

(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2010-517632

(P2010-517632A)

(43) 公表日 平成22年5月27日 (2010.5.27)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z	4 C 0 9 3
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 2 1 Q	
	A 6 1 B 6/03 3 6 0 G	
	A 6 1 B 6/03 3 7 7	
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 33 頁)		

(21) 出願番号 特願2009-548443 (P2009-548443)
 (86) (22) 出願日 平成20年1月31日 (2008.1.31)
 (85) 翻訳文提出日 平成21年9月16日 (2009.9.16)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2008/052589
 (87) 国際公開番号 W02008/095068
 (87) 国際公開日 平成20年8月7日 (2008.8.7)
 (31) 優先権主張番号 60/887,462
 (32) 優先日 平成19年1月31日 (2007.1.31)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 12/022,620
 (32) 優先日 平成20年1月30日 (2008.1.30)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 501139858
 ザ ペン ステイト リサーチ ファンデ
 ーション
 アメリカ合衆国 ペンシルベニア 1 6 8
 0 2, ユニバーシティ パーク, オ
 ールド メイン 3 0 4
 (74) 代理人 100078282
 弁理士 山本 秀策
 (74) 代理人 100062409
 弁理士 安村 高明
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡の継続的案内のためのシステム

(57) 【要約】

方法および装置は、ライブ手技の際の内視鏡検査の継続的案内を提供する。身体臓器を通して最終目的地点までの所定の経路を表す参照情報を含む、3D画像データに基づくデータセットが、事前計算される。オペレータが、身体臓器内で内視鏡を操作する際に、複数のライブの実際の内視鏡 (RE) 画像が表示される。位置合わせおよび追跡アルゴリズムは、データセットを RE 画像の1つ以上と位置合わせし、内視鏡が局所的に操作される際に、位置合わせを継続的に維持する。次いで、最終目的地点に関する付加的情報が提示され、内視鏡オペレータは、手技のための最終操作を決定することができる。参照情報は、3D臓器表面、臓器系を通る3D経路、または着目3D領域 (ROI)、ならびに事前計算されたデータセットから生成される仮想内視鏡 (VE) 画像を含んでもよい。

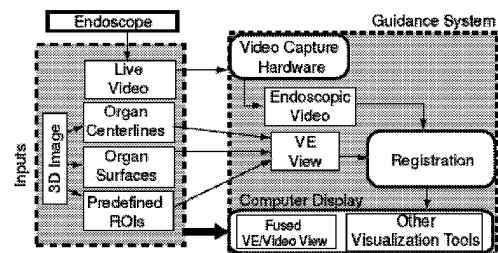


FIGURE 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ライブ手技の際の内視鏡検査の継続的案内のための方法であって、

a) 3D画像データに基づいて事前計算されたデータセットを提供するステップであって、該データセットは、身体臓器を通して最終目的地点までの所定の経路を表す参照情報を含む、ステップと、

b) オペレータが、該身体臓器内で内視鏡を操作する際に、複数のライブの実際の内視鏡(RE)画像を表示するステップと、

c) 該所定の経路に沿った初期参照位置に対応する情報を提示するステップであって、該情報によって、内視鏡オペレータは、該内視鏡を該参照位置へ移動させることができる、ステップと、

d) 該データセットを該RE画像の1つ以上と位置合わせし、該内視鏡が局所的に操作される際に、該位置合わせを継続的に維持する位置合わせ/追跡アルゴリズムを起動するステップと、

e) 該所定の経路に沿った別の参照位置に対応する情報を提示するステップであって、該情報によって、該内視鏡オペレータは、該内視鏡をその新しい参照位置近傍に移動させることができる、ステップと、

f) 該内視鏡が、該最終目的地点近傍に入るまで、ステップd) - e)を複数回繰り返すステップと、

g) 参照位置上に該最終目的地点に関する付加的情報を提示するステップであって、該付加的情報によって、該内視鏡オペレータは、該手技のための最終操作を決定することができる、ステップと

を包含する、方法。

【請求項 2】

前記参照情報は、3D臓器表面、臓器系を通る3D経路、着目3D領域(ROI)の1つ以上を含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

前記参照情報は、前記事前計算されたデータセットから生成される仮想内視鏡(VE)画像を含む、請求項2に記載の方法。

【請求項 4】

前記3D経路およびROIの一方または両方を前記REおよびVE画像の一方または両方上に重ね合わせるステップを含む、請求項3に記載の方法。

【請求項 5】

前記3D臓器表面は、胸部の3DのMDCT画像から抽出される気管気管支気道ツリーの表面に対応する、請求項2に記載の方法。

【請求項 6】

前記3D経路は、前記胸部の3DのMDCT画像から抽出される気管気管支気道ツリーを横断する、または他の近傍の解剖学的構造を横断する通路に対応する、請求項2に記載の方法。

【請求項 7】

前記ROIは、リンパ節、疑わしい腫瘍、狭窄した気道、または任意の他の診断上の関連領域を表す、請求項2に記載の方法。

【請求項 8】

ステップe)に先立って、前記位置合わせ/追跡アルゴリズムを停止するステップを含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 9】

前記位置合わせ/追跡アルゴリズム停止後、保存された位置合わせされた像が提示される、請求項8に記載の方法。

【請求項 10】

ステップc) - g)において、前記内視鏡オペレータを案内するために、1つの重ね合

10

20

30

40

50

わせられた経路がハイライトされ、継続的に提示される、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 1 1】

前記位置合わせされた V E 像は、前記ライブ R E 映像と同期して表示される、請求項 1 0 に記載の方法。

【請求項 1 2】

ステップ d) は、リアルタイムに行われる、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 1 3】

ライブ手技の際の内視鏡検査の継続的案内のためのシステムであって、オペレータによって、身体臓器内の経路に沿って、最終目的地点へ操作される内視鏡と

10

、
該内視鏡によって得られるライブの実際の内視鏡 (R E) 画像を表示するように作動するディスプレイデバイスと、

3 D 画像データから導かれた事前計算されたデータセットを格納するメモリであって、該データセットは、身体臓器を通して最終目的地点までの所定の経路を表す参照情報を含む、メモリと、

該メモリおよびディスプレイと通信するプロセッサであって、

a) 該オペレータが該内視鏡を操作する際に、該参照情報を表示および更新することによって、該データセットを該 R E 画像の 1 つ以上に継続的に位置合わせし、それによって、継続的に該内視鏡を追跡し、該オペレータを該ディスプレイデバイス上の該最終目的地点に案内し、

20

b) 該最終目的地点に関する付加的情報を提供し、該内視鏡オペレータが、該手技のための最終操作を決定できる

ように作動する、プロセッサと

を備える、システム。

【請求項 1 4】

前記参照情報は、3 D 臓器表面、臓器系を通る 3 D 経路、および着目 3 D 領域 (R O I) の 1 つ以上を含む、請求項 1 3 に記載のシステム。

【請求項 1 5】

前記参照情報は、前記事前計算されたデータセットから生成される仮想内視鏡 (V E) 画像を含む、請求項 1 3 に記載のシステム。

30

【請求項 1 6】

前記 3 D 経路および R O I の一方または両方は、前記 R E および V E 画像の一方または両方上に重ね合わせられる、請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記 3 D 臓器表面は、胸部の 3 D の M D C T 画像から抽出される気管気管支気道ツリーの表面に対応する、請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記 3 D 経路は、前記胸部の 3 D の M D C T 画像から抽出される前記気管気管支気道ツリーを横断する、または他の近傍の解剖学的構造を横断する通路に対応する、請求項 1 4 に記載のシステム。

40

【請求項 1 9】

前記 R O I は、リンパ節、疑わしい腫瘍、狭窄した気道、または任意の他の診断上の関連領域を表す、請求項 1 4 に記載のシステム。

【請求項 2 0】

前記位置合わせプロセスを停止するためのオペレータ制御をさらに含む、請求項 1 3 に記載のシステム。

【請求項 2 1】

保存された位置合わせ像は、停止後、前記ディスプレイ上に提示される、請求項 2 0 に記載のシステム。

【請求項 2 2】

50

前記プロセッサは、オペレータが前記内視鏡を操作する際に、前記ディスプレイ上の重ね合わせられた経路をハイライトするように作動する、請求項 16 に記載のシステム。

【請求項 23】

前記 V E 像は、前記ライブ R E 映像と同期して表示される、請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 24】

前記位置合わせは、リアルタイムで行われる、請求項 13 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

(関連出願の参照)

本願は、米国仮特許出願第 60 / 887,462 号 (2007 年 1 月 31 日出願) および米国特許出願第 12 / 022,620 号 (2008 年 1 月 30 日出願) に基づく優先権を主張する。両出願の全内容は、本明細書において参照により援用される。

【0002】

(政府財政援助)

本研究は、一部、N I H の国立癌研究所の助成番号 C A 074325 および C A 091534 により支援されている。

【背景技術】

【0003】

20

可撓性内視鏡検査は、低侵襲的手技の一種であって、可撓性デバイスは、診断を行う、または治療を送達するために、身体の既存の中空臓器 (例えば、気管気管支気道ツリー、結腸、洞) を通して操作される。^{1, 2} 内視鏡検査は、切開の必要性を低減し、多くの場合排除し、それによって、患者のリスクおよび回復時間を減少させる。したがって、可撓性内視鏡検査は、典型的には、医師が標的動作領域を直接視認および操作するために十分な大きさの切開を必要とする、より侵襲的な手術より好ましい。

【0004】

内視鏡検査は、例えば、胸部において使用されてもよく、気胸のリスクを伴う経胸腔生検から、日常的かつ比較的 low リスクの気管支鏡生検に切り替えることができる。^{1, 3, 4} 同様に、可撓性内視鏡検査は、心臓ペースメーカーリードの挿入を促進するため心臓において⁵、診断を補助するために鼻および洞の通路において⁶、ならびに結腸ポリープを検出および治療するために結腸において⁷、使用されてもよい。

30

【0005】

内視鏡手技の典型的ワークフローは、2 段階から成る。段階 I は、術前計画であって、段階 II は、内視鏡検査である。段階 I の際、3 次元 (3D) 立体画像 (典型的には、多重検出器コンピュータ断層撮影 (M D C T) または磁気共鳴画像 (M R I) 装置によって取得される) が、着目生体構造に対し取得される。^{8 - 10} リンパ節、疑わしい結節、ポリープ等の着目領域 (R O I) は、医師による本 3D 画像の一連の 2D 横断スライス画像を検討することによって画定される。本段階の際、内視鏡技師はまた、各 R O I への経路を計画し、診断および治療オプションのための最善のアクセスを可能にするアプローチを選択する。¹¹

40

標準的技法では、M D C T スキャン画像は、胸部全体の一連の横断面スライス画像として、コンピュータモニタまたは X 線フィルム表示パネル上に表示される。この場合の経路計画は、気管から、R O I にアクセス可能な気管気管支ツリー内の位置への通路を決定するステップから成る。標準的技法では、本ステップでは、気管支鏡技師が、3D の生体構造を頭の中で再構築し、R O I への最善のアプローチを判断することが必要となる。しかしながら、本アプローチを使用して、通路が不正確に選択される場合が多く、医師は、早ければ第 2 世代において、C T スライス画像内の気道を識別する際に困難を伴うことが示されている。^{12, 13}

段階 II では、医師は、内視鏡手技を施行する。本手技の中核は、ライブの内視鏡映像

50

送出、ならびに段階Ⅰで行われた３Ｄ画像の分析の両方に依存して、内視鏡先端を以前に画定されたＲＯＩへ誘導するタスクである。本タスクは、いくつかの理由から困難である。１）ＲＯＩは、中空臓器壁を越えて位置し、内視鏡映像において不可視である、２）内視鏡映像は、これらのＲＯＩが画定される３Ｄ放射線画像と著しく異なる、および３）臓器内の異なる位置からの内視鏡像は、視覚的に区別不可能である。

【０００６】

気管支鏡検査では、これらの困難点は、気管支鏡が動作する気管気管支気道ツリーの複雑性によって悪化する。これらの影響は、誘導エラーをもたらし、異なる医師間の技術レベルの大きな差異に影響することが知られている。^{１４}、^{１５} また、そのようなエラーは、診断を誤る結果となり、侵襲的かつ潜在的に致命的な追従手技を必要とする場合がある。^３、^４ 以前に、画像ベースおよび電磁（Ｅ／Ｍ）案内技術が、ＲＯＩへの誘導およびＲＯＩにおける生検の正確性の向上の両方において、医師を補助するために提案されている。

10

【０００７】

Ｅ／Ｍ案内技術は、患者の周囲にＥ／Ｍ場を発生させ、気管支鏡の器具チャネルを通して挿入されたＥ／Ｍセンサを使用して、気管支鏡を配置する。^{１６} - ^{２１} これらの技術は、各手技の費用を増大し、使用可能な気管支鏡の種類を制限する特殊なハードウェアを必要とする。Ｅ／Ｍプローブは、気管支鏡の器具チャネルを占めるため、これらの技術は、小児肺または肺末梢部の手技用に設計された小径内視鏡上に存在するより小さいチャネルには好適ではない。さらに、Ｅ／Ｍプローブは、重要な手技上のステップ（例えば、生検の施行）を行う前にチャネルから除去し、位置情報なしで、医師に委ねなければならない。加えて、Ｅ／Ｍ位置合わせは、外部場に対して気管支鏡を配置することのみ可能である。したがって、患者の呼吸運動、手技の際の患者の移動、または３Ｄスキャン画像と手技との間の異なる体位に直面すると、局所化エラーを受けやすいが、最近の研究は、これらの課題を解決しつつある。^{１９}、^{２１}、^{２２}

20

画像ベースの案内技術は、医師のための案内補助として役割を果たすために、立体画像処理に依存する。仮想気管支鏡（ＶＢ）案内技術は、実際の気管支鏡（ＲＢ）映像の外観を模倣する気管気管支気道ツリーの表面または立体レンダリングを医師に提示する。^{２３} - ^{２７} これらの技術は、医師が気道内およびＲＯＩに対する位置をより意識するために、実際の気管支鏡を移動させる医師と提携して、仮想気管支鏡を移動させる技術者に依存する。ＶＢ案内は、気管支鏡手技の性能を向上させることが有望される一方、ＶＢの領域とＲＢの領域とは、直接リンクせず、医師による最終的推測に委ねられる。対照的に、仮想現実（Ｖ－Ｒ）位置合わせ／追跡方法は、立体画像ベースのＶＢ源とＲＢ映像源との間の自動リンクを提供する。^{２８} - ^{３５}

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００８】

本リンクによって、ユーザ介入が低減され、２つの情報源間のデータの融合を可能にする。しかしながら、以前は、計算集約型であって、その使用は、単一フレームまたはバッファリングされた映像の用途に制限され、医師は、各位置合わせ結果に対し、数秒待つ必要があった。

40

【課題を解決するための手段】

【０００９】

本発明は、ライブ手技の際の内視鏡検査の継続的案内を対象とする。身体臓器を通して最終目的地点までの所定の経路を表す参照情報を含む、３Ｄ画像データに基づくデータセットが、事前計算される。オペレータが、身体臓器内で内視鏡を操作する際に、複数の実際のライブ内視鏡（ＲＥ）画像が表示される。所定の経路に沿った初期参照位置に対応する情報が提示され、オペレータは、内視鏡を参照位置へ移動させることができる。内視鏡が局所的に操作される際に、位置合わせおよび追跡アルゴリズムが起動され、データセットをＲＥ画像の１つ以上と位置合わせし、位置合わせを継続的に維持する。所定の経路に

50

沿った別の参照位置に対応する情報が提示され、内視鏡オペレータは、内視鏡をその新しい参照位置近傍に移動させることができ、これらのステップは、内視鏡が最終目的地点近傍内に入るまで繰り返される。次いで、最終目的地点に関する付加的情報が提示され、内視鏡オペレータは、手技のための最終操作を決定することができる。

【0010】

参照情報は、3D臓器表面、臓器系を通る3D経路、または着目3D領域(ROI)、ならびに事前計算されたデータセットから生成される仮想内視鏡(VE)画像を含んでもよい。好ましい方法は、3D経路およびROIの一方または両方をREおよびVE画像の一方または両方上に重ね合わせるステップを含む。3D臓器表面は、胸部の3DのMDCT画像から抽出される気管気管支気道ツリーの表面に対応してもよい。3D経路は、胸部の3DのMDCT画像から抽出される気管気管支気道ツリーを横断する、または他の近傍の解剖学的構造を横断する通路に対応してもよい。ROIは、リンパ節、疑わしい腫瘍、狭窄した気道、または任意の他の診断上の関連領域を表してもよい。

10

【0011】

好ましい実施形態によると、1つの重ね合わせられた経路は、内視鏡オペレータを案内するために、ハイライトされ、継続的に提示される。本位置合わせされたVE像は、ライブRE映像と同期して表示される。方法および開示されるシステムは、リアルタイム動作が可能である。

【図面の簡単な説明】

【0012】

20

【図1】図1は、案内システム、その入力、およびシステムと医師との間の相互作用のブロック図を示す。

【図2】図2は、保存された位置合わせされた像の実施例である。

【図3】図3は、案内方策IIを示す。

【図4】図4は、案内方策IIIを示す。

【図5】図5は、人体模型実験のために使用されるROIの位置を表示する全体的外部3D表面レンダリングを示す。

【図6】図6は、着目領域(ROI)への通路に沿った別個の決定点を示す。

【図7】図7は、ヒト患者におけるライブ気管支鏡検査の際に撮像される、画像ベースの案内システムのスクリーンキャプチャである。

30

【発明を実施するための形態】

【0013】

本発明は、リアルタイムの画像ベースの案内のための完全パラダイムを含む、内視鏡検査の案内に対するシステムレベルのアプローチに属し、継続的に更新される誘導および案内情報を医師に提供する。

【0014】

内視鏡検査の案内のための少なくとも3つの新規な実施形態が開示される。全体的表面レンダリング、局所断面、および関連距離等の付加的要素は、付加的有用性を医師に提供する。人体模型結果は、ヒト気管気管支気道ツリーのラビッドプロトタイプモデル上で行われる気管支鏡検査を使用して生成した。また、システムは、進行中の本物のヒト試験において試験された。これまで10例のそのような試験を行っており、3D胸部CTを使用して、肺疾患患者の気管支鏡介入に焦点を当てる。

40

【0015】

本開示は、一般的に適用可能な方法を提示するが、胸部および気管支鏡検査に焦点を当てる。本領域では、段階Iは、MDCT画像の取得および分析を軸として展開し、ROIは、リンパ節、疑わしい癌結節、散在性浸潤、気道ステント位置、または任意の他の臨床的に有意な位置であってもよい。^{8, 10}

リアルタイム画像ベースの内視鏡検査の案内のための少なくとも3つの統合されたシステムレベルのアプローチが記載される。これらのアプローチは、新規な案内方策を提示し、以前に我々が提案した高速CT映像位置合わせエンジンによって可能になる。^{3, 6, 3}

50

⁷ これらの位置合わせエンジンの高速性によって、リアルタイムの映像フレーム率において、映像の継続的位置合わせが可能となる。アプローチは、結腸のための結腸鏡検査、洞のための洞房鏡検査、および血管系のための血管内視鏡検査に対し、一般適用性を有する。また、人体模型およびライブの患者結果が提示される。

【 0 0 1 6 】

(方法)

内視鏡検査の継続的案内のための我々のアプローチは、図 1 に示されるように、複数の入力に依存する。これらの入力の第 1 は、内視鏡手技の間、内視鏡によって提供される着目生体構造の実際のライブ内視鏡 (R E) 映像である。数量

【 0 0 1 7 】

【 数 1 】

$$I_{RE}^{\Theta_f}(i, j)$$

は、R E カメラの未知の視点

【 0 0 1 8 】

【 数 2 】

$$\Theta_f = (x, y, z, \alpha, \beta, \gamma)$$

(式中、(x 、 y 、 z) は、3 D 空間的位置を表し、(、 、) は、放射線画像の 3 D 座標軸に対する R E カメラの配向を指定するオイラー角を表す) から撮影される第 f 番目の 2 D の R E 映像フレームの第 (i 、 j) 番目の画素を表す。残りの入力は、手技の前の術前計画段階の際に取得される着目生体構造の 3 D 画像から派生する。これらの入力は、中空臓器の内面を示す 3 D 表面、スキャンデータ内で画定された 3 D 領域として示される R O I 、および中空臓器を通して、これらの R O I に到達するための事前計算された 3 D 通路 P_k を含む。

【 0 0 1 9 】

各通路は、視認部位として知られる一式の 6 D 視点から成る。 $P_k(1)$ によって表される第 k 番目の通路の第 1 番目の視認部位は、(x 、 y 、 z) 位置と、オイラー角 (、 、) によってパラメータ化される配向とから成る。我々は、主に、気管支鏡検査を扱い、内視鏡デバイスは、気管支鏡であって、3 D 表面および通路は、胸部 3 D M D C T 画像から抽出される気管気管支気道ツリーの表面および中心軸に対応する。本領域における R O I は、リンパ節、疑わしい腫瘍、狭窄した気道、または 3 D の M D C T 画像において可視の任意の他の診断上の関連領域であってもよい。

【 0 0 2 0 】

案内システムは、時として、内面データの描写と並列させて、実際のライブ内視鏡 (R E) 映像を表示するコンピュータを備える。本表面データを提示するために使用されるカメラパラメータ (例えば、視野 (F O V)) は、内視鏡デバイスの較正によって抽出されるものと一致する。したがって、本描写は、仮想内視鏡 (V E) カメラを構成する。したがって、V E カメラは、C T ボリューム内の任意の仮想視点

【 0 0 2 1 】

【 数 3 】

$$\Theta_v$$

で V E 画像

【 0 0 2 2 】

【 数 4 】

$$I_{VE}^{\Theta_v}$$

を合成することができる。

【 0 0 2 3 】

10

20

30

40

【数 5】

$$\hat{\Theta}_f$$

は、R E カメラの未知の視点

【0 0 2 4】

【数 6】

(すなわち $\hat{\Theta}_f \approx \Theta_f$)

の最良推定値を示す位置合わせされた V E 視点を表し、したがって、

【0 0 2 5】

【数 7】

$$I_{VE}^{\hat{\Theta}_f}$$

は、位置合わせされた V E 像を表す。V E カメラの F O V 内で可視の 3 D 通路および R O I の一部が、投影されて、レイヤ画像

【0 0 2 6】

【数 8】

$$I_p^{\Theta_r}$$

を形成し、図 2 およびその他で示されるように、V E 像に重ね合わせられて現れることができる。我々は、本融合プロセスを

【0 0 2 7】

【数 9】

$$\oplus$$

演算子によって表し、重ね合わせられた V E 像を

【0 0 2 8】

【数 10】

$$I_{VE+P}^{\Theta_r} \equiv I_{VE}^{\Theta_r} \oplus I_p^{\Theta_r}$$

として定義する。V E カメラは、内視鏡と関係なく移動可能であって、抽出された生体構造を自由に誘導および探査することができる。図 2 では、下の 2 つのウィンドウ枠は、R E 像

【0 0 2 9】

【数 11】

$$I_{RE}^{\Theta_{I_s}} \oplus I_p^{\hat{\Theta}_{I_s}}$$

と、前の時点 s から位置合わせされた V E 像

【0 0 3 0】

【数 12】

$$I_{VE+P}^{\hat{\Theta}_{I_s}}$$

とを静的に表示する一方、上の 2 つのウィンドウ枠は、現在のライブ R E 映像

【0 0 3 1】

【数 13】

$$I_{RE}^{\Theta_f} \oplus I_p^{\hat{\Theta}_f}$$

と、位置合わせされた V E 像

【0 0 3 2】

10

20

30

40

【数 1 4】

$$I_{VE+P}^{\Theta_f}$$

とを動的に表示する。各像は、オーバーレイされた 3D 通路および RO I を有する。この保存された像は、生検を行う際、局部の概観を維持するために有用である。

【0 0 3 3】

上述の入力およびシステムは、3つの内視鏡案内方策の基礎を提供する。方策 I は、別個の決定点（例えば、気道ツリーの分岐）において行われる位置合わせを軸として展開する。各位置合わせは、RO I に到達するために存続する正確な通路を医師に提示し、十分近接する場合、RO I 自体の位置を提示する。対照的に、継続的位置合わせ / 追跡は、方策 II の中核であって、位置合わせされた VE 像

10

【0 0 3 4】

【数 1 5】

$$I_{VE+P}^{\Theta_f}$$

をライブ RE 映像

【0 0 3 5】

【数 1 6】

$$I_{RE}^{\Theta_f}$$

20

と同期して表示させる。医師に提示される像を単純化するために、方策 III は、RE 映像

【0 0 3 6】

【数 1 7】

$$(I_{RE}^{\Theta_f} \oplus I_P^{\Theta_f})$$

上に融合された 3D 通路および RO I のみを提示することによって、方策 II を精緻化し、VE 像を全て省く。3つの方策は統合され、各方策は、以前のものに基づいて構築され、これらの方策の任意の組み合わせは、特定の RO I への案内のために使用されてもよい。方法は、気管支鏡検査の場合のより具体的段階的实施例とともに、以下に提示される。

30

【0 0 3 7】

（内視鏡案内方策 I）

方策 I の目標は、各 RO I への通路に沿った重要な決定点（例えば、分岐点）において、案内を提供することである。したがって、本方法は、これらの決定点のそれぞれにおける別個の位置合わせ / 追跡事象に重点を置く。方法は、以下のように進められる。

1. 3D 通路および RO I を表示する VE 像

【0 0 3 8】

【数 1 8】

$$I_{VE+P}^{\Theta_{sp}}$$

40

が、現在の RO I（例えば、気管支鏡検査のための上竜骨）への通路に沿った初期参照位置

【0 0 3 9】

【数 1 9】

$$\Theta_{v_0} = P_k(l_0)$$

に提示される。

2. 医師は、VE 像近傍内に入るように内視鏡を移動させる。

3. 位置合わせ / 追跡の組み合わせを随意に起動し、それによって、仮想 3D 空間を内視鏡の現在の視点と位置合わせさせてもよい（すなわち、RE カメラの視点を推測し、VE

50

カメラを本視点：

【 0 0 4 0 】

【 数 2 0 】

$$\Theta_v = \hat{\Theta}_f$$

に一致させる)。この時、事前計算された 3 D 通路および R O I がまた、R E 映像フレーム

【 0 0 4 1 】

【 数 2 1 】

$$(I_{RE}^{\Theta_f} \oplus I_P^{\hat{\Theta}_f})$$

10

上に重ね合わせられてもよい。次いで、医師は、局所における内視鏡の移動を考慮するように、重ね合わせられた像上の 3 D 通路および R O I の位置を適切に調節しながら、内視鏡を局所的に操作および取り扱ってもよい。加えて、現在の位置合わせされた像の瞬間スナップ写真を保存し、継続的に更新される V E

【 0 0 4 2 】

【 数 2 2 】

$$I_{VE+P}^{\hat{\Theta}_f}$$

および R E

20

【 0 0 4 3 】

【 数 2 3 】

$$I_{RE}^{\Theta_f} \oplus I_P^{\hat{\Theta}_f}$$

の像を並べて表示し、生検を行う表面近傍に移動させる前に、例えば、生検部位の概観を提供してもよい。本保存された像の実施例は、図 2 に表示される。3 つの方策のそれぞれと同様に、3 D 通路および R O I

【 0 0 4 4 】

【 数 2 4 】

$$I_P^{\hat{\Theta}_f}$$

30

は、任意の地点でトグルされ、R E 映像

【 0 0 4 5 】

【 数 2 5 】

$$I_{RE}^{\Theta_f}$$

の明瞭な観察を可能にしてもよい。代替として、内視鏡が目的地の局所近傍に到達していない場合、R O I の表示は、自動的に表示されなくてもよい。

4 . 位置合わせ / 追跡動作を一時的に停止し、3 D の R O I により近づくように、所望の通路

40

【 0 0 4 6 】

【 数 2 6 】

$$(\Theta_{v_i} \leftarrow P_k(l_i))$$

に沿って V E カメラをさらに移動させる。

5 . 内視鏡が目的地の局所近傍内に入るまで、ステップ 2 - 4 は繰り返される。R O I (以前に抑制されていた場合) は、標的位置 (例えば、適切な局所気道支) に到達したという明白な信号を提供するために、ここで出現させることができる。

6 . 付加的グラフィックアイコンを導入し、着目生検部位が現在の視野内にあることを確認する。先行研究は、透過的ベースのレンダリングを使用して、R O I を気道内腔等のレ

50

ンダリングされた解剖学的領域上に融合していたが、これは、R O I の実際の位置に曖昧性をもたらす。アイコンの付加的特徴（図 2 および 6 の場合、矢印）によって、本曖昧性は排除される。

【 0 0 4 7 】

本方法の実施例は、その結果である図 6 に示され、（行 1 - 3）は、最初の 2 つの決定点のためのステップ 1 - 4 を示す。これらの位置のそれぞれでは、注意散漫を回避するため、R O I は、最初は表示されない。目的地点の局所近傍（行 4、5）に到達すると、3 D の R O I およびグラフィックアイコンが出現し、生検部位の位置を明瞭に表示する。この時、保存された位置合わせされた像が起動され（図 2 参照）、生検位置を選択する際の医師の自信をさらに増大させてもよい。

10

【 0 0 4 8 】

方策 I は、R O I への通路に沿った別個の位置合わせのための枠組みを提示する。以前に提案された位置合わせ / 追跡方法^{3 6, 3 8}によって、これらの別個の位置合わせ事象は、ほぼ瞬時であって、本プロセスを時間効率の良いものにするだけではなく、リアルタイムで継続的に更新し、内視鏡の視点における局所変化を反映させる。これは、参照において、バッファリングされた映像フレーム上に別個の静的位置合わせを組み込んだもの等、従来の案内方法に優る主要改良点である。^{2 8 - 3 5}

（内視鏡案内方策 I I）

位置合わせ / 追跡方法は、V E 像を継続的に映像と同期させるために十分高速であるため、我々は、ステップ 3 における別個の位置合わせの代替として継続的位置合わせを組み込む、方策 I の変形例を提案する。本代替方策では、初期位置合わせ実施後（上述のステップ 1 および 2）、位置合わせを入力映像上で継続的に行うことができる。医師は、内視鏡を自由に移動させると、V E 像は、継続的に更新され、医師が R O I への適切な通路に沿って内視鏡を移動させるのを補助する。方策 I と同様に、R O I の表示は、目的地点の局所近傍内に入るまで表示されず、3 D 通路および R O I をトグルし、医師に付加的案内情報または R E 映像の明瞭な視覚化を提供することができる。本代替枠組みは、方策 I I を定義する。

20

1 . V E 像

【 0 0 4 9 】

【 数 2 7 】

$$I_{VE+P}^{\Theta_{v_0}}$$

30

が、現在の R O I への通路に沿った初期参照位置

【 0 0 5 0 】

【 数 2 8 】

$$\Theta_{v_0} = P_k(l_0)$$

に提示される。

2 . 医師は、V E 像近傍内

【 0 0 5 1 】

【 数 2 9 】

$$I_{VE+P}^{\Theta_{v_0}}$$

40

に入るように内視鏡を移動させる。

3 . 継続的位置合わせ / 追跡を有効化し、それによって、仮想 3 D 空間を内視鏡の現在の視点

【 0 0 5 2 】

【 数 3 0 】

$$(\text{すなわち } \Theta_{v_f} = \hat{\Theta}_f \quad \forall f)$$

50

と位置合わせさせる。この時、３Ｄ通路およびＲＯＩ（抑制されていない場合）は、随意に、図３に示されるように、ＲＥ映像

【００５３】

【数３１】

$$I_{RE}^{\Theta_f} \oplus I_P^{\Theta_f}$$

上に重ね合わせられてもよい。継続的位置合わせの際、ＶＥ像（右）は、ＲＥ映像（左）と同期して移動する。同様に、３ＤのＲＯＩおよび通路は、リアルタイムでＲＥ映像上に重ね合わせられ、案内情報を提供することができる。ＲＯＩ中心および表面への距離は、白色で示される。加えて、ＲＯＩ上にカーソルを重ねると、その特定の地点における気道およびＲＯＩ表面への距離が表示される。

10

４．医師がＲＯＩへの適切な通路に沿って内視鏡を移動させると、３Ｄ通路およびＲＯＩ（抑制されていない場合）の両方を含む、ＶＥ像

【００５４】

【数３２】

$$I_{VE+P}^{\Theta_f}$$

およびＲＥ像

【００５５】

【数３３】

$$I_{RE}^{\Theta_f} \oplus I_P^{\Theta_f}$$

20

は、ＲＯＩに到達するか、または不満足な位置合わせ結果が生成されるまで、継続的に更新される。

５．不満足な位置合わせ結果の場合、継続的位置合わせ／追跡は無効化され、ＶＥ像は、通路

【００５６】

【数３４】

$$(\Theta_v \leftarrow P_k(l_n))$$

30

に沿った最終の既知の良好な位置へと戻り、ステップ２から、通常通り、誘導が進められる。

６．内視鏡が目的地点の局所近傍に入ると、ＲＯＩ（以前に抑制されていた場合）は、標的位置（例えば、適切な局所気道支）に到達したという明白な信号を提供するために、リアルタイムでＶＥおよびＲＥ像上に重ね合わせられて、ここで出現する。

７．付加的グラフィックアイコンを導入し、着目生検部位が現在の視野内にあることを確認する。先行研究は、透過的ベースのレンダリングを使用して、ＲＯＩを気道内腔等のレンダリングされた解剖学的領域上に融合していたが、これは、ＲＯＩの実際の位置に曖昧性をもたらす。アイコンの付加的特徴（図２および６の場合、矢印）によって、本曖昧性は排除される。

40

【００５７】

（内視鏡案内方策ⅠⅠⅠ）

方策ⅠⅠにおける継続的位置合わせ／追跡の際、重ね合わせられた通路およびＲＯＩ

【００５８】

【数３５】

$$I_{RE}^{\Theta_f} \oplus I_P^{\Theta_f}$$

を伴う拡張されたＲＥ映像にまだ存在しない、ＶＥ像

【００５９】

【数 3 6】

$$\mathbf{I}_{VE+P}^{\ominus_f}$$

によって提示される情報はほとんどない。故に、方策 I I の変形例は、図 4 に示されるように、継続的位置合わせの際、この不必要な V E 像

【0 0 6 0】

【数 3 7】

$$\mathbf{I}_{VE+P}^{\ominus_f}$$

を省くべきであり、その上に重ね合わせられた継続的に更新される通路および R O I

【0 0 6 1】

【数 3 8】

$$\mathbf{I}_{RE}^{\ominus_f} \oplus \mathbf{I}_P^{\ominus_f}$$

を有する R E 映像のみを提示する。方策 I および I I と同様に、これらの 3 D 通路および R O I 要素を任意の地点でトグルオン / オフし、R E 映像

【0 0 6 2】

【数 3 9】

$$\mathbf{I}_{RE}^{\ominus_f}$$

において臓器表面の明瞭な検査を可能にしてもよい。図 4 では、R O I への通路に沿って、3 つの視点が示される。方策 I I I では、V E 像は表示されない。ライブ R E 像

【0 0 6 3】

【数 4 0】

$$\mathbf{I}_{RE}^{\ominus_f} \oplus \mathbf{I}_P^{\ominus_f}$$

のみ示され、通路および R O I 情報

【0 0 6 4】

【数 4 1】

$$\mathbf{I}_P^{\ominus_f}$$

は、リアルタイムで各映像フレーム

【0 0 6 5】

【数 4 2】

$$\mathbf{I}_{RE}^{\ominus_f}$$

上に重ね合わせられる。いずれの場合も、着色線は、R O I への適切な通路を示す。気道ツリーの外部レンダリングは、R E 映像ウィンドウ枠の隣に示され、リアルタイムで更新される内視鏡先端の位置を表す。

1 . V E 像

【0 0 6 6】

【数 4 3】

$$\mathbf{I}_{VE+P}^{\ominus_{v_0}}$$

が、現在の R O I への通路に沿った初期参照位置

【0 0 6 7】

【数 4 4】

$$\ominus_{v_0} = P_k(l_0)$$

に提示される。

10

20

30

40

50

2 . 医師は、V E 像近傍内

【 0 0 6 8 】

【 数 4 5 】

$I_{VE+P}^{\Theta_{10}}$

に入るように内視鏡を移動させる。

3 . 継続的位置合わせ / 追跡を有効化し、それによって、仮想 3 D 空間を内視鏡の現在の視点

【 0 0 6 9 】

【 数 4 6 】

10

(すなわち $\Theta_{v_f} = \hat{\Theta}_f \quad \forall f$)

と位置合わせさせる。この時、V E 像

【 0 0 7 0 】

【 数 4 7 】

$I_{VE+P}^{\Theta_{10}}$

は隠され、3 D 通路および R O I (抑制されていない場合)は、R E 映像

【 0 0 7 1 】

【 数 4 8 】

20

$I_{RE}^{\Theta_f} \oplus I_P^{\hat{\Theta}_f}$

上に重ね合わせられる。本方策では、V E 像がないため、R E 映像上に重ね合わせられた 3 D 通路は、案内にとって重要であることに留意されたい。しかしながら、それらも、一時的にトグルオフし、R E 映像

【 0 0 7 2 】

【 数 4 9 】

$I_{RE}^{\Theta_f}$

の明瞭な検査を提供することができる。

30

4 . 医師が R O I への適切な通路に沿って内視鏡を移動させると、3 D 通路および R O I (抑制されていない場合)の両方を含む、R E 像

【 0 0 7 3 】

【 数 5 0 】

$I_{RE}^{\Theta_f} \oplus I_P^{\hat{\Theta}_f}$

は、標的位置に到達するか、または不満足な位置合わせ結果が生成されるまで、継続的に更新される。

5 . 不満足な位置合わせ結果の場合、継続的位置合わせ / 追跡は無効化され、V E 像が復元され、通路

40

【 0 0 7 4 】

【 数 5 1 】

$(\Theta_v \leftarrow P_k(I_n))$

に沿った最終の既知の良好な位置を表示する。次いで、ステップ 2 から、通常通り、誘導が進められる。

6 . 内視鏡が目的地点の局所近傍に入ると、R O I (以前に抑制されていた場合)は、標的位置 (例えば、適切な局所気道支) に到達したという明白な信号を提供するために、リアルタイムで R E 像

【 0 0 7 5 】

50

【数 5 2】

$$I_{RE}^{\oplus f} \oplus I_P^{\oplus f}$$

上に重ね合わせられて、ここで出現する。

7. R O I の位置における曖昧性を排除するために、随意に、付加的グラフィックアイコン（例えば、図 2 および 6 のものと類似する矢印）を導入して、R E 像

【0 0 7 6】

【数 5 3】

$$I_{RE}^{\oplus f} \oplus I_P^{\oplus f}$$

と融合させ、着目生検部位が現在の視野内にあるか確認してもよい。

【0 0 7 7】

（方法の解説）

上述の 3 つの方法は、内視鏡検査の案内のための基礎的方策を提供する。内視鏡検査の前およびその際、継続的または各別個の位置合わせに伴って更新される付加的情報を医師に提供することが有用である。距離は、1) 内視鏡先端から R O I 中心への距離、および 2) 内視鏡先端から R O I 表面への最小距離を含んで表示されてもよい。また、V E 像

【0 0 7 8】

【数 5 4】

$$I_{VE+P}^{\oplus v}$$

または位置合わせされた R E 像

【0 0 7 9】

【数 5 5】

$$I_{RE}^{\oplus f} \oplus I_P^{\oplus f}$$

におけるある地点上にマウスを重ねることによって、その地点に特異的付加的距離を提供する。これらは、1) 内視鏡先端から臓器表面への距離、および 2) 内視鏡先端から R O I 表面への距離を含む。我々のシステムは、全体的 3 D 表面レンダリングを提供し、臓器（例えば、気道ツリー）表面および R O I の全体的外観、ならびに 3 D 通路を表示する。内視鏡観察方向に沿った、およびそれに垂直な 3 D データの局所横断スライス画像によって、医師は、内視鏡の先端と R O I との間に何があるかを判断することができる。これは、生検を行う際、動脈および他の臓器を回避するために有用である。

【0 0 8 0】

（結果）

方法は、標準 P C 上のコンピュータ G U I ソフトウェアパッケージに組み込まれ、人体模型ならびに本物のヒト被験者において試験された。人体模型研究では、R O I への案内のために、段階的結果が提示される。本物のヒト試験では、スクリーンキャプチャを本方法の使用が成功した 1 0 例の被験者のうちの 1 例から提示する。

【0 0 8 1】

（人体模型研究）

人体模型結果は、案内方法およびシステムが、医師を患者内の R O I へ案内するための誘導補助としての使用を成功させることが可能であることを証明する。使用される人体模型は、赤色 A B S プラスチック製ラビッドプロトタイプモデルであって、ヒト患者 2 1 4 0 5 . 3 a の M D C T スキャン画像から抽出された管腔内気道表面から生成した。M D C T スキャン画像は、1 6 検出器 S i e m e n s S e n s a t i o n - 1 6 スキャナで取得し、解像度 $x = y = 0.67 \text{ mm}$ 、 $z = 0.5 \text{ mm}$ を有する 7 0 6 枚の 512×512 スライス画像から成る。案内は、遠位先端直径 2 . 8 mm を有する O l y m p u s B F T y p e X P 2 6 0 F 極薄気管支鏡を使用して行い、気管支鏡映像は、1 秒当たり 3 0 フレームで、M a t r o x M e t e o r - I I ビデオキャプチャカードによ

10

20

30

40

50

て、手技の際に撮影した。本気管支鏡によって生成される映像は、円形であって、 288×290 画素の境界枠内に収まる。撮影時、広視野（FOV）レンズの顕著な樽形歪曲は、Zhang³⁹のモデルを使用して、リアルタイムで各フレームに対し補正し、歪曲補正映像は、続いて、 292×313 画素の矩形にトリミングされる。

【0082】

術前計画および案内は、デュアルコア3.0GHz Pentium（登録商標）プロセッサ、4GBのRAM、および512MBのATI Radeonビデオカードを備え、Windows（登録商標）XPを起動するDell Precision 650ワークステーション上で行われた。すべてのシステムソフトウェアは、Visual C++ .NET 2003を使用して構築し、内部で開発した。医師による段階Iの術前計画に先立って、管腔内気道ツリー表面および中心線をMDCT画像から自動的に抽出した。本研究では、次いで、直径2.4mmを有し、管腔内気道表面に接触するが、その外側に、球面ROIを手動で画定した。ROI（右中葉分岐と右肺下葉との間に位置する）は、図5では、管腔内表面とともに表示される。臨床診療では、本ステップは、医師によって行われるであろう。最終自動術前計画ステップとして、各ROIへの最接近アプローチを伴う中心線通路を計算し、格納した。⁴⁰ 図5では、全体的外部3D表面レンダリングは、人体模型実験のために使用されるROIの位置を表示する。ROIは、右肺下葉と右中葉気管支との間の分岐点に位置する。

【0083】

段階Iの分析および段階IIの案内はすべて、我々の研究室内で開発された統合ソフトウェアシステムを使用して行われる。システムは、いくつかの双方向ツールから成り、事前処理された解剖学的データセット（生3D画像、ROI、管腔内表面および中心線、記録されたスナップ写真およびAVI動画等）を操作および視覚化する。これらのツールは、生データ内のROIを表示、測定、および画定するために有用な多断面再構成（MPR）スライサ、生画像データのより複雑な視覚化のために有用な投影、スライディング・シン・スラブ、斜め断面、剪断変形、およびボリュームレンダラ、内外から管腔内気道表面の視覚化を提供する管腔内および管腔外3D表面レンダラ、およびライブ内視鏡映像をCT導出管腔内レンダリングと位置合わせする能力を備える、案内の基礎を提供する映像マッチングツールを含む。本システムおよびそのツールのより具体的説明は、Higginsらによって提供される。³⁴

段階Iの分析の際、内視鏡技師は、標準的技法におけるように、横断スライサ上のROIの位置を観察するが、また、各ROIの位置の解剖学的概観を提供する管腔外3D表面レンダラ（例えば、図5）も提示される。また、内視鏡技師は、実際の内視鏡検査の下見を行うために、各ROIへの通路に沿って、管腔内フライスルー動画を再生する。

【0084】

段階IIは、仮想内視鏡検査システムを内視鏡と相互作用させることによって開始する。次いで、仮想内視鏡検査ソフトウェアが起動され、管腔外レンダラおよびCT映像マッチングツールを表示し、以前に計算された最接近通路が選択され、本通路は、これらのツールの両方において青色でハイライトされる。この時、映像の撮影が開始し、CT映像マッチングツールが処理および表示するための内視鏡映像源を提供する。図5に示されるROIでは、ROIへの通路に沿った各ステップは、図6に示される。いずれの場合も、3D表面レンダリングは、管腔内気道ツリー内のVEカメラの位置を表示する一方、RE映像

【0085】

【数56】

$I_{RE}^{\Theta_f}$

は、VE像

【0086】

【数 5 7】

$$I_{VE+P}^{\hat{\Theta}_f}$$

を伴って段階的に表示される。行 1、左：V E 像

【0 0 8 7】

【数 5 8】

$$I_{VE+P}^{\Theta_{v0}}$$

は、上竜骨近傍に位置付けられる。右：内視鏡技師が、R E カメラを上竜骨近傍に移動させる。行 2、左：位置合わせ / 追跡が、上竜骨で起動される。ここで、R O I への適切な通路をハイライトする青色通路によって、R E 像

10

【0 0 8 8】

【数 5 9】

$$I_{RE}^{\Theta_f} \oplus I_P^{\hat{\Theta}_f}$$

上にオーバーレイされて通路が出現する。右：V E 像

【0 0 8 9】

【数 6 0】

$$I_{VE+P}^{\Theta_{v1}}$$

は、第 2 世代分岐へ移動する。行 3、左：内視鏡技師は、V E 像によって撮像された通路を追従し、その同じ分岐に到達する。右：位置合わせが行われ、再び、R E 像

20

【0 0 9 0】

【数 6 1】

$$I_{RE}^{\Theta_f} \oplus I_P^{\hat{\Theta}_f}$$

上に通路が出現する。行 4、左：V E 像

【0 0 9 1】

【数 6 2】

$$I_{VE+P}^{\Theta_{v2}}$$

30

は、最終分岐点へ移動する。右：内視鏡技師は、V E の移動を追従する。行 5、左：位置合わせが行われ、R E 像

【0 0 9 2】

【数 6 3】

$$I_{RE}^{\Theta_f} \oplus I_P^{\hat{\Theta}_f}$$

上の R O I の位置がハイライトされる。右：継続的位置合わせ / 追跡によって、3 D 通路および R O I は、医師が内視鏡を移動させると、R E 映像

40

【0 0 9 3】

【数 6 4】

$$I_{RE}^{\Theta_f} \oplus I_P^{\hat{\Theta}_f}$$

と同期して移動することができる。

【0 0 9 4】

最初、V E 像

【0 0 9 5】

【数 6 5】

$$I_{VE+P}^{\Theta_v}$$

50

および R E 像

【 0 0 9 6 】

【 数 6 6 】

$$\mathbf{I}_{RE}^{\Theta_f}$$

は、位置合わせされない。方策 I のステップ 1 におけるように、V E 像

【 0 0 9 7 】

【 数 6 7 】

$$\mathbf{I}_{VE+P}^{\Theta_0}$$

は、行 1 の左半分に示されるように、容易に識別される初期位置

【 0 0 9 8 】

【 数 6 8 】

$$\Theta_{v_0} = P^k(l_0)$$

(この場合、上竜骨直前)へと移動する。ステップ 2 に続き、医師は、行 1 の右半分に示されるように、V E 像の近傍へ内視鏡を移動させる。ステップ 3 を通じて、位置合わせが行われ、V E 像

【 0 0 9 9 】

【 数 6 9 】

$$\mathbf{I}_{VE+P}^{\hat{\Theta}_f}$$

および R E 映像

【 0 1 0 0 】

【 数 7 0 】

$$\mathbf{I}_{RE}^{\Theta_f}$$

を整合させる

【 0 1 0 1 】

【 数 7 1 】

$$(\Theta_v \leftarrow \hat{\Theta}_f)$$

。これによって、V E 像からの通路および R O I 情報

【 0 1 0 2 】

【 数 7 2 】

$$\mathbf{I}_P^{\hat{\Theta}_f}$$

を R E 映像データ

【 0 1 0 3 】

【 数 7 3 】

$$\mathbf{I}_{RE}^{\Theta_f}$$

上に融合し、融合された R E 像

【 0 1 0 4 】

【 数 7 4 】

$$\mathbf{I}_{RE}^{\Theta_f} \oplus \mathbf{I}_P^{\hat{\Theta}_f}$$

を形成することができる。これは、図 6 行 2 の左半分に示される。R O I に到達するための正確な通路 P^k は、演繹的に計算され、青色で R E 映像上にオーバーレイされるため、進むべき方向に曖昧性は存在しない。ステップ 4 に進み、V E カメラは、通路に沿って、

10

20

30

40

50

第 2 の分岐

【 0 1 0 5 】

【 数 7 5 】

$$(\Theta_v \leftarrow \Theta_{v_1} \equiv P^k(l_1))$$

へ前進し、プロセスの 2 回目の反復を開始する。再び、医師は、図 6 の行 3 に示されるように、V E カメラの移動を追従し、位置合わせが行われる。行 4 では、V E カメラは、通路に沿って、さらに 1 分岐移動し

【 0 1 0 6 】

【 数 7 6 】

$$(\Theta_v \leftarrow \Theta_{v_2} \equiv P^k(l_2))$$

10

、医師は、再び、仮想内視鏡の移動を追従する。この時、R O I (緑色で表示される) は、分岐点での V E 像

【 0 1 0 7 】

【 数 7 7 】

$$I_{VE+P}^{\Theta_2}$$

中で明瞭に可視される。

【 0 1 0 8 】

20

行 5 は位置合わせの結果を示し、重ね合わせられた通路および R O I を含む R E 像

【 0 1 0 9 】

【 数 7 8 】

$$I_{RE}^{\Theta_f} \oplus I_P^{\Theta_f}$$

は、位置合わせされた V E 像

【 0 1 1 0 】

【 数 7 9 】

$$I_{VE+P}^{\Theta_f}$$

30

の側に示される。この場合、内視鏡がリアルタイムで局所領域の周囲を移動するとき、位置合わせを継続的に進めることができた。内視鏡が分岐点により近づくように移動すると (列 5 の右半分)、R O I の位置は、R O I への可能なアプローチを示すアイコンとともに、非常に明瞭となる。

【 0 1 1 1 】

(ヒト研究)

人体模型研究に加え、本システムはまた、各症例の一部に対し、方策 I および I I を使用して、継続的本物のヒト試験において試験された。本紙の提出時点で、10 例のそのような症例を行っており、3 D 胸部 C T を使用して、肺疾患患者の気管支鏡介入に焦点を当てる。図 7 は、ヒト症例 2 0 3 4 9 . 3 . 9 の際に撮像されたスクリーンキャプチャであって、位置合わせの間および T B N A 手技の直前の仮想内視鏡検査システム全体のレイアウトを示す。下の左ウィンドウは、球体および針によって示される気管支鏡先端の位置および配向とともに、気管気管支ツリーおよび R O I の全体的レンダリングを表示する。また、選択された R O I への適切な通路も示される。C T 映像マッチングツールは、上のウィンドウに位置し、左側にライブ気管支鏡映像送付と、右側に位置合わせされた V E 像とを表示する。両像は、透過的に重ね合わせられた通路および R O I を有する。下の中央ウィンドウは、内視鏡先端の位置における断面図を示し、潜在的に生検を妨害し得る気道壁を越えて存在する組織の種類を判断するために有用である。下右側のウィンドウは、内視鏡の現在の位置における横断スライス画像を表示するが、標準的技法において、医師が慣れている検査である放射線スライス画像に類似する。

40

50

【 0 1 1 2 】

(考 察)

本発明は、継続的リアルタイム画像ベースの内視鏡検査の案内のための少なくとも3つの統合された方法を提供する。方法は、相互に排他的ではなく、互いに基づいて構築される。方法の任意の組み合わせが、内視鏡案内手技の際の案内のために使用されてもよい。提示される枠組みは、リアルタイム3D放射線画像および内視鏡映像位置合わせを組み込むパラダイムとして最初のものである。これによって、医師に継続的に更新される正確な誘導情報を提供するリアルタイム案内が可能となる。

【 0 1 1 3 】

方法は、医師が、3Dスキャンデータの2D横断スライス画像から3D構造を頭の中で再構築し、その後、案内もなく、ROIへ誘導することを必要とする、現在の標準的臨床ワークフローに優る有意な改良である。また、方法は、画像ベースの位置合わせを組み込む過去のシステムを改良する。単一フレーム位置合わせは、数秒から1秒の何分の1に短縮され、位置合わせを瞬時に出現させるだけでなく、手技の時間を延長せずに、より頻繁に位置合わせを行うことができる。さらに、リアルタイム位置合わせによって、以前は不可能であった画像ベースの案内の新しい様式が可能となる。ライブ映像を継続的に位置合わせすることによって、VE像、ならびにVEおよびRE像の両方上に重ね合わせられた3D通路およびROIを継続的に更新することができる。

10

【 0 1 1 4 】

また、画像ベースの位置合わせ/追跡は、既存のE/M誘導システムに優るいくつかの利点を提供する。画像ベースの位置合わせ/追跡は、ビデオキャプチャカードを備える標準的PCのみを必要とする一方、E/M位置合わせは、付加的費用を増大し、典型的には、使用可能な内視鏡の種類を制限する特殊なハードウェアを必要とする。さらに、E/M位置合わせは、手技の際の患者の呼吸または移動、ならびに3Dスキャン画像と手技との間の異なる体位による臓器の変形に敏感である。いくつかのE/Mセンサが検出可能なこれらのエラーおよび自由度の制限は、VE像、または現在の映像フレームに対応する重ね合わせられた3D通路およびROIを医師に提示することを困難かあるいは不可能にする。

20

【 0 1 1 5 】

(参 考 文 献)

30

【 0 1 1 6 】

【表 1】

1. K. P. Wang and A. Mehta, eds., *Flexible Bronchoscopy*, Blackwell Science, Cambridge, MA, 1995.
2. F. Tendick and M. C. Cavusoglu, "Human-machine interfaces for minimally invasive surgery," in *Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 6, pp. 2771–2776, Oct. 30–Nov. 2 1997.
3. F. Reichenberger, J. Weber, M. Tamm, C. Bolliger, P. Dalquen, A. Perruchoud, and M. Soler, "The value of transbronchial needle aspiration in the diagnosis of peripheral pulmonary lesions," *Chest* 116(3), pp. 704–708, Sept. 1999. 10
4. U. Topal and B. Ediz, "Transthoracic needle biopsy: factors effecting risk of pneumothorax," *Eur J Radiol* 48(3), pp. 263–267, Dec 2003.
5. S. Nazarian, B. P. Knight, T. L. Dickfeld, M. M. Zviman, V. B. Jayanti, D. Amundson, J. Hanlin, J. Castleberry, M. F. Smith, L. Blankenship, H. R. Halperin, T. B. Ferguson, and R. D. Berger, "Direct visualization of coronary sinus ostium and branches with a flexible steerable fiberoptic infrared endoscope," *Heart Rhythm* 2(8), pp. 844–848, Aug 2005.
6. M. A. Tosca, A. M. Riccio, G. L. Marseglia, G. Caligo, E. Pallesstrini, F. Ameli, E. Mira, P. Castelnovo, F. Pagella, A. Ricci, G. Ciprandi, and G. W. Canonica, "Nasal endoscopy in asthmatic children: assessment of rhinosinusitis and adenoiditis incidence, correlations with cytology and microbiology," *Clin Exp Allergy* 31(4), pp. 609–615, Apr 2001. 20
7. J. D. Waye, D. K. Rex, and C. B. Williams, eds., *Colonoscopy: Principles and Practice*, Blackwell Publishers, Malden, MA, 2003.
8. P. Rogalla, J. Van Scheltinga, and B. Hamm, *Virtual Endoscopy and Related 3D Techniques*, Springer-Verlag, Berlin, 2002.
9. P. M. Boiselle, K. F. Reynolds, and A. Ernst, "Multiplanar and three-dimensional imaging of the central airways with multidetector CT," *Am. J. Roentgenology* 179, pp. 301–308, Aug. 2002.

【0 1 1 7】

【表 2】

10. N. C. Dalrymple, S. R. Prasad, M. W. Freckleton, and K. N. Chintapalli, "Introduction to the language of three-dimensional imaging with multidetector CT," *Radiographics* 25(5), pp. 1409–1428, Sept.–Oct. 2005.
11. A. D. Sihoe and A. P. Yim, "Lung cancer staging," *J. Surgical Research* 117(1), pp. 92–106, Mar. 2004.
12. D. Osborne, P. Vock, J. Godwin, and P. Silverman, "CT identification of bronchopulmonary segments: 50 normal subjects," *AJR* 142, pp. 47–52, 1984.
13. M. Y. Dolina, L. Buyantseva, S. A. Merritt, L. Rai, K. Lu, C. R. Cope, W. E. Higgins, R. P. Mahraj, M. Tucakovic, and R. Bascom, "Comparison of transverse chest CT images and a virtual navigation endoluminal image for bronchoscopy path selection to endoluminal pulmonary nodules," in *Proceedings of the American Thoracic Society*, p. A541, Apr. 2006.
14. H. Minami, Y. Ando, F. Nomura, S. Sakai, and K. Shimokata, "Interbronchoscopist variability in the diagnosis of lung cancer by flexible bronchoscopy," *Chest* 105(2), pp. 1658–1662, June 1994.
15. E. F. Haponik, S. L. Aquino, and D. J. Vining, "Virtual bronchoscopy," *Clinics in Chest Med.* 20(1), pp. 201–217, March 1999.
16. V. Chechani, "Bronchoscopic diagnosis of solitary pulmonary nodules and lung masses in the absence of endobronchial abnormality," *Chest* 109(3), pp. 620–625, Mar. 1996.
17. Y. Schwarz, A. C. Mehta, A. Ernst, F. Herth, A. Engel, D. Besser, and H. D. Becker, "Electromagnetic navigation during flexible bronchoscopy," *Respiration* 70(5), pp. 515–522, Sept.–Oct. 2003.
18. S. B. Solomon, P. White, Jr., C. M. Wiener, J. B. Orens, and K. P. Wang, "Three-dimensional CT-guided bronchoscopy with a real-time electromagnetic position sensor: a comparison of two image registration methods," *Chest* 118(6), pp. 1783–1787, Dec. 2000.
19. K. Mori, D. Deguchi, K. Akiyama, T. Kitasaka, C. R. Maurer, Y. Suenaga, H. Takabatake, M. Mori, and H. Natori, "Hybrid bronchoscope tracking using a magnetic tracking sensor and image registration," in *MICCAI (2)*, J. S. Duncan and G. Gerig, eds., *Lecture Notes in Computer Science* 3750, pp. 543–550, Springer, 2005.
20. F. J. Herth, R. Eberhardt, and A. Ernst, "The future of bronchoscopy in diagnosing, staging and treatment of lung cancer," *Respiration* 73(4), pp. 399–409, 2006.
21. J. Wegner, M. Vetter, M. Schoebinger, J. Wolf, and H.-P. Meinzer, "Development of a navigation system for endoluminal brachytherapy in human lungs," in *Medical Imaging 2006:*

10

20

30

【表 3】

Visualization, Image-Guided Procedures, and Display, J. Kevin R. Cleary, Robert L. Galloway, ed., 6141, pp. 23–30, Mar. 2006.

22. F. Deligianni, A. Chung, and G. Yang, “Decoupling of respiratory motion with wavelet and principal component analysis,” in *Medical Image Understanding and Analysis 2004*, pp. 13–16, September 2004.

23. H. P. McAdams, P. C. Goodman, and P. Kussin, “Virtual bronchoscopy for directing transbronchial needle aspiration of hilar and mediastinal lymph nodes: a pilot study,” *Am. J. Roentgenology* 170, pp. 1361–1364, May 1998.

10

24. K. Hopper, T. Lucas, K. Gleeson, J. Stauffer, R. Bascom, D. Mauger, and R. Mahraj, “Transbronchial biopsy with virtual CT bronchoscopy and nodal highlighting,” *Radiology* 221(2), pp. 531–536, Nov. 2001.

25. N. Shinagawa, K. Yamazaki, Y. Onodera, K. Miyasaka, E. Kikuchi, H. Dosaka-Akita, and M. Nishimura, “CT-guided transbronchial biopsy using an ultrathin bronchoscope with virtual bronchoscopic navigation,” *Chest* 125(3), pp. 1138–1143, Mar. 2004.

26. J. P. Helferty, A. J. Sherbondy, A. Kiraly, and W. Higgins, “System for live virtual-endoscopic guidance of bronchoscopy,” in *IEEE Conf. Computer Vision and Pattern Recognition*, 3, pp. 68–75, 20–26 June 2005.

20

27. B. Geiger, G. Weiner, K. Schulze, J. Bilger, P. Krebs, K. Wolf, and T. Albrecht, “Virtual bronchoscopy guidance system for transbronchial needle aspiration,” in *SPIE Medical Imaging 2005: Physiology, Function, and Structure from Medical Images*, A. Amini and A. Manduca, eds., 5746, pp. 361–368, 2005.

28. I. Bricault, G. Ferretti, and P. Cinquin, “Registration of real and CT-derived virtual bronchoscopic images to assist transbronchial biopsy,” *IEEE Transactions on Medical Imaging* 17(5), pp. 703–714, Oct. 1998.

29. H. Shoji, K. Mori, J. Sugiyama, Y. Suenaga, J. Toriwake, H. Takabatake, and H. Natori, “Camera motion tracking of real endoscope by using virtual endoscopy system and texture information,” in *SPIE Medical Imaging 2001: Physiology and Function from Multidimensional Images*, C. Chen and A. Clough, eds., 4321, pp. 122–133, 2001.

30

30. J. P. Helferty and W. E. Higgins, “Combined endoscopic video tracking and virtual 3D CT registration for surgical guidance,” in *IEEE Conf. Image Processing*, 2, pp. II–961 — II–964, Sept. 22–25 2002.

31. K. Mori, D. Deguchi, J. Sugiyama, Y. Suenaga, J. Toriwaki, C. R. Maurer, H. Takabatake, and H. Natori, “Tracking of bronchoscope using epipolar geometry analysis and intensity-based

【 0 1 1 9 】

40

【表 4】

image registration of real and virtual endoscopic images,” *Medical Image Analysis* 6, pp. 321–336, 2002.

32. F. Deligianni, A. Chung, and G. Yang, “pq-space based 2D/3D registration for endoscope tracking,” in *Lecture Notes in Computer Science (MICCAI2003)*, R. Ellis and T. Peters, eds., 2878, pp. 311–318, Springer-Verlag, 2003.

33. K. Mori, T. Enjoji, D. Deguchi, T. Kitasaka, Y. Suenaga, J. Toriwaki, H. Takabatake, and H. Natori, “New image similarity measures for bronchoscope tracking based on image registration between virtual and real bronchoscopic images,” in *SPIE Medical Imaging 2004: Physiology and Function from Multidimensional Images*, A. A. Amini and A. Manduca, eds., 5369, pp. 165–176, 2004.

34. W. E. Higgins, L. Rai, S. A. Merritt, K. Lu, N. T. Linger, and K. C. Yu, “3D image fusion and guidance for computer-assisted bronchoscopy,” in *SPIE Optics East: Three-Dimensional TV, Video, and Display IV*, B. Javidi, F. Okano, and J.-Y. Son, eds., 6016, pp. 86–100, Nov. 2005.

35. J. P. Helferty, A. J. Sherbondy, A. P. Kiraly, and W. E. Higgins, “Computer-based system for the virtual-endoscopic guidance of bronchoscopy,” in *Computer Vision and Image Understanding*, in press, 2006.

36. S. A. Merritt, L. Rai, and W. E. Higgins, “Real-time CT-video registration for continuous endoscopic guidance,” in *SPIE Medical Imaging 2006: Physiology, Function, and Structure from Medical Images*, A. Manduca and A. A. Amini, eds., 6143, pp. 370–384, 2006.

37. L. Rai, S. A. Merritt, and W. E. Higgins, “Real-time image-based guidance method for lung-cancer assessment,” in *IEEE Conf. Computer Vision and Pattern Recognition*, 2, pp. 2437–2444, June 2006.

38. L. Rai and W. E. Higgins, “Image-based rendering method for mapping endoscopic video onto CT-based endoluminal views,” in *SPIE Medical Imaging 2006: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, K. R. Cleary and J. R. L. Galloway, eds., 6141, pp. 1–12, 2006.

39. Z. Zhang, “Flexible camera calibration by viewing a plane from unknown orientations,” in *ICCV*, pp. 666–673, 1999.

40. W. E. Higgins, K. Lu, S. A. Merritt, L. Rai, K. C. Yu, J. D. Gibbs, M. Y. Dolina, J. Toth, M. Tucakovic, and L. B. R. Bascom, “Virtual-bronchoscopic analysis of peripheral nodules,” in *Proceedings of the American Thoracic Society, abstracts issue*, 3, p. A539, Apr 2006.

10

20

30

【図 1】

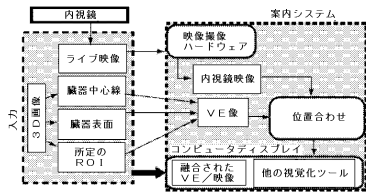


FIGURE 1

【図 2】

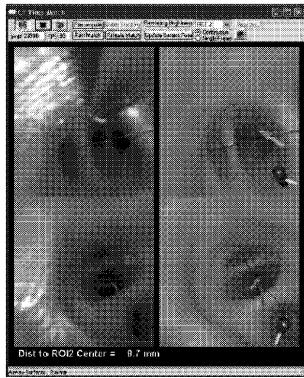


FIGURE 2

【図 3】

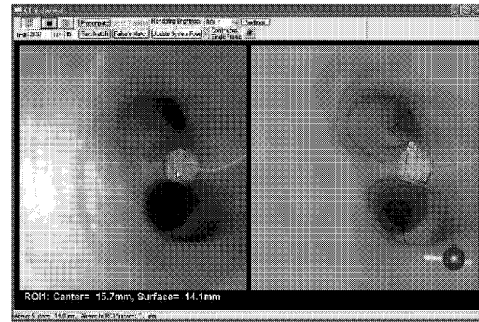


FIGURE 3

【図 4】

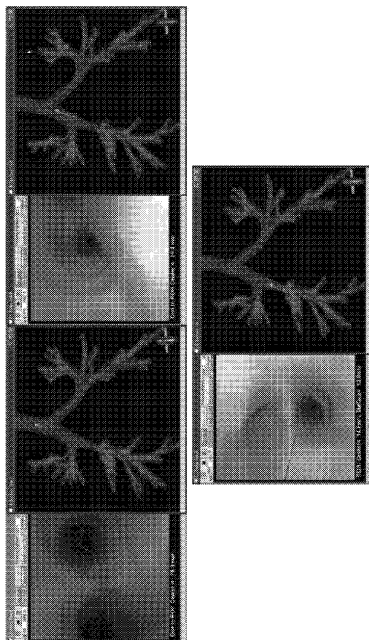


FIGURE 4

【図 5】

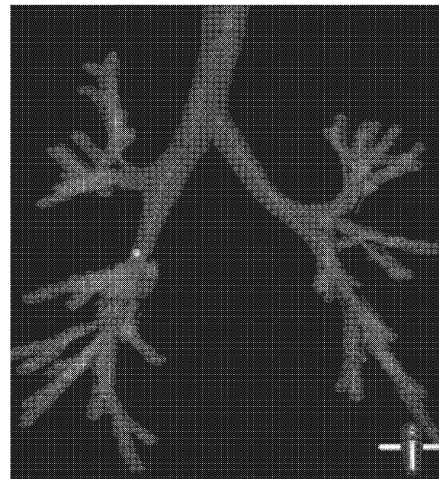


FIGURE 5

【図 6】

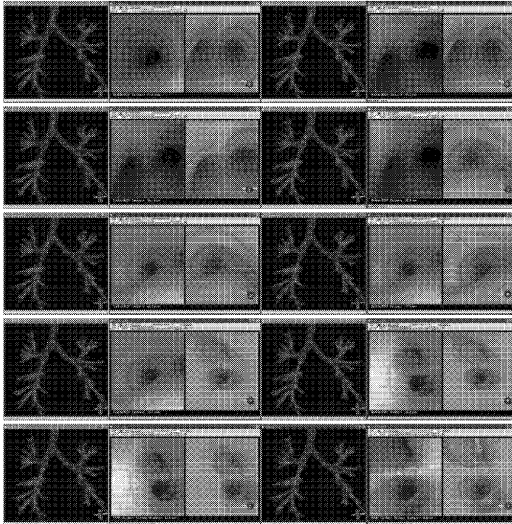


FIGURE 6

【図 7】

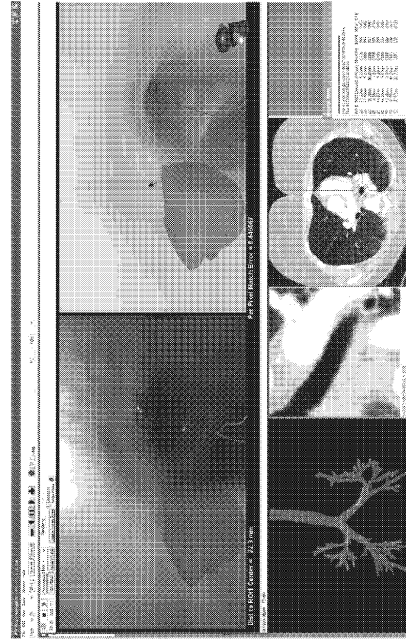


FIGURE 7

【手続補正書】

【提出日】平成21年10月1日(2009.10.1)

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0011】

好ましい実施形態によると、1つの重ね合わせられた経路は、内視鏡オペレータを案内するために、ハイライトされ、継続的に提示される。本位置合わせされたVE像は、ライブRE映像と同期して表示される。方法および開示されるシステムは、リアルタイム動作が可能である。

(項目1)

ライブ手技の際の内視鏡検査の継続的案内のための方法であって、

a) 3D画像データに基づいて事前計算されたデータセットを提供するステップであって、該データセットは、身体臓器を通して最終目的地までの所定の経路を表す参照情報を含む、ステップと、

b) オペレータが、該身体臓器内で内視鏡を操作する際に、複数のライブの実際の内視鏡(RE)画像を表示するステップと、

c) 該所定の経路に沿った初期参照位置に対応する情報を提示するステップであって、該情報によって、内視鏡オペレータは、該内視鏡を該参照位置へ移動させることができる、ステップと、

d) 該データセットを該RE画像の1つ以上と位置合わせし、該内視鏡が局所的に操作される際に、該位置合わせを継続的に維持する位置合わせ/追跡アルゴリズムを起動するステップと、

e) 該所定の経路に沿った別の参照位置に対応する情報を提示するステップであって、該情報によって、該内視鏡オペレータは、該内視鏡をその新しい参照位置近傍に移動させることができる、ステップと、

f) 該内視鏡が、該最終目的地点近傍に入るまで、ステップ d) - e) を複数回繰り返すステップと、

g) 参照位置上に該最終目的地点に関する付加的情報を提示するステップであって、該付加的情報によって、該内視鏡オペレータは、該手技のための最終操作を決定することができる、ステップと

を包含する、方法。

(項目 2)

上記参照情報は、3D臓器表面、臓器系を通る3D経路、着目3D領域(ROI)の1つ以上を含む、項目1に記載の方法。

(項目 3)

上記参照情報は、上記事前計算されたデータセットから生成される仮想内視鏡(VE)画像を含む、項目2に記載の方法。

(項目 4)

上記3D経路およびROIの一方または両方を上記REおよびVE画像の一方または両方上に重ね合わせるステップを含む、項目3に記載の方法。

(項目 5)

上記3D臓器表面は、胸部の3DのMDCT画像から抽出される気管気管支気道ツリーの表面に対応する、項目2に記載の方法。

(項目 6)

上記3D経路は、上記胸部の3DのMDCT画像から抽出される気管気管支気道ツリーを横断する、または他の近傍の解剖学的構造を横断する通路に対応する、項目2に記載の方法。

(項目 7)

上記ROIは、リンパ節、疑わしい腫瘍、狭窄した気道、または任意の他の診断上の関連領域を表す、項目2に記載の方法。

(項目 8)

ステップe)に先立って、上記位置合わせ/追跡アルゴリズムを停止するステップを含む、項目1に記載の方法。

(項目 9)

上記位置合わせ/追跡アルゴリズム停止後、保存された位置合わせされた像が提示される、項目8に記載の方法。

(項目 10)

ステップc) - g)において、上記内視鏡オペレータを案内するために、1つの重ね合わせられた経路がハイライトされ、継続的に提示される、項目4に記載の方法。

(項目 11)

上記位置合わせされたVE像は、上記ライブRE映像と同期して表示される、項目10に記載の方法。

(項目 12)

ステップd)は、リアルタイムに行われる、項目2に記載の方法。

(項目 13)

ライブ手技の際の内視鏡検査の継続的案内のためのシステムであって、

オペレータによって、身体臓器内の経路に沿って、最終目的地点へ操作される内視鏡と

、

該内視鏡によって得られるライブの実際の内視鏡(RE)画像を表示するように作動するディスプレイデバイスと、

3D画像データから導かれた事前計算されたデータセットを格納するメモリであって、該データセットは、身体臓器を通して最終目的地点までの所定の経路を表す参照情報を含

む、メモリと、

該メモリおよびディスプレイと通信するプロセッサであって、

a) 該オペレータが該内視鏡を操作する際に、該参照情報を表示および更新することによって、該データセットを該 R E 画像の 1 つ以上に継続的に位置合わせし、それによって、継続的に該内視鏡を追跡し、該オペレータを該ディスプレイデバイス上の該最終目的地点に案内し、

b) 該最終目的地点に関する付加的情報を提供し、該内視鏡オペレータが、該手技のための最終操作を決定できる

ように作動する、プロセッサと

を備える、システム。

(項目 1 4)

上記参照情報は、3 D 臓器表面、臓器系を通る 3 D 経路、および着目 3 D 領域 (R O I) の 1 つ以上を含む、項目 1 3 に記載のシステム。

(項目 1 5)

上記参照情報は、上記事前計算されたデータセットから生成される仮想内視鏡 (V E) 画像を含む、項目 1 3 に記載のシステム。

(項目 1 6)

上記 3 D 経路および R O I の一方または両方は、上記 R E および V E 画像の一方または両方上に重ね合わせられる、項目 1 4 に記載のシステム。

(項目 1 7)

上記 3 D 臓器表面は、胸部の 3 D の M D C T 画像から抽出される気管気管支気道ツリーの表面に対応する、項目 1 4 に記載のシステム。

(項目 1 8)

上記 3 D 経路は、上記胸部の 3 D の M D C T 画像から抽出される上記気管気管支気道ツリーを横断する、または他の近傍の解剖学的構造を横断する通路に対応する、項目 1 4 に記載のシステム。

(項目 1 9)

上記 R O I は、リンパ節、疑わしい腫瘍、狭窄した気道、または任意の他の診断上の関連領域を表す、項目 1 4 に記載のシステム。

(項目 2 0)

上記位置合わせプロセスを停止するためのオペレータ制御をさらに含む、項目 1 3 に記載のシステム。

(項目 2 1)

保存された位置合わせ像は、停止後、上記ディスプレイ上に提示される、項目 2 0 に記載のシステム。

(項目 2 2)

上記プロセッサは、オペレータが上記内視鏡を操作する際に、上記ディスプレイ上の重ね合わせられた経路をハイライトするように作動する、項目 1 6 に記載のシステム。

(項目 2 3)

上記 V E 像は、上記ライブ R E 映像と同期して表示される、項目 1 5 に記載のシステム

。

(項目 2 4)

上記位置合わせは、リアルタイムで行われる、項目 1 3 に記載のシステム。

【 手続補正 3 】

【 補正対象書類名 】 特許請求の範囲

【 補正対象項目名 】 全文

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 特許請求の範囲 】

【 請求項 1 】

ライブ手技の際の内視鏡検査の継続的案内のためのシステムであって、
内視鏡インターフェースであって、内視鏡に接続され、ライブの実際の内視鏡（ＲＥ）
画像を出力するように適合されている内視鏡インターフェースと、

内視鏡が、オペレータによって、身体臓器内の経路に沿って、最終目的地点へ操作される際に、該ＲＥ画像を表示するように作動するディスプレイデバイスと、

３Ｄ画像データから導かれた事前計算されたデータセットを格納するメモリであって、
該データセットは、身体臓器を通して最終目的地点までの所定の経路を表す参照情報を含む、メモリと、

該メモリおよびディスプレイと通信するプロセッサであって、

ａ）該オペレータが該内視鏡を操作する際に、該参照情報を表示および更新することによって、該データセットを該ＲＥ画像の１つ以上に継続的に位置合わせし、それによって、継続的に該内視鏡を追跡し、該オペレータを該ディスプレイデバイス上の該最終目的地点に案内し、

ｂ）該最終目的地点に関する付加的情報を提供し、該内視鏡が該最終目的地点の付近にあるときに、該内視鏡オペレータが、該手技のための最終操作を決定できるようにする

ように作動する、プロセッサと
を備える、システム。

【請求項２】

前記参照情報は、３Ｄ臓器表面、臓器系を通る３Ｄ経路、および着目３Ｄ領域（ＲＯＩ）の１つ以上を含む、請求項１に記載のシステム。

【請求項３】

前記参照情報は、前記事前計算されたデータセットから生成される仮想内視鏡（ＶＥ）画像を含む、請求項１に記載のシステム。

【請求項４】

前記３Ｄ経路およびＲＯＩの一方または両方は、前記ＲＥおよびＶＥ画像の一方または両方上に重ね合わせられる、請求項２に記載のシステム。

【請求項５】

前記３Ｄ臓器表面は、胸部の３ＤのＭＤＣＴ画像から抽出される気管気管支気道ツリーの表面に対応する、請求項２に記載のシステム。

【請求項６】

前記３Ｄ経路は、前記胸部の３ＤのＭＤＣＴ画像から抽出される前記気管気管支気道ツリーを横断する、または他の近傍の解剖学的構造を横断する通路に対応する、請求項２に記載のシステム。

【請求項７】

前記ＲＯＩは、リンパ節、疑わしい腫瘍、狭窄した気道、または任意の他の診断上の関連領域を表す、請求項２に記載のシステム。

【請求項８】

前記位置合わせプロセスを停止するためのオペレータ制御をさらに含む、請求項１に記載のシステム。

【請求項９】

保存された位置合わせ像は、停止後、前記ディスプレイ上に提示される、請求項８に記載のシステム。

【請求項１０】

前記プロセッサは、オペレータが前記内視鏡を操作する際に、前記ディスプレイ上の重ね合わせられた経路をハイライトするように作動する、請求項４に記載のシステム。

【請求項１１】

前記ＶＥ像は、前記ライブＲＥ映像と同期して表示される、請求項３に記載のシステム。

【請求項１２】

前記位置合わせは、リアルタイムで行われる、請求項１に記載のシステム。

【請求項 13】

前記最終操作の情報は、前記 V E および R E 画像のうちの少なくとも一方に重ね合わされるアイコンを含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記アイコンは、前記事前計算された経路の端から R O I への方角を視覚的に示すように適合されている、請求項 13 に記載のシステム。

【請求項 15】

前記アイコンは、矢印の形である、請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 16】

前記アイコンは、内視鏡が R O I に対して動く際に異なるように出現する、請求項 14 に記載のシステム。



【請求項 17】

前記プロセッサは、気道壁の一部が半透明になることにより、前記ディスプレイ上での R O I の視覚化を向上させるように、前記最終操作の情報をレンダリングするように作動する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 18】

前記内視鏡は気管支鏡であり、前記内視鏡インターフェースは気管支鏡インターフェースであり、前記システムは該気管支鏡をさらに含む、請求項 1 に記載のシステム。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US2008/052589
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
<i>A61B 1/00(2006.01)i</i>		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 8 : A61B 5/05, A61B 1/00		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Korean Utility Models and Applications for Utility Models since 1975 Japanese Utility Models and Applications for Utility Models since 1975		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) eKIPASS(KIPO internal): "endoscopy,(user, operator),(maneuver,manipulate,control,adjust,arrange,coordinate,navigate),(data-set,dataset)"		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2005/0272999 A1(LUTZ GUENDEL, ERLANDEN) 8 December 2005 See abstract, claim 1 and figure 1	1-24
A	KR 10-2002-0041577 A(KIM JONG CHAN, et al.) 3 June 2002 See abstract, claims 1,5 and figures 1-4	1-24
A	US 2006/0084860 A1(BERNHARD GEIGER,et al) 20 April 2006 See abstract, claims 1,13,27,28 and figures 1-3	1-24
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" 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 application or patent 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 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 01 JULY 2008 (01.07.2008)		Date of mailing of the international search report 04 JULY 2008 (04.07.2008)
Name and mailing address of the ISA/KR  Korean Intellectual Property Office Government Complex-Daejeon, 139 Seonsa-ro, Seo-gu, Daejeon 302-701, Republic of Korea Facsimile No. 82-42-472-7140		Authorized officer PARK Mi Jeong Telephone No. 82-42-481-8379 

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.

PCT/US2008/052589

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2005-272999 A1	08.12.2005	US 2005-272999 AA	08.12.2005
KR 10-2002-0041577 A	03.06.2002	<NONE>	
DE 1105002574 T5	23.08.2007	US 2006-084860 A1	20.04.2006
		US 2006-084860 AA	20.04.2006
		WO 2006-045045 A2	27.04.2006
		WO 2006-045045 A3	15.06.2006

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, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, 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, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, 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, LY, MA, MD, ME, 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 ヒギンス, ウィリアム イー.

アメリカ合衆国 ペンシルベニア 16801, ステート カレッジ, レジオン レーン 141

(72)発明者 メリット, スコット エー.

アメリカ合衆国 カルフォルニア 93555, レジクレスト, ダブリュー. ジャービス アベニュー 412

(72)発明者 ライ, ラブ

アメリカ合衆国 ペンシルベニア 16801, ステート カレッジ, ウォーペラニ ドライブ 411, アpartment 202

(72)発明者 ギブス, ジェイソン ディー.

アメリカ合衆国 ペンシルベニア 16803, ステート カレッジ, トフツリーズ アベニュー 730, アpartment 116

(72)発明者 ユー, クン - チャン

アメリカ合衆国 ペンシルベニア 16801, ステート カレッジ, ガーラ ドライブ 134

F ターム(参考) 4C061 AA00 AA07 BB00 CC00 DD03 NN05 NN07 WW04 WW10 YY12
4C093 AA22 BA08 DA03 DA10 FF16 FF37 FF42

专利名称(译)	一种用于连续引导内窥镜的系统		
公开(公告)号	JP2010517632A	公开(公告)日	2010-05-27
申请号	JP2009548443	申请日	2008-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	宾州研究基金会		
申请(专利权)人(译)	笔国家研究基金会		
[标]发明人	ヒギンスウィリアムイー メリットスコットエー ライラブ ギブスジェイソンディー ユークンチャン		
发明人	ヒギンス, ウィリアム イー. メリット, スコット エー. ライ, ラブ ギブス, ジェイソン ディー. ユー, クン-チャン		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B6/03		
CPC分类号	A61B1/0005 A61B1/00009 A61B34/20 A61B34/25 A61B90/36 A61B90/361 A61B2034/105 A61B2034/107 A61B2090/365		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.320.Z A61B6/03.321.Q A61B6/03.360.G A61B6/03.377		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/AA07 4C061/BB00 4C061/CC00 4C061/DD03 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/WW04 4C061/WW10 4C061/YY12 4C093/AA22 4C093/BA08 4C093/DA03 4C093/DA10 4C093/FF16 4C093/FF37 4C093/FF42		
代理人(译)	夏木森下		
优先权	60/887462 2007-01-31 US 12/022620 2008-01-30 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

方法和装置在实时手术期间提供内窥镜检查的连续引导。预先计算基于3D图像数据的数据集，其包括表示通过身体器官到最终目的地的预定路线的参考信息。当操作者在体内器官内操纵内窥镜时，显示多个实时内窥镜（RE）图像。登记和跟踪算法将数据集登记到一个或多个RE图像，并在内窥镜被局部操纵时连续保持登记。然后呈现与最终目的地相关的附加信息，使得内窥镜操作员能够决定该过程的最终操纵。参考信息可以包括3D器官表面，通过器官系统的3D路线，或3D感兴趣区域（ROI），以及从预先计算的数据集生成的虚拟内窥镜（VE）图像。优选方法包括在RE和VE图像中的一个或两个上叠加3D路线和ROI中的一个或两个的步骤。3D器官表面和路线可以对应于例如从胸部的3D MDCT图像提取的气管支气管气道树的表面和路径。

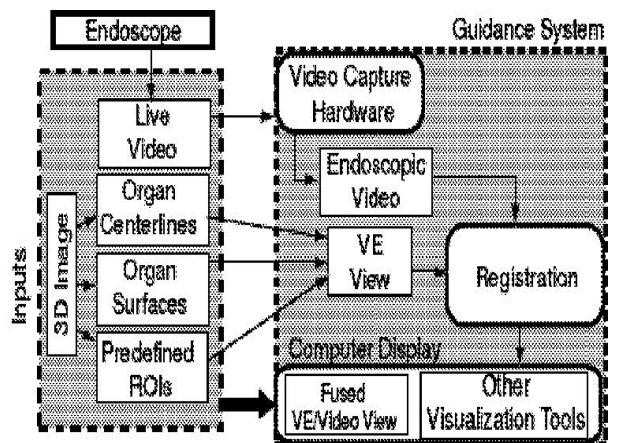


FIGURE 1