

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6335310号
(P6335310)

(45) 発行日 平成30年5月30日 (2018.5.30)

(24) 登録日 平成30年5月11日 (2018.5.11)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08

請求項の数 20 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2016-540341 (P2016-540341)	(73) 特許権者	513109016
(86) (22) 出願日	平成26年9月3日 (2014.9.3)		コビディエン エルピー
(65) 公表番号	特表2016-529062 (P2016-529062A)		アメリカ合衆国, マサチューセッツ州 O
(43) 公表日	平成28年9月23日 (2016.9.23)		2048, マンスフィールド, 15 ハン
(86) 国際出願番号	PCT/US2014/053878		プシャー ストリート
(87) 国際公開番号	W02015/034906	(74) 代理人	100114775
(87) 国際公開日	平成27年3月12日 (2015.3.12)		弁理士 高岡 亮一
審査請求日	平成28年10月3日 (2016.10.3)	(74) 代理人	100121511
(31) 優先権主張番号	61/874, 881		弁理士 小田 直
(32) 優先日	平成25年9月6日 (2013.9.6)	(74) 代理人	100191086
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 高橋 香元
(31) 優先権主張番号	62/041, 850	(72) 発明者	ブラナン, ジョゼフ ディー.
(32) 優先日	平成26年8月26日 (2014.8.26)		アメリカ合衆国, コロラド州 80516
(33) 優先権主張国	米国 (US)		, エリー, 3045 ブルー スカイ サ
			ークル #18-201
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波を用いて肺を可視化するためのシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波 (U S) インタロゲーション用システムであって、
管腔網の 3 次元 (3 D) モデルおよび管腔網をナビゲートするための経路計画を格納するメモリと、

E M 場を発生するように構成された電磁 (E M) ボードと、
経路計画に従い標的に向かって管腔網をナビゲートするように構成された伸長式作業チャネル (E W C) と、

前記 E W C の遠位端から遠位に延在し、かつ前記 E M 場を感知するように構成された E M センサと、

超音波 (U S) を発生させ、かつ前記管腔網から反射された U S 波を受信するように構成された U S 変換器と、

前記反射された U S 波を処理するように構成された計算装置であって、前記反射された U S 波は、前記反射された U S 波の振幅および送信から受信までの遅延時間についての情報を有し、前記計算装置は、前記反射された U S 波についての情報を処理して前記管腔網の密度または大きさを決定し、前記管腔網の生成された画像内に治療すべき対象が発見されていないか否かを判定するようにさらに構成される、計算装置と、

感知された E M 場を処理して前記 3 D モデルにおける前記 E M センサの位置を同期させ、かつ前記生成された画像を前記 3 D モデルと統合するように構成されたプロセッサと、を備える、システム。

10

20

【請求項 2】

統合された 3 D モデルおよび U S 画像を表示するように構成された表示装置をさらに備える、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記表示装置は前記 E M センサの位置に基づき状況を表示するようにさらに構成されている、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記状況は、前記 E M センサが標的内でない位置、前記標的の位置、または健康な組織に隣接する位置にあるか否かを示す、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記状況は前記標的の治療が完了したか否かを示す、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記生成された画像の解像度は前記 3 D モデルの解像度よりも高い、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記 E M センサは前記 E W C の遠位端またはその周囲に位置している、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

患者の体表に位置し、かつ前記患者の呼吸パターンを認識するように構成された複数の基準センサをさらに備える、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記複数の基準センサおよび前記 E M センサに接続され、かつ前記呼吸パターンに基づき患者の呼吸を補正することにより前記 E M センサの位置を特定するように構成された追跡装置をさらに備える、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記生成された画像の統合位置は前記 3 D モデルにおける前記 E M センサの位置に基づいている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記プロセッサは前記反射された U S 波に基づき組織密度を特定するようにさらに構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記プロセッサは治療装置が前記標的の中心にあるか否かを判定するようにさらに構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 13】

前記プロセッサは前記反射された U S 波による前記標的の密度に基づき治療の十分性を判定するようにさらに構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記プロセッサは前記標的の大きさを検出するようにさらに構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 15】

前記プロセッサは前記標的の治療中または治療後にリアルタイムで前記標的の収縮を決定するようにさらに構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 16】

前記生成された画像は前記管腔網の外部の組織を示す、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 17】

前記 U S 変換器を前記 E W C の内部に挿入する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 18】

前記プロセッサは前記 E M センサと前記 U S 変換器との間の離間距離を測定するようにさらに構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 19】

10

20

30

40

50

前記生成された画像の前記 3 D モデルとの統合は前記離間距離に基づいている、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 20】

前記 U S 変換器は前記 E M センサの前に前向きに位置づけられている、請求項 1 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、超音波画像診断法を用いて肺を可視化するためのシステムおよび方法に関する。より詳細には、本開示は、他の画像診断法によって得られた管腔網の画像を超音波画像で増補するシステムおよび方法に関する。

10

【背景技術】

【0002】

喘息、慢性閉塞性肺疾患（COPD）および慢性閉塞性肺疾患（COLD）などの肺疾患または肺関連疾患のための標準治療は一般に、主として患者に非常に侵襲的な医学的管理および／または医薬品管理に焦点を当てている。例えば、局所的かつ侵襲的手段（例えば外科手術）による肺除神経は喘息または気腫に治療効果を与えることができるということが何十年にもわたって報告されている。

【0003】

電磁ナビゲーション（EMN）は、肺などの管腔網の治療の可能性の拡大に寄与している。EMNは、コンピュータ断層撮影（CT）スキャン、磁気共鳴画像（MRI）法または蛍光透視法などの非侵襲的画像診断法に依存している。これらの非侵襲的画像診断法と組み合わせたEMNは、標的の位置を特定し、かつ臨床医が肺の管腔網を標的までナビゲートするのを支援するためにも使用されている。しかし、これらの非侵襲的画像診断法によって生成される画像は、管腔網に平行に走る神経の位置のような特徴を特定するのに十分な解像度を提供できていない。さらに、治療を行う際にこれらの非侵襲的画像診断法を用いてさらなる画像診断を行い、治療が完了したか否かを判定しなければならない。それにより有害な X 線や物質の患者への曝露数や治療コストが上昇してしまう。なおさらに、全ての臨床医が治療されている領域のより高い解像度を望んでいる。従って、所望の解像度が得られ、かつ手術において臨床的に効率的な画像診断法が必要とされている。

20

30

【発明の概要】

【0004】

一態様では、本開示は、肺の超音波（U S）インタロゲーションシステムを特徴とする。本システムは、メモリ、電磁（E M）ボード、伸長式作業チャネル（E W C）、E M センサ、U S 変換器およびプロセッサを備える。メモリは管腔網の 3 次元（3 D）モデルおよび管腔網をナビゲートするための経路計画を格納し、E M ボードは E M 場を発生するように構成されている。E W C は、経路計画に従い標的に向かって患者の管腔網をナビゲートするように構成されており、E M センサは E W C の遠位端から遠位に延在し、かつ E M 場を感知するように構成されている。U S 変換器は U S 波を発生し、かつ管腔網から反射された U S 波を受信ように構成されており、プロセッサは、感知された E M 場を処理して 3 D モデルにおける E M センサの位置を同期させるか、反射された U S 波を処理して U S 画像を生成するか、あるいは生成された画像を 3 D モデルと統合するように構成されている。

40

【0005】

別の態様では、本システムは、統合された 3 D モデルおよび U S 画像を表示するように構成された表示装置をさらに備える。表示装置は E M センサの位置に基づき状況を表示するようにさらに構成されている。その状況は、E M センサが標的内でない位置、標的の位置、または健康な組織に隣接する位置にあるか否かを示す。その状況は標的の治療が完了したか否かをさらに示す。

【0006】

50

別の態様では、生成された画像の解像度は3Dモデルの解像度よりも高い。

【0007】

別の態様では、EMセンサはEWCの遠位端またはその周囲に位置している。

【0008】

別の態様では、本システムは患者の体表に位置する複数の基準センサをさらに備え、患者の呼吸パターンを作成するように構成されている。本システムは、複数の基準センサおよびEMセンサに接続された追跡装置をなおさらに備え、追跡装置は呼吸パターンに基づき患者の呼吸を補正することによりEMセンサの位置を特定するように構成されている。

【0009】

別の態様では、生成された画像の統合位置は3DモデルにおけるEMセンサの位置に基づいている。

10

【0010】

別の態様では、プロセッサは反射されたUS波に基づき組織密度を特定するようにさらに構成されている。プロセッサは治療装置が標的の中心にあるか否かを判定するようになおさらに構成されている。

【0011】

さらに別の態様では、プロセッサは反射されたUS波による標的の密度に基づき治療の充分性を判定するようにさらに構成されている。

【0012】

さらに別の態様では、プロセッサは標的の大きさを検出するようにさらに構成されている。

20

【0013】

さらに別の態様では、プロセッサは標的の治療中または治療後にリアルタイムで標的の収縮を決定するようにさらに構成されている。

【0014】

別の態様では、生成された画像は管腔網の外部を示す。

【0015】

別の態様では、プロセッサはEMセンサとUS変換器との間の離間距離を測定するようにさらに構成されている。生成された画像の3Dモデルとの統合は離間距離に基づいている。

30

【0016】

さらに別の態様では、US変換器はEMセンサの前に前向きに位置づけられている。

【0017】

本開示の上記態様および実施形態のいずれかを本開示の範囲から逸脱することなく組み合わせてもよい。

【0018】

本開示のシステムおよび方法の目的および特徴は、添付の図面を参照しながら各種実施形態の説明を読めば、当業者には明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0019】

40

【図1】本開示の一実施形態に係る患者の肺を可視化するためのシステムの斜視図である。

【図2A】本開示の一実施形態に係るカテーテルガイドアセンブリの側面図である。

【図2B】本開示の一実施形態に係る図2Aの伸長式作業チャネルの遠位先端を示す、指示された領域の拡大詳細図である。

【図3】本開示の一実施形態に係る肺の3次元モデルの解剖図である。

【図4A】本開示の一実施形態に係る入口点から標的までの経路の例示である。

【図4B】図4Aの断面線B-Bに沿って切断された肺の部分の横断面図である。

【図4C】図4Aの経路計画に従って肺に挿入されたカテーテルガイドアセンブリの例示である。

50

【図４Ｄ】図４Ｃの丸で囲まれた領域の拡大詳細図である。

【図５Ａ】本開示の一実施形態に係るＵＳ波を用いて肺を可視化する方法のフローチャートである。

【図５Ｂ】本開示の一実施形態に係る標的までのナビゲーション方法のフローチャートである。

【図５Ｃ】本開示の一実施形態に係る治療のレベルを確認する方法のフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【００２０】

本開示は、診断、ナビゲーションおよび治療目的のために、標的を特定し、かつその位置を突き止めるのに十分な解像度を与える超音波（ＵＳ）画像診断法を用いて肺の管腔網を可視化するためのシステムおよび方法に関する。特に非侵襲的画像診断と共に用いられるＵＳ画像診断により、より高い解像度が得られ、かつ管腔網のマッピングおよび標的の特定が可能になる。さらに、特定された標的に隣接する組織に関してさらなる鮮明性が得られ、それにより異なる治療選択肢を検討して隣接する組織に悪影響を与えるのを回避することができる。なおさらに、治療と共にＵＳ画像診断を使用することで治療後分析および治療の十分性の確認のために詳細な画像診断を行うことができる。本開示を具体的な例示の実施形態に関して説明するが、本開示の趣旨を逸脱することなく、各種修飾、再構成および置き換えを行うことができることは当業者には容易に明らかになるであろう。本開示の範囲は、本開示に添付されている特許請求の範囲によって定められている。

【００２１】

図１は、ＣＴ、ＭＲＩまたは蛍光透視画像を患者の肺の管腔網を通して標的までナビゲートするのを支援するＵＳ画像データで増補するように構成された電磁ナビゲーション（ＥＮＭ）システム１００を示す。そのようなＥＮＭシステムの１つは、現在コヴィディエン社によって販売されている電磁ナビゲーション気管支鏡（登録商標）システムであってもよい。システム１００は、カテーテルガイドアセンブリ１１０、気管支鏡１１５、計算装置１２０、監視装置１３０、ＥＭボード１４０、追跡装置１６０および基準センサ１７０を備える。気管支鏡１１５は、有線接続（図１に示す）または無線接続（図示せず）を介して計算装置１２０および監視装置１３０に動作可能に接続されている。

【００２２】

気管支鏡１１５を患者１５０の口に挿入し、肺の管腔網の画像を取得する。ＥＭＮシステム１００では、患者１５０の管腔網の末梢へのアクセスを達成するためにカテーテルガイドアセンブリ１１０を気管支鏡１１５に挿入する。カテーテルガイドアセンブリ１１０は、遠位先端にＥＭセンサ２６５（図２Ｂ）を備えた位置特定可能ガイドカテーテル（ＬＧ）２２０が挿入される伸長式作業チャンネル（ＥＷＣ）２３０を備えていてもよい。以下により詳細に説明するように、ＥＷＣ２３０、ＬＧ２２０およびＥＭセンサ２６５を使用して肺の管腔網を通してナビゲートする。

【００２３】

ラップトップ、デスクトップ、タブレットまたは他の同様の計算装置などの計算装置１２０は、表示装置１２２、１つ以上のプロセッサ１２４、メモリ１２６、ネットワークカード１２８および入力装置１２９を備える。またシステム１００は、複数の計算装置を備えていてもよく、ここで複数の計算装置１２０は、計画、治療、可視化のため、あるいは医療手術に適した方法で臨床医を支援するために用いられる。表示装置１２２は、表示装置１２２を入力装置および出力装置の両方として機能させることができるタッチセンサ式および／または音声作動式であってもよい。表示装置１２２は、肺疾患の症状を示す肺の一部を特定し、かつその位置を突き止めるために、肺の２次元（２Ｄ）画像または３次元（３Ｄ）モデルを表示してもよい。そのような画像およびモデルの生成については以下により詳細に説明する。表示装置１２２は、治療される標的を選択、追加および削除するためのオプションおよび肺の可視化のために設定可能な項目をさらに表示してもよい。一態様では、表示装置１２２は、肺の２Ｄ画像または３Ｄモデルに基づき、肺の管腔網内のカ

テータルガイドアセンブリ 110 の位置も表示してもよい。説明（本開示の範囲を限定するものではない）を容易にするために 3D モデルについて以下に詳細に説明するが、当業者であれば 2D モデルおよび画像を用いて同様の機能およびタスクを達成できることが分かるであろう。

【0024】

1 つ以上のプロセッサ 124 はコンピュータ実行可能命令を実行する。プロセッサ 124 は、肺の 3D モデルを表示装置 122 に表示できるように画像処理機能を行ってもよい。実施形態では、1 つ以上のプロセッサ 124 が他のプログラムに利用可能になり得るように、計算装置 120 は、画像処理機能のみを行う別個のグラフィックアクセラレータ（図示せず）をさらに備えていてもよい。

10

【0025】

メモリ 126 はデータおよびプログラムを格納する。例えば、データは 3D モデルの画像データであってもよく、あるいは患者の医療記録、処方および／または患者の疾患歴などの任意の他の関連データであってもよい。メモリ 126 に格納されるプログラムの一種は 3D モデル／経路計画ソフトウェアモジュール（計画ソフトウェア）である。3D モデル生成／経路計画ソフトウェアの例は、現在コヴィディエン社によって販売されている ILOGIC（登録商標）計画ソフトウェアパッケージであってもよい。例えば CT 画像データセット（または他の画像診断法による画像データセット）から得られた、典型的には「医用におけるデジタル画像と通信（DICOM: Digital Imaging and Communications in Medicine）」フォーマットである患者の画像データを計画ソフトウェアにインポートすると、気管支樹の 3D モデルが生成される。一態様では、CT 画像診断法、磁気共鳴画像（MRI）法、機能的 MRI 法、X 線法および／または任意の他の画像診断法によって画像診断を行ってもよい。3D モデルを生成するために、計画ソフトウェアは領域分割、表面レンダリングおよび／または体積レンダリングを用いる。次いで、計画ソフトウェアにより、3D モデルを元の画像データを見直すために一般に使用される軸方向表示、冠状方向表示および矢状方向表示を含む多くの異なる表示にスライスしたり操作したりすることができる。これらの異なる表示によりユーザは画像データを全て見直し、画像内の潜在的標的を特定することができる。

20

【0026】

標的を特定したら、当該ソフトウェアは経路計画モジュールを開始する。経路計画モジュールは標的へのアクセスを達成するための経路計画を作成し、その経路計画は標的の位置を正確に示し、かつ EMN システム 100、特に EWC 230 および LG 220 と共にカテーテルガイドアセンブリ 110 を用いて標的に到達することができるように標的の座標を特定する。経路計画モジュールは、臨床医を一連の工程を通して案内して、エクスポートのため、および患者 150 の体内の標的へのナビゲーション中に後で使用するために経路計画を作成する。臨床医という用語は、医師、外科医、看護師、医療助手または医療処置の計画、実行、監視および／または監督に関わる経路計画モジュールのあらゆるユーザを含んでもよい。

30

【0027】

これらのプロセスおよび経路計画モジュールの詳細は、2014 年 8 月 11 日に出願された「治療手順計画システムおよび方法（Treatment procedure planning system and method）」という発明の名称の本開示と同時に提出され、かつ本発明の譲受人に譲渡された米国特許出願第 62/035,863 号、およびコヴィディエン社によって 2013 年 6 月 21 日に出願された「経路計画システムおよび方法（Pathway planning system and method）」という発明の名称の米国特許出願第 13/838,805 号に記載されており、それらの各開示内容全体が参照により本開示に組み込まれる。そのような経路計画モジュールにより、臨床医は CT 画像データセットの個々のスライスを見て 1 つ以上の標的を特定することができる。これらの標的は、例えば、肺疾患により肺機能が損なわれている組織の作用に影響を与える病変部または神経の位置であってもよい。

40

【0028】

50

メモリ 126 は、臨床医に案内を行い、かつ 3D モデルおよび 3D モデルから得られた 2D 画像上の計画された経路の表示を行うための、EMN システム 100 とインタフェースで接続するナビゲーション／手順ソフトウェアを格納していてもよい。そのようなナビゲーションソフトウェアの例は、コヴィディエン社によって販売されている I L O G I C (登録商標) ナビゲーション／手順ソフトウェアパッケージであってもよい。実際には、EM 場発生装置 145 により生じた EM 場における患者 150 の位置を、3D モデルおよびそのモデルから得られた 2D 画像に登録しなければならない。

【0029】

そのような登録は手動であっても自動であってもよく、コヴィディエン社によって 2014 年 7 月 2 日に出願された「肺の中をナビゲートするためのシステムおよび方法 (System and method for navigating within the lung)」という発明の名称の本開示と同時に
10 出願され、かつ本発明の譲受人に譲渡された米国特許出願第 62/020,240 号に詳細に記載されている。

【0030】

図 1 に示すように、EM ボード 140 は、患者が横たわる平らな表面を提供するように構成されており、EM 場発生装置 145 を備える。患者 150 が EM ボード 140 に横た
20 わると、EM 場発生装置 145 は、患者 150 の一部を取り囲むのに十分な EM 場を発生する。LG 220 の遠位先端 260 にある EM センサ 265 を使用して、EM 場発生装置 145 により生じた EM 場における EM センサ 265 の位置を決定する。

【0031】

実施形態では、EM ボード 140 は、患者の胸部 170 に位置する基準センサ 170 に動作可能に接続されるように構成されていてもよい。基準センサ 170 は患者 150 が息を吸い込む間は胸部に従って上下に移動し、患者 150 が息を吐いている間は胸部に従って下に移動する。患者 150 の呼吸パターンを認識することができるように、EM 場における基準センサ 170 の移動は基準センサ 170 によって取得されて、追跡装置 160 に送信される。追跡装置 160 は EM センサ 265 の出力も受信し、両方の出力を組み合わせ、EM センサ 265 の位置特定のために呼吸パターンを補正する。このように、EM センサ 265 の補正された位置を肺の 3D モデルと同期させるように、EM センサ 265 によって特定された位置を補正してもよい。患者 150 を 3D モデルに登録すると、EWC 230 および特に LG 220 の位置を EM 場発生機 145 により生じた EM 場内で追跡
30 することができ、LG 220 の位置をナビゲーション／手順ソフトウェアの 3D モデルまたは 2D 画像内に示すことができる。

【0032】

図 2A は、図 1 のカテーテルガイドアセンブリ 110 の一実施形態を示す。カテーテルガイドアセンブリ 110 は制御ハンドル 210 を備える。制御ハンドル 210 は、伸長式作業チャネル (EWC) 230 または EWC 230 に挿入される位置特定ガイドカテーテル (LG) 220 を選択的かつ機械的に操縦、回転および前進させるためのアクチュエータおよびセレクター機序を有し、これは LG 220 の遠位先端 260 が制御ハンドル 210 の移動に従った方向を向くことを意味している。固定機序 225 は EWC 230 および LG 220 を互いに固定する。本開示で使用可能なカテーテルガイドアセンブリは、スーパーディメンション (super Dimension) (登録商標) 手順キットおよび EDGE (商標) 手順キットという名称でコヴィディエン社によって現在市販および販売
40 されている。カテーテルガイドアセンブリのより詳細な説明は、Ladtkow らにより 2013 年 3 月 15 日に
出願された共同所有の米国特許出願第 13/836,203 号および米国特許第 7,233,820 号に記載されており、その開示内容全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【0033】

図 2B は、図 2A の EWC 230 の遠位端 250 の拡大図である。US 変換器 265 は EWC 230 の遠位端 250 に位置している。EM センサ 265 は、EWC 230 の遠位端 250 を超えて延在している状態で示されている LG 220 の遠位先端 260 に位置し
50

ている。上に簡単に説明したように、E Mセンサ 2 6 5 は E M 場発生装置 1 4 5 により生じた E M 場を感知する。感知された E M 場を使用して E M 場の座標系に従い、E Mセンサ 2 6 5 の位置を特定する。追跡装置 1 6 0 によって E Mセンサ 2 6 5 の位置が決定されると、計算装置 1 2 0 は E Mセンサ 2 6 5 の位置を肺の 3 Dモデルと比較し、E Mセンサ 2 6 5 の位置を 3 Dモデルの座標系の中に登録する。

【0034】

例えば、E Mセンサ 2 6 5 が気管への入口の近くにある場合、E Mセンサ 2 6 5 は E M 場を感知し、次いで、E Mセンサ 2 6 5 の位置がナビゲーション／手順ソフトウェアの 3 Dモデルおよび 2 D画像の対応する位置に示されるように、E Mセンサの位置は 3 Dモデルの気管部分と比較される。次いで、E Mセンサ 2 6 5 を気管を通して気管支樹が分岐している位置までさらに挿入すると、E Mセンサ 2 6 5 が気管の入口から分岐位置まで移動した距離は、ナビゲーション／手順ソフトウェアの 3 Dモデルおよび 2 D画像内の対応する距離に一致するように縮尺される。具体的には、E Mセンサ 2 6 5 が気管に沿って移動すると、その距離が E M場の座標系に従って測定される。E M場の座標系は 3 Dモデルの座標系と異なるため、E M場の座標系を 3 Dモデルの座標系に一致させるための縮尺係数が存在する。従って、縮尺係数を E Mセンサ 2 6 5 が移動した距離に掛けて、E M場の座標系を 3 Dモデルの座標系と同期させる。このように、E M場をナビゲーション／手順ソフトウェアの 3 Dモデルおよび 2 D画像と同期させてもよい。あるいは、他の好適な方法を用いて E M場の座標系を 3 Dモデルの座標系と同期させてもよい。

【0035】

上述のように、3 Dモデルでは、カテーテルガイドアセンブリ 1 1 0 の E W C 2 3 0 を標的に案内するのに十分な解像度を得ることができないが、これは 3 Dモデルが不鮮明になったり E W C 2 3 0 が特定の地点に接近すると管腔網を認識しなくなったりすることを意味する。例えば、C Tスキャン装置によって 1 mmの厚さおよび 1 cmの間隔で C Tスキャン画像が撮影された場合、対応する 3 Dモデルおよび／または経路計画は、1 cm未満の大きさの標的の全体像または直径が 1 cm未満の管腔網の部分を示すことができない。従って、C Tスキャン画像が十分に詳細に示すことができない特定の大きさに満たない大きさの標的および／または終末気管支分岐部を発見および／または特定するために別の画像診断法が必要である。この目的のために、メモリ 1 2 6 は、以下に詳細に説明するように、カテーテルガイドアセンブリ 1 1 0 に関連する画像診断法によって取得された画像データを処理および変換することができる別のプログラムも格納する。この画像データをそのような標的および終末気管支分岐部を特定するのに十分な解像度を有する可視画像に変換してもよく、あるいは、より高い解像度を得、かつ C Tスキャンで欠けていたデータを埋める目的で、それらを組み込んで使用して C Tスキャンからのデータを更新してもよい。

【0036】

そのような画像診断法の 1 つが図 2 B に示されており、ここでは U S 変換器 2 5 5 は E W C 2 3 0 の遠位端の近くに示されている。当業者であれば、U S 変換器 2 5 5 および E Mセンサ 2 6 5 の位置を L G 2 2 0 と E W C 2 3 0 との間で入れ替えてもよく、あるいは本開示の範囲から逸脱することなく、2 つ以上の各センサおよび変換器を用いてもよいことが分かるであろう。U S 変換器 2 5 5 は超音波を送信し、かつ反射された超音波を受信する。一般に、超音波は超音波の周波数に基づき組織に浸透する。例えば、1 メガヘルツ (M H z) の超音波は 2 cm ～ 5 cm の深さまで浸透し、3 M H z の超音波は 1.5 cm の深さまで浸透する。従って、U S 波は気管支樹の画像診断に好適である。一態様では、U S 変換器 2 5 5 はラジアル U S 変換器であってもよい。

【0037】

一般に、U S 波は密度が変わる境界または組織の界面で反射される。U S 変換器 2 5 5 が肺の管腔網をナビゲートしている間、U S 波は、気管支樹の内壁、気管支樹の外壁、および気管支樹の外壁に位置する罹患部または癌性部分から反射され、非侵襲的画像診断手段を用いた場合には明らかにすることができない肺構造の限定された細部および組織の開

存性を提供する。

【0038】

反射されたUS波は、振幅やUS波の送信と反射されたUS波の受信との間の遅延時間などの情報を有する。US波は、組織の密度に従って異なるように移動し、かつ異なるように振幅を減衰させるため、振幅および遅延時間を使用して組織の種類、組織の密度および／または組織の大きさを特定してもよい。異常組織（例えば、罹患細胞または癌性細胞）の密度は正常な肺組織とは異なるため、反射されたUS波を使用して罹患細胞または癌性細胞を正常細胞と識別し、かつ罹患細胞または癌性細胞の大きさおよび／または厚さを特定してもよい。

【0039】

計算装置120は反射されたUS波を分析し、かつ3DモデルまたはCTスキャン画像よりも高い解像度を有する可視画像を生成する。生成された可視画像で肺の3DモデルまたはCTスキャン画像などの2D画像を増補してそれらを統合してもよい。

【0040】

実施形態では、気管支樹の外壁に位置する異常組織を治療するために治療を行うと、一般に異常組織の大きさは縮小し、異常組織の密度は正常な肺組織の密度に変化する。伝統的に治療を行う場合は、臨床医が治療が完了したか否か、あるいは別の治療を行うべきか否かを判定することができるように、別のCTスキャンを行って別のCT画像セットを得て、罹患細胞または癌性細胞の大きさを確認する。US変換器255は異常組織の大きさおよび密度を確認することができるため、別のCTスキャンを行わずにその場で治療のレベルを確認してもよい。

【0041】

図2Bに示すように、US変換器255およびEMセンサ265は、ある距離 D_{OFF} だけ離れている。この距離 D_{OFF} は、臨床医が感知し、ナビゲーション／手順ソフトウェアにコード化して測定および送信してもよく、あるいはUS変換器255およびEMセンサ265が感知してもよい。計算装置120は距離 D_{OFF} を使用して、US画像の3Dモデルまたはそこから得られた2D画像への組み込みを調整する。例えば、EMセンサ265がLG220の遠位先端260に位置し、US変換器255がEWC230の遠位端250またはその周囲に位置し、かつ両センサが互いから1cmの距離だけ離れている場合、この距離はソフトウェアによって認識され、USデータまたは画像は、EM場の座標系において1cmに相当する3Dモデルの座標系における距離だけ位置をずらして3Dモデルまたはそこから得られた2D画像の中に統合される。

【0042】

経路計画に従ったカテーテルガイドアセンブリ110の操作によりEWC230およびLG220が標的に到達すると、EMセンサ265は標的におけるその位置を確認し、臨床医はUS画像から生成された可視画像を見て標的におけるその位置を目で確認してもよい。LGカテーテル220をカテーテルガイドアセンブリ110から取り出してもよく、生検具をEWC230の中に標的まで挿入して疾患の確認のために標的試料を採取してもよい。固定具を用いてEWC230を標的に固定してもよい。さらに、焼灼カテーテルなどの治療具をEWC230を通して標的の中に挿入してもよい。次いで、US変換器255を使用してUS波を送受信してもよく、計算装置120は治療具を取り囲んでいる組織の密度を比較するか、臨床比較のために標的のUS画像を生成して治療具が標的の中心点にあるか否かを判定する。標的の中心点に位置していることで、治療具は高効率で治療を行うことができる。一態様では、EMセンサ265およびUS変換器255は互いにある距離だけ離れてEWC230の位置またはその周囲に、あるいは互いにある距離だけ離れてLG220の位置またはその周囲に位置していてもよい。

【0043】

実施形態では、US変換器255および計算装置120により、治療の前または後のいずれかにおいて標的の大きさを確認してもよい。標的の大きさが閾値の大きさよりも大きい場合には、治療を完了するために別の治療が必要になり得る。従って、標的の大きさが

閾値の大きさよりも小さくなるまで治療を継続する。このように治療のレベルを確認するために、U S波を用いた可視化を利用してもよい。

【0044】

実施形態では、U S変換器255は、標的を特定するために前向きに位置づけることができる犠牲的U S変換器255であってもよい。U S変換器255は、治療装置のマイクロ波エネルギーの照射による標的の治療後に効果がなくなることがあるため犠牲的である。

【0045】

実施形態では、治療前工程において、標的の位置を特定するために1つ以上のマーカをEWC230の中に配置することができる。このマーカは、本開示のEMナビゲーション機能が有効になり得ない場合、特にLG220およびEMセンサ265の取り出し後に、所望の位置へのナビゲーションおよびEWC230の配置の確認を支援することができる。このマーカにより、臨床医は標的の治療後に標的を再診し、かつさらなる試料を採取することができるようになる。このマーカは、基準マーカ、蛍光染料またはFLUOROGOLD（登録商標）であってもよい。蛍光染料マーカの場合、U S画像診断の性能により、治療の十分性の判定をさらに高めたり、標的の正確な位置に関するより高い鮮明性が得られたりする。当業者は、本開示の範囲から逸脱することなく、標的の位置をマークするために他のマーカを用いてもよい。

【0046】

図3は、肺と共に患者の気管支樹および気管の3Dモデル300を示す。3Dモデル300は、図3に示すように臨床医が特定の臓器または対象の臓器の部分を選択的に見ることができるように、臓器の大部分の情報を含んでいてもよい。この場合、これらの選択された臓器は、右葉310、左葉320、気管330および気管支樹340を含む肺である。右葉310は3つの下位の葉、すなわち上葉312、中葉314および下葉316を有し、左葉320は2つの下位の葉、すなわち上葉322および下葉324を有する。

【0047】

気管330は、咽頭および喉頭を肺310および320に繋げる管である。気管330の下端では左および右主気管支342に分かれる。また、主気管支342の下端では葉気管支344に分かれる。主気管支342の外周は葉気管支344の外周よりも大きい。同じように、葉気管支344の下端では区域気管支346に分かれ、区域気管支346の下端では終末細気管支348に分かれる。主気管支342、葉気管支344および区域気管支346は軟骨板によって支えられている。しかし、区域気管支346の大きさが段々と小さくなると軟骨板は存在しなくなり、外壁は平滑筋で占められる。終末細気管支348の外壁も平滑筋で占められている。

【0048】

罹患細胞または癌性細胞あるいは簡単に言うと標的は、あらゆる気管支樹、主気管支342、葉気管支344、区域気管支346および終末細気管支348上に存在し得る。標的がどこに位置していても、標的が小さすぎてCT画像診断法により検出できない場合でさえ、U S変換器255を備えたEWC230が別の標的に向かって肺の管腔網を通過してナビゲートしている間に、U S画像診断法によって標的を検出することができる。U S変換器255により、患者の体内の標的の位置を検出および特定する際により高い特異性およびより高い正確性が得られる。少なくとも1つの実施形態によれば、U S変換器255は、上記経路計画に従い、かつ経路に沿ってU S画像データを取得することにより肺の画像データをさらに精細化するために用いられるラジアル超音波変換器であってもよい。このU S画像データをCTスキャン画像および／または3Dモデル300に登録して、標的の検出、位置および大きさに関してより高い鮮明性を得てもよい。また、例えばこのデータを診断的に使用して、臨床医が全てのそれらしい標的が特定されていること、あるいは治療後に完全に治療されていることを確認するのを支援してもよい。

【0049】

さらに、U S変換器255が画像データを取得すると、取得された画像データは無線ま

10

20

30

40

50

たは有線接続を介して計算装置120に転送される。超音波画像診断法によって取得された画像データは、臨床医によってまだ容易に理解される状態ではない。計算装置120はそれを臨床医が組織の種類を特定したり、疾患を診断したり、画像の撮影場所であるカテーテルガイドアセンブリ110の位置を特定したり、治療のレベルを決定したりすることができる画像に処理および変換する。

【0050】

図4Aは、3Dモデルの気管支樹の平面図すなわち図3の気管支樹などの肺のスライス画像と標的までの経路計画とを示す。経路計画は、標的が図3の終末細気管支の下側左端の先端に位置している場合に肺の管腔網を通して標的に到着する方法を示す。

【0051】

図4Bは、図4Aの断面線B-Bに沿って切断された終末細気管支の拡大横断面図である。終末細気管支は平滑筋405によって囲まれている。神経410および静脈415は平滑筋405の外壁に位置している。US画像診断法では上記のように、終末細気管支に向かう気道の局所表示までも得られるため、平滑筋405上の細い神経410および静脈415さえも検出および特定することができる。従って、CT画像診断に加えてUS画像診断を用いることで、肺の末梢であっても、治療選択肢のより高い細分性およびより高い精度を可能にする、除神経などの治療法に対するナビゲーションおよび方向づけを達成することができる。

【0052】

図4Cは、経路計画に従いカテーテルガイドアセンブリが患者の天然の開口部（例えば口）から標的まで肺の中に挿入された状態の気管支鏡420を示す。気管支鏡420が肺の特定の位置に到達すると、気管支鏡420はサイズ制限により、動けなくなって気管支樹内をさらに進むことができなくなる。そこで、上記のようにカテーテルガイドアセンブリのEWC430を使用して、経路計画に従い標的450まで管腔網をナビゲートしてもよい。EWC430は標的450に到達するのに十分な程に小さくて細い。図4Dは、図4Cの丸で囲まれた領域の拡大詳細図を示し、ここでは、位置特定可能ガイド(LG)はEWC430の遠位先端から突き出ているとよく、肺の終末細気管支に位置する標的450まで管腔網をナビゲートする。

【0053】

図5Aは、US画像診断法を用いて肺を可視化する方法500のフローチャートである。方法500は、肺の3Dモデルおよび標的までの経路計画を図1の計算装置120などのコンピュータに格納されたナビゲーション／手順ソフトウェアにインポートする工程505で開始する。

【0054】

工程510では、図1に示すように、EMボード140のEM場発生装置145のように、EMボードによりEM場を発生させる。工程515では、EMセンサ265およびUS変換器255を天然の開口部または切開部から肺の中に挿入する。EMセンサ265およびUS変換器255はある距離だけ離れてEWC230上に位置していてもよく、あるいは異なる場所に位置していてもよい。例えば、EMセンサ265はLG220の遠位先端260またはその周囲に位置していてもよく、US変換器255はEWC230の遠位先端250またはその周囲に位置していてもよく、あるいはそれらは逆であってもよい。

【0055】

工程520では、EMセンサ265はEM場を感知し、感知された結果は計算装置120に送信される。感知された結果を使用してEM場の座標系におけるEMセンサ265の位置を計算する。位置を計算したら、計算装置はEMセンサ265の位置を、3Dモデル、そこから得られた2D画像および経路計画と比較する。一態様では、計算装置に送信する前に、EMセンサ265の位置を追跡装置160および基準センサ170により患者の呼吸パターンに従って補正してもよい。従って、患者が息を吸ったり吐いたりする間にMEセンサ255の位置が3Dモデルの座標系において異なることはない。

【0056】

10

20

30

40

50

工程 5 2 5 では、E M センサ 2 6 5 の位置を 3 D モデルおよびそこから得られた 2 D 画像に同期させる。この位置は 3 D モデルの開始位置すなわち 3 D モデルの気管の入口であってもよい。この位置を同期させたとしても、E M センサ 2 6 5 の実際の移動はここではまだ 3 D モデルに同期されていない。

【0057】

E M センサ 2 6 5 は、ある距離だけ（例えば、気管の入口から気管の底にある分岐点まで）移動する。E M センサ 2 6 5 が E M 場の感知を開始した後、この距離を E M 場の座標系において測定してもよい。工程 5 3 0 では、E M 場の座標系による E M センサ 2 6 5 の移動距離を、縮尺された距離が 3 D モデルの座標系に一致するように縮尺してもよい。この工程の後に、E M センサ 2 6 5 の位置および移動を 3 D モデルに実質的にマッピングする。これは 3 D モデルおよびそこから得られた 2 D 画像への患者の同期すなわち登録である。

10

【0058】

工程 5 3 5 では、E M センサ 2 6 5、L G 2 2 0 および E W C 2 3 0 は経路計画に従って標的まで肺の管腔網をナビゲートする。工程 5 4 0 では、センサ 2 6 5 が標的に到達したか否かを判定する。E M センサ 2 6 5 が標的に到達していないと判定された場合、経路計画に従い標的に到達するまで工程 5 3 5 すなわちナビゲーション工程を継続する。

【0059】

実施形態では、工程 5 4 0 において標的に到達していると判定された場合、工程 5 4 5 を行い、U S 変換器 2 5 5 で標的を撮像してその位置を確認してもよい。これは組織密度を確認する工程またはマーカーに対する位置を確認する工程および他の位置確認工程を含んでもよい。さらに、標的の画像診断を治療後に用いて治療の十分性を確保してもよい。以下の図 5 C では工程 5 4 5 をさらに詳細に説明する。

20

【0060】

図 5 B は、標的へのナビゲーションの詳細な工程すなわち図 5 A の方法 5 0 0 の工程 5 3 5 を示す。工程 5 5 0 では、E W C 2 3 0 の遠位端が経路計画に従い標的までナビゲートする間に、U S 変換器 2 5 5 により U S 波が送信される。工程 5 5 5 では、U S 変換器 2 5 5 は肺組織から反射された U S 波を受信して計算装置 1 2 0 に送信し、次いで工程 5 6 0 では、計算装置 1 2 0 は反射された U S 波を処理する。反射された U S 波は、振幅および送信から受信までの遅延時間などの情報を有する。計算装置 1 2 0 はその情報を処理して肺組織の密度または大きさを決定し、かつ／または C T スキャン画像内に新しい標的（すなわち治療される罹患細胞または癌性細胞）が発見されていないか否かを判定する。

30

【0061】

工程 5 6 5 では、標的までの経路計画に沿って新しい標的が存在するか否かを判定する。新しい標的が存在すると判定された場合、工程 5 7 0 では新しい標的を特定して、後での治療のために 3 D モデルに登録する。工程 5 7 5 では、標的までの経路計画の一部である新しい標的までの経路も新しい標的までの経路計画として保存する。次いで、方法 5 3 5 は工程 5 6 5 に戻って、さらなる新しい標的が存在するか否かの確認を続ける。

【0062】

工程 5 6 5 において新しい標的が存在しないと判定された場合、計算装置は、処理された反射された U S 波に基づき画像を生成してもよい。U S 波は密度が変化する組織の界面から反射されるため、生成された画像は気管支樹の内部および外部の両方の詳細を示す。生成された画像は、気管支樹の外部に存在する罹患細胞または癌性細胞を示してもよい。一態様では、治療装置が治療目的で標的に貫通した場合、生成された画像を使用して治療装置が標的の中心にあるか否かを示すこともできる。

40

【0063】

工程 5 8 5 では、E M センサ 2 6 5 の位置および E M センサ 2 6 5 と U S 変換器 2 5 5 との離間距離 D_{OFF} に基づき、生成された画像を 3 D モデルに統合する。実施形態では、C T スキャン画像のより低い解像度部分をより高い解像度画像（すなわち生成された U S 画像）で置き換えることができるように、生成された画像を C T スキャン画像に上書き

50

してもよく、画像データを選択的に融合して複合画像データセットを作成してもよく、あるいはこれらのデータをCT画像データに組み込んでもよい。工程590では、計算装置は、3Dモデルを含む生成された画像すなわち簡単に言うと統合された3Dモデルを表示する。図5Aの方法500に図示するように、これらのナビゲーション工程550～590を標的に到達するまで繰り返す。

【0064】

一実施形態では、US波を用いた可視化を使用して治療の十分性を判定してもよい。標的に対して1回の治療を行った場合、標的の大きさ、密度および水分を含む標的の属性は一般に変化する。従って、治療が完了したか否かを確認するために、標的の属性を治療前に取得した同様の測定値と確認および比較しなければならない。図5Cは、図5Aの工程540においてEMセンサ265が標的に到達したと判定された後に治療の十分性を確認する方法のフローチャートである。工程605では、LG220およびそのEMセンサ265の取り出し後に、焼灼カテーテルなどの治療装置をEWC230に挿入する。工程610では、治療装置が標的の中心点にあるか否かを判定する。US変換器255を使用してこれを行う。US画像は、撮像された組織の密度が変化し、かつ標的が正常な肺組織とは異なる密度を有することを示す。

10

【0065】

治療装置が標的の中心点にないと判定された場合、工程615では治療装置を多少挿入または後退させてその位置を調整する。次いで、工程610では治療装置の位置を再び確認する。工程610において治療装置が標的の中心点に位置していると判定された場合、治療装置で標的を治療する。

20

【0066】

実施形態では、図5Cの工程605～615と同様の工程を生検に適用してもよい。生検具を挿入して標的の試料を採取したら、US変換器255を使用して生検具が正しい標的の位置にあるか否かを確認する。生検具が正しい場所にあると判定された場合、生検具で試料を採取する。あるいは、生検具が標的の位置にないと判定された場合、生検具を調整して標的に正確に到達させてもよい。

【0067】

工程620では、治療装置で標的を治療する。治療への適用後にUS変換器255を用いて標的を撮像してもよく、工程625では標的の属性（例えば大きさ）を決定し、工程630では標的の属性を閾値と比較する。ここで閾値の大きさは、疾患の種類に基づいて予め定められていてもよく、疾患が完全に治療されていることを示してもよい。

30

【0068】

治療された標的の大きさが閾値の大きさを超えていると判定された場合、計算装置120は工程635において、治療が不完全であることを表示画面にそのような通知を表示して臨床医に知らせる。次いで、方法545は、別の治療のために工程620に戻る。これらの工程620～635を治療が完了するまで繰り返す。一態様では、これらの治療をその場で、あるいは一定の期間にわたって行ってもよい。一定の期間にわたって治療を行う場合、後での治療の間に治療装置を確実に標的まで挿入することができるように、マーカーを標的またはその近くに配置してもよい。

40

【0069】

工程630において標的の大きさが閾値の大きさ以下であると判定された場合、計算装置120は工程640で治療が完了したことを表示して臨床医に治療の完了を知らせ、治療のレベルを確認する方法545は終了する。従って、本開示のUS変換器255およびUS画像診断機能を用いて標的の治療の十分性を確認してもよい。

【0070】

別の実施形態では、監視装置130および／またはコンピュータ120は、臨床医に状況を知らせるカラーコードを表示装置に表示してもよい。その状況はカテーテルガイドアセンブリ110のEWC230の位置に基づいていてもよい。その状況は、EWC230の遠位端が標的内でない位置、標的の位置、または健康な組織に隣接する位置にあるか否

50

か、および標的の治療が完了したか否かを示してもよい。例えば、赤色はEWC 230が標的内でない位置にあることを示し、緑色はEWC 230が標的の位置にあることを示し、黄色はEWC 230が健康な組織に隣接していることを示し、かつ橙黄色は治療が完了したことを示すようにカラーコードを使用してもよい。但し、これは一例であって本開示の範囲を限定するものではない。当業者であれば理解するように、他の状況表示システムを用いてもよい。

【0071】

上に詳細に説明していないが、図1に関して、ネットワークインタフェース128により、他の計算装置120、気管支鏡115およびカテーテルガイドアセンブリ110は互いに、有線および／または無線ネットワーク接続を介して通信することができる。図1では、気管支鏡115およびカテーテルガイドアセンブリ110は、有線接続を介して計算装置120へ／から医用画像、医療データおよび制御データを送受信してもよい。ネットワークインタフェース128が他の計算装置または気管支鏡115およびカテーテルガイドアセンブリ110に無線で接続している場合、ネットワークインタフェース128は通信のために周波数を使用するが、これは気管支鏡115またはカテーテルガイドアセンブリ110が取得した画像を送信するために使用する周波数とは異なってもよい。

【0072】

計算装置120のメモリ126は、ソリッドステート記憶装置、フラッシュメモリチップ、大容量記憶装置、テープ駆動機構、またはストレージコントローラおよび通信バスを介してプロセッサに接続されているあらゆるコンピュータ可読記憶媒体のうちの1つ以上を備えていてもよい。コンピュータ可読記憶媒体としては、コンピュータ可読命令、データ構造、プログラムモジュールまたは他のデータなどの情報の格納のための任意の方法または技術に実装される非一時的な揮発性および不揮発性の取外し可能および取外し不可能な媒体が挙げられる。例えば、コンピュータ可読記憶媒体としては、ランダムアクセスメモリ(RAM)、リードオンリーメモリ(ROM)、消去可能プログラム可能ROM(EPROM)、電氣的消去可能プログラム可能ROM(EEPROM)、フラッシュメモリもしくは他のソリッドステートメモリ技術、CD-ROM、DVD、または他の光学記憶装置、磁気カセット、磁気テープ、磁気ディスク記憶装置もしくは他の磁気記憶装置、あるいは所望の情報を格納するために使用することができ、かつ計算装置120がアクセスすることができるあらゆる他の媒体が挙げられる。

【0073】

実施形態では、表示装置122は、指を摘まんだり広げたりするなどの複数の指の動作を表示装置122が受信することができるような入力装置として機能してもよい。例えば、指を摘まんだ場合は、指を摘まむ前にその指が位置している表示装置122上の表示画像の一部は縮小されてもよく、指を広げた場合は、指を広げる前にその指が位置している表示装置122上の肺の画像の一部は拡大されてもよい。あるいは、複数の指で一緒に表示装置122を一方方向にスワイプした場合は、スワイプしている方向および回転量がスワイプ動作の距離および／または速度に比例するように表示画像を同じ方向に回転させてもよい。入力装置129を用いてこれらの機能を実行してもよい。

【0074】

データまたは設定値などの制御情報あるいはテキスト情報を入力するために入力装置129を使用する。入力装置129としては、キーボード、マウス、スキャン装置または他のデータ入力装置が挙げられる。表示画像または3Dモデルを拡大、縮小および一方方向へ回転させるように操作するために、入力装置129をさらに使用してもよい。

【0075】

監視装置130は、気管支鏡115および計算装置120に動作可能に接続されている。監視装置130は、監視装置130の設定可能な項目を設定するためのボタンおよびスイッチを備える。監視装置130は、監視装置130を入力装置および出力装置の両方として機能させることができるタッチセンサ式および／または音声作動式であってもよい。従って、ボタン、監視装置130の画面へのタッチまたは音声を用いて、監視装置130

10

20

30

40

50

の設定可能な項目を設定、変更または調整してもよい。

【0076】

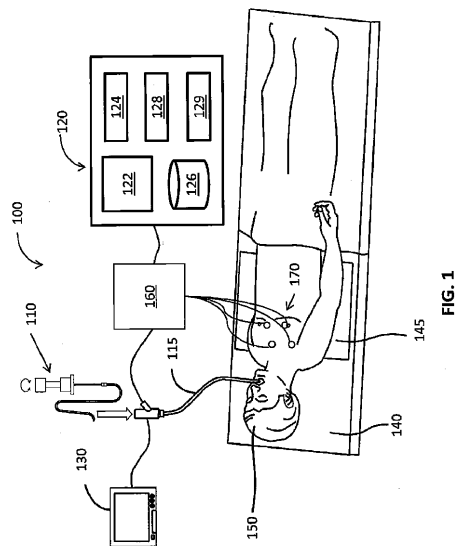
気管支鏡115が肺の管腔網の画像を取得し、取得した画像をヒトの目で見ることができるよう処理する必要がある場合、特に登録の確認で使用するために臨床医がカテーテルガイドアセンブリ110の位置が意図した場所にあるかを確認することができるように、監視装置130は取得された画像を受信して監視装置130上に表示してもよい。

【0077】

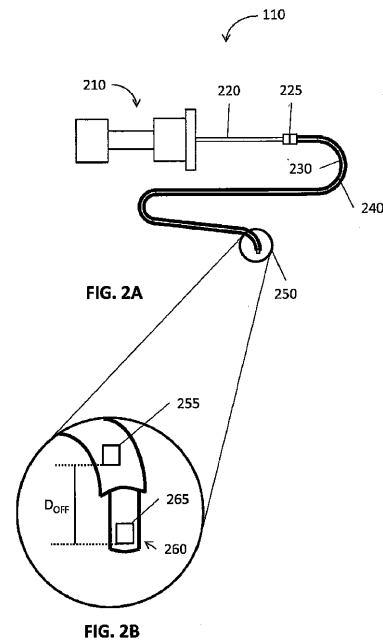
例示および説明のために添付の図面を参照しながら実施形態について詳細に説明してきたが、当然のことながら本発明の方法および装置は限定されるものとして解釈されるべきではない。本開示の範囲から逸脱することなく、上記実施形態に対して様々な修飾をなし得ることは当業者には明らかであろう。

10

【図1】



【図2A-2B】



【図 3】

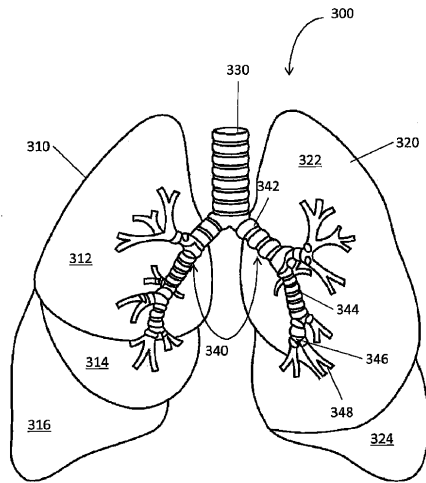


FIG. 3

【図 4 A】

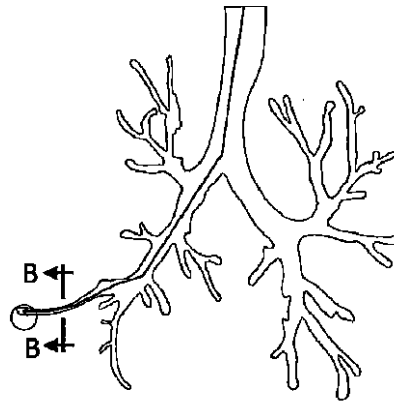


FIG. 4A

【図 4 B】

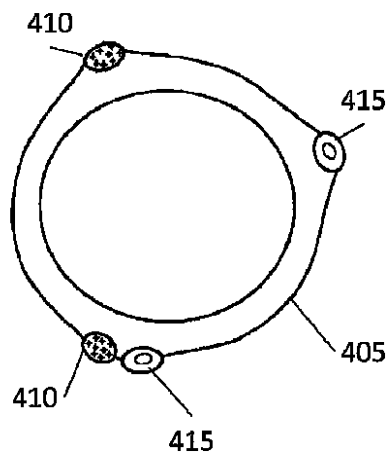
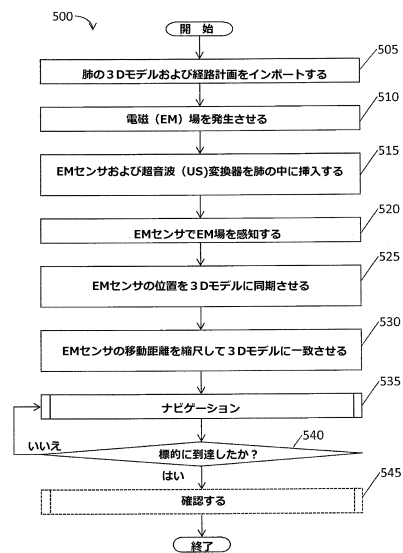


FIG. 4B

【図 5 A】



【図 4 C - 4 D】

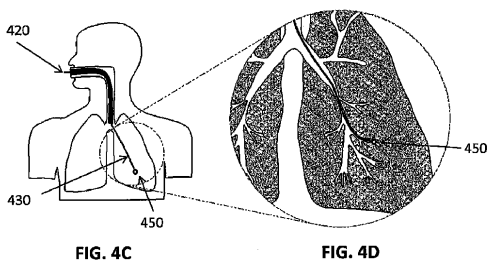
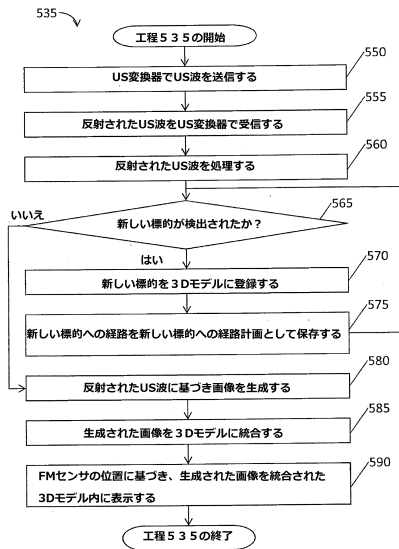


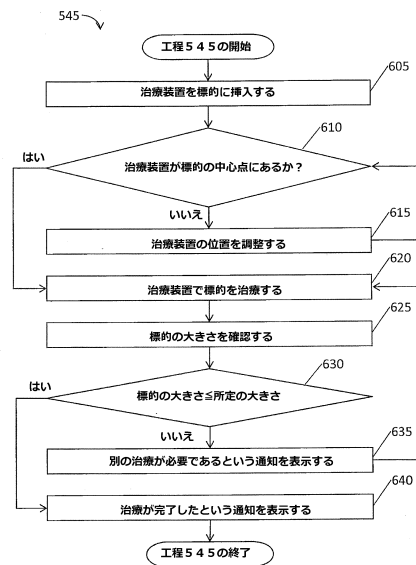
FIG. 4C

FIG. 4D

【図 5 B】



【図 5 C】



フロントページの続き

- (31)優先権主張番号 62/041,842
(32)優先日 平成26年8月26日(2014.8.26)
(33)優先権主張国 米国(US)
(31)優先権主張番号 14/469,718
(32)優先日 平成26年8月27日(2014.8.27)
(33)優先権主張国 米国(US)

前置審査

- (72)発明者 ディックハンズ, ウィリアム ジェイ.
アメリカ合衆国, コロラド州 80503, ロングモント, 5 ダートマウス サークル
(72)発明者 ラトカウ, ケーシー エム.
アメリカ合衆国, コロラド州 80516, エリー, 1811 クレストビュー レーン
(72)発明者 ピーターソン, ダリオン アール.
アメリカ合衆国, コロラド州 80301, ボルダー, 5428 グレンデール ガルチ サークル

審査官 永田 浩司

- (56)参考文献 国際公開第2011/062035 (WO, A1)
特開2006-305361 (JP, A)
特表2005-522274 (JP, A)
特開2004-097537 (JP, A)
米国特許出願公開第2006/0253032 (US, A1)
米国特許出願公開第2011/0237934 (US, A1)
米国特許出願公開第2004/0249267 (US, A1)
特表2007-502186 (JP, A)
米国特許出願公開第2007/0016005 (US, A1)
特開昭62-148654 (JP, A)
米国特許第04669482 (US, A)
特開昭61-013954 (JP, A)
米国特許出願公開第2013/0231557 (US, A1)
社団法人日本電子機械工業会, 改訂医用超音波機器ハンドブック, 日本, コロナ社, 1997年
1月20日, p.15, p.35

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	一种使用超声波可视化肺部的系统		
公开(公告)号	JP6335310B2	公开(公告)日	2018-05-30
申请号	JP2016540341	申请日	2014-09-03
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	Covidien公司LP		
当前申请(专利权)人(译)	Covidien公司LP		
[标]发明人	ブラナンジョゼフディー ディックハンズウィリアムジェイ ラトカウケーシーエム ピーターソンダリオンアール		
发明人	ブラナン,ジョゼフ ディー. ディックハンズ,ウィリアム ジェイ. ラトカウ,ケーシー エム. ピーターソン,ダリオン アール.		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/062 A61B1/267 A61B5/113 A61B5/7207 A61B8/08 A61B8/12 A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/467 A61B8/5238 A61B8/5261		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/08		
审查员(译)	永田浩二		
优先权	61/874881 2013-09-06 US 62/041850 2014-08-26 US 62/041842 2014-08-26 US 14/469718 2014-08-27 US		
其他公开文献	JP2016529062A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

肺超声询问系统包括存储器，电磁（EM）板，细长工作通道（EWC），EM传感器，US转换器和处理器。存储器存储三维（3D）模型和用于导航内腔网的路径计划。EM板生成EM场。EWC被配置为根据路径规划将患者的管腔网络导向目标，并且EM传感器从EWC向远侧延伸并感测EM场。US转换器从EWC的远端向远侧延伸并产生US波并接收从管腔网反射的US波，并且处理器处理所感测的EM场同步3D模型中EM传感器的位置，处理反射的US波以生成图像，或将生成的图像与3D模型集成。点域1

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6335310号 (P6335310)
(45) 発行日 平成30年5月30日(2018.5.30)	(24) 登録日 平成30年5月11日(2018.5.11)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 2 (2006.01) A 6 1 B 8 / 0 8 (2006.01)	F 1 A 6 1 B 8 / 1 2 A 6 1 B 8 / 0 8	
請求項の数 20 (全 18 頁)		
(21) 出願番号 特許2016-540341 (P2016-540341)	(73) 特許権者 513109016 コビディエン エルビー アメリカ合衆国、マサチューセッツ州 オ 2048、マンスフィールド、15 ハン ブシャー ストリート	
(65) 公表番号 特表2016-529062 (P2016-529062A)	(74) 代理人 100114775 弁理士 高岡 亮一	
(43) 公表日 平成28年9月23日(2016.9.23)	(74) 代理人 100121511 弁理士 小田 直	
(86) 国際出願番号 PCT/US2014/053878	(74) 代理人 100191086 弁理士 高橋 香元	
(87) 国際公開番号 WO2015/034906	(72) 発明者 ブラナン、ジョゼフ ディー. アメリカ合衆国、コロラド州 80516 、エリー、3045 ブルー スカイ サ ークル #18-201	
(87) 国際公開日 平成27年3月12日(2015.3.12)		
(31) 優先権主張番号 61/874,881		
(32) 優先日 平成25年9月6日(2013.9.6)		
(33) 優先権主張国 米国 (US)		
(31) 優先権主張番号 62/041,850		
(32) 優先日 平成26年8月26日(2014.8.26)		
(33) 優先権主張国 米国 (US)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波を用いて肺を可視化するためのシステム		