

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6534193号
(P6534193)

(45) 発行日 令和1年6月26日 (2019.6.26)

(24) 登録日 令和1年6月7日 (2019.6.7)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01)	A 6 1 B 6/03 3 6 0 Q
A 6 1 B 6/12 (2006.01)	A 6 1 B 6/12
A 6 1 B 1/267 (2006.01)	A 6 1 B 1/267
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 5 2
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 2 3

請求項の数 17 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2016-575071 (P2016-575071)	(73) 特許権者	512269650
(86) (22) 出願日	平成27年7月2日 (2015.7.2)		コヴィディエン リミテッド パートナー
(65) 公表番号	特表2017-526399 (P2017-526399A)		シップ
(43) 公表日	平成29年9月14日 (2017.9.14)		アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02
(86) 国際出願番号	PCT/US2015/038993		048, マンスフィールド, ハンプシ
(87) 国際公開番号	W02016/004310		ャー ストリート 15
(87) 国際公開日	平成28年1月7日 (2016.1.7)	(74) 代理人	100107489
審査請求日	平成30年5月22日 (2018.5.22)		弁理士 大塩 竹志
(31) 優先権主張番号	62/020, 220	(72) 発明者	ブラウン, アンドリュー イー,
(32) 優先日	平成26年7月2日 (2014.7.2)		アメリカ合衆国 ミネソタ 55127,
(33) 優先権主張国	米国 (US)		セント ポール, ツイン レイク ロ
		(72) 発明者	ード 3298
			ラクマノビッチ, エラド ディー,
			イスラエル国 7176682 モディー
			ン, インバル ストリート 16
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 実時間自動位置合わせフィードバック

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内腔ネットワークを該内腔ネットワークの 3 D モデルに位置合わせするためのシステムであって、該システムは、

内腔ネットワークの画像に基づいて、該内腔ネットワークの 3 D モデルを生成するための手段と、

該内腔ネットワークの周りに電磁場を生成するための手段と、

該電磁場内に挿入されるように構成されている場所センサと、

該内腔ネットワーク内の該場所センサの場所を追跡するための手段と、

該場所センサの追跡された場所と、該内腔ネットワークの外側に位置するセンサおよび開放空間の 3 D モデル表現の部分とを比較するための手段と、

該内腔ネットワークの部分が該場所センサによって十分に横切られたかどうかを決定するための手段と、

ユーザインターフェイスであって、該ユーザインターフェイスは、該決定することに基づいて、該内腔ネットワークの該部分が該場所センサによって十分に横切られたことを示す指標を提示し、該内腔ネットワークの該部分を該 3 D モデルに位置合わせするように構成されている、ユーザインターフェイスと

を含む、システム。

【請求項 2】

前記場所センサは、場所確認可能なガイドに挿入されるように構成されている、請求項

10

20

1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記場所センサおよび前記場所確認可能なガイドは、気管支鏡に挿入されるように構成されている、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記気管支鏡は、前記内腔ネットワークに挿入されるように構成されており、該内腔ネットワークは、患者の気道である、請求項 3 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記ユーザインターフェイスは、前記気道のモデルを表示する、請求項 4 に記載のシステム。

10

【請求項 6】

前記ユーザインターフェイスは、実況の気管支鏡画像を提示するように構成されている、請求項 4 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記場所センサが前記内腔ネットワークを横切るとき、前記実況の気管支鏡画像は、該場所センサを図示する、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記ユーザインターフェイスは、ユーザが位置合わせを終了することを可能にする、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

20

前記内腔ネットワークの位置合わせは、前記 3 D モデルを用いて検証されるように構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記ユーザインターフェイスは、前記 3 D モデルの 2 D スライスを提示するように構成されている、請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記 2 D スライスは、前記場所センサの場所を表示する、請求項 10 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記場所センサは、動かされるように構成されており、該場所センサの動きは、動かされた該場所センサの場所において、前記内腔ネットワークの 2 D スライスの提示をもたらす、請求項 11 に記載のシステム。

30

【請求項 13】

前記場所センサの動きに際して、前記内腔ネットワークの識別された境界内に該場所センサが実質的に留まるとき、位置合わせが確認される、請求項 12 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記ユーザインターフェイスは、前記場所センサが前記内腔ネットワークを横切るとき、前記 3 D モデルおよび該場所センサの場所を提示するように構成されている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 15】

40

位置合わせの間に、前記場所センサの場所が提示される、請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 16】

手順の間に、前記場所センサの場所が提示される、請求項 14 に記載のシステム。

【請求項 17】

前記場所センサの十分な感知された場所が前記 3 D モデルの外側であると決定された場合、前記ユーザインターフェイスは、ユーザが位置合わせに戻ることを可能にする、請求項 14 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

(関連出願の相互参照)

この出願は、2014年7月2日に出願された米国仮特許出願第62/020,220号の利益および優先権を主張し、その全体の内容が参照により本明細書に援用される。

【 0 0 0 2 】

(技術分野)

本開示は、気管支の位置合わせに関し、より詳細には、気管支樹モデルを患者の実際の気管支樹と共に自動的に位置合わせするための、デバイス、システムおよび方法に関する。

【 背景技術 】

10

【 0 0 0 3 】

(関連技術の記載)

患者の気道を検査する一般的なデバイスは気管支鏡である。一般的には、気管支鏡は、患者の鼻または口を通して患者の気道に挿入され、そして患者の肺中に延在し得る。一般の気管支鏡は、気管支鏡の先端より遠位の領域を照明するための照明アセンブリ、気管支鏡の先端からビデオ画像を提供するための画像化アセンブリ、および、機器、例えば、生検用具、治療機器のような診断機器が、通って挿入され得るワーキングチャンネルを有する細長い可撓性のチューブを含む。

【 0 0 0 4 】

気管支鏡は、しかしながら、いかに遠くまで気道を通して前進し得るかが、それらのサイズに起因して制限されている。気管支鏡が大きすぎて肺の深くにある目標場所に届かない場合、臨床医はX線透視法のような、ある実時間画像化モダリティを利用し得る。X線透視画像は、現在のナビゲーションに対するいくつかの不利な点には有益であるが、内腔の通路を固形組織から区別するのがしばしば困難である。さらに、X線透視装置によって発生された画像は、二次元であり、一方、患者の気道をナビゲートすることは、三次元中を操縦する能力を必要とする。

20

【 0 0 0 5 】

これらの問題に対処するため、典型的には、一連のコンピュータトモグラフィ(CT)画像から、気道または他の内腔ネットワークの三次元モデルの開発を可能にするシステムが開発されてきた。一つのそのようなシステムは、現在、Covidien LPによって販売されている、ILOGIC(登録商標)ELECTROMAGNETIC NAVIGATION BRONCHOSCOPY(登録商標)(ENB(商標))システムの一部として開発された。そのようなシステムの詳細は、2004年3月29日にGilboaによって出願された、「ENDOSCOPE STRUCTURES AND TECHNIQUES FOR NAVIGATING TO A TARGET IN BRANCHED STRUCTURE」と題される、同一出願人に共に譲渡された米国特許第7,233,820号に記載されており、その内容は参照として本明細書に援用されている。

30

【 0 0 0 6 】

米国特許第7,233,820号に記載されたようなシステムは、かなり能力があるが、そのようなシステムに対する改良および付加の開発に対する必要性は常にある。

40

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 7 】

【 特許文献 1 】 米国特許第7,233,820号明細書

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

(要旨)

本開示に従って提供されるのは、実時間フィードバックで内腔ネットワークの3Dモデ

50

ルに対して、内腔ネットワークを位置合わせする方法である。

【 0 0 0 9 】

本開示の一つの態様において、方法は、内腔ネットワークの画像に基づいて、内腔ネットワークの 3 D モデルを生成することを含むことと、内腔ネットワークについての電磁場を生成することと、場所センサを電磁場中に挿入することと、内腔内ネットワークのセンサの場所を追跡することと、センサの追跡された場所を、内腔ネットワークの外側に位置するセンサおよび開放空間の 3 D モデル表現の部分と比較することと、内腔ネットワークのどの部分が、センサによって十分に横切ったとの指標をユーザインターフェイス上に提示し、内腔ネットワークのその部分を 3 D モデルに位置合わせすることを含む。

【 0 0 1 0 】

本開示の別の態様において、方法は、センサを場所確認可能なガイドに挿入することをさらに含む。

【 0 0 1 1 】

本開示のさらなる態様において、方法は、センサおよび場所確認可能なガイドを気管支鏡に挿入することをさらに含む。

【 0 0 1 2 】

本開示のなおもさらなる態様において、方法は、気管支鏡を内腔ネットワークに挿入することをさらに含み、ここで、内腔ネットワークは患者の気道である。

【 0 0 1 3 】

本開示のさらなる態様において、ユーザインターフェイスは、気道のモデルを表示する。

【 0 0 1 4 】

本開示のさらなる態様において、方法は、実況の気管支鏡画像をユーザインターフェイス上に提示することとさらに含む。

【 0 0 1 5 】

本開示の別の態様において、センサが内腔ネットワークを横切るとき、実況の気管支鏡画像はセンサを図示する。

【 0 0 1 6 】

本開示のなおも別の態様において、ユーザインターフェイスは、ユーザが位置合わせを終了することを可能にする。

【 0 0 1 7 】

本開示の別の態様において、方法は、内腔ネットワークの 3 D モデルに対する位置合わせを検証することをさらに含む。

【 0 0 1 8 】

本開示のなおも別の態様において、方法は、3 D モデルの 2 D スライスユーザインターフェイス上に提示することをさらに含む。

【 0 0 1 9 】

本開示の別の態様において、2 D スライスは、センサの場所を表示する。

【 0 0 2 0 】

本開示のさらなる態様において、方法は、センサを動かすことをさらに含み、ここで、センサの動きは、センサが動いた場所において、内腔ネットワークの 2 D スライスの提示をもたらす。

【 0 0 2 1 】

本開示のなおもさらなる態様において、センサの動きに際して、内腔ネットワークの識別された境界内にセンサが実質的に留まるとき、位置合わせは確認される。

【 0 0 2 2 】

本開示の別の態様において、センサが内腔ネットワークを横切るとき、方法は、3 D モデルおよびセンサの場所をユーザインターフェイス上に提示することをさらに含む。

【 0 0 2 3 】

本開示のさらなる態様において、位置合わせの間、センサの場所が提示される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 4 】

本開示のなおもさらなる態様において、処置の間、センサの場所が提示される。

【 0 0 2 5 】

本開示の別の態様において、センサの十分に感知された場所が 3 D モデルの外側であると決定された場合、ユーザインターフェイスはユーザが位置合わせに戻ることを可能にする。

【 0 0 2 6 】

本開示の上記の態様および実施形態のいずれかは、本開示の範囲から外れることなく結合され得る。

本願明細書は、例えば、以下の項目も提供する。

10

(項目 1)

内腔ネットワークを該内腔ネットワークの 3 D モデルに位置合わせする方法であって、該方法は、

該内腔ネットワークの画像に基づいて、内腔ネットワークの 3 D モデルを生成することと、

該内腔ネットワークの周りに電磁場を生成することと、

場所センサを該電磁場内に挿入することと、

該内腔ネットワーク内の該センサの場所を追跡することと、

該センサの追跡された場所を、該内腔ネットワークの外側に位置するセンサおよび開放空間の 3 D モデル表現の部分と比較することと、

20

該内腔ネットワークのどの部分が、該センサによって十分に横切られたとの指標をユーザインターフェイス上に提示し、該内腔ネットワークのその部分を該 3 D モデルに位置合わせすることと

を含む、方法。

(項目 2)

前記センサを場所確認可能なガイドに挿入することをさらに含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 3)

前記センサおよび場所確認可能なガイドを気管支鏡に挿入することをさらに含む、項目 2 に記載の方法。

30

(項目 4)

前記気管支鏡を前記内腔ネットワークに挿入することをさらに含む、ここで、該内腔ネットワークは患者の気道である、項目 3 に記載の方法。

(項目 5)

前記ユーザインターフェイスは、前記気道のモデルを表示する、項目 4 に記載の方法。

(項目 6)

実況の気管支鏡画像を前記ユーザインターフェイス上に提示することをさらに含む、項目 4 に記載の方法。

(項目 7)

前記センサが前記内腔ネットワークを横切るとき、前記実況の気管支鏡画像が該センサを図示する、項目 6 に記載の方法。

40

(項目 8)

前記ユーザインターフェイスは、前記ユーザが位置合わせを終了することを可能にする、項目 1 に記載の方法。

(項目 9)

前記 3 D モデルに対する前記内腔ネットワークの位置合わせを検証することをさらに含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 1 0)

前記 3 D モデルの 2 D スライスを実況のユーザインターフェイス上に提示することをさらに含む、項目 9 に記載の方法。

50

(項目 1 1)

前記 2 D スライスは、前記センサの場所を表示する、項目 1 0 に記載の方法。

(項目 1 2)

前記センサを動かすことをさらに含み、ここで、該センサの動きは、該センサが動いた前記場所において、前記内腔ネットワークの 2 D スライスの提示をもたらす、項目 1 1 に記載の方法。

(項目 1 3)

前記センサの動きに際して、前記内腔ネットワークの識別された境界内に該センサが実質的に留まるとき、位置合わせは確認される、項目 1 2 に記載の方法。

(項目 1 4)

前記センサが前記内腔ネットワークを横切るとき、前記 3 D モデルおよび該センサの場所を前記ユーザインターフェイス上に提示することをさらに含む、項目 1 に記載の方法。

(項目 1 5)

位置合わせの間に、前記センサの場所が提示される、項目 1 4 に記載の方法。

(項目 1 6)

手順の間に、前記センサの場所が提示される、項目 1 4 に記載の方法。

(項目 1 7)

前記センサの十分な感知された場所が前記 3 D モデルの外側であると決定された場合、前記ユーザインターフェイスは、前記ユーザが位置合わせに戻ることを可能にする、項目 1 4 に記載の方法。

【 0 0 2 7 】

本開示の様々な態様および特徴が、図面を参照して本明細書の以下に記述され、それらの図面は：

【図面の簡単な説明】【 0 0 2 8 】

【図 1】図 1 は、本開示に従った、電磁ナビゲーションシステムの透視図である；

【図 2】図 2 は、図 1 のシステムに使用されるように構成されるワークステーションの模式図である；

【図 3 A】図 3 A および図 3 B は、本開示に従って提供される実時間フィードバックを有する内腔ネットワークの 3 D モデルに、内腔ネットワークを位置合わせする方法を例示するフローチャートである；

【図 3 B】図 3 A および図 3 B は、本開示に従って提供される実時間フィードバックを有する内腔ネットワークの 3 D モデルに、内腔ネットワークを位置合わせする方法を例示するフローチャートである；

【図 4】図 4 は、位置合わせ開始の前の肺の検査を示す；

【図 5】図 5 は、位置合わせが開始された後の図 4 の肺の検査を示す；

【図 6】図 6 は、気管に対する指標が起動されている、図 5 の肺の検査を示す；

【図 7】図 7 は、肺の第一の領域に対してさらなる指標が起動された、図 6 の肺の検査を示す；

【図 8】図 8 は、肺の第二の領域に対してさらなる指標が起動された、図 7 の肺の検査を示す；

【図 9】図 9 は、肺の第三の領域に対してさらなる指標が起動された、図 8 の肺の検査を示す；

【図 1 0】図 1 0 は、肺の第四の領域に対してさらなる指標が起動された、図 9 の肺の検査を示す；

【図 1 1】図 1 1 は、本開示の実施形態に従った、位置合わせを検証するための 3 D 体積のスライスを提示する表示を示す；

【図 1 2】図 1 2 は、センサの動きに続いて位置合わせを検証するためのさらなるスライスを提示する、図 1 1 の表示を示す、および

【図 1 3】図 1 3 は、本開示の実施形態に従った、3 D モデルにおける位置合わせを検討

10

20

30

40

50

するための表示を示す。

【発明を実施するための形態】

【0029】

(詳細な説明)

本開示は、患者の気道に伴う気管支樹モデルを自動的に位置合わせするための、デバイス、システム、および方法に向けられる。気管支樹モデルを自動的に生成する様々な方法が想像され、そのうちのいくつかは、同時係属中の米国特許出願第13/838,805号、第13/838,997号、および、第13/839,224号により十分に説明され、それらば、すべて、PATHWAY PLANNING SYSTEM AND METHODと題され、2013年3月15日にBakerによって出願されており、それらの全体の内容が参照として本明細書に援用されている。本開示の位置合わせシステムは、例えば、少なくとも一つのセンサを概して含み、そのセンサの位置は、電磁場内で追跡される。場所センサは、異なるタイプの用具に組み込まれ得、空間で感知された場所を患者の気道の3Dモデル内の場所と比較することによって、患者の気道内での用具の現在位置の決定を可能にする。位置合わせは、センサまたは用具の目的場所へのナビゲーション、および/または、目標場所に対するセンサまたは用具の操作を容易にする。センサまたは用具の目標場所へのナビゲーションは、SYSTEM AND METHOD FOR NAVIGATING WITHIN THE LUNGと題される、2014年、7月2日にBrown他によって出願された、同時係属中の米国仮特許出願第62/020,240号により詳細に記述されており、それらの全体の内容が参照として本明細書に援用されている。

【0030】

本開示のENBシステムのさらなる特徴は、同時係属中の2014年7月2日にBrownによって出願された、「METHOD FOR MARKING BIOPSY LOCATION」と題される、米国仮特許出願第62/020,177号；2014年7月2日にKEHAT他によって出願された、「INTELLIGENT DISPLAY」と題される、米国仮特許出願第62/020,238号；2014年7月2日にGreenburgによって出願された、「UNIFIED COORDINATE SYSTEM FOR MULTIPLE CT SCANS OF PATIENT LUNGS」と題される、米国仮特許出願第62/020,242号；2014年7月2日にKlein他によって出願された、「ALIGNMENT CT」と題される、米国仮特許出願第62/020,245号；2014年7月2日にMerletによって出願された、「ALGORITHM FOR FLUOROSCOPIC POSE ESTIMATION」と題される、米国仮特許出願第62/020,250号；2014年7月2日にLachmanovich他によって出願された、「TRACHEA MARKING」と題される、米国仮特許出願第62/020,253号；2014年7月2日にMarkov他によって出願された、「AUTOMATIC DETECTION OF HUMAN LUNG TRACHEA」と題される、米国仮特許出願第62/020,257号；2014年7月2日にMarkov他によって出願された、「LUNG AND PLEURA SEGMENTATION」と題される、米国仮特許出願第62/020,261号；2014年7月2日にLachmanovich他によって出願された、「ONE VIEW - A METHOD OF PROVIDING DISTANCE AND ORIENTATION FEEDBACK WHILE NAVIGATING IN 3D」と題される、米国仮特許出願第62/020,258号；および2014年7月2日にWeingarten他によって出願された、「DYNAMIC 3D LUNG MAP VIEW FOR TOOL NAVIGATION INSIDE THE LUNG」と題される、米国仮特許出願第62/020,262号；および、2010年5月14日にDorian Averbuchによって出願された、「AUTOMATIC REGISTRATION TECHNIQUE」と題される、米国特許出願第12/780,678号に記載されており、これらのすべての全体の内容は参照に

10

20

30

40

50

より本明細書に援用されている。

【0031】

そのようなデバイス、そのようなデバイスを組み込んだシステム、およびそのようなデバイスを使用する方法の詳細な実施形態は、以下に記載されるようなものである。しかしながら、これらの詳細な実施形態は単に開示の例に過ぎず、これらは様々な形式で具体化され得る。従って、本明細書に記載された特定の構造および機能の詳細は限定であると解釈されるべきではなく、単に特許請求の範囲の基礎であり、当業者が仮想的な任意の適切に詳細な構造において、本開示を様々な採用することを可能にする代表的な基礎である。以下の実施形態は、患者の気道の気管支鏡として記載されているが、当業者は同じまたは同様なデバイス、システムおよび方法が、別の内腔ネットワークにおいて、例えば、血管の、リンパの、および/または、胃腸のネットワークにおいて同様に使用され得ることを同様に理解するであろう。

10

【0032】

図1を参照して、電磁ナビゲーション(EMN)システム10が本開示に従って提供される。一つのそのような、ENMシステムは、ELECTROMAGNETIC NAVIGATION BRONCHOSCOPY(登録商標)システムであり、Covidien LPによって現在販売されている。EMNシステム10を用いて行われ得る他のタスクの中で、目標組織への経路を計画し、位置決めアセンブリを目標組織へナビゲートし、生検用具を目標組織へナビゲートして、生検用具を使用して目標組織から組織サンプルを得、組織サンプルが得られた場所をデジタル的にマーキングし、そして、一つ以上の音波発生マーカを、目標に、または、目標の周りに、配置する。

20

【0033】

EMNシステム10は、患者を支持するように構成された手術台40；患者の口および/または鼻を通して患者の気道に挿入されるように構成された気管支鏡50；気管支鏡50から受信されたビデオ画像を表示する、気管支鏡50に結合された監視装置60；追跡モジュール72、複数の基準センサ74、および電磁場発生器76を含む追跡システム70；経路計画、目標組織の識別、目標組織へのナビゲーション、および生体検査場所へのデジタルマーキングを容易にするように使用される、ソフトウェアおよび/またはハードウェアを含むワークステーション80、を概して含む。

【0034】

30

図1は、また二つのタイプのカテーテルガイドアセンブリ90、100を図示する。両方のカテーテルガイドアセンブリ90、100は、EMNシステム10と共に使用でき、多くの共通構成部品を共有する。それぞれのカテーテルガイドアセンブリ90、100は、延長されたワーキングチャンネル(EWC)96に接続されるハンドル91を含む。EWC96は、気管支鏡50のワーキングチャンネルに配置されるような大きさになされている。動作では、電磁(EM)センサ94を含む位置確認可能なガイド(LG)92は、EWC96に挿入されて、正位置に係止され、センサ94がEWC96の遠位先端93を超えて所望の距離に延びる。EMセンサ94の場所、従ってEWC96の遠位端は、電磁場発生器76によって発生された電磁場内で、追跡モジュール72およびワークステーション80によって導き出される。カテーテルガイドアセンブリ90、100は、異なる動作機構を有しているが、それぞれは、回転および圧縮によって操作され得るハンドル91を含み、ワーキングチャンネル96から延在するLG92の遠位先端93を操縦できる。カテーテルガイドアセンブリ90は、現在、Covidien LPによってSUPERDIMENSION(登録商標)処理キットという名称のもとに、市場に出回り販売されている。同様に、カテーテルガイドアセンブリ100は、現在、Covidien LPによってEDGE(商標)処理キットという名称のもとに、販売されている。どちらのキットも、ハンドル91、延長ワーキングチャンネル96、および位置確認可能なガイド92を含む。カテーテルガイドアセンブリ90、100のより詳細な記述については、2013年3月15日にLadtkow他によって出願された、同一出願人がともに所有する米国特許出願第13/836,203号に述べられており、その全体の内容が参照として本明

40

50

細書に援用されている。

【 0 0 3 5 】

図 1 に例示されるように、患者は手術台 4 0 に横たわっており、気管支鏡 5 0 が患者の口を通して患者の気道の中に挿入されて示されている。気管支鏡 5 0 は、照明源およびビデオ画像化システム（明確には示されない）を含み、監視装置 6 0 に、例えば、気管支鏡 5 0 のビデオ画像化システムから受信されたビデオ画像を表示するビデオディスプレイに結合されている。

【 0 0 3 6 】

L G 9 2 および E W C 9 6 を含むカテーテルガイドアセンブリ 9 0、1 0 0 は、気管支鏡 5 0 のワーキングチャネルを通して患者の気道（カテーテルガイドアセンブリ 9 0、1 0 0 が、代替えとして、気管支鏡 5 0 なしで使用され得るが）に挿入されるように構成されている。L G 9 2 および E W C 9 6 は、ロッキング機構 9 9 を介して、互いに対して選択的に係止可能である。自由度 6 の電磁追跡システム 7 0 は、例えば、米国特許第 6, 1 8 8, 3 5 5 号、および公開された P C T 出願第 W O 0 0 / 1 0 4 5 6、および、第 W O 0 1 / 6 7 0 3 5 号で示されるもとの同様であり、それぞれの全体の内容が参照として、本明細書に援用され、あるいは他の構成もまた想起されるが、任意の他の適切な位置決め測定システムが、ナビゲーションを実施するために利用される。追跡システム 7 0 は、カテーテルガイドアセンブリ 9 0、1 0 0 と共に使用するように構成されており、以下に詳細が記載されるように、患者の気道を通して E W C 9 6 と共に動くので、E M センサ 9 4 の位置を追跡する。

【 0 0 3 7 】

図 1 に示されるように、電磁場発生器 7 6 は、患者の下に位置決めされる。電磁場発生器 7 6 および複数の基準センサ 7 4 は、追跡モジュール 7 2 と相互接続され、追跡モジュール 7 2 は、各基準センサ 7 4 の場所を引き出す。一つ以上の基準センサ 7 4 が患者の胸に取り付けられる。基準センサ 7 4 の座標は、センサ 7 4 によって収集されたデータを使用するアプリケーション 8 1 を含むワークステーション 8 0 に送られ、患者の基準座標フレームを計算する。

【 0 0 3 8 】

また、図 1 に示されるのは、カテーテル生検用具 1 0 2 であり、これは、目標へのナビゲーションおよび L G 9 2 の除去に続いてカテーテルガイドアセンブリ 9 0、1 0 0 へ挿入可能である。生検用具 1 0 2 は、一つ以上の組織サンプルを目標組織から集めるために使用される。以下に詳細が記載されるように、生検用具 1 0 2 は、追跡システム 7 0 と共に使用するようにさらに構成され、生検用具 1 0 2 の目標組織へのナビゲーションを容易にし、目標組織に対して操作されるとき生検用具 1 0 2 の場所を追跡し、組織サンプルを得、および/または、組織サンプルが得られた場所をマーキングする。

【 0 0 3 9 】

ナビゲーションは、L G 9 2 に含まれている E M センサ 9 4 に関して上に詳細が述べられたが、L G の必要なしで、または L G の使用が要求する必要な用具交換なしで、生検用具 1 0 2 が代替えとしてナビゲーションに利用され得る生検用具 1 0 2 内に E M センサ 9 4 が埋め込まれ得るか、または取り込まれ得ることも想起される。使用できる様々な生検用具は、2 0 1 3 年 1 1 月 2 0 日に出版された、いずれも「DEVICES, SYSTEMS, AND METHODS FOR NAVIGATING A BIOPSY TOOL TO A TARGET LOCATION AND OBTAINING A TISSUE SAMPLE USING THE SAME」と題される、米国仮特許出願第 6 1 / 9 0 6, 7 3 2 号、および第 6 1 / 9 0 6, 7 6 2 号ならびに、同じ名称を有する、2 0 1 4 年 3 月 1 4 日に出版された米国仮特許出願第 6 1 / 9 5 5, 4 0 7 号に記載されており、それぞれの全体の内容が、本明細書に参照として援用され、本明細書に記載されるように、E M N システム 1 0 と共に使用可能である。

【 0 0 4 0 】

手順計画の間、ワークステーション 8 0 は、患者の気道の 3 D モデルを生成し、かつ、

10

20

30

40

50

見るために、コンピュータ断層撮影（ＣＴ）画像データを利用し、３Ｄモデル上の目標組織の（自動的に、半自動的に、または手動で）識別を可能にし、患者の気道を通る目標組織への経路の選択を可能にする。より具体的には、ＣＴスキャンは処理され、３Ｄ体積にアセンブルされ、その後、これは利用されて、患者の気道の３Ｄモデルを発生する。３Ｄモデルは、ワークステーション８０に関連したディスプレイモニタ８１上に、または、任意の他の適切な方法で提示され得る。ワークステーション８０を使用して、３Ｄ体積の様々なスライスおよび３Ｄモデルの表示は、臨床医によって提示され得、および／または、操作され得、目標の識別および患者の気道を通して目標にアクセスする適切な経路の選択を容易にする。３Ｄモデルは、また、日付、時刻、および得られた組織サンプルについての他の識別情報を含む、以前の生検が行われた場所の印をマーキングし得る。これらのマーキングは、また、それへの経路が計画され得る目標として選択され得る。ひとたび選択されると、この経路は、ナビゲーション手順の間、使用のためにセーブされる。適切な経路計画システムおよび方法の例は、２０１４年３月１５日に出願された、すべて「PATHWAY PLANNING SYSTEM AND METHOD」と題される、米国特許出願第１３／８３８，８０５；米国特許出願第１３／８３８，９９７；および米国特許出願第１３／８３９，２２４に記載されており、それぞれの全体の内容が参照として本明細書に援用されている。

10

【００４１】

ナビゲーションの間に、ＥＭセンサ９４または生検用具１０２が患者の気道を通して前進させられるとき、ＥＭセンサ９４は、追跡システム７０と共に、ＥＭセンサ９４、および／または生検用具１０２の追跡を可能にする。

20

【００４２】

ここで図２を参照すると、ワークステーション８０のシステム線図が示されている。ワークステーション８０は、メモリ２０２、プロセッサ２０４、ディスプレイ２０６、ネットワークインターフェイス２０８、入力デバイス２１０、および／または出力モジュール２１２を含み得る。

【００４３】

メモリ２０２は、プロセッサ２０４によって実行可能であり、かつ、ワークステーション８０の動作を制御するデータおよび／またはソフトウェアを格納するための、任意の非一過性のコンピュータ読み取り可能な格納媒体を含む。一つの実施形態において、メモリ２０２は、一つ以上の、フラッシュメモリチップのようなソリッドステート格納デバイスを含み得る。代替えとしてまたは、一つ以上のソリッドステート格納デバイスに加えて、メモリ２０２は、大容量格納コントローラ（示されない）および通信バス（示されない）を介してプロセッサ２０４に接続される一つ以上の大容量格納デバイスを含み得る。本明細書に含まれるコンピュータ読み取り可能な媒体の説明は、ソリッドステート格納を参照しているが、コンピュータ読み取り可能な格納媒体が、プロセッサ２０４によってアクセスされ得る任意の利用可能な媒体であることは、当業者によって認識されるはずである。つまり、コンピュータ読み取り可能な格納媒体は、コンピュータ読み取り可能な命令、データ構造、プログラムモジュールまたは他のデータのような情報の格納のための任意の方法または技術で実装される、非一過性の、揮発性および不揮発性の、取外し可能なおよび取外し可能でない媒体を含む。例えば、コンピュータ読み取り可能な格納媒体は、ＲＡＭ、ＲＯＭ、ＥＰＲＯＭ、ＥＥＰＲＯＭ、フラッシュメモリまたは、他のソリッドステートメモリ技術、ＣＤ－ＲＯＭ、ＤＶＤ、Ｂｌｕ－Ｒａｙまたは、他の光学ストレージ、磁気カセット、磁気テープ、磁気ディスクストレージまたは、他の磁気ストレージデバイス、または、所望の情報を格納するように使用され得、かつ、ワークステーション８０によってアクセスされ得る任意の他の媒体を含む。

30

40

【００４４】

メモリ２０２は、アプリケーション８１、および／または、ＣＴデータ２１４を格納し得る。アプリケーション８１は、プロセッサ２０４によって実行されるとき、ディスプレイ２０６にユーザインターフェイス２１６を提示させる。ネットワークインターフェイス

50

208は、有線ネットワークおよび/または、無線ネットワークからなるローカルエリア・ネットワーク(LAN)、広域ネットワーク(WAN)、無線携帯ネットワーク、Bluetooth(登録商標)ネットワーク、および/またはインターネットのようなネットワークに接続するように構成され得る。入力デバイス210は、例えば、マウス、キーボード、フットペダル、タッチスクリーン、および/または、音声インターフェイスのような、ユーザがワークステーション80と相互作用し得る任意のデバイスであり得る。出力モジュール212は、例えば、パラレルポート、シリアルポート、ユニバーサル・シリアル・バス(USB)、または、当業者に公知の任意の他の同様な接続ポートのような、任意の接続ポートまたはバスを含み得る。

【0045】

ここで、図3Aおよび3Bを参照すると、3Dモデルを患者の気道と共に、自動的に位置合わせする例示的方法のフローチャートが示されている。臨床医が患者の肺の気道を通して場所データを取得するように、位置合わせプロセスは、EMセンサ94をナビゲートすることを概して含む。場所データは、その後、3Dモデルと比較され、3Dモデルを患者の気道に位置合わせする。より、具体的には、EMセンサ94の場所に属すデータは、LG92が気道を通して動いている間に、電磁場発生器76、基準センサ74、および追跡モジュール72を使用して記録される。この場所データから結果として生じた形状は、3Dモデルの経路の内部形態と比較され、比較に基づいて、例えば、アプリケーション81を利用して、形状と3Dモデルとの間の場所的相関が決定される。加えて、アプリケーション81は、3Dモデルにおける非組織空間(例えば、空気が充満した空洞)を識別する。アプリケーション81は、記録された場所データおよびLG92が患者の気道の非組織空間に位置して留まるとの仮定に基づいて、LG92のEMセンサ94の場所を表現する画像を3Dモデルの画像と整列させるか位置合わせする。追跡システム70は、LG92が患者の気道を通してナビゲートされるとき、LG92の場所をEMセンサ94を介して追跡する。患者の気道内でLG92の場所を追跡することは、アプリケーション81が気管支樹モデルを患者の気道に位置合わせすることを可能にする。位置合わせに先立って、臨床医は、ナビゲーション計画をメモリ202、USBデバイスまたはネットワークインターフェイス208からアプリケーション81にロードする。ナビゲーション計画は、患者の肺の全てのまたは、いくつかの領域のみが位置合わせされることを要求し得る。

【0046】

ステップ302において、ユーザインターフェイス216は、臨床医が気管支鏡50を患者の口または鼻を介して患者に挿入し、かつ、気管支鏡50を患者の気管中央部に配置する位置合わせを実施するための命令を表示する。次に、臨床医は、LG92をEWC96の中に挿入し、その組み合わせを気管支鏡50に挿入して、EMセンサ94が、気管支鏡50の遠位端から、例えば、10mmだけ突き出るようにする。LG92およびEWC96は、それらが互いに調和して動くように、正しい位置に係止される。代替えとして、EMセンサ94は、EWC96の遠位先端内に埋め込まれ、LG92とは独立して動作し得る。

【0047】

これらの命令は、図4に示されるように、肺の検査の進行指標604およびビデオ画像606を含む表示600を介して臨床医に提示され得る。肺の検査の進行指標604は、どの様に位置合わせを実施するかについて、臨床医に命令を提供し得る。ビデオ画像606は、気管支鏡50のビデオ画像化システムによって捕捉された実時間ビデオ画像を提示し得る。臨床医が位置合わせを開始する準備ができると、臨床医は、ユーザインターフェイス216の「開始」ボタン602を起動し得る。臨床医は、例えば、マウスまたはフットペダルを用いて、または、音声コマンドを与えることによって、「開始」ボタン602を起動し得る。「開始」ボタン602が起動されると、ユーザインターフェイス216は、表示700を提示し得、ここで、図5に示されるように、肺の検査の進行指標604は、位置合わせされるべき患者の肺の領域を示す。患者の肺の領域は、患者の肺葉に対応し得、領域701、702、703、704および/または705を含み得る。代替えとして

10

20

30

40

50

、領域は、肺の他のサブ領域または、肺の特定葉に対応し得る。図5に示される実施形態において、ナビゲーション計画は4つの領域と、位置合わせされるべき気管とをのみ要求し、従って、合計5つの領域となるが、5葉のすべてが必要とされるわけではない。当業者は、肺の5葉のすべての検査は、より多くのデータおよび可能性としてより良い位置合わせを提供し得ることを、認識するであろう。しかし、以下に詳細を述べるように、そのような特異性は、CT画像およびそこから形成された患者の生体構造に対する気管支樹モデルの適切な位置合わせを達成するためには必ずしも要求されるわけではない。表示700はまた、臨床医が、位置合わせプロセスのデータ取得段階を終わらせるために任意の時刻に起動し得る「完了」ボタン710と、臨床医が、位置合わせを再開するために任意の時刻に起動し得る「再開」ボタン712とを含む。

10

【0048】

ステップ304において、アプリケーション81は、「完了」ボタン710が起動されたかどうかを判断する。もしも、「完了」ボタン710が起動されていたならば、処理はステップ316に進む。もしも、「完了」ボタン710が起動されていないならば、処理は、ステップ306に進み、ここでは、アプリケーション81は、臨床医が、患者の肺の周りでEMセンサ94をナビゲートしている間、場所データを取得する。臨床医は、EMセンサ94を患者の気道を通して患者の肺の第一領域の中にナビゲートし得る。ナビゲーションプロセスのデータ取得部分の間、臨床医は、任意の肺領域において任意の順序で場所データを取得するように選択し得る。ENセンサ94は、患者の肺の第一領域における気道の複数の枝を下ってナビゲートして、肺領域全体に広がる場所データを取得し得る。肺領域全体に広がる気道の様々な枝における場所データを取得することによって、アプリケーション81は、より正確な形状を生成し、3Dモデルと相関し得る。さらに、十分な深さを有する場所データを取得することによって、つまり、EMセンサ94を十分に深く気道の中にナビゲートすることによって、形状の精度がさらに改善され得る。例えば、アプリケーション81は、EMセンサ94が、肺領域の各気道経路の第二の分岐にナビゲートされ、領域が十分に検査されたかを判断する前に、十分な場所データおよび侵入深さを取得する。臨床医は、アプリケーション81から、侵入の十分な深さにおいて十分なデータが取得されたことを示す検査進行指標604上で、その領域におけるチェックマークの形式でフィードバックを受け取る。

20

【0049】

データ取得ステップ306を行いながら、アプリケーション81は、ステップ308を周期的に実行し、ここでは、アプリケーション81が、再び、「完了」ボタン710が起動されていたかどうかを判断する。もしも、「完了」ボタン710が起動されていたならば、処理はステップ316に進む。もしも、「完了」ボタン710が起動されていないならば、処理は、ステップ310に進み、ここでは、アプリケーション81は、適切な場所データが収集されたかを判断する。この判断は、二つのステップからなる。第一に、アプリケーション81は、位置合わせ処理を開始するときでさえ、十分なデータ点が得られたかを判断し得る。もしも、十分なデータ点が得られていたならば、アプリケーション81は、検査が特定の領域において十分な深さに到達したかを判断する第二のステップを行う。もしも、適切なデータが集められ、検査の十分な深さが達成されたらアプリケーション81が判断するならば、上で記述したように、ユーザインターフェイス216は、肺検査進行指標604においてチェックマークフィードバックを臨床医に提供し得る。例えば、アプリケーション81は、各肺領域において、少なくとも200のデータ点が深さの十分性に対して取得されるべきであると要求し得る。少なすぎるデータ点を有するか、または、肺領域において浅すぎる部分に集中しているデータ点を有することは、場所データが不十分であるのでフィードバックを臨床医に提供することができない、との結果をもたらし得る。

30

40

【0050】

もしも、アプリケーション81が、取得された場所データが不十分であると判断する場合、処理は、より多くの場所データが取得されるステップ306に戻る。もしも、取得さ

50

れた場所データが十分であるとアプリケーション 8 1 が判断する場合、処理は、ステップ 3 1 2 に進み、そこでは、ユーザインターフェイス 2 1 6 が表示 7 0 0 を更新し、図 6 に示されるように、特定の肺領域が十分に検査されたことを示す「チェックマーク」シンボルのような、フィードバック指標 8 0 1 を表示する。図 6 から 1 0 は、フィードバック指標 8 0 1、8 0 2、8 0 3、8 0 4、および / または 8 0 5 に伴って取得される適切なデータを有するとして、肺領域 7 0 1、7 0 2、7 0 3、7 0 4、および / または 7 0 5 の各々と進行する場所データ取得段階とが示されている、表示 7 0 0 への連続的な更新を示す。

【 0 0 5 1 】

その後、ステップ 3 1 4 において、アプリケーション 8 1 は、「完了」ボタン 7 1 0 が起動されていたかどうかを再度判断する。もしも、「完了」ボタン 7 1 0 が起動されていないならば、処理は、ステップ 3 0 6 に戻る。もしも、「完了」ボタン 7 1 0 が起動されていたならば、処理はステップ 3 1 6 に進み、ここでは、アプリケーション 8 1 が、取得されたデータ点が実質的に、対応する 3 D モデルの気道内に位置しているかを判断する。もしも、取得されたデータ点が実質的に気道内に位置していないならば、位置合わせのデータ取得段階は、不成功とされ、全体の処理が再起動されなければならない。もしも、取得されたデータ点が実質的に気道内に位置している場合、処理は、ステップ 3 1 8 に進む。

【 0 0 5 2 】

ステップ 3 1 8 において、アプリケーション 3 1 2 は、全ての肺領域が「チェックマーク」を受け取っており、従って、適切に検査されたかを判断する。もし、そうならば、処理はステップ 3 2 6 に進む。もし、そうでなければ、処理はステップ 3 2 0 に進み、ここでは、アプリケーション 8 1 が、取得されたデータ点が分布されている肺領域を通して、位置合わせに対して十分であるように、十分な広がり度で分布しているかどうかを判断する。好ましい実施形態において、全ての領域が「チェックマーク」を受け取るまで、臨床医は、場所データを取得し続ける一方で、任意の時刻において、「完了」ボタンを起動することによって、位置合わせ処理の場所データ取得段階を終了することが可能であり、このことは、その後、アプリケーション 8 1 に取得された場所データを分析させて、取得されたデータ点に基づいて位置合わせが可能であるかを判断させる。

【 0 0 5 3 】

もしも、取得されたデータ点が肺領域を通じて十分な広がり度で分布していない場合、処理はステップ 3 2 2 に進み、そこでは、ユーザインターフェイス 2 1 6 がエラーメッセージを表示し、処理がステップ 3 0 6 に戻ったあとで、不十分なデータ、データの不十分な広がり、または、侵入の不十分な深さが、不十分な位置合わせのデータ収集をもたらしたことを臨床医に示す。もしも、取得されたデータ点が肺領域を通じて位置合わせに対して十分な広がり度で分布していると、アプリケーション 8 1 が判断する場合、処理は、ステップ 3 2 4 に進み、ここでは、ユーザインターフェイス 2 1 6 が、臨床医に取得された場所データに基づいて位置合わせを行うことは可能であるが、理想的ではなく、さらなる場所データを取得することによって位置合わせが改善され得ることを警告するメッセージを表示する。

【 0 0 5 4 】

その後、処理はステップ 3 2 6 に進み、そこでは、ユーザインターフェイス 2 1 6 が、図 1 1 に示されるように、臨床医に位置合わせ検証のための表示 1 3 0 0 を提示する。表示 1 3 0 0 は、例えば、図 1 3 に示されるように、臨床医に、現在ロードされているナビゲーション計画の 3 D 体積の表示されたスライス 1 3 0 4 に重なった、固定された E M センサ指標 1 3 0 2 を提示する。表示されたスライス 1 3 0 4 は、E M センサ指標 1 3 0 2 の周りを動き得、また、図 1 1 と 1 2 の比較によって分かるように、患者の気道内の E M センサ 9 4 の位置が変化するとき、E N センサ指標 1 3 0 2 が静止したままで、3 D 体積の異なるスライス 1 3 0 4 が、表示され得る。図 1 1 に表示されたスライス 1 3 0 4 は、冠方向からであるが、臨床医は、代替えとして、表示バー 1 3 1 0 を起動することによ

10

20

30

40

50

て、軸位方向または矢状方向の内の一つを選択し得る。臨床医が E M センサ 9 4 を患者の気道を通して前進させるとき、位置合わせされた 3 D 体積に対する E M センサ 9 4 の位置に基づいて、表示されたスライス 1 3 0 4 は変化する。

【 0 0 5 5 】

ステップ 3 2 8 において、位置合わせが許容可能であるかどうか判断される。例えば、臨床医は、位置合わせが許容可能であると判断し得る。ひとたび、位置合わせが許容可能であると臨床医が満足すると、例えば、E M センサ指標 1 3 0 2 が患者の気道内から外れないことを判定することによって、表示されたスライス 1 3 0 4 に提示されるように、臨床医は、「位置合わせ受入」ボタン 1 3 0 6 を起動することによって位置合わせを受け入れる。しかしながら、もし、臨床医が、位置合わせは受け入れられないと判断する場合、例えば、もし、E M センサ指標 1 3 0 2 が患者の気道内から外れる場合、表示されたスライス 1 3 0 4 に提示されるように、臨床医は、「位置合わせ拒否」ボタン 1 3 0 8 を起動することによって、位置合わせを拒否し得、ステップ 3 0 6 から開始する位置合わせ処理を繰り返すように進む。位置合わせは臨床医によって今や完了したが、システム 1 0 は、3 D 体積に対する患者の気道内の E M センサ 9 4 の場所の追跡を継続し得、後続のナビゲーション手順の間、位置合わせを更新および改善することを継続し得る。

10

【 0 0 5 6 】

加えて、ナビゲーションの前に、または、ナビゲーションの間のいずれかに患者の肺の位置合わせが検討され得る。図 1 3 に示されるように、アプリケーション 8 1 は、E M センサ 9 4 の場所が追跡された各場所に対する、指標 1 5 0 4 および 1 5 0 6 を有する 3 D モデル 1 5 0 2 を示す「位置合わせ検討」表示 1 5 0 0 を提示し得る。異なる形状のまたは色の指標が、位置合わせの間に追跡された場所（つまり、指標 1 5 0 4）、および、ナビゲーションの間に追跡された場所（つまり、指標 1 5 0 6）に対して表示され得る。この表示を使用して、臨床医は、E M センサ 9 4 の全ての追跡された場所が、3 D モデルの気道内に位置することを確認し得る。もし、E M センサ 9 4 の追跡された場所が、3 D モデルの気道の外側であるならば、位置合わせは、完了していないか、または、不正確であるかのいずれかであり、繰り返され得る。臨床医は、表示 1 5 0 0 をナビゲーションの前、またはナビゲーションの間の任意の時刻に開き得、かつ、「完了」ボタン 1 5 0 8 を起動することによって、表示を閉じ得る。

20

【 0 0 5 7 】

本開示のいくつかの実施形態が図面において示されてきたが、本開示は、技術が許す限り広い範囲であり、明細書は同様に読まれることが意図されているので、開示はそれらに限定されることを意図されていない。従って、上の記述は限定であると解釈されるべきではなく、単に特定の実施形態の例示であると解釈されるべきである。当業者は、本明細書に添付された特許請求の範囲の範囲と精神の中で、別の修正を想像するであろう。

30

FIG. 3B

【図 4】

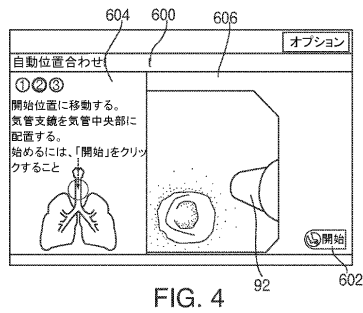


FIG. 4

【図 5】

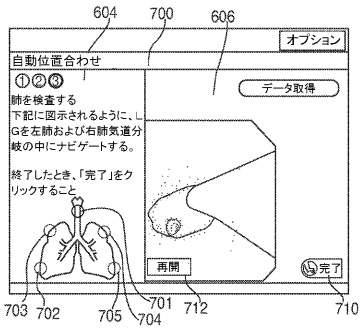


FIG. 5

【図 6】

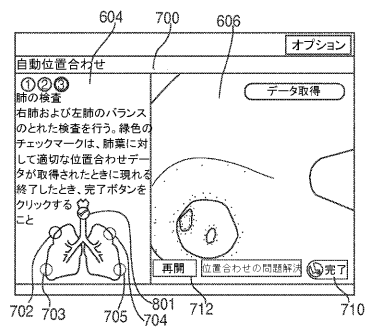


FIG. 6

【図 7】

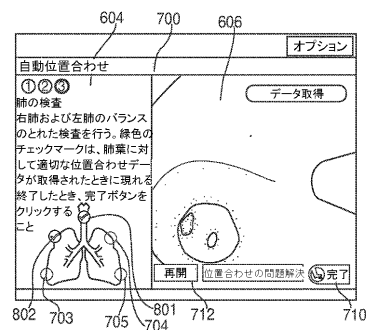


FIG. 7

【図 8】

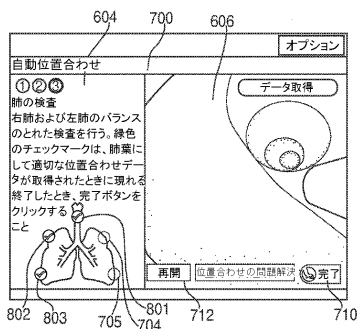


FIG. 8

【図 10】

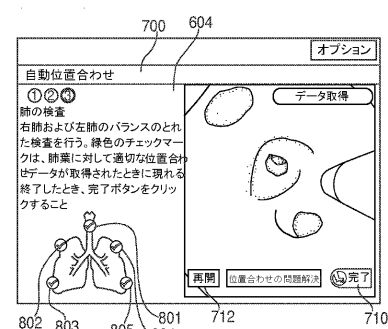


FIG. 10

【図 9】

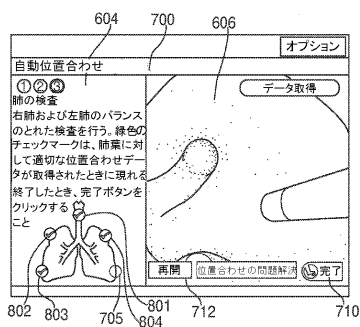


FIG. 9

【図 11】

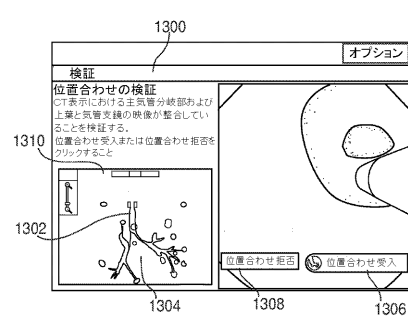


FIG. 11

【図 12】

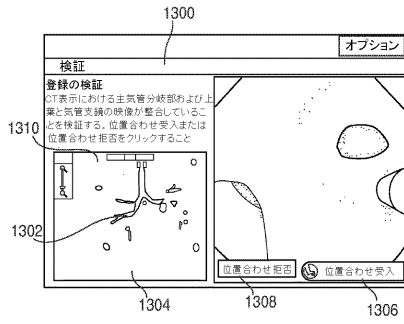


FIG.12

【図 13】

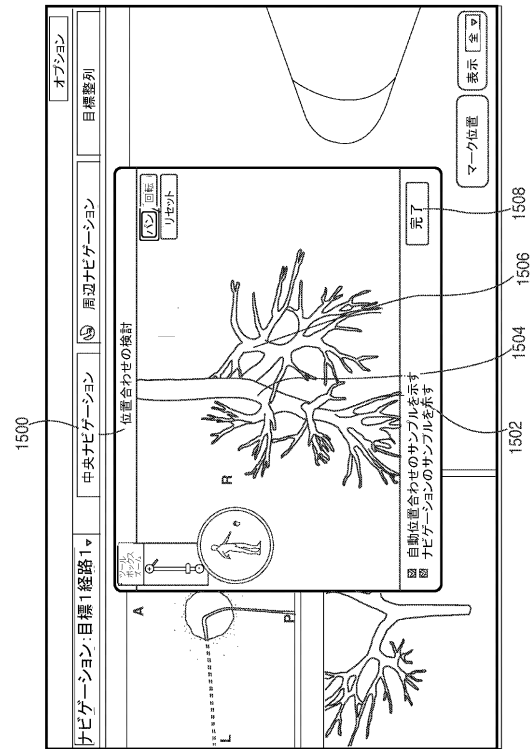


FIG. 13

フロントページの続き

- (72)発明者 クレイン, エヤル
イスラエル国 46120 ヘルツリーヤ, ハメノフィム ストリート 8
- (72)発明者 ウェインガルテン, オレン ピー.
イスラエル国 45286 ホド-ハシャロン, ネットザー-イスラエル 48ビー
- (72)発明者 ネボムニアシュチャー, アレクサンダー ワイ.
イスラエル国 46100 ヘルツリーヤ, イェホシュア ビン ナン ストリート 41

審査官 亀澤 智博

- (56)参考文献 特開2009-254837(JP,A)
国際公開第2014/058838(WO,A1)
国際公開第2014/028394(WO,A1)
国際公開第2014/025550(WO,A1)
国際公開第2013/145010(WO,A1)
米国特許出願公開第2013/0281821(US,A1)
特表2012-527286(JP,A)
国際公開第2011/102012(WO,A1)
特表2010-510815(JP,A)
特表2007-503893(JP,A)
特開2002-153443(JP,A)
特開2012-223500(JP,A)
特開2010-259810(JP,A)
国際公開第2008/112005(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	6/00	-	6/14
A61B	1/00	-	1/32