(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2012-115665
(P2012-115665A)
(43)公開日　平成24年6月21日(2012.6.21)

| (51)Int.Cl. | F I | テーマコード（参考） |
|---|---|---|
| A61B 8/00 (2006.01) | A61B 8/00 | 4C601 |

審査請求 未請求　請求項の数 15　ＯＬ　外国語出願　（全 22 頁）

(21)出願番号　特願2011-258402 (P2011-258402)
(22)出願日　平成23年11月28日 (2011.11.28)
(31)優先権主張番号　12/957,796
(32)優先日　平成22年12月1日 (2010.12.1)
(33)優先権主張国　米国 (US)

(71)出願人　390041542
ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
アメリカ合衆国、ニューヨーク州、スケネクタデイ、リバーロード、１番
(74)代理人　100137545
弁理士　荒川　聡志
(74)代理人　100105588
弁理士　小倉　博
(74)代理人　100129779
弁理士　黒川　俊久
(72)発明者　ゲイリー・チェン・ハウ・エヌジー
アメリカ合衆国、ワシントン州、ボーゼル、アパートメント・１１エイ、フォーティーファースト・アベニュー・エスイー、２３８３７番

最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波撮像のための方法およびシステム

(57)【要約】　（修正有）
【課題】針ガイドなどの機器を誘導する改良された超音波撮像システムおよび方法を提供する。
【解決手段】超音波撮像システム１００は、超音波プローブ１０６と、超音波プローブ１０６に取り付けられている第１のセンサ１２２と、機器に取り付けられている第２のセンサ１２４と、表示デバイス１１８と、プロセッサ１１６とを含む。プロセッサ１１６は、超音波プローブ１０６を制御し、超音波データを取得するように構成されており、超音波データは、機器の長手方向軸に沿って画定された平面のデータを含む。プロセッサ１１６は、超音波データに基づいて平面の画像を生成し、表示デバイス１１８上にその平面の画像を表示するように構成されている。
【選択図】図１

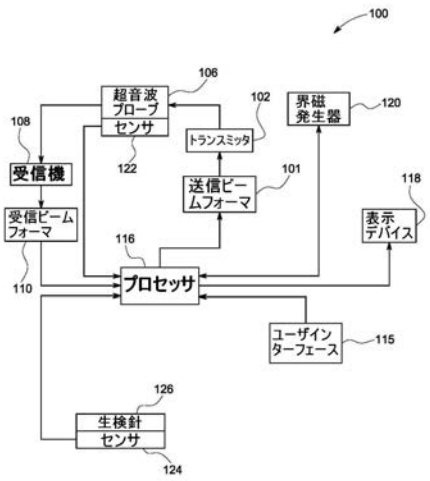


FIG. 1

【特許請求の範囲】
【請求項１】
超音波プローブ（１０６）と、
前記超音波プローブ（１０６）に取り付けられている第１のセンサ（１２２）と、
機器（３０４）に取り付けられている第２のセンサ（１２４）と、
表示デバイス（１１８）と、
前記超音波プローブ（１０６）、前記第１のセンサ（１２２）および前記第２のセンサ（１２４）と電子通信するプロセッサ（１１６）とを備え、前記プロセッサ（１１６）が、
前記超音波プローブ（１０６）に関する位置および向きの情報を含む第１のデータを前記第１のセンサ（１２２）から受信し、
前記機器（３０４）に関する位置および向きの情報を含む第２のデータを前記第２のセンサ（１２４）から受信し、
前記機器（３０４）の長手方向軸（１２７）に沿って画定された平面のデータを含む超音波データを取得するように前記超音波プローブ（１０６）を制御するように構成されており、前記プロセッサ（１１６）が、前記超音波データを取得するとき前記第１のデータおよび前記第２のデータを使用し、
前記超音波データに基づいて、前記平面の画像を生成し、
前記表示デバイス１１８上で前記平面の前記画像を表示するように構成されている、超音波撮像システム（１００）。
【請求項２】
前記第１のセンサ（１２２）および前記第２のセンサ（１２４）により検出可能な電磁場を発するように構成されている界磁発生器（１２０）をさらに含む、請求項１記載の超音波撮像システム（１００）。
【請求項３】
前記第１のセンサ（１２２）が電磁センサである、請求項２記載の超音波撮像システム（１００）。
【請求項４】
前記プロセッサ（１１６）が、前記第１のデータを使用し、第２の超音波データを取得するように前記超音波プローブ（１０６）を制御するようにさらに構成されており、前記第２の超音波データが、標的領域を貫通する第２の平面のデータを含み、前記第２の平面が前記平面とは異なる、請求項１記載の超音波撮像システム（１００）。
【請求項５】
前記プロセッサ（１１６）が、前記第２の超音波データに基づいて、第２の画像を生成するようにさらに構成されており、前記第２の画像が、前記第２の平面の画像を含む、請求項４記載の超音波撮像システム（１００）。
【請求項６】
前記プロセッサ（１１６）が、前記平面の前記画像が表示されている間に、前記表示デバイス（１１８）上に前記第２の画像を表示するようにさらに構成されている、請求項５記載の超音波撮像システム（１００）。
【請求項７】
前記プロセッサ（１１６）が、前記超音波プローブ（１０６）を制御し、第３の超音波データを取得するようにさらに構成されており、前記第３の超音波データが、前記機器（３０４）の前記長手方向軸（１２７）に沿って画定された第３の平面のデータを含み、前記第３の平面が、前記平面に対してある角度で配設されている、請求項６記載の超音波撮像システム（１００）。
【請求項８】
前記超音波プローブ（１０６）が、三次元超音波データを取得することができる超音波プローブを含む、請求項１記載の超音波撮像システム（１００）。
【請求項９】

前記機器（３０４）が生検針（１２６）を含む、請求項１記載の超音波撮像システム（１００）。
【請求項１０】
超音波プローブ（１０６）と、
前記超音波プローブ（１０６）に取り付けられている第１のセンサ（１２２）と、
機器（３０４）に取り付けられている第２のセンサ（１２４）と、
表示デバイス（１１８）と、
前記超音波プローブ（１０６）、前記第１のセンサ（１２２）および前記第２のセンサ（１２４）と電子通信するプロセッサ（１１６）とを備え、前記プロセッサ（１１６）が、
前記超音波プローブ（１０６）の位置および向きを追跡し、
前記機器（３０４）を移動させている間に、前記機器の位置および向きを追跡し、
前記機器（３０４）の長手方向軸（１２７）に沿って画定された平面の超音波データを取得するように構成されており、前記平面の前記位置が、前記超音波プローブ（１０６）の前記位置および前記向きならびに前記機器（３０４）の前記位置および前記向きに基づいて判定され、前記プロセッサ（１１６）が、
前記超音波データに基づいて、前記平面の複数の画像を生成し、
前記表示デバイス（１１８）上で前記平面の前記複数の画像を動的画像の一部として表示するように構成されている、超音波撮像システム（１００）。
【請求項１１】
前記プロセッサ（１１６）が、前記平面の前記複数の画像をリアルタイムで表示するようにさらに構成されている、請求項１０記載の超音波撮像システム（１００）。
【請求項１２】
前記機器（３０４）が生検針（１２６）を含む、請求項１０記載の超音波撮像システム（１００）。
【請求項１３】
前記プロセッサ（１１６）が、前記機器（３０４）の前記長手方向軸に沿って画定された第２の平面の第２の超音波データを取得するようにさらに構成されており、前記第２の平面の前記位置および前記向きが、前記超音波プローブ（１０６）の前記位置および前記向きならびに前記機器（３０４）の前記位置および前記向きに基づいて判定される、請求項１０記載の超音波撮像システム（１００）。
【請求項１４】
前記プロセッサ（１１６）が、前記第２の超音波データに基づいて、前記第２の平面の第２の複数の画像を生成するようにさらに構成されている、請求項１３記載の超音波撮像システム（１００）。
【請求項１５】
前記プロセッサ（１１６）が、前記第２の平面の前記第２の複数の画像を第２の動的画像の一部として表示するようにさらに構成されている、請求項１４記載の超音波撮像システム（１００）。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本開示は、一般に、機器の長手方向軸に沿って画定された平面の画像を表示する方法およびシステムに関する。
【背景技術】
【０００２】
従来型の超音波撮像システムは、超音波ビームを送出しかつ調査中の対象物体からの反射ビームを受信する超音波トランスデューサ素子のアレイを含む。印加される電圧の時間遅延（または位相）および振幅を選択することにより、個々のトランスデューサ素子を制御し、好適なベクトル方向に沿って移動しビームに沿って選択された点で集束される最終

的な超音波を形成するように結合される超音波を生成することができる。従来型の超音波撮像システムはまた、他の集束方法を用いてもよい。例えば、超音波撮像システムは、トランスデューサ素子を制御し、平面波を発してもよい。複数の発射（ｆｉｒｉｎｇ）を用いて、同一の解剖学的情報を示すデータを取得してもよい。発射の各々のビーム形成パラメータを変更し、最大焦点距離を変化させるか、または他の方法、例えば各ビームの焦点が直前のビームの焦点に対してシフトされた状態で連続ビームを送出することによって、各発射に対する受信データの内容を変化させることができる。印加されたパルスの時間遅延（または位相）を変化させることにより、その焦点を有するビームを移動させて、その対象物体をスキャンすることができる。

【０００３】

トランスデューサアレイを使用して反射音響エネルギーを受信するとき、同じ原理が適用される。受信素子で生成される電圧は、最終的な信号が対象物体内の単一の焦点から反射された超音波を示すように合算される。送出モードの場合と同様に、この超音波エネルギーの集束受信は、各受信素子からの信号に別個の遅延およびゲインを与えることにより達成される。受信ビーム形成では、このことは、当該の深さ範囲について適切に集束するために、動的な方法で実施される。

【０００４】

従来型の超音波システムを使用し、患者の体内で生検針などの機器を誘導する助けとしてもよい。ある種類の従来型システムによれば、針ガイドが、固定された向きで超音波プローブに取り付けられていてもよい。向きの固定により、超音波プローブが、針を含む領域または体積の超音波データを取得することが可能になる。術者は、次いで、所望の解剖学的領域に針を誘導するために、画像を使用してもよい。しかし、この従来の技術には、いくつかの制限がある。第１にかつ最も顕著なことには、超音波プローブおよび針ガイドが、固定された向きにあるので、術者には、画像と針ガイドの配置を共に最適化する柔軟性がない。例えば、患者の標的構造物を遮る骨などの超音波不透過物質がある可能性がある。これらの超音波不透過物質は、標的構造物の鮮明な画像を取得することも、標的領域の生検材料を安全に獲得することができる位置に超音波プローブ／針ガイドを配置することも困難または不可能にする可能性がある。

【０００５】

別の種類の従来型システムによれば、針ガイドおよびまたは超音波プローブの位置を、電磁センサなどの追跡デバイスを用いて追跡することができる。この従来型システムは、通常、予め取得された三次元（以後、「３Ｄ」と言う）画像データに対して、針ガイドおよび超音波プローブのリアルタイムの位置を登録する。例えば、針ガイドおよび超音波プローブのリアルタイムの位置は、ＣＴ画像に対して登録されてもよい。次に、従来型システムは、ソフトウェアを使用して、予め取得された３Ｄ画像上に生検針の経路を示すベクトルを投射してもよい。この技術は、術者が超音波プローブとは無関係に針ガイドを配置することを可能にするが、術者が予め取得されたデータに依拠して針ガイドを配置するので、問題が生じる可能性がある。例えば、３Ｄ画像が取得された後に、患者が異なる状態で配置される可能性があり、かつ／または患者の解剖学的構造の相対的な向きが変わっている可能性がある。

【発明の概要】

【０００６】

これらおよび他の理由で、針ガイドなどの機器を誘導する改良された超音波撮像システムおよび方法が所望される。

【０００７】

前述の欠陥、欠点、問題は、本明細書において対処されており、そのことは、以下の明細書を読み、理解することにより、明らかになるであろう。

【０００８】

ある実施形態では、超音波撮像システムが、超音波プローブと、超音波プローブに取り付けられている第１のセンサと、機器に取り付けられている第２のセンサと、表示デバイ

スと、超音波プローブ、第１のセンサおよび第２のセンサと電子通信するプロセッサとを含む。プロセッサは、第１のセンサから第１のデータを受信するように構成されており、第１のデータは、超音波プローブに関する位置および向きの情報を含む。プロセッサは、第２のセンサから第２のデータを受信するように構成されており、第２のデータは、機器に関する位置および向きの情報を含む。プロセッサは、超音波プローブを制御して超音波データを取得するように構成されており、超音波データは、機器の長手方向軸に沿って画定された平面のデータを含む。プロセッサは、超音波データを取得するとき、第１のデータおよび第２のデータを使用するように構成されている。プロセッサは、超音波データに基づいて平面の画像を生成し、平面の画像を表示デバイス上に表示するように構成されている。

【０００９】

別の実施形態では、超音波撮像の方法が、第１のデータを取得するステップであり、第１のデータは超音波プローブに関する位置および向きの情報を含む、取得するステップを含む。本方法は、第２のデータを取得するステップであり、第２のデータは機器に関する位置および向きの情報を含む、取得するステップを含む。本方法は、第１のデータおよび第２のデータを使用して、機器の長手方向軸に沿って画定された平面のデータを含む超音波データを超音波プローブで取得するステップを含む。本方法は、超音波データに基づいて平面の画像を生成するステップを含む。本方法は、その画像を表示するステップを含む。本方法はまた、その画像を使用して、機器を配置するステップを含む。

【００１０】

別の実施形態では、超音波撮像の方法が、超音波プローブの位置および向きを追跡するステップを含む。本方法は、機器を移動させている間に、機器の位置および向きを追跡するステップを含む。本方法は、機器の長手方向軸に沿って画定された平面の超音波データを取得するステップを含み、平面の位置は、超音波プローブの位置および向きならびに機器の位置および向きに基づいて判定される。本方法は、超音波データに基づいて平面の複数の画像を生成するステップと、平面の複数の画像を動的画像の一部として表示するステップとを含む。

【００１１】

本発明の種々の他の特徴、目的、および利点が、添付図面およびその詳細な説明から当業者に明らかにされるであろう。

【図面の簡単な説明】

【００１２】

【図１】ある実施形態による超音波撮像システムの概略図である。

【図２】ある実施形態による超音波撮像システムの概略図である。

【図３】ある実施形態に基づく部分分解図の生検針およびセンサ組立体の概略図である。

【図４】ある実施形態に基づく完成図の生検針およびセンサ組立体の概略図である。

【図５】ある実施形態による超音波プローブおよびセンサの詳細な斜視図を概略的に表した図である。

【図６】ある実施形態による方法の流れ図である。

【図７】機器の長手方向軸に沿って画定された平面の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【００１３】

以下の詳細な説明では、本明細書の一部を成す、実践され得る特定の実施形態が例証として示されている添付図面を参照する。これらの実施形態は、当業者がこの実施形態を実践することを可能にするのに十分に詳細に記載されており、他の実施形態が利用されてもよいこと、およびこの実施形態の範囲から逸脱することなく、論理的変更、機械的変更、電気的変更、および他の変更が施されてもよいことが理解されるべきである。したがって、以下の詳細な説明は、本発明の範囲を限定していると見なされるべきではない。

【００１４】

図１は、ある実施形態による超音波撮像システム１００の概略図である。超音波撮像シ

ステム１００は、送信ビームフォーマ１０１と、超音波プローブ１０６の内部のトランスデューサ素子（図示せず）を駆動して、身体（図示せず）内にパルス超音波信号を発するトランスミッタ１０２とを含む。種々の形状の超音波プローブおよびトランスデューサ素子が使用されてもよい。パルス超音波信号は、血球または筋肉組織のような身体内の構造物により後方散乱し、トランスデューサ素子に戻るエコーを生成する。エコーは、超音波プローブ１０６内のトランスデューサ素子により電気信号すなわち超音波データに変換され、この電気信号は、受信機１０８により受信される。他の実施形態によれば、超音波プローブ１０６は、送信ビーム形成および／または受信ビーム形成の全部または一部を行う電子回路を含むことができる。他の実施形態によれば、例えば、送信ビームフォーマ１０１、トランスミッタ１０２、受信機１０８および受信ビームフォーマ１１０の全部または一部は、超音波プローブ１０６の内部に配設されていてもよい。また、用語「スキャン」または「スキャニング」は、本開示において、超音波信号を送受信する過程を通して超音波データを取得することを指すために使用されている可能性がある。本開示の目的上、用語「超音波データ」は、超音波システムにより取得されかつ／または処理されたデータを含む可能性がある。さらに、また、用語「データ」は、本開示において、１つまたは複数のデータセットのいずれかを指すために使用されている可能性がある。受信されたエコーを表す電気信号は、超音波データを出力する受信ビームフォーマ１１０を通過する。ユーザインターフェース１１５を使用して、患者データの入力を制御すること、スキャニングパラメータまたは表示パラメータを変更すること等を含めて、超音波撮像システム１００の動作を制御してもよい。

【００１５】

超音波撮像システム１００はまた、超音波プローブ１０６と電子通信するプロセッサ１１６を含む。プロセッサ１１６は、送信ビームフォーマ１０１と、トランスミッタ１０２と、およびしたがって超音波プローブ１０６内のトランスデューサ素子により発せられる超音波信号とを制御してもよい。プロセッサ１１６はまた、超音波データを処理して、表示デバイス１１８上に表示するための画像にしてもよい。ある実施形態によると、プロセッサ１１６はまた、ＲＦ超音波データを復調しかつ生超音波データを生成する複雑な復調器（図示せず）を含むことができる。プロセッサ１１６は、超音波データ上で複数の選択可能な超音波モダリティに基づく１つまたは複数の処理動作を実施するようになされていてもよい。超音波データは、エコー信号が受信される際のスキャニング時間中に、リアルタイムで処理されてもよい。本開示の目的上、用語「リアルタイム」は、いかなる計画的遅延もなく実施される手続きを含むように定義される。さらにまたはあるいは、超音波データは、スキャニング時間中に一時的にバッファ（図示せず）内に格納され、通電動作またはオフライン操作で、リアルタイム未満で処理されてもよい。本発明のいくつかの実施形態は、処理タスクを処理するために複数のプロセッサ（図示せず）を含むことができる。例えば、ＲＦ信号を復調およびデシメーションするために第１のプロセッサを使用し、一方、画像を表示する前に、データをさらに処理するために第２のプロセッサを使用することができる。他の実施形態は、異なる構成のプロセッサを使用して、上述の処理タスクを処理してもよいことを理解されたい。

【００１６】

超音波撮像システム１００は、例えば１０Ｈｚから３０Ｈｚのフレームレートで、超音波データを継続的に取得してもよい。超音波データから生成される画像が、同様のフレームレートでリフレッシュされてもよい。他の実施形態は、異なるレートで超音波データを取得し、表示してもよい。例えば、いくつかの実施形態は、スキャンされている領域または体積のサイズおよび意図する用途に応じて、１０Ｈｚ未満のまたは３０Ｈｚより大きいフレームレートで超音波データを取得してもよい。メモリ（図示せず）が、取得された超音波データの処理されたフレームを格納するために含まれていてもよい。ある実施形態では、メモリは、超音波データの少なくとも数秒の長さのフレームを格納するのに十分な容量とすることができる。超音波データのフレームは、その取得順序または取得時間に従って読み出しやすいように格納される。メモリは、任意の知られているデータ記憶媒体を含

むことができる。

【００１７】

適宜、本発明の実施形態は、造影剤を利用して実施されてもよい。造影画像法は、マイクロバブルを含む超音波造影剤の使用時に、身体内の解剖学的構造および血流の改良された画像を生成する。造影剤を使用している間に超音波データを取得した後、画像分析は、調和成分および線形成分を分離すること、調和成分を増強すること、増強された調和成分を利用することにより超音波画像を生成することを含む。受信信号からの調和成分の分離は、適切なフィルタを使用して実施される。超音波撮像のための造影剤の使用は当業者には周知であり、したがって、さらに詳細に記載されない。

【００１８】

本発明の種々の実施形態では、超音波データが、様々なモード関連モジュール（例えば、Ｂモード、カラードップラー（Ｃｏｌｏｒ　Ｄｏｐｐｌｅｒ）、Ｍモード、カラーＭモード、スペクトルドップラー（ｓｐｅｃｔｒａｌ　Ｄｏｐｐｌｅｒ）、ＴＶＩ、歪み、歪みレート等）により処理されて、画像フレームの２Ｄデータセットまたは３Ｄデータセット等を形成してもよい。例えば、１つまたは複数のモジュールが、Ｂモード、カラードップラー、Ｍモード、カラーＭモード、スペクトルドップラー、ＴＶＩ、歪み、歪みレート、およびそれらの組合せ等を生成してもよい。画像ビームおよび／または画像フレームが格納され、データがメモリ内に取得された時間を示すタイミング情報が記録されてもよい。モジュールは、例えば、スキャン変換動作を実施して、ビーム空間座標から表示空間座標へ画像フレームを変換するスキャン変換モジュールを含むことができる。ある処置が患者に施されている間に、メモリから画像フレームを読み出しかつその画像フレームをリアルタイムで表示する映像プロセッサモジュールが設けられてもよい。映像プロセッサモジュールが、画像が読み出され表示される画像メモリ内に画像フレームを格納してもよい。

【００１９】

ある実施形態によれば、超音波撮像システム１００はまた、界磁発生器（ｆｉｅｌｄ　ｇｅｎｅｒａｔｏｒ）１２０を含む。界磁発生器１２０は、電磁場を発生させるために電流を通すようになされている一組または複数組のコイルを含むことができる。超音波撮像システム１００はまた、超音波プローブ１０６に取り付けられている第１のセンサ１２２と、生検針１２６に取り付けられている第２のセンサ１２４とを含む。他の実施形態によれば、第２のセンサ１２４は、生検針以外の機器に取り付けられていてもよい。プロセッサ１１６は、第１のセンサ１２２および第２のセンサ１２４と電子通信する。第１のセンサ１２２および第２のセンサ１２４は各々、電磁センサを含むことができる。ある実施形態によれば、第１のセンサ１２２および第２のセンサ１２４は各々、互いに直交して配設されている３組のコイルを含む。例えば、第１の組のコイルがｘ軸に沿って配設されていてもよく、第２の組がｙ軸に沿って配設されていてもよく、第３の組がｚ軸に沿って配設されていてもよい。界磁発生器１２０からの電磁場により、３つの直交コイルの各々に異なる電流が誘導される。コイルの各々に誘導される電流を検出することにより、第１のセンサ１２２および第２のセンサ１２４の両方に関して位置および向きの情報が決定されてもよい。撮像システム１００に示されている実施形態によれば、第１のセンサ１２２は、超音波プローブ１０６に取り付けられている。プロセッサ１１６は、第１のセンサ１２２からのデータに基づいて、超音波プローブ１０６の位置および向きを判定することができる。同様に、プロセッサ１１６は、そのように、第２のセンサ１２４から受信されたデータに基づいて、生検針１２６の位置および向きを判定することができる。界磁発生器および電磁センサを使用して電磁場内の電磁センサの位置および向きを追跡することは当業者には周知であり、したがって、さらに詳細に記載されない。図１の実施形態は界磁発生器および電磁センサを使用するが、他の実施形態が超音波プローブおよび機器に関する位置および向きの情報を入手する他の方法を使用してもよいことが、当業者に理解されるはずである。例えば、実施形態では、複数の発光ダイオード（ＬＥＤ）または反射器が超音波プローブにも機器にも取り付けられるシステム、および三角測量もしくは他の方法によりＬＥＤまたは反射器の位置を判定するために使用されるカメラのシステムを含めて、光学

追跡システムが使用されてもよい。

【００２０】

図２は、ある実施形態による図１からの超音波撮像システム１００の概略図である。簡単にするために、図１および図２内の同一の構成要素を特定するのに共通の参照番号が使用される。さらに、図１に関して前述された構成要素は、図２に関して詳細に記載されない可能性がある。

【００２１】

図２を参照すると、プロセッサ１１６は、カート型の超音波撮像システム１１９内に配設されている。第１のセンサ１２２は、超音波プローブ１０６に取り付けられている。第２のセンサ１２４は、生検針１２６に取り付けられている。生検針１２６の長手方向軸１２７が、点線で示されている。ある実施形態によれば、長手方向軸１２７は、生検針１２６に沿って配向されていてもよい。換言すれば、長手方向軸１２７は、所与の向きからの生検針１２６の挿入経路を示している可能性がある。超音波プローブ１０６は、三次元超音波データを取得することができる超音波プローブを含むことができる。超音波プローブ１０６は、可能な取得体積の範囲内で、いかなる位置および向きの平面の超音波データも取得することができる可能性がある。図２に示されている超音波プローブ１０６は、高さ方向および方位の両方に十分に可動の素子のアレイを備えた、マトリクス型の三次元超音波プローブである。他の実施形態は、異なるベクトルに沿って超音波データを収集するためにアークにより走査される一列または複数列の素子を備えた、機械式走査（ｍｅｃｈａｎｉｃａｌ　ｓｗｅｐｔ）超音波プローブなどの他の型の超音波プローブを使用してもよい。

【００２２】

表示デバイス１１８は、平坦なパネルＬＣＤスクリーンであってもよい。図２は、ある実施形態による、第１の部分１３０、第２の部分１３２、第３の部分１３４、および第４の部分１３６の４つの部分に分割されている表示デバイス１１８を示す。表示部１１８上に示されている部分のサイズ、向きおよび数は、ユーザが設定できるようになっていてもよい。他の実施形態は、表示デバイス１１８のように部分に分割されていない表示デバイスを使用してもよい。例えば、他の実施形態は、様々な数の部分に分割されておりかつ／または部分が異なる方法で構成されている可能性がある表示デバイスを使用してもよい。ある実施形態による表示デバイス１１８の４つの部分上に示されている画像の種類に関する追加の情報が、以下に詳細に記載されるであろう。ある実施形態によれば、界磁発生器１２０は、カート１２８に取り付けられて示されている。

【００２３】

図３は、ある実施形態による部分分解図の、図１および図２の生検針１２６およびセンサ組立体１５６の概略図である。

【００２４】

図４は、ある実施形態による完成図の、図３の生検針１２６およびセンサ組立体１５６の概略図である。

【００２５】

図３および図４の両方を参照すると、生検針１２６は、シース１５２とスタイレット１５４とを含む。シースは１６ゲージ管であってもよい。スタイレット１５４は、シース１５２の内径内に嵌合する大きさに作製されている１８ゲージ管であってもよい。センサ組立体１５６は、センサ延長装置１６０に接続されている第２のセンサ１２４を含む。第２のセンサ１２４は、互いに直交角度で配設されている３つ以上のコイルを含んでいてもよい。センサ延長装置１６０は、電磁センサ１５６からの信号を送る３本以上の電線を含むことができる。また、生検針１２６は、スタイレット１５４をシース１５２の内側に固定するようになされている歯止め１６２を含む。また、歯止め１６２は、センサ組立体１５６に係合するようになされている。また、生検針１２６の長手方向軸１２７は、点線で概略的に示されている。生検針１２６のシース１５２およびスタイレット１５４はどちらも、略円筒形の構造物である。長手方向軸１２７は、生検針１２６が図４のように組み立て

られている場合、スタイレット１５４およびシース１５２の中心を通過する軸を含むように画定されている。前述の通り、（図１に示されている）生検針１２６などの生検針が、センサで追跡される可能性がある機器のまさに一例である。他の実施形態は、カテーテルおよび焼勺電極（ａｂｌａｔｉｏｎ　ｅｌｅｃｔｒｏｄｅ）を含む非限定的なリストから選択される機器を含むことができる。生検針以外の機器を使用する実施形態では、用語「長手方向軸」は、機器の長い方向に配向されておりかつ一般に機器内の中心にある軸を含むように定義される可能性がある。患者の体内に挿入されるように設計されている機器では、用語「長手方向軸」はまた、患者の体内に挿入されるように機器が設計されている経路に沿って配向されている軸を含むように定義される。

【００２６】

ある実施形態によれば、図４の完全に組み立てられた生検針１２６およびセンサ組立体１５６に示されている通り、第２のセンサ１２４は、生検針１２６の遠位端１６４から固定距離の所に配置されていてもよい。電磁場内に配置されると、第２のセンサ１２４は、センサ延長装置１６０を通り（図１に示されている）プロセッサ１１６に至る、第２のセンサ１２４の位置および向きに関するデータに依存するようになされている。図４のように生検針およびセンサ組立体１５６が完全に組み立てられると、第２のセンサ１２４は、スタイレット１５４およびシース１５２に対して既知の位置にある。したがって、また、電磁センサ１５６からのデータは、スタイレット１５４およびシース１５２の位置および向きを判定するのに使用されてもよい。プロセッサ１１６は、複数の異なるサンプル時間に第２のセンサ１２４の位置および向きを計算することにより、機器、この場合は生検針１２６の位置および向きを追跡してもよい。

【００２７】

図５は、ある実施形態による図２の超音波撮像システム１００からの超音波プローブ１０６および第１のセンサ１２２の詳細な斜視図を概略的に表した図である。第１のセンサ１２２は、第１のセンサ１２２が超音波プローブ１０６に容易に取り付けられるかまたはそれから除去されることを可能にするブラケット１７２により、超音波プローブ１０６に取り付けられていてもよい。ある実施形態によれば、第１のセンサ１２２は、第１の電磁センサ部分１７４と第２の電磁センサ部分１７６とを含む。第１の電磁センサ部分１７４および第２の電磁センサ部分１７６からの信号を使用し、既知の電磁場内に配置されたときに超音波プローブ１０６の位置および向きを判定してもよい。（図１に示されている）プロセッサ１１６は、ある時間帯に亘って、複数回、第１のセンサ１２２の位置および向きを計算することにより、超音波プローブ１０６の位置および向きを追跡してもよい。

【００２８】

図６は、ある実施形態による方法の流れ図である。個々のブロックは、方法２００に従って実施され得るステップを示す。付加的な実施形態は、異なる順序で示されているステップを実施してもよく、かつ／または付加的な実施形態は、図６に示されていない追加のステップを含むことができる。方法２００の技術的効果は、生検針の長手方向軸に沿って画定された平面の画像を表示すること、および標的領域を貫通する第２の平面の第２の画像を表示することである。

【００２９】

例示的実施形態によれば、方法２００は、図２に示されている超音波撮像システム１００などの超音波撮像システムを用いて実施されてもよい。図２および図６の両方を参照すると、ステップ２０２において、ユーザは、生検針１２６および超音波プローブ１０６を配置する。ユーザは患者の生検材料を獲得しようとしているので、ユーザは、生検材料が所望される標的領域を示す位置に超音波プローブ１０６を配置してもよい。さらに、ユーザは、標的領域から生検材料を獲得するのに最良と思われる位置に生検針１２６を配置することにより開始してもよい。ユーザが、生検針１２６を配置している間に超音波プローブ１０６を用いて患者を能動的にスキャニングしている場合、ユーザは、リアルタイムの動的超音波画像を使用して、生検針１２６を最初に配置する助けとしてもよい。

【００３０】

ステップ２０４において、プロセッサ１１６は、超音波プローブ１０６の位置および向きを示す第１のデータを入手する。ステップ２０６において、プロセッサ１１６は、生検針１２６の位置および向きを示す第２のデータを取得する。本明細書に前述されている通り、第１のセンサ１２２は、超音波プローブ１０６に取り付けられており、第２のセンサ１２４は、生検針に取り付けられている。プロセッサ１１６は、前述された界磁発生器１２０から発せられる既知の強度および向きの電磁場内で、超音波プローブ１０６および生検針１２６の両方の位置および向きを計算してもよい。プロセッサ１１６はまた、第１のセンサ１２２から受信された信号を第２のセンサ１２４から受信された信号と比較することにより、生検針１２６に対する超音波プローブ１０６の相対位置を計算することができる。

【００３１】

ステップ２０８において、プロセッサ１１６は、超音波プローブ１０６を制御し、生検針１２６の長手方向軸１２７に沿って画定された平面の超音波データを取得する。プロセッサ１１６は、超音波プローブ１０６に対する長手方向軸１２７に沿って画定された平面の位置を判定するために、第１のセンサ１２２および第２のセンサ１２４から取得されたデータを利用する。生検針などの機器の長手方向軸に沿って画定された平面の例が、図７に関して以下で検討される。

【００３２】

ステップ２１０において、プロセッサ１１６は、超音波プローブ１０６を制御し、第２の超音波データを取得する。ある実施形態によれば、第２の超音波データは、標的領域を貫通する第２の平面のデータを含む。標的領域は、例えば、方法２００の開始前に特定されてもよい。例えば、ある実施形態によれば、ユーザは、超音波プローブ１０６を用いて取得された画像上に標的領域の位置を指示してもよい。プロセッサ１１６は、次いで、画像が取得されたら、スクリーン上に指示された標的領域に関する情報を、超音波プローブ１０６の位置および向きを示す第１のセンサ１２２からの第１のデータと相互に関連付けることができる。ある実施形態によれば、ユーザは、方法２００の開始前に標的領域を特定してもよい。

【００３３】

このように、ある実施形態によれば、プロセッサ１１６は、標的領域の位置に関する事前情報を用いてもよい。プロセッサ１１６は、次いで、超音波プローブ１０６内のトランスデューサ素子を制御し、ステップ２１０の間に標的領域を貫通する第２の平面の第２の超音波データを取得するために、超音波プローブ１０６のリアルタイムの位置および向きに関するフィードバックを使用してもよい。ある実施形態によれば、標的領域を貫通する第２の平面は、生検針１２６の長手方向軸１２７に沿って画定された平面に対してある角度で配置されてもよい。プロセッサ１１６は、次いで、ステップ２１２において、ステップ２０８において取得された超音波データに基づいて、生検針１２６の長手方向軸１２７に沿って画定された平面の画像を生成してもよい。ステップ２１４において、プロセッサ１１６は、ステップ２１０において取得されたデータに基づいて、標的領域を貫通する第２の平面の画像を生成する。ステップ２１６において、プロセッサ１１６は、表示デバイス１１８上で生検針１２６の長手方向軸１２７に沿って画定された平面の画像を表示する。次に、ステップ２１８において、プロセッサ１１６は、表示デバイス１１８上で標的領域を貫通する第２の平面の画像を表示する。

【００３４】

ステップ２２０において、プロセッサ１１６は、追加の超音波データの取得が所望されているかどうかを判定する。ある実施形態によれば、ユーザが患者をスキャンし続ける場合、プロセッサ１１６は、追加の超音波データが所望されていると判定する可能性がある。ステップ２２０において追加の超音波データが所望されている場合、ある実施形態によれば、方法２００は、ステップ２０２に進み、ステップ２０２、２０４、２０６、２０８、２１０、２１２、２１４、２１６、２１８および２２０が、追加の時間で実施される。ステップ２０８およびステップ２１０において取得される超音波データは、ステップ２０

２、２０４、２０６、２０８、２１０、２１２、２１４、２１６、２１８および２２０を経る各連続的な繰返しの間に、より最近の時間帯を反映していることを、当業者は理解するはずである。ある実施形態によれば、生検針の長手方向軸に沿って画定された平面の画像は、ステップ２０２、２０４、２０６、２０８、２１０、２１２、２１４、２１６、２１８および２２０の各連続的な繰返しの間に、ステップ２１６において、生検針の長手方向軸に沿って画定された平面の更新された画像で置き換えられてもよい。同様に、標的領域を貫通する第２の平面の画像は、ステップ２０２、２０４、２０６、２０８、２１０、２１２、２１４、２１６、２１８および２２０の各連続的な繰返しの間に、ステップ２１８において、標的領域を貫通する第２の平面の更新された画像で置き換えられてもよい。方法２００が、複数回、ステップ２０２、２０４、２０６、２０８、２１０、２１２、２１４、２１６、２１８および２２０を経てループを実行するある実施形態によれば、その結果は、生検針の長手方向軸に沿って画定された平面の動的画像の生成および表示、ならびに標的領域を貫通する平面の動的画像の生成および表示であってもよい。本開示の目的上、用語「動的画像」は、経時的に異なる点で取得される複数の画像またはフレームを含むループを包含するように定義される。表示されると、時間と共に領域がどのように変化するかを示すため、動的画像が有用であり得る。

【００３５】

目的とする生検針１２６の軌跡が表示されるので、生検針の長手方向軸に沿って画定された平面の動的画像が有用であり得る。したがって、ユーザは、この表示を使用して、生検針１２６または他の機器を正確に配置してもよい。例えば、生検針１２６が患者の解剖学的構造の１つまたは複数の極めて重要な領域を横断する可能性があることを、長手方向軸に沿って画定された平面の画像が示している場合、ユーザは、患者の身体を穿孔する前に生検針１２６を再配置したいと望む可能性がある。さらに、ユーザは、所望の組織サンプルを獲得することができるように生検針１２６の配置の助けとするために、標的領域を貫通する第２の平面を示す動的画像を使用してもよい。ある実施形態によれば、線などの標識が、生検針１２６の長手方向軸１２７に沿って画定された平面の画像上に示されてもよい。この標識は、操作者が生検針を配置する助けとするために、針のリアルタイムの追跡を示してもよい。同様に、ある実施形態によれば、強調表示された領域などの第２の標識が、生検針または他の機器が第２平面を横断すると考えられる場所を示している、標的領域を貫通する第２平面の画像上に示されてもよい。ただ２つの平面、すなわち長手方向軸に沿って画定された平面および標的領域を貫通する第２平面からデータを取得することにより、各画像に関してより大量の超音波データが取得される方法と比較して、より良好な解像度および／またはより速いリフレッシュレートの両方／どちらかを備えた動的超音波画像を生成することが可能である。より高い解像度および／またはより高いフレームレートにより、ユーザが機器を迅速に正確に操作して、申し分のない位置に進入させることが可能になる。ある実施形態によれば、動的画像のリフレッシュレートは、患者の身体を穿孔する前に、生検針の現在位置に関して動的画像からのリアルタイムのフィードバックをユーザが入手することができるように十分に速い可能性がある。リアルタイムのフィードバックにより、周囲の傷つきやすい組織を損傷する可能性なしに、所望の組織の生検を容易にする位置にユーザが生検針を迅速に正確に配置することが可能になるため、術者にとって、生検針の配置時にリアルタイムのフィードバックを入手することは、有利である可能性がある。

【００３６】

図２および方法２００を参照すると、ある実施形態によれば、第１の平面の動的画像は、表示デバイス１１８の第１の部分１３０に表示されてもよく、第２の平面の動的画像は、第２の部分１３２に示されてもよい。追加の平面の超音波データが取得される実施形態によれば、静的画像または動的画像のどちらかが、表示デバイス１１８の第３の部分１３４または第４の部分１３６に示されてもよい。図２は、表示デバイス１１８が部分に分割されてもよい１つの例示的方法を示しているに過ぎないことを理解されたい。

【００３７】

図６を参照すると、ステップ２２０において、追加の超音波データが所望されていないと判定された場合、方法２００は、ユーザが生検針１２６を行使して標的領域の生検材料を獲得するステップ２２２に進む。別の実施形態によれば、ユーザは、ステップ２０２、２０４、２０６、２０８、２１０、２１２、２１４、２１６、２１８および２２０の連続的な繰返しの間の任意の時点で、生検材料を獲得してもよい。

【００３８】

図７は、機器の長手方向軸に沿って画定された平面の一例の概略図である。超音波プローブ３００が、可能な取得体積３０２と共に示されている。図７に示されている実施形態によれば、可能な取得体積３０２は、４つのおおよそ台形の側面と、長方形形状の底面とを含む。機器３０４が、可能な取得体積３０２の外部に示されている。機器３０４の長手方向軸３０６が、点線で概略的に示されている。機器３０４の長手方向軸３０６に沿って画定された平面３０８が示されている。ある実施形態によれば、超音波プローブ３００は、方位および高さ方向の両方に移動することができる三次元マトリクスプローブであってもよい。超音波プローブ３００は、平面３０８の超音波データを取得するように制御されてもよい。例えば、図６に示されている方法２００などある方法と共に用いられるとき、異なる時点で取得された平面３０８の超音波データを使用し、その平面の動的画像を生成および表示してもよい。平面３０８は、機器３０４の長手方向軸３０６に沿って画定された１つの可能な平面を示しているに過ぎないことを理解されたい。

【００３９】

機器３０４が生検針である実施形態によれば、平面３０８の超音波データを使用し、生検針の潜在的な軌跡を示す画像を生成してもよい。ユーザが機器３０４を操作したとき、機器３０４の長手方向軸に沿って画定された平面３０８の更新された超音波データセットが取得されてもよく、平面３０８の更新された画像が表示されてもよい。平面３０８は長手方向軸３０６に沿って画定されているので、機器３０４がユーザにより操作されているときにも、平面３０８の更新された超音波データセットが表示されて、機器３０４の潜在的な軌跡を示し得ることを理解されたい。ある実施形態によれば、平面３０８は、機器３０４が操作されているときにも、機器３０４に対する固定的関係を有するように画定される可能性がある。他の実施形態によれば、各連続的な取得の間、超音波プローブ３００は、機器３０４に対する異なる平面の超音波データを取得するように制御される可能性がある。しかし、ある実施形態によれば、平面の各々は、平面３０８と同様の方法で、機器３０４の長手方向軸３０６に沿って画定される。

【００４０】

本書は、最良の形態を含めて本発明を開示し、また、任意のデバイスまたはシステムを作製することおよび使用することならびに任意の組み入れられた方法を実施することを含めて、当業者が本発明を実践することを可能にするために例を使用している。本発明の特許性のある範囲は、その特許請求の範囲により定められ、当業者に思い付く他の例を含み得る。そのような他の例は、それらが特許請求の範囲の文言と異ならない構造要素を有する場合、またはそれらが特許請求の範囲の文言とごく僅かしか異ならない等価の構造要素を含む場合、特許請求の範囲内に入るものとする。

【符号の説明】

【００４１】

１００　超音波撮像システム
１０１　送信ビームフォーマ
１０２　トランスミッタ
１０６、３００　超音波プローブ
１０８　受信機
１１０　受信ビームフォーマ
１１５　ユーザインターフェース
１１６　プロセッサ
１１８　表示デバイス

１１９　カート型の超音波撮像システム
１２０　界磁発生器
１２２　第１のセンサ
１２４　第２のセンサ
１２６　生検針
１２７　（生検針の）長手方向軸
１２８　カート
１３０　（表示デバイスの）第１の部分
１３２　（表示デバイスの）第２の部分
１３４　（表示デバイスの）第３の部分
１３６　（表示デバイスの）第４の部分
１５２　シース
１５４　スタイレット
１５６　センサ組立体、電磁センサ
１６０　センサ延長装置
１６２　歯止め
１６４　（生検針の）遠位端
１７２　ブラケット
１７４　第１の電磁センサ部分
１７６　第２の電磁センサ部分
３０２　可能な取得体積
３０４　機器
３０６　（機器の）長手方向軸
３０８　平面

【図１】

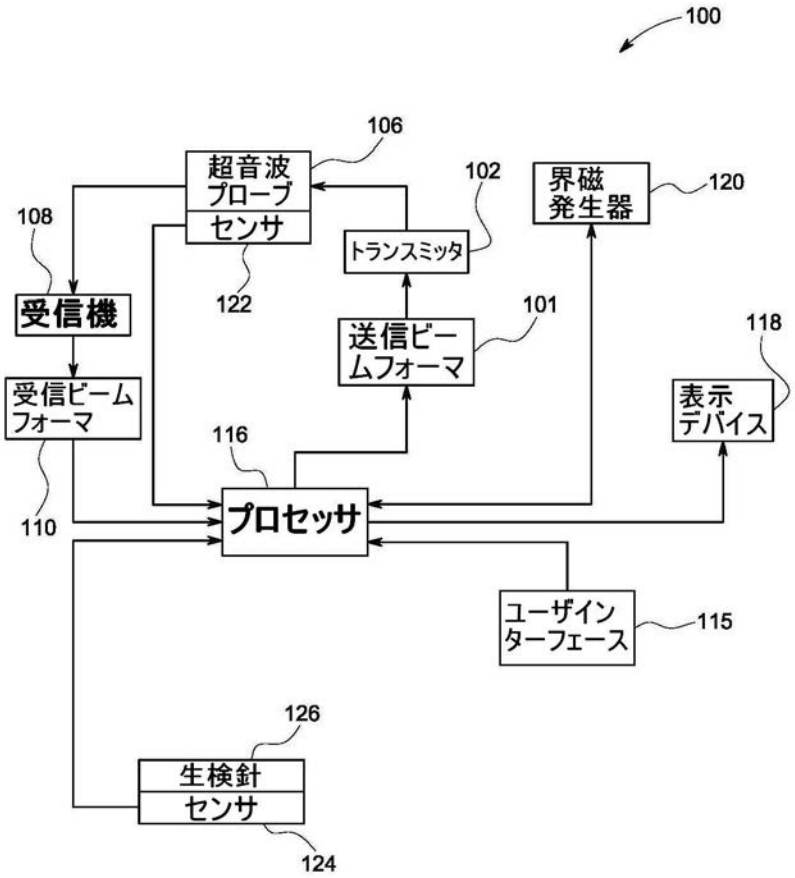
100
106
超音波
プローブ
センサ
102
界磁
発生器
120
108
トランスミッタ
受信機
122
101
送信ビー
ムフォーマ
118
受信ビーム
フォーマ
表示
デバイス
116
プロセッサ
110
ユーザイン
ターフェース
115
126
生検針
センサ
124

FIG. 1

【図２】

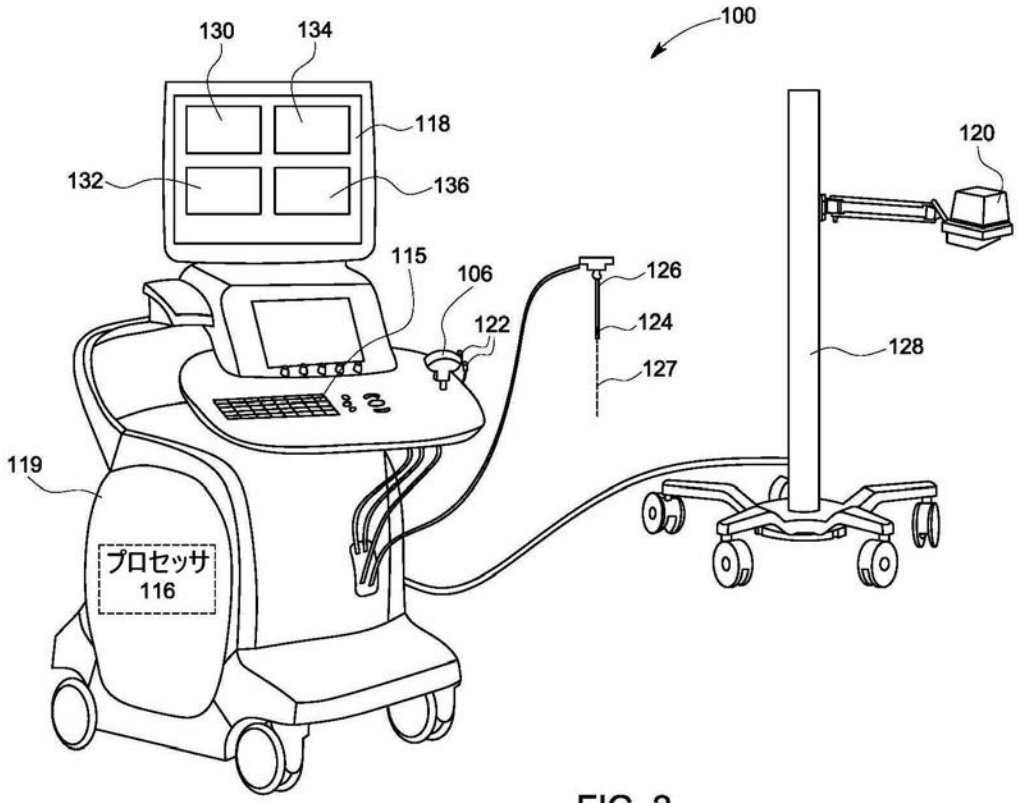
100
130
134
118
132
136
120
115
106
126
122
124
128
127
119
プロセッサ
116

FIG. 2

【図３】

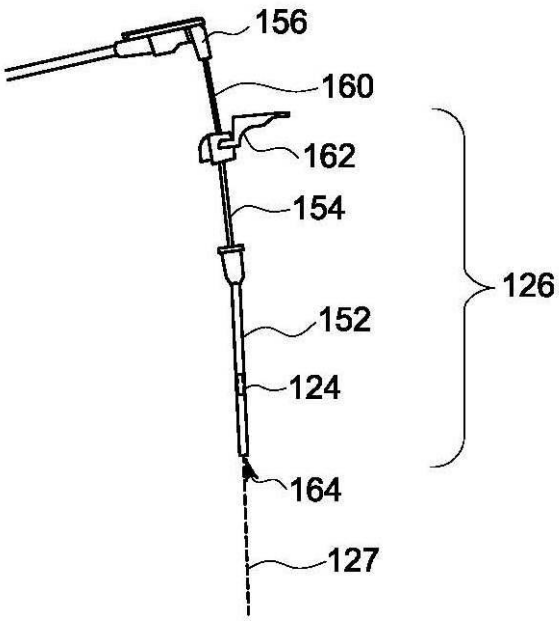


FIG. 3

【図４】

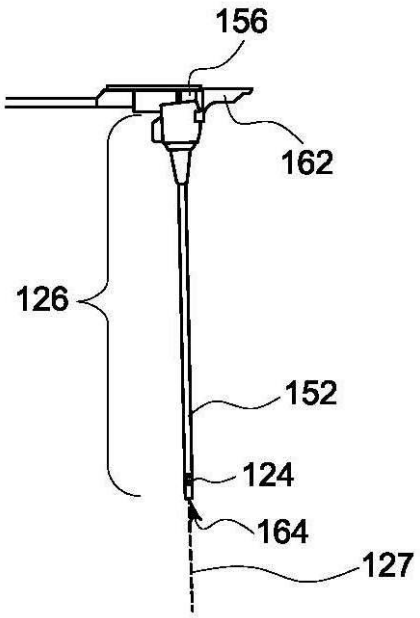


FIG. 4

【図５】

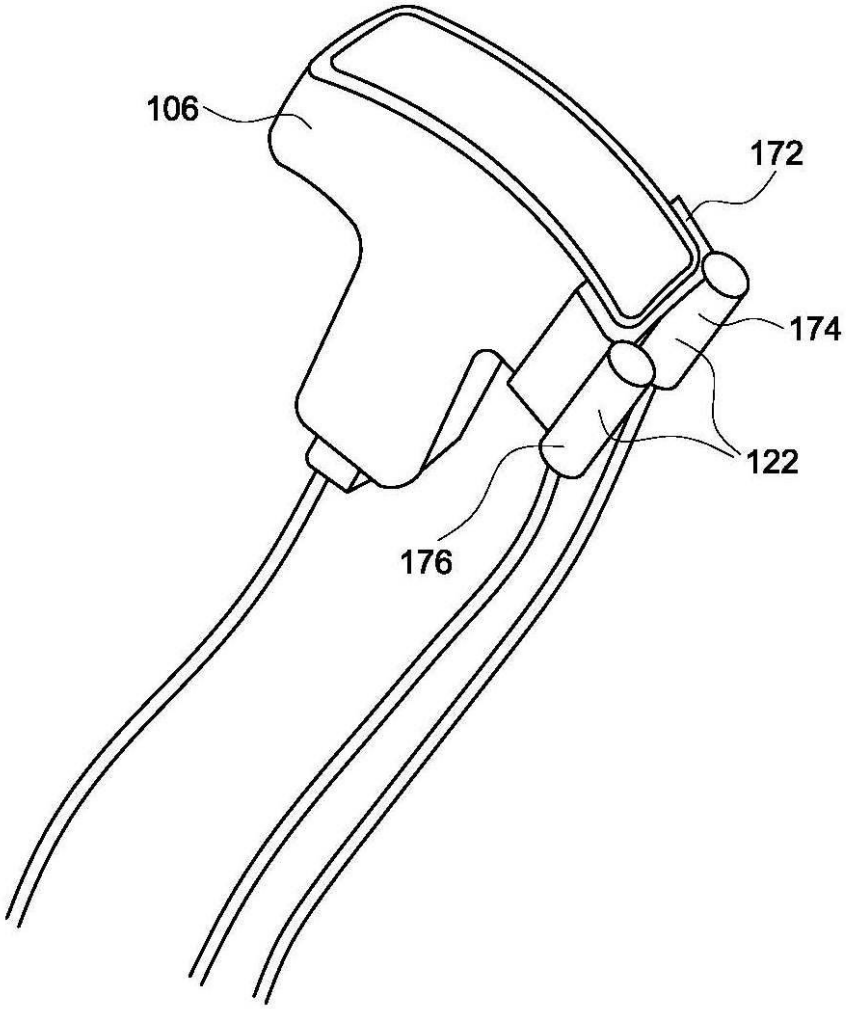


FIG. 5

【図６】

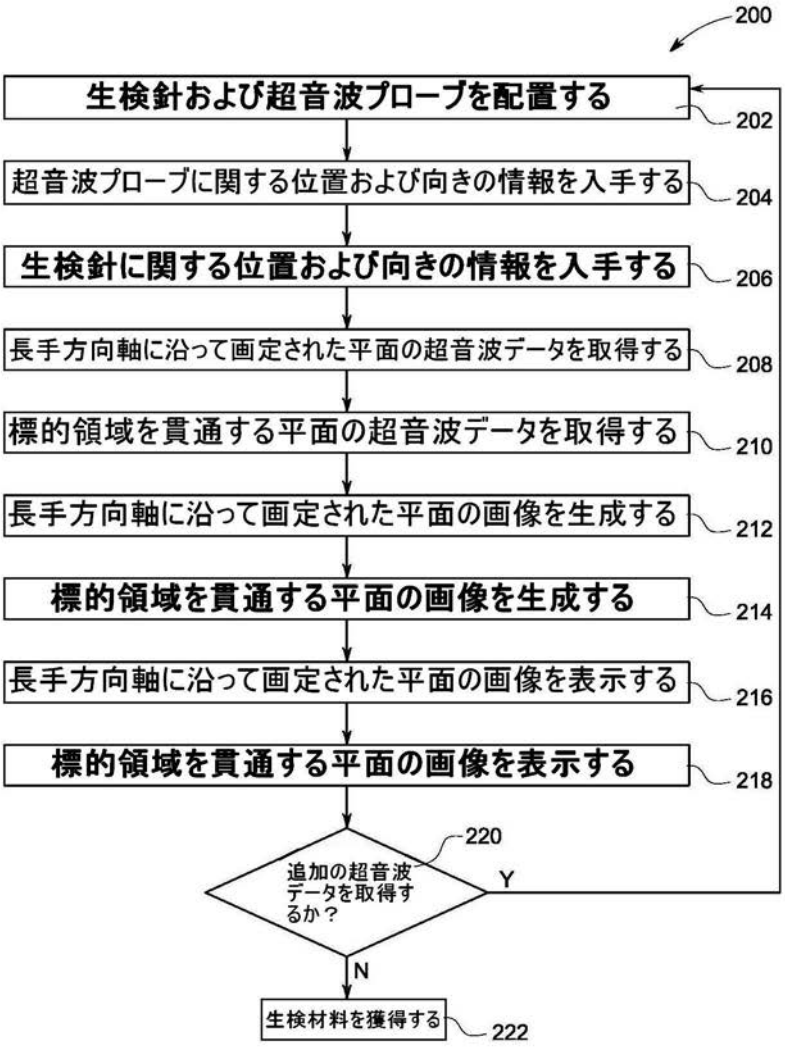
200
生検針および超音波プローブを配置する
202
超音波プローブに関する位置および向きの情報を入手する
204
生検針に関する位置および向きの情報を入手する
206
長手方向軸に沿って画定された平面の超音波データを取得する
208
標的領域を貫通する平面の超音波データを取得する
210
長手方向軸に沿って画定された平面の画像を生成する
212
標的領域を貫通する平面の画像を生成する
214
長手方向軸に沿って画定された平面の画像を表示する
216
標的領域を貫通する平面の画像を表示する
218
220
追加の超音波データを取得するか？
Y
N
生検材料を獲得する
222

FIG. 6

【図７】

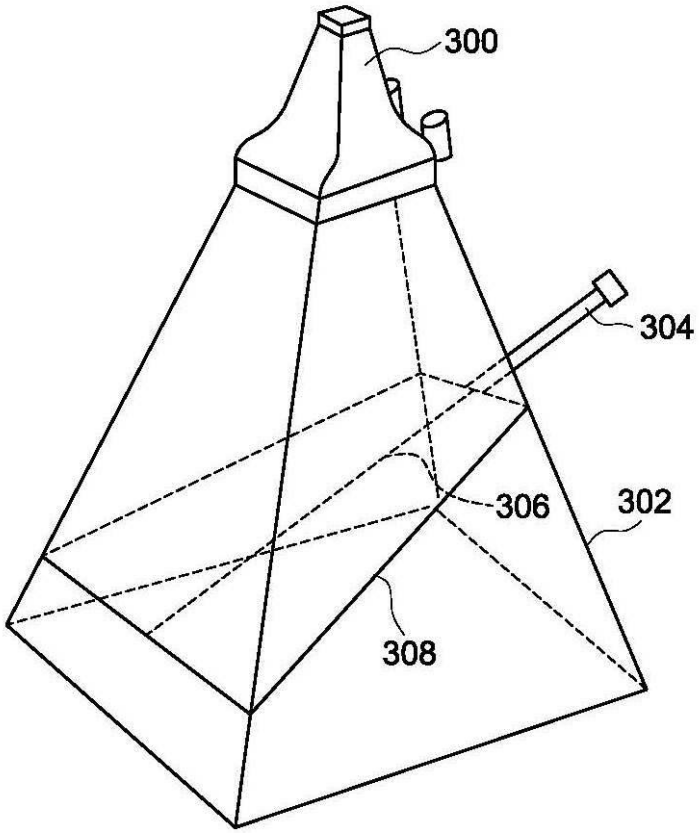


FIG. 7

フロントページの続き

(72)発明者　ジェニファー・マーティン
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ワウワトーサ、イノヴェーション・ドライブ、９９００番

Ｆターム(参考) 4C601 BB03 EE09 EE16 FF03 FF06 GA18 GA20 GA25 JC33 KK23

【外国語明細書】
2012115665000001.pdf