

(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2020-506005
(P2020-506005A)

(43) 公表日 令和2年2月27日(2020.2.27)

(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 20 頁)

(21) 出願番号 特願2019-542565 (P2019-542565)
(86) (22) 出願日 平成30年2月5日(2018.2.5)
(85) 翻訳文提出日 令和1年8月6日(2019.8.6)
(86) 国際出願番号 PCT/EP2018/052730
(87) 国際公開番号 W02018/149671
(87) 国際公開日 平成30年8月23日(2018.8.23)
(31) 優先権主張番号 62/458,789
(32) 優先日 平成29年2月14日(2017.2.14)
(33) 優先権主張国・地域又は機関
米国 (US)

(71) 出願人 590000248
コーニンクレッカ フィリップス エヌ
ヴェ
KONINKLIJKE PHILIPS
N. V.
オランダ国 5656 アーエー アイン
ドーフエン ハイテック キャンパス 5
High Tech Campus 5,
NL-5656 AE Eindhove
n
(74) 代理人 100122769
弁理士 笛田 秀仙
(74) 代理人 100163809
弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 装置追跡に対する超音波システムにおける経路追跡

(57) 【要約】

対象 2 3 0 の投影された追跡を決定する方法は、位置の定期的な比較により視野内の検出された対象点のフレーム間の移動を測定するステップと、定期的に検出された対象点の軌跡を推定するステップと、位置のシーケンスにおける直線性に対する閾値及び強度の一貫性に対する閾値を計算及び適用することにより前記軌跡を認定するステップとを含む。前記方法は、更に、1以上の超音波画像 3 0 5 に経路追跡インジケータとして複数の線 3 1 0 のレンダリングを含め、ユーザが被検体 2 4 0 の関心領域 2 4 2 内で前記追跡される対象を最小距離移動する場合に前記対象の投影された追跡を表示することにより前記複数の超音波画像を生成する。前記方法は、前記投影された追跡の計算及び表示を抑制するようにプローブ 2 0 5 とともに動きセンサ 2 3 4 を使用するステップをも含む。

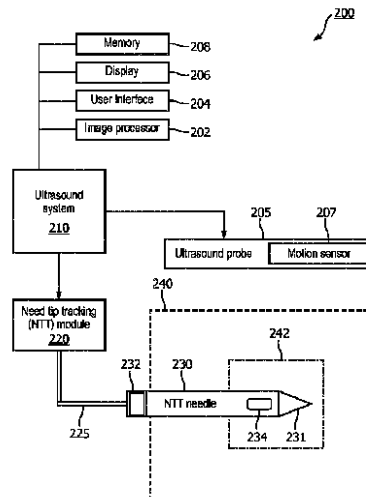


FIG. 2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブと、

複数の超音波画像を生成し、位置の定期的な比較により視野内の検出された対象点のフレーム間の移動を測定し、定期的に検出された対象点の軌跡を推定し、前記超音波画像上に経路追跡インジケータとして複数の線のレンダリングを含めることにより対象の投影された追跡を表示する画像プロセッサと、

前記超音波プローブの動きを検出する装置であって、前記超音波プローブが空間内で回転又は平行移動する場合に前記投影された追跡の計算及び表示を抑制する、当該装置と、

ユーザが被検体の関心領域内で前記追跡される対象を最小距離移動する場合に前記対象の前記投影された追跡を表示するディスプレイと、
を有する超音波システム。

10

【請求項 2】

前記動きを検出する装置が、前記超音波プローブ内の動きセンサである、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記動きセンサが、前記超音波プローブの移動を連続的にモニタする加速度計及びジャイロスコープを含む、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

プローブの動きが、フレームごとに画像データと前記超音波プローブとの間の相対的な移動により検出される、請求項 3 に記載のシステム。

20

【請求項 5】

前記動きを検出する装置が、前記画像プロセッサであり、前記画像プロセッサは、前記複数の超音波画像からのデータを比較するように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記複数の線が、前記対象を配置するように前記システムにより表示される場所円の両側における平行な接線を通過する基準線の対である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記基準線の対が、前記場所円の最新の動きの方向に突き出す、請求項 6 に記載のシステム。

30

【請求項 8】

前記基準線の対が、表示画面上に表示される前記複数の超音波画像の境界まで延在する仮想的なレーンを形成する、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記ディスプレイは、前記超音波プローブが動いておらず、前記対象が動いている場合に、前記基準線の対を表示するように構成される、請求項 6 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記対象が動いていない場合に、前記ディスプレイが、前記ユーザによる観察に対して所定の時間期間に対して前記基準線の対を表示するように構成される、請求項 6 に記載のシステム。

40

【請求項 11】

前記プロセッサが、前記超音波プローブによりスキャンされた前記対象の面内スキャン又は横断スキャンを可能にするように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記プロセッサが、以前に検出された投影追跡の外側で検出された後続の対象点を捨てるように構成される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 13】

超音波プローブと、

複数の超音波画像を生成する画像プロセッサであって、

50

対象を配置するように前記システムにより表示された場所円の両側における平行な接線を通過する基準線の対のレンダリングを含め、

追跡される対象が被検体の関心領域内で移動すると前記対象の投影された追跡を表示し、

前記超音波プローブが空間内で回転又は平行移動する場合に前記投影された追跡の計算及び表示を抑制するために前記超音波プローブの動きを検出する装置を使用する、ことにより前記対象の投影された追跡を表示する、当該画像プロセッサと、を有する超音波システム。

【請求項 14】

前記基準線の対が、表示画面上に表示された前記複数の超音波画像の 1 以上の超音波画像の境界まで延在する仮想的なレーンを形成する、請求項 13 に記載のシステム。

10

【請求項 15】

前記ディスプレイは、前記超音波プローブが動いておらず、前記対象が動いている場合に、前記基準線の対を表示するように構成される、請求項 13 に記載のシステム。

【請求項 16】

前記対象が動いていない場合に、前記ディスプレイが、前記ユーザによる観察のために所定の時間期間に対して前記基準線の対を表示するように構成される、請求項 13 に記載のシステム。

【請求項 17】

前記プロセッサが、フレームごとに画像データと前記超音波プローブとの間の相対的な移動によりプローブの動きを検出するように構成される、請求項 13 に記載のシステム。

20

【請求項 18】

対象の投影された追跡を決定する方法において、

位置の定期的な比較により視野内の検出された対象点のフレーム間の移動を測定するステップと、

定期的に見出された対象点の軌跡を推定するステップと、

位置のシーケンスにおける直線性に対する閾値及び強度の一貫性に対する閾値を計算及び適用することにより前記軌跡を認定するステップと、

1 以上の超音波画像上で経路追跡インジケータとして複数の線をレンダリングするステップと、

30

ユーザが被検体の関心領域内で前記追跡される対象を最小距離移動する場合に前記対象の前記投影された追跡を表示するステップと、

前記超音波プローブが空間内で回転又は平行移動する場合に前記投影された追跡の計算及び表示を抑制するように超音波プローブ内の動きセンサ又は画像データからの動き検出を使用するステップと、

を有する方法。

【請求項 19】

前記複数の線が、前記対象により表示された場所円の両側における平行な接線を通過する基準線の対である、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 20】

前記基準線の対が、前記場所円の最新の動きの方向に突き出す、請求項 19 に記載の方法。

40

【請求項 21】

前記基準線の対が、表示画面上に表示された前記 1 以上の超音波画像の境界まで延在する仮想的なレーンを形成する、請求項 19 に記載の方法。

【請求項 22】

前記基準線の対は、前記超音波プローブが動いておらず、前記対象が動いている場合に、可視である、請求項 19 に記載の方法。

【請求項 23】

前記対象が動いていない場合に、前記基準線の対が、前記ユーザによる観察のために所

50

定の時間期間に対して可視である、請求項 19 に記載の方法。

【請求項 24】

前記ユーザが、面内スキャン又は横断スキャン手法によって前記超音波プローブにより前記対象をスキャンする、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 25】

以前に検出された投影追跡の外側で検出された後続の対象点が、捨てられる、請求項 18 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、超音波装置に関し、より具体的には、装置を追跡し、超音波画像において装置の位置を表示する能力を持つ超音波システムにおける経路追跡に関する。

【背景技術】

【0002】

針又はカテーテルのような対象の正確な視覚化及び撮像される生体構造に関するリアルタイム位置特定は、最小侵襲介入に対して必要とされる。術中超音波は、頻繁にこの目的に対して使用される。患者の体内の対象の場所を追跡する何らかの方法を使用する様々な超音波システムが、市販されている。このようなシステムは、対象の各検出された位置がシステム内でデジタルで表され、前記位置の表示を可能にし、前記位置が、典型的にはアクティブスキャンと同時に、定期的に更新され、リアルタイム超音波画像表示が、追跡される対象の検出された場所をも示すことができる、一般的な属性を共有する。一部のシステムは、履歴（対象がどこから来たか）若しくは未来の推定（同じ方向に移動される場合にどこに行くか）のいずれか又は両方で、画像内の検出された対象の経路を示す手段を提供する。このような投影された経路を生成することは、典型的には、当技術分野においてよく理解されている方法を用いる。1つの方法は、所定の経路をたどるように、すなわち、対象が挿入されると超音波プローブに対する対象の経路を物理的に制限するように対象を単純に制限する、超音波プローブ上に取り付けられた針ガイドのような機械的固定具（fixture）を含むことである。他の手段は、超音波プローブ位置の同様の感知に対する対象の場所の磁気又は電磁気（EM）感知によるような装置の位置特定を含む。

【0003】

これらのシステムは、複雑で高価な部品及び回路、干渉に対する感受性、（針の折り曲げのような）対象の変形による位置の曖昧さ、位置感知を較正する義務のようなワークフロー負担等に悩まされる。超音波プローブの相対的な位置（及びしたがって表示される画像）と画像内に位置が表示される対象との物理的位置合わせを必要としない1つのシステムが存在する。共同所有され、全体的にここに組み込まれる米国特許第9282946号は、プローブからの音響信号が、追跡される対象上の音響センサを起動するのに使用され、対象から返される電気信号のタイミングにより、画像自体に対する対象の位置を検出し、これにより追跡のための全ての機械的、磁氣的、電磁氣的（EM）又は他の機構を取り除き、したがってそのコスト、複雑さ、較正及び誤差に対する感受性をも除去するシステムを記載している。

【0004】

対象の位置を追跡及び表示するいかなる超音波撮像システムにおいても、超音波プローブに対する対象の相対的な位置を検出する回路及び位置決め固定具（fixtures）に頼ることなく表示される画像の進行中の系列を通して（すなわち時間を通して）追跡される対象の経路を示すことが、望ましい。位置検出に対して対象上の音響センサのみを使用する米国特許第9282946号の単純化された低コストのシステムのような、相対的位置合わせ装置を全く有さないシステムにおいて、検出された対象の経路を示すことは、未解決の問題を提示する。特定の障害は、対象の位置が、表示される超音波画像において連続的かつ正確に配置されている間に、超音波プローブ自体が、対象に対して回転又は平行移動されえ、これは、スキャンされる媒体内の対象自体の動きから大きく区別不可能である。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 5 】

更なる背景として、超音波プローブ及び撮像の非常に簡潔なレビューが、後に続く。診断用超音波システムの多用途性は、システムとともに使用されることができるプローブのタイプにより大きく決定される。線形アレイトランスデューサプローブは、一般的に、腹部及び小部分撮像に対して好適であり、フェーズドアレイトランスデューサプローブは、心臓撮像に対して好適である。プローブは、二次元又は三次元撮像に対して1D又は2Dアレイトランスデューサを持ちうる。プローブの各タイプは、ユニークな周波数範囲で動作し、ユニークな開口及びアレイ素子カウントを持つことができる。一部の超音波システムは、グレイスケール動作又はグレイスケール及びカラードプラー撮像に対するような送信周波数における動作に対して設計され、その他は、追加的に高調波撮像を実行することができる。意図された撮像モードの各々に対して、物理的開口、トランスデューサ素子間隔、通過帯域周波数等のような、プローブの機能特性は、超音波パルスを送信する及び受信されたエコーを処理するための必要条件を決定する。プローブ特性及び機能性の変化は、様々なプローブとともに動作可能な処理システムが、異なるプローブが使用のために加えられるたびに再プログラムされなければならない。

10

【 0 0 0 6 】

超音波処置中に追跡される対象の一例は、針である。針生検及び何らかの介入治療の間、臨床医は、目標部分に到達するように身体のような被検体に針を挿入する。局所麻酔に対して、針が、典型的には外科処置に対する準備において、体内の目標神経束の近くに麻酔薬を送達するのに使用される。通常は、超音波撮像は、針挿入処置のライブモニタリングに対して使用される。安全で成功する挿入を実行するために、ガイドされる超音波画像において正確に針を配置することが、必要である。不幸なことに、臨床診療において、従来の超音波画像内の針自体の可視性は、貧弱であり、結果として臨床医が針を正確に挿入することの困難性を生じる。したがって、針追跡システム、及び更に画像ディスプレイ上に針の経路を投影する手段が、望ましい。

20

【 0 0 0 7 】

異なる技術、例えば、針の音響反射を改善するように針に向けた超音波ビームを適応的にステアリングし、非ステアリング超音波画像と組み合わせる技術、音響反射を強化するように針表面コーティング、幾何構成及び直径を操作する技術、超音波画像における針の場所を追跡するように針上の付加的な光学的、磁氣的又は電磁氣的位置センサを提供する技術等が、超音波画像におけるより良好な針視覚化を達成するように使用されている。これらの技術において、特別に設計された針が使用されるか、又は付加的な位置センサが針に取り付けられるか、又は超音波撮像システムが針の視覚化を強化するように操作されるかのいずれかである。これらのアプローチは、強化された針視覚化を提供するコストの増加を生じる。対照的に、場所検出のためにシステムに電気信号を提供する対象上の音響センサのみを使用する上述の単純なシステムは、追跡装置のコスト及び複雑さを低減しながら、精度を増大させる。しかしながら、これは、追跡される対象の経路を効果的に投影する方法の挑戦を示す。

30

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

40

【 0 0 0 8 】

針追跡システム、及び更に画像ディスプレイ上に針の経路を投影する手段が、望ましい。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 9 】

本原理によると、超音波プローブは、当技術分野において既知である標準的な方法により複数の超音波画像を生成する画像プロセッサと通信し、好ましくは、代わりに対象内の音響センサを使用することによるような、プローブ及び対象の相対的な位置を測定する装置の複雑さ及びコストなしで、超音波画像フィールド内で対象を検出する方法をも提供する。前記システムは、加えて、位置の定期的な比較により視野内の検出された対象点のフ

50

フレーム間の移動を測定し、定期的に検出された対象点の軌跡 (locus) を推定 (extrapolating) し、位置のシーケンスにおける直線性に対する閾値及び強度の一貫性に対する閾値を計算及び適用することにより軌跡を認定 (qualifying) する。前記画像プロセッサは、前記複数の超音波画像の 1 以上の超音波画像における経路追跡インジケータとして複数の線のレンダリングを含めることにより前記複数の超音波画像を生成し、ユーザが、追跡される対象を被検体の関心領域において最小距離移動する場合に、前記対象の投影された追跡を表示し、前記超音波プローブが空間内で回転又は平行移動する場合に前記投影された追跡の計算及び表示を抑制するように前記超音波プローブ内の運動センサ又は画像データからの運動検出を使用する。

【0010】

システムは、超音波プローブと、対象を配置するように前記システムにより表示された場所円 (location circle) の両側における平行な接線として通過する基準線の対を含め、追跡される対象が被検体の関心領域内を移動すると前記対象の投影された追跡を表示し、前記超音波プローブが空間内で回転又は平行移動する場合に前記投影された追跡の計算及び表示を抑制するように動きセンサを使用することにより複数の超音波画像を生成する画像プロセッサを含む。

【0011】

対象の投影された追跡を決定する方法は、位置の定期的な比較により視野内の検出された対象点のフレーム間の移動を測定するステップと、定期的に検出された対象点の軌跡を推定するステップと、位置のシーケンスにおける直線性に対する閾値及び強度の一貫性に対する閾値を計算及び適用することにより前記軌跡を認定するステップとを含む。前記方法は、超音波画像上で経路追跡インジケータとして複数の線をレンダリングするステップと、ユーザが被検体の関心領域内で前記追跡される対象を最小距離移動する場合に前記対象の前記投影された追跡を表示するステップとを更に含む。前記方法は、また、前記超音波プローブが空間内で回転又は平行移動する場合に前記投影された追跡の計算及び表示を抑制するように超音波プローブ内の動きセンサ又は画像データからの動き検出を使用するステップを含む。

【0012】

本開示のこれら及び他の目的、フィーチャ及び利点は、添付の図面と併せて読まれるべき具体的な実施例の以下の詳細な記載から明らかになる。

【0013】

本開示は、以下の図を参照して好適な実施例の以下の記載を詳細に提示する。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】一実施例による、超音波診断撮像システムを示すブロック/フロー図である。

【図2】一実施例による、超音波システムと通信する針先端追跡 (NTT) システムを示す図である。

【図3】一実施例による、対象/針の位置に応答してシステムにより表示される場所円の両側における平行な接線を通る基準線の対を描く超音波画像を示す図である。

【図4】一実施例による、超音波プローブが「面内」又は「横断」でスキャンしている状態で患者内に挿入される針を示す図である。

【図5】実例的な実施例による、対象の関心領域内の対象/針の投影された追跡を決定及び表示する方法を示すフロー図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

本原理によると、対象を追跡し、対象の投影された追跡を表示するシステム、装置及び方法が、提供される。本原理は、前記システム、装置及び方法が、検出された経路の妥当性を決定するのに外部位置決めシステムに頼らない点で、自己参照 (self-referential) である、実施例を提供する。

【0016】

10

20

30

40

50

1つの有用な実施例において、超音波システムは、対象位置特定装置を含み、前記対象位置特定装置は、追跡センサにエネルギーを与えるのに前記超音波システムにより生成された超音波音響パルスを使用し、スキャンされた媒体内の前記対象の前記投影された追跡を自動的に決定及び表示する方法を使用する。前記方法は、a)位置の定期的な比較により視野内の検出された対象点のフレーム間の移動を測定するステップと、b)定期的に検出された対象点の軌跡を推定するステップと、c)前記位置のシーケンスにおける直線性に対する閾値及び強度の一貫性に対する閾値を計算及び適用することにより前記軌跡を認定するステップと、d)オーバーレイとして前記超音波画像上に複数の線又は他の経路追跡インジケータをレンダリングするステップと、e)ユーザが媒体内で前記追跡される対象を最小距離移動する場合に、前記投影された追跡を表示するのに以前のステップからのデータを使用するステップと、f)前記超音波プローブが空間内で回転又は平行移動する場合に前記追跡投影の計算及び表示を抑制するように前記超音波プローブ内の動きセンサ又は前記画像データからの動き検出を使用するステップとを有する。

10

20

30

40

50

【0017】

本発明が、医療器具に関して記載されるが、しかしながら、本発明の教示が、大幅に幅広く、いかなる音響器具にも適用可能であると、理解されるべきである。一部の実施例において、本原理は、複雑な生物学的又は機械的システムを追跡又は分析するのに採用される。特に、本原理は、生物学的システムの内部及び/又は外部追跡処置、並びに肺、消化管、排出器官、血管等のような身体の全ての領域における処置に適用可能である。図に描かれる機能的要素は、ハードウェア及びソフトウェアの様々な組み合わせで実施されてもよく、単一の要素又は複数の機能的要素に組み合わせられてもよい機能を提供してもよい。

【0018】

図に示される様々な要素の機能は、専用ハードウェア及び適切なソフトウェアと共同してソフトウェアを実行することができるハードウェアの使用により提供されることができる。プロセッサにより提供される場合に、前記機能は、単一の専用プロセッサにより、単一の共有プロセッサにより、又は一部が共有されることができる複数の個別のプロセッサにより、提供されることができる。更に、用語「プロセッサ」又は「コントローラ」の明示的な使用は、ソフトウェアを実行することができるハードウェアを排他的に指すと解釈されるべきではなく、限定なしで、デジタル信号プロセッサ(DSP)ハードウェア、ソフトウェアを記憶する読取専用メモリ(ROM)、ランダムアクセスメモリ(RAM)、不揮発性記憶装置等を暗示的に含むことができる。

【0019】

更に、本発明の原理、態様及び実施例並びにその特定の例をここに記載する全ての表現は、構造的及び機能的の両方の同等物を包含することを意図される。加えて、このような同等物が、現在既知である同等物及び未来に開発される同等物(すなわち、構造にかかわらず同じ機能を実行する、開発された任意の要素)を含むことが、意図される。したがって、例えば、ここに提示されるブロック図が、本発明の原理を実施する実例的なシステムコンポーネント及び/又は回路の概念図を表すことは、当業者により理解される。同様に、任意のフローチャート及びフロー図等が、コンピュータ可読記憶媒体において実質的に表され、したがって、明示的に示されるかどうかにかかわらず、コンピュータ又はプロセッサにより実行されうる様々なプロセスを表すことが、理解される。

【0020】

更に、本発明の実施例は、コンピュータ又は任意の命令実行システムにより又は関連して使用するプログラムコードを提供するコンピュータ使用可能又はコンピュータ可読記憶媒体からアクセス可能なコンピュータプログラムの形を取ることができる。この記載の目的で、コンピュータ使用可能又はコンピュータ可読記憶媒体は、命令実行システム、装置又はデバイスにより又は関連して使用するプログラムを包含、記憶、通信、伝搬又は輸送してもよい任意の装置であることができる。前記媒体は、電子、磁気、光学、電磁、赤外、又は半導体システム(又は装置又はデバイス)又は伝搬媒体であることができる。コン

コンピュータ可読媒体の例は、半導体又は固体メモリ、磁気テープ、取り外し可能コンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ（RAM）、読取専用メモリ（ROM）、剛体磁気ディスク及び光ディスクを含む。光ディスクの現在の例は、コンパクトディスク 読取専用メモリ（CD-ROM）、コンパクトディスク-読み書き（CD-R/W）、ブルーレイ（登録商標）及びDVDを含む。

【0021】

本原理の「一実施例」又は「実施例」及びその変形への本明細書における言及は、実施例に関連して記載された特定のフィーチャ、構造、及び特性等が、本原理の少なくとも1つの実施例に含まれることを意味する。したがって、明細書を通して様々な場所に現れる表現「一実施例において」又は「実施例において」及びその変形の出現は、必ずしも全て同じ実施例を参照するわけではない。

10

【0022】

以下の「/」、「及び/又は」及び「の少なくとも1つ」のいずれかの使用が、例えば、「A/B」、「A及び/又はB」及び「A及びBの少なくとも1つ」の場合、第1のリストされたオプション（A）のみの選択、又は第2のリストされたオプション（B）のみの選択、又は両方のオプション（A及びB）の選択を包含することを意図される。更なる例として、「A、B及び/又はC」及び「A、B及びCの少なくとも1つ」の場合、このような言い回しは、第1のリストされたオプション（A）のみの選択、又は第2のリストされたオプション（B）のみの選択、又は第3のリストされたオプション（C）のみの選択、又は第1及び第2のリストされたオプション（A及びB）のみの選択、又は第1及び第3のリストされたオプション（A及びC）のみの選択、又は第2及び第3のリストされたオプション（B及びC）のみの選択、又は3つ全てのオプション（A及びB及びC）の選択を包含することを意図される。これは、当業者により容易に理解されるように、リストされた多くのアイテムに対して拡張されてもよい。

20

【0023】

層、領域又は材料のような要素が他の要素の「上」（"on"又は"over"）にあると称される場合、これは、他の要素の直接的に上にあることができる又は介在する要素が存在してもよいと理解される。対照的に、要素が他の要素の「直接的に上」にあると称される場合、介在する要素は存在しない。要素が他の要素に「接続」又は「結合」されると称される場合、これは、他の要素に直接的に接続又は結合されることができ、又は介在する要素が存在してもよいと理解される。対照的に、要素が他の要素に「直接的に接続」又は「直接的に結合」されると称される場合、介在する要素は、存在しない。

30

【0024】

ここで同様の番号が同じ又は同様の要素を表す図面、最初に図1を参照すると、超音波診断撮像システムが、一実施例によって具体的に図示される。

【0025】

最初に図1を参照すると、本発明の一実施例を示す超音波診断撮像システムが、ブロック図形式で図示される。超音波プローブ10は、トランスデューサ素子のアレイ12の圧電素子から超音波を送信及び受信する。身体の平面領域を撮像するために、素子の二次元（2D）アレイが、使用されてもよく、身体の体積領域を撮像するために、素子の二次元（2D）アレイが、画像領域に亘って超音波ビームをステアリング及び焦点合わせするのに使用されてもよい。送信ビームフォーマは、対象内に超音波を送信するように前記アレイの素子を作動する。超音波の受信に応答して生成された信号は、受信ビームフォーマ14に結合される。ビームフォーマ14は、コヒーレントなビーム形成されたエコー信号を形成するように個別のトランスデューサ素子からの信号を遅延し、組み合わせる。前記プローブが、3D撮像に対する2Dアレイを含む場合、これは、米国特許第6709394号に記載されるトランスデューサ素子の関連グループ（パッチ）からの信号を組み合わせることにより前記プローブにおいて部分的ビーム形成を行うマイクロビームフォーマを含んでもよい。この場合、マイクロビーム形成された信号は、ビーム形成プロセスを完了する前記システム内のメインビームフォーマ14に結合される。

40

50

【 0 0 2 6 】

前記ビーム形成されたエコー信号は、望まれる情報によって前記信号を処理する信号プロセッサ 16 に結合される。前記信号は、例えば、フィルタ処理されてもよく、及び/又は高調波信号が、処理のために分離されてもよい。前記処理された信号は、関心のある情報を検出する検出器 18 に結合される。Bモード撮像に対して、振幅検出が、通常は採用され、スペクトル及びカラードップラ撮像に対して、ドップラシフト又は周波数が、検出されることができる。前記検出された信号は、スキャンコンバータ 20 に結合され、ここで、前記信号が、一般的にはデカルト座標系において、所望の表示フォーマットに調整される。使用される一般的な表示フォーマットは、セクタ、直線、及び平行四辺形表示フォーマットである。前記スキャンコンバートされた信号は、持続性処理のような更なる所望の強化のために画像プロセッサに結合される。前記スキャンコンバータは、一部の画像処理に対してバイパスされてもよい。例えば、前記スキャンコンバータは、3D画像データが3Dデータセットに対する直接的な動作により前記画像プロセッサにより体積レンダリングされる場合にバイパスされてもよい。結果として生じる二次元又は三次元画像は、表示プロセッサ 26 に結合される画像メモリ 24 に一時的に記憶される。表示プロセッサ 26 は、ドッキングステーション画像ディスプレイ 28 又はポータブルシステムのフラットパネルディスプレイ 38 上に前記画像を表示するのに必要な駆動信号を生成する。前記表示プロセッサは、前記超音波画像に、システム設定及び動作情報、患者識別データ、及び前記画像の取得の日時のようなグラフィックプロセッサからのグラフィック情報を重ねる。

10

20

【 0 0 2 7 】

中央コントローラ 40 は、前記ユーザインタフェースからのユーザ入力に応答し、前記中央コントローラからビームフォーマ 14、信号プロセッサ 16、検出器 18 及びスキャンコンバータ 20 に描かれた矢印、及び前記システムの他の部分に対する接続を示す矢印 42 により示されるように、前記超音波システムの様々な部分の動作を調整する。ユーザ制御パネル 44 は、中央コントローラ 40 に結合されるように図示され、これにより、オペレータが中央コントローラ 40 による応答に対するコマンド及び設定を入力する。中央コントローラ 40 は、前記ポータブル超音波システムがドッキングステーションにドッキングされる場合に、AC電源 32 が、前記ポータブル超音波システムのバッテリー 36 を充電するバッテリー充電器 34 に電力供給させるようにAC電源 32 に結合される。

30

【 0 0 2 8 】

したがって、本実施例において、図 1 のコンポーネントの分割は、以下の通りである。中央コントローラ 40、ビームフォーマ 14、信号プロセッサ 16、検出器 18、スキャンコンバータ 20、画像プロセッサ 22、画像メモリ 24、表示プロセッサ 26、グラフィックプロセッサ 30、フラットパネルディスプレイ 38、及びバッテリー 36 は、前記ポータブル超音波システム内にある。制御パネル 44、ディスプレイ 28、AC電源 32 及び充電器 34 は、前記ドッキングステーション内にある。他の実施例において、これらのサブシステムの分割は、設計目標が指示すると、他の形で行われてもよい。

【 0 0 2 9 】

図 2 を参照すると、超音波システムと通信する針先端追跡 (NTT) システムを示す図が、一実施例によって提示される。

40

【 0 0 3 0 】

追跡システム 200 は、針先端追跡 (NTT) モジュール 220 と通信する超音波システム 210 を含む。NTT モジュール 220 は、NTT ケーブル 225 を介して NTT 針 230 のような対象に接続される。超音波システム 210 は、画像プロセッサ 202 と、ユーザインタフェース 204 と、ディスプレイ 206 と、メモリ 208 とを含みうる。加えて、超音波プローブ 205 が、超音波システム 210 に接続されてもよい。超音波プローブ 205 は、被検体 240 に隣接して配置されうる。被検体 240 は、例えば、患者である。前記超音波プローブは、動きセンサ 207 を含んでもよい。プローブ 205 の動きセンサ 207 は、被検体 240 の組織に対するプローブ 205 の動きを検出する。

50

【 0 0 3 1 】

N T T 針 2 3 0 は、被検体 2 4 0 の関心体積又は領域 2 4 2 内に挿入される。針 2 3 0 は、理想的には皮膚表面における入口の点から挿入を停止する点まで追跡される。局所麻酔に対して、例えば、停止点は、視覚化された神経束の近くであり、この点で、麻酔薬は、前記神経束を最適に浸すように針カニューレを通して注入される。

【 0 0 3 2 】

N T T 針 2 3 0 の遠位端は、超音波センサ 2 3 4 を含んでもよく、N T T 針 2 3 0 の近位端は、ハブ 2 3 2 を含んでもよい。前記 N T T 針の遠位端は、例えば、とがった端部又は斜めの先端 2 3 1 であってもよい。もちろん、当業者は、N T T 針 2 3 0 の遠位端の複数の異なる設計構成を考えてもよい。共同所有され、全体的にここに組み込まれる米国特許第 9 2 8 2 9 4 6 号は、追跡システム 2 0 0 に関する更なる情報及び様々なビーム形成技術を提供する。

【 0 0 3 3 】

図 3 を参照すると、前記対象 / 針の位置に応じて前記システムにより表示される場所円の両側における平行な接線を通過する基準線の対を描く超音波画像を示す図が、一実施例によって提示される。

【 0 0 3 4 】

この図は、超音波画像 3 0 5 を示す。超音波画像 3 0 5 は、表示装置 3 0 1 の画面 3 0 0 上に示される。超音波画像 3 0 5 は、平行な線の対 3 1 0 により規定される追跡経路 3 3 0 に沿って移動する N T T 針 2 3 0 を描く。平行な線の対 3 1 0 は、場所円 3 2 0 の対向する端点にかかる。N T T 針 2 3 0 の遠位端は、とがった端部又は斜めの先端 2 3 1 を含む。N T T 針 2 3 0 の遠位端は、超音波センサ 2 3 4 を更に含む。センサ 2 3 4 は、一実施例において、単一の圧電トランスデューサ素子を有してもよい。センサ 2 3 4 からの細かいケーブル接続は、N T T 針 2 3 0 内に一体化され、N T T モジュール 2 2 0 に接続する。超音波プローブ 2 0 5 は、動きセンサ 2 0 7 を含み、動きセンサ 2 0 7 は、超音波プローブ 2 0 5 の移動を連続的にモニタするように加速度計 2 3 5 及びジャイロスコープ 2 3 7 を含むことができる。

【 0 0 3 5 】

図 2 及び 3 は、並べて論じられる。超音波スキャンシステムを伴う針追跡システムにおいて、経路追跡フィーチャは、針先端 2 3 1 に表示される場所円 3 2 0 の両側における平行な接線を通過する基準線の対 3 1 0 を自動的に表示する。線 3 1 0 は、場所円 3 2 0 の最新の動きの方向及び逆方向にも突き出す。針先端 2 3 1 が、所定の期間に対して動かない場合、経路追跡は、消える（すなわち、表示画面 3 0 0 上に表示されない）。

【 0 0 3 6 】

医師が、針 2 3 0 を挿入する又は引き抜くと、線の対 3 1 0 は、現れ又は表示され、したがって、針 2 3 0 が移動する構築された仮想的なレーン 3 3 0、すなわち、挿入又は引き抜きが続行する場合に針シャフト及び先端 2 3 1 が移動を続行する線形領域、直線経路を形成する。経路 3 3 0 は、針先端場所軌跡が、追跡信号の最小強度及び安定性、共線的な一連のサンプル位置における最小距離にわたる移動等のような、特定の条件を満たす場合に、示される。経路線 3 1 0 は、画像 3 0 5 の境界まで延び、追跡信号強度に基づく信頼性のような状態を示すように実線、点線であってもよく、色分け等されてもよい。

【 0 0 3 7 】

更に、加速度計及びジャイロスコープコンポーネント 2 3 5、2 3 7 の両方を含む動きセンサ 2 0 7 は、プローブ 2 0 5 の移動を連続的にモニタし、プローブ 2 0 5 が動いている場合に、このような移動が前記針の任意の実際の挿入又は引き抜きに依存して表示画像上の追跡される針位置の変化を生じるので、経路線 3 1 0 の表示を抑制するのに使用される。一般に、プローブ動きを検出することは、レーン線 3 1 0 の即時の抑制を引き起こし、針挿入 / 引き抜きの単なる欠如は、数秒後にレーン表示抑制を生じる。したがって、医師は、典型的なワークフローによって、超音波プローブ 2 0 5 を安定状態に保ち、針 2 3 0 を移動することにより器具 / 針 2 3 0 の追跡される部分の表示を効果的に呼び出しても

10

20

30

40

50

よく、更に、針 230 を移動しない間に投影された経路レーン 330 を検討するように数秒間中断してもよい。任意の軸におけるプローブ 205 の平行移動は、3次元力ベクトルの強度が 1.0 g、ベースライン重力ベクトルから外れるような、加速度の変化と同等である、合力の変化として検出される。任意の軸における回転は、非ゼロ角速度として検出されるが、X軸における回転は、超音波プローブ 205 の仰角傾斜に対応し、これ自体が必ずしも針先端表示を消さない又は表示経路 330 を無効にしないので、無視される。代わりに、針追跡信号強度における上述の制限は、純粋な X 回転がレンダリングされた画像面の外に針先端 231 を効果的に移動するとすぐに、経路表示を抑制するように機能する。

【0038】

したがって、図 2 及び 3 は、針 230 の先端 231 の位置特定及び追跡の両方を行う新規の方法を提供する。超音波システム 210 は、プローブ 205 と併せて、スキャンライン又はスキャンビームの 2D スweep を生成する一連の音響送信を作動させる。前記 Sweep から集められた音響エコーデータは、検出され、スキャンコンバートされ、上述されたようにシステムディスプレイ上の画像フレームとしてレンダリングされる。加えて、各 Sweep において、音響送信ビームは、針 230 の先端 231 上のセンサ 234 を超音波照射する。センサ 234 に最も近い送信ビームを持つスキャンラインは、前記 Sweep の最高振幅を持つ当該センサからのリターン信号を生成する。更に、センサ 234、したがって先端 231 の深度は、所定のスキャンラインにおける前記プローブにおける送信の開始の時間に対するリターン電気信号の時間により示されるように、プローブ 205 送信表面からセンサ 234 までの送信パルスの音響的飛行時間から決定される。このようにして、前記システムは、Sweep ライン位置座標及びライン深度座標の両方を持つ、スキャンラインの 2D Sweep 内の点として前記針先端の場所を検出する。標準的なスキャン変換幾何構成を使用して、これら 2 つの座標は、点をレンダリングする際に使用される標準的なデカルト X、Y 座標に変換される。この実施例において、座標は、前記針先端の位置を示すレンダリングされた円の中心として使用される。前記円は、スキャンタイミングの解像限界等から、組織を通る音響的飛行時間の変化から生じる不確実性を表す小さな半径を持つ。前記針先端は、したがって、フレームごとに前記円が重ねられる前記表示画像上の前記レンダリングされた円内のどこかに位置するものとして表される。一連の表示される画像フレームを作成する連続的な一連のスキャン Sweep にわたって、一連の対象点は、したがって、検出され、前記画像フレーム上の円としてレンダリングされ、記録され、十分に正確な針場所検出に対して分析される。前記針が移動しない場合、経路線又はレーンは、抑制され（すなわち、図示されない / 描かれない）、前記針が移動する場合、経路追跡が、表示される。

【0039】

前記経路追跡を計算するために、一般的な線形回帰が、X、Y 座標として一連の記憶された対象点に対して使用されうる。一連の N の対象点に対して、標準的な線形回帰式が、下に示され、これは、同じ座標系における前記経路追跡の線に対する式をもたらす。超音波画像 305 上で前記経路追跡をレンダリングすることは、好ましくは、仮想的なレーン 330 を囲む線 310 により表され、前記回帰において計算される線方程式は、正及び負の両方の方向において、レンダリングされた対象円の半径に等しい距離だけ傾きに直交する方向において更にオフセットされる。

X_i, Y_i の N の値の対に対する線形回帰式 $y = m \cdot x + b$

傾き $m = (N \sum_i (X_i Y_i) - \sum_i (X_i) \sum_i (Y_i)) / (N \sum_i (X_i^2) - (\sum_i (X_i))^2)$

切片 $b = (\sum_i (Y_i) - m \sum_i (X_i)) / N$

【0040】

プローブ 205 内の前述の動きセンサ 207 の他に、プローブの動きを検出する代替的な方法は、フレームごとに画像データと前記超音波プローブとの間の相対的な移動を検出することである。この技術は、前記超音波プローブが身体に結合される場合に全体のプローブの動きを検出するように単純な画像相関を実行し、これにより前記超音波プローブが

もう一度静止し、前記針追跡が再確立されるまで前記追跡経路の表示を抑制することができる。プローブ面の近くの前記画像の領域から最適に取られた連続したフレーム間の画像データの相関の標準的な方法は、全体的なフレームの平均相関を生成するのに使用されることができ、前記平均相関は、実質的な画像の動きを表す閾値と比較される。前記閾値の上である場合、画像の動きは、断言され、前記追跡経路の表示は、抑制される。

【0041】

図4は、一実施例による、超音波プローブが「面内」又は「横断」でスキャンしている状態で患者内に挿入される針を示す図400である。

【0042】

実際に、針230は、超音波プローブ205が「面内」又は「横断」でスキャンしている状態で患者240内に挿入されうる。左側の図は、「面内」スキャンを示し、右側の図は、「面外」又は「横断」スキャンを示す。面内でスキャンする場合、針シャフトの大部分は、典型的には（前述した通りしばしば貧弱であるが）視覚化され、前記針の挿入は、先端が見え続けうるが、どのような場合でも追跡される前記面内の前記針シャフトの経路330の自然な投影を生成する。横断スキャン位置において、経路330は、前記プローブ面に対して主に軸方向であり、したがって、異なる解釈を持つ。針先端231の経路をまだ表している間、これは、針230の先端231が前記面の裏から前記面の前に、又はその逆方向に移動するように、前記画像面上の経路330の投影を効果的に示している。この場合、X軸におけるプローブ205の穏やかな回転は、投影された縦方向の経路を表示するのに十分な針先端軌跡点の生成をもたらす。針先端信号が失われた点に対する回転は、適切であれば、経路線310の抑制をもたらす。したがって、要約すると、これら2つの場合に対して経路追跡アルゴリズムに対する変更は、存在しない。実際に、前記システムは、いずれのタイプのスキャンが医師により選択されるかを意識しておらず、前記アルゴリズムは、各スキャンに対して同じように動作する。

【0043】

最終的に、前記経路追跡アルゴリズムは、時には同時の超音波パルス反射及び音響陰影の存在下で生成される偽の針先端場所が、誤って検出された場所が以前に検出された経路の外側である場合に、有益に拒絶されてもよい点で、追跡信頼性の改善を前記針追跡システムに提供する。偽の検出が、ほとんど常に一時的であるので、前記検出された経路は、前記経路が有効である限り、針先端場所に対する境界として使用されることができ、したがって、この経路追跡フィーチャは、前記針追跡システムの信頼性を強化するように、及び処置視覚化に対する実用性を加えるように機能する。

【0044】

図5を参照すると、対象の関心体積又は領域内の対象/針の投影された追跡を決定及び表示する方法を示すフロー図が、示される。

【0045】

ブロック502において、位置の定期的な比較により視野内の検出された対象点のフレーム間の移動を測定する。

【0046】

ブロック504において、定期的検出された対象点の軌跡を推定する。

【0047】

ブロック506において、位置のシーケンスにおける直線性に対する閾値及び強度の一貫性に対する閾値を計算及び適用することにより前記軌跡を認定する。

【0048】

ブロック508において、超音波画像上の経路追跡インジケータとして複数の線をレンダリングする。

【0049】

ブロック510において、ユーザが被検体の関心領域において前記追跡される対象を最小距離移動する場合に前記対象の前記投影された追跡を表示する。

【0050】

10

20

30

40

50

ブロック512において、超音波プローブが空間内で回転又は平行移動する場合に前記投影された追跡の計算及び表示を抑制するのに前記超音波プローブ内の動きセンサ又は画像データからの動き検出を使用する。

【0051】

要約すると、対象位置特定装置を含む超音波システムにおいて、前記対象位置特定装置は、追跡センサにエネルギーを与えるのに前記超音波システムにより生成された超音波音響パルスを使用し、スキャンされた媒体内の対象の投影された追跡を自動的に決定及び表示する方法が、導入される。前記方法は、検出された経路の有効性を決定するのに外部位置決めシステムに頼らない点で自己参照である。特に、本発明の特定の実施例の典型的な追跡システムは、対象/針に対する固定された位置基準点を必要としない。代わりに、撮像フィールド内の針先端位置を得るのに針追跡システムを使用して、前記追跡システムは、妥当な経路を表示する、又は前記軌跡が過度に非線形である場合又は前記プローブが移動する場合にこのような表示を抑制するために、前記撮像フィールド内で検出された一連の位置の軌跡を頼りにする点で自己参照的に動作する。前記プローブの動きセンサは、プローブ移動のみの検出に対して使用されてもよい。好適な実施例において、新規の態様は、少なくともa)参照されていない針先端場所の推定及び/又はb)共線性、信号強度及びプローブ移動のような条件により経路表示の抑制の目的に対する認定を含み、後者は、少なくとも前記プローブの動きセンサにより又は画像データ補正により検出される。したがって、本発明の追跡システムにより提供される解決法は、検出信号の測定を使用する、経路線形成を使用する、及びプローブ移動を使用する推定及び表示認定を持つ、検出された点ごとに異なる場所である。

10

20

【0052】

ある代替実施例において、前記ブロックに記された機能は、図に記された順序から離れて生じてもよい。例えば、連続して示された2つのブロックは、関与する機能に依存して、実際には、実質的に同時に実行されてもよく、又は前記ブロックは、時には、逆の順序で実行されてもよい。

【0053】

添付の請求項を解釈する際に、

- a) 単語「有する」は、所定の請求項にリストされたもの以外の要素又は動作の存在を除外しない、
- b) 要素に先行する単語「a」又は「an」は、複数のこのような要素の存在を除外しない、
- c) 請求項内のいかなる参照符号も、その範囲を制限しない、
- d) 複数の「手段」が、同じアイテム又はハードウェア又はソフトウェア実装構造又は機能により表されてもよい、
- e) 動作の特定の順序は、具体的に示されない限り、必要とされることを意図されない、と理解されるべきである。

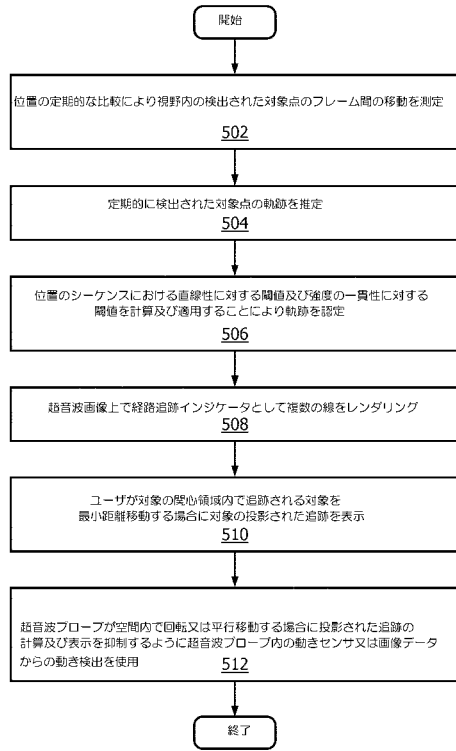
30

【0054】

(実例的であり、限定的ではないことを意図される)超音波画像において対象点の投影された経路追跡の計算及び表示に対する好適な実施例を記載しているが、修正例及び変形例は、上記教示の観点から当業者により作成されることができるとに注意されたい。したがって、開示された特定の実施例において、添付の請求項により概説されるようにここに開示された本開示の実施例の範囲内である変更が、なされてもよいと理解されるべきである。したがって、詳細を記載され、特許法により特に要求されるように、特許証により何が請求され、保護されることを望まれるかは、添付の請求項に記載される。

40

【 図 5 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2018/052730

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV. A61B8/08	A61B8/00 G06T7/20	
ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
A61B G06T		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2015/148664 A1 (STOLKA PHILIPP JAKOB [US] ET AL) 28 May 2015 (2015-05-28)	1-5, 11-13, 16,17
A	abstract figures 1-11 paragraph [0031] - paragraph [0070]	6-10,14, 15
A	WO 2016/184746 A1 (KONINKLIJKE PHILIPS NV [NL]) 24 November 2016 (2016-11-24) abstract figures 1-8 page 5, line 2 - page 16, line 17	1-17
A	WO 2016/081321 A2 (BARD INC C R [US]) 26 May 2016 (2016-05-26) abstract figures 1-26 paragraph [0059] - paragraph [0223]	1-17
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C.		<input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.
* Special categories of cited documents :		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
E earlier application or patent but published on or after the international filing date		*X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
L document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)		*Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
O document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		*Z* document member of the same patent family
P document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
11 June 2018		19/06/2018
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Moehrs, Sascha

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/EP2018/052730**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of Item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. Claims Nos.: **18-25**
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
see FURTHER INFORMATION sheet PCT/ISA/210
2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of Item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ EP2018/ 052730

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

Continuation of Box II.1

Claims Nos.: 18-25

Independent method claim 18 comprises the determination of a projected track of an object while the user moves the object. In view of the description (e.g. see pages 1 and 14) the object might be a needle inserted into the human body. Therefore, method claim 18 encompasses the treatment of the human or animal body by surgery, for which this Authority is not required to carry out a search / preliminary examination (Rules 39.1(iv), 67.1(iv) PCT). The same reasoning applies to dependent claims 19 - 25.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2018/052730

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2015148664 A1	28-05-2015	CN 106456105 A EP 3076875 A1 US 2015148664 A1 WO 2015081098 A1	22-02-2017 12-10-2016 28-05-2015 04-06-2015
WO 2016184746 A1	24-11-2016	CN 107666876 A EP 3297562 A1 US 2018132944 A1 WO 2016184746 A1	06-02-2018 28-03-2018 17-05-2018 24-11-2016
WO 2016081321 A2	26-05-2016	CN 107106124 A EP 3220829 A2 WO 2016081321 A2	29-08-2017 27-09-2017 26-05-2016

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, 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, KM, 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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

(72)発明者 ポラント マクキー ダン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C601 BB06 EE09 EE10 EE12 EE14 FF03 GA18 GA20 GA24 GA28

JC16 KK31

专利名称(译)	超声系统中的路径跟踪，用于设备跟踪		
公开(公告)号	JP2020506005A	公开(公告)日	2020-02-27
申请号	JP2019542565	申请日	2018-02-05
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
发明人	ポラント マクキー ダン		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0841 A61B8/4254 A61B8/5215 G06T7/20 G06T2207/30021 G06T2207/30241 G16H50/20 A61B8/14 A61B8/463 G06T7/248 G06T7/74 G06T2207/10132 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/EE12 4C601/EE14 4C601/FF03 4C601/GA18 4C601/GA20 4C601/GA24 4C601/GA28 4C601/JC16 4C601/KK31		
优先权	62/458789 2017-02-14 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

确定物体的投影跟踪的方法230包括以下步骤：通过位置的周期性比较以及周期性地检测到的物体点的轨迹来测量视野内检测到的物体点的帧间运动。通过在一系列位置中计算和应用线性阈值和强度一致性阈值来估计和鉴定轨迹。该方法还包括在一个或多个超声图像305中将多条线310渲染为路线跟踪指示符，其中用户将被跟踪的对象在对象240的感兴趣区域242内移动最小距离。通过显示对象的投影轨迹来生成多个超声图像。该方法还包括使用带有探头205的运动传感器234来抑制投影轨迹的计算和显示。

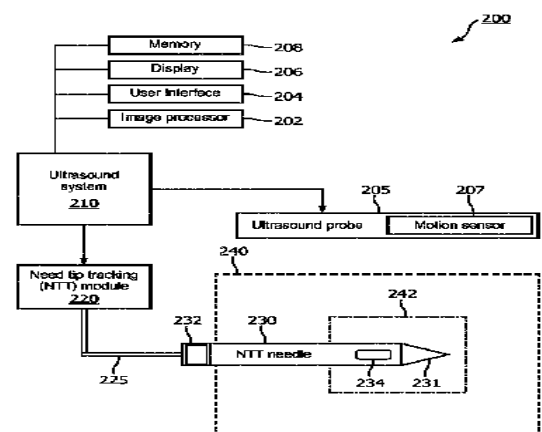


FIG. 2