

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-217306

(P2015-217306A)

(43) 公開日 平成27年12月7日(2015.12.7)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/14

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 52 頁)

(21) 出願番号 特願2015-98569 (P2015-98569)
 (22) 出願日 平成27年5月13日 (2015.5.13)
 (31) 優先権主張番号 14/276,824
 (32) 優先日 平成26年5月13日 (2014.5.13)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (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】 超音波診断装置及び超音波プローブ

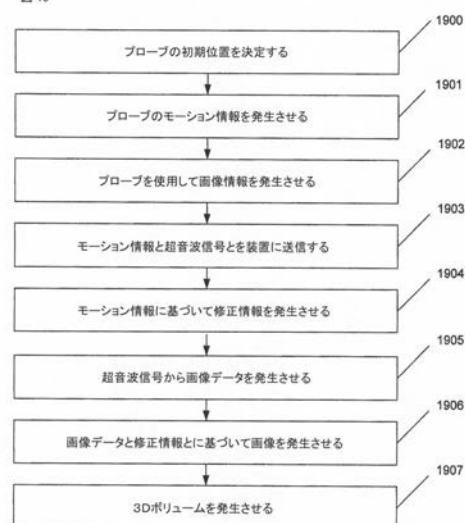
(57) 【要約】

【課題】従来に比して、位置トラッキングに関する手法が改善された超音波プローブ及び超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、センシングデバイスと、計算手段と、画像データ生成手段と、を具備する。超音波プローブは、電気信号に応答して超音波を送信し、受信した超音波に応答して電気信号を発生する複数のトランスデューサーを有する。センシングデバイスは、超音波プローブに設けられ、当該超音波プローブの三次元的な角速度と、三次元的な加速度と、三次元的な方位とを検出する。計算手段は、センシングデバイスの検出結果に基づいて、超音波プローブの空間的位置及び空間的変動に関する情報を計算する。画像データ生成手段は、計算された情報に基づいて合成された画像データを生成する。

【選択図】図19

図 19



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

電気信号に応答して超音波を送信し、受信した超音波に応答して電気信号を発生する複数のトランスデューサーを有する超音波プローブと、

前記超音波プローブに設けられ、当該超音波プローブの三次元的な角速度と、三次元的な加速度と、三次元的な方位とを検出するセンシングデバイスと、

前記センシングデバイスの検出結果に基づいて、前記超音波プローブの空間的位置及び空間的変動に関する情報を計算する計算手段と、

前記計算された情報に基づいて合成された画像データを生成する画像データ生成手段と

、

を具備する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記センシングデバイスは、前記三次元的な角速度を検出するジャイロ스코プと、前記三次元的な加速度を検出する加速度計と、前記三次元的な方位を検出するコンパスとを有する請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記モーションセンシングデバイスは、少なくとも微小電気機械 (MEMS) デバイスを有する請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記空間的変動が所定の閾値よりも大きい場合には、警告を発する警告手段をさらに具備する請求項 1 乃至 3 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

超音波送受信領域を空間的に移動させながら超音波走査する超音波画像撮影に用いられる超音波プローブであって、

電気信号に応答して超音波を送信し、受信した超音波に応答して電気信号を発生する複数のトランスデューサーと、

前記超音波プローブに設けられ、当該超音波プローブの三次元的な角速度と、三次元的な加速度と、三次元的な方位とを検出するセンシングデバイスと、

前記センシングデバイスの検出結果に基づいて警告を発する警告手段と、

を具備する超音波プローブ。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

空間情報をトラッキングするためのモーションセンサーを使用した超音波診断装置及び超音波プローブに関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診療の分野では、超音波撮影システム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、超音波撮影システム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、超音波撮影システムを使用して以前にスキャンされた画像またはライブ画像であり、コンピュータ断層撮影 (CT) および磁気共鳴撮影 (MRI) などのような他のモダリティ画像またはボリュームと融合されている。融合された画像は、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】

10

20

30

40

50

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。磁気的なトラッキングは、超音波システムの中に組み込まれている統合された磁気センサーによって、公正な市場統合を実現した。しかし、これらのシステムは、セットアップするにはいくらか複雑であり、コストが高いため、それらは、ユーザーに幅広く受け入れられておらず、主に、マルチモーダル画像融合のために使用されている。

【0005】

最近数年において、微小電気機械（「MEM」）ベースのジャイロ스코プおよび加速度計が、スマートフォン、タブレット、ゲーム用デバイス、リモートコントローラーなどを含む、様々な大量の消費者デバイスの中に幅広く導入されてきた。モーションセンサーMEMは、高度に統合されており、3軸加速度計と、3軸ジャイロ스코プと、3軸磁気コンパスとを備える9軸モーションセンシングを提供することが可能である。大量製造に起因して、モーションセンサーは、コストが比較的に低く、これらのセンサーの品質および性能の発展は、急速に上昇している。

【0006】

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んでいた。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、超音波撮影システムには実用的でない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上述の例示的な先行技術の試みを考慮して、従来に比して、位置トラッキングに関する手法が改善された超音波プローブ及び超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、センシングデバイスと、計算手段と、画像データ生成手段と、を具備する。超音波プローブは、電気信号に応答して超音波を送信し、受信した超音波に応答して電気信号を発生する複数のトランスデューサーを有する。センシングデバイスは、超音波プローブに設けられ、当該超音波プローブの三次元的な角速度と、三次元的な加速度と、三次元的な方位とを検出する。計算手段は、センシングデバイスの検出結果に基づいて、超音波プローブの空間的位置及び空間的変動に関する情報を計算する。画像データ生成手段は、計算された情報に基づいて合成された画像データを生成する。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】超音波診断装置の実施形態を図示する概略図。

【図2A】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】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】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。

【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】超音波撮影および診断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】超音波撮影および診断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

10

20

30

40

50

形態の例示的な動作を図示する略図。

【図 6】超音波撮影および診断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するフロー図。

【図 7】プローブ位置をトラッキングし、超音波撮影および診断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】超音波撮影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】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。

【図 10】超音波診断装置の実施形態を図示する概略図。

10

【図 11 A】実施形態による、モーションセンサーがその中に埋め込まれている手持ち式のプローブとスライドストッパーとを示す図。

【図 11 B】ウォブラー (wobbler) プローブシステムの例を示す図。

【図 12 A】実施形態による、モーションセンサーがその中に埋め込まれている手持ち式のプローブを示す図。

【図 12 B】スライダ A B U S システムの中のプローブの例を示す図。

【図 13 A】モーションセンサーがその中に埋め込まれている超音波デバイスを示す図。

【図 13 B】温浴超音波 A B U S 代替システムの例を示す図。

【図 14】超音波診断装置の実施形態を図示する概略図。

【図 15】超音波診断装置の実施形態を図示する概略図。

20

【図 16】超音波撮影および診断システムの中のプローブ操作式インターフェースの実施形態の例示的な操作を図示する略図。

【図 17】実施形態によるモーションセンサーベースのトラッキングデバイスを図示する略図。

【図 18】実施形態による、画像トラッキングデバイスを伴うモーションセンサーベースのトラッキングデバイスを図示する略図。

【図 19】実施形態によるフロー図。

【図 20】実施形態によるコンピューティングシステムを図示する概略図。

【発明を実施するための形態】

【0010】

30

一実施形態によれば、超音波プローブは、ハウジングと、超音波を発生させ、発生された前記超音波を対象物に向かって送信し、前記対象物から反射されたエコーを受信する所定の構成のトランスデューサー要素を有する、前記ハウジングの内側に位置するトランスデューサーと、前記ハウジングに対して固定された位置を有し、少なくとも 1 つのタイプの超音波プローブの移動を示す移動信号を発生させるように構成されているセンサーを含む、モーションセンシングデバイスと、前記トランスデューサーによって受信される前記エコーから画像を発生させるように、および、発生された前記移動信号に基づく画像相関係数によって、発生された前記画像を修正するように構成されている処理回路とを含む。

【0011】

超音波プローブの別の実施形態によれば、前記モーションセンシングデバイスが、前記ハウジングの内側に位置する。

40

【0012】

超音波プローブの別の実施形態によれば、前記モーションセンシングデバイスが、前記ハウジングの外側に位置する。

【0013】

超音波プローブの別の実施形態によれば、超音波プローブが、前記ハウジングの上に前記モーションセンシングデバイスを取り外し可能に装着するための装着フレームをさらに含む。

【0014】

超音波プローブの別の実施形態によれば、前記モーションセンシングデバイスが、ジャ

50

イロスコープと、加速度計と、コンパスとの任意の組合せを含む。

【 0 0 1 5 】

超音波プローブの別の実施形態によれば、前記モーションセンシングデバイスが、少なくとも微小電気機械（MEM）デバイスを含む。

【 0 0 1 6 】

超音波プローブの別の実施形態によれば、前記モーションセンシングデバイスが、直線的な移動と、回転移動と、角度移動と、加速度との任意の組合せを示す前記移動信号を発生させる。

【 0 0 1 7 】

超音波プローブの別の実施形態によれば、超音波プローブが、前記モーションセンシングデバイスを選択的に作動させるように構成されている前記モーションセンシングデバイスに接続されているコントローラーをさらに含む。

【 0 0 1 8 】

超音波プローブの別の実施形態によれば、前記移動信号が、所定の閾値よりも大きい値を有する移動を示すときに、前記処理回路が、前記超音波プローブのユーザーに警告を提供するようにさらに構成されている。

【 0 0 1 9 】

一実施形態によれば、超音波プローブのためのモーション関連のデータを取得する方法が含まれる。この方法は、前記超音波プローブのハウジングに対して固定された位置にモーションセンシングデバイスを提供するステップと、前記モーションセンシングデバイスのセンサーを使用して、少なくとも1つのタイプの前記超音波プローブの移動を示す移動信号を発生させるステップと、超音波で送信された対象物からのエコーを受信するステップと、前記トランスデューサーによって受信された前記エコーから画像を発生させるステップと、発生された前記移動信号に基づく画像相関関係によって、発生された前記画像を修正するステップとを含む。

【 0 0 2 0 】

この方法の別の実施形態によれば、前記修正することが、指定されていない方向の直線的な移動と、指定されていない軸線の回転移動とを補償することによって、画像を相関させることをさらに含む。

【 0 0 2 1 】

この方法の別の実施形態によれば、前記提供するステップが、前記モーションセンシングデバイスを前記ハウジングの内側に設置する。

【 0 0 2 2 】

この方法の別の実施形態によれば、前記提供するステップが、前記モーションセンシングデバイスを前記ハウジングの外側に設置する。

【 0 0 2 3 】

この方法の別の実施形態によれば、この方法は、前記ハウジングの上に前記モーションセンシングデバイスを取り外し可能に装着する追加的なステップをさらに含む。

【 0 0 2 4 】

この方法の別の実施形態によれば、ジャイロスコープと、加速度計と、コンパスとの任意の組合せを使用して、前記信号が発生される。

【 0 0 2 5 】

この方法の別の実施形態によれば、前記提供するステップが、少なくとも微小電気機械（MEM）デバイスを使用する。

【 0 0 2 6 】

この方法の別の実施形態によれば、前記発生させるステップが、直線的な移動と、回転移動と、角度移動と、加速度との任意の組合せを示す前記信号を発生させる。

【 0 0 2 7 】

この方法の別の実施形態によれば、この方法は、前記モーションセンシングデバイスを選択的に作動させる追加的なステップを含む。

10

20

30

40

50

【0028】

この方法の別の実施形態によれば、前記プローブが、実質的に直線的に患者の表面の上を往復運動させられる間に、前記信号が発生される。

【0029】

この方法の別の実施形態によれば、前記プローブが、患者の駆動領域において繰り返して揺動させられる(wobbled)間に、前記信号が発生される。

【0030】

この方法の別の実施形態によれば、前記プローブが、超音波検査の間に、所定の意味を示すように、所定の一意のかたちで移動させられるときに前記信号が発生される。

【0031】

この方法の別の実施形態によれば、前記所定の意味は、データ収集の始まりである。

【0032】

この方法の別の実施形態によれば、前記所定の意味は、データ収集の終わりである。

【0033】

この方法の別の実施形態によれば、この方法は、前記移動信号が、所定の閾値よりも大きい値を有する移動を示すときに、前記超音波プローブの前記ユーザーに警告を提供することを含む。

【0034】

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。同様の参照番号は、いくつかの図面を通して、同一または対応するパーツを示している。ここで図1を参照すると、概略図が、超音波診断装置の一実施形態を図示している。

【0035】

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、その反射波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ング材とを含む。

【0036】

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。

【0037】

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、処理回路によって実施されるBモード処理ユニット113と、処理回路によって実施されるドプラ処理ユニット114と、処理回路によって実施される画像処理ユニット115と、画像メモリ116と、処理回路によって実施される制御ユニット117と、内部記憶ユニット118とを含み、それらのすべてが、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、処理回路によって実施されるカラー処理ユニットも含む。

【0038】

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

10

20

30

40

50

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。

【0039】

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実行することによって、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。

【0040】

装置本体 1000 は、B モード処理ユニット 113 とドブラ処理ユニット 114 とをさらに含み、それらは、それぞれの処理回路によって実施される。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。ドブラ処理ユニット 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。ドブラ処理ユニット 114 は、血流、組織、および造影剤エコーの成分をドブラ効果によって取り出す。ドブラ処理ユニット 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、ドブラデータを発生させる。

【0041】

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処理回路によって実施される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、ドブラ処理ユニット 114 からのドブラデータから、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、ドブラデータからドブラ画像を、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ブ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。

【0042】

また、画像処理ユニット 115 は、制御ユニット 117 の制御のもと、超音波プローブの空間的位置及び空間的変動に関する情報に基づいて、画像データを合成する。例えば、画像処理ユニット 115 は、画像メモリ 116 或いは内部記憶ユニット 118 に蓄積された画像データ、現在取得された画像データに基づき、超音波プローブの空間的位置及び空間的変動に関する情報（空間情報）の変化に対応する、2D 画像、3D 画像および 4D 画像、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、複数の 2D 画像から一緒にスティッチングされた 3D ボリューム等を生成（合成）する。

【0043】

処理回路によって実施される制御ユニット 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

10

20

30

40

50

、Bモード処理ユニット113と、ドブラ処理ユニット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。

10

【0044】

複数の入力デバイスが、超音波診断装置の実施形態の中に存在する。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。

20

【0045】

さらに図1を参照すると、超音波診断装置の実施形態の中の複数の入力デバイスは、追加的に、外部の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。

30

【0046】

トラッキングデバイス200の一実施形態は、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、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。

40

【0047】

トラッキングデバイス200の別の実施形態は、本実施形態による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

50

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も可能である。別の例では、加速度計とジャイロスコプとの組合せが、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。

【００４８】

トラッキングデバイス２００の別の実施形態は、プローブ１００の中に組み込まれているトラッキングデバイスに対応する。例えば、トラッキングデバイス２００は、プローブ１００の中への微小電気機械（「ＭＥＭ」）ベースのモーションセンサーＭＥＭの組み込みを含むことが可能である。これらのモーションセンサーは、３軸の加速度計と、３軸のジャイロスコプと、３軸の磁気コンパスとを備える９軸モーションセンシングを提供し、それらは、プローブ１００の位置と移動とに関する大量の情報を感知する。

10

【００４９】

超音波診断装置の実施形態では、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。超音波診断装置の他の実施形態では、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または移動処理ユニットなどのような他のデバイスと一緒に機能する。

【００５０】

ここで図２Ａを参照すると、略図は、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、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る。本実施形態に係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。

20

30

【００５１】

ここで図２Ｂを参照すると、略図は、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、本実施形態に係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。

40

【００５２】

ここで図２Ｃを参照すると、略図は、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

50

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れない。

10

20

30

40

50

【0053】

上述の実施形態は、単に、超音波診断装置の中のプローブをトラッキングする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。

【0054】

ここで図3Aと図3Bとを参照すると、トラッキングデバイス200が、超音波診断装置の中で様々な態様で実施されている。図3Aは、トラッキングデバイス200-1の一実施形態を図示しており、トラッキングデバイス200-1は、表示ユニット120-1の天板の上に搭載されている。搭載は、表示ユニット120-1の天板の上に限定されず、表示ユニット120-1の任意の他の表面、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200-1は、随意的に、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120-1の上に搭載される。トラッキングデバイス200-1の一実施形態は、IR光と深度画像検出器とを含む。

【0055】

図3Bは、トラッキングデバイス200-2の第二実施形態を図示しており、トラッキングデバイス200-2は、点線で表されているように、表示ユニット120-2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120-2の天板部分に限定されず、表示ユニット120-2の任意の他の部分、または本実施形態によ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200-2の一実施形態は、IR光と深度画像検出器とを含む。

【0056】

図2A、図2B、および図2C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、随意的に、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。

【0057】

ここで図4を参照すると、略図は、超音波撮影および診断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 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。

【 0 0 5 8 】

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、超音波撮影システム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、超音波撮影システムは、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。

【 0 0 5 9 】

この例では、プローブ 1 0 0 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 1 0 0 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 1 0 0 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 2 0 0 は、所定の範囲の電磁放射線をプローブ 1 0 0 に向かって繰り返し放出し、プローブ 1 0 0 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 1 0 0 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 2 0 0 は、プローブ 1 0 0 へおよびプローブ 1 0 0 から点線で表されているように、電磁放射線のレイ E 2 および R 2 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 2 0 0 は、プローブ 1 0 0 へおよびプローブ 1 0 0 から点線で表されているように、電磁放射線のレイ E 3 および R 3 を、それぞれ放出および受信する。トラッキングデバイス 2 0 0 が、移動するプローブ 1 0 0 を監視すると、トラッキングデバイス 2 0 0 は、放出された電磁放射線のレイ E 1、E 2、E 3 と、反射された電磁放射線のレイ R 1、R 2、R 3 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。

【 0 0 6 0 】

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 1 0 0 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 1 0 0 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 1 0 0 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。

【 0 0 6 1 】

ここで図 5 を参照すると、略図は、超音波撮影および診断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 - 1 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 - 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。

【 0 0 6 2 】

上記の例示的な例では、プローブ 1 0 0 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 1 0 0 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 1 0 0 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。

【0063】

超音波撮影および診断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 E 1 および R 1 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 E 1 ' および E 2 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 R 1 ' および R 2 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 E 3 および R 3 を、それぞれ放出および受信する。

【0064】

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 E 1、E 1'、E 2、E 3 と、反射された電磁放射線のレイ R 1、R 1'、R 2、R 3 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、随意的に、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。

【0065】

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。

【0066】

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、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。

【0067】

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。観察されたボリウムは、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、観察されたボリウムから、符号化された光を検出する。さらに、「飛行時間」技術が、随意的に、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、超音波撮影および診断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。

10

【００６８】

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。

20

【００６９】

ここで図６を参照すると、フロー図は、超音波撮影および診断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、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、任意に、ＥＭＲを提供することに等しい。

30

【００７０】

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。

40

【００７１】

50

ステップS 1 0 0およびステップS 2 0 0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S 1 0 0およびS 2 0 0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S 1 0 0およびステップS 2 0 0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S 1 0 0およびステップS 2 0 0は、手動で作動され実行される。

【0072】

ステップS 3 0 0において、プローブの空間情報は、ステップS 1 0 0において放出されたEMR、ステップS 2 0 0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S 1 0 0において放出されたEMRは可視的であり、ステップS 2 0 0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S 3 0 0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EMRは赤外線であり、ステップS 2 0 0において受信されたEMRは、プローブの赤外線EMRデータである。ステップS 3 0 0は、上記の赤外線EMRの実施形態において、赤外線EMR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、EMR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EMR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。

10

20

【0073】

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、超音波撮影および診断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、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データは、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、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。

30

【0074】

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。

【0075】

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、超音波撮影および診断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している。例示的なプロセスでは、プローブPB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iiを通して第3の位置iiiへ移動させられる。プローブPB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PB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。代替的に、図7に示されているプロセスは、モーションセンサーから取得される移動および方向情報、または、移動もしくは方向情報によって操作され得る。

40

【0076】

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

50

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、撮影および診断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 を通って第 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、一緒にステッチ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み得る。

10

【 0 0 7 7 】

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、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。

20

【 0 0 7 8 】

ここで図 8 を参照すると、略図は、超音波撮影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している。この例示的な表示では、患者は、あおむけに横になっており、脚および腕は、患者画像 P t B d y に示されているように広げられている。患者画像 P t B d y は、所定のカメラまたは 3 D 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 P t O r g は、従来の X 線、磁気共鳴撮影 (M R I)、またはコンピュータ断層撮影 (C T) 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 P t O r g は、患者画像 P t B d y 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、身体よりも小さな部分または (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。

30

【 0 0 7 9 】

例示的なプロセスでは、プローブ P B 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 P B の現在の位置 i が、患者身体 P t B d y 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。

40

【 0 0 8 0 】

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

50

。上記の識別作業を促進するために、操作者は、超音波撮影システム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 P t B d y にわたってプローブ P B を移動させる。例えば、所定のアイコンが、患者身体 P t B d y 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 P B 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 P B 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。代替的に、プローブの移動は、M E M センサーなどのようなモーションセンサーを使用して検出され得る。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 P t B d y 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 P B の角度と以前に確定された角度とをマッチングするために、とりわけ随機的に提供される。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 1 】

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。

【 0 0 8 2 】

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、撮影および診断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。

【 0 0 8 3 】

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、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。

【 0 0 8 4 】

図 9 は、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 2 0 0 は、所定の空間の中で、表示モニタ 1 2 0 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 1 2 0 に対して変化させられる。モニタ 1 2 0 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 1 2 0 は、操作者の目の位置が変化するのにつれて、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 2 0 0 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、超音波撮影および診断システムに関して図示されているが、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。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、IR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。プローブの位置/場所は、上記に説明されているような光学的な技法と磁気的な技法とを使用してトラッキングされ得るが、また、プローブの中に埋め込まれているセンサーを使用してトラッキングもされ得る。

10

【0085】

3D撮影のためのいくつかの既存のシステムは、高性能の機械的なデバイスを使用して、プローブ位置を特定し、3Dボリュームを生成するために2Dスライス画像を登録する。これらのデバイスは、高価であり、特定のタイプの検査に特殊化されており、場所をとり、使用のために部屋全体を必要とすることもある。

【0086】

本実施形態は、これらの問題に対処し、3Dボリュームを生成させるための複雑な磁気-電気-機械的な構造体との代替として、MEMデバイスなどのようなモーションセンサーによってトラッキングされるフリーハンドモーションを使用する。フリーハンドモーションの使用は、自由と柔軟性を高め、以前に開発されたデバイスの制限を克服する。

20

【0087】

本実施形態のモーションセンサーベースのデバイスは、改善された撮影と、画像登録と、内科的治療との目的のために、患者トラッキングのより良好な手法を提供する。

【0088】

ここで図10を参照すると、略図は、超音波撮影および診断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構成を図示している。例えば、本実施形態では、トラッキングデバイス200は、プローブ100の中に組み込まれているかまたは取り付けられているモーションセンサー201と交換されている。この実施形態のトラッキング技法は、患者-プローブ-操作者トラッキングのための9軸モーションセンサーなどのようなモーションセンサー201を使用して達成される。このモーションセンサーは、シリコンオンインシュレーター(「SOI」)技術の中のMEMデバイスとして実施することが可能である。

30

【0089】

モーションセンサーは、超音波画像の空間的な登録の目的のために、および、拡大された2D画像、3Dボリューム、拡大された3Dボリューム、マルチモダリティ融合などを構築する目的のために、プローブトラッキングの詳細な新規の手法を提供する。また、モーションセンサーは、改善された撮影と、画像登録と、内科的治療との目的のために、患者トラッキングの新規の手法を提供する。図1にも示されている、図10の中に見出される要素は、別段の記載がない限り要素は同等であるので、本実施形態では再度説明されていない。図10は、処理回路によって実施される移動計算ユニット119をさらに含む。以下にさらに詳細に説明されている移動計算ユニット119は、モーションセンサーによって検出される移動を、取得される画像の中の位置および場所、または、位置もしくは場所と関連させる。移動計算ユニット119は、超音波プローブの三次元的な角速度と、三次元的な加速度と、三次元的な方位とを検出するセンシングデバイスの検出結果に基づいて、超音波プローブの空間的位置及び空間的変動に関する情報を計算する。

40

【0090】

図11Aは、図10に示されているモーションセンサーの実施形態の例示的な実装形態を図示している。この例では、モーションセンサー201がその中に埋め込まれているプローブ100が、超音波ウォブラーの代わりに利用されている。

50

【 0 0 9 1 】

ウォブラー超音波プローブは、1 D超音波アレイであり、それは、エレベーション方向に沿って機械的に回転させられ、3 D超音波ボリュームを発生させることが可能である。この1 Dプローブは、図1 1 Bに示されているように超音波透明流体4 0 6で充填されているハウジング4 0 0の内側に配設されている。また、ウォブラープローブは、ケーブル4 0 1と、位置センシングデバイス4 0 2と、モーター4 0 3と、ギヤ4 0 4と、アレイ4 0 5と、音響ウィンドウ4 0 7とを含む。ウォブラー超音波プローブは、高価で重く、長期間（それは、超音波撮影によってしばしば必要とされる）にわたって手の中に保持することが困難である。しかし、それにもかかわらず、それらは、とりわけ、産科（「OB」）の文脈で、良好な品質の3 D撮影を提供するので、幅広く使用されている。

10

【 0 0 9 2 】

本実装形態は、ウォブラー超音波プローブを、モーションセンサー2 0 1がそれに取り付けられている標準的な1 Dプローブ1 0 0と交換しており、エレベーションに沿って手で揺動させられると、3 Dウォブラープローブの機能性を模倣する。モーションセンサー2 0 1は、プローブ1 0 0もしくはプローブハンドルに取り付けられるか、または、プローブ1 0 0もしくはプローブハンドルの中に組み込まれ得る。例えば、3軸ジャイロ스코プモーションセンサーは、プローブ1 0 0の回転をトラッキングすることが可能であり、それによって、適正な2 D撮影スライス登録と、3 Dボリュームの構築とを可能にする。とりわけ、モーションセンサー2 0 1から取得されるデータは、移動計算ユニット1 1 9へ送信され、移動計算ユニット1 1 9は、修正情報を発生させ、修正情報は、2 D撮影スライスを登録するとき、および、3 Dボリュームを構築するときに、画像処理ユニット1 1 5によって使用される。

20

【 0 0 9 3 】

一般的な場合では、モーションセンサーのユークリッド空間[U、V、W]は、1 Dプローブユークリッド空間[X、Y、Z]と整合させられておらず、ここで、図1 1 Aに示されているように、Xは、深さであり、Yは、ラテラル（Lateral）であり、Zは、プローブエレベーションである。フリーハンドウォブリングの間、回転は、プローブのY軸の周りであるが、モーションセンサーの空間では、回転は、3つの軸線[U、V、W]によって画定される空間の中で任意であり、次の回転行列によって説明され得る。

30

【 数 1 】

$$R = \begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{bmatrix}$$

【 0 0 9 4 】

オイラーの回転定理に従って、固定点の周りの剛体の任意の回転は、単位ベクトル

【 数 2 】

$$\vec{e} = (e_x, e_y, e_z)$$

40

【 0 0 9 5 】

によって画定される固定されたオイラー軸線の周りの角度 θ の単一の回転と同等である。回転行列の他に、他のトラッキング回転の手法が存在しているが、最も簡単で最も幅広く使用されているものは、四元数の使用による。四元数は、剛体の任意の回転を4つの数によって符号化する簡単な手法を与える。

【 数 3 】

$$q = (w, q_x, q_y, q_z), \text{ ここで、 } w = \cos(\theta/2), [q_x, q_y, q_z] = [e_x, e_y, e_z] \sin(\theta/2).$$

【 0 0 9 6 】

モーションセンサーユークリッド空間を1 Dラテラルプローブに整合させることが可能

50

である場合には、ユークリッド空間モーショントラッキングは、フリーハンドウォブリングの間に、かなり簡単化されることとなる。

【0097】

最も簡単なアプローチは、単一の軸線の周りのウォブラー回転 θ が、トラッキングされ、3D画像スライス登録とレンダリングとのために使用されるということである。他の2つの軸線の周りの回転と、3つの軸線に沿うラテラルモーションとは、3D登録の目的のためにゼロにされる。

【0098】

人間にとって、フリーハンドウォブリングの間に、単一のプローブ軸線Yの周りだけで回転することは困難である。他の2つの軸線の周りにいくらかの小さな回転が常に存在しており、それらは、3D画像登録に対するより進歩的なアプローチにおいて考慮されている。しかし、Y軸の周りの回転が支配的である場合には、3D画像品質が最も高い。他の2つの軸線の周りの回転が所定の値（例えば、Y軸の周りの10%の回転）よりも大きくなる場合には、ユーザーは、生成されるボリュームが準最適である可能性があるという警告を受ける。なお、当該警告は、モーションセンサー201等の結果に基づいて、超音波プローブ或いは超音波診断装置本体に設けられた警告ユニットにより、発光、映像、音声、振動等により、ユーザーに向けて出力される。

【0099】

フリーハンドウォブリングの間に、ラテラルプローブスライディングは存在しないべきであるが、それにもかかわらず、人間の手は、スライドすることとなり、この偶発的なスライディングは、トラッキングされ、進歩的な画像登録の間に考慮される。2つの他の軸線の周りの望ましくない回転と同様に、ラテラルモーションが、所定の値（例えば、Y軸の周りの10%の回転）よりも大きくなる場合には、ユーザーは、生成されるボリュームが準最適である可能性があるという警告を受ける。

【0100】

回転速度が均一であるときに、フリーハンドウォブリングの最高の画像品質が実現される。しかし、一定の回転速度を維持することは、人間にとって困難であり、したがって、回転における特定の量の不均一性は、許容され、トラッキングされ、画像登録の中で使用される。加えて、回転速度変動が、所定の閾値（例えば、10%）よりも大きくなる場合には、ユーザーは、生成されるボリュームが準最適であるという警告を受ける。

【0101】

大きすぎる回転、スライディング、および、不均一な回転に関するこれらの警告は、ユーザーにフィードバックを提供するトレーニングツールとして作用する。

【0102】

過去には、画像を登録し、画像処理の使用だけによって、3Dボリュームを生成させるために、多数の失敗した努力が存在している。主な問題は、成功した画像同士の間の相互相関関係は、プローブモーションのラインに沿った移動の量を推定することができなかったということであった。しかし、2D画像相関関係は、意図的でないモーションの軸線に沿った画像登録の修正において、追加的なツールとして使用され得る。したがって、ラテラルY軸の周りのプローブウォブリングの間に、深さおよびラテラル軸線に沿った望ましくないスライディングを修正することが可能である。画像相関関係は、ユーザーに警告を提供することと一緒に、または、ユーザーに警告を提供することの代わりに、使用することが可能である。

【0103】

モーションセンサー201情報に基づいて画像登録の対象となる3D画像は、画像品質において、3Dウォブラープローブを使用して取得される画像に匹敵するが、何分の1かのコストで、および、ずっと低いプローブ重量で取得される。

【0104】

ウォブリングの間のプローブスライディングを回避するために、図11Aに示されているように、スライドストッパーデバイス411もプローブノーズに取り付けられ得る。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 5 】

図 1 2 A は、図 1 0 に示されているモーションセンサーの実施形態のスライディングプローブの例示的な実装形態を図示している。プローブスライディングの間に適正な画像登録によって生成される 3 D 画像から利益を受けることができる様々な超音波撮影用途が存在している。最良のものの 1 つは、乳房スキャニングである。この用途では、モーションセンサー 2 0 1 を備えるプローブ 1 0 0 が、自動式乳房超音波スキャニング（「A B U S」）システムの代わりに利用される。図 1 2 B に示されているように、A B U S システムでは、3 D ボリュームへと組み合わせられる 2 D 撮影スライスを収集する間に、1 D プローブは、特殊な超音波透明膜の上方を直線的にスライドする。

【 0 1 0 6 】

本実装形態は、A B U S システムを、モーションセンサー 2 0 1 がそれに取り付けられている標準的な 1 D プローブ 1 0 0 と交換し、それは、エレベーションに沿って手動でスライドさせられるときに、A B U S システムの機能性を模倣する。モーションセンサー 2 0 1（それは、3 軸加速度計と 3 軸ジャイロスコプとを含む）は、プローブ 1 0 0 モーションのトラッキングを提供し、適正な 2 D 撮影スライス登録と、3 D ボリュームの構築とを可能にする。スライディングは、直線的であるということが有利である。とりわけ、モーションセンサー 2 0 1 から取得されるデータは、移動計算ユニット 1 1 9 へ送信され、移動計算ユニット 1 1 9 は、修正情報を発生させ、修正情報は、2 D 撮影スライスを登録するとき、および、3 D ボリュームを構築するときに、画像処理ユニット 1 1 5 によって使用される。

【 0 1 0 7 】

フリーハンドウォブリングと同様に、フリーハンドスライディングの場合の画像登録に対する最も簡単なアプローチは、モーションが単一の直線に沿っていると仮定することである。この仮定が、モーションがエレベーションまたはプローブの Z 軸に沿っているということになるので、プローブおよびモーションセンサーユークリッド空間が整合させられているときに、このアプローチは、一層さらに単純化される。

【 0 1 0 8 】

ウォブリングの場合と同様に、フリーハンドプローブスライディングの間に、人間の手は、Z 軸以外の方向に望ましくない並進を行うこととなり、また、望ましくない回転を行うこととなる。これらの回転およびスライディングは、画像レンダリングに対するより進歩的なアプローチにおいて考慮されている。

【 0 1 0 9 】

これらの望ましくない回転とスライディングとを監視することが可能であり、警告をユーザーに提供することが可能であり、より最適な 3 D ボリュームの生成へつながる。また、警告は、より最適な画像獲得操作のために、独特なユーザートレーニングツールを提供する。

【 0 1 1 0 】

また、フリーハンド 3 D スライディングの間に、画像相関関係に基づく画像処理は、とりわけ、それに限定されないが、X 軸および Y 軸方向において、ならびに、すべての 3 つの軸線の周りの回転に関して、画像レンダリングの追加的な修正を提供することが可能である。

【 0 1 1 1 】

モーションセンサー 2 0 1 情報の結果として修正の対象となる 3 D 画像は、画像品質において、3 D 機械的なスライダーに匹敵することとなるが、何分の 1 かのコストで、および、複雑で特殊な機器なしで、提供されることとなる。

【 0 1 1 2 】

スライディングをより均一にするために、両側にジェルを備える超音波透明膜を、患者の皮膚の上に設置することが可能である。

【 0 1 1 3 】

図 1 3 A は、図 1 0 に示されているモーションセンサーの実施形態の例示的な実装形態

10

20

30

40

50

を図示している。この例では、モーションセンサー 201 を備えるプローブ 100 は、乳房（または、他の身体の一部）の形状の超音波透明材料の超音波ジェル充填カップと一緒に利用される。この例示的な実施形態は、SonoCine - AWBUS、または、Helix Medical System、Techniscan Medical System などのような ABUS 代替例（それらは、図 13B に示されているように、うつ伏せの患者、または、いわゆる「温浴超音波システム（Warm Bath Ultrasound system）」の中の患者をスキャンする）の代わりに、使用されている。これらの ABUS 代替例は、ABUS システムに伴う問題に対処するために開発された。例えば、ABUS リニアスキャンシステムによって生成される圧力は、乳房の生体組織を変更し、他の乳房撮影モダリティとの診断的な相関関係を困難にさせる。そのうえ、切断波エラストグラフィー技術は、ABUS システムとともに使用することができない。さらに、ABUS 画像は、マンモグラフィー画像と容易に融合させることが可能ではない。

10

【0114】

本実施形態は、超音波ジェルが充填された乳房（または、他の身体の一部）の形状の超音波透明材料のカップを使用することが可能である。MEM デバイスなどのような 6 軸または 9 軸モーションセンサー 201 がそれに取り付けられている超音波プローブ 100 は、乳房形状を変化させることなく、ジェルが充填されたカップの周りに任意的にスライドすることが可能である。2D 画像スライス、画像処理ユニット 115 によって 3D ボリュームを生成させる目的のために、収集および登録される。モーションセンサー 201 から取得されるデータは、移動計算ユニット 119 へ送信され、移動計算ユニット 119 は、修正情報を発生させ、修正情報は、2D 撮影スライスを登録するときに、および、3D ボリュームを構築するときに、画像処理ユニット 115 によって使用される。発生された 3D ボリュームは、ABUS 代替システムによって発生されるものと同様の特性を有しており、画像品質において同等である。さらに、本実施形態は、ABUS 代替デバイスの何分の 1 のコストと複雑性とで、これらの画像を提供することが可能である。

20

【0115】

したがって、乳房（または、他の身体に関連する身体の一部）を、撮影に関して良好な位置（例えば、マンモグラフィーの中で使用される位置など）へ持っていくために、超音波スキャンのための代替的な本カップデバイスを生成することが可能である。このデバイスの別の利点は、この代替的なカップデバイスを使用して生成される、合成された超音波 2D および 3D 画像が、マンモグラフィー画像との簡単な融合を提供することとなるということである。

30

【0116】

述べられているように、本実施形態は、例えば、陰茎および睾丸の 3D ボリュームを生成させるために、他の身体の一部にも同様に採用され得る。他の身体の一部をスキャンする間に、モーションは、回転と直線的なスライディングとの組合せによって、より複雑になることとなる。これらの複雑なモーションは、トラッキングされ得、画像は、3D ボリュームを表示するために登録され得る。より進歩的なアルゴリズムは、複雑なモーションをトラッキングし、3D ボリュームが生成され得るように適正にスキャンすることを助けることが可能である。

40

【0117】

ここで図 14 を参照すると、略図は、超音波撮影および診断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構成を図示している。例えば、本実施形態では、モーションセンサー 201 が、プローブ 100 の中に組み込まれており、プローブ 100 は、図 10 に説明されている実施形態に同様に図示されている。図 1 および図 10 にも示されている、図 14 に見出される要素は、別段の記載がない限り要素は同等であるので、本実施形態では再度説明されてはいない。

【0118】

MEM デバイスなどのようなモーションセンサーは、良好な短時間安定性を有するが、長時間安定性に欠くことが多い。加えて、MEM などのようなモーションセンサーは、位

50

置の変化をトラッキングすることが可能であるが、初期位置が、なんらかのセットアップ手順によって最初に確立されなければ、絶対的な場所基準を提供しない。しかし、絶対的な場所基準およびモーションセンサー修正は、3D光学カメラ（例えば、Microsoft Xbox Kinect）、超音波または他の医療用モダリティ（MRI、CTなど）、以前に述べられた画像相関関係、磁気的なセンサーなどを含む、様々な技法によって実現することが可能である。

【0119】

この実施形態では、トラッキングデバイス200-Aは、例えば、図2A~Cを参照して上記に説明されている任意の撮影システムであることが可能である。この実装形態は、撮影トラッキングセンサー200-Aとモーションセンサー201の両方からの情報を利用し、モーションセンサー201は、例えば、図10~図13Aを参照して説明されている任意のモーションセンサーであることが可能である。一実施形態では、モーションセンサー201は、MEMセンサーであることが可能である。

10

【0120】

また、モーションセンシングトラッキングは、幾何学的な撮影制約を考慮することによって実施することが可能である。例えば、フリーハンドスライディングの間に、プローブ100表面は、患者の皮膚表面によって画定される3D空間の平面の中に維持され得る。

【0121】

加えて、3軸ジャイロスコプは、3軸加速度計よりも精密なポジションロケータであることが多く、したがって、3軸ジャイロスコプは、加速度計のためのスタビライザーとして使用することが可能である。

20

【0122】

システムは、モニタ120の上で、フリーハンド撮影ガイダンスを操作者に提供することが可能である。とりわけ、本出願の中の実施形態のいずれに関しても、フリーハンド撮影をガイドするために、ガイダンスは、プローブの操作者に提供され得る。例えば、システムは、視覚的または聴覚的指示を提供することによって、操作者をガイドすることが可能であり、視覚的または聴覚的指示は、特定の場所、方向、速度などでプローブが移動させられるべきであるということを経験者に知らせる。

【0123】

ここで図15を参照すると、略図は、超音波撮影および診断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構成を図示している。例えば、本実施形態では、モーションセンサー201が、プローブ100の中に組み込まれており、プローブ100は、図10に説明されている実施形態と同様に図示されている。図1および図10にも示されている、図15に見出される要素は、別段の記載がない限り要素は同等であるので、本実施形態では再度説明されてはいない。この実施形態では、追加的なトラッキングデバイス200-Bが、モーションセンサー201と一緒に使用されている。

30

【0124】

図10、図14、および図15のそれぞれにおいて、1つまたは複数のモーションセンサー201が、使用され得、それは、超音波プローブに埋め込まれかつ超音波プローブに接続されているか、または、超音波プローブに埋め込まれるかもしくは超音波プローブに接続されることが可能である。それぞれのモーションセンサー201は、モーションセンサーもしくは振動センサー、位置センサー、3軸、6軸もしくは9軸MEMセンサー、または、それらの任意の組合せであることが可能である。

40

【0125】

上記に説明されている磁気的な位置センサーによるマルチモダリティ画像融合は、マルチモーダル画像比較を通して、初期センサー/プローブセットアップ手順によって実現される。図4を参照して以前に説明されたように、これらの磁気的なセンサーは、超音波プローブ100の近くに磁界を生成させるボックスを有している。超音波プローブ100に取り付けられている磁気的なコイルが、プローブ位置特定と画像登録のために使用される。これらのコイルは、複数のワイヤーの上を走るアナログ信号によって、メイン処理ボ

50

ックスに接続されている。

【0126】

本実施形態は、コイルの代わりに、モーションセンサー201の中に見出される3軸デジタルコンパスを使用している。2本程度しかないワイヤーを備えるデジタルシリアルバスが使用されるか、または、(ワイヤレス接続が使用される場合には)本体1000への接続のためにワイヤーは使用されないの、モーションセンサー201の使用は、プローブ100への統合を簡単化する。加えて、典型的に、プローブコネクタを通して走る既存の超音波バスでさえも、この目的のために使用することが可能である。

【0127】

図1を参照して使用されるときには、別のアプローチは、上記に開示されているようにコイルを使用することとなるが、プローブヘッドまたはポッドの中の信号をデジタル化し、プローブコネクタを通して走る先述のデジタルバスを使用するか、または、ワイヤレス接続を使用する。

【0128】

モーションセンサー201は、配線によって、システムに、制御ユニット117に、次いで、図10に示されている画像処理ユニット115に接続させることが可能である。また、モーションセンサー201は、同様の経路に沿って、システムから電力供給を受けることが可能である。代替的なオプションは、モーションセンサー信号に制御ユニット117をバイパスさせ、専用のバスまたはいくつかの標準的なバス(例えば、USB)を介して、画像処理ユニット115に直接的に行かせることとなる。この場合では、モーションセンサーの電力供給は、同様に、画像処理ユニット115から直接的に提供され得る。

【0129】

モーションセンサー利用は、モーションセンサー201が、ワイヤレスでシステムに接続されているときに、改善することが可能である。Bluetooth(登録商標)または同様の標準的な通信プロトコルを、これらの目的のために使用することが可能である。

【0130】

また、モーションセンサー201は、再充電可能なバッテリーを装備することが可能であり、それによってモーションセンサー201は、たとえシステムに直接的に接続されていない場合にも、操作することが可能であるようになっている。このモーションセンサー201は、インダクティブ充電器を使用したワイヤレス充電(例えば、Qiワイヤレス充電プロトコル)を利用することが可能である。この構成は、デバイスおよびシステム統合を簡単化する。

【0131】

ワイヤレス通信および充電の能力は、追加的な利点を可能にする比較的に自律的な能力を生み出す。例えば、ワイヤレスで充電されかつ通信するか、または、ワイヤレスで充電されもしくは通信するモーションセンサー201を有するシステムは、以下の利点を有する。すなわち、利点は、1)容易に置き間違えられるリモートコントローラー、プレスレットなどを位置付けることと、2)落下させられたときに損傷し得るか(例えば、超音波プローブ)、または、盗難によって紛失し得る高価な医療用機器をトラッキングすることと、3)ワイヤレスまたはインダクティブ充電の場合には、露出されている充電コネクタがないことは、故障しやすいコネクタが存在しないので、クリーニングと殺菌とを簡単化し、プローブの信頼性を増加させることとを含む。

【0132】

図16は、9軸MEMデバイスなどのようなモーションセンサー201が超音波プローブ100の中に統合されており、ジェスチャー制御を可能にする実施形態を図示している。

【0133】

例えば、モーションセンサー201がその中に統合されている特殊なプローブ100は、超音波システムを制御するために使用され得る。例えば、オン-スクリーン制御においてプローブ100を「エイミング(aiming)」することによって、フリーズ/アンフリーズ

10

20

30

40

50

ズなどのような作用を開始させるためにプローブ100を振る／たたくことによって、プローブ100が手の中にある状態で、ユーザーが生成するモーションをトラッキングすることによって、制御を実施することが可能であり、それによって、絵による注釈およびスキャン位置の注釈などのような機能を自動化する。モーションセンサー201から検出されるプローブ100の移動に基づくシステムの操作は、オーディオ／ボイスセンサーおよび光学的なモデリング／トラッキング、または、オーディオ／ボイスセンサーもしくは光学的なモデリング／トラッキングとの組合せで使用され、コマンドを拡張し、コマンド精度を改善することが可能である。

【0134】

例えば、スクリーンの上のボタンまたは領域は、モーションセンサー201がその中に含まれるプローブ100の移動に応答して選択することが可能である。代替的に、プローブ100の移動は、オン・スクリーンカーソルによって追従され得、オン・スクリーンカーソルは、プローブ100の移動に応答して移動させられる。

10

【0135】

加えて、モーションセンサー201がその中に含まれるプローブ100は、所定の移動に基づいて撮影平面を変化させることが可能である。この撮影平面の変化は、システムユーザーインターフェースの中で実施することが可能である。また、モーションセンサーがその中に含まれるプローブ100は、ユーザーインターフェース(「UI」)コマンドを実施するために使用され得る。そのようなコマンドの例は、患者からのプローブ除去を「フリーズ」コマンドとして解釈することである。別の例は、ラテラル軸線に沿ったプローブモーションの左右を、BCモードを切／入に制御するための、および、Bモードから／Bモードへ切り替えるためのコマンドとして解釈することである。

20

【0136】

ある実施形態では、システムは、(プローブ100と同様の)複数のプローブを含み、そのそれぞれは、システムの異なる機能のために使用される。例えば、1つのプローブは、腹部のためのものとすることが可能であり、1つは心臓学のためのもの、1つは前立腺のためのもの、1つは神経のためのもの、1つは産科のためのもの、1つは婦人科のためのものなどとすることが可能である。それぞれのプローブ100は、その中にモーションセンサー201を含むことが可能であり、プローブ100が操作者によって移動させられるときに、システムが、(他のプローブを作動しない状態に維持しながら、または、他のプローブを作動しないようにしながら)このプローブ100を可能にすることとなり、システムを切り替え、この特定のプローブのために操作することとなるようになっている。例えば、特定のスクリーン構成が、プローブのうちの1つと関連付けされる場合には、このスクリーン構成は、特定のプローブ100の移動に応答して表示され得る。

30

【0137】

また、モーションセンサー201は、プローブ100から独立している他の要素の中に組み込むことが可能である。例えば、モーションセンサー201がその中に統合されている特殊なリモートコントロールは、オン・スクリーン制御において「エイミング」することによって、作用を開始させるためにリモートコントロールを振る／たたくことによって、コントロールが手の中にある状態で、ユーザーが生成するジェスチャーをトラッキングすることによって、または、これらの入力もしくは他のトラッキングされたりリモートコントロールの移動のいくつかの組合せによって、撮影システムを制御する能力をユーザーに提供する。プローブ100に関する上記の説明と同様に、リモートコントロールは、オーディオ／ボイスセンサーおよび光学的なモデリング／トラッキング、または、オーディオ／ボイスセンサーもしくは光学的なモデリング／トラッキングとの組合せで使用され、コマンドを拡張し、コマンド精度を改善することが可能である。

40

【0138】

また、MEMセンサーなどのようなモーションセンサー201は、ウェアラブルバンドの中に組み込むことが可能である。ユーザーが手首に装着されるデバイス、もしくは、手に装着されるデバイス、または、モーションセンサー201をその中に含むバンドを着用

50

している間に、撮影システム（ＣＴ、Ｘ線、超音波、ＭＲ撮影）は、ユーザーによって実行されるジェスチャーをトラッキングする。ユーザーは、オン・スクリーン制御において「ポインティング」することと、コントロールが手の中にある状態で、ユーザーによって実行されるジェスチャーをトラッキングすることとによって、または、これらの入力のいくつかの組合せによって、撮影システムを制御することが可能である。ウェアラブル解決策特有の利点は、無菌環境の中に容易に組み込まれる能力であることである。そのようなウェアラブルデバイスは、オーディオ／ボイスセンサーおよび光学的なモデリング／トラッキング、または、オーディオ／ボイスセンサーもしくは光学的なモデリング／トラッキングとの組合せで使用され、コマンドを拡張し、コマンド精度を改善することが可能である。

10

【０１３９】

図１７は、１つまたは複数のモーションセンサー２０１が生検針３００の中に組み込まれている別の実施形態の例を図示している。組織サンプリングのための生検針に関して、傷付きやすい臓器（例えば、血管、神経など）を回避するために、および、精密な所望の場所でサンプルを取得するために、挿入の間に針の先端部を精密に位置付けできることが重要である。本実施形態は、針を精密にトラッキングするために、ＭＥＭセンサーなどのようなモーションセンサー２０１を生検針３００の中に統合することによって、重要な能力を提供する。モーションセンサー２０１は、例えば、６軸慣性加速度計／ジャイロ스코プまたは９軸ＭＥＭベースのデバイスであることが可能である。また、モーションセンサー２０１は、３軸デジタル磁気コンパスとして実施され得る。代替的に、モーションセンサー２０１は、交換されたコイルであることが可能であり、交換されたコイルは、患者の皮膚から遠隔にある磁界ボックスから生成される磁界の中にある。

20

【０１４０】

本実施形態は、超音波と同様、Ｘ線およびコンピュータ断層撮影（「ＣＴ」）において、用途を有している。実施形態は、プローブおよびモーションセンサー２０１が鉄を含まない場合には、磁気的な共鳴撮影において使用することが可能である。ＣＴでは、モーションセンサー２０１のサイズおよび構成に応じて、金属アーチファクト低減アルゴリズムも、精度を改善するために適用され得る。

【０１４１】

図１８は、１つまたは複数のモーションセンサー２０１（２０１－Ａおよび２０１－Ｂ）が、呼吸および／または患者モーションのトラッキングのために、患者に関連付けされている別の実施形態の例を図示している。例えば、この実施形態では、モーションセンサー２０１は、患者２０１－Ａの皮膚の上に、患者の中に、もしくは、患者２０１－Ｂによって着用されているデバイスの上に、または、それらのいくつかの組合せで、設置することが可能である。ウェアラブルモーションセンサー２０１－Ａまたは２０１－Ｂからのデータは、画像の中の呼吸と患者モーションとをトラッキングし、予測し、修正するために、得られる撮像データと統合され得る。例えば、１つまたは複数のモーションセンサー２０１に関する情報は、図１０に示されているモーション処理ユニット１１９へ送信され、修正データを発生させるために使用され得、修正データは、画像処理ユニット１１５に適用され、画像処理ユニット１１５は、修正データに基づいて、取得される画像の登録を実行する。

30

40

【０１４２】

ボリューム画像データの獲得が、呼吸のような典型的な患者の生理学的なモーションからゆがみを受けることとなるときには、呼吸に関連付けされるモーションをトラッキングすることが利用され、モーションに関して修正するか、または、呼吸サイクルの変位部分の間に集められたデータをゲート制御（gate）／除去／無視する。

【０１４３】

超音波治療の間に、病気を治療するが、健康な周囲の臓器または組織に損傷を引き起こし得る過度のエネルギーを回避するために、送達されるエネルギーの量を監視することが重要であることが多い。回避され得ない人間のモーションは、治療投与量を制御すること

50

に関して、重大な問題を引き起こす。MEMベースのセンサーなどのようなモーションセンサー201を介して、人間の臓器のモーションと位置とをトラッキングすることによって、または、撮影ベースのトラッキングもしくはそれらのいくつかの組合せによって、治療投与精度の正確さを、かなり増加させることが可能である。

【0144】

例えば、診断的な撮影では、投与量は、単一の場所での長期の撮影の非現実的なシナリオに基づいて決定されることが多い。診断的な撮影の間に様々な場所において投与送達を精密にトラッキングすることによって、システムは、様々な場所のそれぞれにおいて、より精密なパワーの値、ときには、より高いパワーの値を送達することが可能である。

【0145】

また、呼吸モーションに関して修正することは、上記に説明されている超音波における使用に加えて、CT、X線、およびMR撮影に関するいくつかの臨床的応用において適用可能である。

【0146】

図19は、プローブ100または任意の他の要素のモーションをトラッキングするためのプロセスを説明している。例えば、図10、図14、図15等にした超音波診断装置及び超音波プローブは、図19に示したフローチャートに従って動作する。

【0147】

ステップ1900において、プローブの初期位置についての情報が決定される。この初期位置は、光学的なまたは磁気的なセンサーを使用することに基づいて、または、（例えば、ホルダーの中の位置における）所定の位置の値を介して、取得され得る。ステップ1901において、プローブ100のモーションについての情報が、モーションセンサー201から発生される。ステップ1902において、超音波信号が、モーション情報の発生と同時に、プローブ100を使用して取得される。ステップ1903において、モーション情報と超音波信号とは、装置本体1000へ送信される。具体的には、超音波信号は、受信ユニット112へ送信され、モーション情報は、モーション処理ユニット119へ送信される。ステップ1904において、モーション処理ユニット119は、モーション情報に基づいて、修正情報を発生させる。ステップ1905において、ドブラ処理ユニット114またはBモード処理ユニット113は、超音波信号からの情報を発生させる。ステップ1906において、画像処理ユニット115は、モーション処理ユニット119によって発生される対応する修正情報を考慮して、超音波ディスプレイ画像（例えば、ディスプレイデバイスのためのBモード画像またはドブラ画像など）を発生させる。ステップ1907において、3Dボリュームが、レンダリングされる。

【0148】

処理ユニット（例えば、それに限定されないが、図1、図10、図14、および図15を参照して上記に説明されているBモード処理ユニット113、ドブラ処理ユニット114、画像処理ユニット115、制御ユニット117、モーション処理ユニット119など）は、コンピュータシステムまたはプログラマブル論理を使用して実施され得る。図20は、コンピュータシステム1201を図示しており、コンピュータシステム1201の上で、本開示の実施形態は、実施され得る。コンピュータシステム1201は、図3～図5を参照して上記に議論されている様々なコンポーネント（それらは、上述のプロセスを実行する）を含むことが可能である。

【0149】

コンピュータシステム1201は、バス1202に連結されているディスクコントローラ1206を含み、磁気ハードディスク1207、およびリムーバブルメディアドライブ1208（例えば、フロッピー（登録商標）ディスクドライブ、読み取り専用コンパクトディスクドライブ、読み取り/書き込みコンパクトディスクドライブ、コンパクトディスクジュークボックス、テープドライブ、および取り外し可能な光磁気ドライブなど）などのような、情報と命令とを記憶するための1つまたは複数の記憶デバイスを制御する。記憶デバイスは、適当なデバイスインターフェース（例えば、スモールコンピュータシ

10

20

30

40

50

テムインターフェース（SCSI）、統合デバイスエレクトロニクス（IDE）、拡張IDE（E-IDE）、直接メモリアクセス（DMA）、またはウルトラDMA）を使用して、コンピュータシステム1201に追加され得る。

【0150】

また、コンピュータシステム1201は、専用論理デバイス（例えば、特定用途向け集積回路（ASIC））または設定可能論理デバイス（例えば、単純プログラマブル論理デバイス（SPLD）、複合プログラマブル論理デバイス（CPLD）、およびフィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA））を含むことが可能である。

【0151】

また、コンピュータシステム1201は、バス1202に連結されているディスプレイコントローラ1209（または、ディスプレイアダプタ340）を含み、コンピュータユーザーに情報を表示するためのディスプレイ1210（または、ディスプレイ360）（例えば、液晶ディスプレイ（LCD）など）を制御することが可能である。コンピュータシステムは、コンピュータユーザーとインタラクションし、プロセッサ1203（または、処理デバイス/ユニット320）に情報を提供するための入力デバイス（例えば、キーボード1211およびポインティングデバイス1212など）を含む。ポインティングデバイス1212は、例えば、方向情報とコマンド選択とをプロセッサ1203に伝達するための、および、ディスプレイ1210の上でのカーソル移動を制御するための、マウス、トラックボール、タッチスクリーンセンサーのための指、またはポインティングスティックであることが可能である。

【0152】

コンピュータシステム1201は、メモリ（例えば、メインメモリ1204（または、メモリ330）など）の中に含有されている1つまたは複数の命令の1つまたは複数のシーケンスを実行するプロセッサ1203にตอบสนองして、本開示の処理ステップの一部またはすべてを実行する。そのような命令は、別のコンピュータ可読媒体（例えば、ハードディスク1207またはリムーバブルメディアドライブ1208など）からメインメモリ1204の中へ読み込まれ得る。また、マルチプロセッシング構成の中の1つまたは複数のプロセッサが用いられ、メインメモリ1204の中に含有されている命令のシーケンスを実行することが可能である。代替的な実施形態では、ソフトウェア命令の代わりに、または、ソフトウェア命令との組合せで、ハードワイヤードの回路が使用され得る。したがって、実施形態は、ハードウェア回路およびソフトウェアの任意の特定の組合せに限定されない。

【0153】

上述したように、コンピュータシステム1201は、本開示の教示に従ってプログラムされた命令を保持するための、および、データ構造、表、記録、または、本明細書で説明されている他のデータを含むための、少なくとも1つのコンピュータ可読媒体またはメモリを含む。コンピュータ可読媒体の例は、コンパクトディスク、ハードディスク、フロッピーディスク、テープ、光磁気ディスク、PROM（EPROM、EEPROM、フラッシュEPROM）、DRAM、SRAM、SDRAM、または、任意の他の磁気媒体、コンパクトディスク（例えば、CD-ROM）、または、任意の他の光学媒体、パンチカード、紙テープ、または穿孔パターンを備える他の物理的な媒体である。

【0154】

コンピュータ可読媒体のうちの任意の1つの上に、または、コンピュータ可読媒体の組合せの上に記憶されているものとして、本開示は、コンピュータシステム1201を制御するためのソフトウェアと、本実施形態を実行するための1つまたは複数のデバイスを駆動するためのソフトウェアと、コンピュータシステム1201が人間のユーザーとインタラクションすることを可能にするためのソフトウェアとを含む。そのようなソフトウェアは、それに限定されないが、デバイスドライバと、オペレーティングシステムと、アプリケーションソフトウェアとを含むことが可能である。そのようなコンピュータ可読媒体は、本実施形態を実装する際に実行される処理のすべてまたは一部（処理が分散されてい

る場合)を実行するための、本開示のコンピュータプログラム製品をさらに含む。

【0155】

本実施形態のコンピュータコードデバイスは、それに限定されないが、スクリプトと、解釈可能プログラムと、ダイナミックリンクライブラリ(DLL)と、Java(登録商標)クラスと、完全な実行可能プログラムとを含む、任意の解釈可能コードメカニズムまたは実行可能コードメカニズムであることが可能である。そのうえ、より良好な性能、信頼性、および/またはコストのために、本実施形態の処理の一部を分散させることが可能である。

【0156】

本明細書で使用されているような「コンピュータ可読媒体」の用語は、実行用のプロセッサ1203に命令を提供することに関与する任意の非一時的な媒体を表す。コンピュータ可読媒体は、それに限定されないが、不揮発性の媒体または揮発性の媒体を含む、多くの形態をとることが可能である。不揮発性の媒体は、例えば、ハードディスク1207またはリムーバブルメディアドライブ1208などのような、光ディスクと、磁気ディスクと、光磁気ディスクとを含む。揮発性の媒体は、メインメモリ1204などのようなダイナミックメモリを含む。それとは対照的に、伝送媒体は、同軸ケーブルと、銅線と、光ファイバーとを含み、バス1202を構成するワイヤーを含む。また、伝送媒体は、電波通信および赤外線データ通信の間に発生させる波などのような、音波または光波の形態をとることが可能である。

【0157】

コンピュータ可読媒体の様々な形態は、実行用のプロセッサ1203に対する1つまたは複数の命令の1つまたは複数のシーケンスを実行することに関与することが可能である。例えば、初期には、リモートコンピュータの磁気ディスクの上に命令を持つことが可能である。リモートコンピュータは、本開示のすべてまたは一部分を実装するための命令を、ダイナミックメモリの中へリモートでロードすることが可能であり、モデムを使用して電話線で命令を送ることが可能である。コンピュータシステム1201のローカルのモデムは、電話線でデータを受信し、バス1202の上にデータを置くことが可能である。バス1202は、メインメモリ1204の中にデータを持つことが可能であり、メインメモリ1204から、プロセッサ1203は、命令を引き出して実行する。メインメモリ1204によって受信された命令は、プロセッサ1203による実行の前または後のいずれかに、記憶デバイス1207または1208の上に適宜記憶することが可能である。

【0158】

また、コンピュータシステム1201は、バス1202に連結されている通信インターフェース1213を含む。通信インターフェース1213は、ネットワークリンク1214に連結する双方向のデータ通信を提供し、それは、例えば、ローカルエリアネットワーク(LAN)1215に接続されるか、または、インターネットなどのような別の通信ネットワーク1216に接続されている。例えば、通信インターフェース1213は、任意のパケット交換LANに取り付けるためのネットワークインターフェースカードであることが可能である。別の例として、通信インターフェース1213は、統合サービスデジタルネットワーク(ISDN)カードであることが可能である。また、ワイヤレスリンクを実装することが可能である。任意のそのような実装形態では、通信インターフェース1213は、様々なタイプの情報を表すデジタルデータストリームを搬送する電気信号、電磁信号、または光信号を送受信する。

【0159】

ネットワークリンク1214は、典型的に、1つまたは複数のネットワークを通して、他のデータデバイスへのデータ通信を提供する。例えば、ネットワークリンク1214は、ローカルネットワーク1215(例えば、LAN)を通して、または、通信ネットワーク1216を介して通信サービスを提供するサービスプロバイダーによって操作される機器を通して、別のコンピュータへの接続を提供することが可能である。ローカルネットワーク1214および通信ネットワーク1216は、例えば、デジタルデータストリームを

搬送する電気信号、電磁信号、または光信号と、関連する物理層（例えば、CAT5ケーブル、同軸ケーブル、光ファイバーなど）とを使用する。様々なネットワークを通る信号と、ネットワークリンク1214の上の信号と、通信インターフェース1213を通る信号とは（それらは、コンピュータシステム1201との間でデジタルデータをやりとりする）、ベースバンド信号または搬送波ベースの信号の中に実装され得る。ベースバンド信号は、デジタルデータビットのストリームを表す非変調電気パルスとしてデジタルデータを伝送し、ここで、「ビット」の用語は、記号を意味するように広く解釈されるべきであり、それぞれの記号は、少なくとも1つまたは複数の情報ビットを伝送する。また、デジタルデータは、振幅偏移変調信号、位相偏移変調信号、および/または周波数偏移変調信号など（それらは、導電媒体の上を伝搬されるか、または、伝搬媒体を通して電磁波として送信される）によって、搬送波を変調させるように使用され得る。したがって、デジタルデータは、「ワイヤード」の通信チャネルを通して非変調ベースバンドデータとして送られ、および/または、搬送波を変調させることによって、ベースバンドとは異なる所定の周波数バンドの中で送られ得る。コンピュータシステム1201は、ネットワーク1215および1216と、ネットワークリンク1214と、通信インターフェース1213とを通して、プログラムコードを含むデータを送受信することが可能である。そのうえ、ネットワークリンク1214は、LAN1215を通して、モバイルデバイス1217（例えば、パーソナルデジタルアシスタント（PDA）ラップトップコンピュータ、または携帯電話）への接続を提供することが可能である。

10

20

【0160】

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、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。

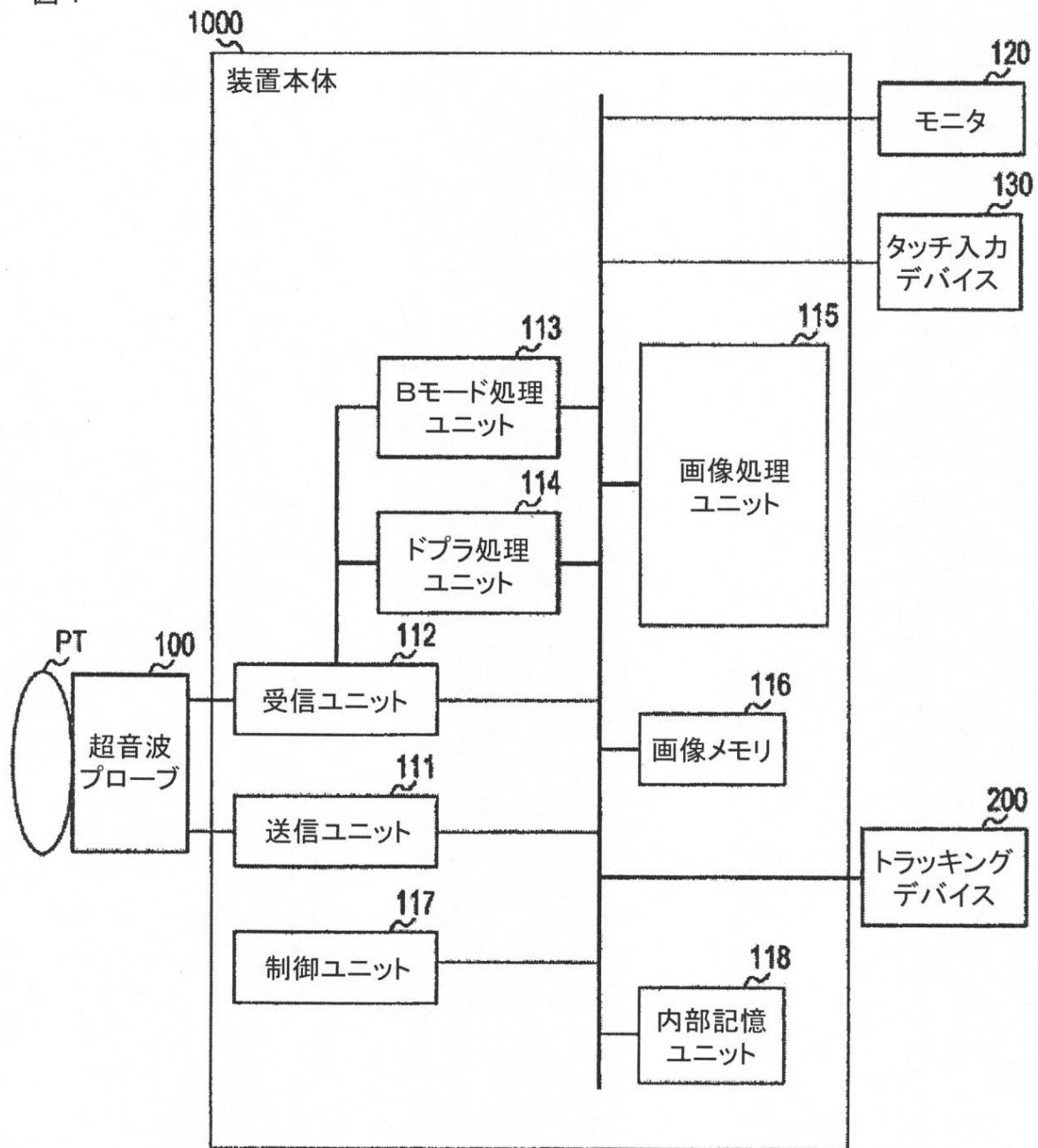
【0161】

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。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。

30

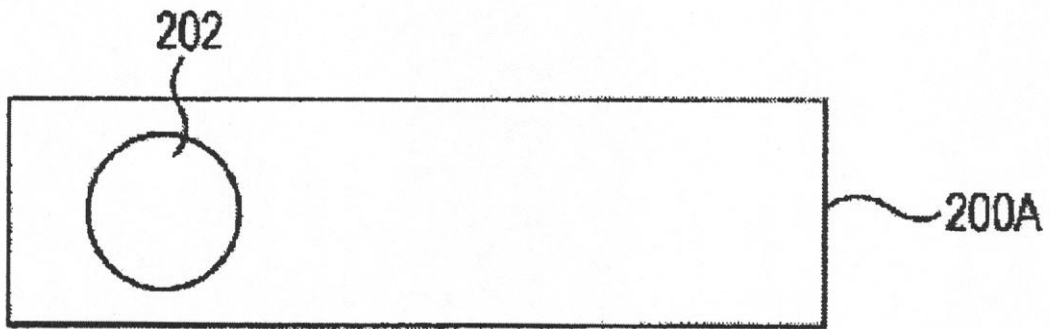
【図 1】

図 1



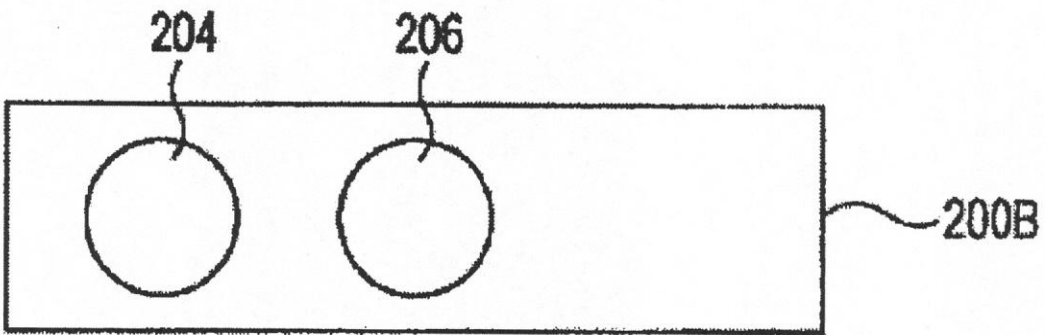
【図 2 A】

図 2A



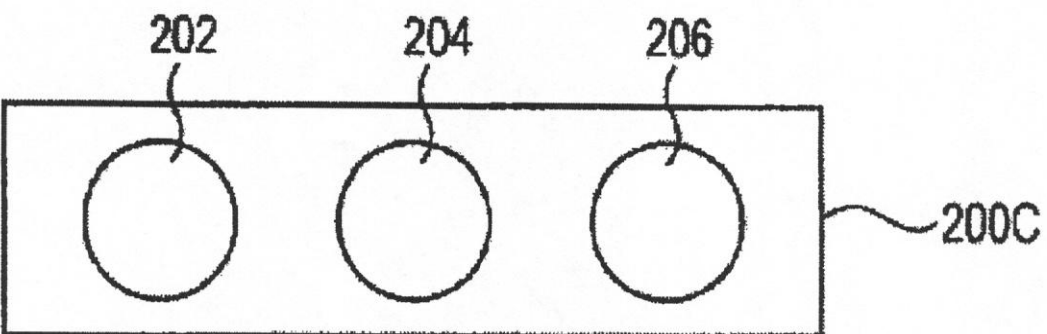
【図 2 B】

図 2B



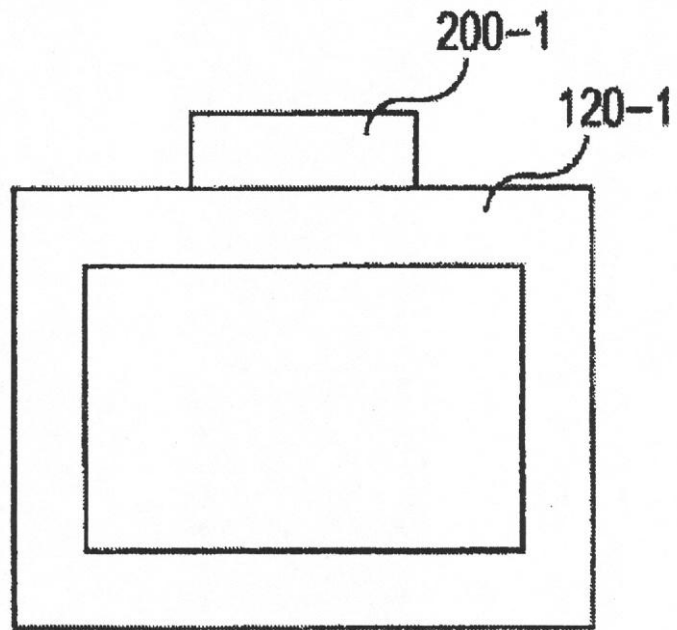
【図 2 C】

図 2C



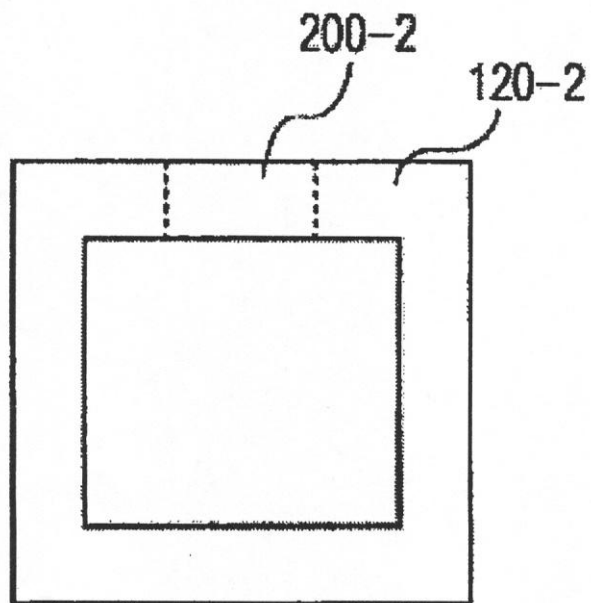
【図 3 A】

図 3A



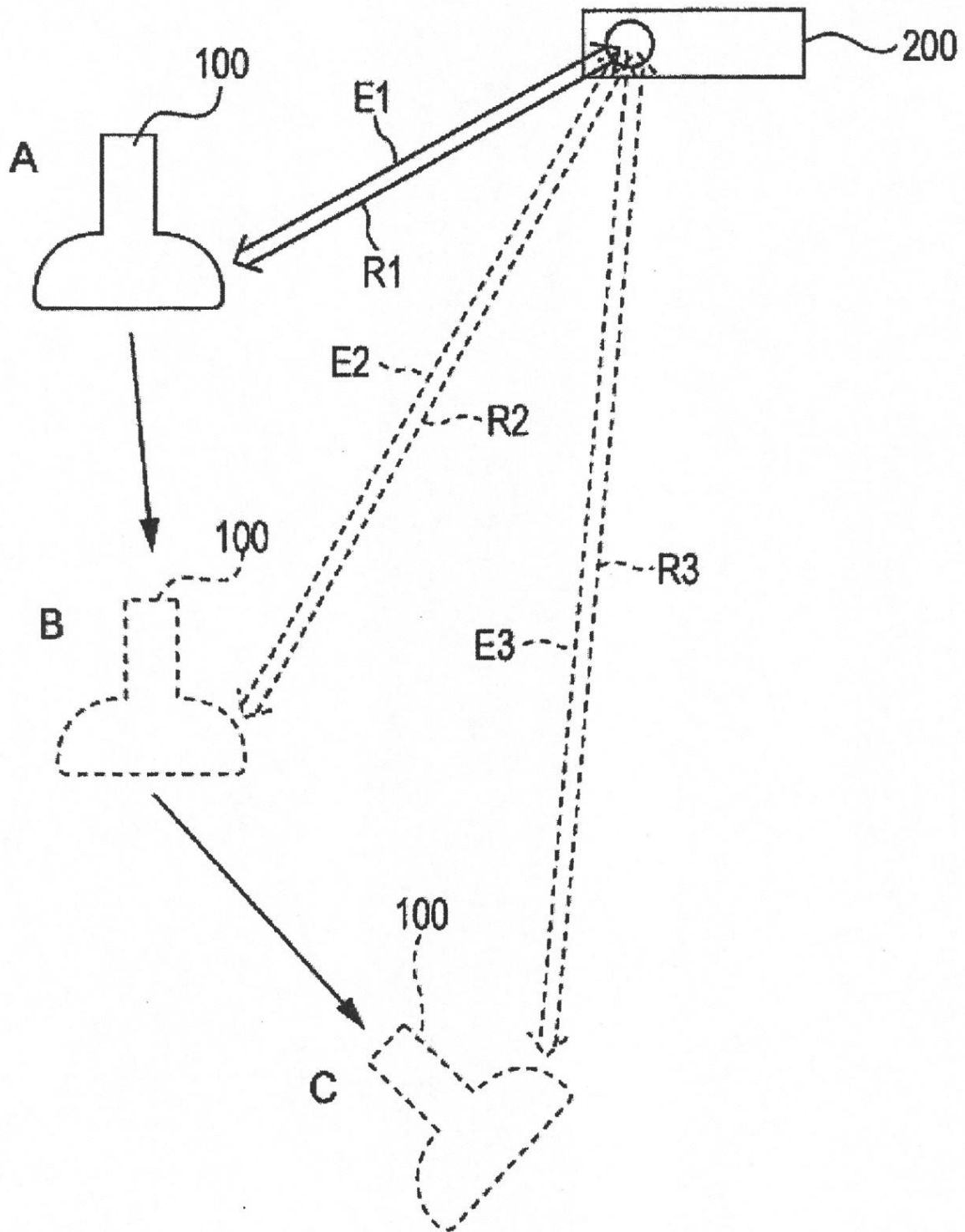
【図 3 B】

図 3B



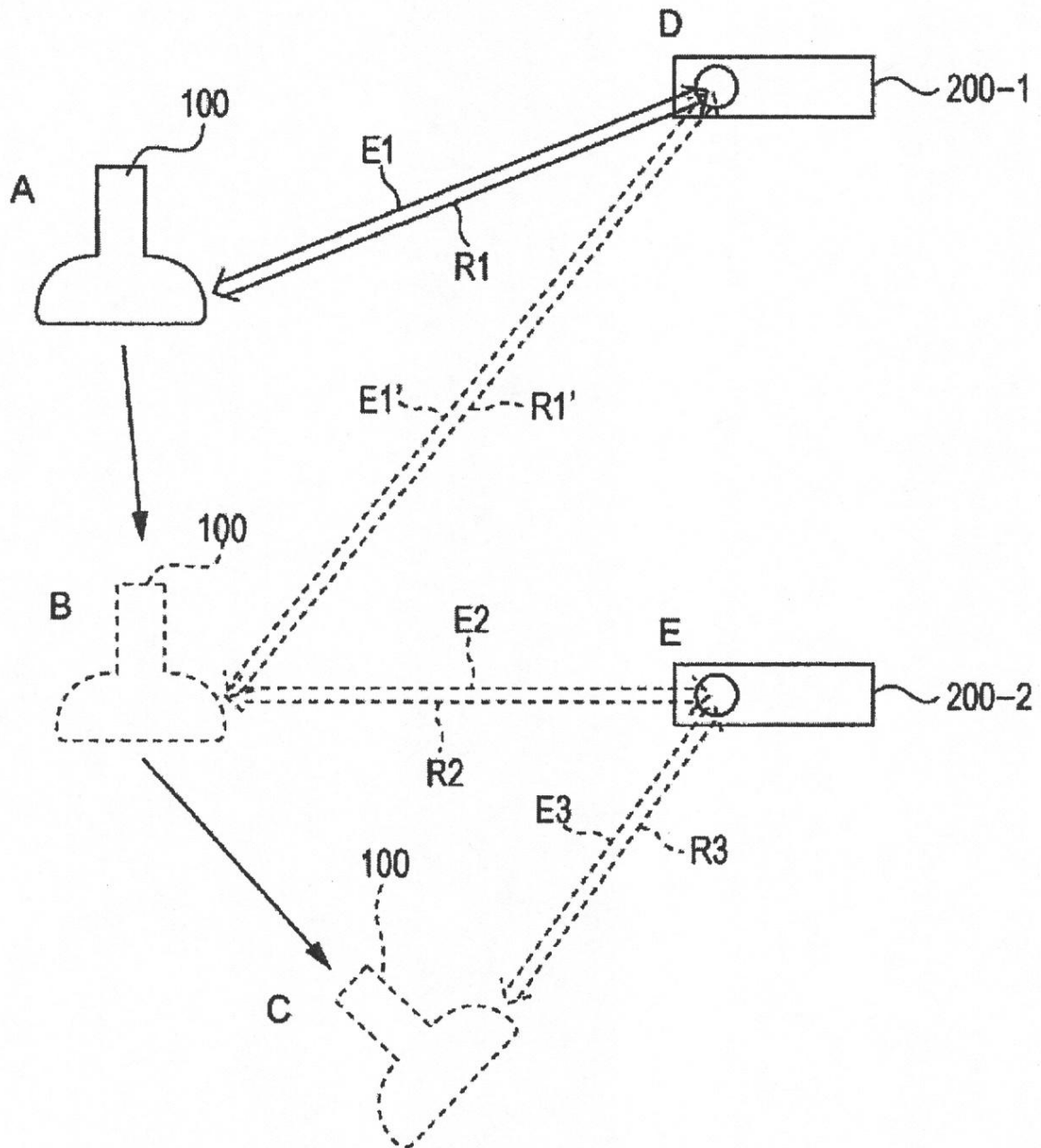
【図4】

図4



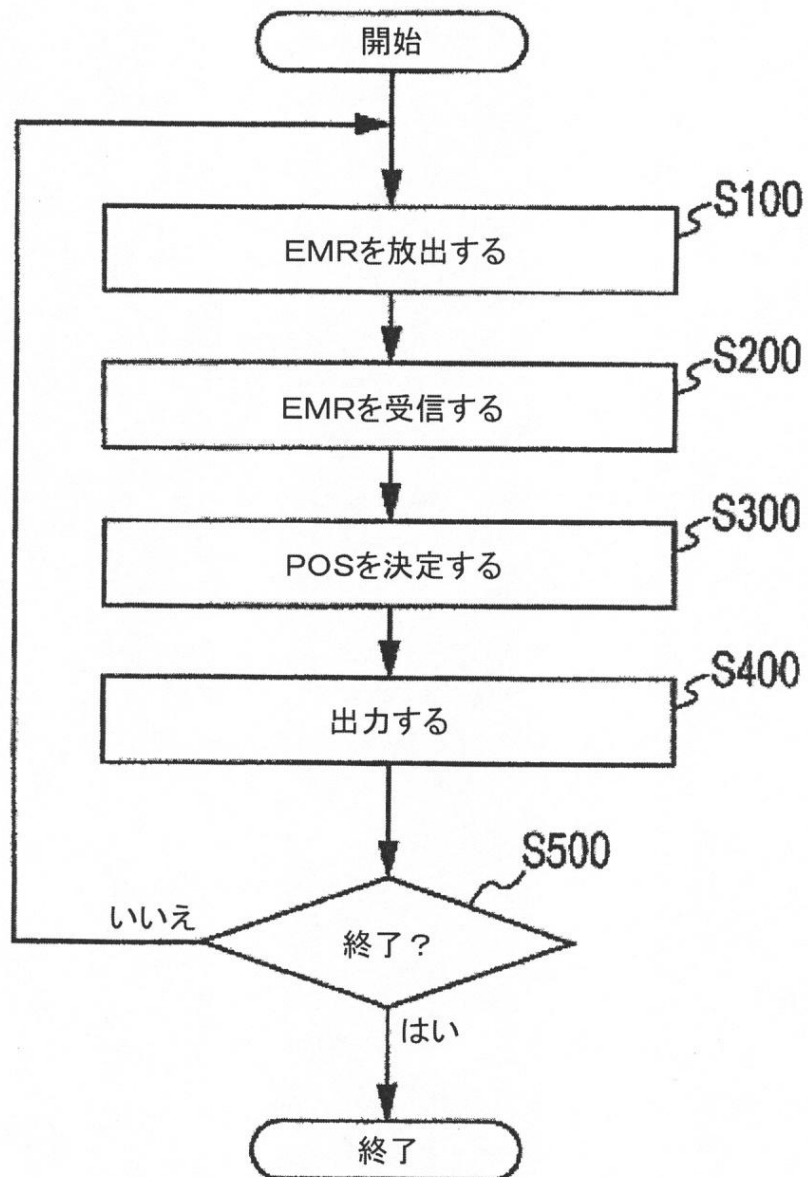
【図5】

図5



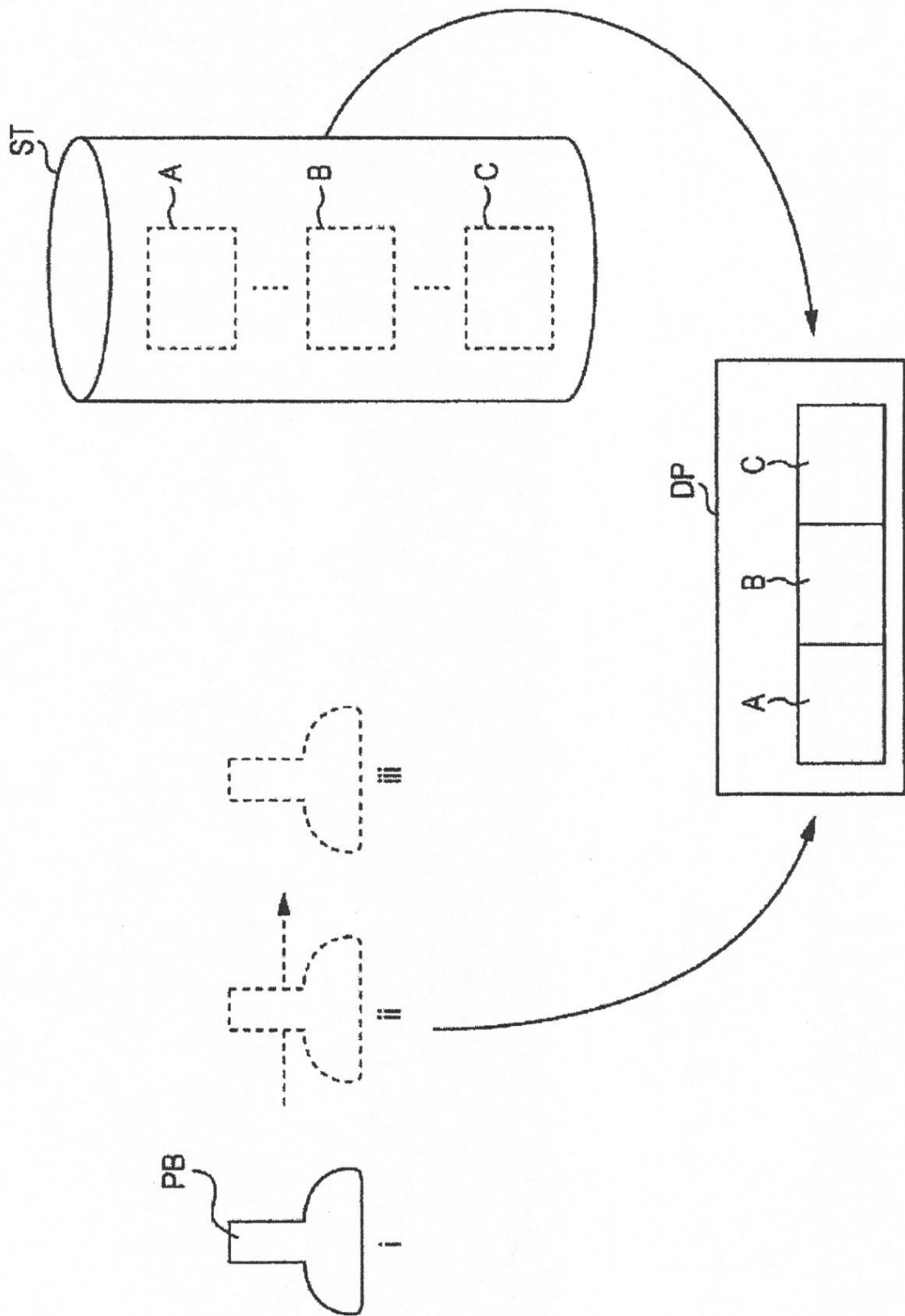
【図 6】

図 6



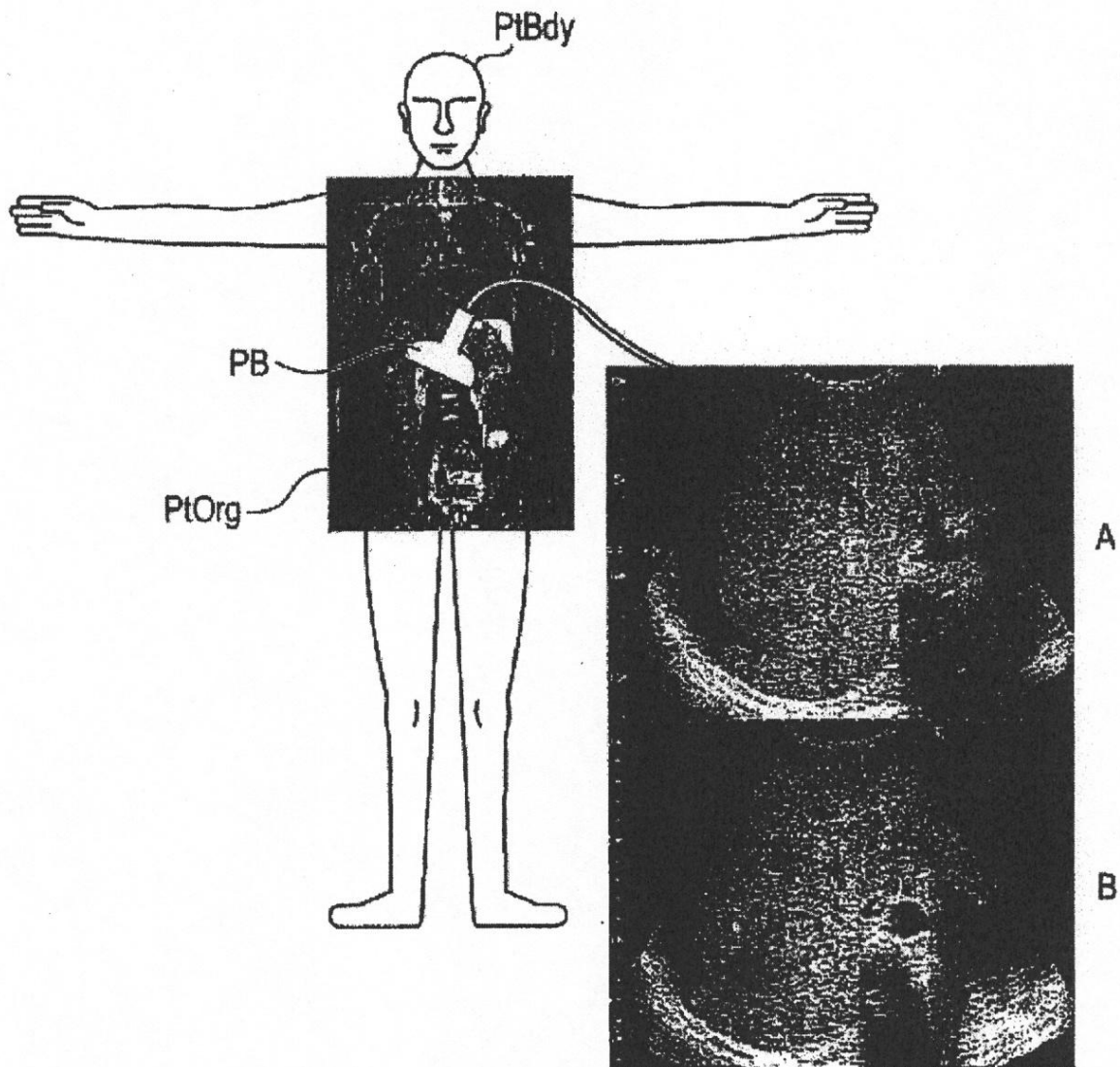
【図 7】

図 7



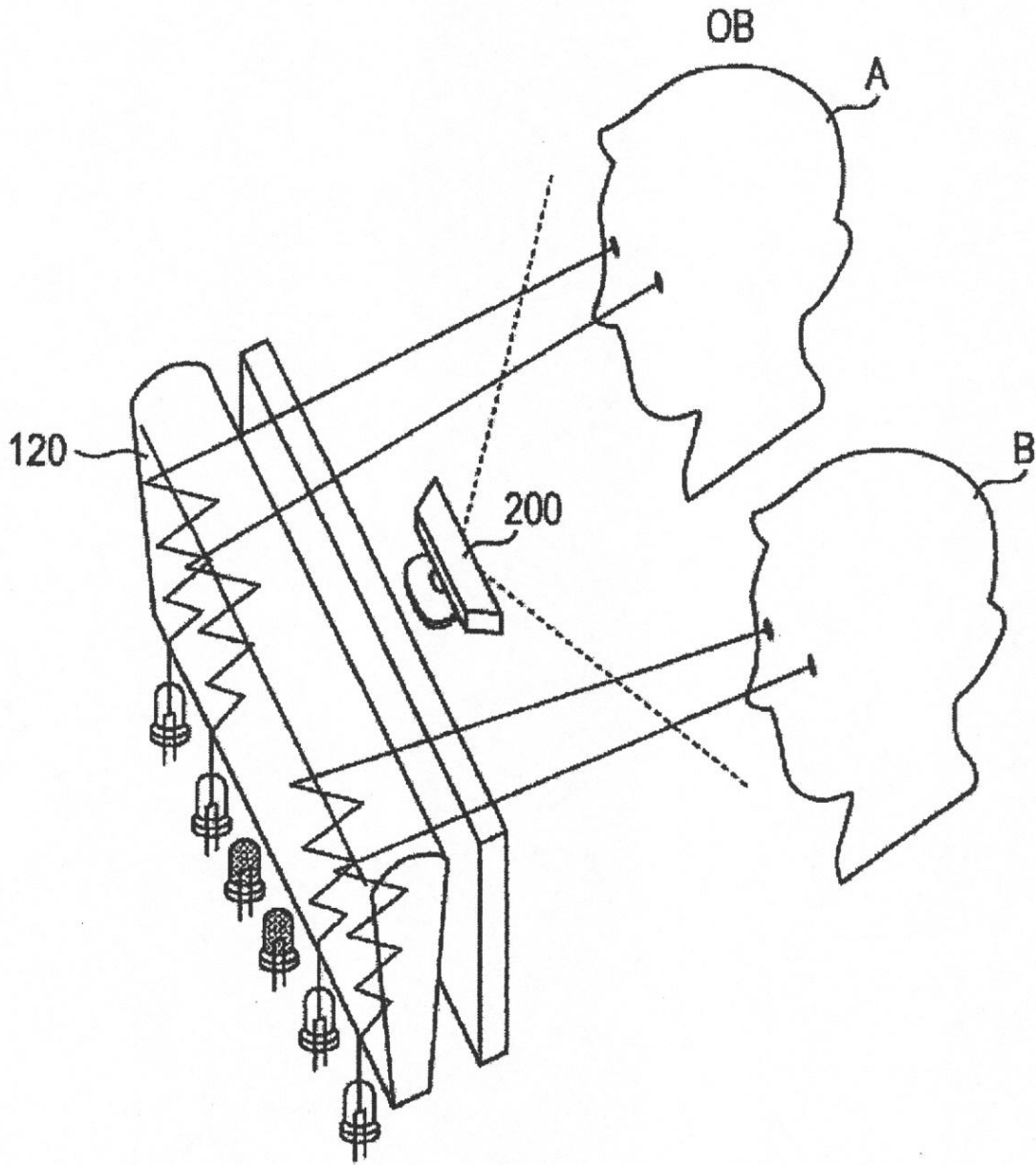
【図 8】

図 8

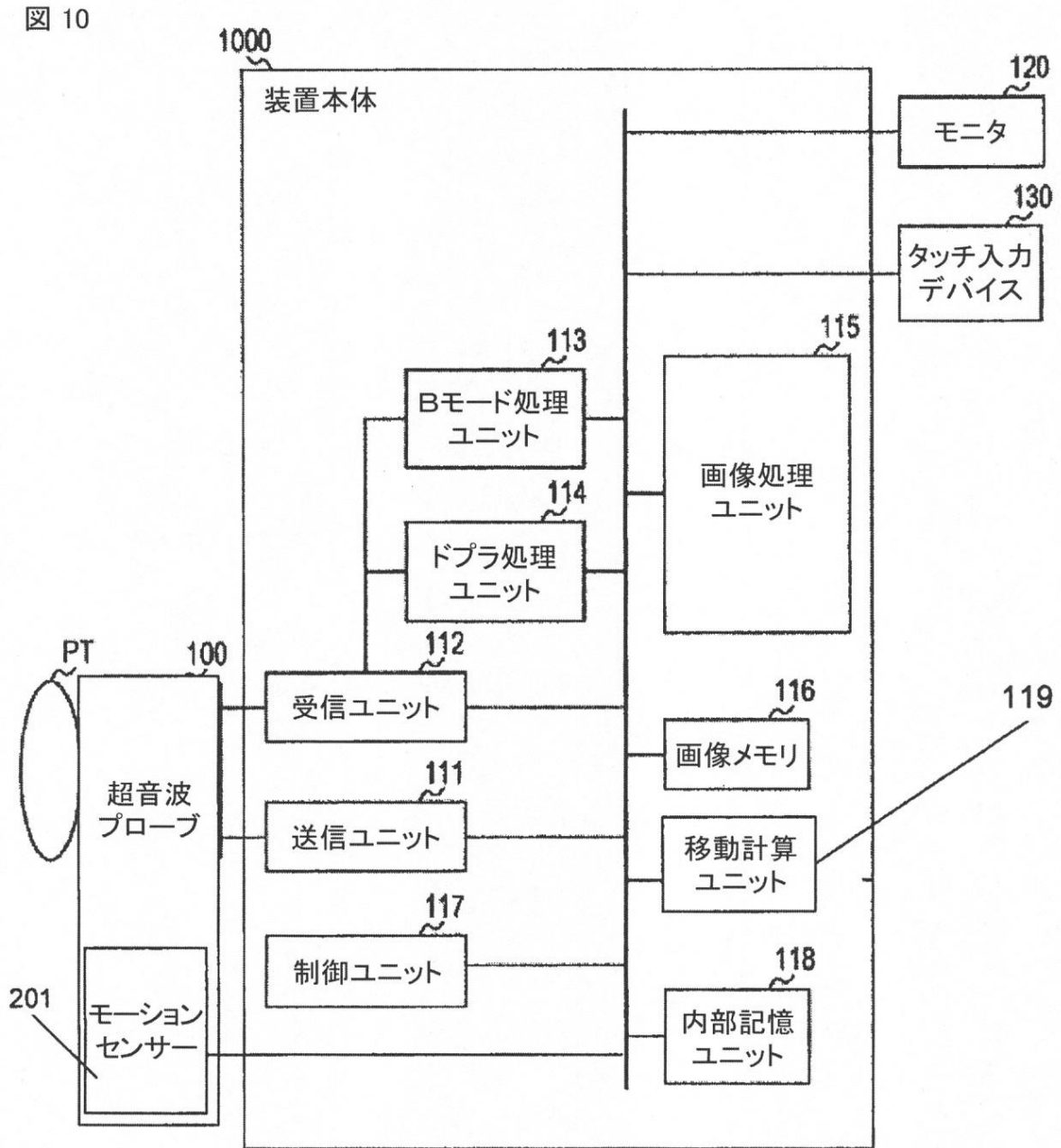


【図 9】

図 9

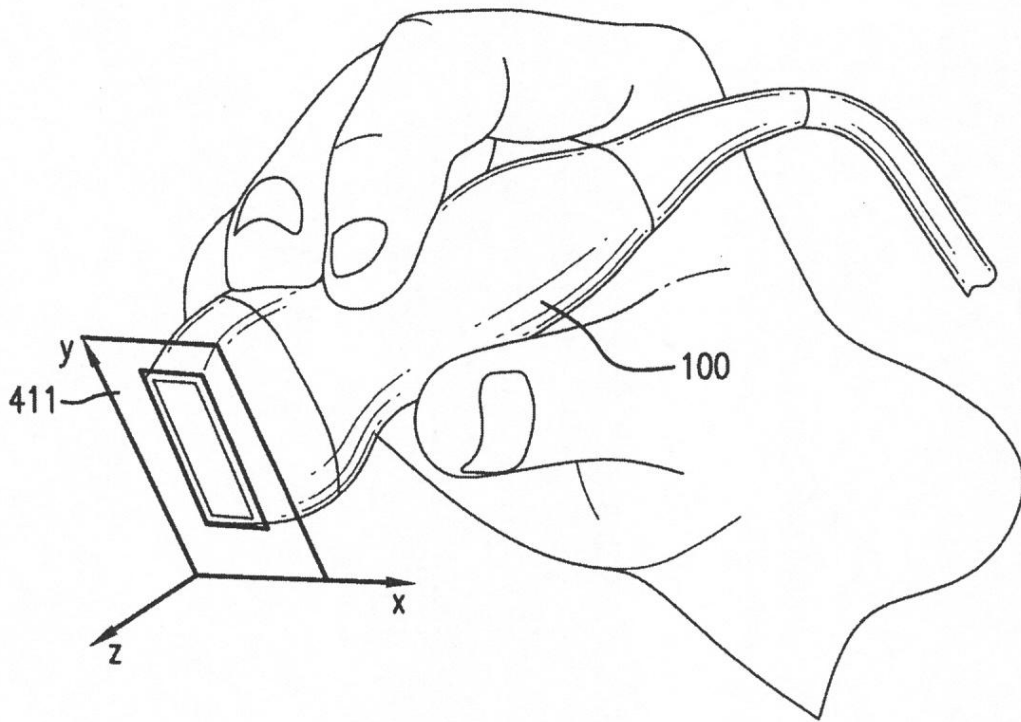


【図10】



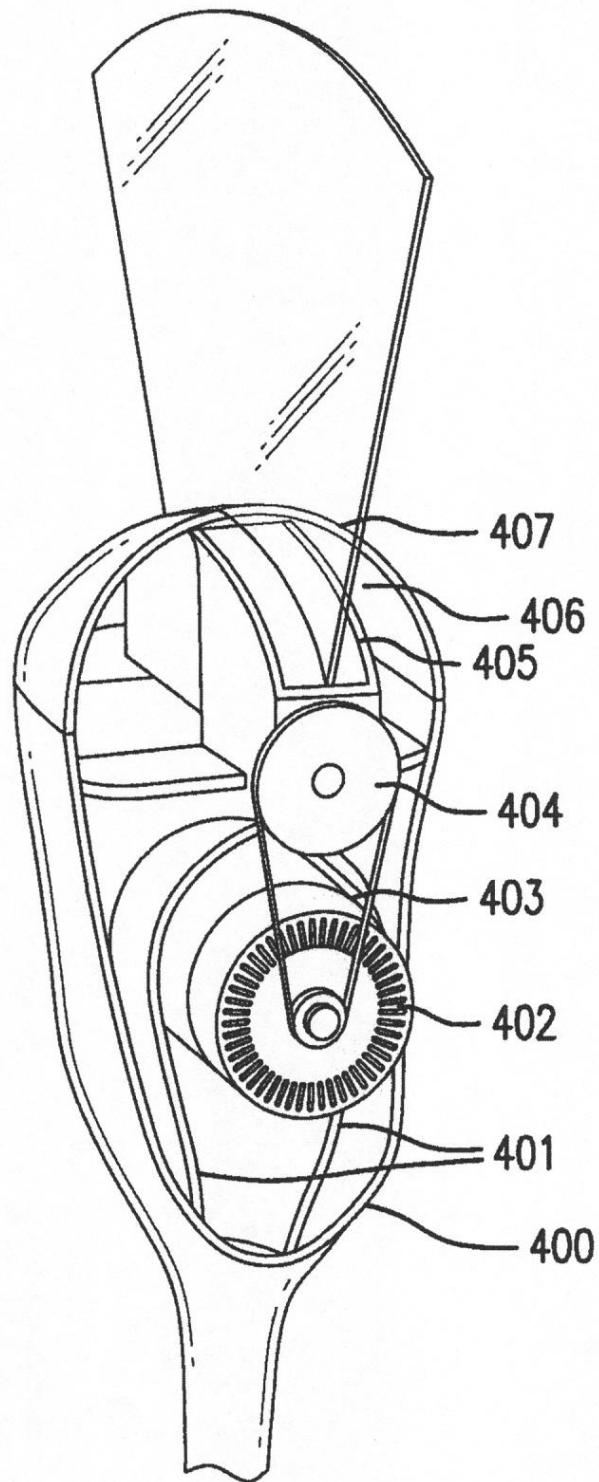
【図 11 A】

図 11A



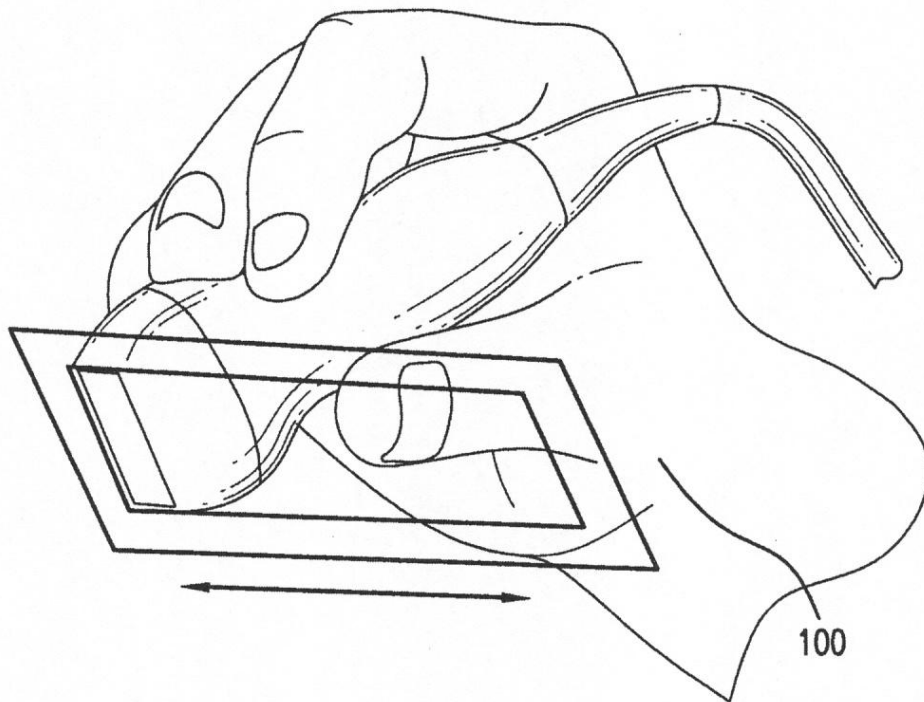
【図 11 B】

図 11B



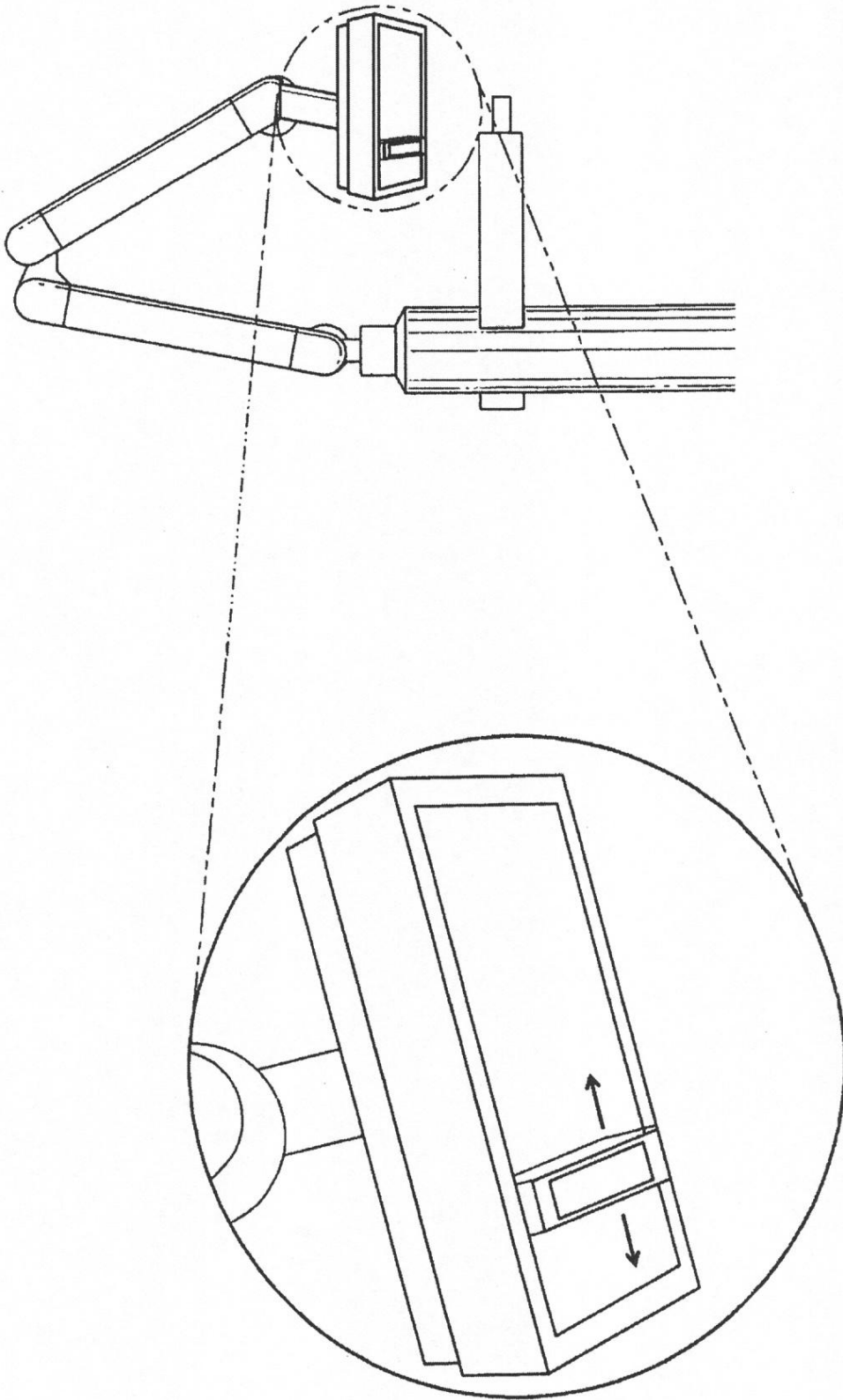
【図 12 A】

図 12A



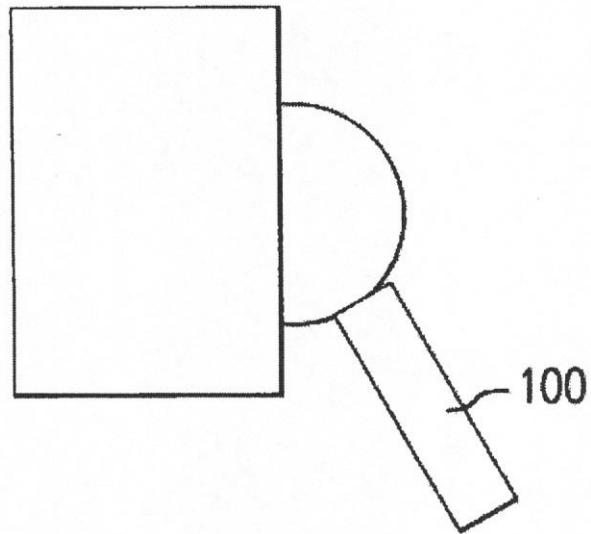
【図 12 B】

図 12B



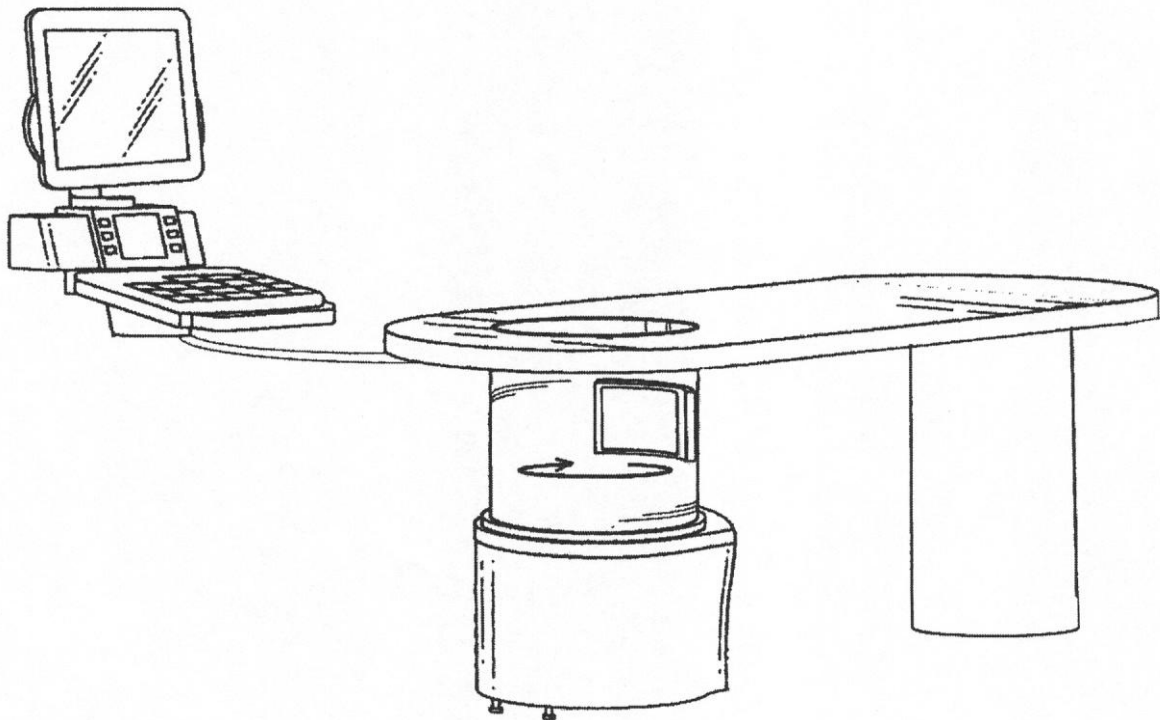
【図 13 A】

図 13A



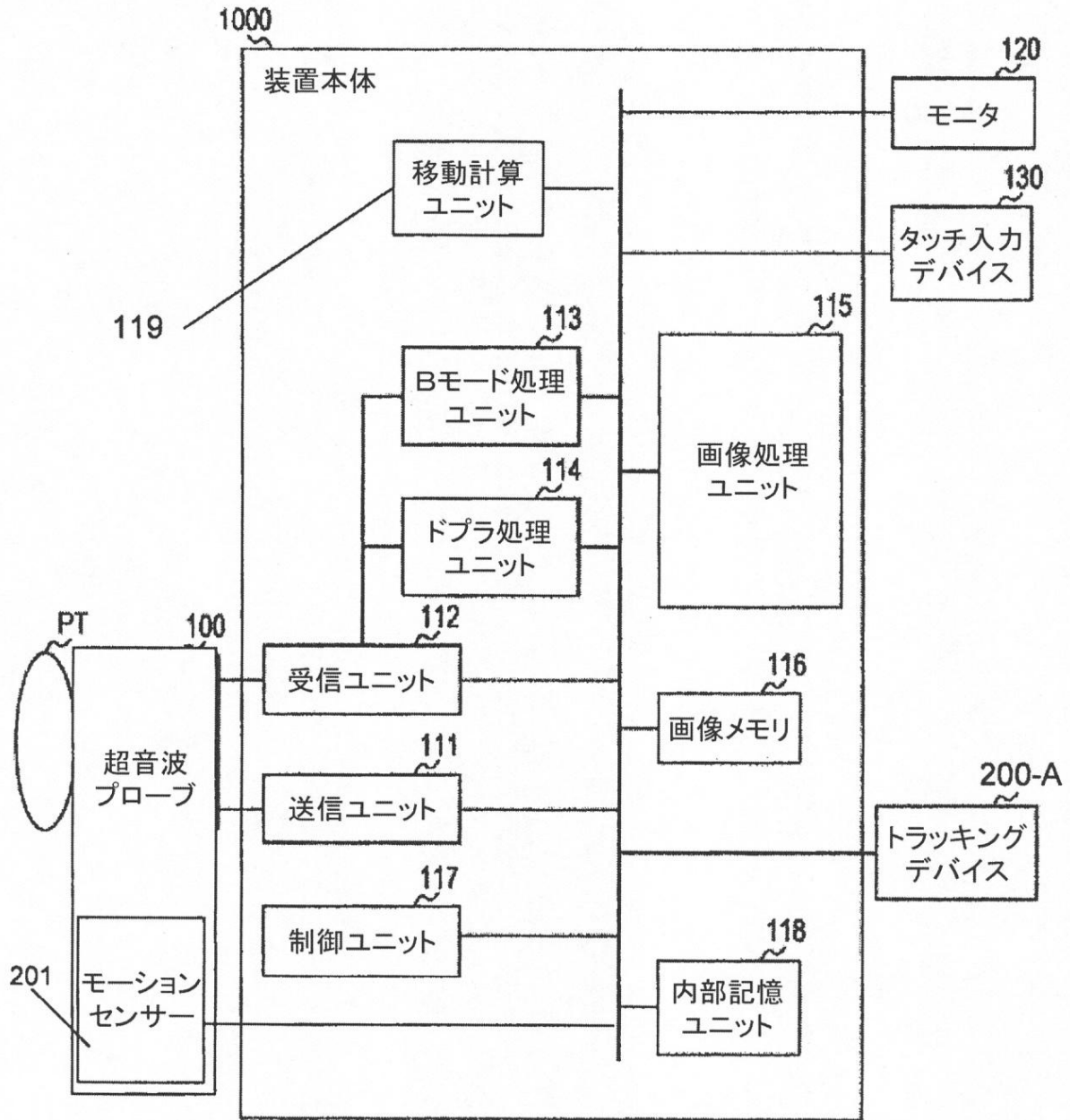
【図 13 B】

図 13B



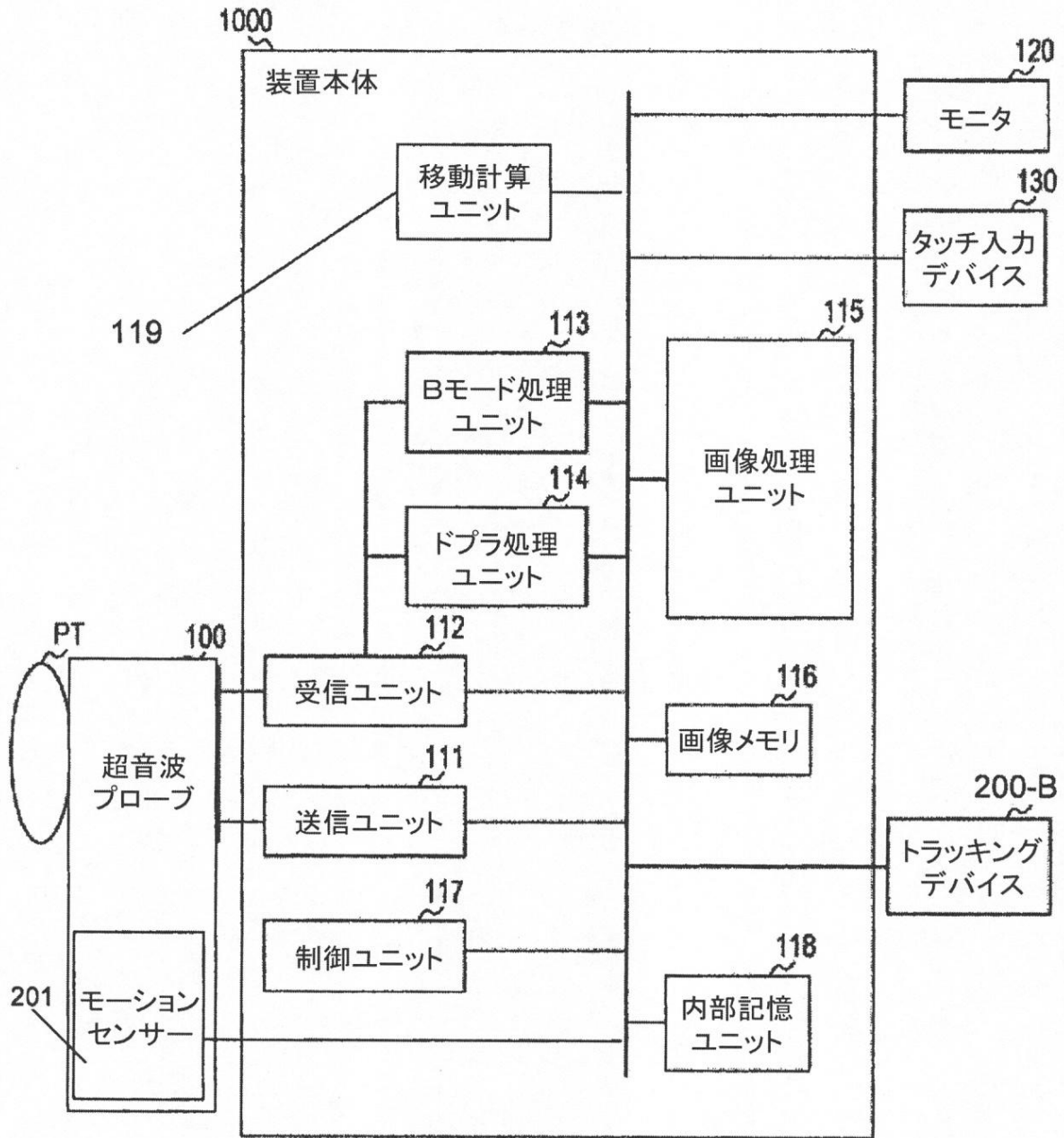
【図 14】

図 14



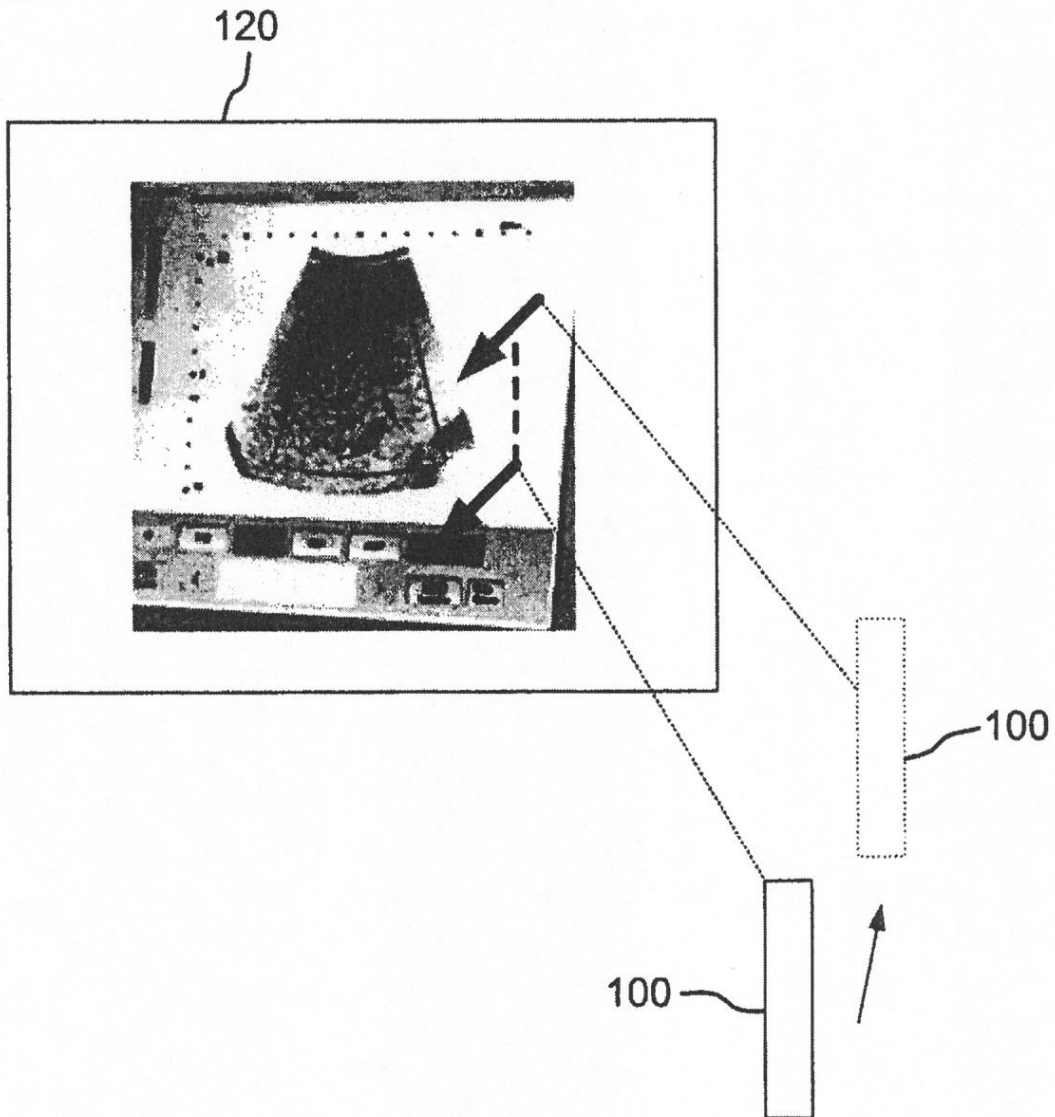
【図 15】

図 15



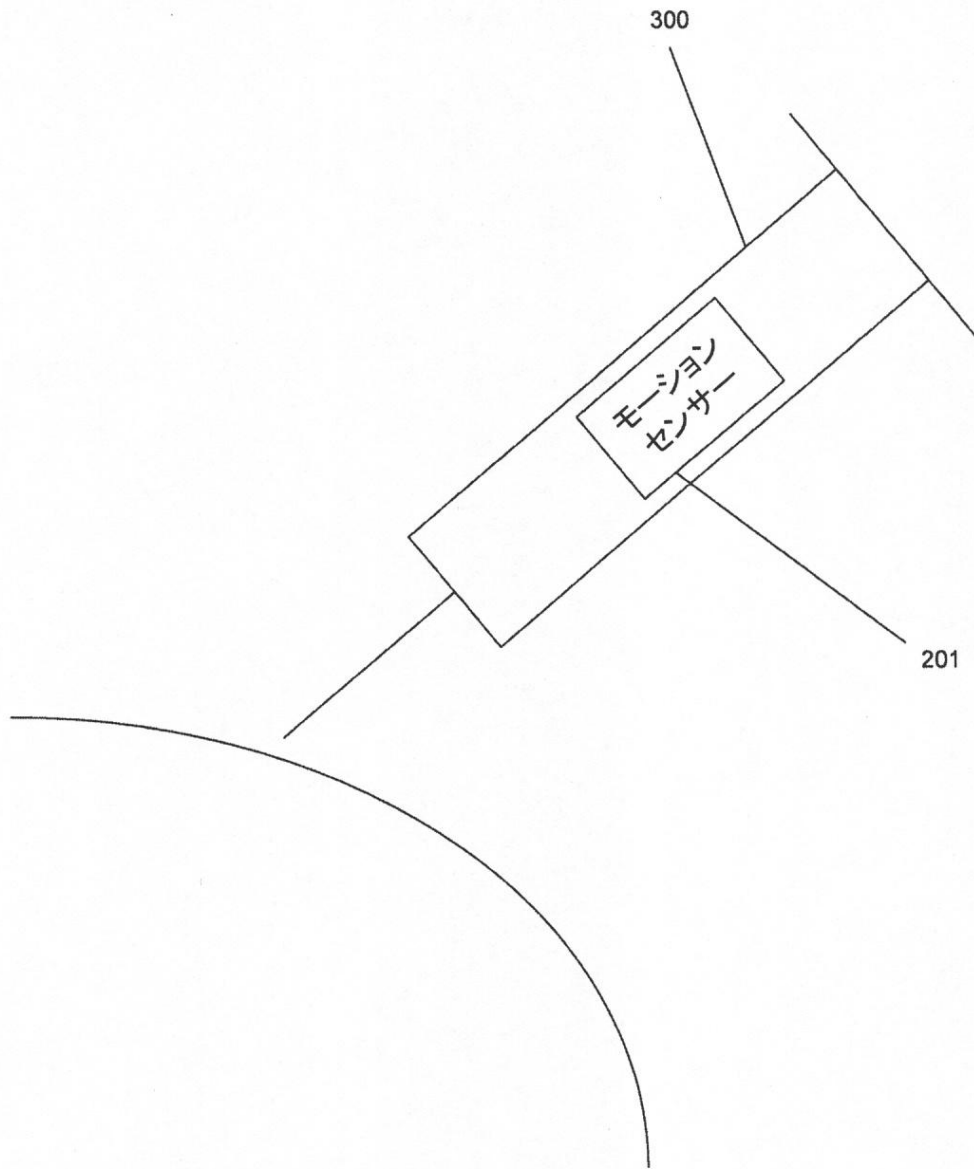
【図 16】

図 16



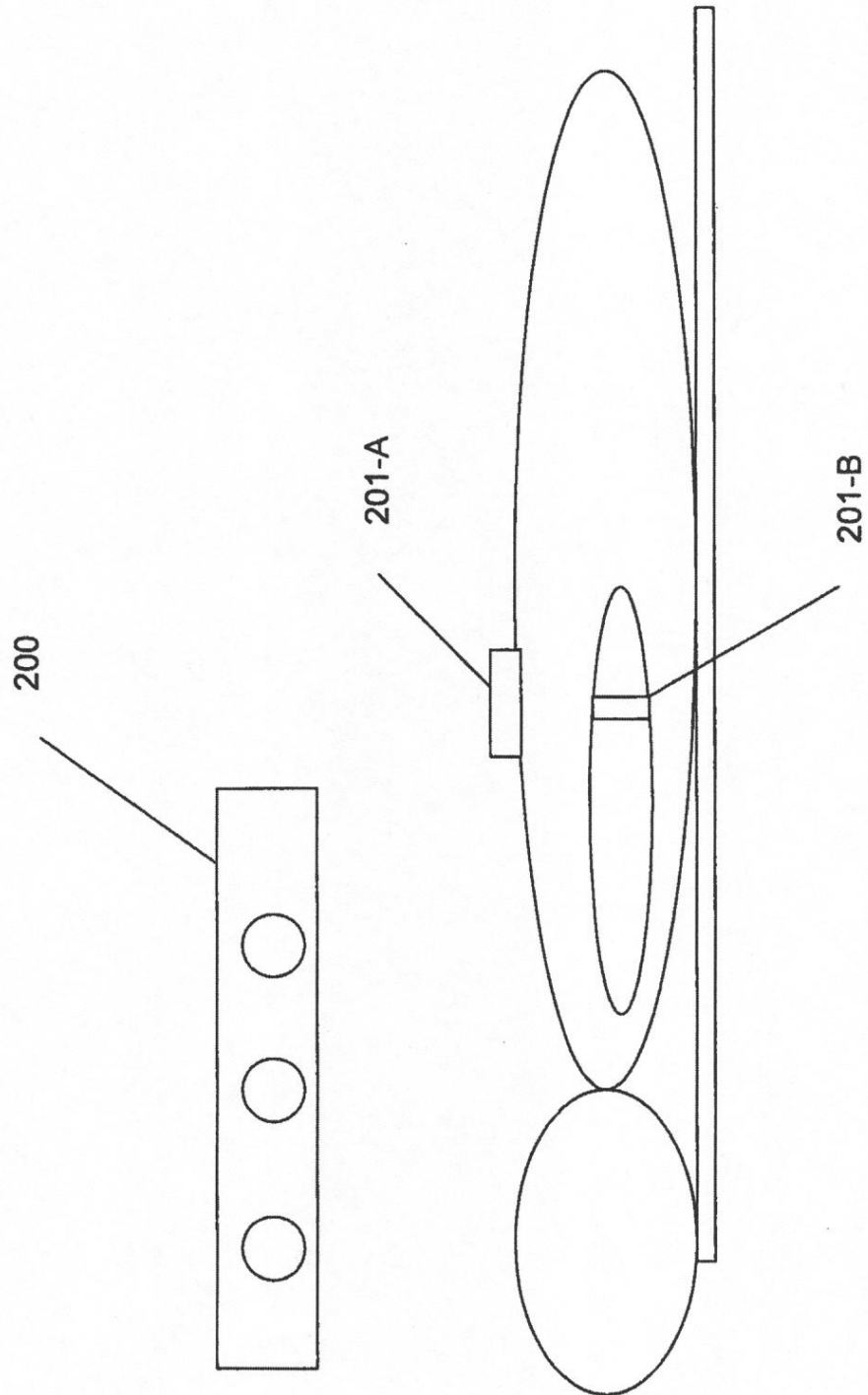
【図 17】

図 17

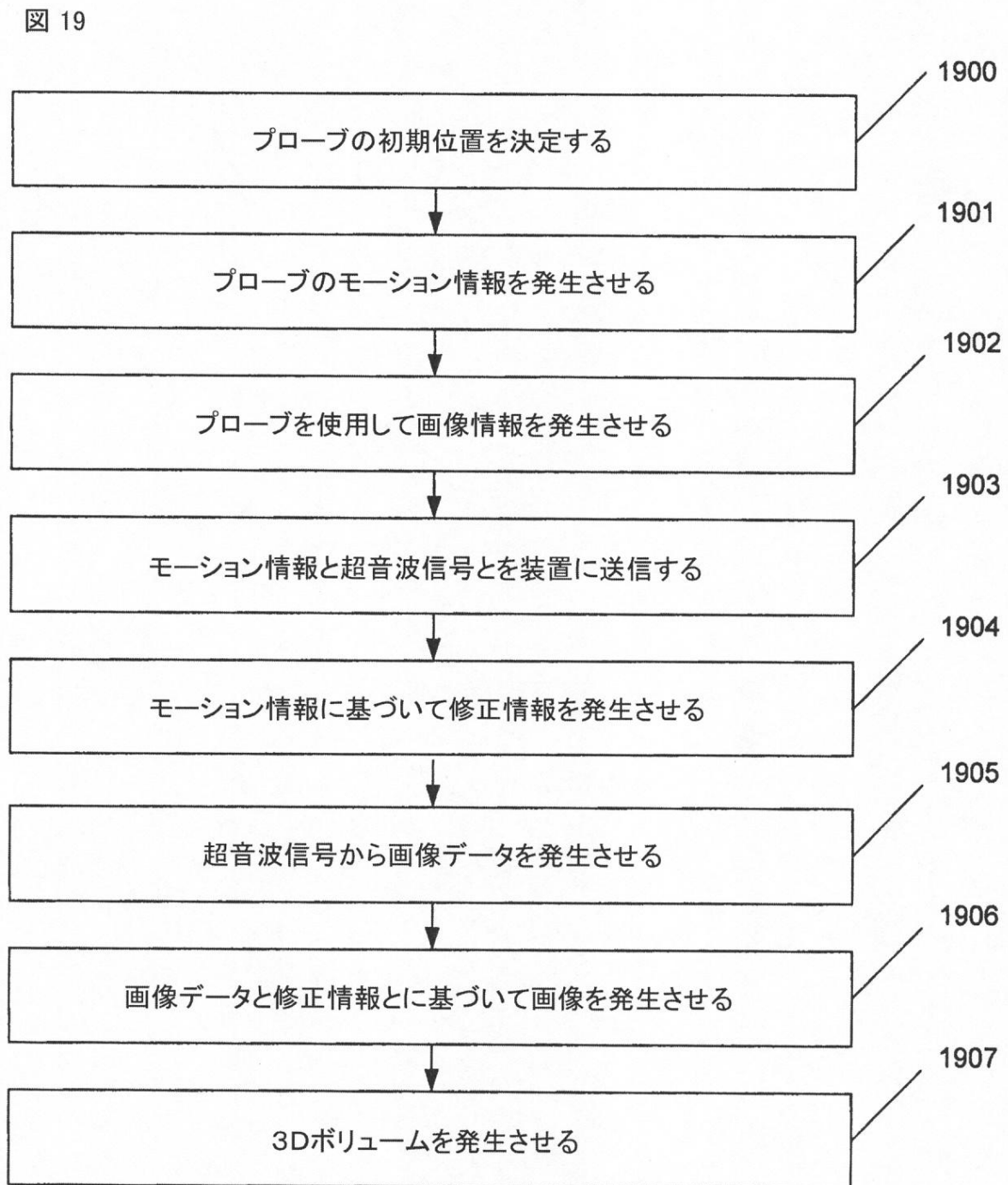


【図 18】

図 18

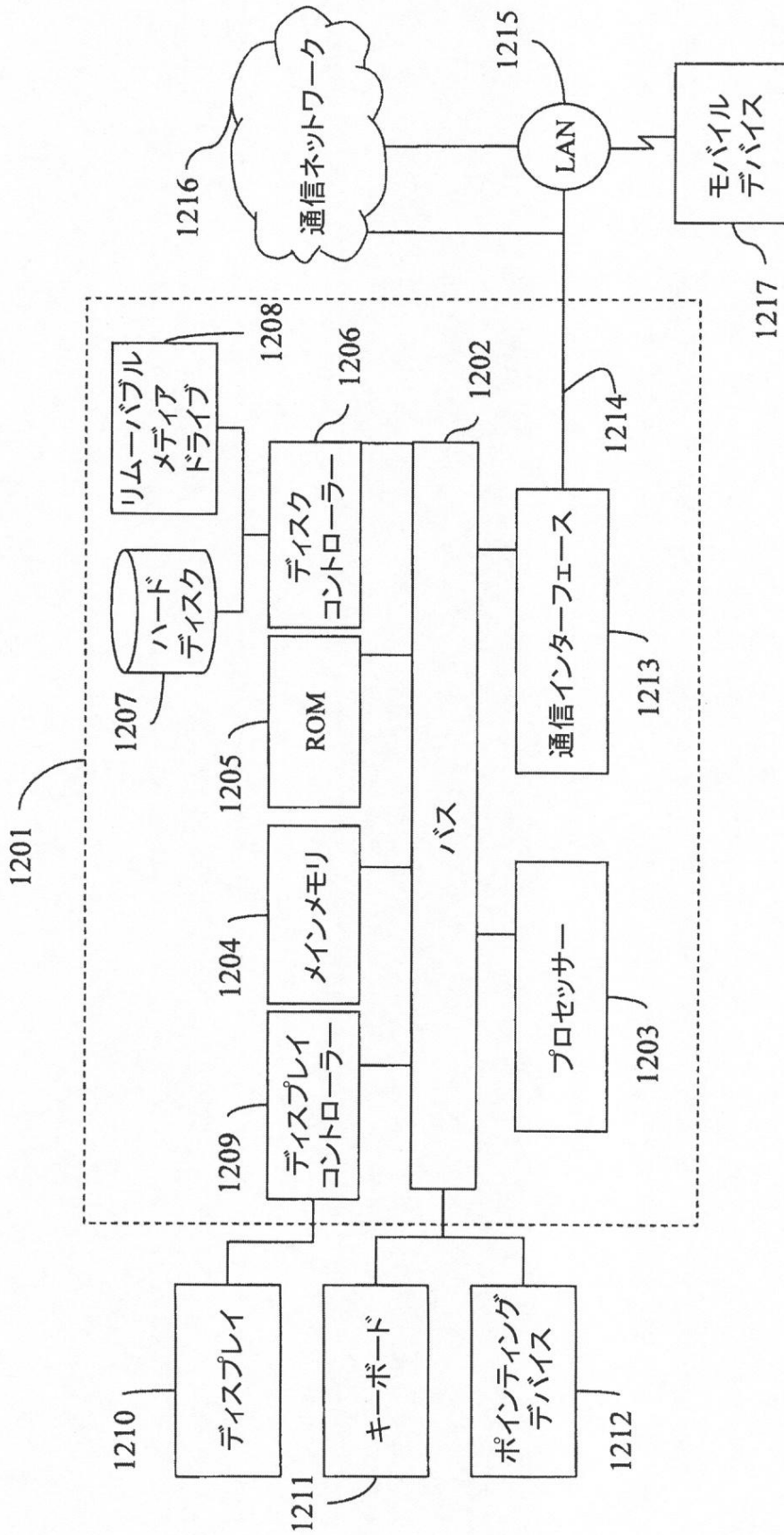


【図 19】



【図 20】

図 20



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 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 ソラン バンジャニン
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 ジャイルス ディー ジュネッテ
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
- (72)発明者 レイモンド エフ ウッズ
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
- F ターム(参考) 4C601 BB03 BB17 EE09 EE11 GA01 GA18 GA21 GA24 GA25 JC16
JC23 KK42 LL33

专利名称(译)	超声波诊断仪和超声波探头		
公开(公告)号	JP2015217306A	公开(公告)日	2015-12-07
申请号	JP2015098569	申请日	2015-05-13
[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		
[标]发明人	ゾランバンジャン ジャイルスディージュネッテ クリストファー・ジェイ・サンダース レイモンドエフウッズ		
发明人	ゾラン バンジャン ジャイルス ディー ジュネッテ クリストファー・ジェイ・サンダース レイモンド エフ ウッズ		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4263 A61B8/4472 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/5276		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB17 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA01 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GA24 4C601/GA25 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/KK42 4C601/LL33		
代理人(译)	河野直树 井上 正 岡田隆		
优先权	14/276824 2014-05-13 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声探头和超声诊断设备，其中与现有技术相比，改进了与位置跟踪有关的方法。根据实施例的超声诊断设备包括超声探头，感测装置，计算单元和图像数据生成单元。超声波探头具有多个换能器，这些换能器响应于电信号而发送超声波，并且响应于所接收的超声波而产生电信号。感测装置设置在超声探头上，并且检测超声探头的三维角速度，三维加速度和三维方位角。计算装置基于感测装置的检测结果来计算关于超声探头的空间位置和空间变化的信息。图像数据生成装置基于所计算的信息来生成组合的图像数据。[选择图]图19

(21) 出願番号	特願2015-98569 (P2015-98569)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成27年5月13日 (2015. 5. 13)		
(31) 優先権主張番号	14/276, 824	(71) 出願人	594164542 東京港区芝浦一丁目1番1号
(32) 優先日	平成26年5月13日 (2014. 5. 13)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(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