

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4388958号
(P4388958)

(45) 発行日 平成21年12月24日(2009.12.24)

(24) 登録日 平成21年10月9日(2009.10.9)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 6/03 (2006.01) A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

請求項の数 13 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2006-520249 (P2006-520249)	(73) 特許権者	593063105
(86) (22) 出願日	平成16年7月12日(2004.7.12)		シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2007-531543 (P2007-531543A)		Siemens Medical Solutions USA, Inc.
(43) 公表日	平成19年11月8日(2007.11.8)		アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51
(86) 国際出願番号	PCT/US2004/022285		51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.
(87) 国際公開番号	W02005/008591		
(87) 国際公開日	平成17年1月27日(2005.1.27)	(74) 代理人	100061815
審査請求日	平成18年2月13日(2006.2.13)		弁理士 矢野 敏雄
(31) 優先権主張番号	60/486,319	(74) 代理人	100094798
(32) 優先日	平成15年7月11日(2003.7.11)		弁理士 山崎 利臣
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	10/888,368		
(32) 優先日	平成16年7月9日(2004.7.9)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡的パスプランニングのための方法及びシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡パスプランニングのためのシステムにおいて、
プログラムを記憶するためのメモリ装置と、
前記メモリ装置と通信しているプロセッサが含まれており、
前記プロセッサは、プログラムによって次のように動作する、すなわち、
気道と動脈を含んだ肺の画像を受信し、該画像内では所定の末梢気道は不可視であるが
当該不可視の末梢気道に対応する末梢動脈は可視であり、

前記肺の画像内で前記不可視の末梢気道近傍に位置するターゲットを特定し、
前記ターゲットまで、不可視の末梢気道近傍の末梢動脈を用いてプロットされるパスに
従って、不可視の末梢気道の下地となる可視気道に沿った当該ターゲットまでの内視鏡パス
を作成するように動作することを特徴とするシステム。

【請求項 2】

前記プロセッサはさらに前記内視鏡パスを用いた気管支鏡検査を実行する場合にプログラムによって次のように動作する、すなわち、

肺内に挿入された気管支鏡先端部の位置を特定する画像がキャプチャされ、
前記画像が内視鏡パスからの対応画像と共に記録され、
気管支鏡先端部が前記内視鏡パスにおいて位置付けされる箇所に関連して位置付けされる
箇所が確定されるように動作する、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 3】

10

20

さらに前記プロセッサはプログラムによって次のように動作する、すなわち前記内視鏡パスにおいて位置付けされる箇所を整合させるために気管支鏡先端部の移行を促すように動作する、請求項 2 記載のシステム。

【請求項 4】

前記ターゲットは、結節、癌性突出部、非癌性突出部、病巣、腫瘍、狭窄部を含み得る、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 5】

前記プロセッサは、さらにプログラムによって画像をキャプチャするように動作する、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 6】

前記画像は、コンピュータ断層撮影法 (CT)、ヘリカルスキャン型コンピュータ断層撮影法 (CT)、X線撮影法、陽電子放射型コンピュータ断層撮影法、蛍光透視法、超音波診断法、または磁気共鳴 (MR) 映像法によってキャプチャされる、請求項 5 記載のシステム。

【請求項 7】

前記プロセッサはさらにプログラムによって、ターゲットが特定される場合にターゲットを選択するように動作する、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 8】

前記プロセッサは、さらにターゲットまでの内視鏡パスが作成される場合にプログラムによって次のように動作する、すなわち、

肺内の気道と動脈のセグメント化が実施され、

セグメント化された気道の気道ツリーとセグメント化された動脈の動脈ツリーが作成され、

前記気道ツリーと動脈ツリーが互いに整合化され、

前記整合化されたツリーを用いて、不可視の末梢気道近傍の末梢動脈が検出され、

内視鏡パスが、追従中の可視気道から、不可視の末梢気道近傍の末梢動脈を用いてプロットされたパスを追従するために切り換えられるジャンプポイントが選択されるように構成されている、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 9】

前記ジャンプポイントは、可視気道の端部近傍にある、請求項 8 記載のシステム。

【請求項 10】

前記ジャンプポイントは、可視気道の中心点にある、請求項 8 記載のシステム。

【請求項 11】

前記プロセッサは、さらにプログラムによって内視鏡パスが表示されるように動作する、請求項 1 記載のシステム。

【請求項 12】

気道と動脈を含んだ肺の画像を受信するステップと、該画像内では所定の末梢気道は不可視であるが当該不可視の末梢気道に対応する末梢動脈は可視であり、

前記肺の画像内で前記不可視の末梢気道近傍に位置するターゲットを特定するステップと、

前記ターゲットまで、不可視の末梢気道近傍の末梢動脈を用いてプロットされるパスに従って、不可視の末梢気道の下地となる可視気道に沿った当該ターゲットまでの内視鏡パスを作成するステップが含まれていることを特徴とする、内視鏡パスプランニングのための方法ステップをプロセッサに実行させる命令型プログラムを記憶したコンピュータで読出し可能な媒体。

【請求項 13】

気道と動脈を含んだ肺の画像を受信する手段と、該画像内では所定の末梢気道は不可視であるが当該不可視の末梢気道に対応する末梢動脈は可視であり、

前記肺の画像内で前記不可視の末梢気道近傍に位置するターゲットを特定する手段と、

前記ターゲットまで、不可視の末梢気道近傍の末梢動脈を用いてプロットされるパスに

10

20

30

40

50

従って、不可視の末梢気道の下地となる可視気道に沿った当該ターゲットまでの内視鏡パスを作成する手段とが含まれていることを特徴とする、内視鏡的パスプランニングのためのシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願とのクロスレファレンス

本願は、2003年7月13日に提出されたアメリカ合衆国仮出願番号60/486319で留保されている優先権を主張するものであり、参照として本願の開示内容にその全体が含まれるものである。

10

【背景技術】

【0002】

1. 技術分野

本発明は、内視鏡的パスプランニングに関してあり、詳細には、気道に対する代用として動脈を用いた内視鏡的パスプランニングに関する。

【0003】

2. 関連技術の説明

経気管支生検法(TBBx)を用いた気管支鏡検査法とは、肺組織の多重的検体採集のために鼻若しくは口を通して気管支鏡が挿入される診断法である。経気管支生検法TBBxは、疑わしい肺結節に対する他の組織診、例えば経胸腔針生検法(TTNBx)やビデオ支援の胸腔鏡的外科療法(VATS)などに比べて、患者に対する外傷性の影響が少ないものである。しかしながら最近までTBBxは、気管支鏡のサイズのために主要な気道近傍に位置する中心結節に限られていた。

20

【0004】

超薄型の気管支鏡を用いれば、末梢気道を通り抜けて肺の中の末梢結節に達することが可能になるが、しかしながら多数の分岐気道を通るパスを形成して所望の末梢結節に達することには困難が伴う。例えば0.5mmの等方性の分解能を備えたイメージボリュームの得られるマルチスライスコンピュータトモグラフィ(CT)イメージングシステムを用いてさえ、所期の結節近傍の周辺気道をイメージデータに可視化することはできない。さらに気道がより小さな末梢気道に繰り返し分岐するにつれて、可能なパス経路の数は指

30

数的に増加し、所期の末梢結節に至るパス経路のプランニングは益々困難となる。

【0005】

仮想内視法とは、気管支鏡検査法、血管内視鏡法や結腸鏡検査法などの現下の内視鏡的検査法によって作成されるイメージと外観的に同じような、三次元的メディカルイメージスキャンからの可視化を創出するのに用いられる技術である。この仮想内視鏡的視覚化は、医学の専門家にとっては、実際の内視鏡検査中にそれらの進行するパス(経路)を示すことによって貴重な手助けとなる。しかしながら仮想内視鏡技術は、得られる3Dデータの解像度による限界があり、従ってCTイメージデータにおいて可視である肺の中心気道に限られる。

【0006】

40

CTイメージデータにおいては、末梢動脈の方が末梢気道よりも多くの視覚化が可能であることが明らかになった。なぜなら同じ度合いの部分容積効果を被ることがないからである。さらに解剖学の研究においては肺領域全体にわたって気道と動脈が互いに平行していることが実証されている。

【0007】

従って、気管支鏡検査者のような専門家に、多数の末梢気道を通して肺の中の所期の末梢結節に到達するパスプランニングを容易に可能にさせる、仮想内視鏡的パスプランニングのための方法及びシステムの必要性が高まっている。

【0008】

発明の概要

50

本発明は、従来技術におけるその他の問題も含めて前述したような問題を、気道に対する代替として動脈を用いた内視鏡的パスプランニングのための方法及びシステムの提供によって克服するものである。

【0009】

発明を実施するための最良の形態

本発明の1つの実施例によれば、内視鏡的パスプランニングのための方法において、肺の末梢気道内に位置している肺内のターゲットが特定されるステップと、末梢気道に対する代替として末梢動脈を用いて前記ターゲットまでの内視鏡的パスが作成されるステップが含まれていることを特徴としている。このターゲットは、結節、癌性突出部、非癌性突出部、病巣、腫瘍、狭窄部のうちの1つである。

10

【0010】

さらにこの方法は有利には、肺に関係するデータをキャプチャするステップを含んでいる。このデータは、コンピュータ断層撮影法(CT)、ヘリカルスキャン型コンピュータ断層撮影法(CT)、x線撮影法、陽電子放射型コンピュータ断層撮影法、蛍光透視法、超音波診断法、磁気共鳴(MR)映像法のうちの1つによってキャプチャされる。また有利には前記ターゲットが特定されるステップに、肺からのターゲットの手動選択と肺からのターゲットの自動選択のうちの1つが含まれる。

【0011】

有利には、前記ターゲットまでの内視鏡的パスが作成されるステップには、肺の気道と動脈のセグメント化がなされる、肺に関係するデータのセグメント化が実施されるステップと、セグメント化された気道の気道ツリーとセグメント化された動脈の動脈ツリーがコンピュータ処理されるステップと、前記コンピュータ処理された気道及び動脈ツリーが整合されるステップと、ターゲットまでの内視鏡的パスが確定されるステップと、内視鏡的パスが末梢動脈に切り換えられるジャンプ箇所が選択されるステップが含まれている。前記ジャンプ箇所は、探知可能な末梢気道の端部近傍にあり、及び末梢動脈に沿った対応箇所近傍にある。また前記ジャンプ箇所は、探知可能な末梢気道の分枝と末梢動脈に沿った対応箇所の中心点にある。

20

【0012】

有利には、前記ターゲットまでの内視鏡的パスが作成されるステップに、肺の気道と動脈のセグメント化がなされる、肺に関係するデータのセグメント化が実施されるステップと、セグメント化された気道の気道ツリーとセグメント化された動脈の動脈ツリーがコンピュータ処理されるステップと、ターゲットまで導く動脈が選択されるステップと、動脈パスに整合される気道パスが選択されるステップと、

30

内視鏡的パスが末梢動脈に切り換えられるジャンプ箇所が選択されるステップが含まれる。

【0013】

さらに有利には当該方法に内視鏡的パスが表示されるステップが含まれる。

【0014】

本発明の別の実施例によれば、内視鏡的パスプランニングのための方法において、肺の末梢気道内若しくはその近傍に位置している肺内のターゲットが手動で選択されるステップと、ターゲットまで導く動脈内部の箇所と、ターゲットまで導く気道内部の箇所が手動で選択されるステップと、この場合当該2つの箇所は、ジャンプポイントを形成するものであり、前記2つの箇所のうちの動脈内部に対応する箇所と、気道内部に対応する箇所が自動的に確定されるステップと、ターゲットの近傍にある動脈内のターゲットポイントが手動で選択されるステップと、ジャンプ箇所を示す、ターゲットからの血管内視鏡的逆行パスが自動的に作成されるステップと、気管を示す、ターゲットからの気管支鏡的逆行パスが自動的に作成されるステップが含まれることを特徴としている。

40

【0015】

この方法にはさらに、ターゲットからジャンプポイントまでの血管内視鏡的逆行パスに沿って手動でナビゲートするステップと、血管内視鏡的逆行パスに沿った仮想内視鏡の進

50

行が、ジャンプポイントの閾値距離内にある場合に、当該血管内視鏡的逆行パスがジャンプポイントに到達したことを自動的に確定するステップと、さらに、逆行的な血管内視鏡的パス及び気管支鏡的パスに基づく後退によって気管からターゲットまでの前進パスが自動的に作成されるステップが含まれ得る。

【0016】

本発明のさらに別の実施例によれば、内視鏡的パスプランニングのための方法において、

肺内のターゲットが手動で選択されるステップと、ターゲットまで導く動脈内部の箇所と、選択された動脈に平行する気道内部の箇所が手動で選択されるステップと、この場合当該2つの箇所は、ジャンプポイントを形成するものであり、ターゲットの近傍にある動脈内のポイントが手動で選択されるステップと、ターゲット近傍の動脈からジャンプポイントまでの血管内視鏡的逆行パスが手動で作成されるステップと、ジャンプポイントから気管までの気管支鏡的逆行パスが手動で作成されるステップが含まれていることを特徴としている。この方法にはさらに、血管内視鏡的逆行パス及び気管支鏡的逆行パスに基づく後退によって気管からターゲットまでの前進パスが自動的に作成されるステップが含まれ得る。

10

【0017】

また本発明による別の有利な実施例によれば、プランニングされた内視鏡的パスを用いた気管支鏡検査を実行するための方法において、

気管支鏡が肺内に挿入されるステップと、第1の画像がキャプチャされるステップと、この場合第1の画像は肺内の気管支鏡先端部の位置を含むものであり、前記第1の画像が、プランニングされた内視鏡的パスからの対応画像と共に記録されるステップと、気管支鏡先端部が、プランニングされた内視鏡的パス内で位置付けされた箇所に関連して位置付けされている箇所が確定されるステップが含まれていることを特徴としている。この方法にはさらに、気管支鏡先端部の箇所が、プランニングされた内視鏡的パス内の該当箇所に整合すべく調整されるステップが含まれ得る。

20

【0018】

本発明によるさらに有利な実施例によれば、内視鏡的パスプランニングのためのシステムにおいて、

プログラムを記憶するためのメモリ装置と、前記メモリ装置と通信しているプロセッサが含まれており、前記プロセッサは、プログラムによって、肺の末梢気道内若しくはその近傍に位置している肺内のターゲットを特定し、末梢気道に対する代替として末梢動脈を用いて当該ターゲットまでの内視鏡的パスを作成するように作動することを特徴としている。前記ターゲットは有利には、結節、癌性突出部、非癌性突出部、病巣、腫瘍、狭窄部のうちの1つである。

30

【0019】

前記プロセッサは有利には、さらにプログラムコードによって、肺に関係するデータがキャプチャされるように動作する。また有利には、前記データは、コンピュータ断層撮影法(CT)、ヘリカルスキャン型コンピュータ断層撮影法(CT)、x線撮影法、陽電子放射型コンピュータ断層撮影法、蛍光透視法、超音波診断法、磁気共鳴(MR)映像法のうちの1つによってキャプチャされる。さらに有利には、前記プロセッサは、プログラムコードによって、ターゲットが特定される場合に肺からのターゲットが選択されるように動作する。

40

【0020】

前記プロセッサは、さらにプログラムコードによって、ターゲットまでの内視鏡的パスが作成される場合に、肺の気道と動脈のセグメント化がなされる、肺に関係するデータのセグメント化が実施され、セグメント化された気道の気道ツリーとセグメント化された動脈の動脈ツリーがコンピュータ処理され、前記コンピュータ処理された気道及び動脈ツリーが整合され、ターゲットまでの内視鏡的パスが確定され、内視鏡的パスが末梢動脈に切り換えられるジャンプ箇所が選択されるように動作し得る。前記ジャンプ箇所は有利には

50

、探知可能な末梢気道の端部近傍にあり、及び末梢動脈に沿った対応箇所近傍にある。また有利には、前記ジャンプ箇所は、探知可能な末梢気道の分枝と末梢動脈に沿った対応箇所の中心点にある。

【 0 0 2 1 】

前記プロセッサは、さらにプログラムコードによって、ターゲットまでの内視鏡的パスが作成される場合に、肺の気道と動脈のセグメント化がなされる、肺に関係するデータのセグメント化が実施され、セグメント化された気道の気道ツリーとセグメント化された動脈の動脈ツリーがコンピュータ処理され、ターゲットまで導く動脈が選択され、動脈パスに整合される気道パスが選択され、内視鏡的パスが末梢動脈に切り換えられるジャンプ箇所が選択されるように動作し得るし、また前記プロセッサは、さらにプログラムコードによ

10

【 0 0 2 2 】

本発明の別の有利な実施例によれば、内視鏡的パスプランニングのためのコンピュータプログラム論理が記録されたコンピュータ用媒体を含んでいるコンピュータプログラム製品において、

前記コンピュータプログラム論理に、肺の末梢気道内に位置している肺内のターゲットを特定するためのプログラムコードと、末梢気道に対する代替として末梢動脈を用いて前記ターゲットまでの内視鏡的パスを作成するためのプログラムコードが含まれていることを特徴としている。

【 0 0 2 3 】

さらに別の有利な実施例によれば、内視鏡的パスプランニングのためのシステムにおいて、

肺の末梢気道内に位置している肺内のターゲットを特定するための手段と、末梢気道に対する代替として末梢動脈を用いて前記ターゲットまでの内視鏡的パスを作成するための手段が含まれていることを特徴としている。

【 0 0 2 4 】

さらに別の有利には実施例によれば、抹消気道がコンピュータ断層撮影法（CT）による走査によって検出不能な場合に、抹消気道の箇所に対する代用マーカーとしての動脈を用いて、気道から抹消結節まで導く、コンピュータ作成型の仮想内視鏡的パス経路を自動的に導出するための方法において、

30

複数の末梢気道のうちの1つの内部若しくはその近傍に位置している肺内の結節を特定するステップと、抹消動脈の1つを結節まで導く抹消気道の1つに対する代替として用いて結節までの仮想内視鏡的パスを作成するステップが含まれており、前記仮想内視鏡的パスを作成するステップが、さらに、肺の気道と動脈のセグメント化がなされる、肺に関係するデータのセグメント化を実施するステップと、セグメント化された気道の気道ツリーとセグメント化された動脈の動脈ツリーをコンピュータ処理するステップと、前記コンピュータ処理された気道及び動脈ツリーを整合するステップと、ターゲットまでの内視鏡的パスを確定するステップと、内視鏡的パスが末梢動脈に切り換えられるジャンプ箇所を選択するステップと、内視鏡的パスを表示するステップが含まれていることを特徴としている。

40

【 0 0 2 5 】

前述してきた本発明の実施例の特徴は、本発明の理解を助けるためのものであって、特許請求の範囲によって特定される発明への限定、あるいは特許請求の範囲に相当するものへの限定とみなすべき意図のものではないことを理解されたい。それゆえにこれらの特徴の概要は、相当事項を確定するための方向付けとみなすべきではない。本発明のさらなる特徴は、以下の明細書で図面並びに請求の範囲からも明らかにされる。

【 0 0 2 6 】

図面の概略説明

図1は、本発明の実施例による内視鏡的パスプランニングのためのシステムのブロック回路図であり、

50

図 2 は、本発明の実施例による気道に対する代替として動脈を用いた方法のフローチャートであり、

図 3 は、本発明の実施例による内視鏡的パスプランニングのための方法を表したフローチャートであり、

図 4 A は、成長領域を用いて得られるセグメント化された気管支ツリーを表した図であり、

図 4 B は、成長領域を用いて得られるセグメント化された動脈ツリーを表した図であり

図 5 A は、図 4 A のセグメント化された気管支ツリーを用いてコンピュータ処理された気管支ツリーモデルを表した図であり、

図 5 B は、図 4 B のセグメント化された動脈ツリーを用いてコンピュータ処理された動脈ツリーモデルを表した図であり、

図 6 A は、図 5 A のコンピュータ処理された気管支ツリーモデルの内部図であり、

図 6 B は、図 5 B のコンピュータ処理された動脈ツリーモデルの内部図であり、

図 7 は、気管支ツリーモデルと動脈ツリーモデルと内視鏡的パスの整合の概略図であり、

図 8 は、本発明の実施例による内視鏡的パスプランニングのための他の方法を表したフローチャートである。

【 0 0 2 7 】

実施例の説明

図 1 は、本発明の実施例による内視鏡的パスプランニングのためのシステム 1 0 0 のブロック回路図である。この図 1 に示されているようにこのシステム 1 0 0 は、特に、走査デバイス 1 0 5 と、パーソナルコンピュータ (P C) 1 1 0 と、例えばイーサネットワーク 1 2 0 を介して接続されているオペレータコンソール及び / 又は仮想ナビゲーションターミナル 1 1 5 を含んでいる。走査デバイス 1 0 5 は、磁気共鳴映像 (M R I) デバイス、コンピュータ断層撮影 (C T) デバイス、ヘリカルスキャン型コンピュータ断層撮影 (C T) デバイス、陽電子放射型コンピュータ断層撮影 (P E T) デバイス、二次元 (2 D) 若しくは三次元 (3 D) 蛍光透視デバイス、2 D、3 D、4 D 超音波診断デバイス、x 線撮影デバイスなどであり得る。

【 0 0 2 8 】

P C 1 1 0 (これはポータブル若しくはラップトップコンピュータ、パーソナルデジタルアシスタント P D A などであり得る) は、中央処理ユニット (C P U) 1 2 5 とメモリ 1 3 0 を含み、入力部 1 5 0 と出力部 1 5 5 に接続されている。C P U 1 2 5 は、パスプランニングモジュール 1 4 5 を含んでおり、このモジュールは、気道に対する代替として動脈を用いた内視鏡的パスプランニングのための 1 つ又は複数の方法を含んでいる。C P U 1 2 5 は、医学用画像データの自動診断機能ないし自動評価機能を実行するのに用いられる診断モジュールを含んでいる。さらにこの C P U 1 2 5 は、関心ボリューム (V O I) セレクタと肺ボリューム試験装置に接続されていてもあるいは含んでいてもよい。

【 0 0 2 9 】

メモリ 130 はランダムアクセスメモリ (R A M) 1 3 5 とリードオンリーメモリ (R O M) 1 4 0 を有している。つまりメモリ 1 3 0 はデータベース、ディスクドライブ、テープデバイス等、またはそれらの組み合わせを含むことができる。R A M 1 3 5 はデータメモリとして機能し、C P U 1 2 5 でプログラムが実行される際に使用されるデータを記憶し、ワーク領域として使用される。R O M 1 4 0 は、C P U 1 2 5 で実行されるプログラムを記憶するためのプログラムメモリとして機能する。入力部 1 5 0 はキーボード、マウス等により構成されており、出力部 1 5 5 は液晶ディスプレイ (L C D) C R T ディスプレイ、またはプリンタとして構成されている。

【 0 0 3 0 】

システム 1 0 0 の動作は、仮想ナビゲーションターミナル 1 1 5 から制御される。この仮想ナビゲーションターミナル 1 1 5 はコントローラ 1 6 5、例えばキーボードとディスプレイ 1 6 0、例えば C R T ディスプレイを有する。仮想ナビゲーションターミナル 1 1 5 は P C 1 1 0 および走査デバイス 1 0 5 と通信し、走査デバイス 1 0 5 によりキャプチ

10

20

30

40

50

ャされた2D画像データをPC110によって3Dデータにレンダリングすることができ、ディスプレイ160に表示され得る。PC110は、仮想ナビゲーションターミナル115がなくても、コントローラ165とディスプレイ160により実行される所定タスクのための入力デバイス150と出力デバイス155を使用して、走査デバイス105により供給された情報を処理し、表示することができるものと理解されたい。

【0031】

仮想ナビゲーションターミナル115はさらに適切な画像レンダリングシステム/ツール/アプリケーションを有し、キャプチャされた画像データセットのデジタル画像データを処理して、2Dおよび/または3D画像をディスプレイ160に表示することができる。より詳細には、画像レンダリングシステムは、2D/3Dレンダリングを実行し、医学画像データを視覚化するアプリケーションであってもよく、それらは汎用コンピュータまたは専用ワークステーションで実行される。さらに画像レンダリングシステムはユーザに3D画像または複数の2D断層画像をナビゲートすることができる。PC110も画像レンダリングシステム/ツール/アプリケーションを含むことができ、キャプチャされた画像データセットのデジタル画像データを処理して、2D/3D画像を発生することができる。

10

【0032】

図1に示すように、PC110はパスプランニングモジュール145を使用してデジタル医学画像データを受信し、処理する。このデジタル医学画像データは前述したように、生画像データ、2D構造データ(例えば軸方向断層画像)、またはボリューム画像データのような3D構造データ、または多重平面再構成形態、またはそれらの組み合わせとすることができ、データ処理結果はPC110からネットワーク120を介して、仮想ナビゲーションターミナル115にある画像レンダリングシステムに出力することができ、データ処理結果に応じて2Dおよび/または3Dレンダリング画像データが生成される。これは例えば、器官または解剖学的構造のセグメント化や色ないし濃度変化等である。

20

【0033】

本発明による内視鏡的パスプランニングのための方法及びシステムは、医学用画像データを介して処理及びナビゲートするための従来の内視鏡的方法の拡張または代替的な手法として実現され得ることを理解されたい。さらにここに説明した例示的なシステムや方法は、広範な種類のイメージング(例えばCT, MRIなど)に適合化され、肺小结節、腫瘍、狭窄、炎症領域などのさまざまな異常な肺構造および病変を診断および評価するために適応化された医学用3D画像およびコンピュータ支援診断(CAD computer aided diagnosis)システムまたはアプリケーションと共に容易に実現可能である。これらに関しては幾つかの種類のイメージングまたは解剖学的特徴に基づいて実施例を説明するが、しかしながらこれは発明の範囲をこれらの構成に限定することを意図したものではない。

30

【0034】

さらに本発明はさまざまな形態のハードウェア、ファームウェア、特定用途向けプロセッサ、またはそれらの組み合わせで実現できることを理解されたい。1つの実施形態によれば本発明は、プログラム記憶装置(例えば磁気フロッピーディスク、RAM, CD ROM, DVD, ROMおよびフラッシュメモリ)上で具現化されるアプリケーションプログラムとしてソフトウェアで実現することができる。このアプリケーションプログラムは、相応のアーキテクチャで構成された任意のマシンにアップロードして、そのマシン上で実行することができる。

40

【0035】

図2は、本発明の実施例による、検出可能な末梢気道及び検出不能な末梢起動に対する代替として動脈を用いた検出方法の処理を表したフローチャートである。この図2で示されているように、ステップ210では、片肺若しくは両肺から3Dデータがキャプチャされる。これは操作デバイス105, 例えばCTスキャナを用いて肺の走査が実施され、それによって対応する一連の2D画像が生成される。これらの肺の2D画像は、3Dレンダリング画像へ変換され得る。

【0036】

50

3Dデータが肺からキャプチャされた後では、本発明の1実施例によれば、肺の中の気道（例えば気管支）及び動脈（例えば血管）が自動的にセグメント化される（ステップ220）。このステップの気道と動脈のセグメント化には、複数の従来技術が用いられてもよい。気道のセグメント化に対する1つの技術として2002年に発行された文献“Academic Radiology 9”の1153～1168頁に記載されている“Kiraly A.P., Higgins W.E., McLennan G”らによる論文“Three-dimensional human airways segmentation methods for clinical virtual bronchoscopy”が挙げられ、そのコピーがここでは参照される。

【0037】

“Kiraly”らによって記載されているセグメント化方法の1つでは、気道の自動セグメント画像 S_A が最初に適応化された成長領域を介してコンピュータ処理され、気道がセグメント化される。この方法では、所定のルートサイト r_A が肺のCT画像I内の気道ツリーの隣接端部において表示される。このルートサイト r_A は、仮想ナビゲーションターミナル115のユーザーによって手動で選択されてもよいし、それらの例えば気管のような解剖学的部分ないし部位の位置決めと選択のための画像処理技術を用いて自動的に選択されてもよい。“Kiraly”らによって記載された自動セグメント化のための方法の1つは、繰り返される3D成長領域反復からなっている。そこでは各反復に閾値T（初期値～1000HU）とセグメント化を確定するためのルートサイト r_A が使用される。最適な閾値Tは、この閾値Tの値の増加に伴う当該処理過程の繰り返しによって見つけられる。付加的なボクセルは、閾値Tとしてセグメント化に加えられ増加する。なぜならば、閾値T以下のHU値を伴う全ての隣接ボクセルがセグメント化の部分になるからである。

【0038】

この手法では閾値Tが場合によっては、成長領域が気管支壁を突破して実質組織に入るのに十分な高さのポイントに到達し得る。なぜならセグメンテーションの全ボリュームVが、3D成長領域が実行される時間毎にコンピュータ処理されるからである。

【0039】

この事象は、ボリューム内のシャープの増加によって検知可能である。このシャープ増加は“爆発”とも称され、いわゆる“爆発パラメータ”Eと呼ばれるプリセット値によって確定される。検出された“爆発”の直前の成長領域がセグメント画像 S_A を形成する。前述したような技術を用いて得られるセグメント化された気管支ツリーの例は、図4Aに示されている。

【0040】

動脈は、ステップ220において例えばマスク制限閾値を用いて自動的にセグメント化される。セグメント化された動脈 S_B の画像は、元のCT画像の閾値 T_V によって生成される。 T_V のHU値若しくはそれ以上の値を持つ画像の任意部分は、セグメント化に含まれる。なぜなら元のCT画像がコントラストを含まず、この技術が心臓部分をセグメント化するからである。元のCT画像の無冠家の部分は、肺のマスクを用いた結果のマスクングによって消去される。バイナリークローズによって続けられる-500HUの閾値を伴う気管の標準成長領域はこのマスクを形成する。なぜなら気道壁がセグメント内部に置かれる傾向にあって、それらの壁部の多くがセグメント化された気道画像の拡張版の減算によって消去されるからである。結果として得られる動脈の画像は、末梢領域における気道のものよりも詳細なセグメントを達成する。なぜならそれらが気管支壁としての平均部分ボリュームと同じ度合で許容されないからである。この技術を用いて得られるセグメント化された動脈ツリーの例は図4Bに示されている。

【0041】

画像の気道と動脈がセグメント化された後では、セグメント化された気道と動脈のツリー表示がステップ230において自動的にコンピュータ処理される。気管支セグメント S_A と動脈セグメント S_B が所定のセグメント S_A と S_B のツリー構造のコンピュータ処理に用いられる複数の手法が存在する。そのような手法は、2004年10月に発行された文献“IEEE Transactions on Medical Imaging”に記載されている“Kiraly A.P., Helferty

10

20

30

40

50

J., Hoffman E.A., McLennan J., Higgins W.E”らによる論文“Analysis of branching tubular structures in 3D digital images”に記載があり、そのコピーがここでは参照される。この“Kiraly”らによって記載されている手法は、スムーズ、サブボクセルパスや定量的な方向性ベクトルを含んだ種々の特徴を提供する。気道及び動脈のスケルトン化でもって開始され、複数のステップによって進行する。このセグメント化された画像のスケルトン化は(気道セグメントSA若しくは動脈セグメントSB)最初に間隔距離を用いてコンピュータ処理され、準同位性保持ボクセルの非薄化の除去によって継続されるキャプチャ端部に変換される。次に生ツリー構造がコンピュータ処理されたスケルトンを用いて形成され、大抵のケースにおいて誤った分枝が含まれ得る。このツリー構造は、相互接続された一連の分枝としてのセグメントを表している。このツリー構造とセグメント化された画像は、誤った分子の消去のための所定基準を測るために用いられる。残存するツリー構造は、スムーズでかつ中心的である。観察方向は、自動的に作成されるべき内視鏡的レンダリングを許容するためにツリー構造中の各ポイントに割当てられる。セグメント化された気道及び動脈のコンピュータ処理されたツリー表示の例は図5A及び図5Bに示されている。

10

【0042】

気道ツリーと動脈ツリーは、図5A及び図5Bに示されているように一旦ツリー構造にフォーマットされ、それらの分枝ポイント及び/又は分枝の自動比較が行われる(ステップ240)。このような分枝の比較及び/又は整合のための技法の1つは例えば2002年にニューヨークで開会された“Fifth International Conference on Medical Imaging Computing and Computer Assisted Intervention”での“Tschirren J., Palagyi K., Reinhardt J.M.”らによる文献“Segmentation, skeletonization, and branchpoint matching”に記載されており、そのコピーがここでも参照される。この技法は、本発明に関連して使用されてもよい。しかしながら分枝のその他の整合技法も本発明と共に使用できることを理解されたい。整合化のなされた気道の内部観察図(a, b, c)と動脈の内部観察図(a, b, c)はそれぞれ図6A並びに図6Bに示されている。

20

【0043】

本発明の別の実施例によれば、ステップ240において、気管支ツリーと動脈ツリーの整合化の代わりに、目標結節までの個々の気管支パスと動脈パスが整合化され得る。例えば動脈ツリーモデルが一度拡張された気道に整合すべく合わせられると、目標結節から1cm未満で終端しているツリー分枝がサーチされる。そして目標結節まで最も短い間隔距離の分枝が選択される。2つ以上の分枝端部が目標結節の1cm以内にあるならば、それらは連続評価のために記憶される。一旦分枝が選択されると、気管からのパスがツリーモデルから気管に戻るパスの追跡によって確定される。

30

【0044】

動脈パスの整合化を確定するために、目標結節近傍の血管パスがサーチされ、自動的に抽出された気管支パスに最も近いパスが確定される。これはコンピュータ処理によって2つのパス上のポイント間の間隔が測定され、その平均がとられる。そして次に述べるような基準、すなわち1)パスに沿った分枝セグメントの数、2)各分枝の場所、3)分枝の長さ、4)気道パス及び動脈パスに対する分枝角度などが評価され、どの整合化された動脈パスがナビゲーションに対する代替として十分に貢献できるかが確定される。この評価はターゲットから所定の間隔距離(例えば2cm)以内にあるパスの部分に対して行われる。パス経路は、分枝の数と分枝の角度並びに全分枝の位置及び長さの間の違いが閾値以下である場合に整合したものとみなされる。最も近い動脈パス経路が気管支パス経路から閾値を超えて逸脱している場合には、次に近い動脈パス経路が評価され、整合のための基準を充たしているかがみられる。

40

【0045】

図3は、本発明の実施例による内視鏡的パスプランニングのための方法の実施を表すフローチャートである。より詳細には、図3には、気道から抹消結節まで導く仮想内視鏡的パス経路をコンピュータ処理により自動的に派生させて作成するための方法が表されてい

50

る。ここではCTスキャンで特定できない場合に抹消気道の個所に対する代替マーカとして動脈が使用される。

【0046】

図3に示されているように、ステップ310では、医学的専門家、例えば気管支鏡操作者が、生検を望んでいる肺内の結節などのターゲットを特定する。このターゲットは、限局的な異常性、例えば癌性突出部、良性突出部、病変ないし狭窄部位、粘液あるいは炎症部などであり得る。気管支鏡操作者が目標(ターゲット)結節を特定した後では、当該システムが目標結節に最も近い動脈分枝を次のようにして特定する。すなわち、1)図2のステップのいずれか若しくはそれらの組み合わせを実行する、か2)先の時点で、例えば先行の図2のステップの実行の間にキャプチャされCPU125のメモリ130内に記憶されたデータを使用して特定する。ステップ320には、動脈パスに対応して整合している気道パスを特定するためのステップが含まれている(これは以下でも説明する)。

10

【0047】

最適な動脈パス(すなわち結節に最も近いパス)は、コンピュータ処理された動脈ツリーモデルの中のパスから選択される(ステップ330)。このことは、例えば従来方式の自動化されたパスプランニング技法、すなわち目標結節まで導く最適な気道パスないし動脈パスを特定するために用いられる技法を使って達成される。またこのステップではさらに付加的にマニュアルパスプランニング技法が使用されてもよい。

【0048】

引き続きステップ340において“ジャンプポイント”が選択される。この“ジャンプポイント”は、例えば気道パス上の個所であってその近くで検出可能な気道ツリーが終端しており、さらに動脈パス上の対応する個所である。別の言い方をすれば、この“ジャンプポイント”は、仮想気管支鏡的ナビゲーション(すなわち気道若しくは気管支を介した仮想ナビゲーション)がもはや不可能となる個所を表しており、さらに仮想血管内視鏡的ナビゲーション(すなわち血管若しくは動脈を介した仮想ナビゲーション)が引き継がれる個所である。つまり“ジャンプポイント”は、気道ツリーの端部に先立つ気道パスに沿ってあるいはその近傍で選択された領域内の個所として確定されるものであり、さらにこの“ジャンプポイント”は、二股分岐というよりも任意の気道分枝の中間点に位置している。例えばこの“ジャンプポイント”の例は、図7中で円730によって囲まれた領域内の水平線によって表されている。

20

30

【0049】

図7には、目標結節740方向に導かれた気管支サブツリー710とこの気管支サブツリー710に対応する同じように目標結節740方向に導かれた動脈サブツリー720が示されている。図7に示されているように、気管支サブツリー710と動脈サブツリー720は、類似した特徴を呈しているが、しかしながら動脈サブツリー720は、末梢領域内にみられる付加的な分枝を含んでいる(すなわちこれらの付加的な分枝は、気管支サブツリーの限界若しくは端部を越えて位置している)。従って気管支サブツリー710に沿ったパスは1度終端しているか若しくは“ジャンプポイント”に到達しており、対応する動脈サブツリー720は、末梢領域内の目標結節740までのパスのプロットに使用されている。換言すれば、動脈パスは、例えばCTスキャナーの解像度と部分容積効果のために視認できない目に見えない気道パスのためのロードマップ的役割を担っている。

40

【0050】

ステップ340の後、ステップ350では、例えば気管分岐部または気管において開始され、気管支サブツリー710を通して“ジャンプポイント”まで進行する内視鏡的パス経路が自動的に作成される。さらにステップ360では、この“ジャンプポイント”から開始されて目標結節740までの内視鏡的パス経路が自動的に作成される。その後で、これらのステップ350と360において作成された内視鏡的パス経路の“飛行経過”(すなわち仮想内視鏡的動画)が例えば仮想ナビゲーションターミナル115のユーザーに呈示される(ステップ370)。

【0051】

50

前述してきた本発明によれば、医学専門家、例えば気管支鏡操作者に、肺の中で特定可能な末梢気道がなかったとしても中央気道から肺の末梢結節までのナビゲートを可能にさせる内視鏡的パスプランニングが実現される。従って本発明を実行することにより、従来の仮想内視鏡システムにおいて、精度向上を目的とした肺の仮想ナビゲーションに関連するプログラムの作成及び/又はその強化のための拡張が可能となる。これにより気管支鏡操作者は、医学的評価のために末梢結節までのパスをプランニングすることが可能となる。

【 0 0 5 2 】

本発明の別の有利な実施例によれば、動脈及び気管支ツリーの自動整合がユーザーの選択によって置換えられる。図 8 に示されているこの実施例では、ステップ 8 1 0 において、ユーザーが肺の中の目標結節又はその他の異常部位を選択する。この選択は、例えば目標結節上のマウスのクリック操作によって実行され得る。次にユーザーは、目標結節まで導く動脈内の個所と、整合する気管支内の個所を選択する（ステップ 8 2 0）。この選択された個所を“ジャンプポイント”と称する。P C 1 1 0 は、選択ポイントにおけるハウンスフィールド値のテストにより動脈内の選択と気管支内の選択をそれらの構造に合わせて自動的に確定する。この自動確定は、気道内のハウンスフィールド値が動脈内のものよりも少ないという事実を活用している。次にユーザーは、結節近傍を通過して“ジャンプポイント”まで導く動脈を特定する（ステップ 8 3 0）。

【 0 0 5 3 】

結節近傍の動脈から開始して、血管パス経路は、“ジャンプポイント”に到達するまで動脈を通して導かれながら半自動で作成される（ステップ 8 4 0）。P C 1 1 0 は、血管内視鏡検査のための内視鏡的視覚化パラメータを、水と同じ濃度値の透明なボクセル値と空気と同じ濃度値の不透明なボクセル値を用いたセッティングによって自動的に調整する。このパス経路の方向性は、動脈内に残った最長射線の計算によって自動的に確定される。必要に応じてユーザーは、ギャップをクローズアップするため又はパス経路を開くためレンダリング値を相互調整してもよい。さらにユーザーは、進行方向をマウスの左右方向への移動操作によって調整する。しかしながら進行方向は心臓の方に向かって、小さな動脈分枝から大きな動脈分枝に移行するので、分岐点は存在せず、従ってどの分枝を取り入れるべきかの決定は一概には不要である。

【 0 0 5 4 】

P C 1 1 0 は、パスが動脈内の“ジャンプポイント”に到達した時に検査によって目下の内視鏡的パスの箇所がジャンプポイントの閾値距離範囲内にあるのかどうかを自動的に確定する（ステップ 8 5 0）。それから内視鏡は、気管支内の適合箇所に自動的に移される。内視鏡に対する最初の視覚化ベクトルは、動脈内の“ジャンプポイント”直前のものと同じである。レンダリングパラメータは、その反転によって気管支鏡的視覚化のために自動的に調整される。それにより空気と同じボクセル値が透明にレンダリングされ、組織（すなわち気道壁）に等しいボクセル値は不透明にレンダリングされる。

【 0 0 5 5 】

そして“ジャンプポイント”から気管までの気管支鏡的パス導出が、自動的に若しくは半自動的に作成される（ステップ 8 6 0）。血管内視鏡的パスの場合と同じように、進行方向は気管支内に残った最長射線として取り入れられる。方向性に対する半自動式の修正は、ユーザーによって指示されてもよいが、しかしながら進行方向はまだ逆行の可能性があるので、分岐点決定は存在せずパスは通常は自動的に作成される。次いで、結節から“ジャンプポイント”まで導く血管内視鏡的パスと“ジャンプポイント”から気管まで導く気管支鏡的パスがリバーシングされる（ステップ 8 7 0）。それによって気管から結節までのシームレスなパスが作成され、これは目標結節までの全ての道筋をリードする気管支鏡的パスを表している。

【 0 0 5 6 】

本発明の別の実施例によれば、内視鏡的パスプランニングが気管支鏡検査法と一緒に用いられる。この実施例では、気管支鏡が気管内に挿入された後で、気管支鏡先端を移動さ

10

20

30

40

50

せたい箇所へのアクセスのためにCT画像セットがキャプチャされる。このことは、内視鏡的パスプランニング中に得られたCT画像を用いた気管支鏡検査中のキャプチャされたCT画像の自動的なリアルタイムの記録によって達成される。

【0057】

内視鏡的パスプランニング中に得られたCT画像を用いた気管支鏡検査中のキャプチャされたCT画像の自動的なリアルタイムの記録のために、異なる時間でキャプチャされた2つのCTデータセットにおいて結節箇所を整合させるための有利な方法としては、2002年に上海で発行された文献“Proceedings of the International Conference on Diagnostic Imaging and Analysis”に記載されている“shen H., Fan L., Qian H.”らによる論文“Real-time and automatic matching of pulmonary nodules in follow-up multiple CT studies”が挙げられ、そのコピーがここでは参照として用いられる。この“shen”らによる方法は、それぞれ軸方向、冠状面及び矢状面スライスの肺領域に基づいて2つのCTデータセットの近似的な包括線形アライメントによって開始される。1つのCTデータセットにおいて結節の位置が与えられると、近似的アライメントにより他のデータセットにおいて初期の探索位置が与えられる。結節位置に集中した二進化ボリュームの表面マップと他のデータセットの開始位置がコンピュータ処理され、最も相似した整合のための局所的に探索される。

10

【0058】

この“shen”らの技法により肺内の任意のハイコントラスト領域が供給されることによって、目下のCT画像において気管支鏡の箇所がプランニングされる内視鏡的パスに関連して確定される。さらに“shen”らの技法により気管支鏡先端位置がレジスタに供給されることによって、気管支鏡によりキャプチャされた画像がCPU125若しくは仮想ナビゲーションターミナル115に表示のために瞬時に伝送される。先にキャプチャされた同レベルの軸方向、冠状面及び矢状面画像（これらは関係する気道及び血管の同定のためにラベリングされている）を用いた気管支鏡先端を実際に表す画像セクションの正確な整合によって、気管支鏡操作者はリアルタイムでそれらの位置精度を確定することができ、これによって先にプランニングされた内視鏡的パスに正確に追従することが保証される。

20

【0059】

従ってプランニングされた内視鏡的パスに関連する目下の気管支鏡位置のリアルタイムのフィードバックにより、気管支鏡操作者は適切な内視鏡位置であることを確認でき、また内視鏡を適正な位置へ適時に移すことも可能である。

30

【0060】

付属の図面に示されている構成システムのコンポーネントおよび方法ステップのいくつかはソフトウェアで実現できるため、システムコンポーネント（または処理ステップ）間の実際の接続は、本発明のプログラムの仕方に応じて変わり得ることを理解されたい。ここで示した本発明の教示があれば、当該技術分野における通常の知識を有する者は、本発明の上述内容に類似した実現ないしは構成を考え出すことができる。

【0061】

また上記の説明は、具体的な実施形態を示すためのものにすぎないことも理解されたい。理解しやすいように、上記の説明では可能な実施形態の代表的な例にまとを絞っていたが、これらは本発明の基本的な思想を詳解するためのものであって、すべての可能な変形形態を排他的に列挙したわけではない。本発明の特定部分において代替的な実施形態が示されなかったことは、これらの実施形態の放棄と見なされるべきではない。別の適用形態や実施形態も、本発明の趣旨および範囲から逸脱することなく直接実現することができる。したがって本発明は、特記された実施形態に制限されることなく請求の範囲で特定される。請求の範囲における文言上の範囲には未記載の実施形態が多く含まれ、これらも本発明と同等のものであることを理解されたい。

40

【図面の簡単な説明】

【0062】

【図1】本発明の実施例による内視鏡的パスプランニングのためのシステムのブロック回

50

路図

【図2】本発明の実施例による気道に対する代替として動脈を用いた方法のフローチャート

【図3】本発明の実施例による内視鏡的パスプランニングのための方法を表したフローチャート

【図4A】成長領域を用いて得られるセグメント化された気管支ツリーを表した図

【図4B】成長領域を用いて得られるセグメント化された動脈ツリーを表した図

【図5A】図4Aのセグメント化された気管支ツリーを用いてコンピュータ処理された気管支ツリーモデルを表した図

【図5B】図4Bのセグメント化された動脈ツリーを用いてコンピュータ処理された動脈ツリーモデルを表した図

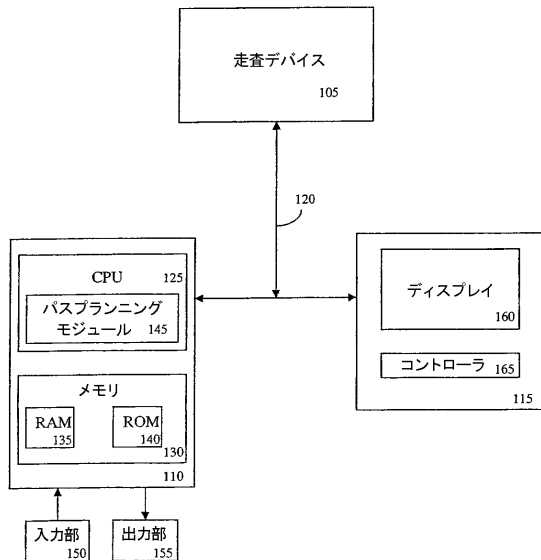
【図6A】図5Aのコンピュータ処理された気管支ツリーモデルの内部図

【図6B】図5Bのコンピュータ処理された動脈ツリーモデルの内部図

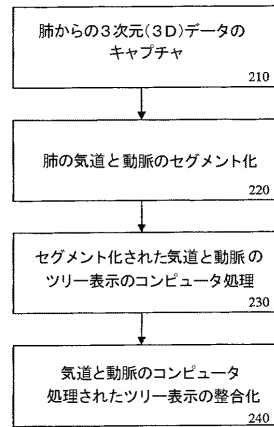
【図7】気管支ツリーモデルと動脈ツリーモデルと内視鏡的パスの整合の概略図

【図8】本発明の実施例による内視鏡的パスプランニングのための他の方法を表したフローチャート

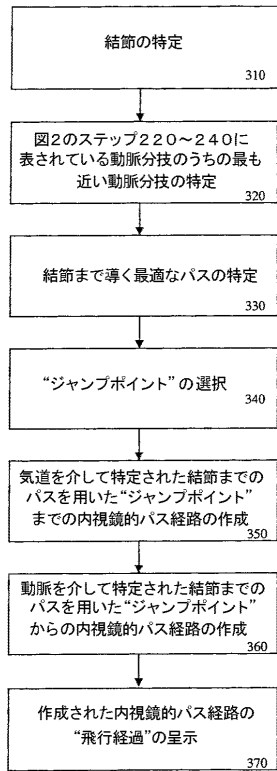
【図1】



【図2】



【 図 3 】



【 図 4 A 】

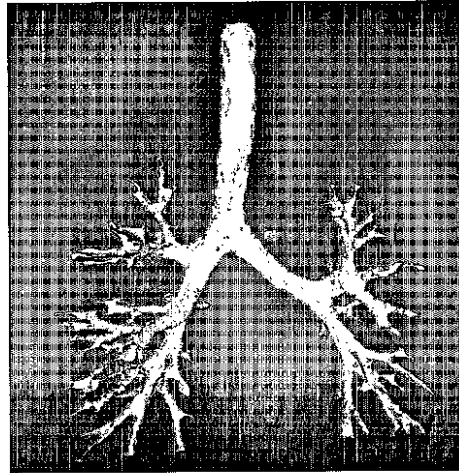


FIG. 4A

【 図 4 B 】

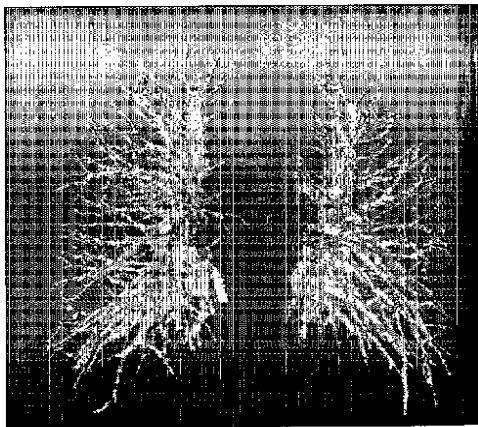


FIG. 4B

【 図 5 A 】

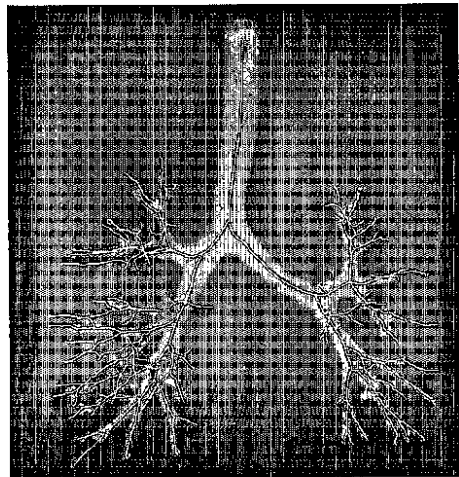


FIG. 5A

【図5B】

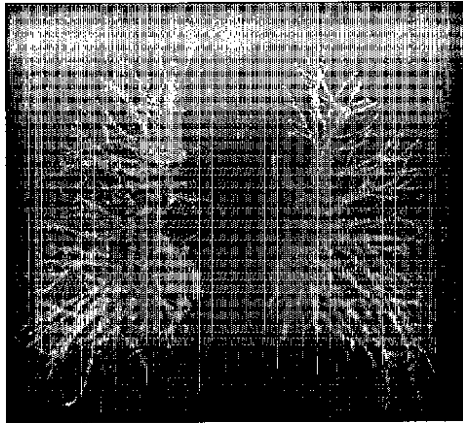


FIG. 5B

【図6B】

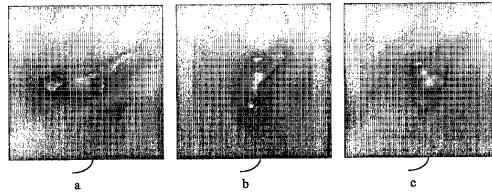


FIG. 6B

【図6A】

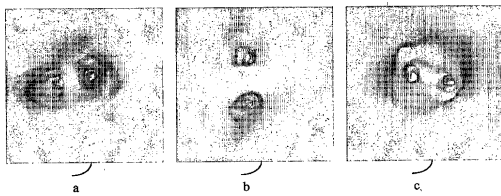


FIG. 6A

【図7】

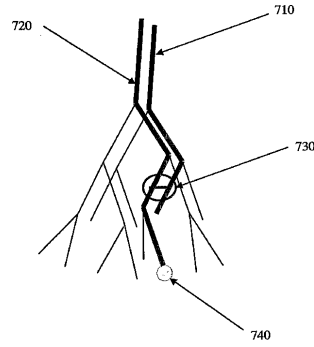
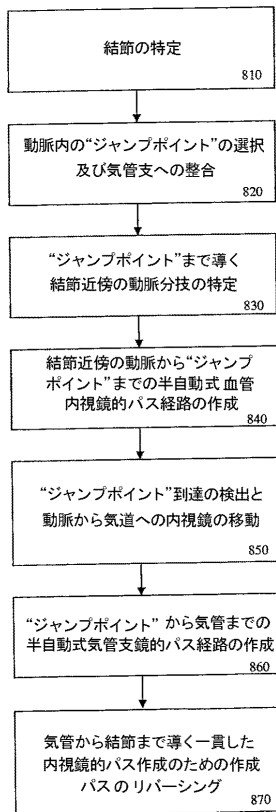


FIG. 7

【図8】



フロントページの続き

(74)代理人 100099483

弁理士 久野 琢也

(72)発明者 ベルンハルト ガイガー

アメリカ合衆国 ニュー ジャージー クランバリー メープルウッド アヴェニュー 62

(72)発明者 アティラ ピーター キラリー

アメリカ合衆国 ニュージャージー プレインズボロ ハンターズ グレン ドライブ 1302

(72)発明者 デビット ピー ネイデック

アメリカ合衆国 ニューヨーク ニューヨーク 175イースト セブンティーフォース ストリート アpartment 20E

(72)発明者 キャロル エル ノヴァク

アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア ニュータウン ウィンドロウ レーン 1

審査官 小田倉 直人

(56)参考文献 特開平11-313816(JP,A)

特開2002-200030(JP,A)

特表2002-505594(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/03

专利名称(译)	用于内窥镜路径规划的方法和系统		
公开(公告)号	JP4388958B2	公开(公告)日	2009-12-24
申请号	JP2006520249	申请日	2004-07-12
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	ベルンハルトガイガー アティラピーターキラリー デビットピーネイデック キャロルエルノヴァク		
发明人	ベルンハルト ガイガー アティラ ピーター キラリー デビット ピー ネイデック キャロル エル ノヴァク		
IPC分类号	A61B6/03 A61B5/05 A61B19/00 G06T7/00 G06T17/40		
CPC分类号	G06T19/003 A61B34/10 A61B90/36 A61B2090/374 G06T2210/41		
FI分类号	A61B6/03.360.G		
代理人(译)	矢野俊夫		
优先权	60/486319 2003-07-11 US 10/888368 2004-07-09 US		
其他公开文献	JP2007531543A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜路径规划的方法和系统该方法包括步骤 (310) : 使用周围动脉来识别位于肺的周围气道中的肺中的目标和到达目标的内窥镜路径, 作为周边气道的替代步骤 (320至360) 并呈现内窥镜路径 (370) 。

