

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4801213号
(P4801213)

(45) 発行日 平成23年10月26日 (2011.10.26)

(24) 登録日 平成23年8月12日 (2011.8.12)

(51) Int.Cl. F I
G09B 9/00 (2006.01) G09B 9/00 Z
G09B 23/28 (2006.01) G09B 23/28
A61B 1/00 (2006.01) A61B 1/00 320Z

請求項の数 5 外国語出願 (全 34 頁)

(21) 出願番号	特願2010-226893 (P2010-226893)	(73) 特許権者	500352199
(22) 出願日	平成22年10月6日 (2010.10.6)		イマージョン メディカル, インコーポレイテッド
(62) 分割の表示	特願2009-209258 (P2009-209258) の分割		アメリカ合衆国, メリーランド 20878, ゲイザースバーグ, ウェスト ワトキンス ミルロード 55
原出願日	平成11年1月27日 (1999.1.27)	(74) 代理人	100077517
(65) 公開番号	特開2011-28293 (P2011-28293A)		弁理士 石田 敬
(43) 公開日	平成23年2月10日 (2011.2.10)	(74) 代理人	100092624
審査請求日	平成22年10月29日 (2010.10.29)		弁理士 鶴田 準一
(31) 優先権主張番号	60/072, 672	(72) 発明者	アレクサンダー, デイビッド
(32) 優先日	平成10年1月28日 (1998.1.28)		アメリカ合衆国, バージニア 20132, パーセルビル, ウッドグローブ ロード 15938
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	60/105, 661		
(32) 優先日	平成10年10月26日 (1998.10.26)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療処置シミュレーションシステムに器械をインタフェース接続するためのインタフェース装置及び方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

医療処置を仮想患者のシミュレーション解剖模型で行うべくユーザがシミュレーションシステムと対話できるように医療器械に対応する周辺機器をシミュレーションシステムに接続するためのインタフェース装置において、前記インタフェース装置が、

ユーザが選択的に操作できる、医療器械に対応する周辺機器、

前記周辺機器を受け取るためのオリフィス、

前記周辺機器と係合し、それで前記インタフェース装置が該周辺機器の操作を測定できるようにする捕捉機構、および

前記捕捉された周辺機器の操作を測定し、該操作と関連する情報を、前記測定された操作に従って前記対応する医療器械による医療処置の実行をシミュレーションするシミュレーションシステムに伝送するセンサアセンブリ

を具備するインタフェース装置であって、

前記捕捉機構が、

前記周辺機器と係合する掴み部材、および

前記掴み部材を作動させ、前記周辺機器の操作にตอบสนองして該周辺機器と係合させるアクチュエータ

を含み、

前記掴み部材が前記周辺機器を受け取る管形部材を含み、前記アクチュエータが、

前記管形部材の横断面寸法を調整し易くするために、前記インタフェース装置に相対す

10

20

る前記周辺機器の並進動作にตอบสนองして該管形部材を伸縮させるばねを含み、

前記ばねが前記インタフェース装置への前記周辺機器の挿入にตอบสนองして伸張すると、前記管形部材が伸び、これで、前記管形部材の横断面寸法が減少して前記周辺機器と係合するようになり、また、前記ばねが前記インタフェース装置からの前記周辺機器の引き抜きにตอบสนองして圧縮されると、前記管形部材が圧縮され、これで、前記管形部材の横断面寸法が増大して前記周辺機器からはずれるようになる
ことを特徴とするインタフェース装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載のインタフェース装置において、さらに、前記捕捉機構にバイアスをかけて開状態にし、それで、前記周辺機器を捕捉機構内において進入および解放できるようにするためのバイアス装置を含むことを特徴とするインタフェース装置。

10

【請求項 3】

請求項 2 に記載のインタフェース装置において、さらに、第 1 と第 2 のサポート、ならびに、前記周辺機器を前記オリフィスから受け取り、これを前記捕捉機構を介して前記センサセンブリに結合するための結合機構を含み、前記センサセンブリが前記第 1 と第 2 のサポートの間に位置し、前記捕捉機構が前記結合機構の近位端に位置し、前記バイアス装置が、

前記結合機構の遠位部分に取り付けられた第 1 の磁石、および
前記第 1 のサポートに取り付けられた第 2 の磁石
を含み、

20

該第 1 と第 2 の磁石の引力によって前記ばねが圧縮状態になるようにバイアスがかけられ、これで、前記管形部材の横断面寸法の増大、ならびに前記捕捉機構内における前記周辺機器の進入および解放が容易になる
ことを特徴とするインタフェース装置。

【請求項 4】

ユーザが選択的に操作できる、医療器械に対応する周辺機器と、前記周辺機器の操作を測定するセンサセンブリを有するインタフェースにおいて、該インタフェースを介して、医療処置を仮想患者のシミュレーション解剖模型で行うためにユーザがシミュレーションシステムと対話できるようにする方法において、

30

(a) 周辺機器を前記インタフェース装置にオリフィスを介して挿入し、前記周辺機器を前記インタフェースの内部で選択的に操作し、

(b) 前記周辺機器を捕捉機構を介して係合させ、それで前記インタフェースが該周辺機器の操作を測定できるようにし、

(c) 捕捉された周辺機器の操作をセンサセンブリにより測定し、

(d) 測定された操作と関連する情報をインタフェースからシミュレーションシステムに伝送し、それで、測定された操作に従って対応する医療器械による医療処置の実行をシミュレーションするようにする、

各段階を具備した方法であって、

捕捉機構が掴み部材およびアクチュエータを含んでおり、段階 (b) がさらに、

40

(b . 1) 周辺機器の掴み部材への操作にตอบสนองしてアクチュエータを介して掴み部材を作動させ、周辺機器と係合させるようにする

段階を含み、

掴み部材が、捕捉機構の近位端と遠位端の間に配置された管形部材を含んでおり、アクチュエータが、該管形部材にかぶさるように配置してあってかつ該管形部材を伸縮させるばねを含んでおり、段階 (b . 1) がさらに、

(b . 1 . 1) インタフェースへの周辺機器の挿入にตอบสนองしてばねを伸張させることによって管形部材の横断面寸法を減少させ、それで、周辺機器と係合させるようにし、

(b . 1 . 2) インタフェースからの周辺機器の引き抜きにตอบสนองしてばねを圧縮することによって管形部材の横断面寸法を増大させ、それで、周辺機器を解放するようにする

50

各段階を含むことを特徴とする前記方法。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の方法において、さらに、前記捕捉機構にバイアスをかけて開状態にし、それで、前記周辺機器を捕捉機構内において進入および解放できるようにすることを特徴とする前記方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[関連出願との相互参照]

本発明は、1996年9月4日に出願された発明の名称「干渉型放射線医療用インタフェース装置及び方法」の米国仮特許出願第60/025,433号から優先権主張する1997年9月4日に提出された発明の名称「干渉型放射線医療用インタフェース装置及び方法」の米国特許出願第08/923,477号の一部継続出願である。加えて、本出願は、1998年1月28日に提出された発明の名称「内視鏡処置シミュレーションシステム及び方法」の米国仮特許出願第60/072,672号から、1998年10月26日に提出された発明の名称「ピボット式エントリーサイトを含む内視鏡手術シミュレーションシステム及び方法」の米国仮特許出願第60/105,661号から、及び1999年1月21日に提出された発明の名称「血管内処置シミュレーションシステム及び方法」の米国仮特許出願第60/116,545号から優先権主張する。前述の特許出願の開示内容は、そのままそっくり参考としてこの特許明細書に組み入れられる。

10

20

【0002】

本発明は、全体として、1996年9月19日に公開された発明の名称「コンピュータベースの医療処置シミュレーションシステム」の国際特許出願公開第WO96/28800号公報及び前述の特許出願の中で開示された種類のコンピュータ化シミュレーションシステムに関するものである。前記国際特許出願公開の開示内容は、そのままそっくり参考としてこの特許明細書に組み入れられる。特に、本発明は、コンピュータ化医療処置シミュレーションシステムのためのインタフェース装置、医療処置の現実的シミュレーションが強化できるように医療処置の様々なステップを踏む中で医師が使用する模擬又は現実の医療器械の形の周辺機器を含むインタフェース装置に関するものである。

【背景技術】

30

【0003】

通常、患者に切開手術を施す必要がありそうな治療を完遂するためには、内視鏡使用又は介入型の放射線医療処置のような侵害の最も少ない医療処置を医師が利用してよい。例えば、血管内の閉塞を開き、なくすために、血管造形バルーン処置を医師が利用してよく、他方、身体患部における医療処置を観察及び/又は実行するために、内視鏡的処置を医師が利用してよい。

【0004】

内視鏡使用又は介入型の放射線医療処置のような侵害の最も少ない医療処置を実行する場合は、患者に重大な傷害を負わせるかもしれない合併症及び/又は患者に切開手術を施す必要が生じるかもしれない合併症を避けるために相当の熟練を要する。例えば血管造形バルーン処置の場合、医師は、ガイドワイヤ、カテーテル及びシースを動脈網の中に閉塞点まで通し、そこでバルーンを膨らまして閉塞を無くす一方、動脈壁の破裂や切り裂けのような考え得る多数の合併症を避けることを要求される。そこで、医師は、患者に対するかかる種類の処置を成功裡に実行するために侵害の最も少ない医療処置を実行するのに必要な熟練レベルと経験を獲得する必要がある。

40

【0005】

生身の患者に対して侵害の最も少ない医療処置を実践することがすぐれた訓練成果をもたらすが、普通、特定の生身の患者に施す処置は1回しか許されず、患者に対する重大な傷害を避けるために処置を監督、監視する熟練の医師の立ち会いを必要とする。更に、生身の患者に対する侵害の最も少ない外科的処置において医師又は他の医療専門家を訓練す

50

るためには、それに相応しい施設や設備（例えば病院施設や病院設備）が必要となり、これにより、かなりの費用が生じ、処置の実践が特定の時間と場所に制限されることになる。その上、特定の生身の患者一人に処置を施すことができるのは医師一人だけであるから、侵害の最も少ない外科的処置を実践する医師の数は厳しく制限されており、これにより、かかる種類の処置を行うのに十分な経験を獲得できる医師の数は限られている。

【0006】

先行技術は、侵害の最も少ない医療処置を行う医師又は他の医療専門家を訓練するのに生身の患者を利用することの前述の欠点を克服しようとした。特に、米国特許第4,907,973号(Hon)は、現実的な内部環境をモデル化するための専門システムシミュレータを開示している。シミュレータは内視鏡的処置のシミュレーションに利用してよく、これにより、模擬の内視鏡がモデルに挿入され、その中で操作される。モデルは、模擬の身体患部及び内視鏡の位置を検出する複数のセンサを含む。コンピュータがセンサからの信号を受け取り、この信号に従って、現実の手術の間に測定された内視鏡位置から観察された眺めを表すデータを検索する。データは引き続きビデオディスプレイに表示され、これにより、表示された像はモデル内部の内視鏡の動きに基づいて調整される。あるいは、シミュレータは血管造形バルーン手術のシミュレーションに利用してよく、これにより、模擬のカテーテルが、内部動脈模型装置に挿入され、その中で操作される。内部動脈模型装置は、模擬の動脈路と、挿入されたカテーテルがこの血管の中を進む様子を追跡するセンサを含んでもよい。コンピュータが、内部センサから受信したデータに基づいて記憶装置からのデータを検索、処理し、処理後のデータをディスプレイに送信する。こうして、現実的な環境をシミュレーションする画像（例えば動脈網内部のカテーテルの眺め）がディスプレイに表示される。

【0007】

米国特許第4,642,055号(Saliterman)は、血行動態の監視において医療専門家に豊富な経験を得させる血行動態監視訓練システムを開示している（例えば、心肺疾患の種類又は範囲を特定し、治療策を評価し、心機能を監視するために心内圧、肺動脈圧及び肺楔入圧を測定する目的でカテーテルを末梢静脈から心臓経由で肺血管に通ずカテーテル法）。このシステムは、訓練装置、コンピュータ、ディスプレイ、キーボード及びマウスを含み、カテーテル測定プロセスをシミュレーションする。末端にバルーンを配したカテーテルを訓練用人体模型の中にカテーテル挿入点から挿入する。バルーンは、カテーテル先端が心臓を通過するのを助けるために膨らませるのが代表的であるが、肺動脈の中で肺楔入圧を測定するために膨らませてもよい。人体模型は、挿入点から内部に延びる静脈の代わりとなるチューブ、及び挿入されたカテーテル先端の前進度を測定する位置センサを含む。センサデータから、コンピュータは、訓練用人体模型内部のカテーテルの動きに基づいて、対応する実際の人体内部のカテーテル先端の位置を特定できるようになる。コンピュータは、訓練装置から信号を受け取り、心臓と血管を通過するカテーテルのシミュレーションされた動きを示す蛍光透視鏡のシミュレーションされた像をディスプレイに送る。

【0008】

Hon及びSalitermanのシステムは、いくつかの欠点を持っている。特に、これらのシステムは物理的モデルを利用し、これにより、医療処置の訓練が、この模型によって限定された特定の身体領域又は動脈路に制限されている。更に、物理的モデルの使用が、シミュレーションの現実感を薄め、シミュレーション訓練の利益を減少させる。というのは、モデルは大体、実際の身体と同じ複雑な解剖学的構造を持たないのが普通であり、医師又は他の医療専門家に同じ解剖学的構造の模型で処置を行うのに慣れさせてしまうからである。Hon及びSalitermanのシステムの内部で別の身体領域において、又は異なる動脈路を通して処置を行うとなると、新しい模型が既存模型の大幅変更が必要となり、その結果、システムの融通性が制限され、システムコストが上がることになる。その上、Salitermanのシステムは、コンピュータ制御によって力を器械にフィードバックすることを見込んでおらず、これにより、シミュレーションの現実感は薄めら

10

20

30

40

50

れ、シミュレーション訓練の利益は減少させられる。換言すれば、Salitermanのシステムは、実際の医療処置の間に器械に加えられる力の感覚がコンピュータによってシミュレーションされることを見込んでいない。

【0009】

上に述べた物理的模型を利用することの欠点を克服するため、医療処置シミュレーションシステムの場合は、バーチャルリアリティ技術を利用して仮想の身体患部に施される医療処置をシミュレーションする。こうしたシステムでは、ユーザがシミュレーションシステムと対話できるようにするために様々なタイプのインタフェース装置を利用するのが代表的である。加えて、実際の医療処置の間に遭遇した力をシミュレーションするためにインタフェース装置がユーザへの力フィードバックを見込んでいてよい。例えば国際特許出願公開第W095/022333号公報(Jacobus他)は、バーチャルリアリティ技術と力フィードバックを利用して内視鏡医療処置を精確にシミュレーションする医療処置シミュレーションシステムを開示している。システムは、ディスプレイ装置、電源装置、図形/像処理エンジン及び記憶モジュールを含むほか、医療器械の「感覚」を作る力フィードバック及び器械と解剖学的シミュレーションシステムとの対話を見込むプログラマブル触覚/力反射機構(例えばインタフェース装置内部に配置された)を含む。力フィードバックは、触覚/力反射機構によって4軸装置経由で実行されるのが代表的であり、この場合、4軸装置が、医療器械を代表する部材の操作にตอบสนองしてその部材を通して力とトルクをユーザの手に伝える働きをする。力とトルクは、部材の位置に基づき、ある器官の幾何学模型の特性又は医療処置環境のバーチャルリアリティシミュレーションに関連する形でユーザの手に加えられる。この力とトルクは、シミュレーションの間に現実的感覚がもたらされるように部材を操作する4つのサーボモータによって発生させるのが代表的である。

【0010】

米国特許第5,623,582号(Rosenberg)は、バーチャルリアリティシミュレーションシステムとの併用にとって代表的な人間/コンピュータインタフェースツールを開示している。インタフェースツールは、望ましくは、外科用具のシャフト等のほぼ円筒形の物体をシステムコンピュータにインタフェース接続し、これで、コンピュータが、物体に加えられた力のフィードバックをもってバーチャルリアリティシミュレーションを提供する信号を発生できるようにしている。インタフェースツールは、サポートに結合させられた2つの自由度を有するジンバル機構を含み、また望ましくは、3つの電気機械変換器を含む。物体は、ジンバル機構が係合した時、3つの自由度をもって球形座標空間の中を動いてよく、これにより、各変換器が物体と関連させられ、その動きのそれぞれの自由度を感知する。インタフェースツールはまた、物体の軸中心回転を測定するために第4の変換器を利用してよい。あるいは、インタフェースツールは、代表的に動きに2つの自由度を有するカテーテルを利用するカテーテル挿入バーチャルリアリティシステムを収納してよく、これにより、インタフェースツールは、カテーテルと関連させられ、カテーテルの並進と回転をそれぞれ感知する2つの変換器を含む。インタフェースツールの変換器は、物体にかかる力をユーザへの力フィードバックが可能となるように伝えるアクチュエータを含んでもよい。

【0011】

米国特許第5,821,920号(Rosenberg他)は、細長いたわみ性物体を、物体受取部分と回転変換器を含む電気システムとインタフェース接続するための装置を開示している。回転変換器は、細長い物体が物体受取部分と係合した時、この物体の回転動作を特定し、物体と電気システムの間で電気機械インタフェースを提供する。回転変換器は更に、物体の並進動作についても物体と電気システムの間で電気機械インタフェースを提供できるようにアクチュエータと並進変換器を含んでもよい。外部シャフトと細長いたわみ性物体を有する装置を収納するためにタンデム構成を利用してよい。この構成は、それぞれ外部シャフトと細長いたわみ性物体を収納する第1と第2の物体受取部分を含む。第1と第2の物体受取部分は各々、アクチュエータと並進変換器を有し、これにより、回

10

20

30

40

50

転変換器が第2の物体受取部分に回転結合させられている。別の実施例では、物体受取部分がジンバル装置の一部であってよい。インタフェース装置の変換器は、細長い物体の動きを感知するための入力変換器として作ってあっても、細長い物体にかかる力を伝えるための出力変換器として作ってあってもよい。

【0012】

米国特許第5,704,791号(Gilllo)は、患者の像データを使って外科的処置のシミュレーションを可能にする仮想外科手術システムと、外科医が実際の処置において使用する物理的器械をシミュレーションする装置を開示している。三次元データセット1組で解剖学的構造の部分1つに相当する像データがコンピュータのメモリに保存され、これにより、ユーザ入力装置が像データを通して使用される一方、像データがディスプレイで見られるようになる。この像データと入力装置の操作に基づいて仮想外科手術のシミュレーションを行ってよい。更に、物理的拘束模型及び仮想ツールと像データの壁又は縁との衝突の検出に基づいてカフィールドバックを準備してよい。その上、実際の外科的処置のデータを記録するのにバーチャルシミュレータを利用してよく、あるいは、これを遠隔手術装置として利用してもよい。加えて、システムの外科手術シミュレータ用ユーザ入力装置が第1の仮想スコープ装置を含み、これが、第1の仮想オリフィスとボックス装置の中を通過して延びるホースの一端位置に取り付けられる。第1の仮想オリフィスは、ボックス装置の頂部に取り付けてあって、ホースを収納し、ボックス装置の方は、カフィールドバックを扱い、更にこのカフィールドバックをホースに施すことのできる装置を含む。第2の器械が、第1の仮想スコープ装置の中で限定又は画定された第2の仮想オリフィスを通って延びるシャフトに取り付けてある。第1の仮想スコープ装置、第2の器械及び/又は第1と第2の仮想オリフィスからの信号がコンピュータに送られ、これで、外科的処置のシミュレーションが可能となる。

【0013】

上に述べたバーチャルリアリティシステムは、いくつかの欠点を持っている。特に、バーチャルリアリティシステムは通常、物体を確実に把持、捕捉する機構を使わずに細長い物体をインタフェース接続するので、これにより、物体の動きを測定する精度が落ちる。更に、バーチャルリアリティシステムは通常、入れ子式器械アセンブリの中に限られた数量の器械を収納し、シミュレーションの間の器械の交換を許さないのので、これにより、シミュレーション訓練の利益は減少する。なぜなら、医療専門家は、収納された器械を使って医療処置の部分々々についての経験を獲得するしかないからである。同様に、バーチャルリアリティシステムは通常、互いに独立した形で挿入された限られた数量の器械が、単独の入れ子式器械アセンブリかどちらかを収納するので、これにより、収納された器械を使ってのシミュレーション訓練が、特定の処置又は部分々々の処置に限られる(例えばシステムは、互いに独立した形で挿入された複数の入れ子式器械アセンブリ、又は互いに独立した形で挿入された複数の器械で、そのうちの1つが1つの入れ子式器械アセンブリであるような器械を収納しないのが一般的である)。その上、バーチャルリアリティシステムは、固定エン트리サイトを含むのが代表的であり、これにより、シミュレーションされる処置は、特定の患者又は特定の向きのエン트리サイトに限られる。加えて、Jacobus及びRosenberg(米国特許第5,623,582号)のシステムは通常、単独器械にカフィールドバックを提供するのに複数のアクチュエータを使用するので、これにより、システムの複雑さとコストが増す。

【0014】

外科手術シミュレーションシステムのための別のコンピュータインタフェース装置を含むのは、Immersion Corporation of Palo Alto社(カリフォルニア)が製造した浸漬型プローブ「Immersion PROBE」である。このインタフェース装置は、8つの自由度を有する軽量のリンク機構に支持されたペン形スタイラスを含み、このスタイラスの位置と向きをコンピュータにシリアルポートインタフェース経由で報告する。リンク機構の継手部分にセンサが配置してあり、スタイラスの空間座標(すなわちX、Y、Z)と向き(すなわちローリング、ピッチング、ヨーイン

10

20

30

40

50

グ)をコンピュータに送る。但し、このインタフェース装置は、普通の医療器械に似ておらず、コンピュータ制御による力フィードバックをインタフェース装置に適用する仕方を備えておらず、これにより、シミュレーションの現実感は薄められ、シミュレーション訓練の利益は減少させられる。

【発明の概要】

【0015】

従って、本発明の目的は、医療処置の様々な面の現実的シミュレーションを可能にするために、模擬の医療器械の形の様々な周辺機器を医療処置シミュレーションシステムにインタフェース装置経由でインタフェース接続することによって医療処置シミュレーションシステム内部の現実感を強めることである。

10

【0016】

本発明の別の目的は、医師が医療処置の重要部分をシミュレーションできるようにするために、シミュレーションされる医療処置の間に様々な医療器械の交換を可能にすることによって医療処置の強化訓練を医師に提供することである。

【0017】

本発明のなお別の目的は、互いに独立した形で挿入された複数の医療器械(例えば入れ子式の器械アセンブリを含んでいてよい)を医療処置の間に現実的にシミュレーションできるようにするために、かかる器械を医療処置シミュレーションシステムにインタフェース装置経由でインタフェース接続することによって医療処置の強化訓練を医師に提供することである。

20

【0018】

本発明のなお別の目的は、インタフェース装置捕捉機構を介して器械を確実に把持、捕捉することによってインタフェース装置内部の器械の動作の測定を強化することである。

【0019】

本発明のさらなる目的は、患者に対する医療処置を異なる位置で現実的にシミュレーションできるようにするために、患者エントリーサイトを様々な向きに操作できるようにすることによって、医療処置シミュレーションシステム内部の現実感を強め、医療処置の強化訓練を医師に提供することである。

【0020】

上記の目的は、個々別々に、又は組み合わせられた形で達成される。付記の請求項によって明確に要求されない限り、本発明を、2つ以上の目的が組み合わせられることを要求するものとの解することは、意図していない。

30

【0021】

本発明によれば、代表的にコンピュータシステムとディスプレイを含む医療処置シミュレーションシステムに器械をインタフェース接続するためのインタフェース装置及び方法は、医療処置のシミュレーションを可能にするために、医療処置シミュレーションシステムコンピュータに模擬の医療器械の形の周辺機器をインタフェース接続するのに役立つ。インタフェース装置は、内視鏡チューブのような模擬の器械をオリフィス経由でインタフェース装置に挿入し易くするために模擬の身体患部を有するハウジングを含む。模擬の身体患部は、患者の様々な向きがシミュレーションされるように旋回可能であってよい。内視鏡チューブは、オリフィスとガイドチューブを横断し、引き続き、内視鏡チューブの回転動作と並進動作を測定するために捕捉機構によって係合される。捕捉機構は、外側チューブ内部に摺動可能な関係で配置された内側チューブの近位端に配置してあり、これにより、外側チューブはガイドチューブから内視鏡チューブを受け取る。内側チューブの遠位端は、内側チューブの、従ってまた、内視鏡チューブの回転を測定する回転測定エンコーダを有するトロリアセンブリに取り付けてあり、これにより、トロリアセンブリは、第1のプーリと第2のプーリの間とその周囲を回るベルトに結合させられる。第1のプーリの付近には、ベルト又はトロリアセンブリの動作に基づいてプーリの回転を測定する並進測定エンコーダが配置してあり、これにより、内視鏡チューブの並進動作が指示される。第2のプーリの付近には、プーリの回転及びベルト又はトロリアセンブリの動作を阻止又は

40

50

強化するアクチュエータが配置してあり、これにより、内視鏡チューブにカフィードバックが提供される。測定された動作はコンピュータシステムに提供され、これで、器械の動作がシミュレーションの間にディスプレイに反映される。

【0022】

あるいは、インタフェース装置は、キャリアアセンブリ経由で器械の動作を測定するように構成してよい。器械はインタフェース装置に挿入され、キャリアアセンブリにまで延びる。キャリアアセンブリは、回転動作を測定するために1組のねじを介して器械と係合する回転可能なシャフトを有する回転測定エンコーダを含む。キャリアアセンブリは、第1のプーリと第2のプーリの間とその周囲を回るベルトに取り付けてある。第1のプーリの付近には、キャリアアセンブリの動作に基づいてプーリの回転を測定する並進測定エンコーダが配置してあり、これにより、器械の並進動作が指示される。第2のプーリの付近には、プーリの回転及びベルト又はキャリアアセンブリの動作を阻止するアクチュエータが配置してあり、これにより、器械にカフィードバックが提供される。

10

【0023】

インタフェース装置は更に、キャリッジアセンブリ経由で器械の動作を測定するように構成してあってもよい。器械はインタフェース装置に挿入され、ペローズを通過してキャリッジアセンブリにまで延びる。ペローズは、器械の座屈を防ぐために一連のスタビライザ開口を含む。キャリッジアセンブリは、器械を把持するコレットアセンブリの形の捕捉機構と、器械の回転動作を測定する回転測定エンコーダを含む。キャリッジアセンブリ上部に向けて、キャリッジアセンブリの並進動作を、従ってまた、器械の並進動作を測定する並進測定エンコーダがエンコーダストリップ付近に配置してある。キャリッジアセンブリは、第1のプーリと第2のプーリの間とその周囲を回るベルトに連結してある。第1のプーリの付近には、プーリの回転及びキャリッジアセンブリの動作を強化又は阻止するアクチュエータが配置してあり、これにより、器械にカフィードバックが提供される。この構成は更に、複数の入れ子式器械を有する器械アセンブリを収納する複数のキャリッジアセンブリを含んでもよく、これにより、各キャリッジアセンブリは、特定寸法のコレットアセンブリを含み、上に述べた通り、特定器械を把持し、その動作を測定し、カフィードバックを提供する。加えて、インタフェース装置は、互いに独立した形で挿入された複数の器械を同時に収納するように平行の関係で配置された、上に述べた構成のキャリッジアセンブリを含んでもよい。

20

30

【0024】

本発明の上記の、また、別のさらなる目的、特徴及び利点は、以下の実施例の詳細な説明から明らかとなり、また、添付図面を参照すると特に明らかとなる。図面では、同じ構成要素を表すのに同じ参照番号が付けてある。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】本発明によるインタフェース装置を包含する医療処置シミュレーションシステムのブロック図である。

【図2】図1の医療処置シミュレーションシステムのためのディスプレイの一例の略図である。

40

【図3】図1の医療処置シミュレーションシステムのインタフェース装置の部分断面側面図である。

【図4】図3のインタフェース装置の器械捕捉機構の部分断面側面図である。

【図5】内視鏡誘導チューブを受容又は解放するための拡張状態にある図4の器械捕捉機構の部分断面側面図である。

【図6】内視鏡誘導チューブと係合するための圧縮状態にある図4の器械捕捉機構の部分断面側面図である。

【図7】本発明によるピボット式エントリサイトを包含する医療処置シミュレーションシステム用インタフェース装置の部分断面側面図である。

【図8】本発明による器械捕捉機構を包含するインタフェース装置用動作通信チューブの

50

立面図である。

【図 9】本発明によるワイヤ、カテーテル及びシースを収納するインタフェース装置を有する図 1 の医療処置シミュレーションシステムのブロック図である。

【図 10】ワイヤ、カテーテル及びシースのアセンブリの一例の側面図である。

【図 11 a】本発明による医療処置シミュレーションシステムにカテーテルをインタフェース接続するためのインタフェース装置の部分断面側面図である。

【図 11 b】図 11 a のインタフェース装置のキャリヤの部分断面側面図である。

【図 12】本発明による図 11 a のインタフェース装置の変更可能な一実施例の分解斜視図である。

【図 13 a】図 12 のインタフェース装置のキャリッジアセンブリの分解斜視図である。

【図 13 b】図 13 a のキャリッジアセンブリの分解斜視図である。

【図 14 a】器械捕捉 / 急速解放機構の動作を示す、図 12 のインタフェース装置のキャリッジアセンブリの部分断面側面図である。

【図 14 b】器械捕捉 / 急速解放機構の動作を示す、図 12 のインタフェース装置のキャリッジアセンブリの部分断面側面図である。

【図 14 c】器械捕捉 / 急速解放機構の動作を示す、図 12 のインタフェース装置のキャリッジアセンブリの部分断面側面図である。

【図 14 d】器械捕捉 / 急速解放機構の動作を示す、図 12 のインタフェース装置のキャリッジアセンブリの部分断面側面図である。

【図 15】本発明による、互いに独立した形で挿入された複数の器械を収納する図 12 のインタフェース装置の変更可能な一実施例の分解斜視図である。

【図 16】本発明によるワイヤ、カテーテル及びシースのアセンブリを収容するための複数のキャリッジアセンブリを包含する図 15 のインタフェース装置のインタフェース装置構成の部分断面側面図である。

【図 17 a】本発明による自動捕捉 / 解放機構を有する複数のキャリッジアセンブリを包含する図 15 のインタフェース装置のインタフェース装置構成の部分断面側面図である。

【図 17 b】本発明による自動捕捉 / 解放機構を有する複数のキャリッジアセンブリを包含する図 15 のインタフェース装置のインタフェース装置構成の部分断面側面図である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

医療処置、望ましくは気管支鏡検査、喉頭鏡検査、胃鏡検査、結腸鏡検査、S字結腸鏡検査、関節鏡検査、腹腔鏡検査、尿管鏡検査等の内視鏡処置をシミュレーションするためのシステム全体を図 1 に示す。特に、医療処置シミュレーションシステムは、コンピュータシステム 25、インタフェース装置 20、実際又は模擬の内視鏡 22、及びコンピュータシステム 25 とインタフェース装置 20 と実際又は模擬の内視鏡 22 の間で信号を転送するための通信インタフェース 24 を含む。コンピュータシステム 25 は、望ましくは、モニタ 28、ベース 26 (例えばプロセッサ、メモリ及び付属のハードウェアを含む)、キーボード 27 及びマウス 29 を含む、代表的には IBM 社、Dell 社又は Silicon Graphics 社が製造するような従来型又は市販のワークステーションによって実現させられる。コンピュータシステムは、ソフトウェアを介して内視鏡処置又は他の医療処置 (例えば干渉型放射線医療処置) をシミュレーションする一方、シミュレーションされた特定の身体患部 (例えば複数の分枝を有する気管気管支樹枝) をモニタ 28 に表示する。シミュレーションディスプレイは、望ましくは、内視鏡に統合されたファイバ光学カメラシステムによって検索された像の内視鏡ビデオ表示をエミュレートする。気管気管支樹枝を表示するシミュレーションシステムのディスプレイの一例を図 2 に示す。

【0027】

インタフェース装置 20 は、実際又は模擬の内視鏡 22 を受け取るための、鼻孔、咽喉、肛門又は穿刺孔 (例えばトロカールであけた) を模したようなオリフィスを少なくとも 1 つ含む。内視鏡 22 は、代表的には、ハンドル 21、作業チャンネル 15、作業チャンネルツール 23、つまみレバー 19 及びスイッチ 18 を含む。内視鏡は、代表的には、イ

10

20

30

40

50

インタフェース装置オリフィスに挿入され、シミュレーションされた内視鏡処置を実行するように操作される。インタフェース装置 20 は、内視鏡 22 及び作業チャンネルツール 23 の操作を測定し、この測定された操作を指示する信号をコンピュータシステム 25 に提供する。コンピュータシステム 25 は、この信号を、モニタ 28 に身体患部（例えば図 2 に示す通りの気管支樹枝）が表示されるように処理する一方、内視鏡 22 の操作（例えばスイッチ 18 及びつまみレバー 19 の操作を含む）及び作業チャンネルツール 23 の操作が反映されるようにディスプレイを調整する。コンピュータシステム 25 は更に、内視鏡の操作に基づいて内視鏡にカフィードバックを提供する。通信インタフェース 24 は、操作信号及びカフィードバック信号をコンピュータシステム 25 とインタフェース装置 20 と内視鏡 22 の間で転送する。

10

【0028】

作業チャンネルツール 23 は、例えば穿刺針付き経気管支生検ツール、把持式気管支生検ツール、鉗子、レーザー、又は内視鏡処置の間に内視鏡作業チャンネルに挿入されこれを介して操作される他の器械等々、様々な装置のシミュレーションを可能にする。作業チャンネルツールは、実際の生検ツール、鉗子又は経気管支生検ツールに取り付けられたケーブルに類似する。シミュレーションシステムのための模擬の内視鏡は、代表的には、約 10 インチ（約 25 cm）の作業チャンネルツールを含み、この作業チャンネルツールを内視鏡の中と外で約 3 インチ（約 7.6 cm）動かせるようにすることも、全部取り外して異なる作業チャンネルツールと取り替えられるようにすることもできる。作業チャンネルツールの並進動作と回転動作は、通常、内視鏡内部に配置されたエンコーダ（図示なし）によって測定される。作業チャンネルは、作業チャンネルツール 23 にカフィードバックを提供するアクチュエータを任意に含んでもよい。

20

【0029】

内視鏡処置シミュレーションシステムのためのインタフェース装置 20 の一例を図 3 に示す。詳記すれば、インタフェース装置 20 は、代表的には内視鏡を受け取るためのオリフィスを有する模擬の身体患部を含む。例のみによれば、インタフェース装置は、内視鏡 22、代表的には気管支鏡を受け取るための鼻孔 36 を有する模擬の頭部 62 を含む。内視鏡 22 は、鼻孔 36 に挿入される誘導チューブ 49 を含む。鼻孔 36 に隣接してガイドチューブ 34 が配置してある。ガイドチューブ 34 は、横断面寸法が誘導チューブのそれより大きく、これで、誘導チューブがガイドチューブの中を通過して器械捕捉機構 38 にインタフェース接続できるようになっている。ガイドチューブ 34 は、鼻孔 36 から延び、外側チューブ 58 をインタフェース接続できるように約 90 度曲がる。外側チューブ 58 は、該外側チューブとガイドチューブ 34 の間にステップ又はショルダ 104 が形成されるように横断面寸法が該ガイドチューブのそれより大きくなっている。外側チューブ 58 の中に内側チューブ 56 が配置してあり、その横断面寸法が該外側チューブのそれより小さいことから、内側チューブは外側チューブの中を摺動できるようになっている。

30

【0030】

捕捉機構 38 は、内側チューブ 56 の近位端に向けて配置してあり、図 4 に示す通り、内側チューブ 56 が内視鏡 22 の操作に基づいて並進、回転させられるように誘導チューブ 49 と係合する。詳記すれば、捕捉機構 38 は、内側チューブ 56 の近位端に向けて配置してあり、ディスク 72、メッシュ編み管状部材 74 及びほぼ環形のワッシャ 68、76、78 を含む。ディスク 72 は、捕捉機構の遠位端に配置してあり、留め具 64 を介してワッシャ 68 に取り付けられてあり、これにより、該ワッシャは該ディスクに近接の位置にある。メッシュ編み管状部材 74 の遠位端は、ワッシャ 68 を通して挿入し、ディスク 72 に取り付けられてある。メッシュ編み管状部材は、代表的には、らせん状に巻かれた材料から伸縮可能な形に作ってあり、これにより、該部材が圧縮されるとその横断面寸法は増大し、伸張させられるとその横断面寸法は減少する。メッシュ編み管状部材 74 の近位端は、ワッシャ 78 を通して挿入し、ワッシャ 76 に取り付けられてある。ワッシャ 76 は、ワッシャ 78 に近接して位置し、ファスナ 64 を介してワッシャ 78 に連結してある。コイルばね 70 が、ワッシャ 68 とワッシャ 78 の間でメッシュ編み管状部材 74 に巻き付けて

40

50

ある。コイルばねの横断面寸法はメッシュ編み管状部材の横断面寸法より大きく、ワッシャ68、78の内側の開口が、ばねを伸縮できるようにしている。ばねは、メッシュ編み管状部材がその横断面寸法を変えて誘導チューブ49と係合したり離れたりすることができるように圧縮状態又は伸張状態に入ることができる。詳記すれば、ばね70を伸張させると、メッシュ編み管状部材74は伸張させられ、その結果、メッシュ編み材料のらせん状の性格により、メッシュ編み管状部材の横断面寸法は減少することになる。逆に、ばね70を圧縮すると、メッシュ編み管状部材74の長さは減少し、その結果、メッシュ編み管状部材の横断面寸法は増大することになる。

【0031】

メッシュ編み管状部材の横断面寸法が変わることにより、図5～6に示す通り、捕捉機構38は、電子式の機構又は他の機械式の機構なしに誘導チューブ49を確実に把持し、解放することが可能となる。最初、内側チューブ56は、ワッシャ76が外側チューブ58のシールド104に隣接する状態で外側チューブ58の中に配置してある(図5)。磁石96、98(図3)が、それぞれ内側チューブ56と外側チューブ58の遠位端に向けて配置してあり、これで、内側チューブ56は外側チューブ58の中に保持され、ばね70は圧縮状態に置かれる。ばね70が圧縮状態にあると、メッシュ編み管状部材74も圧縮状態にあり、その横断面寸法は大きくなっている。誘導チューブ49がガイドチューブ34を通してインタフェース装置20(図3)に挿入されると、メッシュ編み管状部材74の大きくなっている横断面寸法は誘導チューブの横断面寸法を超え、これで、誘導チューブは捕捉機構に入っていけるようになる。誘導チューブ49は、メッシュ編み管状部材74を通して延び、ディスク72をインタフェース接続する。内視鏡にかかる付加的な力により、誘導チューブ49は磁石96、98の引力を克服し、内側チューブ56を外側チューブ58から遠ざかる方向に移動させることが可能となる(図6)。内側チューブ56が移動すると、ばね70が伸張し、その結果、メッシュ編み管状部材74が伸張状態に入り、その横断面寸法が減少する。メッシュ編み管状部材の横断面寸法が減少すると、これによって誘導チューブ49は確実に把持され、これで、内視鏡22にかかる力によって内側チューブ56が操作できるようになる。

【0032】

誘導チューブ49をインタフェース装置20から取り外すと、内側チューブ56は外側チューブ58に近づく方向に移動し、ワッシャ76がシールド104と接触する状態になり、その結果、ワッシャ68がばね70の力に対抗するようになる。すると、ばねは、上に述べた通り、伸張状態(図6)から圧縮状態(図5)に移行する。ばね70が圧縮されると、メッシュ編み管状部材74も圧縮状態に入り、これにより、メッシュ編み管状部材の横断面寸法は増大する。磁石96、98の引力が内側チューブ56を外側チューブ58の中に保持し、これにより、ばね70及びメッシュ編み管状部材74の圧縮状態は保たれる。増大したメッシュ編み管状部材74の横断面寸法は誘導チューブ49の横断面寸法を超え、その結果、メッシュ編み管状部材は誘導チューブを解放できるようになり、これで、誘導チューブはインタフェース装置から取り外しできることになる。

【0033】

図3に戻って説明すると、内側チューブ56の遠位端は、内側チューブ56の感知された動作を介して誘導チューブ49の並進動作及び回転動作を測定できるようにするトロリアセンブリ46に接続してある。トロリアセンブリ46は、対応するサポート39、41の上に配置された1対のプーリ42、43の間とその周囲を回るベルト44に取り付けてある。サポート39、41は、内側チューブ56の長さにはほぼ等しい距離だけ離れてあり、該サポートの間をベルト44とともに延びるガイドレール40を含む。トロリアセンブリ46には、ベルト44に隣接する部分に、該トロリアセンブリの動作方向を指向するガイドレール40を受け取るための開口部が設けてある。回転測定エンコーダ30がトロリアセンブリの上に配置してあり、誘導チューブ49の回転動作を測定するために内側チューブ56の遠位端をインタフェース接続するシャフトを含む。他方、並進測定エンコーダ31がサポート41の上に配置してあり、誘導チューブ49の並進動作を測定するために

10

20

30

40

50

プーリ43をインタフェース接続する。詳記すれば、誘導チューブ49が捕捉機構38をインタフェース接続した途端、内視鏡にかかる付加的な並進力(例えば、シミュレーションされた肺に誘導チューブが入る動作による)により、内側チューブ56が外側チューブ58に相対して摺動できるようになり、その結果、トロリアセンブリ46がガイドレール40に沿って移動できるようになる。トロリアセンブリが移動すると、ベルト44がプーリ42、43の周囲を走り出し、これにより、プーリは回転し始める。プーリ43の回転は並進測定エンコーダ31によって測定され、これで、肺、胃、結腸等を出入りする誘導チューブの並進動作が指示される又は指し示されることになる。更に、誘導チューブ49の回転動作が内側チューブ56の回転を生じさせ、これにより、回転測定エンコーダ30が誘導チューブの回転を測定できるようになる。捕捉機構は、誘導チューブ49の回転が内側チューブ56の回転を生じさせるように該誘導チューブを該内側チューブに固定する。回転測定エンコーダ30と並進測定エンコーダ31は、主として通信インタフェース24に送られる信号を発生させる(図1)。通信インタフェースは、それぞれのエンコーダパルス数をカウントするプロセッサ又は他の回路を含み、受け取った信号を、誘導チューブの回転動作と並進動作を指示する又は指し示すコンピュータシステム25に送る。コンピュータシステム25は、パルスカウントを処理し、それで誘導チューブの回転と並進をシミュレーションできるようにする。

【0034】

実際の処置の間、医師は、内腔又は他の身体内腔の内部領域を見ることが出来る。例えば気管支鏡を鼻孔に挿入し、肺の中まで入れてよい。医師は、代表的には、この気管支鏡をその自由度の中で操作し(例えば気管支鏡の遠位先端を並進させる、回転させる、たわませる等)、気管支樹枝の内腔又は開口を下って安全に誘導していく。ところが、誘導中、気管支鏡は代表的には分岐点にぶつかり(例えば気管支樹枝は様々な葉、区域、小区域に枝分かれしていく)、気管支の壁と接触することがあり、接触した場合、医師は、気管支鏡にかかる力を感じるようになる。これが起こるのは、通常、医師が、肺分岐点の通路の一方の中心を下っていくべき気管支鏡を操作し損ない、分岐点で通路の壁に接触させてしまった時である。かかる力又は実際の処置の間に生じた力をシミュレーションするため、カフィードバックユニット60がインタフェース装置内部に使用されている。詳記すれば、カフィードバックユニット60は、サポート39の上にプーリ42に隣接して位置し、例えば気管支鏡検査において肺壁又は気管支分岐点の壁に触れるような実際の場面で生じた力を伝える働きをする。カフィードバックユニット60は、代表的には電磁的装置によって実現させられ、コンピュータシステム25からの制御信号を通信インタフェース24経由で受け取る。コンピュータシステム25は、内視鏡の操作に基づいてフィードバック力を特定し、その上で制御信号を通信インタフェース24に送る。通信インタフェースは、デジタル/アナログ変換器(DAC)を含み、コンピュータシステム制御信号をアナログ信号に変換し、このアナログ信号をインタフェース装置に伝送し、それでカフィードバックユニット60を制御できるようにする。カフィードバックユニットは、プーリ42にかかる磁力を、プーリの回転動作及びトロリアセンブリの動作が阻止又は強化されるように伝える。動作が阻止された場合は、内視鏡に付加的な力を加えて磁力を克服する必要がある、他方、動作が強化された場合は、力を加える必要がほとんどなく、これにより、内視鏡処置に現実感がもたらされる。

【0035】

加えて、誘導チューブの遠位端のたわみ又は曲がり方をシミュレーションするために内視鏡22のつまみレバー19を利用してよい。詳記すれば、内視鏡は、代表的にはつまみレバー19の動作を測定して上に述べた回転測定エンコーダ及び並進測定エンコーダの場合とほぼ同じ仕方で信号を通信インタフェース24経由でコンピュータシステム25に送るエンコーダ(図示なし)を含む。つまみレバーの操作により、内視鏡の遠位端における仮想カメラ動作のシミュレーションが可能となる。つまみレバーは、任意に、多数の減衰機構のどれか1つを使って摩擦抵抗が調節できるようにしてあってよく、加えて、コンピュータ制御によるカフィードバックがアクチュエータ(図示なし)経由で実行できるように

10

20

30

40

50

してあってもよい。内視鏡 22 のスイッチ 18 は、液体線上、肺からの液体の吸引に使用するほか、モニタシステムからのビデオ画像及び / 又は静止像を捕捉するシミュレーション記録システムを制御するのに使用してもよい。このスイッチは、信号を通信インタフェース 24 経由でコンピュータシステム 25 に送り、それでコンピュータシステムが望みのシミュレーションを実行できるようにする。

【 0036 】

内視鏡処置をシミュレーションする医療処置シミュレーションシステムの働き方を、例のみによって図 1 及び図 3 に則して説明する。詳記すれば、医師又はユーザが例えば気管支鏡等の内視鏡 22 を操作し、誘導チューブ 49 を模擬の頭部 62 の鼻孔 36 に挿入する。内視鏡は、代表的には、実際の処置で使われるのと同様の仕方操作する。通常は、内視鏡を一方の手で保持し、他方の手で誘導チューブを操作する。誘導チューブ 49 がガイドチューブ 34 を横断し、捕捉機構 38 をインタフェース接続する。捕捉機構は、上に述べた通りに誘導チューブ 49 と係合する。誘導チューブ 49 が捕捉機構と係合した途端、内側チューブ 56 と誘導チューブ 49 は、仮想患者内部の誘導チューブ 49 の遠位先端の回転動作と並進動作が内側チューブ 56 によって反映されるように効果的に合体する。

10

【 0037 】

内側チューブ 56 の、従ってまた、誘導チューブ 49 の回転動作と並進動作を測定し、これで、コンピュータシステム 25 が仮想患者内部の内視鏡の動き（例えば誘導チューブが仮想患者に挿入された距離や誘導チューブの回転）をシミュレーションできるようにする。誘導チューブ 49 は、インタフェース装置 20 に挿入されるにつれて、また、インタフェース装置 20 から引き出されるにつれて、捕捉機構 38 経由で内側チューブ 56 に力をかけていく。内側チューブが並進動作を起こすと、トロリアセンブリ 46 がサポート 39、41 の間を移動し始め、そこで、ベルト 44 が走り出し、プーリ 42、43 を回転させることになる。プーリ 43 に取り付けられた並進測定エンコーダ 31 が、プーリの回転を測定し、信号を通信インタフェース 24 経由でコンピュータシステム 25 に送り、それで誘導チューブの並進動作を指示できるようにする。誘導チューブが回転動作を起こすと、内側チューブ 56 は捕捉機構 38 を介して回転し始める。内側チューブ 56 は、トロリアセンブリ 46 の上に配置された回転測定エンコーダ 30 が該内側チューブの回転動作を測定するように該エンコーダに結合させてある。回転測定エンコーダは、信号を通信インタフェース 24 経由でコンピュータシステム 25 に送り、それで誘導チューブ 49 の回転動作を指示できるようにする。加えて、プーリ 42 の結合させられたカフィードバックユニット 60 を付勢し、それで、誘導チューブが例えば肺壁等の障害物にぶつかったことをコンピュータシステム 25 が突き止めた時に内視鏡にカフィードバックが提供されるようにしてよい。カフィードバックユニットは、プーリ 42 の回転動作、従ってまた、ベルトとトロリアセンブリの動作が阻止又は強化されるように磁力をかけるので、これにより、誘導チューブを操作するのに付加的な力を加える必要がほとんどなく、シミュレーションに現実感が与えられる。

20

30

【 0038 】

誘導チューブ 49 の遠位端のたわみのシミュレーションは、内視鏡 22 のつまみレバー 19 を操作することによって行われる。つまみレバーの動作は、代表的には内視鏡のハンドル 21 の中に配置されたエンコーダ（図示なし）によって測定される。このエンコーダが、信号を通信インタフェース 24 経由でコンピュータシステム 25 に送り、それでつまみレバーの動作を指示できるようにする。コンピュータシステム 25 が信号を処理し、それで誘導チューブのたわみを突き止め、誘導チューブの位置に基づいてカメラで作られたシミュレーション像を特定する。

40

【 0039 】

内視鏡が、上に述べた通りシミュレーション患者の肺に入れられ、モニタ 28 に見えてきたら、医師はシミュレーション生検を行ってよい。生検は、代表的には実際の処置の間に助手が口頭指示に従って行うが、シミュレーション生検は、下に述べる通りコンピュータシステム 25 によって行われる。ユーザは、最初に生検ツールをコンピュータシステム

50

25 経由で選択し、作業チャンネルツール 23 を内視鏡に挿入し、生検が行われるように操作する。作業チャンネルツール 23 が内視鏡ハンドル 21 の作業チャンネルの中に延びていくにつれて、コンピュータシステム 25 は、内視鏡作業チャンネルから延びる生検ツールのシミュレーション長さを表示する（例えば誘導チューブの遠位端を越えて数センチメートルまで）。作業チャンネルツールは、代表的には、ファイバ光学カメラの視野の中に示される。医師は、この作業チャンネルツールを、シミュレーション患者の肺組織に隣接する位置にセットされるように操作し続ける。ツールがセットされたら、医師は、キーボード 27 を介してコンピュータシステム 25 にサンプル採取を指令する。コンピュータシステム 25 は、生検鉗子を開閉して肺組織からサンプルを採取する作業をシミュレーションする。こうして、シミュレーション処置は実際の処置と同様に行われ、これにより、ファイバ光学カメラを遠位先端に付けた内視鏡が、インタフェース装置 20 の中で内視鏡 22 の動きに基づいてコンピュータシステム 25 によってシミュレーションされる。

10

【0040】

インタフェース装置は更に、図 7 に示す通り、頭部等の模擬の身体患部を様々な位置及び/又は向きに回転させるピボット機構を含むように構成してよい。インタフェース装置 120 は、これが模擬の身体患部を回転させることのできる機構を含むことを除けば、上に述べたインタフェース装置 20 とほぼ同様である。インタフェース装置 120 は、これに挿入された内視鏡誘導チューブ 49（図 1）等の器械の動作を、医療処置のシミュレーションの間に上に述べたのとほぼ同じ仕方で測定し、該器械にカフィードバックを提供する。詳記すれば、インタフェース装置 120 は、ハウジング又はケース 122、頭部等の模擬の解剖サイト 162、頭部 162 を支えるためのアングルブラケット又はサポート 116、及び頭部 162 をハウジング 122 とサポート 116 に相対してそれぞれ回転させることのできるピボット機構 112、114 を含む。ハウジング 122 は、ハウジング内部を集合的に限定する前壁、背壁及び側壁を含む。インタフェース装置の前壁は、代表的には、上部セクションすなわち張り出し 152 と下部セクションすなわちフランジ 154 の重なり合うセクションから形成してある。ハウジング 122 の内部には、医療処置のシミュレーションの間に内視鏡誘導チューブ 49 の動作を測定し、該誘導チューブにカフィードバックを提供するための感知/カフィードバックアセンブリ 110 が配置してある。感知アセンブリは、上に述べたインタフェース装置の構成要素とほぼ同じ構成要素を含み、ほぼ同じ仕方で誘導チューブの動作を測定し、該誘導チューブにカフィードバックを提供する働きをする。模擬の頭部 162 は、内視鏡誘導チューブを受け取るためのエントリサイトとして働く鼻孔又はオリフィス 136 を含む。

20

30

【0041】

アングルブラケット 116 は、インタフェース装置の前壁の下部セクションすなわちフランジ 154 に取り付けられている。アングルブラケットは、ピボット機構 112 を介してインタフェース装置の前壁に取り付けられたインタフェースセクション 170、頭部 162 を支える解剖サイトセクション 172、及びインタフェースと解剖サイトセクションの間を該セクションの各々に相対する角度で延びる山形セクション 174 を含む。但し、アングルブラケットセクションは望みのどんな角度で連結してあってもよい。模擬の頭部 162 は、留め具 126 を介して裏当て板 118 に貼り付けてある。板 118 は、頭部 162 をアングルブラケット 116 に相対して回転させることができるようにピボット機構 114 に取り付けられている。詳記すれば、ピボット機構 114 は、ほぼ円錐形の固定保持具 128 に回転式に結合させられたリング 130 を含む。リングは、留め具 129 で裏当て板 118 に結合させてあり、円錐形保持具 128 で保持されており、円錐形保持具 128 の方は、留め具 132 を介してアングルブラケット 116 に取り付けられている。リングは、従来のピボット装置及び/又はロック装置を含んでもよいが、裏当て板とリングを回転させ、頭部 162 をアングルブラケットに相対して様々な位置及び向きにセットすることができるように、リング表面内に限定されたインタフェース用ストッパのためのばね押し式玉軸受を含むのが望ましい。

40

【0042】

50

ピボット機構 112 は、アングルブラケット 116 とインタフェース装置の前壁の間に配置してある。ピボット機構 112 は、模擬の頭部 162 に、ピボット機構 114 によって提供される自由度に対してほぼ直交する追加の自由度を提供する。ピボット機構 112 は、ほぼ環形の固定保持具 144 に回転式に結合させられ、留め具 140 を介してアングルブラケット 116 に取り付けられたリング 134 を含む。保持具 144 は、留め具 142 を介してハウジング前壁の下部セクションすなわちフランジ 154 に取り付けてある。リング 134 は、ピボット機構 114 のリング 130 とほぼ同様で、アングルブラケットをハウジング 122 に相対して回転できるようにする。リング 134 は、従来のピボット機構を含んでもよいが、アングルブラケットを回転させ、頭部 162 をハウジング 122 に相対して様々な位置及び向きにセットすることができるように、リング表面内に限定されたインタフェース用ストッパのためのばね押し式玉軸受を含むのが望ましい。加えて、圧力及び/又は摩擦力を利用してリング 134 を介する回転を防止する別のロック機構（図示なし）を使って、頭部 162 をハウジング 122 に相対して特定の向きに維持できるようにしてよい。

【0043】

外側チューブ 158 が、鼻孔 136 からピボット機構 114（例えば保持具 128 及びリング 130）及びアングルブラケット 116 を通って延び、インタフェース装置の前壁のフランジ 154 側の配置されたピボット機構 112 に向かって湾曲する。その湾曲部分から、外側チューブ 158 は、ピボット機構 112（例えば保持具 144 及びリング 134）及びアングルブラケット 116 を通ってハウジング内部の感知アセンブリ 110 の中まで延びる。外側チューブ 158 は、上に述べた外側チューブ及びガイドチューブとほぼ同様であり、同様の機能を果たす。外側チューブは、その縦軸を中心としてピボット機構 112（例えば保持具 144 及びリング 134）を介して回転できるようになっており、これにより、頭部 162 がピボット機構 112 によって回転させられる時、円錐形保持具 128 が該外側チューブを包囲し、これをハウジングに相対して強制的に回転させるようになる。

【0044】

内視鏡チューブの動作を感知するため、内側チューブ 156 が、図 8 に示す通り、内視鏡誘導チューブの動作を把握し、真似するように外側チューブ 158 の中に配置してある。詳記すれば、内側チューブ 156 は、その横断面寸法が外側チューブ 158 のそれより小さく、そのため、内側チューブは外側チューブの中を摺動できるようになっている。たわみ性のねじれチューブ 148 が内側チューブの近位端に配置してあり、他方、器械捕捉機構 138 がねじれチューブ 148 の近位端に配置してある。複数のほぼ環形のスペーサ 150 が、内側チューブと捕捉機構の間にねじれチューブを中心として配置してある。スペーサは、ねじれチューブを外側チューブ 158 のほぼ中心に保つ一方、ねじれチューブを外側チューブの中でたわませることのできるように作ってある。捕捉機構 138 は、上に述べた器械捕捉機構とほぼ同様である。最初に、ねじれチューブ 148 がたわんで外側チューブの湾曲部分を横断し、捕捉機構を鼻孔 136 に隣接する位置に保つように、内側チューブ 156 を外側チューブ 158 の中で位置決めする。内視鏡誘導チューブを鼻孔に挿入すると、捕捉機構 138 は該チューブを捕捉し、これで、内側チューブ 156 は内視鏡誘導チューブの動作を真似できるようになり、上に述べたのとほぼ同じ仕方でその動作を感知アセンブリ 110 経由で測定することが容易にできるようになる。

【0045】

ピボット機構 112、114 は、模擬の頭部 162 をシミュレーションにとって望ましい、又は相応しい様々な位置まで回転できるようにする自由度を提供する。例えば、模擬の頭部 162 は、図 7 に示す通りの位置まで回転させてよく、これにより、患者を仰向けに寝た姿勢でシミュレーションが実行できる。その上、頭部 162 は、患者がアングルブラケットに対してほぼ 90 度横向きに寝た位置から、機構 114 を介して、座った姿勢をシミュレーションできる位置まで回転させてよく、更に、部分的に傾斜して座った姿勢をシミュレーションできる位置まで回転させてもよい。これで、模擬の頭部 162 は、ほぼ

10

20

30

40

50

直交する自由度を提供するピボット機構 112、114 を介して多重位置まで旋回できることになる。

【0046】

インタフェース装置 120 の働きを図 1、7～8 に則して説明する。最初に、ピボット機構 112、114 を介して頭部 162 を特定のシミュレーションに適した望みの位置又は向きにセットする。医療処置シミュレーションシステムは、引き続き、上に述べたのとほぼ同じ仕方でシミュレーションを実行する。詳記すれば、医師又はユーザが内視鏡 22 を操作し、誘導チューブ 49 を身体開口部すなわち模擬の頭部 162 の鼻孔に挿入する。誘導チューブ 49 は捕捉機構 138 をインタフェース接続し、これにより、内側チューブ 156 が誘導チューブの回転動作と並進動作を反映できるようになる。感知アセンブリ 110 が誘導チューブの動作を測定し、情報を通信インタフェース 24 経由でコンピュータシステム 25 に送る。これで、仮想患者内部の内視鏡の並進動作とカフィードバックのシミュレーションが可能となる。

10

【0047】

血管内処置の場合は通常、器械が使われる遠隔の患部サイトに近づくのに、患者の血管系（例えば動脈や静脈）を通して器械を案内することが必要となる。遠隔のサイトは、静脈又は動脈の内部であってもそれに隣接する位置であってもよく、また、心臓自体の内部であってもよい（例えば心臓弁修復処置又は心臓プレーシングリードのプレースメント又は操作の間）。

【0048】

通常、血管内処置では、患者の体内に挿入され（例えば静脈を通して）、蛍光透視鏡ディスプレイを介して実際の処置又は干渉のサイトまで誘導される多数の器械及び/又は装置が使用される。例によれば、処置に応じて、数センチメートルの長さの中空シースを使用してよく、これが、シースアセンブリのための円錐形チップを作るテーパ形中実拡張器を含んでもよい。シースは静脈又は動脈の内部に通じる開口を作り、これにより、拡張器は、シース内腔から除去され、カテーテルに取って代わられる。取って代わるカテーテルをシースに挿入し、蛍光透視鏡ディスプレイに基づいて静脈又は動脈を通して患部サイトまで入れていく。血管系の中の困難な通路を通過できるようにカテーテルを誘導するため、ガイドワイヤをカテーテルに挿入し、カテーテル先端より先まで延ばしてよい。こうして、カテーテルをワイヤで誘導し、困難な通路を通過できるようにしてよい。

20

30

【0049】

処置の間、困難な解剖学的構造を通過できるようにするため、ガイドワイヤを、よりたわみ性にすぐれた、又は異なる形状のワイヤに取り替えてよく、こうして、ワイヤとカテーテルの組み合わせを利用して特定のサイトに到達してよい。様々な機能を発揮できるよう、補助的な器械交換を行ってよい。例えば、血管造形バルーンを有するカテーテルを外科的なブランク除去装置として利用し、これでブランクによる循環閉塞を緩和してよい。あるいは、特殊カテーテルを介してステントを展開させ、これで血管を開いた状態に保ってよく、また、動脈瘤による破裂が起こり得る場所では、ステント移植皮弁を特殊カテーテルによって展開させ、これで、潜在的な破裂ポイントで血管の安定と補強の両方を図ってよい。

40

【0050】

各処置の間、医師は、その処置を首尾良く終わらせるために、互いに同軸のいくつかの器械の先端の深さ（例えば並進動作時の）及び回転の向きを制御することを要求される。ところが、長尺のたわみ性器械（例えばカテーテル、ガイドワイヤ等）は、ねじれ、圧縮及び引張りによる様々な度合いの歪みを見せるので、これにより、器械の近位端の観察に基づいて器械の遠位端の向きを正確に突き止めることが阻止される。換言すれば、器械が体内に挿入される距離や、器械の遠位端の回転角は、器械を構成する材料、器械がセットされた患者体内の部位、器械が出会う力等々の大量の変数の関数というわけである。

【0051】

血管内処置に適応できるようにするため、インタフェース装置はまた、複数の器械のそ

50

それぞれの遠位先端の動作を測定し、かつ、図9に示す通り、シミュレーション処置の間に器械を望みのどんな順序でも交換できるように構成してよい。医療処置シミュレーションシステムは、望ましくは、血管内処置をシミュレーションし、図9のシステムがインタフェース装置314を含むことを除いて、図1に則して上に述べたシステムと同様である。詳記すれば、医療処置シミュレーションシステムは、コンピュータシステム25、インタフェース装置314、及びコンピュータシステム25とインタフェース装置314の間で信号を転送するための通信インタフェース24を含む。コンピュータシステム及び通信インタフェースはそれぞれ、上に述べたコンピュータシステム及び通信インタフェースとほぼ同様であり、ほぼ同じ仕方で機能する。シミュレーションシステムは、ソフトウェアを介して血管内処置又は他の医療処置をシミュレーションする一方、シミュレーションされた身体患部（例えばシステムが含む血管系の模型）をモニタ28に表示する。インタフェース装置314は、任意にハンドル308を有する実際又は模擬のワイヤ302、任意にハンドル310を有する実際又は模擬のカテーテル304、及び任意にハンドル312を有する実際又は模擬のシース306に適應する。ワイヤ、カテーテル及びシースは入れ子式になっており、部分的にインタフェース装置内部に配置してある。インタフェース装置は、ワイヤ、カテーテル及びシースの操作を測定し、測定された操作を指示する信号を通信インタフェース24経由でコンピュータシステム25に提供する。コンピュータシステム25は、この信号を、モニタ28に身体患部が表示されるように処理する一方、ワイヤ、カテーテル及びシースの操作が反映されるようにディスプレイ（例えば血管模型）を調整する。加えて、インタフェース装置314は、実際の処置の間に出会った力をシミュレーションするために、コンピュータシステムからの制御信号に応じてワイヤ、カテーテル及びシースにカフィードバック（例えばこれら器械の回転動作及び/又は並進動作を妨害する、又は可能にする）を提供する。通信インタフェース24は、上に述べたのとほぼ同じ仕方でコンピュータシステム25とインタフェース装置314の間で操作信号とカフィードバック信号を転送する。インタフェース装置は、下に述べるのとほぼ同じ仕方で様々な医療処置をシミュレーションするために、様々な器械（例えば内視鏡、チューブ、誘導器械等）をシミュレーションシステムにインタフェース接続してよい。

【0052】

干渉型放射線医療に使用するための、また、インタフェース装置314を介してコンピュータシステム25をインタフェース接続するための器械アセンブリの一例を図10に示す。詳記すれば、アセンブリ330は、ワイヤ302、カテーテル304及びシース306を含む。カテーテル304が、シースの中に配置してあって、その近位端と遠位端を越えて延びるのに対し、ワイヤ302は、カテーテルの中に配置してあって、その近位端と遠位端を越えて延びる。この入れ子式の配置により、かかる器械は、患者体内を移動し、該器械の遠位端に配置されたツール又は他の器具、例えばバルーン等を利用するために互いに独立して操作することが可能となる。ワイヤ、カテーテル及びシースの近位部分は各々インタフェース装置の外側に位置し、これら器械は各々、それぞれの遠位端に向けて配置された、該器械の操作を可能にする相応のハンドル308、310、312を含んでもよい。器械の遠位部分も同様に入れ子式になっているので、インタフェース装置は、特定の器械の操作を測定し、該器械にカフィードバックを提供することが可能となる。

【0053】

カテーテルの操作を測定し、カテーテルにカフィードバックを提供するためのインタフェース装置の一例を図11aに示す。詳記すれば、インタフェース装置314は、ベース430及びサポート432、434を有するフレーム410、及び両サポートの間に配置されたキャリアアセンブリ412を含む。サポート432が、ベースの近位端から該ベースにほぼ垂直に延びるのに対し、サポート434は、ベースの遠位端からサポート432にほぼ平行に延びる。外側チューブ416がフレーム410に取り付けてあって、サポート432からキャリアアセンブリ412に向かって延び、他方、内側チューブ414が外側チューブの中に配置してあって、該外側チューブの遠位端を越えてキャリアアセンブリにまで延びる。外側チューブは、その横断面寸法が内側チューブのそれより大きいので、

10

20

30

40

50

内側チューブは外側チューブの中を摺動できるようになっている。外側チューブ 4 1 6 の近位端は、サポート 4 3 2 の中に限定された、カテーテル 4 1 8 の遠位端を受け取るための開口部又はオリフィス 4 1 9 の中に位置する。カテーテルはたわみ性にすぐれているので、インタフェース装置の中に向かうカテーテルの並進動作によって誘発された圧縮応力のもとで座屈する傾向がある。それでも、摺動可能な内側チューブと外側チューブの組み合わせが、カテーテルを安定させ、座屈を防ぐ入れ子作用をもたらす。

【 0 0 5 4 】

サポート 4 3 2 は更に、その上部に向けて配置されたプーリ 4 2 0 とこれに対応する従来のエンコーダ 4 2 2 を含む。エンコーダは、プーリに直接取り付けられていてよいが、シャフト（図示なし）を介してプーリに取り付けてあるのが望ましい。同様に、サポート 4 3 4 は、その上部に向けて配置されたプーリ 4 2 6 とこれに対応するアクチュエータ 4 2 8 を含む。アクチュエータは、プーリ 4 2 6 に直接取り付けられていても、シャフト（図示なし）を介して取り付けられていてもよい。プーリ 4 2 0、4 2 6 の各々にベルト 4 2 4 が掛けてあって、両サポートの間を延び、これにより、キャリアアセンブリの上部がベルトに連結される。

【 0 0 5 5 】

図 1 1 b について説明すると、キャリアアセンブリ 4 1 2 は、プラットフォーム 4 4 2、及び該プラットフォームのほぼ中心から、これにほぼ垂直に延びるキャリアサポート 4 3 6 を含む。プラットフォーム底部は、キャリアをプラットフォームに沿って移動できるようにするホイール又は他の装置（例えばガイドレール、軌道等）を含んでもよい。開口部 4 3 8 がキャリアサポートの中に限定してあり、これにより、内側チューブ 4 1 4 は該開口部と一致する形でキャリアサポートに取り付けられ、これで、カテーテル 4 1 8 を該サポートに通して延ばすことが可能となる。キャリアエンコーダ 4 0 4 が、望ましくは従来型で、キャリアサポート開口部に近接して位置し、カテーテルを受け取る管形シャフト 4 4 0 を含む。カテーテルはこのエンコーダ管形シャフトを通して延び、そこで、シャフトは、カテーテルの遠位端を確実に把持する止めねじ 4 0 3 を含む。

【 0 0 5 6 】

インタフェース装置 3 1 4 の働き方を図 1 1 a に則して説明する。詳記すれば、カテーテル 4 1 8 をオリフィス 4 1 9 に挿入し、外側チューブと内側チューブに通してキャリアアセンブリ 4 1 2 に到達させる。カテーテルは更に、キャリアサポート開口部とエンコーダシャフトを通して延び、止めねじ 4 0 3 によってしっかり係合される。係合されたところで、カテーテルを更にインタフェース装置に挿入すると、キャリアアセンブリがサポート 4 3 4 に向かって移動する。逆に、力を加えてカテーテルをインタフェース装置から引き出すと、キャリアアセンブリはサポート 4 3 2 に向かって移動する。キャリアアセンブリの動作により、ベルト 4 2 4 が走り出し、プーリ 4 2 0、4 2 6 を回転させる。エンコーダ 4 2 2 がプーリ 4 2 0 の回転を、従ってまた、カテーテルの並進動作を測定し、信号を通信インタフェース経由でコンピュータシステムに提供する。カテーテルは止めねじ 4 0 3 を介して管形シャフト 4 4 0 に連結されるので、カテーテルの回転動作によってシャフトは回転できるようになる。エンコーダ 4 0 4 はチューブ 4 4 0 の回転動作を、従ってまた、カテーテルの回転動作を測定し、信号を通信インタフェース経由でコンピュータシステムに提供する。こうして、インタフェース装置はカテーテルの並進動作と回転動作を測定する。ここで、かかる動作は、カテーテルを回転できるようにするためにユーザがカテーテル近位端に加えた力の一部左右される。

【 0 0 5 7 】

コンピュータシステムは、エンコーダ信号を処理し、それでカテーテル動作をシミュレーションできるようにする。コンピュータシステムは、制御信号をアクチュエータ 4 2 8 に提供し、それでカフィードバックを提供できるようにしてよい。詳記すれば、アクチュエータ 4 2 8 は、カテーテルの並進動作を強化又は阻止するためにプーリ 4 2 6 に力を加えてよい。加えられた力によってプーリ及びベルトの動作が阻止された場合は、カテーテルを操作するのに付加的な力が必要とされる。逆に、加えられた力によってプーリの回転

10

20

30

40

50

が助長され、ベルトの動作が強化された場合は、カテーテルを操作するのにほとんど力が必要とされない。アクチュエータは、コンピュータシステムからの制御信号に応じてプーリ426に力を加え、その結果、力の加えられ方によってカテーテル418が並進動作と回転動作の両方についてある程度の量のヒステリシス又は遊びを蓄えることがあり得る(例えば圧縮又は伸張)。このヒステリシス又は遊びは、カテーテル418の近位端で観察された回転動作及び/又は並進動作と遠位端で観察されたそれとの差である。

【0058】

インタフェース装置314の変更可能な一実施例を図12に示す。詳記すれば、インタフェース装置314は、ベース540及びサポート542、544を有するフレーム504、及び両サポートの間に配置されたキャリヤアセンブリ520を含む。ベース540は、装置を安定させる脚528、望ましくはゴムでできた脚を含む。サポート542が、ベース540の近位端から該ベースにほぼ垂直に延びるのに対し、サポート544は、ベースの遠位端からサポート542にほぼ平行に延びる。ブラケット506が、ベース540の上のサポート542に近接して位置し、プーリ510及び該プーリにシャフト経由で連結されたアクチュエータ508を支持する。プーリ514がベース遠位端に配置してあり、これにより、ベルト512が両プーリの間とその周囲を回る。サポート542は、チューブ502を受け取る開口部505を含む。チューブは、該サポートから、板503の中に限定されたオリフィス501まで延びる。板は、インタフェース装置の近位部分を覆うように置かれており、模擬の身体領域(図示なし)を含む。チューブ502は、代表的には、これに弾性をもたらし、医療処置の間に出会う身体エントリサイトの力と動きを真似するフォームブロック509の中に取り付けられる。チューブ502は、カテーテル500を受け取り、これを装置の中まで案内する。

【0059】

ガイドロッド516、518がサポート542、544の間を延び、キャリッジアセンブリ520がベース540を横断できるようにしている。ガイドロッド516が両サポートの上部の間を延びるのに対し、ガイドロッド518はベース540の下に位置し、ガイドロッド516とほぼ平行に延びる。更に、エンコーダのパー又はストリップ526が、ガイドロッド516に隣接してサポートの間を延び、下に述べる通りカテーテル動作が測定できるようにしている。カテーテル500の座屈を防ぐために、ペローズ又はスタビライザ522がサポート542とキャリッジアセンブリの間に配置してある。ペローズ522は多重レバー又は多重セクション546を含み、各セクションがヒンジ又は折り目を介して互いに隣接し、案内開口部523、525及び安定化開口部521を有する。案内開口部523、525は、各ペローズセクションにおいて、それぞれ対応するガイドロッド516、518を受け取ってゆるく包囲するように限定してあり、他方、安定化開口部521は、各セクションのほぼ中心に向けて、カテーテルを受け取ってその座屈を防ぐように限定してある。ペローズはガイドロッド516によって支持されており、代表的には、サポート又はキャリッジアセンブリに直接連結されていない。

【0060】

ペローズは、代表的には、薄い剛性の物質、例えばプラスチック等のシートでできており、これをダイス又はレーザーで切断してから折ったものである。ペローズ522のヒンジ又は折り目は、望ましくは、十分な量の材料を除去することによって形成してあり、これにより、キャリッジアセンブリ520がサポート544に向かって移動するのに比例してペローズを拡げていく一種のばね作用がもたらされる。これで、安定化穴521は相対的に均等の間隔に保たれる。この間隔は、カテーテルが代表的な大きさの並進力のもとでインタフェース装置の中を前進する時に該カテーテルを支持し、座屈を防ぐのに十分な間隔である。こうして、ペローズは、上に述べた入れ子式チューブの機能と同様、カテーテルを安定させる働きをする。但し、ペローズは、圧縮状態における長さよりはるかに大きい長さに拡げることができ、これにより、内腔確保の多重的手段(例えばシース、カテーテル、ワイヤ等)の強化が図られる。

【0061】

10

20

30

40

50

図13a～13bについて説明すると、キャリッジアセンブリ520は、キャリッジ562、望ましくは機械加工されたアルミニウムブロックを含み、これが、ガイドロッド516と係合するように上面に配置されたガイド590、及びガイドロッド518と係合するようにキャリッジを貫通する形に作られたチャンネル592を有する。留め具596がベルト512と係合するようにキャリッジ側面から下へ延びる(図12)一方、エンコーダ524がガイド590に隣接して位置する。カテーテルチャンネル594は、ペローズ522からカテーテル500を受け取るようにキャリッジの中間部分を貫通する形に作ってある。コレット軸受566が、代表的にチャンネル594と一致する形で遠位部分に押し込んである。コレット568が、キャリッジ562に回転式に結合するように軸受566の中に配置してある。更に、圧縮リング574が、圧縮グループ569の中にコレット

10

【0062】

ばね576がコレット568を覆うように配置してあり、これで、ばねとコレットはキャリッジ562の中で位置決めされる。コレットエキスパンダ578が、ばね576を圧縮するように該ばねに隣接してキャリッジ562に挿入してある。保持具580が、コレットエキスパンダ及び関連の構成要素をキャリッジ内部に保つように該エキスパンダに近接して位置する。キャリッジ562には、キャリッジを制御するレバー582がピン564を介して取り付けられている。詳記すれば、レバー582を反時計回りに(例えばサポート542に向けて)回転させると、コレットエキスパンダ578がばね576を圧縮し、これにより、ジョー567が開状態に拡げられる。逆に、レバー582を時計回りに(例えばサポート544に向けて)回転させると、ばね576が拡げられ、ジョー567が閉状態に圧縮される。

20

【0063】

エンコーダディスク550がコレット568の近位端に押し付けてあり、他方、エンコーダセンサ558が該ディスクにかぶさり、キャリッジ562に取り付けてある。上述のキャリッジアセンブリの各エレメントが、カテーテル等の器械が通り抜ける開口部を含み、これにより、該器械が、上に述べた通り器械寸法に応じて該アセンブリに挿入及び/又は通過できるようになっている。安定化穴521は、器械を安定させ、キャリッジアセンブリに挿入できるようにエレメント開口部と一致する位置に保たれる。キャリッジアセンブリは、ガイドロッド516、518を経由してフレーム504を横断し、下に述べる通り並進動作だけに制限される。

30

【0064】

適正な寸法の器械と係合するコレットの働き方を図14a～14dに示す。詳記すれば、レバー582をピボットピン564を中心として反時計回りに(例えばインタフェース装置の近位端に向けて)回転させると、これにより、該レバーに近接して位置するコレットエキスパンダ578は更にキャリッジアセンブリに押し込められる。コレットエキスパンダはばね576を圧縮し、その円錐形の近位先端がコレット遠位端から分離し、これで、ジョー567が、適正な寸法の器械を受け取るために開状態に入れるようになる(図14a)。

40

【0065】

コレットジョーが開状態に入ったら、カテーテル500等の器械をインタフェース装置に挿入し、コレットに通す(図14b)。引き続き、レバー582を解放する(例えばインタフェース装置の遠位端に向けて回転させる)。これで、ばね576が伸張状態に入れるようになる。ばねによってコレットエキスパンダ578は保持具580に押し付けられ、ジョー567は、カテーテル500を掴むためにその通常閉の状態に入れるようになる

50

(図14c)。

【0066】

コレットの近位部分はエンコーダディスク550に取り付けてあり、これにより、コレットは、カテーテルの回転を反映するために軸受566を介して回転する。エンコーダディスク550も同じくコレット568とともに回転し、これにより、エンコーダセンサ558がディスク表面のマークを感知し、ディスク及びカテーテルの回転を測定することになる。

【0067】

コレットは、特殊な器械も掴むことができるように寸法を変えられるものであってよい。例のみによれば、ワイヤ632、内側カテーテル630及びカテーテル500を含むアセンブリがキャリッジ562に挿入され(図14d)、これにより、かかる器械が各々独立した形で操作できるようになる。コレットは、該アセンブリがキャリッジを横断できるようにする一方、ジョー567が上に述べたのとほぼ同じ仕方でカテーテル500を掴めるようにするのに十分な寸法を有する。これで、キャリッジアセンブリがカテーテル500の動作を測定する一方、ワイヤ632と内側カテーテル630が、適正な寸法のコレットを付けた対応するキャリッジ(例えば図15)にまで延び、そこで該器械を掴み、上に述べたのとほぼ同じ仕方でその動作を測定することになる。

【0068】

インタフェース装置の働き方を図12及び13a~13bに則して説明する。詳記すれば、カテーテル500をオリフィス501に挿入し、キャリッジアセンブリ520のコレット568と係合されるまで、チューブ502及びペローズ522に通す。レバー582が回転するようにレバー延長部583をサポート544に向けて操作し、コレットが上に述べた通りカテーテルを掴めるようにする。あるいは、レバーをインタフェース装置の近位端に向けて押し、それで、上に述べた通り急速解放機構を作動させてもよい。カテーテル500を更にインタフェース装置に挿入すると、キャリッジ520はサポート544に向けて移動させられる。キャリッジアセンブリがベースを横断するにつれて、エンコーダ524は、エンコーダバー526の表面のマークを感知していき、それで、キャリッジアセンブリの並進動作を、従ってまた、カテーテルの並進動作を測定する。エンコーダによって測定された並進動作は、オリフィスに相対するカテーテルの並進動作と異なる。それは、カテーテルが、ユーザの加えた力による伸張と圧縮にさらされるからである。エンコーダは、測定されたカテーテルの並進動作を指示する信号を通信インタフェース経由でコンピュータシステムに提供する。同様に、カテーテルの回転動作によってエンコーダディスク550が回転させられ、これにより、センサ558が該カテーテルの回転動作を測定できるようになる。センサは、測定されたカテーテルの回転動作を指示する信号を通信インタフェース経由でコンピュータシステムに提供する。コンピュータシステムはこの信号を処理し、その上でディスプレイを更新し、カフィードバック信号を特定する。

【0069】

カフィードバックは、プーリ動作に影響するアクチュエータ508を介して実行される。キャリッジアセンブリがベルト512に連結してあるので、キャリッジアセンブリが動くときベルト512は走り出し、プーリ510、514を回転させる。コンピュータシステムからの制御信号によって、アクチュエータはプーリ510の回転を阻止又は強化するように制御される。プーリの回転が阻止された場合は、カテーテルの並進動作を操作するのに付加的な力が必要とされる、逆に、プーリの回転が強化された場合は、カテーテルを操作するのにほとんど力が必要とされない。カフィードバックは、代表的には、実際の処置の間、カテーテルを患者体内に挿入するか体内から除去するかする時に会う力をシミュレーションするのに利用される。その時、ユーザは、シミュレーション処置に基づいて器械の遠位端に伝えられた力を該器械の近位端で感じる。

【0070】

入れ子式の器械及び/又は互いに独立した形で挿入された器械を収納できるように作られたインタフェース装置の変更可能な一実施例を図15に示す。このインタフェース装置

10

20

30

40

50

は、入れ子式の器械及び／又は互いに独立した形で挿入された器械を収納できることを除いて、図12、13a～13b及び14a～14dに示す上述のインタフェース装置とほぼ同様であり、ほぼ同じ仕方で機能する。詳記すれば、このインタフェース装置は、フレーム504とその関連の構成要素を受け取るベース700、及びカバー704を含む。カバーの近位部分は、代表的には、シミュレーションされる解剖学的構造（図示なし）の開口部又は模擬のオリフィス712を含み、これが、代表的にはプラットフォーム702に取り付けてあり、これを介して器械がインタフェース装置に挿入できるようになっている。プラットフォーム702は通常、オリフィス712と一致する形の板の中に限定された開口部714を含み、これを介して器械がインタフェース装置に挿入できるようになっている。チューブ502は、器械をインタフェース装置の中まで案内するようにオリフィス712から延びる。チューブ502は、上に述べた通りフォームブロック（図示なし）の中に配置してよい。

10

【0071】

フレーム504は、図12に示す上述のフレームと同様であり、互いに独立した形で挿入された器械の収納するための構成要素を含む。互いに独立した形で挿入された器械は、平行な関係で配置されたそれぞれの構成体722及び724によって収納される。構成体724は、図12の構成体とほぼ同様であり、これとほぼ同じ仕方で機能し、カテーテル等の器械をチューブ502を通して受け取る。カテーテルの動作はキャリッジアセンブリ520によって測定され、これにより、測定された動作を指示する信号がコンピュータシステムに提供され、そこで、カフィードバックが特定され、上に述べたのとほぼ同じ仕方でディスプレイが更新される。

20

【0072】

構成体722は、ワイヤ、カテーテル、シースのアセンブリ等の入れ子式の器械の操作を測定するために複数のキャリッジアセンブリ及び対応するペローズ、ベルト、プーリ及びアクチュエータを含むことを除いて、構成体724とほぼ同様である。詳記すれば、構成体722は、フレームの近位端に向けて配置されたブラケット716、718、720を含み、これが対応するプーリ726、728、730及びアクチュエータ736、738、740を有する。複数の対応するプーリ（一部図示）がフレームの遠位端に配置してある。キャリッジアセンブリ706、708、710は、キャリッジアセンブリ520とほぼ同様であり、これについて上に述べたのとほぼ同じ仕方で対応する器械の回転動作と並進動作を測定する。キャリッジアセンブリ706、708、710は各々、近位プーリと遠位プーリ（一部図示）の間とその周囲を回るそれぞれのベルトに連結してある。アクチュエータとプーリにより、キャリッジアセンブリは、これと係合された特定の器械にカフィードバックを、キャリッジアセンブリ520について上に述べたのとほぼ同じ仕方で提供できるようになっている。上に述べた通り特定の器械の座屈を防ぐために、ペローズ522が、サポート542とキャリッジアセンブリ706の間、キャリッジアセンブリ706と708の間、及びキャリッジアセンブリ708と710の間に配置してある。インタフェース装置は、各々、望みの数量の器械を収納するために、何らかの数量（例えば少なくとも1つ）のキャリッジアセンブリを有する何らかの数量（例えば少なくとも1つ）の構成体を含んでもよい。

30

40

【0073】

入れ子式の器械を収納するキャリッジアセンブリの配置を図16に示す。詳記すれば、器械アセンブリ330（例えばワイヤ302、カテーテル304及びシース306を含む）をペローズ522（図示なし）に通してインタフェース装置の構成体722に挿入する。これにより、キャリッジアセンブリ706は、上に述べた通りシースを掴むのに十分な寸法のコレット568を含む。カテーテルとワイヤは、キャリッジアセンブリ706を通過し、ペローズ522（図示なし）を通過して、カテーテルを掴むのに十分な寸法のコレット568を有するキャリッジアセンブリ708まで延びる。ワイヤは、更にキャリッジアセンブリ708を通過し、ペローズ522（図示なし）を通過して、ワイヤを掴むのに十分な寸法のコレット568を有するキャリッジアセンブリ710まで延びる。キャリッジア

50

センブリは各々、ガイドロッド516及び518（図示なし）を横断し、上に述べた通りそれぞれの器械にカフィードバックを提供する。

【0074】

インタフェースの働き方を図15に則して説明する。詳記すれば、器械アセンブリ（図示なし、例えばワイヤ、カテーテル及びシースを含む）及び別の器械（例えばカテーテル）を、対応するオリフィス712、714を通して挿入し、チューブ502を通してキャリッジアセンブリまで延ばす。構成体724が、上に述べた通り器械（例えばカテーテル）の操作を測定し、他方、器械アセンブリはキャリッジアセンブリ706、708及び710を通して延びる。キャリッジアセンブリ706、708、710は各々、適正な寸法のコレットを含み、上に述べた通り、特定の器械（例えばワイヤ、カテーテル及びシース）を捕捉し、その操作を測定し、該器械にカフィードバックを提供する。構成体722、724は、それぞれ対応する器械について測定された操作を指示する信号をコンピュータシステムに提供するように並行して働き、これで、コンピュータは、上に述べたのとほぼ同じ仕方で器械ごとにその操作が反映されるようにディスプレイを更新できるようになる。同様に、図11aのインタフェース装置は、上に述べたのと同じ仕方で複数の器械を扱う複数のキャリッジアセンブリを含んでもよい。

10

【0075】

器械を自動的に捕捉、解放できるようにするため、インタフェース装置は更に、図17a～17bに示す通りの自動捕捉/解放機構を含んでもよい。インタフェース装置は、図15に則して述べた構成体724と同様、ペローズ（図示なし）によって分離され、図16に示すのとほぼ同様の仕方で配置されたキャリッジアセンブリ706（図示なし）、708、710を含む構成体を有してよい。該機構は、図示されたキャリッジアセンブリ708、710に関連づけて図示してあり、そこで、該機構は、下に述べる通り両キャリッジアセンブリの間又は一方のキャリッジアセンブリとフレームの間で等しく使用してよい。キャリッジアセンブリ708、710は、更に自動捕捉/解放機構をより操作し易くする構成要素を含むことを除いて、上に述べたキャリッジアセンブリ708、710とほぼ同様である。詳記すれば、キャリッジアセンブリ710がその上部から延びるブラケット814を含むのに対し、キャリッジアセンブリ708は、その上部から延びるブラケット806を含む。キャリッジアセンブリ708、710を結合させるために、ロッド804がブラケット806、814の中に限定された開口部を通る形で配置してある。

20

30

【0076】

ブラケット814は、ロッド804と係合するようにばね押し式ナイロンプランジャを有するばねねじ816を含む。ばねねじは、ロッド804に加わる摩擦力を制御するために調節してよく、これにより、入れ子式の器械（例えばワイヤ302とカテーテル304）の間に生じた場合の摩擦がシミュレーションされる。ブラケット806は、ロッド804と係合するように止めねじ808を含み、これにより、ロッドの並進動作がキャリッジアセンブリ708の並進動作に 응답して始められる。ロッド804の遠位端に向けてストッパ818が止めねじ820を介して配置してある。ストッパは、ワイヤ302をカテーテル304に相対してインタフェース装置に挿入してよい距離を制限する。これは、例えば心臓プレーシングリードのような端を閉じた形の中空器械をシミュレーションするのに利用してよい。通常、リードを心臓の中に誘導できるように固まらせるためにワイヤスタイレットが利用される。このスタイレットは、リードがたわみ性のある状態に戻す処置が終了した時点で除去される。それ以上のスタイレットの挿入は、代表的にはリードの端によって阻止される。これは、ストッパ818の調節によってシミュレーションできる。

40

【0077】

トラベラー810が止めねじ812を介してロッド804に締め付けてある。トラベラーは、代表的には「T」形ブラケットによって実現させられ、望ましくは約90度回転させられ、キャリッジアセンブリ708の並進動作に 응답してロッド804とともに並進移動する。換言すれば、キャリッジアセンブリ710に 응답してキャリッジアセンブリ708が差動並進する結果、トラベラー810がキャリッジアセンブリ710に相対して差動

50

動作を起こす。ロッド動作の量は、ばねねじ 8 1 6 によってロッドに加えられた摩擦力によって部分的に求められる。トラベラーは、望ましくは、キャリッジアセンブリ 7 1 0 の一部と一致する形でロッド 8 0 4 にはめてある。加えて、レバー延長部 5 8 3 は、ピボットピン 5 6 4 及びインタフェースロッド 8 0 4 を越えて延びる突起 8 4 0 を含む。突起は、ブラケット 8 1 4 とトラベラー 8 1 0 の間に配置されたロッド 8 0 4 の一部をインタフェース接続する。トラベラー 8 1 0 は、下に述べる通り器械を捕捉、解放するために、レバー延長部 5 8 3 を回転させるように突起 8 4 0 を操作する。

【 0 0 7 8 】

キャリッジアセンブリ 7 1 0 は更に、ロッカー 8 2 4、引張ばね 8 3 2、ロッカーピボットピン 8 2 6、固定ピン 8 2 8、可動ピン 8 3 0 及び止めピン 8 3 8 を含み、各々、キャリッジアセンブリの上部に向けて配置してある。ロッカー 8 2 4 は、望ましくは、直線セクション 8 4 2、8 4 4 を有する「L」形ブラケットによって実現させられる。ロッカー 8 2 4 は、ロッカー直線セクションのインタフェース又は結合点に向けて配置されたロッカーピボットピン 8 2 6 を中心として回転する。可動ピン 8 3 0 は、直線セクション 8 4 4 の遠位端に向けて配置してあり、ロッカー動作と連動する。固定ピン 8 2 8 はロッカー 8 2 4 の遠位端に位置し、引張ばね 8 3 2 は固定ピンと可動ピンの間に位置し、両ピンに結合させてある。引張ばねは、トラベラー 8 1 0 を突起 8 4 0 に押し付けるのに利用され、これで、レバーのばね（例えば図 1 3 a のばね 5 7 6）のバイアスは克服され、レバー及び捕捉 / 解放機構は下に述べる通り操作されることになる。止めピン 8 3 8 はピボットピン 8 2 6 の近位端に位置し、これで、ロッカー 8 2 4 の回転が下に述べる通り制限される。

【 0 0 7 9 】

自動捕捉 / 解放機構の働き方について例を挙げて説明する。最初、ワイヤ 3 0 2 はキャリッジアセンブリ 7 1 0 によって捕捉され、カテーテル 3 0 4 の方はキャリッジアセンブリ 7 0 8 によって捕捉される（図 1 7 a）。ワイヤ 3 0 2 をインタフェース装置から引き抜くと、キャリッジアセンブリ 7 1 0 はキャリッジアセンブリ 7 0 8 に向けて引っ張られるが、キャリッジアセンブリ 7 0 8 の方は相対的に静止したままである（これは例えば、カテーテル 3 0 4 と係合しているキャリッジアセンブリ 7 0 8 をワイヤ 3 0 2 が通過したからである）。ロッカー 8 2 4 は最初、セクション 8 4 2 がトラベラー 8 1 0 をインタフェース接続する方向に向けられた状態で、引張ばね 8 3 2 によって加えられた時計回りのトルクによって止めピン 8 3 8 に押し付けられた位置にある。ロッカー 8 2 4 をトラベラー 8 1 0 に向けて引いていくにつれて、セクション 8 4 2 がトラベラーをインタフェース接続し、これにより、ロッカーがピボットピン 8 2 6 を中心として反時計回りに回転させられるようになる。引張ばね 8 3 2 が可動ピン 8 3 0 に力を加えていき、これで、ロッカーにトルクが生じてくる。ロッカー 8 2 4 が、直線セクション 8 4 4 をトラベラー 8 1 0 の近位側に接近できるようにするのに十分な量回転すると、引張ばね 8 3 2 によってロッカー 8 2 4 に加えられたトルクの向きは反時計回りに変わる。ロッカーが更に回転するにつれて、トルクは増大し、セクション 8 4 4 がトラベラー 8 1 0 の近位側をインタフェース接続し、これにより、トラベラーがキャリッジアセンブリ 7 1 0 に相対して遠ざかる方向に移動することになる。トラベラーは突起 8 4 0 と接触し、レバーにかかるバイアス力が克服されるのに応答してレバー延長部 5 8 3 をキャリッジアセンブリ 7 1 0 に向けて回転させ、それで、ワイヤ 3 0 2 を解放するようになる（図 1 7 b）。ワイヤ 3 0 2 がキャリッジアセンブリ 7 1 0 から解放され、キャリッジアセンブリ 7 0 8、7 1 0 は、引張ばね 8 3 2 が延長部 8 4 4 をトラベラー 8 1 0 の近位側に押し付けるように保持してくれるため、互いに相対する位置を維持する。ワイヤは、下に述べる通り引き抜いて別の器械と交換してよい。

【 0 0 8 0 】

新たな器械をカテーテル 3 0 4 を通して挿入し、インタフェース装置の中に入れてよい。挿入された器械は、キャリッジアセンブリ 7 1 0 にまで延びる。挿入の力が増すと、キャリッジアセンブリ 7 1 0 は、キャリッジアセンブリ 7 0 8 から遠ざかる方向に移動させ

10

20

30

40

50

られる。ロッカー 824 のセクション 844 がトラベラー 810 をインタフェース接続し、これにより、ロッカーは引き続き時計回りに回転させられる。ロッカー 824 が回転するにつれて、引張ばね 832 によって加えられたトルクは反時計回りの方向で減少し、究極的に時計回りの方向に変わる。ロッカー 824 が、セクション 842 をトラベラー 810 の遠位側に接近できるようにするのに十分な量回転すると、止めピン 838 がロッカー 824 の回転を制限する。レバー延長部 583 にかかるばねバイアス力によって、下に述べる通り、レバーは新たな器械を捕捉する方向に回転させられる(図 17a)。こうして、シミュレーション処置の間の器械の挿入又は交換は、レバー延長部 583 を手動で回転させる必要なしに現実的な仕方で行うことができる。

【0081】

上に述べた自動捕捉/解放機構は通常、キャリッジアセンブリ 708 と 710 の間、キャリッジアセンブリ 706 と 708 の間(図 15 及び 16)、及びキャリッジアセンブリ 706 とフレーム近位端又はサポートの間で上に述べたのとほぼ同じ仕方で使用される。詳記すれば、キャリッジアセンブリ 706、708、710 は各々、代表的には、上に述べたキャリッジアセンブリ 708、710 の機構構成要素を含む(例えば図 17a ~ 17b に示すキャリッジアセンブリ 708 の構成要素 806 及び 890)。上に述べた通り対応するロッドをインタフェース接続するために適切な構成要素が配置してあり(例えばキャリッジアセンブリが含むか又は使用してはならない構成要素はいくつかあり、例えばキャリッジアセンブリ 710 のブラケット 806 (図示なし)は、該アセンブリが特定の配置において後続にアセンブリに結合させられないので、代表的には使用されない)、これにより、独立したロッドが、キャリッジアセンブリ 708 と 710 の間、キャリッジアセンブリ 706 と 708 の間、及びキャリッジアセンブリ 706 とインタフェース装置のフレームの間に配置される。キャリッジアセンブリ 706 と結合したロッドは、上に述べたブラケット 806 の機能と同様にアースとして働くようにフレームに取り付けてある。機構は、キャリッジアセンブリ 706、708、710 によるシース、カテーテル及びワイヤの自動的な捕捉及び解放を上に述べたのとほぼ同じ仕方で行う容易にする形で実現させられる。加えて、自動捕捉/解放機構は、レバーのバイアスを克服し、レバーを望みの方向に回転させるだけの磁力を発生させるために、図 3 に則して上に述べた磁石と同様の磁石(例えばキャリッジアセンブリ上に配置された磁石や、ロッド 804 又は他のサポートの上に配置された磁石)を変更可能に利用してよい。同様に、自動捕捉/解放機構は、図 3 のシステムにおいて内側チューブを外側チューブの中に保つのに利用してよい。この機能の構成要素は、上に述べたキャリッジアセンブリの配置と同様の仕方で行う内側チューブ及び外側チューブに取り付けてよい。

【0082】

上に述べた、そして図面に描かれた実施例が、医療処置シミュレーションシステムに器械をインタフェース接続するためのインタフェース装置及び方法を実現させる多くの方法のごく一部にすぎないことは、認識されよう。

【0083】

本発明のインタフェース装置は、様々な細長い器械又は他の器械(例えば内視鏡、カテーテル、ワイヤ、シース等)とともに、様々な医療処置のシミュレーションに利用してよく、ここに開示された特定の器械又は特定の用途に制限されない。医療処置シミュレーションシステムのコンピュータシステムは、従来型の、又は他の何らかの処理システムによって実現させてよい。通信インタフェースは、インタフェース装置と処理システムの間で互換性を確保するため、信号を転送及び/又は変換する回路(例えばアナログ/デジタル変換器、デジタル/アナログ変換器等)及び/又はプロセッサを含んでもよい。通信インタフェースの機能は、更にインタフェース装置又は処理システムの内部で果たされてもよい。

【0084】

内視鏡又は他の器械は、様々な事象をシミュレーションするために様々なスイッチ、ボタン、ダイヤル又はレバーを含んでもよい。例えば、洗浄や吸引のシミュレーション、及

10

20

30

40

50

びストップモーションや動く映像に戻す操作を含むビデオ撮影のシミュレーションに内視鏡スイッチを使用してよい。インタフェース装置及び器械捕捉機構は、内視鏡処置の間に使用された器械を使って医師が訓練できるようにするために実際の内視鏡とともに使用してよい。内視鏡は更に、様々なスイッチ又はレバーにおけるカフィードバックを含んでもよい。カフィードバックは、静的な力又は動的な力を内視鏡構成要素に加えるように構成されたアクチュエータによって実行されてよい。アクチュエータは、望みの力をもたらすように調節してよい。

【 0 0 8 5 】

インタフェース装置及び器械のエンコーダは、従来型の、又は他の何らかのエンコーダ又は装置、例えば光学エンコーダ、アナログエンコーダ、ポテンショメータ等によって実現させてよい。インタフェース装置の並進測定エンコーダは、あるいは、目標の細い線を読むリニアエンコーダ、代表的には、トロリ、キャリヤ又はキャリッジの運動路に沿って配置された、明暗の帯を有するリニアエンコーダによって実現させられる。カフィードバックは、動作を止めるのに摩擦力（例えばフレーム、ガイドロッド又はガイドレールに対抗する摩擦力）を利用するトロリ、キャリヤ又はキャリッジに取り付けられた受動型又は能動型の制動機構又は能動型モータ又は他のアクチュエータを介してインタフェース装置によって提供されてよい。その上、器械の回転動作を阻止するためには、上に述べたカフィードバックユニットと同様の補助のカフィードバックユニットを使用してよい。

【 0 0 8 6 】

インタフェース装置は、鼻孔、口、耳、肛門、尿道等の何らかの解剖サイトを利用してよい。更に、外科的に作られたオリフィスのような何らかの種類オリフィスを利用してよい（例えば腹腔鏡処置のために胃の作られた開口部）。上に述べたインタフェース装置は各々、ピボット式エントリサイトを含んでもよく、これにより、サイトは望みの位置又は望みの向きで旋回させることができる。その上、インタフェース装置は、サイトを特定のどんな自由度でも、どんな量でも旋回させることのできる従来型の、又は他の何らかのピボット機構を含んでもよい。シミュレーションシステムは、望みのどんな解剖サイトも、どんなオリフィスも同様にシミュレーションしてよい。加えて、インタフェース装置は、エントリサイトの向きを測定し、この測定された無機に基づいて処置をシミュレーションシステムでシミュレーションできるようにするために、上に述べた通りの補助のエンコーダを含んでもよい。

【 0 0 8 7 】

捕捉機構は、力及びトルクの伝達を可能にする従来型の、又は他の何らかの装置、例えばコレット（例えば何らかのタイプの標準コレット（例えばばね又はねじ）、チャック、クイックコネクタ（例えば高圧ホースに使用されるような標準クイックコネクタ）、又は急速継手タイプの装置によって実現させてよい。捕捉機構は、捕捉の効果をもたらす機械的な装置、磁気的な装置（例えばソレノイドやブランジャ）、空気圧又は他の装置を利用してよい。自動補角機構は、捕捉／解放の時期を感知するセンサ及びコンピュータ制御を利用してよい。更に、本発明は通常、メス型の捕捉機構を利用するが、インタフェース装置の内側で伸張可能なオス型取付具に密着するように先端を改良した器械であってもよい（例えばはさみ形、バルーン形、円錐形くさびによって外へ押されるボール形等）。捕捉機構及びコレットは、特定の器械に適応できれば、どんなサイズ、どんな形であってもよい。キャリヤ又はキャリッジは、ガイドロッドを介して支持してあってもよいが、キャリヤ又はキャリッジが、押込空気が通る穴をあけた表面によって支持されたベースを含み、そのため、キャリヤ又はキャリッジと支持表面の間に空気の薄い層ができる構造である場合は、空気軸受を介して支持してよい。これで、摩擦のきわめて小さいフリクションガイドが出来上がる。キャリッジは、捕捉／解放を容易にする何らかの方式で操作される従来型のレバー又はスイッチを利用してよい。インタフェース装置は、どれだけの数量であっても、入れ子式の器械又は他の器械を収納するだけの数量（例えば少なくとも1つ）のトロリ、キャリヤ及びキャリッジを含んでもよい。

【 0 0 8 8 】

本発明の様々なエンコーダ、アクチュエータ、プーリ、ベルト及び他の構成要素は、上述の機能を果たす従来型の、又は他の何らかのタイプの構成要素によって実現させてよい。かかる構成要素は、どんな形、どんなサイズであってもよく、適当などんな材料でできていてもよく、また、インタフェース装置の中にどんな形式で配置してあってもよい。トロリ、キャリア及びキャリッジは、どんな形、どんなサイズであってもよく、従来型の、又は他の何らかの装置、例えばホイール、ガイドレール、軌道、空気軸受を含む十分すり易い表面等を介して移動してよい。ベルトは、適当などんな材料でできていてもよく、何らかのベルト、ケーブル、ロープ、チェーン又は他の適当な装置によって実現させてよい。ベルトは、インタフェース装置の中にどんな形式で配置してあってもよい。プーリは、ベルトと両立し得る何らかのタイプのプーリ、ギヤ又は他の装置によって実現させてよい。インタフェース装置のハウジング、フレーム及び構成要素は、どんなサイズ、どんな形であってもよく、適当などんな材料でできていてもよい。インタフェース装置の様々なチューブ（例えば内側チューブ、外側チューブ、ガイドチューブ等）は、どんなサイズ、どんな形、どんな長さであってもよく、適当などんな材料でできていてもよい。

【0089】

本発明で使用される止めねじは、従来型の止めねじ、又は器械を掴むのに適した他の何らかの装置によって実現させてよい。インタフェース装置の内側チューブ又は外側チューブは、従来型の、又は他の何らかの手段を介してフレーム及び/又はトロリ、キャリア又はキャリッジに取り付けてよい。ペローズは、どれだけの数量、どんな形、どんなサイズであってもよく、適当などんな材料でできていてもよい。ペローズは、器械を支持し、座屈を防ぐことのできるどんな装置によって実現させてもよい。詳記すれば、この明細書では入れ子式のチューブ又はペローズによって提供される座屈防止機能を、キャリッジの一部分（例えば捕捉機構及び設けられていないか又は1つもしくは複数のセンサ）及び医療ツールがチューブの内側を移動する一方、キャリッジの残りの部分がスリットの外側を移動することができるようにスリットを付けたチューブによって提供してもよい。スリットは、医療ツールがスリットを通り抜けて歪むのを防ぐのに十分なほど細幅であるが、キャリッジの2つの部分をチューブの内側と外側で結合させるのに十分広い幅を有する。中実材料の表面に近いところで該表面に平行にあげ、中にスリットを切った長穴でスリットチューブを代用させてよい。フォームブロックは、十分な弾性を有する材料によって実現させてよい。自動捕捉機構は、どれだけの数量（例えば少なくとも1つ）、どんな形（例えば円形又は矩形）、どんなサイズのロッドを利用してもよい。かかる機構は、捕捉/解放のためにレバーを回転させるのに機械的な力、電気的な力又は他の何らかの力を利用してよい（例えば磁石、ばね、ゴムバンド等）。同様に、これらの装置は、捕捉/解放を可能にするために内側チューブ及び外側チューブとともに利用してもよい。機構は、特定の器械と自動的に係合するようにどれだけの数量を利用してもよく、どれだけの数であれ、互いに同軸の器械まで延びてよい。

【0090】

様々なインタフェース装置の実施例は、様々な器械を収納できるように個々別々に実現させても組み合わせた形で実現させてもよい。更に、インタフェース装置の中で器械の操作を測定し、カフィードバックを提供する様々な仕方を上述の実施例のどれに利用してもよい。

【0091】

用語「上部」、「下部」、「底部」、「側部」、「長さ」、「上へ」、「下へ」、「前」、「後」、「背」、「時計回り」及び「反時計回り」は、この明細書では単に参照箇所を説明するために便宜上使用したものであり、本発明を特定の構成又は特定の方向に制限するものではない。

【0092】

以上の説明から、本発明が、様々な医療処置の実践をシミュレーションする医療処置シミュレーションシステムに様々な器械をインタフェース接続するための新規のインタフェース装置及び方法を実用化するものであることは認識されよう。

10

20

30

40

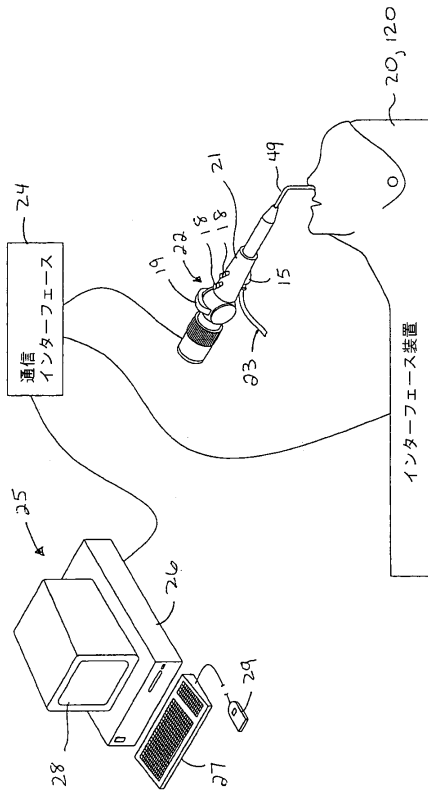
50

【0093】

医療処置シミュレーションシステムに様々な器械をインタフェース接続するための新たな、改良されたインタフェース装置及び方法の実施例を説明した今、ここに教示したところから見て他の改良、変種及び変更が当業者に提案されるものと思う。よって、そのような変種、改良及び変更がすべて、付記請求項によって限定された本発明の範囲に属することは理解されよう。

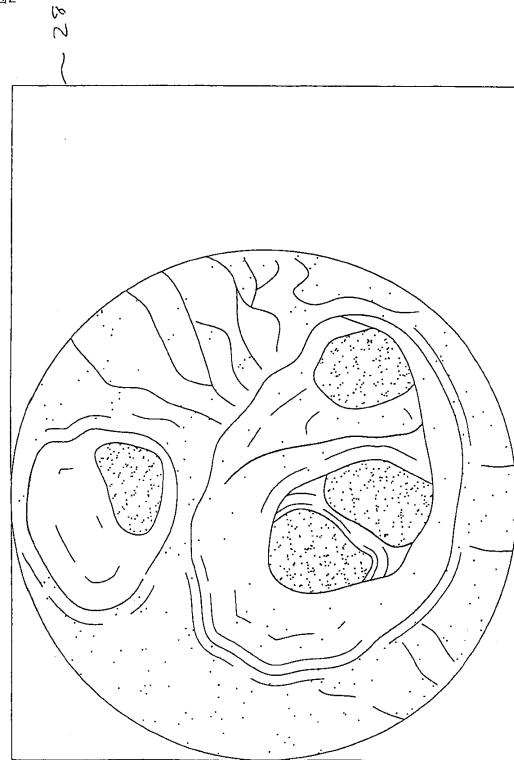
【図1】

図1



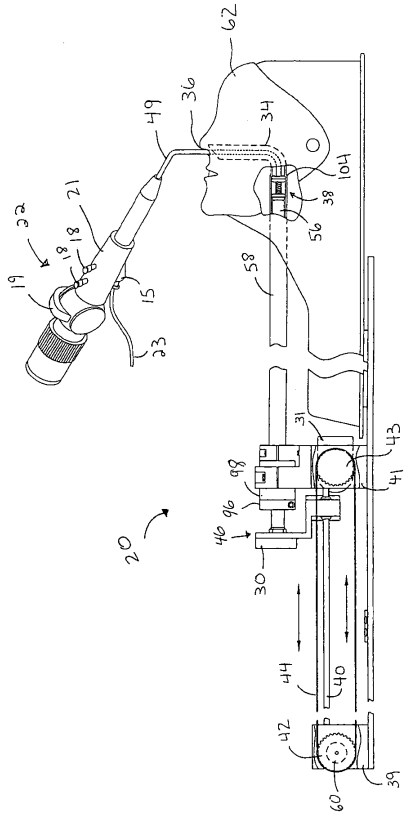
【図2】

図2



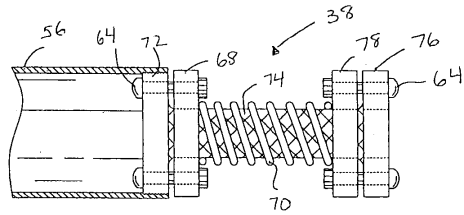
【 図 3 】

図3



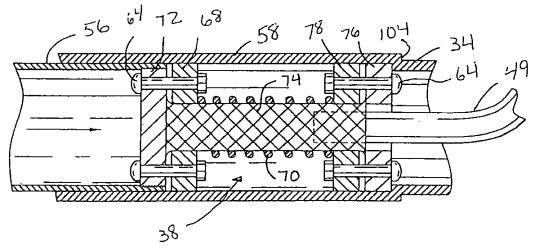
【 図 4 】

図4



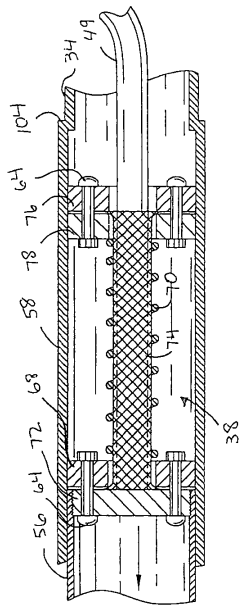
【 図 5 】

図5



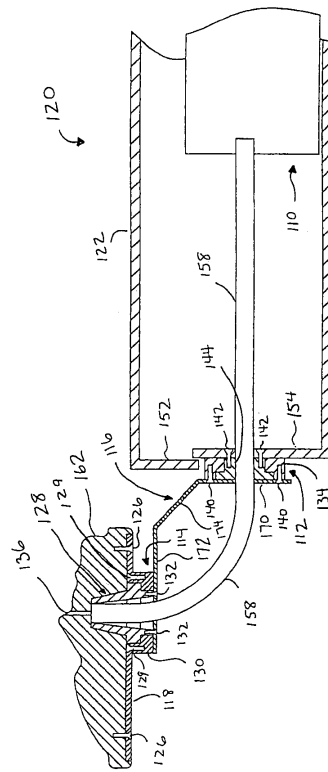
【 図 6 】

図6



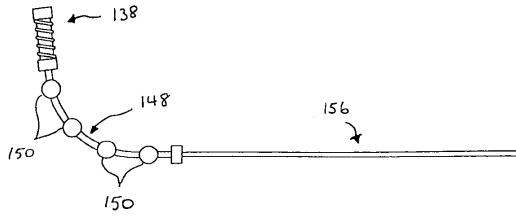
【 図 7 】

図7



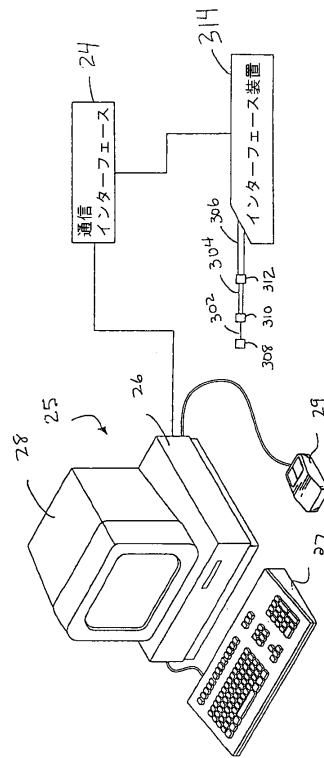
【図8】

図8



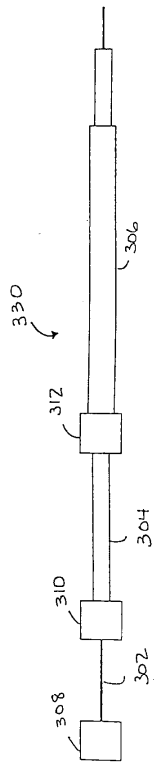
【図9】

図9



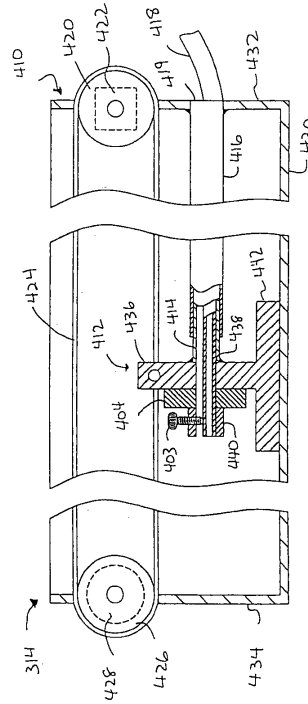
【図10】

図10



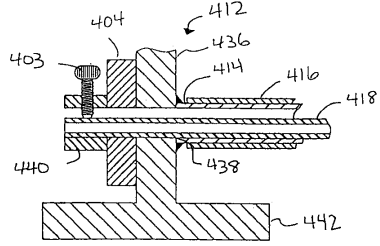
【図11a】

図11a



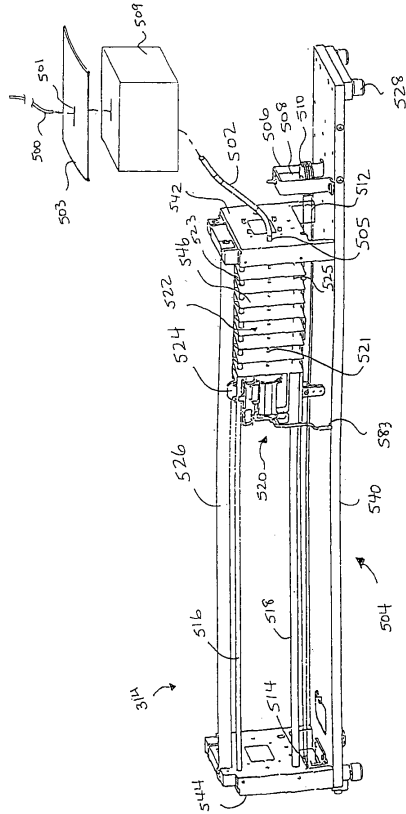
【 11 b 】

11b



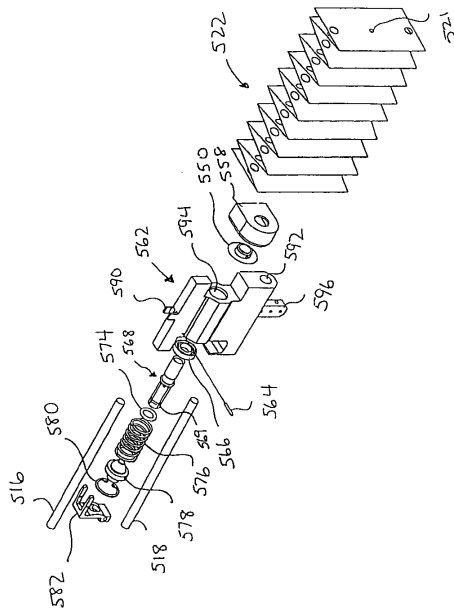
【 12 】

12



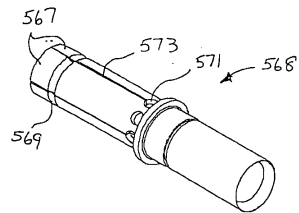
【 13 a 】

13a



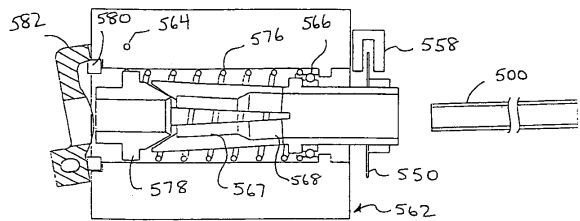
【 13 b 】

13b

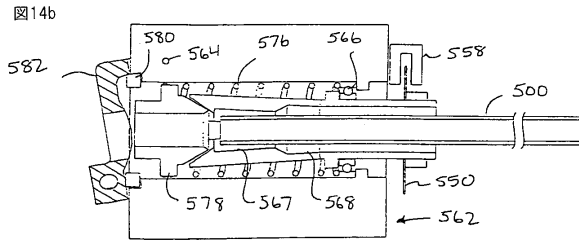


【 14 a 】

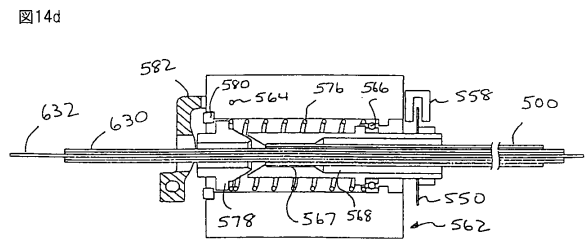
14a



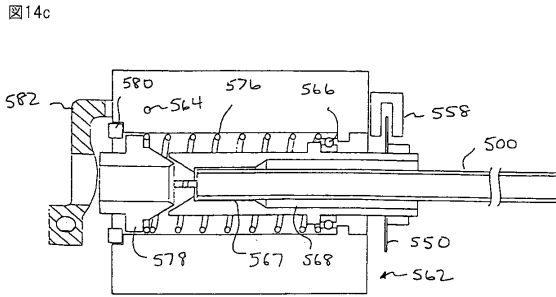
【図14b】



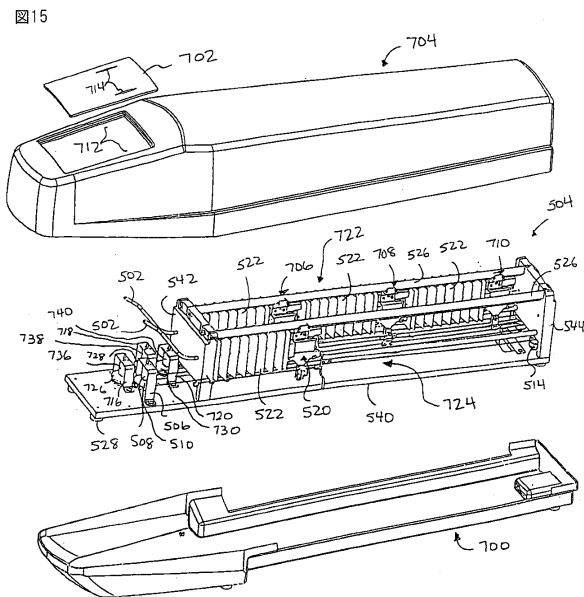
【図14d】



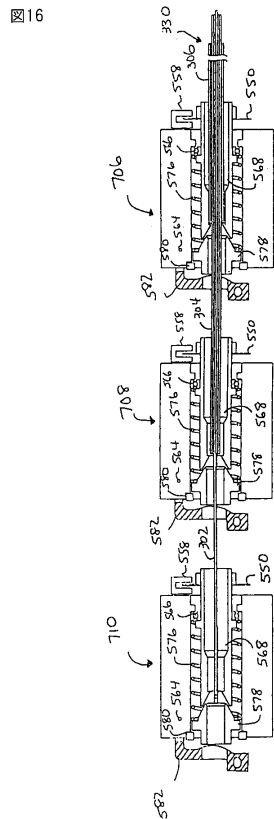
【図14c】



【図15】



【図16】



フロントページの続き

(31)優先権主張番号 60/116,545

(32)優先日 平成11年1月21日(1999.1.21)

(33)優先権主張国 米国(US)

(72)発明者 ブラウン, ジェイ. マイケル

アメリカ合衆国, ワシントン ディーシー 20009, ノースウエスト #200, アール ス
トリート 1759-1/2

(72)発明者 カバハグ, エリク

アメリカ合衆国, バージニア 22033, フェアファックス, ルーカス ドライブ 12491

(72)発明者 チャーチル, フィリップ ジェイ.

アメリカ合衆国, メリーランド 20905, シルバー スプリング, エマーソン ドライブ 1
7229

(72)発明者 コーヘン, ロバート エフ.

アメリカ合衆国, メリーランド 20886, パートンズビル, ゲートウェイ テラス 3827

(72)発明者 カニンガム, リチャード エル.

アメリカ合衆国, バージニア 22202, アーリントン, サウス フィフティーンズ ストリ
ート 630ビー

(72)発明者 フェルドマン, ベン

アメリカ合衆国, バージニア 22101, マクリーン, グレート フォールズ ストリート 1
632

(72)発明者 フォンテイン, ディエゴ

アメリカ合衆国, ニューヨーク 10901, モンテベロ, ダイヤモンド コート 1

(72)発明者 メリル, グレゴリー エル.

アメリカ合衆国, メリーランド 20815, チェビイ チェイス, リーランド ストリート 4
822

(72)発明者 ターチ, マリオ

アメリカ合衆国, ニュージャージー 07605, レオニア, レオニア アベニュー 275

審査官 古川 直樹

(56)参考文献 英国特許出願公開第02252656(GB, A)

国際公開第96/028800(WO, A1)

特表平06-506301(JP, A)

米国特許第04642055(US, A)

米国特許第05704791(US, A)

国際公開第95/002233(WO, A1)

特公平04-006954(JP, B2)

実公昭58-053573(JP, Y2)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G09B 1/00 - 9/56

G09B 17/00 - 19/26

G09B 23/00 - 29/14

A61B 19/00

A61B 1/00

专利名称(译)	用于将仪器连接到医疗模拟系统的接口设备和方法		
公开(公告)号	JP4801213B2	公开(公告)日	2011-10-26
申请号	JP2010226893	申请日	2010-10-06
[标]申请(专利权)人(译)	沉浸医疗团雷开球德		
申请(专利权)人(译)	沉浸医疗, 团雷开球德		
当前申请(专利权)人(译)	沉浸医疗, 团雷开球德		
[标]发明人	アレクサンダーデイビッド ブラウンジェイマイケル カバハグエリク チャーチルフィリップジェイ コーヘンロバートエフ カニンガムリチャードエル フェルドマンベン フォンテインディエゴ メリルグレゴリーエル ターチマリオ		
发明人	アレクサンダー, デイビッド ブラウン, ジェイ. マイケル カバハグ, エリク チャーチル, フィリップ ジェイ. コーヘン, ロバート エフ. カニンガム, リチャード エル. フェルドマン, ベン フォンテイン, ディエゴ メリル, グレゴリー エル. ターチ, マリオ		
IPC分类号	G09B9/00 G09B23/28 A61B1/00 A61B19/00		
CPC分类号	G09B23/285		
FI分类号	G09B9/00.Z G09B23/28 A61B1/00.320.Z A61B1/00.300.B A61B1/00.650 A61B1/01		
F-TERM分类号	2C032/CA01 2C032/CA06 4C061/GG11 4C161/GG11 4C161/JJ08 4C161/JJ10		
代理人(译)	石田 敬		
审查员(译)	古川直树		
优先权	60/072672 1998-01-28 US 60/105661 1998-10-26 US 60/116545 1999-01-21 US		
其他公开文献	JP2011028293A		
外部链接	Espacenet		
摘要(译)			

要解决的问题：增强医疗程序模拟系统内部的现实感。解决方案：用于将仪器连接到医疗过程模拟系统的接口设备和方法用于将模拟医疗仪器形式的外围设备连接到医疗过程模拟系统的计算机25，以实现医疗过程的模拟。接口装置20包括壳体，壳体具有主体的模拟受影响部分，以便于将诸如内窥镜管的模拟器械22插入到接口装置中。模拟受影响的身体部分可以是可枢转的以模拟各种患者取向。仪器由捕获机构接合，以测量仪器的旋转和平移运动。致动器设置在接口装置内，以向仪器提供力反馈。Z

1

