

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6091949号
(P6091949)

(45) 発行日 平成29年3月8日(2017.3.8)

(24) 登録日 平成29年2月17日(2017.2.17)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 12 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2013-55612 (P2013-55612)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成25年3月18日 (2013. 3. 18)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2013-192944 (P2013-192944A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成25年9月30日 (2013. 9. 30)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成28年3月18日 (2016. 3. 18)		弁理士 蔵田 昌俊
(31) 優先権主張番号	13/422, 603	(74) 代理人	100109830
(32) 優先日	平成24年3月16日 (2012. 3. 16)		弁理士 福原 淑弘
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 追跡装置及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブから所定の距離だけ離れた照射位置から、予め決定された波長を有する電磁波を照射する照射手段と、

前記超音波プローブと操作者及び患者の少なくとも一方とから反射した電磁波を、前記超音波プローブから所定の距離にある受信位置で受信する受信手段と、

記録位置で、第一時刻における前記超音波プローブと前記操作者及び前記患者の少なくとも一方とに関する第一の画像を記録し、前記第一時刻より後の時刻における前記超音波プローブと前記操作者及び前記患者の少なくとも一方に関する第二の画像を記録する画像キャプチャ手段と、

前記受信した電磁波、前記第一の画像、及び前記第二の画像に基づいて、空間における前記超音波プローブの座標と角度とのどちらか一方における変化を決定する決定手段と、
を具備する追跡装置。

【請求項 2】

前記変化に従って、特定のデータを表示する表示手段をさらに具備する請求項 1 記載の追跡装置。

【請求項 3】

前記データは、以前に格納されたデータに基づいており前記変化に対応する、二次元画像、三次元画像、四次元画像のうちの一つである請求項 1 又は 2 記載の追跡装置。

【請求項 4】

10

20

前記データは、複数の三次元ボリュームを共に縫い合わせられた三次元ボリュームである請求項 1 又は 2 記載の追跡装置。

【請求項 5】

前記データは、複数の二次元画像を共に縫い合わせられた三次元ボリュームである請求項 1 又は 2 記載の追跡装置。

【請求項 6】

前記データは、前記超音波プローブによって取得された超音波データに基づいた画像である請求項 2 乃至 5 のうちいずれか一項記載の追跡装置。

【請求項 7】

前記データは、前記操作者の距離と角度との少なくとも一方における前記変化に基づく三次元ボリュームである請求項 2 記載の追跡装置。

10

【請求項 8】

前記データは、前記超音波プローブの距離と角度との少なくとも一方における前記変化に基づく前記超音波プローブを表すアイコンである請求項 2 記載の追跡装置。

【請求項 9】

前記データは、前記患者の上に前記プローブアイコンが重畳された画像である請求項 8 記載の追跡装置。

【請求項 10】

前記データは、前記記録位置で記録されたデータである請求項 1 記載の追跡装置。

【請求項 11】

前記照射位置、前記受信位置、そして前記記録位置は、実質的に同一である請求項 10 記載の追跡装置。

20

【請求項 12】

超音波プローブと、

前記超音波プローブから所定の距離だけ離れた照射位置から、予め決定された波長を有する電磁波を照射する照射手段と、

前記超音波プローブと操作者及び患者の少なくとも一方とから反射した電磁波を、前記超音波プローブから所定の距離にある受信位置で受信する受信手段と、

記録位置で、第一時刻における前記超音波プローブと前記操作者及び前記患者の少なくとも一方とに関する第一の画像を記録し、前記超音波プローブと前記操作者及び前記患者の少なくとも一方に関する第二の画像を記録する画像キャプチャ手段と、

30

前記受信した電磁波、前記第一の画像、及び前記第二の画像に基づいて、空間における前記超音波プローブの座標と角度とのどちらか一方における変化を決定する決定手段と、
を具備する超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本明細書で説明される実施形態は、一般には、プローブ位置と患者位置と操作者位置との組合せをトラッキングするための追跡装置、及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

40

【0002】

超音波診療の分野では、超音波診断装置と操作者との間のユーザーインターフェースを向上させるためのいくつかの試みがなされてきた。一般に、超音波スキャナの操作者は、プローブを保持し、画像をスキャンするために、患者の上の関心領域の中にそれを設置する。

【0003】

プローブ位置は、超音波診断装置の特定の目的のためにトラッキングされる。1つの例示的な目的は、相対的なプローブ位置に関して、2D画像および/または3D画像を空間的に登録することである。空間的に登録された画像は、超音波診断装置、または、コンピュータ断層撮影(CT)および磁気共鳴撮影(MRI)などのようなモーダリティベース

50

の医療診断撮影システムを使用した、以前にスキャンされた画像またはライブ画像である。融合された画像またはステッチングされた画像は、病気および/または治療の進行を監視するための経過観察において、診断上有用であり得る。

【0004】

1つの先行技術の試みが、プローブ位置と共に2D超音波画像を登録するための複数の磁気センサーを提供している。比較的長い歴史にもかかわらず、磁気センサーは、部屋の中の金属対象物に起因して磁場感度は干渉されるので、超音波プローブをトラッキングするために幅広く受け入れられてはいない。別の理由は、磁場トランスデューサは、1つまたは複数のセンサーを収容するために、内部的または外部的のいずれかに変化させられなければならないということである。

10

【0005】

別の先行技術の試みは、画像登録の光学システムを提供している。光学システムは、背の高いスタンドおよび大きいターゲットプローブ取り付け具の上のステレオ光学カメラを含む。機器のこれらの追加的な部品は、そのサイズおよびコストに起因して、超音波診断装置には実用的でない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述の例示的な先行技術の試みを考慮して、検査セッションの間、プローブ位置と患者位置と操作者位置との組合せをトラッキングするための改善された追跡装置、及び超音波診断装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

一実施形態に係る追跡装置は、超音波プローブから所定の距離だけ離れた照射位置から、予め決定された波長を有する電磁波を照射する照射手段と、前記超音波プローブと操作者及び患者の少なくとも一方とから反射した電磁波を、前記超音波プローブから所定の距離にある受信位置で受信する受信手段と、記録位置で、第一時刻における前記超音波プローブと前記操作者及び前記患者の少なくとも一方に関する第一の画像を記録し、前記超音波プローブと前記操作者及び前記患者の少なくとも一方に関する第二の画像を記録する画像キャプチャ手段と、前記受信した電磁波、前記第一の画像、及び前記第二の画像に基づいて、空間における前記超音波プローブの座標と角度とのどちらか一方における変化を決定する決定手段と、を具備する。

30

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明による超音波診断装置の実施形態を図示する概略図。

【図2A】本発明による超音波診断装置の中のプローブトラッキングデバイスの第一実施形態を図示する略図。

【図2B】本発明による超音波診断装置の中のプローブトラッキングデバイスの第二実施形態を図示する略図。

【図2C】本発明による超音波診断装置の中のプローブトラッキングデバイスの第三実施形態を図示する略図。

40

【図3A】表示ユニットの天板の上に搭載されているプローブトラッキングデバイスの第一実施形態を図示する略図。

【図3B】表示ユニットの天板の中に一体化されているプローブトラッキングデバイスの第二実施形態を図示する略図。

【図4】本実施形態に係る超音波診断装置及びこれに用いられるトラッキングシステムの中のプローブトラッキングデバイスの一実施形態の例示的な動作を図示する略図。

【図5】本実施形態に係る超音波診断装置及びこれに用いられるトラッキングシステムの中のプローブトラッキングデバイスの別の実施形態の例示的な動作を図示する略図。

【図6】本実施形態に係る超音波診断装置及びこれに用いられるトラッキングシステムの

50

中でプローブをトラッキングする1つのプロセスに伴うステップを図示するフロー図。

【図7】プローブ位置をトラッキングし、本実施形態に係る超音波診断装置及びこれに用いられるトラッキングシステムの中の位置情報を利用する1つのプロセスに伴うステップを図示する略図。

【図8】本実施形態に係る超音波診断装置及びこれに用いられるトラッキングシステムの中でプローブと患者との組合せをトラッキングすることの例示的な表示を図示する略図。

【図9】本発明による画像表示システムの中で操作者位置のトラッキングの例示的な用途として3D画像表示を図示する略図。

【発明を実施するための形態】

【0009】

一実施形態によれば、超音波診断装置は、画像生成ユニットと、計算ユニットと、修正画像生成ユニットと、プローブをトラッキングするためのプローブトラッキングユニットと、表示制御ユニットとを含む。画像生成ユニットは、超音波プローブから被検体の上に送信された超音波の反射波に基づいて、時系列的に複数の超音波画像を生成する。計算ユニットは、画像生成ユニットによって生成された超音波画像の中の、時系列的に連続する2つの超音波画像である第1の画像と第2の画像との間の局所的な領域の運動ベクトルを計算する。修正画像生成ユニットは、計算ユニットによって計算された運動ベクトルの中の超音波のスキャニングライン方向の成分に基づいて、第2の画像から、修正画像を生成する。表示制御ユニットは、特定の表示ユニットに、修正画像生成ユニットによって生成された修正画像を表示させるように制御を実行する。

【0010】

超音波診断装置の例示的な実施形態を、図面を参照して以下に詳細に説明する。ここで図1を参照すると、概略図が、本実施形態に係る超音波診断装置を図示している。第一実施形態は、超音波プローブ100と、モニタ120と、タッチ入力デバイス130と、トラッキングデバイス200と、装置本体1000とを含む。超音波プローブ100の一実施形態は、複数の圧電振動子を含み、圧電振動子は、装置本体1000の中に収納されている送信ユニット111から供給される駆動信号に基づいて超音波を発生させる。また、超音波プローブ100は、被検体Ptから反射波を受信し、それを電気信号へ変換する。そのうえ、超音波プローブ100は、圧電振動子に設けられたマッチング層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を回避するバック材とを含む。

【0011】

超音波プローブ100から被検体Ptへ超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Ptの内部身体組織の中の音響インピーダンスの不連続プレーンによって連続的に反射され、また、超音波プローブ100の圧電振動子によって、反射波信号として受信される。受信された反射波信号の振幅は、超音波を反射する不連続プレーンの音響インピーダンスの差に依存する。例えば、送信された超音波パルスが、移動する血流または心臓壁の表面によって反射されると、反射波信号は、周波数偏差の影響を受ける。すなわち、ドプラ効果に起因して、反射波信号は、移動する対象物の、超音波が伝わる方向の速度成分に依存する。

【0012】

装置本体1000は、最終的に、超音波画像を表す信号を発生させる。装置本体1000は、プローブ100から患者の中の関心領域へ向けた超音波の送信と、超音波プローブ100における反射波の受信とを制御する。装置本体1000は、送信ユニット111と、受信ユニット112と、Bモード処理ユニット113と、ドプラ処理ユニット114と、画像処理ユニット115と、画像メモリ116と、制御ユニット117と、内部記憶ユニット118とを含み、それらの全てが、内部バスを介して接続されている。また、装置本体1000は、随意的に、カラー処理ユニットも含む。

【0013】

送信ユニット111は、トリガ発生回路と、遅延回路と、パルサ回路などを含み、駆動信号を超音波プローブ100へ供給する。パルサ回路は、特定のレート周波数の送信超音

10

20

30

40

50

波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生させる。遅延回路は、圧電振動子のそれぞれを利用するために、パルサ回路からのレートパルスの中の遅延時間を制御し、超音波プローブ100からの超音波をビームへ集中させて、送信指向性を決定するようになっている。トリガ発生回路は、レートパルスに基づいて、駆動信号(駆動パルス)を超音波プローブ100に適用する。

【0014】

受信ユニット112は、増幅回路と、アナログデジタル(A/D)コンバータと、加算器などを含み、超音波プローブ100で受信された反射波信号について様々な処理を行うことによって、反射波データを生成する。増幅回路は、反射波信号を増幅させることによってゲイン補正を実行する。A/Dコンバータは、ゲイン補正された反射波信号を、アナログフォーマットからデジタルフォーマットに変換し、受信指向性を決定するのに必要とされる遅延時間を提供する。加算器は、A/Dコンバータからのデジタル変換された反射波信号を加算することによって、反射波データを生成する。加算処理を通して、加算器は、反射波信号の受信指向性に従って、方向から反射成分を強調する。上述の方法では、送信ユニット111および受信ユニット112は、それぞれ、超音波送信の間に送信指向性を制御し、超音波受信の間に受信指向性を制御する。

10

【0015】

装置本体1000は、Bモード処理ユニット113とドプラ処理ユニット114とをさらに含む。Bモード処理ユニット113は、受信ユニット112から反射波データを受信し、対数増幅を実行し、包絡線検波処理などを行い、輝度によって信号強度を表すためにBモードデータを生成するようになっている。ドプラ処理ユニット114は、受信ユニット112から受信された反射波データからの速度情報について、周波数分析を実行する。ドプラ処理ユニット114は、血流、組織、および造影剤エコーの成分をドプラ効果によって取り出す。ドプラ処理ユニット114は、多数のポイントに対する平均速度、分布、および出力などの、移動する対象物の情報について、ドプラデータを発生させる。

20

【0016】

装置本体1000は、超音波画像データの画像処理に関する追加的なユニットをさらに含む。画像処理ユニット115は、Bモード処理ユニット113からのBモードデータから、または、ドプラ処理ユニット114からのドプラデータから、超音波画像を発生させる。具体的には、画像処理ユニット115は、BモードデータからBモード画像を、そして、ドプラデータからドプラ画像を、それぞれ発生させる。そのうえ、画像処理ユニット115は、超音波スキャンのスキャニングライン信号シーケンスを、テレビフォーマットなどのような所定のビデオフォーマットに変換またはスキャン変換する。画像処理ユニット115は、最終的に、表示デバイスのために、Bモード画像またはドプラ画像などのような超音波表示画像を発生させる。画像メモリ116は、画像処理ユニット115によって発生させられた超音波画像データを記憶する。

30

【0017】

制御ユニット117は、超音波診断装置の中の全体的な処理を制御する。具体的には、制御ユニット117は、操作者によって入力デバイスを介して入力された様々な設定要求に基づいて、送信ユニット111と、受信ユニット112と、Bモード処理ユニット113と、ドプラ処理ユニット114と、画像処理ユニット115との中の処理を制御し、プログラムと、内部記憶ユニット118から読み出された設定情報とを制御する。例えば、制御プログラムは、超音波と、処理画像データを送信および受信し、画像データを表示するための命令の、特定のプログラムされたシーケンスを実行する。設定情報は、患者IDおよび医師見解などのような診断情報と、診断プロトコルと、他の情報とを含む。そのうえ、内部記憶ユニット118は、随意的に、画像メモリ116の中に記憶された画像を記憶するために使用される。内部記憶ユニット118の中に記憶された特定のデータは、随意的に、インターフェース回路を介して、外部周辺デバイスに伝達される。最後に、制御ユニット117は、画像メモリ116の中に記憶されている超音波画像を表示するために、モニタ120も制御する。

40

50

【 0 0 1 8 】

複数の入力デバイスが、本実施形態に係る超音波診断装置の中に存在する。モニタまたは表示ユニット120は、一般的に、上述のような超音波画像を表示するが、表示ユニット120の特定の実施形態は、追加的に、単独で、または、超音波診断装置の第一実施形態のためのシステムユーザーインターフェースのための他の入力デバイスと組み合わせられて、タッチパネルなどの入力デバイスとしての機能を果たす。表示ユニット120は、超音波診断装置の操作者が入力デバイス130と組み合わせる様々な設定要求を入力するためのグラフィカルユーザーインターフェース(GUI)を提供する。入力デバイス130は、マウスと、キーボードと、ボタンと、パネルスイッチと、タッチコマンドスクリーンと、フットスイッチと、トラックボールなどを含む。表示ユニット120と入力デバイス130との組合せは、随意的に、超音波診断装置の操作者からの所定の設定要求と操作コマンドとを受信する。次いで、表示ユニット120と入力デバイス130との組合せは、受信された設定要求および/またはコマンドのそれぞれが装置本体1000へ送られるように、信号または命令を発生させる。例えば、要求は、マウスとモニタとを使用して、これから起こるスキャンセッションの間の関心領域を設定するようになされる。別の例では、操作者は、処理実行スイッチを介して、画像処理ユニット115によって画像の上で実行されるよう、画像処理の開始および終了を特定する。

10

【 0 0 1 9 】

さらに図1を参照すると、本実施形態に係る超音波診断装置の中の複数の入力デバイスは、追加的に、トラッキングデバイス200を含む。トラッキングデバイス200の第一実施形態は、超音波診断装置の中のプローブ100の位置データまたは情報を送るために、所定の有線接続またはワイヤレス接続を介して装置本体1000に接続されている。例えば、プローブ位置データは、所定の領域または空間に対する、または所定の領域または空間の中の、プローブ100の絶対的または相対的な位置情報の少なくとも所定のセットを含む。しかし、プローブ位置データは、位置データに限定されず、随意的に、所定の座標に関するプローブの角度などのような他の情報を含む。さらに、トラッキングデバイス200は、所定の領域または空間に対する、または所定の領域または空間の中の、プローブ100と、患者と、操作者との任意の組合せの位置情報を取得する。

20

【 0 0 2 0 】

トラッキングデバイス200の第一実施形態は、プローブに向かって放出された放出電磁放射線とプローブから反射された反射電磁放射線とに基づいて、プローブの少なくとも距離と角度とを測定するための空間測定デバイス(すなわち、電磁的測定デバイス或いは光学的測定デバイス)、および、放出電磁放射線と反射電磁放射線とに基づいて、空間の中のプローブの距離と角度との変化を決定するための、空間測定デバイスに接続された処理デバイスなどのような他のデバイスを含む。

30

【 0 0 2 1 】

トラッキングデバイス200の第二実施形態は、超音波診断装置に対して所定の空間の中の、プローブと操作者と患者との任意の組合せを識別し、位置決めするために、赤外線(IR)深度センサーと、光学カメラと、加速度計と、ジャイロスコープと、マイクロフォンとの任意の組合せを含む。例えば、マイクロフォンは、音声分析に基づいて、患者および/または操作者を識別するために利用されることが可能である。また、マイクロフォンは、音声分析に基づいて、マイクロフォンの位置に対する患者および/または操作者の近似方向を決定するために利用されることが可能である。別の例では、加速度計とジャイロスコープとの組合せが、随意的に、移動、角度、および/または方向の変化の量を決定するために、プローブの上に搭載されている。IR深度センサーおよび光学カメラなどのような他の例示的なセンサーが、随意的に、プローブ、操作者、および患者などのような所定の対象物の移動の量を検出するために使用される。

40

【 0 0 2 2 】

本実施形態に係る超音波診断装置では、トラッキングデバイス200は、排他的な方法で上述の機能を実行することに必ずしも限定されずとは限らない。他の実施形態に係る超

50

音波診断装置では、トラッキングデバイス200は、プローブ100の位置データと角度データとの決定を含む上述の機能を達成するために、画像処理ユニット115および制御ユニット117などのような他のデバイスと一緒に機能する。

【0023】

ここで図2Aを参照すると、略図は、本超音波診断装置の中のトラッキングデバイス200Aの一実施形態を図示している。トラッキングデバイス200Aは、一般的に、プローブ100の画像を獲得するために、カメラまたは画像光学センサー202を含む。トラッキングデバイス200Aは、随意的に、自動焦点ユニットおよび光源などのような他のユニットを含む。トラッキングデバイス200Aの中の上記センサーは、単独で、または、他のセンサーと組み合わせられて、プローブ100の形状、深度、および/または移動を検出し、プローブ100の空間的情報(絶対座標、相対座標、絶対移動距離、相対移動距離、角度、速度、加速度、及びこれらの変化、これらの任意の組合せを含む。)またはデータの所定のセットを発生させるようになっている。上記のセンサーは、単に説明のためのものであり、本実施形態によるトラッキングデバイス200Aは、プローブ100を検出するためのセンサーまたはセンシングモードの特定のセットに限定されない。検出を促進するために、プローブ100は、随意的に、プローブ100が可視的に強調されるように、所定の方法で印を付けられたり、色を付けられたりしている。

10

【0024】

ここで図2Bを参照すると、略図は、本実施形態による超音波診断装置の中のトラッキングデバイス200Bの別の実施形態を図示している。トラッキングデバイス200Bは、赤外線(IR)光源204と、IR光センサー206などのような特定のセンサーとを含む。赤外線(IR)光源204は、プローブ100に向かって赤外線を放出し、一方、IR光センサー206は、プローブ100から反射された赤外線を受信する。トラッキングデバイス200Bの図示された実施形態は、IR光源204およびIR光センサー206について、分離された位置を有しているが、その位置は、同一であることも可能である。さらに、また、赤外線範囲は、限定されず、随意的に、電磁放射線のIR範囲の外側である。トラッキングデバイス200Bの中の上記のセンサーは、単独で、または、他のセンサーと組み合わせられて、プローブ100の形状、深度、および/または移動を検出し、位置データおよび角度データなどのような情報またはデータの所定のセットを発生させるようになっている。上記のセンサーは、単に説明のためのものであり、本実施形態によるトラッキングデバイス200Bは、プローブ100を検出するためのセンサーまたはセンシングモードの特定のセットに限定されない。

20

30

【0025】

ここで図2Cを参照すると、略図は、本実施形態による超音波診断装置の中のトラッキングデバイス200Cのさらに別の実施形態を図示している。トラッキングデバイス200Cは、プローブ100の画像を獲得するために、カメラまたは画像光学センサー202を含む。また、トラッキングデバイス200Cは、赤外線(IR)光源204と、IR光センサー206などのような特定のセンサーとを含む。赤外線(IR)光源204は、プローブ100に向かって赤外線を放出し、一方、IR光センサー206は、プローブ100から反射された赤外線を受信する。トラッキングデバイス200Cの図示された実施形態は、IR光源204およびIR光センサー206について、分離された位置を有しているが、その位置は、同一であることも可能である。さらに、また、赤外線範囲は、限定されず、随意的に、電磁放射線のIR範囲の外側である。トラッキングデバイス200Cの中の上記の多数のセンサーは、単独で、または、他のセンサーと組み合わせられて、プローブ100の形状、深度、および/または移動を検出し、位置データおよび角度データなどのような情報またはデータの所定のセットを発生させるようになっている。上述の例示的な実施形態では、トラッキングデバイス200Cは、不可視な電磁放射線を放出および受信し、一方、それは、可視的な光範囲を使用して、画像も獲得する。上記のセンサーは、単に説明のためのものであり、本実施形態によるトラッキングデバイス200Cは、プローブ100を検出するためのセンサーまたはセンシングモードの特定のセットに限定さ

40

50

れない。

【 0 0 2 6 】

上述の実施形態は、単に、超音波診断撮影システムの中のプローブをトラッキングする本実施形態概念の説明のためのものである。一般に、センサーの分解能が、複数のセンサーによって、まだ満たされていないと仮定すれば、プローブトラッキングデバイスが有する上述のセンサーの数が大きくなるほど、プローブトラッキングデバイスは、より正確な所定の情報を発生させる。さらに、情報の精度は、センサーの分解能に依存する。

【 0 0 2 7 】

ここで図 3 A と図 3 B とを参照すると、トラッキングデバイス 2 0 0 が、本実施形態に係る超音波診断装置の中で様々な態様で実施されている。図 3 A は、トラッキングデバイス 2 0 0 - 1 の第一実施形態を図示しており、トラッキングデバイス 2 0 0 - 1 は、表示ユニット 1 2 0 - 1 の天板の上に搭載されている。搭載は、表示ユニット 1 2 0 - 1 の天板の上に限定されず、表示ユニット 1 2 0 - 1 の任意の他の表面、または本実施形態に係る超音波診断装置の中または外側の他のユニットまたはデバイスの任意の他の表面までもが含まれる。実施に応じて、トラッキングデバイス 2 0 0 - 1 は、随機的に、既存の超音波診断装置システムの中に改造された態様で、表示ユニット 1 2 0 - 1 の上に搭載される。トラッキングデバイス 2 0 0 - 1 の一実施形態は、I R 光と深度画像検出器とを含む。

10

【 0 0 2 8 】

図 3 B は、トラッキングデバイス 2 0 0 - 2 の第二実施形態を図示しており、トラッキングデバイス 2 0 0 - 2 は、点線で表されているように、表示ユニット 1 2 0 - 2 の天板部分の中に一体化されている。一体化は、表示ユニット 1 2 0 - 2 の天板部分に限定されず、表示ユニット 1 2 0 - 2 の任意の他の部分、または本実施形態に係る超音波診断装置の中の他のユニットまたはデバイスの任意の他の部分までもが含まれる。トラッキングデバイス 2 0 0 - 2 の一実施形態は、I R 光と深度画像検出器とを含む。

20

【 0 0 2 9 】

図 2 A、図 2 B、および図 2 C に関して既に説明されたように、プローブトラッキングデバイスの一実施形態は、分離されたユニットであり、表示ユニットなどのような既存のデバイスの近くの所定の位置に近接して設置されている。設置は、表示ユニットの側部に限定されず、任意の他の位置、または本実施形態による超音波診断装置の中または外側の他のユニットまたはデバイスまでもが含まれる。実施に応じて、プローブトラッキングデバイスは、随機的に、表示ユニットの近くに、または、既存の超音波診断装置システムの中に改造された態様で組み込まれた他のデバイスの近くに設置される。

30

【 0 0 3 0 】

ここで図 4 を参照すると、略図は、本実施形態に係る超音波診断装置及びこれに用いられるトラッキングシステムの中のプローブトラッキングデバイスの一実施形態の例示的な動作を図示している。例えば、操作者 O P が、超音波画像をスキャンするためにプローブ 1 0 0 を保持している間、トラッキングデバイス 2 0 0 は、位置 A において E 1 として表されているように、所定の範囲の電磁放射線または光をプローブ 1 0 0 に向かって放出する。単一のレイ E 1 だけが図示されているが、トラッキングデバイス 2 0 0 は、一般的に、静止した所定の位置から特定の幅広い方向へレイの群を放出する。所定の範囲の電磁放射線は、可視的な範囲と不可視な範囲の両方を含み、特定の狭い範囲に限定されない。トラッキングデバイス 2 0 0 から放出された電磁放射線がプローブ 1 0 0 に到達すると、放出された電磁放射線は、プローブ 1 0 0 の表面で反射される。

40

【 0 0 3 1 】

プローブ 1 0 0 は、位置 A から R 1 として表されているように、放出された光を、トラッキングデバイス 2 0 0 に向かって反射して戻す。トラッキングデバイス 2 0 0 は、反射された電磁放射線を受信する。トラッキングデバイス 2 0 0 は、放出された電磁放射線と反射された電磁放射線とに基づいて、所定の空間の中の、プローブ 1 0 0 の距離および角度の変化を決定する。最後に、トラッキングデバイス 2 0 0 は、超音波診断装置の中の変化を出力する。1つの例では、表示ユニットが、変化を表示する。別の例では、超音波診

50

断装置は、さらに説明されるように、以前に記憶された画像をスティッチングするなどのような特定の用途に対して、プローブ位置の変化を使用する。

【0032】

この例では、プローブ100は、矢印および点線によって表されているように、静止していないと仮定されている。すなわち、プローブ100は、位置Aから位置Bを経由して位置Cへ移動する。プローブ100が、1つの位置から別の位置へ移動すると、トラッキングデバイス200は、所定の範囲の電磁放射線をプローブ100に向かって繰り返し放出し、プローブ100から反射された電磁放射線を受信することによって、プローブ100の位置と角度とを連続的に監視する。位置Bにおいて、トラッキングデバイス200は、プローブ100へおよびプローブ100から点線で表されているように、電磁放射線のレイE2およびR2を、それぞれ放出および受信する。同様に、位置Cにおいて、トラッキングデバイス200は、プローブ100へおよびプローブ100から点線で表されているように、電磁放射線のレイE3およびR3を、それぞれ放出および受信する。トラッキングデバイス200が、移動するプローブ100を監視すると、トラッキングデバイス200は、放出された電磁放射線のレイE1、E2、E3と、反射された電磁放射線のレイR1、R2、R3とに基づいて、所定の空間の中の、プローブ100の距離および角度の変化を決定する。

10

【0033】

効率的および正確な動作の監視を有するために、電磁放射線が、プローブから反射される。プローブ100の反射表面は任意の特定の表面に限定されないが、プローブ100の一実施形態は、随意的に、特定の周波数範囲の光を反射するのに適切な所定の被膜を有するように製造される。別の実施形態では、プローブ100は、随意的に、コーティング表面の代わりに、所定の反射体要素を有するように製造される。

20

【0034】

ここで図5を参照すると、略図は、超音波診断装置及びこれに用いられるトラッキングシステムの中のプローブトラッキングデバイスの一実施形態の例示的な動作を図示している。例えば、操作者OPが、超音波画像をスキャンするためにプローブ100を保持している間、トラッキングデバイス200-1は、位置AにおいてE1として表されているように、所定の範囲の電磁放射線または光をプローブ100に向かって放出する。単一のレイE1だけが図示されているが、トラッキングデバイス200-1は、一般的に、特定の幅広い方向へ複数のレイを放出する。所定の範囲の電磁放射線は、可視的な範囲と不可視な範囲の両方を含み、特定の範囲に限定されない。

30

【0035】

上記の例示的な例では、プローブ100は、矢印および点線によって表されているように、静止していないと仮定されている。すなわち、プローブ100は、位置Aから位置Bを経由して位置Cへ移動する。プローブ100が、1つの位置から別の位置へ移動すると、トラッキングデバイス200-1は、所定の範囲の電磁放射線をプローブ100に向かって繰り返し放出し、プローブ100から反射された電磁放射線を受信することによって、プローブ100の位置と角度とを連続的に監視する。同時に、第2のトラッキングデバイス200-2も、所定の範囲の電磁放射線をプローブ100に向かって繰り返し放出し、プローブ100から反射された電磁放射線を受信することによって、プローブ100の位置と角度とを連続的に監視する。トラッキングデバイス200-1は、位置Dに位置決めされており、一方、トラッキングデバイス200-2は、プローブ100を監視する進路の外側を通る位置Eに位置決めされている。

40

【0036】

超音波診断装置及びこれに用いられるトラッキングシステムの上記の例示的な実施形態では、複数のプローブトラッキングデバイスが、所定の空間の中の、プローブ100の位置変化および/または角度変化を同時に監視する。すなわち、プローブ100が位置Aにあるとき、位置Dにあるトラッキングデバイス200-1が、単独で、プローブ100へおよびプローブ100から点線で表されているように、電磁放射線のレイE1およびR1

50

を、それぞれ放出および受信する。プローブ100が位置Bにあるとき、プローブトラッキングデバイス200-1と200-2の両方が、電磁放射線のレイE1'およびE2をそれぞれ放出する。また、プローブ100が位置Bにあるとき、プローブトラッキングデバイス200-1および200-2は、電磁放射線のレイR1'およびR2をそれぞれ受信する。他方では、プローブ100が位置Cにあるとき、位置Eにあるトラッキングデバイス200-2は、単独で、プローブ100へおよびプローブ100から点線で表されているように、電磁放射線のレイE3およびR3を、それぞれ放出および受信する。

【0037】

さらに図5を参照すると、プローブトラッキングデバイス200-1および200-2が、移動するプローブ100を監視すると、プローブトラッキングデバイス200-1および200-2は、共同で、放出された電磁放射線のレイE1、E1'、E2、E3と、反射された電磁放射線のレイR1、R1'、R2、R3とに基づいて、所定の空間の中の、プローブ100の距離および角度の変化を決定する。上記の例示的な実施形態では、プローブトラッキングデバイス200-1および200-2は、それぞれ位置Dおよび位置Eに固定された態様で位置決めされていると仮定されている。別の実施形態では、プローブ100ならびにプローブトラッキングデバイス200-1および200-2の任意の組合せは、随機的に、所定の空間の中の、プローブ100の位置および/または角度を監視する進路の間を移動する。さらに、プローブ100、トラッキングデバイス200-1、またはトラッキングデバイス200-2の移動は、必ずしも、協調的または同期的であるとは限らない。

【0038】

代替的な実施形態では、単一のプローブトラッキングデバイスが、空間的に分離された複数のセンサーを収納しており、移動するプローブ100を監視し、電磁放射線のレイに基づいて、所定の空間の中の、プローブ100の距離および角度の変化を決定する。

【0039】

図4および図5に関して、電磁放射線の使用は、特定の範囲に限定されず、少なくとも赤外線放射線および/または可視的な放射線を含む。図4および図5の中の略図は、明示的に図示していないが、電磁放射線の使用は、本実施形態に従って、移動と角度とを検知するための複数のハードウェアとソフトウェアとを必要とする。可視光が使用されるとき、トラッキングデバイス200の一実施形態は、少なくとも2つの空間的に分離されたカメラによって獲得された画像に基づいて深度寸法を推定するために、立体光学センサーなどのような所定のセンサーを含む。可視光の場合、周囲環境において十分な量の可視光が利用可能であれば、電磁放射線は、必ずしも、特定の線源から放出されるとは限らない。

【0040】

さらに図4と図5とを参照すると、トラッキングデバイス200の他の実施形態では、追加的な技術が使用される。一実施形態では、深度寸法を推定するために、赤外線が、所定の光符号化技術と共に使用される。観察されたボリュームは、赤外線によって符号化され、所定の単一のCMOS深度画像センサーは、観察されたボリュームから、符号化された光を検出する。さらに、「飛行時間」技術が、随機的に、画像のそれぞれのポイントに対して、カメラと被検体との間の光信号の飛行時間を測定するための3Dカメラまたは飛行時間型カメラに基づいて深度を得るために、別の実施形態で使用される。飛行時間型カメラは、スキャニングLIDARシステムなどのようなものにおいてレーザービームを用いてポイント毎になされるのとは対照的に、全体画像が、それぞれのレーザーまたは光パルスを用いて獲得されるスキャナレスのLight Detection And Ranging (LIDAR)の種類である。光パルスは、紫外線、可視光、または近赤外線を含む。プローブトラッキングを実行するために、上述の技術の任意の組合せが、本実施形態による超音波診断装置及びこれに用いられるトラッキングシステムとの関連で、所定の空間の中のまたは所定の空間に対する、プローブの深度、移動、および/または角度を決定するために実施される。

【0041】

図4および図5は、例として、トラッキングデバイス200が、プローブ100の移動を監視および決定するということを図示している。トラッキングデバイス200は、プローブ100の移動の追跡に限定されず、随意的に、同時的な方法で複数の所定の対象物を監視するのに使用される。一実施形態では、トラッキングデバイス200は、プローブ100と、プローブが設置されている患者と、上述されたように所定のセットのセンサーを使用してプローブ100を患者の上に設置する操作者との任意の組合せの移動を監視する。この点で、トラッキングデバイス200の一実施形態は、所定の対象物に対して、連続的な方法で、多数のセットの相対的または絶対的な位置データと角度データとを提供する。

【0042】

ここで図6を参照すると、フロー図は、本実施形態に係る超音波診断装置及びこれに用いられるトラッキングシステムの中でプローブをトラッキングする1つのプロセスに伴うステップを図示している。フロー図は、例示的で一般的なものであり、本実施形態の特定のプローブトラッキングプロセスに限定されない。これらの理由により、電磁放射線(EMR)は、電磁スペクトルの少なくとも可視光範囲と赤外線範囲とを含むように利用される。他方では、本実施形態によるプローブトラッキングプロセスは、電磁スペクトルの特定の範囲、および/または、センサーの特定の組合せを使用することに限定されない。ステップS100において、1つまたは複数の所定の範囲のEMRが、所定の位置から、トラッキングすべきプローブに向かって放出される。可視的な範囲が利用されるとすれば、プローブがトラッキングされる所定の空間の中で利用可能な十分な量の可視光が存在しないということではなければ、それは、必ずしも、特定の線源から放出されるとは限らない。この点で、可視光が周囲環境から利用可能であれば、放出するステップS100は、随意的に、EMRを提供することに等しい。

【0043】

ステップS200において、プローブから実質的に反射されたEMRは、本プロセスの一実施形態の中で受信される。別の実施形態では、EMRは、プローブによって部分的に吸収される可能性があるが、EMRは、依然としてプローブから部分的に反射され、また、ステップS200において受信もされる。したがって、1つまたは複数の所定の範囲のEMRが、所定の検出器またはセンサーによって、トラッキングすべきプローブから受信される。可視的な範囲が利用されるとすれば、画像が、光学カメラによって獲得される。他方では、所定のレーザービームが使用されるとすれば、LIDARカメラが、レーザーデータを獲得する。いずれにしても、いくらかの反射されたEMRが、ステップS200において、ステップS100の放出する位置に対する所定の位置において受信される。本プロセスの一実施形態では、受信された位置および放出する位置は実質的に同一である。本プロセスの別の実施形態では、受信された位置および放出する位置は、実質的に異なっている。この点で、ステップS100とステップS200との間の放出と受信との中に実質的な遅延が存在する可能性がある。

【0044】

ステップS100およびステップS200は、本実施形態に従って、様々な態様で実行される。例えば、放出するステップおよび受信するステップS100およびS200は、本プロセスの一実施形態においてプローブが移動しているとき、自動的に作動され、連続的に実行される。本プロセスの別の実施形態では、プローブが静止している間に、ステップS100およびステップS200が実行される。本プロセスのさらに別の実施形態では、ステップS100およびステップS200は、手動で作動され実行される。

【0045】

ステップS300において、プローブの空間情報は、ステップS100において放出されたEMR、ステップS200において受信されたEMRに従って決定される。本プロセスの一実施形態では、ステップS100において放出されたEMRは可視的であり、ステップS200において受信されたEMRは、プローブの画像である。ステップS300は、上記の可視的なEMRの実施形態において、画像に基づいてプローブの空間情報を決定

10

20

30

40

50

する。他方では、本プロセスの別の実施形態では、ステップS 1 0 0において放出されたE M Rは赤外線であり、ステップS 2 0 0において受信されたE M Rは、プローブの赤外線E M Rデータである。ステップS 3 0 0は、上記の赤外線E M Rの実施形態において、赤外線E M Rデータに基づいて、プローブの空間情報を決定する。さらに別の実施形態では、E M Rの可視的な範囲と赤外線範囲の両方が利用され、ステップS 3 0 0は、画像と赤外線E M Rデータとの組合せに基づいて、プローブの空間情報を決定する。いずれにしても、空間情報は、絶対座標と、相対移動距離と、速度と、加速度と、所定の空間の中のプローブの角度変化との任意の組合せを含む。

【0046】

ステップS 3 0 0において空間情報を決定した後、空間情報が、本実施形態に係る超音波診断装置及びこれに用いられるトラッキングシステムの中でプローブをトラッキングする本プロセスのステップS 4 0 0において出力される。本プロセスの一実施形態では、出力するステップS 4 0 0は、データを表示することを伴う。例えば、表示されるデータは、以前に記憶されたデータに基づき、プローブに対する空間情報の変化に対応する、2 D画像、3 D画像および4 D画像のうちの一つである。別の例示的な表示されるデータは、以前に記憶された複数の3 Dボリュームから一緒にスライシングされた3 Dボリュームである。さらに別の例示的な表示されるデータは、以前に記憶された複数の2 D画像から一緒にスライシングされた3 Dボリュームである。追加的な例示的な表示される画像は、本実施形態のプロセスに従って、トラッキングのために監視されたプローブによって得られた撮影データに基づく画像である。

【0047】

さらに図6を参照すると、上述のステップS 1 0 0からステップS 4 0 0までが、本プロセスの一実施形態において、ステップS 5 0 0において所定の条件が実現されるまで繰り返される。例えば、本プロセスの一実施形態において、ステップS 5 0 0においてプローブが移動していると決定されている間に、ステップS 1 0 0からステップS 4 0 0までが、自動的に作動され、連続的に実行される。本プロセスの別の実施形態では、ステップS 1 0 0からステップS 4 0 0までが、ステップS 5 0 0において手動で停止される。

【0048】

ここで図7を参照すると、略図は、プローブ位置をトラッキングし、本実施形態による超音波診断装置及びこれに用いられるトラッキングシステムの中の位置情報を利用する、一つのプロセスに伴うステップを図示している。例示的なプロセスでは、プローブP Bが、超音波撮影のための関心領域をスキャンするために、患者の身体表面の上を、第1の位置iから第2の位置i iを通して第3の位置i i iへ移動させられる。プローブP Bが進行すると、図6のフロー図の中で図示されているような上述のプロセスは、プローブP Bに関して検出されるような電磁放射線に基づいて、方向および/または角度についてプローブ移動の量を決定する。

【0049】

図6のフロー図の中で図示されているような上述のプロセスによって決定されたようなプローブトラッキング情報に基づいて、以前に記憶された画像のセットが、記憶デバイスS Tから選択される。以前に記憶された画像は、プローブP Bによって現在スキャンされた関心領域であって、一般的に超音波撮影よりも高い分解能を提供するX線ベースのコンピュータ断層撮影(C T)および磁気共鳴撮影(M R I)などのようなモダリティの、実施形態に係る超音波診断装置及びこれに用いられるトラッキングシステムによって一般的に得られた関心領域を含む。高分解能画像の対応するセットが、矢印で示されているようなプローブトラッキング情報に基づいて、表示するために記憶デバイスS Tから選択される。例えば、プローブP Bが、第1の位置iから第2の位置i iを通して第3の位置i i iへ進行すると、対応する画像A、B、およびCが、所定の態様で、モニタD Pの上に随意的に表示される。画像A、B、およびCは、一実施モードでは、リアルタイムに連続的に表示され、一方、別の実施モードでは、それらは、一緒にスライシングされることが可能である。以前に記憶された画像は、異なるモダリティに限定されず、また、随意的に

超音波画像も含む。

【0050】

さらに図7を参照すると、表示されるデータは、様々な以前に記憶された画像データから発生させられた他の画像を追加的に含む。例えば、表示される画像は、以前に記憶されたデータに基づき、プローブに対する空間情報の変化に対応する、2D画像、3D画像および4D画像のうちの1つである。別の例示的な表示される画像は、以前に記憶された複数の3Dボリュームから一緒にスティッチングされた3Dボリュームである。さらに別の例示的な表示されるデータは、以前に記憶された複数の2D画像から一緒にスティッチングされた3Dボリュームである。追加的な例示的な表示される画像は、本実施形態のプロセスに従って、トラッキングのために監視されたプローブによって得られた撮影データ

10

【0051】

ここで図8を参照すると、略図は、本実施形態による超音波診断装置の中でプローブと患者との組合せをトラッキングすることの例示的な表示を図示している。この例示的な表示では、患者は、おおむね横になっており、脚および腕は、患者画像PtBodyに示されているように広げられている。患者画像PtBodyは、所定のカメラまたは3Dキャプチャーデバイスによって獲得され、記憶される。同様に、患者の臓器画像PtOrgは、従来のX線、磁気共鳴撮影(MRI)、またはコンピュータ断層撮影(CT)スキャナによって、以前に獲得されている。1つの例示的な表示では、患者の臓器画像PtOrgは、患者画像PtBodyの上に重畳されている。身体画像と内部臓器画像は、両方とも、例示的な表示の中で広範囲に及ぶが、画像のいずれかまたは両方は、随意的に、表示のために、身体より小さな部分または(1つまたは複数の)臓器に局所化される。特定の実施では、上記の画像は、随意的にズームされる。

20

【0052】

例示的なプロセスでは、プローブPBは、超音波撮影のために関心領域をスキャンするために、患者の身体表面の上の現在のプローブ位置*i*へ移動させられる。プローブPBの現在の位置*i*が、患者身体PtBodyに対して決定されており、超音波画像Aが、現在のプローブ位置*i*において表示されている。現在の位置*i*が変化すると、操作者が随意的に画像Aをフリーズさせなければ、超音波画像Aも変化する。操作者が、特定の関心臓器について、所望の超音波画像を決定した後、関連の位置情報が、将来の使用のために、確定された位置Iにおいてスキャンされた超音波画像と共に記憶される。その後、超音波画像が、様々な目的のために、正確に、以前に確定されたプローブ位置Iにおいてスキャンされる。例えば、年代順にスキャンされた画像が比較され、正確に同一の位置において臓器のがん治療の効果が決定される。超音波画像Bが、所定の治療の前に、以前にスキャンされた画像であるとすれば、画像Aと画像Bとの比較は、治療の効果を決定するのに効果的である。

30

【0053】

さらに図8を参照すると、上記の例において効果的な比較を有するためには、超音波画像AおよびBは、同じ臓器の正確に同一な位置において、スキャンされなければならない。上記の識別作業を促進するために、操作者は、本実施形態による超音波診断装置の視覚的支援によって、以前に確定されたプローブ位置Iを識別するために、患者身体PtBodyにわたってプローブPBを移動させる。例えば、所定のアイコンが、患者身体PtBodyの画像の上に現在のプローブ位置*i*を表し、以前に確定された位置Iを識別しようとしている操作者に視覚的フィードバックを提供しており、また、以前に確定された位置Iも、別の所定のアイコンによって表されている。プローブPBが移動すると、図6のフロー図に図示されているような上述のプロセスは、プローブPBから反射されるような電磁放射線に基づいて、方向および/または角度についてプローブ移動の量を決定する。また、検出されたプローブ移動に基づいて、現在のプローブ位置*i*の表示アイコンは、患者の身体画像PtBodyに対して決定される。位置アイコンがマッチングすると、追加的な視覚的フィードバックが、プローブPBの角度と以前に確定された角度とをマッチングするた

40

50

めに、とりわけ随意的に提供される。

【0054】

上述の視覚的支援がなければ、以前に確定された位置 I を識別するために、操作者は、スキャンされた超音波画像の解剖学的ランドマークだけに頼ることになる。他方では、特定の治療の経過にわたって、ランドマークは、関心領域の視覚的变化に起因して不明瞭になる可能性がある。本実施形態の例示的なプロセスによれば、以前に確定された位置 I は、解剖学的知識に頼ることがなくても、患者 P t B d y に対するプローブ P B 位置に基づく上述の視覚的支援に基づいて確認される。

【0055】

上述のプロセスによって決定されたプローブトラッキング情報に基づいて、以前に記憶された画像のセットが、記憶デバイス S T から選択される。以前に記憶された画像は、プローブ P B によって現在スキャンされた関心領域であって、一般的に超音波撮影よりも高い分解能を提供する X 線ベースのコンピュータ断層撮影 (C T) および磁気共鳴撮影 (M R I) などのようなモダリティの、実施形態に係る超音波診断装置及びこれに用いられるトラッキングシステムによって一般的に得られた関心領域を含む。高分解能画像の対応するセットが、プローブトラッキング情報に基づいて、表示するために記憶デバイス S T から選択される。さらに、表示されるデータは、様々な以前に記憶された画像データから発生させられた他の画像を追加的に含む。例えば、表示される画像は、以前に記憶されたデータに基づき、プローブに対する空間情報の変化に対応する、2 D 画像、3 D 画像および 4 D 画像のうちの 1 つである。別の例示的な表示される画像は、以前に記憶された複数の 3 D ボリュームから一緒にスティッチングされた 3 D ボリュームである。さらに別の例示的な表示されるデータは、以前に記憶された複数の 2 D 画像から一緒にスティッチングされた 3 D ボリュームである。追加的な例示的な表示される画像は、本実施形態のプロセスに従って、トラッキングのために監視されたプローブによって得られた撮影データに基づく画像である。

【0056】

図 9 は、本実施形態による画像表示システムの中で、操作者位置のトラッキングの例示的な用途として、3 D 画像表示を図示する略図である。例えば、トラッキングデバイス 200 は、所定の空間の中で、表示モニタ 120 のような所定の基準または対象物に対する操作者の頭部および/または目の位置をトラッキングする。操作者が、その頭部を、第 1 の位置 A から第 2 の位置 B へ移動させると、目の位置も、モニタ 120 に対して変化させられる。モニタ 120 が 3 D 画像を表示する場合、深度認識が、操作者の右視野および左視野の中の画像の差によって実現されるとすれば、モニタ 120 は、操作者の目の位置が変化するにつれて、操作者の右視野および左視野の中の画像を更新しなければならない。これを達成するために、トラッキングデバイス 200 は、深度認識を正しく維持するために、操作者の全身移動だけでなく、目および/または頭部の位置もトラッキングする。上記の画像表示システムは、実施形態に係る超音波診断装置及びこれに用いられるトラッキングシステムに関して図示されているが、本実施形態によれば、上記の画像表示システムは、特定の撮影モダリティに限定されない。

【0057】

さらに図 9 を参照すると、上述の操作者トラッキングは、随意的に、追加的な技術を必要とする。1 つの例示的な技術は、操作者の目の位置を正確にトラッキングする顔認識である。また、顔認識技術は、随意的に、多数の操作者の同一性をトラッキングし続けるために組み合わせられる。高価な撮影プローブの窃盗は、医療施設にとって重大な問題である。(1 つまたは複数の) プローブが盗まれたとき、光学カメラ、I R カメラ、およびマイクロフォンは、出来事を記録することが可能であるので、それは、その機器を取り戻す可能性を高めることが可能である。患者および操作者のプライバシーを保護するために、セキュリティ監視は、常に稼働させておくべきでなくとも、例えばプローブが取り外されたなどの、ある出来事によって、トリガされるべきである。

【0058】

特定の実施形態が説明されてきたが、これらの実施形態は、例示のためだけに表されており、本発明の範囲を限定することが意図されているのではない。その代わりに、本明細書で説明されている新規の方法およびシステムは、様々な他の形式で具現化されることが可能である。さらに、本明細書で説明されている方法およびシステムの形式の様々な省略、代用、および変更が、本発明の精神から逸脱することなくなされることが可能である。添付の特許請求の範囲およびその均等物は、本発明の範囲に該当するものとしてそのような形式または修正例をカバーすることを意図している。

【0059】

さらに、上記の実施形態は、デバイス、装置、および方法などの例に関して説明されている。本発明を実行する別の実施形態は、超音波プローブと操作者と患者との所定の組合せをトラッキングするためのプログラムなどのような、超音波システムのためのコンピュータソフトウェアであって、それが記憶される記録媒体を形成するコンピュータの中に搭載されるコンピュータソフトウェアを含む。

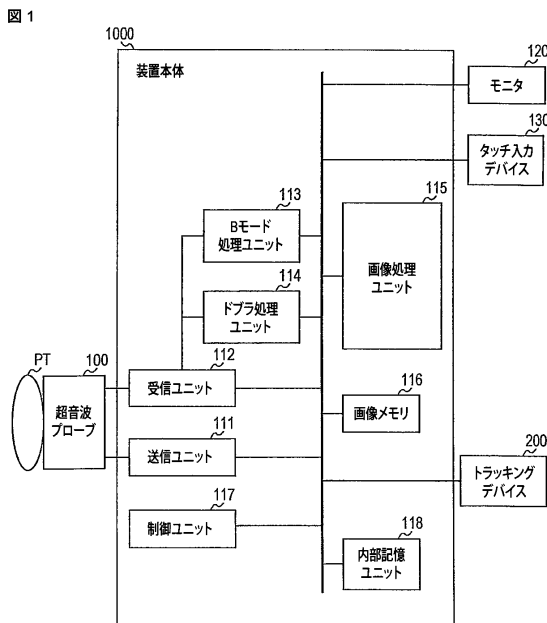
10

【符号の説明】

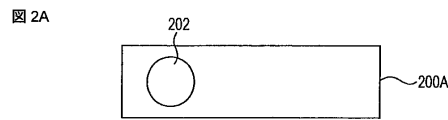
【0060】

100 ... 超音波プローブ、111 ... 送信ユニット、112 ... 受信ユニット、113 ... Bモード処理ユニット、114 ... ドブラ処理ユニット、115 ... 画像処理ユニット、116 ... 画像メモリ、117 ... 制御ユニット、118 ... 内部記憶ユニット、120 ... モニタ、130 ... タッチ入力デバイス、200 ... トラッキングデバイス、1000 ... 装置本体

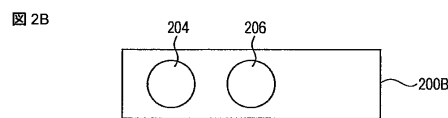
【図1】



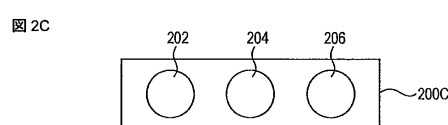
【図2A】



【図2B】

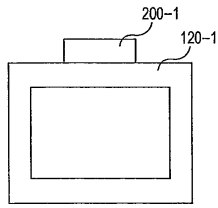


【図2C】



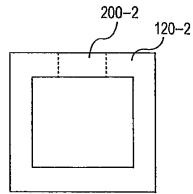
【図3A】

図3A



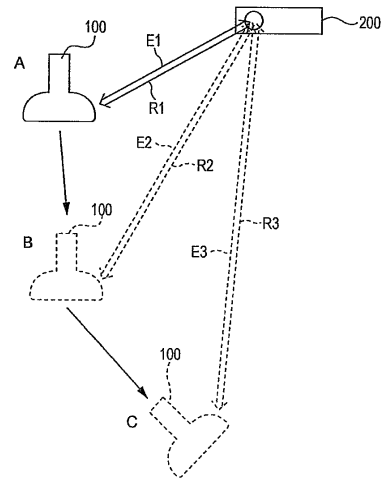
【図3B】

図3B



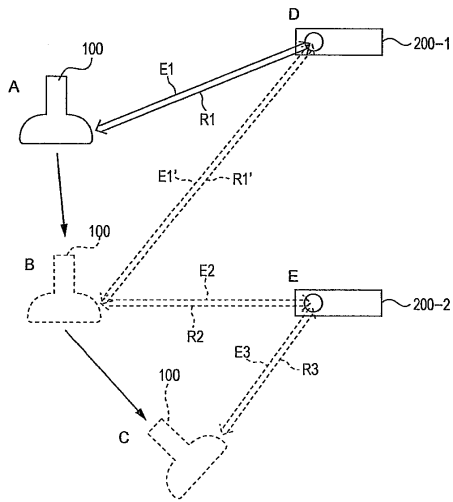
【図4】

図4



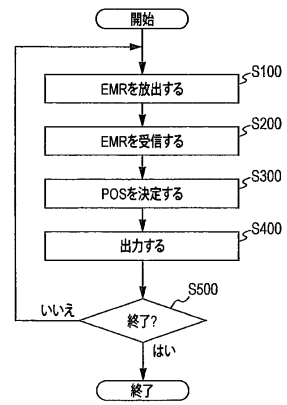
【図5】

図5



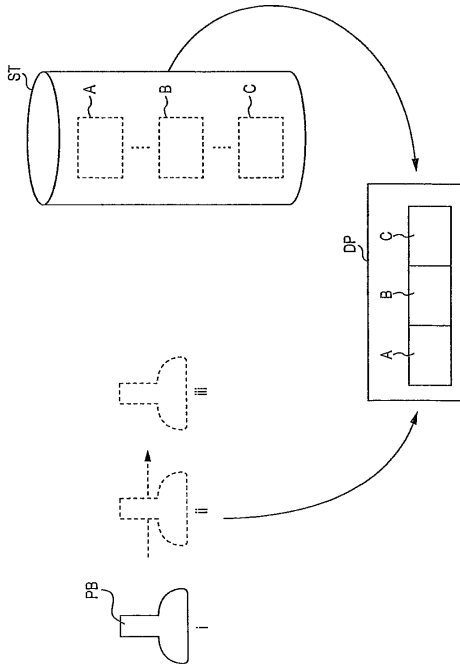
【図6】

図6



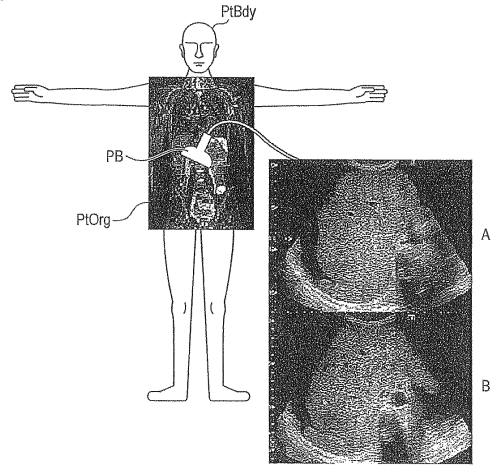
【 図 7 】

図 7



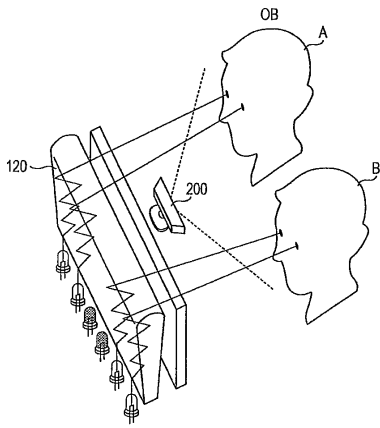
【 図 8 】

図 8



【 図 9 】

図 9



フロントページの続き

- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 ゴラン・バンジャン
アメリカ合衆国、 イリノイ州 60061、 バーン・ヒルズ、 ディアパス・ドライブ 7
06 東芝メディカルリサーチ・アメリカ社内
- (72)発明者 クリストファー・ジェイ・サンダース
アメリカ合衆国、 イリノイ州 60061、 バーン・ヒルズ、 ディアパス・ドライブ 7
06 東芝メディカルリサーチ・アメリカ社内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開2011-182983(JP,A)
特表2003-527880(JP,A)
特開2001-61861(JP,A)
特開2010-269067(JP,A)
特開2011-24733(JP,A)
特開2008-178500(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	跟踪装置和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP6091949B2	公开(公告)日	2017-03-08
申请号	JP2013055612	申请日	2013-03-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	ゾランバンジャン クリストファージェイサンダース		
发明人	ゾラン・バンジャン クリストファージェイ・サンダース		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4245 A61B8/4263 A61B2034/2051		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA21		
代理人(译)	中村 誠 河野 直樹 井上 正 岡田 隆		
优先权	13/422603 2012-03-16 US		
其他公开文献	JP2013192944A5 JP2013192944A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于超声成像诊断设备的跟踪设备的实施例包括超声探头，操作者和待跟踪患者的预定组合，用于基于发射的电磁辐射至少测量探头的距离和角度的空间测量设备。朝向探头发射并反射从探头反射的电磁辐射；连接到空间测量装置的处理装置，用于根据发射的电磁辐射和反射的电磁辐射确定探头在空间中的距离和角度的变化。空间测量装置用于跟踪探头，患者和操作者的组合中的运动。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6091949号 (P6091949)
(45) 発行日 平成29年3月8日(2017.3.8)	(24) 登録日 平成29年2月17日(2017.2.17)	
(51) Int. Cl. A61B 8/00 (2006.01)	F I A61B 8/00	
請求項の数 12 (全 18 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-55612(P2013-55612)	(73) 特許権者 594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社	
(22) 出願日 平成25年3月18日(2013.3.18)	栃木県大田原市下石上1385番地	
(65) 公開番号 特願2013-192944(P2013-192944A)	(74) 代理人 弁理士 藤田 昌俊	
(43) 公開日 平成25年9月30日(2013.9.30)	弁理士 100108855	
審査請求日 平成28年3月18日(2016.3.18)	(74) 代理人 弁理士 100109830	
(31) 優先権主張番号 13/422,603	弁理士 100088683	
(32) 優先日 平成24年3月16日(2012.3.16)	弁理士 100103034	
(33) 優先権主張国 米国(US)	弁理士 100075672	
	弁理士 100153051	
	弁理士 河野 直樹	
	最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 追跡装置及び超音波診断装置