

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-21355

(P2005-21355A)

(43) 公開日 平成17年1月27日(2005.1.27)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 1/00

A 6 1 B 6/03

A 6 1 B 19/00

F I

A 6 1 B 1/00 3 2 0 A

A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

A 6 1 B 6/03 3 7 7

A 6 1 B 19/00 5 0 2

テーマコード (参考)

4 C 0 6 1

4 C 0 9 3

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2003-189785 (P2003-189785)

(22) 出願日 平成15年7月1日(2003.7.1)

(71) 出願人 000000376

オリンパス株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 藤田 征哉

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

(72) 発明者 五反田 正一

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ

リンパス光学工業株式会社内

Fターム(参考) 4C061 CC06 GG22

4C093 AA22 CA23 FF13 FF42 FG05

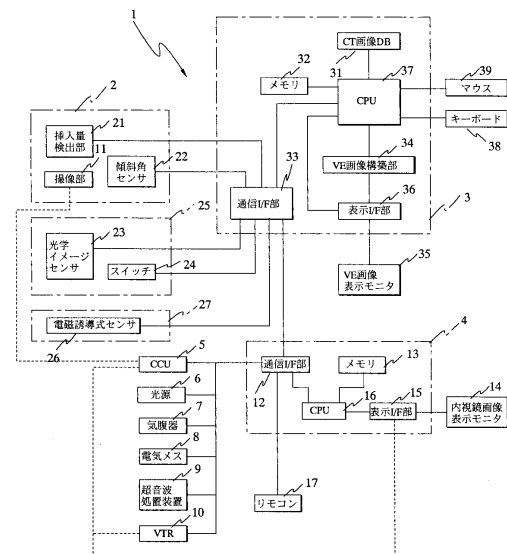
(54) 【発明の名称】 手術支援装置

(57) 【要約】

【課題】簡単でかつリアルタイムに、ライブの内視鏡画像に対応した仮想画像を提供することで手術を支援する。

【解決手段】手術支援装置1は、硬性鏡2、VE画像生成装置3、システムコントローラ4、CCU5、光源装置6、気腹器7、電気メス8、超音波処置装置9、VTR10等より構成され、VE画像生成装置3は、複数のCT画像より構築されたCT画像DBを格納している記録部31と、挿入量検出部21、傾斜角センサ22、XY挿入点計測装置25、Z点挿入点計測装置27及びシステムコントローラ4とデータの送受を行う通信I/F部33と、通信I/F部33により得られた各種データ及びCT画像DBのCT画像に基づきVE画像を構築するVE画像構築部34とを備えて構成される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

視野方向を特定可能な内視鏡を体腔内に刺入し該内視鏡により撮像された内視鏡画像による観察下で行われる手術を支援する手術支援装置において、
前記体腔内の複数の C T 画像データを記憶する C T 画像記憶手段と、
前記内視鏡の前記体腔内への挿入位置を検出する挿入位置検出手段と、
前記内視鏡の挿入量を検出する挿入量検出手段と、
前記内視鏡の挿入傾斜角を検出する挿入傾斜角検出手段と、
前記挿入位置、前記挿入量及び前記挿入傾斜角に基づき、前記複数の C T 画像データより前記内視鏡画像とリアルタイムに同期した仮想内視鏡像を構築する仮想画像構築手段と
を備えたことを特徴とする手術支援装置。 10

【請求項 2】

前記仮想内視鏡像は、前記内視鏡画像と視線方向及び倍率が一致した画像であることを特徴とする請求項 1 に記載の手術支援装置。

【請求項 3】

前記仮想内視鏡像は、前記内視鏡画像での血管配置を示す血管配置仮想画像であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の手術支援装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

20

本発明は、画像を用いて手術を支援する手術支援装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、画像による診断が広く行われるようになっており、例えば X 線 C T (C o m p u t e d T o m o g r a p h y) 装置等により被検体の断層像を撮像することにより被検体内の 3 次元的なバーチャル画像データを得て、該バーチャル画像データを用いて患部の診断が行われるようになってきた。

【0003】

C T 装置では、X 線照射・検出を連続的に回転させつつ被検体を体軸方向に連続送りすることにより、被検体の 3 次元領域について螺旋状の連続スキャン（ヘリカルスキャン：h e l i c a l s c a n）を行い、3 次元領域の連続するスライスの断層像から、3 次元なバーチャル画像を作成することが行われる。 30

【0004】

そのような 3 次元画像の 1 つに、肺の気管支の 3 次元像がある。気管支の 3 次元像は、例えば肺癌等が疑われる異常部の位置を 3 次元的に把握するのに利用される。そして、異常部を生検によって確認するために、気管支内視鏡を挿入して先端部から生検針や生検鉗子等を出して組織のサンプル（s a m p l e）を採取することが行われる。

【0005】

気管支のような多段階の分岐を有する体内の管路では、異常部の所在が分岐の末梢に近いとき、内視鏡の先端を短時間で正しく目的部位に到達させることが難しいために、例えば 40 特開 2 0 0 0 - 1 3 5 2 1 5 号公報等では、被検体の 3 次元領域の画像データに基づいて前記被検体内の管路の 3 次元像を作成し、前記 3 次元像上で前記管路に沿って目的点までの経路を求め、前記経路に沿った前記管路の仮想的な内視像を前記画像データに基づいて作成し、前記仮想的な内視像を表示することで、気管支内視鏡を目的部位にナビゲーションする装置が提案されている。

【0006】

ところで、腹部領域の体内の臓器を被検体とする診断においては、従来より、上記同様に主に腹部領域内の被検体の 3 次元的なバーチャル画像を作成し、これを表示しながら診断するための画像解析ソフトが実用化されている。

【0007】

50

この種の画像解析ソフトを用いた画像システムは、医師が術前に予め患者の腹部領域内等の被検体の病変部の変化をそのバーチャル画像を見ながら把握するための診断に用いられており、通常、デスク上で行われているが一般的である。

【0008】

【特許文献1】

特開2000-135215号公報

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

従来より、腹部領域の体内の被検体に対する手術を行う場合にも、体内の被検体の異常部の情報を、必要に応じて術者に対して迅速に提供することが望まれている。

10

【0010】

しかしながら、上述した画像解析ソフトを用いた画像システムは、あくまでも腹部領域の被検体のバーチャル画像を見ながら診断を行うといった術前に使用するものであり、実際の清潔域である内視鏡システムと併用して実際の手術に使用することはできず、つまり、術者に対して必要な被検体の情報を提供することはできない。

【0011】

また、例えば実際に手術を行う清潔域の内視鏡システムと、非清潔域の前記画像表示システムをオペレータ側に配置してシステムを構築することも考えられるが、手術中の術者に対して必要に応じて被検体の3次元画像を迅速に提供し、あるいは術者の要求に応じて必要な被検体の情報のみを提供しようとするシステムは未だに提案されてはおらず、実際にこのようなシステムを構築しようとする、煩雑な構成であるためにシステムが大型化になってしまい、システム全体のコストも高価となってしまう。

20

【0012】

また、前記従来の特開2000-135215号公報に記載のナビゲーション装置は、被検体の3次元領域の画像データに基づいて前記被検体内の管路の3次元像を作成し、この3次元画像を表示することはできるが、上述したようにこの3次元像上で前記管路に沿って目的点までの経路を求め、前記経路に沿った前記管路の仮想的な内視像を前記画像データに基づいて作成し、前記仮想的な内視像を表示して、気管支内視鏡を目的部位にナビゲーションする目的のものであって、内視鏡視野方向が限定される気管支などの体内の管路への内視鏡挿入時のナビゲーションには使い勝手が良いが、腹部領域の被検体の手術を行う腹腔鏡などの内視鏡の挿入方向が限定されない体腔内のバーチャル画像を見たい症例には使い勝手が悪く、つまり、腹腔鏡を含む内視鏡システムには適合してはいないといった不都合があった。

30

【0013】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、簡単でかつリアルタイムに、ライブの内視鏡画像に対応した仮想画像を提供することで手術を支援することのできる手術支援装置を提供することを目的としている。

【0014】

【課題を解決するための手段】

本発明の手術支援装置は、視野方向を特定可能な内視鏡を体腔内に刺入し該内視鏡により撮像された内視鏡画像による観察下で行われる手術を支援する手術支援装置において、前記体腔内の複数のCT画像データを記憶するCT画像記憶手段と、前記内視鏡の前記体腔内への挿入位置を検出する挿入位置検出手段と、前記内視鏡の挿入量を検出する挿入量検出手段と、前記内視鏡の挿入傾斜角を検出する挿入傾斜角検出手段と、前記挿入位置、前記挿入量及び前記挿入傾斜角に基づき、前記複数のCT画像データより前記内視鏡画像とリアルタイムに同期した仮想内視鏡像を構築する仮想画像構築手段とを備えて構成される。

40

【0015】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照しながら本発明の実施の形態について述べる。

50

【0016】

図1ないし図24は本発明の一実施の形態に係わり、図1は手術支援装置の硬性を示す構成図、図2は図1の硬性鏡の使用状態を示す図、図3は図2の硬性鏡の構成を示す図、図4は図2のトラカルの要部の構成を示す図、図5は図1のXY挿入点計測装置の上面を示す上面図、図6は図1のXY挿入点計測装置の側面を示す側面図、図7は図1のXY挿入点計測装置の背面を示す背面図、図8は図1のZ挿入点計測装置の構成を示す図、図9は図1の手術支援装置の処理の流れを示すフローチャート、図10は図9のXY挿入点計測処理の流れを示すフローチャート、図11は図10のXY挿入点計測処理を説明する第1の図、図12は図10のXY挿入点計測処理を説明する第2の図、図13は図10のXY挿入点計測処理を説明する第3の図、図14は図9のZ挿入点計測処理の流れを示すフローチャート、図15は図14のZ挿入点計測処理を説明する第1の図、図16は図14のZ挿入点計測処理を説明する第2の図、図17は図9の処理で構築・生成されたVE画像を表示するVE表示画面を示す図、図18は図1の内視鏡画像表示モニタに表示される内視鏡画像の第1の例を示す図、図19は図18の内視鏡画像に対応して表示されるVE表示画面を示す図、図20は図1の内視鏡画像表示モニタに表示される内視鏡画像の第2の例を示す図、図21は図20の内視鏡画像に対応して表示されるVE表示画面を示す図、図22は図1の内視鏡画像表示モニタに表示される内視鏡画像の第3の例を示す図、図23は図22の内視鏡画像に対応して表示されるVE表示画面を示す図、図24は図23のVE画像の倍率を変更したVE表示画面を示す図である。

10

【0017】

図1に示すように、本実施の形態の手術支援装置1は、硬性鏡2、VE画像生成装置3、システムコントローラ4、CCU5、光源装置6、気腹器7、電気メス8、超音波処置装置9、VTR10等を手術室に配置して構成される。

20

【0018】

硬性鏡2の撮像部11で撮像された撮像信号はCCU5に伝送され画像処理された後に画像を録画するVTR10及びシステムコントローラ4に出力される。

【0019】

システムコントローラ4は、CCU5、光源装置6、気腹器7、電気メス8、超音波処置装置9、VTR10の各装置と設定情報を送受する通信I/F部12と、各種プログラムを格納しているメモリ13と、CCU5からの画像信号を内視鏡画像表示モニタ14に表示させる表示I/F部15と、これら各部を制御するCPU16とから構成される。なお、CPU16には通信I/F部12を介してリモコン17が接続され、このリモコン17により各種データの入力が可能となっている。

30

【0020】

硬性鏡2には、後述するように、硬性鏡2の挿入量を検出する挿入量検出部21、硬性鏡2の挿入傾斜角を検出する傾斜角センサ22、硬性鏡2の挿入点のXY座標を測定する光学イメージセンサ23及びスイッチ24からなるXY挿入点計測装置25及び硬性鏡2の挿入点のZ座標を測定する電磁誘導センサ26からなるZ点挿入点計測装置27が設けられている。

【0021】

VE画像生成装置3は、予めCT装置（図示せず）により得られたCT画像に基づき硬性鏡2が撮像した内視鏡画像にリアルタイムで且つ視線方向が一致した仮想的な画像であるバーチャルエンドスコーピー画像（VE画像）を生成する装置である。

40

【0022】

具体的には、VE画像生成装置3は、複数のCT画像より構築されたCT画像DB（データベース）を格納している記録部31と、各種プログラムを格納しているメモリ32と、挿入量検出部21、傾斜角センサ22、XY挿入点計測装置25、Z点挿入点計測装置27及びシステムコントローラ4の通信I/F部12とデータの送受を行う通信I/F部33と、通信I/F部33により得られた各種データ及びCT画像DBのCT画像に基づきVE画像を構築するVE画像構築部34と、VE画像構築部34が構築したVE画像をV

50

E画像表示モニタ35に表示させる表示I/F部36と、これら各部を制御するCPU37とから構成され、CPU37には各種データを入力するためのキーボード38及びマウス39が接続されている。

【0023】

硬性鏡2は、図2に示すように、トラカール41、42を介して電気メス6や超音波処置装置等の処置具43と共に患者40の体内に挿入される。

【0024】

硬性鏡2は、図3に示すように、挿入基端側にTVカメラ44を備え、さらに挿入基端側の把持部45には傾斜角センサ22が設けられている。この傾斜角センサ22はジャイロ等により硬性鏡2の挿入傾斜角を計測しVE画像生成装置3に出力する。

10

【0025】

また、図4に示すように、硬性鏡2の挿入部46を患者40の体内へと導くトラカール41の基端側には挿入量検出部21が設けられており、挿入量検出部21は、挿入部46の外周面と接触し挿入部46の挿入に従って回転するローラ47と、ローラ47の回転量を検出し挿入部46の挿入量としてVE画像生成装置3に出力するロータリーエンコーダ48とから構成される。

【0026】

XY挿入点計測装置25は、図5ないし図7に示すように、公知の光学式マウスとほぼ同様な構成をなしており、上面に挿入点を確定するためのスイッチ24を有し、背面には移動量を検出する光学イメージセンサ23及びスイッチ24と連動して患者40の体表面に

20

【0027】

Z点挿入点計測装置27は、図8に示すように、患者40が横たわる手術台50に鉛直方向に支持棒51を支持・固定する固定部材52と、トラカール41を支持棒51より直角に延出したトラカール41を保持するトラカール保持部53と、トラカール保持部53の支持棒51の軸方向(Z方向)の移動量を検出しVE画像生成装置3に出力する電磁誘導センサ26を内蔵した計測部54とから構成される。

【0028】

このように構成された本実施の形態の作用について説明する。図9に示すように、ステップS1においてXY挿入点計測装置25によるXY挿入点計測処理を実行する。このXY挿入点計測処理の詳細は後述する。

30

【0029】

XY挿入点計測装置25によりXY挿入点計測がなされると、ステップS2においてXY挿入点計測装置25のポインタ50によりマークされた位置にトラカール41を配置して患者40の体内に刺入し、ステップS3においてZ挿入点計測装置27によるZ挿入点計測処理を実行する。このZ挿入点計測処理の詳細は後述する。

【0030】

このステップS1～S3の処理により硬性鏡2の挿入点が決定される。硬性鏡2をトラカール41を介して挿入する。そこで、ステップS4において傾斜角センサ22により硬性鏡2の挿入傾斜角を計測し、ステップS5において挿入傾斜角に基づき硬性鏡2が撮像する内視鏡画像の視線方向を決定する。

40

【0031】

そして、ステップS6において硬性鏡2の挿入が開始されると、ステップS7において挿入量検出部21により硬性鏡2の挿入量を測定し、ステップS8において挿入量に基づきVE画像の表示倍率を決定する(距離に応じて臓器に近い場合は倍率を高く、遠い場合には倍率を低くする)。

【0032】

このように視線方向及び表示倍率が決定されると、ステップS9においてVE画像構築部34により視線方向及び表示倍率に基づきVE画像が生成され、ステップS10において表示I/F部36を介してVE画像表示モニタ35に表示させ、処理を終了する。

50

【0033】

ステップS1におけるXY挿入点計測処理は、図10に示すように、ステップS11において開始点を患者40の「へそ」として図11に示すように、「へそ」上にXY挿入点計測装置25を配置し、ステップS12でスイッチ24を押下する。これによりxy平面での原点(0, 0)が決定される。

【0034】

次に、ステップS13において図12に示すように、XY挿入点計測装置25をトラカール41の挿入位置まで移動させ、ステップS14においてスイッチ24を押下することで、ステップS15において図13に示すように、この位置にマークがスタンプされる。これにより硬性鏡2のXY平面での挿入点(x0, y0)が決定される。

10

【0035】

ステップS3におけるZ挿入点計測処理は、Z点挿入点計測装置27に保持されたトラカール41を挿入点(x0, y0)に配置・刺入した後、図14に示すように、ステップS21において気腹器7の送気スタートで、図15に示すように、z方向の原点位置(x0, y0, 0)を検出しZ挿入点計測を開始する。

【0036】

そして、ステップS22において気腹器7により腹腔圧を設定圧力にし、ステップS23において、図16に示すように、Z点挿入点計測装置27により設定圧力時のトラカール41の移動量ΔZを計測し、ステップS24において移動量ΔZを硬性鏡2のz方向での挿入点z0とする。

20

【0037】

上記のXY挿入点計測処理及びZ挿入点計測処理により硬性鏡2の挿入点(x0, y0, z0)が決定決定される。

【0038】

次に、VE画像表示モニタ35に表示されるVE表示画面について説明する。VE表示画面101は、図17に示すように、VE画像構築部34により生成されたVE画像を表示するVE画像表示エリア102、VE画像に関連した複数の2次元CT画像を表示する2次元画像表示エリア103と、XY挿入点計測処理及びZ挿入点計測処理により決定された硬性鏡2の挿入点(x0, y0, z0)(= (@@, @@, @@))を表示する挿入点表示欄104等より構成される。

30

【0039】

例えば図18に示すようなライブの内視鏡画像14aが内視鏡画像表示モニタ14に表示される際は、VE表示画面101においては、このライブの内視鏡画像14aの視線方向と大きさ(倍率)一致したリアルタイムの、図19に示すような例えば臓器部分を消した血管配置仮想画像102aがVE画像表示エリア102に表示される。

【0040】

また、図18の状態から硬性鏡2を傾け、図20に示すようなライブの内視鏡画像14bが内視鏡画像表示モニタ14に表示されると、これに追従(トラッキング)してライブの内視鏡画像14bの視線方向と大きさ(倍率)一致したリアルタイムの、図21に示すような例えば臓器部分を消した血管配置仮想画像102bがVE画像表示エリア102に表示される。

40

【0041】

さらに、図22に示すようなライブの内視鏡画像14cが内視鏡画像表示モニタ14に表示される際には、上述したように、このライブの内視鏡画像14cの視線方向と大きさ(倍率)一致したリアルタイムの、図23に示すような例えば臓器部分を消した血管配置仮想画像102cがVE画像表示エリア102に表示されるが、キーボード38等进行操作することで、図24に示すように倍率を変更した血管配置仮想画像102dをVE画像表示エリア102に表示することが可能となっており、倍率は任意に設定可能となっている。図24では倍率を1.5倍に拡大した様子を示しており、拡大倍率が倍率表示エリア110に表示される。

50

【0042】

このように本実施の形態では、硬性鏡2の挿入点、挿入傾斜角、挿入量を計測し、これらの挿入点、挿入傾斜角、挿入量の各データに基づき、ライブの内視鏡画像の視線方向と大きさ（倍率）一致したリアルタイムのV E画像を生成・表示するので、手技の際に必要な情報（例えば血管配置情報）をビジュアルで確認でき、手技を安全且つ適切に支援することができる。

【0043】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【0044】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、簡単でかつリアルタイムに、ライブの内視鏡画像に対応した仮想画像を提供することで手術を支援することができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の一実施の形態に係る手術支援装置の硬性を示す構成図

【図2】 図1の硬性鏡の使用状態を示す図

【図3】 図2の硬性鏡の構成を示す図

【図4】 図2のトラカルの要部の構成を示す図

【図5】 図1のX Y挿入点計測装置の上面を示す上面図

【図6】 図1のX Y挿入点計測装置の側面を示す側面図

【図7】 図1のX Y挿入点計測装置の背面を示す背面図

【図8】 図1のZ挿入点計測装置の構成を示す図

【図9】 図1の手術支援装置の処理の流れを示すフローチャート

【図10】 図9のX Y挿入点計測処理の流れを示すフローチャート

【図11】 図10のX Y挿入点計測処理を説明する第1の図

【図12】 図10のX Y挿入点計測処理を説明する第2の図

【図13】 図10のX Y挿入点計測処理を説明する第3の図

【図14】 図9のZ挿入点計測処理の流れを示すフローチャート

【図15】 図14のZ挿入点計測処理を説明する第1の図

【図16】 図14のZ挿入点計測処理を説明する第2の図

【図17】 図9の処理で構築・生成されたV E画像を表示するV E表示画面を示す図

【図18】 図1の内視鏡画像表示モニタに表示される内視鏡画像の第1の例を示す図

【図19】 図18の内視鏡画像に対応して表示されるV E表示画面を示す図

【図20】 図1の内視鏡画像表示モニタに表示される内視鏡画像の第2の例を示す図

【図21】 図20の内視鏡画像に対応して表示されるV E表示画面を示す図

【図22】 図1の内視鏡画像表示モニタに表示される内視鏡画像の第3の例を示す図

【図23】 図22の内視鏡画像に対応して表示されるV E表示画面を示す図

【図24】 図23のV E画像の倍率を変更したV E表示画面を示す図

【符号の説明】

1 … 手術支援装置

2 … 硬性鏡

3 … V E画像生成装置

4 … システムコントローラ

5 … C C U

6 … 光源装置

7 … 気腹器

8 … 電気メス

9 … 超音波処置装置

10 … V T R

11 … 撮像部

10

20

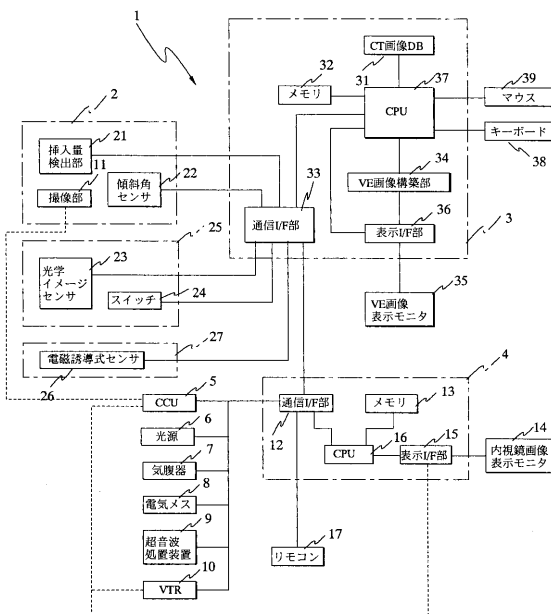
30

40

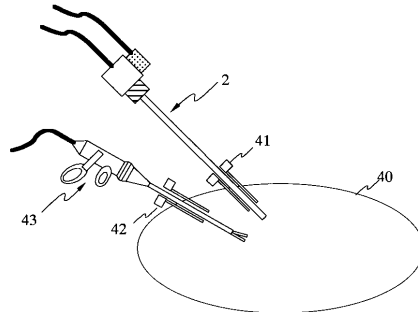
50

- 21 … 挿入量検出部
 22 … 傾斜角センサ
 25 … X Y 挿入点計測装置
 27 … Z 点挿入点計測装置
 31 … 記録部 (C T 画像 D B)
 32 … メモリ
 33 … 通信 I / F 部
 34 … V E 画像構築部
 35 … V E 画像表示モニタ
 36 … 表示 I / F 部
 37 … C P U

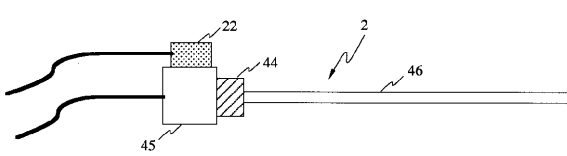
【図 1】



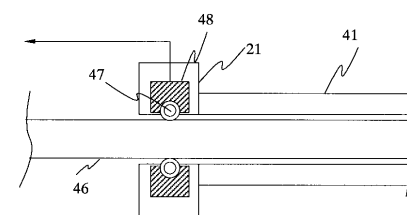
【図 2】



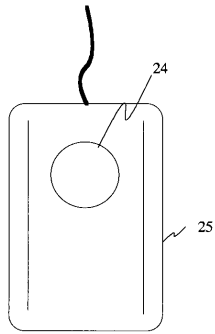
【図 3】



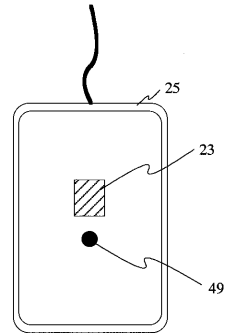
【図 4】



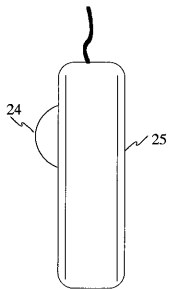
【図 5】



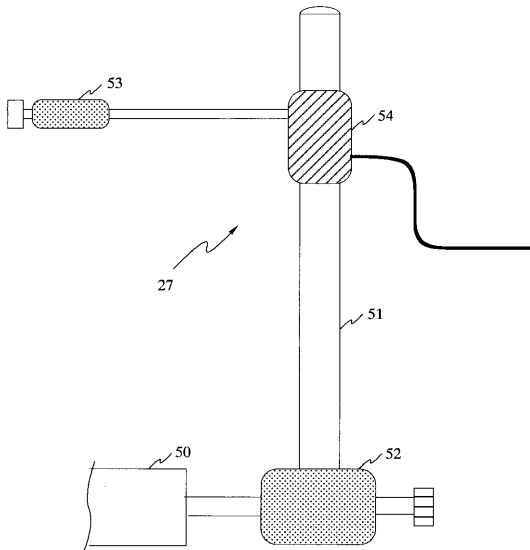
【図 7】



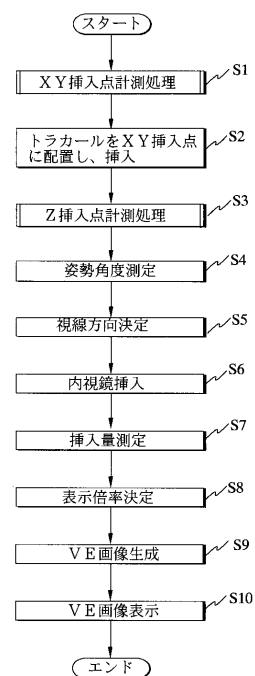
【図 6】



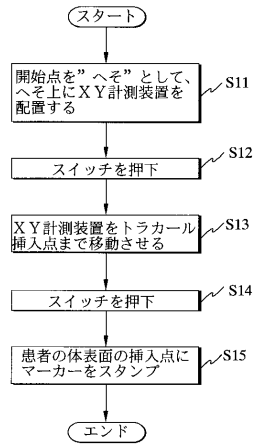
【図 8】



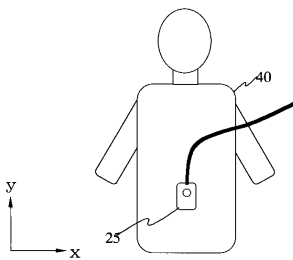
【図 9】



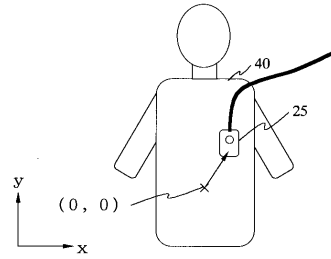
【図 10】



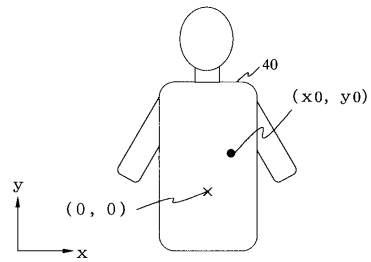
【図 11】



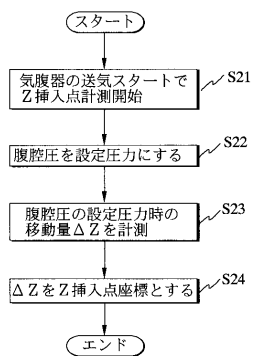
【図 12】



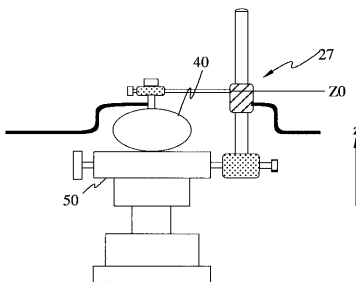
【図 13】



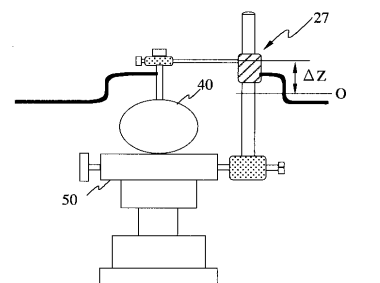
【図 14】



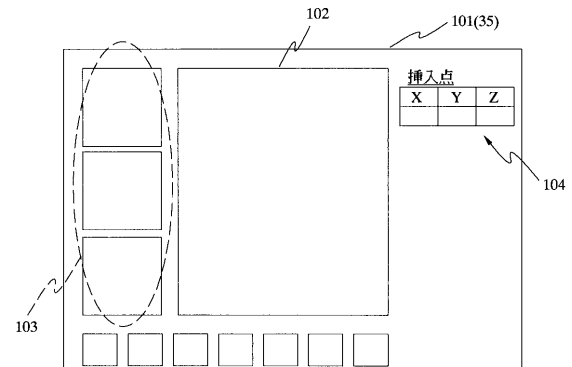
【図 15】



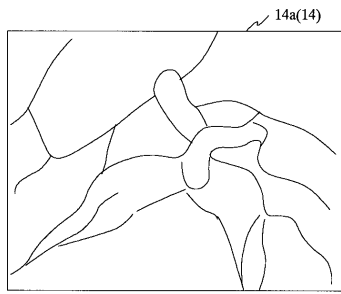
【図 16】



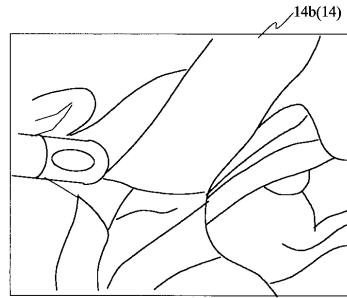
【図 17】



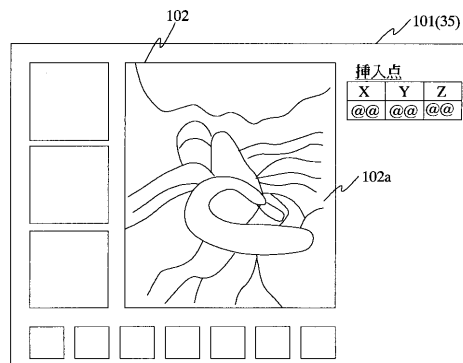
【図 18】



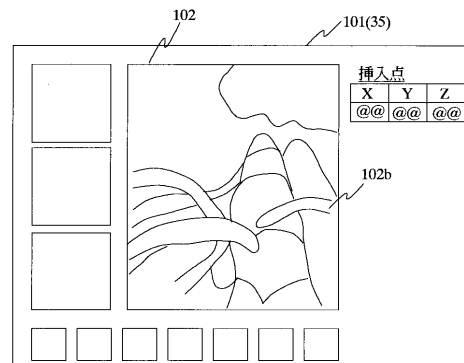
【図 20】



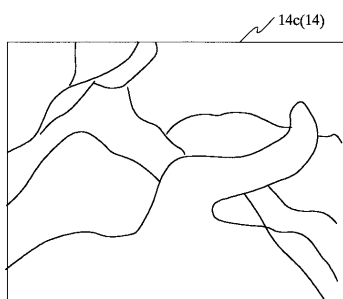
【図 19】



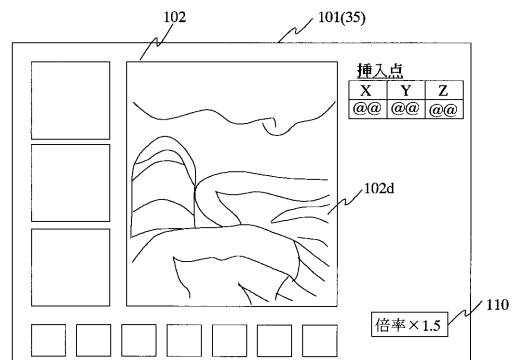
【図 21】



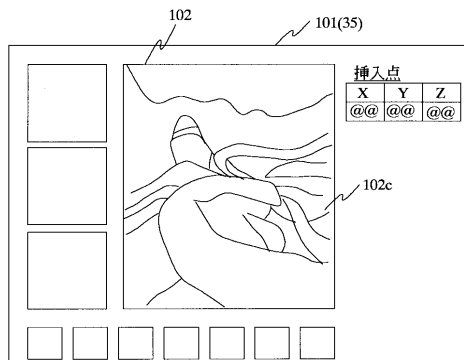
【図 22】



【図 24】



【図 23】



专利名称(译)	手术支援装置		
公开(公告)号	JP2005021355A	公开(公告)日	2005-01-27
申请号	JP2003189785	申请日	2003-07-01
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	藤田征哉 五反田正一		
发明人	藤田 征哉 五反田 正一		
IPC分类号	A61B19/00 A61B1/00 A61B6/03		
FI分类号	A61B1/00.320.A A61B6/03.360.G A61B6/03.377 A61B19/00.502 A61B1/00.V A61B1/00.552 A61B1/01 A61B34/20		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/GG22 4C093/AA22 4C093/CA23 4C093/FF13 4C093/FF42 4C093/FG05 4C161 /BB02 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/GG22 4C161/HH55 4C161/JJ10		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过简单实时地提供与实时内窥镜图像相对应的虚拟图像来支持手术。 解决方案：手术支持设备1由刚性内窥镜2，VE图像生成设备3，系统控制器4，CCU 5，光源设备6，吹入器7，电动手术刀8，超声治疗设备9，VTR 10等构成。VE图像生成设备3包括存储由多个CT图像构成的CT图像DB的记录单元31，插入量检测单元21，倾斜角传感器22，XY插入点测量设备25和Z点插入。通信I/F单元33向点测量装置27和系统控制器4发送数据和从其接收数据，以及VE图像，VE图像基于通信I/F单元33获得的各种数据和CT图像DB中的CT图像来构造VE图像。还有一个建筑单位34。[选型图]图1

