

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6085598号
(P6085598)

(45) 発行日 平成29年2月22日(2017.2.22)

(24) 登録日 平成29年2月3日(2017.2.3)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 15 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2014-518020 (P2014-518020)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成24年6月27日 (2012. 6. 27)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2014-518123 (P2014-518123A)		KONINKLIJKE PHILIPS N. V.
(43) 公表日	平成26年7月28日 (2014. 7. 28)		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
(86) 国際出願番号	PCT/IB2012/053238		High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhoven
(87) 国際公開番号	W02013/005136	(74) 代理人	100087789
(87) 国際公開日	平成25年1月10日 (2013. 1. 10)		弁理士 津軽 進
審査請求日	平成27年5月20日 (2015. 5. 20)	(74) 代理人	100122769
(31) 優先権主張番号	61/503, 666		弁理士 笛田 秀仙
(32) 優先日	平成23年7月1日 (2011. 7. 1)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像ガイドインターベンションのための術中画像補正

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

画像補正システムであって、
異なる位置から関心領域の画像ボリュームを生成する、追跡される画像プローブと、
前記プローブに付随する医用画像装置からの画像信号を処理し、一つ以上の画像ボリュームを基準と比較して前記関心領域にわたる仮定波速度と前記関心領域にわたる補償波速度の間の収差を決定する、画像補償モジュールと、
前記画像補償モジュールによって決定される収差を受信し、前記補償波速度に基づいて表示用の補正画像を生成する、画像補正モジュールとを有する、画像補正システム。

【請求項 2】

前記基準が前記関心領域の一つ以上の特徴を含み、異なる方向からの複数の画像ボリュームが座標系を用いて整列されるとき、前記一つ以上の特徴におけるミスマッチが前記収差を計算するために利用されるようになっている、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記基準がモデルを含み、前記一つ以上の特徴におけるミスマッチが前記収差を計算するために利用されるように前記関心領域の一つ以上の特徴が前記モデルと比較される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記モデルが前記関心領域にわたる補償波速度を与えるように前記関心領域にわたる波速度データを含む、請求項 3 に記載のシステム。

10

20

【請求項 5】

追跡される医療機器をさらに有し、前記医療機器の位置と方向が前記収差を計算する基準として利用される、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 6】

前記画像補償モジュールが画像と前記基準の間のベストフィットマッチを決定する最適化法を利用する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 7】

ワークステーションであって、
プロセッサと、
前記プロセッサに結合するメモリと、
画像プローブからの画像信号を受信する、前記プロセッサに結合する画像装置であって、前記画像プローブが異なる位置から関心領域の画像ボリュームを生成するように構成される、画像装置とを有し、

10

前記メモリが、

前記画像装置からの画像信号を処理し、一つ以上の画像ボリュームを基準と比較して前記関心領域にわたる仮定波速度と前記関心領域にわたる補償波速度の間の収差を決定する、画像補償モジュールと、

前記画像補償モジュールによって決定される収差を受信し、前記補償波速度に基づいて表示用の補正画像を生成する、画像補正モジュールとを含む、
ワークステーション。

20

【請求項 8】

追跡される医療機器をさらに有し、前記医療機器の位置及び方向が前記収差を計算する基準として利用される、請求項 7 に記載のワークステーション。

【請求項 9】

前記画像補償モジュールが画像と前記基準の間のベストフィットマッチを決定する最適化法を利用する、請求項 7 に記載のワークステーション。

【請求項 10】

前記最適化法が相互情報量の最大化及びエントロピーの最小化の一つを含む、請求項 9 に記載のワークステーション。

【請求項 11】

収差補正画像を表示する画像補償モードを有効にするように構成されるイネーブルメカニズムをさらに有する、請求項 7 に記載のワークステーション。

30

【請求項 12】

画像補正のためのシステムの作動方法であって、
追跡される画像プローブにより生成される、異なる既知の位置から関心領域の画像ボリュームを収集するステップと、

前記プローブに付随する医用画像装置からの画像信号を処理し、一つ以上の画像ボリュームを基準と比較して前記関心領域にわたる仮定波速度と前記関心領域にわたる補償波速度の間の収差を決定する、ステップと、

前記画像信号を補正して、前記収差を減らし前記補償波速度に基づいて表示用の補正画像を生成するステップとを有する方法。

40

【請求項 13】

前記基準が前記関心領域の一つ以上の特徴を含み、前記一つ以上の特徴における mismatches が前記収差を計算するために利用されるように座標系を用いて異なる方向からの複数の画像ボリュームを整列させるステップをさらに有する、請求項 12 に記載の方法。

【請求項 14】

前記基準がモデルを含み、前記一つ以上の特徴における mismatches が前記収差を計算するために利用されるように前記関心領域の一つ以上の特徴を前記モデルと比較するステップをさらに有する、請求項 12 に記載の方法。

【請求項 15】

50

医療機器の位置及び方向が前記収差を計算する基準として利用されるように追跡される医療機器を配置するステップをさらに有する、請求項 1 2 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は画像補正、及びより具体的には術中画像における精度誤差を補正するためのシステム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波（US）画像は異なる組織における仮定音速と実音速の差に起因して歪められることが知られている。USシステムは近似一定音速を仮定する。この仮定を補正しようとする多くの方法が存在する。その際、ほとんどの方法は撮像される解剖学的特徴から返ってくるUS波情報に目を向ける。単US画像は本質的解剖学的情報をあまり含まないので、これら方法のほとんどは定速仮定に起因する収差を補正することができずにいる。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

US画像が診断目的のみで使用される手順において、位相収差は深刻な問題を引き起こさない。しかしながら、USガイドインターベンションにおいて、US画像は外部から追跡される手術器具に密接に関連する。典型的には、器具先端の位置がUS画像/ボリューム上に重ね合わされる。器具は通常絶対空間座標において外部追跡システム（例えば電磁、光学など）を用いて追跡される。かかるシナリオにおいて、US画像収差は関心領域から最大5mmのオフセットを持つ可能性がある。これは手術ナビゲーションシステム全体に大きな誤差を加え得る。

20

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の原理によれば、画像補正システムは異なる位置から関心領域の画像ボリュームを生成するように構成される追跡される画像プローブを含む。画像補償モジュールはプローブに付随する医用画像装置からの画像信号を処理し、一つ以上の画像ボリュームを基準と比較して関心領域にわたる仮定波速度と関心領域にわたる補償波速度の間の収差を決定するように構成される。画像補正モジュールは画像補償モジュールによって決定される収差を受信し、補償波速度に基づいて表示用の補正画像を生成するように構成される。

30

【0005】

本発明の原理にかかるワークステーションはプロセッサとプロセッサに結合するメモリを含む。画像装置はプロセッサに結合し、画像プローブから画像信号を受信する。画像プローブは異なる位置から関心領域の画像ボリュームを生成するように構成される。メモリは、画像装置からの画像信号を処理し、一つ以上の画像ボリュームを基準と比較して関心領域にわたる仮定波速度と関心領域にわたる補償波速度の間の収差を決定するように構成される画像補償モジュールを含む。同様にメモリ内にある画像補正モジュールは画像補償モジュールによって決定される収差を受信し、補償波速度に基づいて表示用の補正画像を生成するように構成される。

40

【0006】

画像補正のための方法は、画像プローブを追跡して異なる既知の位置から関心領域の画像ボリュームを生成するステップと、プローブに付随する医用画像装置からの画像信号を処理し、一つ以上の画像ボリュームを基準と比較して関心領域にわたる仮定波速度と関心領域にわたる補償波速度の間の収差を決定するステップと、画像信号を補正して収差を減らし、補償波速度に基づいて表示用の補正画像を生成するステップとを含む。

【0007】

本開示のこれらの及び他の目的、特徴及び利点は、添付の図面に関連して読まれるその実施形態例の以下の詳細な説明から明らかとなる。

50

【0008】

本開示は以下の図面を参照して以下の好適な実施形態の記載を詳細に提示する。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】一実施形態例にかかる医用画像における収差補正のためのシステム/方法を示すブロック/フロー図である。

【図2】一実施形態例にかかる画像プローブによって三つの異なる位置でとられる画像ボリュームの分解を示す略図である。

【図3】一実施形態例にかかる収差補正のために利用される画像ミスマッチを示す略図である。

【図4】別の実施形態例にかかる収差補正のために画像ミスマッチを評価するために利用されるモデルを示す略図である。

【図5】別の実施形態例にかかる収差補正のために収集画像とミスマッチを評価するために利用されるモデルの画像を示す。

【図6】別の実施形態例にかかる収差に対する画像ミスマッチを測定し補正するために利用される医療機器を示す略図である。

【図7】一実施形態例にかかる医用画像における収差を補正するためのステップを示すフロー図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

本発明の原理は患者の生体構造中を移動する音波の速度における差を考慮する。音速の差は超音波(US)ベースのナビゲーションシステムにおいて3-4%の誤差を一貫して加えることが実験的に示された(例えば15cmの深さにおいて4mmの誤差)。本実施形態はこの誤差を補正する。音速調節を用いて補正されるとき、本発明の原理はシステム全体の誤差を軽減した。一例として、誤差は約4mmから約1mmへ著しく軽減された(15cmの深さにおいて)。

【0011】

インターベンション手順のために利用される超音波ベースの手術ナビゲーションシステムの場合、位相収差を補正するために画像からの情報と一緒にUS画像のリアルタイム追跡三次元(3D)位置が利用される。これは任意のUSガイドインターベンションシステムの精度を向上させる。

【0012】

本発明は医療機器に関して記載されるが、本発明の教示はより広く、複雑な生物学的若しくは機械的システムの追跡若しくは分析において利用される任意の機器に適用可能であることが理解されるものとする。特に、本発明の原理は生物系の内部追跡手順、肺、胃腸管、排出器官、血管などの全身体部位における手順に適用可能である。図に描かれる要素はハードウェアとソフトウェアの様々な組み合わせで実施され、単一要素若しくは複数要素に組み合わせられ得る機能を提供し得る。

【0013】

図に示す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関連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を通じて提供され得る。プロセッサによって提供されるとき、機能は単一専用プロセッサによって、単一共有プロセッサによって、若しくはその一部が共有され得る複数の個別プロセッサによって提供され得る。さらに、"プロセッサ"若しくは"コントローラ"という語の明示的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あらわすものと解釈されるべきではなく、限定されることなく、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ためのリードオンリーメモリ("ROM")、ランダムアクセスメモリ("RAM")、不揮発性記憶装置などを非明示的に含み得る。

【0014】

さらに、本発明の原理、態様及び実施形態、並びにその特定の実施例を列挙する本明細

10

20

30

40

50

書の全記述は、その構造的及び機能的均等物の両方を包含することが意図される。加えて、かかる均等物は現在既知の均等物だけでなく将来開発される均等物（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る任意の要素）の両方を含むことが意図される。従って、例えば、本明細書に提示されるブロック図は本発明の原理を具体化するシステムコンポーネント及び/又は回路例の概念図をあらわすことが当業者に理解される。同様に、任意のフローチャート、フロー図及び同様のものは、コンピュータ可読記憶媒体に実質的にあらわされ、コンピュータ若しくはプロセッサによって、かかるコンピュータ若しくはプロセッサが明示されているか否かを問わず、そのように実行され得る様々な処理をあらわすことが理解される。

【 0 0 1 5 】

さらに、本発明の実施形態はコンピュータ若しくは任意の命令実行システムによる使用のための又はそれらと関連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若しく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製品の形をとり得る。この説明の目的で、コンピュータ使用可能若しくはコンピュータ可読記憶媒体は、命令実行システム、機器若しくは装置による使用のための又はそれらと関連するプログラムを包含、記憶、通信、伝播、若しくは輸送し得る任意の装置であり得る。媒体は電子、磁気、光学、電磁、赤外線、若しくは半導体システム（又は機器若しくは装置）又は伝播媒体であり得る。コンピュータ可読媒体の実施例は半導体若しくは固体メモリ、磁気テープ、リムーバブルコンピュータディスク、ランダムアクセスメモリ（"RAM"）、リードオンリーメモリ（ROM）、固定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実施例はコンパクトディスク リードオンリーメモリ（CD ROM）、コンパクトディスク リード/ライト（CD R/W）及びDVDを含む。

【 0 0 1 6 】

図において類似する数字は同一若しくは同様の要素をあらわし、最初に図1を参照すると、医療処置を実行するためのシステム100が例示的に描かれる。システム100はワークステーション若しくはコンソール112を含み、ここから手順が監督され管理される。手順は生検、焼灼、薬剤注射などを含むが限定されない任意の手順を含み得る。ワークステーション112は好適には一つ以上のプロセッサ114とプログラム及びアプリケーションを記憶するためのメモリ116を含む。システム100の機能と構成要素は一つ以上のワークステーション若しくはシステムに統合され得ることが理解されるべきである。

【 0 0 1 7 】

メモリ116は医用画像装置110及び追跡システム117からの電磁、光学及び/又は音響フィードバック信号を解釈するように構成される画像補償モジュール115を記憶し得る。画像補償モジュール115は信号フィードバック（及び任意の他のフィードバック）を使用して、対象148を撮像するための仮定速度と実速度の間の速度差に関連する誤差若しくは収差を考慮し、医用画像において関心領域140及び/又は医療機器102を描くように構成される。

【 0 0 1 8 】

医療機器102は例えば針、カテーテル、ガイドワイヤ、内視鏡、プローブ、ロボット、電極、フィルタ装置、バルーン装置、若しくは他の医療構成要素などを含み得る。ワークステーション112は画像システム110を用いて対象148の内部画像を見るためのディスプレイ118を含み得る。画像システム110は例えば超音波、光音響などといった、波進行速度が問題となる画像モダリティを含み得る。一つ若しくは複数の画像システム110は例えば磁気共鳴画像（MRI）システム、蛍光透視システム、コンピュータ断層撮影（CT）システム若しくは他のシステムなど、他のシステムも同様に含み得る。ディスプレイ118はユーザがワークステーション112並びにその構成要素及び機能と相互作用することを可能にし得る。これはワークステーション112とのユーザインタラクションを可能にするキーボード、マウス、ジョイスティック又は任意の他の周辺機器若しくはコントロールを含み得るインターフェース120によってさらに促進される。

【 0 0 1 9 】

追跡情報が機器 102 において検出され得るように、一つ以上の追跡装置 106 が機器 102 に組み込まれ得る。追跡装置 106 は電磁 (EM) トラッカ、光ファイバ追跡、ロボットポジショニングシステムなどを含み得る。

【0020】

画像システム 110 はリアルタイム術中画像データを収集するように提供され得る。画像データはディスプレイ 118 上に表示され得る。画像補償モジュール 115 は画像システム 110 から返される画像 / 画像信号の収差補正を計算する。関心領域 140 及び / 又は機器 102 のデジタルレンダリング (フィードバック信号を用いる) は進行速度差に起因する収差及び誤差を考慮して表示され得る。デジタルレンダリングは画像補正モジュール 119 によって生成され得る。

10

【0021】

一実施形態において、画像システム 110 は超音波システムを含み、放射は本質的に音響的である。他の有用な実施形態において、インターベンション応用は対象 148 の内部で二つ以上の医療機器の使用を含み得る。例えば、ある機器 102 はガイドカテーテルを含み、別の機器 102 は焼灼若しくは生検などを実行するための針を含み得る。機器の他の組み合わせもまた考慮される。

【0022】

一つの特に有用な実施形態によれば、収集画像における収差を補正する特殊操作モードがワークステーション 112 若しくは医用画像装置 110 (例えば US マシン) 上で提供され得る。特殊操作モードは例えば実際のスイッチ、ボタンなど、若しくは仮想スイッチ、ボタンなど (例えばインターフェース 120 上)、イネープリングメカニズム 111 を駆動することによって設定され得る。ボタン若しくはユーザインターフェースの形のスイッチ 111 は手で若しくは自動的に選択的にスイッチをオン若しくはオフにされ得る。一旦駆動されると、特殊操作モードは画像システム 110 (例えば US 画像システム) と追跡システム 117 からのフィードバック情報の組み合わせを利用することによって位相収差補正を可能にする。

20

【0023】

一実施形態において、画像システム 110 は追跡センサ 134 を搭載するプローブ 132 を持つ超音波システムを含む。プローブ 132 上の追跡センサ 134 は撮像されるボリュームに / とキャリブレーション / レジストレーションされる。このように、関心領域 140 及び / 又は医療機器 102 がセンサ 134 及び / 又はセンサ 106 (機器 102 用) を用いて追跡システム 117 によって追跡される。US プローブ 132 上のセンサ 134 は 3D 空間における US 画像 / ボリュームの 3D 位置及び方向を与える。従って、大域座標系に関して、任意の US 画像における任意のボクセルの位置は任意の他の画像における任意の他のピクセルに関連付けられ得る。

30

【0024】

画像補償モジュール 115 は位相収差補正モデル 136 を含む。補正モデル 136 は収集画像に / と関連付け / 比較され、画像の各々を補正するために利用される。一実施形態において、モデル 136 はある画像における情報を別の画像において観察されるものに関連付けるために利用される。これは二つ (以上) の画像にわたって対応する特徴をマッチングし、画像データへの一つ若しくは複数のベストフィットモデルを得るように収差補正モデル 136 を最適化することによって実行され得る。別の実施形態において、モジュール 115 は (単一補正音速だけに加えて) 音速に対する空間的に変化する補正を得るために二つ以上の画像に対して画像ワーピング (例えば画像の非剛体レジストレーションを用いる) を利用し得る。

40

【0025】

画像補償モジュール 115 は多重画像にわたるフィードバックを使用し、その後補正された特性を位相収差補正のために利用する。画像補償モジュール 115 はこれら画像中の生体構造が多重画像にわたって一貫して整列することを確実にする。これは収差を補正するモジュール 115 による制約として利用される。

50

【 0 0 2 6 】

別の実施形態において、超音波速度を更新するための処理が反復的に実行され得、ここで補正音速が適用され、そして音速をさらに精緻化するために手順が再び実行される。これは所定量若しくは所定方向にプローブ132を動かすようにユーザを手動で若しくは自動的にガイドすることによって達成され得る。これは補正US画像に対して複数回アルゴリズムを実行することによってアルゴリズムでも達成され得る。一旦補正が得られると画像は補正音速に従って更新される。

【 0 0 2 7 】

他の実施形態において、モデル136は履歴データ、ユーザ入力、画像ワーピング若しくは学習位相収差歪曲/補正データに基づく共通又は期待位相収差歪曲/補正值を含み得る。補正モデル136は一部の場合はスケージング操作ほど単純になり得(例えば応答に倍率をかける)、他の場合はより複雑な解剖学ベースの位相補正になり得る(例えば画像中の塊に起因する歪みを考慮するなど)。

10

【 0 0 2 8 】

モデル最適化は複数のメトリックを異なる組み合わせで利用し得る。例えば、補正モデル136は、例えば相互情報量の最大化、エントロピーの最小化などといった画像マッチングメトリックを計算することによって最適化され得る。代替的に、収差は各画像について受信されるUS画像信号を利用し、そしてそれらの応答を異なる方向から受信される信号とマッチングすることによって最適化され得る。さらに別の実施形態において、画像補償モジュール115は現在の画像を患者モデル(例えば術前磁気共鳴画像(MRI)、コンピュータ断層撮影(CT)画像、統計的アトラスなど)にレジストレーションし、その情報を位相収差を最適化するために使用し得る。

20

【 0 0 2 9 】

モデル136を用いる一つの利点は、最適化がモデル136からの'期待'信号応答を使用し得ることである。さらに、モデル136は異なる組織の期待音速を組み込み得る。従って、モデルはUS画像の歪曲のライブ補正に役立つ。

【 0 0 3 0 】

外部追跡される手術器具/機器102の位置も補正のための制約として利用され得る。これは多くの応用において通常見られる通り、機器102(例えば針、カテーテルなど)の一部がUS画像において見える場合に特に有用である。本明細書に記載の及び他の技術は互いに組み合わせて利用され得ることが留意されるべきである。

30

【 0 0 3 1 】

補正が適用された後、各US画像は手術器具の正確なオーバーレイを可能にするよう補正されたボクセルとボクセル深さを持つ。器具のオーバーレイは外部追跡システム117から計算される。画像補正モジュール119はディスプレイ118へ出力するために収差を考慮するように画像を調節する。

【 0 0 3 2 】

一実施例において、発明者らによって実行された実験において、発明者らはUSベースのナビゲーションシステムにおいて音速の差が3-4%の誤差を一貫して加えていたことを繰り返し示すことができた(例えば15cmの深さにおいて4mmの誤差)。この場合、USマシンによって仮定される音速と水中の音速との差は4%であった。これはプローブ132に取り付けられるセンサ134への画像ボリュームのキャリブレーションにおける誤差につながり、機器102のカテーテル先端位置のオーバーレイにおける目に見えるオフセットにつながる。同じものを本発明の原理にかかる音速調節を用いて補正するとき、我々はこの実施例においてシステム全体の誤差を4mmの内から約3mm削減することができた。これらの結果は例示であり、他の改善点もまた考慮される。補正のための方法はUSガイドインターベンションシステムに加えらるる誤差位相収差の量を削減する。補正は画像バイアスを著しく除去し、システムの精度を向上させ、歪曲した画像を補正することができる。本発明の原理はインターベンションガイダンスシステムの精度を著しく向上させ、平均5-6mmのずれ(許容できない)からたった2-3mm(許容できる)以

40

50

下まで画像精度を引き上げることができる。

【0033】

図2を参照すると、本発明の原理をさらに説明するために超音波撮像プロセスが分解される。関心領域202が撮像されるものとする。図200はプローブ132の位置と方向を決定するセンサ134を含む超音波プローブ132を示す。プローブ132が関心領域202に対して位置付けられると、複数の画像ボリューム204、206及び208が収集される。図200a、200b及び200cは画像200の分解を示す。図200a、200b及び200cにおける各ボリューム204、206、208は関心領域202にわたる仮定音速と実音速の差に起因する収差210、212、214を含む関心領域202の画像218を含む。収差210、212、214は本発明の原理に従って考慮される。

10

【0034】

図3を参照すると、一実施形態において、各ボリューム204、206、208の画像218は画像218間のミスマッチを決定するために互いに対して比較され得る。そしてミスマッチはブロック220において収差(210、212及び214)を考慮するために利用される。

【0035】

図4を参照すると、ブロック220のプロセスが一つの特に有用な実施形態に従ってより詳細に記載される。外部プローブ132はセンサ134によって追跡される。プローブ132の座標系224は関心領域202の座標系若しくは他の基準座標系、例えばCT、MRIなどによってとられる術前画像と関連する例えば大域座標系226へ、変換230を用いて変換され得る。プローブ132上のセンサ134は3D空間における画像ボリューム204、206及び208の3D位置及び方向を与える。大域座標系226に関して、任意の画像ボリューム204、206及び208における任意のボクセルの位置は任意の他の画像ボリュームにおける任意の他のピクセルのものに関連付けられ得る。

20

【0036】

位相収差補正モデル232はこれら関連付けられた画像218をとり、画像218の各々を補正する。アルゴリズムは二つ(以上)の画像にわたって対応する特徴をマッチングすることによってある画像における情報を別の画像において観察されるものに関連付ける。相関関係は二つ以上の画像218の間のベストフィット相関を探ることによって最適化され得る。アルゴリズムは位相収差歪曲/補正モデル(例えばスケーリングモデル、組織の密度及びそれらの変動を考慮するボクセルモデルなど)を含む。位相収差歪曲/補正モデルはベストフィット相関234を提供するか及び/又は履歴データ若しくは二つ以上の画像をフィッティングするために学習された他の情報を提示するために利用され得る。モデル最適化は様々なメトリックを異なる組み合わせで利用し得る。例えば、補正モデル232の最適化は相互情報量の最大化、エントロピーの最小化などの画像マッチングメトリックを計算することによって実行され得る。

30

【0037】

図5を参照すると、別の実施形態において、各画像に対して受信されるUS信号を利用し、そしてある他の方向から受信される信号と応答をマッチングすることによって収差を最適化する代わりに若しくはそれに加えて、現在のUS画像302若しくは304がそれぞれ患者モデル306若しくは308(術前MRI、CT、統計的アトラスなど)にレジストレーション若しくはマッチングされ、レジストレーション/マッチングのために収集された情報が位相収差を最適化するために利用され得る。モデル306、308は'期待'信号応答を与えるために利用され得る。例えば、密度及び形状が特徴にわたる音速に対する影響について考慮され得る。モデル306、308は異なる組織の期待音速を組み込み、画像302、304における歪曲のライブ補正に役立ち得る。

40

【0038】

図6を参照すると、追跡される手術器具、例えば機器102が別の補正法において利用され得る。本方法は本明細書に記載の他の方法に加えて、それと組み合わせ、若しくは

50

その代わりに利用され得ることが理解されるべきである。外部追跡される手術器具 102 の位置決めは電磁追跡システム、光ファイバ追跡システム、形状検知システムなどの追跡システム (117、図1) を用いて実行され得る。機器 102 が追跡されるので、機器 102 はそれに対する収差が推定され補正され得る特徴として利用され得る。機器 102 の位置は補正のための制約として利用され得る。これは多くの応用において通常見られる通り、機器 (例えば針、カテーテルなど) の一部が画像ボリューム (204, 206, 208) において見える場合に特に役立つ。構成 320 は収差を伴う機器 102 を示し、構成 322 は補正後の機器 102 を示す。

【0039】

図7を参照すると、画像補正のためのシステム/方法が例示的に示される。ブロック 402 において、画像プローブが追跡され、異なる既知の位置から関心領域の画像ボリュームを生成する。画像プローブは関心領域へ/からの超音波パルス若しくは信号を送信及び受信する超音波プローブを含み得る。関心領域は患者の任意の内部組織若しくは臓器であり得る。他の画像技術もまた利用され得る。プローブは一つ以上の位置センサを用いて追跡され得る。位置センサは電磁センサを含み得るか、若しくは他の位置検知技術を利用し得る。

【0040】

ブロック 404 において、プローブに付随する医用画像装置からの画像信号が処理され、一つ以上の画像ボリュームを基準と比較する。比較は関心領域にわたる仮定波速度 (全組織に対して一定であると仮定される) と関心領域にわたる補償波速度の間の収差を決定する。

【0041】

ブロック 406 において、基準は関心領域の一つ以上の特徴を含み、異なる方向からの複数の画像ボリュームは一つ以上の特徴におけるミスマッチが収差を計算するために利用されるように座標系を用いて整列される。ブロック 408 において、追跡される医療機器が、医療機器の位置と方向が収差を計算する基準として利用され得るように画像中に配置され得る。

【0042】

ブロック 410 において、基準はモデルを含み得る。関心領域の一つ以上の特徴は特徴ミスマッチが収差を計算するために利用されるようにモデルと比較される。モデルは三次元画像モダリティ (例えばCT, MRIなど) によって事前に生成される患者モデルを含み得る。モデルは画像を整列させる比較若しくは変換を提供するためにメモリに記憶される選択特徴点も含み得る。選択特徴点は現在の手順及び/又は他の患者での手順からの履歴若しくは学習データに基づいて決定されるか若しくは提供され得る。ブロック 412 において、一実施形態では、モデルは関心領域にわたる波速度データを含み (特定組織、領域などに対する異なる値を含む)、関心領域にわたる補償波速度を決定するためにこのデータを用いて調節を提供し得る。

【0043】

ブロック 414 において、収差を減らし、補償波速度に基づいて表示用の補正画像を生成するために、画像信号が補正される。ブロック 416 において、駆動されるときに収差補正画像を表示するリアル若しくはバーチャルスイッチを含むことによって画像補償モードが有効にされ得る。駆動されるとき、スイッチは収差補償を可能にする。無効にされるとき、収差補償は補償されない。

【0044】

添付の請求項を解釈する際、以下のことが理解されるべきである：

a) "有する" という語は所与の請求項に列挙される以外の要素若しくは動作の存在を除外しない。

b) ある要素に先行する "a" 若しくは "a n" という語はかかる要素の複数の存在を除外しない。

c) 請求項における任意の参照符号はその範囲を限定しない。

10

20

30

40

50

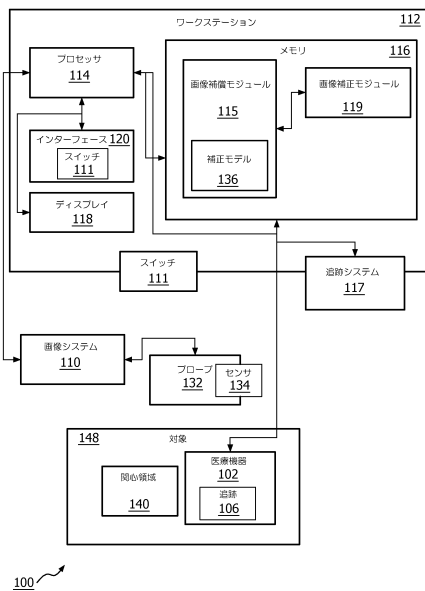
d) 複数の"手段"は同じ項目又はハードウェア若しくはソフトウェア実装構造若しくは機能によってあらわされ得る。

e) 特に指定しない限り動作の特定順序が要求されることは意図されない。

【0045】

画像ガイドインターベンションのための術中画像補正のためのシステムと方法に対する好適な実施形態が記載されているが(これらは例示であって限定のつもりではない)、上記教示に照らして当業者によって修正及び変更がなされ得ることが留意される。従って添付の請求項によって概説される通り本明細書に開示の実施形態の範囲内にある開示の実施形態の特定の実施形態において変更がなされ得ることが理解されるものとする。特許法によって要求される細部と詳細がこのように記載されているが、特許証によって保護されることが望まれる特許請求の範囲は添付の請求項において記載される。

【図1】



【図2】

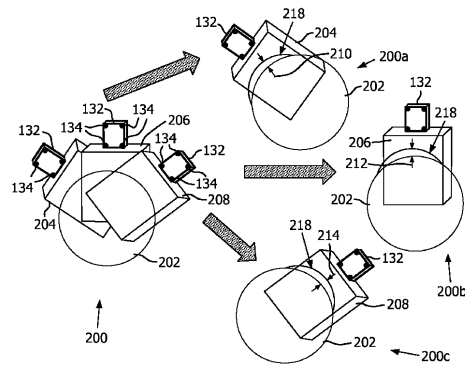
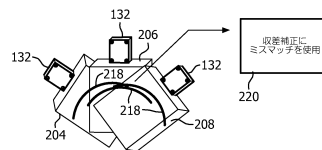
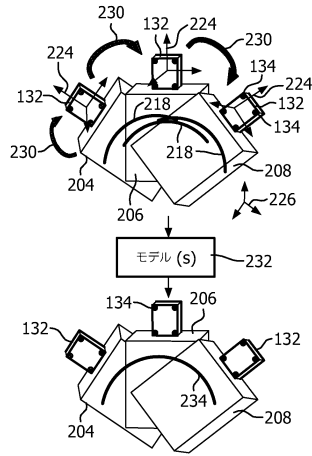


FIG. 2

【図3】



【図4】



【図6】

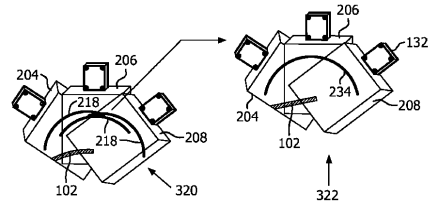


FIG. 6

【図5】

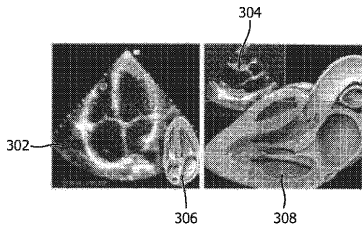
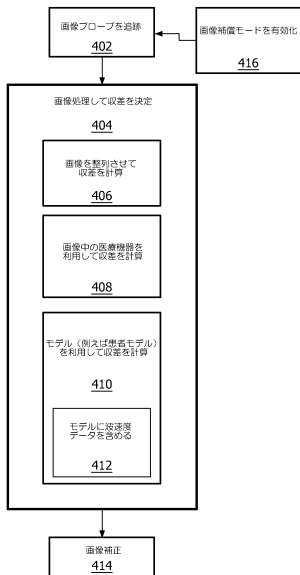


FIG. 5

【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 ホール クリストファー スティーヴン
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 ビルディング
44

(72)発明者 ジャイン アメート クマール
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 ビルディング
44

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開2002-306473(JP,A)
特開2003-070786(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15