

(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2011-511652

(P2011-511652A)

(43) 公表日 平成23年4月14日(2011.4.14)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2010-533687 (P2010-533687)
 (86) (22) 出願日 平成20年11月5日 (2008.11.5)
 (85) 翻訳文提出日 平成22年4月28日 (2010.4.28)
 (86) 國際出願番号 PCT/IB2008/054619
 (87) 國際公開番号 WO2009/063360
 (87) 國際公開日 平成21年5月22日 (2009.5.22)
 (31) 優先権主張番号 60/987,809
 (32) 優先日 平成19年11月14日 (2007.11.14)
 (33) 優先権主張国 米国(US)
 (31) 優先権主張番号 61/035,784
 (32) 優先日 平成20年3月12日 (2008.3.12)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 590000248
 コーニングレッカ フィリップス エレクトロニクス エヌ ヴィ
 オランダ国 5621 ペーাーー アインドーフェン フルーネヴাউツウエッハ
 1
 (74) 代理人 100087789
 弁理士 津軽 進
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (72) 発明者 シュ シエン
 アメリカ合衆国 ニューヨーク州 105
 10-8001 ブリアクリフ マノナー
 ピオーー ボックス 3001 345
 スカボロー ロード

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 トラックされた超音波の自動較正のためのシステム及び方法

(57) 【要約】

空間ローカライザ 16 を用いて超音波振動子又はプローブ 12 をトラッキングするシステム及び方法は、従来のシステムによって必要とされるものに最小限のハードウェアの追加を伴って自動較正を実現する。画像ベーストラッキングアルゴリズムは画像空間 I において制御点の位置を特定する。無制限数の点が超音波較正のために使用することができ、高い較正精度を可能にする。提案される較正システム 10 は単純かつ低コストである。較正は高速であり自動的に実行されることができる。

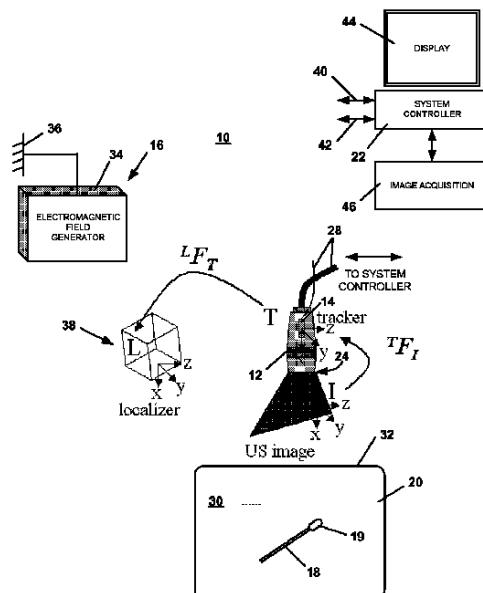


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

トラックされた超音波の自動較正のための方法であって、
(i) ローカライザ空間内の超音波振動子の位置及び方向をトラックし、(ii) 前記ローカライザ空間内の較正機構の位置及び方向をトラックするようにローカライザを構成するステップと、

前記ローカライザ空間内に位置付けられる、超音波の透過に適した超音波ボリュームをもうけるステップと、

前記超音波ボリューム内に前記較正機構を配置するステップと、

前記超音波振動子及び較正機構の相対位置及び方向が変化するにつれて、前記超音波振動子を用いて前記超音波ボリュームの一連の超音波画像を収集するステップと、

前記一連の超音波画像の各フレーム内の前記較正機構の画像ベースの位置及び方向を決定するために画像処理を利用するステップと、

(i) 前記一連の超音波画像の各々における前記較正機構の前記画像ベースの位置及び方向、(ii) 前記一連の超音波画像の各選択されたフレームに対する前記ローカライザがトラックした超音波振動子の対応する位置及び方向、並びに(iii) 前記一連の超音波画像の各フレームに対する前記ローカライザがトラックした較正機構の対応する位置及び方向の関数として、前記トラックされた超音波較正の変換パラメータを計算するステップであって、前記変換パラメータはローカライザ座標空間を超音波画像空間に空間的に関連付けることを特徴とするステップとを有する、トラックされた超音波の自動較正のための方法。

【請求項 2】

前記超音波振動子が前記振動子に結合されるトラッカを含み、前記ローカライザが前記ローカライザ空間内で前記トラッカをトラックする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記較正機構が、超音波画像内に少なくとも 1 つの安定な特徴を作り出すために適切な任意の器具を有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

さらに前記較正機構が針を有し、前記画像処理が、前記一連の超音波画像の各画像内の前記針の先端の位置及び方向を決定する、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記超音波ボリュームが、ゲル及び水から成る群から選択される少なくとも 1 つを包含するタンクを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記超音波ボリューム内に前記較正機構を配置するステップが、前記超音波ボリュームを介して前記較正機構を動かすステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

さらに前記較正機構を動かすステップが、前記超音波ボリュームを介して前記較正機構を動かすために 3 つの直動関節を持つロボットアームを使用するステップを含む、請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】

前記一連の超音波画像が N フレームを含み、N は 3 以上である (N ≥ 3) 、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記超音波画像が三次元画像を有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記超音波画像が二次元画像を有し、前記方法がさらに、前記超音波ボリュームを介する前記較正機構の運動を前記二次元画像の画像面に制限するステップを有する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 11】

10

20

30

40

50

さらに前記運動を制限するステップが、前記運動を前記二次元画像面に制限するガイドを使用するステップを含む、請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】

前記超音波振動子及び較正機構の相対位置及び方向が、前記超音波ボリュームを介して前記較正機構を動かしながら、前記超音波振動子を固定されたまま維持することによって変化される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 13】

前記較正機構の前記画像ベースの位置及び方向を決定するステップが、各フレームに対して、前記較正機構の画像位置及び画像方向を決定するために前記超音波画像を処理するステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

10

【請求項 14】

さらに前記較正機構の画像位置及び画像方向を決定するステップが、前記較正機構のテンプレートを、前記一連の超音波画像の前記画像の各フレーム内の前記較正機構の現在画像と照合するステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 15】

前記計算するステップが、特異値分解を用いて前記変換パラメータを解くステップを含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 16】

前記計算するステップがさらに、各超音波画像フレームに対して点の対を自動的に計算するステップを含み、前記点の対が (i) 前記較正機構の特定可能部分の画像ベーストラッキング点及び (ii) 前記超音波振動子のローカライザベーストラッキング点を含む、請求項 1 に記載の方法。

20

【請求項 17】

前記較正機構が針を有し、前記針の前記特定可能部分が前記針の先端を有する、請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

前記較正機構の運動が連續的であり、前記方法がさらに、前記較正機構の前記運動をパラメータ化変換によってモデル化するステップを有し、1つの超音波画像フレームの運動パラメータが、その次の超音波画像フレーム内の前記較正機構の運動を推定するために使用される、請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 19】

前記運動をモデル化するステップが、数値最適化を用いて各個別超音波画像フレームにおける局所画像レジストレーション問題を解くステップを含む、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 20】

請求項 1 に記載の方法に従ってトラックされた超音波の自動較正を実施するように構成される診断超音波画像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本出願は、本発明の譲受人に譲渡された 2007 年 11 月 14 日出願の Sheng Xu 他の "トラックされた超音波の自動較正のためのシステム及び方法" と題する先願の仮出願第 60 / 987809 号の利益を主張する。

40

【0002】

本発明の実施形態は概して医療システムに関し、より具体的には、トラックされた超音波の自動較正のための方法及び装置に関する。

【背景技術】

【0003】

空間ローカライザを用いて超音波プローブをトラッキングすることは、例えばライブの超音波画像と他の画像モダリティとの融合のために、外科手術及びインターベンショナル

50

処置のナビゲーションで応用される。こうした応用を可能にするためには、トラックされた超音波の較正、すなわちライブの超音波画像と付属された空間トラッカとの空間的関係を決定することが必要である。多くの従来の較正方法は、超音波画像内の制御点を特定するために人の相互作用を必要とするため、時間がかかる。こうした手動方法は、手動で得られた制御点を多く必要とし得るため、高精度を実現することが困難である。一部の最近の較正方法は自動的に較正を実行することができるが、それらは不都合なことに複雑なファンтомに依存する。

【0004】

手術ナビゲーションのために超音波を使用することは、グローバル座標系における振動子のトラッキングを必要とする。通常は光学又は電磁トラッキングセンサーが超音波振動子に付属され、振動子の位置及び方向がトラックされることを可能にする。超音波較正とは、超音波画像と、超音波振動子に付属されるトラッキングデバイス又はセンサとの間の固定変換を決定するための手順をあらわす。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

従って、当技術分野におけるこの問題を克服するための改良された方法とシステムが望まれる。

【図面の簡単な説明】

【0006】

【図1】図1は、本開示の一実施形態にかかるトラックされた超音波の自動較正のためのシステムの部分ブロック図である。

20

【図2】図2は、本開示の一実施形態にかかるトラックされた超音波の自動較正のための方法を図示する簡略化された略フロー図である。

【図3】図3は、本開示の別の実施形態にかかる画像ベーストラッキングを介して得られる超音波ボリュームの3つの多断面再構成画像ビューを図示する画面表示ビューである。

【発明を実施するための形態】

【0007】

図面では、類似する参照数字は類似する要素をあらわす。加えて、図面は縮尺通りに描かれていないかもしれないことに留意されたい。

30

【0008】

本明細書で使用されるように、トラックされた超音波の較正とは、ライブの超音波画像と付属された空間トラッカとの空間的関係を決定することを意味する。言い換えれば、超音波較正とは、超音波画像と付属されたトラッキングデバイスとの間の固定変換を決定する手順をあらわす。当技術分野における問題に応えて、本開示の実施形態はトラックされた超音波の完全自動較正のための方法を有利に提供する。

【0009】

図1は本開示の一実施形態にかかるトラックされた超音波の自動較正を実施するための超音波画像システム10の部分ブロック図である。超音波画像システム10は、超音波振動子12、超音波振動子に結合されるトラッカ14、ローカライザ(参照数字16によって全体的に示される)、較正機構18、容器20、及びシステムコントローラ22を有する。トラッカ14は超音波振動子12のエネルギー放出面24に対して所与の位置と方向で超音波プローブ12に結合される。超音波振動子又はプローブ12は、本開示の実施形態を実施するため、及び所与の超音波画像応用の要件を実行するために構成されることができる、任意の適切な手持ち式超音波振動子又はプローブを含むことができる。超音波プローブ12は、画像フィールド(参照数字26によって全体的に示される)における所望の超音波エネルギーの放出のために、表面24に隣接して、その筐体内に位置する超音波振動子(図示せず)を含む。参照数字28で示される機構によってまとめてあらわされる様々な電力及び信号線が、例えば必要に応じて、本明細書に記載された様々な機能及びステップを実行するために、超音波プローブ12、トラッカ14、及びシステムコントロー

40

50

ラ 2 2 の間に結合される。

【 0 0 1 0 】

較正機構 1 8 は、所与のトラックされた超音波較正の要件に従って、液体、ゲル、又は他の適切な水性媒体（参照数字 3 0 によって全体的にあらわされる）の体積内、及び様々な位置と方向において、少なくとも部分的に浸漬され、かつ移動可能である。液体、ゲル、又は他の適切な水性媒体の体積 3 0 は適切な容器又はタンク 2 0 内に包含される。容器又はタンク 2 0 は、超音波振動子がエネルギーを放出して、超音波プローブ 1 2 の表面 2 4 が表面 3 2 に接触することに応じて、超音波エネルギーの透過に適した少なくとも 1 つの表面 3 2 を含む。

【 0 0 1 1 】

ローカライザ 1 6 はトラッキングジェネレータ 3 4 を含み、このトラッキングジェネレータ 3 4 は、トラッカ 1 4 と較正対象 1 8 と関連して使用するためにトラッキングエネルギーを放出するように構成される。一実施形態では、トラッキングジェネレータ 3 4 は電磁場発生器を有し、この発生器は参照数字 3 6 によって示されるように固定された方向と位置を基準とする。電磁場発生器 3 4 は、参照数字 3 8 によって全体的に示される、所与のローカライザ空間又は関心体積とも称される関心領域内に電磁場を作り出す。

【 0 0 1 2 】

システムコントローラ 2 2 は任意の適切なコンピュータ及び／又は超音波振動子インターフェースを有することができ、このコントローラはさらに、本明細書で論じられるトラックされた超音波の自動較正を実行することに関する本明細書で論じられる様々な機能を実行するための適切な命令をプログラムされる。システムコントローラ 2 2 は、例えば（ i i ）超音波画像システム 1 0 の他の要素、又は（ i i ）超音波画像システム 1 0 の外側の 1 つ以上の遠隔コンピュータシステムに電子的に結合するために、4 0 及び 4 2 などの様々な入力／出力信号線を含んでもよい。適切な表示装置 4 4 が、例えば所与のトラックされた超音波の自動較正中のシステムオペレータによる使用のために、システムコントローラ 2 2 に結合される。さらに、例えば入力／出力装置、ポインティングデバイスなど（図示せず）の追加装置が、必要に応じて、所与のトラックされた超音波の自動較正の実施の 1 つ以上の部分を実行する上で使用するために、提供されてもよい。加えて、ストレージ（例えば所与のモダリティから事前に得られた画像を含むメモリ又はストレージデバイス）からの画像収集、又はリアルタイム画像収集（例えば所与のモダリティ収集デバイスからのリアルタイム画像）を得るための手段 4 6 がシステムコントローラ 4 6 に結合される。

【 0 0 1 3 】

本開示の一実施形態によれば、超音波較正の方法は点ベースレジストレーション問題を解くことを含み、ここでは共通点集合の超音波画像座標 P_I がローカライザ空間におけるそれらの対応座標 P_L にレジストレーションされる。図 1 は本明細書で示されるトラックされた超音波の自動較正を実施するために適用可能な様々な座標系の図を含み、ローカライザ空間として座標系 L、トラッカ空間として座標系 T、及び超音波画像空間として座標系 I を含む。さらに図 1 に図示されるように、全変換は次式によって与えられる同次変換行列の乗法として表現することができる。

$$P_L = {}^L F_T \cdot {}^T F_I \cdot P_I \quad (1)$$

ここで P_L と P_I はそれぞれローカライザ空間と超音波画像の座標系における制御点の座標である。項 ${}^L F_T$ は、超音波画像内で制御点が特定される時点における、超音波振動子に付属されたトラッカに対するローカライザのリアルタイムトラッキング結果である。項 ${}^T F_I$ はトラッカと画像間の固定変換である。十分な数の点（N 3）を仮定すると、 ${}^T F_I$ は特異値分解（SVD）を用いて解かれることができる。

【 0 0 1 4 】

しかしながら、多くの従来の超音波較正手法は、制御点の画像座標を特定するために人の相互作用を必要とする。この手動手順は時間がかかり、これは不都合なことに超音波誘導システムを商品化する際に問題を引き起こす可能性がある。加えて、正確な超音波較正

10

20

30

40

50

は多数の制御点を必要とする可能性がある。従って、完全自動較正手法が強く望まれる。加えて、一部の最近の較正手法は完全自動化を実現しているが、そうした較正手法は不都合なことに複雑なファンタムに依存する。本開示の実施形態によれば、超音波較正の方法は較正手順と統合された画像処理アルゴリズムを使用することを含む。結果として、超音波較正手順の完全自動化を実現するために、人の相互作用も追加の複雑なハードウェアも必要とされない。

【0015】

本開示の一実施形態によれば、超音波較正のための方法は、超音波画像空間内の多数の制御点集合の位置を特定するために画像処理アルゴリズムを使用することを含む。結果として、無制限数の制御点が超音波較正のために使用されることができ、それによって高い較正精度を可能にする。加えて、超音波較正の方法を実施するためのシステムは単純かつ低コストである。さらに、超音波較正は高速であり自動的に実行される（すなわち、制御点の手動決定がない）。

10

【0016】

実施形態は三次元超音波較正に関して本明細書に記載されるが、実施形態は二次元超音波較正にも使用されることができる。加えて、別の実施形態によれば、リアルタイム（二次元又は三次元）超音波画像は、超音波較正手順の1つ以上の部分を実施するために、超音波診断画像システムから離れたコンピュータに（例えば適切なビデオストリーミング技術を用いて）ストリームされることができる。さらに、超音波画像が二次元である場合は、超音波診断画像システム10の超音波スキャナ又はシステムコントローラ22のビデオ出力信号に含まれる画像のフレーム取込みを介して画像が収集されることができる。

20

【0017】

一実施形態によれば、トラックされた針18の少なくとも先端19がゲル又は水30のタンク20の中に沈められる。6自由度（6DOF）トラッカ14が超音波振動子12を取り付けられ、振動子の位置と方向が外部ローカライザ16によってトラックされることを可能にする。同様に、1つのトラッカが針18を備え、例えば、針先端19に一体化される小型センサを使用する。針、特に少なくとも、小型センサを含む針先端19は、振動子に対してタンク内で動かされ、超音波ボリュームにおいて針先端の位置変化をもたらす。針の新しい画像位置を決定するために、ボリューム内の前の位置から新しい位置への針の運動後に、超音波ボリュームの超音波フレームが処理される。加えて、ローカライザ16はこの手順中に（i）針及び（ii）超音波振動子のトラッカの両方をトラックする。

30

【0018】

自動超音波較正の方法はさらに、超音波ボリューム内で針先端を特定するために画像レジストレーションを使用することを含む。図2は画像処理アルゴリズム50の一実施例を図示し、その各々は針先端19のテンプレートを、対応する超音波フレーム（52、54、56、及び58）における針先端の現在画像と照合する。フレームの数はN-3を有する。初期フレーム52に対して、関心体積（VOI）を有するテンプレート62が設定される。画像処理アルゴリズムは次のフレーム54に進み、画像処理を用いて、（フレーム52からの）針先端のテンプレートをフレーム54の画像と照合する。これは参照数字64によって示される照合1に対応する。このプロセスはフレーム56を続け、画像処理を用いて、（初期フレーム52及びフレーム54からの）針先端のテンプレートをフレーム56の画像と照合する。これは参照数字66によって示される照合2に対応する。このプロセスはこのようにして同様に続き、フレーム58を経て、画像処理を用いて、（初期フレーム52、フレーム54、フレーム56、及び任意の追加の介在フレームからの）針先端のテンプレートをフレーム58の画像と照合する。これは参照数字68によって示される照合Nに対応する。

40

【0019】

加えて、針の運動は、例えば純平行移動、剛体、又はアフィン変換などのパラメータ化変換によってモデル化されることができる。例えば針が手動で動かされる場合、超音波画像における針の平行移動、回転、及びアーチファクト変化を説明するために剛体又はアフ

50

イン変換が使用され得る。針を動かすために3つの直動関節を持つロボットが利用可能な場合は、運動トラッキングアルゴリズムのロバスト性と精度を増加するために、平行移動モデルが使用されるべきである。針の運動が連続的であると仮定すれば、1つの超音波フレームの運動パラメータは、次のフレームの運動を推定するために使用されることがある。局所画像レジストレーション問題は、数値最適化（例えばガウス・ニュートン法）を用いて各個別フレームにおいて解かれる。トラッキングアルゴリズムは高速であり、リアルタイムに実行されることができる。ある実施形態における平均処理時間は、2ギガバイト（2G）のランダムアクセスメモリ（RAM）を持つ3.2GHzワークステーションを用いてフレームあたり約35ms（すなわち28.6Hz）である。適切な運動トラッキングアルゴリズムのある実施例の詳細は、S. Xu, J. Kruecker, S. Settembre and B. J. Wood, "Real time motion tracking using 3D ultrasound" Proc. SPIE Vol. 6509, 65090X (Mar. 21, 2007)に見られる。

10

【0020】

図2はさらに、参照数字60によって示される変換 $T(\mu)$ 、並びに、変換の推定を確立し（ステップ72）、所与のフレームNにおいて運動トラッキングし（ステップ74）、 $k=1$ として値Nを次の値 $N+k$ へ増加し（ステップ76）、及びステップ72においてこのフローを繰り返すための簡略化されたフロー図70を図示する。フレームNのトラッキング結果は、例えば適切な運動トラッキングアルゴリズムを用いて、フレーム $N+k$ の運動を推定するために使用される。このサイクルは所望の数のフレームが互いにレジストレーションされるまで繰り返す。

20

【0021】

図3は針の先端のソフトウェアトラッキングの一実施形態のスクリーンショット80を示す。3つの画像ビュー（82、84、及び86）は超音波ボリュームの多断面再構成である。ビュー82は所与のフレームのXY断面に対する超音波ボリュームの多断面再構成をあらわす。ビュー84は所与のフレームのZY断面に対する超音波ボリュームの多断面再構成をあらわす。ビュー86は所与のフレームのXZ断面に対する超音波ボリュームの多断面再構成をあらわす。本明細書で論じられるテンプレートマッチング及び画像処理技術を用いて、針先端が自動的に特定され、3つのビュー全てに表示される。様々な画像ビューについて、患者に対する固定座標系に関連して様々な記号が画像ビューに与えられることができる。例えば記号Lは左をあらわすことができ、Rは右をあらわすことができ、Fは足をあらわすことができ、Hは頭部をあらわすことができるなど。三次元画像を見る際に一般的に使用されるように、異なる画像ビュー又はビュー断面間の対応を示すために、照準線も与えられることができる。右下のビュー（又はウィンドウ）88は各超音波フレームにおける（一連のフレームにわたる）テンプレートマッチングの残差を示す。図3のビュー88では、現在の運動トラッキングの残差はその値として17.5を持つと決定された。この値は運動トラッキングの精度を示し、これは許容範囲の外側で起こるトラッキング結果を持つ（すなわち不正確なトラッキング結果に対応する）フレームを含むことを避けるために較正手順で使用されることができる。

30

【0022】

加えて、式(1)の記号を用いると、針先端の位置は画像ベーストラッキングの場合 P_I であり、ローカライザベーストラッキングの場合 P_L である。そのような点の対の1つは、各超音波画像フレームに対して自動的に計算されることができ、何百又は何千もの点の対の収集を可能にし、これは手動方法と比較して著しく高い精度をもたらす。収集された各フレームにおける P_I の手動特定では、点の数が典型的には10から50の範囲に限定される。三次元における針先端の正確な手動特定は約30から60秒かかるため、点の対あたりの時間の節約は約1000倍である。

40

【0023】

別の実施形態によれば、超音波較正方法は三次元超音波較正について記載されているが、この方法は二次元超音波較正にも適用可能である。二次元超音波較正の場合、この方法

50

はさらに、例えば針ガイド、又は針の運動を画像面に制限するための他の適切な手段を用いて、針の運動を二次元超音波振動子の画像面に制限することを含む。

【0024】

別の実施形態によれば、画像ベースアルゴリズムは針と振動子の間の相対運動を検出する。この実施形態では、針は固定位置にあり、超音波振動子が針に対して動かされる。

【0025】

さらなる実施形態によれば、超音波画像内に安定な特徴を作り出すために適切な任意の器具が、針の代わりに使用されることができる。加えて、さらに別の実施形態では、画像処理アルゴリズムが、各超音波画像における特徴を分割することによって、安定な特徴の位置を特定する。画像分割とは、デジタル画像を多重領域（又は画素の集合）に分割するプロセスをあらわす。一般的に、1つの領域は1つの対象物に対応する。適切な器具の例は、球体、立方体、又は超音波画像内に正確に位置付けられることができる他のものを含むことができる。

10

【0026】

さらに、画像処理アルゴリズムは組織運動と器具運動の両方をトラックすることができる。本開示のこの実施形態は、画像誘導手術、特に、超音波画像のガイダンスと融合を必要とする外科的介入の分野に適用されることができる。

【0027】

既におわかりのように、トラックされた超音波の自動較正のための方法は、(i)ローカライザ空間内の超音波振動子の位置及び方向をトラックし、(ii)ローカライザ空間内の較正機構の位置及び方向をトラックするようにローカライザを構成するステップを有する。超音波の透過に適した超音波ボリュームが提供され、超音波ボリュームはローカライザ空間内に位置付けられる。較正機構は超音波ボリューム内に配置され、超音波振動子及び較正機構の相対位置及び方向が変化するにつれて、超音波プローブを用いて超音波ボリュームの一連の超音波画像が収集される。この方法は、一連の超音波画像の各フレーム内の較正機構の画像ベースの位置及び方向を決定するために、画像処理を利用する。この方法はさらに、(i)一連の超音波画像内の較正機構の画像ベースの位置及び方向、(ii)一連の超音波画像の各選択されたフレームに対するローカライザがトラックした超音波振動子の対応する位置及び方向、並びに(iii)一連の超音波画像の各フレームに対するローカライザがトラックした較正機構の対応する位置及び方向の関数として、トラックされた超音波較正の変換パラメータを計算するステップを含み、変換パラメータはローカライザ座標空間を超音波画像空間に空間的に関連付ける。

20

【0028】

一実施形態によれば、ローカライザは、(i)ローカライザ空間内の超音波振動子の位置及び方向をトラックし、(ii)ローカライザ空間内の較正機構の位置及び方向をトラックするように構成される。一実施形態では、超音波振動子は振動子に結合されるトラッカを含み、ローカライザはローカライザ空間内でこのトラッカをトラックする。加えて、較正機構は超音波画像内に少なくとも1つの安定な特徴を作り出すために適切な任意の器具を有する。別の実施形態では、較正機構は針を有し、前記画像処理が、一連の超音波画像の各画像内の針の先端の位置及び方向を決定する。

30

【0029】

別の実施形態によれば、この方法は超音波の透過に適した超音波ボリュームを利用し、超音波ボリュームはローカライザ空間内に位置付けられる。超音波ボリュームは、例えば、ゲル及び水から成る群から選択される少なくとも1つを包含するタンクを含むことができる。

40

【0030】

超音波ボリューム内に較正機構を配置するステップは、超音波ボリュームを介して較正機構を動かすステップによって、超音波ボリューム内に較正機構を配置するステップを含むことができる。一実施形態では、較正機構を動かすステップは、超音波ボリュームを介して較正機構を動かすために3つの直動関節を持つロボットアームを使用するステップを

50

含む。

【0031】

一実施形態では、超音波振動子及び較正機構の相対位置及び方向が変化するにつれて、超音波プローブを用いて超音波ボリュームの一連の超音波画像を収集するステップは、一連の超音波画像がNフレームを含み、Nは3以上である(N>3)ことを有する。一実施形態では、超音波画像は三次元画像を有する。別の実施形態では、超音波画像は二次元画像を有し、この方法はさらに、超音波ボリュームを介する較正機構の運動を二次元画像の画像面に制限するステップを有する。例えば、運動を制限するステップは、その運動を二次元画像面に制限するガイドを使用するステップを含む。さらに別の実施形態では、超音波ボリュームを介して較正機構を動かしながら、超音波振動子を固定されたまま維持することによって、超音波振動子及び較正機構の相対位置及び方向が変化される。

10

【0032】

別の実施形態では、一連の超音波画像の各フレーム内の較正機構の画像ベースの位置及び方向を決定するために画像処理を利用するステップは、各フレームに対して、較正機構の画像位置及び画像方向を決定するために超音波画像を処理することによって、較正機構の画像ベースの位置及び方向を決定するステップを有することができる。このステップはさらに、較正機構の画像位置及び画像方向を決定するステップが、較正機構のテンプレートを、一連の超音波画像の画像の各フレーム内の較正機構の現在画像と照合するステップを含むことを有することができる。

20

【0033】

さらに別の実施形態では、トラックされた超音波較正の変換パラメータを計算するステップは、(i)一連の超音波画像内の較正機構の画像ベースの位置及び方向、(ii)一連の超音波画像の各フレームに対するローカライザがトラックした超音波振動子の対応する位置及び方向、並びに(iii)一連の超音波画像の各フレームに対するローカライザがトラックした較正機構の対応する位置及び方向の関数として計算するステップを有し、変換パラメータはローカライザ座標空間を超音波画像空間に空間的に関連付ける。計算するステップは、特異値分解(SVD)を用いて変換パラメータを解くステップを含むことができる。加えて、計算するステップはさらに、各超音波画像フレームに対して点の対を自動的に計算するステップを含むことができ、点の対は(i)較正機構の特定可能部分の画像ベーストラッキング点P_i及び(ii)超音波振動子のローカライザベーストラッキング点P_Lを含む。別の実施形態では、較正機構は針を有し、針の特定可能部分は針の先端を有する。

30

【0034】

なおもさらなる実施形態では、較正機構の運動は連続運動であるように構成され、この方法はさらに、較正機構の運動をパラメータ化変換によってモデル化するステップを有する。この実施形態では、1つの超音波画像フレームの運動パラメータが、その次の超音波画像フレーム内の較正機構の運動を推定するために使用される。加えて、運動をモデル化するステップは、数値最適化を用いて各個別超音波画像フレームにおける局所画像レジストレーション問題を解くステップを含む。

40

【0035】

加えて、本開示の実施形態は、本明細書に開示される方法に従ってトラックされた超音波の自動較正を実施するように構成される診断超音波画像システムを含む。

【0036】

いくつかの例示的な実施形態のみが上記に詳細に記載されているが、本開示の実施形態の新たな教示及び利点から著しく逸脱することなく、例示的な実施形態において多くの変更が可能であることを、当業者は容易に理解するだろう。例えば、本開示の実施形態は、ローカライザと一体化されたいかなる超音波スキャナにも適用されることができる。従つて、そうした全ての変更は、以下の請求項において定義される本開示の実施形態の範囲内に含まれることが意図される。請求項においては、means plus function節は、列挙された機能を実施するように本明細書に記載された構造、及び構造的均等

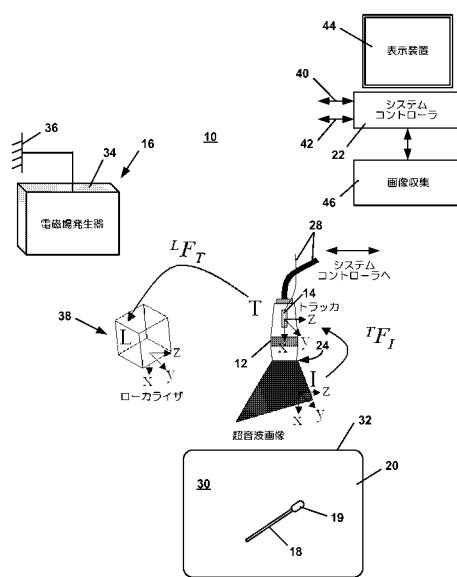
50

物だけでなく、均等構造をも包含することが意図される。

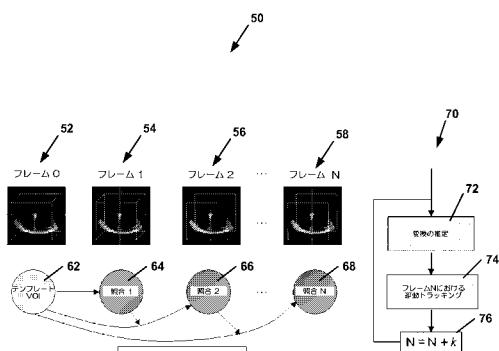
【0037】

加えて、1つ以上の請求項において括弧内に置かれたいかなる参照記号も、その請求項を限定するものと解釈されなければならない。"comprising"及び"comprises"などの語は、任意の請求項又は明細書全体において列挙されたもの以外の要素又はステップの存在を除外しない。ある要素の単数形はその要素の複数形を除外せず、逆もまた同様である。実施形態のうちの1つ以上は、複数の異なる要素を有するハードウェアを用いて、及び/又は適切にプログラムされたコンピュータを用いて実装されてもよい。複数の手段を列挙するデバイスの請求項では、これらの手段のいくつかがハードウェアの1つの同じ項目によって具体化されてもよい。特定の手段が互いに異なる従属請求項に列挙されているという單なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示すものではない。

【図1】



【図2】



【図3】

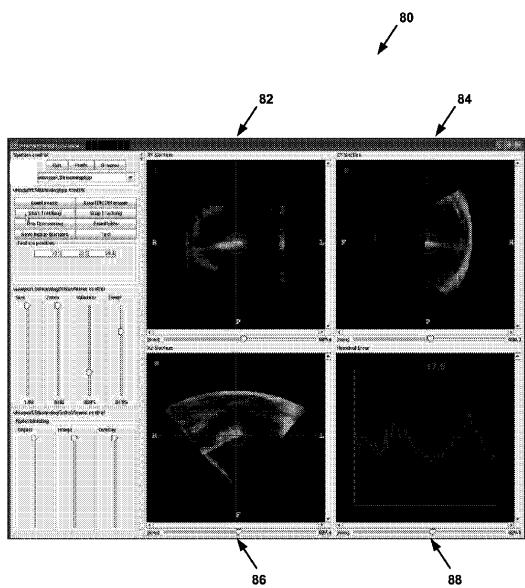


FIG. 3

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2008/054619

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. G01S7/52

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)
G01S A61B

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 practical, 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	MURATORE D M ET AL: "Beam calibration without a phantom for creating a 3-D freehand ultrasound system" ULTRASOUND IN MEDICINE AND BIOLOGY, NEW YORK, NY, US, vol. 27, no. 11, 1 November 2001 (2001-11-01), pages 1557-1566, XP004327054 ISSN: 0301-5629 the whole document -/-	1-20

Further documents are listed in the continuation of Box C.

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
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubt on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

- *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
- *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
- *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.
- *Z* document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

Date of mailing of the international search report

9 March 2009

30/03/2009

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

Willig, Hendrik

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2008/054619

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	<p>ALI KHAMENE ET AL: "A Novel Phantom-Less Spatial and Temporal Ultrasound Calibration Method" MEDICAL IMAGE COMPUTING AND COMPUTER-ASSISTED INTERVENTION - MIC CAI 2005 LECTURE NOTES IN COMPUTER SCIENCE; LNCS, SPRINGER, BERLIN, DE, vol. 3750, 1 January 2005 (2005-01-01), pages 65-72, XP019021826 ISBN: 978-3-540-29326-2 the whole document</p> <p>-----</p>	1-3,6,8, 12,13,20

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MT,NL,NO,PL,PT,RO,SE,SI,SK,T
R),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,BR,BW,BY,
BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,D0,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,K
G,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,PG,PH,PL,PT
,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 クルッケン ヨヘン

アメリカ合衆国 ニューヨーク州 10510-8001 ブリアクリフ マノアー ピーオー

ボックス 3001 345 スカボロー ロード

F ターム(参考) 4C601 EE21 EE30 GA21 LL19

专利名称(译)	用于跟踪超声波的自动校准的系统和方法		
公开(公告)号	JP2011511652A	公开(公告)日	2011-04-14
申请号	JP2010533687	申请日	2008-11-05
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	シュシェン クルッケンヨヘン		
发明人	シュ シエン クルッケン ヨヘン		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/5205 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/483 A61B8/582 A61B8/585 G01S7/52074 G01S15/8936 G06T7/80 G06T2207/10132 G06T2207/30004		
F1分类号	A61B8/00		
F-Term分类号	4C601/EE21 4C601/EE30 4C601/GA21 4C601/LL19		
优先权	60/987809 2007-11-14 US 61/035784 2008-03-12 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用空间定位器16跟踪超声换能器或探头12的系统和方法实现了自动校准，其中硬件的添加量最小，而传统系统需要的硬件。基于图像的跟踪算法指定控制点在图像空间I中的位置。无限数量的点可用于超声波校准，从而实现高校准精度。所提出的校准系统10简单且成本低。校准速度快，可以自动执行。

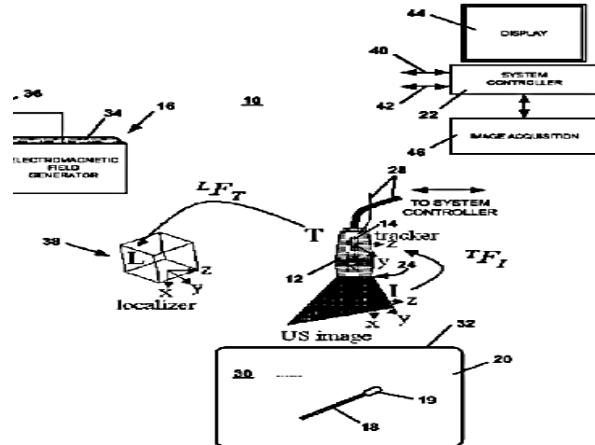


FIG. 1