

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2014-525328

(P2014-525328A)

(43) 公表日 平成26年9月29日(2014.9.29)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2014-528643 (P2014-528643)	(71) 出願人	390041542
(86) (22) 出願日	平成24年8月31日 (2012.8.31)		ゼネラル・エレクトリック・カンパニー
(85) 翻訳文提出日	平成26年2月27日 (2014.2.27)		アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 2 3
(86) 国際出願番号	PCT/US2012/053369		4 5、スケネクタデイ、リバーロード、1
(87) 国際公開番号	W02013/033552		番
(87) 国際公開日	平成25年3月7日 (2013.3.7)	(74) 代理人	100137545
(31) 優先権主張番号	201110289172.1		弁理士 荒川 聡志
(32) 優先日	平成23年8月31日 (2011.8.31)	(74) 代理人	100105588
(33) 優先権主張国	中国 (CN)		弁理士 小倉 博
		(74) 代理人	100129779
			弁理士 黒川 俊久
		(74) 代理人	100113974
			弁理士 田中 拓人

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 針を検出して追跡する方法

(57) 【要約】

針を検出する方法であって、この方法は、超音波プローブが、組織に挿入された針及び針の周囲の近傍組織をカバーする区域を走査するように超音波プローブを構成するステップと、近傍組織の動きに関連する複数の超音波フレームを収集するステップと、近傍組織の移動情報を決定するステップと、針の位置を決定するように近傍組織の移動情報を後処理するステップと、針の位置に関する情報を出力するステップとを含んでいる。

【選択図】 図 9

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

針を検出する方法であって、

当該超音波プローブが、組織に挿入された針及び該針の周囲の近傍組織をカバーする区域を走査するように超音波プローブを構成するステップと、

前記近傍組織の動きに関連する複数の超音波フレームを収集するステップと、

前記近傍組織の移動情報を決定するステップと、

前記針の位置を決定するように前記近傍組織の前記移動情報を後処理するステップと、

前記針の前記位置に関する情報を出力するステップと

を備えた方法。

10

【請求項 2】

前記針は、前記近傍組織の前記動きを生じさせるように前記針の長さ方向に沿って前後に移動させられる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記針は、手により前記長さ方向に沿って前後に移動させられる、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記針は、振動子により前記長さ方向に沿って前後に移動させられる、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 5】

前記近傍組織の動きに関連する複数の超音波フレームを収集するステップは、前記針が前記長さ方向に沿って前後に移動している間に B モード走査を行なってパルス・エコー・データを収集することを含んでいる、請求項 2 に記載の方法。

20

【請求項 6】

前記近傍組織の前記移動情報は、前記近傍組織の変位及び歪を含んでいる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記近傍組織の移動情報を決定するステップは、前記針の前記位置を前記近傍組織の前記変位又は歪に基づいて大雑把に推定するステップを含んでいる、請求項 6 に記載の方法。

30

【請求項 8】

前記針の前記位置を前記近傍組織の前記変位又は歪に基づいて大雑把に推定するステップは、前記近傍組織の最大変位又は前記近傍組織の正負の歪の間の境界位置に対応する位置を前記針の前記位置として決定することを含んでいる、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記近傍組織の移動情報を決定するステップは、ドブラ方法を用いて前記近傍組織の前記変位又は歪を決定することを含んでいる、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 10】

前記近傍組織の移動情報を決定するステップは、前記複数の超音波フレームの間でスペckル追跡を行なうことにより前記近傍組織の前記変位又は歪を決定することを含んでいる、請求項 6 に記載の方法。

40

【請求項 11】

前記スペckル追跡は、1D 又は 2D 相互相関及び派生的方法、位相に基づく繰り返し方法、及びオプティカル・フローの各アルゴリズムの一つを用いて具現化される、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記スペckル追跡は入力として、検波後の振幅データ、ビームフォーム後の RF データ、又は復調後の RF データを受け取る、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 13】

前記近傍組織の前記移動情報を後処理するステップは、

50

フレームの各々のピームについて最大絶対変位値に対応する前記位置をピーク位置として決定するステップと、

雑音ピーム及び孤立ピームを前記ピームから除去するステップと、

前記ピーク位置の値に対して線フィッティングを実行するステップと、

前記変位値を正規化するように前記ピーク値についての閾値を画定するステップと、

前記正規化後の変位値を線平滑化するステップと、

複数のフレームについての前記変位値を平均するステップと

を含んでいる、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 14】

前記近傍組織の前記移動情報を後処理するステップは、前記正規化後の変位値に対して線平滑化を実行した後に画像をアップ・サンプリングすることをさらに含んでいる、請求項 13 に記載の方法。

10

【請求項 15】

前記針の前記位置に関する情報を出力するステップは、出力画像の上に前記針を色付きの半透明な線として表示することを含んでいる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 16】

前記針の前記位置に関する情報を出力するステップは、表示における異なる線色若しくは異なる線形式、記号若しくは文字、又はスキャナからの音声警告の少なくとも一つを通して検出状態を示すことを含んでいる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 17】

20

前記検出状態は、

「有効な検出が行なわれていない」、

「有効な検出が今行なわれた」、

「有効な検出が過去に行なわれて、現在は追跡モードにある」、及び

「相関がなくなり、針位置を見失った」

を含んでいる、請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

針を追跡する方法であって、

当該超音波プローブが、組織に挿入された針及び該針の周囲の近傍組織をカバーする区域を走査するように超音波プローブを構成するステップと、

30

前記近傍組織の動きに関連する複数の超音波フレームを収集するステップと、

前記近傍組織の移動情報を決定するステップと、

前記針の位置を決定するように前記近傍組織の前記移動情報を後処理するステップと、

前記針の前記位置に関する情報を参照として記憶するステップと、

カレントのスペックル・データが前記参照と相関しているか否かをスペックル追跡を用いて決定するステップと、

前記カレントのスペックル・データが前記参照と相関していない場合には前記針の前記位置を見失ったと決定するステップと、

前記カレントのスペックル・データが前記参照と相関している場合には前記針の前記位置は有効のままであると決定するステップと

40

を備えた方法。

【請求項 19】

前記針は、前記近傍組織の前記動きを生じさせるように前記針の長さ方向に沿って前後に移動させられる、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 20】

前記針は、手により前記長さ方向に沿って前後に移動させられる、請求項 19 に記載の方法。

【請求項 21】

前記近傍組織の前記移動情報は、前記近傍組織の変位及び歪を含んでいる、請求項 18 に記載の方法。

50

【請求項 2 2】

前記近傍組織の前記移動情報を後処理するステップは、
フレームの各々のピームについて最大絶対変位値に対応する前記位置をピーク位置として決定するステップと、
雑音ピーム及び孤立ピームを前記ピームから除去するステップと、
前記ピーク位置の値に対して線フィッティングを実行するステップと、
前記変位値を正規化するように前記ピーク値についての閾値を画定するステップと、
前記正規化後の変位値を線平滑化するステップと、
複数のフレームについて前記変位値を平均するステップと
を含んでいる、請求項 2 1 に記載の方法。

10

【請求項 2 3】

前記近傍組織の前記移動情報を後処理するステップは、前記正規化後の変位値に対して線平滑化を実行した後に画像をアップ・サンプリングすることをさらに含んでいる、請求項 2 2 に記載の方法。

【請求項 2 4】

前記針の前記位置を見失ったと決定された後に、前記針の前記位置をリセットし、且つ / 又は前記検出をあらためて開始するために前記針を穿刺することを利用者に指示するステップをさらに含んでいる請求項 1 8 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

20

【0001】

本発明の実施形態は、超音波撮像に関し、さらに具体的には、針を検出して追跡する方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

異常組織例えば腫瘍が非侵襲的に観察されると、適正な治療を決定するためにこの組織を検査して診断することが一般に必要である。このため、薬理的解析用に患者の身体からの組織の十分な標本の取り出しが必要である。組織標本は、例えば外科的焼灼術及び針穿刺方式生検によって取得され得る。生検に加えて、局部麻酔及び関連する処置のための薬物を注射するために針を用いることもある。

30

【0003】

超音波撮像は、身体の望まれる位置に針を確保するのを助ける。例えば、収集された標本に対して生検を実行するために、針の尖点が標本採取された組織を貫通するように針を正確に配置することが根本的に重要である。続いて、生検針は超音波イメージング・システムを通して追跡されて、目標組織を通して望まれる深さまで導かれる。

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

しかしながら、既存の超音波誘導式生検は、針を検出するときに一定の困難を蒙る。この理由は一般的には、針は小さい寸法を有し、また超音波の方向に対して傾斜しているからである。結果的に、超音波は全方向に反射して、超音波プローブによって受信することが殆どできない場合がある。加えて、従来 2 D 撮像モードでは、針は撮像平面から外れ易く、従って超音波アレイによって捕捉することができない。

40

【0005】

従来、針の視覚化を強化する多くの方法及び装置が提案されている。空間合成撮像では、より強い信号が針から得られるように、針に対して直角にさらに近い様々な角度で画像が収集されるので、針の見易さを高めるのに役立つ。針がより大きい角度で超音波を反射するように、より大きい先端を有する針が用いられる。針は振動子に取り付けられて、針の位置を突き止めるようにドブラ方法を用いて針の振動を検出する。

【0006】

50

残念ながら、上述の手法にも重大な欠点がある。これらの装置の幾つかは構造がかなり複雑であるため製造費用が高くなり、また他のものは操作が難しい。さらに重要なことに、これらの手法の全てが針自体を検査する。結果的に、針が僅かに撮像平面から外れると針を検出することができない。従って、使い易く、また針が僅かに撮像平面から外れていても針を確実に追跡する針検出のための手法が喫緊に必要とされている。

【課題を解決するための手段】

【0007】

一実施形態は、針を検出する方法に関する。この方法は、超音波プローブが、組織に挿入された針及び針の周囲の近傍組織をカバーする区域を走査するように超音波プローブを構成するステップを含んでいる。この方法はさらに、近傍組織の動きに関連する複数の超音波フレームを収集するステップと、近傍組織の移動情報を決定するステップと、針の位置を決定するように近傍組織の移動情報を後処理するステップと、針の位置に関する情報を出力するステップとを含んでいる。

10

【0008】

もう一つの実施形態は、針を追跡する方法に関する。この方法は、超音波プローブが、組織に挿入された針及び針の周囲の近傍組織をカバーする区域を走査するように超音波プローブを構成するステップを含んでいる。この方法はさらに、近傍組織の動きに関連する複数の超音波フレームを収集するステップと、近傍組織の移動情報を決定するステップとを含んでいる。この方法はさらに、針の位置を決定するように近傍組織の移動情報を後処理するステップと、針の位置に関する情報を参照として記憶するステップとを含んでいる。この方法はさらに、カレントのスペクル・データが参照と相関しているか否かをスペクル追跡を用いて決定するステップと、カレントのスペクル・データが参照と相関していない場合には針の位置を見失ったと決定するステップと、カレントのスペクル・データが参照と相関している場合には針の位置は有効のままであると決定するステップとを含んでいる。

20

【図面の簡単な説明】

【0009】

本発明の実施形態は以下の図面に関する記載からさらに明らかとなる。

【図1】本発明の一実施形態による針検出方法に用いられる針及び近傍組織の断面図である。

30

【図2】本発明の一実施形態による図1の針検出方法のブロック図である。

【図3(A)】本発明の一実施形態による近傍組織の変位を示す図である。

【図3(B)】本発明の一実施形態による近傍組織の歪を示す図である。

【図4】本発明の一実施形態による後処理を示す図である。

【図5】本発明の一実施形態による濃淡レベルにマッピングされた変位を示す図である。

【図6】本発明の一実施形態による指向性平滑化処理を示す図である。

【図7】本発明の一実施形態による針が撮像平面に位置し続けているときに得られる超音波画像及び対応する組織歪を示す図である。

【図8】本発明の一実施形態による針が撮像平面から僅かに外れたときに得られる超音波画像及び対応する組織歪を示す図である。

40

【図9】本発明の一実施形態による針追跡方法の流れ図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下では、本発明の図面を参照して本発明の実施形態による技術的解決方法を詳細に記載する。明らかに、以下に記載される実施形態は範囲を制限するのではなく例示するのみと解釈されるべきである。当業者は、発明的技量を行使せずに本発明に基づいて得られる他の実施形態も本発明の範囲に含まれることを理解されよう。

【0011】

図1は、本発明の実施形態による針検出方法に用いられる針及び近傍組織の断面図である。「近傍組織」との用語は、着目する身体に挿入される針の周囲の組織を表わすものと

50

する。組織は人体からの組織を含んでおり、或いは体内に液体及び気体をやはり含んでいる動物の身体からの組織を含んでいる。図1に示すように、参照番号130は、超音波プローブ100から放出される超音波ビーム110から傾斜した方向で組織に挿入される針を示す。生検針は通常かなり小さいので、針から反射したエコーの直接的な測定はかなり困難であり、また不確実で不正確であることが分かっている。結果的に、本発明の一実施形態による方法では針自体の動力的特性ばかりでなく近傍組織120の動力的特性も検討する。図1に示すように、双方向の矢印が、針の長さ方向に沿った針の前後移動を表わしている。さらに特定の述べると、これらの矢印は、針の変位によって生ずる近傍組織の移動を表わしている。「針の長さ方向」とは、針の本体が伸びている方向を指す。針及び近傍組織の動力的特性が本発明において検討されるべき主題である。図1は、針が長さ方向に沿って移動させられるように示しているが、このことは本発明の範囲に対して制限するものと解釈すべきでない。当業者は、このことは単に針移動の一つの可能性に過ぎないことを理解されよう。例えば、生検針は、針が挿入された位置を中心として回転してもよい。

10

20

30

40

50

【0012】

物理的摩擦原理によれば、近傍組織は移動する針と共に移動する。針に近いほど組織の移動距離が長い。本発明の一実施形態では、近傍組織が針と共に移動するように、手で針を長さ方向に沿って前後に移動させることができる。発明の一実施形態によれば、近傍組織が針と共に移動するように、振動子を用いて針を長さ方向に沿って前後に移動させることができる。振動子は従来構造及び設計を有してよく、従ってここでは立ち入って説明しない。

【0013】

以下、本発明の一実施形態による針検出方法について図2を参照して詳細に説明する。図2に示すように、針検出方法は、超音波プローブが、組織に挿入された針及び針の周囲の近傍組織をカバーする区域を走査するように超音波プローブを構成するステップ(ステップ200)と、近傍組織の動きに関連する複数の超音波フレームを収集するステップ(ステップ210)と、近傍組織の移動情報を決定するステップ(ステップ220)と、針の位置を決定するように近傍組織の移動情報を後処理するステップ(ステップ230)と、針の位置に関する情報を出力するステップ(ステップ240)とを含んでいる。ステップ200では、超音波プローブが、組織に挿入された針及び針の周囲の近傍組織をカバーする区域を走査するように配置される。本発明の一実施形態によれば、超音波撮像はBモード超音波撮像であってよく、器官を病態の位置、寸法、形状、及びエコーと共に様々な濃淡で二次元白黒画像として表示して、臨床目的での病態又は患部に関する情報を与える。続いて、手又は振動子を用いて針を移動、例えば針の長さに沿って前後に移動させ、また移動する針と共に近傍組織を移動させる。ステップ210では、近傍組織が移動している間の超音波エコーに関連する複数のデータ・フレームを収集する。

【0014】

次いで、ステップ220において、近傍組織の変位又は歪を決定するために超音波エコーの収集されたデータ・フレームについて解析を行なう。本発明の一実施形態では、スペckル追跡方法を用いて近傍組織の変位又は歪を決定する。具体的には、データ・フレーム同士の間でスペckル追跡を行なって近傍組織の変位又は歪を決定する。スペckル追跡は、弾性、位置合わせ、及び動き補正のような超音波画像解析応用において広く用いられている。流れ測定に一般に用いられているドブラ方法と比較して、スペckル追跡方法は細かい動きにさらに敏感であり(ミクロン未満まで正確である)、低速の動きにさらに適しており、より良好な分解能を有し、計算のために二つのデータ集合(パケット・サイズが2)しか必要としない。スペckル追跡は、以上に述べた理由で針検出に適している。

【0015】

スペckル追跡は、歪撮像及び歪率撮像から開発された新たな手法である。超音波画像は多数の微小なピクセルから成っており、すなわち自然の音響指標から成っている。これ

らのピクセルは生検針を中心として組織の間に一様に分配された安定な音響スペckルであり、組織と共に同期して移動し、連続したフレーム同士の間では明らかに形状変化しない。スペckル追跡撮像はフレームからフレームへ連続して各々のスペckルを追跡し、各々のスペckルの移動軌跡を算出して、これにより組織の変位及び歪を定量的に表示する。歪 (strain) は、力を加えた下での組織の寸法変化として定義され、対応する局所的な近傍組織の変位データから導かれ得る。

【0016】

スペckル追跡方法の入力としては、ビームフォーム後のRFデータ、復調後のRFデータ、又は検波後の振幅データの何れを用いてもよい。RFデータは、より計算集約的であり、また位相情報を含むため、振幅データよりも正確な結果を与えることができる。スペckル追跡は、1D又は2D相互相関及び派生的方法、位相に基づく繰り返し方法、並びにオプティカル・フロー等の各アルゴリズムの一つを用いて具現化され得る。スペckル追跡を通して変位又は歪 (変位の導関数) の何れを推定することもできる。

10

【0017】

上述のように、スペckル追跡は本発明の一実施形態として具現化されるが、当業者は、近傍組織に関連する移動情報、例えば近傍組織の変位又は歪をドブラ方法を用いて得ることもできることを理解されよう。ドブラ方法を用いた針を検出する方法は、超音波プローブが、組織に挿入された針及び近傍組織をカバーする区域を走査するように超音波プローブを構成するステップと、近傍組織の動きに関連する複数の超音波フレームを収集するステップと、ドブラ方法を用いてフレーム同士の間の移動情報を決定するステップと、針の位置を決定するように近傍組織の移動情報を後処理するステップと、針の位置に関する情報を出力するステップとを含んでいる。本開示が与えられると、当業者は、ドブラ方法を用いて近傍組織の移動を追跡することにより如何にして針を検出するかをドブラ撮像の既存の知見に基づいて理解されよう。従って、詳細はここでは省く。

20

【0018】

ここまでで、針の周囲の組織の変位又は歪がスペckル追跡方法又はドブラ方法を用いて得られており、続いてこの変位又は歪を解析して針の位置を大雑把に推定することができる。以下、図3(A)及び図3(B)によって超音波ビームの方向に沿った組織の変位及び歪 (アキシャル成分) を説明する。

【0019】

図3(A)及び図3(B)はそれぞれ、組織の変位及び歪 (y軸に沿ったもの) をアキシャル位置 (x軸に沿った位置) にマッピングしたものを示す。上述のように、針に近いほど組織の移動距離は大きい。アキシャル位置0はビームが針と交差する位置である。組織の変位は針の位置で最大になり、歪の符号は針の両側で反対になる。この特性を用いて針位置を正確に推定することができる。

30

【0020】

具体的には、変位/歪データのフレーム (アキシャル位置及び超音波ビームの関数としての2Dデータ・フレーム) を先ず得ることができる。次いで、これらのフレームに対して解析アルゴリズムを実行する。解析アルゴリズムは先ず、背景に比較して線に沿って目立った動きがあるか否か、またこの線は針に適度に似て配置され配向されているかを検出する。この場合には、変位の最大値又は正負の歪の間の境界に基づいて、針位置をこの2Dデータ・フレームから推定することができる。

40

【0021】

続いて、上で得られた組織変位又は歪に関連する画像データに、図4に示す後処理を施すことができる。後処理の後に、針位置の処理前推定をさらに平滑化し又は線若しくは曲線にフィットさせて、針の位置をさらに正確に決定することができる。

【0022】

図4は、後処理の流れ図を示す。後処理の目的は、組織変位又は歪に関連する画像データから針位置の情報又は画像を得ることにある。図4は後処理の具現化形態の一つを示すに過ぎない。変位データ・フレームがこの実施形態での入力データである。後処理は、ピ

50

ーク検出(ステップ410)と、雑音及び孤立値を除去するステップ(ステップ420)と、線フィッティング(ステップ430)と、変位正規化(ステップ440)と、線平滑化(ステップ450)と、アップ・サンプリング(ステップ460)と、パーシスタンスを実行するステップ(ステップ470)とを含んでいる。

【0023】

後処理は、ステップ410においてピークを検出することから開始する。一つのフレームの各々のビーム毎に、変位の絶対値の最大位置を識別することによりピーク位置が検出される。サブ・サンプル分解能を得るために、補間又は他の公知の方法を施し得る。

【0024】

続いて、ステップ420において雑音及び孤立値を除去する。あらゆるビームが針情報を含んでいる訳ではないので、ステップ430における後続の線フィッティングの精度に影響を与えないようにするために、針情報を含んでいない可能性の高いビームを除外するスマート・アルゴリズムが設計される。雑音ビームは、変位曲線が明らかなピークを有していないようなビームである。例えば、曲線が多数のピークを有して上下している、或いはピーク値が曲線に沿った平均変位よりも有意に高くない等である。孤立ビームは、有効な針情報を有する近傍のビームのピーク位置と、ピーク位置が有意に異なっているようなビームである。孤立値は、変位又は針検出の誤った計算によって生じ得る。雑音ビーム及び孤立ビームは、ステップ420の後には除外されている。

10

【0025】

検出される針ピークは画像では直線又は僅かな曲率の線として現われる。一次の線フィッティング又は二次の線フィッティングを用いてピーク位置を直線又は曲線としてモデル化することができる。線フィッティングはステップ430において領域の熟練者には周知のハフ変換又は線形回帰によって具現化され得る。

20

【0026】

線フィッティングのステップに続いてステップ440において変位正規化を行なう。処理前の針画像は、ステップ420において得られた各々のピークの値を変位値とした一群の針ピークによって形成されている。ソフト閾値が定義される。図5に示すように、ソフト閾値は、最大変位の何らかの比、例えば最大変位の50%として定義され得る。ピーク値は、この閾値に基づいて一定範囲の濃淡階調(グレイ・スケール)に再マッピングされる。濃淡階調の範囲は、例えば0から255までであってよい。マッピングは、図5に示すような線形マッピングであってよい。この例では、閾値における変位値が0の濃淡階調にマッピングされ、最大変位「Max__Disp」が予め定義されている濃淡階調「Max__Gray」にマッピングされる。Max__Grayは表示における針の輝度を決定し、最大の濃淡階調を255として例えば180と定義され得る。

30

【0027】

次いで、続くステップ450において線平滑化が具現化される。最後のステップで得られる針画像是一群の離散的な微小な点である。この画像をさらに針らしくするために、さらなる処理を行なう。平滑化を適用して点を繋げて線にしてもよい。この平滑化は、単純な二次元低域通過フィルタ処理であってよい。或いは、より洗練されたものにするためには、針方向に沿ったデータに関してより多くのフィルタ処理を行ない、一方データが針に垂直なときにはフィルタ処理を少なくすることができる。針方向は、線フィッティングのステップ時に決定される。指向性平滑化を図6にさらに詳細に示す。参照番号610は平滑化されるべき標本を示し、参照番号620は平滑化範囲にある標本を示し、参照番号630は長軸が一次の線に平行であるような長円体平滑化ウィンドウを示し、参照番号640は画像標本グリッドを表わし、参照番号650は平滑化されるべき標本における一次の針の線フィッティングを表わし、参照番号660は二次の針の線フィッティングを表わし、参照番号670はアキシャル軸を表わしている。関連する処理方法は従来手法と同様であるので、本開示では詳細には立ち入らない。フィルタの実効的な点拡散関数は、長軸が針方向に沿った長円体である。

40

【0028】

50

選択随意で、ステップ460においてアップ・サンプリングのステップを形成してもよい。針画像はさらに高い分解能にアップ・サンプリングされて、さらに平滑な外観を示すようにすることができる。アップ・サンプリングは、周知の線形補間又は二次補間を用いることができる。

【0029】

針の動きは動的であり、故に異なるフレームの針は異なる変位レベル及び針情報品質を示し得る。フレーム平均化方法は、針をより一貫した外観にするのを助ける。フレーム平均化は、ステップ470において単純なFIRフィルタ又はIIRフィルタによって具現化され得る。性能を高めるために、フレーム平均化は各々のフレームの品質を考慮に入れることができる。フレームの品質は、変位の大きさ及びノイズ又は線フィッティング誤差によって定量化され得る。定量化されたフレーム品質を重みとして用いて重み付きフレーム平均化に適用することができる。

10

【0030】

上に記載された後処理の後に、針位置の画像が得られる。

【0031】

図7は、針が撮像平面に位置した状態のときに得られる実際の超音波画像及び対応する組織歪を示す。図7は、明瞭な線パターンが右側の歪画像に明らかに現われており、針の線（点線）は正負の歪の間に位置すると推定されることを示している。

【0032】

図8は、針が撮像平面を僅かに外れたときに得られる実際の超音波画像及び対応する組織歪を示す。針は平面を僅かに外れているため左側のBモード画像では見えないが、右側の歪画像には明らかに現われている。ゼロ交差線も明確に定義されているので、針位置の正確な推定が可能になる。このようなものとして、本発明において提案される方法は、針が撮像平面を僅かに外れているときにも針の位置を正確に決定することが可能である。

20

【0033】

このスペックル追跡方法を既存の振幅方法と組み合わせて、さらに確実に針を検出し又は針位置をさらに微調整することもできる。このことは特に、Bモード画像において針を視認することにより針位置を確認することが臨床的に必要とされる場合に適用される。

【0034】

走査しているときに実時間で検出工程を繰り返してもよい。例えば、0.5秒毎に検出工程を起動する。針位置は、有効な動きが識別されたら更新される。

30

【0035】

図2へ戻り、後処理を施された画像はステップ240において出力される。本発明の一実施形態によれば、画像は表示器に表示されてもよいし、本発明の一実施形態ではプリンタで印刷されてもよい。本発明の一実施形態による針検出及び追跡は様々な針配向について作用する。針が撮像平面にある場合には、組織動きは線のパターンとして現われる。針が撮像平面に垂直であるときには、組織動きは点のパターンとして現われる。3D撮像については、針配向はあまり関係しない。このようなものとして、当業者の観点からは、上述の方法は3D空間において針を検出するように容易に拡張され得る。

【0036】

針は、色付きの半透明な線としてBモード画像の上に表示されてもよい。代替的には、針先端のみが着目される点である場合には針先端のみが表示される。また、並列表示モードも一つの選択肢であり、一方には針の存在しない画像を示し、他方には及び針の線ノイズ先端を有する画像を示す。また、検出ノ追跡の状態及び品質を表示する手段が存在してもよい。状態には、(1)有効な検出が行なわれていない、(2)有効な検出が今行なわれた、(3)有効な検出が過去に行なわれて、現在は追跡モードにある、及び(4)相関がなくなり、針位置を見失った等がある。

40

【0037】

この手段としては、表示における異なる色又は異なる線形式の針の線、記号又は文字、スキャナからの音声警告等がある。検出ノ追跡の品質は計量器を用いて表示され得る。

50

【0038】

3Dモードでは、アルゴリズムは、例えば針が画像平面にある状態での標準的な2D像を表示することを選択することができる。本発明の一観点によれば、プローブが動き回っているときに画像において針を固定させるように安定化関数を構成することができる。

【0039】

本発明の一実施形態では、針を追跡する方法が提供される。図9は、本発明の一実施形態による針追跡方法の流れ図を示す。図9に示すように、針の位置が本発明の一実施形態による方法を用いて突き止められた後にも、針の動きを間接的に追跡して、針が移動を止めたときに針の周囲の組織動きを推定することにより針位置が依然として有効であるか否かを決定することが可能である。ステップ900~930は図2に示すような対応するステップと同様であり、従ってここでは立ち入らない。ステップ930において針位置に関する画像データが得られると、ステップ940において画像データを参照として記憶することができる。この画像データを用いて、後に針の位置を判定することができる。上述のように、典型的なスペックル追跡アルゴリズムを用いて、フレーム逐次で各々のスペックルを連続して追跡し、組織の変位及び歪を定量的に表示するようにスペックルの移動軌跡を算出することができる。ステップ960においてスペックルが経時的に参照との相関を過度に外れたことが判明したら、針の位置は見失われたものと決定される。次いで、アルゴリズムは針位置をリセットし、且つ/又は針検出工程をあらためて開始するために針を穿刺することを利用者に依頼する。他の場合に、ステップ970では、カレントのスペックルが参照と相関していることが判明したら、カレントの針位置は依然有効であると決定される。

10

20

【0040】

全自動モードで針を検出して追跡することが望まれる。しかしながら、演算能力が限られている場合には、代替的な選択として利用者がボタンをクリックすることにより検出を開始する。

【0041】

本発明の一実施形態による針を検出して追跡する方法は、容易に実用化され得る。この方法は、限定された人の介入を要求し又は殆ど要求しない(振動子によって)。従って、生検のための全自動針追跡及び検出手法が提供される。また、針自体ではなく近傍組織を検査するので、この方法は画像平面に対する針位置に敏感でなく、すなわち針が画像平面を僅かに外れても、この方法は針位置を確実に検出することができる。

30

【0042】

しかしながら、以上の記載において多くの実施形態について述べられているが、本開示は本発明の範囲を制限するものと看做されるべきでなく、本開示に基づく構造若しくはフローへの任意の等価な変更、又は関連技術分野への任意の直接的な若しくは間接的な応用も特許請求の範囲によって画定される本発明の範囲に含まれることを理解されたい。

【0043】

本発明の一実施形態は針を検出する方法を提供し、この方法は、超音波プローブが、組織に挿入された針及び針の周囲の近傍組織をカバーする区域を走査するように超音波プローブを構成するステップと、近傍組織の動きに関連する複数の超音波フレームを収集するステップと、近傍組織の移動情報を決定するステップと、針の位置を決定するように近傍組織の移動情報を後処理するステップと、針の位置に関する情報を出力するステップとを含んでいる。

40

【0044】

本発明の一実施形態によれば、針は、近傍組織の動きを生じさせるように針の長さ方向に沿って前後に移動させられる。

【0045】

本発明の一実施形態では、針は、手によって長さ方向に沿って前後に移動させられる。選択随意で、針は、振動子によって長さ方向に沿って前後に移動させられる。

【0046】

50

一実施形態によれば、近傍組織の動きに関連する複数の超音波フレームを収集するステップは、針が長さ方向に沿って前後に移動している間にBモード走査を行なってパルス・エコー・データを収集することを含んでいる。

【0047】

本発明の一実施形態では、近傍組織の移動情報は、近傍組織の変位及び歪を含んでいる。近傍組織の移動情報を決定するステップは、針の位置を近傍組織の変位又は歪に基づいて大雑把に推定するステップを含んでいる。

【0048】

本発明の一実施形態では、針の位置を近傍組織の変位又は歪に基づいて大雑把に推定するステップは、近傍組織の最大変位又は近傍組織の正負の歪の間の境界位置に対応する位置を針の位置として決定することを含んでいる。

【0049】

本発明の一実施形態では、近傍組織の移動情報を決定するステップは、ドブラ方法を用いて近傍組織の変位又は歪を決定することを含んでいる。一実施形態では、近傍組織の移動情報を決定するステップは、複数の超音波フレームの間でスペックル追跡を行なうことにより近傍組織の変位又は歪を決定することを含んでいる。

【0050】

本発明の一実施形態によれば、スペックル追跡は、1D又は2D相互相関及び派生的方法、位相に基づく繰り返し方法、並びにオプティカル・フローの各アルゴリズムの一つを用いて具現化される。スペックル追跡は入力として、検波後の振幅データ、ビームフォーム後のRFデータ、又は復調後のRFデータを受け入れる。

【0051】

本発明の一実施形態によれば、近傍組織の移動情報の上述の後処理は、フレームの各々のビームについて最大絶対変位値に対応する位置をピーク位置として決定するステップと、雑音ビーム及び孤立ビームをビームから除去するステップと、ピーク位置の値に対して線フィッティングを実行するステップと、変位値を正規化するようにピーク値についての閾値を定義するステップと、正規化後の変位値を線平滑化するステップと、複数のフレームについての変位値を平均するステップとを含んでいる。

【0052】

選択随意で、近傍組織の移動情報を後処理するステップはさらに、正規化後の変位値に対して線平滑化を実行した後に、画像をアップ・サンプリングするステップを含んでいる。

【0053】

針の位置に関する情報を出力するステップは、発明の一観点によれば出力画像の上に針を色付きの半透明な線として表示することを含んでいる。選択随意で、針の位置に関する情報を出力するステップは、表示における異なる線色又は異なる線形式、記号又は文字、及びスキャナからの音声警告を介して検出状態を示すことを含んでいる。例えば、検出状態は、「有効な検出が行なわれていない」、「有効な検出が今行なわれた」、「有効な検出が過去に行なわれて、現在は追跡モードにある」、及び「相関がなくなり、針位置を見失った」を含んでいる。

【0054】

本発明の一実施形態によれば、針を追跡する方法が提供され、この方法は、超音波プローブが、組織に挿入された針及び針の周囲の近傍組織をカバーする区域を走査するように超音波プローブを構成するステップと、近傍組織の動きに関連する複数の超音波フレームを収集するステップと、近傍組織の移動情報を決定するステップと、針の位置を決定するように近傍組織の移動情報を後処理するステップと、針の位置に関する情報を参照として記憶するステップと、カレントのスペックル・データが参照と相関しているか否かをスペックル追跡を用いて決定するステップと、カレントのスペックル・データが参照と相関していない場合には針の位置を見失ったと決定するステップと、カレントのスペックル・データが参照と相関している場合には針の位置は有効のままであると決定するステップとを

10

20

30

40

50

含んでいる。

【0055】

一実施形態では、針は、近傍組織の動きを生じさせるように針の長さ方向に沿って前後に移動させられる。例えば、針は、手によって長さ方向に沿って前後に移動させられ得る。

【0056】

本発明の一実施形態によれば、近傍組織の移動情報は、近傍組織の変位及び歪を含んでいる。

【0057】

同様に、近傍組織の移動情報を後処理するステップは、フレームの各々のビームについて最大絶対変位値に対応する位置をピーク位置として決定するステップと、雑音ビーム及び孤立ビームをビームから除去するステップと、ピーク位置の値に対して線フィッティングを実行するステップと、変位値を正規化するようにピーク値についての閾値を定義するステップと、正規化後の変位値を線平滑化するステップと、複数のフレームについての変位値を平均するステップとを含んでいる。

10

【0058】

選択随意で、近傍組織の移動情報を後処理するステップはさらに、正規化後の変位値に対して線平滑化を実行した後に画像をアップ・サンプリングすることを含んでいる。

【0059】

一実施形態では、この方法はさらに、針の位置を見失ったと決定された後に、針の位置をリセットし、且つ/又は検出をあらためて開始するために針を穿刺することを利用者に指示することを含んでいる。

20

【0060】

本発明の実施形態による方法は運用が容易であり、追加装置を要求しない。従って、既存の手法と比較して、本発明の実施形態による方法は対費用効果が高い。一方、本発明の実施形態による方法は、針自体の動力学的特性のみならず近傍組織の動力学的特性をも検討するため、針が撮像平面を僅かに外れたときにも同等に敏感である。従って、本発明の実施形態はさらに高い精度及び信頼性を実現することができる。

【符号の説明】

【0061】

- 100：超音波プローブ
- 110：超音波ビーム
- 120：近傍組織
- 130：針
- 610：平滑化されるべき標本
- 620：平滑化範囲にある標本
- 630：長円体平滑化ウィンドウ
- 640：画像標本グリッド
- 650：一次の線フィッティング
- 660：二次の線フィッティング
- 670：アキシャル軸

30

40

【 図 1 】

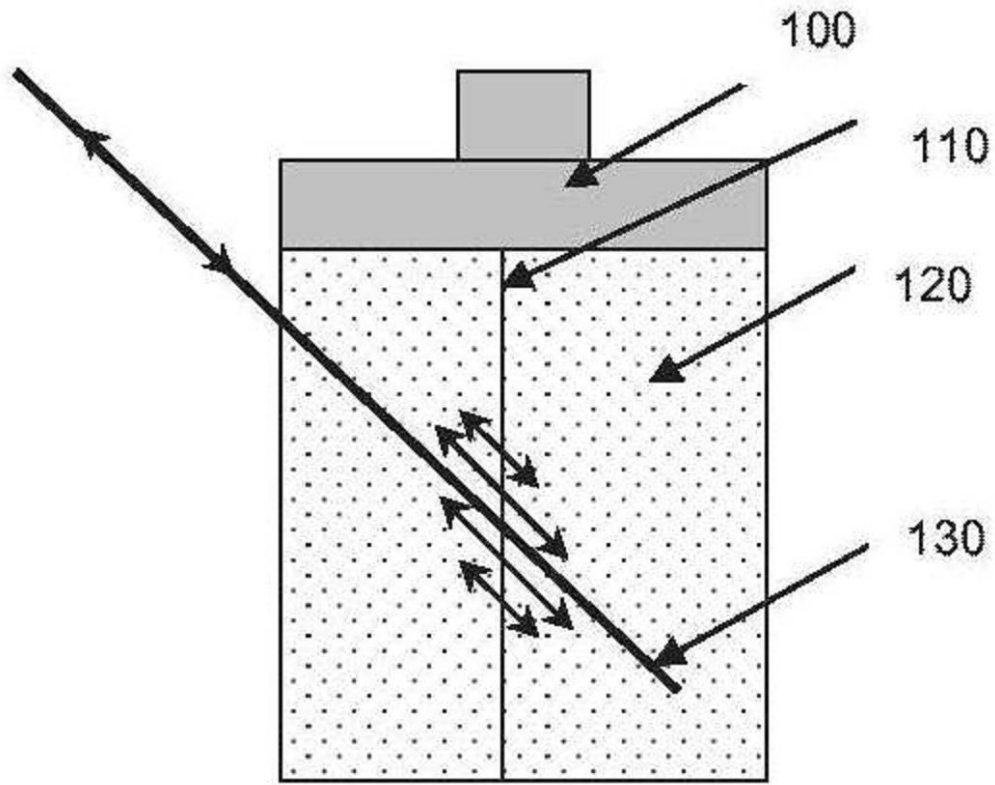


FIG.1

【図 2】

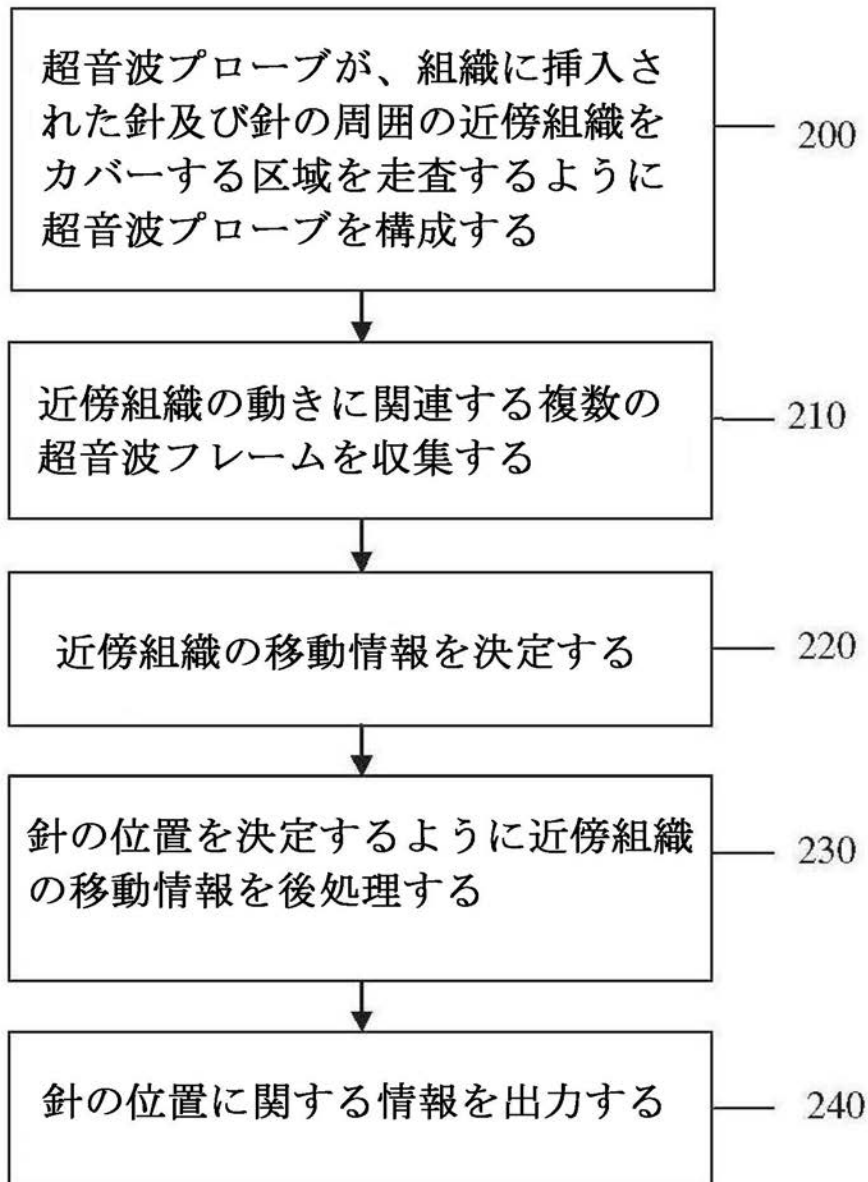


FIG. 2

【図3(A)】

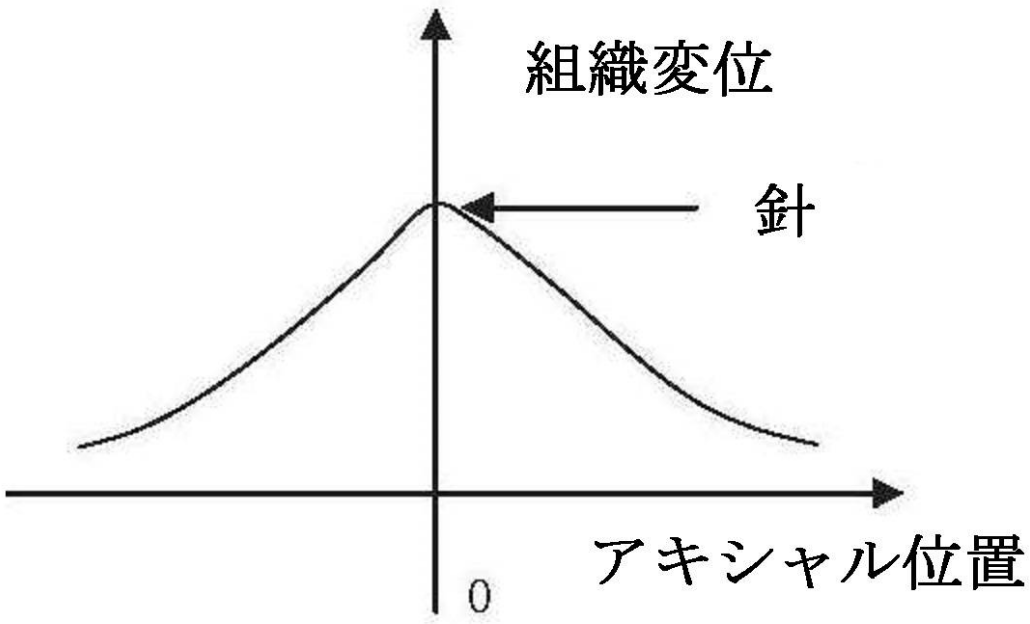


FIG. 3A

【図3(B)】

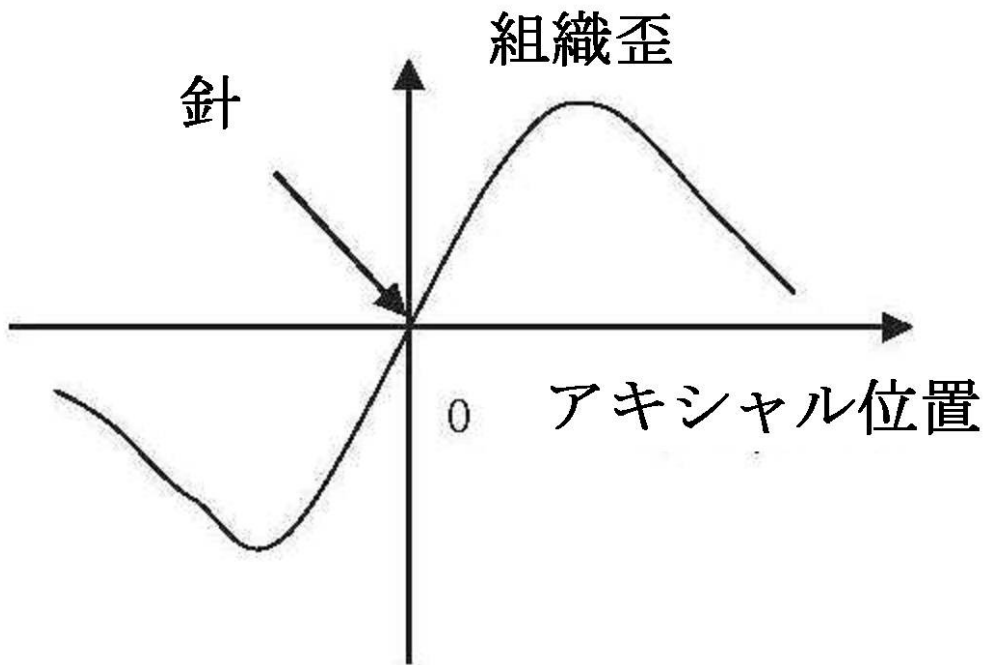


FIG. 3B

【図4】

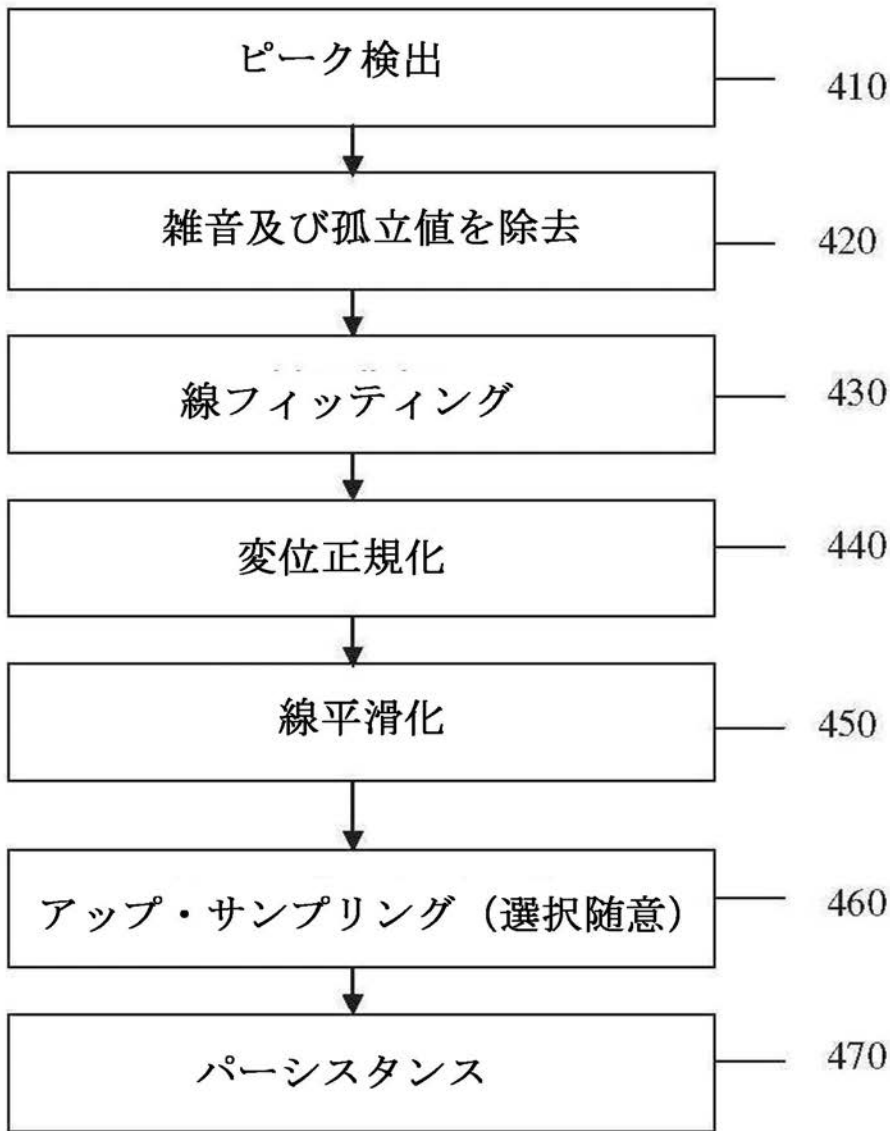


FIG.4

【図5】

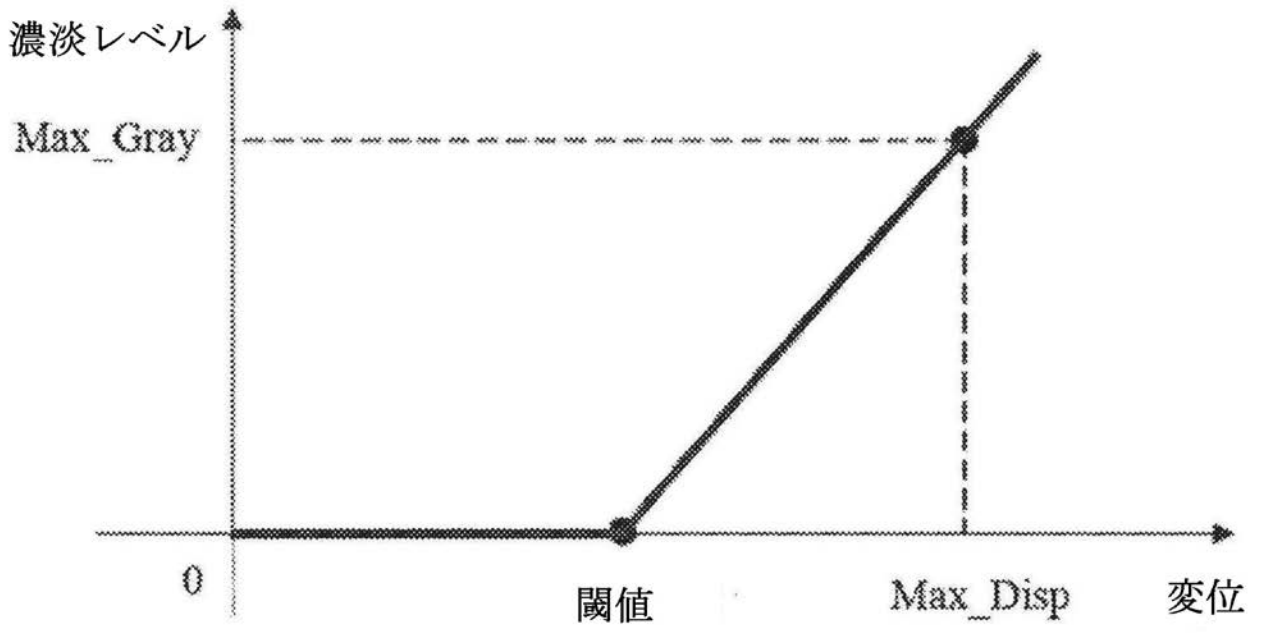


FIG.5

【 図 6 】

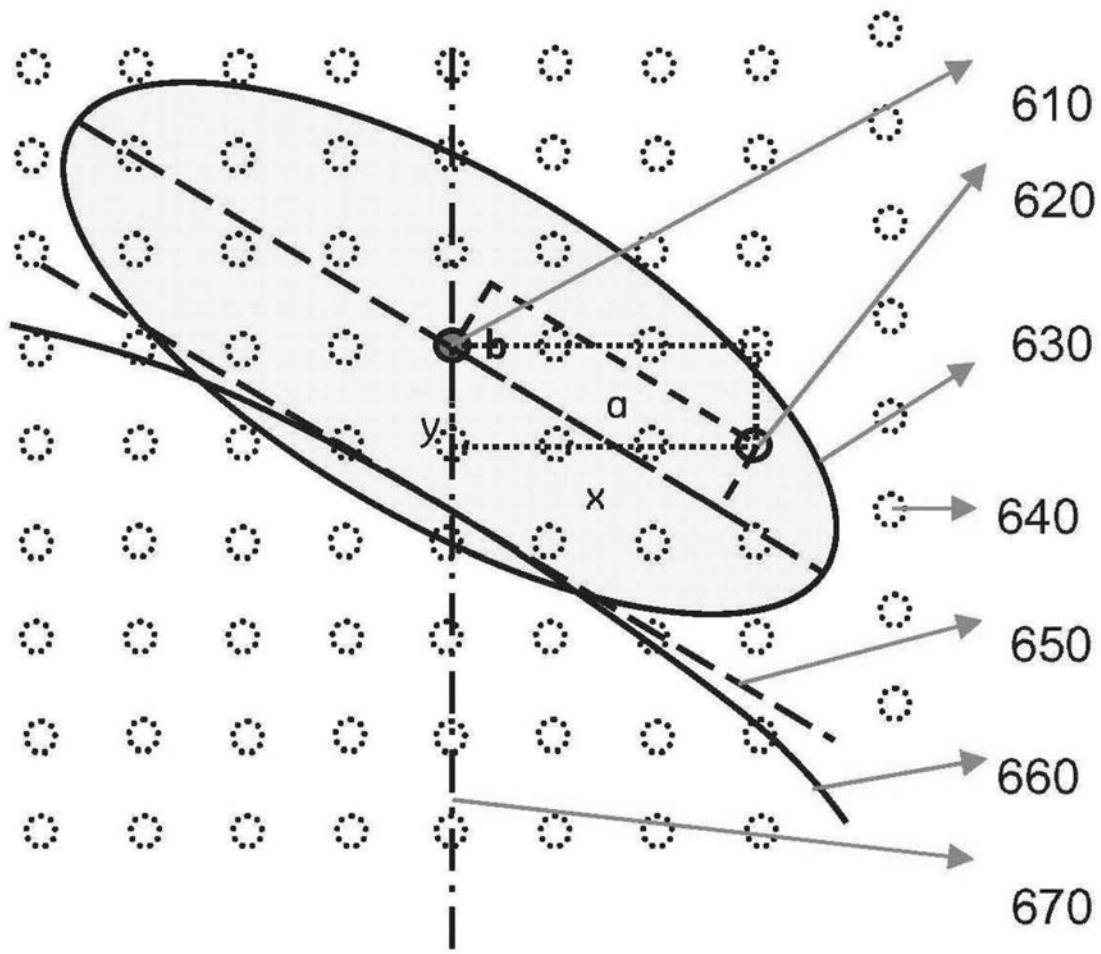


FIG.6

【 図 7 】

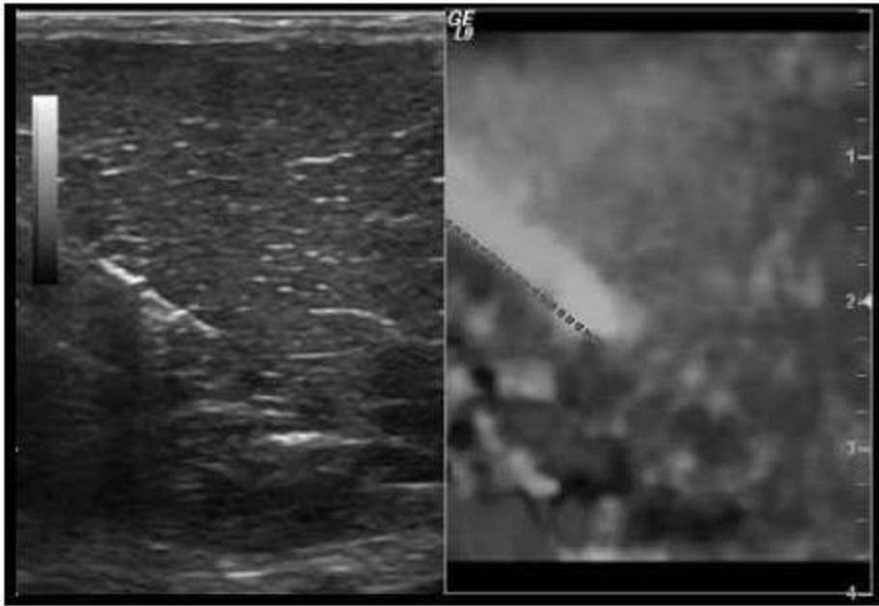


FIG. 7

【 図 8 】

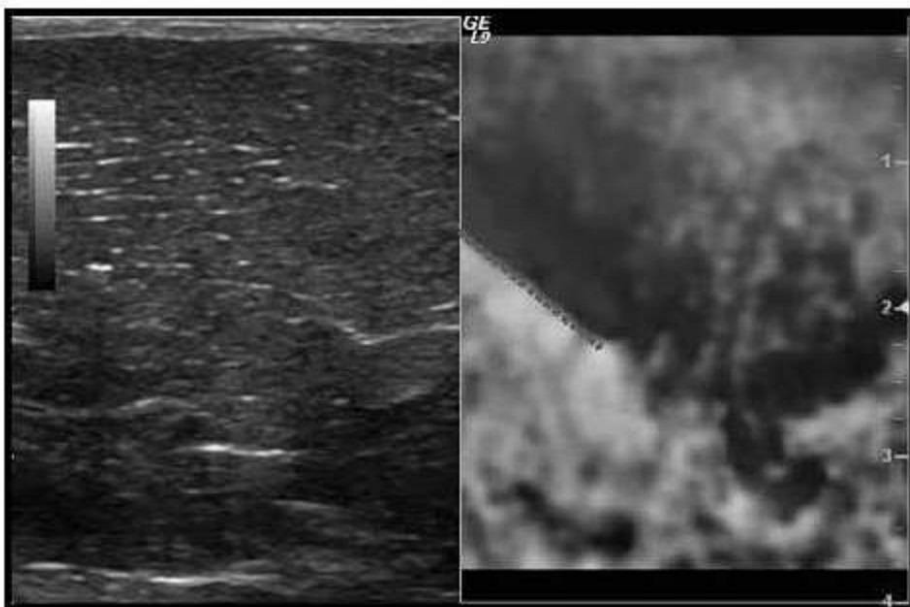
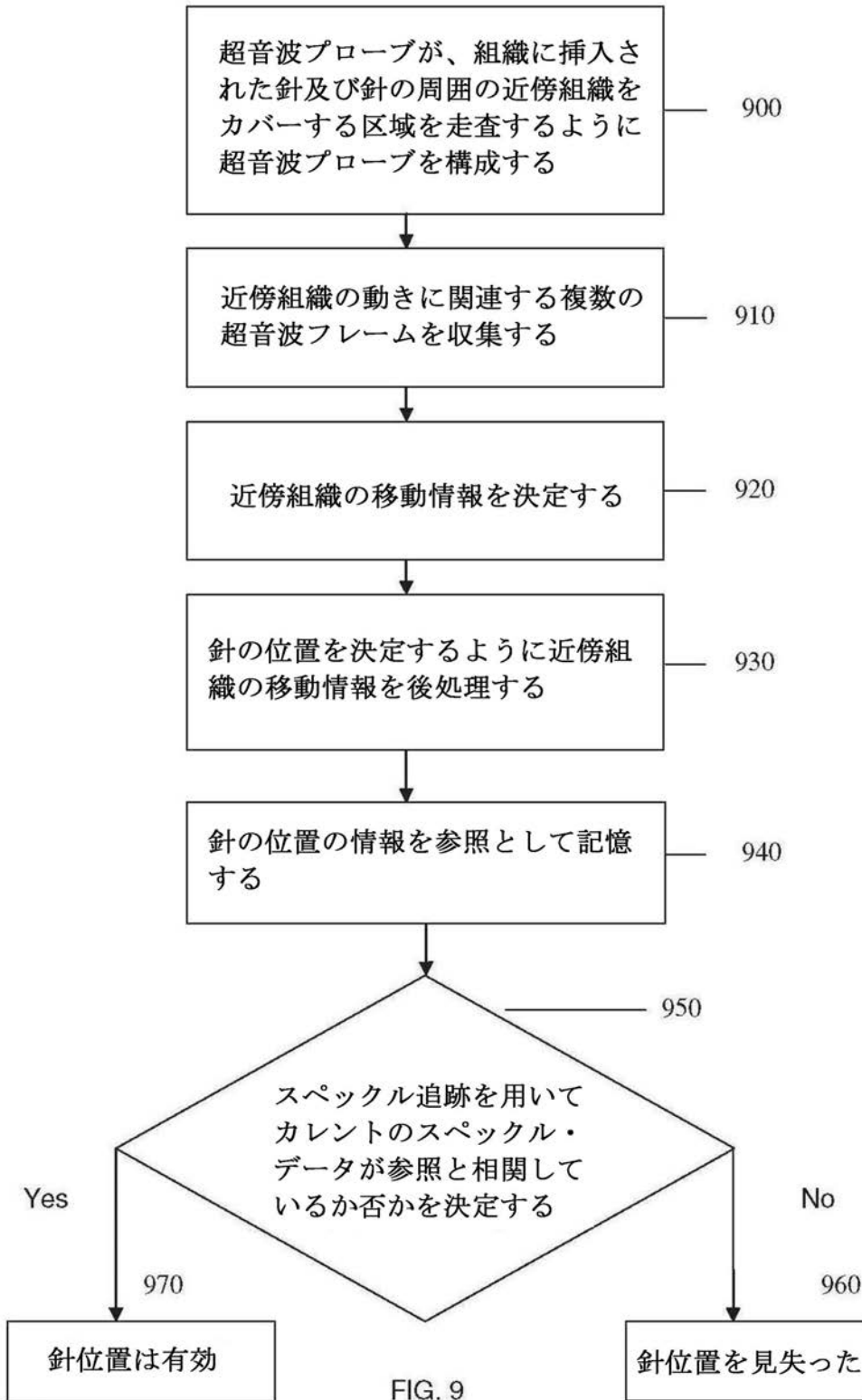


FIG. 8

【図9】



フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN

(72)発明者 リン, フェン

中華人民共和国、チャン・ス、ウーシ、チャンジャン・ロード、ナンバー19

(72)発明者 ハザード, クリストファー

アメリカ合衆国、ニューヨーク州・12309、ニスカユナ、グラント・ブルヴァード、2121番

(72)発明者 ミルセイド, サイド - ボローフォロッシュ

アメリカ合衆国、ニューヨーク州・12084、ギルダerland、ベッドフォード・ロード、608番

Fターム(参考) 4C601 DD30 DE04 EE10 EE11 FF03 JB41 JC04 JC40 KK02 KK12
KK16 KK31

专利名称(译)	如何检测和跟踪针头		
公开(公告)号	JP2014525328A	公开(公告)日	2014-09-29
申请号	JP2014528643	申请日	2012-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	リンフェン ハザードクリストファー ミルセイドサイドポローフォロッシュ		
发明人	リン,フェン ハザード,クリストファー ミルセイド,サイド-ポローフォロッシュ		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/485 A61B8/5223 G06T7/75 G06T2207/10016 G06T2207/10132 G06T2207/20061 G06T2207/30021 G16H50/30 A61B8/5276		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD30 4C601/DE04 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/FF03 4C601/JB41 4C601/JC04 4C601/JC40 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK16 4C601/KK31		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人		
优先权	201110289172.1 2011-08-31 CN		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种检测针的方法，该方法包括以下步骤：配置超声探头以扫描插入组织中的针的区域以及针周围的周围组织，该方法包括：收集与组织运动有关的多个超声帧；确定邻近组织的运动信息；对邻近组织的运动信息进行后处理以确定针的位置；以及对邻近组织的运动信息进行处理。输出有关位置的信息。[选择图]图9

