

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6387101号  
(P6387101)

(45) 発行日 平成30年9月12日 (2018.9.12)

(24) 登録日 平成30年8月17日 (2018.8.17)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 16 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2016-540343 (P2016-540343)  
 (86) (22) 出願日 平成26年9月3日 (2014.9.3)  
 (65) 公表番号 特表2016-529063 (P2016-529063A)  
 (43) 公表日 平成28年9月23日 (2016.9.23)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2014/053882  
 (87) 国際公開番号 WO2015/034909  
 (87) 国際公開日 平成27年3月12日 (2015.3.12)  
 審査請求日 平成29年8月17日 (2017.8.17)  
 (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)

(73) 特許権者 513109016  
 コビディエン エルピー  
 アメリカ合衆国、マサチューセッツ州 O  
 2048, マンスフィールド, 15 ハン  
 プシャー ストリート  
 (74) 代理人 100114775  
 弁理士 高岡 亮一  
 (74) 代理人 100121511  
 弁理士 小田 直  
 (74) 代理人 100202751  
 弁理士 岩堀 明代  
 (74) 代理人 100191086  
 弁理士 高橋 香元

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および方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管腔網の3次元(3D)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、

電磁(EM)場を発生するように構成されたEM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(EWC)と、

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

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

前記感知されたEM場を処理して前記3Dモデルにおける前記EMセンサの位置を同期させるか、前記反射されたUS波を処理してUS画像を生成するか、あるいは前記生成された画像を前記3D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、

前記プロセッサが前記反射された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、

前記プロセッサが前記反射されたUS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

前記プロセッサが前記標的の大きさを検出するようにさらに構成され

10

20

前記プロセッサが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、超音波（ＵＳ）インタロゲーションシステム。

【請求項２】

前記統合された３ＤモデルおよびＵＳ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ＥＭ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ＥＭ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。

10

【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３Ｄ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ＥＭセンサは前記ＥＷＣ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】

20

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ＥＭ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ＥＭ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３Ｄモデルにおける前記ＥＭ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】

30

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１２】

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１３】

前記ＵＳ変換器を前記ＥＷＣの内部に挿入する、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ＥＭセンサと前記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、請求項１に記載のシステム。

【請求項１５】

40

前記生成された画像の前記３Ｄモデルとの統合は前記離間距離に基づいている、請求項１４に記載のシステム。

【請求項１６】

前記ＵＳ変換器は前記ＥＭ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

50

像で増補するシステムおよび方法に関する。

【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。

【発明の概要】

【0004】

一態様では、本開示は、肺の超音波（US）インタロゲーション方法の特徴とする。本方法は、管腔網の3次元（3D）モデルおよび標的までの経路計画をナビゲーションシステムにインポートする工程と、管腔網の周りに電磁（EM）場を発生させる工程と、EMセンサおよびUS変換器を経路計画に従い標的に向かって管腔網に挿入する工程と、EMセンサでEM場を感知する工程と、EM場におけるEMセンサの位置を3Dモデルと同期させる工程と、US変換器でUS波を送信する工程と、反射されたUS波をUS変換器で受信する工程と、反射されたUS波に基づき、US波を反射している組織の種類、密度、病状または治療の十分性を予測する工程とを含む。

【0005】

別の態様では、本システムは、EM場の座標系と3Dモデルの座標系との縮尺係数を計算する工程をさらに含む。本方法は、EMセンサの移動距離を縮尺して、経路計画および縮尺係数に基づき3DモデルにおけるEMセンサの移動を同期させる工程をなおさらに含む。

【0006】

別の態様では、本方法は、反射されたUS波を処理してUS画像を生成する工程をさらに含む。本方法は、生成されたUS画像を3Dモデルと統合する工程をなおさらに含む。本方法は、EMセンサの位置に基づき、統合された3DモデルおよびUS画像を表示する工程をなおさらに含む。生成されたUS画像の解像度は3Dモデルの解像度よりも高い。生成された画像は管腔網の外部の組織を示す。

【0007】

さらに別の態様では、本方法は、EMセンサの位置とUS変換器の位置との距離を計算する工程をさらに含む。生成されたUS画像を3Dモデルと統合をする工程は、計算された距離に基づいている。

【0008】

別の態様では、本方法は、EMセンサの位置に基づき状況を表示する工程をさらに含む。その状況は、EM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も示す。

【0009】

10

20

30

40

50

別の態様では、本方法は、治療後の標的の大きさが所定の大きさ以下であるか否かを判定する工程をさらに含む。本方法は、治療後の標的の大きさの判定に基づき標的の治療の十分性を知らせる通知を表示する工程をなおさらに含む。

【0010】

別の態様では、本方法は、反射されたUS波に基づき、経路計画に従い標的に向かっていく間に新しい標的を特定する工程をさらに含む。本方法は、新しい標的を3Dモデルに登録するか新しい標的を経路計画に追加する工程をなおさらに含む。

【0011】

さらに別の態様では、本方法は、患者の呼吸パターンを認識する工程をさらに含む。本方法は、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工程をなおさらに含む。

10

【0012】

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。

【0013】

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】

【0014】

【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。

20

【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の伸長式作業チャン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。

【図4D】図4Cの丸で囲まれた領域の拡大詳細図である。

30

【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】

【0015】

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。

40

【0016】

50

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。

【0017】

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。ENM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。

【0018】

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テ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。

【0019】

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。

【0020】

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

10

20

30

40

50

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。

#### 【0021】

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EWC230およびLG220と共にカテ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。

10

#### 【0022】

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。

20

#### 【0023】

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ILOGIC(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。

30

#### 【0024】

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62/020,240号に詳細に記載されている。

40

#### 【0025】

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。LG220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。

#### 【0026】

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

50

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。

10

#### 【0027】

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。

20

#### 【0028】

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 に位置している。上に簡単に説明したように、EM センサ 265 は EM 場発生装置 145 により生じた EM 場を感知する。感知された EM 場を使用して EM 場の座標系に従い、EM センサ 265 の位置を特定する。追跡装置 160 によって EM センサ 265 の位置が決定されると、計算装置 120 は EM センサ 265 の位置を肺の 3D モデルと比較し、EM センサ 265 の位置を 3D モデルの座標系の中に登録する。

30

#### 【0029】

例えば、EM センサ 265 が気管への入口の近くにある場合、EM センサ 265 は EM 場を感知し、次いで、EM センサ 265 の位置がナビゲーション / 手順ソフトウェアの 3D モデルおよび 2D 画像の対応する位置に示されるように、EM センサの位置は 3D モデルの気管部分と比較される。次いで、EM センサ 265 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、EM センサ 265 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 3D モデルおよび 2D 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、EM センサ 265 が気管に沿って移動すると、その距離が EM 場の座標系に従って測定される。EM 場の座標系は 3D モデルの座標系と異なるため、EM 場の座標系を 3D 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 EM センサ 265 が移動した距離に掛けて、EM 場の座標系を 3D モデルの座標系と同期させる。このように、EM 場をナビゲーション / 手順ソフトウェアの 3D モデルおよび 2D 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 EM 場の座標系を 3D モデルの座標系と同期させてもよい。

40

#### 【0030】

上述のように、3D モデルでは、カテーテルガイドアセンブリ 110 の EWC 230 を

50

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3Dモデルが不鮮明になったりEWC230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、CTスキャン装置によって1mmの厚さおよび1cmの間隔でCTスキャン画像が撮影された場合、対応する3Dモデルおよび/または経路計画は、1cm未満の大きさの標的の全体像または直径が1cm未満の管腔網の部分を示すことができない。従って、CT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126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110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CT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CTスキャンからのデータを更新してもよい。

10

#### 【0031】

そのような画像診断法の1つが図2Bに示されており、ここではUS変換器255はEWC230の遠位端の近くに示されている。当業者であれば、US変換器255およびEMセンサ265の位置をLG220とEWC230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。US変換器255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(MHz)の超音波は2cm~5cmの深さまで浸透し、3MHzの超音波は1.5cmの深さまで浸透する。従って、US波は気管支樹の画像診断に好適である。一態様では、US変換器255はラジアルUS変換器であってもよい。

20

#### 【0032】

一般に、US波は密度が変わる境界または組織の界面で反射される。US変換器255が肺の管腔網をナビゲートしている間、US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。

30

#### 【0033】

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。

#### 【0034】

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。

40

#### 【0035】

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。

50

## 【 0 0 3 6 】

図 2 B に示すように、U S 変換器 2 5 5 および E M センサ 2 6 5 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 U S 変換器 2 5 5 および E M センサ 2 6 5 が感知してもよい。計算装置 1 2 0 は距離  $D_{OFF}$  を使用して、U S 画像の 3 D モデルまたはそこから得られた 2 D 画像への組み込みを調整する。例えば、E M センサ 2 6 5 が L G 2 2 0 の遠位先端 2 6 0 に位置し、U S 変換器 2 5 5 が E W C 2 3 0 の遠位端 2 5 0 またはその周囲に位置し、かつ両センサが互いから 1 c m 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、U S データまたは画像は、E M 場の座標系において 1 c m に相当する 3 D モデルの座標系における距離だけ位置をずらして 3 D モデルまたはそこから得られた 2 D 画像の中に統合される。

10

## 【 0 0 3 7 】

経路計画に従ったカテーテルガイドアセンブリ 1 1 0 の操作により E W C 2 3 0 および L G 2 2 0 が標的に到達すると、E M センサ 2 6 5 は標的におけるその位置を確認し、臨床医は U S 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。L G カテーテル 2 2 0 をカテーテルガイドアセンブリ 1 1 0 から取り出してもよく、生検具を E W C 2 3 0 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 E W C 2 3 0 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 E W C 2 3 0 を通して標的の中に挿入してもよい。次いで、U S 変換器 2 5 5 を使用して U S 波を送受信してもよく、計算装置 1 2 0 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 U S 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、E M センサ 2 6 5 および U S 変換器 2 5 5 は互いにある距離だけ離れて E W C 2 3 0 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 L G 2 2 0 の位置またはその周囲に位置していてもよい。

20

## 【 0 0 3 8 】

実施形態では、U S 変換器 2 5 5 および計算装置 1 2 0 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。

30

## 【 0 0 3 9 】

実施形態では、U S 変換器 2 5 5 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 2 5 5 であってもよい。U S 変換器 2 5 5 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。

## 【 0 0 4 0 】

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 つ以上のマーカーを E W C 2 3 0 の中に配置することができる。このマーカーは、本開示の E M ナビゲーション機能が有効になり得ない場合、特に L G 2 2 0 および E M センサ 2 6 5 の取り出し後に、所望の位置へのナビゲーションおよび E W C 2 3 0 の配置の確認を支援することができる。このマーカーにより、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。このマーカーは、基準マーカー、蛍光染料または F L U O R O G O L D (登録商標) であってもよい。蛍光染料マーカーの場合、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ーを用いてもよい。

40

## 【 0 0 4 1 】

図 3 は、肺と共に患者の気管支樹および気管の 3 D モデル 3 0 0 を示す。3 D モデル 3 0 0 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

50

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 3 1 0、左葉 3 2 0、気管 3 3 0 および気管支樹 3 4 0 を含む肺である。右葉 3 1 0 は 3 つの下位の葉、すなわち上葉 3 1 2、中葉 3 1 4 および下葉 3 1 6 を有し、左葉 3 2 0 は 2 つの下位の葉、すなわち上葉 3 2 2 および下葉 3 2 4 を有する。

#### 【 0 0 4 2 】

気管 3 3 0 は、咽頭および喉頭を肺 3 1 0 および 3 2 0 に繋げる管である。気管 3 3 0 の下端では左および右主気管支 3 4 2 に分かれる。また、主気管支 3 4 2 の下端では葉気管支 3 4 4 に分かれる。主気管支 3 4 2 の外周は葉気管支 3 4 4 の外周よりも大きい。同じように、葉気管支 3 4 4 の下端では区域気管支 3 4 6 に分かれ、区域気管支 3 4 6 の下端では終末細気管支 3 4 8 に分かれる。主気管支 3 4 2、葉気管支 3 4 4 および区域気管支 3 4 6 は軟骨板によって支えられている。しかし、区域気管支 3 4 6 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 3 4 8 の外壁も平滑筋で占められている。

#### 【 0 0 4 3 】

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 3 4 2、葉気管支 3 4 4、区域気管支 3 4 6 および終末細気管支 3 4 8 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 C T 画像診断法により検出できない場合でさえ、U S 変換器 2 5 5 を備えた E W C 2 3 0 が別の標的に向かって肺の管腔網を通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 2 5 5 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 2 5 5 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 C T スキャン画像および / または 3 D モデル 3 0 0 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。

#### 【 0 0 4 4 】

さらに、U S 変換器 2 5 5 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たは有線接続を介して計算装置 1 2 0 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 1 2 0 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テルガイドアセンブリ 1 1 0 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。

#### 【 0 0 4 5 】

図 4 A は、3 D 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。

#### 【 0 0 4 6 】

図 4 B は、図 4 A 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 4 0 5 によって囲まれている。神経 4 1 0 および静脈 4 1 5 は平滑筋 4 0 5 の外壁に位置している。U S 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 4 0 5 上の細い神経 4 1 0 および静脈 4 1 5 さえも検出および特定することができる。従って、C T 画像診断に加えて U S 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。

#### 【 0 0 4 7 】

図 4 C は、経路計画に従いカテ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 4 2 0 を示す。気管支鏡 4 2 0 が肺

10

20

30

40

50

の特定の位置に到達すると、気管支鏡 4 2 0 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 EWC 4 3 0 を使用して、経路計画に従い標的 4 5 0 まで管腔網をナビゲートしてもよい。EWC 4 3 0 は標的 4 5 0 に到達するのに十分な程に小さくて細い。図 4 D は、図 4 C 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 EWC 4 3 0 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 4 5 0 まで管腔網をナビゲートする。

#### 【 0 0 4 8 】

図 5 A は、US 画像診断法を用いて肺を可視化する方法 5 0 0 のフローチャートである。方法 5 0 0 は、肺の 3 D モデルおよび標的までの経路計画を図 1 の計算装置 1 2 0 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 5 0 5 で開始する。

10

#### 【 0 0 4 9 】

工程 5 1 0 では、図 1 に示すように、EM ボード 1 4 0 の EM 場発生装置 1 4 5 のように、EM ボードにより EM 場を発生させる。工程 5 1 5 では、EM センサ 2 6 5 および US 変換器 2 5 5 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 2 6 5 および US 変換器 2 5 5 はある距離だけ離れて EWC 2 3 0 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 2 6 5 は LG 2 2 0 の遠位先端 2 6 0 またはその周囲に位置していてもよく、US 変換器 2 5 5 は EWC 2 3 0 の遠位先端 2 5 0 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。

20

#### 【 0 0 5 0 】

工程 5 2 0 では、EM センサ 2 6 5 は EM 場を感知し、感知された結果は計算装置 1 2 0 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 2 6 5 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 2 6 5 の位置を、3 D モデル、そこから得られた 2 D 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 2 6 5 の位置を追跡装置 1 6 0 および基準センサ 1 7 0 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 2 5 5 の位置が 3 D モデルの座標系において異なることはない。

#### 【 0 0 5 1 】

工程 5 2 5 では、EM 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、EM 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。

30

#### 【 0 0 5 2 】

EM 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。EM センサ 2 6 5 が EM 場の感知を開始した後、この距離を EM 場の座標系において測定してもよい。工程 5 3 0 では、EM 場の座標系による EM 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、EM 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。

40

#### 【 0 0 5 3 】

工程 5 3 5 では、EM センサ 2 6 5、LG 2 2 0 および EWC 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。EM 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。

#### 【 0 0 5 4 】

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、US 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

50

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5Cでは工程545をさらに詳細に説明する。

【0055】

図5Bは、標的へのナビゲーションの詳細な工程すなわち図5Aの方法500の工程535を示す。工程550では、EWC230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、US変換器255によりUS波が送信される。工程555では、US変換器255は肺組織から反射されたUS波を受信して計算装置120に送信し、次いで工程560では、計算装置120は反射されたUS波を処理する。反射されたUS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120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CT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。

10

【0056】

工程565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570では新しい標的を特定して、後での治療のために3Dモデルに登録する。工程575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535は工程565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。

【0057】

工程565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US波に基づき画像を生成してもよい。US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。

20

【0058】

工程585では、EMセンサ265の位置およびEMセンサ265とUS変換器255との離間距離 $D_{OFF}$ に基づき、生成された画像を3Dモデルに統合する。実施形態では、CT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US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CTスキャン画像に上書きしてもよく、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。

30

【0059】

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。

40

【0060】

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。

50

## 【 0 0 6 1 】

実施形態では、図 5 C の工程 6 0 5 ~ 6 1 5 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、U S 変換器 2 5 5 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。

## 【 0 0 6 2 】

工程 6 2 0 では、治療装置で標的を治療する。治療への適用後に U S 変換器 2 5 5 を用いて標的を撮像してもよく、工程 6 2 5 では標的の属性（例えば大きさ）を決定し、工程 6 3 0 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

10

## 【 0 0 6 3 】

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 1 2 0 は工程 6 3 5 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 5 4 5 は、別の治療のために工程 6 2 0 に戻る。これらの工程 6 2 0 ~ 6 3 5 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。

## 【 0 0 6 4 】

20

工程 6 3 0 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 1 2 0 は工程 6 4 0 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 5 4 5 は終了する。従って、本開示の U S 変換器 2 5 5 および U S 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。

## 【 0 0 6 5 】

別の実施形態では、監視装置 1 3 0 および / またはコンピュータ 1 2 0 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 1 1 0 の E W C 2 3 0 の位置に基づいていてもよい。その状況は、E W C 2 3 0 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 E W C 2 3 0 が標的内でない位置にあることを示し、緑色は E W C 2 3 0 が標的の位置にあることを示し、黄色は E W C 2 3 0 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。

30

## 【 0 0 6 6 】

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 1 2 8 により、他の計算装置 1 2 0、気管支鏡 1 1 5 およびカテーテルガイドアセンブリ 1 1 0 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 1 1 5 およびカテーテルガイドアセンブリ 1 1 0 は、有線接続を介して計算装置 1 2 0 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 1 2 8 が他の計算装置または気管支鏡 1 1 5 およびカテーテルガイドアセンブリ 1 1 0 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 1 2 8 は通信のために周波数を使用するが、これは気管支鏡 1 1 5 またはカテーテルガイドアセンブリ 1 1 0 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。

40

## 【 0 0 6 7 】

計算装置 1 2 0 のメモリ 1 2 6 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

50

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。

【0068】

10

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。

【0069】

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。

20

【0070】

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の設定可能な項目を設定、変更または調整してもよい。

30

【0071】

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ようにできるように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。

【0072】

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。

40

【図 1】

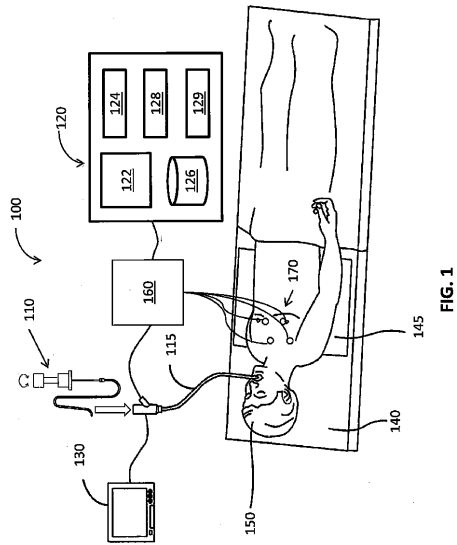


FIG. 1

【図 2 A - 2 B】

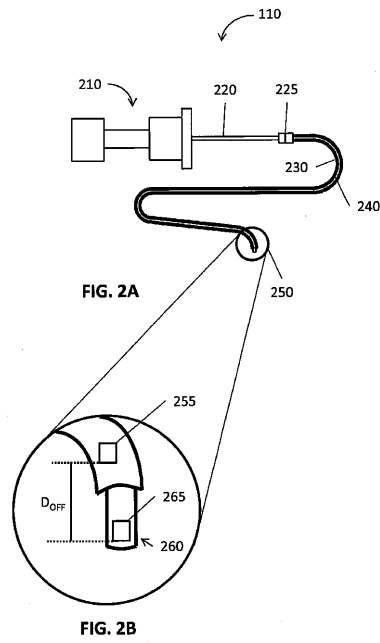


FIG. 2A

FIG. 2B

【図 3】

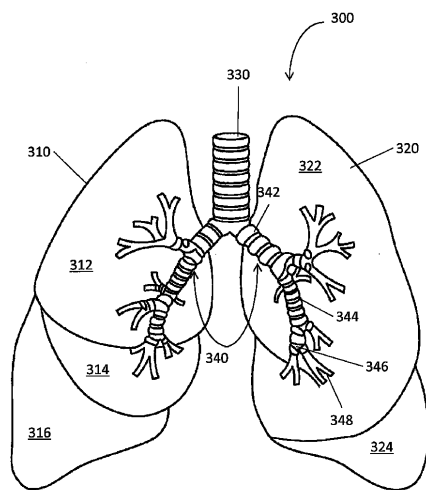


FIG. 3

【図 4 A】

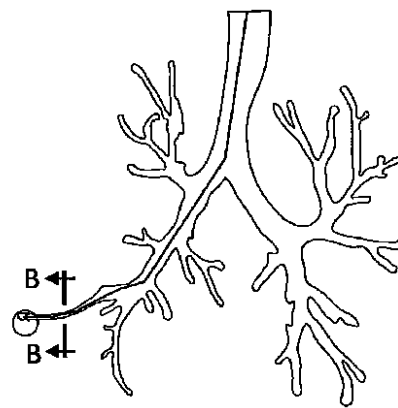


FIG. 4A

【図 4 B】

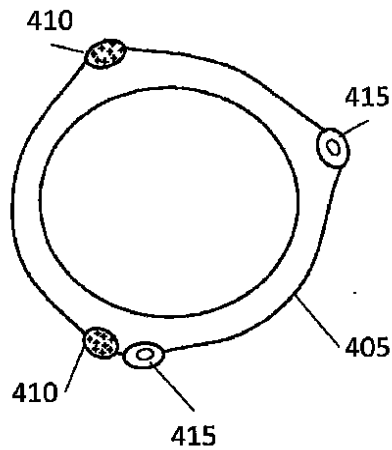


FIG. 4B

【図 4 C - 4 D】

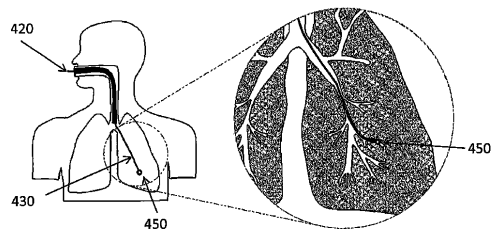
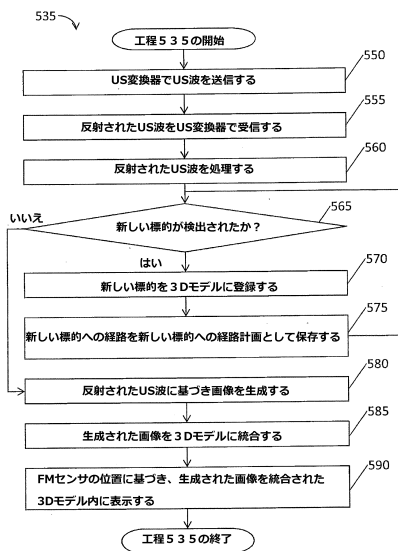


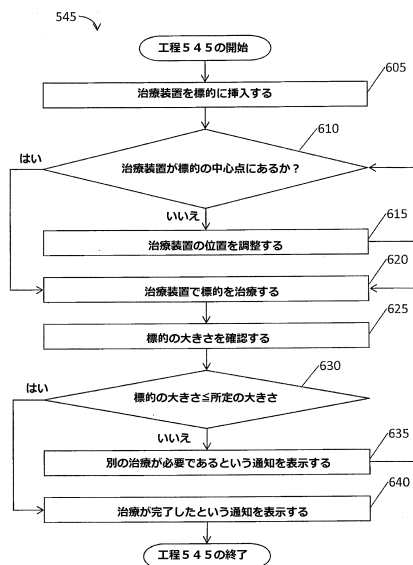
FIG. 4C

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 14/469,728

(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)

(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 #1  
8-201

(72)発明者 ディックハンス, 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 森口 正治

(56)参考文献 特表2008-512171(JP, A)

特開2009-142653(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00-8/15

|                |                                                                                                                 |         |            |
|----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 使用超声可视化肺的系统和方法                                                                                                  |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP6387101B2</a>                                                                                     | 公开(公告)日 | 2018-09-12 |
| 申请号            | JP2016540343                                                                                                    | 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<br>ディックハンズウィリアムジェイ<br>ラトカウケーシーエム<br>ピーターソンドリオンアール                                                   |         |            |
| 发明人            | ブラナン,ジョゼフ ディー.<br>ディックハンズ,ウィリアム ジェイ.<br>ラトカウ,ケーシー エム.<br>ピーターソン,ダリオン アール.                                       |         |            |
| IPC分类号         | A61B8/12                                                                                                        |         |            |
| 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                                                                                                        |         |            |
| 代理人(译)         | Iwahori明代                                                                                                       |         |            |
| 优先权            | 61/874881 2013-09-06 US<br>62/041850 2014-08-26 US<br>62/041842 2014-08-26 US<br>14/469728 2014-08-27 US        |         |            |
| 其他公开文献         | JP2016529063A<br>JP2016529063A5                                                                                 |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                       |         |            |

摘要(译)

一种肺超声询问系统，包括存储器，电磁（EM）板，扩展工作通道（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被配置为根据路径计划将流明网导向目标。EM传感器从EWC的远端向远侧延伸并且被配置为感测EM场。US转换器从EWC的远端向远侧延伸并产生US波并接收从管腔反射的US波。处理器处理感测的EM场以同步3D模型中的EM传感器的位置，处理反射的US波以生成图像，或者将生成的图像与3D模型集成。背景技术

|                                            |  |                                                                                                |  |                                        |  |
|--------------------------------------------|--|------------------------------------------------------------------------------------------------|--|----------------------------------------|--|
| (19) 日本国特許庁 (JP)                           |  | (12) 特 許 公 報 (B2)                                                                              |  | (11) 特許番号<br>特許第6387101号<br>(P6387101) |  |
| (45) 発行日 平成30年9月12日 (2018. 9. 12)          |  | (24) 登録日 平成30年8月17日 (2018. 8. 17)                                                              |  |                                        |  |
| (51) Int. Cl.<br>A 6 1 B 8 / 12 (2006. 01) |  | F 1<br>A 6 1 B 8 / 12                                                                          |  |                                        |  |
| 請求項の数 16 (全 17 頁)                          |  |                                                                                                |  |                                        |  |
| (21) 出願番号 特願2016-540343 (P2016-540343)     |  | (73) 特許権者 513109016<br>コビディエン エルビー<br>アメリカ合衆国、マサチューセッツ州、オ<br>2048、マンスフィールド、15 ハン<br>プシャー ストリート |  |                                        |  |
| (86) (22) 出願日 平成26年9月3日 (2014. 9. 3)       |  | (74) 代理人 100114775<br>弁理士 高岡 亮一                                                                |  |                                        |  |
| (65) 公表番号 特表2016-529063 (P2016-529063A)    |  | (74) 代理人 100121511<br>弁理士 小田 直                                                                 |  |                                        |  |
| (43) 公表日 平成28年9月23日 (2016. 9. 23)          |  | (74) 代理人 100202751<br>弁理士 岩堀 明代                                                                |  |                                        |  |
| (86) 国際出願番号 PCT/US2014/053882              |  | (74) 代理人 100191086<br>弁理士 高橋 香元                                                                |  |                                        |  |
| (87) 国際公開番号 W02015/034909                  |  |                                                                                                |  |                                        |  |
| (87) 国際公開日 平成27年3月12日 (2015. 3. 12)        |  |                                                                                                |  |                                        |  |
| (87) 国際請求日 平成29年8月17日 (2017. 8. 17)        |  |                                                                                                |  |                                        |  |
| (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および方法    |  |                                                                                                |  |                                        |  |