

(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2009-527267  
(P2009-527267A)

(43) 公表日 平成21年7月30日(2009.7.30)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 19/00</b> (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 B	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2008-554829 (P2008-554829)  
 (86) (22) 出願日 平成19年2月16日 (2007.2.16)  
 (85) 翻訳文提出日 平成20年10月7日 (2008.10.7)  
 (86) 国際出願番号 PCT/FR2007/050816  
 (87) 国際公開番号 W02007/096557  
 (87) 国際公開日 平成19年8月30日 (2007.8.30)  
 (31) 優先権主張番号 0650591  
 (32) 優先日 平成18年2月20日 (2006.2.20)  
 (33) 優先権主張国 フランス (FR)

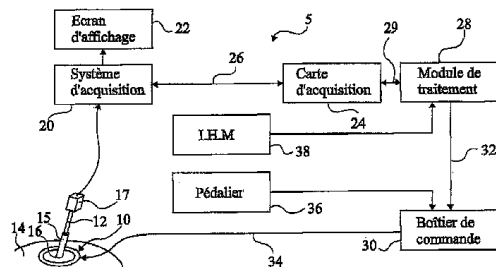
(71) 出願人 501354026  
 ユニヴェルシテ ジョセフ フーリエ  
 フランス エフ-38041 グルノーブル  
 ル セデ 9, プワート ポスタル 53  
 , アベニュー サントラル 621  
 (74) 代理人 100078868  
 弁理士 河野 登夫  
 (74) 代理人 100114557  
 弁理士 河野 英仁  
 (72) 発明者 サンカン, フィリップ  
 フランス F-38330 セント ナザ  
 ール レ エイム, セミン デ ラ トビ  
 エール, 266

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医療用画像システムによって提供される画像での手術器具の自動検出

(57) 【要約】

【解決手段】 本発明は、患者の皮膚(14)又は器官の切り口を通過する手術器具を画像で検出するための装置に関する。装置は、手術器具の形状パラメータを記憶する手段(28)と、画像面での切り口の投影位置を決定する手段(28)と、形状パラメータと切り口の投影位置とから画像での手術器具の投影に特有の点を決定する手段(28)とを備える。



20 Capture system  
 22 Display screen  
 24 Capture board  
 28 Processing module  
 30 Control unit  
 36 Pedal assembly  
 38 MMI

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

患者の皮膚(14)又は器官の内の1つに切開された切り口(92,93)を通過する手術器具(94,95)を画像(106)で検出するための装置において、  
前記手術器具の形状パラメータを記憶する手段(28)と、  
画像面(P1)での切り口の投影位置( $O_1, O_2$ )を決定する手段(28)と、  
形状パラメータ及び切り口の投影位置に基づいて、画像での手術器具の投影に特有の点及び/又は直線( $D_1, D_1', D_2, D_2', M_1, M_2, S_1, S_2$ )を決定する手段(28)とを備えることを特徴とする装置。

## 【請求項 2】

画像を取得する手段(12,17,20,24)と、  
前記取得手段を較正する手段とを備えることを特徴とする請求項1に記載の装置。

## 【請求項 3】

患者に対する切り口(92,93)の位置を決定する手段(28)と、  
患者に対する切り口(92,93)の位置に基づいて、画像面(P1)での切り口の投影位置( $O_1, O_2$ )を決定する手段(28)とを備えることを特徴とする請求項1に記載の装置。

## 【請求項 4】

切り口(94,95)の第1画像と第2画像とを取得する手段(12,17,20,24)と、  
第1画像での切り口の投影点の第1位置、及び第2画像での前記点の第2位置を決定する手段と、  
第1位置及び第2位置に基づいて、患者に対する前記点の位置を決定する手段とを備えることを特徴とする請求項1に記載の装置。

## 【請求項 5】

手術器具(94,95)は細長い形状を有し、画像面(P1)での器具の投影の側端部は直線( $D_1, D_1', D_2, D_2'$ )に相当し、特有の点及び/又は直線( $D_1, D_1', D_2, D_2', M_1, M_2, S_1, S_2$ )を決定する前記手段(28)は、

画像(106)の一組の画素(Pix)を、一組の画素での画素毎に、画素の色によって決まる関数の傾きベクトルGrad(F)が閾値より大きくなるように決定し、

画素と交差し且つ傾きに垂直な直線(D)が画像面での切り口(92,93)の投影レベル( $O_1, O_2$ )で通る各画素を選択することが可能であることを特徴とする請求項1に記載の装置。

## 【請求項 6】

特有の点及び/又は直線( $D_1, D_1', D_2, D_2', M_1, M_2, S_1, S_2$ )を決定する前記手段(28)は、  
選択された画素から画像(106)での手術器具(94,95)の投影の対称軸( $M_1, M_2$ )を決定し

、  
画像での器具の投影に属する対称軸の画素を決定し、

器具の端部( $S_1, S_2$ )に相当する対称軸の画素を決定することが可能であることを特徴とする請求項5に記載の装置。

## 【請求項 7】

特有の点及び/又は直線( $D_1, D_1', D_2, D_2', M_1, M_2, S_1, S_2$ )を決定する前記手段(28)は、  
選択された画素の中から、一組の画素での各対の画素毎に、対の垂直二等分線が画像面(P1)での切り口(92,93)の投影レベル( $O_1, O_2$ )で通るように、一組の画素を決定し、

隣接した垂直二等分線のグループに垂直二等分線を分類し、

最大数の垂直二等分線を含む垂直二等分線のグループから対称軸( $M_1, M_2$ )を決定することが可能であることを特徴とする請求項6に記載の装置。

## 【請求項 8】

特有の点及び/又は直線( $D_1, D_1', D_2, D_2', M_1, M_2, S_1, S_2$ )を決定する前記手段(28)は、  
対称軸( $M_1, M_2$ )の各画素に第1色類又は第2色類から色類を割り当て、

第1色類の最大数の隣接画素を含む隣接画素の第1グループ、及び第2色類の最大数の隣接画素を含む隣接画素の第2グループを選択し、

画素の第1グループ又は第2グループの中から、画像面(P1)での切り口(92,93)の投影

10

20

30

40

50

( $O_1, O_2$ ) に最も近い画素グループを選択することが可能であることを特徴とする請求項 6 に記載の装置。

【請求項 9】

少なくとも 1 つの切り口 (92, 93) が器具 (94, 95) を通過させるために切開された患者の画像 (106) を取得する手段 (12, 17) の位置決めシステム (10) を制御するための装置 (5) において、

ユーザによって送られる指示を与える手段 (36, 38) と、

請求項 1 乃至 8 のいずれかに記載の検出装置 (28) と、

該検出装置によって提供される手術器具に特有の点及び / 又は直線 ( $D_1, D_1', D_2, D_2', M_1, M_2, S_1, S_2$ )、及び指示を与える前記手段によって与えられる指示に基づいて、前記位置決めシステムに制御信号を与える手段 (28, 30) とを備えることを特徴とする制御装置。

10

【請求項 10】

前記画像取得手段は、内視鏡 (12) とカメラ (17) とを含むことを特徴とする請求項 9 に記載の制御装置。

【請求項 11】

患者の皮膚 (14) 又は器官の内の 1 つに切開された切り口 (92, 93) を通過する手術器具 (94, 95) を画像 (106) で検出する方法において、

前記手術器具の形状パラメータを記憶するステップと、

画像面 (PI) での切り口の投影位置 ( $O_1, O_2$ ) を決定するステップと、

形状パラメータ、及び切り口の投影位置に基づいて手術器具の投影に特有の点及び / 又は直線 ( $D_1, D_1', D_2, D_2', M_1, M_2, S_1, S_2$ ) を画像で決定するステップとを備えることを特徴とする方法。

20

【請求項 12】

画像面 (PI) での切り口の投影位置 ( $O_1, O_2$ ) を決定する前記ステップは、

患者に対する切り口 (92, 93) の位置を決定するステップと、

患者に対する切り口 (92, 93) の位置から、画像面 (PI) での切り口の投影位置 ( $O_1, O_2$ ) を決定するステップとを備えることを特徴とする請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

画像面 (PI) での切り口の投影位置 ( $O_1, O_2$ ) を決定する前記ステップは、画像取得手段 (12, 17, 20, 24) を介して行われ、

30

事前の取得手段の較正ステップを備えることを特徴とする請求項 11 に記載の方法。

【請求項 14】

前記手術器具 (94, 95) は細長い形状を有し、画像面 (PI) での器具の投影の側端部は直線 ( $D_1, D_1', D_2, D_2', M_1, M_2, S_1, S_2$ ) に相当し、

一組の画素の画素毎に、画素の色によって決まる関数の傾きベクトル  $\text{Grad}(F)$  が閾値より大きくなるように、画像 (106) の一組の画素 (Pix) を決定するステップと、

画素と交差し且つ傾きに垂直な直線 (D) が画像面での切り口 (92, 93) の投影レベル ( $O_1, O_2$ ) で通る各画素を選択するステップとを備えることを特徴とする請求項 11 に記載の方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、外科医が医療用画像システムによって提供される画像を用いて介入を行なうコンピュータ支援外科的介入に関する。本発明は、特に医療用画像システムによって提供される画像での手術器具の自動検出に関する。

【背景技術】

【0002】

腹腔鏡の外科的介入では、患者の腹腔は二酸化炭素によって膨張する。小さな切り口が腹壁に切開されて、トロカール (trocart) が各切り口に導入される。切り口の数は、意図された介入のタイプによって決まり、一般に 2 から 5 に及ぶ。各トロカールは、その中

50

を手術器具がスライド移動することが多い堅い中空管に相当する。内視鏡及び手術器具は、トロカールを通して腹腔に導入される。内視鏡によって提供される画像は、カメラによって受け取られ、表示画面に表示される。外科的介入の間、補助手段は外科医から与えられる指示に応じて内視鏡を移動させる。内視鏡に連結されたカメラによって提供されるビデオ画像によって、外科医は、行なわれるべき介入に応じて腹腔内で手術器具を操作する。

#### 【 0 0 0 3 】

腹腔鏡の外科的介入の利点は、行なわれる切開が小さいので、患者にとって非常にわずかな外傷のみですむということである。しかしながら外科医は、腹腔に配置された手術器具の端部を直接見ず、介入を行なうために内視鏡に連結されたカメラによって提供されるビデオ画像のみを有する。従って、腹腔鏡の外科的介入は外科医が非常に経験豊かであることを必要とする。

10

#### 【 0 0 0 4 】

位置決めシステムが、内視鏡を移動させるための補助手段の代わりに用いられてもよい。このようなシステムの一例として、イソップ (Aesop) の商標のもとコンピュータモーションカンパニー (Computer Motion Company) によって販売されている位置決め器具、又はエンドアシスト (EndoAssist) の商標のもとアームストロングヘルスケアカンパニー (Armstrong Healthcare Company) によって販売されている位置決めシステムがある。このような位置決めシステムは、例えばペダルボード、音声制御システムのようなマン/マシンインターフェースによって、又は外科医の頭部の動作の検出に基づいた制御システムによって、外科医により制御され得る。一例として、「左」、「右」、「上」及び「下」のような音声コマンドに続いて、位置決めシステムは、腹壁内の内視鏡の端部を左、右、上方又は下方に夫々移動させてもよい。

20

#### 【 0 0 0 5 】

このような位置決めシステムの欠点は、内視鏡の簡易な移動に対応する基本的制御のみが一般に利用可能であるということである。従って、外科医は、手術器具を同時に扱いながら、例えば特定の手術器具の移動に続けるために、内視鏡の位置決めシステムに頻繁な移動指示を与えなければならず、大きな制約となる。更に複雑な指示で内視鏡の位置決めシステムの移動を制御できることが望まれている。例えば、外科医が特定の手術器具を指定することができ、指定された器具に向けて内視鏡を自動的に移動させることは有利である。その後、外科医は、もはや定期的に内視鏡の位置決めシステムに新たな移動指示を与える必要がなく、完全に介入に専念することが自由にできる。このような移動指示を実行するために、ひとつの可能性として内視鏡に連結されたカメラによって提供されるビデオ画像で手術器具の位置を自動的に決定することがある。その後、内視鏡の位置決めシステムは、例えば外科医から与えられた初期指示で、手術器具の決定された位置に基づいて自動的に制御されることが可能である。

30

#### 【 0 0 0 6 】

「腹腔鏡手術のためのリアルタイム視覚サーボ カラー画像分割でのロボット動作の制御 (Real-Time Visual Servoing for Laparoscopic Surgery. Controlling Robot Motion with Color Image Segmentation)」, 電気電子技術者協会 医療・生物工学 (IEEE Engineering in Medicine and Biology), 1997年, p. 40-45 と表題のつけられたウェイ (Wei) らの出版物は、手術器具がトレーサ染料を運ぶビデオ画像での手術器具の位置の決定に基づいて内視鏡の位置決めシステムの移動を制御する方法を述べている。トレーサ染料の検出により、ビデオ画像で器具の位置を決定することが可能になる。このような方法の欠点は、トレーサ染料を手術器具に塗るために手術器具を修正する必要があり、相当なコストを追加することである。更に、関連するトレーサ染料がビデオ画像でもはや見えなくなるとすぐに、器具の検出が不可能となる。

40

【特許文献 1】国際公開第 0 3 / 0 9 4 7 5 9 号パンフレット

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

50

## 【0007】

本発明は、既に述べられた欠点の全て又は一部を克服することを目的とする。

## 【0008】

より具体的には、本発明は、外科的介入で従来用いられている手術器具の修正を必要としない、医療用画像システムによって提供される画像で手術器具を検出するための方法及び装置を得ることを目的とする。

## 【0009】

本発明の別の目的によれば、手術器具の検出はリアルタイムで行なわれる。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0010】

これらの目的を達成するために、本発明は、患者の皮膚又は器官の内の1つに切開された切り口を通過する手術器具を画像で検出するための装置を提供し、該装置は、手術器具の形状パラメータを記憶する手段と、画像面での切り口の投影位置を決定する手段と、形状パラメータ及び切り口の投影位置に基づいて、画像での手術器具の投影に特有の点及び/又は直線を決定する手段とを備える。

10

## 【0011】

本発明の実施形態によれば、装置は、切り口の第1画像と第2画像とを取得する手段と、第1画像での切り口の投影点の第1位置、及び第2画像での前記点の第2位置を決定する手段と、第1位置及び第2位置から患者に対する前記点の位置を決定する手段とを備える。

20

## 【0012】

本発明の実施形態によれば、手術器具は細長い形状を有し、画像面での器具の投影の側端部は直線に相当し、特有の点及び/又は直線を決定する手段は、画像の一組の画素を、一組の画素での画素毎に、画素の色によって決まる関数の傾きが閾値より大きくなるように決定し、画素と交差し且つ傾きに垂直な直線が画像面での切り口の投影レベルで通る各画素を選択することが可能である。

## 【0013】

本発明の実施形態によれば、特有の点及び/又は直線を決定する手段は、選択された画素から画像での手術器具の投影の対称軸を決定し、画像での器具の投影に属する対称軸の画素を決定し、器具の端部に相当する対称軸の画素を決定することが可能である。

30

## 【0014】

本発明の実施形態によれば、特有の点及び/又は直線を決定する手段は、選択された画素の中から、一組の画素での各対の画素毎に、対の垂直二等分線が画像面での切り口の投影レベルで通るように、一組の画素を決定し、隣接した垂直二等分線のグループに垂直二等分線を分類し、最大数の垂直二等分線を含む垂直二等分線のグループから対称軸を決定することが可能である。

## 【0015】

本発明の実施形態によれば、特有の点及び/又は直線を決定する手段は、対称軸の各画素に第1色類又は第2色類から色類を割り当て、第1色類の最大数の隣接画素を含む隣接画素の第1グループ、及び第2色類の最大数の隣接画素を含む隣接画素の第2グループを選択し、画素の第1グループ又は第2グループの中から、画像面での切り口の投影に最も近い画素グループを選択することが可能である。

40

## 【0016】

本発明は、更に、少なくとも1つの切り口が器具を通過させるために切開された患者の画像を取得する手段の位置決めシステムを制御するための装置を提供し、該制御装置は、ユーザによって送られる指示を与える手段と、既に定義されたような検出装置と、検出装置によって提供される手術器具に特有の点及び/又は直線、及び指示を与える手段によって与えられる指示に基づいて位置決めシステムに制御信号を与える手段とを備える。

## 【0017】

本発明の実施形態によれば、画像取得手段は内視鏡とカメラとを含む。

50

## 【0018】

本発明は、更に、患者の皮膚又は器官の内の1つに切開された切り口を通過する手術器具を画像で検出する方法を提供し、該方法は、手術器具の形状パラメータを記憶するステップと、画像面での切り口の投影位置を決定するステップと、形状パラメータ、及び切り口の投影位置に基づいて手術器具の投影に特有の点及び/又は直線を画像で決定するステップとを備える。

## 【0019】

本発明の実施形態によれば、手術器具は細長い形状を有し、画像面での器具の投影の側端部は直線に相当し、前記方法は、更に、一組の画素の画素毎に、画素の色によって決まる閾値の傾きが閾値より大きくなるように、画像の一組の画素を決定するステップと、画素と交差し且つ傾きに垂直な直線が画像面での切り口の投影レベルで通る各画素を選択するステップとを備える。

10

## 【0020】

本発明の前述及び他の目的、特徴及び利点が、添付図面を参照して本発明を限定するものではない特定の実施形態について以下に詳細に説明される。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0021】

明瞭さのために、同一の要素は異なる図面において同一の参照番号で示される。

## 【0022】

本発明は、例えば、腹腔鏡検査、脊椎などのレベルでの外科材料の導入等のある外科的介入のために、手術器具が小さな切り口を通して患者の身体に導入されるという事実に基づいている。従って、本発明は、手術器具が、必ず予め決定され得る位置を有する切り口を通過すること、及び器具の形状が公知であることを考慮して、医療用画像システムによって提供される画像でこのような手術器具を検出することを提供する。これにより、画像での器具の検出が容易になるため、検出が自動的にリアルタイムで行われ得る。

20

## 【0023】

図1は、本発明に係る手術器具の検出方法を実行して、内視鏡12の位置を決めるシステム10を制御するための装置5の実施形態を示す。腹腔鏡検査のために、位置決めシステム10が、その腹腔が気体で満たされた患者の腹部14に配置されている。位置決めシステム10は、内視鏡12を含んでおり、切り口16を通して腹腔内に入り込むトロカール15を保持する。カメラ17は腹腔内の内視鏡12の端部に取り付けられている。位置決めシステム10は、例えば、並進のための1つの自由度及び回転のための2つの自由度等の多数の自由度に応じて、トロカール15及び内視鏡12の移動を可能にするタイプである。

30

## 【0024】

カメラ17によって得られた画像は、表示画面22でビデオ画像を表示可能な画像取得システム20に送られる。取得システム20は、例えばS-ビデオ(S-VIDEO)ケーブル等の接続線26を介して取得ボード24に接続されている。取得ボード24は、例えばファイヤワイヤ(Fire-Wire)ケーブル(IEEE 1394ケーブル)等の接続線29を介して、例えばコンピュータ等の処理部28に接続されている。取得ボード24は、処理部28に送られるビデオ画像を前処理する。処理部28は、以下に更に詳細に説明されるように、ビデオ画像で手術器具の存在を検出するためにビデオ画像を分析することが可能である。

40

## 【0025】

処理部28は、更に、接続線32を介して制御ボックス30に移動指示を送ることが可能である。制御ボックス30は、接続線32を通じて送られた移動指示を位置決めシステム10のために制御信号に変換し、制御信号を接続線34を介して位置決めシステム10に送ることが可能である。外科医は、ペダルボード36によって制御ボックス30を作動させるか又は作動停止状態にすることが可能である。更に、外科医は、音声制御システム及び/又は外科医の頭部の動作を検出するためのシステムを含んでもよいマン/マシンインターフェース38を介して処理部28に指示を与えることができる。

## 【0026】

50

図2は、位置決めシステム10の更に詳細な実施形態を示す。例えば、ピーアールエーエックスアイエム（PRAXIM）に発行された国際公開第03/094759号パンフレットに述べられた位置決めシステムがある。内視鏡12は、直径が数センチメートルであり、長さ約40センチメートルの軸の筒状管の様相を有する。軸は、例えば、内視鏡12及びカメラ17の光軸に相当する。カメラ17は図2に示されていない。

#### 【0027】

位置決めシステム10は、切り口16を囲み、4つのアーム42が延びるリング状の平面である中央部分41を含む略平面である基部40を備える。位置決めシステム10は、アーム42に接続されたストラップによって取り付けられてもよい。基部40も、患者の腹部14に接着されてもよい。固定リング43は、リング状の基部41上に配置されている。固定リング43は、基部41と連続している。切り口16のレベルで腹部14に接している面に略垂直である軸（Oz）の可動リング44は、回転自在に軸（Oz）の周りに固定リング43に取り付けられている。固定リング43は、外部側面に、図示していない外周歯を含む。

10

#### 【0028】

スターラップ46が、軸（Oz）に略垂直であり切り口16のレベルで腹部14に接している面に含まれている軸に沿って可動リング44上に枢軸的に組み立てられている。トロカール15は、例えばスターラップ46にねじ留めされて、取付クリップ48によってスターラップ46上に保持されており、トロカール15及びスターラップ46の簡単に短時間の接続及び分離を可能にする。トロカール15は、中央部分41の反対側の取付クリップ48側に配置された突部50を含む。突部50は、ハンドル、密閉バルブ、コネクタ等に相当してもよい。可動リング44及びリング状の中央部分41の内径は、トロカール15を移動させない介入の間にシステム10の回収を可能にするために、又はシステム10を移動させずに患者の腹部からのトロカール15の回収を可能にするために選択されている。

20

#### 【0029】

固定リング43に対して可動リング44を回転させることを意図された第1電動モータ56が、プレート58を介して可動リング44に固定して組み立てられている。第1モータ56は、図2に示されていない制御ボックス30に接続されている。第1モータ56の軸によって駆動され、図2に示されていない歯車は、固定リング43の歯と噛合する。第1モータ56による歯車の回転は、固定リング43に対する可動リング44の軸（Oz）回りの回転を引き起こす。

30

#### 【0030】

第2電動モータ60が、プレート62を介して、取付クリップ48の反対側のスターラップ46側でスターラップ46に取り付けられている。図2に示されていない第2モータ60の軸は、スターラップ46のスイベル軸に沿って方向付けられる。プレート62は、図2に示されていない第2モータ60の軸を通過させる開口部を含む。第2モータ60は、制御ボックス30に接続されている。駆動要素64が、可動リング44に取り付けられた直線部分68にその両端が接続された円弧66を含む。駆動要素64は、可動リング44を含む面に垂直な面に実質上延びている。円弧66の軸は、スターラップ46のスイベル軸に相当する。直線部分68の反対側の円弧66の側壁は、図示しない歯を含む。第2モータ60の軸は、円弧66の歯と協働する（図示しない）歯車を支持し、それ故、歯車が第2モータ60によって回転されるとき、スターラップ46は、可動リング44に対して枢軸的に駆動される。

40

#### 【0031】

内視鏡12の自由端部は、ピン72が突出する筒状停止部70を含む。圧縮リング74が、一端で筒状停止部70を、他端でトロカール15の突部50を押している。第3電動モータ76が、第2モータ60の隣りでプレート78を介してスターラップ46に取り付けられている。プレート78は、第3モータ76の図2に示していない軸を通過させる開口部80を含む。第3モータ76の軸は、スターラップ46のスイベル軸に沿って方向付けられている。第3モータ76は制御ボックス30に接続されている。巻軸82が、第3モータ76の軸の自由端部に配置されている。螺旋状のネジ切り（図示せず）が巻シリンダ82の外面に形成されている。ケーブル84が、ピン72及びシリンダ82に各端部で接続されており、シリンダ82に巻き付けられている。第3モータ76がシリンダ82を回転させるとき、ケーブル84がシリンダ82に巻き付き、筒状

50

停止部70をトロカール15に更に接近させる。そのとき、内視鏡12が軸 に沿ってトロカール15内にスライド移動し、ばね74を圧縮する。第3モータ76がもはや作動されないとき、ばね74は伸びて、内視鏡12を静止位置に戻す。手術の開始前に外科医によって方向付けられた支持アームが、位置決めシステム10を支持して、位置決めシステム10の重さが全て患者にかかることを回避するために設けられてもよい。

#### 【0032】

既に述べられた位置決めシステム10は、電動モータ56,60,76に制御ボックス30によって与えられる制御信号に基づき、回転のための2つの自由度及び並進のための1つの自由度に応じて内視鏡12を移動させることを可能にする。

#### 【0033】

追加のトロカール90,91 が、患者の腹壁14に切開された直径が小さな切り口92,93 のレベルに配置されている。追加のトロカール90,91 は、図2に部分的に示された手術器具94,95を腹腔に導入することを可能にする。

#### 【0034】

以下の説明では、 $R_0 (0, x, y, z)$ を、例えば、正規直交であり、例えば位置決めシステム10の「固定点」、すなわち可動リング44の回転軸とスターラップ46の回転軸との間の交点に対応する原点0を有する基準系と呼ぶ。軸 ( $Ox$ ) 及び軸 ( $Oy$ ) は、2本の垂直な軸に相当し、既に述べられているように、切り口16のレベルで腹壁14に垂直な軸 ( $Oz$ ) にも垂直である。基準系 $R_0$ は、外科的介入の間、患者に対して固定されているとみなされている。カメラ17及び内視鏡12は、作動中、互いに固定されている。Cを、軸 上に配置され、点0から距離rにあるカメラ17に対する固定点と呼ぶ。角度  $\theta$  は、軸 と軸 ( $Oz$ ) との間の角度に相当し、角度  $\phi$  は、面 ( $Oxy$ ) 上への軸 の投影と軸 ( $Ox$ ) との間の角度に相当する。基準系 $R_0$ での点Cの座標は  $(r \sin \theta \cos \phi, r \sin \theta \sin \phi, r \cos \theta)$  である。

#### 【0035】

$R_C (C, \text{ベクトル } e_r, \text{ベクトル } e_\theta, \text{ベクトル } e_\phi)$  を、点Cに関連した球状基準系と呼ぶ。基準系 $R_C$ は、カメラ17に対する固定された基準系である。尚、 $(X, Y, Z)$  は基準系 $R_0$ で表現された任意の点Pの座標であり、 $(l, m, n)$  は基準系 $R_C$ で表現された点Pの座標である。外科的介入の前に、位置決めシステム10の較正ステップがあり、点Pの座標 $(X, Y, Z)$  から座標 $(l, m, n)$  を与える移動配列と、制御ボックス30に処理部28によって与えられる移動指示とパラメータ $r, \theta, \phi$  の変化との関係とを決定することを含む。外科的介入の間、処理部28は、制御ボックス30に与えられた移動指示に基づき、基準系 $R_0$ に対する基準系 $R_C$ の位置を常に決定することが可能である。基準系 $R_0$ 及び基準系 $R_C$ は、既に述べられたものとは異なって定義され得ることは明らかである。唯一の条件は、介入の間、基準系 $R_0$ を患者に対して固定されているようにみなし、介入の間、基準系 $R_C$ をカメラに対して固定されているようにみなし、基準系 $R_0$ に対する基準系 $R_C$ での位置を常に決定することが可能であるということである。

#### 【0036】

図3では、基準系 $R_0$ 及び基準系 $R_C$ が、内視鏡12の光軸 に配置された原点0及び原点Cと共に概略的に示されている。カメラ17は、ピンホールカメラモデルに従って作動するとみなされている。このようなカメラモデルは、例えば、オリビア・ファーゲラス (Olivier Faugeras) 著、「3次元コンピュータビジョン - 幾何学的見解 (Three Dimensional Computer Vision - A Geometric Viewpoint)」と表題のつけられた著作、人工知能 (Artificial Intelligence) シリーズ、エムアイティー プレス (MIT Press)、ケンブリッジ・マサチューセッツ (Cambridge Massachusetts)、国際標準図書番号 (ISBN) 0-262-06158-9、(第3章) に述べられている。その上、カメラ17は投影中心F及び画像面PIによって表現され得る。画像面PIは、カメラ17によって得られ、取得システム20に送られる画像が形成される面に相当する。画像面PI及び投影中心Fは基準系 $R_C$ に対して固定されている。空間内の任意の点Pが、点Iを形成するために画像面PIに投影する。二次元の基準系 $R_0' (0', \text{ベクトル } e_u, \text{ベクトル } e_v)$  が画像面PIに関連しており、 $0'$ が例えば光軸 での画像面PIの点に相当し、基準系 $R_0'$ での点Iの座標が $(u, v)$ と呼ばれる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 7 】

外科的介入の前に、カメラ17の較正ステップが提供される。これは、基準系 $R_C$ で表現された点Pの座標 $(l, m, n)$ に基づき、基準系 $R_O'$ で表現された点Iの座標 $(u, v)$ を与える移動配列を定義することを含む。ピンホールモデルによれば、点Iは、画像面PIと点P及び投影中心Fを通る直線との交点に相当する。移動配列は、用いられるカメラ17の仕様書によって決まる、点Fの座標と、基準系 $R_C$ で表現された画像面PIの方程式とから得られる。他のカメラモデルが用いられてもよい。

## 【 0 0 3 8 】

位置決めシステム10及びカメラ17の較正ステップ後、処理部28は、既に決定され、処理部28に記憶されている固定された基準系 $R_O$ での座標 $(X, Y, Z)$ を有する点Pについて、カメラ17の位置が基準系 $R_O$ でどこにあるとも、画像面PIでの点Pの投影である点Iの座標 $(u, v)$ を決定することが可能である。

10

## 【 0 0 3 9 】

図4は、処理部28によって実行される、カメラ17によって提供される画像での手術器具を検出するための本発明に係る方法の一例のステップを示す。

## 【 0 0 4 0 】

外科医が、患者の腹壁14に切り口16,92,93を切開し、対応する切り口にトロカール15,90,91を配置し、トロカール15に内視鏡12を導入し、患者の腹壁14に位置決めシステム10を配置したと仮定される。更に、位置決めシステム10及びカメラ17の較正ステップが完了している。更に、識別子、例えば番号が各切り口の対の器具毎に処理部28に記憶されている。最後に、筒状であると仮定される各器具94,95の半径が、処理部28に記憶される。

20

## 【 0 0 4 1 】

ステップ100では、基準系 $R_O$ での切り口92,93の位置が決定される。切り口92,93毎に、切り口の略「中心」に設けられた点、すなわち切開点の位置が、基準系 $R_O$ で決定される。切開点の決定はどんな方法によって行われてもよい。一例として、切り口92,93毎に、外科医が、カメラ17の様々な位置で切り口92,93の2つの画像を得るためにカメラ17の移動を命じてもよい。得られた画像毎に、外科医が、インターフェース38を介して画面22に表示された画像での挿入点の投影位置を処理部28に指示してもよい、すなわち、基準系 $R_O'$ での挿入点の投影位置を指示してもよい。一例として、外科医が、挿入点の投影位置に、画面22に表示された画像上でタグを移動させてもよい。2つの異なる画像での挿入点の投影位置に基づいて、処理部28は、基準系 $R_O$ での挿入点の位置を決定してもよい。これは、エリック・コスタ(Eric Coste)によるリール科学技術大学(the Lille University of Science and Technologies)での生産学(productics)、自動制御工学及び工業データ処理における彼の博士号のための博士論文である「投影を用いた最小数から始める樹枝状空間の再構成：血管構造のためのデジタル血管造影法への適用(Reconstruction d'une arborescence spatiale a partir d'un nombre minimal de projections : application a l'angiographie numerisee des structures vasculaires)」(1996年)と表題のつけられた出版物、特に第1章、第III節及び付録4に述べられた方法によって行われてもよい。ステップ100は、切り口92,93毎に繰り返される。既に述べられた、挿入点を決定するための方法は、外科的介入の間に従来用いられた方法に対してもはや追加の機器を必要としないので、特に有利である。別の挿入点の決定方法によれば、基準系 $R_O$ での各挿入点の位置が、追跡システムによって提供される基準系 $R_O$ での位置を有する感触器(feeler)によって得られてもよい。基準系 $R_O$ での各挿入点の位置は処理部28に記憶される。その後、実際の外科的介入が始まり、方法はステップ102へと続く。

30

40

## 【 0 0 4 2 】

ステップ102では、処理部28は、取得システム24を通してカメラ17によって提供される画像を受け取る。

## 【 0 0 4 3 】

図5は、画面22に表示されたような画像106を概略的に示す。実線106は、カメラ17によって提供される画像の物理的限界に相当する。画像106は、このようにカメラ17の画像

50

面PIの一部に相当する。各画像は画素配列から形成される。一例として、画素Pix が画像106の正方形部分の形で示されている。方法はステップ104へと続く。

【0044】

ステップ104では、処理部28は、一又は複数の調査された器具の挿入点の画像面PIでの投影位置を決定する。図5では、点 $O_1, O_2$ が、切り口92,93に関連した挿入点の面PIでの投影に相当し、以下投影された挿入点と呼ばれる。本例では、投影された挿入点 $O_1, O_2$ が、カメラ17によって提供される画像の外側にあり、切り口92,93は画像106上に見えない。投影された挿入点 $O_1, O_2$ 毎に、処理部28は、点 $O_1, O_2$ に相当する中心と、考慮対象の点 $O_1, O_2$ によって決まる半径 $R_1, R_2$ とを有する円 $C_1, C_2$ を決定する。一例として、半径 $R_1, R_2$ は、器具94,95が画像面PIと平行である場合、考慮対象の投影された挿入点に関連した器具の見掛け上の半径に略相当する。方法はステップ108へと続く。

10

【0045】

ステップ108では、処理部28は、画像106の画素毎に、画素が手術器具94,95の投影の外形に属する可能性があるか否かを決定する。この目的のために、本発明は、各手術器具94,95が切り口92,93を必ず含んでおり、各手術器具94,95の形状が公知であるという事実に基づいている。本実施形態では、各筒状器具94,95が細長い筒状形を有すると見なされる。

【0046】

処理部28は、傾き法に応じて、分割により画像内に存在している外形を決定する。階調画像のための傾き法は、著者ピーエイチ・ボロン(Ph. Bolon)、ジェイ・-エム・チャセリー(J.-M.Chassery)、ジェイ・-ピー・コキューレ(J.-P.Cocquerez)、ディー・デミニー(D. Demigny)、シー・グラフィン(C. Graffigne)、エー・モンタンベルト(A. Montanvert)、エス・フィリップ(S. Phillip)、アール・ゼボード(R. Zeboudj)、ジェイ・ゼルービア(J. Zerubia)と共に、ジェイ・-ピー・コキューレ(J.-P.Cocquerez)及びエス・フィリップ(S. Phillip)によって調整された共同著作であり、マッソン(Masson)により1995年に出版された「画像の分析：フィルタリング及び分割(Analyse d'images : filtrage et segmentation)」, 国際標準図書番号(ISBN): 2-225-84923-4と表題のつけられた著作に述べられている。階調画像のために、Fを位置(u, v)の各画素に対応して画素の階調を置く関数と呼び、位置(u, v)(画素位置)での外形に垂直であり、外形が「鋭く(sharp)」なるにつれて、ますます高くなるノルムを有する傾きベクトルとしてのベクトル $\text{Grad}(F(u, v))$ が、画像の画素毎に得られる。カラー画像のために、カラー画像を3つの階調画像(赤のための画像R、緑のための画像G及び青のための画像B)に分割することが可能である。それ故、座標(u, v)の画素毎に、画像R、画像G及び画像Bに夫々関連した3つの傾きベクトルとしてのベクトル $\text{Grad}(R(u, v))$ 、ベクトル $\text{Grad}(G(u, v))$ 、ベクトル $\text{Grad}(B(u, v))$ が定義され得る。画素の傾きベクトル $\text{Grad}(F(u, v))$ (又はベクトル $\text{Grad}(F)$ )が、その後3つの傾きベクトルとしてのベクトル $\text{Grad}(R(u, v))$ 、ベクトル $\text{Grad}(G(u, v))$ 、ベクトル $\text{Grad}(B(u, v))$ の最大値であるように定義される。処理部28は、傾きベクトル $\text{Grad}(F)$ の大きさが決定された閾値より大きい画像106の画素を検討するだけである。このような画素は、例えば器官、器具等の画像106の2つの対象物間の推移に相当する可能性がある。一例として、画素Pixに関連した傾きベクトルとしてのベクトル $\text{Grad}(F)$ が図5に示されている。

20

30

40

【0047】

このような画素に関して、処理部28は、画素と交差し且つ傾きベクトル $\text{Grad}(F)$ に垂直な直線が円 $C_1, C_2$ の内の一つと交差するか否かを決定する。このような条件が満たされる場合、画素は、手術器具94,95の内の一つの投影端部に属する可能性があり、以下可能性画素と呼ばれる。前の条件は、調査された手術器具94,95が筒状形を有し、すなわち、画像106での器具の投影端部が直線に相当する必要があるという事実、及び手術器具94,95は切り口92,93を通過し、すなわち、器具の投影端部が投影された挿入点 $O_1, O_2$ を通るという事実として解釈される。図5の例では、画素Pixの傾きベクトル $\text{Grad}(F)$ に垂直な直線Dが円 $C_2$ と交差する。処理部28は、そこから、方法のこのステップで、画素Pixが恐

50

らく投影された挿入点 $O_2$ に関連した手術器具の投影端部に属することを推定する。1組の可能性画素が最終的に得られる。その後処理部28は、可能性画素の数を減少させるために様々な処理を実行する。一例として、他の可能性画素から分離され、明らかに手術器具の投影端部に属さない可能性画素が除去され得る。ステップ108の終わりに、候補画素と呼ばれ、おおよそ直線の細長い形状を夫々有する、比較的高密度な組の可能性画素が得られる。方法はステップ110へと続く。

#### 【0048】

ステップ110では、処理部28は、画像106での各器具94,95の投影の対称軸 $M_1, M_2$ を決定する。実際には、各器具が筒状であるので、器具の投影端部は、2本の直線 $D_1, D_1', D_2, D_2'$ に相当し、このようにして対称軸を有する。器具の投影の対称軸 $M_1, M_2$ は、特定の場  
10  
合以外では、中心投影が距離間の割合を維持しないので、器具の対称軸の投影に相当しないことは注目すべきである。従って、器具の投影の対称軸 $M_1, M_2$ は、必ずしも器具に関連して投影された挿入点 $O_1, O_2$ と交差しない。処理部28は、各対の候補画素毎に、対の候補画素に関連した垂直二等分線が円 $C_1, C_2$ の内の1つと交差する否か決定する。もしそうならば、これは、候補垂直二等分線と呼ばれる垂直二等分線が対称軸に相当する可能性があるということの意味する。処理部28は、その後、例えばリチャードオー・ドゥダ(Richard O. Duda)及びピーターイー・ハート(Peter E. Hart)著、「写真中の線及び曲線を検出するためのハフ変換の利用法(Use of the Hough Transformation To Detect Lines and Curves in Pictures)」, エーシーエムのコミュニケーションズ(Communications of the ACM), 1972年, 第15(1)巻, p. 11-15と表題のつけられた著作で述べられ  
20  
たハフ(Hough)法に基づいた分類法を実行する。投影された挿入点、例えば点 $O_1$ に関連した各候補垂直二等分線は、2つのパラメータ( $\theta, \rho$ )によって定義されており、 $\rho$ が、投影された挿入点 $O_1$ から候補垂直二等分線を分離する距離であり、 $\theta$ が、候補垂直二等分線とプリビリジッドディレクション(privileged direction)、例えば直線( $O_1$ , ベクトル $e_u$ )との間の角度である。所与の候補垂直二等分線では、 $\rho$ が間隔 $[0, R_1]$ 内で変わることが可能であり、 $\theta$ が間隔 $[0, 2\pi]$ 内で変わることが可能である。間隔 $[0, R_1]$ は、隣接したサブ間隔 $[a_i, a_{i+1}]$ に分割され、 $i$ が1と $N$ との間で変わる整数であり、 $a_1=0$ 、 $a_{N+1}=R_1$ 且つ $a_i < a_{i+1}$ である。同様に、間隔 $[0, 2\pi]$ が隣接したサブ間隔 $[b_j, b_{j+1}]$ に分割され、 $j$ が1と $M$ との間で変わる整数であり、 $b_1=0$ 、 $b_{M+1}=2\pi$ 且つ $b_j < b_{j+1}$ である。サブ間隔 $[a_i, a_{i+1}]$ に関連したインデックス $i$ の行と、サブ間隔 $[b_j, b_{j+1}]$ に関連したイン  
30  
デックス $j$ の列とを有する $N$ 行及び $M$ 列を有する配列 $T$ がその後、定義される。配列の各要素 $T_{i,j}$ は最初に0と設定されるカウンタに相当する。候補二等分線毎に、該候補二等分線に関連したパラメータ( $\theta, \rho$ )を含む、サブ間隔 $[a_i, a_{i+1}]$ 及び $[b_j, b_{j+1}]$ に関連したカウンタ $T_{i,j}$ が増分される。全ての候補垂直二等分線が検討されたとき、処理部28は最も高いカウンタ $T_{i_{MAX}, j_{MAX}}$ のインデックス $i_{MAX}, j_{MAX}$ を決定する。その後、投影された挿入点 $O_1$ に関連した手術器具の対称軸が、 $\rho = (a_{i_{MAX}} + a_{i_{MAX}+1})/2$ 及び  
 $\theta = (b_{j_{MAX}} + b_{j_{MAX}+1})/2$ によって定義された直線に相当することが可能である。

#### 【0049】

処理部28は、更に各カウンタ $T_{i,j}$ の増分に関与した対の画素を記憶する。投影された挿入点 $O_1$ に関連した手術器具の投影端部に相当する直線 $D_1, D_1'$ が、カウンタ $T_{i_{MAX}, j_{MAX}}$ に関連した対の画素に基づいて定義される。画素数を増加させるために、処理部28は、カウンタ $T_{i_{MAX}, j_{MAX}}$ に関連した画素毎に、対称軸に対して画素の対称に相当する新たな画素を加えてもよい。その後、器具の投影の第1端部は、対称軸の一侧に設けられた画素から線形回帰によって得られた直線 $D_1$ に相当することが可能であり、器具の投影の第2端部は、対称軸の他側に設けられた画素から線形回帰によって得られた直線 $D_1'$ に相当することが可能である。方法は、外科医によって調査された全ての器具について繰り返され、次に、ステップ112へと続く。

#### 【0050】

ステップ112では、対称軸 $M_1, M_2$ 毎に、処理部28は、対称軸のどの画素が器具に属するか決定する。この目的のために、2つの色類のうちの1つの色類を各画素に割り当てるこ  
40  
50

とを含む大津 (Otsu) の方法に基づいた画素選択方法が用いられてもよい。大津 (Otsu) の方法は、例えば、エヌ・大津 (N. Otsu) 著、「階調のヒストグラムからの閾値選択法 (A threshold selection method from gray level histograms)」, アイ・トリプル・イートランスシステムズ (IEEE Trans. Systems), マンアンドサイバネティクス (Man and Cybernetics), 1979年, 第9巻, p. 62-66 と表題のつけられた出版物に述べられている。一例として、処理部28は、対称軸の全ての画素について、画素の色を表す関数Hのヒストグラムを、関数Hのコーディングに用いられた精度により決まる多数のレベル又は色類に応じて決定する。その後、閾値は大津 (Otsu) の方法によって定められる。その後、第1色類は、関数Hが閾値より小さい、例えばヒストグラムで色類が最も低い画素に割当てられ、第2色類は、関数Hが閾値より大きい、例えばヒストグラムで色類が最も高い画素に割り当てられる。その後、対称軸の画素は、第1又は第2色類の隣接画素のグループに分かれる。その後、色類毎に、最大数の画素を有する画素グループが決定される。手術器具に相当する色類、及び画像背景に相当する色類を決定するために、投影された挿入点 $O_1$ に最も近い対称軸 $M_1$ 上の画像106の画素グループが、必ず投影挿入点 $O_1$ に関連した器具に属するとみなされる。器具に関連した色類はこのように得られる。ステップ112では、カメラ17によって提供される第1画像のためにのみ実行されることが可能である。カメラ17によって続いて提供される画像については、器具が、最大数の画素を有しており、既に決定された器具の色類に関連した画素グループに相当するとみなされ得る。方法はステップ114へと続く。

10

#### 【0051】

20

ステップ114では、処理部28は、画像106上の手術器具94,95の投影端部の位置、つまり器具の先端 $S_1, S_2$ を決定する。先端 $S_1, S_2$ は、投影された挿入点 $O_1, O_2$ の反対側の器具に関連した画素グループの端部に相当する。このように決定された先端 $S_1, S_2$ が画像106の端部上にあるとき、これは、実際に器具の先端が画像106上で見えないことを意味する。工具の先端の位置を更に精密に決定し、工具の先端の周りの対称軸 $M_1, M_2$ の画素を更に詳細に検討し、画素が器具に効果的に属するか否かを決定するために色制約を画素に適用することが必要である場合がある。このようにして手術器具の検出方法の終わりに、処理部28は、手術器具94,95毎に、対称軸 $M_1, M_2$ 、端部 $D_1, D_1', D_2, D_2'$ 及び先端 $S_1, S_2$ を決定する。方法は、カメラ17によって提供される別の画像の処理のためにステップ102へと続く。

30

#### 【0052】

本発明は、カメラ17の位置決めシステム10の移動のために処理部28によって複雑な移動指示を実行することが可能である。一例として、処理部28は、特定の手術器具94,95の先端 $S_1, S_2$ がカメラ17によって提供される画像106の中心になるまで内視鏡12を移動させるために位置決めシステム10を制御してもよい。この目的のために、外科医が、音声制御システム38を介して処理部28に「識別子に中心化」タイプの指示を与えてもよい。その後、処理部28は、カメラ17によって提供される画像上に存在する器具を検出することが可能である。外科医によって提供される識別子に相当する器具の先端が画像内に存在する場合、処理部28は、その後、工具の先端が画像の予め定義された中央領域のレベルにあるように、内視鏡12を移動させるために位置決めシステム10を制御する。外科医によって提供される識別子に相当する器具が画像上に存在するが、工具の先端が画像の外側にある場合、器具に関連した挿入点の位置が公知であるので、処理部28は、器具の先端に向けて内視鏡12を移動させるために位置決めシステム10を制御することが可能である。外科医によって提供される識別子に相当する器具が画像上に存在しない場合、制御部28は、調査された器具に関連した挿入点に向けて内視鏡12を方向付けるために位置決めシステム10を制御してもよい。その後、器具はカメラ17によって提供される画像上にあるはずであり、器具の先端のセンタリングは、既に述べられているように行なわれる。

40

#### 【0053】

別の制御例は、手術器具の先端がカメラ17によって提供される画像の中央領域のレベルに不変にあるように、内視鏡12を移動させることを備える。この目的のために、外科医が

50

、音声制御システム38を介して処理部28に、「識別子を追う」タイプの指示を与えてもよい。その後、処理部28は、外科医によって提供される識別子に相当する器具の先端にカメラ17によって提供される画像の中心を置くために、既に述べられているように位置決めシステム10を制御する。その後、処理部28によって受取られる新たな画像毎に、処理部28が、必要ならば、器具の先端に画像の中心を戻すために位置決めシステム10を制御する。

【0054】

別の制御例は、特定の器具の先端のレベルで画像の「倍率(magnification)」を制御することを含む。この目的のために、外科医が、音声制御システム38を介して処理部28に「識別子のズーム」タイプの指示を与えてもよい。その後、処理部28は、外科医によって提供される識別子に相当する器具の先端にカメラ17によって提供される画像をそろえるために、既に述べられているように位置決めシステム10を制御する。その後、処理部28は、考慮対象の器具の先端で器具に関連した端部の直線 $D_1, D_1', D_2, D_2'$ 間の距離を決定して、そこから画像拡大を表す値を推定することが可能である。その後、処理部28は、所定の倍率又は外科医によって提供される倍率に達するためにこのような倍率を増加又は減少させるべく、内視鏡12を移動させるために位置決めシステム10を制御することが可能である。変形例によれば、カメラ17はズーム機能を含んでもよい。処理部28は、そのとき直線 $D_1, D_1', D_2, D_2'$ 間の距離の検出に基づいてカメラ17のズーム機能を制御することが可能である。

10

【0055】

処理部28による画像の処理の継続時間は、数十ミリ秒から約100ミリ秒までの間で変えてもよい。従って処理部28は、高頻度で処理されるべき新たな画像を受取ることができる。本発明に係る手術器具の検出方法は、このようにリアルタイムで実行されることが可能である。

20

【0056】

従って、本発明は、外科的介入の間、内視鏡12の各移動を系統的に制御する必要がなく、外科医を楽にさせることを可能にする。実際、既に述べられた制御により、処理部28が外科医から与えられた最初の指示による内視鏡12の移動を同時に自動的に制御する間、外科医は外科的介入に注意を集中させることができる。

【0057】

手術器具が筒状でないときも、本発明が実行されてよい。上記の実施形態は、細長い形状を有し、その投影が直線の端部を有する面にある器具に容易に適用され得る。円錐形、柱系、角錐形等の場合である。より一般には、更に複雑な形状を有する器具についても、器具に特有の幾何学的パラメータが処理部28に記憶されてもよい。その後、既に述べられた器具の検出方法のステップ108乃至114が、各手術器具に特有の幾何学的パラメータによって適合されてもよい。

30

【0058】

当然本発明は、当業者に想起される様々な変更及び修正がなされ得る。特に、本発明は、ビデオ画像が内視鏡に連結されたカメラによって提供される外科的介入のために述べられたが、本発明は、医療用画像システムによって提供される任意のタイプの画像に適合されてもよい。例えば、超音波映像、透視画像、又はスキャナ画像の場合である。更に、本発明は特定の位置決めシステムの例について述べられたが、任意のタイプの位置決めシステムに適用されてもよい。

40

【図面の簡単な説明】

【0059】

【図1】本発明に係る手術器具の検出方法を実行する内視鏡の位置決めシステムを制御するためのシステムの一例を概略的に示す図である。

【図2】図1の位置決めシステムの実施形態を概略的に示す図である。

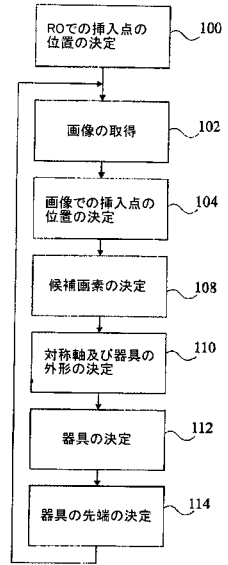
【図3】空間の点の位置と、カメラの画像面でのこの点の投影との間の関係を示す図である。

【図4】本発明に係る手術器具を検出するための方法のステップの一例を示すフローチャ

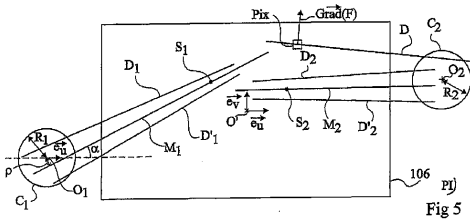
50



【 図 4 】



【 図 5 】



【 国際調査報告 】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/FR2007/050816

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> INV. G06K9/00		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) G06K		
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, WPI Data, INSPEC		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	DOIGNON ET AL: "Real-time segmentation of surgical instruments inside the abdominal cavity using a joint hue saturation color feature" REAL-TIME IMAGING, ACADEMIC PRESS LIMITED, GB, vol. 11, no. 5-6, October 2005 (2005-10), pages 429-442, XP005074688 ISSN: 1077-2014 abstract page 435, column 2, paragraph 2 page 440, column 2, paragraph 2 figure 11  ----- -/--	1-14
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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  25 July 2007		Date of mailing of the international search report  03/08/2007
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. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer  Turina, Andreas

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/FR2007/050816

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>LUKE WINDISCH ET AL: "Bayesian Differentiation of Multi-scale Line-Structures for Model-Free Instrument Segmentation in Thoracoscopic Images" SECOND INTL CONF ON IMAGE ANALYSIS AND RECOGNITION (ICIAI 2005), 28 September 2005 (2005-09-28), - 30 September 2005 (2005-09-30) pages 938-948, XP019020081 abstract page 940, paragraphs 2,3 page 942, section 2.2 page 942, last paragraph - page 943, paragraph 2</p>	1-14
A	<p>CHEOLWHAN LEE ET AL: "Image analysis for automated tracking in robot-assisted endoscopic surgery" PATTERN RECOGNITION, 1994. VOL. 1 - CONFERENCE A: COMPUTER VISION &amp; IMAGE PROCESSING., PROCEEDINGS OF THE 12TH IAPR INTERNATIONAL CONFERENCE ON JERUSALEM, ISRAEL 9-13 OCT. 1994, LOS ALAMITOS, CA, USA, IEEE COMPUT. SOC, vol. 1, 9 October 1994 (1994-10-09), pages 88-92, XP010215978 ISBN: 0-8186-6265-4 abstract page 89, column 1, paragraph 4 figure 3</p>	1-14
A	<p>GUO-QING WEI G Q ET AL: "Controlling Robot Motion with Color Image Segmentation" IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, vol. 16, no. 1, January 1997 (1997-01), pages 40-45, XP011084758 ISSN: 0739-5175 page 41, column 3, last paragraph - page 42, column 1, paragraph 1</p>	1-14

## RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n°

PCT/FR2007/050816

<b>A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE</b> INV. G06K9/00		
Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB		
<b>B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE</b>		
Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement) G06K		
Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche		
Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés) EPO-Internal, WPI Data, INSPEC		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS</b>		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	DOIGNON ET AL: "Real-time segmentation of surgical instruments inside the abdominal cavity using a joint hue saturation color feature" REAL-TIME IMAGING, ACADEMIC PRESS LIMITED, GB, vol. 11, no. 5-6, octobre 2005 (2005-10), pages 429-442, XP005074688 ISSN: 1077-2014 abrégé page 435, colonne 2, alinéa 2 page 440, colonne 2, alinéa 2 figure 11  ----- -/-	1-14
<input checked="" type="checkbox"/> Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents <input type="checkbox"/> Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe		
* Catégories spéciales de documents cités:		
*A* document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent *E* document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date *L* document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée) *O* document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens *P* document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée		*T* document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention *X* document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément *Y* document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier *S* document qui fait partie de la même famille de brevets
Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée		Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale
25 juillet 2007		03/08/2007
Norm et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Fonctionnaire autorisé  Turina, Andreas

## RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale n° PCT/FR2007/050816
--

C(suite). DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie*	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	<p>LUKE WINDISCH ET AL: "Bayesian Differentiation of Multi-scale Line-Structures for Model-Free Instrument Segmentation in Thoracoscopic Images" SECOND INTL CONF ON IMAGE ANALYSIS AND RECOGNITION (ICIAI 2005), 28 septembre 2005 (2005-09-28), - 30 septembre 2005 (2005-09-30) pages 938-948, XP019020081 abrégé page 940, alinéas 2,3 page 942, section 2.2 page 942, dernier alinéa - page 943, alinéa 2</p>	1-14
A	<p>CHEOLWHAN LEE ET AL: "Image analysis for automated tracking in robot-assisted endoscopic surgery" PATTERN RECOGNITION, 1994. VOL. 1 - CONFERENCE A: COMPUTER VISION &amp; IMAGE PROCESSING., PROCEEDINGS OF THE 12TH IAPR INTERNATIONAL CONFERENCE ON JERUSALEM, ISRAEL 9-13 OCT. 1994, LOS ALAMITOS, CA, USA, IEEE COMPUT. SOC, vol. 1, 9 octobre 1994 (1994-10-09), pages 88-92, XP010215978 ISBN: 0-8186-6265-4 abrégé page 89, colonne 1, alinéa 4 figure 3</p>	1-14
A	<p>GUO-QING WEI G Q ET AL: "Controlling Robot Motion with Color Image Segmentation" IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, vol. 16, no. 1, janvier 1997 (1997-01), pages 40-45, XP011084758 ISSN: 0739-5175 page 41, colonne 3, dernier alinéa - page 42, colonne 1, alinéa 1</p>	1-14

---

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, GT, 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, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 バロス, サンドリーヌ

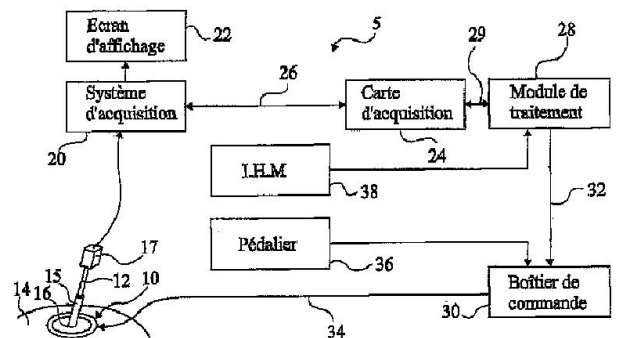
フランス F - 3 8 0 0 0 グレノーブル, ルー ラクマン, 1 8

Fターム(参考) 4C061 AA24 BB01 DD01 GG11

专利名称(译)	自动检测医学成像系统提供的图像中的手术器械		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009527267A</a>	公开(公告)日	2009-07-30
申请号	JP2008554829	申请日	2007-02-16
[标]申请(专利权)人(译)	UNIV约瑟夫·傅里叶		
申请(专利权)人(译)	Université 电约瑟夫·傅立叶		
[标]发明人	サンカンフィリップ バロスサンドリーヌ		
发明人	サンカン, フィリップ バロス, サンドリーヌ		
IPC分类号	A61B19/00 A61B1/00		
CPC分类号	G06K9/3241 G06K9/00201 G06K2209/057 G06T7/73 G06T2207/10068 G06T2207/30021		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B1/00.300.B		
F-TERM分类号	4C061/AA24 4C061/BB01 4C061/DD01 4C061/GG11		
优先权	2006050591 2006-02-20 FR		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

该装置具有处理模块，该处理模块确定切口（16）在图像平面中的投影位置。处理模块确定图像上的手术工具投影的特征点，例如，超声图像，来自形状参数和切口的投影位置，其中工具在图像平面中的投影的横向边缘对应于直线。该工具以细长形状提供，其中工具的几何参数特征存储在处理模块中。对于用于检测图像上的手术工具的方法，还包括独立权利要求。



- 20 Capture system
- 22 Display screen
- 24 Capture board
- 28 Processing module
- 30 Control unit
- 36 Pedal assembly
- 38 MMI