

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2009-500086

(P2009-500086A)

(43) 公表日 平成21年1月8日(2009.1.8)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 19/00 (2006.01)F 1
A 6 1 B 19/00 5 0 2

テーマコード (参考)

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 162 頁)

(21) 出願番号 特願2008-519731 (P2008-519731)
 (86) (22) 出願日 平成18年7月3日 (2006.7.3)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年2月21日 (2008.2.21)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2006/026218
 (87) 国際公開番号 W02007/005976
 (87) 国際公開日 平成19年1月11日 (2007.1.11)
 (31) 優先権主張番号 60/695, 947
 (32) 優先日 平成17年7月1日 (2005.7.1)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 60/698, 171
 (32) 優先日 平成17年7月11日 (2005.7.11)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 506297337
 ハンセン メディカル、インク。
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94
 043-5207, マウンテンビュー, ノ
 ースバーナードアベニュー 380
 (74) 代理人 100096024
 弁理士 柏原 三枝子
 (74) 代理人 100125520
 弁理士 高橋 剛一
 (72) 発明者 モール, フレデリック, エイチ。
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94
 062, ウッドサイド, キングスマウンテ
 ンロード 335

最終頁に続く

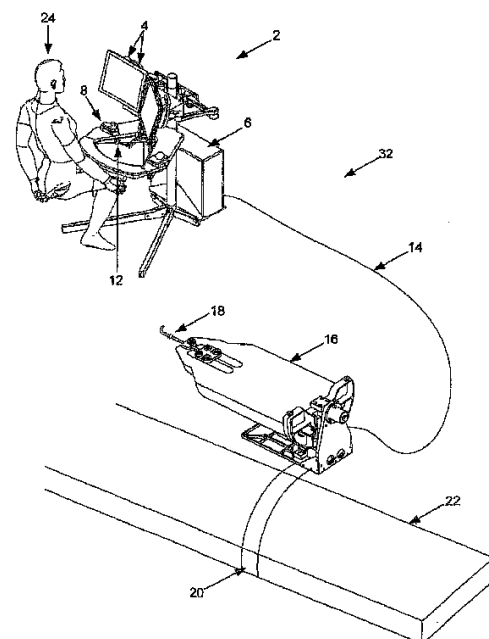
(54) 【発明の名称】 ロボットガイドカテーテルシステム

(57) 【要約】

【課題】

【解決手段】 本発明の一実施例の装置は、フレキシブルな鞘状器具と、フレキシブルなガイド器具(18)、及びツール(800、801等)で構成されている。フレキシブルな鞘状器具は、器具操作装置に取り外し可能に連結できる第1の器具ベースを具え、鞘状器具作業内腔を規定する。フレキシブルガイド器具は、器具操作装置に取り外し可能に連結することができ、鞘状器具の作業内腔を通してねじ止めされている。ガイド器具は、ガイド器具作動内腔も規定し得いる。ツールは、ガイド器具作業内腔を通してねじ止めされている第2の器具ベース(48)を具える。この装置の実施例では、鞘状器具とガイド器具は、互いに対して個別に制御可能である。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

器具操作装置に取り外し可能に連結することができる第 1 のフレキシブル鞘状器具であって、当該鞘状器具が鞘状器具の作動内腔を規定しているフレキシブル鞘状器具と；

前記器具操作装置に取り外し可能に連結することができる第 2 の器具ベースを具えるフレキシブルガイド器具であって、当該ガイド器具が前記鞘状器具の作動内腔内に配置されており、ガイド器具の作動内腔を規定しているフレキシブルガイド器具と；

前記ガイド器具の作動内腔内に配置されたツールと；を具え、

前記鞘状器具の各々と、ガイド器具と、ツールが、互いに対して独立して制御可能であることを特徴とする装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の装置において、前記ツールが前記ガイド器具に対して独立して移動可能であり、前記ツールの遠位端が前記ガイド器具内腔の遠位側部分から延在することができ、当該遠位側へ後退して戻ることができることを特徴とする装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の装置において、前記ツールが電極を具えることを特徴とする装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の装置において、前記電極が切除電極であることを特徴とする装置。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の装置において、前記ツールが把持器を具えることを特徴とする装置。

20

【請求項 6】

請求項 1 に記載の装置において、前記ツールがハサミを具えることを特徴とする装置。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の装置において、前記ツールが針を具えることを特徴とする装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の装置において、前記針が後退可能であることを特徴とする装置。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の装置において、前記ツールが折りたたみ可能なバスケットを具えることを特徴とする装置。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の装置において、前記ツールが拡張可能なバルーンを具えることを特徴とする装置。

30

【請求項 11】

請求項 1 に記載の装置において、前記ツールがステーブル適用器を具えることを特徴とする装置。

【請求項 12】

請求項 1 に記載の装置において、前記ツールがレーザ発光素子を具えることを特徴とする装置。

【請求項 13】

請求項 1 に記載の装置において、前記ツールが超音波トランスデューサを具えることを特徴とする装置。

40

【請求項 14】

請求項 1 に記載の装置において、前記ツールが低温冷却素子を具えることを特徴とする装置。

【請求項 15】

請求項 1 乃至 14 のいずれか 1 項に記載の装置において、前記ツールが介入手順部位において、内部身体組を機械的に操作するように作動できることを特徴とする装置。

【請求項 16】

請求項 1 に記載の装置において、前記ツールが手動で近位側で作動することを特徴とする装置。

50

【請求項 17】

請求項 1 に記載の装置において、前記ツールが電子機械的に近位側で作動することを特徴とする装置。

【請求項 18】

請求項 1 に記載の装置において、前記鞘状器具の遠位先端が、位置確認センサを具えることを特徴とする装置。

【請求項 19】

請求項 1 に記載の装置において、前記ガイド器具の遠位先端が、位置確認センサを具えることを特徴とする装置。

【請求項 20】

請求項 1 に記載の装置において、前記鞘状器具が当該器具の遠位部分に位置確認センサを担持しており、前記ガイド器具が当該器具の遠位部分に位置確認センサを担持していることを特徴とする装置。

【請求項 21】

請求項 1 に記載の装置において、前記鞘状器具が前記第 1 の器具ベースを介して器具操作装置によってロボット制御されることを特徴とする装置。

【請求項 22】

請求項 1 に記載の装置において、前記ガイド器具が前記第 2 の器具ベースを介して器具操作装置によってロボット制御されることを特徴とする装置。

【請求項 23】

請求項 21 に記載の装置において、前記器具操作装置が、前記ガイド器具の遠位側部分が患者の身体内の介入手順部位に配置されるように前記ガイド器具を操作するよう構成されていることを特徴とする装置。

【請求項 24】

請求項 1 に記載の装置において、単一の器具操作装置が、前記鞘状器具と、前記ガイド器具の双方をロボット制御することを特徴とする装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は概して、遠隔ロボット手術システムのようなロボットを利用した制御システムに関し、特に侵襲を最小限に抑える診断治療手順を実行するロボットガイドカテーテルシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

ロボット介入システム及び機器は、患者の体腔を開けて執刀医の手が内部臓器に触れることができるようにする構成の従来の方法とは異なり、侵襲を最小限に抑える診療手順を実行する場合の使用に非常に適している。例えば、患者の体内深くに位置し、かつ血管またはその他の内腔のような自然に形成されている経路を外科的に形成した最小サイズの傷、又はこれら両方を介してアクセスすることができる組織の撮影、診断、及び治療を容易にし、制御性が高く、更には最大限に小型化したシステムの必要性がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0003】

詳細な説明

図 1 A を参照すると、ロボットカテーテルシステム (32) の一実施例は、術台 (22) から遠隔に配置されたオペレータ制御ステーション (2) を具える。このステーションには、器具操作装置 (16) と器具 (18) が器具操作装置装着ブレース (20) によって連結されている。通信リンク (14) は、オペレータ制御ステーション (2) と器具操作装置 (16) との間で信号を送信する。図に示す実施例の器具操作装置装着ブレース (20) は、テーブル (22) の上に寝ている患者 (図示せず) の情報に器具操作装置 (16) を位置決めするように構成された比較的シンプルな、アーチ状構造部材である。

【0004】

図1Bには、ロボットカテーテルシステムの別の例が記載されている。ここでは、アーチ形状部材(20)に代えて移動可能な支持アームアッセンブリ(26)が設けられている。この支持アッセンブリ(26)は、術台(26)の上方に器具操作装置(16)を移動可能に支持するように構成されており、患者(図示せず)に対して所望の位置に都合良くアクセスできるように器具走査装置(16)を位置決めする。図1Bの支持アッセンブリ(26)も、器具操作装置(16)を位置決めしたらこのドライバをその位置でロックするように構成されている。

【0005】

図2Aを参照すると、オペレータ制御ステーション(2)の別の変形例が示されており、この例は、3台のディスプレイ(4)と、タッチスクリーンユーザインターフェース(5)と、制御ボタンコンソール(8)を有する。図2Aの実施例に記載されているマスター入力装置(12)は、図105Bに関しての更なる詳細を記載し、説明するものである。図2Aの実施例には、器具の活動を一時的に使用不能にするように構成されたデバイス使用禁止スイッチ(7)が記載されている。図2Aに記載されているカート(9)は、手術室あるいはカテーテルラボに容易に移動できるように構成されている。この構成の利点の一つは、オペレータ制御ステーション(2)を放射線源から離れた位置に置いて、これによって、オペレータに対する放射線の投与が低減されることである。図2Bは、図2Aに記載した実施例を反対側から見た図である。

【0006】

図3は、図2Aの実施例に記載された支持アッセンブリ(26)を拡大して示す図である。支持アッセンブリ(26)は、電氣的にブレーキがかかるジョイント(34)によって連結された一連の剛性リンク(36)を具える。ジョイント(34)は、制御システム(図示せず)によって付勢されるとリンク(36)を移動させるが、さもなければ、リンクの移動を防止する。制御システムは、スイッチ(例えば、フットスイッチまたは親指スイッチ)によって、あるいはコンピュータインターフェースによって作動する。別の実施例では、剛性リンク(36)を、機械的に係止可能なジョイントで連結するようにしても良い。この場合、剛性リンクを、例えば、係止ピン、ねじ、又はクランプを用いて手動で係止及び係止解除する。剛性リンク(36)は、高ゲージアルミニウムなどの軽量で頑丈な素材を具え、剛性リンク(36)の位置が固定したら、典型的な実施例である重量約10ポンドの器具操作装置(16)の三次元位置を正確に維持することに関連する応力と歪に耐える形状であることが好ましい。

【0007】

図3. 1乃至3. 10Bは、支持アッセンブリ(26)の別の実施例を示す図である。図3. 1及び3. 2を参照すると、この実施例では、機械的な術台インターフェース(1)が一对のクランプ部材(89)を具え、支持部材(26)を術台(22)に移動可能に取り付けている(細線で示す)。図3. 3を共に参照して更に詳細に示すように、クランプ部材(89)は、外側に回転する下側クランプ止端を具え、レール(図示せず)を術台(22)の端部に容易に係合させるようにしている。

【0008】

機械的インターフェース(1)の主本体は、ソレノイド及びブレーキユニット(3)のハウジングに固定されている。アーチ状の縦型伸張部材(11)の近位側ベースは、ソレノイド及びブレーキユニット(3)に連結されており、このユニットの中央軸を中心にして選択的に回転可能である。縦型伸張部材(11)は、約90度の角度を通して曲がり、パンー回転インターフェース(13)を介して更に近位側の伸張部材(15)の第1の端部に回転可能に連結された遠位端を有する。図3. 6を共に参照してより詳細に説明するように、パンー回転インターフェース(13)は、選択的に伸張部材(15)を、遠位側に延在するシャフト55(図3. 2参照)の軸を中心に回転させ、また、好ましくは、術台によって規定される平面に平行な平面において、パンー回転インターフェース(13)のハウジング(121)によって規定されるパンスロット(111)を通るシャフト(5

5) の横方向の動きによって規定される弧に沿って横方向にパニングさせる。

【0009】

遠位側ブレーキユニット(19)は、伸張部材(15)の第2の端部を具えるスプロケットに連結されている。以下に更に詳細に説明するように、このスプロケットは、伸張部材(15)のハウジングに回転可能に連結されている。ブレーキユニット(19)は、器具走査装置支持シャフト(17)をブレーキユニット(19)に対して選択的に回転させるように構成されている。支持シャフト(17)は、器具操作装置(図示せず)を取り付けるための回転可能な器具操作装置装着インターフェース(21)を担持している。支持シャフト(17)は、更に、ハンドル部分(23)を具える。このハンドル部分は、ユニ
10 ャットになっているブレーキ(19)及びソレノイド(3)をそれぞれ電氣的に作動させる
ボタン(24)と、支持アッセンブリ(26)の様々な部品を上述したように移動させる
ボタン(24)を有する。ケーブル保持ブラケット(113)が支持シャフト(17)の外側、
パンー回転インターフェース(13)、及びソレノイド及びブレーキユニット(3)の
に沿ってそれぞれ設けられており、器具操作装置(図示せず)からの動力／制御ケー
ブルを取り付けている。一又はそれ以上のケーブル(見えない)は、又、支持部材(26)
の様々な構成部品の内側において、遠位端ボタン(24)から遠位側ブレーキ(19)
とソレノイド及びブレーキユニット(3)へ延在している。

【0010】

支持アッセンブリ(26)は、術台(22)の上で遠隔制御される器具操作装置を容易
に位置決めおよび再位置決めするように構成されている。ハンドル部分(23)のボタン
20 (24)を押すと、アッセンブリ(26)のそれぞれの電子ブレーキとソレノイドによっ
て、それぞれのインターフェースを互いに対して自在に移動させ、インターフェース構造
によってのみ制限をかけて、ハンドル(23)と関連する器具操作装置支持シャフト(1
7)を術台(22)に対して再位置決めすることができる。ボタン(24)が押されないと、
それぞれのブレーキが支持シャフト(17)の更なる移動を防止する。この場合は、
支持アッセンブリ(26)が高度な機械的安定性を提供するように構成されている。一
の実施例では、ソレノイドが作動し、ブレーキが解放されると、遠位側ブレーキユニット(1
9)がブレーキユニット(19)の回転軸(125)を中心に約135度の範囲で移動
するように構成され、パンー回転インターフェース(13)は、シャフト(55)の回転
軸を中心に約140度の範囲を回転移動し、また、パンスロット(111)によって規定
30 される面を通して約110度のパン回転動作をするように構成され、縦型伸張部材(11)
は、術台に連結されるように構成されたソレノイド及びブレーキユニット(3)に対し
て約350度の範囲で回転移動するように構成される。

【0011】

図3. 3に示すように、各装着クランプ(89)は、通常、合わせ面(101)を有する
固定された本体部分(33)と、術台(22)のエッジに設けたレール(図示せず)に
取り付け可能に連結するように構成した上側及び下側クランプ止端部分(115、99)
を具える。下側クランプ止端部分(99)は、好ましくは、クランプ(89)を固定／解
放するために下側クランプ止端部分(99)をレールに対して締結する／緩めるのに使用
するねじ式係止部材(25)によって揺動するクランプ本体部分(29)に締結されてい
る。アッセンブリ(26)の術台のレールへの装填を容易にするために、固定クランプ本
40 体部分(33)の合わせ面(101)は、レールの側部に乗っている支点ロッド(27)
を設置するようになっている。また、クランプ(89)の揺動するクランプ本体部分(2
9)は、ピン部材(31)を中心に独立して回転(95)することができ、術台レール(図
示せず)から離れて回転して、合わせ面(101)へ容易にアクセスして上側クランプ
止端部分(115)をレールの上へ容易に延在させている。図に示す実施例では、揺動す
るクランプ止端本体(29)はスプリング(97)でバイアスされており、合わせ面(1
01)が術台レール(図示せず)に対して位置決めされるまでこのように回転し(95)
、次いで、揺動するクランプ止端本体(29)をピン(31)を中心に手動で回転させて
、図3. 3に示すように、ねじ式係止部材(25)を用いて術台レール(図示せず)と接
50

続する位置に巻かれる。

【0012】

図3. 4を参照すると、ソレノイド及びブレーキユニット(3)は、外側ハウジング(103)と、このハウジング(103)内に回転可能に装着されている内側部材(45)を具える。内側部材(45)は、縦型伸張部材(11)の近位側装着インターフェース(94)を受けるように構成された(図3. 2参照)遠位側を向いた面(117)を具える。このように、伸張部材(11)(図3. 2参照)は、ソレノイド及びブレーキユニット(3)の縦軸(119)を中心に回転可能である。ブレーキアッセンブリ(39)は、部材(45)を解放するように電氣的に作動しない限り、部材(45)、従って、伸張アーム(11)の回転を防止するようにバイアスされている。図3. 5には、ブレーキ(39)が、フレックスディスクインターフェース(49)と、回転可能なフレーム部材(45)にしっかり連結しているクランプ(47)と共に記載されている。フレックスディスクインターフェース(49)によって、従来のスプラインインターフェースと共通に関連する有意な回転スロップを生じることなく、クランプ(47)とブレーキ(39)間でいくらか軸方向に移動できる。従って、術台(22)にほぼ直交する軸を中心とする縦型アーム(11)の手動による回転(すなわち、術台(22)上に位置する患者に対する支持シャフト(17)上に装着した器具操作装置(16)の位置決め用)は、ボタン(24)をハンドル(23)内に押し入れたときのブレーキ(39)の電氣的作動によって選択的に行われる。

【0013】

図3. 4を参照すると、ソレノイド及びブレーキユニット(3)の上端は、プランジャ(41)を有する。このプランジャは、一連のコイルばね(43)によってソレノイド及びブレーキユニット(3)のハウジング(103)から離れるように、伸張部材(11)の内部ボア内へバイアスされている。ハウジング(103)の下側部分に配置したソレノイド(35)が電氣的に作動されると、プルロッド(37)、ひいてはプランジャ(41)が、ばね(43)に対して圧縮する方向に、ソレノイド及びブレーキユニット(3)のハウジング(103)に向けて、引っ張られる。

【0014】

図3. 6に示すように、縦型伸張部材(11)は、プランジャ(41)(図3. 4参照)が、ばね(43)の負荷によってハウジング(103)(図3. 4参照)から離れるように上側へ押圧されると、縦型伸張部材(11)内で、これに対して、ピボットピン(61)を中心に反時計回りに回転するときに、パンー回転インターフェース(13)を適所に圧縮して係止するように構成されたアーチ型レバー(57)を収納する中空内部を有する。上側に押圧したプランジャ(41)によって、ボール(53)が、アーチ型レバー(57)の止端(130)と、パンー回転インターフェース(13)のハウジング(121)のベースに連結された型面(131)との間に圧縮されて配置される。ボール(53)、型面(131)、及びシャフト(55)の上に装着されたベアリング(63)は、与えられたほぼ全ての圧縮負荷がベアリング(63)ではなくボール(53)の上にかかるように構成することが好ましい。プランジャ(41)が作動したソレノイド(35)によって下側に引っ張られると、プランジャ(41)によってアーチ型レバー(57)の端部にあるホイールセット(59)に予め与えられた負荷が放出され、重力がアーチ型レバー(57)を引っ張って、ピボットピン(61)を中心に時計方向に回転させ、従って、パンー回転インターフェース(13)をその場所にロックしている圧縮負荷が解放され、シャフト(55)をパニングおよび回転させる。パンー回転インターフェース(13)は、ボール(53)とシャフト(55)構造(集合的に符号(51)で表す)を具え、これは、一の実施例では、伸張部材(11)内に収納され、アーク状レバー(57)の近位端に連結されたホイールセット(59)で、プランジャ(41)によって与えられる負荷に対して15:1のレバレッジ比を提供するように構成されている。

【0015】

図3. 7を参照すると、ボール／シャフトインターフェース(51)は、安定したパニ

ング回転と、シャフト（５５）の縦軸を中心にした関連する構造体の回転を容易にするベアリング（６３）を具える。ボール（５３）は、好ましくは、グリースが塗られており、適所に圧縮可能にロックされていないときのスムーズなパニングと回転を容易にしている。ベアリングは、パンー回転インターフェース（１３）によって形成される面を中心とするシャフト部材（５５）の横方向パニングを容易にする。このインターフェースは、ボール（５３）の中心の回りの平環上でベアリング（６３）を回転させる。この結果、平環とベアリングインターフェースどおりの平面パニングと、シャフト（５５）の軸を中心とした回転である、二つの自由度が異なる拘束運動が生じる。ソレノイドハウジング（１０３）から延在するプランジャ（４１）上のバネ（４３）のバイアス力は、通常、ボール／シャフトインターフェース（５１）を適所に係止して、接続におけるパニング動作あるいは回転動作を防止する。ソレノイドの電氣的作動によって、プルロッドが後退し、伸張によって、プランジャ（４１）がホイールセット（５９）から遠ざかり、これによって、ボール（５３）を適所に係止し続けて、パニング／回転を許す有意な圧縮力をアンロードする。

10

【００１６】

図３．２に戻ってこれを参照すると、パンー回転インターフェース（１３）を収納しているハウジング（１２１）の遠位側面（１２３）に配置した水平パンスロット（１１１）を通してシャフト（５５）が、突出している。パンスロット（１１１）は、シャフト（５５）の水平パニング動作と、伸張により、スロット（１１１）の境界線によって規定される動作範囲内で術台にほぼ平行である平面内の近位側伸張部材（１５）を制約する。

20

【００１７】

図３．８を参照すると、シャフト（５５）は「３番のモールステーパ」などの、従来のしまり嵌めを用いて、水平方向の伸張部材（１５）の近位側スプロケット（７５）に連結される。近位側スプロケット（７５）は、タイミング鎖（７３）によって、遠位側スプロケット（７４）に連結されており、シャフト（５５）の回転が両方のスプロケット（７４、７５）を好ましくは１：１の回転移動比でこれに対応して回転させる結果、各スプロケットに同じ回転変位が生じる。遠位側スプロケット（７４）とパンー回転インターフェース（１３）ハウジング（１２１）によって規定されるキースロット（７７、１０９）に装着されたキー部材（１０５）を伴うパンー回転インターフェース（１３）ハウジング（１２１）の遠位側面１２３に対して近位側スプロケット（７５）の相対的回転位置を固定することによって生じる近位側スプロケット（７５）の回転運動が、ピン（６５）を回転させ、ひいては、リンケージ（６７）、近位側リンケージベース（７１）、及び遠位側リンケージベース（６９）のそれぞれを介して、スプロケット（７４、７５）、従ってシャフト（５５）の回転運動を制限するように構成されたガス圧ばね（７９）セットに張力がかかる。キー部材（１０５）の位置（１０７）が、図３．２に記載されている。作動したソレノイド（３５）及び自在に動くパンー回転インターフェース（１３）を伴うこの構成によれば、水平伸張部材（１５）内のタイミング鎖（７３）とスプロケット（７４、７５）構造が、術台の平面に対するシステムの最も遠位側のハードウェアの相対平面位置を維持するように構成される。このことは、ロボットカテーテルドライバ（図示せず、例えば、図３．１０Ａ及至Ｂ参照）が、器具操作装置インターフェース（２１）の上に装着され、作動しているソレノイドと解放されたブレーキを用いてハンドル（２３）によって向きを変えて、術台の平面（図示せず）に対して器具操作装置インターフェース（２１）の平面方向を実質的に変更することなく、遠位側ブレーキユニット（１９）の回転軸（１２５）を中心にした回転、ソレノイド及びブレーキユニットハウジング（３）内の回転可能なフレーム部材（４５）の軸（１１９）を中心にした回転、水平方向の伸張部材（１５）の連結を介したパンー回転インターフェース（１３）を中心にした回転とパンが全て同時に生じるため、重要である。換言すると、器具操作装置支持シャフト（１７）の近位側のエクステンション（１２７）の回転軸（１２５）は、伸張部材（１５）のタイミング鎖及びスプロケット接続によって、術台の平面に対して常に直交する方向にあるように構成されている。電氣的に作動すると、ブレーキユニット（１９）によって、近位側エクステンシ

30

40

50

ン（１２７）の軸を中心に支持シャフト（１７）が回転運動する。ブレーキが電氣的に作動していない場合は、このような支持シャフト（１７）の回転運動が防止される。

【００１８】

図３．９Ａ及びＢを参照すると、器具操作装置支持シャフト（１７）は、器具操作装置装着インターフェース（２１）と、このインターフェースに装着された器具操作装置の重量によって生じる器具操作装置装着インターフェース（２１）の片持ち負荷を少なくとも部分的に釣り合わせるように構成したバイアスばね（８０）を具える。バイアスばね（８０）は、ばねハウジング（８５）に収納されていることが好ましい。リードねじ（８１）が設けられており、ノブ（８３）を回転させると、支持シャフト（１７）に対して器具操作装置インターフェース（２１）のピッチが変わるように構成されている。

10

【００１９】

図３．１０Ａ乃至Ｂを参照すると、カバー（１２９）を取り付けた器具操作装置（１６）が、器具操作装置インターフェース（２１）に装着された状態で記載されている。カバー（１２９）は、カバーが覆っておりドレープしている器具操作装置と、手順を行う間に生じることがある液体、蒸気、およびその他の物質との間に更にバリヤを提供するように構成されている。好ましくは、カバー（１２９）は、ポリマまたは金属材料でできており、光造形、射出成形、あるいは機械加工などのプロセスで作られる。好ましくは、カバー（１２９）は、単純なみぞねじ、ボルト、またはその他の締結具を用いて、器具操作装置周辺の適所にスナップ嵌めするか、あるいは締結することができる。同様のカバーを器具ベースを収納するように構成することができる。図３．１０Ａ乃至Ｂに記載したように、カバーをかけた器具操作装置（１６）の片持ち質量がモーメントを作る。このようなモーメントに関連するねじれ荷重はハウジング（８５）内に収納されているばね（図３．１０Ａ乃至Ｂには図示せず、図３．９Ａのバイアスばね（８０）参照）によって反作用を受けている。この反作用は、器具操作装置インターフェース（２１）のリードねじ（８１）ピッチ制御によって作動するノブ（８３）のバインディングを防止するように構成されている。

20

【００２０】

要約すると、支持アッセンブリ（２６）、あるいは支持構造は、作動ボタンを押すと術台に対して器具操作装置あるいはその他のデバイスを容易に再位置決めできるように構成されており、これによって、ソレノイドを作動して、２台の電気ブレーキを解放する。従って、例えば、器具操作装置の位置を容易に微調整することができ、あるいは迅速かつ有意に変更することができ、術台の上の患者の一番近い領域から器具操作装置を除去して、広い物理的アクセスを伴う迅速な医療介入を行うことができる。拘束が、術台に対する器具操作装置の動き、すなわち、パンー回転インターフェース（１３）、遠位側で連結された構造用のタイミング鎖（７３）を維持している回転位置での水平伸張部材（１５）、及び所望の機械構造を提供する術台の平面に対して平行および垂直である２本の回転軸（１２５、１１９）を中心にしたブレーキロック可能な回転、を制限する。作動ボタンが押されておらず、構造体が互いに対して実質的に適所にロックされている場合、器具操作装置インターフェース（２１）の手動で作動させたリードねじのピッチ調整をのぞいて、支持アッセンブリ（２６）は、器具操作装置あるいはその他のデバイスを術台に対して位置決めすることができるロボット構造プラットフォームを提供するように構成されている。

30

40

【００２１】

図４及び図５は、図１乃至図３に示すような器具操作装置（１６）の或る実施例に使用するように構成された器具群のそれぞれの実施例の斜視図である。図４は器具（１８）の実施例を示し、この場合、器具の中間部分に同軸鞘部材は接続されない。図５は１セットの２つの器具（２８）を示し、これらの器具は図４の実施例のような或る実施例を、同軸接続され、かつ個別に制御することができる鞘状器具（３０）に連結する。本開示の文中において、鞘を持たない器具（１８）と鞘状器具（３０）とを区別するために、「鞘を持たない（non-sheath）」器具を「ガイド（guide）」器具（１８）と呼ぶ。

50

【0022】

図6を参照すると、例示としての装着方法を示すために、図5に示すような1セットの器具(28)が器具操作装置(16)に隣接する形で示される。鞘状器具(30)は、図示の器具操作装置(16)に2つの装着ピン(42)及び一つの接続ソケット(44)を有する鞘状器具接続表面(38)で、鞘状器具ベース(46)をこれらのピン(42)の上でスライドさせることにより接続することができる。同様に、好ましくは同時に、ガイド器具のベース(48)は、2つの装着ピン(42)をガイド器具ベース(48)の位置合わせ穴に合わせ配置することにより、ガイド器具接続表面(40)の上に位置決めできる。後で明らかになることであるが、更に別のステップが器具(18、30)を器具操作装置(16)上の位置にロックするために必要となる。

10

【0023】

一の実施例では、器具(18、30)は無菌パッケージングにおける医療処置のために提供されるが、器具操作装置(16)は無菌にする必要はない。従来の無菌室治療方法によれば、殺菌していない器具操作装置(16)は、或るタイプの無菌バリアによって患者から隔離する必要がある。図7A乃至図7Cを参照すると、手袋をはめた人(図示せず)の手により、ドレープ(50)の無菌側を汚染することなく、一端から他端に向かって、器具操作装置(16)を覆うようにドレープ(50)をスライドさせるために、従来の手術用ドレープ材料を含むドレープ(50)を折り畳んで形状(52)にする。次に、図7B及び7Cに示すように、ドレープ(50)を器具操作装置(16)の周りを覆うように広げる。

20

【0024】

図8A及び図8Bを参照すると、位置合わせピン(42)を利用して、器具操作装置(16)と器具ベース(46、48)とが連結する様子が示され、無菌バリアをこれらの器具と操作装置との間に設けることに関連する問題を更に示している。器具が、鞘状器具(30)及びガイド器具(18)の両方を構成する1セットの2つの器具である図示の実施例では、ドレーピングは2つの器具ベース(46、48)の間の相對運動(56)を可能にするように行なうことが好ましい。更に、器具ベース(46、48)と、関連する位置合わせピン(42)との間の嵌合は緩くなく、かつ相對運動を生じさせないことが好ましい。同様に、これらの器具から延びるアクスル(54)と器具操作装置(16)の構成部品ソケット(44)との間の接続は高精度の接続となることが好ましい。

30

【0025】

図9乃至図16を参照すると、適切なドレーピング法の種々の実施例が示される。図9に示すように、穴あきドレープ(58)を使用することができ、このドレープでは、穴(68)のサイズは位置合わせピン(42)及び接続ソケット(44)に丁度合うように決定される。従来のドレープ材により製造されることが好ましい穴あきドレープ(58)は単純に、器具操作装置(16)の上で適切に位置合わせされ、そして器具操作装置(16)を覆うように引き下ろす。

【0026】

図10を参照すると、ソックス(60)付の穴あきドレープを利用することもできる。図示のドレープ(60)は下に位置する接続ソケット(44)用の穴(68)だけでなくソックス(70)も有し、これらのソックス(70)もまた、従来のドレープ材により製造され、かつ器具操作装置(16)の装着ピン(42)を包み込むサイズに製造される。

40

【0027】

図11を参照すると、図示のドレープ(62)は、図10のドレープと同じように、装着ピン(42)を丁度包み込む「ソックス」(70)を含むことができるが、従来の包み込みドレープ材に回動可能に取り付けられる一体型プラスチックスリーブ(64)を有することもできる。一体型プラスチックスリーブ(64)は、器具操作装置(16)の接続ソケット(44)、及び器具のアクスル(図示せず)の両方と嵌合するサイズとなるように高精度に製造することが好ましい。スリーブ(64)は、ポリプロピレンまたはポリエチレンのような殺菌可能な半剛性プラスチック材料により構成されることが好ましく、こ

50

のプラスチック材料は従来のドレーブ材に比べて非常に低い摩擦係数を有する。一体型プラスチックスリーブ（６４）と周りのドレーブ材との間の回転摩擦を小さくするために、スリーブ（６４）が貫通して配置されることになるドレーブ材の穴は、プラスチック製環状部片（図示せず）と穴の外周が丁度合うように配置され、このプラスチック製環状部片は、一体型プラスチックスリーブ（６４）の摩擦係数よりも低い摩擦係数を有する材料を含む。

【００２８】

図１２を参照すると、図１１の実施例と同様の実施例が描かれているが、取り外し可能なプラスチックスリーブ（６６）が、ドレーブを装着して、開くときにドレーブとは一体化されていない点で異なる。その代わりとして、一の実施例では、ドレーブ（６０）を、穴（６８）の外周がプラスチック製環状部片（図示せず）と丁度合うように装着し、スリーブ（６６）を落下させるだけでスリーブが穴に収まるような位置に配置する。図１３は、例えば図１２の実施例に適するプラスチックスリーブ（６６）の拡大図である。スリーブ（６６）は、図１１に示す実施例に一体化することもできる。図１４は、スリーブ（６６）の内部が、器具本体から下方に延在するアクスル（５４）を収容するために、ぴったり合うように製造された様子を示している。

【００２９】

図１４．５を参照すると、器具セット（２８）の代替の変形例が記載されている。ここでは、スクリュ（９１）と軸（９３）を除く全ての部品が、ポリカーボネートまたは Delrin などのポリマ材料でできている。図１４．５に示すように、各軸（９３）は、関連する張力要素を運ぶ関連する制御要素プーリとスプラインインターフェースを形成している。

【００３０】

図１５を参照すると、ドレーピングの別の実施例が描かれており、２つの半剛性カバーまたはプレート（７２）が、大きな従来のドレーブ布に取り付けられる。カバー（７２）は、鞘状器具接続表面（３８）及びガイド器具接続表面（４０）の上の位置にパチンと嵌合し、装着ピン（４２）に丁度合って覆い被さるように配置され、そして下方に位置する接続ソケット（４４）に、ソケットが非常に高い耐性を有することができるように接続され、ソケットに事前に空けた穴（７６）は関連する駆動アクスル構造（図示せず）に丁度合うようになっている。図８Ａ及び図８Ｂの参照しながら既に説明したように、２つの器具接続部の間には相対運動が生じることが予想されるので、図１５に示すように、かつ図９乃至図１４の実施例にも同じように適用することができるように、弾性ドレーブ材または余分のドレーブ材に穴を開け、またはこれらのドレーブ材を２つの接続部の間で蛇腹状にすることが好ましい。

【００３１】

図１６を参照すると、半剛性カバーの別の実施例は、器具操作装置（１６）の局部表面全体を覆う半剛性カバーを備え、半剛性カバーを構成する部分片の間では従来のドレーピングは行なわない。相対運動を可能にするために、高耐性オーバーラップセクション（７８）を十分な重複部分を有するように設けて、摩擦制動が生じないだけでなく、バリアの無菌状態が損なわれないように十分に密着している部分に隙間が生じることなく相対運動が可能になるようにする。図１５乃至図１６の実施例の半剛性カバーは、ポリカーボネートのようなポリマー材料を成型し、または加工することにより製造することができ、ポリマー材料は安価であり、殺菌可能であり、手動でパチンと装着するために十分な柔軟性を有し、装着及びトラブルシュートを容易にするために十分に透明である。

【００３２】

図１７は、器具（１８）の一の実施例の斜視図であり、この器具は、４つのカテーテル制御素子、または材料、例えばステンレス鋼を含むケーブルのような４つの引っ張り素子を個々に制御することにより器具の向きを決めるように構成される。近位部分（８２）はガイド器具ベース（４８）、及び関連する手動調整ノブ（８６）を有する４つのアクスル（５４）を具える。中間部分（８４）及び遠位部分（８７）は、近位部分（８２）のガイ

ド器具ベース（４８）形成部分にまで延びるカテーテル部材を構成する。

【００３３】

図１８を参照すると、カテーテル部材（９０）は、カテーテル部材の近位部分（８８）を通して、引っ張りケーブルのような制御素子（図示せず）を収容する制御素子開口（９２）を有するように描かれている。これらの制御素子は、カテーテル部材（９０）の縦方向に配置することができ、かつ開口（９２）を通してカテーテルから出て、器具の近位部分（８２）を構成する他の部品に接続されるように位置させることができる。カテーテル部材（９０）の近位部分（８２）及び中間部分（８４）は、ほぼ真っ直ぐな構造として示され、この構造は、更に高い可撓性を有する遠位部分（８７）を制御することができるように好適な構造になっている。実際、近位部分（８８）及び中間部分（８４）は構造的に強化され、そして遠位部分へのトルク伝達を大きくし、かつ挿入性を高める剛性の高い材料により製造されると同時に、カンチレバーとしての十分な屈曲性を保持して心房室のような離れた位置にある組織との接触を容易にする。

【００３４】

図１９は近位部分（８８）または中間部分（８４）のいずれかにおけるカテーテル部材（９０）の断面図である。断面構造の中心には、中心（または「挿通用」）内腔（１０８）が位置し、この内腔の構造は必要とされる医療の形態に従って選択される。例えば、一の実施例では、約７フレンチ（French：1Fr＝1／3mm）の外径を有する市販のアブレーションカテーテルを挿通用内腔（１０８）に通すことが望ましく、この場合、挿通用内腔は直径を７フレンチ程度とすることが好ましい。カテーテル部材（９０）及びロボットカテーテルシステム（３２）は、所望の処置及び工具に合うようにサイズを大きくし又は小さくすることができる。カテーテル部材（９０）の近位部分は、このブレード層の外側は、引っ張りケーブル（図示せず）のような制御素子を収容する制御素子内腔（１０２）を少なくとも一つ有する外側層（９６）と、低摩擦表面となるように選択されたブレード層（９８）の内部を覆う低摩擦内側層（１００）とによって密閉されることが好ましいブレード層（９８）のような補強部材で強化することができる。４つの押し出し成形内腔（１０２）を図示の実施例に設けて各制御素子（図示せず）を収容する。

【００３５】

カテーテル部材（９０）と、この部材を取り囲む他の構造との間の相対回転運動を防止するために、制御素子内腔（１０２）に隣接する外側層の構造を大きくすることができる。図１９の実施例の断面は、図２０の実施例の断面に比べると、制御素子内腔（１０２）に隣接する表面幅（１０４）が非常に小さくなっており、図２０の実施例の断面は、その他の点では図１９の実施例の断面と同様である。実際、同じカテーテル部材の内部では、遠位になるにつれて周囲構造との接続を行なう部分が相対的に大きな表面幅を有し、かつカテーテル部材の遠位部分及び中間部分の「ねじ巻き（wind up）」または捻れ回転を防止することが好ましい。器具の中間部分（８４）及び近位部分（８２）のブレード層（９８）に関して、「ねじ巻き」現象は重大な問題とはならないので、他の隣接構造と接続または「係合」を行なうために大きな表面幅を有することはさほど重要ではない。

【００３６】

図２１は、３つの制御素子内腔（１０２）を有する実施例を示し、これらの内腔は、カテーテル部材（９０）断面の周辺の近傍に、互いがほぼ等距離になるように配置される。この実施例は、本発明が限定されないことを示す例であり、カテーテル部材（９０）は４つの制御素子内腔または４つの制御素子を含む構成に限定される必要がないことを示している。別の例として、図２２は、互いからの距離が等しくない３つの内腔（１０２）構成を示しており、２つの内腔（１０２）を含む変形例、及び１つの内腔（１０２）を含む変形例が図２３乃至図２４にそれぞれ示されている。

【００３７】

カテーテル部材（９０）の遠位部分（８７）をより大きく曲げる操作を容易にするために、ブレード層以外の強化構造を用いることが好ましい。本発明を限定しない例として、図２５乃至図２７は金属製脊椎状器具（metal spine：１１０）を示しており

、この脊椎状器具では、応力緩和形状を有する固有の切込み部を脊椎状器具の壁に設ける。図28は、金属製脊椎状器具(110)の或る実施例の断面を示し、挿通用内腔がカテーテル部材の近位部分(88)及び中間部分(84)から遠位部分(87)にまで金属製脊椎状器具(110)の中心を通して続く様子を示している。実際、金属製脊椎状器具は、カテーテル部材(90)の近位部分に一層近い部分のブレード層(98)と同様の内径サイズ及び外径サイズを有する。金属製脊椎状器具(110)に使用する金属によって変わるが、ほとんどが、大きく曲がることを可能とする強化構造と、それに伴う応力緩和パターンが繰り返されることにより、カテーテル部材(90)の遠位部分(87)を非常に短い半径とするよう曲げる操作が可能となる。カテーテル部材(90)の遠位部分(87)の可撓性を更に高めるために、ペンシルバニア州、フィラデルフィア所在のArkema Inc. 社から入手できるポリエーテルブロックアミド(Pebax(登録商標)樹脂)のような更に柔軟いポリマー材料を用いて構成することができる。例えば、一の実施例では、カテーテル部材(90)の近位部分(88)及び中間部分(84)の外側層(96)は、ショアD硬度70(デュロメーター硬さ値)のPebax(登録商標)樹脂でできていることが好ましく、遠位部分(84)では、外側層(96)は、35または40デュロメーターのPebax(登録商標)樹脂を含むことが好ましい。

【0038】

図29乃至図30を参照すると、応力緩和パターンの一の実施例が拡大図として示され、このパターンを、脊椎状器具(110)に沿った長さ方向の各段に対して約90度だけシフトさせて応力密度の分布の均一性及び構造全体の曲げ性能を最大化することができる。金属製脊椎状器具の可撓性を更に高め、かつレーザ切断後に残る不所望の構造的なずれを無くすために、金属製脊椎状器具をカテーテル部材(90)に装着する前に、化学エッチングし、そして電気研磨することができる。図30に示すように、化学エッチングによってパターンを元のレーザ切断位置(114)から、より大きな窓をパターンに有する修正位置(112)に移す。この実施例では、化学エッチングが終わると、パターンは交差部(120)を有する辺(116、118)によって逃げ角、及びねじ山角(122)を形成する。金属製脊椎状器具の好適な材料は、これらには限定されないが、ステンレス鋼及びニチノールを含む。

【0039】

図31乃至図32を参照すると、遠位強化構造はまた、脊椎状器具(124)のチューブ状壁を構成する応力緩和パターンによって均一に曲がるように、同様に構成されたポリマー製脊椎状器具(polymeric spine)を含むことができる。特に、多くの利用可能なポリマー材料は破壊靱性が大きいので、もっと四角い応力集中パターンをポリマー構造を用いて繰り返すことができる。更に、図示のポリマー製脊椎状器具(124)のような高精度構造は、レーザ切断及びエッチングよりもコストが安く付く射出成形法又は他の方法を使用して、形成することができる。この技術分野の当業者であれば分かることであるが、遠位に位置し応力を集中又緩和する他の多くの脊椎状構造を利用して、半径が小さくなるように曲げることが可能なこれらの必要とされる機能を、コイル及びブレード等を具えるカテーテル部材(90)構造の内の遠位部分に具えることができる。

【0040】

図33乃至34を参照すると、制御素子アンカーリング(126)が2つの固定用内腔(anchoring lumens: 128)を有する形で示され、これらの内腔によって、入ってくる各制御素子をカテーテル部材(90)の先端に固定する。アンカーリング(126)は、カテーテル部材(90)の先端の最後の剛性構造を構成し、この剛性構造を超えると、組織を傷つけない、小さいデュロメーター硬度の先端(図示せず)のみが延びる、というのは、低摩擦ライナー(100)が、アンカーリング(126)を密閉する2つの層に続く外側層(96)と当接するようになるからである。アンカーリング(126)は「アンカー」であり、このアンカーには非常に大きい張力を有する制御素子が固定される形で挿入され、従って、「アンカー」は、カテーテル部材に装着される制御素子の数に関係なく、カテーテル部材(90)の先端曲げ操作性及び制御性の重要な要素とな

る。一の実施例では、張力ワイヤ制御素子（図示せず）を固定用内腔の内の最外周の内腔に挿入し、次に曲げて固定用内腔の内の最内周の内腔に直接戻し、この位置でこれらの制御素子を、半田濡れ性を良くするために加工、または金メッキ加工したステンレス鋼を含むアンカーリングに半田付けする。

【0041】

図35A乃至図49は、図17に示すものと同様の器具（18）の近位部分（82）における器具ベースの様々な態様を示している。図35Aを参照すると、制御素子接続アセンブリ（132）が示され、このアセンブリはアクスル（54）と、制御素子プーリー（136）と、手動調整ノブ（86）と、そして操作係合ノブ（134）とを具える。手動調整ノブは、器具を器具操作装置に装着している間の、制御素子の張力に対する手動調整を容易にするように構成される。この手動調整ノブはアクスル（54）に対して正しい位置にクランプネジ（138）によって保持され、そして回転運動範囲制限ピン（140）を収容し、このピンはクランプネジの装着及び締め続くアクスルの運動範囲を制限する。図35Bを参照すると、アクスル（54）の一の実施例が、他のハードウェアがアクスルの上に取り付けられていない状態の斜視図として示される。図36を参照すると、アクスル（54）が、操作係合ノブ（134）がアクスルの上に取り付けられた状態で示される。操作係合ノブ（134）は、長いネジ山部分を有するネジと同様の形状を有することができ、このネジ山部分は図示のように、アクスルを貫通して延びて傾斜ナット（142）と嵌合するように構成される。操作係合ノブ（134）を捻ると、傾斜ナット（142）がアクスルの歯（144）を外側に押して（223）、これに限定されないが器具操作装置接続ソケット（44）を含む、アクスルの下側部分を取り囲む構造の全てと嵌合する。

10

20

【0042】

図37乃至図38は、制御素子プーリー（136）の一の実施例の直交図をそれぞれ示している。プーリー（136）の中心穴（148）は、プーリーをアクスルに装着すると丁度アクスルに合うようなサイズに製造され、そして制御素子終端部の係合スロット（146）は、鉛ケーブルまたはスチールケーブルの終端部のような制御素子終端部を捕捉するように構成され、この制御素子終端部はスロットに押し込まれるが、この操作は、製造中、または再組み立て中に制御素子をプーリー（136）の周りに巻き付ける前に行なわれる。図38を参照すると、プーリー（136）は、制御素子を巻き付け、そして正規の位置に保持する動作を容易にするためにフランジ形状（150）を有することが好ましい。

30

【0043】

図39に示すように、ガイド器具ベース（48）の一の実施例の上側部分（152）は、手動調整ノブ（86）の内部に収容することができる回転運動範囲制限ピン（140）と接続するスロット（154）を具える。図40は上側部分（152）の上面図を示している。図41は、同じ上側部分（152）を下から眺めて等角に描いたときの様子を示し、2つのプーリーがガイド器具ベース（48）の上側部分（152）に対してどのように関連する上側部分に取り付けられるのかを示している。制御素子斜めトラック（158）を用いて制御素子（図示せず）をカテーテル部材の開口からプーリーに案内し、これらのプーリーは、ガイド器具ベース（48）の上側部分（152）の内部に形成されるプーリー構造収納部（160）の内部に配置することができる。さらに、上側部分（152）に、カテーテル部材構造収納部（162）及びシール構造収納部（164）が示されている。図42は、図41の構造の直交図を示し、制御素子斜めトラック（158）構造を更に詳しく示しており、この制御素子斜めトラック構造は、制御素子（図示せず）をカテーテル部材から離れるように、かつガイド器具ベース（48）の上側部分（152）に接続されるプーリーにまで案内するように配置される。

40

【0044】

図43を参照すると、ガイド器具ベース（48）の一の実施例の下側部分（156）が、図39乃至図42に示す部分のような上側部分（152）と接続するように構成される

50

様子が示される。下側部分（１５６）は２つの更に別のプーリー構造収納部（１６０）及びこれらの収納部に接続される制御素子斜めトラック（１５８）を有する。ガイド器具ベース（４８）の上側部分（１５２）及び下側部分（１５６）を「サンドイッチ」状に重ね合わせるとカテーテル部材（９０）の近位部分（８８）を捕捉するので、下側部分（１５６）もカテーテル部材構造収納部（１６２）、及びカテーテル部材構造収納部に食い込んで形成されるシール構造収納部（１６４）を有する。図４４は図４３の構造の直交図を示し、制御素子斜めトラック（１５８）構造を更に詳しく示しており、この制御素子斜めトラック構造は、制御素子（図示せず）をカテーテル部材から離れるように、かつガイド器具ベース（４８）の下側部分（１５６）に接続されるプーリーにまで案内するように配置される。図４５は、図４３乃至図４４に示す同じ下側部分（１５６）を下から眺めたときの斜視図を示している。下側表面は、器具を器具操作装置（１６）に取り付け易くする磁石（１６６）を具えることができる。図示の実施例も装着ピン接続穴（１６８）を有し、装着ピン接続穴は下側表面を貫通するように形成されて器具操作装置（１６）の装着ピンを収容する。更に、下側表面は全体として非対称の構造を有することが好ましく、この構造によって、確実に下側表面が下方の器具操作装置にだけ一方向にぴったり合うようになる。図４６は、図４５のガイド器具ベース（４８）の実施例の下側部分（１５６）の直交図を示している。

【００４５】

図４７は、部分的に組み上がった器具の近位端（８２）の一実施例を示しており、この近位端は、器具ベース（４８）の上側部分（１５２）及び下側部分（１５６）を接続した形で含む。近位部分（８２）は４つのプーリー（図示せず）と、カテーテル部材（９０）と、そしてパージポート（１７２）を含むシール（１７０）とを収容する。３つの手動調整ノブ（８６）をガイド器具ベース（４８）に複数のアクスル（５４）によって取り付けられて示されており、これらのアクスルは正規の位置に、当該アクスル（５４）に取り付けられるプーリー（見えない）によって保持される。回転運動範囲制限ピン（１４０）はガイド器具ベース（４８）の上側部分（１５２）の手動調整ノブ及びスロット（１５４）に接続される。４つの手動調整ノブの内の一つのノブ（８６）が図４７から削除され、動きを制御したピン（１４０）とスロット（１５４）との間の相互作用の様子がより良く分かるようになっている。図４８は、この４制御素子の実施例の内部における制御素子プーリー（１３６）及び制御素子斜めトラック（１５８）の位置を示している。これらの制御素子（図示せず）は、ステンレス鋼のような材料により製造される硬質ワイヤを含むことが好ましく、これらのワイヤは、特定用途において予想される負荷に耐えるサイズに、かつ予想される構造パラメータのサイズに製造される。これらのワイヤにはデラウェア州、ウィルミントン所在の De Pont 社から入手できる Teflon（登録商標）フルオロポリマ樹脂のような材料をコーティングして摩擦力を減らすことができる。図４９は、図４７の実施例と同様の器具のベースの異なる斜視図を示し、シール（１７０）及びパージポート（１７２）の配置だけでなく、手動調整ノブ（８６）のクランプネジ（１３８）の様子を詳細に示している。シール（１７０）はシリコンゴムシールであることが好ましく、このゴムシールは、例えば比較的小さい形状のガイドワイヤ（例えば、０．０３５インチ程度の直径を有する）、または比較的大きい形状のカテーテル（例えば、最大７フレンチ、またはそれよりも更に大きい）のような操作部材または器具を挿入することができるように構成される。

【００４６】

図５０乃至図７３を参照すると複数の器具の別の実施例が示され、これらの器具は、２、３、または４つの制御素子を、前述した４つよりも少ない制御素子を含む接続アセンブリ（１３２）を使用して操作する機能をそれぞれ有する。説明を簡単にするために、同じ構成部品の多くをこれらの実施例において利用する。この技術分野の当業者であれば理解できるように、このように構成部品が一致することは、説明した機能を実現するために必ずしも必要ではなく、多くの代替的な構成をここに開示する本発明の技術範囲内で使用してもよい。

10

20

30

40

50

【0047】

図50、図51、及び図52は、3つの直交図に描かれる2つの制御素子を含む接続アセンブリ(132)を有する器具(174)を示している。この実施例は制御素子を2つしか含まない接続アセンブリを有するが、この実施例は、4つの制御素子进行操作し、これらの制御素子を、スロットを設けたガイド器具ベース(188)を通して器具操作装置(16)の張力調整機構に達する事前張力調整(pre-tensioning)または能動的張力調整(active tensioning)のいずれかを行なうことにより、緊張状態に保持するように構成される。図53は図52の器具と同様であるが、器具(174)を、裏側または下側から眺めた直交図として示している。特に、ガイド器具ベース(188)の一方の側には複数のスロット(190)を備え、これらのスロットを通して、器具操作装置の張力調整機構は制御素子を、器具(174)进行操作している間に緊張状態に維持することができる。図54は、図53の構造を裏返したときの直交図であり、ガイド器具ベースの一方の側、及び両方の制御素子接続アセンブリ(132)を取り外して、スロット(190)及び4つの制御素子(192)が見えるようになっている。

10

【0048】

図55は、図53及び図54の器具と同様の器具(175)を示しているが、ガイド器具ベース(194)がスロットを含まず、ケーブルを複数セットの2個プーリー(136)に位置合わせするための固定の遊動輪制御素子通路(fixed idler control element pathways)(196)のみを有し、2個プーリーセットが各制御素子接続アセンブリ(132)を含む点が異なる。この実施例では、制御素子(192)の張力は事前張力調整または事前応力調整(pre-stressing)によって維持することができ、これによって制御素子の緩みを防止する。図56も、図53及び図54の器具と同様の器具(174)を示しており、この器具は複数のスロットを含み、これらのスロットによって、制御素子(192)に対する能動的張力調整が下方の器具操作装置による可能になる。複数の制御素子接続アセンブリ(132)の内の一つがそのままの状態を示され、そしてもう一つが一部がそのままの状態を示され、この場合、アクスル(54)及び操作係合ノブ(134)が描かれ、制御素子(192)が見えるようになっている。図56の実施例と、図55の実施例との間の顕著な相違は、張力調整スロット(190)が付加されていることである。

20

【0049】

図57乃至図58を参照すると、更に別の器具の実施例(176)が斜視図及び側面図としてそれぞれ示され、この実施例は、4つの制御素子(192)进行操作するために2つの制御素子接続アセンブリ(132)を有する。図59の一部切欠き斜視図、及び図60の拡大切欠き図に示すように、この実施例は図55の固定の遊動輪を用いる実施例、または図56のスロットを用いる実施例とは、この実施例が4つの制御素子(192)の各々に対する張力調整を容易にする4つのバネ与圧式遊動輪(198)を有する点が異なる。図60を参照すると、複数の制御素子(192)の各々がバネ与圧式遊動輪(198)を通過し、この遊動輪は、回転しようとする(200)ことによって制御素子(192)を緊張状態にする。この張力調整の様子は、図61の直交切欠き図において最も見易くなっており、バネ与圧式遊動輪(198)が4つの制御素子(192)を緊張状態にしている(200)様子が描かれている。図62のワイヤフレームの直交図も2個プーリー(136)の積層構造を示しており、各積層構造が制御素子接続アセンブリ(132)に装着されて4つの制御素子(192)を収容する。

30

40

【0050】

図63乃至図64は別の器具の実施例(178)を示し、この実施例は、3つの個々の制御素子(192)に対応する3つの制御素子接続アセンブリ(132)を有する。図64に最も明瞭に示されるように、この実施例は、例えば図47の実施例と同様であるが、この実施例が1個少ない制御素子、及び1個少ない制御素子接続アセンブリ(132)を有する点が異なる。図65は、鞘状器具(30)に接続される更に別のガイド器具の実施例(180)を示している。詳細には、器具(180)は2つの制御素子接続アセンブリ

50

(132)、及び2つの制御素子を有する。図66に示されるように、本実施例のガイド器具(180)はスロットを用いる張力調整、またはバネ与圧による張力調整を行なうようには構成されない。その代わりとして、この実施例の制御素子(192)に対する能動的張力調整を個別に行なう、または事前張力調整を行なって張力の維持を容易にして制御を行なうことができる。

【0051】

図67を参照すると、更に別の器具の実施例(182)が、鞘状器具(30)に接続される形で示される。器具(182)は1つの制御素子接続アセンブリ(132)、及び2つの制御素子を有する。図68に示されるように、器具(182)のこの実施例もスロットを用いる張力調整、またはバネ与圧による張力調整を行なうようには構成されない。代わりとして、この実施例の制御素子(192)を事前に緊張状態にし、そして固定の遊動輪制御素子通路(196)を援用して正規の位置に保持して、張力の維持を容易にして制御を行なうことができる。図69は更に別の器具の実施例(184)を示し、この実施例は鞘状器具(30)に接続される形で示される。器具(184)は1つの制御素子接続アセンブリ(132)、及び2つの制御素子(192)を有し、この場合、図70に示すように、制御素子(192)に対する張力調整をバネ与圧式遊動輪(198)によって行なう。バネ与圧式遊動輪を使用して張力調整を行なう器具の前述の実施例と同じように、バネ与圧式遊動輪によって制御素子(192)を緊張状態にして(200)制御を容易にする。

【0052】

図71は更に別の器具の実施例(186)を示し、この実施例は鞘状器具(30)に接続される形で示される。器具(186)は1つの制御素子接続アセンブリ(132)、及び2つの制御素子(192)を有し、この場合、図72に示すように、スロットを1つだけ有するガイド器具ベースを用いる。スロット(190)を用いて張力調整を行なう器具の前述の実施例と同じように、スロットは、下方の器具操作装置(16)に含まれる機構が行なう、制御素子(192)に対する張力調整を容易にするように機能する。図73は図72の実施例を示し、スロットを設けたガイド器具ベース(202)の両側の部分は図72の実施例のままである。スロット(190)内部における張力変化量によって変わるが、回転運動範囲制限ピン(図示せず)を手動調整ノブ(図示せず)から取り外して、制御素子接続アセンブリ(132)が器具ベース(202)の残りの部分に対してスロット(190)内を移動するとき、ピン、ノブ、及び器具ベース(202)がぶつかることがないようにすることが望ましい。

【0053】

次に、図74乃至図93を参照しながら、鞘状器具の実施例の構成要素について説明する。ここでも同じように、説明を簡単にするために、前に記載した器具の実施例と同じ構成部品の多くをこれらの別の実施例において利用するが、このように構成部品が一致するというのは、説明した機能を実現するために必ずしも必要ではない。

【0054】

図74は、鞘状器具(30)に同軸接続されるように示されるガイド器具(18)を示し、これらの器具は一緒になって1セットの器具(28)として説明した構造を構成する。図75乃至図76では、鞘状器具(30)は図74のガイド器具無しの形で描かれている。図76では、実施例の鞘状器具(30)は、一つの制御素子接続アセンブリ(132)と、好適には1つのみの制御素子(図示せず)とを有するように描かれている。機能の観点からすると、ほとんどの実施例では、鞘状器具は、接続されるガイド器具ほど、操作可能性又は制御可能性が高い必要はない、というのは、鞘状器具は普通、使用することによって、ガイド器具の導管となって離れた位置からの組織接触操作を容易にし、かつ案内方向をほぼ正しい方向に向けるように機能するからである。このような動きは、鞘を患者に対して回転させ、鞘を一つ以上の方向に制御素子を使用して曲げ、そして鞘を患者に挿入することにより制御される。シール(204)は通常、ガイド器具上のシールよりも大きい、これは、鞘状器具(30)に医療処置の一部分として挿入することができる細長

い部材の直径が大きいからである。シール（２０４）に隣接するのは接続ポート（２０６）であり、この接続ポートを利用して器具をパージする、または循環流体のパージを行なう、或いは器具群をパージすることができる。鞘状器具ベース（４６）の下側部分（２１０）及び上側部分（２１２）をサンドイッチ状に重ね合せて、この実施例の単一プリー（１３６）のような制御素子接続アセンブリ（１３２）の一部分、及びカテーテル鞘部材（２０８）の近位部分を収容することが好ましい。

【００５５】

図７７を参照すると、鞘状器具ベース（４６）の一の実施例の下側部分（２１０）が示され、器具操作装置（１６）に対する装着を容易にするために利用される２つの磁石（１６６）を示している。装着ピン接続穴（１６８）はまた、器具操作装置（１６）との正確な接続を容易にするように機能する。反対側の表面には、カテーテル鞘（図示せず）との接続部となるカテーテル鞘部材構造収納部（sheath catheter member geometry accommodation：２１４）が形成される。図７８はこの下側部分（２１０）の反対側表面を更に詳細に示しており、この表面には、プリー構造収納部（２１８）、シール構造収納部（２１６）、及びカテーテル鞘構造収納部（２１４）が設けられる。ガイド器具の実施例に関連して示したものと同様の制御素子斜めトラック（２２０）も設けられる。図７９には、鞘状器具ベース（４６）の一の実施例の上側部分（２１２）の底面図が示され、カテーテル鞘構造収納部（２１４）及びシール構造収納部（２１６）が上側部分に形成され、そしてアクスル接続穴（２２２）が上側部分を貫通して形成される。

【００５６】

図８０は、予め曲げた形状のカテーテル鞘部材（２０８）の更に別の実施例を示し、この形状は、医療処置に関する解剖学的目的によって変わることが望ましい。カテーテル鞘部材（２０８）は、前述のガイドカテーテル部材の実施例の構造と酷似する構造を有することが好ましいが、前記カテーテル鞘には注目すべき例外がある。一実施例として、カテーテル鞘部材（２０８）は、鞘の遠位端の内部に可撓構造素子が配置される構造ではないことが好ましい、というのは、特に接続ガイド器具が高い曲げ性能を有する場合には、非常に短い半径を有するように曲げることができる曲げ性能は、鞘状器具の好適な機能には含まれないからである。好適には、近位部分（２２４）及び遠位部分（２２６）は共に、図８１を参照しながら以下に記載するように、低摩擦内側層、ブレード層、及び外側層を含む。遠位部分の曲げ余裕が近位部分よりも大きいことが好ましい。この構造は、遠位部分（２２６）の外側層のポリマー材料が、近位部分（２２４）の外側層に使用するポリマー材料のデュロメーター硬度のほぼ半分のデュロメーター硬度を有するように選択することにより一実施例において実現する。図示された実施例では、組織を傷付けることがなく、かつ低摩擦内側層及び外側層の延長部分を含む先端（２２８）は、ブレード層の終端部を約１／４インチ乃至１／８インチの間の値だけわずかに超えて延びて、組織が種々の医療処置において傷付くことを防止する。

【００５７】

図８１は、図８０に示すものと同様のカテーテル鞘部材（２０８）の近位部分または遠位部分の断面図である。ブレード層（２３０）は、デュロメーター硬度が３０から８０ショアD硬度のPebox（登録商標）のようなポリマーを含むことが好ましい外側層（２３２）、及び一つ以上の内腔を押し出し成形により適宜設けることができる低摩擦ポリマー材料を含むことが好ましい内側層（２３４）によって取り囲まれる。図８１の実施例は一つの制御素子内腔（２３６）を示している。内側層（２３４）の構造は、ガイドカテーテル部材の外側構造に「係合する（key）」、またはカテーテル部材の動きを制限するように外側構造に接続されて、図８５乃至図９１を参照しながら以下に説明するように、ガイドカテーテル部材の回転を防止するように構成することができる。カテーテル鞘の中心内腔（２３８）は、接続ガイドカテーテル部材と密着するようなサイズに製造されることが好ましい。図８２は図８１に示すものと同様の実施例を示すが、この実施例が制御素子内腔を含まない点が異なる。或る実施例では、先端可動型カテーテル鞘を含まないこと

が好ましく、その代わりガイドカテーテルの一部分を取り囲む直線状カテーテル鞘または予め曲げたカテーテル鞘を含むか、或いはカテーテル鞘を全く含まない。

【0058】

図83乃至図84を参照すると、カテーテル鞘部材の或る実施例が示され、内側層(234)は、図21に示すような3制御素子ガイド構造に係合するように構成される。図84は制御素子内腔(236)を含まない構成の同様の実施例を示す。図85は、鞘を貫通する部材に係合することがなく、かつ制御素子内腔を全く含まない構成の鞘を示し、或る実施例または処置一特に、鞘が更に高い曲げ性能を持つことが望ましい場合一において係合制御及び向き制御が必要ではない、または望ましくないことを示している。図85の実施例は非常に薄い壁を有するように製造され、そしてこの実施例もポリマー材料から成る外側層(232)及び内側層(234)によって取り囲まれるブレード層(230)を含むが、当該実施例は、厚い壁を有する他の実施例よりも、蛇行通路を通して全体的に容易に曲げることができる。更に、内側層(234)の係合構造が無い場合には、中心内腔(238)が実効的に大きくなる。

【0059】

図86乃至図91は同軸接続ガイドカテーテル(90)及びカテーテル鞘(208)の組み合わせの種々の実施例の断面構造を示している。

【0060】

図86を参照すると、相対的に小さい表面幅(104)を有するガイドカテーテル(90)が、4つの制御素子内腔(236)を有するカテーテル鞘(208)の内部に配置される様子が示される。2つの構造の間の密着状態はかなり緩く、或る程度の相対回転運動が、ガイドカテーテル(90)にカテーテル鞘(208)よりも非常に大きな回転力が付与される場合に予測される。このような相対回転運動の防止を容易にするために、大きい表面幅を有するガイドカテーテル(90)構造を図87の実施例に示すように使用して、2つの構造を医療処置に必要な経路を通して曲げる際の2つの構造(90、208)の間の移動の自由度を小さくすることができる。

【0061】

図88は、図87に示す実施例と同様の実施例を示すが、この実施例はカテーテル鞘部材(208)内に制御素子内腔(236)を含まない。制御素子をこのような内腔を通す以外の理由から、制御素子内腔をガイドカテーテルまたはカテーテル鞘の壁の内部に形成することが望ましい。これらの内腔は、応力緩和構造として機能して曲げ性能を高くすることもできる。これらの内腔を利用して好適な屈曲軸を構造全体に形成することもできる。更に、これらの内腔を、洗い流し(flushing)、薬剤投与、標識、センサ、照明ファイバ、画像ファイバなどに使用される作業チャンネルとして利用することができる。制御用内腔(control lumens)のパターンを特定構造の断面全体に均一に設けて均一な曲げが生じるようにすることが望ましい。例えば、4つの制御用内腔を有し、これらの制御用内腔の内の一つが緊張状態の制御素子で埋まっている構成のカテーテル鞘は、制御用内腔を1つだけ有する、または2つの制御用内腔を有し、これらの制御用内腔の内の一つが制御素子で埋まっている構成のカテーテル鞘よりも均一に曲げることができる。

【0062】

図89を参照すると、相対的に大きい表面幅(106)を有するガイドカテーテル(90)が、鞘を貫通する部材に係合しない構成を有するカテーテル鞘(208)の内部に收容される様子が示されている。この実施例では、4制御素子ガイドカテーテルが、離れた位置から向きを操作することができない構成を有する予め曲がった鞘状器具の内部に配置される。図90は図89と同様の実施例を示すが、鞘を貫通する部材に係合しない構成のカテーテル鞘(208)の内部に配置されるガイドカテーテル(90)がより小さい表面幅(104)を有する点が異なる。図91はガイドカテーテル(90)とカテーテル鞘(208)との間の相対回転運動を阻止するために係合構造を取り入れた例を示している。回転運動に対する大きな抵抗力は、この技術分野の当業者には明らかなように、システム

全体の高い曲げ性能とのトレードオフで決定される。図 9 2 に示すように、好適なエラストマシール (204) 及び接続ポート (206) から成る構造は、鞘状器具ベース (46) の筐体の内部に装着される前に、カテーテル鞘部材 (208) に装着することができる。図 9 3 は、シール (204) 及び接続ポート (206) に接続されるカテーテル鞘部材 (208) の側面図である。図 9 4 はシール (204) の端面図である。

【0063】

図 9 5 乃至図 10 3 は、上述の器具の実施例に使用されるように構成される器具操作装置の実施例の種々の態様を示している。

【0064】

図 9 5 乃至図 9 6 は、器具操作装置 (16) の一の実施例の内部構造及び機能を示す簡易模式図である。図 9 5 では、キャリッジ (240) はプラットフォーム (246) にスライド可能に取り付けられ、プラットフォームはベース構造 (248) にスライド可能に取り付けられる。これらの接続部でのスライド可能な取り付けは、高精度リニアベアリングによって行なうことができる。図示のシステムは、複数のプーリー (244) を通る 2 本のケーブル (256、258) を有し、これらのケーブルによって、スライド可能な装着接続部 (250) に沿ったキャリッジ (240) 及びプラットフォーム (246) の相對運動をモータによって制御し、そして同期させることができる。この技術分野の当業者には明らかなことであるが、モータ (242) がキャリッジ移動ケーブル (256) を張力 T で引っ張ると、キャリッジ (240) は $2 * T$ の力を受ける。更に、モータがキャリッジ移動ケーブル (256) を距離 X だけ引っ張ると、キャリッジは $X / 2$ だけ移動し、そしてプラットフォームは、プラットフォームに対応するケーブル (258) の「プーリーに」同期した動きにより当該量の半分、または $X / 4$ だけ移動する。

【0065】

図 9 6 は別の (同様の) システムの上面図を示し、このシステムは、器具接続ソケット (262) に接続される器具接続プーリー (260) を駆動して、プーリーの接続先のキャリッジ (240) の位置と独立した両方向の回転を、スライド可能な装着接続部 (250) により規定される直線通路に沿って生じさせるように構成される。機械方式が図 9 5 の方式と同様である場合、モータ (242) が変位 X だけ器具接続ケーブル (264) を引っ張ると、同期ケーブル (266) の位置が決まり及び終端 (252) により、モータ (242) に対するキャリッジ (240) の位置に関わらず、同じ変位が器具接続プーリー (260) において直接観察される。

【0066】

図 9 7 乃至図 10 3 を参照すると、図 9 5 乃至図 9 6 に示されるものと同様のシステムが器具操作装置 (16) の種々の実施例に組み込まれる様子が示される。図 9 7 では、器具操作装置 (16) が先端可動型ガイド器具 (18) 及び先端可動型鞘状器具 (30) に接続される様子が描かれている。図 9 8 は器具操作装置 (16) の或る実施例を示し、この実施例において、鞘状器具接続表面 (38) は固定されたままであり、鞘状器具接続表面では、単一のモータの作動を用いて、制御素子接続アセンブリ (132) を介して接続先の制御素子により鞘の向きを変える。この動作は、鞘状ソケット駆動プーリー (sheath socket drive pulley: 272)、及び 2 つの上部モータ (242) (図 9 8 に示される) と同様のモータに固定されるキャプスタンプーリー (図示せず) の周りの簡単なケーブルループによって可能になる。鞘状ソケット駆動動作を可能にする駆動モータは、直線ベアリング接続アセンブリの下に隠れている。

【0067】

4 つのガイド器具接続ソケット (270) を駆動する動作は更に複雑である、というのは、理由の一つとして、これらのソケットがキャリッジ (240) に接続され、キャリッジは直線ベアリング接続部 (250) に沿って直線的に移動して、器具操作装置、手術台、及び鞘状器具に相対して位置する患者に向かってモータ駆動によるガイド器具の挿入を行なうように構成されるからである。キャリッジ (240) を直線ベアリング接続部 (250) に沿って移動させるケーブル配線及びモータ動作は、図 9 5 に示される概略図で表

わされる実施例で行なわれる。図示の4つのガイド器具接続ソケットの各々を駆動するケーブル配線及びモータ動作は、図96に示される概略図で表わされる実施例で行なわれる。従って、4つの個別ケーブル駆動ループが4つの個別のガイド器具接続ソケット（270）に使用され、かつキャリッジ（240）がモータ駆動による挿入を可能にする構成の、図98乃至図103の実施例では、図95乃至図96に概略が示されるようなシステムと機能的に等価なシステムが実現し、図98乃至図103の全ての実施例は同じ構造になるように装着される。種々の従来のケーブル終端及び配線方法を使用して高密度の好適な器具操作装置構造を実現し、この構造では、キャリッジ（240）がモータの前方に装着されて位置が低い患者側との接続部となる。

【0068】

図98を参照し続けると、器具操作装置（16）が器具操作装置ベース（274）に回転可能に装着される様子が示され、この器具操作装置ベースは、図1に示すような器具操作装置連結ブレース（図示せず）、または図2に示すような可動式ジョイント構造（図示せず）と接続するように構成される。器具操作装置ベース（274）と、器具操作装置ベースの接続先の器具操作装置ベースプレート（276）との間の回転は、頑丈なフランジベアリング構造（278）によって容易になる。フランジベアリング構造（278）は、ガイド器具がニュートラル位置の器具操作装置（16）の本体に装着されると、器具操作装置（16）の本体が、ガイド器具（図示せず）の長手方向軸にほぼ一致する軸の周りに回転することができるように構成される。この回転は自動で、またはロールモータ（280）及び簡単なロールケーブルループ（286）によって行なわれることが好ましく、ロールケーブルループは器具操作装置ベースプレートの一部分の周りに延び、図示のように終端する（282、284）。別の構成として、ロール回転を手動で行ない、従来のクランプ機構を使用して正規の位置にロックすることができる。ロールモータ（280）の位置は図99において、更に分かり易く見ることができる。

【0069】

図100は、一グループの4モータ（290）を含む器具操作装置の別の実施例を示している。各モータ（290）には、制御を行なうための高精度エンコーダ（292）が接続され、かつ各モータは、4つのガイド器具接続ソケット（270）の内の一つを器具操作装置（16）の一端で駆動するように構成される。エンコーダ（292）を具える別グループの2モータ（一つは隠れていて、一つは参照番号288として見ることができる）は、キャリッジ（240）の駆動、及び鞘状器具接続ソケット（268）の挿入を操作するように構成される。

【0070】

図101を参照すると、器具操作装置の別の実施例が示され、直線ベアリング接続部（250）に対するキャリッジ（240）の位置を示している。この図に更に示すのは、器具接続ケーブル（264）の一部分が接続を行なう様子であり、この接続動作は、器具接続ケーブル（264）がプーリー（244）の周りで曲がり、そして当該ケーブルのループの一部分を終了して、キャリッジ（240）に回転可能に接続され、かつガイド器具接続ソケット（270）に接続される器具接続プーリー（260）に達し、器具接続プーリー（260）の周りに巻き付き、そしてモータキャプスタンプーリー（294）に戻るときのものである。長時間に渡ってループ動作を一方向に行ない、ほぼ真に終わりのないループを必要とするという要求は通常無いため、このようなケーブルループの調整及び設定を行なうには、必要な長さにカットしたケーブルのループの2つの端部を各キャプスタンプーリー（294）で終端させることが好ましい。

【0071】

図97乃至図101の実施例に示すキャリッジ（240）は通常、器具接続ソケット及び関連する器具接続プーリーを収容するように構成される構造ボックスを含む。図102A乃至Bを参照すると、分割キャリッジ（split carriage：296）が示され、このキャリッジは、前の実施例に示す非分割キャリッジ（240）と同様のメインキャリッジ本体（304）、及び1つ、または2つの直線可動部分（302）を含み、こ

これらの直線可動部分は、メインキャリッジ本体（３０４）に対して、複数のガイド器具接続ソケットの一つの内部に配置されるギア（３００）によって前方または後方にキャリッジ本体に沿って駆動されると、メインキャリッジ本体（３０４）に対してスライドするように構成され、ギア（３００）は、ギア（３００）に隣接するようにメインキャリッジ本体（３０４）に取り付けられるラック（２９８）と接続するように構成される。別の実施例では、キャリッジは両側で分割する必要はないが、一つの分割側及び一つの非分割側を有することができる。更に、４つのガイド器具接続ソケットを具えるキャリッジは、ガイド器具を１～４の制御素子接続アセンブリのいずれかのアセンブリによって駆動するのに適するが、４つの全ての制御素子接続アセンブリに必要な更に別のハードウェアは、特定の器具が１つ又は２つの制御素子接続アセンブリを必要としているだけの場合には望ましくない。

10

【００７２】

図１０３．１乃至１０３．１１を参照すると、器具操作装置の別の変形例が記載されており、これは図１０２Ｂに示す装置などのように、分割キャリッジの設計の一変形例を具える。各器具ベースインターフェースがスロットに沿って直線的に動く、あるいは回転する、あるいは両方（別々に）である図１０２Ａ乃至Ｂの実施例とは逆に、図１０３．１乃至１０３．１１の実施例は、「翼型」分割キャリッジ設計による回転及び／又は円弧状のスロット動作を提供している。ここでは、張力部材プーリと軸は車軸軸の周りを回転することができ、あるいは、別に、円弧上経路に沿って移動する。

【００７３】

20

図１０３．１を参照すると、ウイング付分割キャリッジ器具操作装置（１３５）が、ウイング付分割キャリッジ用に構成されたガイド器具（２１５）に連結された状態で示されている。このキャリッジには、例えば図５３、５４、及び７２に記載されているようなその他の実施例の直線状スロットと反対に、二つのアーク状スロット（１４５）を有する特別なガイド器具ベース（１４１）が設けられている。一又はそれ以上の電子基板（１３９）が、ウイング付分割キャリッジ器具操作装置（１３５）の主ハウジング構造（１３７）に接続されている。図に示すアッセンブリは、また、ガイド器具（２１５）の少なくとも一部に螺合しており、図に示すアッセンブリが完全に組み立てられたときに、主ハウジング構造（１３７）に連結される鞘状フレームブロック（１８５）に連結された移動可能な鞘状器具（３０）を具える。

30

【００７４】

図１０３．２を参照すると、ウイング付器具操作装置の一実施例に用いるガイド器具ベース（１４１）が、アーク状スロット（１４５）の詳細と、ウイング付器具操作装置ガイド器具ベースの上側プレート（１４３）と共に示されている。このプレートは、ガイド器具カテーテル部材（図示せず）の近位がっわ筒状部分の上にはめ込まれており、ガイド器具ベース（１４１）に対するカテーテル部材（図示せず）の相対位置を維持する。図１０３．２に記載されている同様の構造の下側等尺図が図１０３．３に記載されている。図に示す実施例では、低プロファイル制御素子接続アッセンブリ（１４７）が、接続アッセンブリの縦軸（２１９）を中心に回転し、一方で、関連するアーク状スロット（１４５）を介して摺動可能に変動するように構成されている。図１０３．４は、図１０３．２のガイド器具ベース（１４１）の分解図である。図１０３．４では、ガイド器具ベースの上側プレート（１４３）と、ガイド器具ベースの底側プレート（１３３）が別々に示されている。更に、底側プレート（１３３）に規定されたアーク状スロット（１４５）が示されている。

40

【００７５】

図１０３．５を参照すると、低プロファイル制御素子接続アッセンブリ（１４７）が等尺図として示されており、これは、プーリフランジ（１５３）に連結されており、また、制御素子プーリ（１５５）セットにも連結されたスプライン軸（１５７）を具える。これらは、低プロファイル手動調整ノブ（１５１）と、ねじなどの保持締結具（１４９）付のプーリフランジ（１５３）との間で圧縮されている。同じ構造の分解図が図１０３．６に

50

示されている。図103. 6には、また、低プロファイル制御素子接続アッセンブリ（147）を組み立てるときに、二つの制御素子プリー（155）間の相対的な回転変位を防止するように構成されたピン（159）も示されている。低プロファイル制御素子接続アッセンブリ（147）の図に示す実施例は、器具接続ソケット（44）がソケットとアクスル間のスプラインインターフェースに寸法的に合致し、合体したソケットとアクスル間の負荷を効率よく移動させる限り、上述した器具ベース及び器具操作装置アッセンブリのいずれにも使用することができる。低プロファイル制御素子接続アッセンブリ（147）は、軽量で、高硬質で、破壊靱性が低く、非常に高精度なサブアッセンブリまたは部品に形成するあるいは機械加工することができるポリマまたは金属でできていることが好ましい。一の実施例では、低プロファイル制御素子接続アッセンブリ（147）は、超高分子量ポリエチレンでできている。

10

【0076】

図103. 7を参照すると、ウイング付分割キャリッジアッセンブリが、半分解図として示されている。ウイング付キャリッジベース（173）は、それぞれが、下側部分（165）と上側部分（163）を具える二つの独立して回転可能なウイング構造（221）を回転可能に支持するように構成されている。ウイング構造（221）と関連する部材の更なる分解図が図103. 8に記載されている。制御素子プリーセット（167）が回転可能なウイング構造（221）に回転可能に接続されており、このプリーにスプライン器具接続ソケット（161）が連結されている。ウイング付キャリッジベース（173）は、ベアリング（179）を有するキャリッジ接続フレーム（図示せず）に摺動可能に連結するように構成されている。図103. 9に示すように、スロット（181）は、キャリッジ接続フレーム（191）に対するウイング付キャリッジベース（173）の動きをリニア動作に制約している。シャフトとベアリングを利用して、ウイング付構造（221）をウイング付キャリッジベースへ回転可能に連結し、関連する連結シャフト（171）の軸を中心にしたウイング付構造の回転動作を容易にしている。同様にシャフト及びベアリング構成を用いて、ウイング構造（221）に対する制御素子プリー（167）の回転を提供している。従って、ウイング付分割キャリッジの設計によって、二つのウイング構造（221）が各々独立した動きをする一方、2セットの制御素子プリー（167）、およびこれによる器具接続ソケット（161）が独立して回転動作をするように構成されている。換言すると、アーク状スロット（145）を有する器具ベース装着プレート（187）に連結された図103. 1に記載されているようなウイング付ガイド器具（215）と、図103. 1に記載された構造の装着プレート（187）の下に配置した二つの器具接続ソケットに連結された二つの制御素子接続アッセンブリ（147）によって、各制御素子接続アッセンブリ（147）が、その縦軸（169）を中心に回転することができ、また、器具ベース（141）に形成されているアーク状スロット（145）を介してアーク状に移動して、単一の制御素子接続アッセンブリ（147）の作動によって、一方が各制御素子接続アッセンブリ（147）の上の各制御素子プリー（167）の周囲にある二つの制御素子の張力と制御を提供している。従って、4つの制御素子を、二つの制御素子の接続アッセンブリ（147）のみを作動させることで駆動することができる。

20

30

【0077】

図103. 10を参照すると、図103. 1に記載のアッセンブリと同様のアッセンブリの分解図が記載されている。鞘状器具（30）、二つの制御素子接続アッセンブリ（147）、及び図103. 1のガイドカテーテル器具部材が、図103. 10に記載されている。上述した実施例と同様に、器具操作装置ロールアッセンブリ（195）と、器具操作装置モータ／ギアアッセンブリ（193）が、器具操作装置の主ハウジング構造（137）のフレームに連結されている。図103. 11に示すように、本実施例の4つの制御素子駆動モータ（209）の各々に接続された冗長エンコーダリーダ（211）が、モータシャフトの高精度な回転位置の読みを容易にし、位置の読み取りエラーを防止している。モータ出力シャフトは、別のかさ歯車セット（213）と接続しているかさ歯車（207）に連結されており、これによって、図に示す縦出力シャフト（205）を駆動するよ

40

50

うに構成されている。モータ／ギア接続ブロック（203）は、モータ、ギア、及びシャフトを互いに対して、及び器具操作装置の主フレーム（図示せず）に対して適所に連結するのに使用され、一般的な運きを、シャフト、モータ、ギア、及びベアリングの回転運動に拘束している。ウイング付キャリッジベース（173）とウイング構造（221）に対するウイング付構造器具接続ソケット（161）の回転とアーク状の移動は、ウイング付分割キャリッジ器具操作装置とここに述べたウイングなしの実施例との間の重要な差異である。

【0078】

図104を参照すると、オペレータ制御ステーションの一実施例が記載されており、制御ボタンコンソール（8）、コンピュータ（6）、マウスなどのコンピュータ制御接続デバイス（10）、視覚ディスプレイシステム（4）、マスター入力装置（12）が示されている。ボタンコンソール（8）のボタンに加えて、フットスイッチや、その他の公知のタイプのユーザ制御インターフェースを用いて、システムコントロールを具えるオペレータインターフェースを提供するようにしても良い。図105Aを参照すると、一の実施例では、マスタ入力装置（12）は、複数のジョイントと、接続したエンコーダ（306）を有する多角自在デバイスである。オペレータインターフェース（218）は、人の指で快適な接続を取るように構成されている。図に示す実施例のオペレータインターフェース（217）は、ほぼ球形である。更に、マスタ入力装置は、ユーザに触覚フィードバックを提供する一体的に構成した触覚能力を有していても良い。マスタ入力装置（12）の別の実施例が図105Bに記載されており、これは、同様の形状のオペレータインターフェース（217）を有する。好適なマスタ入力装置が、マサチューセッツ州、ウオーブルン所在のSensAble Technologies Inc. 社などの製造者からPhantom（登録商標）Haptic Devicesの商品名で、あるいは、スイス国、ローザンヌ所在のForce Dimension社から、Omega Haptic Deviceの商品名で、入手することができる。オメガタイプのマスタ入力装置を特徴とする一の実施例では、マスタ入力装置のモータが重力補償に使用されている。換言すると、オペレータがマスタ入力装置を、その手から離すと、地球の中心に最も近づくマスター入力装置の動作範囲へ持ってゆく重力を使わずに、マスター入力装置は適所にとどまるか、装置があった地点、または他の所定の地点の周りをホバリングするように構成されている。別の実施例では、触覚フィードバックを利用して、関連する器具の仕事スペースの制限にオペレータが到達したとのフィードバックを、オペレータに提供している。別の実施例では、主組織の仕事スペースが器具の仕事スペースに登録されている場合に、触覚フィードバックを利用してこの仕事スペースの制限に到達したことをオペレータにフィードバックしている（すなわち、例えば、オペレータが実際の心臓のCTデータから得た心臓の3-Dモデルを介してガイド器具を用いて切除チップなどのツールを操縦するような場合、マスター入力装置は、この3-Dモデルのデータによって心臓の壁またはその他の構造にオペレータが届いた旨の触覚フィードバックをオペレータに提供する。従って、少なくともマスター入力装置を介してこの壁または構造を感じることなく、オペレータがこのような壁または構造を突き抜けてツールを駆動することを防止することができる）。別の実施例では、マスター入力装置の触覚能力と共に、器具と組織間の接触を検出するように構成した接触間隔技術を利用して、この器具が実際に組織と接触した旨の信号をオペレータに出すことができる。

【0079】

図106A乃至図109を参照しながら、4つの制御素子を有するカテーテルの基本運動について概説する。

【0080】

図106A乃至Bを参照すると、張力を下側制御素子（312）にのみ加えたときに、図106Aに示すようにカテーテル（90）が下に曲がる。同様に、図107A乃至Bの左側制御素子（314）を引っ張ると、カテーテル（90）が左に曲がり、図108A乃至Bの右側制御素子（310）を引っ張ると、カテーテル（90）が右に曲がり、そして

、図109A乃至Bの上側制御素子(308)を引っ張ると、カテーテル(90)が上に曲がる。この技術分野の当業者には明らかなことであるが、種々の制御素子に加わる張力を公知の方法で組み合わせると、種々の曲げ変形がカテーテル部材(90)の先端で生じる。カテーテルまたは同様の細長い部材を張力制御素子を用いて正確に制御する試みの一つは、制御素子の張力を保持することであるが、この張力の保持が、特定の所望の曲げ状態で加える引っ張り負荷の大部分の主題となってはならない。システムまたは器具を種々のレベルの張力で制御する場合、張力を解放する、または制御素子を緩み状態にすると、好ましくない制御シナリオが生じ得る。

【0081】

図110A乃至図110Eを参照すると、簡単なシナリオがこの考えを示すために有用であることが分かる。図110Aに示すように、2つの制御素子(314、310)によって向きが変わる簡易カテーテル(316)がニュートラル位置にある状態が示される。左側制御素子(314)が、右側制御素子(310)が仮に受けるとする張力よりも大きい張力を受けると、カテーテル(316)は図110Bに示すように左に曲がる。向きを変えたい場合、この状態を反転させる必要があり、右側制御素子(310)に加わる張力を左側制御素子(314)に加わる張力よりも大きくする必要がある。張力差が左側に生じている状態から右側に生じる状態になるように張力を変える場合のこのような向き反転時点では、緩め制御、または張力制御を行わずに、最も正しい制御素子(310)を集中的に緩めればよいが、この緩め操作は、高精度の制御を再度行なう前に行なう必要がある。生じる可能性のある緩みを無くすための「引き寄せ(reeling in)」に続いて、カテーテル(316)を、図110C乃至図110Eに示すように、次の変化が向きに生じるまで、制御性の観点から問題となる別の緩みを発生させることなく反対方向に引っ張ることができる。

【0082】

上述の器具の実施例は、張力制御を、2～4個の制御素子を有する種々のガイド器具システムにおいて管理する種々の方法を提示している。例えば、或る一連の実施例では、張力は、付属ガイドカテーテルの各制御素子を、器具操作装置(16)上の個々に制御されるガイド器具接続ソケット(270)に接続される個別の制御型素子接続アセンブリ(132)を通して能動的、かつ個別に張力調整することにより制御することができる。従って、張力は、複数の制御素子接続アセンブリ(132)の各々を、図17及び図47に示すような4制御素子の実施例、図63乃至図64に示すような3制御素子の実施例、または図56及び図66に示すような2制御素子の実施例において個別に作動させることにより管理することができる。

【0083】

別の一連の実施例では、張力は、図102A乃至Bを参照しながら記載した分割キャリッジ構造を使用して能動的、かつ個別に張力調整することにより制御することができる。例えば、図53、図54、及び図56に示す実施例と同様の器具の実施例の場合、図102Bに示すような2つの個別の直線可動部分を具える分割キャリッジを利用して、2つの制御素子接続アセンブリ(132)の各々を能動的、かつ個別に張力調整することができ、これらの制御素子接続アセンブリの各々は、所定の自由度の2つの次元に関連付けられる。例えば、+及び-pitch(ピッチ)を一方の接続アセンブリにより設定し、そして+及び-yaw(ヨー)を他方の接続アセンブリにより設定することができ、ピッチに関する緩め制御または張力制御は、分割キャリッジ(296)の2つの直線可動部分(302)の内の一方によって行ない、ヨーに関する緩め制御または張力制御は、分割キャリッジ(296)の2つの直線可動部分(302)の他方によって行なう。

【0084】

同様に、図71乃至図73の実施例と同様の実施例の場合、ヨーまたはピッチのような単一自由度に関する緩め制御または張力制御は、図102Bに示す構造と同様の片側分割キャリッジ構造によって行なうことができるが、器具の制御素子接続アセンブリを1つだけ能動的に張力調整するために直線可動部分を1つしか必要としない点が異なる。

【0085】

別の一連の実施例では、張力調整はバネ与圧式遊動輪によって制御することができ、このバネ与圧式遊動輪は、図57乃至図62及び図69乃至図70に示す実施例におけるように、接続制御素子に緩みが生じることがないように構成される。制御素子は、各実施例においては事前に緊張状態にしておくことが好ましく、これによって緩みを防止し、かつ性能の予測を可能にする。実際、更に別の一連の実施例では、事前張力調整が、図55及び図67乃至図68に示す実施例におけるように、張力管理の主要部分を構成することができる。事前張力調整、またはバネ与圧式遊動輪による張力調整のみを行なう実施例の場合、制御系は、図110A乃至Bに関して上述したような、カテータル曲がりの或る遷移ポイントでの小さな緩みを無くするための引き寄せを行なうように構成する必要がある。

10

【0086】

器具操作装置内の種々のモータの動作を、図1に示すような遠隔オペレータ制御ステーションから正確に調整し、制御するためには、最先端コンピュータ制御兼可視化システムが好ましい。次に示す制御系の実施例について、特定の制御系インターフェース、すなわちマサチューセッツ州、ナティック所在のThe Math Works Inc. 社が販売するSimuLink（登録商標）及びxPCターゲット制御インターフェース、及びPC援用コンピュータハードウェア構成を参照しながら記載するが、種々の特化ハードウェアピースを含む多くの他の構成を、PC援用システムで動作する更に柔軟性の高いソフトウェア制御手段の代わりに利用することができる。

【0087】

20

図111を参照すると、制御系フローの或る実施例の概要が示される。マスター入力装置ソフトウェア、可視化ソフトウェア、器具位置決めソフトウェア、及びオペレータ制御ステーションボタン、又はスイッチとの接続を行なうためのソフトウェアを動作させるマスターコンピュータ（400）が示される。一の実施例では、マスター入力装置ソフトウェアは、市販のマスター入力装置システムとパッケージになっている独自仕様のモジュールであり、市販のマスター入力装置システムとしては、例えば製造元が規定する非常に高い周波数でPhantom（登録商標）Haptic Device社と通信するように構成されたSensable Technologies, Inc. 社から入手できるPhantom（登録商標）ハードウェアを挙げることができる。図105Bに示すデバイス（12）のような他の適切なマスター入力装置は、スイスのローザンヌ市に本拠を置くForce Dimensionのような供給業者が販売している。マスター入力装置（12）は、オペレータへのフィードバックを容易にする触覚機能も具えることができ、そしてこのような機能に関連するソフトウェアモジュールもマスターコンピュータ（400）で動作させることができる。オペレータへの触覚フィードバックの好適な実施例について以下に更に詳細に説明する。

30

【0088】

「localization（位置決め）」という用語は、この技術分野では、医療機器のようなオブジェクトの位置を基準座標系において求め、またはモニタリングするシステムに関連して使用される。一の実施例では、器具位置決めソフトウェアは、フェアモント州バーリントン所在のAscension Technology Corporation社、カリフォルニア州ダイヤモンドバー所在のBiosense Webster, Inc. 社、ミネソタ州セントポール所在のEndocardial Solutions-St. Jude Medical, Inc. 社、マサチューセッツ州ナトリック所在のEP Technologies-Boston Scientific Corporation社、ミネソタ州ミネアポリス所在のMedtronic, Inc. 社及びその他の製造業者が販売するシステムのような、市販または独自仕様の機器位置追跡システムとパッケージになった独自仕様のモジュールである。このようなシステムは、Cartesian座標系のX-Y-Z座標のようなリアルタイムの、またはほぼリアルタイムの位置情報だけでなく、所定の座標軸または座標系に対する方位情報も提供する機能を具える。いくつかの商業的に入手可能な位置確認システムは、位置及び／又は方向を決定す

40

50

るのに電磁的關係を使用しているが、その他の St. Jude Medical Inc. 社の Endocardial Solutions から入手可能なものは、関連する器具に配置した導電センサと皮膚に配置したパッチセットの導電部分間で測定した電位差あるいは電圧を利用して、位置及び／又は方向を決定している。図 112A 及び 112B を参照すると、種々の位置検出システムを、本明細書に開示するロボットガイドカテーテルシステムの種々の実施例に使用することができる。種々の部品の位置を求める位置特定システムを含まない別の実施例では、システムの種々の部品の間の運動学的又は幾何学的關係を利用して、一の部品の別の部品の位置に対する位置を予測することができる。或る実施例は、位置特定データ及び運動学的又は幾何学的關係の両方を利用して、種々の部品の位置を求めることができる。

10

【0089】

図 112A に示すように、一の好適な位置特定システムは、ガイドカテーテル (90) の中心内腔の内部に位置する電磁界送信デバイス (406) 及び電磁界受信デバイス (402) を具える。送信デバイス (406) 及び受信デバイス (402) はソフトウェアを動作させるコンピュータにインターフェース接続され、このソフトウェアは、送信デバイス (406) の座標系に対する検出器の位置を高精度にリアルタイムまたはほぼリアルタイムで検出するように構成される。図 112B を参照すると、同様の実施例が示され、受信デバイス (404) がガイドカテーテル (90) 構造の内部に埋め込まれている。好適な受信デバイス構造は 3 セット以上の超小型のコイルを含むことができ、これらのコイルは、送信デバイスが放出する磁界の直交成分を検出するように空間的に構成される。このようなコイルは、好適なカテーテル構造の壁の内部の、または周りの専用構造に埋め込むことができる。例えば、一の実施例では、2 つの直交コイルを、カテーテル (90) 本体の 2 つのほんの少しだけ平坦な表面に位置する薄いポリマー層の内部に、カテーテル (90) 本体の長手方向軸の周りに互いにはほぼ 90 度で交差するように埋め込むことができ、そして第 3 コイルを、ポリマーで薄く被覆され、かつカテーテル (90) 本体の外側から突出する突起部の内部に、他の 2 つのコイルに直交するように埋め込む。付属コイルのサイズが非常に小さいので、第 3 コイルの突起部は最小化することができる。このようなコイルのリード線もカテーテル壁に、好適には器具操作装置に隣接する或る位置にまでカテーテル本体の長さ分だけ下った場所に埋め込むことができ、この場合、これらのリード線は器具から離れてコンピュータに達するように配線することができ、コンピュータはソフトウェアを動作させ、かつ該当する送信デバイスにインターフェース接続される。

20

30

【0090】

別の同様の実施例 (図示せず) では、一又はそれ以上の導電リングを、多数セット、好ましくは 3 セットの導電スキンパッチとともに、電位差ベースの位置確認／方向付システムに電子的に接続して、St. Jude Medical, Inc. 社の Endocardial Solutions から入手可能なものなどのシステムを用いて位置確認及び／又は方向付データを提供する。一又はそれ以上の導電リングは、器具、または器具セットに沿った様々な長手方向の位置において、器具の壁に一体化するようにしてもよい。例えば、ガイド器具はガイド器具の遠位端に向けて、互いから離して長手方向に配置したいくつもの導電リングを有していても良く、一方、同軸接続した鞘状器具は、同様に、鞘状器具の遠位端に向けて互いから離して縦方向に配置した一又はそれ以上の導電リングを有していてもよく、このような器具のそれぞれの遠位端の位置及び／又は方向に関する詳細なデータを提供することができる。

40

【0091】

図 111 に戻ってこれを参照すると、一の実施例では、視覚化ソフトウェアがマスターコンピュータ (400) で作動して、一又はそれ以上のステアリング可能な器具をリアルタイムで容易に駆動しステアリングできるようにしている。一の実施例では、視覚化ソフトウェアが、図 1 に示すようなオペレータ制御ステーション (2) においてオペレータにデジタル化したダッシュボード、あるいはウインドシールドディスプレイを提供して、付属器具類を関連組織構造の内部で直感的に操作することができる能力を向上させる。図 11

50

3を参照すると、簡易図が、マスター入力装置（12）による可視化とナビゲーションとの間の好適な関係を表わす一の実施例を説明するために有用であることが分かる。図示の実施例では、2つのディスプレイビュー（410、412）が示される。一つがプライマリナビゲーションビュー（410）を表わすことが好ましく、そしてもう一つがセカンダリナビゲーションビュー（412）を表わすことができる。システムの直感的操作を容易にするために、マスター入力装置座標系を少なくとも、2つのビューの内の少なくとも一つのビューの座標系にほぼ合わせることが好ましい。更に、オペレータに一つ以上のセカンダリビューを提示することが好ましく、これらのビューは、非常に複雑な組織の構造的な経路及び形状を通過するためのナビゲーションに役に立つ。

【0092】

自動車の操作を一例として使用すると、マスター入力装置がステアリングホイールであり、そしてオペレータが自動車を前方に一つ以上のビューを利用して運転したい場合、当該オペレータの第1優先事項は、後方窓の外、側部窓の内の一つの窓の外のビューとは異なるフロントガラスの外の真っ直ぐ先のビューが得られること、または当該オペレータが操作しようとしている自動車の前方の自動車からのビューが得られることである。当該オペレータは、前方のフロントガラスのビューが当該オペレータのプライマリディスプレイビューとして得られるように選択を行なうことができるので、ステアリングホイールを右に回転させることによって、当該オペレータがプライマリディスプレイを見た通りに、当該オペレータを右に移動させ、ステアリングホイールを左に回転させることによって当該オペレータを左に移動させるといった具合になる。自動車のオペレータが、当該オペレータの直ぐ前方に駐車している別の車に隣接して車を駐車させようとする場合、例えば2台の車（一方の車は当該オペレータが運転し、もう一方の車は運転車の前方に駐車している）の間のスペースを直角に通る直線上に位置する歩道の上に位置するカメラからのビューも得られることが好ましいので、オペレータは、当該オペレータの車と当該オペレータが停車しているときの当該オペレータの前方の車との間の近接ギャップを見ることができる。運転者は、当該運転者の車両を、当該運転者がナビゲーションのために歩道からの直角のカメラビューのみを眺めながら完璧に操作しなければならないことではないが、このビューはセカンダリビューとして役に立つ。

【0093】

引き続き図113を参照すると、オペレータが先端可動型カテーテルをナビゲートして、例えば特定の組織部位をカテーテルの先端で接触しようと試みる場合、有用なプライマリナビゲーションビュー（410）は関連する組織構造（414）の3次元デジタルモデルを含むことができ、このモデルを通して、オペレータは、先端近傍のカテーテルの長手方向軸に沿って眺められるカテーテル先端位置（416）の表示とともにマスター入力装置（12）を使用して、カテーテルをナビゲートする。この実施例は、組織デジタルモデル（414）情報の他に必要とされる標的組織構造位置（418）の表示を示している。異なるモニターに、又は同じモニターの異なるウィンドウに、または同じユーザインターフェースウィンドウの内部にも表示される有用なセカンダリビュー（412）は、例えばカテーテル先端位置（416）と、そして更に可能であればカテーテル本体表示（420）とを表わす直交ビュー表示を含み、これによってオペレータがカテーテル先端を所望の標的組織位置（418）に向けて操作し易くなる。

【0094】

一の実施例では、関連する組織構造のデジタルモデルの展開及び表示に続いて、オペレータは一つのプライマリビュー及び少なくとも一つのセカンダリビューを選択して器具類のナビゲーションを容易にすることができる。どのビューをプライマリビューとするかを選択することにより、ユーザはマスター入力装置（12）座標系を自動的に切り替えて選択プライマリビューに合わせることができる。最も左側に示されるビュー（410）がプライマリビューとして選択される実施例では、標的組織部位（418）に向かってナビゲートするために、オペレータはマスター入力装置（12）を前方、右側、及び下方に操作する必要がある。右側のビューは重要なナビゲーション情報を提供するが、「操作」予測

10

20

30

40

50

に基づく直感的な情報とはならない。

【0095】

例えば、オペレータが、マスター入力装置（12）座標系をこのようなビューに合わせることなく、最も右側のビュー（412）のみを眺めながら、標的組織部位（418）に向けてカテーテル先端を挿入したいと思う場合、オペレータは、マスター入力装置に向かってデバイスを真っ直ぐに押すことにより、先端表示（416）が最も右側のディスプレイ（412）上を右側に移動することを覚えておく必要がある。オペレータが系を切り替えて最も右側のビュー（412）をプライマリナビゲーションビューとして使用するよう決めた場合、マスター入力装置（12）の座標系を最も右側のビュー（412）の座標系に合わせて、オペレータが、マスター入力装置（12）を下方に、そして右に操作することにより、カテーテル先端（416）を所望の標的組織位置（418）に近づけることができるようにする。

10

【0096】

ここに記載する座標系の合わせ込みは、かなり古い数学公式を使用して行なうことができる。例えば、一の実施例では、カテーテルの先端の向きは、Ascension Technology Corporation社、Biosense Webster Inc. 社、Endocardial Solutions-St. Jude Medical Inc. 社、EP Technologies-Boston Scientific Corporation社、及びその他の製造業者が販売するシステムのような6軸位置姿勢センサシステムを使用して測定することができる。カテーテルの先端の位置を特定する3軸座標系Cはこの向き情報に基づいて構成される。向き情報を使用して同次変換行列

20

$$T_{C0}^{G0}$$

を導出し、この同次変換行列はカテーテル座標系Cのベクトルを、センサ測定が行なわれる固定グローバル座標系Gに変換する（下付き文字C₀及び下付き文字G₀を使用して0番目のステップ、または初期ステップを表わす）。登録ステップとして、カテーテルのコンピュータグラフィックビューを、マスター入力、及びカテーテル先端運動のコンピュータグラフィックビューを調整し、そしてグラフィックシーンのカメラビューと整合性がとれるまで回転させる。この初期ビューのカメラポジションに関する3軸座標系変換行列

30

$$T_{Gref}^{G0}$$

を保存する（下付き文字G_{ref}及び下付き文字C_{ref}はグローバル「リファレンス」ビュー及びカメラ「リファレンス」ビューを表わす）。カテーテル座標に対応するカテーテル「リファレンスビュー」行列は次式のように得られる。

$$T_{Cref}^{C0} = T_{G0}^{C0} T_{Gref}^{G0} T_{Cref}^{Gref} = (T_{C0}^{G0})^{-1} T_{Gref}^{G0} T_{C1}^{G1}$$

40

【0097】

ここでまた、カテーテルの座標系はグローバルリファレンス系Gにおいて固定されるので、グローバル系とカテーテル系との間の変換行列は全てのビューにおいて同じになる、すなわち任意のビューiの全てに関して次式が成り立つ。

$$T_{C0}^{G0} = T_{Cref}^{Gref} = T_{Ci}^{Gi}$$

【0098】

プライマリビューとマスター入力装置座標系との間の一致は、マスター入力を次のように変換することにより得られる。表示のいずれかの任意のコンピュータグラフィックビュ

50

一、例えば i 番目のビューが与えられるとすると、コンピュータグラフィックシーンのカメラビューの 3 軸座標系変換行列

$$T_{Gi}^{G0}$$

はコンピュータグラフィックソフトウェアから得られる。該当するカテーテル変換行列は、上述の方法と同様の方法で計算することにより次式のように表わされる。

$$T_{Ci}^{C0} = T_{G0}^{C0} T_{Gi}^{G0} T_{Ci}^{Gi} = (T_{C0}^{G0})^{-1} T_{Gi}^{G0} T_{Ci}^{Gi}$$

10

【 0 0 9 9 】

ビューの一致を実現するためにマスター入力に適用する必要がある変換は、上述のようにして登録したリファレンスビューから現在の i 番目のビュー、すなわち

$$T_{Cref}^{Ci}$$

への変換を行なう変換である。既に計算した上記量を使用して、この変換を計算により次式のように表わす。

$$T_{Cref}^{Ci} = T_{C0}^{Ci} T_{Cref}^{C0}$$

20

【 0 1 0 0 】

マスター入力はコマンドカテーテル入力 (c o m m a n d e d c a t h e t e r i n p u t) に、変換

$$T_{Cref}^{Ci}$$

を適用することにより変換される。コマンド入力が次式のように与えられると、

$$r_{master} = \begin{bmatrix} x_{master} \\ y_{master} \\ y_{master} \end{bmatrix}$$

30

次式を計算により求めることができる。

$$r_{catheter} = \begin{bmatrix} x_{catheter} \\ y_{catheter} \\ y_{catheter} \end{bmatrix} = T_{Cref}^{Ci} \begin{bmatrix} x_{master} \\ y_{master} \\ y_{master} \end{bmatrix}$$

40

【 0 1 0 1 】

このような関係に従って、プライマリビュー及びマスター入力装置の座標系を直感的操作に合わせることができる。

【 0 1 0 2 】

図 1 1 1 の実施例に戻ってこの実施例を参照すると、マスターコンピュータ (4 0 0) は更に、オペレータ制御ステーションボタン、スイッチ、及び他の入力装置との接続を行なうソフトウェアインターフェース及びハードウェアインターフェースを備え、これらのインターフェースを使用して、例えばマスター入力装置を制御入力として機能的に使用しないようにすることにより系を「凍結 (フリーズ) する」ことができる、またはオペレー

50

タが操作入力をマスター入力装置（12）で行なうために希望する種々のスケーリング比の切り替えを可能にする。マスターコンピュータ（400）は、制御兼器具操作コンピュータ（control and instrument driver computer：422）との2つの個別の機能接続を有する。第一の接続（426）は、カテーテル座標系における所望のXYZのコマンドのような制御及び可視化関連コマンドを渡すための接続であり、第2の接続（428）は安全関連信号コマンド（safety signal commands）を渡すための接続である。同様に、制御兼器具操作コンピュータ（422）は、器具操作ハードウェア（424）との2つの個別の機能接続を有する。第1の接続（430）は、必要なトルク制御電圧のような制御及び可視化関連コマンドをアンプに渡してモータ及びエンコーダを駆動するための接続であり、第2の接続（432）は安全関連信号コマンドを渡すための接続である。

10

【0103】

一の実施例では、安全関連信号コマンドは、10ミリ秒毎のような非常に短い間隔で繰り返される簡単な信号を表わし、このような信号チェーンは、「系はokであり、アンプは動作状態を維持している」といった具合に、論理的に読み取られる。安全関連信号チェーンに割り込みが入ると必ず、アンプの論理が反転してアンプが動作していない状態になり、器具は安全関連信号チェーンが復旧するまで制御系によって動かすことができない。図111の信号フロー概要図に更に示すのは、物理的器具と器具操作ハードウェアとの間にあって、マスターコンピュータに戻る経路（434）であり、閉ループ系の実施例を表わしており、この実施例では、図112A乃至図112Bを参照しながら記載したような器具位置特定技術を使用して器具の実際の位置を求めて、以下に更に詳細に記載するように、ナビゲーション及び制御誤差を最小化する。

20

【0104】

図114乃至図124は、物理系の或る実施例に対応するSimuLink（登録商標）ソフトウェア制御方式の一の実施例の種々の態様を示し、特に「マスターフォローイングモード（master following mode）」の実施例に注目している。この実施例では、器具はマスター入力装置からのフォローイング指示（following instructions）、及びモータのサーボループの実施例のフォローイング指示によって操作され、このサーボループの実施例は重要な操作機能を備え、この機能は、コマンドがマスターフォローイングモードから配信されると動作して器具を作動させる。

30

【0105】

図114は、3つのモードの内のいずれかのモードを反転させてプライマリサーボループ（436）を作動させる実施例の高位図を示している。系を始動するときのデフォルトモードであるアイドルモード（438）では、モータ群の全てにモータサーボブロック（444）を通して指示して、これらのモータの現在位置に関する自動制御を行ない、これらのモータの位置がモータに接続されるデジタルエンコーダによってモニタリングされる。別の表現をすると、アイドルモード（438）では、残りの系を活性状態に保ちながらモータを遮断する。従って、オペレータがアイドルモードからの移行を行なうと、系は相対する部品の位置を認識する。オートホームモード（440）では、図98に示すような接続器具操作装置の内部のケーブルループをこれらのケーブルループ範囲内の中心に配置して、図17に示すような接続器具が、器具操作装置に装着されたときに、確実に、ピッチまたはヨーの＋及び－方向のような、種々の自由度に関する両方の方向にほぼ等しい運動範囲を有するようにする。これは、器具を使用する前に器具操作装置を準備するためのセットアップモードである。

40

【0106】

マスターフォローイングモード（442）では、制御系は信号をマスター入力装置から、閉ループの実施例では、マスター入力装置及び位置特定システムの両方から受信し、そして駆動信号をプライマリサーボループ（436）に転送して器具を、転送されたコマンドに従って操作する。マスターフォローイングモード（442）のこの実施例の態様を図

50

119乃至図124に更に詳細に示す。プライマリサーボループ及びモータサーボブロック(444)の態様を図115乃至図118に示す。

【0107】

図119を参照すると、マスターフォローイングモード(442)の或る実施例の更に詳細な機能図が示される。図119に示すように、機能ブロック(446)への入力にはマスター入力装置の、マスター入力装置の座標系におけるXYZポジションであり、マスター入力装置のソフトウェアにおける設定を通してマスター入力装置の座標系の合わせ込みを行なって、マスター入力装置の座標系が、カテーテルと同じ座標系を有し、更に位置特定システムがマスター入力装置及びカテーテルと同じ座標系において測定するポジションと同じ、器具先端の位置特定XYZポジションを有するようにする。図119の機能ブロック(446)の詳細図である図120を参照すると、スイッチ(460)をブロックに設けて、所望のカテーテル位置に対応し、入力インターフェース(462)への入力となる複数のマスター入力の間での切り替えを可能にし、この入力インターフェースを通して、オペレータは器具が空間の特定のXYZ位置に進むように命令することができる。種々の制御機能がこのインターフェースを利用してオペレータに、例えば目的部位のメニューを提供し、これらの目的部位に向かって、系が器具などを自動的に操作する必要がある。図120に更に示すのはマスタースケーリング機能ブロック(451)であり、この機能ブロックを利用してマスター入力装置からの入力を、オペレータが選択することができる。コマンドスイッチ(460)機能は低域通過フィルタを含み、この低域通過フィルタによって、マスター入力装置と入力インターフェース(462)との間で切り替わるコマンドの重み付けを行って、これらのモードの間の移行が円滑に確実に行なわれるようにする。

【0108】

再び図119を参照すると、XYZ単位の所望の位置データを逆運動学ブロック(450)に渡して、器具の機械的構造に固有の材料関係の予測機構に従ってピッチ、ヨー、及びエクステンション(または「インサージョン」)単位に変換する。

【0109】

多数のカテーテル器具の実施例の運動学的関係は、従来の機構関係を適用することによりモデル化することができる。つまり、制御素子によって向きを変えるカテーテル器具は一連の操作入力を通して制御される。4つの制御素子を含むカテーテル器具では、例えば2自由度のモーション操作、すなわち共に+及び一方向を有するピッチ操作及びヨー操作が可能である。モータ駆動による他の張力調整関係によって、他の器具を操作することができ、カテーテル器具の能動的張力調整または挿入、或いは回転が可能になる。操作入力と、操作入力によって変わるカテーテルのエンドポイントポジションとの間の関係をカテーテルの「運動」と呼ぶ。

【0110】

図125を参照すると、「順運動学(forward kinematics)」は操作入力によって変わるカテーテルのエンドポイントポジションを表わし、「逆運動学(inverse kinematics)」は所望のエンドポイントポジションによって変わる操作入力を表わす。順運動学及び逆運動学の正確な数学モデルは、ロボット制御カテーテルシステムにとって必須である。説明を明瞭にするために、運動方程式を更に微調整して、図125に示すように共通要素を分離する。基本運動は作業座標(task coordinates)と関節座標(joint coordinates)との間の関係を記述する。このような事例においては、作業座標はカテーテルエンドポイントの位置を指し、関節座標は能動カテーテルの曲がり(例えばピッチ及びヨー)、及び長さを指す。アクチュエータ運動は操作座標(activation coordinates)と関節座標との間の関係を記述する。ロボットガイドカテーテルの作業座標、関節座標、及び曲げ操作座標を図126に示す。運動をこのようにして記述することにより、カテーテル構造に関連する運動、すなわち基本運動を操作手順に関連する基本運動から分離することができる。

【0111】

カテーテルの運動モデルの開発は、幾つかの基本的な仮定を使用して行なわれる。カテーテル構造が機構理論に基づいて曲がる簡単な梁（beam）として近似され、かつ細い張力調整ワイヤのような制御素子がニュートラル軸から固定距離に位置したままであり、従って均一なモーメントがカテーテルの長さに沿って加わるという仮定を採用する。

【0112】

上記仮定の他に、図127に示す構造及び変数を順運動学及び逆運動学の導出に使用する。カテーテル作業座標（ X_c, Y_c, Z_c ）を関節座標（ $\phi_{pitch}, \phi_{yaw}, L$ ）に関連付ける基本順運動学は次式のように与えられる。

$$X_c = w \cos(\theta) \quad 10$$

$$Y_c = R \sin(\alpha)$$

$$Z_c = w \sin(\theta)$$

上の式においては、次式のような関係がある。

$$w = R(1 - \cos(\alpha))$$

$$\alpha = [(\phi_{pitch})^2 + (\phi_{yaw})^2]^{1/2} \quad (\text{曲がり合計})$$

$$R = \frac{L}{\alpha}$$

(曲がり半径)

$$\theta = \tan^{-1}(\phi_{pitch}, \phi_{yaw}) \quad (\text{ロール角}) \quad 20$$

【0113】

関節座標（ $\phi_{pitch}, \phi_{yaw}, L$ ）をアクチュエータ座標（ $\Delta L_x, \Delta L_z, L$ ）に関連付けるアクチュエータ順運動学は次式のように与えられる。

$$\phi_{pitch} = \frac{2\Delta L_z}{D_c}$$

$$\phi_{yaw} = \frac{2\Delta L_x}{D_c} \quad 30$$

【0114】

図125に示すように、カテーテルのエンドポイントポジションは、関節座標または操作座標が与えられると、上述の順運動学方程式を使用することにより予測することができる。

【0115】

エンドポイントポジションによって変わるカテーテルの操作入力の計算であって、逆運動学と呼ばれる計算は、ニュートンラプソン法のような非線形方程式ソルバーを使用し行なうことができる。更に望ましいアプローチ及びこの図示の実施例に使用されるアプローチでは、厳密解を求め、この解を使用して必要な操作入力を所望のエンドポイントポジションから直接計算することができる。

【0116】

順運動学の場合と同じように、逆運動学を、関節座標を作業座標に関連付ける基本逆運動学と、操作座標を関節座標に関連付ける操作逆運動学とに分離する。関節座標（ $\phi_{pitch}, \phi_{yaw}, L$ ）をカテーテル作業座標（ X_c, Y_c, Z_c ）に関連付ける基本逆運動学は次式により与えられる。

$$\phi_{pitch} = \alpha \sin(\theta)$$

$$\phi_{yaw} = \alpha \cos(\theta)$$

$$L = R \alpha \quad 50$$

上の式においては、次式のような関係がある。

$$\begin{aligned} \theta &= \text{atan2}(Z_c, X_c) & \beta &= \text{atan2}(Y_c, W_c) \\ R &= \frac{l \sin \beta}{\sin 2\beta} & \rightarrow W_c &= (X_c^2 + Z_c^2)^{\frac{1}{2}} \\ \alpha &= \pi - 2\beta & l &= (W_c^2 + Y_c^2)^{\frac{1}{2}} \end{aligned}$$

【0117】

アクチュエータ座標 (ΔL_x , ΔL_z , L) を関節座標 (ϕ_{pitch} , ϕ_{pitch} , L) に関連付けるアクチュエータ逆運動学は次式により与えられる。

$$\Delta L_x = \frac{D_c \phi_{yaw}}{2}$$

$$\Delta L_z = \frac{D_c \phi_{pitch}}{2}$$

【0118】

再び図119を参照すると、ピッチコマンド、ヨーコマンド、及びエクステンションコマンドが、測定済み位置特定データと一緒に、逆運動学ブロック(450)から位置制御ブロック(448)に渡される。図124はポジション制御ブロック(448)の詳細図を示す。測定済みXYZポジションデータが位置特定システムから送出された後、このデータが逆運動学ブロック(464)を通過することにより、器具が留置される必要のある部位に到達するために必要なピッチ、ヨー、及びエクステンションが計算される。これらの値を、マスター入力装置からのフィルタ処理済みの所望のピッチ、ヨー、及びエクステンションデータと比較する(466)ことにより、積分補償をピッチ及びヨーに関する限界値を使用して加えて、誤差を積分誤差除去法を適用して除去する。この実施例では、エクステンション変数は、ピッチ及びヨー(470)の限界値(468)と同じ限界値を持つことがない。この技術分野の当業者には明らかなことであるが、積分器をネガティブフィードバックループに設けることにより、誤差を強制的にゼロにする。次に、所望のピッチコマンド、ヨーコマンド、及びエクステンションコマンドが、カテーテル作業空間制限ブロック(452)を通過し、この作業空間制限を、経験的に決定される器具の物理的限界によって変わるようにすることができ、この限界を超えると、構成部品が故障し、不所望に変形し、または予測できない形或いは不所望に動作する。この作業空間制限は基本的に、器具の遠位端近傍の心臓形容積と同様の容積を定義する。次に、作業空間制限ブロックによって制限される所望のピッチコマンド、ヨーコマンド、及びエクステンションコマンドをカテーテルロール補正ブロック(454)に渡す。

【0119】

この機能ブロックは図121に更に詳細に示され、そして基本的に回転行列を備え、この回転行列によって、器具の長手方向軸又は「ロール」軸に関するピッチコマンド、ヨーコマンド、及びエクステンションコマンドを変換して制御系を、制御素子の向き運動を変えてしまう恐れのあるカテーテル先端の回転変位に関して校正する。例えば、カテーテルが回転変位を含まない場合、時計の12時の直ぐ上に位置する制御素子を引っ張ると器具の先端を上方に向かせることができる。しかしながら、カテーテルの先端が、例えば時計回りに90度だけ回転変位を含んでいる場合、上方への応答をカテーテルから得るためには、元々時計の9時の位置に位置していた制御素子を引っ張る必要がある。図121に示すカテーテルロール補正方法は、回転行列を使用してこのような変換を、上記例の90度

10

20

30

40

50

のようなロール角補正值に従って行なう手段となり、このロール角補正值は入力され、低域通過フィルタを通過し、ラジアンに変換され、そして回転行列計算ブロックを通過する。

【0120】

一の実施例では、ロール角補正值は特定の器具及びナビゲーション経路に関する実験データに基づいて決定される。別の実施例では、ロール角補正值は、好適な位置特定システムから得られる正確な向きデータを使用して、その場での体験に基づいて決定することができる。別の表現をすると、このような実施例では、例えば真っ直ぐ上に曲げるコマンドを実行することができ、そして位置特定システムを使用してどの角度に変位が実際に生じたかを判断する、すなわち簡単にその場でロール角補正值を決定することができる。

10

【0121】

図119に戻り参照すると、ロール補正ピッチ及びヨーコマンドだけでなく、未補正エクステンションコマンドがカテーテルロール補正ブロック(454)から出力されることが分かり、そしてこれらのコマンドを適宜、従来の速度制限ブロック(456)に渡すことができる。図122を参照すると、ピッチ及びヨーコマンドをラジアンから度に変換し、そして自動制御されたロール値を制御図に入力し、最終サーボサイクルから算出される現在の所望のポジション(472)を完成させる。速度は、従来のメモリブロックにおける計算(476)により求めた、前のサーボサイクルから算出される所望のポジションを着信コマンドサイクルから算出されるポジションと比較することにより計算される。従来の飽和ブロック(474)では、計算速度を指定値内に収まるように維持し、そして速度制限コマンド(478)をラジアンに戻す形で変換して、張力制御ブロック(458)に渡す。

20

【0122】

制御素子内の張力は、種々の器具の実施例及び張力制御機構を参照しながら上述したように、器具の特定の実施例によって変わる形で管理することができる。一例として、図123は事前張力調整ブロック(480)を示し、このブロックにより、所定の制御素子張力を直線的に変化させて現在の値にする。次に、器具構造の故障限界レベル、及び着信速度制限ピッチコマンド、ヨーコマンド、エクステンションコマンド、及びロールコマンドのような、変数に関する好適かつ経験的に調整した行列に基づいて、調整を元の事前張力調整値に加える。次に、この調整済みの値を元の出力信号にギア比調整を行なうことにより加えて(482)、器具の動きに関連する種々のモータの所望のモータ回転コマンドを計算する。この実施例では、エクステンション操作、ロール操作、及び鞘状器具操作(484)では、これらの操作の制御に関連する事前張力調整アルゴリズムが行なわれない。次に、マスターフォローイングモード機能からの出力が完了し、この出力をプライマリサーボループ(436)に渡す。

30

【0123】

図114に戻ってこの図を参照すると、図示の実施例におけるマスターフォローイングモード(442)、オートホームモード(440)、またはアイドルモード(438)のいずれかからの所望の着信モータ回転コマンドが、モータサーボブロック(444)に転送される様子が示され、当該モータサーボブロックは、図115乃至図118に更に詳細に示される。

40

【0124】

図115を参照すると、デジタルエンコーダからの測定済み着信モータ回転データ及び所望の着信モータ回転コマンドを、着信データストリームの各々に関して選択される周波数で従来の方法により量子化ノイズをフィルタリングすることによりフィルタ処理し、ノイズを制御系の安定性に影響する過度の遅延を引き起こすことなく低減する。図117及び118に示すように、従来の量子化フィルタリングを、この実施例における約200ヘルツの測定済みモータ回転信号、及び約15ヘルツの所望のモータ回転コマンドに適用する。量子化フィルタリング済みの値の差(488)はポジションエラーを構成し、このポジションエラーはリードフィルタ(lead filter)、すなわち比例微分(「P

50

D」) 回路+低域通過フィルタの機能等価物を通して渡すことができる。別の実施例では、従来のPIDフィルタ、リード／ラグ(lead/lag)フィルタ、または状態空間表現(state space representation)フィルタを使用することができる。図示の実施例のリードフィルタを図116に更に詳細に示す。

【0125】

図116におけるリードフィルタの実施例は、系を調整して所望の性能を実現するように選択される種々の定数を含む。図示のフィルタは、4制御素子ガイドカテーテル器具の一の実施例において必要な事項を、4つの制御素子接続アセンブリの各々を+／-ピッチ及び+／-ヨーに関して個別に制御し、個別にロール及びエクステンションを制御することにより満たす。図示の実施例に示すように、インサージョン及びロールはピッチ制御及びヨー制御とは異なる慣性及び動力学を有し、これらの慣性及び動力学を調整するように選択される定数は異なる。フィルタ定数は、従来の方法を使用して理論的に計算し、実験法により調整することができ、または定数を設定するように、実験法によって全てを決定して、60度以上の位相余裕を応答安定性及び応答速度に関して確保し、すなわち従来の位相余裕値を医療制御システムに関して確保することができる。

【0126】

調整済みマスターフォローイングモードが調整済みプライマリサーボループとペアをなす実施例では、上述するような器具及び器具操作装置は、離れた位置のマスター入力装置によって正確に3次元で「操作する(dri ven)」ことができる。他の好適な実施例は、オペレータへの触覚フィードバック、分割キャリッジ器具操作装置による能動的張力調整、直接可視化又はその場で取得される組織モデル及び組織接触検出を利用するナビゲーション、並びに拡張ナビゲーションロジックのような関連機能を取り入れる。

【0127】

図128を参照すると、一の実施例では、マスター入力装置は、Sens Able Technologies, Inc. 社が商品名Phantom(登録商標)Haptic Devicesで販売するような触覚マスター入力装置とすることができ、このような装置を動作させるために必要なハードウェア及びソフトウェアを少なくとも部分的にマスターコンピュータに取り込むことができる。主関節の回転(master joint rotations)及び順運動学に基づいて測定される主関節XYZポジションは通常、パラレルポート又は同様のリンクを通してマスターコンピュータに渡され、続いてこのポジションを制御兼器具操作コンピュータに渡すことができる。このような実施例においては、Phantom(登録商標)Haptic Devicesの内部サーボループは通常、約1,000MHz以上の範囲の非常に高い周波数で動作して、力及びトルクを主関節で正確に生成する。

【0128】

図129を参照すると、マスター入力装置に加わる位置ベクトルから始まってオペレータに戻される触覚信号に達する一連の操作の例示としてのフローチャートが示される。オペレータによるマスター入力装置の動きに関連するベクトル(344)は、簡単な行列変換(345)を使用して、器具座標系に、特にカテーテル器具先端座標系に、変換することができる。次に、変換済みベクトル(346)を、オペレータの選択に従ってスケールリングして(347)、スケール済み、かつ変換済みベクトル(348)を生成することができる。スケール済み、かつ変換済みベクトル(348)を制御兼器具操作コンピュータ(422)に、好ましくはシリアル配線接続を通して送信し、マスターコンピュータに送信して、カテーテル作業空間チェック(349)及び全ての関連ベクトル修正(350)を行なうことができる。この後、力のような好適なレベルのフィードバックを生成して所望の力ベクトル(352)を生成するようにフィードバック乗算係数(351)を選択し、マスター入力装置座標系中の力ベクトル(354)に戻す逆変換(353)を行なって、当該座標系でオペレータに関連触覚信号を送信する。

【0129】

従来のヤコビアン(Jacobian)を用いて所望の力ベクトル(352)を、マス

ター入力装置を構成する種々のモータに所望通りに加わるトルクに変換して、マスター入力装置における所望の信号パターンをオペレータに提供することができる。適切な信号、実行経路、及びオペレータに触覚又はタッチ感覚として戻されるフィードバックを含むこの実施例は、種々の方法で利用して、以下に更に詳細に説明するように、安全性及び直感性を系のナビゲーション機能に付加することができる。

【0130】

図130は触覚機能を含む系のブロック図である。図130の概要形に示すように、マスター入力装置での運動に応答して変化するマスター入力装置上のエンコーダ位置を、測定し(355)、マスター入力装置に関連する順運動学計算ブロック(356)を通して送信して装置のXYZ空間位置をマスター入力装置座標系(357)で取得し、次に変換して(358)カテーテル座標系に切り替え、そして(恐らくは)変換済みエンコーダ位置を変換して見えるように、かつ好適な制御を行なえるように配置して「直感的操作」を容易にする。

10

【0131】

次に、変換済みの所望の器具位置(359)を、一以上の制御経路を下る形で送信して、例えば、作業空間境界又はナビゲーション事項に関する触覚フィードバック(360)を提供し、カテーテル器具位置制御ループ(361)にカテーテルの必要な所望のポジション値が供給されるが、これらのポジション値は、特定器具のカテーテル逆運動学関係(362)を使用して、開ループ制御又は閉ループ制御による特定のカテーテル器具の操作に関するヨー、ピッチ、及びエクステンション、またはインサーションの単位(363)に変換されている。

20

【0132】

図131乃至図136を参照すると、図102A乃至Bに示すような分割キャリッジ構造を介した張力制御に関する関係が示され、このような構造が、先端可動型カテーテル器具のピッチ又はヨーのような各関連自由度の操作と張力制御とを分離するように機能する様子を示している。

【0133】

図131を参照すると、図102乃至図103に示す実施例のような、分割キャリッジ構造に接続される複数の構造の内の幾つかの構造は、直線可動部分(302)、ガイド器具接続ソケット(270)、ギア(300)、及びラック(298)を含む。従来の配置関係を、図131に表わされる構造の物理状態に適用すると、図132の方程式(364、365)を導くことができる。カテーテル器具の純粋なカンチレバーの曲げモデルを参照しながら上述したような器具の順運動学を利用すると、図133の関係は、曲がり量に関して、作動方程式(366)として及び張力方程式(367)として、ケーブル引っ張り量及びカテーテル直径(「Dc」)の関数として導き出すことができ、ここで張力は制御素子群の共通引っ張り合計量として定義することができる。図132及び133の方程式を統合すると、図134に示す関係式(368、369)が得られ、これらの式では、所望の操作(368)及び所望の張力調整(369)が関連構造の機構によって分離されている。図131に示すガイド器具接続ソケット(270)の所望の動作(368)はソケットの回転角位置の関数である。接続制御素子の所望の張力調整(369)は、ラック(298)に対する張力調整ギア(300)の位置の関数である。

30

40

【0134】

+/-ピッチまたは+/-ヨーのような単一の自由度で操作を行ない、分割キャリッジ機構を通して能動的に張力調整を行なう様子を示す図135を参照すると、図110A乃至図110Eを参照しながら上述した説明に従って予測できるように、所望の張力は曲がり量の絶対値に直線的に変化するように関連付けられる。所定の系は決して緩むことがない、すなわち所望の張力が図135に示すように常に正である。図136を参照すると、同様の関係が、能動的張力調整を行なう2自由度を有する系に当てはまる-2自由度を有する系としては、+/-ピッチまたは+/-ヨーを、分割キャリッジ構造を介しての能動自由度の能動的張力調整手段として有する4ケーブル系を挙げることができる。2つの次

50

元があるので、張力結合項（３７０）を取り入れて発見的な調整を行ない、例えば制御素子の緩み、及び器具全体の圧縮量を最小化する。

【０１３５】

図１１３を参照しながら説明したように、一の実施例では、組織構造モデル（４１４）を使用してナビゲーション機能を強化することができる。処置の対象となる患者からの、その場で得られる実データを使用することが特に望ましい、というのは、一般的に対象とする組織構造に依る重要な解剖学的構造上の違いが、患者毎にあるからである。例えば、動物に関する公開レポート及び実験検証によれば、ヒトの心臓の左心房の構造は患者ごとに大きく変わる。

【０１３６】

一の実施例では、高密度焦点式超音波を用い、心臓の周期運動に同期し、好ましくは呼吸の周期運動と同期して行なわれる磁気共鳴映像法は、従来の画像切り取り（image cropping）及び画像のしきい値処理（image thresholding）と一緒に使用して、３次元組織構造モデルを生成することができる。心臓の構造のような能動組織構造（active tissue structures）のモデル化に適用されるような画像診断法に関する解決課題の一つは、ゲーティングである。一の実施例においては、ゲーティングには、非常に小さい呼吸運動にも関連付けられる拡張期中の心臓休息時（cardiac resting periods）を待つことが含まれる。例えば、同期して収集される磁気共鳴映像画像を利用して左心房の３次元画像を取得するためには、許容できないほどの長さの取得時間と、言うまでも無く、画像取得、及び使用可能な組織構造モデルへの統合を行なうために必要なかなり大規模、かつ高価な器具類と、が必要になる。しかしながら、このような診断法は、心臓又は呼吸の周期運動を無視することができる場合、及び画像または一連の画像を取得して、そして使用可能な組織構造モデルにかなり迅速に合成することができる場合には好ましい。

【０１３７】

図１３７乃至図１３９を参照すると或る方法が示され、カテーテルまたは類似の構造に取り付けられる超音波トランスデューサ、及び同じ構造に取り付けられる位置特定システムのような適切なハードウェアが設けられる場合に、この方法によって、組織構造モデルを合成して超音波診断装置により生成されるスライスデータを収集するだけでなく、各スライスデータ取得時間におけるトランスデューサの位置及び向きを求めることができる。別の実施例では、類似のロボットシステムは位置特定システムを含まず、この場合、運動学的又は幾何学的関係を使用して撮像装置の位置を予測することができる。

【０１３８】

図１３７はヒトの心臓を示し、この心臓には、ドイツ国エルランゲン所在の Siemens AG 社製の商品名 ACUSON AcuNavTM 超音波診断カテーテルとして市販されているような、側方に向かって超音波を発する超音波カテーテルが留置され、このカテーテルは左心房に下大静脈血管を通して挿入される。超音波カテーテルに超音波トランスデューサの位置で、または位置の近傍で接続されるのは、直交する方向に磁場を発生し、かつ電磁波の照射を行なう一連の受信コイル（set of orthogonally oriented electromagnetic receiving coils）のような位置特定装置であり、この装置は、取得反射データの各取得「スライス」での超音波トランスデューサの位置及び向きを求める。図１３８は、超音波カテーテルの遠位端の長手方向軸に沿った図であり、超音波カテーテルを回転させることにより、複数の構造組織位置ポイントを含む反射超音波画像データの複数のスライス（５００）を取得するとともに、反射超音波データの各スライスに関する超音波トランスデューサの位置及び向きを求めることができる様子を示している。このような実施例及び心臓のような周期的に動く標的組織構造においては、複数のスライスの各々を拡張期の休息時に取得して運動に起因する画像歪みを防止することが好ましい。

【０１３９】

取得後の処理では、取得画像スライスデータ、及び関連する位置及び向きデータを使用

して、図139の一連のスライスが示すような3次元組織構造モデルを構成する。この技術分野の当業者には明らかなことであるが、画像形成のためのポイントを細かいメッシュ状の構成にするために、図139に示すように、更に多くのスライスを取得してまとめる必要がある。例えば、Siemens AG社製の商品名ACUSON SequoiaTM超音波システムとして市販されているような、超音波を利用するほとんどのメインフレーム装置において利用することができる従来の画像しきい値処理を使用して、血液で、または他の流体で埋まった空洞と組織との間の遷移ポイントを明瞭に解像して図138に示すような遷移ポイントを構成することができる。

【0140】

図140乃至図148を参照すると、組織構造画像を取得し、編集する別の実施例の種々の態様が示される。図140を参照すると、図137乃至図139の実施例を参照しながら適用したものと同様の原理を適用して、Boston Scientific Corporation製の商品名Ultra ICETMカテーテルとして市販されているような周辺から超音波を発する画像取得装置を位置特定システムと連動する形で使用して、一連の周辺スライス(502)、及びトランスデューサ(504)の関連位置及び向きデータを取得し、図141に示すように、空間において関連付けられる一連の組織-空洞しきい値ポイント(506)を形成することができる。図140に示すように、一連の関連スライス(502)は、トランスデューサ(504)を空洞を通して挿入する、引き抜く、または挿入して引き抜くときに収集される。上の実施例と同じように、動く心臓組織の事例では、複数のスライスの各々を拡張期の休息時に取得して運動に起因する画像歪みを防止することが好ましい。更に、高解像度の組織構造画像は、この技術分野の当業者には明らかなように、トランスデューサの位置を標的空洞内で変えるときに画像を高密度で取得することによって形成することができる。

【0141】

図142を参照すると、外周から超音波を発し、かつ位置特定装置(509)及び超音波トランスデューサ(510)を含むカテーテルデバイス(508)の拡大斜視図が示され、このカテーテルデバイスは組織空洞内に位置して、空の空洞と組織壁との間の遷移部分において検出密度しきい値を示す例示の測定ポイントを含むスライスデータ(511)を取得する。図143は、このようなカテーテルシステムの長手方向軸を下方に眺めるときの2つの図であり、カテーテルの周りに位置する一連の密度遷移ポイント(density transition points)を取得する様子を示しており、これらの密度遷移ポイントは、対象とする空洞のより大規模な3次元画像に編集することができるスライスを形成する。図144を参照すると、従来の変換数学が示され、この変換数学を使用して、取得カテーテル先端基準系の位置及び向きデータを、地上基準系または他の或る所望の基準系のデータに変換することができる。図145A乃至Bは、組織空洞(513)を通して真っ直ぐに挿入され、経路に沿って一連のデータスライス(514)を取得するカテーテル(512)の2つの異なる図を示している。

【0142】

図146A乃至図146Dは、本実施例における所定の組織構造の形状を撮像するためのそれぞれの変形例を示している。図146Aに示す実施例では、外周から超音波を発するカテーテル(515)が着信スライスデータに関係なく空洞を通して真っ直ぐに挿入される。図146Bには変形例が示され、この変形例では、超音波トランスデューサ及び位置特定装置を含むカテーテル構造(515)が、対象とする組織空洞を通して移動するにつれて曲がり、これによってほぼ平行な平面を形成する一連のスライスが提供される。図146Cは、超音波トランスデューサ及び位置特定装置を含むカテーテル構造(515)が、対象とする組織の特定の小部分に振り向けられる変形例を示している。一の実施例では、このような振り向け操作は、オペレータがリアルタイムで、またはほぼリアルタイムで画像を解析する結果として行なわれる。例えば、透視撮影法または他の従来の撮影法を使用して、一の実施例においてカテーテルをこのような位置に位置させることができる。別の実施例では、カテーテルを自動的に、または半自動でこのような位置に、以下に説明

するように案内することができる。図146Dに示すように、カテーテル(515)を挿入し、対象とする組織空洞を通るようにカテーテルの向きを操作して、取得したデータのスライス群から成る平面が平行になることがないようにすることができる。超音波トランスデューサの位置及び向きが、接続位置特定システムによって判明している場合、画像の所定の積層体の内部の平面群が平行であるとする要件は全く必要ではない。実際、或る実施例では、図147に示すように、撮影カテーテル(516)を注目位置近傍で制御性良く曲げて、対象とする組織の特定部分の複数画像(517)を取得することが望ましい。更に別の画像スライスを取得するときに、このような制御性の良い曲げを所定範囲の運動によって行なう操作を、対象とする組織構造の特定部分を「詳細に調査するための曲げ(bend detailing: ベンドディテールリング)」と、表現することができる。

10

【0143】

図148A乃至図148Cを参照すると、取得システムの前述の実施例を実現するための取得手順に関する幾つかの実施例が示されている。図148Aに示すような簡単な実施例では、インサクションベクトルが選択され、この選択に続いて、超音波トランスデューサが、対象とする組織空洞を横切るように挿入され、一時停止してスライス及び位置／向きデータを挿入経路に沿って取得することにより、スライス及び位置／向きデータを3次元モデルに取り込む。図148Bに示すような別の実施例では、対象とする空洞を横切って挿入し、そしてデータスライスを取得する所定のプログラムに従うのではなく、画像取得が継続している間に、閉ループ系が着信スライスデータを解析し、そして事前プログラムされたロジックを適用して自動的にナビゲートを行なうように動作する。図148Cは、図148Bと同様の実施例を示すが、最適経路プランニング(最適パス探索)を制御ロジックに組み込み、器具操作装置を操作して自動または半自動画像取得機能を提供する点

が異なる。例えば、この系は取得画像に関して、放出光線とこのような光線の検出反射光線との間の飛行時間を監視することができ、これにより、飛行時間データを使用した解析結果に従って、器具の向きを空洞の中央を真下に下るように操作する。この操作は、「飛行時間に基づく操作(time-of-flight center drive)」と呼ぶことができる。別の実施例では、画像シリーズの所定の部分に関する飛行時間データの所定期間または所定距離に渡る大きな変化は、組織表面構造の変化と解釈することができ、この組織表面構造の変化は、高密度の局所撮影を行なって、または自動曲げを行なうことによってでも、トランスデューサを注目部位に近づける—または、図147を参照し

20

30

【0144】

図149及び150は、ヒトの左心房の3次元組織構造モデルを取得するための該当する実施例を示している。

【0145】

図149を参照すると、隔壁を横切り、隔壁に隣接する取得開始位置を確認し、そして凡その経路及び挿入長を測定して、左心房に入り込む左上肺静脈の狭窄部に器具で、透視または超音波のような従来の方法を使用して到達した後、器具を左心房空洞を横切るように凡その経路に沿って操作して、スライス群を経路に沿って収集し、そして飛行時間計算及び解剖学理論を使用して他の全ての肺静脈の狭窄部のくびれ位置をほぼ特定する。器具が、左下肺静脈の狭窄部に至る予測経路の末端に到達すると、狭窄部に食い込むくびれを、図147を参照しながら上述したように、飛行時間計算、及び「詳細に調査するための曲げ」操作により得られる追加データを使用して検出することができる。くびれを検出した後、器具が狭窄部に達するように器具を操作することができ、そして左上肺静脈構造に関する狭窄形状及び経路データが得られる。一の実施例では、事前設定挿入制限により、設定値を超える肺静脈構造への挿入を防止する。別の実施例(図150を参照しながら記載されるような)では、組織接触検出手段を使用して、組織構造が器具に物理的に接触しており、かつ関連制御ロジックが示すように、器具の挿入を制限する必要があるというフィードバックをオペレータまたは自動操作系に供給することができる。

40

50

【0146】

更に、図149を参照すると、左心房の第1の肺静脈狭窄部に関する狭窄形状及び経路データを取得した後、同様の手順を使用して第2、第3、及び第4の肺静脈狭窄部に関して同じ操作を実行することができる。左上肺静脈狭窄部からの引き抜きを、好適には侵襲を最小限に抑える方法により狭窄部へ挿入を行なうために利用される経路に沿って行なった後、左下肺静脈狭窄部に食い込むくびれを、「詳細に調査するための曲げ」操作と同様の方法を使用して検出し、そして左下肺静脈に関する狭窄病変データ及び経路データを取得する。続いて、器具を右肺静脈のくびれの位置にまで、好適にはほとんどの患者において更に容易に到達することができる右下肺静脈のくびれから始める形で引き戻すことができる。最終的な左心房モデルを構成するデータの量及び種類を増やすために、器具を左心房から引き抜く、左心房に押し込む、そして左心房の近傍で操作するときにデータスライスを継続的に収集することができる。

10

【0147】

右下肺静脈狭窄部の位置を特定した後、左肺静脈狭窄部に関して上に説明したように、器具を狭窄部に押し込み、そしてデータを経路及び形状に関して取得する。同様に、形状及び経路データは右上肺静脈狭窄部に関して取得することができ、この狭窄部はほとんどの患者において、隔壁に対する狭窄部の位置に起因して到達するのが最も難しい。器具を心房内部の近傍に押し込むことにより容易になる「詳細に調査するための曲げ」操作、またはスライスの取得、及び飛行時間解析が、肺静脈くびれ位置のいずれかを特定するために効果的ではないとなった場合には、透視または心臓内超音波のような従来のシステムを図示の取得手順の間に使用して、器具を全体として関連組織構造の位置に押し込み易くすることができる。その後、図示の手順の適切な部分を更に自動化された形で再開することができる。

20

【0148】

図150を参照すると、左心房の3次元画像を取得するための手順の別の実施例が示されるが、この実施例は、関連システムが更に接触検出手段を器具の先端に取り付けて、器具先端と対象とする組織構造との間の接触を検出する点が、図149の実施例と異なる。このような機能及びロジックを、当該検出手段からの情報を取り込むために追加することにより、本システムを停止するように構成することができ、またはオペレータに組織構造または組織壁に器具が接触していることを通知するように構成することができる。このような機能を使用して取得プロセスを効率化することができる。例えば、経路を透視または超音波のような撮影診断法によるデータに基づいて探索するのではなく、器具を単に、左心房を横切って左肺静脈に向かうほぼ適切な方向に向け、そして挿入操作及びデータスライス取得操作を実行することができる。接触検出フィードバックを論理的に利用して、左心房の左壁或いは左心房の左壁の近傍で、又は肺静脈が左心房の狭窄部から離れて狭くなる肺静脈の曲がり部分の内部で、器具の挿入を停止させることができる。

30

【0149】

多数の文献が医療装置用器具と組織との間の接触を判断する方法について報告している。例えば、米国特許第5,935,079号；5,891,095号；5,836,990号；5,836,874号；5,673,704号；5,662,108号；5,469,857号；5,447,529号；5,341,807号；5,078,714号；及びカナダ特許出願番号2,285,342が、電極－組織接触を、器具電極と基準電極との間のインピーダンス変化を測定することにより判断する種々の態様を開示している。器具が適切に配置される電極を具える本発明の実施例では、この技術分野において開示されているような方法を使用することができる。接触検出手段の他の好適な実施例について、図151乃至図157を参照しながら記載する。

40

【0150】

図151を参照すると、器具操作装置及び実際の器具位置を測定するための位置特定技術を取り入れた閉ループ制御系によって操作される器具(518)が示される。器具先端を、+ピッチから－ピッチに動かし、次にニュートラルに戻し、そして+ヨーから－ヨー

50

に動かすといった運動範囲を通して或る周期間隔で操作する場合、血液の通る自由空洞空間と反対側の組織構造が接触の際に受ける負荷は、例えば位置特定システムが求める測定先端位置と、器具構造の逆運動学を通して求められる予測先端位置との間で検出される誤差を大きくするように作用する。繰り返し螺旋運動、円運動などのような運動の他の周期性パターンを利用することもできる。特定の器具構造を前提とする場合の自由空間内の予測先端位置と測定先端位置との間の経験的に求められる系の誤差によって変わるが、或るしきい値を利用することができ、このしきい値を超えると、誤差が組織接触を示すと考えられる。選択する周期運動パターンによって変わるが、器具と別のオブジェクトとの間の接触の方向も、予測器具位置と測定器具位置との間の誤差の方向性を観察することにより検出することができる。

10

【0151】

図152を参照すると、器具(519)の先端が2つの振動デバイス(520)を有する様子が示される。一の実施例では、一方のデバイスが、生体膜に隣接する圧電結晶のような振動発信機であり、そして他方のデバイスが振動受信機であり、この振動受信機は、例えば生体膜に隣接する別の圧電結晶を含む。別の実施例では、両方のデバイス、単一デバイス、または2つよりも多くのデバイスが振動発信機及び振動受信機の両方を具えることができる。自由空洞空間では、器具は、器具が組織構造と機械的に接触する場合よりも相対的に自由に振動することになり、そしてこの実施例では、差を検出し、組織構造との接触を示しているものとして論理的に解釈する。

【0152】

20

図153乃至図155を参照すると、組織接触検出手段の別の実施例が示され、この実施例では、複数の経路を通して複数の周波数で行なわれるインピーダンスモニタリングを組織接触の通知手段として利用することができる。血液を通して測定される導電率は周波数変調による変化がほとんど見られず、導電率は組織構造を通して測定される場合に周波数変調により大きく変化する。周波数を高速に切り替え、例えば、マイクロプロセッサを使用して種々の周波数で測定を行なうことにより、組織との接触に関する判断を行なうことができ、また導電率又はインピーダンスに関連する変化に基づくことなく判断を行なうことができる。

【0153】

30

このような方法を経路による導電率の変化と組み合わせることができる。従来から、インピーダンスは、器具先端電極と、例えば患者の背中の皮膚に取り付けられる分散接地との間で測定される。このような構成の場合、例えば、器具が心壁と接触すると導電率が上がり、インピーダンスが下がる。別の注目測定経路は、器具先端電極と、同じ心室の内部にあって更に近位の器具位置の別の電極との間の導電率である。血液の導電率は非常に高いので、導電率は、先端電極が組織と接触していないときに最も高くなり、先端電極が組織壁に接触して先端電極の少なくとも一部分が見えなくなるときに下がる。実際、これまでの分析によって、このような構成で行なわれる導電率またはインピーダンス測定を利用して、接触が実際に生じる前に接触を予測することができ、かつ挿入する先端電極の深度も、導電率と、組織による先端電極に対する妨害との間の関係が与えられる場合に予測することができることが判明している。

40

【0154】

図153は、このような機能を容易にするように構成された先端を有する器具(522)の別の器具の実施例を示している。器具(522)は、遠位に配置される先端電極(523)、及び4つの電極(524a乃至524d)を有し、これらの4つの電極は先端電極よりも近位のコーナー位置に配置されて、器具(522)が組織構造に隣接して、ほぼ平行に、またはほぼ接して位置するときに組織構造との接触を容易にする。図154は、組織構造(523)に隣接し、患者の背中の皮膚の上に位置する分散パッチ電極(524)を基準とする器具(522)を示している。このような構成の場合、インピーダンスを、いずれかの電極ペアの間に種々の周波数でモニタリングして周波数による変化を組み合わせることで組織-電極間接触を検出するだけでなく、導電率を比較するための経路の変化を組

50

み合わせて組織－電極間接触を検出する構成を実現することができる。

【0155】

図155を参照すると、マイクロプロセッサのような高速スイッチングのハードウェアを使用して、適切な組み合わせの各々に関するデータを収集する模式図が示される。種々の組み合わせを通しての各取得サイクルでは、インピーダンス差のモニタリングを、経路切り替え、及び周波数切り替えに基づいて行ない、このインピーダンス差を編集して、組織との接触の有無の判断に論理的に関連付け、または組織に接触していると予測される器具位置にも論理的に関連付けることができる。電極アレイの他の多くの変形を、図153に示す構成の他に使用することができ、そして周波数を、図155に示すように、3つよりも多くの周波数の間で変化させて、更に別のデータを各組み合わせ取得サイクルに関して生成することができる。

10

【0156】

図156及び157は、器具電極と心壁のような組織構造との間の接触を検出する手段の別の実施例を示している。心臓内を自由に流れる血液の中に位置する器具電極によって取得される心電図(electrocardiogram: ECG)信号は、識別可能な信号であるが、信号処理の観点からすると、高周波信号成分の減衰によって、電極が心壁と接触するときに検出される同様の信号よりも波形がシャープではなく、振幅が小さい。ECG信号が時間で微分される場合、電極が接触している場合に結果として得られる微分信号の振幅は、接触していない場合の緩やかに上昇する曲線に比べて大きくなる。一の実施例では、マイクロコントローラまたはデジタル信号プロセッサ(「DSP」)を利用して、取得ECG波形のサンプリング、微分、及び解析を行なう。別の実施例では、着信ECG波形の形状をモニタリングして接触状態だけでなく、患者の組織構造への接近時に波形形状が変化するときの接触直前状態を検出する。

20

【0157】

図157を参照すると、同様の信号処理手段を使用して心内ECG信号(527)を体表面ECG信号(528)と比較するが、体表面ECG信号は基本的に、心臓の各部分からの種々のECG信号を重ねた波形を表わす。心内ECG信号を体表面ECG信号と比較して、心内ECG信号が実際に、体表面ECG信号によって表わされる合成信号の一部となって現われるかどうかを判断する。重畳一致度(superposition match)が経験的に決まるしきい値を満たさない場合、当該結果を心内電極及び心壁組織構造が接触していない状態に論理的に関連付ける。

30

【0158】

心内電極が心臓の特定の壁に接触している場合、図157に示すように、心内ECG信号は、鮮明で細かく、かつ重畳合成体表面ECG信号の一部に非常に良く一致する。別の実施例では、体表面ECG信号を、例えば4つの小部分に分割することができ、これらの部分の各々を同様の方法で心内ECG信号と比較して、接触を判断するだけでなく、4つの小部分に関連付けられる心臓内の位置を確認することができる。例えば、体表面ECG信号を、心臓の4つの心室を表わす4つの部分に細分化する、または同じ心室の4つの部分にさえも細分化することができる。

【0159】

一般的な構成では、前述の「マスターフォローイングモード」は、各コマンドに、当該コマンドがマスター入力装置から制御系を通して送出されるときに直接従うように論理的に構成することができる。しかしながら、閉ループ制御の一の実施例では、ロジック層は、マスター入力装置及び位置特定システムからの着信データを、統合組織構造モデル、及び手元の特定の手順に関する或るシステム設定情報を考慮に入れて解釈して、マスターフォローイング制御ロジック及び後続のメインサーボループ制御ロジックに転送されるコマンドに変更を加えて物理器具を移動させるように構成される。

40

【0160】

図158A乃至図160を参照すると、幾つかの非常に簡素化された例では、マスターの動きを解釈するフォローイング制御によって解決すべき課題が示される。これらの図の

50

各々に示される例示としての器具の実施例は、位置特定装置及び接触検出装置を含む。多くの組み合わせ、または器具構成部品を、マスターの動きを解釈するフォローイングロジック層を使用して利用し、オペレータに、機能目的によって変わる強化ナビゲーション機能を提供することができる。

【0161】

図158A乃至Dに示すように、位置特定装置(532)を含む遠位端を有する器具(530)は不規則な形状の組織壁に隣接して位置し、この組織壁は、システムの可視化兼制御系において、前述の診断法の内の一つを使用して得られる好適な3次元組織構造モデルによって表わされる。オペレータの目的が図158A乃至Dに示す器具先端を動かすことであるとすると、オペレータが選択する移動経路は、当該オペレータが2つの位置の間で選択する処置によって変わる。例えば、オペレータが単に、器具(530)を各位置の組織壁に、器具と組織壁との間の組織には全く接触することなく触れさせたいと希望する場合、オペレータは破線で示すような、組織構造内の不規則構造の周りの高効率経路(531)を選択することができる。この経路に従って、オペレータは器具を該当するポジション/位置の間で操作することができる。

10

【0162】

更に、または別の構成として、オペレータは器具(530)に軽く触れて器具を組織構造に向けて押し、そして器具を図159A乃至Dに示す位置の間で、前述の実施例において説明したように定常的に引きずりながら接触させる、というのではなく、2つの位置の間を一連の動作としてホップする(飛び越える)形で操作しながら、器具を接触状態に維持する。更に、別の実施例では、図160A乃至Dに示すように、オペレータは、多分、遠位器具構造、例えば電極が選択した向きになることによって組織構造壁にほぼ垂直になっている器具を維持しながら、器具をこれらの位置の間で動かしたいと希望することができる。

20

【0163】

更に、オペレータは制御ロジックに安全機能を組み込んで、例えば器具が、対象とする組織構造を、組織に沿って過剰な負荷で過度に引きずる、組織構造の特定部分に過剰な負荷を掛け、または過度のストレスを与えて、集中負荷を生じる、或いは能動弁入り口のような組織を傷付ける恐れのある領域に入り込むことによって傷付けることがないようにと希望することができる。

30

【0164】

このようなオペレータの目的は、制御ロジック内に配置される、マスターの動きを解釈するフォローイングロジック層の種々の実施例において達成される。一の実施例においては、マスターの動きを解釈するマスターフォローイング制御では、普通、組織構造表面に沿った引きずりを生じることになるコマンドを、各接触を組織構造表面モデルに加わる新規ポイントとして記録しながら、組織構造表面への、または組織構造表面からの連続する小さな「ホップ」を実行するコマンドとして解釈する。ホップは、器具を、器具が組織構造に接触するようになった同じ経路を後戻りさせ、次に組織構造モデルに従って壁に沿って正しく移動させ、更に同様の経路で再度近付けることにより実行することが好ましい。新規の各XYZ表面ポイントを記憶する際のメモリの節約の他に、一の実施例では、システムは、器具による接触が行なわれた器具経路を、位置特定向きデータ及び制御素子張力調整コマンドを保存することにより保存して、オペレータが同じ経路を必要に応じて後の時点で再度取ることができるようにする。接触が確認された経路及び新規ポイントを保存することにより、更に詳細な等高線図を組織構造モデルに基づいて形成し、この等高線図を手順において利用し、そして継続的に充実させることができる。各ホップの長さだけでなく、各ホップ接触の間の非接触距離の長さも設定することができる。

40

【0165】

一の実施例においては、マスターの動きを解釈するフォローイング制御では、種々の安全チェックステップを実行して、オペレータがうっかり、対象とする組織構造に、器具を組織構造に押し込む、または組織構造を貫通することによって傷を付けることが絶対にな

50

いようにする。例えば、制御ロジックは、位置特定データ又は接触検出データを用いた組織構造モデルを利用して得られる決定に従って、対象とする組織構造を超えて器具を押し込む、または対象とする組織構造の内部に器具を押し込むことができないように構成することができる。このようなモードは、或るシナリオでは、オペレータコマンドによって手動で無効にすることができ、これによって、例えば卵円窩の位置の心房中隔のような組織壁に意図的に穴を空けることができる。一の実施例では、制御ロジックは、オペレータが器具を移動させようと試みている、または同じ位置で電極が所定時間よりも長く作動する、または所定量を超える供給エネルギーで作動する、ということのを防止しようと試みる間は、器具電極が作動することがないように構成することができる。

【0166】

別の実施例では、マスターの動きを解釈するフォローイング制御によって、オペレータは自動で種々の治療を行ない易くなる。例えば、器具がアブレーション用先端電極 (distal ablation electrode) を含む場合、制御手段は、円形アブレーションパターンが、オペレータが選択する3つの接触ポイントを通るようにパターンを自動的にこれらのポイントに一致させるように構成することができる。更に、オペレータは、ホッピング間欠電極焼灼パターン (hopping, intermittent electrode burning pattern) を選択して、オペレータが単にマスター入力装置を線形的に移動させるだけでパターンが自動的に適用されるようにすることができる。触覚機能を利用してオペレータに種々のフィードバックを行なって治療を容易にする。例えば、触覚「溝 (groove)」を器具の挿入軸に沿って形成してオペレータが器具をマスター入力装置で操作し易くすることができる。更に、既に選択した所望接触ポイントを触覚的に捉えられるように「重力の井戸 (gravity well)」に引き込んで、オペレータが器具をこのような位置に振り向け易くすることができる。

【0167】

上述したような制御系の実施例によって、医療処置を行なうためのカテーテル関連器具の向きの正確な操作が容易になる。次に、例示としてのアプリケーションとして、心房性細動を止めるための心筋切除術について図161乃至図174を参照しながら説明する。

【0168】

図161を参照すると、標準の心房アプローチ法が示され、ロボット制御ガイドカテーテル器具 (534) 及び鞘状器具 (535) が下大静脈を通過して右心房に到達する様子を示している。図162を参照すると、心エコー (intracardiac echo: ICE) 超音波カテーテル (536) のような撮影装置を右心房に送り込んで、視野を心房中隔に向ける。図163に示すように、ガイド器具を隔壁に送り込む。図164及び図165を参照すると、隔壁 (537) は従来の方法を使用して横切ることができ、この方法では、まず卵円窩位置に、ニードルまたはワイヤのような、ガイド器具 (534) の挿通用内腔を通した鋭利器具 (538) で穴を空け、次に鋭利器具上の拡張器 (539) を通し、そして図166に示すように、鋭利器具を後退させて拡張器 (539) を留置し、この拡張器を覆うようにガイド器具 (534) を進める。或る実施例では、従来の (すなわち、ロボットを用いないで) 隔壁を通過させる技術において公知のように、器具構造を、ガイド器具の挿通用内腔を通して、器具構造が拡張器内に同軸に配置されるニードルを構成するようにすることが望ましい。

【0169】

図167に示すように、ガイド器具 (534) を隔壁 (537) を横切るように通した後、ガイド器具 (534) を拡張器として使用して鞘状器具 (535) を隔壁 (537) を横切るように挿入するので、両方の器具 (534、535) を左心房に到達させることができる、また左心房の内部を観察することができる。鞘状器具 (535) を、隔壁 (537) を丁度横切る位置に固定することが望ましい。例えば、図168に示すように、従来の固定用バルーン (540) のような拡張する構造を用いることができる。次に、図169に示すように、ガイド器具 (534) を使用して左心房内部をナビゲートすることができる。

【0170】

一の実施例では、無線周波数（RF）アブレーションシステムをロボットガイドカテテルシステムに使用してエネルギーを供給して心筋内の組織を焼灼し、不所望の伝導路が左心房の壁及び隣接血管（例えば、肺静脈）の内部に形成されることがないようにする。例えば、図170は、オペレータ制御ステーション（2）、コンピュータ（6）、器具操作装置（16）、RFアブレーションエネルギー制御ユニット（RF ablation energy control unit：541）、ガイド器具（543）、及び操作器具（547）を含むこのような構造のシステムレベル図を示している。

【0171】

一の実施例では、図171に示すように、約7フレンチの外径を有することができるロボット制御ガイド器具（543）は高密度アブレーション先端を備え、そして鞘状器具（535）に通される。図172に示す別の実施例では、操作器具（547）、この例ではBoston Scientific Corporation社製の商品名Blazer I ITM心臓切除カテテルとして販売されているような、約7フレンチの外径を有することができる「市販の」アブレーションカテテルをガイド器具（534）の挿通用内腔を通し、この場合、挿通用内腔自体が鞘状器具（535）の中を通される。このような実施例では、RF電力をRF発生器から直接、アブレーションカテテルハンドルに供給することができる。別の構成として、電源をアブレーションカテテルに、ロボットガイド器具（robotic guide instrument）と一体化されるコントローラを通して接続して更に別の安全機能を提供する、例えば電源を定められた条件下で自動的に遮断することができる。このような実施例では、アブレーションカテテルのほんの一部分のみをガイド器具の先端から突出させてアブレーション電極を露出させるだけで済み、そして「市販の」アブレーションカテテルに取り入れることができる先端曲げ操作性は、高精度の先端曲げ操作がロボット制御器具によって可能になるので必要ではなくなり、この場合、ロボット制御器具を貫通する形で、アブレーションカテテルが同軸状に配置される。別の構成として、アブレーションカテテルのかなりの部分を、好適には系によって一定の位置に保持されるガイド器具の先端から突出させることができ、そして「市販の」アブレーションカテテルの手動の先端曲げ操作性を利用して、このようなデバイスの先端部分を所望の位置に、透視システム、超音波システム、位置特定システム、またはリアルタイムの、またはほぼリアルタイムの他のシステムからオペレータへのフィードバックを利用しながら配置することができる。この技術分野の当業者であれば、複数タイプの他のアブレーションカテテルまたは他の操作器具の多くをガイド器具（534）の挿通用内腔を通すことができることが分かるであろう。

【0172】

ロボットガイド器具内に同軸に配置した切除カテテルを伴うロボットガイド器具を具えるシステムによって提供される精度が、正確なマッピングと経壁損傷形成を容易にする。右心臓では、中隔を横切ることなく、下側右心房へ切除カテテルの遠位側先端をアクティブに駆動することによって、心房粗動に対処することができる。右心房峡部に接触して、三尖環と共に右心房と下大静脈の接合点まで切除する。上大動脈と下大動脈間の「静脈間ライン」、あるいは上大動脈から卵円窩へ、次いで卵円窩から下大動脈への「中隔ライン」など、様々な位置におけるマスタ入力装置への入力を介して、長い直線損傷を作ることができる。表題のロボット器具システムを用いてレーザ探査安全観察装置「Lasso」型切除カテテルを駆動して、左心臓の肺静脈を離隔させる、あるいはセグメント化した肺静脈の離隔を行うことができる。ここでは、「Lasso」デバイス周辺に配置した電極サブセットを用いて切除損傷を作る。PappopneやMoradyなどの外科医が開発した「左心房カテテル除去」（Left Atrial Catheter Ablation）あるいは「LACA」として知られている手順は、表題のシステムを用いて容易に行うことができる。LACAは、左上肺静脈及び左下肺静脈の切除分離と共に、右上肺静脈と右下肺静脈を分離する大きな切除、上述の損傷間の連結切除（「ルーフライン」切除）、及び、左下肺静脈から僧帽弁環への左心房峡部リニア切除を含み、表題の

システムのロボット精度を利用して行うことができる。右下肺静脈や、左上肺静脈と左下肺静脈間の隆線などの切除ターゲットは、表題のシステムの精度なしでは特に困難である。

【0173】

図173A乃至Dの非限定的な例によって示すものなどの、ガイド器具(534)と共に用いることができる、多くの作業器具の公知の診断または治療用遠位端電極構造がある。これらの例では、電極は、ロボットで制御されるガイド器具(543)と鞘状器具(535)を同軸に通る作業器具(547)の遠位端に配置されている。例えば、図173Aは、Y型スプリット端部を有するガイド器具の一例を示す。ここでは遠位端電極(600、602)が各スプリット端部に配置されている。図173Bは、ガイド器具の一実施例を示しており、ここでは2つの電極(610)が器具の遠位先端の二箇所半径方向に配置されている。図173Cは、器具の別の実施例を示しており、ここでは、単一の電極(608)が器具の遠位先端の上に配置されている。図173Dの例は、作業器具を示しており、ここでは、電極(610)が遠位先端の側面上に設けられている。

【0174】

その他の先端オプションには、図174Aの遠位先端先端素子(612)から出ている矢印で示すようなマイクロ波あるいは超音波エネルギー、図174Bの遠位先端素子(614)から出ている複数矢印で示す光レーザエネルギー、図174Cの貫通電極または化学物質/薬剤注入針(616)、または図174Dの機械的把持器(618)などの非接触手段が含まれる。

【0175】

別の実施例では、器具を、従来のファイバースコープまたはCCDカメラ装置を使用する「直接可視化」によってナビゲートすることができ、ファイバースコープまたはCCDカメラ装置は血液中に位置するときに、観察可能なバルーンの内部に配置されることが好ましく、このバルーンは、遠位に位置し、かつ生理食塩水のようなほぼ透明な流体を含む。更に別の実施例では、マサチューセッツ州ウィルミントン所在のCardioOptics Corporation社が提供するような赤外線可視化技術を器具に取り入れて、観察可能なバルーンまたは同様の構造を使用することなく、血液または同様の媒体を通しての直接観察を可能にする。器具が血液の流れない空間の中をナビゲートされる別の実施例では、観察可能なバルーンを配置してカメラ装置を保護する必要はなく、カメラレンズまたは画像取り込み手段を器具の先端に配置することができる。直接可視化装置に対してバルーン状の可視化構造を援用するかどうかに関わらず、当該装置を器具に、器具の実施例の挿通用内腔を通るように装置を挿入することにより接続する、または当該装置を、細長い器具を構成する複数の壁の内の一つの壁に組み込むことが好ましい。

【0176】

従来のセンサは、ひずみゲージ又は圧電結晶を具えるような器具の先端に、また先端の近傍に配置することができる。また、一つよりも多くの位置特定装置を器具に器具の異なる位置に沿って接続することができ、これによって、器具の位置を更に詳細にモニタリングすることができる。このような更に別の情報を利用して体の動き、または呼吸周期に関連する組織の動きを基本座標系に対して補償し易くすることができる。

【0177】

接触センサを含み、かつ組織構造モデルを取得する上述した診断法の更に別の実施例では、器具を単に空洞内で計画的に、またはランダムに操作して全ての接触ポイントを収集し、そして保存して組織構造の3次元モデルを生成することができる。関連する実施例では、超音波または透視のような従来の撮影診断法を使用して得られる粗モデルを第一歩として利用し、次に更に別のポイントを、接触検出による「叩いて回る(tapping around)」パターンを使用して、特に左心房の肺静脈及び弁の位置のような注目ポイントにおいて加えて更に多くのポイントを収集し、そしてモデルを高性能にすることができる。

【0178】

図 1 1 3 を参照して上述したとおり、図 1 に示すように、一の実施例では、視覚化ソフトウェアがデジタル化した「ダッシュボード」または「ウインドシールド」をオペレータ制御ステーション（２）にいるオペレータに提供して、適切な組織構造内で適切な器具装備の本来的な操作性を強化するようにしている。

【 0 1 7 9 】

様々なグラフィック対象物の一またはそれ以上の表示を重ね合わせたフォーマットでオペレータに提示することは、様々な構造の関連する位置付けについてのユーザの理解を容易にする上で有益である。例えば、リアルタイムの X 線透視画像を、様々な構造あるいは画像の予測される位置をデジタル的に生成した「略画」表示と重ね合わせることは有益である。実際、一の実施例では、リアルタイムでの、あるいは取得したとおりに更新した器具の位置表示を含む X 線透視画像と、当該器具が周辺生体構造に関連していることをコンピュータ化したシステムで予期しているリアルタイム表示とを重ね合わせることができる。関連する変形例では、心臓内超音波カルジオグラフィエコー（intracardiac echo cardiology ultrasound： I C E）などのその他の関連するモダリティから更新した画像を、ディスプレイ上で X 線画像と器具の「略画」画像と重ね合わせて、情報が豊富なレンダリングをディスプレイ上でオペレータに提供することができる。

【 0 1 8 0 】

図 1 7 5 を参照すると、このような重ね合わせ画像を生成するように構成したシステム図が示されている。図 1 7 5 に示すように、従来の X 線透視画像（３３０）は、「Ｓービデオ」又は「アナログ高分解能ビデオ」として知られているフォーマットで電子画像を出力する。X 線透視画像システム（３３０）の画像出力インターフェース（３３２）を、「フレーム取り込み器」（３３４）画像取得カードとして知られているコンピュータ（３４２）ベースの画像取得装置の入力インターフェースに接続して、X 線画像システム（３３０）からのビデオ信号のフレーム取り込み器（３３４）への取り込みを容易にすることができる。このフレーム取り込み器はビットマップ（BMP）デジタル画像データを生成するように構成されており、通常、一連のデカルトピクセル座標と、関連するグレースケール又は色値を具えている。これらは一の画像として共に表示することができる。ビットマップデータは、次いで、従来の Open GL 図形処理ライブラリ（３３６）で入手可能なものなどの、コンピュータグラフィックスレンダリングアルゴリズムを用いて処理することができる。要約すると、プログラマまたはオペレータは、従来の Open GL 機能によって対象物の位置、テクスチャ、サイズ、光、及びカメラを規定して、二次元ディスプレイ上に三次元レンダリングを生成することが可能である。シーンを構築し、対象物、光、カメラ位置を記載し、Open GL の機能性を使用してこのようなコンフィギュレーションをディスプレイ用の二次元画像にするプロセスは、コンピュータグラフィックスではレンダリングとして知られている。対象物の表示は、三角形の網（mesh of triangles）を形成することによって操作することができる。これは、従来のグラフィックスカードを、従来のディスプレイまたはコンピュータモニタに表示可能な二次元画像を解釈して出力するように構成したものであり、当業者には自明である。従って、Open GL ソフトウェア（３３６）は、図 1 7 5 に記載されているシステムのグラフィックスカード（３３８）にレンダリングデータを送るように構成されており、次いでこのデータが従来のディスプレイ（３４０）に出力される。

【 0 1 8 1 】

一の実施例では、例えば、マスターフォローモード動作状態からの動きによって空間内を移動する細長い器具の略画状レンダリングを形成するための Open GL ソフトウェアを用いて生成した三角形の網を、フレーム取り込み器と Open GL 処理を行った X 線画像データと共にコンピュータグラフィックスカードへ送るようにしても良い。このようにして、細長い器具の移動する略画状画像を表示することができる。更新した X 線透視画像データを同じディスプレイ中の平坦に現れる面に投影するために、従来どおりに、二つの三角形を規定することによってレンダリングしたプレーンな対象物を作って、更新した X 線透視画像データをこの平面上にテクスチャマッピングすることができる。従って、細

長い器具の略画状画像を、更新したX線透視画像データがテクスチャマッピングされている平面的な対象物と重ね合わせることができる。カメラと光源の位置決めは、予め選択しておいてもよく、あるいは、マウスまたはその他の入力装置を用いてオペレータによって選択可能として、オペレータ自身が二次元コンピュータディスプレイ用に所望の画像パースペクティブを選択できるようにしても良い。原点位置とカメラのベクトル位置として規定することができるこのパースペクティブは、手術台の上に寝ている患者の腹側／背側及び側面画像といった、X線透視画像システムから取った標準画像と合致するように選択することができる。細長い器具がX線透視画像において可視であれば、このX線透視画像の平面的対象物と略画器具対象物は、X線透視画像面中表示されている器具を、器具の略画バージョンと確実に整列させることによって、互いに位置合わせすることができる。一の実施例では、略画器具対象物が器具のX線透視画像面と位置合せされるまで、マウスなどの入力装置を用いて略画対象物を動かしながら、いくつかのパースペクティブを見ることができる。略画対象物の位置とX線画像対象物の位置をリアルタイムで更新することができるので、オペレータあるいはシステムは、その重ね合わせた画像を画像処理することによって、予測されている器具の正常な動きを妨げる構造、器具のエラーまたは障害、あるいは、器具の略画の位置表示を実行している予測化制御ソフトウェアのエラーまたは障害が生じたときの、器具の略画の位置と器具のX線透視画像との位置との間の有意に表示されたミスマッチを自動的に読み取ることができる。

10

【0182】

図175を参照すると、X線透視画像システム(330)のビデオ信号以外に、その他のビデオ信号(図示せず)を画像取り込み器(334)に同時に送ることができる。例えば、心臓超音波エコー(ICE)システム、血管内超音波診断法(IVUS)、あるいはその他のシステムからの画像を、同じ表示画像の上に同時に重ね合わせることができる。更に、X線透視画像のテクスチャマッピング用面や細長い器具の略画対象物以外の追加対象物を、OpenGLまたはその他のレンダリングソフトウェアを用いて処理して最終的なディスプレイに追加対象物を加えることができる。

20

【0183】

図176A乃至B、及び図177を参照すると、一の実施例が示されている。ここでは、細長い器具がロボットガイドカテーテルであり、心臓とその他の周辺組織、及び器具対象物を可視化するのにX線透視画像とICEが用いられている。図176Aを参照すると、背景のほぼ全表示領域を占めるように構成した面にX線透視画像がテクスチャマッピングされている。暗く細長い影としてX線透視画像中に見えるのは、周辺組織に対するガイドカテーテル器具のX線透視器具からの実際の位置である。このX線透視面の前に重なっているのは、予測された、あるいは「命令された」ガイドカテーテル器具の位置の略画レンダリング(図176A乃至Bでは、白で示されている)である。X線透視面の前に更に重なっているのは、ICEトランスデューサの位置を表示する小さな略画対象物、及びICEトランスデューサ略画対象物近傍の別の平面对象物であり、X線透視画像を背景平面对象物の上にテクスチャマッピングするのと同じ技術によって、この上にICE画像データがテクスチャマッピングされる。更に、マウス対象物、ソフトウェアメニュー対象物、及びその他の多くの対象物を重ね合わせることができる。図176Bは、同じ画面で、器具が異なる位置にあるものを示す図である。説明の目的で、図176A乃至Bは、器具の一のX線透視画像対象物からのミスアラインメントを、略画対象物からの器具の位置と比較して示している。上述したとおり、様々な対象物が所望の通りに整列するまで、多重画面上で捕捉した画像対象物に略画対象物を手動で整列させることによって、様々な対象物を互いに整列させることができる。様々な対象物のマーカと形状の画像処理を利用して、このような整列プロセスを部分的に自動化することができる。

30

40

【0184】

図177を参照すると、フレーム取り込み器によって処理した実際の医療画像に源を発する、命令された器具位置制御出力に源を発する、あるいは、マウス、メニューまたはコントロールパネル対象物などのコンピュータオペレーティングシステム可視対象物に源を

50

発する対象物が、同じディスプレイ中にどのように重ね合わせることができるかが示されている。

【0185】

別の実施例では、心臓の三次元画像など、関連する組織の予め取得した画像を、リアルタイムの医療画像モダリティから更新した画像に重ね合わせて整列させることができる。例えば、一の実施例では、ゲート制御コンピュータ断層撮影（CT）を用いて鼓動している心臓を術前に撮像することができる。CT撮像の結果はCTデータスライススタックにすることができる。手動あるいは自動化したスレッシュホールド技術を、マサチューセッツ州ケルムスフォード所在のMercury Computer Systems社から入手可能な商品名amira（登録商標）productの下で販売されているようなソフトウェアパッケージで入手可能な補間、円滑化、及び／またはその他の従来の画像処理技術と共に用いて、三角形メッシュを構築し、心臓の三次元略画状対象物を表示し、例えば「オブジェクト（.obj）」ファイルとして保存し、心臓を対象物としてレンダリングするときに加えるようにしても良い。心臓の対象物は、次いで上述したように、複数画像の公知の組織ランドマーク、大動脈、心室、あるいは左心房のアウトラインといったある種の組織ランドマークを特に見るためのコントラスト技術とを用いて、X線透視画像などのその他の表示画像と整列させることができる。略画の心臓対象物は、マウスを用いて、例えば、腹部／背部及び側部などの様々な画面において、その他の重ね合わせた対象物と適宜整列するまで、周りを移動させることができる。

【0186】

図178を参照すると、分散型システムアーキテクチャの実施例が記載されている。QNXなどのリアルタイムでオペレーションシステムを稼働させているマスタ制御コンピュータが、1ギガビットのイーサネット「リアルタイムネットワーク」によって、及び100メガビットのイーサネット「システムネットワーク」によって、従来の高速スイッチを用いて、そのシステムのその他のコンピュータにそれぞれ接続されている。このことによって、大規模なケーブルを必要とすることなく、あるいは中央コンピュータマシーンなしで、装置近辺で局地的に行うべき様々なデバイスの局所的カスタムコンピューティングを可能にする。一の実施例では、マスタ制御コンピュータはカリフォルニア州サンクトララのIntel Corporation社から入手可能なXeonデュアルプロセッサによって稼働することができ、視覚化コンピュータは、Windows XPを動かしており、ビデオカードとフレーム取り込み器を複数有するIntelアーキテクチャに基づく高性能マイクロプロセッサを有するパーソナルコンピュータ（PC）で稼働することができ、器具操作装置と、マスター入力装置CPUは、PC104か、又は、二つのネットワーク用の二つのイーサネット接続を有する「EPIC」標準ボードである。追加のマスター入力装置、タッチスクリーン、及びコンソールは、患者に対して別の位置にある追加のオペレータワークステーション内に設定してもよい。本システムは非常に拡張可能である。新しい装置は、スイッチに差し込んで、二つのネットワークの双方に取り付けることができる。図178を参照すると、二つの高分解能のフレーム取り込みボード（374）は、二つのX線装置（単一面X線の場合は一つ）から画像を取りこんでおり、この装置は公称分解能のフレーム取り込みボード（373）が心臓エコーシステムから画像を取り込む。このような画像データは、図175乃至177を参照して述べたとおり、重ねあわせ、その他に利用することができ、図に示すように可視化コンピュータのビデオカード（372）を用いて#2ディスプレイの上に表示することができる。ウィスコンシン州バウケシャ所在のGE Healthcare社によって配信されているPrucka CardioLab Systemなどのシステムからの心臓モニタデータは、ビデオから心臓モニタ装置上のポートへ分かれて、一のディスプレイへ直接的に送られる。このようなデータを、フレーム取り込み器によっても取得できるようにしてもよい。同様に、電子物理的マッピングと治療データと、Endocardial Solutions、Bio sense Webster Inc. 社、その他などの分配器から入手可能なシステムからの画像は、ビデオとしてモニタへ送るか、あるいはデータ取得ボード、データバス、

あるいはフレーム取り込み器ヘデータとして送る。好ましくは、マスタ制御コンピュータは、この電子物理的システムとのインターフェース接続性を有しており、単一のマスター入力装置でこのような装置その他を駆動できるようにする。図179を参照すると、ソフトウェアとハードウェアの相互動作が図に示されている。本質的に、マスター制御システムのリアルタイムオペレーションシステムのマスター状態マシンの機能によって、上記制御システムを参照にして述べたようなマスター入力装置アルゴリズムや、器具ドライバアルゴリズムを稼動するのに使用するプロセスの非常に短い待ち時間制御が可能となる。実際、XPCは、アルゴリズムコードを展開するのに利用することができるが、好ましくは、ニューヨーク州アーモンク所在のIBMのRational Roseや、マサチューセッツ州アンドーバ所在のLogix社のRhapsodyなどのユニバーサルモデル言語が、グラフィックインターフェースを用いてコードやドキュメンテーションを構築するのに使用される。200-300マイクロ秒に関してはギガビットのリアルタイムネットワークを用いて、マスター入力装置または器具ドライバアルゴリズムは電子機器のFPGAドライバコードと関連機器周辺のハードウェアと通信して、新しい値、その他に交換し、すべてが安全なパースペクティブから良好な状態であることを確認する。これによって、1ミリ秒のモータ切断時間が必要であり、全てが良好でない場合に、約700マイクロ秒が残り、これによって上述のアーキテクチャを容易に構築することができる。可視化PCは、約20ミリ秒の低周波数で、マスター制御コンピュータからのデータを反復するように設定することができる。図180は一実施例のソフトウェア相互作用を示す。

【0187】

図228を参照すると、コンソールによって共通の特徴にアクセスすることができる。巻き取る、曲げる、挿入するためのシース制御ボタンを同時に押すと、マスター入力装置がシースの一方向において、またはマスター入力装置によって方向付けられる別の方向において、巻取り（一実施例では、これは器具操作装置全体の巻取りを意味する）、一方向における＋／－の曲げ、及びガイド器具に対するシースの挿入が行われる。本来的な制御ボタンは、主ディスプレイがマスター入力装置の動きをCT画像やX線画像などの3-D画像と同期させるかどうかを決定する。自動引き抜きボタンは、折り曲げた軌跡に沿ってガイド器具をゼロ挿入点まで引っ張る。トラックボールとマウスの選択ボタンは、タッチスクリーンインターフェースによってアクセスされないいくつかの特徴に使用することができる。記録特性は、予め決められている期間について選択されたモニタ上にビデオデジタルクリップを記録するか、または、選択したモニタ上のビデオ画像を取得する。カメラコントロールにより、オペレータはディスプレイ上で特徴付けられた画像をより分けるまたは拡大することができる。

【0188】

図181乃至186Dを参照すると、タッチスクリーンインターフェースは、本発明の一実施例の視覚的に制限のない制御コンフィグレーション用パレットを提供する。患者のデータ設定、オペレータのプリセット、データ保存と取り出し、及び動作手順態様の様々な組み入れがタッチスクリーンインターフェースにコード化されており、操作中のアクセスを容易にしている。

【0189】

図182Aは、手順のタイプを選択するためのタッチスクリーンディスプレイの一例を示す図である。図182Bは、オンスクリーンQWERTYキーボードを有するシステムに患者データを入力できるタッチスクリーンを示す図である。図183Aは、様々なシステムプリセットを見て、現在の手順に直すことができるタッチスクリーンを示す図である。図183Bは、ユーザのプリセットを保存することができるスクリーンショットを示す図である。図183Cは、プリセット名を予め入力したスクリーンを示す図である。様々なシステムプリセットを維持するスクリーンが図183Dに示されている。図183Eは、プリセットを削除したときのディスプレイのスクリーンショットを示す。図184Aは、患者データを取り出して維持するスクリーンを示す。図184Bは、CDあるいはDVDなどの取り出し可能な媒体へユーザデータを送り出す、あるいはこの媒体からユーザデ

ータを取り入れることができるスクリーンを示す図である。保存した画像のローディングに関する確認メッセージが図184Cに示されている。図184Dは、患者データの削除に関する確認メッセージを示す。図186Aは、手順を行う間にオペレータが入手可能なメニューの一例を示す図である。手順の終了に関する確認メッセージを図186Bに示す。図186Cは、カテーテルの登録手順を行う間に表示されるメッセージを示す図である。図186Dは、カテーテル制御および対象となる生体構造ポイントのマーキング用のスクリーンを示す図である。

【0190】

図187A乃至191Cを参照すると、本発明による心臓切除手順に好適な最小侵襲性器具及びそのキットのいくつかの実施例が示されている。

【0191】

図187A乃至188Bを参照すると、鞘状器具(227)の一実施例の様々な態様が示されている。図に示す実施例の完成したアッセンブリは、約145ミルおよび158ミルの内側内腔(非円形のX断面、前者は小さい内側内腔直径(ID)であり、後者は大きなIDである)を有することが好ましく、これは、図189A乃至189Cを参照して述べたとおり、ガイド器具の完成外径(OD)に合致するように構成されている。このガイド器具は、以下に述べるような針/拡大器セットと同様に、いくつかの承認された市販の切除カテーテルに合致するサイズである、約8フレンチの内径を有する。

【0192】

図187Aを参照すると、図に示す鞘状器具(227)の実施例は、鞘状カテーテル部材(208)を具える。この部材は、制御素子接続アッセンブリ(147)とルアーアッセンブリ(225)に連結された鞘状器具ベース(46)に近位側で連結されている。図103.5および103.6で参照されているものと同様の制御素子接続アッセンブリ(147)は、例えば器具操作装置接続ソケット(図示せず、例えば、図6のアイテム(44)を参照)と接続するように構成されたスプライン軸(157)を有する。鞘状器具ベース(46)の遠位側のカテーテル部材(208)のこの部分の総作業長は、図に示す実施例では約78センチメートルである。遠位先端(237)から約2.5インチのところで、近位環(233)がアッセンブリに一体化しており、蛍光透視法の放射線不透過性と、上述した電位差タイプの位置確認インテグレーション用の導電性を提供するのみならず、近位側制御素子(図187Aには示さず)の終端とリターンも提供している。この素子は、図に示す実施例では、手動調整ノブ(229)に連結した一又はそれ以上のプーリ(図187Aには示さず)から近位環(233)へ延在し、手動調整ノブ(229)に連結された一又はそれ以上のプーリ(図187Aには示さず)へ戻る。遠位先端(237)から約2ミリメートルのところに、遠位環(231)が位置しており、近位環(233)へ同様に機能する。しかし、遠位制御素子は、図に示す実施例においては、一又はそれ以上のプーリ(図187Aには示さず)からループになっていることが好ましい。このプーリは制御素子接続アッセンブリ(147)を具え、このアッセンブリは、これが連結される器具操作装置からサーボロボットのように作動するように構成されている。制御素子のルーピング構造は、張力が係った状態にある同じ単一ストランドの制御素子ワイヤの破断強さの2倍の範囲で、より大きな破断強さを提供することが好ましい。なぜなら、図187Dに示すように、両面を半田付けした(325)近位環(233)または遠位環(231)の周囲のルーピング構造によって、連続的な制御素子の2本のストランドの各々が、別々の張力素子として負荷をシェアするように構成されているからである。遠位環(231)の近位側約2センチメートルの部分は、比較的高いが、図187Bで参照したカテーテル部材強化構造によって制御するときに制御可能であるフレキシビリティを有するように構成されている。

【0193】

図187Bを参照すると、図187Aに記載されている鞘状器具(227)のこの実施例の遠位部分の断面が示されている。図187Bに示すように、このアッセンブリは、組み立て後に除去するマンドレル(243)の周囲に作られ、最大径(257)約158ミ

10

20

30

40

50

ルの角部スクエアが丸い断面を有する。図187Eを参照して述べたように、マンドレル（243）の上には、内側層（249）、遠位制御素子（239）ライナセット（247）、ブレード層（251）、構造リブ素子（245）、外側ジャケット層（255）を含むいくつかの層が形成されている。構造リブ素子（245）は、この構造の壁内に一体化された小さな梁のように機能し、鞘状の遠位端の均一な全方向片持ち曲がりに耐えるように構成されている。

【0194】

図187Cを参照すると、図187Aに示す鞘状器具（227）のこの実施例のより近位側部分の断面図が示されている。同じマンドレル（243）を用いて、この近位部分を構築する。この部分の上には内側層（249）が配置されており、次いで、連続的に導入する近位側及び遠位側制御素子（241、239）の各々についてのリニアセット（247）、ブレード層（251）、第2のブレード層（254）、および、鞘状器具（227）の遠位側部分の外側ジャケット層（255）とは異なる外側ジャケット層（253）が配置されている。

【0195】

図187Eを参照すると、図187A乃至187Dに示す実施例を構成する方法の一実施例が、例示的ステップとしてブロックA乃至Lに記載されている。ブロックAの第1ステップは、約2乃至3ミルのナイロン12ジャケットをマンドレルの全長（近位側と遠位側）の上に配置するステップを具える。次いで、ブロックBで、ポリテトラフルオロエチレン（PTFE）で内張したポリイミドチューブに4ミル×12ミルの矩形マンドレルを詰める。これらの小さなマンドレルは、マンドレルが予め半田付けされている接続した環素子と共に後に設置するべき張力素子に対するプレースホルダである。ポリイミドでできしており、PTFEで内張したマンドレルは、ナイロンジャケットに熱収縮接合しており、次いで、ブロックCにおいて、近位側部分（この実施例では、フレキシブルな遠位セクションより約2インチ近位側）が、1×3ミルの矩形ワイヤで、75ppi（インチ当たりのピック数）のダイヤモンドパターンに編まれている。この編み込みは、遠位側セクション上のパターンで60ppiに緩くなっている。次いで、ブロックC+において、縁側セクションを後に除去する熱収縮チューブ層で多い、次いで、ブロックDにおいて、この構造の全長を同じワイヤを用いて、40ppiの率で再度編む。次いで、ブロックEにおいて、3ミルの厚さのナイロン12ジャケットを近位部分（近位環に連続する位置の近位側）に当てて、この構造をブロックFにて縦型熱収縮デバイスを介して熱融合させる。次いで、ブロックGにおいて、遠位側熱収縮が（ブロックC+から）その上のあらゆる物質と共に除去され、小さなマンドレルを引き出して、ループ状制御素子を同じ位置に押し入れる／引き出すことによって、ブロックHにてループ状近位制御組織を伴う予め半田付けされた近位環を取り付ける。次いで、ナイロン12の材料でできた小さなカフと共に適所に封入する。次いで、ブロックIにおいて、矩形強化リブ（約.016×0.40インチ）を、遠位環の位置の近位側約2インチの鞘状部分の側部に沿って適所に熱貼着する。次いで、ブロックJにて、低デュロメータのジャケット、好ましくは、40ショアDデュロメータ硬度値のPebax樹脂を、近位環の遠位側で鞘状部分の上に熱融合させる。次いで、ブロックKで、遠位環と接続した張力素子を近位環と張力素子と同様に設置して、ブロックLで、短い（この実施例では長さ約1乃至2mm）の柔先端セクション、好ましくは35ショアDデュロメータ硬度値のセクションを、遠位端に熱溶接する。更に、近位側でルーアアッセンブリと、最終アッセンブリ器具ベースの取り付けを行う。これは、二つのループ制御素子をカテーテル部材の近位部分の壁を通して露出させるステップと、終端ボールを好ましくは機械的なクリンプにて、制御素子の近位端上に取り付けるステップと、制御素子接続アッセンブリの関連するプーリと手動ノブで駆動する近位側素子プーリの周囲に巻回するステップとを含む。

【0196】

図188A及びBを参照すると、鞘状器具ベース（259）アッセンブリの等尺図が記載されており、図187A乃至Eに記載した実施例の遠位制御素子ループ（239）が、

器具操作装置接続ソケット（図示せず）と接続するように構成された制御素子接続アッセンブリ（147）を介してサーボロボット駆動でき、一方で、近位制御素子ループ（241）が手動張力ノブ（229）に連結されたウォームねじ機構によって作動することを示している。図188Bは、図188Aのアッセンブリの分解図を示す。完全に組み立てる際にねじなどの締結具（269）で固定されている鞘状器具ベース（259）から取り除いた上端プレート（267）と共に、手動張力ノブ（229）に連結された動作ギア（261）と、接続した制御素子駆動ギア（263）と、接続した制御素子プーリ（265）が記載されている。鞘状器具ベース（259）に形成されたトラック（235）が示されており、近位側制御素子ループの経路を提供して、近位カテーテル部材の壁とスプールとが制御素子プーリ（265）内に出るようにしている。

10

【0197】

図189A乃至Cは、図187A乃至188Bに記載した鞘状器具（227）の実施例と同軸に接続されるように構成されたガイド器具（275）の一実施例を示す。図に示すガイド器具カテーテル部材の動作長（277）は約92センチメートルであり、最も遠位側の122ミリメートル（273、271）は、近位側より有意によりフレキシブルであるか、曲げることができる。非常に遠位側の2mm（271）は、よりしなやかなポリマ材料でできた柔ターバ状遠位先端を具える。ガイド器具のこの実施例は、単一の遠位環（295）に締結され、上述したようなサーボロボット器具操作装置への近位側インターフェースから全方向性遠位先端ステアリングを容易にするように構成した4つの制御素子を有する。ガイド器具ベース（141）および二つの関連する制御素子接続アッセンブリ（147）およびアクスル（157）が、図103.1ないし103.6を参照して述べたものと同様の構成で記載されている。別の実施例では、ガイド器具ベース（48）は、図6に記載した構造を具えていても良く、図6に記載したもののような、4つの接続ソケット（44）器具操作装置（16）として構築しても良い。

20

【0198】

図189Bを参照すると、図189Aに記載したガイド器具カテーテル（90）の近位側断面が示されている。直径約8フレンチのほぼ円形のマンドレル（279）で始まって、ナイロン製の内側層（281）を形成し、次いで、この構造の最も近位側8インチのところに、しまり嵌にした金属ハイポチューブ層（283）を形成する。この金属ハイポチューブ層（283）は、厚さ約5ミルである。次いで、ブレード層（285）を加え、更に、小さなマンドレル（289）と内張（287）を織り込んだ第2のブレード層（291）を設け、次いで、外側ジャケット（293）を取り付ける。この構造に関するその他の詳細は、図189Cを参照して述べる。

30

【0199】

図189Cを参照すると、図189Aに示したもののようなガイド器具（275）の実施例を構成する一の方法のステップが記載されている。ブロックBにおいて、ID113、OD117（ミル）の薄いナイロン12ジャケットが、ブロックAからの8フレンチのマンドレルの上に配置される。次いで、長さ約8インチ、厚さ5ミルの厚い金属ハイポチューブを、ブロックCにおいて、その近位端上にしまり嵌めによって取り付ける。次いで、ブロックDにおいて、70ppiで、ダイヤモンドパターン（上述の鞘と同じワイヤ）で全長を編む。次いで、ブロックEにて、別のブレード層を20ppiで取り付ける。この中には、ID10ミル、OD12ミル、PTFEで内張した4本のポリイミドチューブが、9.5ミルのPTFEで被覆したマンドレルと共に、内側に織り込まれている。ブロックFにて、4つの予め半田付けした（金／錫で）制御素子または制御素子のループと共に、遠位制御環が取り付けられる。これらの素子またはループは、第2のブレード層に織り込まれる際に小さなマンドレルの位置に送り込まれる。ブロックGでは、近位側（この実施例では、遠位側122mmの部分に重ならない）にキー押し出し成形が行われる。本実施例のガイド器具は、図187B及び187Cに記載されているもののような同軸は位置した鞘状内腔とキーイングするために、円形内側内腔と、ほぼ矩形の外側断面形状を有しており、同軸に接続したときに、鞘状器具とガイド器具の間に相対的な回転が生じない

40

50

ようにしている。器具の遠位側 12 mm のセクションは、ブロック H において、40 ショア D デュロメータ硬度値の Pebax 樹脂ジャケットをえる。ブロック I では、遠位環が、ナイロン 12 カフで封入され、35 ショア D デュロメータ硬度値の柔遠位先端が取り付けられる。ブロック J にて、この構造全体を熱収縮させ、矩形断面モールド内に押し入れて、キー断面を適所（主に、近位側、金属灰婦チューブ層の領域周囲）に保持する。ブロック K では、器具ベース設定用に近位側プルワイヤを露出させる。ブロック L にて、ルアーアッセンブリを加えて、ブロック M にて近位側器具ベースを取り付ける。図に示す実施例の最終構造は、約 8 フレンチの内径と、約 152 ミルの長軸と、約 138 ミルの短軸の外径を有する。

【0200】

図 187A 乃至 189C を参照して述べたガイドおよび鞘状器具には、トルク能と屈曲抵抗を加えるためにブレードを利用しているが、図 25 乃至 32 を参照して上述したような、スパイラル巻線あるいは螺旋構造を利用するか、あるいは同じ目的に用いても良い。

【0201】

図 190A 乃至 C を参照すると、図 187A 乃至 189C を参照して述べたガイド及び鞘状器具に適合可能な拡大器の一実施例の様々な図が示されている。図に示す拡大器の実施例（297）は、図 190C の薄いポリイミドライナ（301）を配置することによって作ることができる。このライナは、内部のマンドレルに対向する内腔に、PTFE などの潤滑面が被覆されており、次いで、PTFE を被覆したマンドレル（図示せず）の上に、72 ショア D デュロメータ硬度値を有する Pebax 樹脂などの比較的固いポリマ材料でできた比較的長いセクションを、45 デュロメータの Pebax など、比較的フレキシブルなポリマ樹脂でできた図 190A の比較的短い遠位セクション（311）へ突き合わせ溶接して、近位側より遠位側がよりフレキシブルな主筒状本体（299）を形成する。近位側に、ルアーアッセンブリ（305）と止血弁（307）を取り付ける。小さなプラチナ／インジウム放射線不透過マーカバンド（303）を遠位側に取り付け、その近傍に、ガラスモールドで 9 度のテーパ端部を作って、拡大器器具実施例（297）の遠位先端における組織拡大用とする。この遠位先端の内側内腔（309）は、拡大器を使用するように構成されている針の外径に非常に近いように構成されており、一方、拡大器の外径は、それと共に使用するように構成されたガイド器具の内径に合致するように構成されている。換言すると、針、拡大器、ガイド、および鞘状器具は、手順を行う間に同軸に接続するように構成されていることが望ましい。

【0202】

図 191A 乃至 191C は、図 187A 乃至 190C を参照して述べたガイド、鞘、及び拡大器器具に適合する針の一実施例の様々な図を示す。ここでは、遠位先端近傍のフレキシブルセクションが、拘束内腔内での緊密なターン周辺を針が容易に通過するようにしている。ここに述べたような鞘状器具、ガイド器具、拡大器器具、および針器具の同軸カップリングを具える器具セットを用いて、図 163 乃至 167 を参照して上述したような、経中隔穿刺を実行することができる。次いで、針と拡大器を除去して、切除あるいはマッピングカテーテルをガイドカテーテルの作動内腔に挿入し、図 167 乃至 172 を参照して上述したとおり、心臓の心室内でロボット制御切除あるいはマッピング手順を実行することができる。

【0203】

図 191A 乃至 C に記載した針の実施例（313）の心臓側にあるのは、針の遠位側非コアリング針ポイント（318）の近位側近傍に配置されたよりフレキシブルな中間セクション（319）であり、従来の高フレキシブルセクション（319）がない針より、針の遠位端（318、320）を容易に曲率半径の小さいターンの回りにナビゲートすることができる。この遠位端（318、320）は、好ましくは、金またはプラチナ材料で半田付けされており、放射線不透過性を提供して、これによって、手順を行う間に遠位端（318、320）の配置と位置決めを容易にする。高フレキシブルセクション（319）の近位側では、近位側針シャフト（321）がステンレススチールでできていることが好

ましく、ピンバイス（３１７）に連結していても良い。近位側では、ルアーアッセンブリ（３１５）を近位側針シャフト（３２１）に取り付けている。

【０２０４】

図１９１Ｂ及び１９１Ｃを参照すると、遠位端（３１８、３２０）と高フレキシブルセクション（３１９）が拡大した断面図として記載されている。両実施例において、もつれを防ぐために、ポリイミドとワイヤでできた既製の構造（３２２）が高フレキシブルセクション（３１９）の上に配置されている。このワイヤは、編み込んだあるいは渦巻き状に巻回したパターンでポリイミドに埋め込まれている。高フレキシブルセクション（３１９）の近位側と、両方の近位側針シャフトセクション（３２１）は、ステンレススチールでできていることが好ましい。図１９１Ｃの実施例では、遠位側セクション（３２０）はステンレススチールでできているが、やはりフレキシブルシャフト部分（３２６）と呼ばれる、高フレキシブルセクションの中央にある遠位セクション（３２０）と近位セクション（３２１）間の部分は、ニチノールでできている。図１９１Ｄの実施例では、フレキシブルシャフト部分（３２６）と遠位端部セクション（３２０）が、同じニチノールチューブ部材でできている。ニチノールチューブとステンレススチールチューブ管の図に示す接合部は、図１９１Ｂ乃至Ｃに示すように、エポキシなどの接着剤（３２３）で互いに保持されている。図１９１Ｃに示す実施例の遠位側セクションは、抗もつれ、金属強化ポリイミド層を単にネックダウンすることで作ることができ、針先端（３１８）を作っている。近位側針シャフトセクション（３２１）から遠位側に延在するニチノールによって、図１９１Ｃの実施例の全遠位側部分は抗フレキシブルであり、カテーテルや血管などの拘束内腔の蛇行路を通して緊密なターン半径を作っている。図１９１Ｃに示す実施例は、ニチノールフレキシブルシャフト部分（３２６）の一部によってやはり高フレキシブルセクション（３１９）を有しており、それを有するステンレススチール材料の補体である、よりフレキシブルでない遠位端（３１８、３２０）を有する。これは、図１９１Ｃの実施例の、よりドラマチックなフレキシビリティを望まないような場合に、好ましい。

【０２０５】

多くのツールと、ツール及び器具セットを、ガイド、又は、上述した針／拡大器／ガイド／鞘状器具構成を参照して述べたものと同様のガイドと鞘状器具の組み合わせの助けを借りて送り出し、作動させることができる。例えば、本発明のいくつかの実施例では、カリフォルニア州、サニーバール所在の Intuitive Surgical, Inc. 社から入所可能なものなどの遠隔作動する把持器、あるいは、Via Medical, Inc. 社への米国特許出願第 10/011, 371 号に記載されているものを、特定のアプリケーション用に適宜サイズを合わせた遠隔操作可能なガイド器具システムと共に用いることができる。その他の実施例では、ここに述べたような遠隔でステアリング可能なガイド器具システムを用いて、ガイドワイヤ、針を用いた心臓壁、器官の柔組織への、遺伝子あるいは細胞セラピーの注入、その他を配置することができる。更に別の実施例では、ここに述べたような遠隔でステアリング可能なガイド器具システムを用いて、カメラ及び／又は放射線源（光、あるいは、CardioOptics Inc. 社から入手可能なものなどのカメラ用赤外線源）を運ぶことができる。更に別の実施例では、ここに述べたものなどの遠隔でステアリング可能なガイド器具システムを用いて、クライオ切除システムまたはレーザ切除システムを、心臓内部、その他の器官近傍の正確な位置に運ぶことができる。更に別の実施例では、ここに述べたような遠隔でステアリング可能なガイド器具システムを用いて、ペーシングリードを冠状静脈洞に配置したり、あるいは、例えば左心室内の圧力をモニタするために、心臓あるいは血管内にセンサを配置することができる。このような圧力モニタを用いて、例えば、心疾患患者を正確にウォッチし、薬剤、利尿、液体取り入れ、その他を聴視することができる。更に別の実施例では、ここに述べたような遠隔でステアリング可能なガイド器具システムを用いて、ステントまたはステントグラフトなどの拡張可能なあるいは拡張した医療デバイスを血管またはその他の内腔内に高い精度と視覚性をもって展開させることができる。別の実施例では、ここに述べたような遠隔でステアリング可能なガイド器具システムを複数用いて、手順を行うことができる。

例えば、一のガイド器具をカメラと光源を正確に位置決めするために使用して、一方、別のガイド器具を、グラスパ、切除ツール、注入針、その他の介入器具を正確に位置決めするのに使用することができる。更に別の実施例は、限定するものではないが、グラスパと、自由度(DOF)が2°の接続ガイドワイヤ(ロール+曲げ)、生検鉗子、高エネルギー超音波プローブ、生検針、レーザ、吸引針、紫外線(UV)源、ペーシングリードあるいはその他のリード送出用ガイド、薬剤送出および生検用針、ハサミ、高周波(RF)切除プローブ/ツール/針、クランプ及びステッチツール、クライオ切除デバイス、綿球配置デバイス、超音波切除ツール、クリップ送出ツール、超音波組織接着プローブ、フロートランスデューサ、RF組織接着ツール、及び圧力トランスデューサを含むツールを具えていても良い。本発明の完全な実施例は、このようなツールまたは器具を更に具えていても良いことは自明である。

10

【0206】

図192A乃至192Qを参照すると、本発明の様々な実施例は、鞘状器具(30)に同軸に連結されて示されているロボットカテーテルシステムのガイド器具(18)の動作内腔内に配置された様々なツールを用いることができる。図192AのKittner吸収プローブ(800)、図192BのMaryland解剖器(801)、図192Cの針ホルダ/グラスパ(802)、図192Dのマルチファイヤコイルタッカ(803)、図192Eのクリップまたはステープル(805)を取り付けるように構成されたステイプラまたはクリップアプライヤ(804)、図192Fの焼灼器プローブ(806)、図192Gの焼灼器フック(807)、図192Hのショベル/スパチュラ焼灼器プローブ(808)、図192Iののこぎり歯グラスパ(809)、図192Jの係留グラスパ(810)、図192Kのヘリカル後退プローブ(811)、図192Lの解剖刃(812)、図192Mのバスケット捕捉器(813)、図192Nの曲ハサミ(814)、図192Oのストレートハサミ(815)、図192Pの針(816)、及び図192Qの灌水ツール(817)などのツールを、例えば、このツールと共にあるいはこのツールを介して同軸に配置した別の張力部材を介して、独立したツール動作を伴って、作動させるいは配置することができる。例えば、グラスパは、開いた状態にするまたは閉じた状態にしておくためにバネでバイアスがかかるようにしても良く、また、このような動作を近位側に生じさせるように特に構成した張力部材によって強制的に開く、あるいは、閉じるようにしても良い。

20

30

【0207】

ガイド器具(18)の各使用と共に、鞘状器具(30)も使用して、より高い機能性と負荷能力を提供することができる。図193A乃至Cは、様々な制御可能な構成を有する鞘状器具(30)とガイド(18)器具を示す。例えば、図501Aは、器具操作装置(16)から動作可能な二つの制御素子接続アセンブリ(132)を伴って構成された鞘状器具ベース(46)を有する鞘状器具(30)が、器具操作装置(16)から動作可能な4つの制御素子接続アセンブリ(132)を伴って構成されたガイド器具ベース(48)を有するガイド器具(30)と対になっている実施例を示す。動作内腔アクセスポート(845)と動作内腔遠位開口またはポート(846)も示されている。このような実施例では、鞘状器具(30)が二つの独立した張力素子によるステアリング可能性を有し、一方で、ガイド器具は4つの独立した張力素子によるステアリング可能性を有する用に構成することができる。図193Bは、ガイド器具ベース(46)と鞘状器具ベース(48)の各々の上に器具操作装置(16)から動作可能な二つの制御素子接続アセンブリ(132)を有する実施例を示す。このような構成は、ガイド(18)器具と鞘状(30)器具の2重の独立した張力素子動作を同時に行うのに用いることができる。図193Cは、ガイド器具ベース(46)の上の器具操作装置(16)から動作可能な2つの制御素子接続アセンブリ(132)と、鞘状器具(48)の上の器具操作装置(16)から動作可能な4つの制御素子接続アセンブリ(132)を有する実施例を示す。このような構成は、ガイド(18)器具の2重張力素子動作と、鞘状(30)器具の4ウェイ張力素子動作を、同時に、かつ個別に行うのに使用することができる。

40

50

【0208】

図194A乃至Hは、ツールを作業内腔アクセスポート(845)に位置させて、電子機械アクチュエータ部品(847)の使用を介して電子機械的に作動させることのできる実施例を示す。この部品は、例えば、ガイド器具ベース(48)に接続することができ、また、ガイド器具(18)の動作内腔内に配置したツールに動作可能に連結することができる。図194Aは、二つの張力素子鞘状器具(30)の制御と、二つの張力素子ガイド器具(18)の制御を、図に示す電子機械的アクチュエータ部品(847)に機械的に接続することによってツールの作動あるいは位値決めと同様に行うことができる実施例を示す。例えば、係留グラスパなどのツールは、上述した張力素子が制御素子接続アッセンブリ(132)に動作可能に連結されるのと同様に、アクチュエータ部品(847)に動作可能に連結された張力素子を用いて作動する。別の実施例では、リードねじ、ラックアンドピニオン、およびその他の機械的カップリングが、関連するガイド及び／又は鞘状器具の動作から独立して、ツールを作動させるあるいは制御するのに好適である。図194Bは、ガイド器具ベース(48)が4つの制御素子接続アッセンブリ(132)、好ましくは、ガイド器具(18)の4つの張力素子ステアリング用のアッセンブリで構成されていることを除いて、図194Aに記載したものと同様の実施例を示す。図194Cは、鞘状器具ベース(46)が4つの制御素子接続アッセンブリ(132)、好ましくは、鞘状器具(30)の4つの張力素子ステアリング用のアッセンブリで独立して構成されていることを除いて、図194Aに記載したものと同様の実施例を示す。図194Dは、ガイド器具ベース(48)と鞘状器具ベース(46)の双方が4つの制御素子接続アッセンブリ(132)、好ましくは、ガイド器具(18)と鞘状器具(30)の4つの張力素子ステアリング用のアッセンブリで構成されていることを除いて、図194Aに記載したものと同様の実施例を示す。この張力素子は、全て、動作内腔内に配置されたツールの独立した作動に加えて、電子機械的ツールアクチュエータ(847)の独立した作動による。電子機械的ツールの作動を伴わないその他の実施例、あるいは、電子機械的な作動の他に追加の作動が所望される実施例では、オペレータが、動作内腔アクセスポート(845)の近位側の位置で、ツールを手動で作動させてもよい。図194Eを参照すると、電子機械的ツールアクチュエータ部品(847)が、近位側ツール本体(848)に動作可能に連結された別のツール作動ユニット(849)に連結されている点を除いて、図194Aの実施例と同様の実施例が記載されている。電子機械的ツールアクチュエータ部品(847)を駆動するいくつかの実施例が、図194F乃至Hに記載されている。図194Fの実施例を参照すると、ガイド器具ベース(48)に、器具と接続するように構成されたツール作動アダプタ(988)で連結されたツール作動モータ(986)が記載されている。このような構成で、モータ(986)はガイド器具ベース(48)と共に移動する。図194Gの実施例を参照すると、ツール作動アダプタ(988)は、駆動シャフト(987)でアダプタ(988)に動作可能に連結されたツール作動ユニットに配置されたモータなど、より遠隔に位置したツール作動モータ(986)によって駆動することができる。このような実施例によれば、ツール作動ユニット(849)は、器具操作装置(16)に連結されていても良く、連結されていなくとも良い。図194Hの実施例を参照すると、ツール作動アダプタソケット(989)が、図に示す器具操作装置内に装着されたツールアクチュエータモータ(986)によって、図に示すガイド器具接続ソケット(270)の駆動を参照して上述したものと同様の方法で、駆動される。

【0209】

図195A乃至Gを参照すると、一又はそれ以上の鞘状器具(30)とガイド器具(18)の対を、一又はそれ以上の動作内腔を有し、例えば、一又はそれ以上の画像捕捉デバイス、撮像線源、及び灌水ポートを有するように構成されたより径が大きい器具に接続することができる実施例が記載されている。図195Aを参照すると、鞘状器具(30)とガイド(18)器具対が、より大きい、あるいは「親」内視鏡器具(820)によって規定される第1の作業内腔(858)内に配置されており、この器具は、ステレオ画像処理に使用することができる第1(853)及び第2(860)の画像捕捉デバイス、光線源

、あるいは赤外線源などの撮像線源（８５４）、及び灌水ポート（８６１）を担持している。各画像捕捉デバイスは、例えば、レンズ、ＣＣＤチップ、光ファイバ、あるいは赤外線あるいはその他の放射線検出器を具えていても良い。作業内腔（８５８、８５９）は、図１９５Ａに記載の鞘／ガイドの組み合わせなどの、鞘状器具またはガイド器具の外側と摺動可能に接続するサイズであることが好ましい。図１９５Ｂは、別の鞘状器具（８１８）とガイド器具（８１９）を具え、このガイド（８１９）が様々なツールを配置することができる作業内腔遠位開口（８６２）を規定している実施例を示す。

【０２１０】

図１９５Ｃを参照すると、図１９５Ｂの実施例と同様の実施例が記載されており、鞘状器具（３０、８１８）、ガイド器具（１８、８１９）、及び／又はより大きな内視鏡器具（８２０）の各々が、とりわけ位置確認センサ（８６４）あるいは超音波デバイス（８６３）を担持できることを示している。このような計装を用いて、様々な器具を互いに及び周辺構造に対して、ナビゲートし、視覚化し、整合させることができる。

【０２１１】

図１９５Ｄ乃至Ｇは、図１９５Ｄ乃至Ｇの実施例のより近位側の態様が、この構成のより遠位側の部分と同様に記載されていることを除いて、図１９５Ａ乃至Ｃに記載されているものと同様である実施例を示す。図１９５Ｄを参照すると、器具ベース（８６６）は、好ましくは、上述の器具操作装置（１６）の変形例を参照して説明したものと同様である、親器具操作装置（図示せず）によって連結されている独立した４つのモータと独立して相互作用をするように構成された４つの制御素子接続アセンブリ（１３２）を有する親器具（８２０）のものが示されている。この４つの制御素子接続アセンブリ（１３２）は、好ましくはフレキシブルな親器具（８２０）を全方向的にステアリングするように構成された４つの独立した張力素子（８６５）に連結されていることが好ましい。その他の変形例では、親器具は、４つ以下、あるいは４つ以上の張力素子を有していても良く、あるいは張力素子を有していなくても良い。この場合、親器具は、従来のステアリング不可能な内視鏡的器具により近くなる。図１９５Ｄに示すように、ガイド器具（１８）と鞘状器具（３０）は、親器具（８２０）の作業内腔（８５８）を通して位置決めされ、近位側では、図１９４Ｄを参照して述べたものと同様の構成のガイド（１８）および鞘状（３０）器具の器具操作装置（１６）が記載されている。図１９５Ｅを参照すると、その他の親器具（８２０）作業内腔を通して配置された追加の鞘状及びガイド器具（８１８、８１９）対を更に具える実施例が記載されている。器具操作装置（１６、８７１）は、各器具対について記載されている。第１の器具対（３０、１８）と器具操作装置（１６）は、図１９５Ｄのものと同様に構成されており、第２の器具対（８１８、８１９）と器具操作装置（８７１）は、電子機械的ツールアクチュエータを除いて、図１９３Ｂを参照して述べた実施例と同様に構成されている。図１９５Ｇは、図１９５Ｄを参照して述べたものと同様の二台の器具セットとドライバ構造を有する実施例を記載しており、図１９５Ｆは、電子機械的ツールアクチュエータ（８４７）がない、図１９４Ｄを参照して述べたものと同様の、二つの器具セットとドライバ構造を有する実施例を記載している。鞘状器具／ガイド器具用の器具操作装置と、より大きな親器具は、術台、手術室の床、手術室の天井、あるいは、図１９５Ｄ乃至Ｇに記載された固定された実施例（８６７、８６８、８６９）にあるような支持構造、あるいは図１、２、および図３乃至３．１０ｂを参照して上述した支持構造の実施例を用いたその他の構造、といった物体に連結することができる。

【０２１２】

図１９２乃至１９５の実施例を参照して述べた器具の組み合わせ及び交換を用いて、身体内の医学的診断及び／又は医療介入を行うことができる。いくつかのシナリオでは、超音波、蛍光透視法、及び／又は、図１９２Ａ乃至１９２Ｑの実施例を参照して述べたような動作可能な器具に対して、別の位置からの視野を光学カメラあるいは赤外線カメラでキャスティングするといった、リアルタイムでの画像モダリティを個別に有することは有益である。

【０２１３】

10

20

30

40

50

例えば、通気式腹腔鏡検査手順においては、臍の近傍に内視鏡を配置して、図192A乃至192Qに記載した実施例のような介入性ツールを、別のポートからこの内視鏡の視野内にある通気式介入領域に配置することが好ましい。別の実施例では、図193乃至195を参照して述べた構造と同様の構成で、器具に連結したリアルタイムで撮像部材を有することが好ましい。例えば、介入キャビティスペースが制限されている消化管の手順では、撮像デバイスの視野内にツールがあり、介入のターゲットである組織構造がバックグラウンドにある構成になるように、動作可能な器具に一又はそれ以上の撮像デバイスを接続することが好ましい。その他のシナリオでは、オンボードでの撮像と、遠隔配置された撮像デバイスの両方を有することが好ましい。

【0214】

経腔的介入：

図196Aを参照すると、一の実施例に係るステアリング可能なガイド(18)器具とステアリング可能な鞘状器具(30)を、同軸で経腔的に子宮(875)に進める。図192A乃至Qに示すようなツール(図示せず)が、ガイド(18)内に同軸に連結されている。図196Bを参照すると、アセンブリもステアリングされると、ガイドと鞘が前進する。蛍光透視法、経皮的超音波、及び器具搭載超音波などの撮像モダリティを用いて、子宮(875)へナビゲートする。腔(876)と、子宮(875)、ファロウピース管(872)および卵管(874)へステアリングして、卵巢(873)と腹膜(887)にアクセスすることができる。子宮(875)に、生理的食塩水あるいはその他の液体を注入して撮像を容易にすることができる。図196Cを参照すると、例えば、生理食塩水を入れた子宮(875)を、片側だけ超音波アレイなどの、ガイド器具(30)に接続した超音波デバイス(863)で撮像して、対象の組織損傷(877)を観察することができる。図196Dを参照すると、別のシナリオにおいて、子宮(875)に通気を行って、図195に示すようなステアリング可能な内視鏡器具アセンブリ(820)を、光撮像デバイスなどの前方監視画像捕捉デバイス(853)を用いて前進させる。このことは、ファロウピース管(872)の開口の位置を確認するのに役立つ。生理食塩水の注入、および関連する器具の遠位先端を用いた非外傷性組織処置も、ファロウピース管(872)の開口の位置を確認して、更に、撮像モダリティをここで述べたように前進させるのに役立つ。図196Eを参照すると、ファロウピース管(872)の開口に向けてステアリング可能に前進する鞘(30)とガイド(18)が記載されている。

【0215】

図196Fを参照すると、鞘(30)が、ファロウピース管(872)の開口のすぐ近位側へ前進しており、一方、ガイド(18)は、ファロウピース管(872)内に前進している。このような構成を用いて、図197A乃至197Cに示すように、蛍光透視法手順、ガイドあるいはその他の内腔を通して造影剤を注入しながら(従って、従来の手順にあるような、造影剤で子宮全体を圧迫するようなことなく)造影剤と蛍光透視法を用いた子宮卵管造影(一の実施例では、鞘と接続したバルーンを用いて)ファロウピース管の近位側を閉塞し、卵管妊娠などの閉塞物(879)を容易に除去することができる。ここで、把持ツール(802)は、ガイド器具の作業内腔の下に位置しており、上述したように、手動あるいは電子機械的に作動することができる近位側に位置した器具操作装置で遠隔で作動させる。一の実施例では、図192Jに示すように、把持ツール(802)を伴う、図195Dに示すような構成を用いることができる。別の実施例では、図195Dに示すような構成であるが、より大きな親内視鏡器具がない構成を、図192Jに示すような把持ツール(810)と共に使用することができる。生理食塩水あるいはその他の液体の吸引及び／又は注入も、図196Fに記載するように装置を用いて、閉塞物(879)を容易に除去することができる。

【0216】

図198Aを参照すると、ガイドは、その遠位端に拡張可能なバルーン(851)を具えていても良く、この拡張可能なバルーン(851)を用いて、閉塞を防止するあるいはファロウピース管(872)を閉塞する(所望の滅菌手順を行う場合)ように構成された

ステント、または、ステントグラフト、などの拡張可能な人工器官（８８０）を配置するのに使用することができる。図１９８Ｂに示すように、拡張可能な人工器官（８８０）の拡張に続いて、拡張可能なバルーン（８５１）を収縮させて、ガイド（１８）と鞘（３０）を後退させることができる。

【０２１７】

図１９９Ａを参照すると、切除プローブ（８８１　ＲＦ、クライオ、超音波、レーザー、その他）をガイド（１８）に接続して、あるいはガイド（１８）の作業内腔を通して配置して、正確に位置決めし、これを作動させて図１９９Ｂに示すように、局在化した瘢痕（８８２）を作り、ファロウピース管を滅菌のために意図的に閉塞させる。図２００Ａを参照すると、バイポーラのハサミあるいは把持器（図示せず）などの把持器具（８０２）及び／又は焼灼ツールを用いて、卵巣（８７３）から隣接するファロウピース管（８７２）へ卵子の移動を阻止するよけいな組織を卵管（８７４）から除去することができる。図２００Ｂは、組織片（８８３）を切除するツールを示す。「かすかな」（wispy）特性を有する余分な組織が、たとえば、骨盤炎症性疾患に起因する局所的な感染の結果として卵管（８７４）に形成されることが知られている。

【０２１８】

図２０１Ａ及び２０１Ｂを参照すると、一実施例による針ツール（８１６）を、ステアリング可能なガイド（１８）と鞘（３０）を用いて、卵巣（８７３）に案内し、卵巣の正確なパンチ生検を行うことができる。同様に、針ツール（８１６）を用いて、嚢腫の排出、または所望されない組織の切除／溶解を行うことができる。

【０２１９】

図２０２Ａ乃至Ｇを参照すると、一実施例に係るロボットガイド／鞘組み合わせ（１８、３０）を用いて最小侵襲的に卵巣切除術を行うことができる。図２０２Ａ乃至Ｃに示すように、ハサミ（８１４）や生検ハサミなどの切開及び／又は焼灼ツールを、卵管（８７４）を通して、卵巣動脈（８８４）位置に前進させ、そこで、卵巣動脈を切開および焼灼することができる。同様に、図２０２Ｄ及びＥに示すように、ハサミ（８１４）などのツールで卵巣リーガメント（８８５）を切断して、その後、図２０２Ｆ乃至Ｇに示すように、把持器（８０２）を用いて卵巣（８７３）を取り出すことができる。

【０２２０】

図２０３を参照すると、鞘（３０）を、卵管（８７４）を通して前進させ、ガイド（１８）の更にステアリング可能な前進を容易にし、関連するツールを腹膜（８８７）へ進めることができる。このことは、ステアリング可能な介入性アセンブリが自然の身体オリフィスから腹膜（８８７）へアクセスするという点で有意である。この図に示すガイド構成を、片側き超音波アレイなどの超音波デバイス（８６３）と、この超音波デバイス（８６３）の視野に沿ってあるいは視野内に整列させた後退可能な針（８８６）に接続して、一つの画像内でターゲットの組織部分を引き抜き可能な針（８８６）と共に撮像することができるようにする。この構成を利用して、正確なイメージガイド生検、切除（ＲＦ、クライオ、レーザー、その他）、注入（化学療法、遺伝子／細胞療法、その他）及び、図に示す把持器（８０２）などの遠位に配置したツールに伴うその他の活動を行うことができる。

【０２２１】

図２０４Ａ乃至Ｂを参照すると、ステアリング可能な鞘を単独で用いて、ファロウピース管（８７２）の再配置及び／又は再方向付けを行い、鞘を通して、卵管を通り、腹膜（８８７）を通して前進させた別の同軸デバイスの良好に設定した角度／方向／位置を提供し、図２０４Ｃに示すように、ターゲットの組織損傷（８７７）にアクセスしている。腹膜外スペース（脾臓、腎臓、大血管）及び腹膜前スペース（ヘルニア修復）へのアクセス及び介入に加えて、腹膜内位置から多くの様々な介入を行うことができる（胃、腸、脾臓、胆嚢、肝臓、その他）。例えば、切除ツール（ＲＦ、クライオ、レーザー）、又は溶解針注入及び／又は切除ツールをロボットで駆動して、適所に送り、腹膜スペース内の子宮内膜細胞／損傷の位置を確認して、これらを溶解させ、女性の子宮内膜症を臨床的に最小限

にすることができる。

【0222】

腹腔鏡検査介入：

図205A乃至Bを参照すると、よりよく理解する目的で、一実施例を用いた腹腔鏡卵管切除術が記載されている。ガイド(18)及び鞘状(30)器具と、画像捕捉デバイスを具えるステアリング可能な内視鏡を、臍ポート(889)を通して通気式外科領域(888)に配置し、これをステアリングして、例えば焼灼ハサミあるいは把持器を具えるステアリング可能な器具アッセンプリの操作を容易にする視野を作る。図204、5A乃至Bを参照すると、追加の鞘／ガイド対(818、819)などの一又はそれ以上の器具を臍(889)またはその他のポート(890)を通して導入して、後腹膜的に、下腹膜的に、その他で、腹膜内に位置する組織にアクセスする。15mmHgでの通気と、トレンデルンブルグ身体位置が、腹腔鏡検査ツールのアクセスと操作を容易にしている。図205A乃至Bに示すように、切除した組織片(883)を卵管(874)から切り離して、外科的に作ったサイドポート(890)を通して取り出す。

【0223】

多くのポートアクセスの変形例を、ここに述べたような高精度のステアリング可能なツールを用いて腹腔鏡検査手順に用いることができる。好ましいポートアクセス位置は、限定するものではないが、臍、及びサブビキニライン領域である。15mmHgでの通気は典型的であり、適切な大きな腹腔鏡検査操作手順を行うために、一の器具アッセンプリ内腔を介して行うことができる。トレンデルンブルグ患者体位によって、腹膜内の器官が非常にアクセスしやすくなる。上述したとおり、視覚化は、蛍光透視法、経皮的超音波、MR、及びCTを具えているが、超音波アレイを用いた操作領域内からの視覚化、操作器具アッセンプリ上に搭載した光学撮像デバイス、また、撮像デバイスを運ぶために特に設けた器具アッセンプリを具えていても良い。換言すると、撮像機器は、ツールアッセンプリを伴うアッセンプリの上に単独で搭載しても置く、あるいは、操作領域内の撮像デバイスを搬送し／ステアリングし／駆動する一又はそれ以上の個別アッセンプリを設けても良い。

【0224】

図205、5A乃至Eを参照すると、一実施例に係るロボットカテーテルシステム腹腔鏡卵巣切除術手順が記載されている。図202A乃至Gを参照して述べた手順と比較すると、図205、5A乃至Eに示す手順は、臍(889)や、サイドポート(907)などの、好ましくはビキニラインあるいはサブビキニライン領域に配置されている腹腔鏡ポートを介して少なくとも部分的に行われる。図205、5Aに示すように、上述した親器具(820)などのステアリング可能な内視鏡を臍を介して位置決めし、遠隔でステアリングして、オペレータに卵巣(873)とファロウピース管(872)の腹腔鏡的ビューを提供する。図205、5Aに示す鞘／ガイドの組み合わせ(30、18)などのステアリング可能な器具をある位置へ操作して、そこから、スカルペル(812)などのツールを、焼灼ツール(806)などのその他のツールと共に用いて、卵管(874)近傍のファロウピース管の部分を切除し、対象の卵巣(873)の血液の供給(884)とリーガメント支持(885)を分離して、図205、5D及び205、5Eに示すように、把持器(802)あるいは同様のツールを用いて、内腔端部の大腿骨頸部通路から容易に除去するようにする。

【0225】

図206A乃至Bを参照すると、後退可能な針ツール(886)を用いた腹腔鏡卵巣パンチ生検が、外科的に作ったサイドポート(890)からアクセスした状態で示されている。光学的撮像(図示せず)は、臍ポートと内視鏡、鞘／ガイド／ツールアッセンプリ(30、18)に担持させた撮像デバイス、外部撮像デバイス(蛍光透視、MR、CT、その他)を用いて行うことができる。

【0226】

図207を参照すると、第1の鞘／ガイド／ツールアッセンプリ(30、18)が、第

2の器具アッセンブリとして同じ通気型腹腔鏡介入領域に示されている。このアッセンブリは、図195に記載したものと同様のステアリング可能な内視鏡器具(820)がそこを通過して同軸に連結されたガイド器具(819)と共に記載されている(ここでは、鞘状器具は付いておらず、鞘状器具が必要でないことを示す。実際、好適な介入アッセンブリは、ツール、ガイド及びツール、ツール／ガイド／鞘の組み合わせ、ガイド／内視鏡器具の組み合わせ、その他を具えていても良い)。第1の器具アッセンブリは、把持ツール(802)を具えた状態で示されているが、第2のアッセンブリは、切除(RF、クライオ、レーザ、その他)ツール(881)を具えたものが示されている。

【0227】

図208A乃至Bを参照すると、ステアリング可能な内視鏡器具(820)が、ステアリング可能な内視鏡器具(820)の先端にある撮像デバイスの視野内に器具アッセンブリ(18、30)の遠位先端を保持するように動作している。器具アッセンブリは、切除ツール(881)を具え、腹膜内でその周辺に駆動されており、子宮内膜の損傷(891)を切除している状態が示されている。

【0228】

図209A乃至Dを参照すると、一実施例によれば、針把持ツール(802)を有する二つの器具アッセンブリ(896、897)を二つのアクセスポート(890、892)を介して腹腔鏡的に使用して、腹壁(898)の一部に対して盲腸(895)の一部を縫合することによって盲腸固定を行うことができ、その後閉鎖したレポート(909)が残り、治癒する。別の実施例(図示せず)では、図195B乃至Gに記載されているような構造と同様に、同じステアリング可能な内視鏡器具の内腔を通して、単一のより大きなポートを介して二つの器具アッセンブリを腹腔鏡作動領域に入れることができる。別の実施例では、図209Eに記載されているように、二つの器具アッセンブリの各々を、盲腸(895)の反対側の身体(907、904)の側部から腹腔鏡作動領域に導入して、身体内のより大きな場所をオペレータに提供して、対象の組織にアプローチすることができる。二台の針把持器具(802)が、盲腸(895)の一部を隣接する腹壁組織の一部に縫合して、盲腸固定術を行っている状態が、図209Eに記載されている。

【0229】

ここに述べた盲腸固定術の実施例のいずれにおいても、使用する撮像モダリティに依存して、ここで述べたとおり、ロボットによってステアリング可能な電子機械的アーキテクチャを有する内視鏡などの内視鏡(図示せず)を、臍あるいはその他のポートを介して位置させて、腹腔鏡動作領域を直接視覚化することが好ましい。

【0230】

図210A乃至Bを参照すると、本発明のある実施例による、3つのサイドポート(904、890、892)を通過して3つのロボットでステアリング可能な器具アッセンブリ(901、902、903)を用いた腹腔鏡虫垂切除(893)が記載されている。一のアッセンブリは画像捕捉デバイス(853)を担持しており、その他の二つのアッセンブリは、把持、切断、及び／又は焼灼ツール(802)を担持している。図210C乃至Dを参照すると、臍(889)を介して内視鏡器具(908)が配置されており、その他の二つのツールアッセンブリ(896、897)は側部ポート(904、907)を介して導入されて、バイポーラ焼灼ハサミあるいは把持器などのツールを用いて腹腔鏡的に虫垂(893)を把持して除去するようにした別の実施例が記載されている。

【0231】

図211A乃至Hを参照すると、本発明の様々な実施例によるロボット器具アッセンブリを用いた腹腔鏡前立腺切除の一実施例が記載されている。臍(889)と様々な好ましい腹腔鏡外科ポートが、男性泌尿器システムの様々な面にアクセスを提供している。図211Aを参照すると、骨盤の生体構造及びその他の組織の位置で行われる腹腔鏡前立腺切除においては、臍(889)がステアリング可能な内視鏡(908)の好ましいポートである。図211Bを参照すると、二つの別の器具アッセンブリ(902、913)がビキニライン側部ポートを通過して、前立腺(911)に直接的なアクセスを提供している。図

2 1 1 Cに示すように、第1の器具アッセンブリ(902)は、把持ツールを具えており、第2の器具アッセンブリ(913)は、バイポーラのハサミまたはスカルペルなどの切除ツールを具える。図2 1 1 Dを参照すると、一の器具アッセンブリを、前立腺周辺の筋膜(914)を切開して操作するのに使用し、その他の器具アッセンブリを用いて、前立腺(911)が露出するまで、カット、把持、焼灼、その他を行う。図2 1 1 Eを参照すると、一の器具アッセンブリ上の把持ツールと、その他のアッセンブリ上の切断ツールを、前立腺(911)と前立腺尿道(912)の切り離し及び切開に使用することができる。図2 1 1 Fを参照すると、残った尿道(912)の端部を、縫合(899)によって修復することができる。図2 1 1 G乃至Hを参照すると、前立腺を囲む筋膜組織(914)は、以前のように自身に縫合されて(899)、尿道(912)の周囲にカラーを形成する。

10

【0 2 3 2】

図2 1 2 A乃至Cを参照すると、本発明のある実施例に係る二つのステアリング可能な器具アッセンブリ(902、915)を使用して腹腔鏡結腸半切除術を行う様子が記載されている。これは、臍アクセスポートを介して第3の器具(907)の上に、または、図1 9 5 B乃至Gに示すように、2つのステアリング可能な器具アッセンブリに連結した器具の上に配置した画像捕捉デバイスによって行われる。図2 1 2 Aを参照すると、一の器具アッセンブリは、ステープリングまたはクリップ適用ツール(916)を導入し、もう一つの器具アッセンブリは、把持、切断、及び／又は焼灼ツールを導入することができる。図2 1 2 Bを参照すると、ステープル(917)をはずし、右側の結腸(900)の一部を分離することで右側の結腸半切除を行い、次いで、この分離したセクションを切除して取り出し、ステープル(917)で留めた二つの切り離された端部を残す。図2 1 2 Cを参照すると、いくつか、または全てのステープルを除去し、一方で、結腸の不連続性を追加のステープルまたは縫合で対処して、端部から端部の吻合を形成している。

20

【0 2 3 3】

図2 1 3 A乃至Cを参照すると、本発明のある実施例による一又はそれ以上のステアリング可能な器具アッセンブリを用いて、女性の膀胱(910)から尿道が出ている尿道ネック周囲にスリング人工器官(919)を配置するために骨盤領域の組織に正確にナビゲートして、膀胱(910)、尿道、膣(875)の脱出を防止している。尿道を適宜につり上げることによって、女性の失禁症状を低減することができる。図2 1 3 Cを参照すると、スリング人工器官(919)を、この人工器官製品を配布している製造者が推奨するように、骨盤(920)あるいはクーパー靱帯などの柔組織構造を具える骨に対して前側／上側に留めつけることができる。同様に、図2 1 4 A乃至Bを参照すると、単一または複数の縫合と同じように単純に、張力つり下げ組織(921)をステアリング可能な器具アッセンブリで取り付けて、子宮(875)あるいは尿道ネックを支持するのに使用できる。

30

【0 2 3 4】

図2 1 5 A乃至Cを参照すると、切断または焼灼ツール(878)を有する一実施例に係る非常に高精度な器具アッセンブリ(923)を用いて臨床的に締め付けた下側食道括約筋(924「LES」という)にアプローチすることによって下側ヘラー筋切開術を腹腔鏡的に行って、筋肉組織を外科的に解放(926)してLES(924)における食道(925)近くで円周状フープ応力を生じさせるようにしている。画像捕捉デバイス(853)は、同じ、又は別の器具アッセンブリ(901、908)の上に担持させることができる。一またはそれ以上の外科的に作ったポート(901、923)からアクセスルートを取ることができる。このポートの一つは臍(889)であっても良い。図2 1 5 D乃至Eを参照すると、胸腔と腹腔間にLES(924)が位置するために、ポート位置がより高い経胸腔アプローチを用いることもできる。

40

【0 2 3 5】

図2 1 6 A乃至Cを参照すると、本発明のある実施例によって胃上側(894)を把持し、LES領域用に折りたたんだ周辺カラーを作り、図2 1 6 Cに示すように、このカラ

50

ーを適所に縫合するように構成した2又はそれ以上の器具アッセンブリ(896、903)によってニッセン胃底皺襞形成術を腹腔鏡的に行う。胃底皺襞形成術が過度に締まったLESを作る場合、縫合(899)の一つを腹腔鏡的に解放して、胃底皺襞形成術によって作ったLESにかかるフープ応力を徐々に緩めることができる。同じ群の器具(896、903)を用いて、図217A乃至Cに示すように、ルーY接合(928)を作ることができる。図217Dに示すように、腹腔鏡ルーY接合(928)に沿って、一連(929)のステープル、縫合、及び／又はクリップを用いることで、胃収縮を行うことができる。代替的に、図217Eに示すように、同様の一連(930)のステープル、縫合、及び／又はクリップを、内腔端部の締結ツール(916)と、ここに記載したようなステアリング可能なロボットカテーテルアッセンブリを用いて、胃(894)の内側から取り付けることができる。

10

【0236】

泌尿器介入：

図218Aを参照すると、一の実施例によるステアリング可能な器具アッセンブリを尿道(912)を介して膀胱(910)へ進めている。ここでは、画像捕捉デバイス(853)を用いて、注入した生理的食塩水によって容易にして、対象となる損傷(933)の細胞検査と潜在的な観察を行う。画像捕捉デバイスを接続するロボットガイド及び／又は鞘の全方向的ステアリング性と正確さが、膀胱(910)内部の画像の収集を容易にしている。この画像を互いに貼り付けて、3次元画像を形成する。器具アッセンブリ(901)も、明らかな出血や、組織の不規則な部分などの欠陥に向けて画像捕捉デバイスを進め、これを拡大するのに使用することができる。図218Bを参照すると、器具アッセンブリ(30、18、881)は、代替的に、あるいは、追加で、膀胱(910)内の腫瘍またはその他の損傷(933)を切除する切除ツール(881)などの介入ツールを具えていても良い。図218C乃至Dを参照すると、器具アッセンブリの一部分(例えば、鞘状遠位先端を尿道の入り口において膀胱に位置させ、より細いガイド18を、腎臓(932)に向けてその中へ入れる)を、腎臓へ向けて進めて、腎臓(932)の中へステアリング可能に入れることができる。ここでは、把持器またはその他のツールで結石(936)を捕捉するか、あるいは、図218C-Dに記載するように、化学薬剤、クライオ、RF、あるいはレーザ切除ツール(935)、又は、超音波などのその他の照射性技術を用いて、結石を破壊することができる。

20

30

【0237】

図219Aを参照すると、図219A乃至Cに示すように、尿道(912)を通り、膀胱(910)の壁を通り抜けた後、比較的弾性のある腎臓(910)を、フレキシブルアクセスポイントとして、あるいは、子宮(875)などの腹腔内構造に対する設定／アプローチスペースとして用いることができる。図219B乃至Cに示すように、このアクセスルートは、組織の撮像／生検／溶解、組織の切除、ステアリング可能なカテーテルプラットフォーム(937)に接続した後退可能な針(816)などの細いツールを用いて子宮全域内への薬剤あるいは細胞／遺伝子セラピの注入、その他を行うことができる。このアクセスルートは、線維腫などの組織損傷(938)を生検する、マークする、及び／又は溶解させるためのナビゲートに使用することができる。

40

【0238】

上側胃腸管介入：

内部内腔によるアプローチから、ここに述べた実施例にあるようなステアリング可能なツールアッセンブリ(30、18)を用いて、LES(924)をバルーン(851)で拡大することができる。図220A乃至Cを参照すると、拡張可能なバルーン(851)を具えるステアリング可能な器具アッセンブリが、LES(924)内に精密に配置され、拡張され、除去されており、少なくとも一過性にLES(924)を拡大あるいは拡張させる。図221A乃至Cを参照すると、RF、レーザ、クライオ、超音波、その他を用いた切除ツール(881)をガイド／鞘状アッセンブリ(18、30)に連結して、過度に締まったLES(924)を具える組織を、結果として拡大したLESへ組織を内部か

50

ら切除するのに用いることができる。切除特性を有する拡張可能なバルーン内で、切除と拡大を組み合わせることができる。一の実施例では、切除ツール（８８１）は、従来のＲＦ切除カテーテルの遠位先端にある分散切除ゾーンに対向する周方向を向いた切除ゾーンを有しており、切除動作の特定の仕事が行われる間に、周辺のＬＥＳ（９２４）の組織に、より広がった切除が行われる。

【０２３９】

図２２２Ａ乃至Ｂを参照すると、一の実施例では、ステアリング可能な器具アッセンブリ（３０、１８）の端部に連結された切除プローブツール（８８１）をステアリングして、グレリン（Ghrelin）ホルモンを分泌することで知られている細胞の損傷（９３９）に向けて進めて、ステアリングすることができる。このホルモンは、体重調整に関する視床下部にある特別な神経を活性化する。ＲＦ、クライオ、レーザ、超音波、その他を用いたこれらの細胞の一部を切除して、食欲抑制によって肥満を治療することができる。

10

【０２４０】

図２２３Ａ乃至Ｉを参照すると、細長いステアリング可能な器具アッセンブリ（３０、１８）を利用して、食道（９２５）、胃（８９４）、及びオッドィ括約筋（９４６）を通過してナビゲートし、膵管（９４１）、総胆管（９４５）、胆嚢管（９４３）、胆嚢（９４０）、肝管（９４４）、および肝臓（９４２）へアクセスすることができる。図２２３Ｂを参照すると、鞘状器具（３０）とガイド器具（１８）を具えるステアリング可能な器具アッセンブリを、十二指腸にナビゲートすることができ、また、より小さなガイド器具を転回させて、オッドィ括約筋（９４６）を通過して進めることができる。図２２３Ｃを参照すると、ステアリング可能なガイド（１８）器具を総胆管（９４５）にナビゲートし、肝管（９４４）まで進めて閉塞物を取り除き、石（９４９、９３６）を真空吸引し、エネルギー及び／又は化学的治療によって石（９４９、９３６）を破壊することができる。図２２３Ｄを参照すると、片側だき超音波アレイなどの超音波デバイス（８６３）と、後退可能な針（８８６）を具えるステアリング可能なガイド器具（１８）を用いて、胆嚢管（９４３）と胆嚢（９４０）にカニューラを挿入し、障害物を除去することができる。図２２３Ｅを参照すると、ステアリング可能なガイド器具（１８）を用いて、ステント、あるいはステントグラフト構造などの自己拡張あるいは拡張可能な人工器官（８８０）を、総胆管（９４５）内などの対象の管システム内に展開させることができる。図２２３Ｆ乃至Ｇを参照すると、ＲＦ、クライオ、超音波、及び／又はレーザなどを用いた、切除または砕石ツール（９４８）を用いて、胆嚢管（９４３）及び／又は胆嚢（９４０）から結石（９４９、９３６）などの障害物を取り除くことができる。同様に、図２２３Ｈに示すように、肝管内の障害物に対処することができる。

20

30

【０２４１】

図２２３Ｉに示すように、総胆管（９４５）を転回させるよりは、オッドィ括約筋（９４６）へのカニューラの挿入に続いて、ステアリング可能な器具を膵管（９４１）に進めて、ここで結石などの障害物を除去するのに使用し、また、例えば、横に突出した後退可能な針構造付の片側だき超音波アレイを用いて、膵臓（９４７）組織の生検、治療、及び／又は溶解を行うことができる。

【０２４２】

図２２４Ａ乃至Ｇを参照すると、本発明の一実施例を用いた経胃胆嚢切除術が示されている。図２２４Ａ乃至Ｂを参照すると、鞘状（３０）及び／又はガイド（１８）器具などの、ステアリング可能な器具を胃（９９４）の右壁へナビゲートして、図２２４Ｂに示すように、右の胃の一部を胆嚢（９４０）に向けて一時的に拡張させて、ステアリング可能な器具の遠位端近傍にある構造の超音波撮像を容易にしている。右の胃に対する胆嚢（９４０）と胆嚢管（９４３）の胆嚢の解剖学的な位置は、特に、胆嚢（９４０）が位置すべき領域に向けて拡大した胃（８９４）の一部が、超音波撮像用に利点のある視野を作り出している。胆嚢（９４０）と関連する構造の位置を確認して、ステアリング可能な器具（３０）を潜在的に再配置する、あるいは、再ベクトル化した後、器具アッセンブリの無菌部分を、好ましくはオンボードの画像捕捉手段と共に、胆嚢管（９４３）と、胆動脈（９

40

50

51) に向けて胃粘膜を通して進め、図224D乃至Fに示すように、器具アッセンブリの遠位端を観察する。

【0243】

図224Dを参照すると、一実施例によれば、胆嚢管(943)の結合にクリップ適用器(図示せず)を使用することができ、その後、ハサミまたはその他の切断ツール(952)を用いて胆嚢管を切る。バイポーラ焼灼ハサミ(952)などの、焼灼/切断ツールを用いて、図224Eに示すように、胆嚢(940)を胆動脈(951)から分離させる。次いで、図224Fに示すように、切開及び/又は焼灼ツール(952)を用いて、胆嚢(940)を肝臓(942)ベッドから切り離すことができる。胃粘膜を通して別の無菌ツール(897)を進めて、胆嚢(940)を把持して、図224Fに示すように、その内容物がこぼれないようにする。その他の組織から胆嚢(940)を切り離した後、胃粘膜を通して胃(894)内へ胆嚢を引っ張り、口から取り出す。胃粘膜に生じる欠損は、縫合デバイスあるいは人工器官のクイック接続ポートハードウェアを用いて、応急に閉じる(953)。このデバイスあるいはハードウェアをステアリング可能な器具アッセンブリの遠位端に連結して、ここに記載したようなインサイチュウでの介入を行うようにすることができる。上述したような経胃的なアクセスを用いて、腹膜にアクセスすることもできる。

10

【0244】

下側胃腸管介入：

図225A乃至Fを参照すると、ステアリング可能な器具アッセンブリを用いて、直腸(955)を通して大腸(900)へナビゲートし、ポリープなどの組織欠陥あるいは形成異常(954)を生検し、溶解し、及び/又は除去する介入を行うことができる。図225Aを参照すると、CCDカメラあるいはファイバカメラなどの前方画像捕捉デバイス(853)と共に、ステアリング可能な器具アッセンブリ(901)をステアリング可能に大腸(900)にナビゲートしている状態が記載されている。この器具アッセンブリの高度なステアリング可能性によって、図225Bに記載されているように、全方向における組織欠陥(954)の検査を容易にしている。図225Cを参照すると、器具アッセンブリは、複数の器具サブアセンブリを具えていても良く、このうちの 하나가、ポリープ除去焼灼スネアデバイス(957)を具えていても良い。図225D及び225Eに示すように、この焼灼スネアデバイス(957)は、適所に正確にナビゲートされて、ポリープなどの組織欠陥(954)を焼灼して除去するのに使用される。図225Fを参照すると、器具アッセンブリをその他の欠陥(954)に再度方向付けることができ、ここで、同じ手順を繰り返しても良い。代替的にステアリング可能な器具アッセンブリから生検針(図示せず)を展開させて、大腸の組織欠陥を正確にサンプリングすることができる。

20

30

【0245】

経気管支介入：

図226A乃至229Dを参照すると、一又はそれ以上のステアリング可能な器具アッセンブリを用いて、気管(958)、気管支(959)、及び肺(964)にナビゲートし、これらを診断あるいは治療することができる。図226A乃至Cを参照すると、拡張可能なバルーン(851)を具えるステアリング可能な器具アッセンブリ(30、18)を、気管支(959)まで進めて、一方向弁を収納するように構成したステント構造などの拡張可能な人工気管(960)を展開させるのに使用することができる。肺気腫などの疾患を治療する場合、活性肺気量、薬剤溶出ポリマ、その他を減らすことが望ましい。別の実施例では、ステントを展開させて、特定の気道セクションの開存性を維持することができる。図227A乃至Dを参照すると、ある気管支(959)を、クライオ、RF、超音波、その他を用いて切除して(881)、気管支の壁にある喘息に関連する平滑筋の狭窄(961)を防ぐことができる。この平滑筋自体を切除する(881)、あるいはこの筋肉に続く運動神経を切除して、気道(962)をより広げることができる。

40

【0246】

図228A乃至Cを参照すると、切除ツール(881)を、ステアリング可能な器具ア

50

ッセンブリ（１８、３０）に連結させて、気管支（９５９）にナビゲートして、特別な位置で切除を行って瘢痕（９６３）と、喘息などの理由で望まれない肺気量につながる気道の部分的あるいは全体的な閉塞が生じる。図２２９Ａ乃至Ｄを参照すると、ステアリング可能な器具を用いて、片側だけ超音波アレイなどの超音波デバイス（８６３）を、電極としても機能する側部に突出した後退可能な針（８６６）と共に配置して、腫瘍などの肺の中の潜在的あるいは既知の損傷（９６５）を発見、生検、注入、切除（８８６）、及び／又は溶解を行うことができる。

【０２４７】

関節鏡介入：

本発明のいくつかの実施例に係るステアリング可能なツールアッセンブリを用いて、ヒトの膝滑膜性関節の側部ポートから、同じ関節の後側局面へ正確に針を通して、前側あるいは側部から後側へ縫合し、半月板の損傷を縫合によって修復することができる。入り乱れた滑膜性関節（腰関節など）は、入り乱れた、好ましくは、灌水した腰関節などの関節スペースにナビゲートするように構成した細いステアリング可能な器具アッセンブリの端部に配置した小さなステアリング可能な器具で調べることができる。

【０２４８】

脊椎介入：

本発明の実施例によって提供されるステアリング可能なプラットフォームを用いて、例えば、石灰化した組織と神経の周囲に入れることによって、椎間板スペースにステアリング／ナビゲートすることができる。脊椎穿刺を行って、非常に細いステアリング可能なデバイスをＣＳＦチャンネルに挿入して硬膜下の脳へ折り返して、硬膜下血腫を吸引する、脳組織を生検する、調査する、及び、脳の領域にナビゲートすることができる。

【０２４９】

胸腔介入：

また、本発明のいくつかの実施例によるステアリング可能な器具と器具アッセンブリを用いてＩＭＡの分解と、一方の肺（好ましくは左肺）を落とした後関連する小さな管の焼灼を行うことができ、次いで、一又はそれ以上のＩＭＡｓの遠位端吻合によってバイパスを作ることができる。縦隔鏡検査は、胸骨上のアクセスルートから行うことができる。心膜外スペースへは、剣状突起の下のアksesルートからアクセスして、心外膜の切除、あるいはペーシングリードの配置を行うことができる。肺の楔状切除術は、好ましくは、腫瘍などの組織欠陥への案内を助けるＣＴ／ＭＲデータを用いて、経胸郭アプローチから行うことができる。迷走神経あるいは内蔵神経ペーシングリードは、経胸郭検査法によって非常に正確に配置することができる。上述したとおり、ヘラーの筋切開術を経胸郭的アプローチによって行うことができる。

【０２５０】

鼻咽頭介入：

図２３０Ａ乃至Ｆの実施例に記載されているように、本発明の実施例によるステアリング可能な器具アッセンブリ（３０、１８）を用いて、鼻／洞経路にナビゲートして、診断を行い、治療を行うことができる。一の実施例では、経鼻経路（９６７）を通過させて、上顎洞へエントリするための約２．５ｍｍ以下の全断面寸法を有するステアリング可能な器具を用いて、上顎洞にナビゲートし、灌水し、投薬することができる。更に、この上顎洞へのエントリは、図２３０Ｇに示すように、石灰化した関連柔組織を高精度に、少なくとも部分的に切開するように構成されたバー、ドリルあるいはその他の拡大ツール（９６６）によって増加する。その他の実施例では、前頭洞、篩骨洞、および蝶形骨洞にアクセスし、診断し、治療することができる。

【０２５１】

図２３０Ａを参照すると、前頭洞、篩骨洞、および蝶形骨洞は、鼻腔や、上顎洞の小孔を介してアクセスすることができる。図２３０Ａを参照すると、ステアリング可能な器具が、篩骨にナビゲートしている。図２３０Ｃを参照すると、ステアリング可能な器具が前頭洞にナビゲートしている。図２３０Ｄを参照すると、ステアリング可能な器具が蝶形骨

洞にナビゲートしている。図 2 3 0 E を参照すると、ステアリング可能な器具が、小孔を通して上顎洞に入っているところが記載されている。図 2 3 0 F を参照すると、ステアリング可能な器具の遠位先端が、上顎洞にナビゲートしているところが記載されている。図 2 3 0 G を参照すると、小孔を上顎洞へ拡大するのに用いることができるパー遠位先端（9 6 6）が記載されている。

【0 2 5 2】

咽頭介入：

咽頭は、従来の硬い咽頭鏡とは対照的に、いくつかの実施例で提供されているフレキシブル／ステアリング可能なプラットフォームを用いて、口（9 6 8）を介して生検を行い、修正し、切除することができる。図 2 3 1 A を参照すると、好ましくは、C C D またはファイバデバイスといった直接的な視覚化手段などの画像捕捉デバイスを用いるステアリング可能な器具アセンブリは、口（9 6 8）を介してステアリング可能におよびフレキシブルにナビゲートすることができ、咽頭（9 6 9）領域へ降りてゆく。図 2 3 1 B を参照すると、患者の特定の生体構造によって、ステアリング可能な器具アセンブリの遠位端を咽頭にナビゲートするには、有意な転回と、ステアリング能力が必要とされる。図 2 3 1 C 乃至 E は、ステアリング可能な器具の遠位端に連結することができ、咽頭で使

10

【0 2 5 3】

図 2 3 1 C を参照すると、一の実施例によれば、側部に突出した後退可能な針（8 8 6）を有する片側だけ超音波アレイなどの超音波デバイス（8 6 3）が記載されている。この針（8 8 6）は、一の実施例では切除電極としても機能するように構成することができる。超音波デバイス（8 6 3）を用いて、疑似腫瘍などのターゲットである組織塊内に、組織塊に対する、あるいは組織塊に隣接する位置に針を案内するのに用いることができる。後退可能な針は、ターゲット組織塊の生検、切除（R F、クライオ、レーザ、超音波、その他）、溶解、注入、その他に使用することができる。図 2 3 1 D を参照すると、より丸まった形状の切除チップ（8 8 1）を選択的に用いて、ターゲット組織塊を切除（R F、クライオ、レーザ、その他）、溶解し、潜在的にターゲット組織塊（9 7 0）に傷を作る、あるいは収縮させることができる。図 2 3 1 E を参照すると、把持器（8 0 2）またはその他のツールを用いて、咽頭（9 6 9）領域に外科的に介入して、人工器官を配置したり、塊あるいは障害物を除去したり、あるいは、無呼吸睡眠などの臨床的な問題に取り組むために、ターゲット組織を修正することができる。

20

30

【0 2 5 4】

甲状腺／副甲状腺介入：

図 2 3 2 A 乃至 C を参照すると、様々な実施例による一又はそれ以上のステアリング可能な器具アセンブリを、鎖骨の上の経皮的アクセスポイントから、甲状腺（9 7 1）及び副甲状腺（9 7 2）領域へナビゲートすることができる。甲状腺（9 7 1）領域に入ると、C C D 又はファイバデバイスなどの直接視覚化手段といった、画像捕捉デバイスを好ましくは用いるステアリング可能な器具（8 9 6、8 2 0、9 0 1）を用いて、甲状腺（9 7 1）及び／又は副甲状腺（9 7 2）を調べ、生検を行い、切除し（R F、クライオ、レーザ、超音波、その他）、部分的に溶解し、注入を行い、あるいは、これらのいずれかの一部を切除して除去することができる。図 2 3 2 A を参照すると、甲状腺及び／又は副甲状腺の上に焦点を合わせた前方監視ステアリング可能な内視鏡（8 2 0、9 0 1）を用いて、いくつかの実施例によって構成した一又はそれいじょうのステアリング可能な器具アセンブリ（8 9 6）を用いて、甲状腺及び／又は副甲状腺を処理することができる。図 2 3 2 C を参照すると、副甲状腺（9 7 2）の一又はそれ以上の節が、甲状腺（9 7 1）近傍の正常位置にない場合に、このような位置に副甲状腺（9 7 2）のあるべきところ

40

【0 2 5 5】

脈管介入：

50

ステント及びステントグラフトなどの拡張可能な人工器官を、小さな、ニチノールまたはステンレス製のトグルボルトタイプのステーブルクリップを円周状に留めて展開させることによって、「端部漏れ」のリスクを低減させて、適所に展開させて係止させることができる。また、本発明の様々な実施例の対象のステアリング可能な器具システムを用いて、ステントまたはステントグラフトの縦軸を内側から外へ縦方向に下げることができる。図233A乃至Cを参照すると、対象のステアリング可能な器具プラットフォームを用いて、上行大動脈全体を通じて、クリップ、またはステーブル適用器、後退可能な針、その他などの遠位側で展開するツールを用いて、ナビゲート、診断、治療、及び介入することができる。図233Aを参照すると、ステアリング可能なガイド(18)及び鞘状(30)のアセンブリが腎動脈(975)をナビゲートしている。図233Bを参照すると、ステアリング可能な器具が腹腔動脈(977)をナビゲートしている。図233Cを参照すると、ステアリング可能な器具が大動脈弓(976)をナビゲートして、これを用いて、大動脈流出路を介した逆方向のアプローチから、心臓(974)の左心室へ入っている。

【0256】

図234A乃至Eを参照すると、腎動脈(975)介入が記載されている。図234Aを参照すると、ステントまたはステントグラフトなどの拡張可能なあるいは自己拡張する人工器官(979)を、図に示すようなステアリング可能な器具アセンブリの一実施例から展開することができる。図に示す器具アセンブリは、拡張可能なバルーン(851)を具え、蛍光透視法を用いて部分的に観察することができる。図234Bを参照すると、別の実施例において、同様の器具アセンブリを用いて、腎動脈(975)内腔を拡大することができる。図234Cを参照すると、把持(802)または切断ツールを用いて、腎動脈内の障害物(980)を取り除き、腎臓(982)に適宜の灌水を行うことができる。図234Dを参照すると、ガイド器具(18)によって担持されている切除ツール(881)を用いて、腎動脈中のプラーク又はその他の障害物(980)を切除(RF、クライオ、レーザ、超音波、その他)することができる。図234Eを参照すると、ステアリング可能な器具プラットフォームを用いて、腎臓(982)の実質組織内の組織損傷を切除(881)するか、あるいは、経脈管アプローチから腎臓(982)の実質組織内の損傷に放射性シードを送出することができる。蛍光透視法を用いて、このようなシードあるいはその他の人工器官の位置を観察することができる。

【0257】

図235A乃至Eを参照すると、一の実施例によるサイズを小さくしたステアリング可能な器具アセンブリを頸動脈(983)にナビゲートすることができる。特に、これを用いて、CT及びMRなどの最新の画像モダリティを利用して、プラーク及びその他の潜在的な不安定ゾーンまたは構造(984)の周辺に、対象システムのナビゲーション能力で、ナビゲートして、重要な障害物の周囲に経路を計画して、この計画を電気機械的に実行することができる。例えば、図235A乃至235Eを参照すると、遠位側保護デバイス(985)を、ステアリング可能な器具プラットフォーム(30、18)によって達成される適切な遠位位置から注意深く展開することができる。次いで、図235C乃至Dを参照すると、切除(881)、除去、あるいは、RF、超音波、真空、把持器、クライオ、レーザ、その他によるプラークの除去を、遠位側保護デバイス(985)で適所で安全に行うことができる。次いで、図235Eに示すように、遠位側保護デバイス(985)を取り出すことができる。

【0258】

図236A乃至Dを参照すると、別の実施例によるサイズを小さくしたステアリング可能な器具アセンブリ(18、30)を用いて、頸動脈を通り、周辺の神経血管や、ウィリス氏の動脈管(circle of Willis)への全ての経路にナビゲートすることができる。吸引ツールを用いて、血腫を取り出して、コイルなどの動脈充填デバイスを高精度に配置し、とりわけ脳組織を生検し、切除(RF、クライオ、レーザ、超音波)、注入、その他を行うことができる。

【0259】

その他の介入－伏在静脈採取、形成術：

本発明の実施例によって提供されるステアリング可能な器具は、伏在静脈を採取するGuidant社の「VasoView」手順と同等の手順であるが、対象の器具のステアリング可能性故に有意に改善された手順（剛性のある、ストレートなVasoViewと異なり、経皮的クロッシングの後直ちに鋭角にターンさせることができる）を提供することができる。

【0260】

非限定的な例として、フェースリフト切開を、経皮フェースなど、凸状の表面周囲に精度良くステアリングするように構成された高度にステアリング可能なプラットフォームを用いて、耳の後から行うことができる。同様に、対象プラットフォームのステアリング可能性を用いて、一又はそれ以上のビキニ領域の経皮的アクセスポートから前、横、及び後側の骨盤領域の脂肪吸引や、臍アクセスポートからの胸部インプラントの切断及び配置、及びより後側の位置（ポート介入に続いて見えるであろうヘアラインから後）からのブローリフト皮下切除を容易にする。

【図面の簡単な説明】

【0261】

図は、本発明の例示としての実施例の構成及び有用性を示し、これらの図では、同様の構成要素は共通の参照番号により示される。

【図1A】図1Aは、ロボットカテーテルシステムの一実施例を示す図である。

【図1B】図1Bは、ロボットカテーテルシステムの別の実施例を示す図である。

【図2A】図2Aは、一の実施例のオペレータ制御ステーションを示す図である。

【図2B】図2Bは、図2Aに示すオペレータ制御ステーションを反対側から見た図である。

【図3】図3は、支持アッセンブリを拡大して示す図である。図3. 1ないし3. 10Bは、一実施例に係る支持アッセンブリの様々な構成部品を示す図である。

【図4】図4は、器具操作装置の一実施例と共に使用する器具の等尺図である。

【図5】図5は、2台の器具の等尺図である。

【図6】図6は、例示的な装着スキームを示す図である。

【図7】図7A乃至Cは、一実施例のドレープ構造を示す図である。

【図8】図8A及びBは、一実施例に係る無菌バリヤを提供する図である。

【図9】図9は、ドレープスキームの様々な実施例を示す図である。

【図10】図10は、ドレープスキームの様々な実施例を示す図である。

【図11】図11は、ドレープスキームの様々な実施例を示す図である。

【図12】図12は、ドレープスキームの様々な実施例を示す図である。

【図13】図13は、ドレープスキームの様々な実施例を示す図である。

【図14】図14は、ドレープスキームの様々な実施例を示す図である。

【図15】図15は、ドレープスキームの様々な実施例を示す図である。

【図16】図16は、ドレープスキームの様々な実施例を示す図である。

【図17】図17は、器具ステアリング用の器具構造を示す等尺図である。

【図18】図18は、カテーテル部材の一実施例を示す図である。

【図19】図19は、カテーテル部材の断面図である。

【図20】図20は、カテーテル部材の別の実施例の断面図である。

【図21】図21は、3つの制御素子内腔を有するカテーテル部材の一実施例を示す図である。

【図22】図22は、非等距離内腔構造を有するカテーテル部材を示す図である。

【図23】図23は、非等距離内腔構造を有するカテーテル部材を示す図である。

【図24】図24は、非等距離内腔構造を有するカテーテル部材を示す図である。

【図25】図25は、金属製脊椎の実施例を示す図である。

【図26】図26は、金属製脊椎の実施例を示す図である。

【図27】図27は、金属製脊椎の実施例を示す図である。

【図28】図28は、金属製脊椎の断面図である。

- 【図 29】図 29 は、一実施例の脊椎用の応力除去パターンを示す拡大図である。
- 【図 30】図 30 は、一実施例の脊椎用の応力除去パターンを示す拡大図である。
- 【図 31】図 31 は、一実施例のポリマ製脊椎を示す図である。
- 【図 32】図 32 は、一実施例のポリマ製脊椎を示す図である。
- 【図 33】図 33 は、制御素子アンカリングの一実施例を示す図である。
- 【図 34】図 34 は、制御素子アンカリングの一実施例を示す図である。
- 【図 35】図 35 A は、一実施例に係る器具ベースの様々な態様を示す図である。
- 【図 36】図 36 は、一実施例に係る器具ベースの様々な態様を示す図である。
- 【図 37】図 37 は、一実施例に係る器具ベースの様々な態様を示す図である。
- 【図 38】図 38 は、一実施例に係る器具ベースの様々な態様を示す図である。
- 【図 39】図 39 は、一実施例に係る器具ベースの様々な態様を示す図である。
- 【図 40】図 40 は、一実施例に係る器具ベースの様々な態様を示す図である。
- 【図 41】図 41 は、一実施例に係る器具ベースの様々な態様を示す図である。
- 【図 42】図 42 は、一実施例に係る器具ベースの様々な態様を示す図である。
- 【図 43】図 43 は、一実施例に係る器具ベースの様々な態様を示す図である。
- 【図 44】図 44 は、一実施例に係る器具ベースの様々な態様を示す図である。
- 【図 45】図 45 は、一実施例に係る器具ベースの様々な態様を示す図である。
- 【図 46】図 46 は、一実施例に係る器具ベースの様々な態様を示す図である。
- 【図 47】図 47 は、一実施例に係る器具ベースの様々な態様を示す図である。
- 【図 48】図 48 は、一実施例に係る器具ベースの様々な態様を示す図である。
- 【図 49】図 49 は、一実施例に係る器具ベースの様々な態様を示す図である。
- 【図 50】図 50 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 51】図 51 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 52】図 52 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 53】図 53 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 54】図 54 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 55】図 55 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 56】図 56 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 57】図 57 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 58】図 58 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 59】図 59 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 60】図 60 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 61】図 61 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 62】図 62 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 63】図 63 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 64】図 64 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 65】図 65 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 66】図 66 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 67】図 67 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 68】図 68 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 69】図 69 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 70】図 70 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 71】図 71 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 72】図 72 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 73】図 73 は、器具の代替の実施例を示す図である。
- 【図 74】図 74 は、一実施例に係る鞘状器具の様々な態様を示す図である。
- 【図 75】図 75 は、一実施例に係る鞘状器具の様々な態様を示す図である。
- 【図 76】図 76 は、一実施例に係る鞘状器具の様々な態様を示す図である。
- 【図 77】図 77 は、一実施例に係る鞘状器具の様々な態様を示す図である。
- 【図 78】図 78 は、一実施例に係る鞘状器具の様々な態様を示す図である。

10

20

30

40

50

- 【図 79】図 79 は、一実施例に係る鞘状器具の様々な態様を示す図である。
- 【図 80】図 80 は、一実施例に係る鞘状器具の様々な態様を示す図である。
- 【図 81】図 81 は、一実施例に係る鞘状器具の様々な態様を示す図である。
- 【図 82】図 82 は、一実施例に係る鞘状器具の様々な態様を示す図である。
- 【図 83】図 83 は、一実施例に係る鞘状器具の様々な態様を示す図である。
- 【図 84】図 84 は、一実施例に係る鞘状器具の様々な態様を示す図である。
- 【図 85】図 85 は、一実施例に係る鞘状器具の様々な態様を示す図である。
- 【図 86】図 86 は、同軸に連結したカテーテルの様々な実施例の断面図である。
- 【図 87】図 87 は、同軸に連結したカテーテルの様々な実施例の断面図である。
- 【図 88】図 88 は、同軸に連結したカテーテルの様々な実施例の断面図である。 10
- 【図 89】図 89 は、同軸に連結したカテーテルの様々な実施例の断面図である。
- 【図 90】図 90 は、同軸に連結したカテーテルの様々な実施例の断面図である。
- 【図 91】図 91 は、同軸に連結したカテーテルの様々な実施例の断面図である。
- 【図 92】図 92 は、一実施例の鞘状カテーテル部材を伴うシールポートとアクセスポートの接続を示す図である。
- 【図 93】図 93 は、一実施例の鞘状カテーテル部材を伴うシールポートとアクセスポートの接続を示す図である。
- 【図 94】図 94 は、一実施例の鞘状カテーテル部材を伴うシールポートとアクセスポートの接続を示す図である。
- 【図 95】図 95 は、器具操作装置の一実施例の内部構造を模式的に示す図である。 20
- 【図 96】図 96 は、器具操作装置の一実施例の内部構造を模式的に示す図である。
- 【図 97】図 97 は、一実施例の器具操作装置の様々な態様を示す図である。
- 【図 98】図 98 は、一実施例の器具操作装置の様々な態様を示す図である。
- 【図 99】図 99 は、一実施例の器具操作装置の様々な態様を示す図である。
- 【図 100】図 100 は、一実施例の器具操作装置の様々な態様を示す図である。
- 【図 101】図 101 は、一実施例の器具操作装置の様々な態様を示す図である。
- 【図 102】図 102 A 及び B は、一実施例の器具操作装置の様々な態様を示す図である。
- 。 【図 103】図 103. 1 乃至 103. 11 は、別の実施例の器具操作装置の様々な態様を示す図である。 30
- 【図 104】図 104 は、オペレータ制御ステーションの一実施例を示す図である。
- 【図 105】図 105 A 及び B は、マスタ入力装置の実施例を示す図である。
- 【図 106】図 106 A 及び B は、一実施例のカテーテルの運動力学を示す図である。
- 【図 107】図 107 A 及び B は、一実施例のカテーテルの運動力学を示す図である。
- 【図 108】図 108 A 及び B は、一実施例のカテーテルの運動力学を示す図である。
- 【図 109】図 109 A 及び B は、一実施例のカテーテルの運動力学を示す図である。
- 【図 110】図 110 A 乃至 E は、一の実施例によるカテーテル制御を示す図である。
- 【図 111】図 111 は、制御システムフローの流れの一実施例を示す図である。
- 【図 112】図 112 A 乃至 B は、位置確認システムの例を示す図である。
- 【図 113】図 113 は、一実施例の視覚化とナビゲーションの関係を示す図である。 40
- 【図 114】図 114 は、一実施例の制御スキームの様々な態様を示す図である。
- 【図 115】図 115 は、一実施例の制御スキームの様々な態様を示す図である。
- 【図 116】図 116 は、一実施例の制御スキームの様々な態様を示す図である。
- 【図 117】図 117 は、一実施例の制御スキームの様々な態様を示す図である。
- 【図 118】図 118 は、一実施例の制御スキームの様々な態様を示す図である。
- 【図 119】図 119 は、一実施例の制御スキームの様々な態様を示す図である。
- 【図 120】図 120 は、一実施例の制御スキームの様々な態様を示す図である。
- 【図 121】図 121 は、一実施例の制御スキームの様々な態様を示す図である。
- 【図 122】図 122 は、一実施例の制御スキームの様々な態様を示す図である。
- 【図 123】図 123 は、一実施例の制御スキームの様々な態様を示す図である。 50

- 【図 1 2 4】図 1 2 4 は、一実施例の制御スキームの様々な態様を示す図である。
- 【図 1 2 5】図 1 2 5 は、一実施例の運動力学を示す図である。
- 【図 1 2 6】図 1 2 6 は、例示としての運動力学の作動座標を示す図である。
- 【図 1 2 7】図 1 2 7 は、例示としての運動力学の作動座標を示す図である。
- 【図 1 2 8】図 1 2 8 は、マスタ入力装置を伴うシステムのブロック図である。
- 【図 1 2 9】図 1 2 9 は、触覚信号の位置ベクトルを変形するサンプルフローチャートを示す図である。
- 【図 1 3 0】図 1 3 0 は、触覚機能を具えるシステムのブロック図である。
- 【図 1 3 1】図 1 3 1 は、一実施例の分割キャリッジ設計用の張力制御関係を示す図である。
- 【図 1 3 2】図 1 3 2 は、一実施例の分割キャリッジ設計用の張力制御関係を示す図である。
- 【図 1 3 3】図 1 3 3 は、一実施例の分割キャリッジ設計用の張力制御関係を示す図である。
- 【図 1 3 4】図 1 3 4 は、一実施例の分割キャリッジ設計用の張力制御関係を示す図である。
- 【図 1 3 5】図 1 3 5 は、一実施例の分割キャリッジ設計用の張力制御関係を示す図である。
- 【図 1 3 6】図 1 3 6 は、一実施例の分割キャリッジ設計用の張力制御関係を示す図である。
- 【図 1 3 7】図 1 3 7 は、組織構造モデルを合成する方法を示す図である。
- 【図 1 3 8】図 1 3 8 は、組織構造モデルを合成する方法を示す図である。
- 【図 1 3 9】図 1 3 9 は、組織構造モデルを合成する方法を示す図である。
- 【図 1 4 0】図 1 4 0 は、組織構造画像を取得してコンパイルする別の実施例の様々な態様を示す図である。
- 【図 1 4 1】図 1 4 1 は、組織構造画像を取得してコンパイルする別の実施例の様々な態様を示す図である。
- 【図 1 4 2】図 1 4 2 は、組織構造画像を取得してコンパイルする別の実施例の様々な態様を示す図である。
- 【図 1 4 3】図 1 4 3 は、組織構造画像を取得してコンパイルする別の実施例の様々な態様を示す図である。
- 【図 1 4 4】図 1 4 4 は、組織構造画像を取得してコンパイルする別の実施例の様々な態様を示す図である。
- 【図 1 4 5】図 1 4 5 A 及び B は、組織構造画像を取得してコンパイルする別の実施例の様々な態様を示す図である。
- 【図 1 4 6】図 1 4 6 A 乃至 D は、組織構造画像を取得してコンパイルする別の実施例の様々な態様を示す図である。
- 【図 1 4 7】図 1 4 7 は、組織構造画像を取得してコンパイルする別の実施例の様々な態様を示す図である。
- 【図 1 4 8】図 1 4 8 A 乃至 C は、組織構造画像を取得してコンパイルする別の実施例の様々な態様を示す図である。
- 【図 1 4 9】図 1 4 9 は、ヒトの左心房の3次元組織構造モデルを取得する実施例を示す図である。
- 【図 1 5 0】図 1 5 0 は、ヒトの左心房の3次元組織構造モデルを取得する実施例を示す図である。
- 【図 1 5 1】図 1 5 1 は、接触感知手段の様々な実施例を示す図である。
- 【図 1 5 2】図 1 5 2 は、接触感知手段の様々な実施例を示す図である。
- 【図 1 5 3】図 1 5 3 は、接触感知手段の様々な実施例を示す図である。
- 【図 1 5 4】図 1 5 4 は、接触感知手段の様々な実施例を示す図である。
- 【図 1 5 5】図 1 5 5 は、接触感知手段の様々な実施例を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 1 5 6】図 1 5 6 は、接触感知手段の様々な実施例を示す図である。

【図 1 5 7】図 1 5 7 は、接触感知手段の様々な実施例を示す図である。

【図 1 5 8】図 1 5 8 A 乃至 D は、解釈されたマスタフォローイングの例を示す図である。

【図 1 5 9】図 1 5 9 A 乃至 D は、解釈されたマスタフォローイングの例を示す図である。

【図 1 6 0】図 1 6 0 A 乃至 D は、解釈されたマスタフォローイングの例を示す図である。

【図 1 6 1】図 1 6 1 は、本発明の一実施例に係る心筋切除手順を示す図である。

【図 1 6 2】図 1 6 2 は、本発明の一実施例に係る心筋切除手順を示す図である。

【図 1 6 3】図 1 6 3 は、本発明の一実施例に係る心筋切除手順を示す図である。

【図 1 6 4】図 1 6 4 は、本発明の一実施例に係る心筋切除手順を示す図である。

【図 1 6 5】図 1 6 5 は、本発明の一実施例に係る心筋切除手順を示す図である。

【図 1 6 6】図 1 6 6 は、本発明の一実施例に係る心筋切除手順を示す図である。

【図 1 6 7】図 1 6 7 は、本発明の一実施例に係る心筋切除手順を示す図である。

【図 1 6 8】図 1 6 8 は、本発明の一実施例に係る心筋切除手順を示す図である。

【図 1 6 9】図 1 6 9 は、本発明の一実施例に係る心筋切除手順を示す図である。

【図 1 7 0】図 1 7 0 は、本発明の一実施例に係る心筋切除手順を示す図である。

【図 1 7 1】図 1 7 1 は、本発明の一実施例に係る心筋切除手順を示す図である。

【図 1 7 2】図 1 7 2 は、本発明の一実施例に係る心筋切除手順を示す図である。

【図 1 7 3】図 1 7 3 A 乃至 D は、様々な実施例の電極構成を示す図である。

【図 1 7 4】図 1 7 4 A 乃至 D は、作業器具のその他の実施例用の先端オプションを示す図である。

【図 1 7 5】図 1 7 5 は、システムブロック図を示す図である。

【図 1 7 6】図 1 7 6 A 乃至 B は、重畳した画像によって組織を視覚化する一実施例を示す図である。

【図 1 7 7】図 1 7 7 は、一実施例のディスプレイへの対象の重畳を模式的に示す図である。

【図 1 7 8】図 1 7 8 は、分散システムアーキテクチャの一実施例を示す図である。

【図 1 7 9】図 1 7 9 は、一実施例のハードウェアとソフトウェアの接続を示す図である。

【図 1 8 0】図 1 8 0 は、一実施例のソフトウェア相互作用を示す図である。

【図 1 8 1】図 1 8 1 は、制御コンソールの一実施例を示す図である。

【図 1 8 2】図 1 8 2 A 及び B は、一実施例のユーザインターフェース用の様々なタッチスクリーンを示す図である。

【図 1 8 3】図 1 8 3 A 乃至 E は、一実施例のユーザインターフェース用の様々なタッチスクリーンを示す図である。

【図 1 8 4】図 1 8 4 A 乃至 D は、一実施例のユーザインターフェース用の様々なタッチスクリーンを示す図である。

【図 1 8 5】図 1 8 5 A 乃至 D は、一実施例のユーザインターフェース用の様々なタッチスクリーンを示す図である。

【図 1 8 6】図 1 8 6 A 乃至 D は、一実施例のユーザインターフェース用の様々なタッチスクリーンを示す図である。

【図 1 8 7】図 1 8 7 A 乃至 E は、器具のいくつかの実施例を示す図である。

【図 1 8 8】図 1 8 8 A 及び B は、鞘状器具ベースアセンブリの一実施例を示す図である。

【図 1 8 9】図 1 8 9 A 乃至 C は、一実施例のガイド器具を示す図である。

【図 1 9 0】図 1 9 0 A 乃至 C は、拡張器の一実施例を示す図である。

【図 1 9 1】図 1 9 1 A 乃至 C は、一実施例の針を示す図である。

【図 1 9 2】図 1 9 2 A 乃至 Q は、ガイド器具の作業内腔を通る様々なねじ式ツールの例

10

20

30

40

50

示の実施例を示す図である。

【図193】図193A乃至Cは、同軸に接続したガイド器具と鞘状器具の器具制御構造の実施例を示す図である。

【図194】図194A乃至Hは、同軸に接続したガイド器具と鞘状器具のツール制御構造の実施例を示す図である。

【図195】図195A乃至Gは、より大きな器具内に同軸に配置した鞘／ガイドの組み合わせの実施例を示す図である。

【図196】図196A乃至Fは、経腔的介入手順を行う間に子宮内に進めた、同軸に配置した、ステアリング可能なガイドと鞘状器具システムの一例を示す図である。

【図197】図197A乃至Cは、ガイド器具内に配置した遠隔作動する把持ツールを用いて卵管から閉塞を除去する例示的なシステムと手順を示す図である。

【図198】図198A及びBは、バルーンとガイド器具を用いて卵管内に拡張可能な人工器官を拡張させる例示的なシステムと手順を示す図である。

【図199】図199A及びBは、切除プローブとガイド器具を用いて卵管の局在化した瘢痕と閉塞を除去する例示的なシステムと手順を示す図である。

【図200】図200A及びBは、ガイド器具に配置した把持及び／又は焼灼ツールを用いた卵管から組織を除去する例示的なシステムと手順を示す図である。

【図201】図201A及びBは、ステアリング可能なガイドと鞘内に配置した針ツールを用いた卵巣の細切採取法の例示的なシステムと手順を示す図である。

【図202】図202A乃至Gは、最小侵襲性卵巣切除術を行うためのロボットガイド／鞘の組み合わせの例示的なシステムと使用を示す図である。

【図203】図203は、ガイド器具と関連するツールを腹膜内へ更にステアリング可能に前進させるために、鞘状器具を卵管を通して前進させるシステムと手順の一実施例を示す図である。

【図204】図204A乃至Cは、鞘状器具がファロウピウス管を再位置決めして同軸デバイスで鞘を通して腹膜内を進めるシステムと手順の一実施例を示す図である。

【図204.5】図204.5A及びBは、臍を通して患者の吸入キャビティへステアリング可能な鞘状器具とガイド器具を挿入する例示的なシステムと手順を示す図である。

【図205】図205A及びBは、臍ポートを介してステアリング可能な内視鏡を展開させて、ステアリング可能な器具アセンブリを具えるようにする例示的な腹腔鏡卵管切除システムを示す図である。

【図205.5】図205.5A乃至Eは、例示的な腹腔鏡卵巣切除システム及び手順を示す図であり、ここでは、様々な腹腔鏡ポートを介してロボットカテーテルプラットフォームの一実施例を用いてこの手順の一部を実行する。

【図206】図206A及びBは、外科的に形成したサイドポートを通して挿入した針ツールを用いる例示的な腹腔鏡卵巣細切採取システム及び手順を示す図である。

【図207】図207は、鞘／ガイド／ツールアセンブリとステアリング可能な内視鏡器具を使用する腹腔鏡介入システム及び手順の一実施例を示す図である。

【図208】図208A及びBは、ステアリング可能な内視鏡器具を用いて、子宮内膜創傷の位置確認と切除を行う間に、切除ツールの遠位先端を視野内に維持するシステムと手順の一実施例を示す図である。

【図209】図209A乃至Dは、針把持ツールを伴う二つの器具アセンブリを二つのアクセスポートを通して腹腔鏡的に利用する盲腸固定システム及び手順の一実施例を示す図である。図209Eは、盲腸の反対側の身体側部から器具アセンブリを腹腔鏡で導入した盲腸固定システム及び手順の別の実施例を示す図である。

【図210】図210A及びBは、3つのロボットステアリング可能な器具アセンブリを利用した例示的な腹腔鏡虫垂切除システム及び手順を示す図である。図210C乃至Dは、内視鏡器具を臍を介して配置し、その他の二つのアセンブリをサイドポートを通して導入した腹腔鏡虫垂切除システム及び手順の別の実施例を示す図である。

【図211】図211A乃至Hは、ロボット器具アセンブリを用いた腹腔鏡前立腺切除

10

20

30

40

50

システム及び手順を示す図である。

【図 2 1 2】図 2 1 2 A 乃至 C は、ステアリング可能な器具アッセンブリを用いた腹腔鏡結腸半切除システム及び手順を示す図である。

【図 2 1 3】図 2 1 3 A 乃至 C は、ステアリング可能な器具アッセンブリを用いてスリング人工器官を子宮周囲に配置するシステムと手順の一実施例を示す図である。

【図 2 1 4】図 2 1 4 A 乃至 B は、ステアリング可能な器具アッセンブリを用いて子宮を支える張力サスペンションを設置するシステムと手順の一実施例を示す図である。

【図 2 1 5】図 2 1 5 A 乃至 C は、非常に精密な器具アッセンブリを用いた、腹腔鏡ヘラー筋切開術システムと手順の一実施例を示す図である。図 2 1 5 D 及び E は、経胸腔的アプローチを介する腹腔鏡ヘラー (Heller) 筋切開術システムと手順の一実施例を示す図である。

10

【図 2 1 6】図 2 1 6 A 乃至 C は、器具アッセンブリを用いた腹腔鏡ニッセン (Nissen) 胃底皺襞形成システムと手順の一実施例を示す図である。

【図 2 1 7】図 2 1 7 A 乃至 C は、器具アッセンブリを用いてルー Y 吻合を作る腹腔鏡システム及び手順の一実施例を示す図である。図 2 1 7 D は、ロボットカテーテルプラットフォームを用いた胃縮小術を実行するシステム及び手順の一実施例を示す図である。図 2 1 7 E は、ステアリング可能なロボットカテーテルプラットフォームと、胃の内側からの経内視鏡的固定ツールを用いて、胃縮小術を実行するシステム及び手順の一実施例を示す図である。

【図 2 1 8】図 2 1 8 A は、カメラデバイス付ステアリング可能な器具を用いて膀胱鏡検査を行うシステム及び手順の一実施例を示す図である。図 2 1 8 B は、切除ツール付ステアリング可能な器具を用いて膀胱内から切除を行うシステム及び手順の一実施例を示す図である。図 2 1 8 C 及び D は、鞘状器具とガイド器具をステアリング可能に腎臓に入れて腎臓結石を処理するシステム及び手順の一実施例を示す図である。

20

【図 2 1 9】図 2 1 9 A 乃至 C は、ステアリング可能なカテーテルプラットフォームを用いて膀胱を介して腹腔内構造にアクセスするシステム及び手順の一実施例を示す図である。

【図 2 2 0】図 2 2 0 A 乃至 C は、ステアリング可能な器具アッセンブリで拡張可能なバルーンを定立させることによって、下部食道括約筋を拡張するシステム及び手順の一実施例を示す図である。

30

【図 2 2 1】図 2 2 1 A 乃至 C は、ステアリング可能な器具アッセンブリによって切除ツールを食道内部に駆動して、下部食道括約筋を切除するシステム及び手順の一実施例を示す図である。

【図 2 2 2】図 2 2 2 A 及び B は、ステアリング可能な器具アッセンブリに連結した切除プローブツールを胃の内部において駆動して、グレリン (Ghrelin) 生成細胞を切除するシステム及び手順の一実施例を示す図である。

【図 2 2 3】図 2 2 3 A 乃至 I は、細長のステアリング可能な器具アッセンブリを、食道、胃、及びオッドィ括約筋を通してナビゲートして、膵管、総胆管、胆嚢管、胆嚢、肝管、および肝臓にアクセスするシステム及び手順の一実施例を示す図である。

【図 2 2 4】図 2 2 4 A 乃至 G は、ステアリング可能な器具を用いた経胃的胆嚢摘出システム及び手順の一実施例を示す図である。

40

【図 2 2 5】図 2 2 5 A 乃至 F は、ステアリング可能な器具アッセンブリを用いて結腸ヘナビゲートし、組織の生検、溶解、除去に介入するシステム及び手順の一実施例を示す図である。

【図 2 2 6】図 2 2 6 A 乃至 C は、ステアリング可能な器具アッセンブリを気管支へ進めて、拡張可能なステント構造を拡張させる経気管支介入システム及び手順の一実施例を示す図である。

【図 2 2 7】図 2 2 7 A 乃至 D は、ステアリング可能な器具アッセンブリを気管支へ進めて切除を行う、経気管支介入システム及び手順の更なる実施例を示す図である。

【図 2 2 8】図 2 2 8 A 乃至 C は、切除ツール付ステアリング可能な器具アッセンブリを

50

気管支に進めて切除を行い瘢痕を作る、経気管支介入システム及び手順の更なる実施例を示す図である。

【図 2 2 9】図 2 2 9 A 乃至 D、ステアリング可能な器具アセンブリを用いて、片側だけ超音波アレイと片側へ突出した後退可能な針電極を位置決めする、経気管支介入システム及び手順の別の実施例を示す図である。

【図 2 3 0】図 2 3 0 A 乃至 G は、ステアリング可能な器具を用いて、前頭、篩骨、あるいは経鼻経路を介して蝶形骨洞へアクセスし、ナビゲートする、上咽腔介入システム及び手順の様々な実施例を示す図である。

【図 2 3 1】図 2 3 1 A 乃至 E は、フレキシブルでステアリング可能な器具アセンブリを用いた喉頭介入システム及び手順の様々な実施例を示す図である。

【図 2 3 2】図 2 3 2 A 乃至 C は、甲状腺及び副甲状腺用の介入システム及び手順の実施例を示す図である。

【図 2 3 3】図 2 3 3 A 乃至 C は、ステアリング可能な器具プラットフォームを用いて上行大動脈へナビゲートする脈管介入システム及び手順の実施例を示す図である。

【図 2 3 4】図 2 3 4 A 乃至 E は、ステアリング可能な器具アセンブリを用いた腎動脈介入システム及び手順の様々な実施例を示す図である。

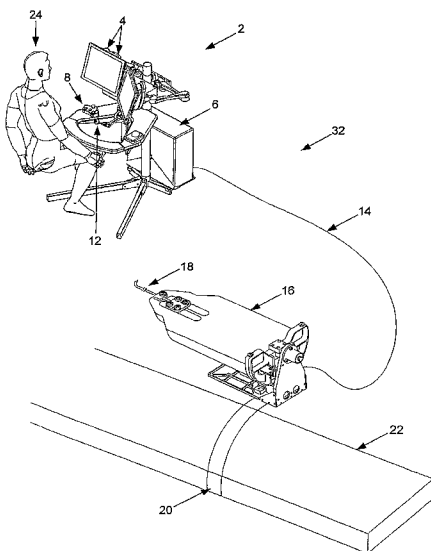
【図 2 3 5】図 2 3 5 A 乃至 E は、小型化したステアリング可能な器具アセンブリを頸動脈内にナビゲートして、手順を実行するシステム及び手順の一実施例を示す図である。

【図 2 3 6】図 2 3 6 A 乃至 D は、小型化したステアリング可能な器具アセンブリを用いて頸動脈を通して末梢神経脈管へナビゲートして、手順を実行するシステム及び手順の一実施例を示す図である。

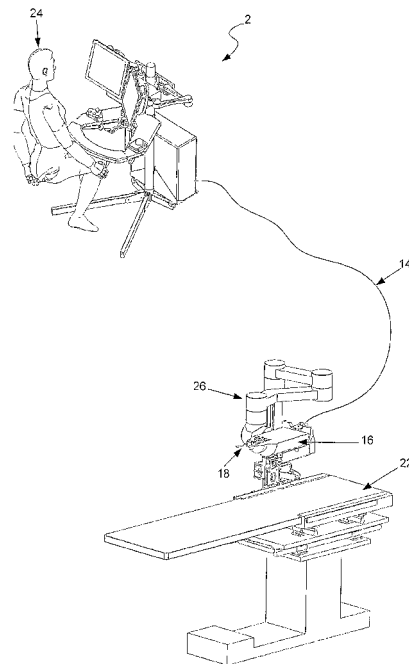
10

20

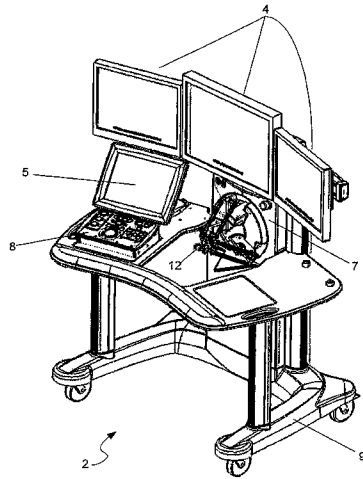
【図 1】



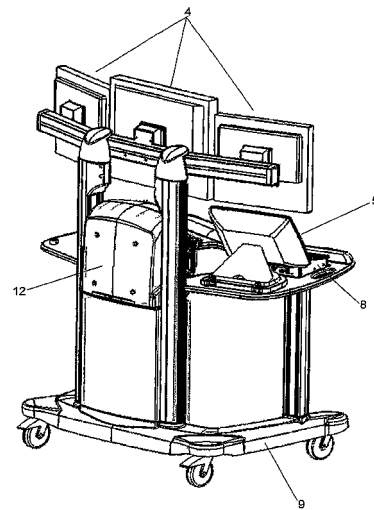
【図 2】



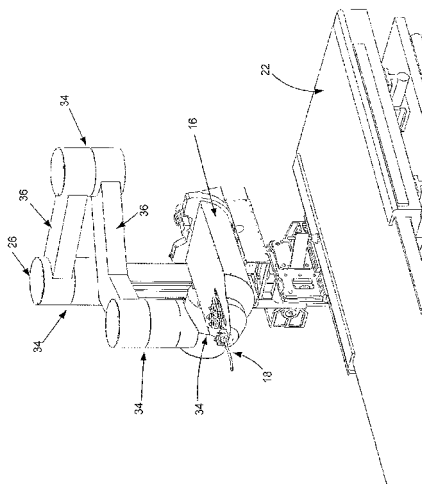
【図 2】



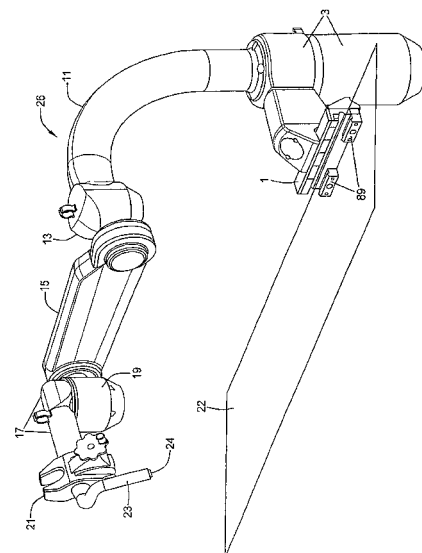
【図 2】



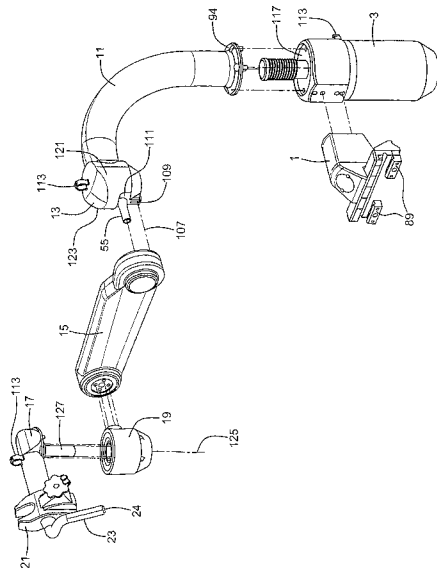
【図 3】



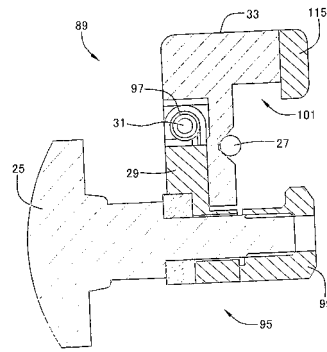
【図 3】



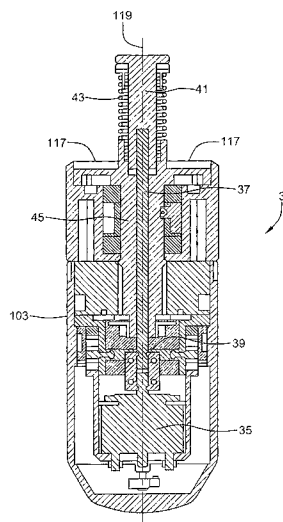
【 図 3 】



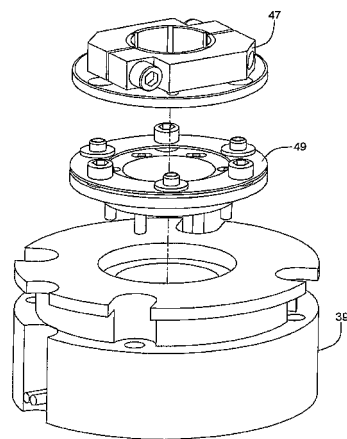
【 図 3 】



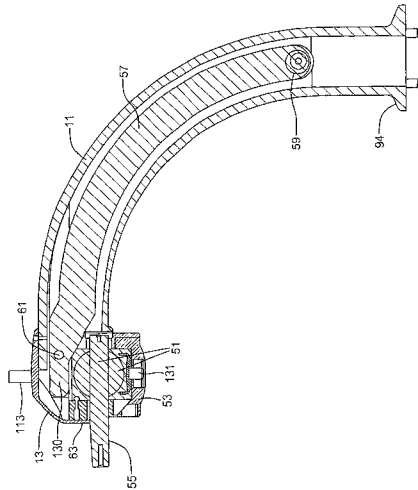
【 図 3 】



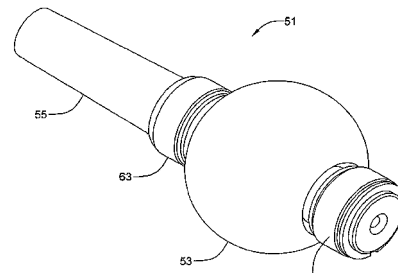
【 図 3 】



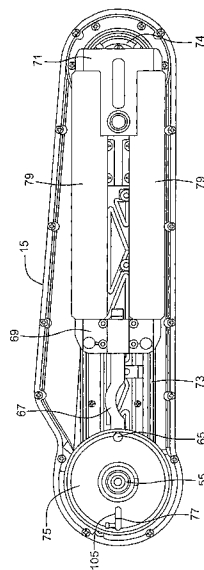
【図 3】



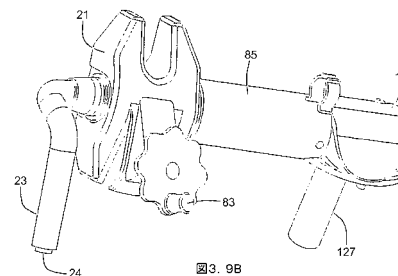
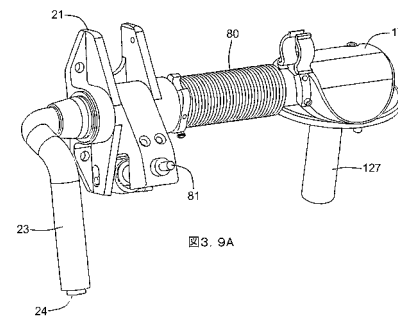
【図 3】



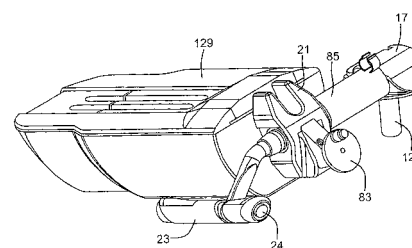
【図 3】



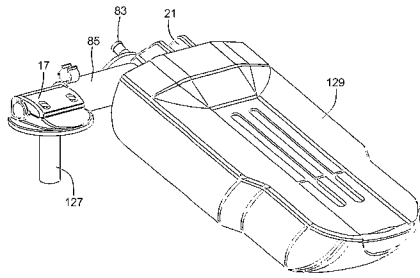
【図 3】



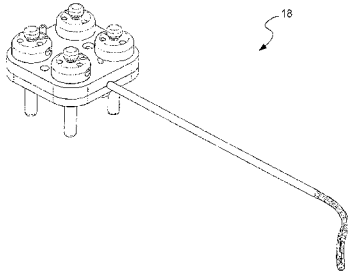
【図 3】



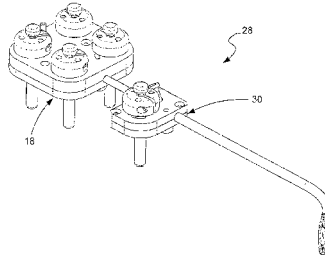
【図 3】



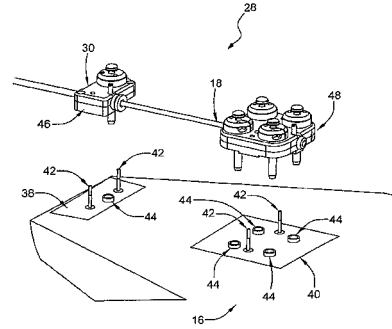
【図 4】



【図 5】



【図 6】



【図 7】

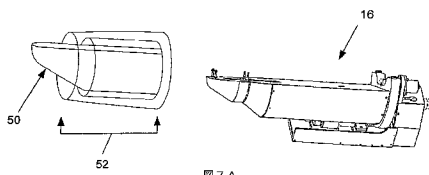


図 7 A

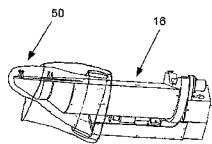


図 7 B

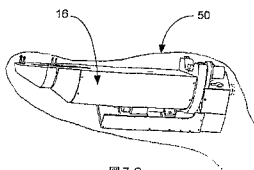


図 7 C

【図 8】

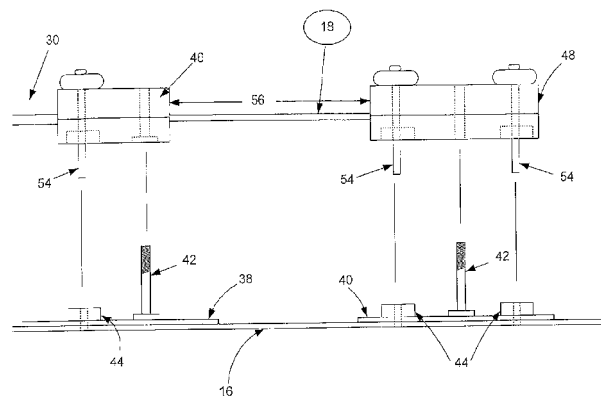


図8A

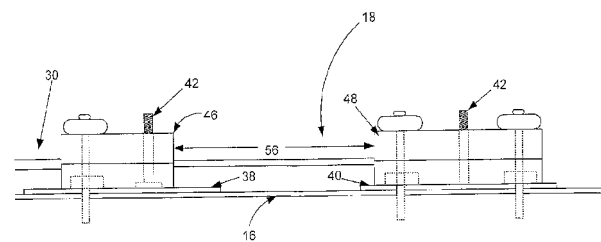
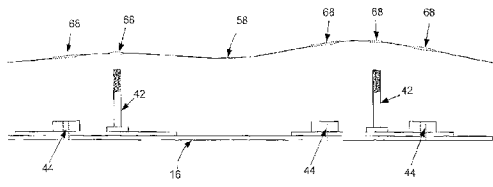
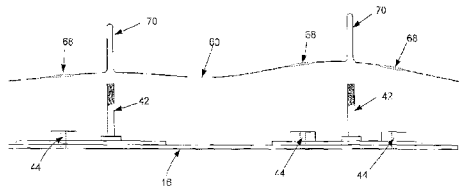


図8B

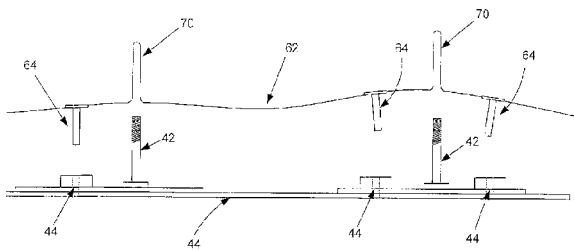
【図 9】



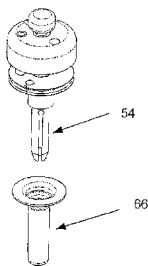
【図 10】



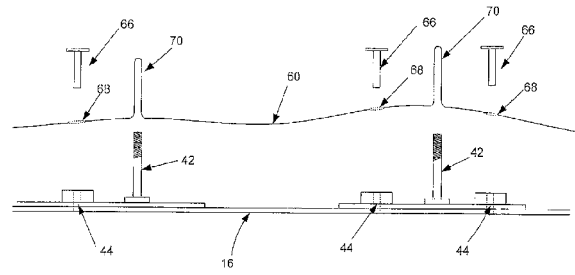
【図 11】



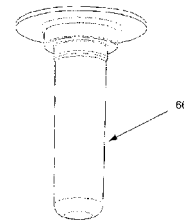
【図 14】



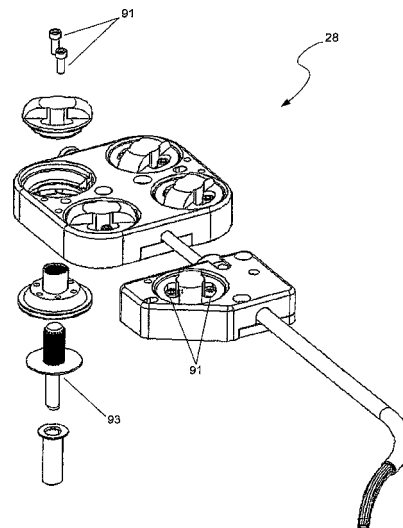
【図 12】



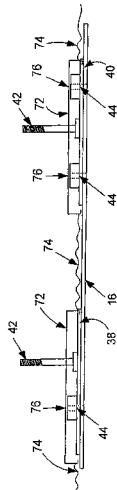
【図 13】



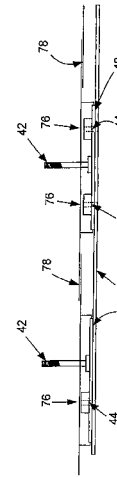
【図 14】



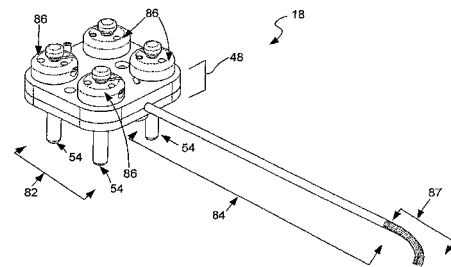
【図 15】



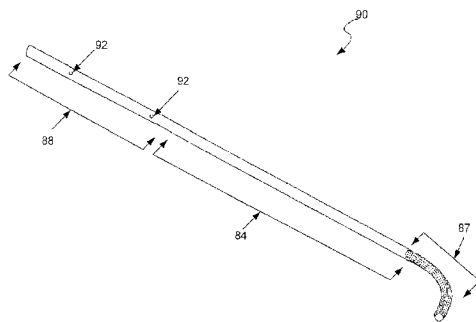
【図 16】



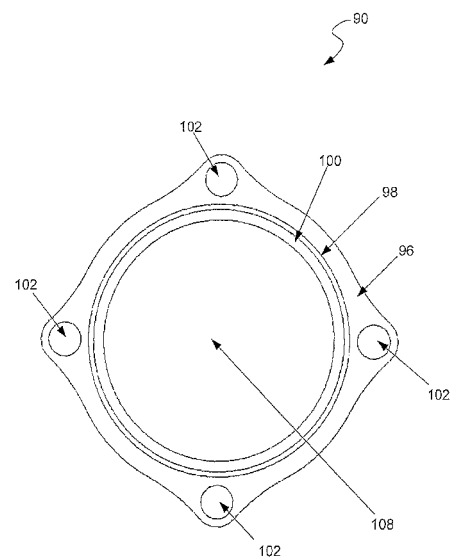
【図 17】



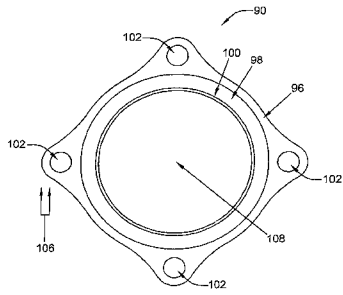
【図 18】



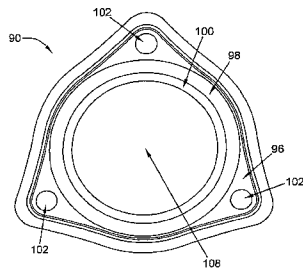
【図 19】



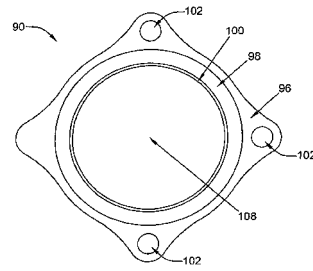
【図 20】



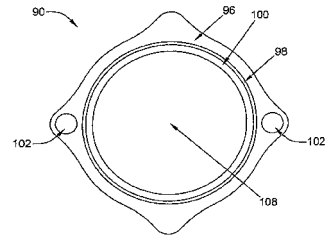
【図 21】



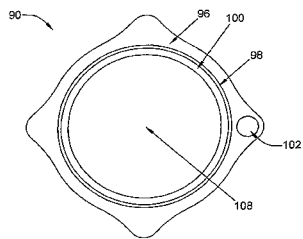
【図 22】



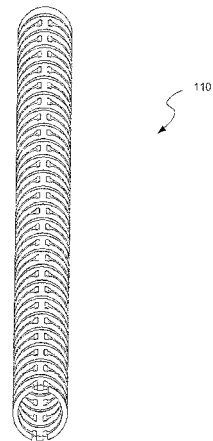
【図 23】



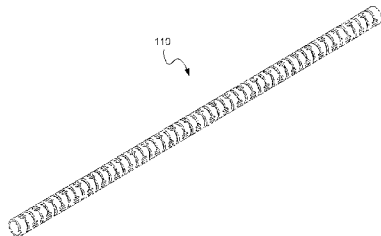
【図 24】



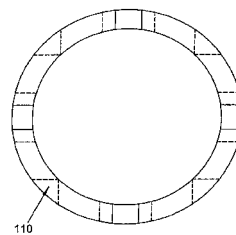
【図 27】



【図 25】



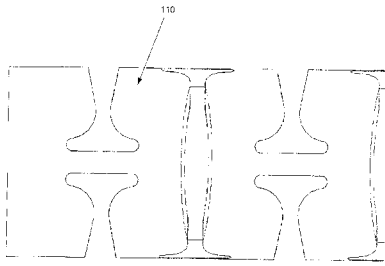
【図 28】



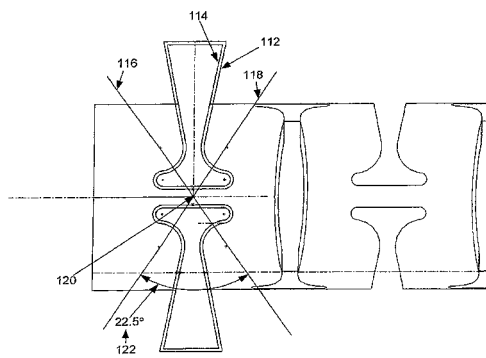
【図 26】



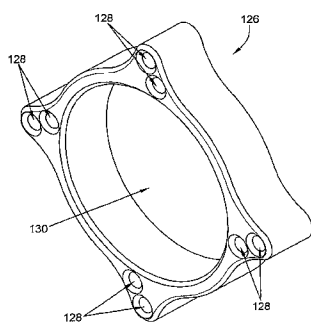
【図 29】



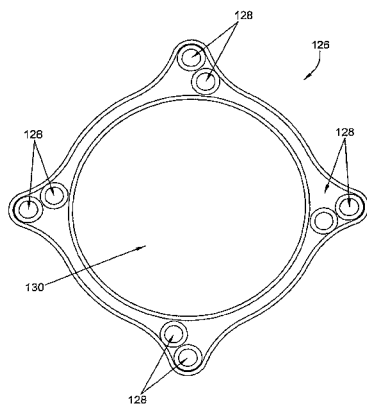
【図 30】



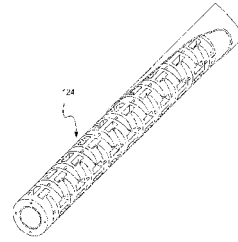
【図 33】



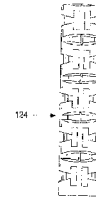
【図 34】



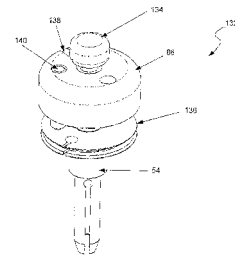
【図 31】



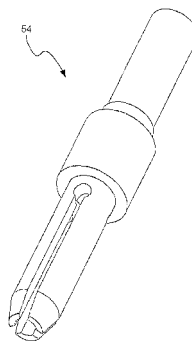
【図 32】



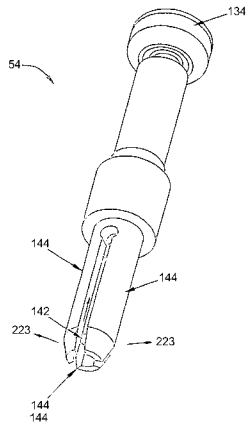
【図 35】



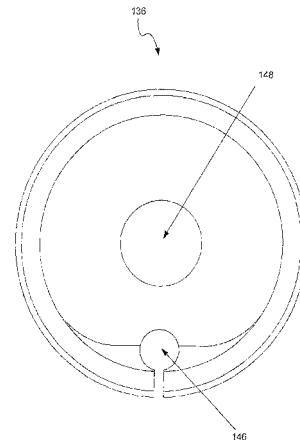
【図 35 A】



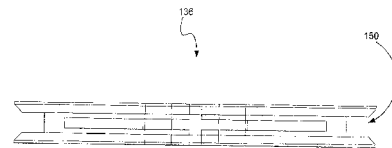
【図 36】



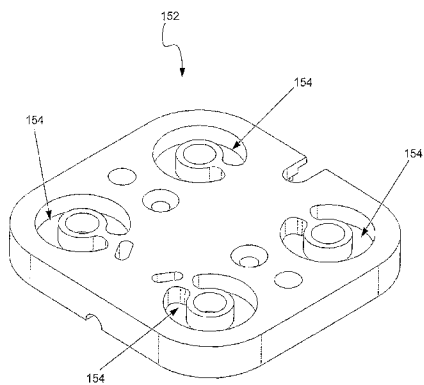
【図 37】



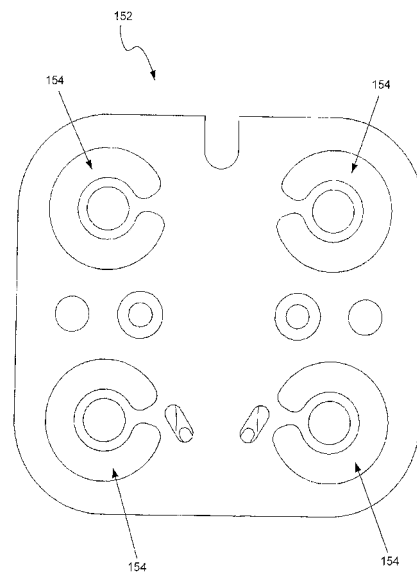
【図 38】



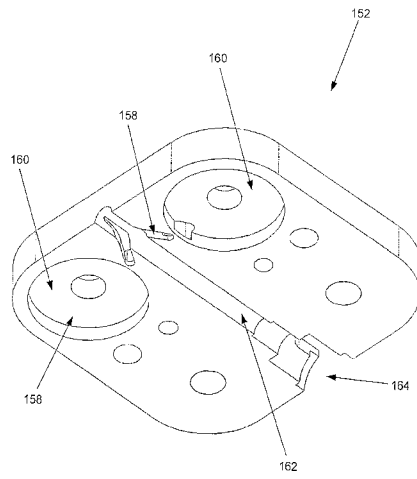
【図 39】



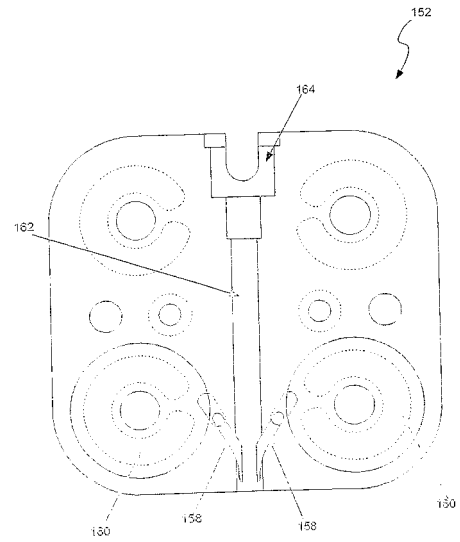
【図 40】



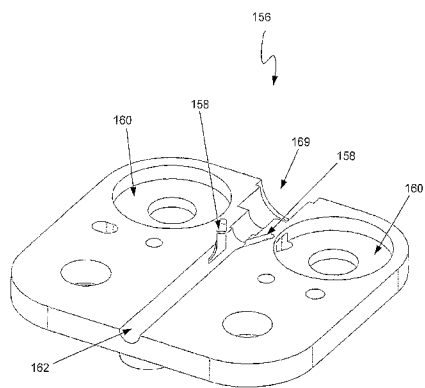
【図 4 1】



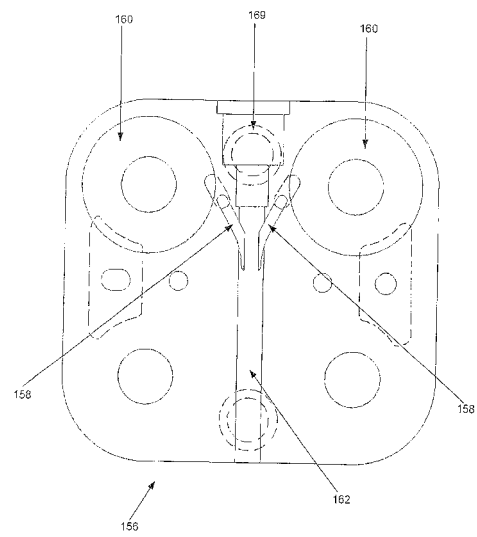
【図 4 2】



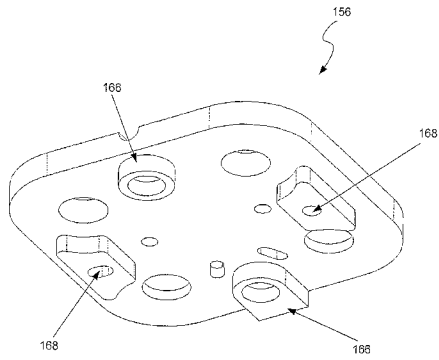
【図 4 3】



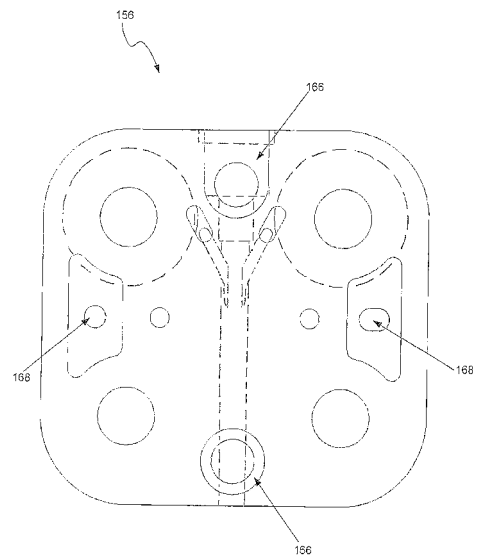
【図 4 4】



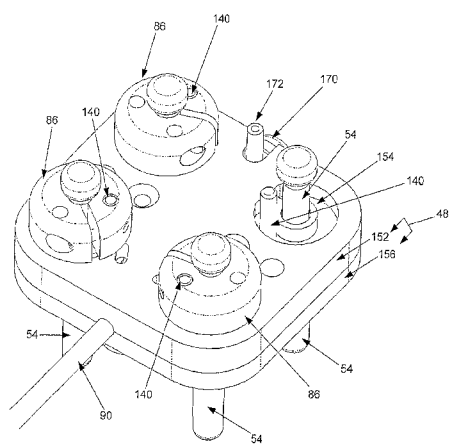
【図 4 5】



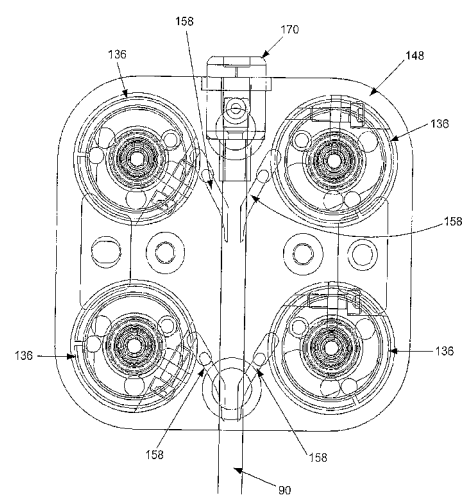
【図 4 6】



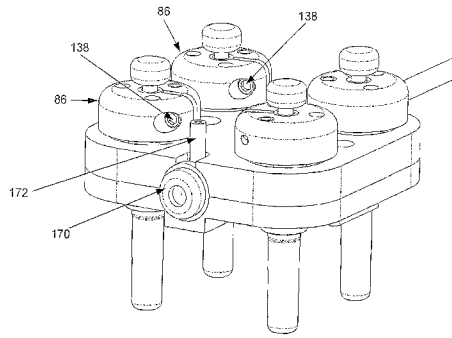
【図 4 7】



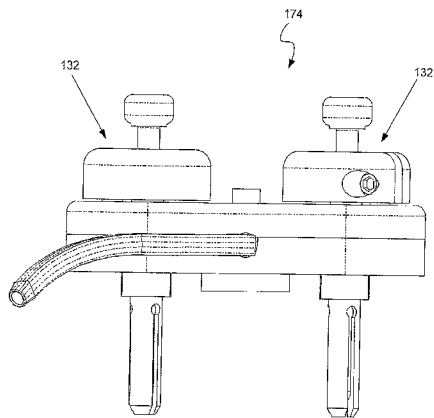
【図 4 8】



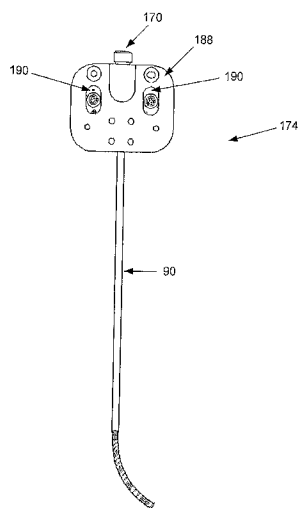
【図 49】



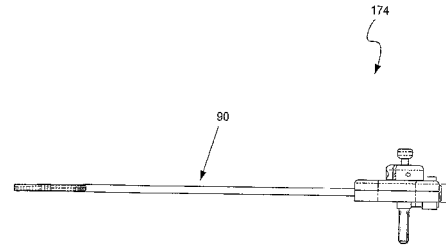
【図 50】



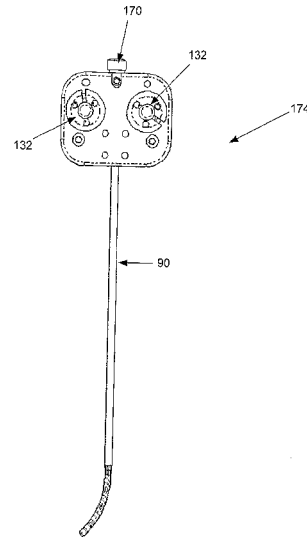
【図 53】



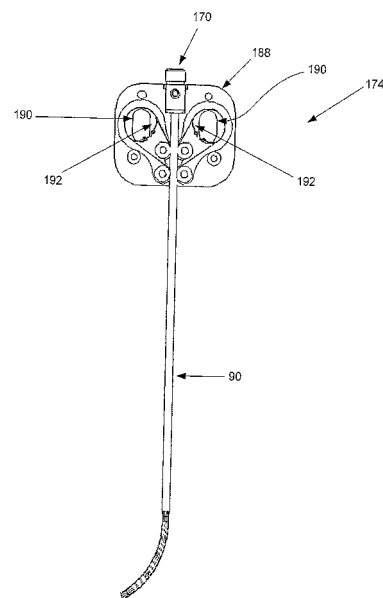
【図 51】



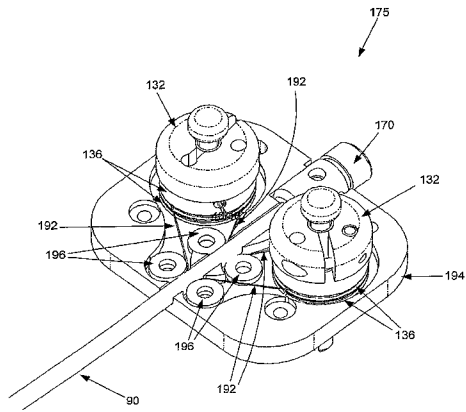
【図 52】



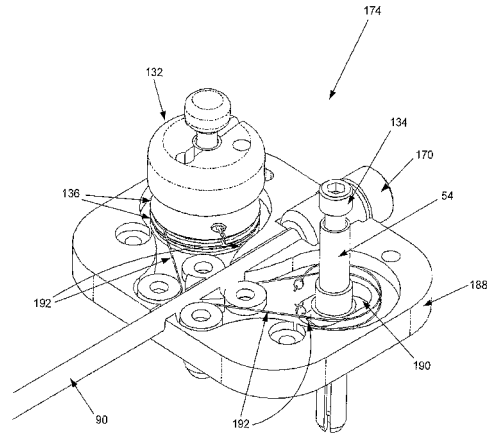
【図 54】



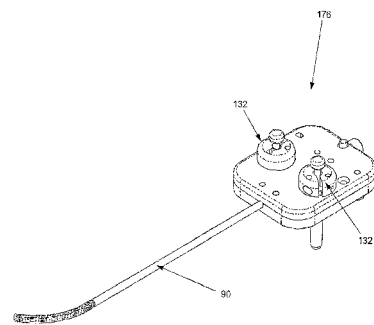
【図 5 5】



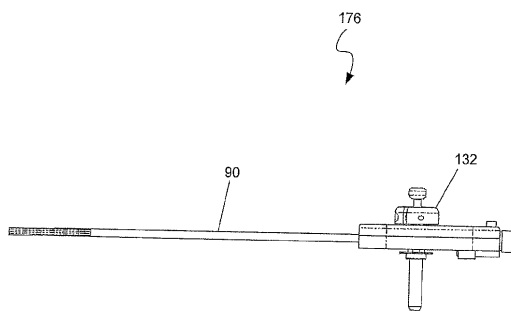
【図 5 6】



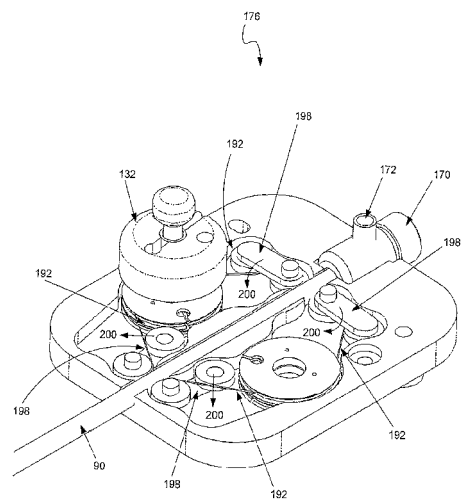
【図 5 7】



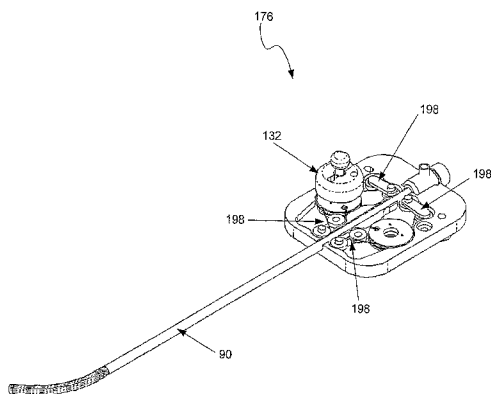
【図 5 8】



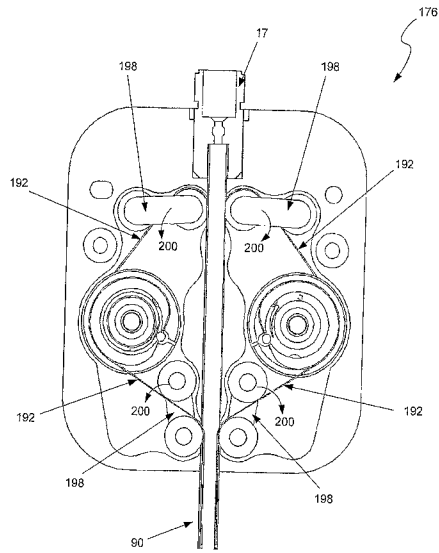
【図 6 0】



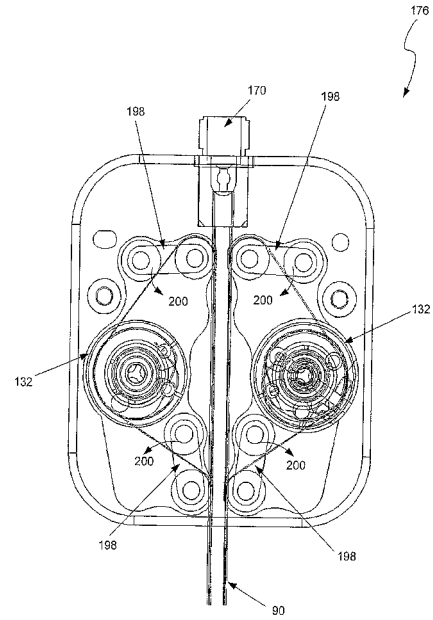
【図 5 9】



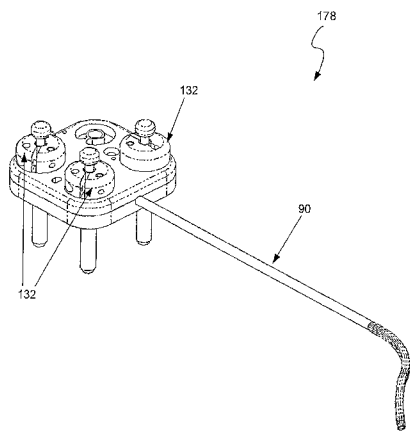
【図 6 1】



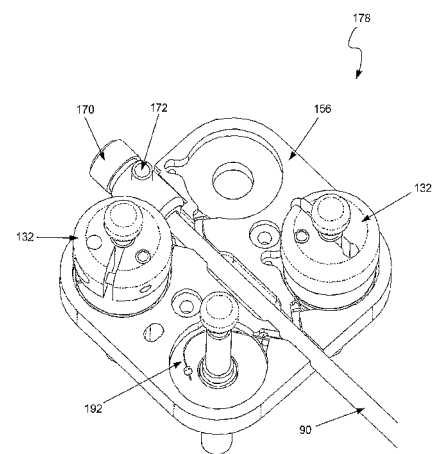
【図 6 2】



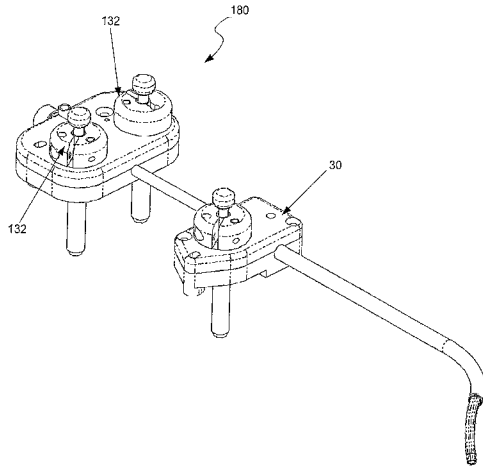
【図 6 3】



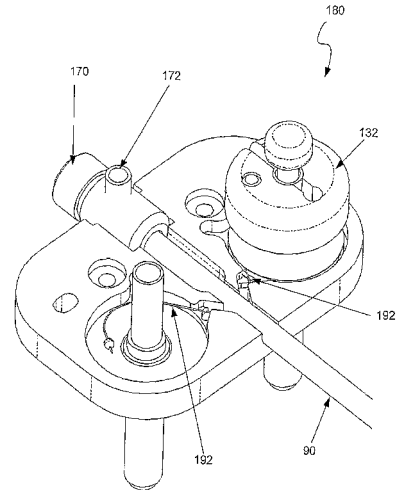
【図 6 4】



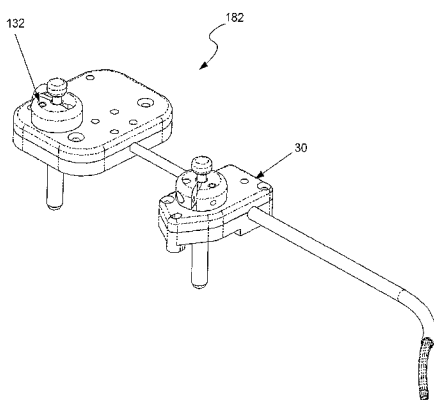
【図 6 5】



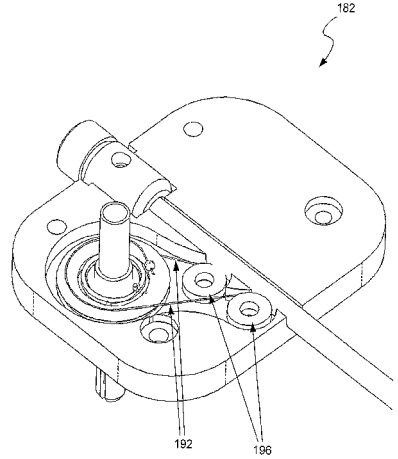
【図 6 6】



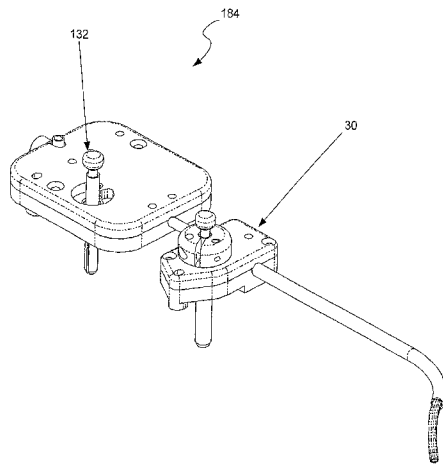
【図 6 7】



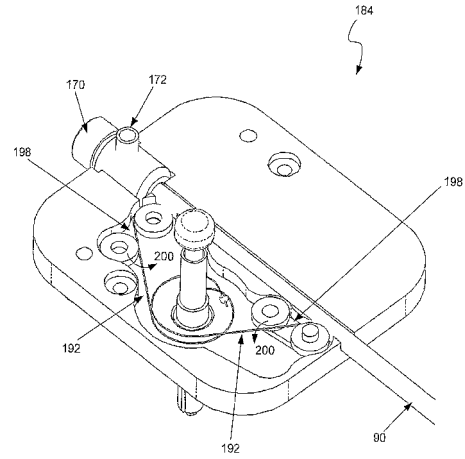
【図 6 8】



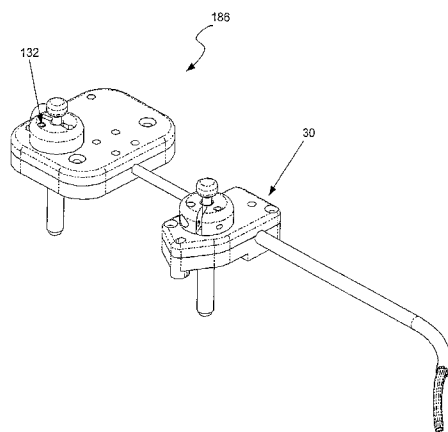
【図 69】



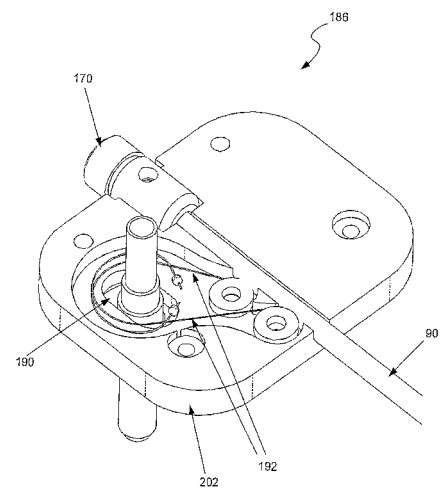
【図 70】



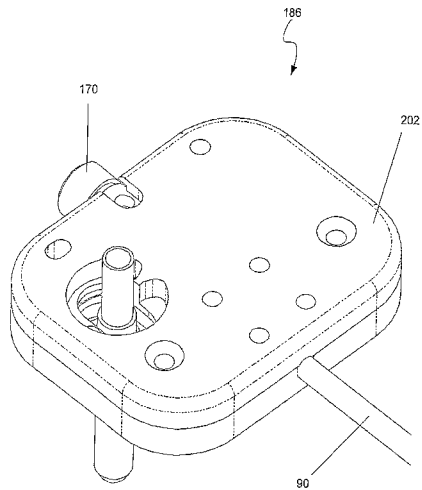
【図 71】



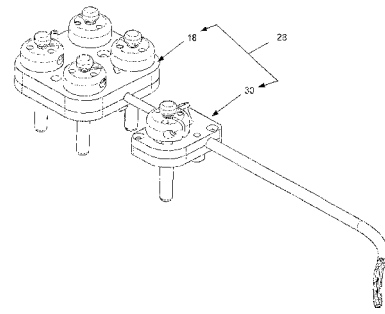
【図 72】



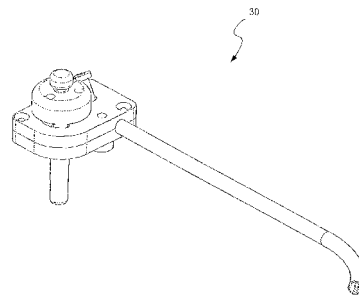
【図 7 3】



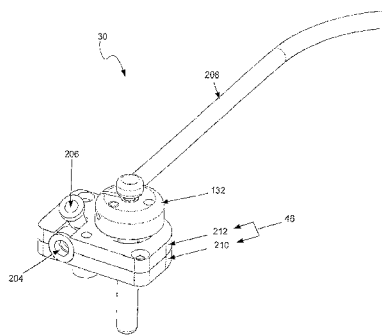
【図 7 4】



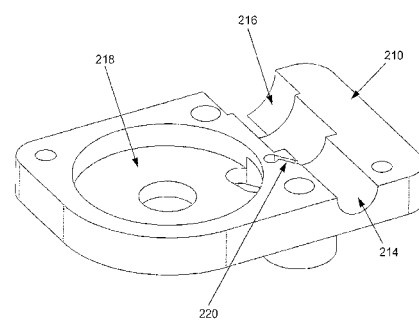
【図 7 5】



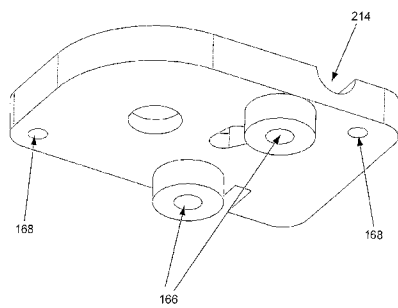
【図 7 6】



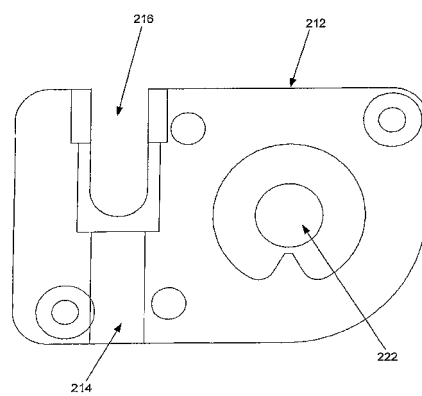
【図 7 8】



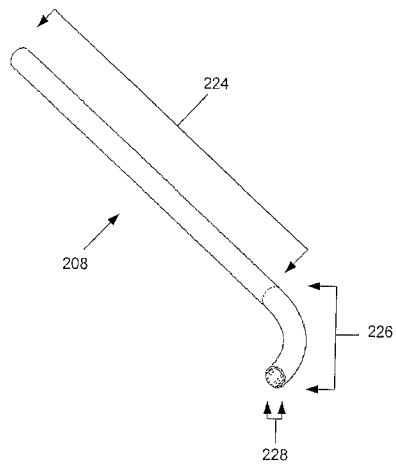
【図 7 7】



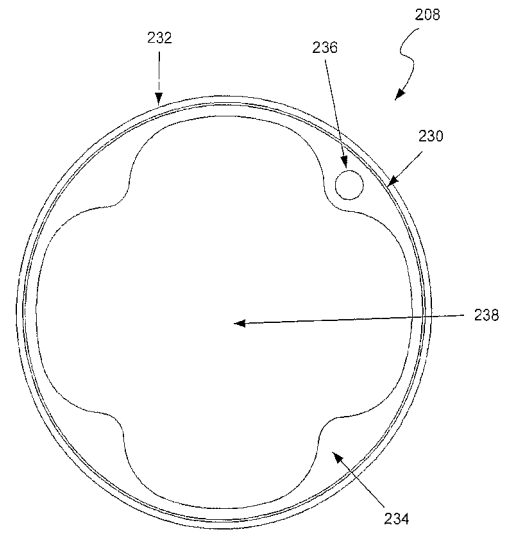
【図 7 9】



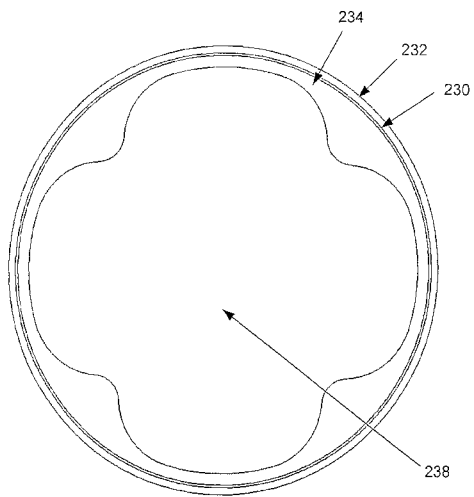
【図 80】



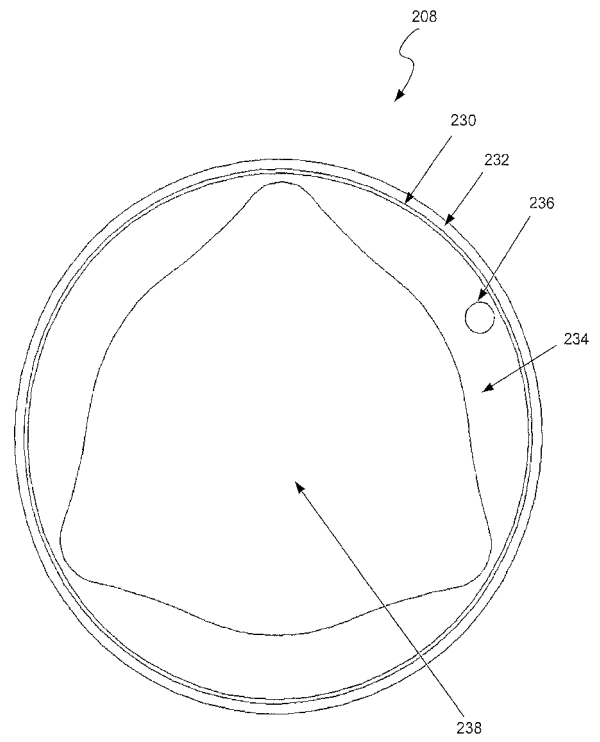
【図 81】



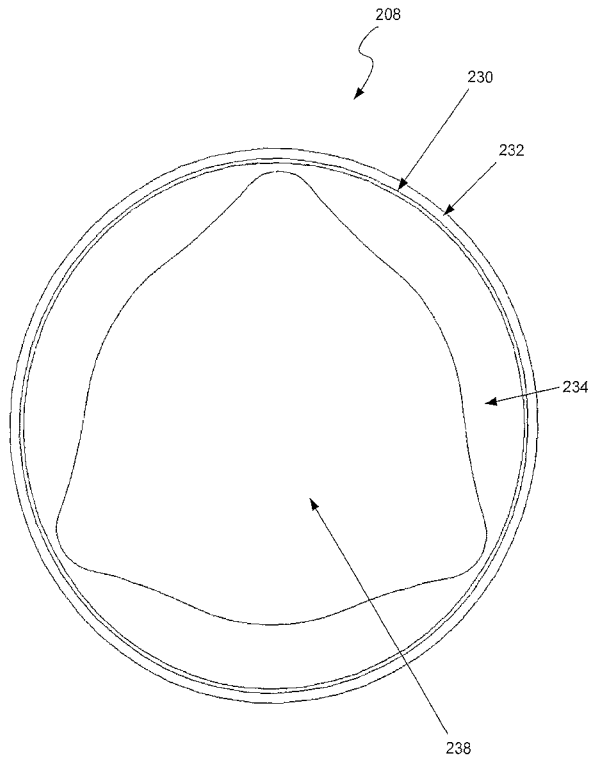
【図 82】



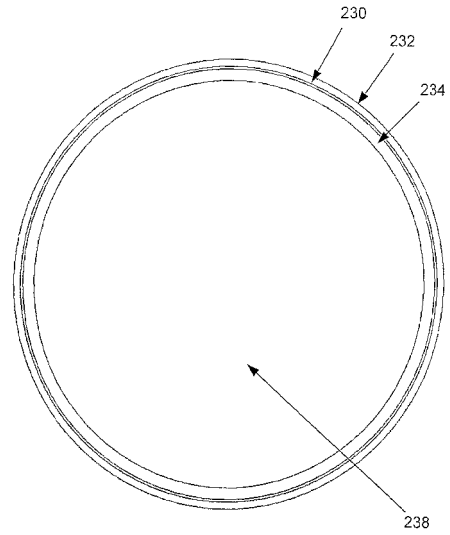
【図 83】



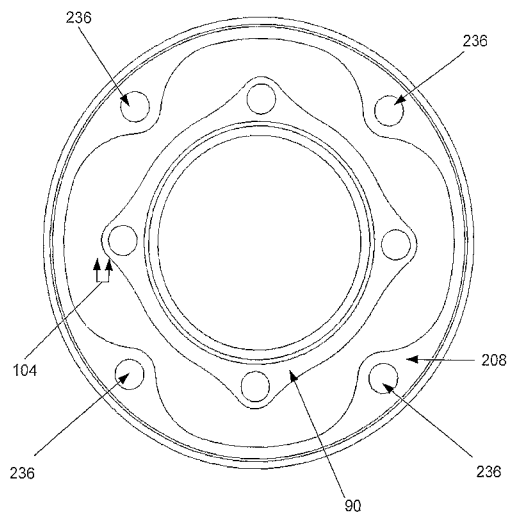
【図 8 4】



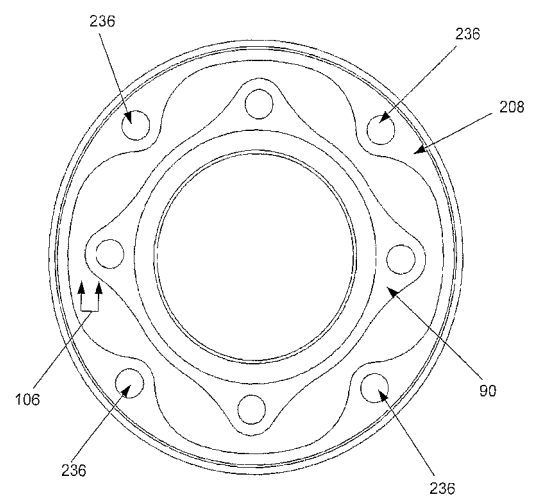
【図 8 5】



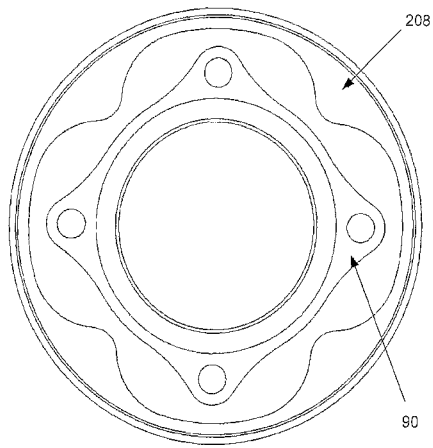
【図 8 6】



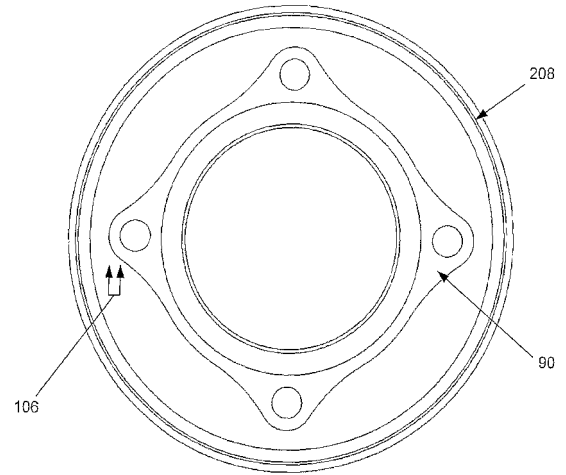
【図 8 7】



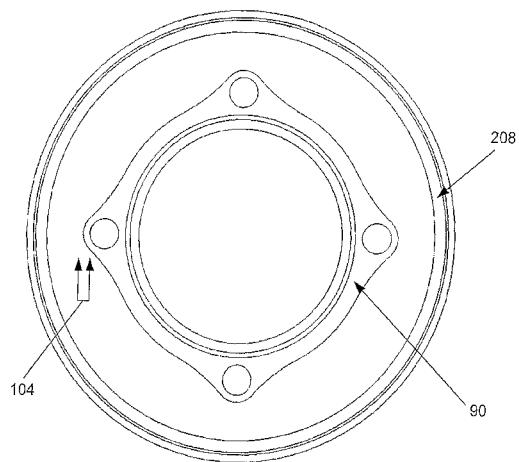
【図 88】



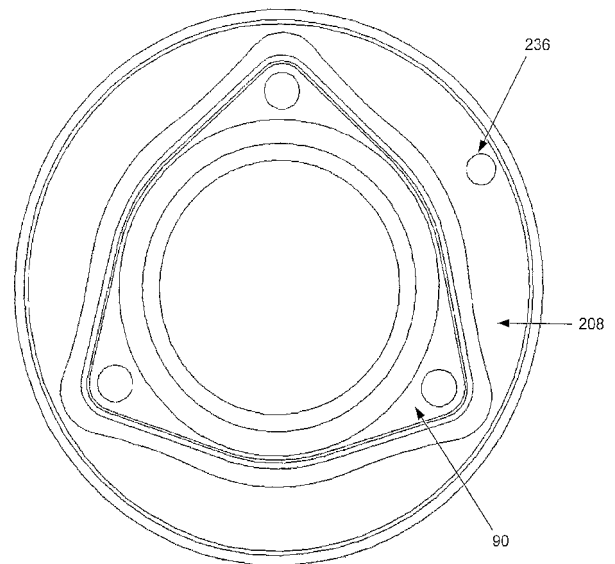
【図 89】



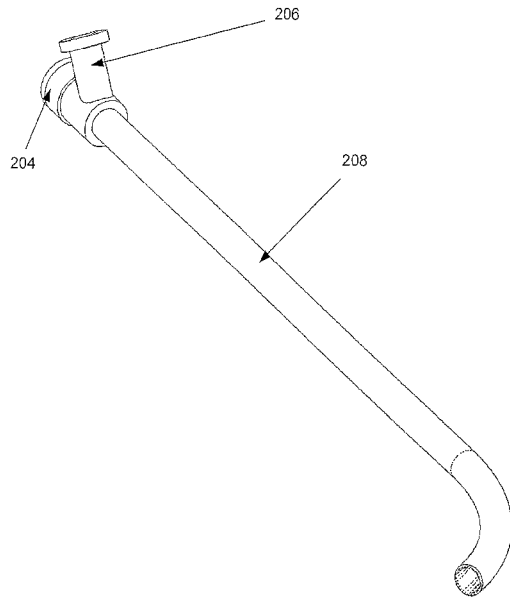
【図 90】



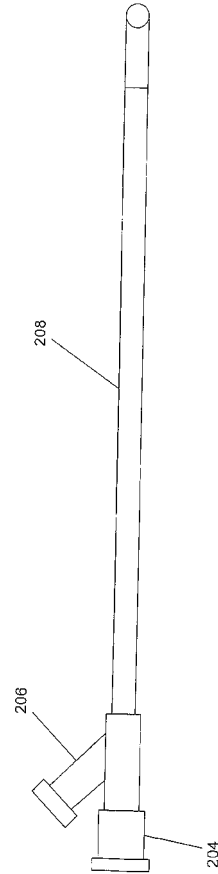
【図 91】



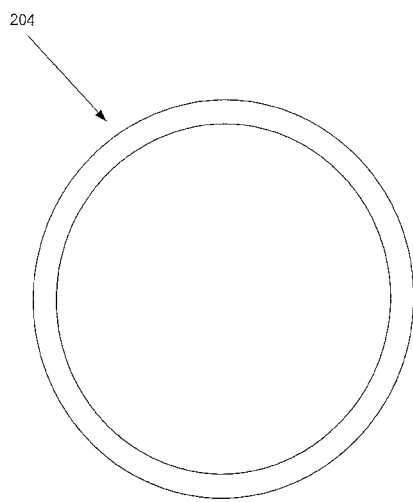
【図 9 2】



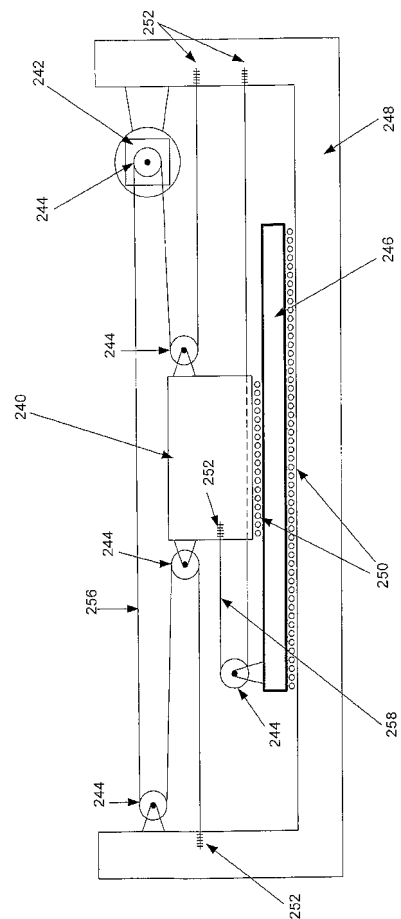
【図 9 3】



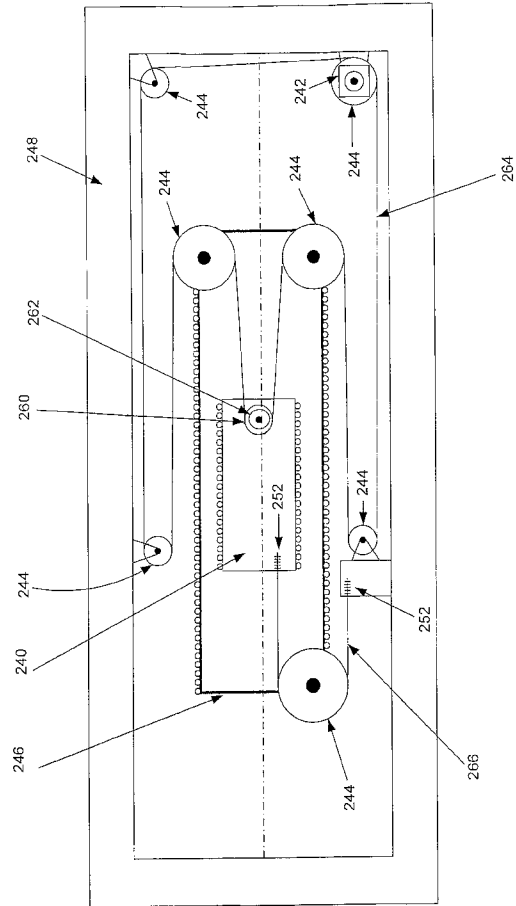
【図 9 4】



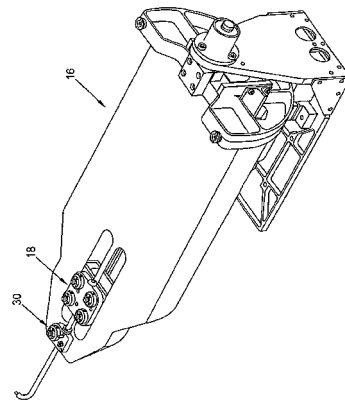
【図 9 5】



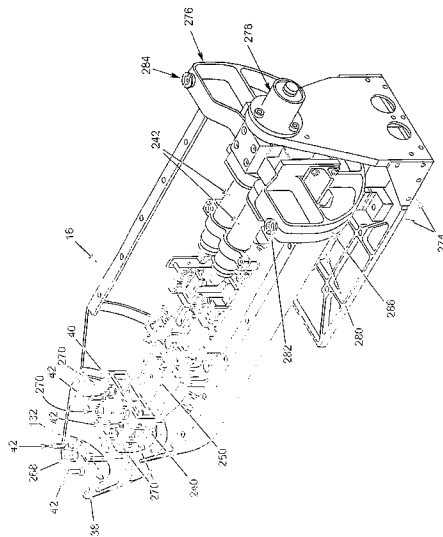
【図 9 6】



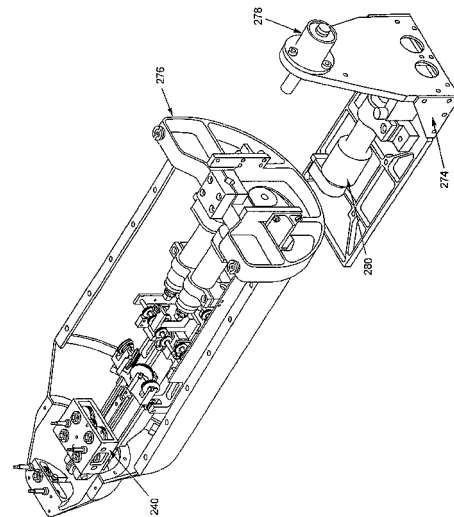
【図 9 7】



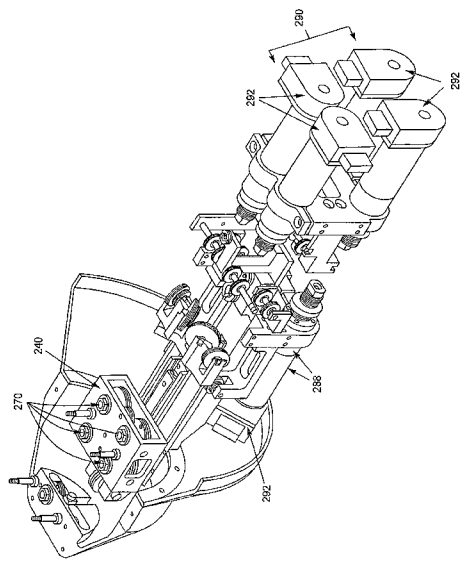
【図 9 8】



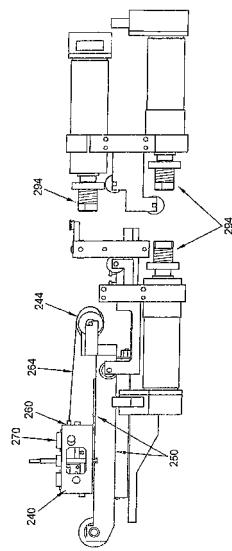
【図 9 9】



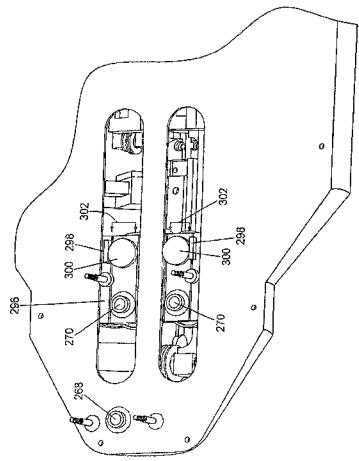
【図 100】



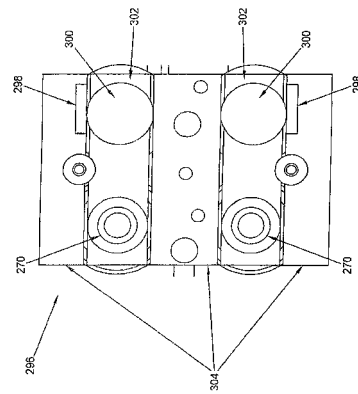
【図 101】



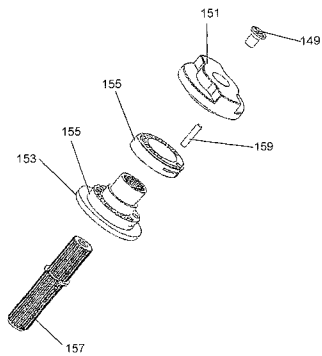
【図 102】



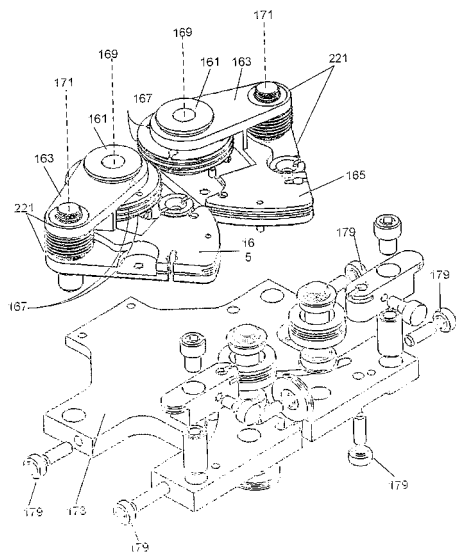
【図 103】



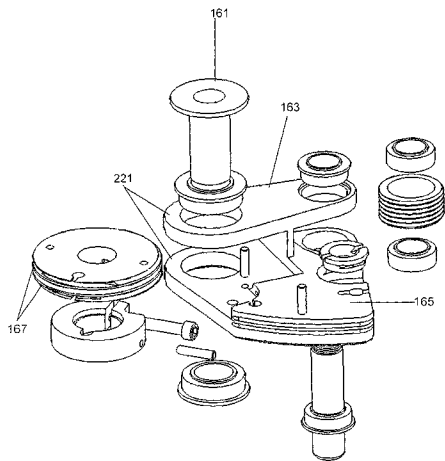
【図 103】



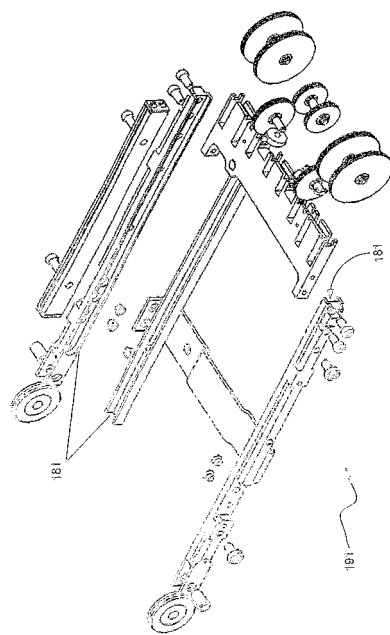
【図 103】



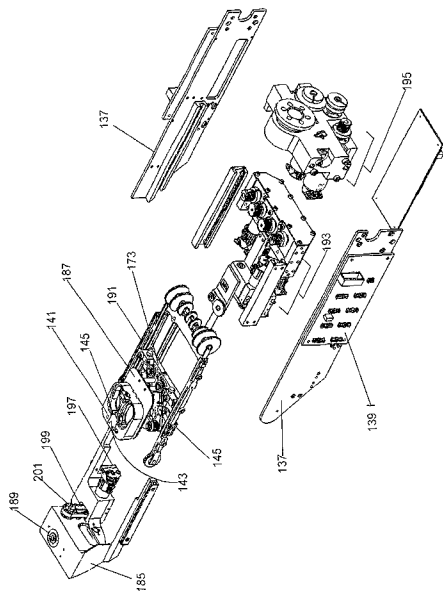
【図 103】



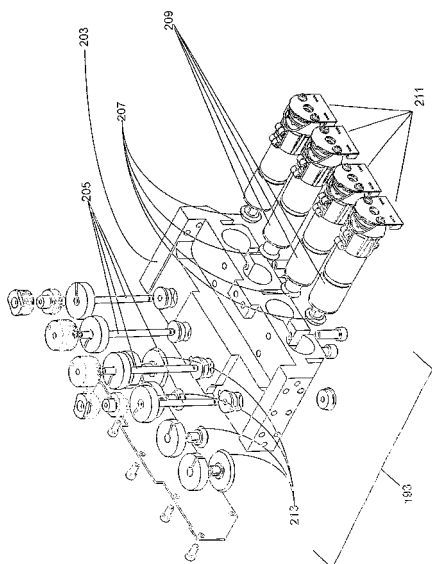
【図 103】



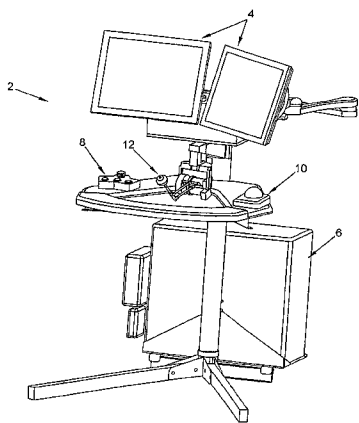
【図 103】



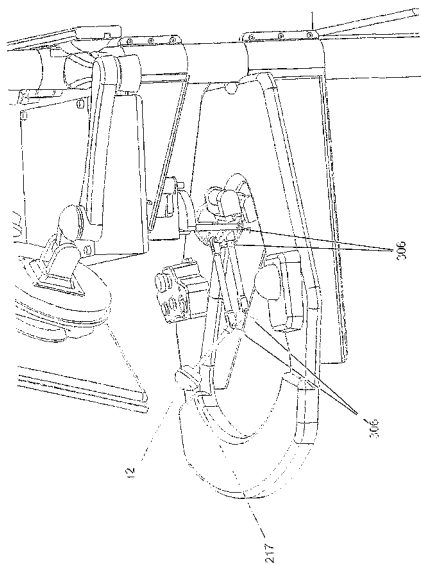
【図 103】



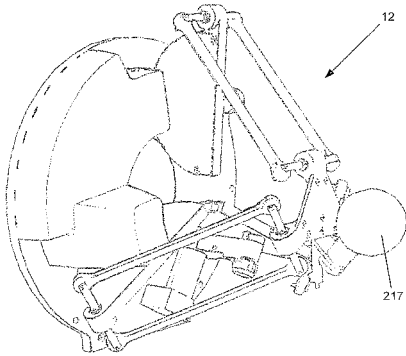
【図 104】



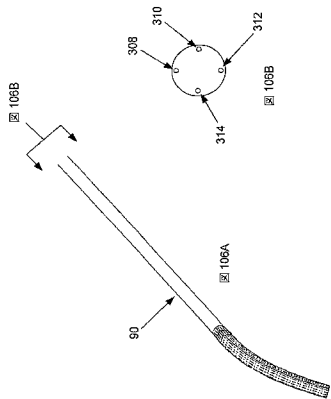
【図 105 A】



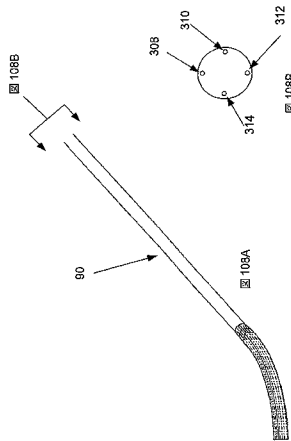
【図 105 B】



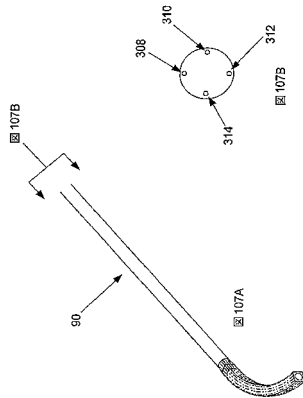
【図 106】



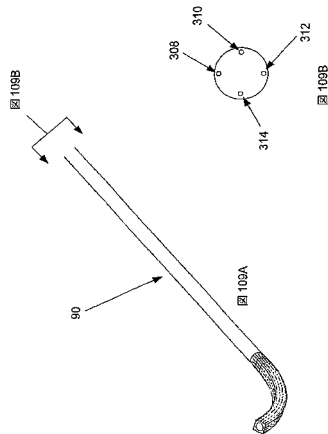
【図 108】



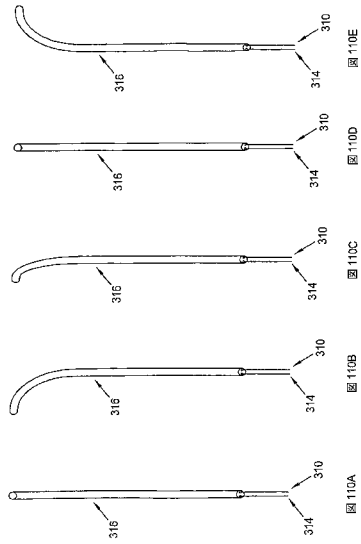
【図 107】



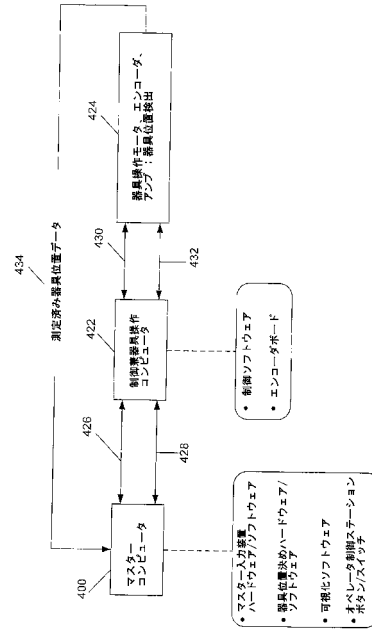
【図 109】



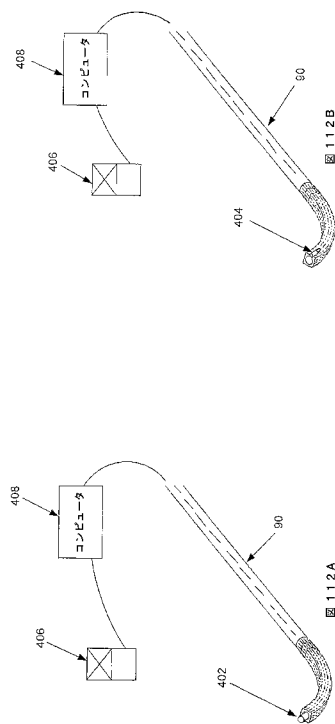
【 図 1 1 0 】



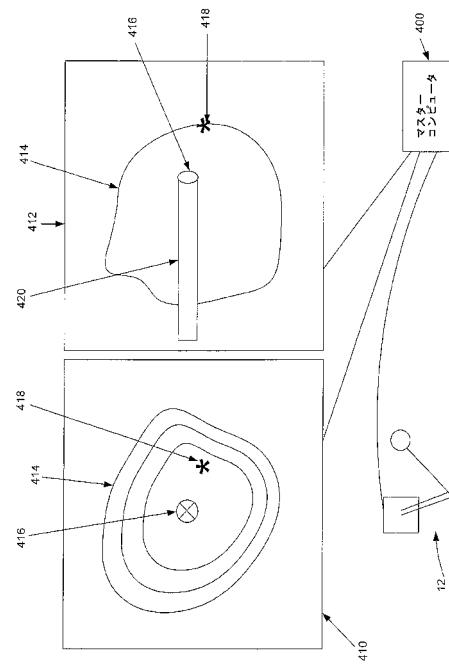
【 図 1 1 1 】



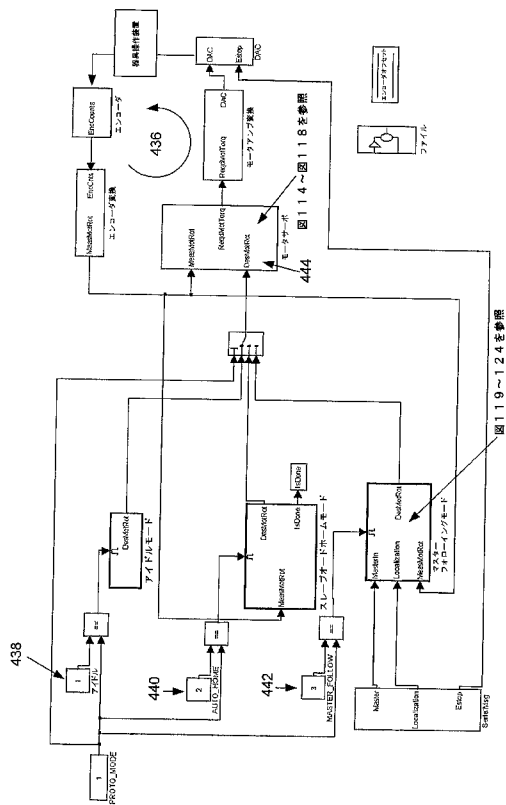
【 図 1 1 2 】



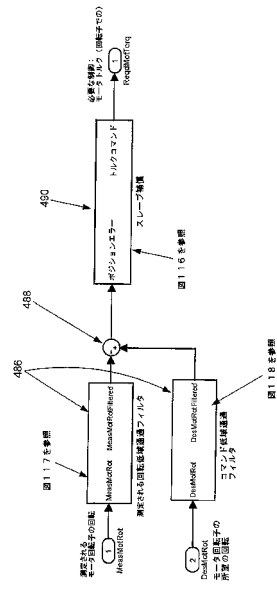
【図 1 1 3】



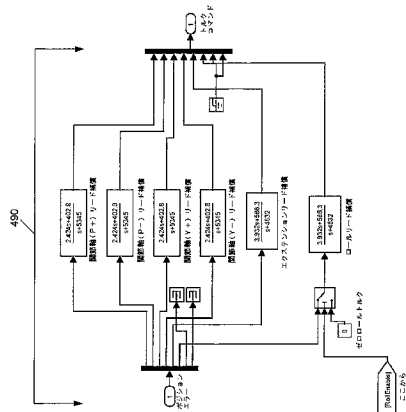
【図 114】



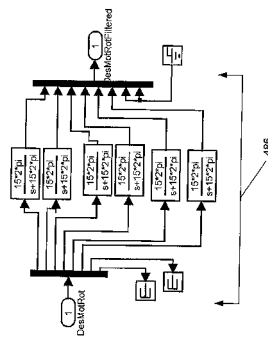
【図 115】



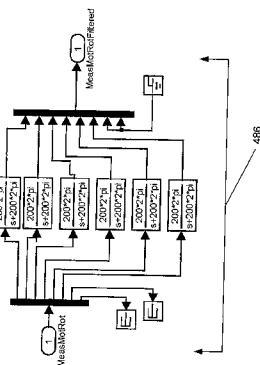
【図 116】



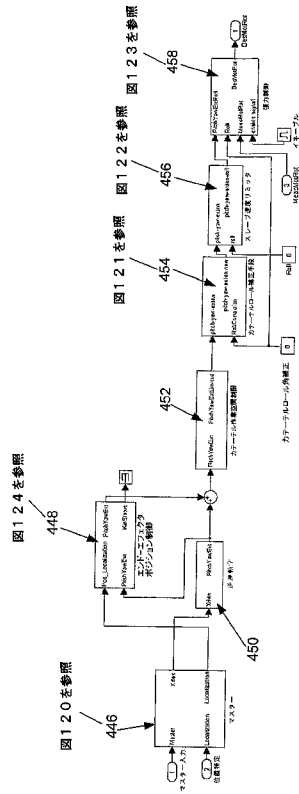
【図 118】



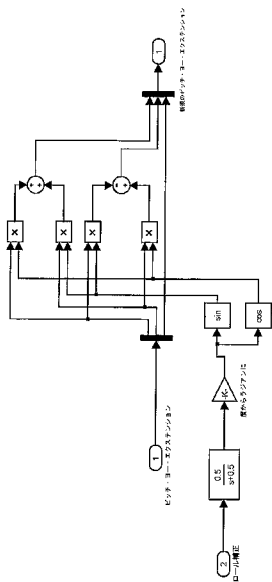
【図 117】



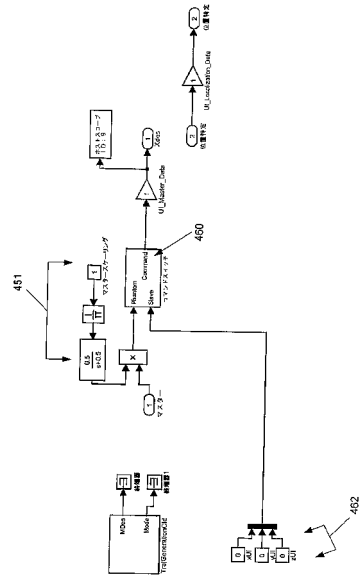
【図 1 1 9】



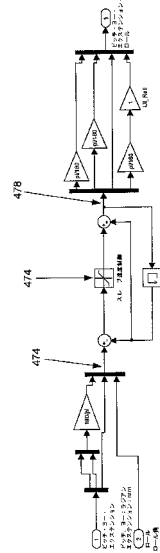
【図 1 2 1】



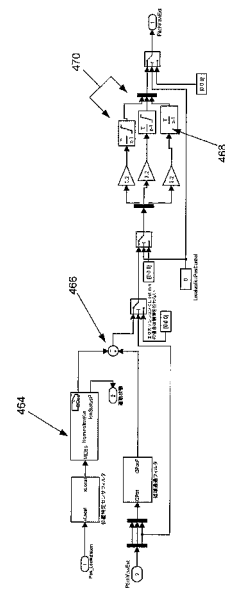
【図 1 2 0】



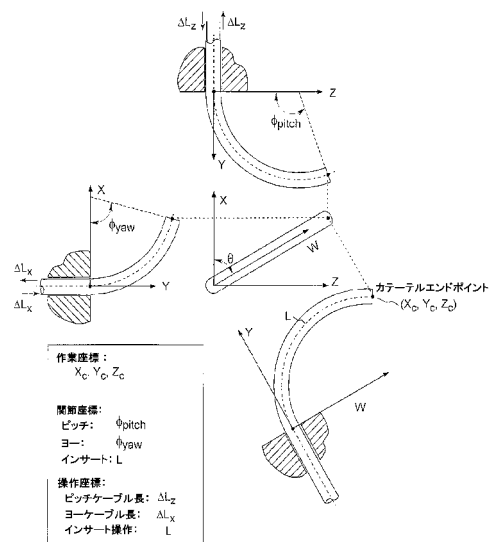
【図 1 2 2】



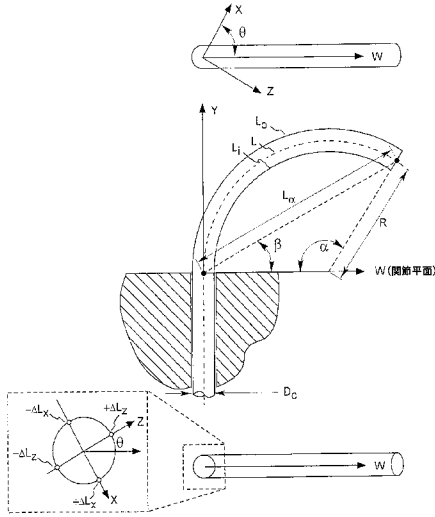
【图 1 2 4】



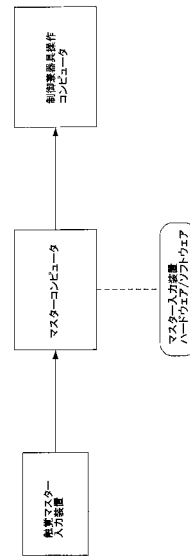
【図 1 2 6】



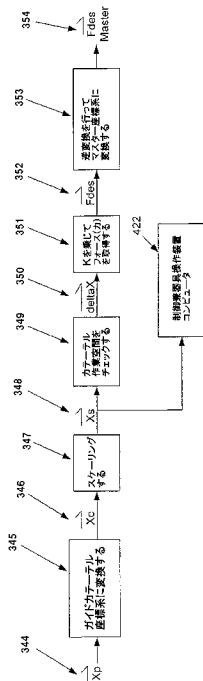
【図 127】



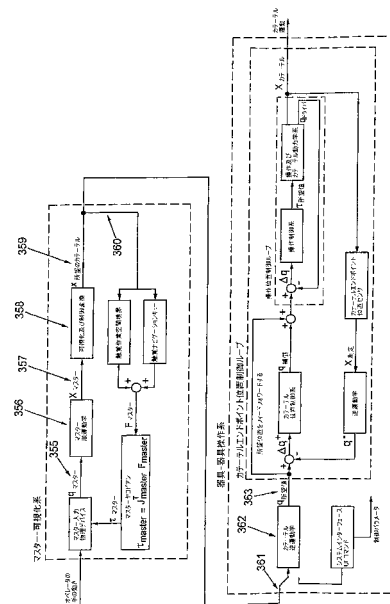
【図 128】



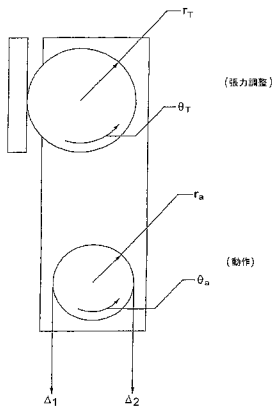
【図 129】



【図 130】



【図 1 3 1】



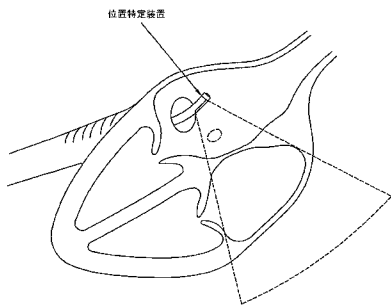
【図 1 3 2】

364
 $\Delta_1 = r_a \theta_a - r_T \theta_T$
 $\Delta_2 = -r_a \theta_a - r_T \theta_T$
365

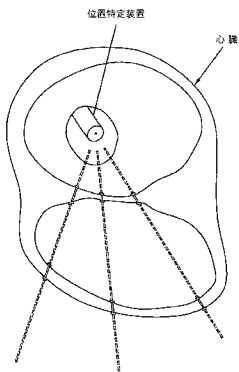
【図 1 3 3】

動作 $\varphi_a = \frac{(\Delta_1 - \Delta_2)}{\Delta_c}$ [ラジアン] 366
張力 $\delta_T = \Delta_1 + \Delta_2$ [mm] 367

【図 1 3 7】



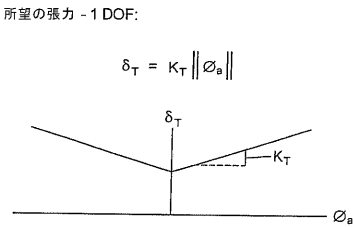
【図 1 3 8】



【図 1 3 4】

368
 $\varphi_a = \left(\frac{2 \cdot r_a}{\Delta_c} \right) \theta_a$ 所望の動作
 $\delta_T = (-2 r_T) \theta_T$ 所望の張力調整
369

【図 1 3 5】



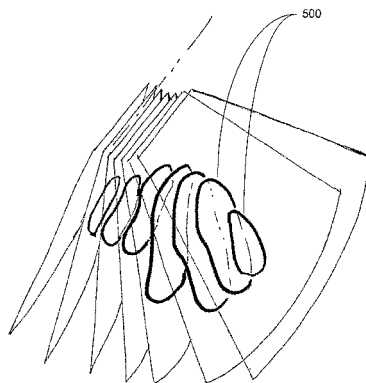
【図 1 3 6】

所望の張力 - 2 DOF (すなわち、ピッチ及びヨー):

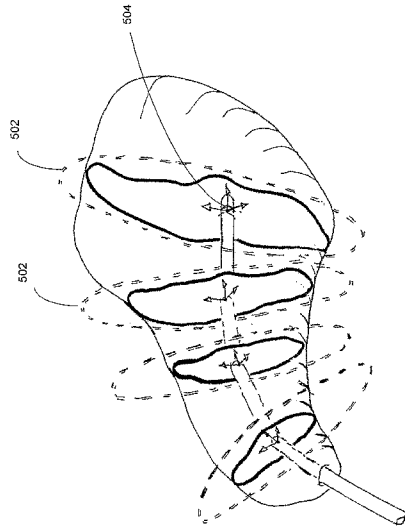
$$\begin{pmatrix} \delta_{T_{Pitch}} \\ \delta_{T_{Yaw}} \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} K_T & K_{TC} \\ K_{TC} & K_T \end{bmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \varphi_{a_{Pitch}} \\ \varphi_{a_{Yaw}} \end{pmatrix}$$

370 張力結合 張力勾配

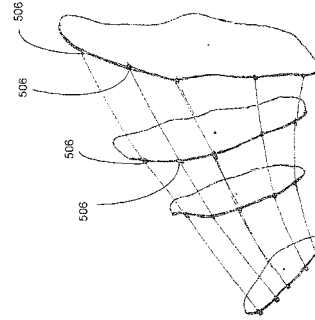
【図 1 3 9】



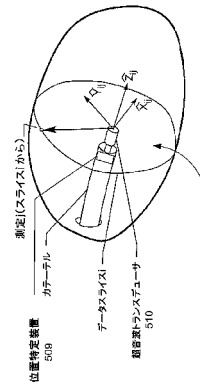
【図 140】



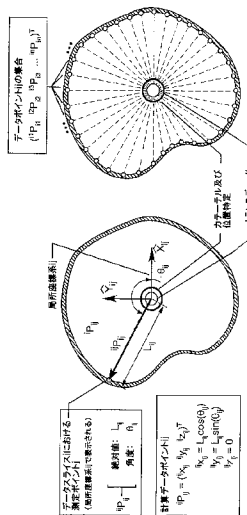
【図 141】



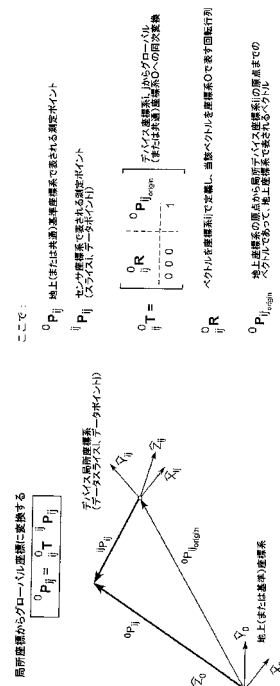
【図 142】



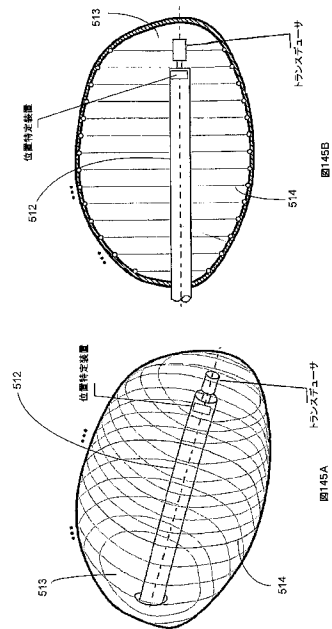
【図 143】



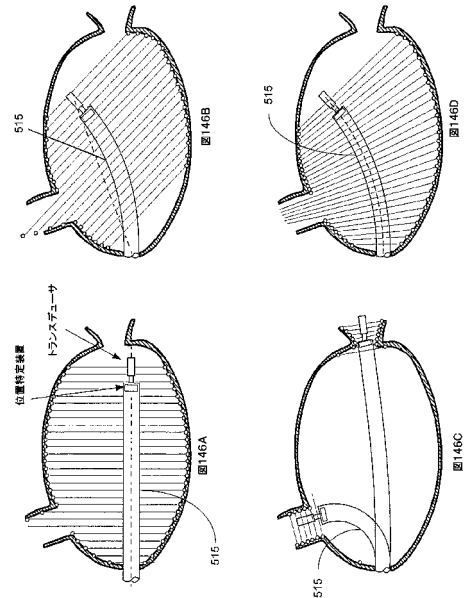
【図 144】



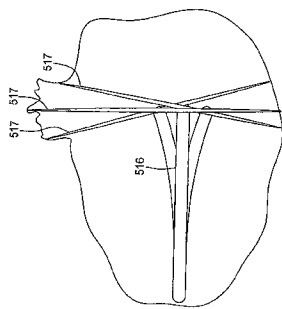
【図 1 4 5】



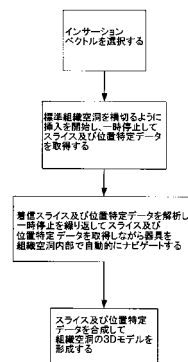
【図 1 4 6】



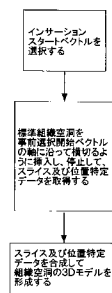
【図 1 4 7】



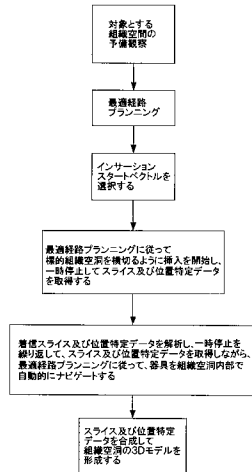
【図 1 4 8 B】



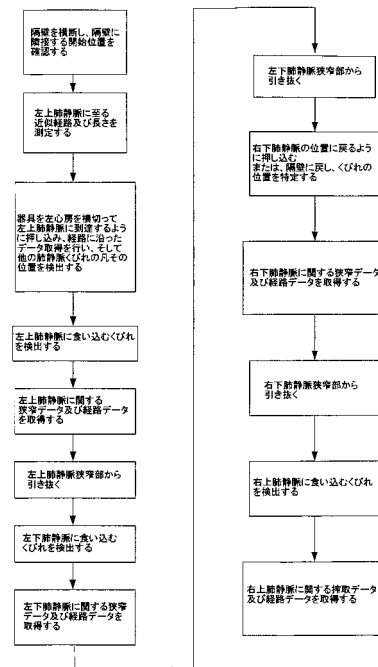
【図 1 4 8 A】



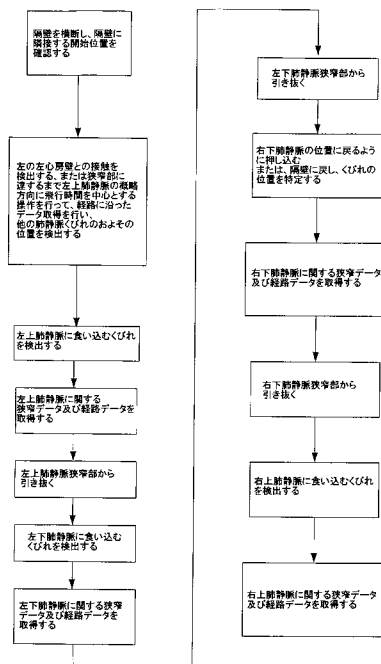
【図 148 C】



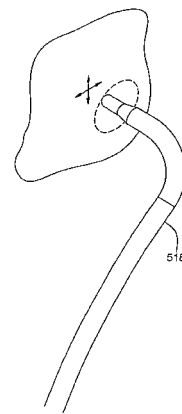
【図 149】



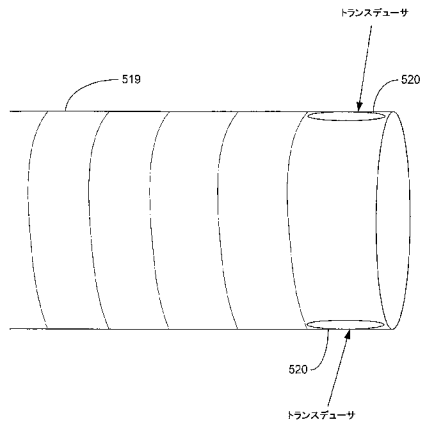
【図 150】



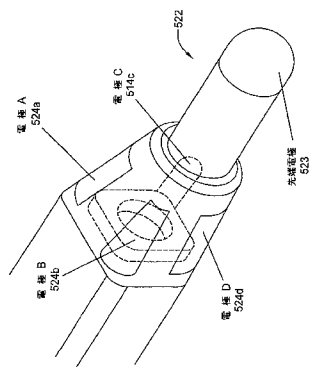
【図 151】



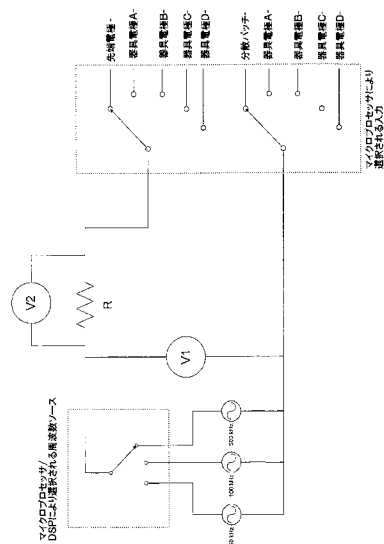
【図 1 5 2】



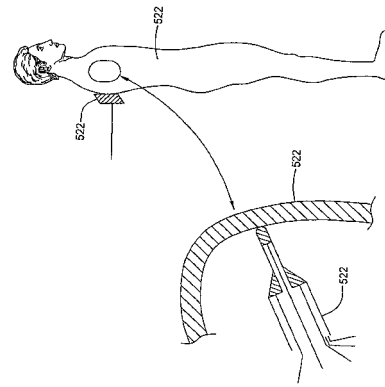
【図 1 5 3】



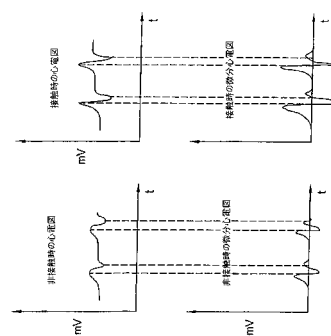
【図 1 5 5】



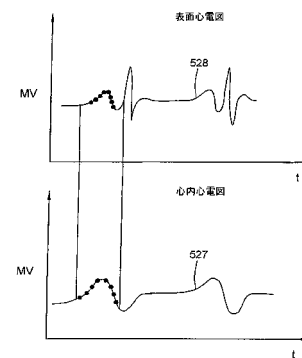
【図 1 5 4】



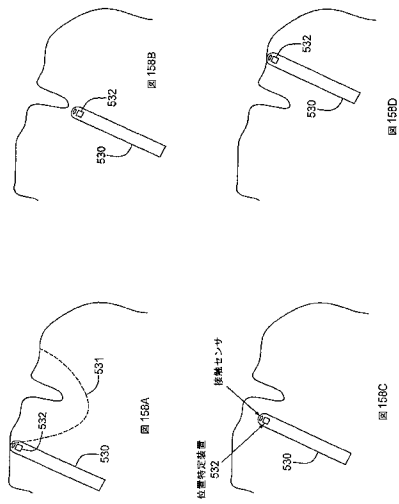
【図 1 5 6】



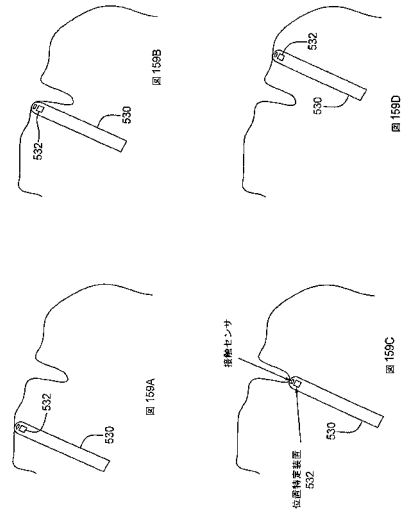
【図 1 5 7】



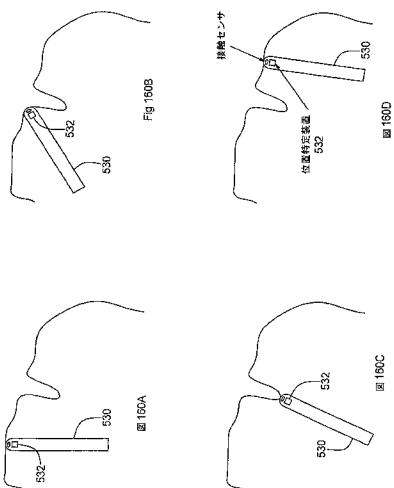
【図 158】



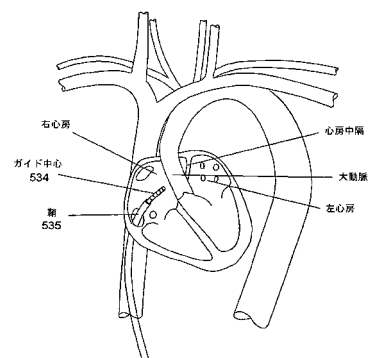
【図 159】



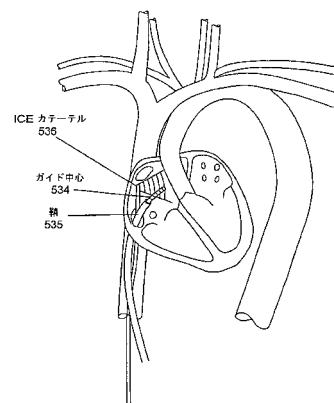
【図 160】



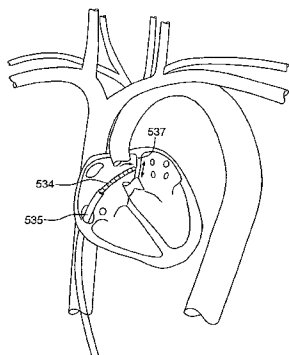
【図 161】



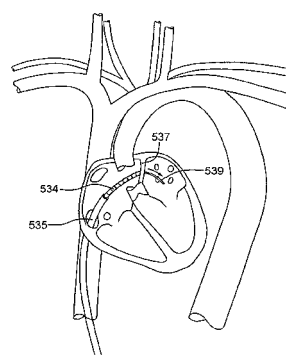
【図 162】



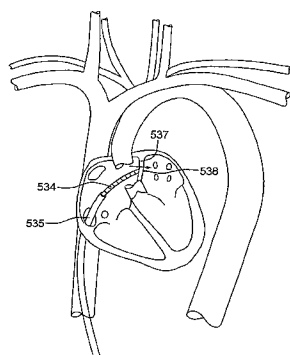
【図 1 6 3】



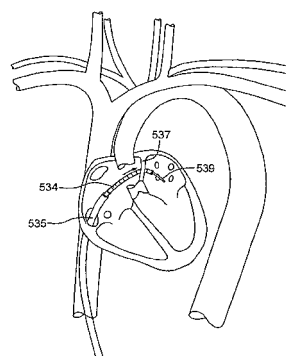
【図 1 6 5】



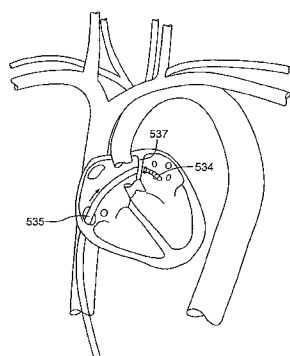
【図 1 6 4】



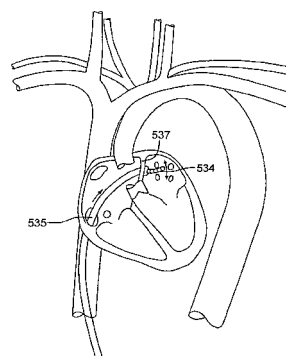
【図 1 6 6】



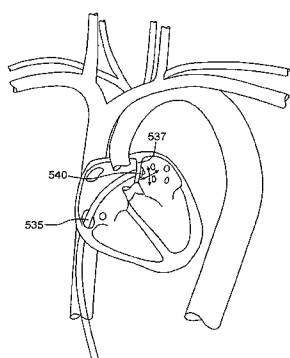
【図 1 6 7】



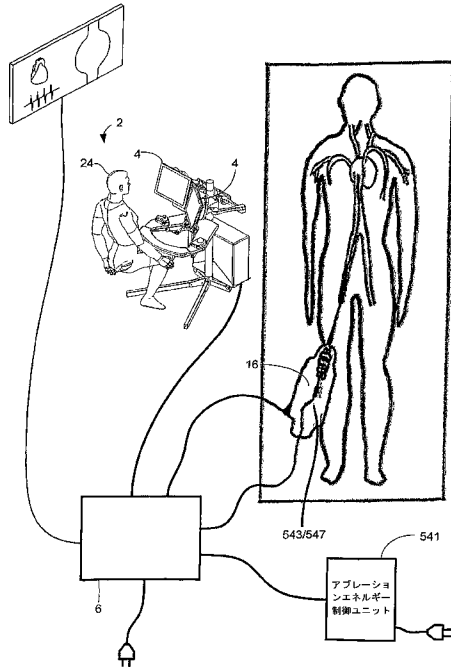
【図 1 6 9】



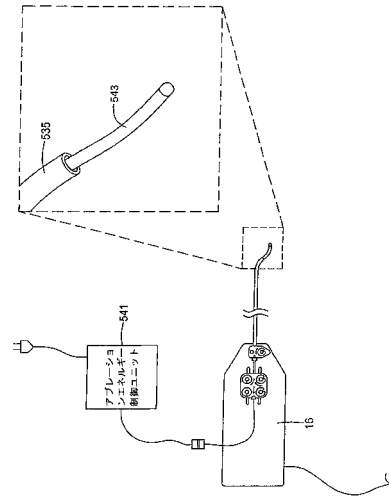
【図 1 6 8】



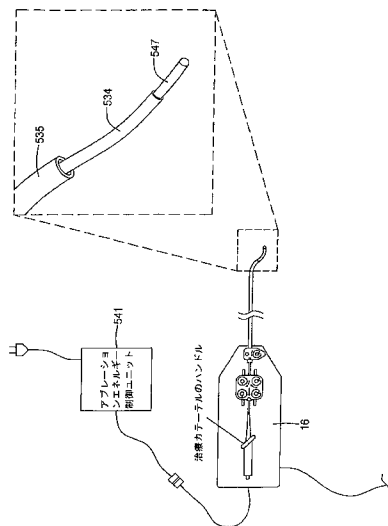
【図 170】



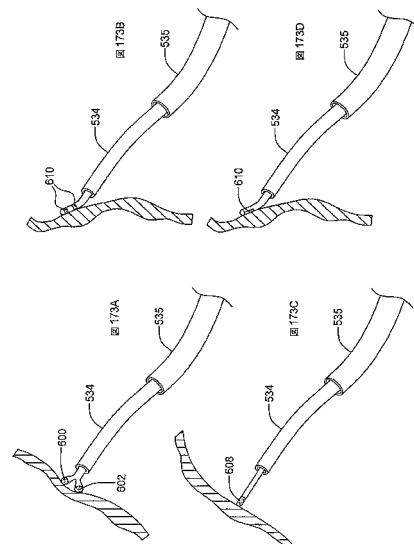
【図 171】



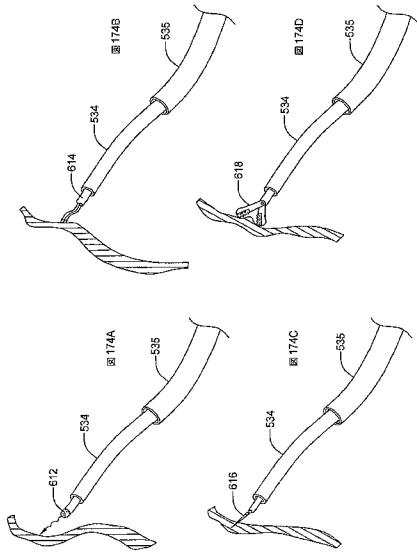
【図 172】



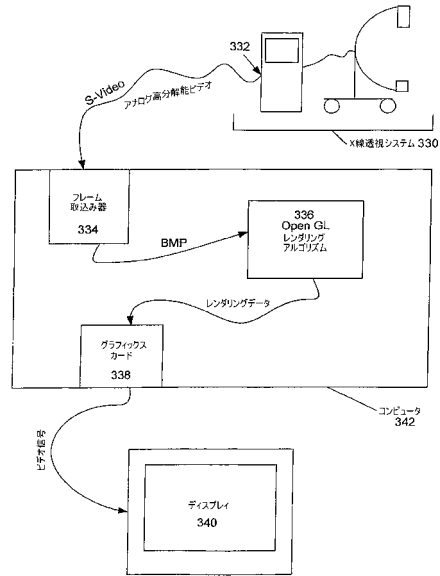
【図 173】



【図 174】



【図 175】



【図 176】

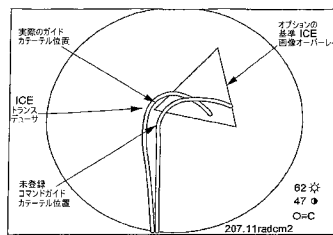


図 176A

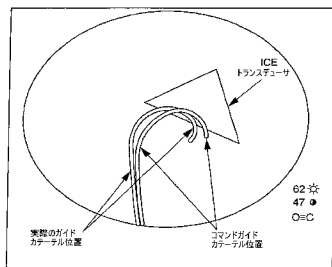
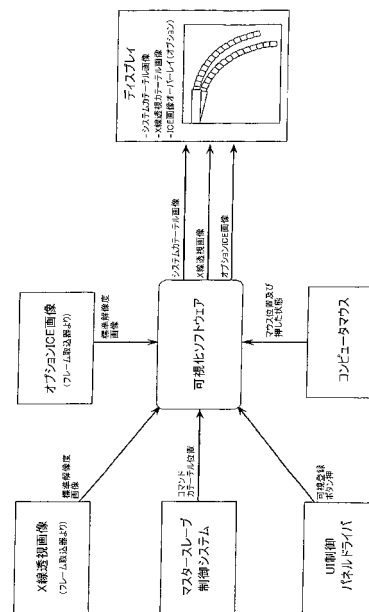
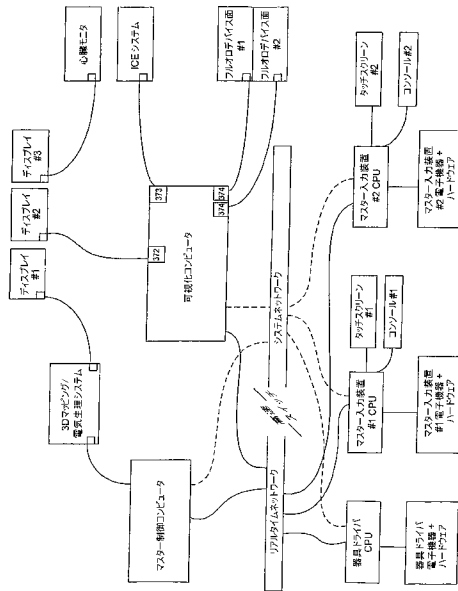


図 176B

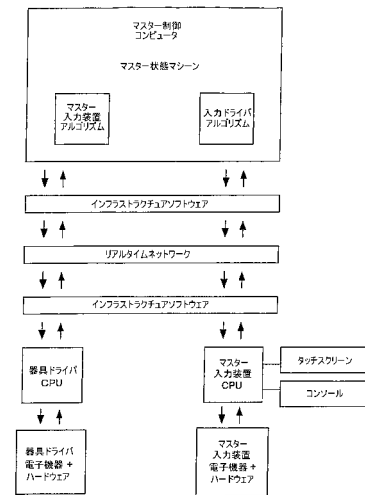
【図 177】



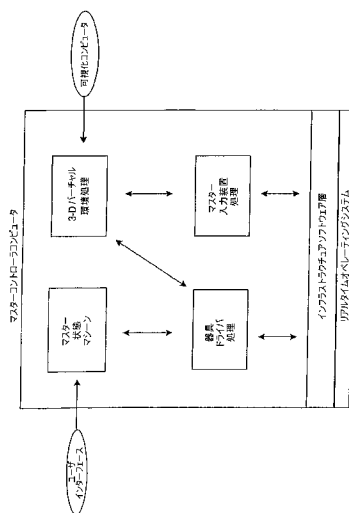
【図 178】



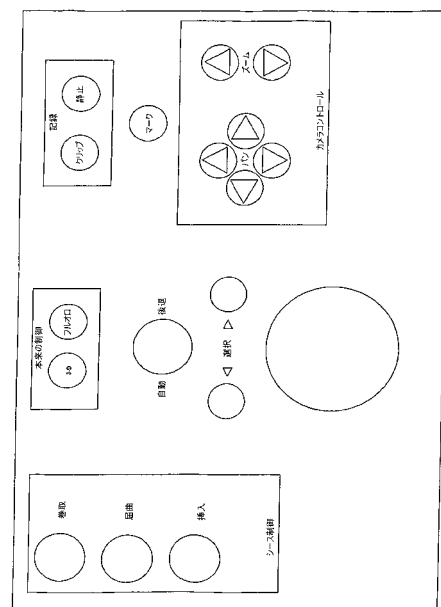
【図 179】



【図 180】



【図 181】



【図 182】

カーテイル制御システム
メインメニュー

患者データ設定

開始
手順

MD プリセット

データストレージ
検索

使用中

システムヘルプ

【図 183 A】

患者データ設定

メインメニューへ戻る

手順のタイプを選択:

AF

心室細動除去

SVT 除去

VT

その他

画面面

【図 183 B】

患者データ設定

メインメニュー
へ戻る

名前

性別

患者ID

生年月日

ノート

手順タイプ >>

名: ID: 生年月日: 患者ID: 患者タイプ:

Tab Q W E R T Y U I O P { } \ Backspace

Caps Lock A S D F G H J K L ; ' Enter

Shift Z X C V B N M , > ? / Shift

Space

【図 184 A】

カーテイル制御システムMDプリセット

手順へ戻る

操作スケーリング: 2:1

画面マップ: CARTO

ICEウィンドウ: Hide

フィルタ透過度: 80%

コマンド: カテーテル透過度: 80%

実行中のコントロール: Cath Lab

操作スケーリング: 2:1

画面マップ: CARTO

ICEウィンドウ: Hide

フィルタ透過度: 80%

コマンド: カテーテル透過度: 80%

実行中のコントロール: Cath Lab

カーテイル動作スケール比

1:1 2:1 3:1

【図 184 B】

カーテイル制御システムMDプリセット

手戻へ戻る

保存

キャンセル

選択MDプロファイル:
スポンジ選部

変更プロファイル名

カーテイル動作スケール比

1.1.1

2.1

3.8.1

現置存値

動作スケール比: 2.1

表面マップ: CARTO

ICEウインドウ: Hide

フルオロ透過度: 80%

コマンドカーテイル透過度: 80%

実行中のコンソール: Cath Lab

動作スケール比

表面マップ

ICEウインドウ

フルオロ透過度

コマンドカーテイル透過度

実行中のコンソール

【図 184 C】

MD プリセット

キャンセル及びメインメニューへ戻る

名前

性別

選択プリセット>>

名:

性:

Tab Q W E R T Y U I O P { } \

Cap Lock A S D F G H J K L ; ' Enter

Shift Z X C V B N M , . / Shift

Backspace

Space

【図 184 D】

カーテイル制御システムMDプリセット

メインメニューへ戻る

新しいプロファイルを作る

選択したあなまのプロファイル:

g, aa

g, aa

smith01, joo01

smith02, joo2

選択プロファイル:
g, aa

プロファイル削除:

プロファイル変更:

【図 184 E】

カーテイル制御システムMDプリセット

Create New P

Select Your P

g, aa

g, aa

smith01, joo01

smith02, joo2

このMDプリセットを消去しますか?

g, aa

はい、プロファイルを消去

キャンセル

プロファイル変更:

【図 185 A】

患者データの保存と検索

メインメニューへ戻る

CD/DVDファイルボデー

画像レビュー

患者を選択して下さい:

名, 姓	ID番号
Smith, Joe	12345678
Smith, Kevin	12345679
Smith, Lamont	123456710
Smith, Larry	123456711

選択した患者:
Smith, Joe

患者の画像ファイル消去

【図 185 B】

患者データの保存と検索

メインメニューへ戻る

前画面

Step 1: 別の登録可能なCD/DVDの患者ファイルタイプを入力して下さい

Step 2: 以下の患者ファイルから選択して下さい:

名, 姓	ID番号
Smith, Joe	12345678
Smith, Kevin	12345679
Smith, Lamont	123456710
Smith, Larry	123456711

CD/DVDの保存

Step 3: この予約を押し、この患者の予約を完了させてください

【図 185 C】

患者データの保存と検索

メインメニューへ戻る

プレビュー

Save

Save

Load

Print

Save

Save

Save

レビュー用に画像をローディング中です。
保存画像はセンターディスプレイを見て下さい

OK

【図 185 D】

患者データの保存と検索

メインメニューへ戻る

Select a Patient

Last Name, First Name

Smith, Kevin

Smith, Lamont

Smith, Larry

この患者ファイルを削除しますか?

Smith, Joe

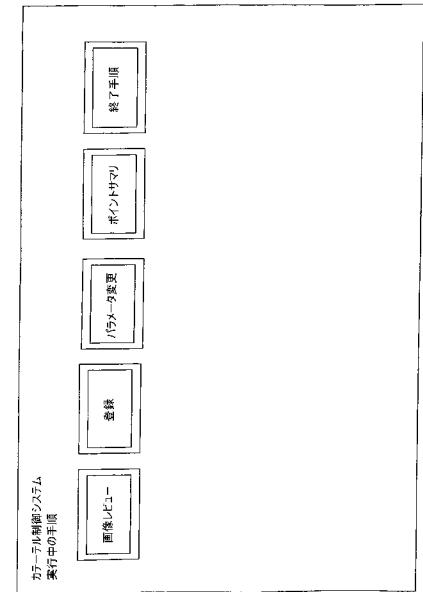
はい、ファイルを削除

キャンセル

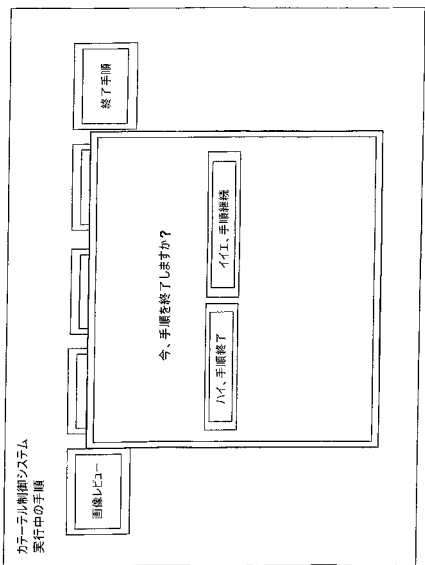
Selected:

Client Image Files

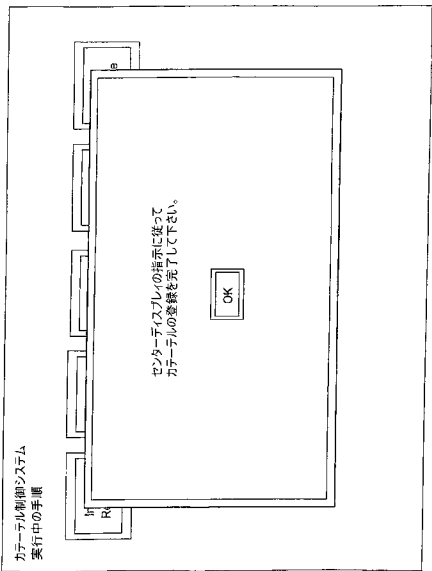
【図 1 8 6 A】



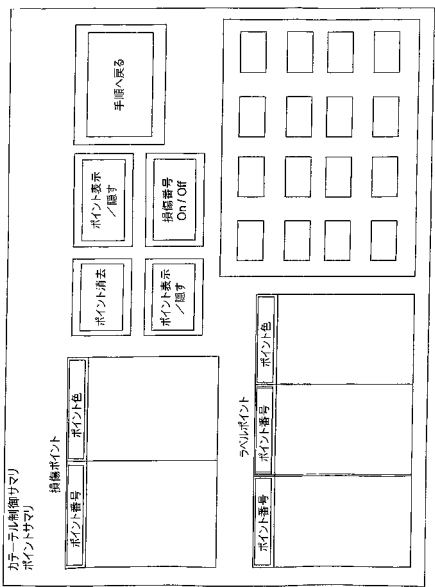
【図 1 8 6 B】



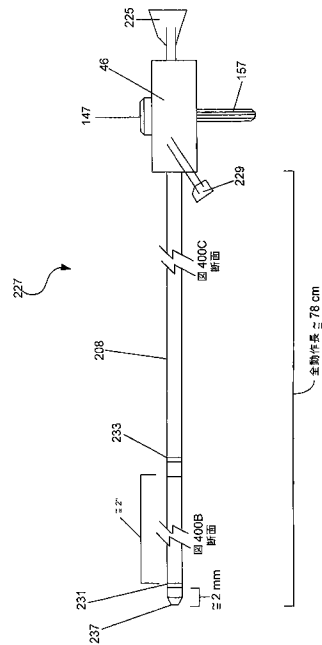
【図 1 8 6 C】



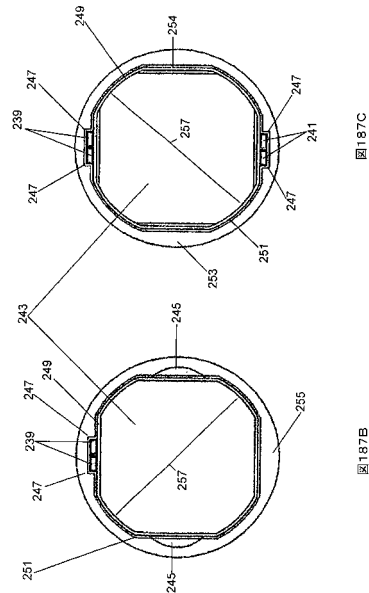
【図 1 8 6 D】



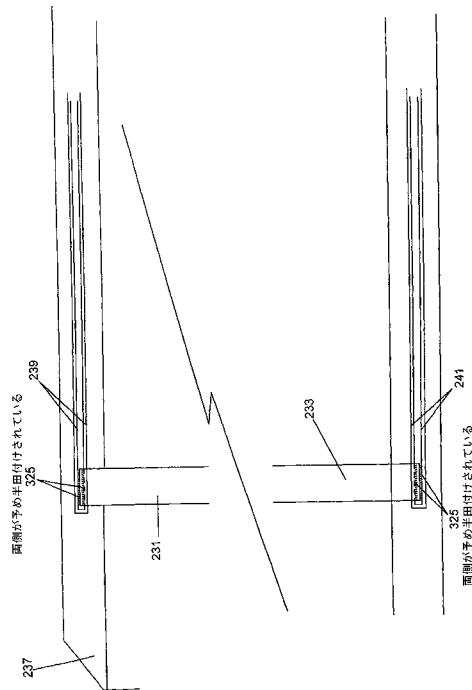
【図187A】



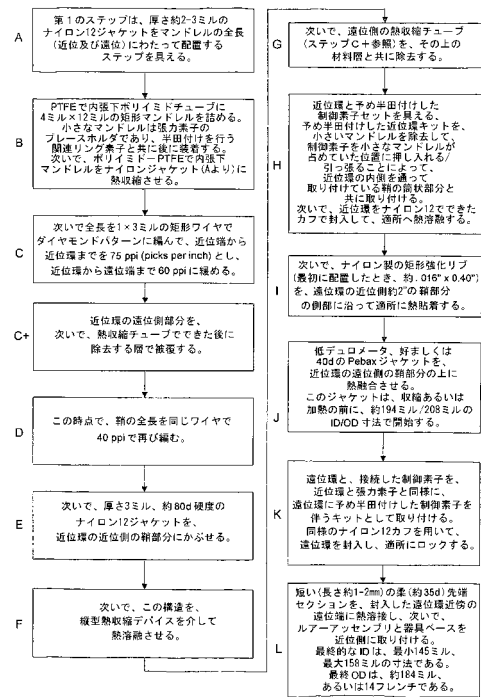
【図187BC】



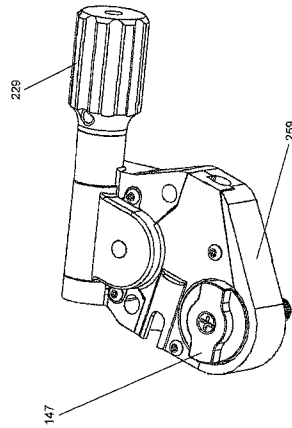
【図187D】



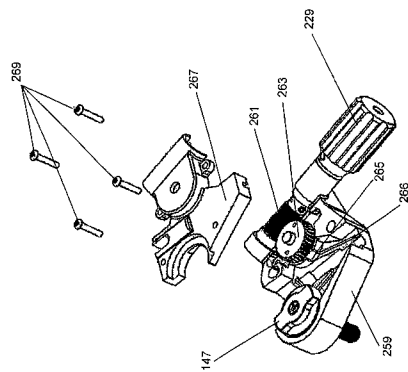
【図187E】



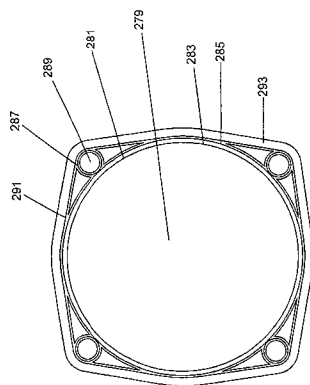
【図188A】



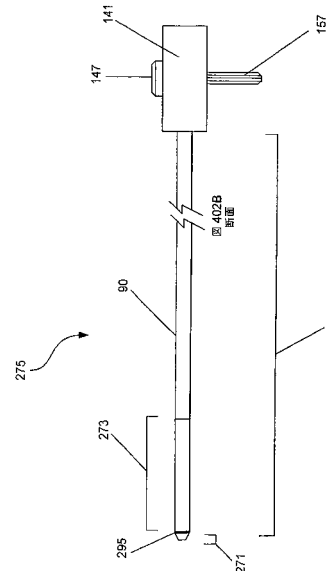
【図188B】



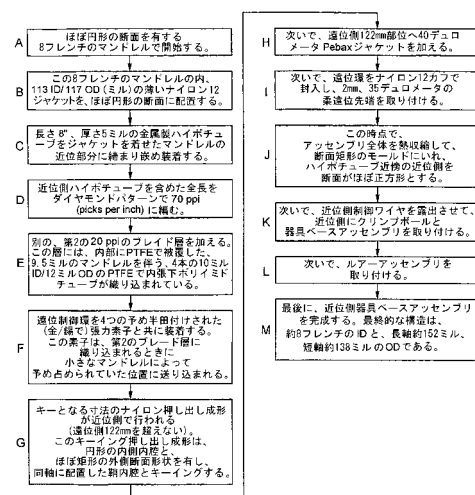
【図189B】



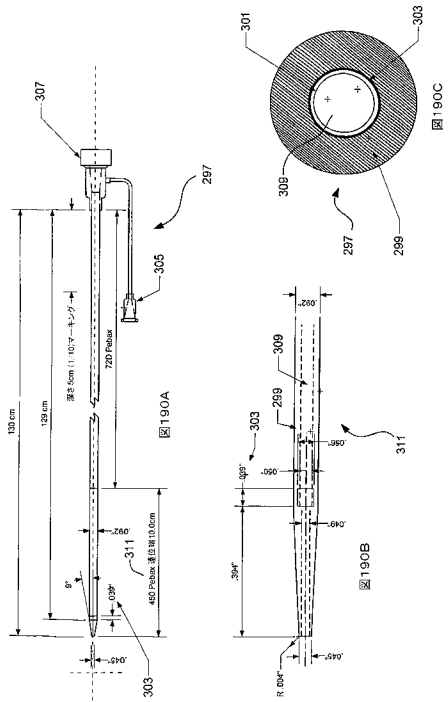
【図189A】



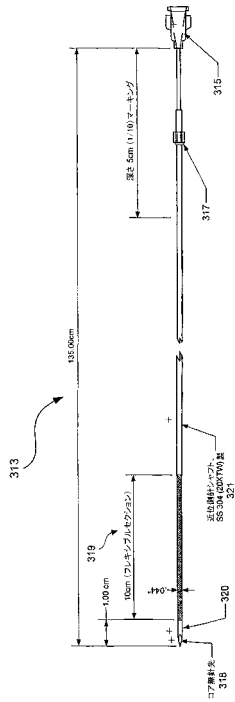
【図189C】



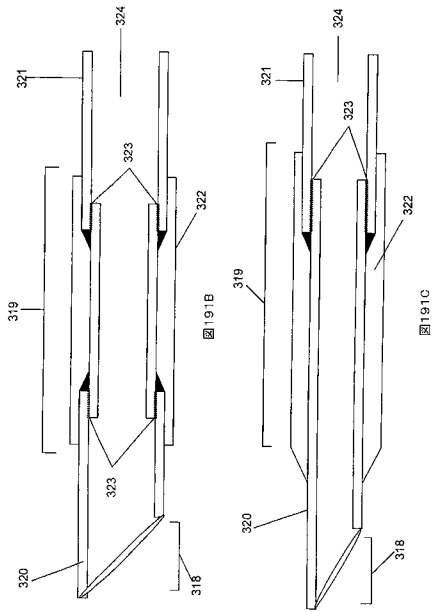
【図190】



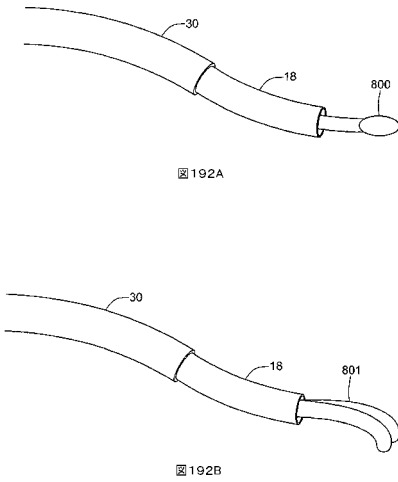
【図191A】



【図191BC】



【図192AB】



【図 192 C D】

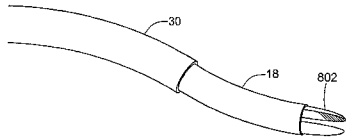


図192C

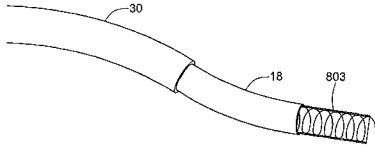


図192D

【図 192 E F】

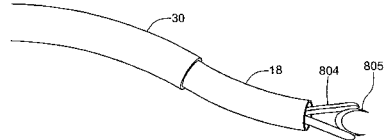


図192E

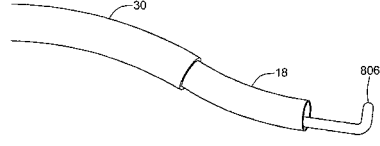


図192F

【図 192 G H】

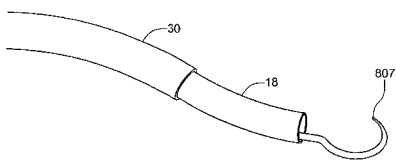


図192G

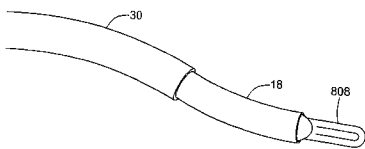


図192H

【図 192 I J】

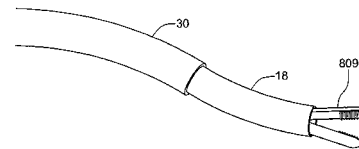


図192I

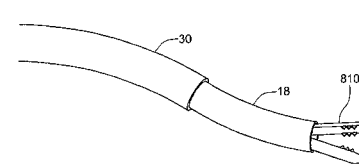
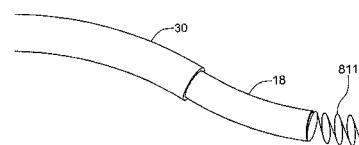


図192J

【図 192 K】



【図 1 9 2 L M】

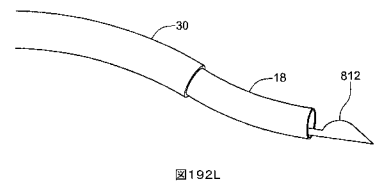


図 192L

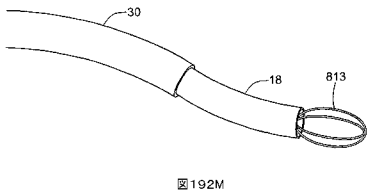


図 192M

【図 1 9 2 N O】

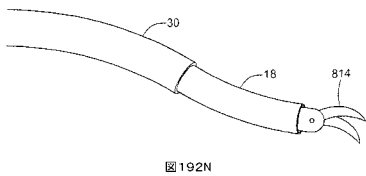


図 192N

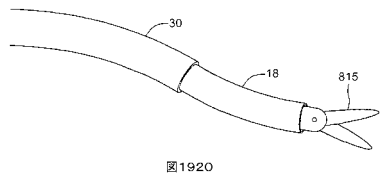


図 192O

【図 1 9 2 P Q】

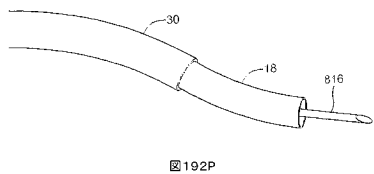


図 192P

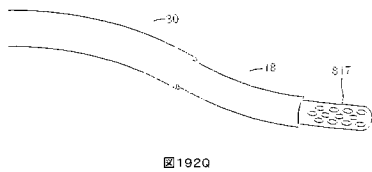
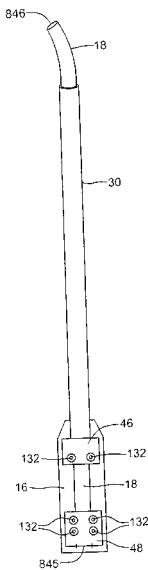
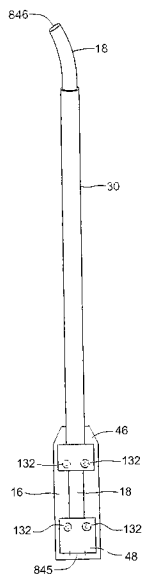


図 192Q

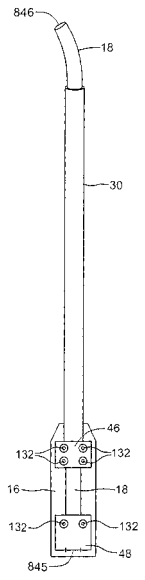
【図 1 9 3 A】



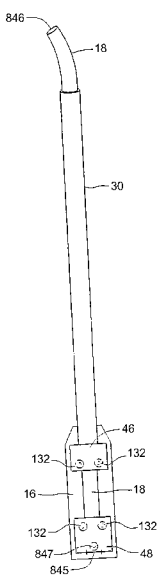
【図 1 9 3 B】



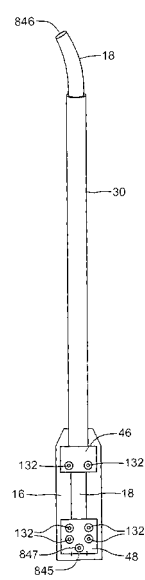
【図 1 9 3 C】



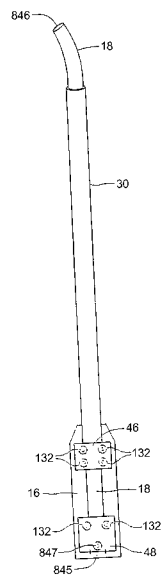
【図 1 9 4 A】



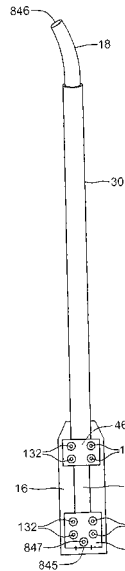
【図 1 9 4 B】



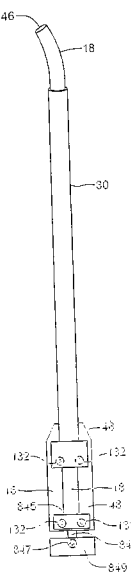
【図 1 9 4 C】



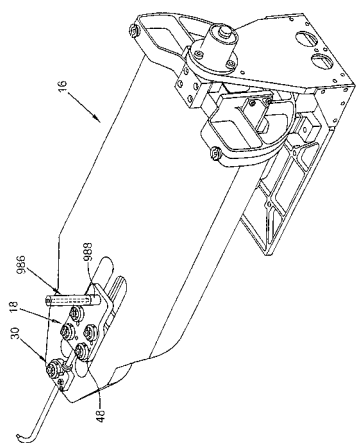
【図 1 9 4 D】



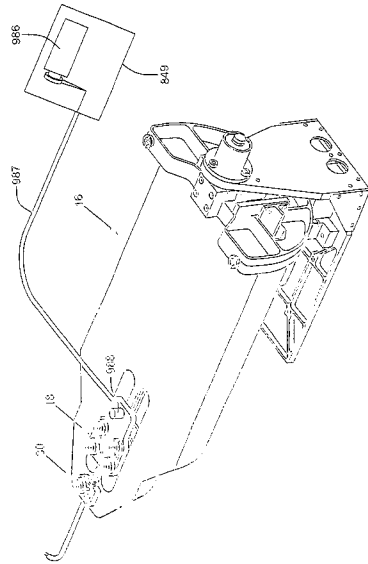
【図 1 9 4 E】



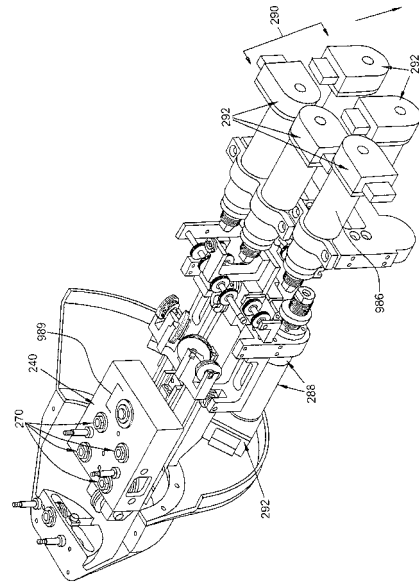
【図 1 9 4 F】



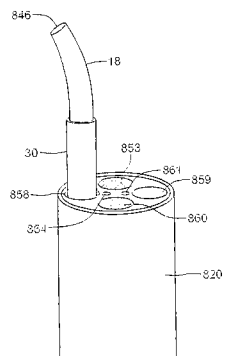
【図 194 G】



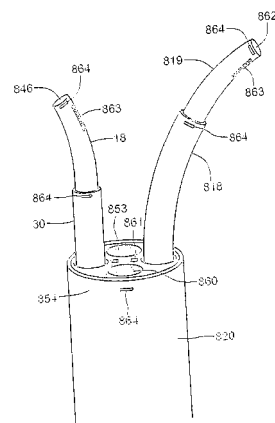
【図 194 H】



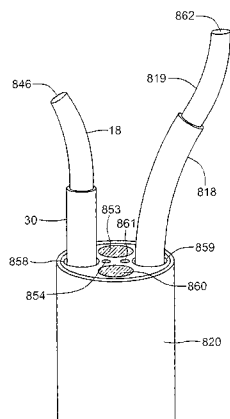
【図 195 A】



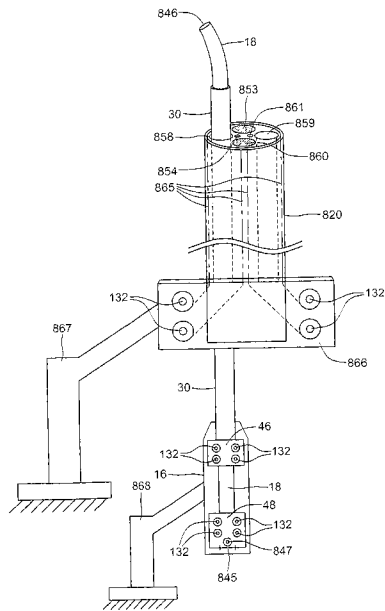
【図 195 C】



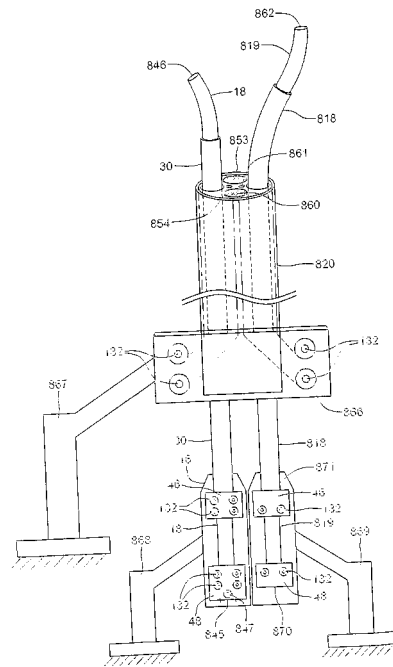
【図 195 B】



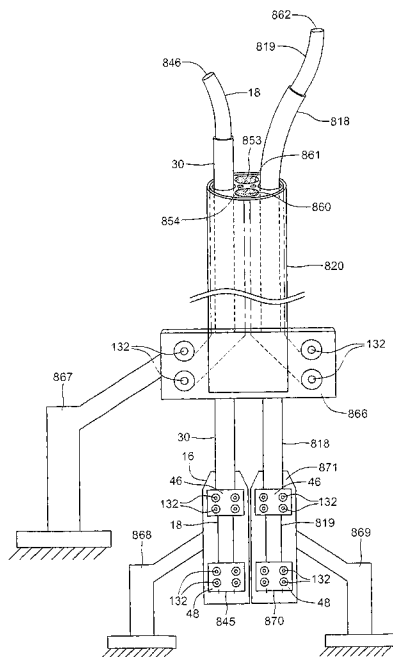
【図 195 D】



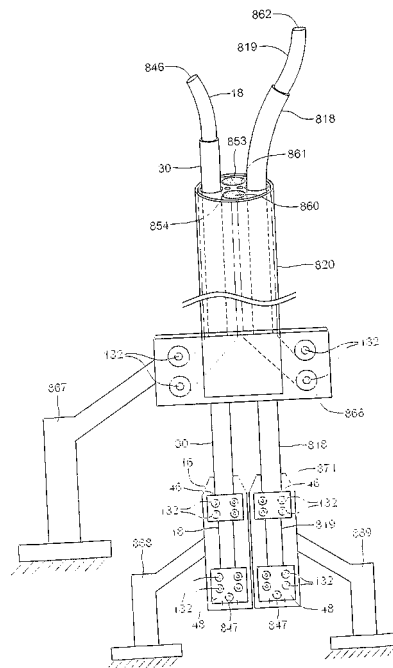
【図 195 E】



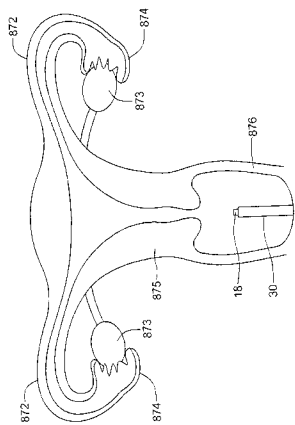
【図 195 F】



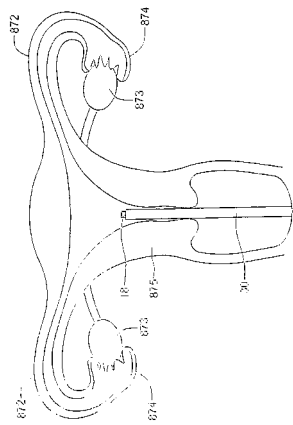
【図 195 G】



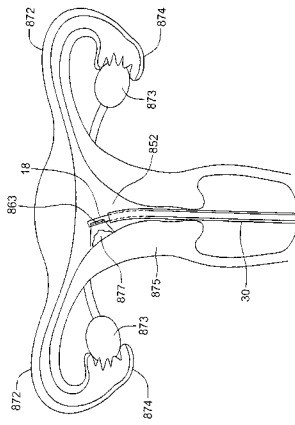
【図 1 9 6 A】



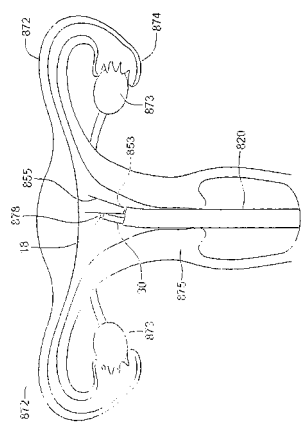
【図 1 9 6 B】



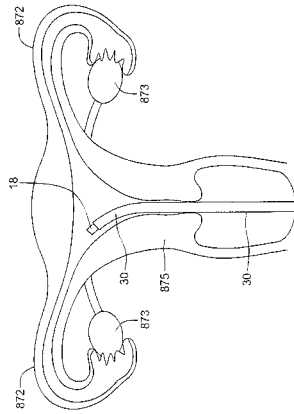
【図 1 9 6 C】



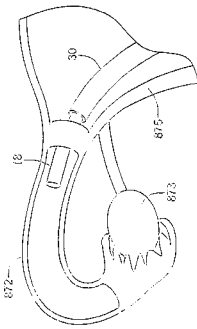
【図 1 9 6 D】



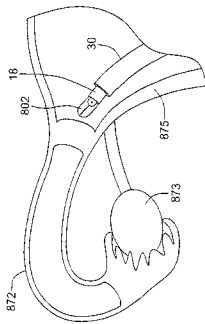
【図 196 E】



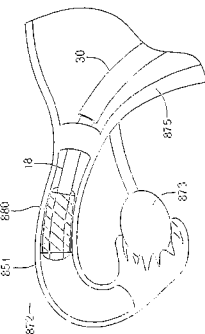
【図 196 F】



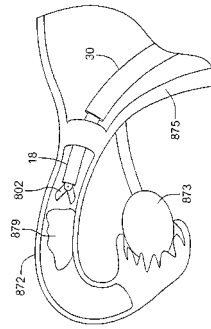
【図 197 C】



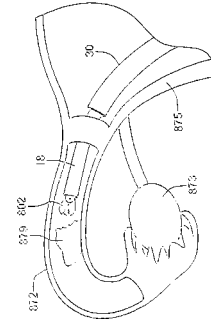
【図 198 A】



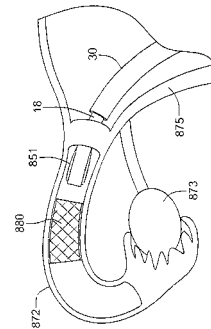
【図 197 A】



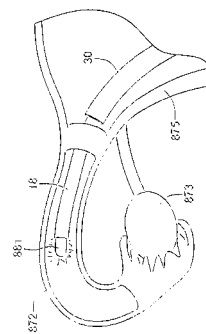
【図 197 B】



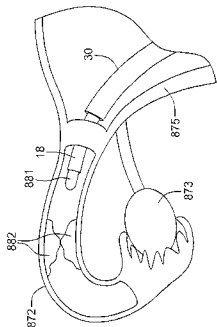
【図 198 B】



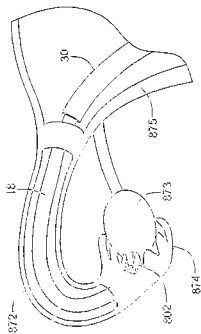
【図 199 A】



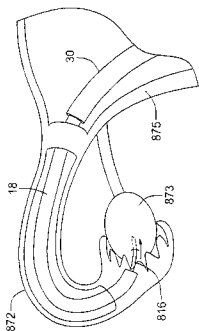
【図 1 9 9 B】



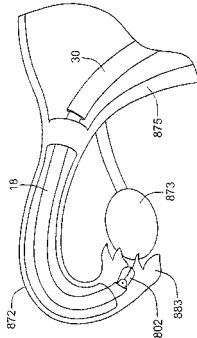
【図 2 0 0 A】



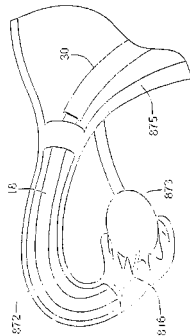
【図 2 0 1 B】



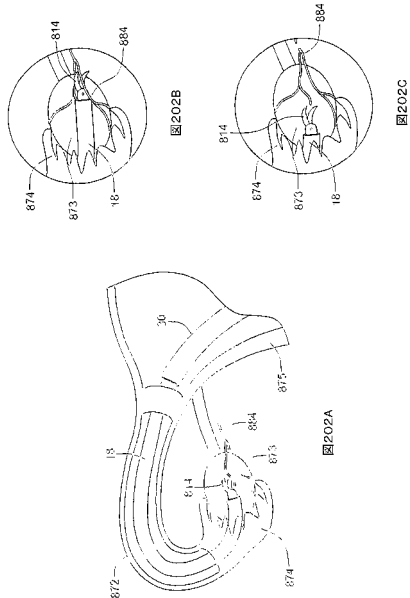
【図 2 0 0 B】



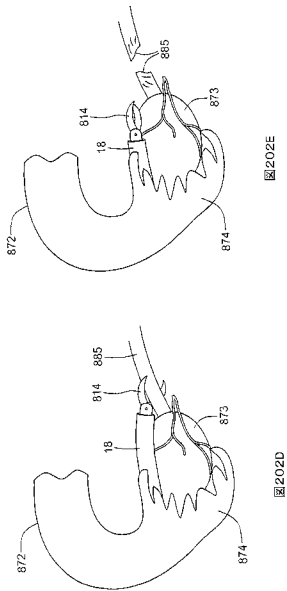
【図 2 0 1 A】



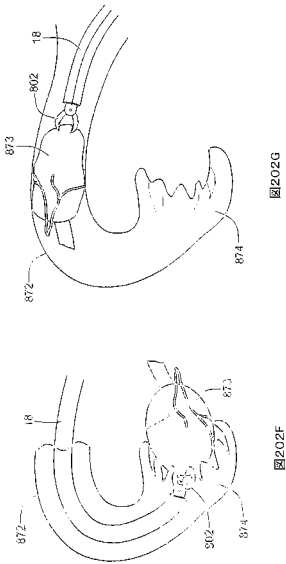
【図 2 0 2 A B C】



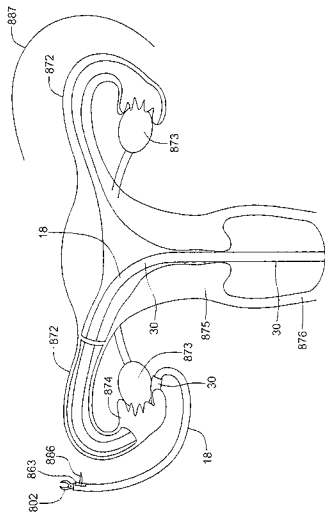
【図 202 D E】



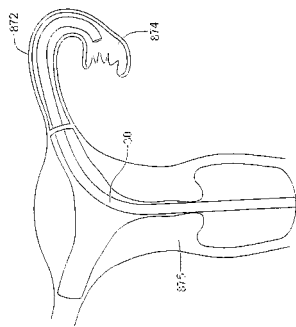
【図 202 F G】



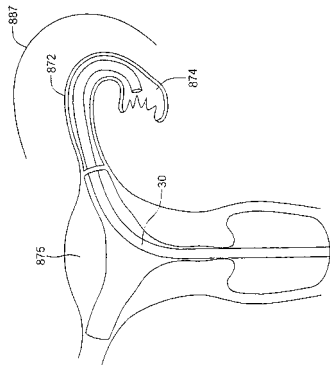
【図 203】



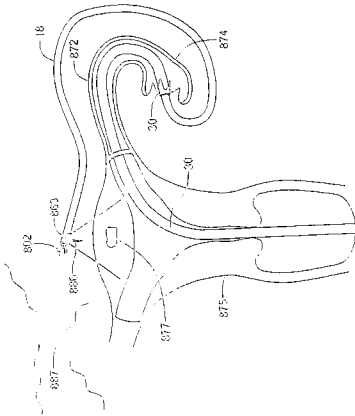
【図 204 A】



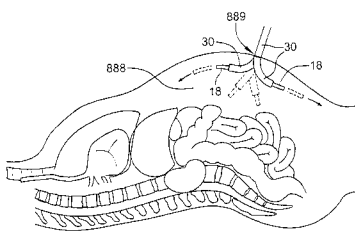
【図 204 B】



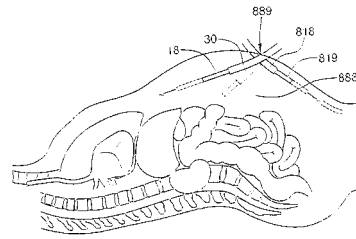
【図 204 C】



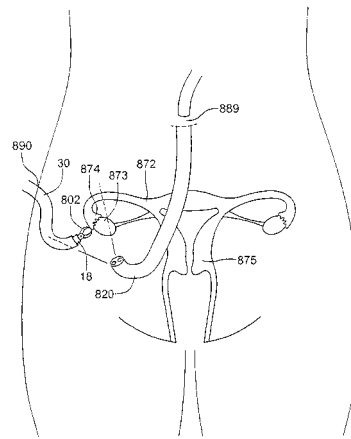
【図 204】



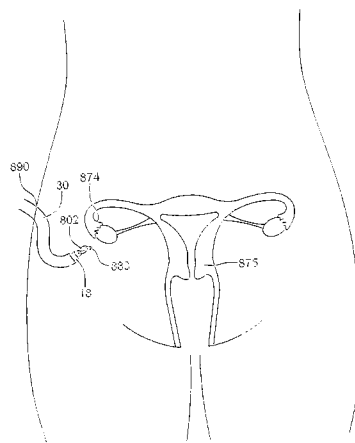
【図 204】



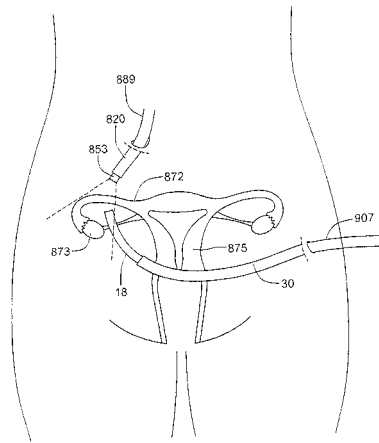
【図 205 A】



【図 205 B】



【図 205】



【図 205】

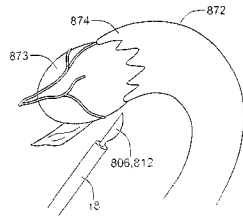


図205. 5B

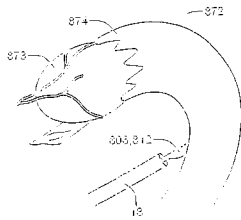


図205. 5C

【図 205】

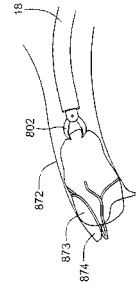


図205. 5E

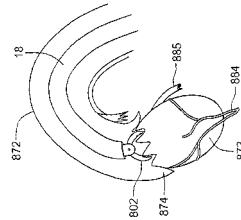
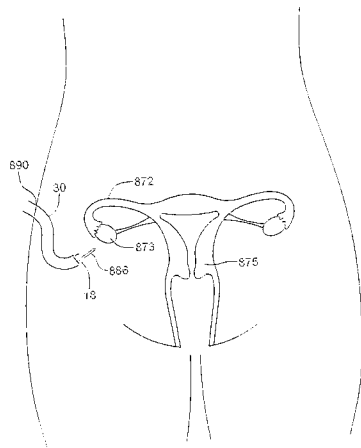
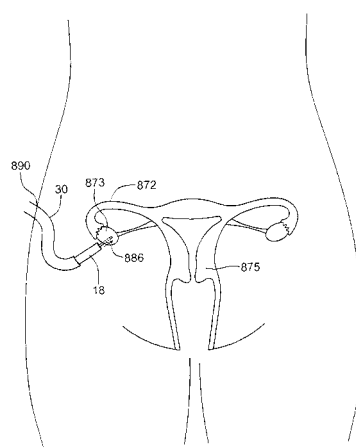


図206. 5D

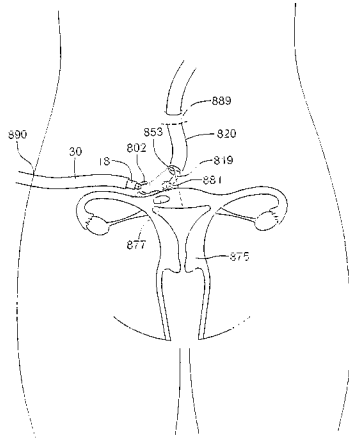
【図 206 A】



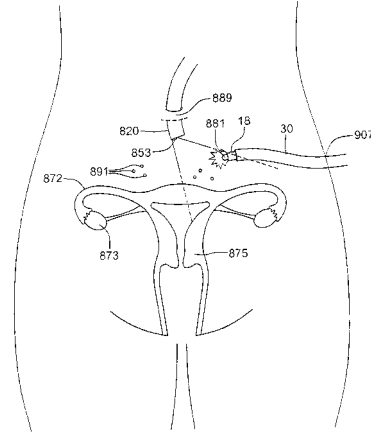
【図 206 B】



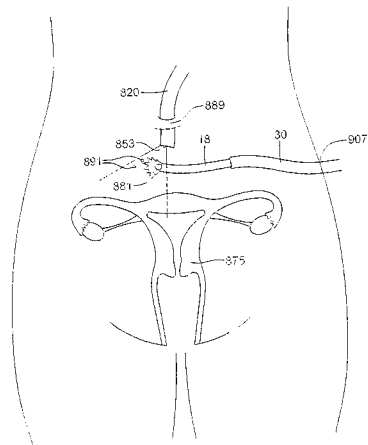
【図 207】



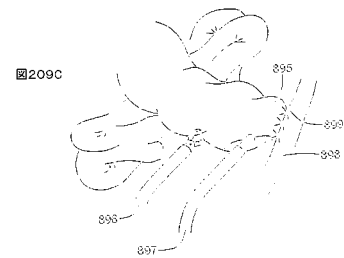
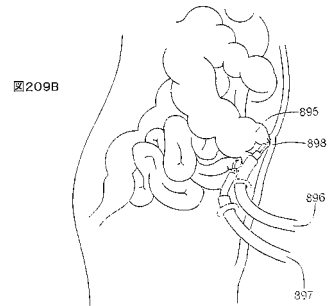
【図 208 A】



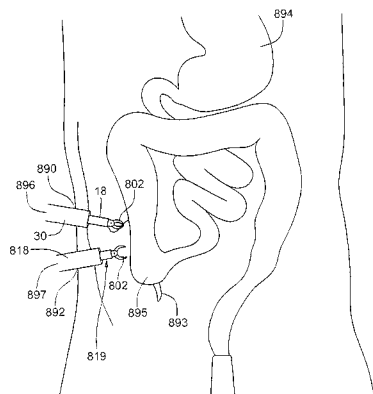
【図 208 B】



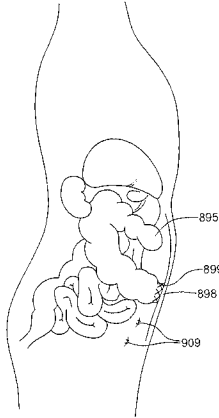
【図 209 B C】



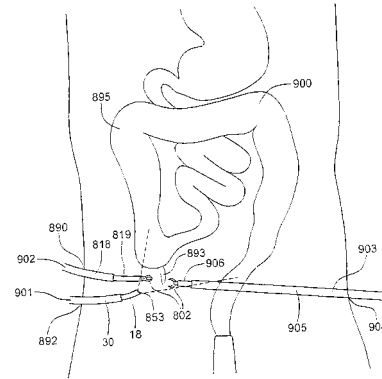
【図 209 A】



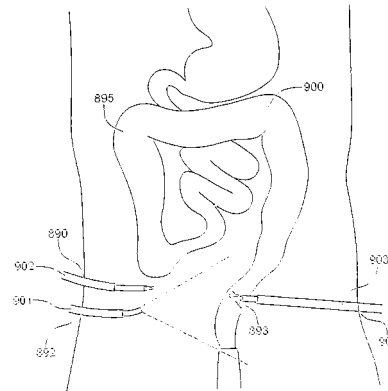
【図 209 D】



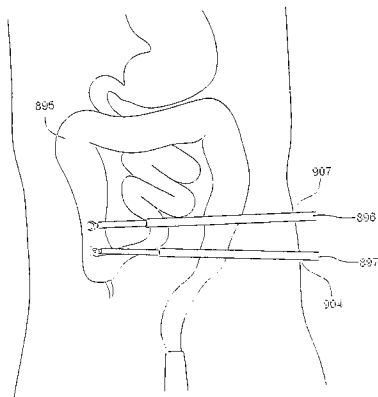
【図 210 A】



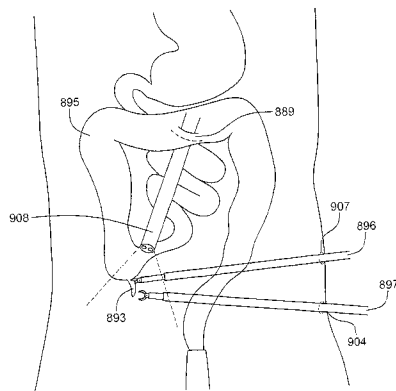
【図 210 B】



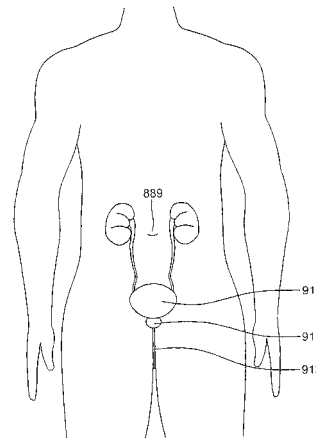
【図 209 E】



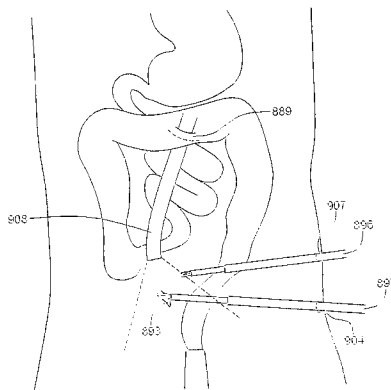
【図 210 C】



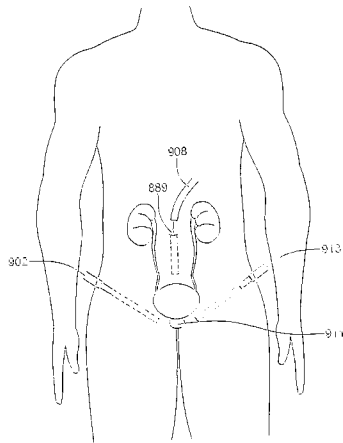
【図 211 A】



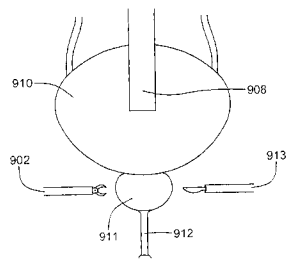
【図 210 D】



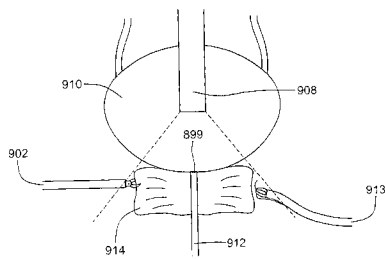
【図 2 1 1 B】



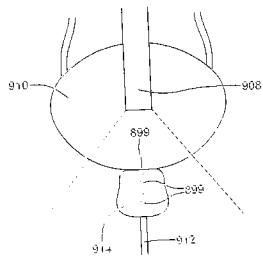
【図 2 1 1 C】



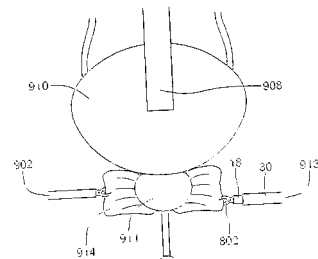
【図 2 1 1 G】



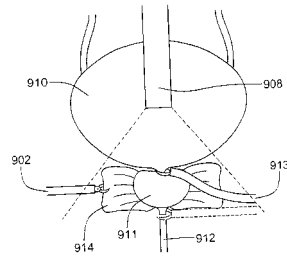
【図 2 1 1 H】



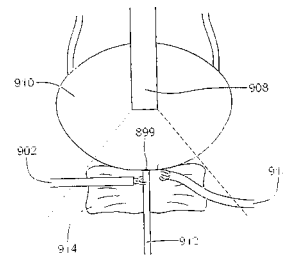
【図 2 1 1 D】



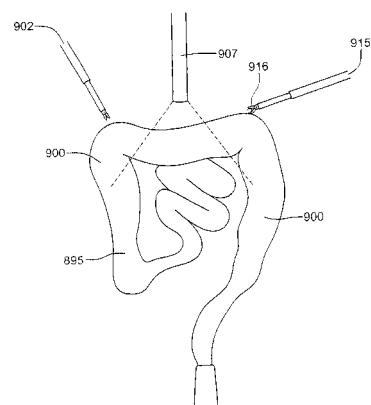
【図 2 1 1 E】



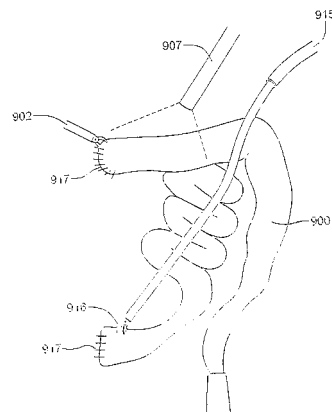
【図 2 1 1 F】



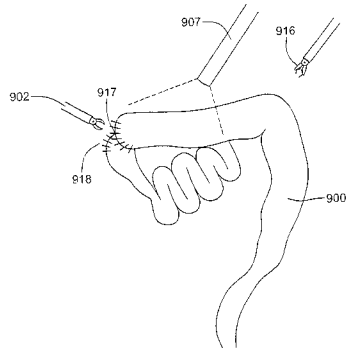
【図 2 1 2 A】



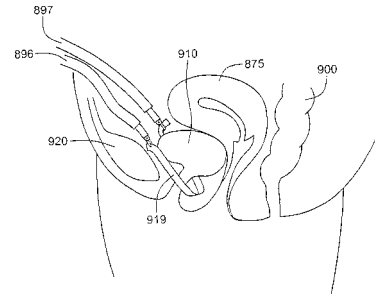
【図 2 1 2 B】



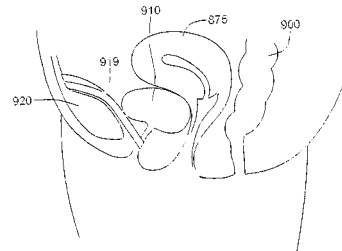
【図 2 1 2 C】



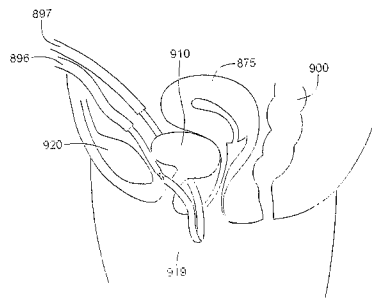
【図 2 1 3 B】



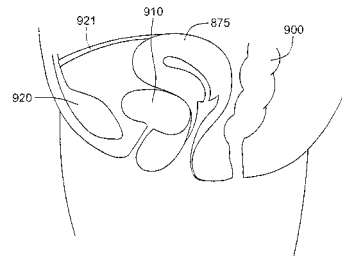
【図 2 1 3 C】



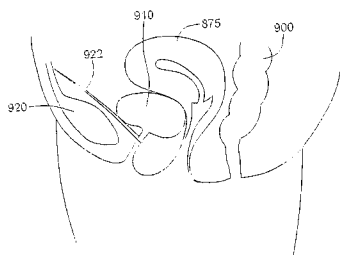
【図 2 1 3 A】



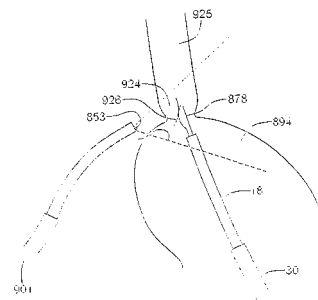
【図 2 1 4 A】



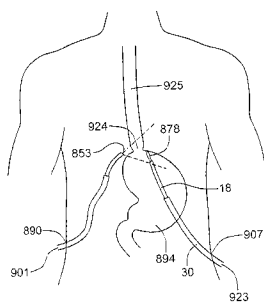
【図 2 1 4 B】



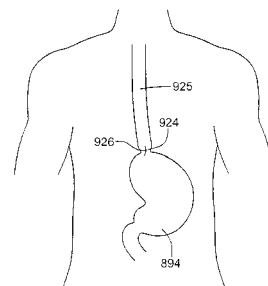
【図 2 1 5 B】



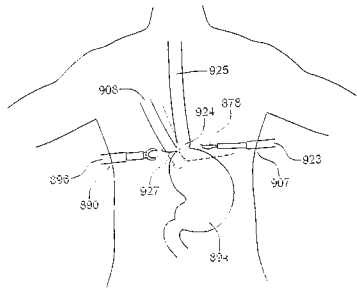
【図 2 1 5 A】



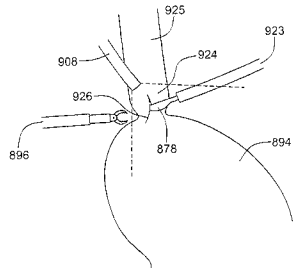
【図 2 1 5 C】



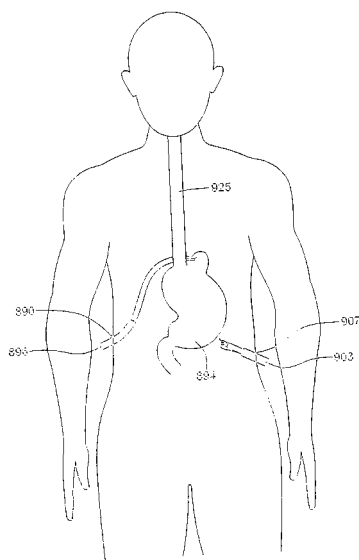
【図 2 1 5 D】



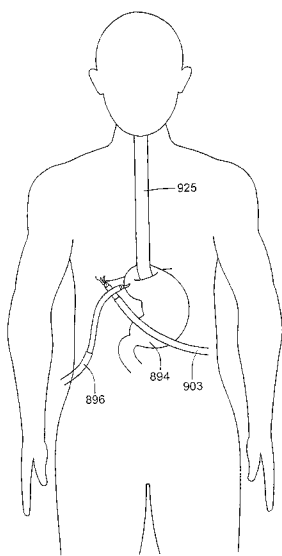
【図 2 1 5 E】



【図 2 1 6 A】



【図 2 1 6 B】



【図 2 1 6 C】

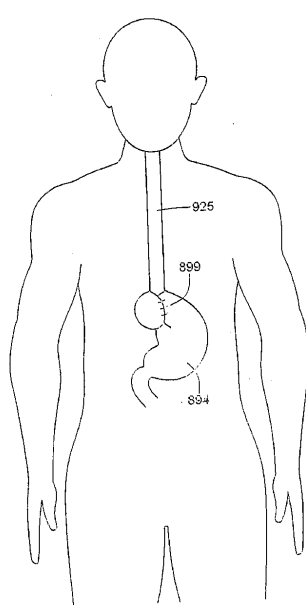
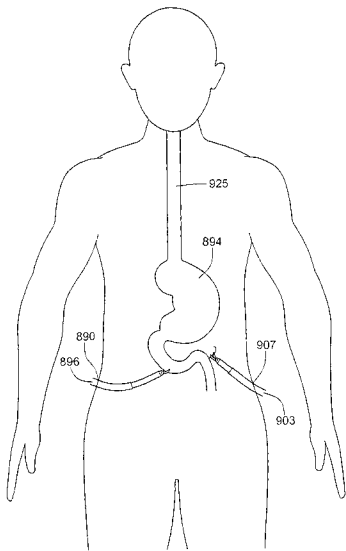
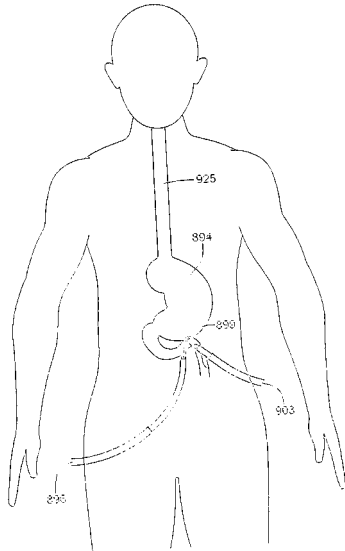


Fig. 216C

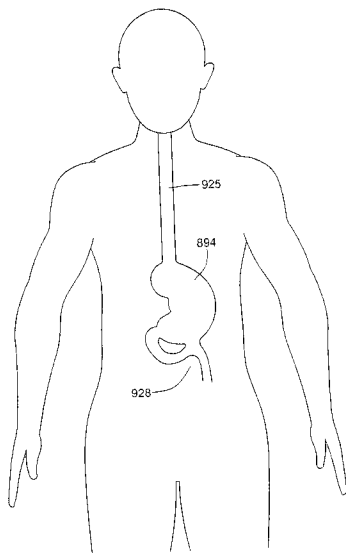
【図 2 1 7 A】



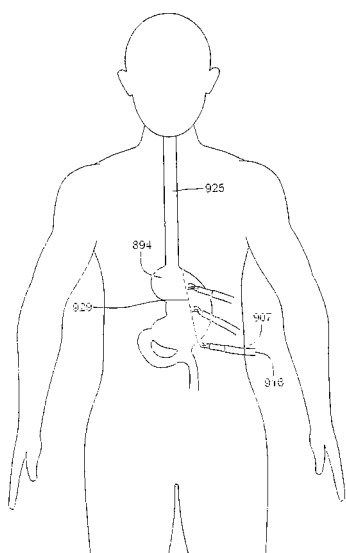
【図 2 1 7 B】



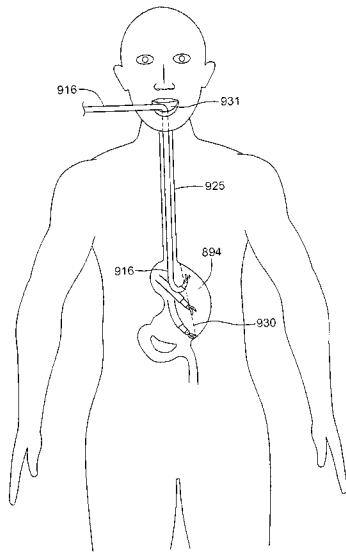
【図 2 1 7 C】



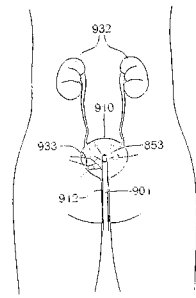
【図 2 1 7 D】



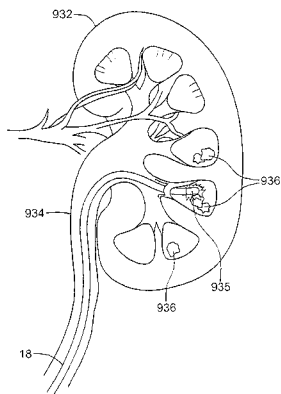
【図 2 1 7 E】



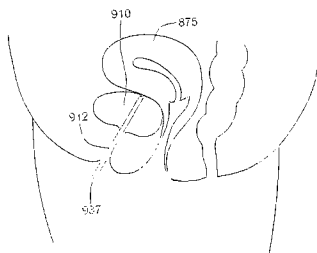
【図 2 1 8 A】



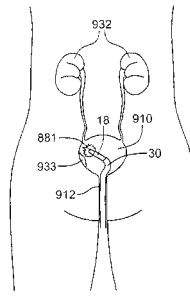
【図 2 1 8 D】



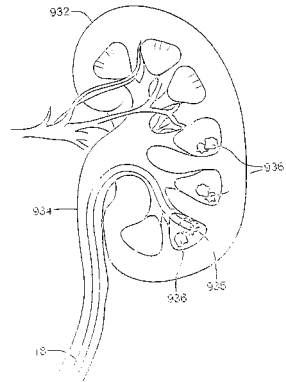
【図 2 1 9 A】



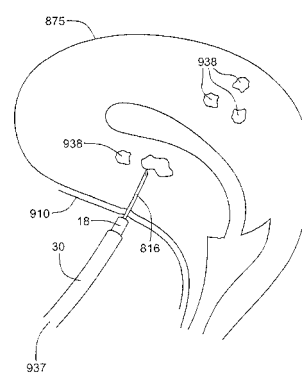
【図 2 1 8 B】



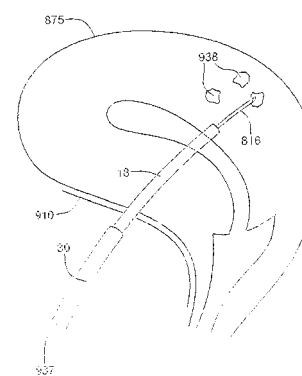
【図 2 1 8 C】



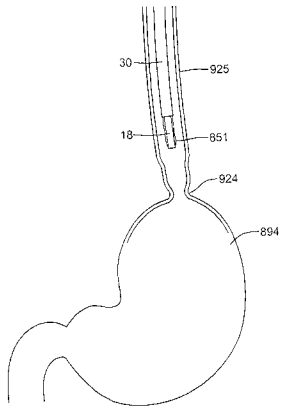
【図 2 1 9 B】



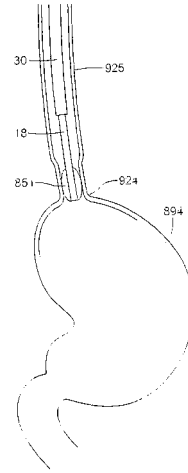
【図 2 1 9 C】



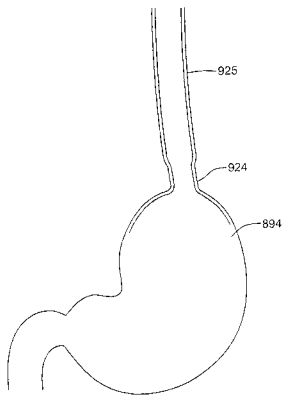
【図 2 2 0 A】



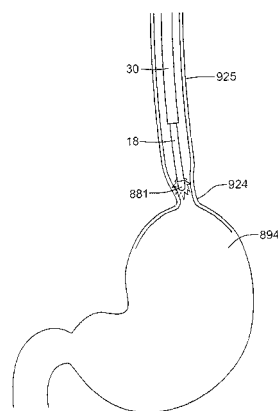
【図 2 2 0 B】



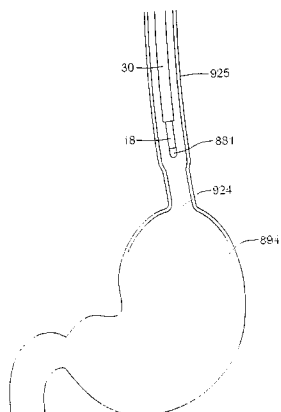
【図 2 2 0 C】



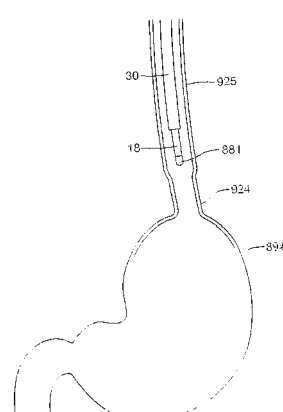
【図 2 2 1 B】



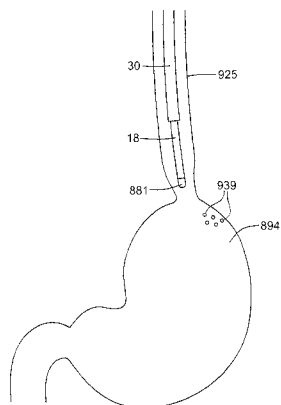
【図 2 2 1 A】



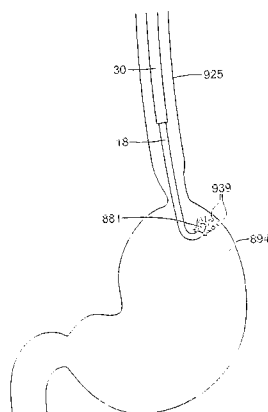
【図 2 2 1 C】



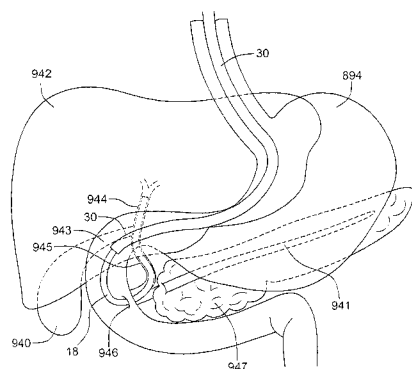
【図 2 2 2 A】



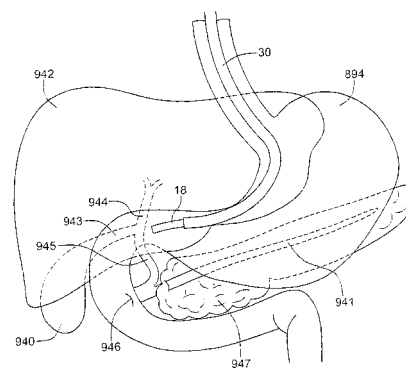
【図 2 2 2 B】



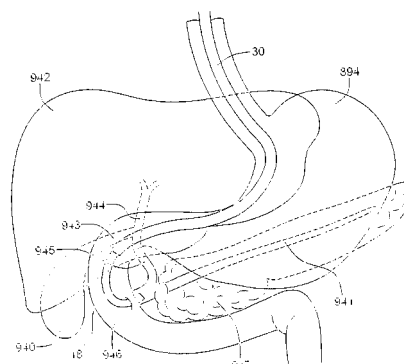
【図 2 2 3 C】



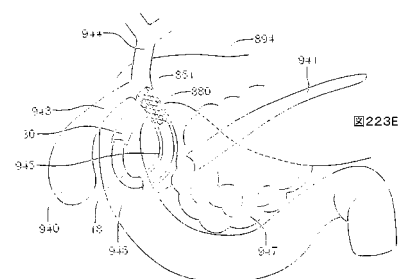
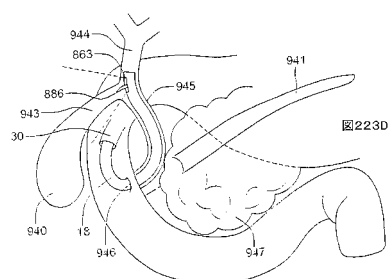
【図 2 2 3 A】



【図 2 2 3 B】



【図 2 2 3 D E】



【図 2 2 3 F G】

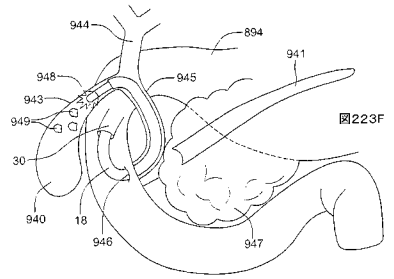


図223F

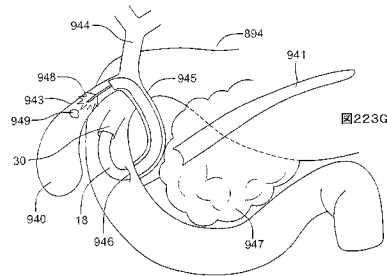


図223G

【図 2 2 3 H I】

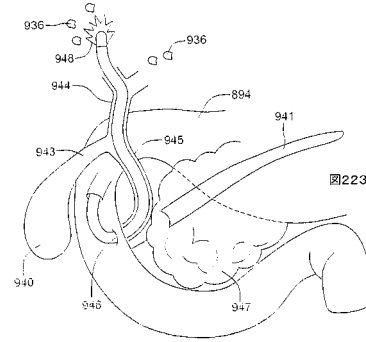


図223H

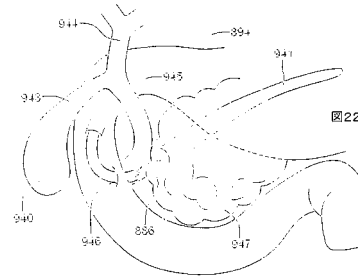
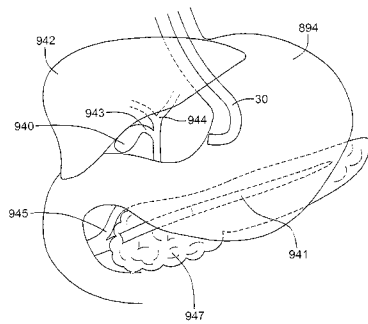
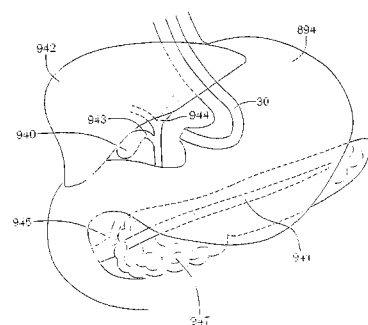


図223I

【図 2 2 4 A】



【図 2 2 4 B】



【図 2 2 4 C D E】

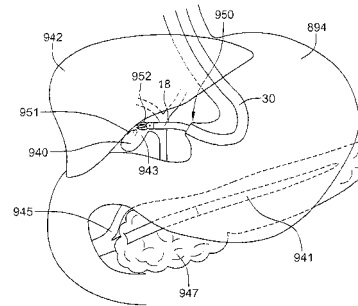


図224C

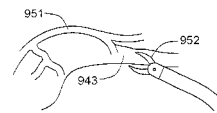


図224D

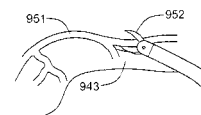
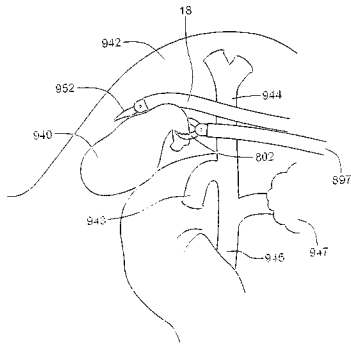
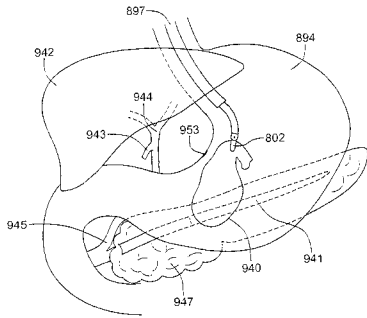


図224E

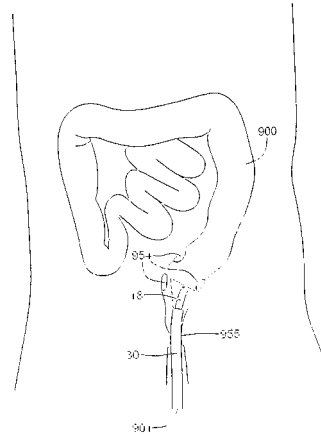
【図 2 2 4 F】



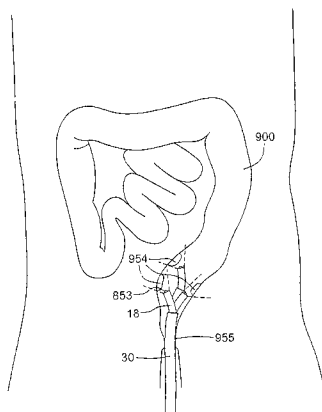
【図 2 2 4 G】



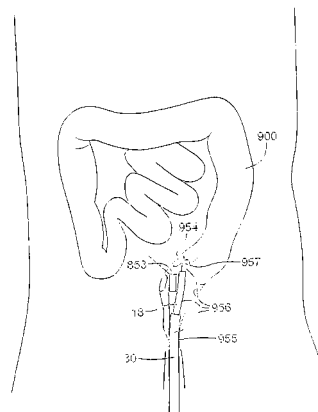
【図 2 2 5 A】



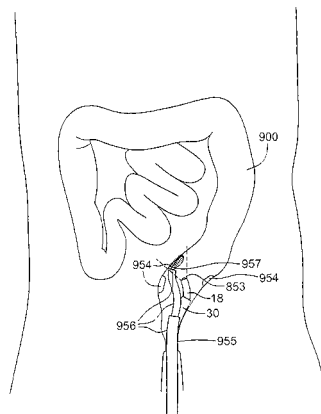
【図 2 2 5 B】



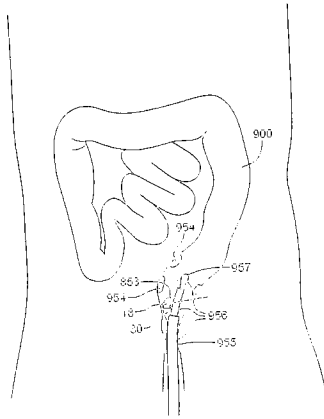
【図 2 2 5 C】



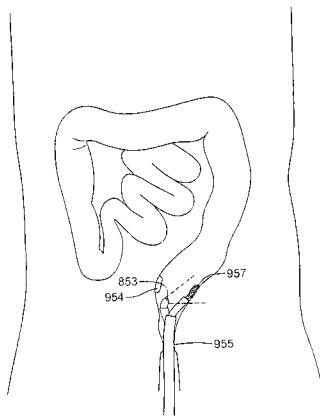
【図 2 2 5 D】



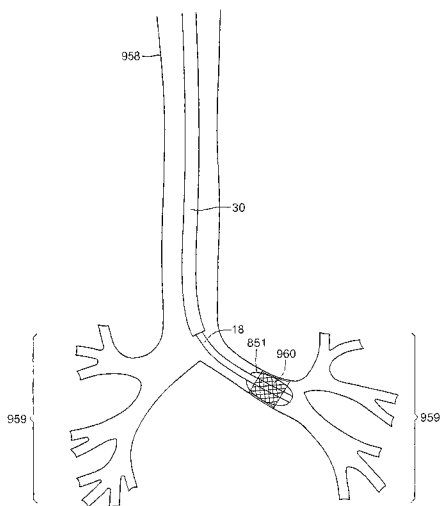
【図 2 2 5 E】



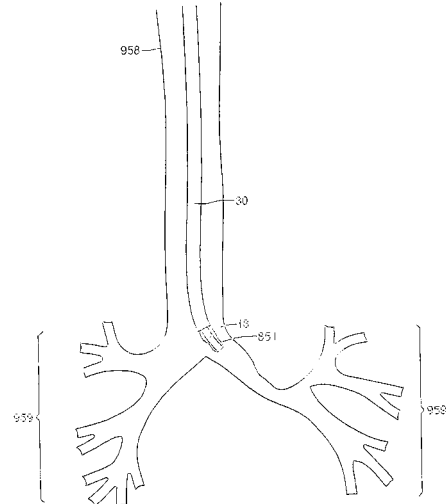
【図 2 2 5 F】



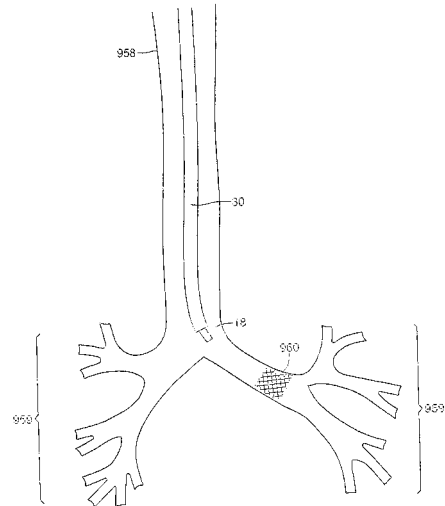
【図 2 2 6 B】



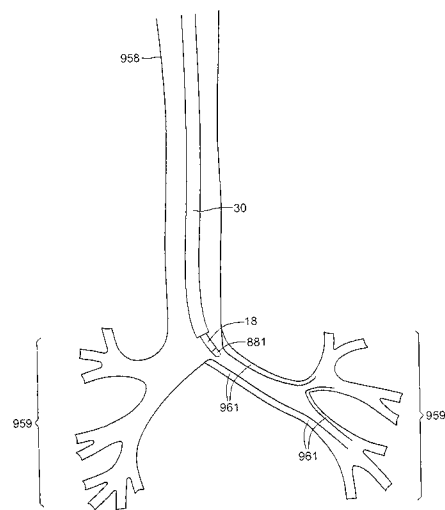
【図 2 2 6 A】



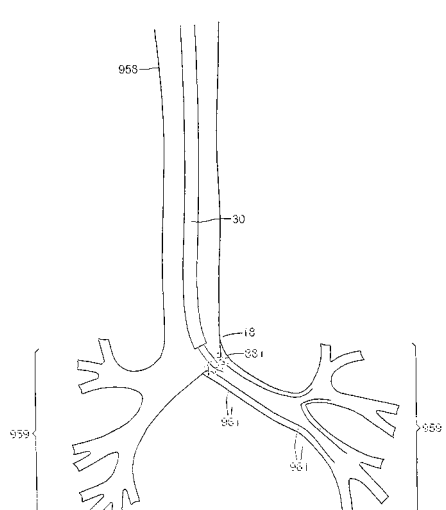
【図 2 2 6 C】



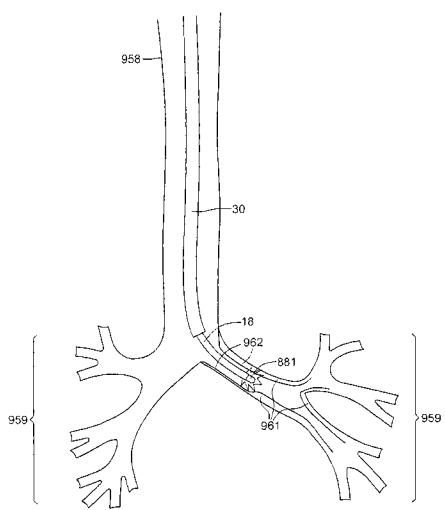
【図 2 2 7 A】



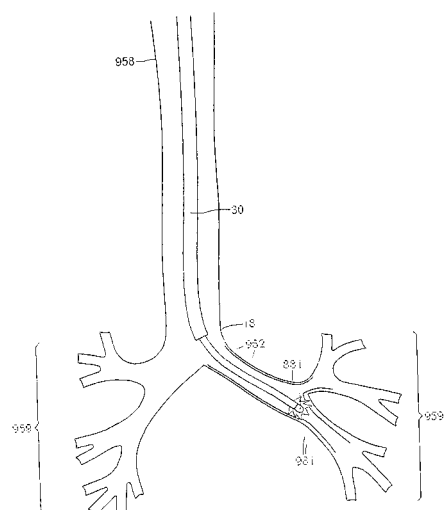
【図 2 2 7 B】



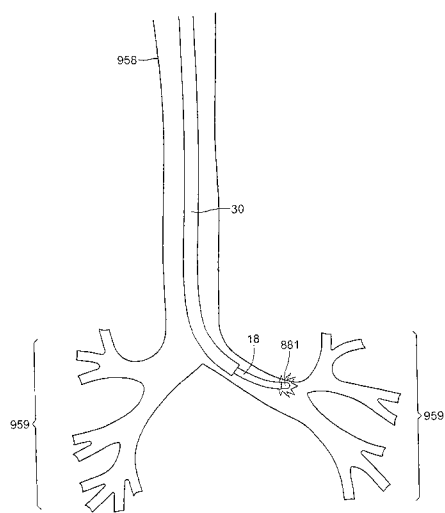
【図 2 2 7 C】



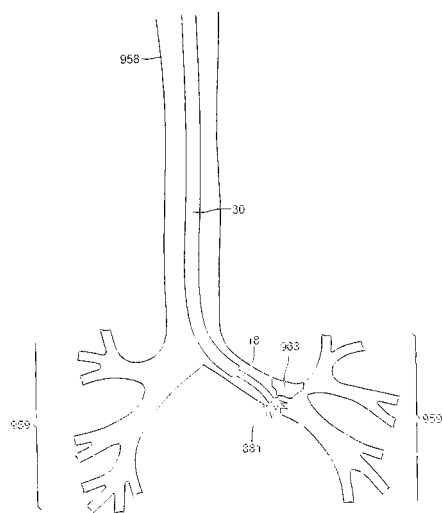
【図 2 2 7 D】



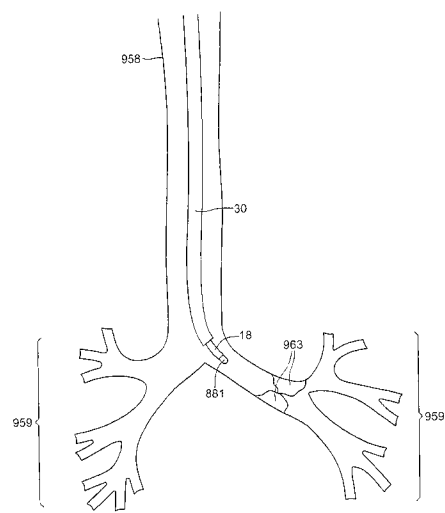
【図 2 2 8 A】



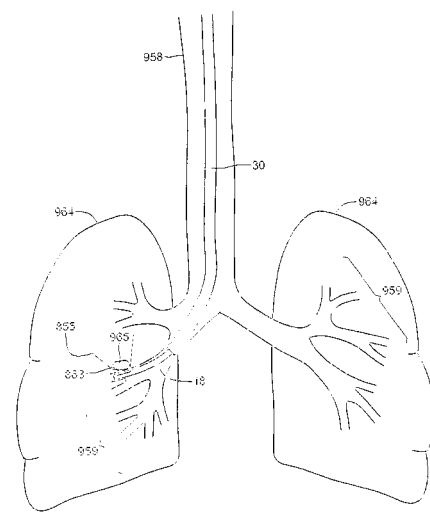
【図 2 2 8 B】



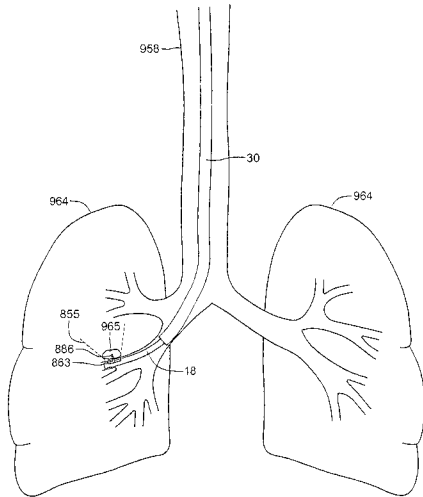
【図 2 2 8 C】



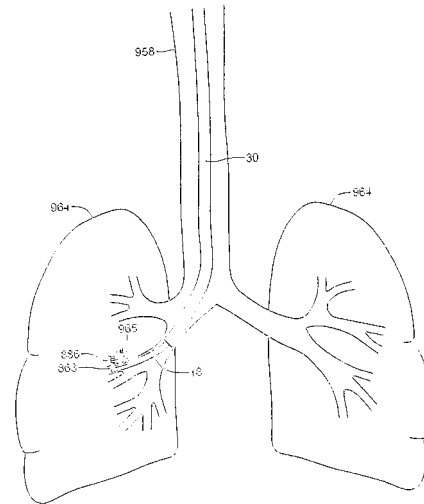
【図 2 2 9 A】



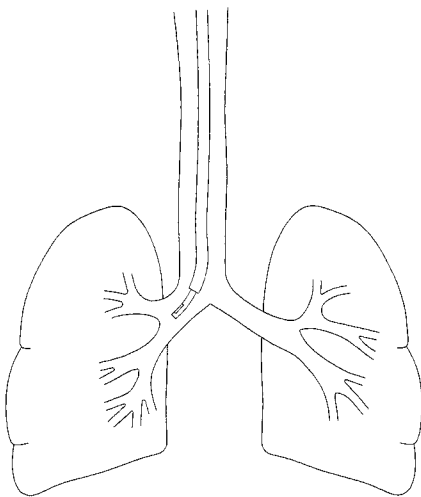
【図 2 2 9 B】



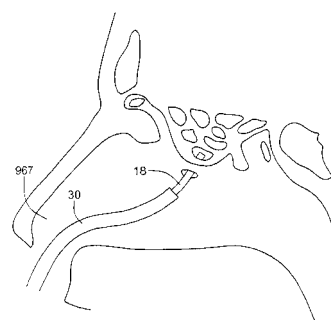
【図 2 2 9 C】



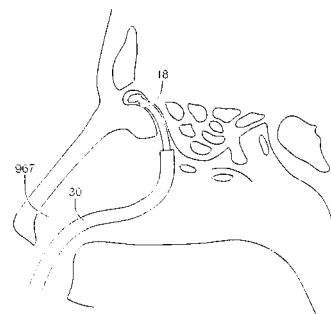
【図 2 2 9 D】



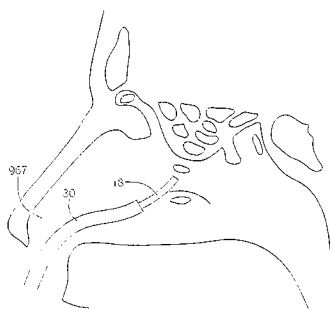
【図 2 3 0 B】



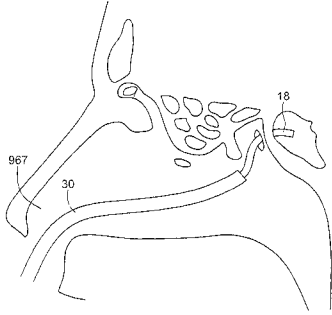
【図 2 3 0 C】



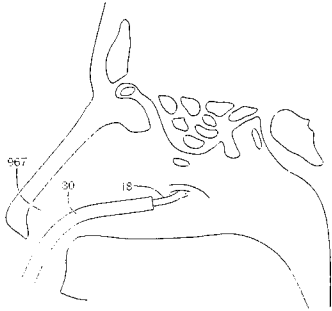
【図 2 3 0 A】



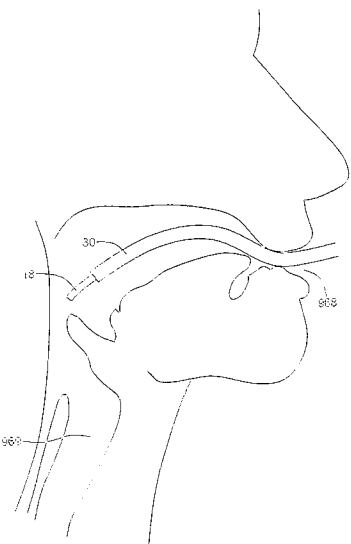
【図 2 3 0 D】



【図 2 3 0 E】



【図 2 3 1 A】



【図 2 3 0 F G】

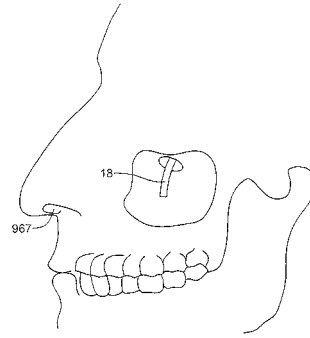


図230F

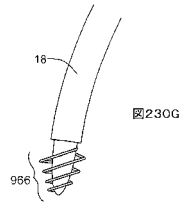
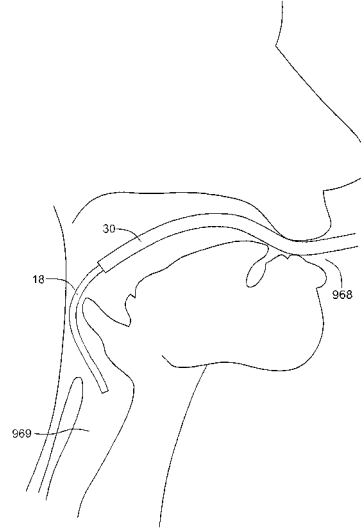
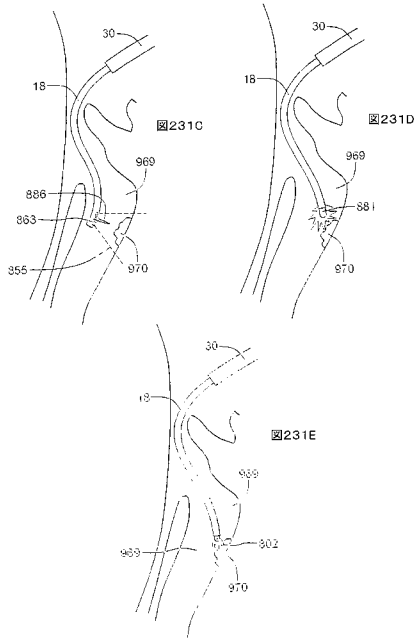


図230G

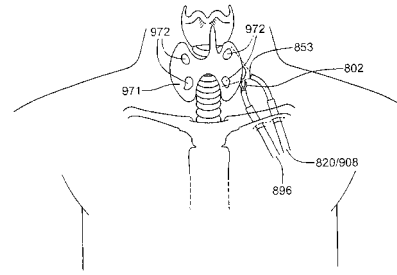
【図 2 3 1 B】



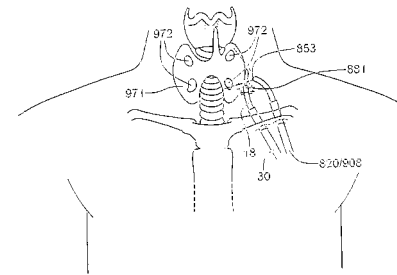
【図 2 3 1 C D E】



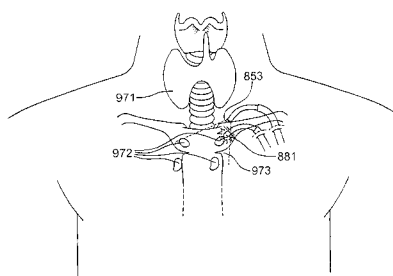
【図 2 3 2 A】



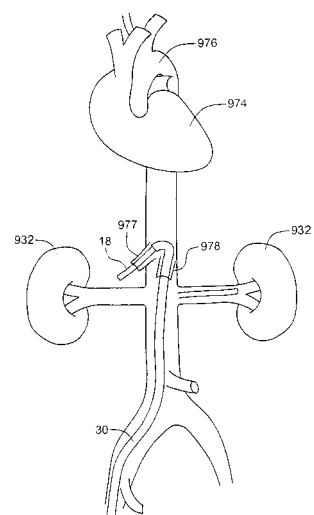
【図 2 3 2 B】



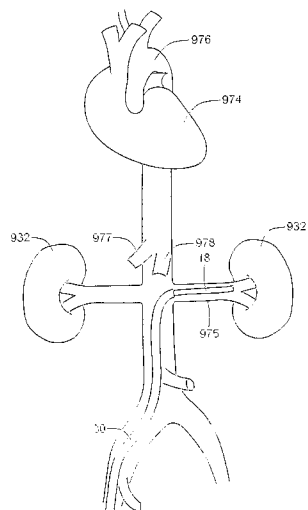
【図 2 3 2 C】



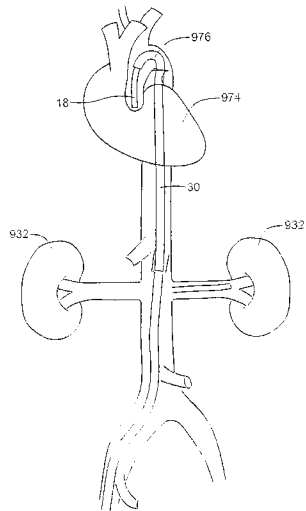
【図 2 3 3 B】



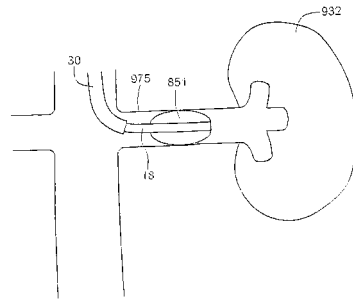
【図 2 3 3 A】



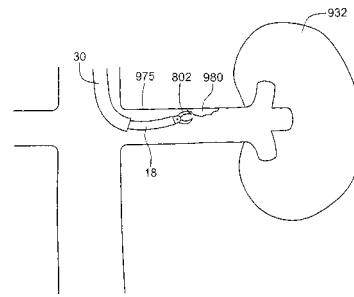
【図 2 3 3 C】



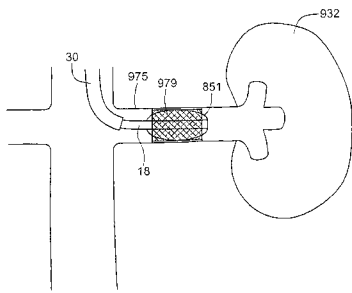
【図 2 3 4 B】



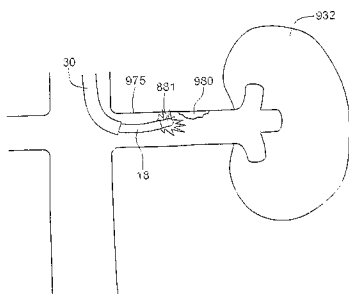
【図 2 3 4 C】



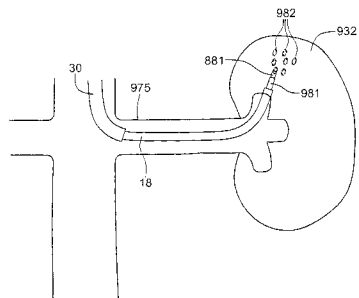
【図 2 3 4 A】



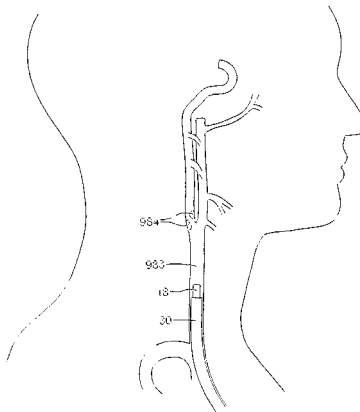
【図 2 3 4 D】



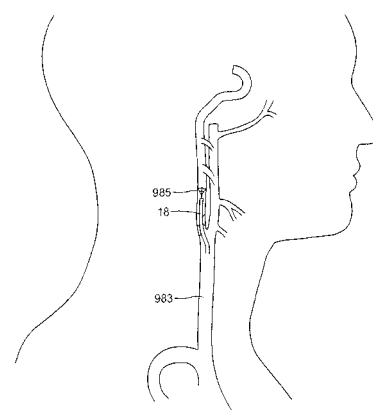
【図 2 3 4 E】



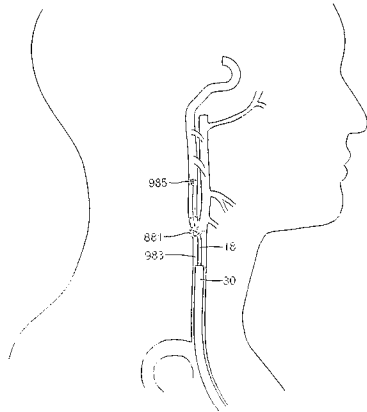
【図 2 3 5 A】



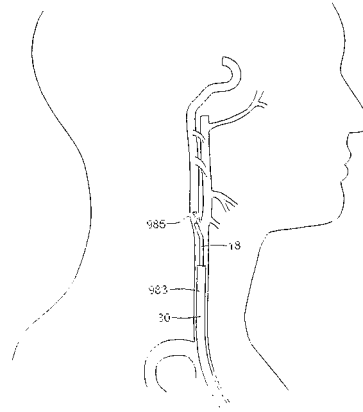
【図 2 3 5 B】



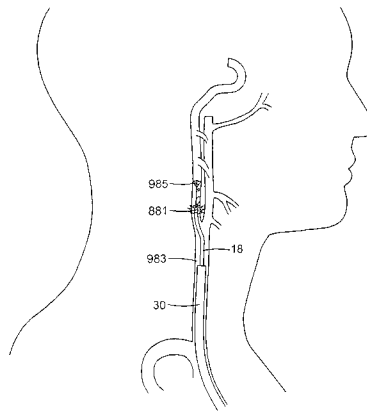
【図 2 3 5 C】



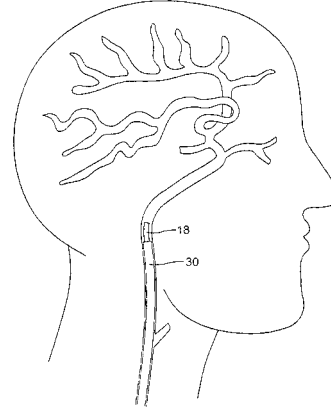
【図 2 3 5 E】



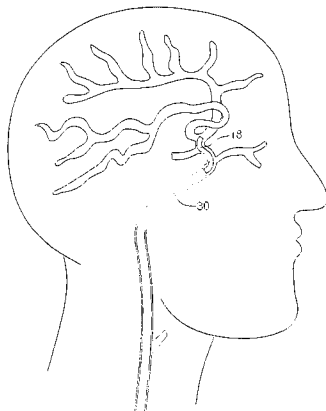
【図 2 3 5 D】



【図 2 3 6 A】



【図 2 3 6 B】



【図 2 3 6 C D】

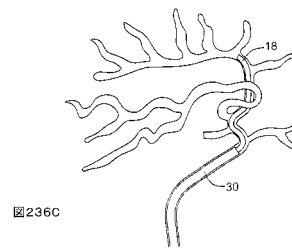


図236C

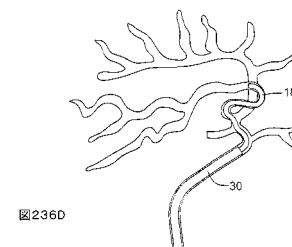


図236D

【手続補正書】

【提出日】平成20年4月24日(2008.4.24)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

ロボット内視鏡器具システムにおいて：

作業内腔を画定し、器具ドライバの親器具インターフェースに取り外し可能に連結されたベースを有する親内視鏡器具であって、前記器具ドライバが前記親器具インターフェースを介して前記親内視鏡器具を通して延在している制御素子に操作可能に連結された少なくとも一のモータを具え、前記親内視鏡器具の遠位屈曲部の動きを前記モータの選択された作動によって制御することができる、親内視鏡器具と；

前記親内視鏡器具の作業内腔に少なくとも部分的に配置されたガイドシース器具対であって、

作業内腔を画定し、前記親器具インターフェースと同じあるいは異なる器具ドライバに配置したシース器具インターフェースに取り外し可能に連結されたベースを具えるシース器具と；

前記シース器具内腔に配置され、前記親器具インターフェースとシース器具インターフェースの各々と同じ又は異なる器具ドライバに配置したガイド器具インターフェースに取り外し可能に連結されたベースを具えるガイド器具と；

を具えるガイドシース器具対と；を具え、

前記親内視鏡器具、シース器具及びガイド器具が、前記それぞれの同じ又は異なる器具ドライバによって独立して制御可能であることを特徴とするロボット内視鏡器具システム。

【請求項2】

請求項1に記載のシステムにおいて、前記親内視鏡器具が更に、一又はそれ以上の画像捕捉デバイスを具えることを特徴とするシステム。

【請求項3】

請求項1又は2に記載のシステムにおいて、前記親内視鏡器具が更に、一又はそれ以上の撮像線源を具えることを特徴とするシステム。

【請求項4】

請求項1乃至3のいずれか1項に記載のシステムにおいて、前記親内視鏡器具が更に灌水ポートを具えることを特徴とするシステム。

【請求項5】

請求項1乃至4のいずれか1項に記載のシステムが更に、前記ガイド器具の作動内腔に配置されたツールを具え、当該ツールが前記ガイド器具ベースに動作可能に連結されたアクチュエータによって作動することを特徴とするシステム。

【請求項6】

請求項5に記載のシステムにおいて、前記ツールが、電極、把持器、ハサミ、針、折りたたみ可能なバスケット、焼灼ツール、メス、拡張可能なバルーン、ステーブル適用器、レーザ発光素子、超音波トランスデューサ、及び低温冷却要素を具える群から選択されることを特徴とするシステム。

【請求項7】

請求項5に記載のシステムにおいて、前記ツールが介入手順部位において内部身体組織を機械的に処理するように作動しうることを特徴とするシステム。

【請求項8】

請求項1乃至7のいずれか1項に記載のシステムが更に、前記親内視鏡器具、シース器

具、及びガイド器具の一又はそれ以上に連結された位置決定センサを具えることを特徴とするシステム。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載のシステムにおいて、前記ガイド器具インターフェースが前記シース器具インターフェースに対して可動であり、前記ガイド器具が前記シース器具に対して軸方向に可動であり、これによって、前記ガイド器具の遠位端部分が、前記シース作動内腔に連通する前記シース器具の遠位開口から出て延長し、遠位開口へ戻ることを特徴とするシステム。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2006/026218

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B19/00 A61B8/12 ADD. A61B17/00 A61B19/08 A61M25/00 A61M25/01 A61B17/04 A61B18/08 A61B1/00 A61B5/00 A61B5/053		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B A61M Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
P,X	WO 2005/087128 A (HANSEN MEDICAL INC [US]; WALLACE DANIEL T [US]; MOLL FREDERIC H [US];) 22 September 2005 (2005-09-22) pages 1-2,72-7, column 4; figures 112,174	1-8,10, 12-24
X	US 2002/087169 A1 (BROCK DAVID L [US] ET AL) 4 July 2002 (2002-07-04) paragraphs [0172], [0184], [0151], [0156], [0280]	1,2,5,6, 10-12, 14,15, 17,21-24
A	US 2002/177789 A1 (FERRY STEVEN J [US] ET AL) 28 November 2002 (2002-11-28) paragraph [0064]; figure 12	1-24
A	US 2003/050649 A1 (BROCK DAVID L [US] ET AL) 13 March 2003 (2003-03-13) figure 2b	1-24
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
1 December 2006		12/12/2006
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 661 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer HERBERHOLD, C

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2006/026218

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2005087128	A	22-09-2005	EP 1720480 A1	15-11-2006
US 2002087169	A1	04-07-2002	US 2003050649 A1	13-03-2003
			US 2002133173 A1	19-09-2002
			US 2002128661 A1	12-09-2002
			US 2002087166 A1	04-07-2002
			US 2002087048 A1	04-07-2002
			US 2002128662 A1	12-09-2002
			US 2002128633 A1	12-09-2002
			US 2002138082 A1	26-09-2002
			US 2002120252 A1	29-08-2002
			US 2002087148 A1	04-07-2002
			US 2002095175 A1	18-07-2002
US 2002177789	A1	28-11-2002	NONE	
US 2003050649	A1	13-03-2003	US 2002133173 A1	19-09-2002
			US 2002128661 A1	12-09-2002
			US 2002087169 A1	04-07-2002
			US 2002087166 A1	04-07-2002
			US 2002087048 A1	04-07-2002
			US 2002128662 A1	12-09-2002
			US 2002128633 A1	12-09-2002
			US 2002138082 A1	26-09-2002
			US 2002120252 A1	29-08-2002
			US 2002087148 A1	04-07-2002
			US 2002095175 A1	18-07-2002

フロントページの続き

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

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. イーサネット
2. WINDOWS

- (72)発明者 ウォレス, ダニエル, ティー.
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94010, バーリンゲーム, アデリーヌ 2880
- (72)発明者 シュターレー, グレゴリー, ジェイ.
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95117, サンホセ, カークウッドドライブ 3405
- (72)発明者 ムーア, デーヴィッド, エフ.
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94070, サンカルロス, サンセットドライブ 1044
- (72)発明者 アダムス, ダニエル, ティー.
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94306, パロアルト, ホイットセルアベニュー 3550
- (72)発明者 マーティン, ケネス, エム.
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 95033, ロスガトス, オールドメインロード 21560
- (72)発明者 ヤング, ロバート, ジー.
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94028, ポルトラヴァレイ, ウェストリッジドライブ 550
- (72)発明者 ジン, マイケル, アール.
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94588, プレザントン, リームコート 1828
- (72)発明者 ニーマイヤー, ギュンター, ディー.
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94043, マウンテンビュー, #135, ノースレングストルフアベニュー 111
- (72)発明者 ランドマーク, デイビッド
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94024, ロスアルト, シーナアベニュー 916