもしくはスロットを用いて等、内視鏡先端を受容する多くの方法のうちの 1 つまたはそれを上回るものにおいて構成されることができる。伸長伸縮式管の遠位部分は、連結部から締結具を受容するように、開口部 854 を備えてもよい。管の開口部を通過して延在する連結部からの締結具は、連結部を管の遠位端に効果的に係止することができる。管の遠位端 810 は、複数の洗浄開口部 816 を備えてもよい。複数の洗浄開口部は、洗い流して内視鏡先端を用いた視認を促進するために、内視鏡先端とともに移動することができる。洗浄開口部の移動は、概して、流体が指向されることができるよう、手術部位に向かって流体を指向する。内視鏡先端とともに移動する洗浄開口部は、先端を洗い流し、例えば、処置プローブ先端が液体に浸漬されるときに、可視性を増加させるように流体を提供するという利点を有する。

30

40

【0087】

図 8E1 ~ 8E4 は、実施形態による、連結部 814 を示す。図 8E1 は、断面端面図である。図 8E2 は、断面側面図を示す。図 8E3 は、側面図を示し、図 8E4 は、端面図を示す。連結部は、本明細書に説明されるように、キャリア上の処置プローブを受容するようにキャリアチャンネル 856 を備える。キャリアチャンネルは、連結部からの干渉を伴わずに、処置プローブを備えるキャリアが、近位に、遠位に、および回転して摺動することを可能にするようなサイズにされる。キャリアチャンネルは、整合および配置を促進し、エネルギー源を備えるキャリアの遠位端の場所を安定させる、ガイドを備えてもよい。連結部は、内視鏡を受容するようなサイズにされる内視鏡チャンネル 858 を備える。内視鏡チャンネルは、内視鏡および内視鏡の係合構造を受容し、内視鏡の係合構造を連結部に係止

50

するように構成されることができる。

【 0 0 8 8 】

図 8 E 2 に示される側面図では、内視鏡の視野 8 6 0 が示されている。内視鏡の視野は、例えば、70°視野等の市販の内視鏡の視野であり得る。内視鏡は、内視鏡チャンネル内から、手術部位、伸長支持体、およびキャリアの処置プローブを視認することができる。多くの実施形態では、連結部の遠位端の傾斜表面 8 2 0 は、内視鏡の視野の上部分に沿って視野を画定するよう、ある角度で傾斜している。

【 0 0 8 9 】

図 8 E 3 に示されるように、連結部 8 1 4 は、内視鏡上の突出を受容するようにスロット 8 6 2 を備えてもよい。スロットは、例えば、突出が内視鏡の回転とともにスロットに進入することを可能にするようなサイズにされることができる。スロットが示されているが、内視鏡の剛性部分の遠位端上の係合構造を受容する、連結部の係合構造は、例えば、係止構造、ねじ山付き構造、ハブ、およびねじ山等の多くの方法のうちの 1 つまたはそれを上回るものにおいて構成されることができる。

10

【 0 0 9 0 】

例えば、内視鏡先端は、連結部の内周の少なくとも一部に沿って配置される、対応する捕捉縁または先端の中へ嵌め込むように構成される、板ばねもしくは類似構造を備えてもよい。そのような機構を使用して、ユーザは、板バネが捕捉縁に係合するまで、単純に連結部に内視鏡先端を押し込むことによって、内視鏡先端を連結部に係止してもよい。連結部からの内視鏡先端の分断を可能にするために、連結部の内周の一部は、板バネが外へ摺動することを可能にするように構成される、傾斜縁を備えてもよい。連結部から内視鏡先端を分断するために、ユーザは、板バネが傾斜縁と整合させられるまで、内視鏡を回転させ、内視鏡を引き出してもよい。

20

【 0 0 9 1 】

また、図 8 E 3 には、管を通して延在する突出 8 5 5 が示されている。

【 0 0 9 2 】

図 8 E 4 は、それぞれ、キャリアチャンネル 8 5 6 および内視鏡チャンネル 8 5 8 の中で、鎖線を用いて処置プローブキャリア 8 4 6 ならびに内視鏡 8 6 6 の近似寸法を示す。キャリアチャンネルおよび内視鏡チャンネルは、キャリアと内視鏡との間に隙間 8 6 8 を提供するようなサイズならびに離間されることができる。多くの実施形態では、内視鏡の剛性遠位先端は、本明細書に説明されるような突出 8 6 4 を備える。突出は、スロット 8 6 2 の中へ嵌合し、連結部に連結するように、剛性遠位部分から半径方向距離に延在することができる。多くの実施形態では、突出は、エネルギー源を備えるキャリアプローブがキャリアチャンネルを通して延在するときに、連結部を内視鏡に係止するために、間隙より大きい距離に延在するようなサイズにされる。本構成は、キャリアが除去された内視鏡から連結部の組立および分解を促進することができ、例えば、連結部に挿入されたキャリアとの連結部の係止を提供する。

30

【 0 0 9 3 】

図 8 F は、実施形態による、キャリアッジ 8 2 8 の下面図を示す。下面図は、内視鏡の剛性部分 8 3 8 と、内視鏡の近位係合構造 8 7 0 に連結された内視鏡の可撓性部分 8 4 0 とを示す。内視鏡の近位係合構造は、キャリアッジの移動が、係合構造の中で内視鏡の剛性部分を近位および遠位に移動させるように、キャリアッジの係合構造 8 7 2 内に嵌合する。キャリアッジの下面図は、ノブ 8 3 2 とともに回転するピニオン歯車 8 7 4 を示す。ピニオン歯車は、本明細書に説明されるようなラックに係合する。また、下面図には、本明細書に説明されるような取付デバイスのレールを受容する、キャリアッジの片側のスロット 8 7 6 も示されている。キャリアッジの係合構造 8 7 2 は、複数の突出を備えてもよい。例えば、複数の突出は、内視鏡を近位および遠位に移動させるために、キャリアッジの近位側ならびにキャリアッジの遠位側上に延在することができる。

40

【 0 0 9 4 】

図 8 G は、実施形態による、キャリアッジ 8 2 8 の端面図を示す。キャリアッジは、取付デ

50

パイスのレールを受容するようなサイズにされる複数のスロット 876 を備える。キャリッジはまた、内視鏡を受容するようなサイズにされるチャンネル 878 も備える。

【0095】

図 8 F および 8 G に示されるキャリッジは、取付デバイスのユーザ取扱を促進するために、薄型外形を有するように構成されてもよい。例えば、キャリッジは、比較的短い高さを伴う筐体を有するように構成されることができ、ノブは、比較的小さい直径および長い長さを有するように（すなわち、ユーザによるノブの握持を促進するように）成形ならびなサイズにされることができる。

【0096】

図 8 H は、実施形態による、隔離されている内視鏡 866 を示す。内視鏡は、外科医等のユーザが内視鏡の遠位端から手術部位を視認することを可能にする、接眼レンズ 880 を備え、接眼レンズは、内視鏡の近位端上に位置する。内視鏡は、高解像度カメラ等のカメラが内視鏡に連結されることを可能にする、照明ポート 882 を備える。内視鏡は、本明細書に説明されるような近位可撓性部分 840 を備える。内視鏡は、近位係合構造 870 を備える。近位係合構造は、内視鏡の可撓性近位部分 838 と内視鏡の剛性遠位部分 840 との間に位置する。内視鏡は、本明細書に説明されるような遠位係合構造 884 を備える。

10

【0097】

図 8 I 1 は、内視鏡 866 の側面図を示す。図 8 I 2 は、図 8 I 1 のような断面 A A に沿った側面図を示す。図 8 I 3 は、図 8 I 1 の内視鏡の断面 B B を示し、断面 B B は、断面 A A に示されるものに類似する構造を備える。図 8 I 4 は、図 8 I 1 のような内視鏡の上面図を示す。図 8 I 5 は、図 8 I のような内視鏡の遠位端を示す。内視鏡は、接眼レンズ 880 と、照明ポート 882 と、可撓性部分 840 と、近位係合構造 870 と、剛性遠位部分 838 と、本明細書に説明されるような内視鏡の遠位端 818 とを備える。図 8 I 2 および 8 I 3 は、内視鏡および係合構造に対する内視鏡の固定整合を提供する構造の断面図を示す。例えば、断面 A A および断面 B B に沿って示される平面は、近位係合構造を横断する寸法の最大値に対応する。内視鏡と固定整合している近位係合構造を有することは、整合を促進し、内視鏡が使用されるときに正確な基準系を確実にすることができる。上面図における図 8 I 4 は、断面 G に沿って遠位係合構造 884 を示す。図 8 I 5 の詳細 G は、遠位端から突出 864 として延在する、遠位係合構造 884 を示す。

20

30

【0098】

多くの実施形態では、近位係合構造は、取付デバイスに対して内視鏡の配向を画定する、横断する最大寸法等の基準構造を備える。近位係合構造を横断する最大寸法は、デバイスを組み立てるユーザまたは他の個人に、本明細書に説明されるような取付デバイスに対する内視鏡の基準系を知らせる。取付デバイスは、本明細書に説明されるような処置および手術のための基準系を備えてもよい。例えば、アクセスの周囲の処置プローブの角回転は、取付デバイスおよび本明細書に説明されるようなエンコーダ等の取付デバイスの構成要素に対して行われることができる。

【0099】

図 8 J は、本明細書に説明されるようなキャリッジの筐体 886 を示す。キャリッジの筐体は、例えば、射出成形プラスチックの単一の部品を備えてもよい。単一の部品は、キャリッジ筐体の組立を可能にするために、単一の部品の一对の部品等の 2 通りに提供されることができる。例えば、図 8 J を参照すると、筐体の第 1 の構成要素 888 と同一の形状を有する、第 2 の筐体は、キャリッジを画定するよう、2 つの部品が、本明細書に説明されるようにノブならびにアクセルおよびピニオン歯車を覆ってともにスナップ留めするように提供されることができる。

40

【0100】

図 8 K は、本明細書に説明されるような取付デバイス 800 の端面図を示す。取付デバイスは、第 1 の回転可能コネクタ 890 および第 2 の回転可能コネクタ 892 等の複数の回転可能コネクタを備える。第 1 の回転可能コネクタは、患者を処置するように、エネルギー

50

ギー源の軸方向場所を判定する。第2の回転可能コネクタは、軸に対するエネルギー源の角度場所を判定する。例えば、エネルギー源は、受石の軸方向場所が第1の回転可能コネクタに対して判定され、軸に対する受石の角度が第2の回転可能コネクタに対して判定される、ハイポチューブ上に搭載された受石を備えてもよい。第1および第2の回転可能コネクタは、本明細書に説明されるように、回転ならびにエネルギー源の軸方向場所の両方を制御するために使用されることができる。ハンドピースを備える取付デバイスは、電気コネクタ894を備えてもよい。電気コネクタは、アーム上の電気コネクタに接続することができる。電気コネクタは、取付デバイスに、およびそこから、信号を伝送するために使用されることができる。電気コネクタを用いて伝送される信号は、エンコーダから、取付デバイスから離れたコントローラまでの電気信号を含むことができる。取付デバイスは、取付デバイスをアームに接続するために、その上に配置された電気コネクタを有する、プリント回路基板896を備えてもよい。電気コネクタは、業界で公知の標準コネクタを備えてもよい。プリント回路基板は、ハンドピースの回路898を備えてもよい。回路は、例えば、本明細書に説明されるような処置テーブル等の処置の側面、ならびに例えば、流速および圧力等の機械パラメータを記憶するように構成される、不揮発性メモリの中に、プロセッサを備えてもよい。高圧生理食塩水管836は、ハンドピースの近位端の中へ延在する可撓性管を備えてもよい。

10

【0101】

図8Lは、取付デバイス800に連結するように構成されるアーム900の構成要素を示す。アームは、取付デバイスに連結し、定位置で取付デバイスを係止するように構成される、係止機械コネクタ902を備えてもよい。アームは、取付デバイスの回転可能コネクタに係合するように構成される複数の回転可能コネクタ904を備えてもよい。アームは、取付デバイスに接続するように構成される電気コネクタ906を備えてもよい。電気コネクタが示されているが、例えば、光ファイバまたは光学コネクタ等の他のコネクタが使用されることができる。アームはまた、アームとの取付デバイスの接触を感知する、接触センサ908を備えてもよい。

20

【0102】

アームおよび取付デバイスの回路は、アームへの取付デバイスの接続を促進するように、多くの方法のうちの1つまたはそれを上回るものにおいて構成されることができる。代替として、または組み合わせで、取付デバイスは、単回使用デバイス等の消耗デバイスを備えるように構成されることができる。多くの実施形態では、接触センサは、取付デバイスに係合する接触センサに応答して、アーム上の回転可能コネクタを回転させるように構成される回路に連結される。接触センサが取付デバイスに係合するとき、回転可能コネクタは、取付デバイス上の回転可能コネクタとのアーム上の回転可能コネクタの噛合接続を可能にするために、所定の可動域を通して前後に回転する。多くの実施形態では、アーム上の回転可能コネクタは、複数の六角ソケットを備え、取付デバイスは、アームのソケットに係合するように、複数の六角断面突出を備える。代替として、ソケットおよび突出は、ソケットが取付デバイス上に提供され、突出がアーム上に提供される、またはそれらの組み合わせであるように、逆転させられることができる。いったん回転可能コネクタが取付デバイスの回転可能コネクタに係合すると、アーム内の回路は、取付デバイス上に位置するセンサで移動を検出し、取付デバイスへのアームの連結の完了時に回転可能コネクタの回転を停止させることができる。

30

40

【0103】

図8Mは、実施形態による、取付デバイス800の上側の図を示す。取付デバイスの上側は、例えば、ラックおよびピニオンを有する側面の反対に位置することができる。取付デバイスは、測定尺度801と、処置プローブを備えるキャリアプローブ上のエネルギー源の場所を示すLED等のインジケータ803とを備えてもよい。多くの実施形態では、インジケータは、患者を処置するために軸方向に移動する、内部連鎖部上に搭載される。プローブ上の本LEDインジケータは、ユーザに処置プローブの場所を知らせることができる。測定尺度は、多くの単位のうちの1つまたはそれを上回るものを備えてもよく、概

50

して、プローブ先端の運動とともに1対1のスケーリングを備える。測定尺度は、例えば、センチメートル、ミリメートル、または長さの他の単位等の単位であり得る。

【0104】

図8Nは、実施形態による、アーム900の構成要素を示す。アームの構成要素は、ユーザ入力デバイス910を備える、アームの取付可能構成要素を備えてもよい。ユーザ入力デバイスは、エネルギー源の強度を増加させる第1の入力912と、エネルギー源の強度を減少させる第2の入力914とを備えてもよい。例えば、エネルギー源が液体流を備えるとき、エネルギー源の強度の増加は、エネルギー源の増加した流速および/またはエネルギー源の上昇した圧力を含んでもよい。エネルギー源の減少した強度は、例えば、エネルギー源の減少した流速または低下した圧力、およびそれらの組み合わせを含んでもよい。

10

【0105】

図802および図801は、図8Nに示されるアーム構成要素の内部構造を示す。図801は、構成要素の下部分の回路916を示す。回路は、取付デバイスに連結するコネクタ906に連結されることができる。回路は、本明細書に説明されるような回路を備えてもよく、例えば、プロセッサ等の多くの公知の回路構成要素、ランダムアクセスメモリ等のメモリ、およびフィールドプログラマブルゲートアレイ等のゲートアレイのうちの1つまたはそれを上回るものを備えてもよい。回路は、モータを制御するために使用される多くの公知の構成要素のうちの1つまたはそれを上回るものを備えてもよい。図802は、実施形態による、アームのモータ918を示す。モータは、手術器具を駆動することが可能な公知のモータ構成要素を備えてもよい。モータは、本明細書に説明されるような回転可能コネクタの突出まで延在する、シャフトを備えてもよい。モータは、取付デバイスがアームに接続されるときに、取付デバイスに係合することができる。

20

【0106】

図801に示されるようなコネクタに連結される回路は、軸の周囲の意図された軸方向場所および回転角においてエネルギー源を位置付けるために、モータを制御するように使用されることができる。回路は、軸の周囲で回転させられるプローブの角度場所を測定するために、取付デバイス上に位置するエンコーダに信号を送信する1つまたはそれを上回る命令を備えてもよい。軸の周囲のエネルギー源の回転は、回路にフィードバックされることができる。回路は、本明細書に説明されるような処置テーブルの命令に従って、エネルギー源を複数の場所に駆動することができる。アーム上の再利用可能な場所に回路およびモータを位置付けることによって、ハンドピースを備える取付デバイスの費用ならびに複雑性は、実質的に減少させることができる。

30

【0107】

図8Pは、実施形態による、取付デバイス800の連鎖部804を示す。図8Pに示される連鎖部は、処置プローブを備えるキャリア846上の遠位端上の所望の場所および角度にエネルギー源を指向するように構成される、1つまたはそれを上回る構成要素を備えてもよい。遠位端の付近にエネルギー源を担持するキャリアは、キャリアの端部上のエネルギー源の位置および角度を制御するよう、連鎖部に連結される。キャリアは、例えば、ハイポチューブを備えてもよく、エネルギー源は、本明細書に説明されるような多くのエネルギー源のうちの1つまたはそれを上回るものを備えてもよい。例えば、エネルギー源は、受石を備える材料に形成されたノズルを備えてもよい。ハイポチューブ上の受石は、ケーブル836から高圧流体を受容することができる。キャリアは、可撓性高圧管に沿って高圧生理食塩水等の媒体とともにエネルギーを受容する、可撓性導管に接続される。キャリアは、回路からのコマンドに応答して、キャリアが並進および回転するように、連鎖部に接続する。

40

【0108】

連鎖部は、キャリアの伸長軸に沿ったZ軸位置を制御する第1の回転コネクタ890と、伸長軸に対するエネルギー源の角度を制御する第2の回転可能コネクタ892とを備える。第1の回転可能コネクタ890は、複数のねじ山889に回転可能に接続されること

50

ができる。ねじ山の回転は、矢印 8 9 1 で示されるように、連鎖部を近位および遠位に駆動することができる。ねじ山は、回転させられたときに、示されるように近位および遠位に移動するようにキャリア 8 4 6 を誘導することができる。キャリアが近位および遠位に移動すると、第 2 の回転可能コネクタ 8 9 2 は、六角構造 8 9 5 等の伸長構造に沿って摺動することができる。軸方向へのキャリアの摺動は、例えば、最大約 7 ミリメートルまで、処置の範囲にわたって提供されることができる。第 2 の回転可能コネクタ 8 9 2 は、キャリアの回転を誘導するよう回転させられることができる。例えば、第 2 の回転可能コネクタの回転は、回転矢印 8 9 3 で示されるように、キャリアの角回転を引き起こすことができる。第 2 の回転可能コネクタの回転は、キャリア 8 4 6 に連結される連鎖部の歯車 8 0 5 を回転させることができる。連鎖部の歯車は、キャリアの伸長軸の周囲でキャリアの回転を誘導するよう、キャリアと同心円状であり得る。第 2 の回転可能コネクタは、キャリアと同心円状である歯車の回転を誘導するために、回転可能コネクタと同心円状である第 2 の歯車を備えることができる。連鎖部は、キャリアの伸長軸に対するエネルギー源の角回転を誘導するために、例えば、第 1 の歯車と第 2 の歯車との間に遊び歯車を備えてもよい。

10

【 0 1 0 9 】

図 8 Q は、キャリア 8 4 6 の近位端上に搭載されたエンコーダ 8 0 7 を示す。キャリアの近位端上のエンコーダは、エネルギー源の角度の正確な回転位置付けを可能にすることができる。キャリアは、エンコーダから測定される信号に応答して、標的位置まで回転させられることができる。キャリアの近位端上のエンコーダは、多くの公知のエンコーダのうちの一つまたはそれを上回るものを備えてもよい。多くの実施形態では、エンコーダは、求積測定を提供するように構成される、グレイエンコーダを備える。エンコーダは、例えば、エンコーダを添着する正確な表面を提供するよう、キャリアから延在する環状構造を伴って、キャリアの面上に提供されることができる。また、光検出器 8 0 9 は、キャリアプロブ軸の方向に沿って延在する線に配列されることができる。これは、エネルギー源の角度の測定を促進することができ、検出器がプリント回路基板の平面上に位置することを可能にすることができる。エンコーダは、キャリアプロブの面上に延在することができ、キャリアプロブは、除去可能キャリア処置プロブを備えてもよい。除去可能キャリア処置プロブは、本明細書に説明されるようにシールの中へ延在することができる。多くの実施形態では、エンコーダは、製造中に正確な整合を確実にするように、プロブの遠位先端上に担持されるエネルギー源と整合させられることができる、整合構造を備える。例えば、エンコーダは、各縁が軸方向に延在する、複数の縁遷移を備えてもよい。縁のうちの一つまたはそれを上回るものは、プロブの伸長軸から延在するエネルギー源の角度と整合するよう、事前構成されることができる。例えば、エネルギー源は、縁がプロブから半径方向に延在するのと同じ角度で軸から半径方向に延在することができ、またはプロブから半径方向に延在する角度に沿って位置する。

20

30

【 0 1 1 0 】

図 8 R 1 は、実施形態による、エンコーダ 8 0 7 を示す。エンコーダとともに示されるように、縁 8 1 1 のそれぞれは、プロブに対する角度基準に対応する。例えば、0 度基準 8 1 3 が示されている。0 度基準は、キャリアの遠位端から延在するエネルギー源と整合させられる。

40

【 0 1 1 1 】

図 8 R 2 は、複数の光検出器を用いて測定された異なる遷移の座標基準を示す、表 8 1 5 を示す。これらの位置は、ある範囲内のプロブの絶対位置を挙げるることができる。本明細書に説明されるような回路は、図 8 R 2 に示される位置内で補間するように構成されることができる。補間は、多くの方法のうちの一つまたはそれを上回るものにおいて行われることができる。例えば、モータは、補間を提供するよう、ステッピングモータを備えてもよい。代替として、モータは、補間を提供するために使用されることができる、エンコーダをモータ内に備えてもよい。

【 0 1 1 2 】

50

表 8 1 5 の白い領域が、エンコーダの鋼管部分に対応する一方で、黒い領域は、エンコーダの黒色プラスチック管部分に対応する。鋼管および黒色プラスチック管は、エンコーダの縦軸に沿って分配された複数の行を形成することができ、各行は、エンコーダの円周の周囲に延在する。各行は、光検出器と整合させられることができる。各光検出器 A (遠位)、B、C、および D (近位) に関して、白い領域に対応するエンコーダの回転位置が、「オン」または「1」バイナリコードに対応することができる一方で、黒い領域に対応するエンコーダの回転位置は、「オフ」または「0」バイナリコードに対応することができる。

【 0 1 1 3 】

図 8 Q、8 R 1、および 8 R 2 のエンコーダならびに光検出器の構成は、一例のみとして提供され、多くの他の構成が可能である。例えば、図 8 Q、8 R 1、および 8 R 2 は、各行が 4 つの光検出器のうちの 1 つと整合させられた、4 つの行を備えるエンコーダを示すが、エンコーダは、任意の適切な構成で任意の数の光検出器と整合させられた任意の数の行を有してもよい。エンコーダは、エンコーダの解像度を増加させ、それによって、モータ、したがって、キャリアのより微調整可能な位置調節を提供するように、1 つまたはそれを上回る付加的な行と、各付加的エンコーダ行と整合させられた付加的な光検出器とを備えてもよい。

【 0 1 1 4 】

図 8 S は、実施形態による、支持体 8 0 6 の遠位端 8 1 9 上の吸引ポート 8 1 7 を示す。支持体の遠位端は、手術部位から物質を吸引するように、複数のポート 8 1 7 を備える。複数のポートは、エネルギー源 8 4 8 で切除された組織を受容するようなサイズにされることができる。ポートは、視覚ガイドをユーザに提供するように、所定の場所に位置付けられることができる。例えば、吸引ポートは、ユーザが標的部位における組織のサイズおよび場所を容易に判定し得るように、1 センチメートル間隔で位置することができる。ユーザはまた、精度を評価し、例えば、使用中にプローブの精度を検証することもできる。支持体は、例えば、2 ~ 約 1 0 の数で複数のポートを備えてもよい。複数のポートは、キャリア 8 4 6 に対面する支持体の下面上に位置することができる。支持体の凹形状は、整合を向上させ、プローブを受容する空間を提供することができる。支持体の遠位端上の吸引ポートは、例えば、ポートから複数のポートまで延在するチャンネルを伴って、ハブの付近で支持体の近位端上の吸引ポート (図 8 A の 8 2 6) に流体的に連結されることができる。エネルギー源のキャリアは、処置中に支持体の遠位端に向かって摺動することができる。ポートは、エネルギー源に対するキャリアの場所を判定するように基準構造を提供することができる。整合を促進するように処置中に有用であり得る。支持体の遠位端上の複数のポートは、例えば、超音波を用いて見られることができ、例えば、本明細書に説明されるように、視野を有する内視鏡を用いて見られることができる。複数のポートは、遠位端上のボール形状部分と管の固定部分との間に位置することができる。本明細書に説明されるように、キャリアプローブは、支持体の遠位端まで前進させられ、後退させられることができる。図 8 S に示されるように、エネルギー源のキャリアは、後退位置で示されている。内視鏡を伸長管 8 0 8 に連結する連結構造 8 1 4 もまた、後退させられて示されている。管の近位部分 8 1 2 は、洗浄ポート 8 2 4 の一部が管の近位部分で覆われるように、管の遠位部分 8 1 0 がその中に受容された状態で示されている。本明細書に説明されるような連結部 8 1 4 は、本明細書に説明されるように、伸長管および内視鏡を前進させるために使用されることができる。エネルギー源を備えるキャリアは、例えば、管の中の内視鏡および連結部とは無関係に移動させられることができる。少なくともいくつかの実施形態では、本独立した運動は、処置のために有用であり得る。代替として、または組み合わせて、連結部は、エネルギー源からのシステムのユーザのための遮蔽体の役割を果たすように、エネルギー源を覆って位置付けられることができる。例えば、本システムが最初に設定されるとき、連結部は、エネルギー源を遮断するために、エネルギー源を覆って摺動させられることができる。多くの実施形態では、連結部は、エネルギー源に耐えるために十分な機械的強度を備え、エネルギー源は、連結部がエネルギー源を覆って位置付けられ

10

20

30

40

50

るときに、組織を切除し、また、連結部を破壊しないように構成される。

【0115】

図8Tは、実施形態による、コンソール920を示す。コンソールは、ユーザが処置のためにシステムをプログラムすることを可能にする、ユーザインターフェースの複数の入力および複数の出力を備える。コンソールは、角度を増加させる角度入力922と、角度を減少させる第2の角度入力924とを備える。コンソールは、ポンプを下準備する下準備入力926を備える。コンソールは、モードを設定するモード入力928を備える。コンソールは、吸引するための吸引入力930を備える。コンソールは、ドック構成932、アーム状態934、および欠陥状態936等の出力を備える。電力は、プラス938およびマイナス940とともに示されるように、エネルギー源へと増加または減少させられることができる。フットペダル942および手動制御944のための入力が見られている。フットペダルは、標準的な市販のフットペダルを備えてもよく、手動制御は、本明細書に説明されるようなアーム上にプラスおよびマイナス制御を備えてもよい。高圧管は、高圧ポンプに連結されたチャンネルまたはコネクタ946に取り付けられることができる。

10

【0116】

図9Aおよび9Bは、それぞれ、撮像プローブの矢状面との処置プローブ軸の整合の側面ならびに上面図を示す。図9Aは、撮像プローブ460に対して傾斜している処置プローブ450を示す。撮像プローブは、画像の基準を提供する、伸長軸461を備える。多くの実施形態では、撮像プローブは、伸長軸を備える。撮像プローブは、少なくとも部分的に矢状画像面950を画定する伸長軸を有する、超音波プローブを備えてもよい。多くの実施形態では、撮像プローブは、矢状画像視野を備え、処置プローブ450は、処置プローブが矢状画像の視野内にあるときに、撮像プローブの矢状面と実質的に整合させられる。

20

【0117】

本明細書では経直腸超音波（TRUS）撮像プローブが参照されるが、撮像プローブは、例えば、非TRUSプローブ、超音波プローブ、磁気共鳴プローブ、および内視鏡もしくは蛍光透視法等の多くの公知のプローブのうちの1つまたはそれを上回るものを備えてもよい。

【0118】

ユーザは、処置プローブを撮像プローブと整合させるために、撮像プローブを用いて取得された処置プローブの画像を使用することができる。軸方向モードでは、処置プローブは、撮像プローブが処置プローブと十分に整合させられていないときに、歪まされて出現することができる。処置プローブの歪曲は、処置プローブの断面形状に依存し得る。例えば、円盤形状の断面プロファイルが、軸方向モードでは歪んだ三日月形状として出現してもよい。矢状撮像モードでは、矢状視野を通して延在する伸長プローブの一部のみが、画像内に出現するであろう。ユーザは、例えば、軸方向モードでは、処置プローブの阻止された歪曲を伴って、矢状画像内では、プローブの実質的軸方向距離、例えば、5cmに沿った、伸長処置プローブの像を伴って、処置プローブを視認するために、十分な整合が得られるまで、プローブを整合させるように促されることができる。

30

【0119】

多くの実施形態では、図9Bに示されるように、伸長処置プローブ450の伸長軸451は、伸長処置プローブの実質的部分、例えば、5mmが、矢状画像内で可視的であるときに、矢状画像面950と実質的に整合させられる。

40

【0120】

図9Cおよび9Dは、それぞれ、矢状画像面950視野を横断する処置プローブ450の側面ならびに上面図を示す。ユーザは、例えば、図9Aおよび9Bに類似する構成への整合を向上させるように促されることができる。

【0121】

撮像プローブを用いて測定される処置プローブの画像にตอบสนองして、プロセッサのソフトウェア命令で補正される残余整合誤差があり得る。多くの実施形態では、処置プローブの

50

伸長軸は、画像内で回転させられて出現することができる。システムソフトウェアは、回転を測定し、画像を回転させるように構成されることができる。例えば、ユーザは、撮像プローブの軸が基準として使用される、矢状画像を見るように訓練されることができる。しかしながら、処置を計画するために、処置プローブの伸長軸が、例えば、ユーザ画面上に水平に、または垂直に出現するとき、ユーザは、処置をより良好に視覚化してもよい。多くの実施形態では、ソフトウェアは、T R U S 画像等の画像内の処置プローブの回転角を測定し、処置プローブの回転にตอบสนองして、画像を回転させる。例えば、システムソフトウェアは、回転の1度の角度を測定し、回転角がユーザに0度であるように見えるように、それに応じて画像を回転させてもよい。

【 0 1 2 2 】

図 1 0 A ~ 1 0 T は、実施形態による、装置の処置画像を示す。

【 0 1 2 3 】

図 1 0 A は、実施形態による、下準備検証画面を示す。下準備検証画面は、下準備の完了時にユーザが継続ボタンを押すためのユーザ入力を備える。下準備は、ポンプを下準備するために行われる。これは、流体流等のエネルギー源を提供するために使用されることができる。ポンプが参照されるが、エネルギー源は、別のエネルギー源、または例えば、電気エネルギー源等の代替的エネルギー源を備え得る。下準備の完了時に、ユーザは、継続を押す。

【 0 1 2 4 】

図 1 0 B は、実施形態による、ドッキング待機画面を示す。図 1 0 B で、ユーザは、システムをドッキングするように促される。本システムは、本明細書に説明されるようなアーム上に取付部を配置することによって、ドッキングされることができる。いったん取付部がアームにドッキングされると、本システムは、自動的に次のステップに進む。

【 0 1 2 5 】

ドッキングステップ中の多くの実施形態では、アームの連結部を、本明細書に説明されるハンドピースを備える取付部と整合させるために、アームの回転連結部が提供される。

【 0 1 2 6 】

図 1 0 C は、超音波が横断像内にあることをユーザが確認するためのプロンプトを示す。画面は、ユーザを配向し、超音波プローブが適切な横断像内にあることを確認するために、横断像の超音波画像を提供することができる。いったんユーザが超音波システムを見て、超音波が横断像内にあることを確認すると、ユーザインターフェースの画面は、ユーザが入力を提供するための継続ボタンを提供する。継続を入力すると、ユーザは、次の画面で促される。

【 0 1 2 7 】

図 1 0 D は、角度選択入力画面を示す。角度選択入力画面は、ユーザが処置角度を選択することを可能にする。入力画面は、複数のアイコン、すなわち、増加した角度を示す第1のアイコンと、減少した角度を示す第2のアイコンとを備える。ユーザは、適切なアイコンをクリックして角度を増加させるために、カーソルおよびマウス等の入力デバイスを使用する。例えば、ユーザが角度を増加させることを所望する場合、ユーザは、処置角度を増加させるために、外向きに延在する矢印を備える、アイコンをクリックする。いったん処置角度が選択されると、ユーザは、確認ボタンを押すことによって確認を入力することができる。横断像内の角度を選択することは、ユーザが処置角度を患者生体構造に合わせて調節することを可能にする。処置角度は、例えば、約1度~約180度の範囲内にあり得る。多くの実施形態では、処置角度は、約10度~約170度の範囲内にある。

【 0 1 2 8 】

図 1 0 E は、実施形態に従って選択された角度を示す。図 1 0 E では、例えば、80度の選択された角度が示されている。いったんユーザが所望の角度を選択すると、ユーザは、次のユーザ入力画面に進むように、確認ボタンを押すことができる。

【 0 1 2 9 】

図 1 0 F は、ユーザが超音波を矢状像に変更するためのプロンプトを示す。超音波を矢

10

20

30

40

50

状態に変更すると、ユーザは、マウスまたはタッチスクリーンディスプレイ等の入力デバイスを用いて、継続ボタンを押すことができる。ユーザに示される入力は、矢状像に対してユーザを配向するように、矢状超音波像を示すアイコンを示すことができる。

【0130】

図10Gは、プローブ尺度ユーザ入力画面を示す。プローブスケールユーザ入力画面は、超音波画像に関してプローブの尺度を設定するために使用されることができる。プローブは、矢状画像の右上隅で見られることができる。照準線は、プローブを識別するように、除去可能マークを覆って配置されることができる。多くの実施形態では、ユーザは、プローブ先端を覆って照準線を配置することによって、プローブ先端を識別するように促される。ユーザがプローブ先端を覆って照準線を配置したとき、器具は、プローブ先端が識別されたというコマンドを入力から受信する。

10

【0131】

プローブ先端が識別されたとき、器具は、キャリアプローブを遠位場所まで前進させる。

【0132】

図10Hは、遠位場所まで前進させられたキャリアプローブ先端を示す。キャリアプローブ先端は、キャリアプローブ先端の端部を識別するマーカを伴って見られることができる。ユーザは、第2の構成におけるキャリアプローブ先端を識別するように促されることができる。図10Hに示されるように、キャリアプローブ先端の第1の位置は、マーカとともに示されるような近位場所であり、キャリアプローブ先端の第2の場所は、第2のマーカとともに示されるような遠位場所である。

20

【0133】

キャリアは、本明細書に説明されるような処置の較正および画像誘導画定を行う多くの方法のうちの1つまたはそれを上回るものにおいて構成されることができるが、多くの実施形態では、本明細書に説明されるような支持体を備える、プローブが使用される。

【0134】

再度、図10Gを参照すると、プローブ先端は、実質的な差で遠位に延在する伸長支持体を伴って、近位場所で見られることができる。図10Hで見られることができるように、プローブ先端は、本明細書に説明されるような伸長支持体の遠位端により近い、実質的距離に延在する。

【0135】

ユーザがマーカに満足しているとき、ユーザは、マークを容認するために容認入力を押すことができる。ユーザが画像に示されるマークに満足していない場合、ユーザは、ステップを繰り返すように消去ボタンを押し、第1および第2の位置におけるプローブ上の適切なマークを識別することができる。

30

【0136】

図10Iに示されるように、プローブの較正は、繰り返される。ユーザ入力画面は、プローブ上のスケールを識別するために使用される、プローブ尺度アイコンを示し、ユーザは、再度、開始および終了位置を印付けるように、プローブを覆って照準線を配置する。いくつかの実施形態によると、合計3つの比較が必要とされ得る。複数回にわたるプローブ尺度の設定の完了が成功すると、尺度が計算されることができる。

40

【0137】

図10Jは、ユーザが、尺度が計算されたことを知らされる、ユーザ入力画面を示す。次いで、ユーザは、継続ボタンを押して次の画面に進むように促される。

【0138】

図10Kは、尺度を確認するために、ディスプレイ上に示される画像を示す。根号が、較正により判定された尺度とともに超音波画像上に重ね合わせられて示されることができる。例えば、図10Kに示されるように、尺度は、70ミリメートルの距離に延在することができる。較正および使用されるマークもまた、ディスプレイ上に示された根号とともに示されることができる。例えば、近位マークおよび遠位マークが、ディスプレイ上に示されることができる。近位場所と遠位場所との間の距離が、約60ミリメートルを備える

50

とき、ディスプレイは、例えば、ゼロ場所および60ミリメートル場所にマークを示すことができる。超音波画像上に示される根号は、ユーザに提示され、ユーザは、尺度を容認またはリセットする機会を有する。ユーザが尺度をリセットすることを選定する場合、ユーザは、尺度を再度設定するように促される。ユーザが尺度を容認して確認する場合、ユーザは、次の画面に前進することを許可される。

【0139】

図10Lは、実施形態による、較正切断を示す画像を示す。較正切断は、処置を完了することに先立って、初期処置によるシステムの正確な較正を検証するために行われることができる。ディスプレイ画面は、命令とともにユーザにプロンプトを示す。ユーザは、較正切断を行うように促される。ユーザは、切断を前進させるようフットスイッチを押して保持するように、および処置を一時停止または完了するようにフットスイッチを持ち上げるように通知されることができる。図10Lに示されるように、根号が、処置プローブと重ね合わせられて示される。ノズルを備える処置キャリアプローブは、最初に、例えば、本明細書に説明されるように精丘を覆って、ゼロ基準において整合させられることができる。ジェットは、ノズルから放出されることができ、ジェットは、本明細書に説明されるような超音波、または例えば、内視鏡等の他の画像診断法を用いて視覚化されることができる。

10

【0140】

図10Mは、実施形態による、前進する較正切断を示す。図10Mは、画面上にリアルタイムで較正切断の画像を示す。プローブは、自動的に前進させられ、ユーザは、処置を一時停止または完了するようフットスイッチを持ち上げるように命令され、ディスプレイウィンドウは、プローブが前進していることを示す。プローブは、本明細書に説明されるような装置にプログラムされる処置プロファイルに従って、前進することができる。切断は、例えば、図10Mを参照して、処置のほぼ途中まで延在するように示されることができるが、ユーザにリアルタイムで示される実際の画像は、尺度に関して提供されることができる。図10Mに示されるような切除されている前立腺等の器官の画像は、最初に処置の可変性にあまり敏感ではない組織を用いた処置を完了するように、システムが正確に設定されていることをユーザが判定することに役立ち得る。

20

【0141】

図10Nは、切断の遠位端付近の較正切断を示す。超音波画像上に示されるように、低温炎域を備えるジェットが、ゼロ基準点から約60ミリメートルの位置まで前進している。リアルタイム画像に示されるように、組織は、実質的に標的較正切断で切除される。画面は、処置を確認するようにユーザに入力を提供し、ユーザは、確認ボタンを押すことによって、較正切断が完了したことを示すことができる。ユーザは、較正切断を再開または完了するように促される。ユーザが、較正切断が完了したことを確認するとき、次いで、ユーザは、次の入力画面を提供される。

30

【0142】

図10Oは、実施形態による、切断深度を判定するユーザインターフェース画面を示す。ディスプレイ上に示されるユーザインターフェースの切断深度を判定する入力は、ユーザが切断深度を見ることを可能にする。処置プローブへの超音波画像の拡大縮小が前もって行われているため、画像のピクセル座標基準は、処置プロファイルの座標基準等の付加的基準を設定するために使用されることができる。ユーザは、切断深度を示すために、複数の線で促される。第1のアイコンは、第1の垂直矢印が上を指し示し、第2の垂直矢印が下を指し示している、垂直矢印を示し、ユーザが較正切断の深度をほぼ推定することを可能にするように、ユーザは、切断プロファイル上に画像オーバーレイを摺動させることを許可される。ユーザはまた、ユーザが較正切断測定をさらに調節することを可能にする、別の入力画面を提供されてもよい。いったんユーザが切断深度を確認すると、ユーザは、次のユーザ入力画面に進むように促される。多くの実施形態では、本システムは、較正切断深度が適切な機械境界内にあるかどうかを判定するように複数の閾値を備える。例えば、浅すぎる切断は、ユーザに警告を促し得、深すぎる切断は、ユーザに類似警告を促し

40

50

得る。

【0143】

ユーザインターフェース画面は、ユーザに利用可能である、いくつかの値を備えてもよい。例えば、圧力および時間が、標的角とともにユーザに示されることができる。ユーザはまた、本明細書に説明されるようにポンプを下準備すること、およびドッキングすること等の設定ステップ等の手順を完了するように、手順のステップを示されることができる。下準備は、角度および尺度を含むことができ、切断は、較正切断およびプロファイルを備えることができ、処置は、例えば、処置プロファイルを備えることができる。

【0144】

図10Pは、実施形態による、調節可能プロファイルを示す。図10Pは、ユーザの生体構造に形成された処置プロファイルを示す。ユーザに示される前立腺または他の器官の超音波画像を用いて、ユーザは、処置を調節するように複数の場所を選択することができる。例えば、図10Pに示されるように、処置された器官は、前立腺肥大を備えてもよい。前立腺肥大は、例えば、膀胱頸部を越えて、または数字9で示されるように膀胱頸部の中へ延在し得る。図8で示される膀胱頸部の狭い拘束は、ユーザの生体構造および測定プロファイルに従って調節されることができる。そして図10は、例えば、被膜付近の前立腺の生体構造を示すことができ、ユーザは、それに応じて切断プロファイルを調節することができる。ユーザは、輪郭を調節して確認することを許可される。ユーザは、輪郭を調節して確認するメニューおよび命令を提供される。ユーザは、輪郭境界を調節し、確認して進むように告げられる。ユーザが超音波画像上に示される処置プロファイルを確認したとき、ユーザは、進むために継続ボタンを押す。

【0145】

図10Qは、処置を開始する画面を示す。処置を開始する画面は、ユーザが処置を開始することを可能にする。ユーザは、処置を開始するために開始を押すように命令され、ユーザは、フットスイッチを押して保持し、切断を前進させるように命令される。本フットスイッチを持ち上げることは、処置を一時停止することができる。代替として、ユーザは、処置を完了することができる。ユーザによって提供されるプロファイルに基づいて適合される切断プロファイルは、ユーザに示される。標的切断プロファイルは、ユーザによって提供される、意図されたプロファイルの近似値を備えることができる。炎域の切断プロファイルは、多くの方法で構成されることができるが、多くの実施形態では、ジェットの出力は、白色炎域の距離および本明細書に説明されるようなキャビテーションが所望の標的距離まで延在し得るように、増加させられることができる。

【0146】

示されるような実施形態への作業上の関係では、ジェットの流速が、ジェットに流入する流体の流速に実質的に直線的に関係付けられ得る半径方向距離を提供することができる。多くの実施形態では、手術部位は、生理食塩水で洗浄され、生理食塩水を含む流体流は、本明細書に説明されるように、複数の飛散パルスを形成するように高い圧力で放出される。白色低温炎域の距離が、切断距離に実質的に関係付けられるため、ユーザは、切断深度プロファイルに関する視覚入力を提供されることができる。切断深度プロファイルが変化すると、ジェットからの流体の流速は、切断深度プロファイルに対応するよう変更されることができる。

【0147】

ステップを含む、図10Qに示される切断深度プロファイルは、流速を変動させるステップに対応してもよい。例えば、流速は、0～10の恣意的な整数値で設定されることができ、較正切断は、恣意的な尺度で3という流速で行われることができる。ユーザの生体構造および切断プロファイルに基づいて、システムソフトウェアは、例えば、9という流速が最も深い切断のために適切であり、8という流速が、膀胱頸部付近で行われ得ることを判定することができる。切断の近位および遠位端付近で、流速は、例えば、切断の遠位端付近の約3の値から、膀胱頸部内の組織に対応する約8の値まで増加することができる。そして流速は、例えば、約3まで減少することができる。ジェットを備える処置プロ

10

20

30

40

50

ブが近位に引き寄せられると、ポンプの出力は、切断プロファイルに対応して減少することができる。例えば、恣意的単位でのポンプの流速は、切断の近位端付近で約 8 から約 3 の値まで減少させられることができる。

【 0 1 4 8 】

図 1 0 R は、近位に引き寄せられているプローブ上に担持された処置ノズルを用いて進む処置を示す。近位にキャリアプローブ上のエネルギー源を引き寄せさせることは、図 1 0 R および他の図に示されるように組織をリセットすることができる。処置プローブは、所定の体積の組織が除去されるまで、プローブ先端の回転および振動を伴って近位に引き寄せられ続ける。切断プロファイルによる所定の体積の組織の本除去は、非常に正確な組織除去を提供することができる。多くの実施形態では、例えば、被膜および神経等の前立腺の繊細な構造は、回避されることができる。多くの実施形態では、ユーザが見る画面は、有用であり得る付加的画面を備えることができる。例えば、処置の軸に関してキャリア上のエネルギー源の位置を示す、処置ガイドウィンドウが提供されることができる。処置の伸長軸は、例えば、プログラムに基づいて、約 0 ~ 6 ミリメートルに延在することができる。エネルギー源が近位に引き寄せられると、処置の現在の場所を示すインジケータが、画面上に示されることができる。画面上に示される本インジケータは、多くの実施形態では、本明細書に説明されるようなハンドピース上のインジケータに対応することができ、そうなるはずである。本冗長情報は、器具が正しく機能していることをユーザが検証することを可能にする。

10

【 0 1 4 9 】

本明細書に説明され、示されるように、ユーザは、画面上で、例えば、右側に、完了した一連のステップを示されることができる。例えば、ユーザは、処置としての現在のステップを示されることができ、ユーザはまた、いくつかの先行ステップを示されることができ、先行ステップは、本明細書に説明されるような下準備およびドッキング等の設定ステップを含んでもよい。先行ステップは、本明細書に説明されるような角度および尺度を設定すること等の計画を含んでもよい。そして前のステップは、切断プロファイルまたは切断プロファイルの較正および画定等の切断に関係付けられるパラメータを画定するステップを含んでもよい。

20

【 0 1 5 0 】

図 1 0 S は、処置完了画面を示す。事前プログラムされた処置の完了時に、ユーザは、処置完了画面を提示され、ユーザは、プロファイルを調節して組織の付加的切除を行うように、または終了を入力して次の画面に進むように戻るオプションを有する。

30

【 0 1 5 1 】

図 1 0 T は、データをエクスポートする画面を示す。ユーザは、データをエクスポートするように促される。プロセッサは、手技データを不揮発性メモリにエクスポートする命令を備えてもよい。

【 0 1 5 2 】

処置は、多くの方法のうちの 1 つまたはそれを上回るものにおいて記憶されることができる。例えば、処置は、フラッシュドライブ等の不揮発性メモリ上に記憶されることができる。代替として、または組み合わせて、本明細書に説明されるような取付デバイスは、処置を記憶する不揮発性メモリを備えてもよい。記憶される処置パラメータは、処置の圧力、処置の流速、および処置中のプローブの場所等の測定された感知パラメータを備えてもよい。記憶された処置パラメータはまた、例えば、処置テーブルを備えてもよい。そして処置テーブルは、有用な情報を提供することができる。例えば、処置が処置テーブルに従って行われていることを検証するために、処置中のプローブの測定された場所と比較されるときである。ユーザが次の画面を押すとき、ユーザは、次の段階に進むように促される。

40

【 0 1 5 3 】

図 1 0 A ~ 1 0 T のユーザインターフェース画面は、実施形態による、一連の画面の実施例として示される。当業者は、本明細書で提供される教示に基づく多くの変形例を認識

50

するであろう。例えば、画面のうちのいくつかは、除去されることができる。他の画面が、追加されることができる。画面のうちのいくつかは、組み合わせられることができる。画面のうちのいくつかは、サブ画面を備えてもよい。さらに、画面は、異なる順序で提示されてもよい。

【0154】

多くの実施形態では、他の整合画面が、提供されることができる。例えば、ユーザは、処置の基準軸を識別するために、処置プローブの軸を識別するように求められることができる。ユーザは、例えば、画面上に示されるマップされた処置との画面上に示される処置プローブ軸の並進整合を判定するために、処置プローブのマークを識別するように求められ得る。

10

【0155】

図11は、多くの実施形態による、患者を処置する方法1100を示す。

【0156】

ステップ1102では、撮像プローブ軸を有する撮像プローブが提供される。

【0157】

ステップ1104では、処置プローブ軸を有する処置プローブが提供される。

【0158】

ステップ1106では、撮像プローブ軸が、処置プローブ軸と整合させられる。

【0159】

ステップ1110では、撮像プローブの矢状面に沿った処置プローブ軸の整合が検証される。

20

【0160】

ステップ1112では、残余誤差が補正される。

【0161】

ステップ1114では、撮像プローブに対する処置プローブ軸の角度が測定される。

【0162】

ステップ1116では、その中にプローブが挿入された患者の画像が、角度に応答して回転させられる。

【0163】

ステップ1152では、ユーザインターフェースは、処置プローブの下準備が完了したかどうかをユーザに問い合わせてもよい。

30

【0164】

ステップ1154では、ユーザインターフェースは、ユーザインターフェースを操作するコンピュータとの処置プローブのドッキングを待ち構えてもよい。

【0165】

ステップ1156では、ユーザインターフェースは、超音波撮像デバイスが横断像で対象を撮像していることをユーザと確認してもよい。そのような確認時に、ユーザインターフェースのメインメニュー画面が示されてもよい。

【0166】

ステップ1158では、ユーザインターフェースは、切断手技を行うときに、ユーザが処置プローブの標的角度を選択することを可能にしてもよい。標的角度は、0～180度に変動させられてもよい。

40

【0167】

ステップ1160では、ユーザインターフェースは、選択された切断角度をユーザと確認してもよい。

【0168】

ステップ1162では、ユーザインターフェースは、超音波撮像デバイスが矢状像で対象を撮像していることをユーザと確認してもよい。

【0169】

ステップ1164では、ユーザインターフェースは、プローブ先端が超音波画像によっ

50

て示されるように後退位置から前進させられるにつれて、プローブ先端の開始および終了位置を識別するようにユーザに求めることによって、処置プローブの拡大縮小または較正を促進してもよい。開始および終了位置は、それぞれ、ユーザインターフェースの画像表示部分上の開始および終了マーカの配置によって識別されてもよい。

【0170】

ステップ1166では、ユーザインターフェースが、容認可能としてプローブ先端の印付けられた開始および終了位置をユーザと確認してもよい。

【0171】

ステップ1168では、ユーザインターフェースが、プローブ先端の開始および終了位置の識別ならびに容認を繰り返してもよい。多くの実施形態では、これらのステップ、例えば、ステップ1166および1168は、プローブ先端の較正を検証するように3回繰り返される。

10

【0172】

ステップ1170では、ユーザインターフェースが、プローブ先端の拡大縮小または較正をユーザと確認してもよい。

【0173】

ステップ1172では、プローブ先端が、較正切断を行ってもよい。ユーザインターフェースは、較正切断を行うようにプローブ先端を起動することについて命令を提供してもよい。代替として、または組み合わせて、ユーザインターフェースは、較正切断を行うように処置プローブを操作するメニューまたはサブメニューを提供してもよい。ユーザインターフェースの表示部分は、較正切断が行われるにつれて、標的組織の矢状像を示してもよい。処置プローブは、切断プロセス中に一時停止および一時停止解除されてもよい。

20

【0174】

ステップ1174では、ユーザインターフェースは、較正切断が完了したことをユーザと確認してもよい。

【0175】

ステップ1176では、ユーザインターフェースは、ユーザが較正切断の切断深度を判定して確認することを可能にしてもよい。ユーザインターフェースは、切断深度を確認するように、ユーザがドラッグして切断場所およびプローブ場所に配置するためのマーカを提供してもよい。

30

【0176】

ステップ1178では、ユーザインターフェースは、ユーザが最終切断の輪郭境界を調節し、次いで、確認することを可能にしてもよい。ユーザインターフェースは、所望に応じて輪郭境界を修正するように、ユーザがドラッグして所望の輪郭境界点に配置するための1つまたはそれを上回るマーカを提供してもよい。

【0177】

ステップ1180では、処置プローブ先端が、最終切断を行ってもよい。ユーザインターフェースは、最終切断を行うようにプローブ先端を起動することについて命令を提供してもよい。代替として、または組み合わせて、ユーザインターフェースは、最終切断を行うように処置プローブを操作するメニューまたはサブメニューを提供してもよい。ユーザインターフェースの表示部分は、最終切断が行われるにつれて、標的組織の矢状像を示してもよい。処置プローブは、切断プロセス中に一時停止および一時停止解除されてもよい。

40

【0178】

ステップ1182では、処置が完了してもよく、ユーザインターフェースが、処置を繰り返す、および/または修正する、ならびに/もしくは行われた処置の履歴、パラメータ、および他の情報を、例えば、USBドライブ、ローカルデータ記憶デバイス、またはクラウドベースの記憶装置等の記憶媒体にエクスポートするオプションを提供してもよい。

【0179】

方法1100のステップは、図10A~10Tの画面と組み合わせられることができる。

【0180】

50

上記のステップは、多くの実施形態による処置プローブを操作する方法 1 1 0 0 を示すが、当業者は、本明細書に説明される教示に基づく多くの変形例を認識するであろう。ステップは、異なる順序で完了させられてもよい。ステップは、追加または省略されてもよい。ステップのうちのいくつかは、サブステップを含んでもよい。ステップのうちの多くは、処置にとって有益であるほど頻繁に繰り返されてもよい。

【 0 1 8 1 】

例えば、（例えば、図 1 0 L ~ 1 0 O の画面および/または方法 1 1 0 0 のステップ 1 1 7 2 ~ 1 1 7 6 に対応する）較正切断の実施と関連付けられるステップは、省略されてもよい。システム電力と結果として生じた切断の浸透深度との間に正確な相関を提供するためにシステム性能の十分なデータがある場合、較正ステップは、必要ではなくてもよく、システムは、処置切断に直接進むように構成されてもよい。

10

【 0 1 8 2 】

方法 1 1 0 0 の 1 つまたはそれを上回るステップは、本明細書に説明されるような回路、例えば、本明細書に説明されるシステムのプロセッサもしくは論理回路のうちの 1 つまたはそれを上回るものを用いて行われてもよい。回路は、方法 1 1 0 0 の 1 つまたはそれを上回るステップ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、コンピュータ可読メモリ上に記憶されたプログラム命令、またはプログラマブルアレイ論理もしく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プログラムされたステップを備えてもよく、例えば、図 1 1 は、実施形態による方法を示す。当業者は、本明細書に開示される教示による、多くの変形例および適合を認識するであろう。例えば、方法のステップは、除去されることができる。付加的ステップが、提供されることができる。ステップのうちのいくつかは、サブステップを含んでもよい。ステップのうちのいくつかは、繰り返されることことができる。ステップの順序は、変更されることができる。

20

【 0 1 8 3 】

本明細書に説明されるようなプロセッサは、図 1 1 の方法のステップのうちの 1 つまたはそれを上回るものを行うように、および本明細書に説明されるようなユーザインターフェース画面のうちの 1 つまたはそれを上回るものを提供するように構成されることができる。多くの実施形態では、プロセッサは、ディスプレイ上に示されるユーザ入力にตอบสนองして、ステップのうちの 1 つまたはそれを上回るものの少なくとも一部を行うように構成され、プロセッサは、本明細書に説明されるようなユーザインターフェース画面を生成して表示する命令を備えてもよい。

30

【 0 1 8 4 】

プロセッサはさらに、図 1 0 A ~ 1 0 T および 1 1 に関して本明細書に説明される方法の各行われたステップを記録するように構成されることができる。使用の別個の記録が、システムの各ユーザまたはオペレータのために保たれてもよく、方法の各ステップ中に提供される全てのオペレータ入力が、記録されることができる。オペレータ記録は、オペレータによる修正のためにアクセス不可能であるように構成されてもよい（例えば、読取専用ファイルとして記録される、制限アクセスデータベースに記憶される、遠隔サーバにバックアップされる等）。全てのオペレータ入力および行われるステップの記録は、増進したオペレータアカウントビリティを提供し、システム向上および/またはトラブルシューティングのための有用な参照データを提供することができる。

40

【 0 1 8 5 】

実験

図 1 2 は、実施形態による、切断の最大組織浸透深度およびノズルを通した流速を示す。最大浸透深度は、「低温」aquablation 炎域を備える、ジェットのカピテーション気泡の長さに実質的に対応する。切除の最大組織浸透深度は、流速に直接対応し、多くの実施形態では、流速に直線的に関係付けられる。

【 0 1 8 6 】

図 1 2 の差し込み図は、実施形態による、前立腺 B P H のモデルとして切断されたジャガイモを示す。ジャガイモの最大浸透深度は、B P H の最大切断深度に密接に対応する。

50

ジャガイモは、本明細書に説明されるようなノズルおよび回転プローブを用いて、約50 ml / 分～約250 ml / 分の範囲内の速度に対応する、10個の異なる流動設定で切断されて示されている。最大浸透深度は、50 ml / 分で約4 mm～約250 ml / 分で約20 mmに及ぶ。

【0187】

多くの実施形態では、キャビテーション雲の成長および長さは、本明細書に説明されるような適切に構成されたノズルについて、注入圧力に比例する流速の関数を含み、その逆も同様である。圧力が上昇するにつれて、最大浸食半径は、直線的に増加するように見え、これは、図12の最大浸透深度として示されている。

【0188】

連続または脈動流のいずれかにおいてノズルを通して水を押し進めるために、任意の既知の高圧ポンプを使用することによって、高速キャビテーションジェットが作成されることができ、ポンプによって生成される流動型にもかかわらず、キャビテーション現象は、蒸気空洞の不安定な性質により脈動し、空洞形成は、本明細書に説明されるような連続流ジェットでさえも脈動するであろう。特定の理論に束縛されることなく、脈動および連続流水ジェットの両方が、所与の時間量にわたって同等量の物質浸食をもたらすであろうと考えられる。多くの実施形態では、ノズル幾何学形状は、本明細書に説明されるような流体力学およびキャビテーションプロセスを提供するように構成される。多くの実施形態では、ノズルは、ノズル自体の内側で起こるキャビテーションに関係付けられ得る、水ジェット出口における緊密な収縮を阻止するように構成される。多くの実施形態では、鋭い角は、水を壁から分離させてノズル中心線に向かって集中させ、ノズル壁によって引き起こされる摩擦効果を同時に低減させながら、水ジェット経路をさらに収縮させる。これは、対応する圧力降下および蒸気空洞形成とともに、増加した速度をもたらす。蒸気空洞形成は、それらの最終的な崩壊が乱流をもたらす、浸食深度に影響を及ぼし得るため、全体的な流体力学に影響するであろう。当業者であれば、必要以上の実験を伴わずに、本明細書に説明されるような組織除去を提供するように、適切なノズル幾何学形状および流速を判定する実験を行うことができる。

【0189】

Aquablation

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

【0190】

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

【0191】

本明細書で提供される画像は、実施形態によると、どのように組織浸食深度が圧力の関数であるかを示す。画像は、他の画像と比較して、より低い注入圧力のためのより小さい

10

20

30

40

50

キャビテーション雲長および対応する組織切除深度を示す。

【0192】

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

10

【0193】

多くの実施形態では、有害な塞栓の生成が阻止される。蒸気空洞形成は、例えば、血流中に既に存在している微細な空気の核から利益を享受し得る。キャビテーションは、いかなる付加的な空気もシステムに導入されることなく、核の成長をもたらす得る。さらに、空気ポケットがそれらの元の核サイズに戻って縮小し得るように、いったん局所ジェット圧力が蒸気圧を超えると、空洞が崩壊するであろう。多くの実施形態では、キャビテーションが尿道を包囲する生理食塩水から生じる微量の空気に依存し、かつそれに限定することができるため、塞栓形成が阻止され、ジェット圧力が上昇し始めると、蒸気空洞が迅速に消散する。

20

【0194】

本明細書に説明されるようなAquaablationは、本現象を利用する。自然に自己制限的な浸食半径と、動脈等のより濃厚な細胞構造を伴う近くの構造への損傷を最小限にしなが、低い損傷閾値エネルギーで組織を正確に切除する独特の能力とが、本明細書に説明されるようなAquaablationを、BPHを処置するための有用な手術道具にする。本明細書に説明されるようなキャビテーションのほぼ等温の性質と加味して、付随的損傷を軽減し、改良型治療および改良型安全性プロファイルを提供することができる。

【0195】

図13は、組織の選択的除去のためのモデルとして、ジャガイモの切開を覆って位置付けられたブタ血管を伴うジャガイモの選択的除去を示す。ジャガイモを除去するために、ブタ血管がキャビテーションを用いて水ジェットに暴露されるように、ブタ血管は、切開に先立ってジャガイモの上に配置された。Aquaablationは、ブタ血管に重度の損傷を引き起こすことなく、BPHで見られる良性組織成長のための密接な代理である、軟質ジャガイモ組織モデルを切除した。

30

【0196】

図14は、ユーザ入力に基づく所定の処置プロファイルおよび処置テーブルを用いて処置されたジャガイモを示す。

【0197】

本発明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。多数の変形例、変更、および置換が、本発明から逸脱することなく、当業者に明白となるであろう。本明細書に説明される本発明の実施形態の種々の代替案が、本発明を實踐する際に採用され得ることを理解されたい。以下の請求項は、本発明を定義し、それによって、これらの請求項およびそれらの均等物の範囲内の方法ならびに構造が対象となることが意図される。

40

【図面】

【図 1】

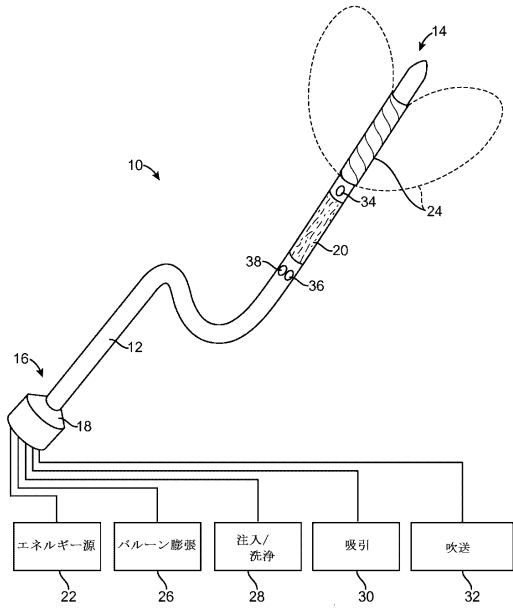


FIG. 1

【図 2 A】

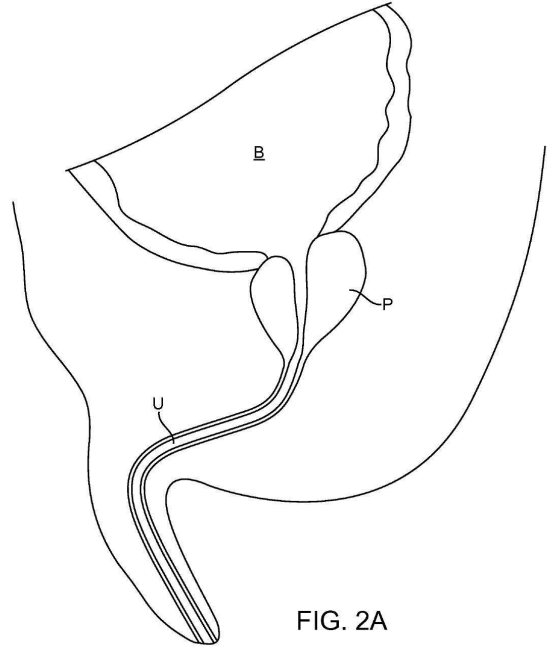


FIG. 2A

【図 2 B】

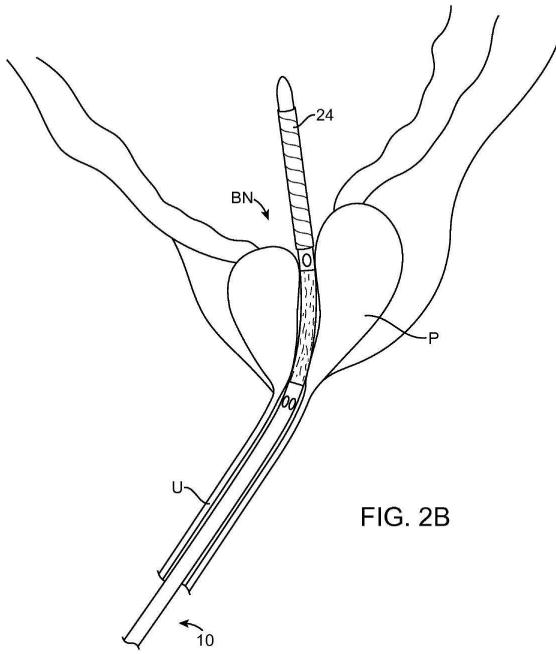


FIG. 2B

【図 2 C】

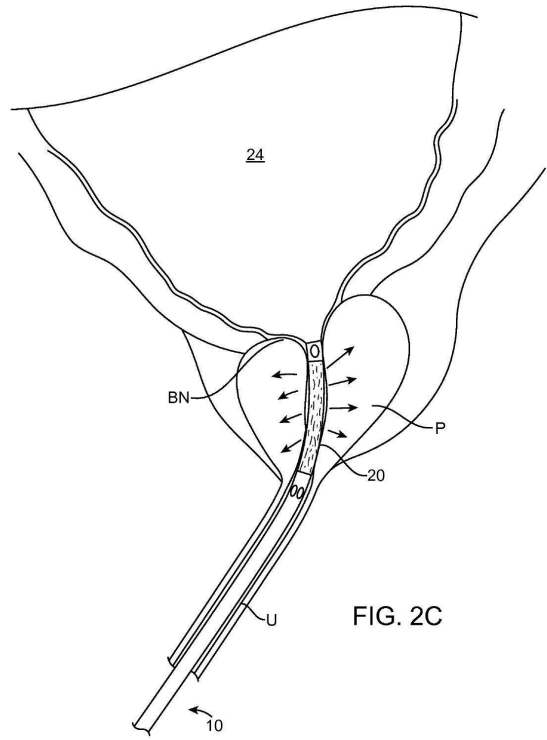


FIG. 2C

10

20

30

40

50

【図 2 D】

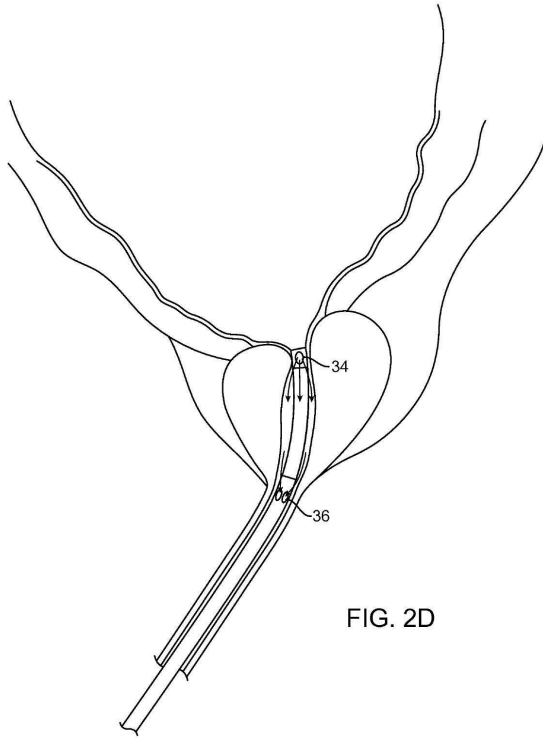


FIG. 2D

【図 3 A】

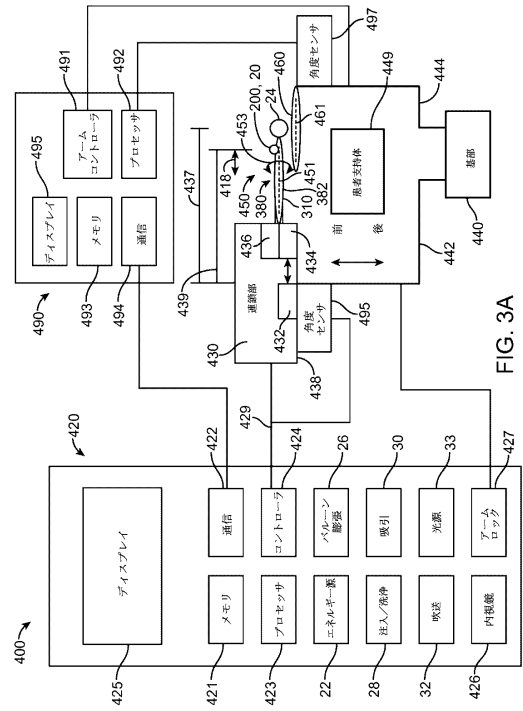


FIG. 3A

10

20

【図 3 B】

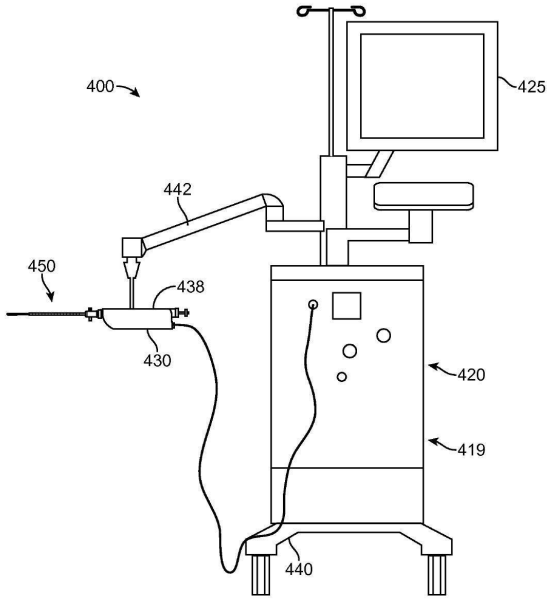


FIG. 3B

【図 4】

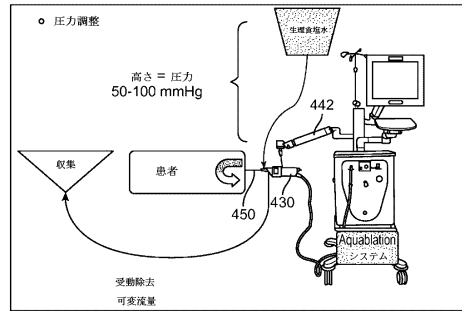


FIG. 4A

30

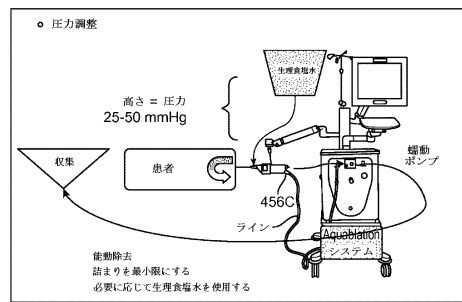


FIG. 4B

40

50

【図 5 A】

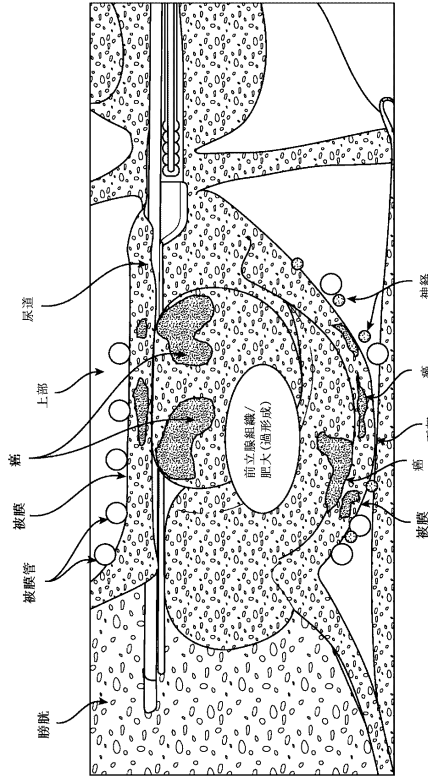


FIG. 5A

【図 5 B】

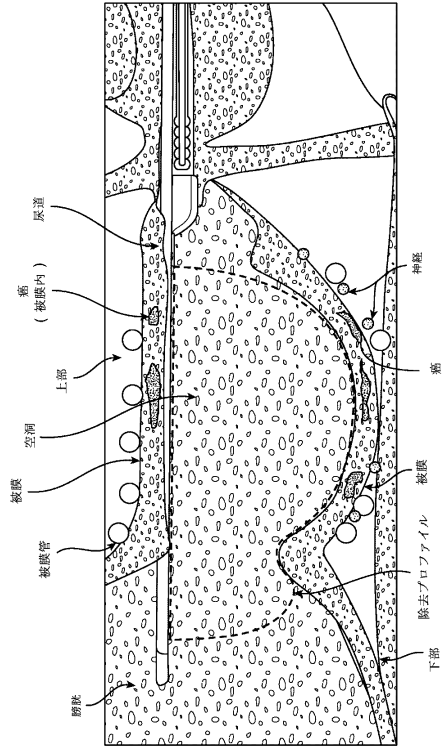


FIG. 5B

10

20

【図 6 A】

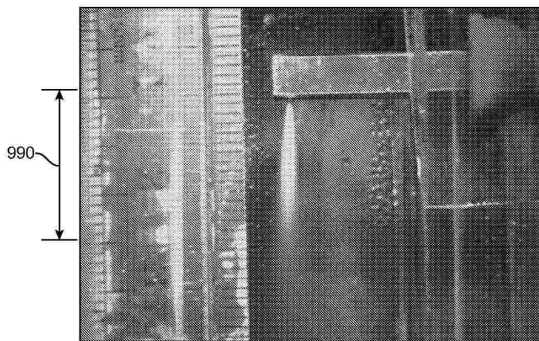


FIG. 6A

【図 6 B】

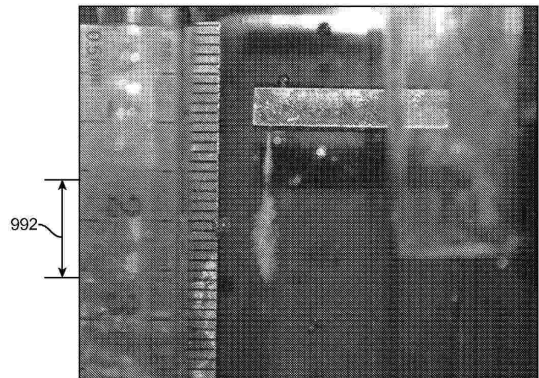


FIG. 6B

30

40

50

【 図 7 】

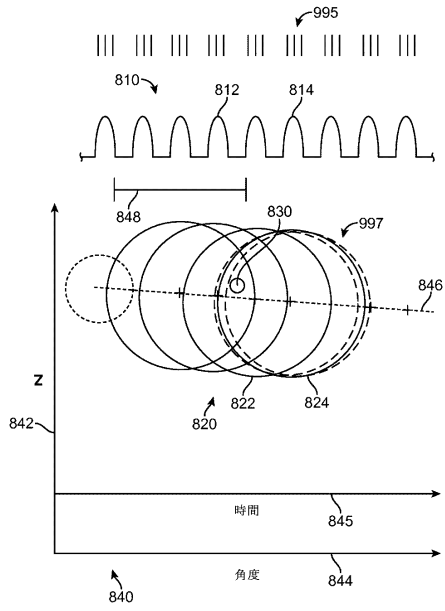


FIG. 7

【 図 8 A 】

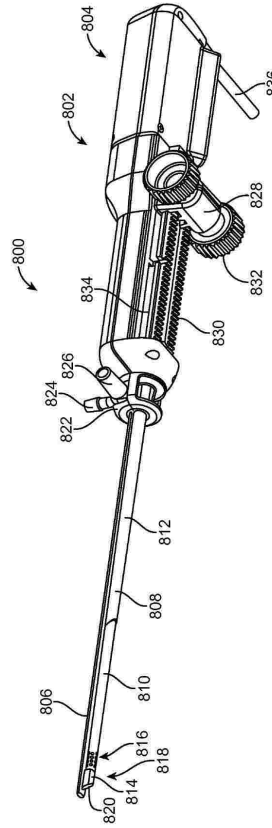


FIG. 8A

10

20

【 図 8 B 】

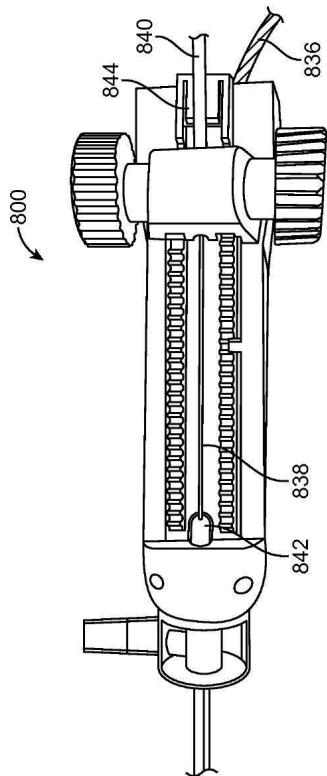


FIG. 8B

【 図 8 C 】

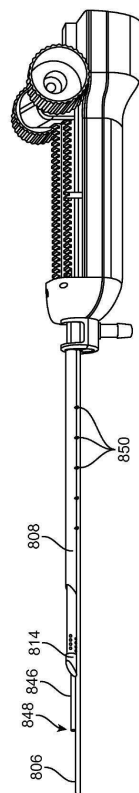


FIG. 8C

30

40

50

【 8 D 】

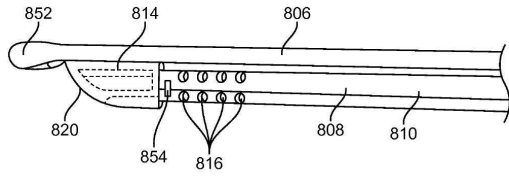


FIG. 8D

【 8 E 】

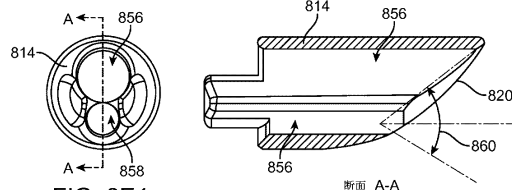


FIG. 8E1

FIG. 8E2

10

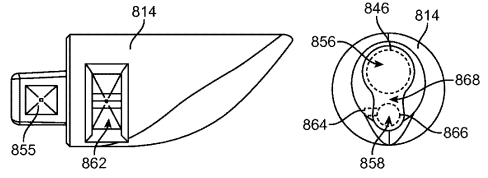


FIG. 8E3

FIG. 8E4

20

【 8 F 】

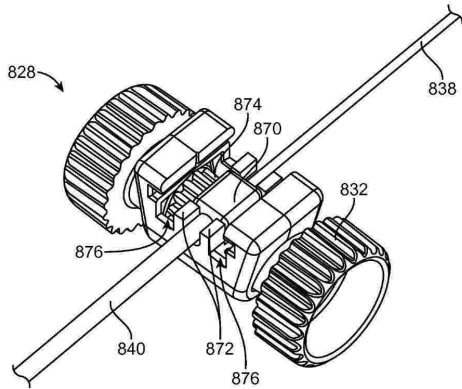


FIG. 8F

【 8 G 】

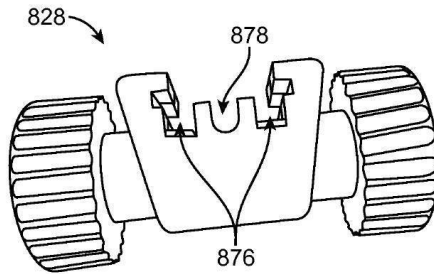


FIG. 8G

30

40

50

【 8 H 】

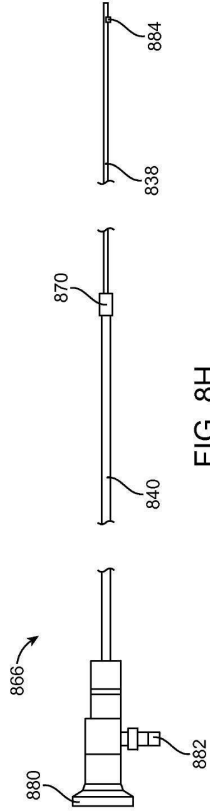


FIG. 8H

【 8 I 】

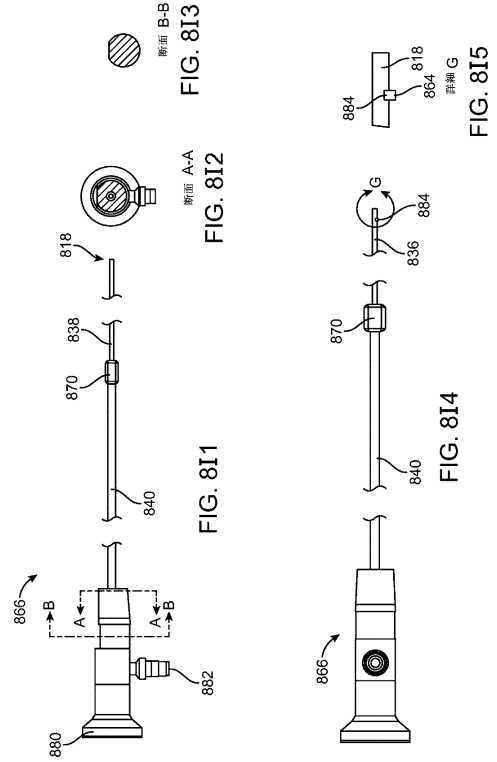


FIG. 8I1

FIG. 8I2

FIG. 8I3

FIG. 8I4

FIG. 8I5

【 8 J 】

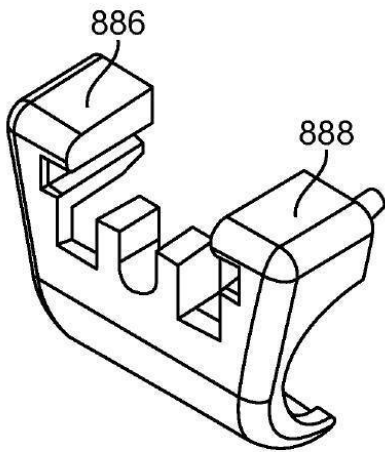


FIG. 8J

【 8 K 】

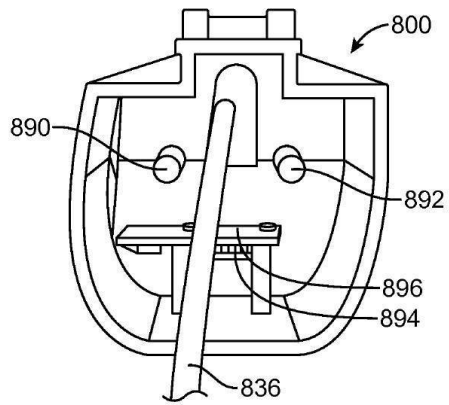


FIG. 8K

10

20

30

40

50

【 8 L 】

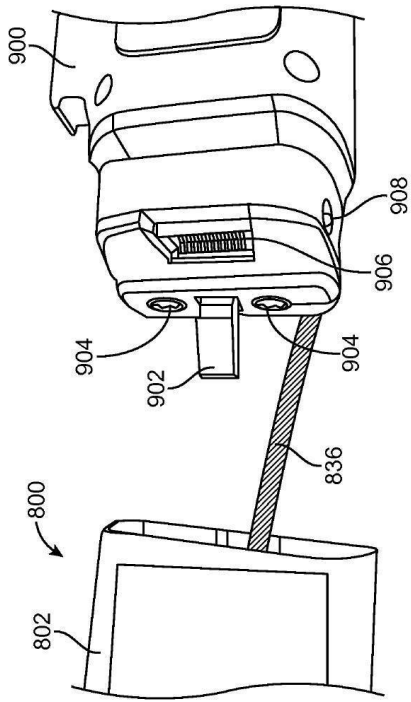


FIG. 8L

【 8 M 】

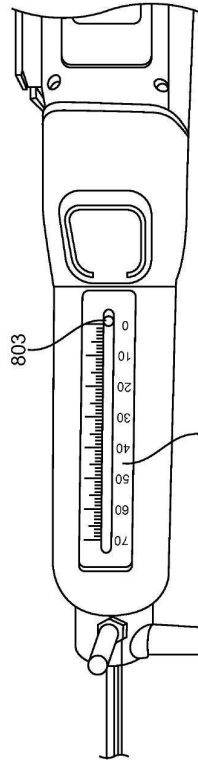


FIG. 8M

【 8 N 】

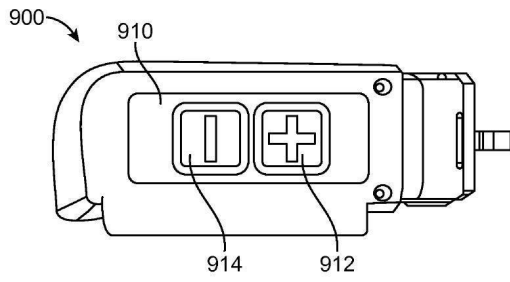


FIG. 8N

【 8 O 】

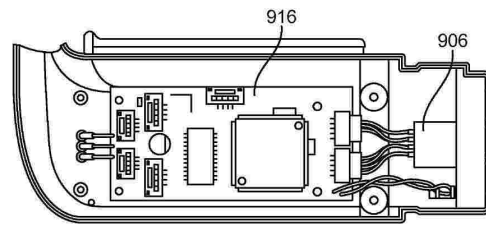


FIG. 8O1

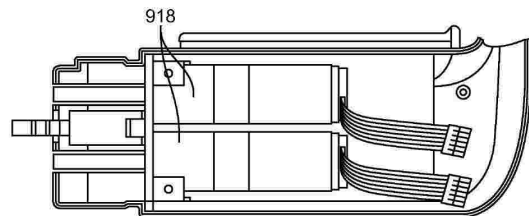


FIG. 8O2

10

20

30

40

50

【 図 8 P 】

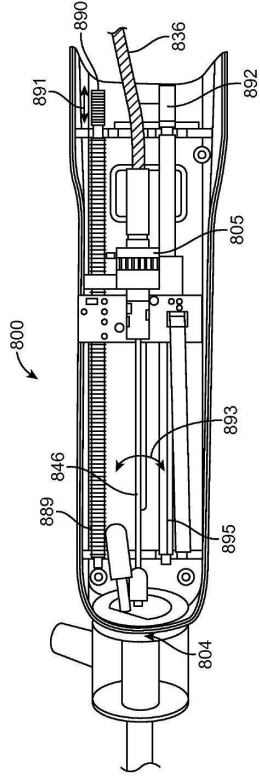


FIG. 8P

【 図 8 Q 】

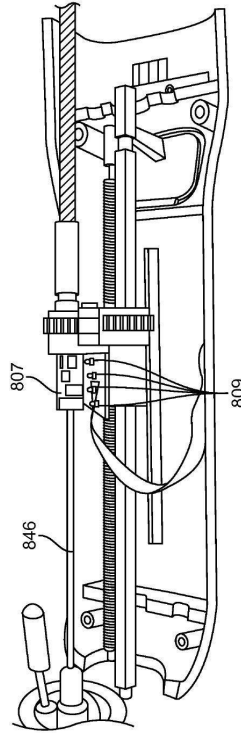


FIG. 8Q

【 図 8 R 】

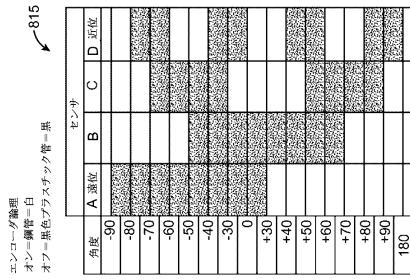


FIG. 8R2

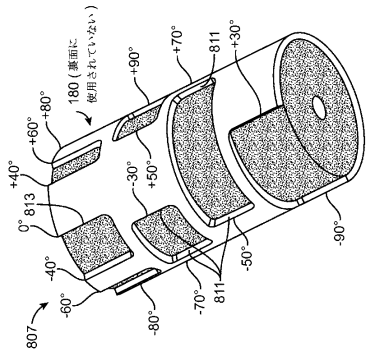


FIG. 8R1

【 図 8 S 】

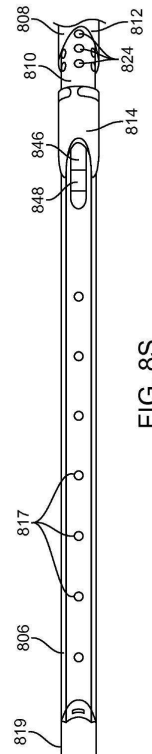


FIG. 8S

10

20

30

40

50

【図 8 T】

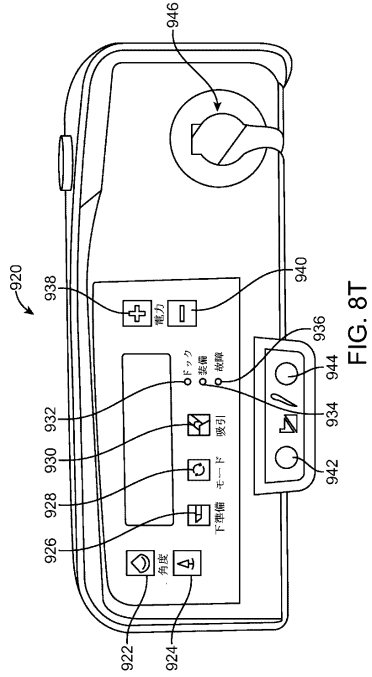


FIG. 8T

【図 9 - 1】

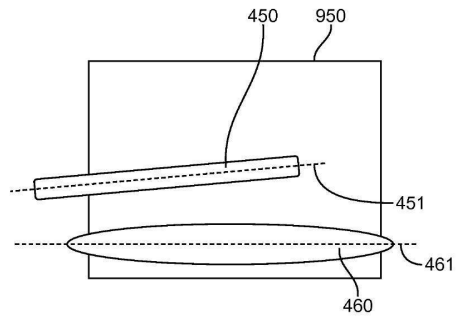


FIG. 9A

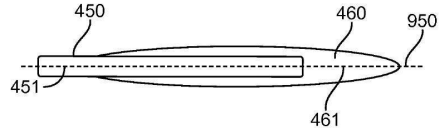


FIG. 9B

【図 9 - 2】

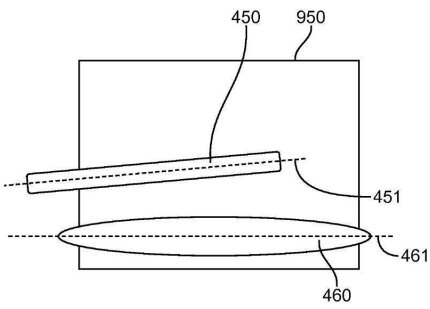


FIG. 9C

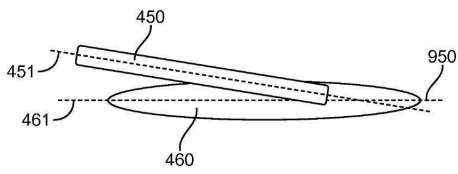


FIG. 9D

【図 10 A】

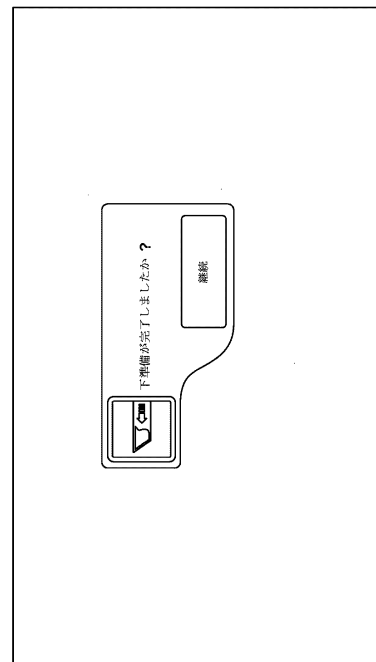


FIG. 10A

10

20

30

40

50

【 10 B 】

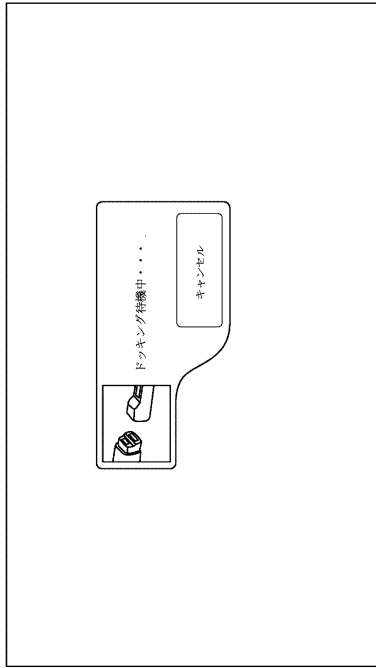


FIG. 10B

【 10 C 】

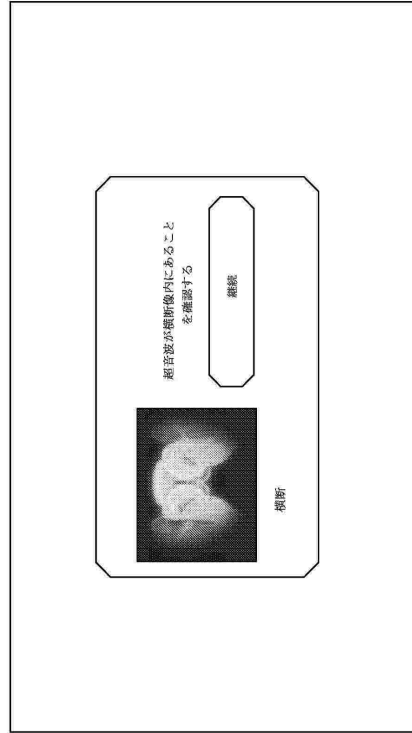


FIG. 10C

10

20

【 10 D 】

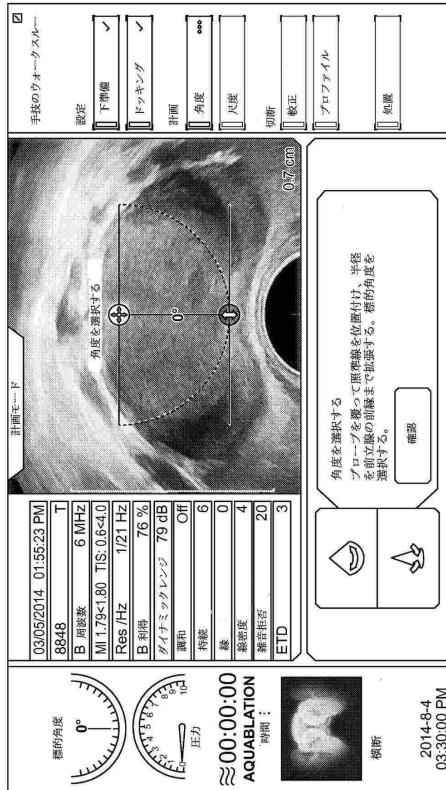


FIG. 10D

【 10 E 】

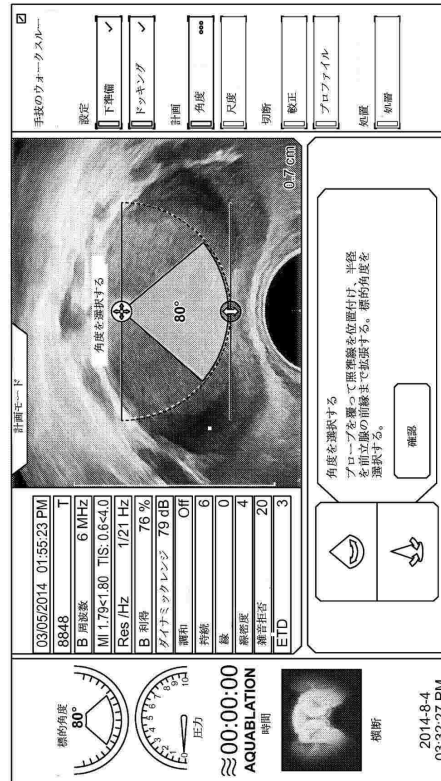


FIG. 10E

30

40

50

【 10 F】

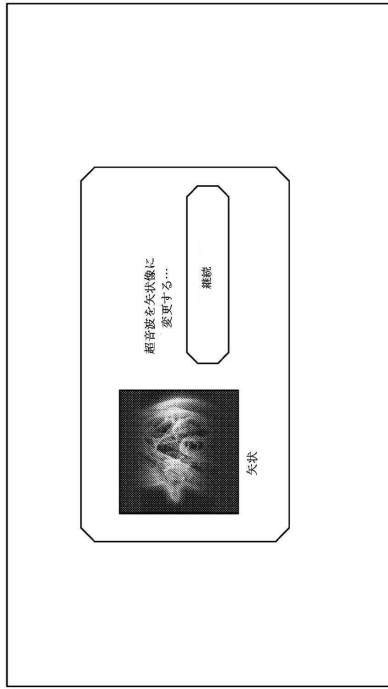


FIG. 10F

【 10 G】

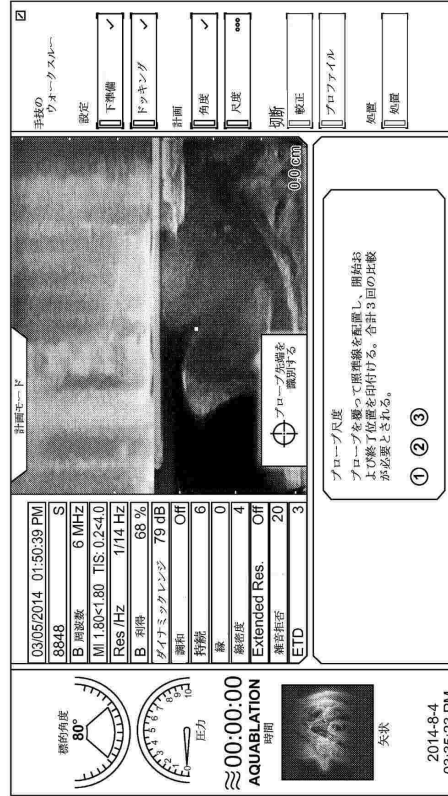


FIG. 10G

【 10 H】

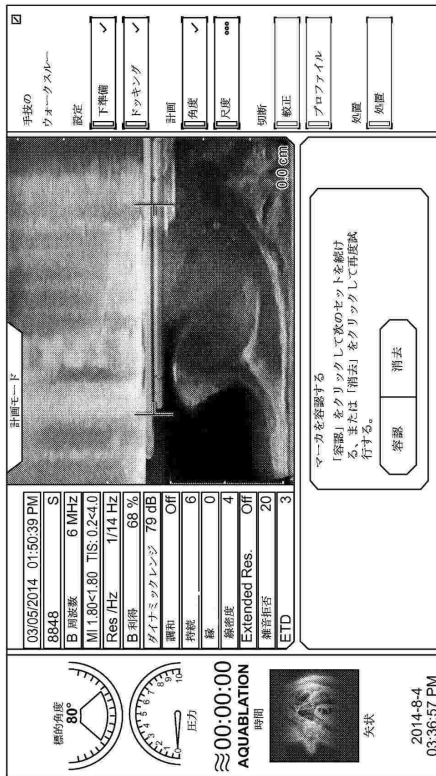


FIG. 10H

【 10 I】

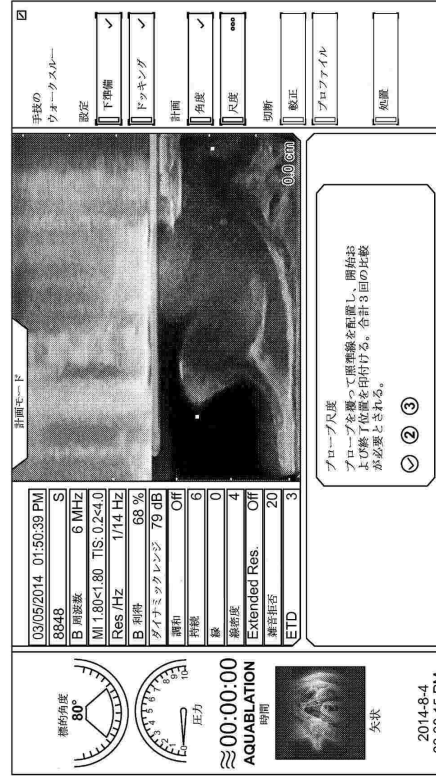


FIG. 10I

【図 10J】

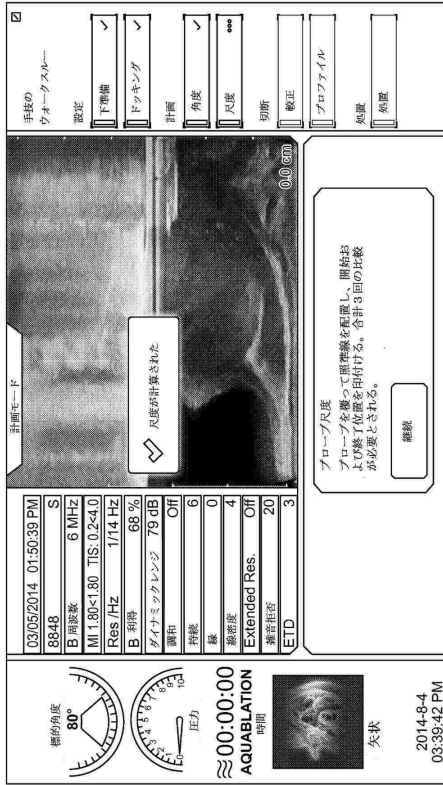


FIG. 10J

【図 10K】

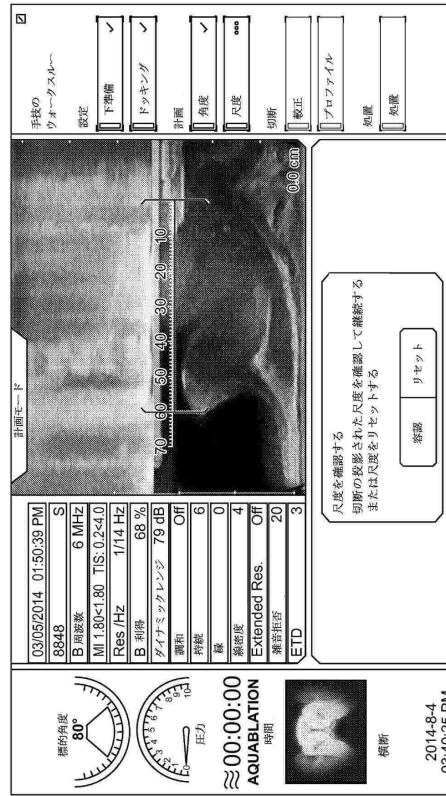


FIG. 10K

【図 10L】

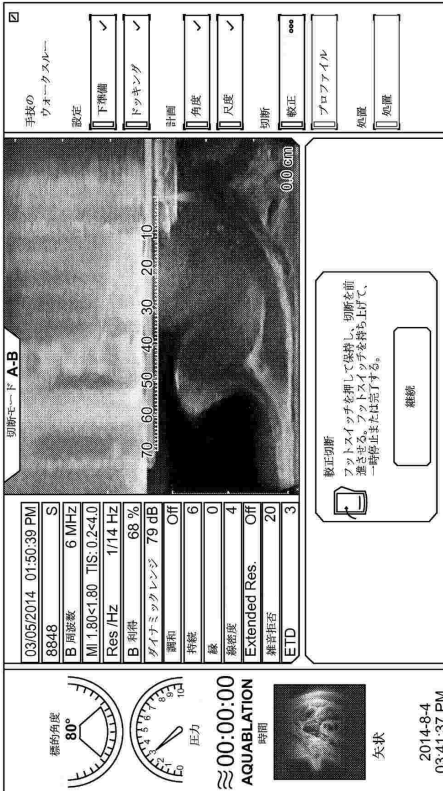


FIG. 10L

【図 10M】

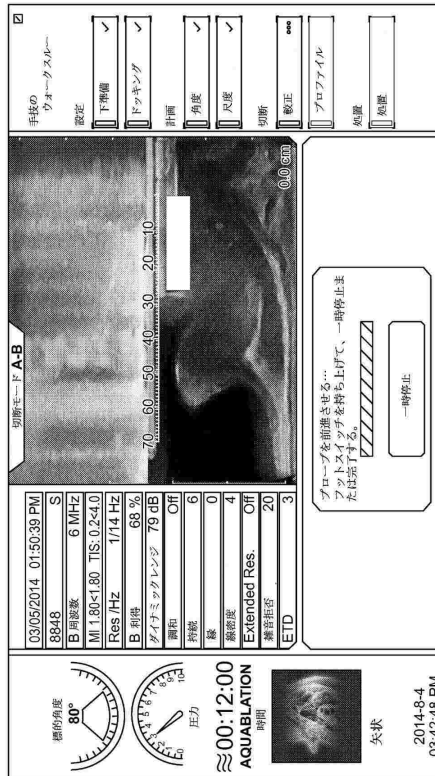


FIG. 10M

10

20

30

40

50

【 図 10 N 】

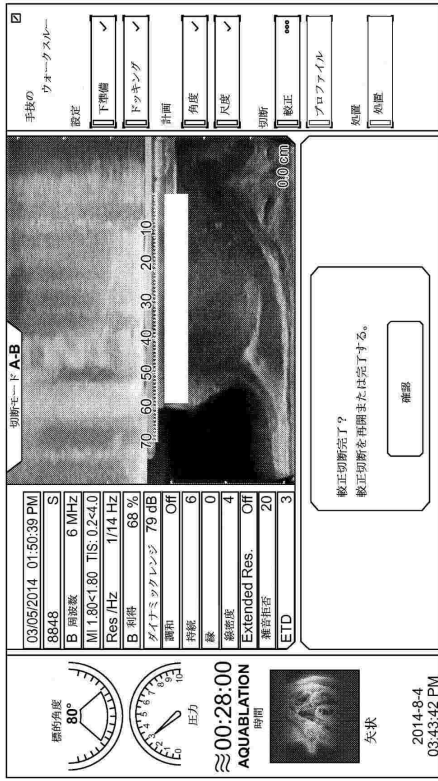


FIG. 10N

【 図 10 O 】

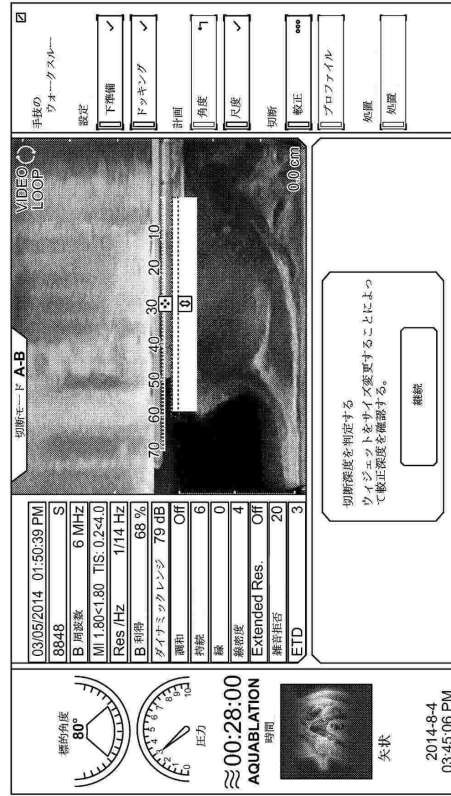


FIG. 10O

【 図 10 P 】

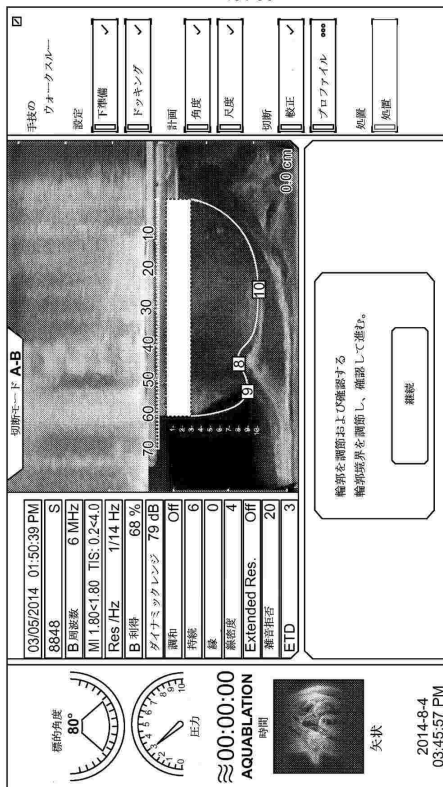


FIG. 10P

【 図 10 Q 】

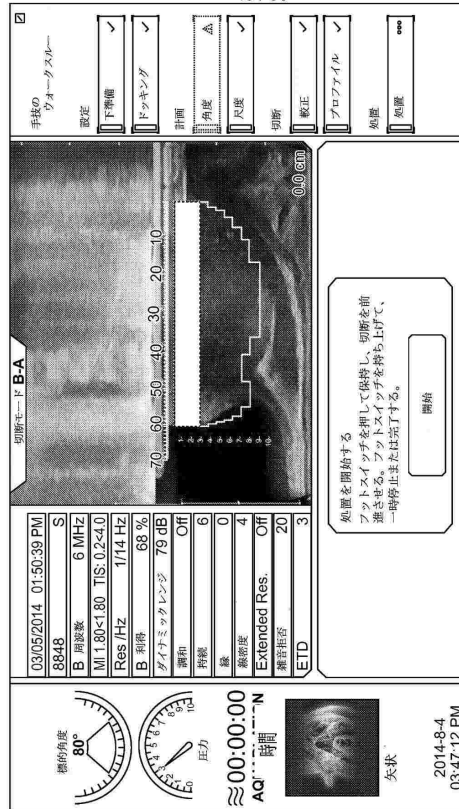


FIG. 10Q

10

20

30

40

50

【図10R】

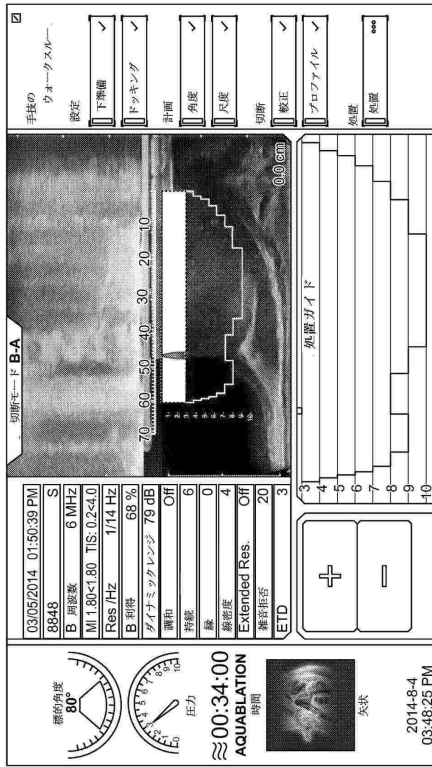


FIG. 10R

【図10S】

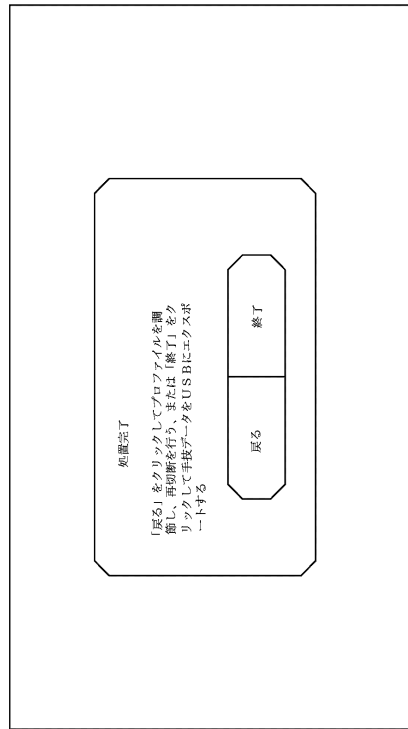


FIG. 10S

【図10T】

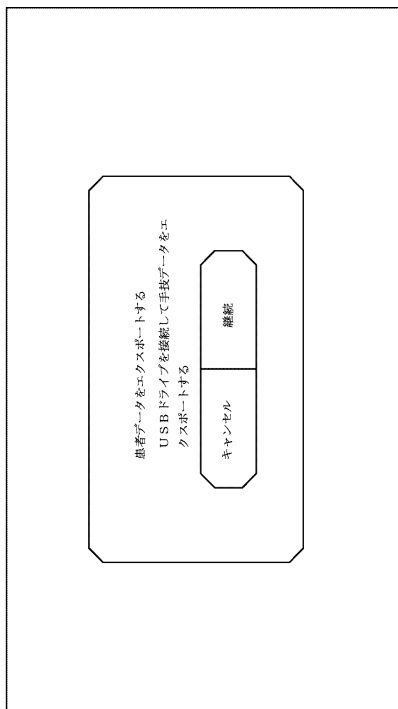


FIG. 10T

【図11】

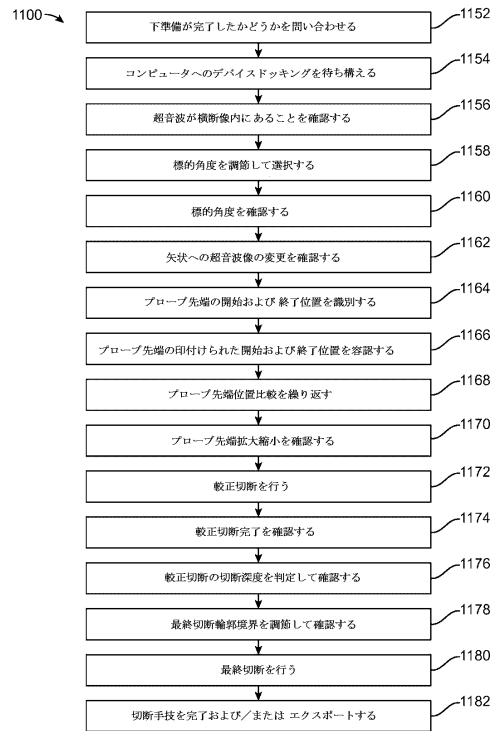


FIG. 11

【 図 1 2 】

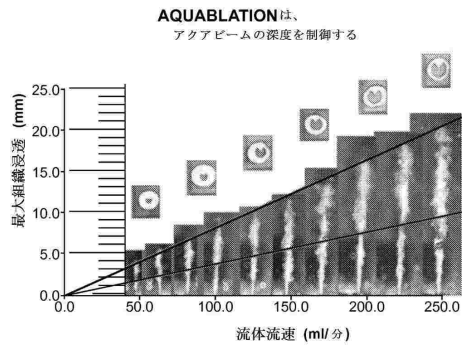


FIG. 12

【 図 1 3 】

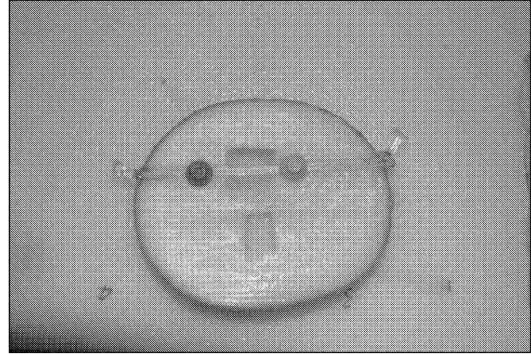


FIG. 13

10

【 図 1 4 】

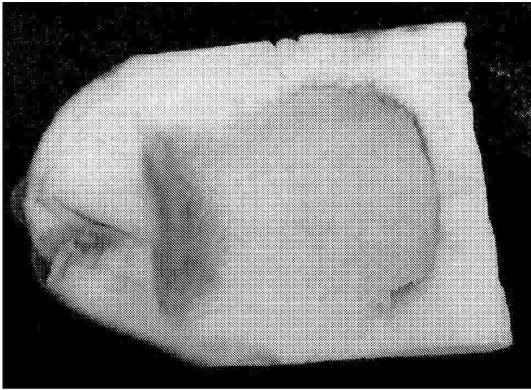


FIG. 14

20

30

40

50

フロントページの続き

- 米国(US)
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 1212
- (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 587
- 審査官 白川 敬寛
- (56)参考文献 国際公開第2013/130895(WO, A1)
特表2010-500153(JP, A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 17/00 - 18/18