

(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2019-514632

(P2019-514632A)

(43) 公表日 令和1年6月6日(2019.6.6)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)F I
A61B 8/14テーマコード (参考)
4C601

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2018-560591 (P2018-560591)
 (86) (22) 出願日 平成29年5月22日 (2017.5.22)
 (85) 翻訳文提出日 平成30年11月16日 (2018.11.16)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2017/062314
 (87) 国際公開番号 WO2017/202795
 (87) 国際公開日 平成29年11月30日 (2017.11.30)
 (31) 優先権主張番号 16305588.2
 (32) 優先日 平成28年5月23日 (2016.5.23)
 (33) 優先権主張国 欧州特許庁 (EP)

(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
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (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】 超音波融合撮像システムにおけるプローブ誘導変形の補正

(57) 【要約】

融合撮像システムは、リアルタイム超音波画像を、MRI又はCT撮像により生成されたような基準画像と位置合わせ及び融合する。示された実施例において、以前に取得されたCT又はMRI又は超音波画像は、前記システム内にロードされる。超音波システムは、超音波プローブ及び画像が空間的に追跡されることができるよう追跡システムと連動して動作される。コンピュータ画像プロセッサは、プローブ位置を前記プローブによりスキャンされる生体構造の基準画像と位置合わせし、前記プローブが対象の皮膚ラインの内側に現れるかどうかを決定する。内側に現れる場合、これは、前記対象のプローブ圧縮によるものであり、前記基準画像は、前記超音波プローブの前に前記基準画像内の皮膚ラインを配置するように修正される。前記修正された基準画像は、この場合、前記プローブにより生成された前記超音波画像と容易に位置合わせ及び融合されることができる。

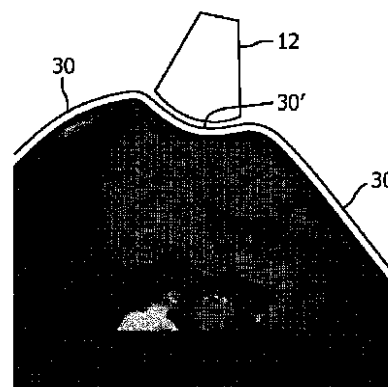


FIG. 4

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医療画像を処理することができるコンピュータと、
表面を持つ身体内の関心領域を有する、以前に取得された基準画像のソースと、
前記関心領域の超音波画像を生成するプローブを持つ超音波システムと、
前記プローブに結合され、身体スキャン中に前記プローブの空間的場所を追跡するように構成された空間的追跡システムと、
を有する医療画像融合システムにおいて、

前記コンピュータが、前記プローブの場所が、空間的に対応する基準画像に示される身体の表面の内側であるかどうかを前記追跡されたプローブの場所から決定するように構成され、内側である場合に、

前記コンピュータが、前記基準画像を修正するように構成され、前記基準画像の修正が、

前記基準画像に示される身体の表面の外側に前記プローブの場所を表示すること、
前記基準画像に示される表面を再描画すること、
前記再描画された表面内に含まれるように前記基準画像内の組織の外観を改変すること、

前記プローブの場所の前かつ前記基準画像内の前記再描画された表面の内側の組織の外観を変形すること、
を有し、前記組織の外観の変形が、前記組織の密度及び／又は剛性を考慮して実行される

医療画像融合システム。

【請求項 2】

前記コンピュータが、前記再描画された表面内に含まれない組織を切り捨てることにより前記基準画像内の組織の外観を改変するように構成される、請求項 1 に記載の医療画像融合システム。

【請求項 3】

前記基準画像が、C T 又は M R I 画像を有する、請求項 1 に記載の医療画像融合システム。

【請求項 4】

前記 C T 又は M R I 画像が、3 D 画像データセットを有する、請求項 3 に記載の医療画像融合システム。

【請求項 5】

前記空間的追跡システムが、E M 追跡システムを有する、請求項 1 に記載の医療画像融合システム。

【請求項 6】

前記 E M 追跡システムが、
E M 場発生器と、
前記プローブに取り付けられたプローブ向きセンサと、
位置感知コントローラと、
を有する、請求項 5 に記載の医療画像融合システム。

【請求項 7】

前記位置感知コントローラが、前記プローブに関する位置及び向き情報を生成し、
前記位置及び向き情報が、前記コンピュータに提供される、
請求項 6 に記載の医療画像融合システム。

【請求項 8】

前記コンピュータが、P A C S システムの一部である、請求項 1 に記載の医療画像融合システム。

【請求項 9】

前記コンピュータが、前記超音波システムのモジュール化されたプロセッサである、請

10

20

30

40

50

求項 1 に記載の医療画像融合システム。

【請求項 1 0】

前記コンピュータが、修正された基準画像を超音波画像と融合するように構成される、請求項 1 に記載の医療画像融合システム。

【請求項 1 1】

前記コンピュータが、修正された基準画像を超音波画像とリアルタイムで融合するように構成される、請求項 1 に記載の医療画像融合システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療診断超音波撮像、特にプローブ誘導変形 (probe induced deformation) を補正する超音波融合 (fusion) 撮像システムに関する。

【背景技術】

【0002】

様々な医療診断撮像システムが、診断撮像において重要な役割を果たす異なる特性を持つ。磁気共鳴撮像 (MRI) システム及びコンピュータ断層撮影 (CT) システムは、身体内の組織及び器官の高解像画像を生成することが知られているが、高フレームレートのリアルタイム撮像には適していない。超音波撮像は、他方で、低解像度であるが、リアルタイム撮像に適した高フレームレートで画像を生成する。これらの異なる強みを利用するために、超音波及びCTの両方又は超音波及びMRIの両方で患者の生体構造の視覚化を可能にする画像融合システムが、開発されている。一般的な実施は、位置合わせした両方のモダリティからの画像、すなわち、同じ生体構造の重複する (融合する) 2 つの画像を共通のディスプレイにおいて一緒に見ることであり、いわゆる融合撮像システムは、これにより、両方のモダリティの強みを利用する。CT又はMRI画像は、例えばナビゲーションに使用されることができるとし、融合された超音波画像は、組織の移動及び血流がリアルタイムで見られることを可能にする。

【0003】

高品質超音波画像を作成するために、超音波プローブとスキャンされる患者の身体との間の良好な音響的接触が存在することが、必要である。良好な音響的接触は、前記プローブ及び前記患者の皮膚に対する結合ゲルの塗布により及び前記患者の皮膚に対して前記超音波プローブを強く押し付けることにより超音波検査士が良好な音響的接触を維持することにより促進される。前記プローブが、例えば腹部スキャン中の場合のように軟組織に対して配置される場合、身体に対する前記プローブの力は、前記プローブが前記患者と接触しているところで皮膚及び身体を押し下げる。これは、磁場又は放射線ビームが空気を通過し、器具の物理的接触なしで身体を容易に貫通するMRI又はCT撮像には当てはまらない。結果として、CT及びMRI画像において見られる軟組織及び器官は、圧縮されていないのに対し、同じ組織及び器官は、同じ生体構造の超音波撮像中に前記プローブにより著しく圧縮される可能性がある。結果として、CT又はMRI画像における圧縮されていない生体構造と超音波画像における圧縮された生体構造との間の物理的な差は、2 つの画像の位置合わせ及び融合を難しくする可能性がある。したがって、前記 2 つの画像が診断下の生体構造の単一の表示になるように正確に融合されることができるよう、前記超音波プローブにより誘導されるこの圧縮を補正することができることが、望ましい。

【0004】

文献US 2014 / 0193053 は、術前画像及び術中画像を自動的に融合するシステム及び方法を開示している。前記術前画像 (基準画像) は、前記術中画像に基づいて変換される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

したがって、本発明の目的は、2 つの画像が位置合わせされ、一緒に融合される場合に

10

20

30

40

50

、超音波プローブ圧力により誘導される軟組織圧縮を認識及び補正する技術を提供することである。

【 0 0 0 6 】

本発明の更なる目的は、プローブ圧力圧縮を識別する単純かつ信頼できる技術を提供することである。

【 0 0 0 7 】

本発明の更なる目的は、より正確に超音波画像と位置合わせされることができるよう基準ＣＴ又はＭＲＩ画像を修正することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

10

本発明は、請求項により規定される。

【 0 0 0 9 】

本発明の原理によると、リアルタイム超音波画像が、ＭＲＩ又はＣＴ撮像により生成されたもののような基準画像と融合される、融合撮像システムが、記載される。図示された実施例において、以前に取得されたＣＴ又はＭＲＩ又は超音波画像は、ライブ超音波画像との融合のために前記融合撮像システムにより取得される。超音波システムは、超音波プローブ及び画像が空間的に追跡されることができるよう電磁（ＥＭ）追跡システムのような追跡システムと連動して動作される。コンピュータ画像プロセッサは、前記プローブによりスキャンされる生体構造の基準画像に対してプローブ位置を位置合わせし、前記プローブが対象の表面の内側に現れるかどうかを決定する。身体の外側に対して押される外部プローブに対して、前記表面は、皮膚ラインである。内部プローブに対して、前記表面は、一般的に、スキャンされる器官の外表面である。前記プローブが、前記表面の内側に現れる場合、これは、前記対象のプローブ圧縮によるものであり、前記基準画像は、前記超音波プローブの前に前記基準画像内の皮膚ライン又は器官表面を配置するように修正される。前記修正された基準画像は、この場合、前記プローブにより生成された超音波画像と容易に位置合わせ及び融合されることができ

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 0 】

【図 1】 ＥＭ追跡システム及び超音波撮像システムとともに動作する画像融合システムを示す。

30

【図 2 a】 対象の胸部の断層ＣＴ画像及び胸部の皮膚を示す表面レンダリングを示す。

【図 2 b】 対象の胸部の断層ＣＴ画像及び胸部の皮膚を示す表面レンダリングを示す。

【図 3】 プローブアイコンにより表される超音波プローブとの空間的位置合わせにおける基準ＣＴ画像を示す。

【図 4】 本発明の原理による、プローブ圧縮を補正された融合撮像システムにおける基準画像を示す。

【図 5】 画像融合システムにおいて超音波プローブ圧縮を補正する好適な方法のフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 1 】

40

まず図 1 を参照すると、ＥＭ追跡システム及び超音波撮像システムとともに動作する画像融合システムが、ブロック図形式で示される。図 1 に示されるようなシステムは、Pericunav E M 追跡フィーチャを持つ EPIQ（登録商標）超音波システムとしてマサチューセッツ州アンドーバーのフィリップスヘルスケアから市販されている。超音波撮像システム 26 は、対象 8 の内部組織及び器官を超音波で撮像するように前記対象の皮膚に対して押し付けられるプローブ 12 を持つ。前記 ＥＭ追跡フィーチャは、コンピュータ 24 を含み、前記コンピュータは、前記対象の以前に得られた ＣＴ又は ＭＲＩ画像のような基準画像を受信し、超音波システム 26 からのリアルタイム超音波画像を基準画像と融合する。コンピュータ 24 は、一般的なデジタルコンピュータ又はプロセッサ、制御プロセッサ、デジタル信号プロセッサ、特定用途向け集積回路、フィールドプログラマブルゲ

50

ートアレイ、デジタル回路、アナログ回路、又はこれらの組み合わせ、又は超音波画像データを診断画像と位置合わせすることができる又はそのようにプログラムされることができ
る現在既知の若しくは後で開発される他の装置である。前記EM追跡フィーチャは、EM
場発生器28及び位置感知コントローラ20をも含む。EM場発生器28は、対象8及び
超音波スキャンが実行される空間に広がる可変電磁場を発する。前記プローブに取り付
けられるのは、前記電磁場を感知し、破線により示されるように有線又は無線のいずれか
で前記場に関する情報を位置感知コントローラ20に中継するプローブ向きセンサ14で
ある。前記位置感知コントローラは、超音波プローブの位置及び向きを計算するようにこ
の情報を処理する。このデータは、前記プローブの先端におけるプローブ開口の位置及び
向き、並びに前記プローブの前の前記対象内の画像面16のような、前記プローブにより
瞬時にスキャンされる画像面又は体積の位置及び向きを識別する。前記位置感知コント
ローラは、この情報をコンピュータ24に報告し、コンピュータ24は、これを使用して、
基準画像に関連した前記プローブ及び超音波システムにより生成された画像面又は体積1
6の画像を追跡する及び方向づける。前記コンピュータは、まず以下に記載されるように
超音波画像を基準画像と位置合わせすることによりこれを行う。この後に、前記プローブ
が、前記対象のスキャン中に移動されると、その瞬間的な位置及び向きは、前記位置感
知コントローラにより前記コンピュータに連続的に報告され、前記コンピュータは、前記以
前に取得された基準画像との前記超音波画像の位置合わせを連続的に維持するのにこの追
跡情報を使用することができる。融合された超音波及び基準画像は、画像ディスプレイ2
2上に表示される。図1に示されるようなシステムの更なる詳細は、例えば、EPIQ超
音波システムとともに配布されるEPIQ PercuNavユーザマニュアル、米国特
許6216029 (Pateli) 及び米国特許4945305 (Blood) において見つけれ
うる。

10

20

【0012】

図1のシステムが、対象の肝臓を診断するのに使用されると仮定する。肝臓は、したが
って、この例における関心領域である。更に、肝臓を含む前記対象の胸部が、図2に示さ
れるようにCT撮像により以前にスキャンされており、これらのCT画像が、ライブ超音
波スキャン中に基準画像として使用されるように図1のコンピュータにロードされている
と仮定する。前記関心領域のライブ超音波画像が生成されると、前記システムは、まず、
較正され、この後に、前記ライブ超音波画像が、前記CTスキャンの画像に対して位置合
わせされる。前記超音波及びEM追跡システムの較正は、様々な形で行われることができ
る。1つの様式は、臨床医が、肝臓の肝管又は肝鎌状間膜のような解剖学的ランドマ
ークを示す画像を生成するように患者をスキャンすることである。これらの解剖学的ラン
ドマークは、マウス又はトラックボールのようなポインティングデバイスで前記基準及び超
音波画像内をクリックすることにより、前記基準画像内の同じランドマークと位置合わせ
されることができる。前記コンピュータは、この場合、このユーザ入力によりガイドされ
る場合に前記超音波及び基準画像を位置合わせする。画像処理は、基準画像に対して超
音波画像を方向づけ及びアラインするのに使用されることもできる。前記EPIQ Perc
uNavフィーチャは、前記患者上に基準装置 (fiducial device) を配置する他の較正
技術を提供する。前記基準装置は、前記EM追跡システムにより直ちに識別される。医師
は、この場合、前記基準装置と接触するように前記超音波プローブを配置し、前記コン
ピュータは、この場合、前記EM場発生器により発せられるEM場の座標系のような共通
の慣性系に対して前記超音波プローブ及び前記基準装置を位置合わせする。

30

40

【0013】

一度前記EM追跡システムが較正されると、前記医師は、前記患者をスキャンし始め、
コンピュータ24は、前記リアルタイム超音波画像を前記基準画像データセットの対応す
る面又は体積に対してアラインする。この例において、前記医師は、肝臓を検査しており
、したがって、前記コンピュータにより実行される位置合わせソフトウェアプログラムは
、少なくとも2つの異なる画像から全く同じ関心領域、肝臓をセグメント化しようと試み
る。この例におけるセグメンテーションプログラムは、標的対象の形状を粗く表す形状モ

50

デルのような初期モデルを変形することにより開始する。前記標的対象が肝臓である例において、初期形状は、球又は肝臓の平均形状であってもよい。この形状は、全空間において規定され、前記形状の内側で正であり、外側で負である、陰関数、すなわち、関数により表される。前記形状は、この場合、このような関数のゼロレベルセットである。全体的な陰関数は、空間変換 Ψ により変形される。特に、前記ゼロレベルセットは、変化し、したがって、対応する対象も同様である。この変換は、前記モデルの初期姿勢を補正する異なる種類の2つの変換に分解される。

$$\Psi = \xi \cdot G$$

ここで G は、前記初期形状を平行移動、回転及び拡大縮小する大域的変換であり、 ξ は、より正確に前記対象を前記画像内のセグメントにマッチするように前記対象を実際に変形する局所的変形である。

【0014】

この方法のゴールは、この場合、画像 I 情報を使用して、最良の ξ 及び G を見つけることである。これは、以下のエネルギーを最小化することにより行われる。

$$\int H(\Phi \cdot \xi \cdot G(x)) r(x) + \lambda \int |\xi(x) - x|^2$$

データ忠実度とも称される第1項において、 H は、積分が実際に前記変形された対象の内側のみであることを意味するヘビサイド関数($x > 0$ の場合に $H(x) = 1$ 及び $x < 0$ の場合に 0)である。 $r(x)$ は、各点において、ボクセルが関心対象の外側(又は内側)である可能性が高い場合に負(又は正)の値を返す、画像ベースの関数である。曖昧な領域に対して、 $r(x)$ は、ゼロにセットされる。第2項は、いわゆる正則化(regularization)である。第2項は、 ξ と恒等関数との間のノルムである。対象形状が、以前の形状から過剰に逸脱してはならないので、前記変形の振幅は、抑制される。この第2項が、前記変換の分解の目的であった前記対象の位置及び向きとは独立であることは、強調されるべきである。このようなエネルギーの最小化は、同時の ξ 及び G の両方における勾配降下を使用して実行される。

【0015】

2つの画像のみの単純な例において、及び前記2つの画像がすでに完全に位置合わせされている場合、以前に記載された式は、他のデータ忠実度項を追加することにより容易に拡張されることができる。

$$\int H(\Phi \cdot \xi \cdot G(x)) r_1(x) + \int H(\Phi \cdot \xi \cdot G(x)) r_2(x) + \lambda \int |\xi(x) - x|^2$$

【0016】

しかしながら、位置合わせされた取得は、両方の画像が同時に又は相次いで取得された場合にのみ、行われうる。後で取得される場合に前記画像が位置合わせされることは、非常に可能性が低い。したがって、この可能性は、他の変換とともに考慮に入れられる。一般に、この更なる変換は、非剛体かつ任意のタイプでありうる。しかしながら、同じ対象を探す仮定がされることができ、この変換(G_{12} で示される)は、剛体であることができ、すなわち、位置及び向きの大域的な変化を可能にするが、同じサイズの標的のみである。変換 G_{12} は、計算効率の損失なしで、体積変化を考慮に入れるように任意のアフィン変換にセットされることもできる。前記エネルギーは、この場合、

$$\int H(\Phi \cdot \xi \cdot G(x)) r_1(x) + \int H(\Phi \cdot \xi \cdot G(x)) r_2(x) \cdot G_{12}(x) + \lambda \int |\xi(x) - x|^2$$

になる。

【0017】

基本的に、この式は、変換 G_{12} により第2項から来る画像情報を補正する。2より多い画像の位置合わせの場合、独自の変換を各々有する、各画像に対する更なる項が、追加される。

【0018】

オプションである第3項は、局所的変形に対する制約として構築される。これは、前記局所的変形が、前記対象の形状に初期幾何形状から過剰に逸脱させる場合に、前記変形を抑制する。したがって、最小値を探すと、第1及び第2項が同じ結果をもたらす場合に、

10

20

30

40

50

他の解より小さく前記初期幾何形状を変換する解が、最良と見なされる。パラメータ「 λ 」は、この制約の適合性を決定するようにセットされうる。

【0019】

最適化は、 ξ 、 G 及び $G12$ における同時の勾配降下により実行される。このために、関数 $\phi \cdot \xi \cdot G$ のゼロレベルセットとしてのセグメンテーションは、前記2つの画像の情報を使用するので、より正確である。更に、変換 $G12$ の推定は、互いに対する前記画像の位置合わせがより正確に達成されることを可能にする。

【0020】

本発明の好適な実施は、図1に示されるようなシステムを使用し、患者のCT又はMRIスキャンにより生成されるような基準画像が、対象の内部生体構造だけでなく、前記対象の皮膚表面までの及び前記対象の皮膚表面を含む対象の全身を撮像することができる。例えば、図2aは、CTスキャンにより生成された対象の2つの断層画像を示す。3D基準グリッドにおいて、示されるのは、前記対象の長手方向の面の画像及び前記対象の内部生体構造の横方向画像である。図2bは、同じ3Dグリッド系において、同じ対象の胸部の外部の表面レンダリングを示し、CT撮像が、皮膚ラインを含む前記対象の全身をキャプチャすることを示す。本発明の好適な実施例は、前記基準及び超音波画像をより良く位置合わせするために、前記基準画像の修正が必要であるかどうかを決定するのに、前記基準画像における前記患者の皮膚ラインのこのキャプチャを使用する。

【0021】

どのようにしてこれが達成されるかは、皮膚表面30の外に延在する図3のCT基準画像により示される。EM追跡の使用により同じ空間座標系において前記基準画像に重なるのは、超音波プローブ12の場所を表すアイコン12である。コンピュータ24は、前記位置感知コントローラにより報告されるように前記プローブの位置及び向き座標を使用してグラフィックオーバーレイとしてアイコン12を配置することができ、上記の位置合わせプロセスにより前記超音波画像に空間的に関連付けられた基準画像座標に関連して前記アイコンを配置することができる。前記超音波画像は、前記プローブの面（レンズ）から生じるので、より単純なアプローチは、前記位置合わせされた超音波画像の上に前記アイコンを配置することである。セクタ画像に対して、これは、単純に画像セクタの先端（apex）に前記アイコンを配置する。前記外部超音波プローブ（アイコン12）が、前記基準画像内の前記対象の体内に実際に侵入したことは、図3における画像から現れる。この外観に対する理由は、超音波スキャンを実行する医師が、アーチファクトなしの超音波画像を取得するために腹部に対して強く押し付け、前記プローブを用いて腹部を内側に圧縮しているからである。したがって、プローブ位置12及び前記基準画像が空間的に位置合わせされる場合に、腹部の変形中のプローブ位置は、圧縮が加えられていない前記基準画像における前記患者の体内であるように見える。

【0022】

特に、プローブ12は、前記患者の皮膚表面30の内側であるように見える。本発明の一実施例は、前記基準画像においてセグメント化することにより皮膚30を識別する。このセグメンテーションプロセスは、皮膚30が前記CT又はMRI画像において前記対象の外側表面であるから、単純かつ信頼できる。前記皮膚表面の前記画像内の組織及び器官により占められる側は、前記対象の身体の内側であり、前記対象の衣服及び空気が信号を返さない他方の側は、身体の外側である。したがって、プローブ12の場所が、前記基準画像において身体の内側であると認められる場合、前記システムは、これが、超音波スキャン中の前記プローブによる身体の圧縮によるものであると結論付ける。

【0023】

異常の補正は、この場合、直接的である。前記基準画像は、外側組織がプローブ圧力により圧縮されている前記超音波画像と容易に位置合わせされるように変形される。これは、図4に示されるように表面30'が前記プローブと重複せずに、前記プローブの前にあるように前記コンピュータが前記皮膚表面を再描画することにより行われる。前記皮膚表面は、例えば、スプラインフィッティング及び/又はアフィン変換アルゴリズムによりコ

10

20

30

40

50

ンピュータにより滑らかに再描画されることができる。複数のアプローチが、前記基準画像において前記プローブの前の組織及び器官を修正するように取られることができる。最も容易なアプローチは、図4に示されるように前記画像内の全ての組織が再描画された皮膚表面30'の内側であるように前記プローブに重複する組織及び器官構造を単純に切り捨てることである。前記基準画像が診断において役割を果たす、又はより高い精度が望ましい場合、より洗練されたアプローチが、取られることができる。これは、前記プローブにより圧縮されているという事実を認めて、元の基準画像のものより大きい密度及び/又は剛性の外観とともに前記プローブの前に前記組織及び器官構造を改変(recast)することである。前記プローブに最も近い組織及び器官は、体内への特定の距離に対して低下する新しい特性で、最も大きい密度及び/又は剛性で改変されることができる。低下する密度及び/又は剛性勾配のこの外観が作成される距離は、身体の特定の部分の名目上の密度及び/又は剛性を考慮して身体の変る器官又は部分に対して確立されることができる。肝臓に対して、低下する勾配の所定の距離は、2cmであることができるのに対し、前立腺に対して、勾配距離は、0.25cmだけでありうる。前記基準画像が、ナビゲーションのみに使用され、前記超音波画像が、診断の基準である場合に対して、再描画された皮膚表面の外側に現れる組織及び器官の単純な切り捨ては、一般的に十分である。

10

20

30

40

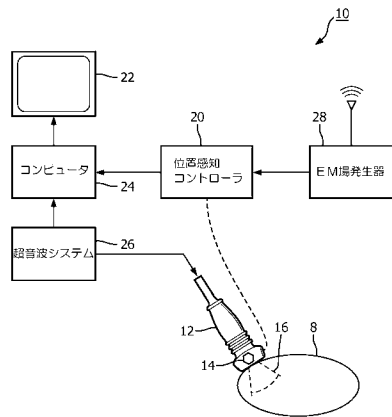
【0024】

図5は、図1のシステムを用いて本発明を実施する好適なプロセスを示すフローチャートである。ステップ50において、コンピュータ24は、2D又は3D基準画像にアクセスする。これは、例えば、2D画像又は3D体積画像のいずれかが多断面再構成により抽出されうる3D体積データセットの形式であってもよい。一部の実施例において、コンピュータ24は、病院データネットワーク上で前記コンピュータに送達される基準CT又はMRIデータを用いるPACSシステムの一部であってもよい。他の実施例において、コンピュータ24は、EPIQ超音波システムのように前記超音波システムのモジュール化されたプロセッサであってもよい。52において、対象は、EM追跡される超音波プローブ12で超音波撮像される。54において、2D撮像の場合に、前記コンピュータは、超音波画像を前記基準画像データの面と融合(位置合わせ)する。3D撮像の場合、超音波体積画像は、基準体積画像と融合される。前記プローブ及び前記基準画像の空間座標が同じ慣性基準系において両方とも既知である場合に、本発明の実施が、全体的な超音波画像を基準画像と融合することを必要としないことは、図3から理解される。この場合、図3に示されるようにプローブアイコンだけを基準画像と位置合わせすることが十分である。ステップ56において、コンピュータプログラムは、前記基準画像において皮膚表面30をセグメント化し、ステップ60において、前記コンピュータプログラムは、例えば図3に示されるように、プローブ12の場所が前記皮膚表面の内側に現れるかどうかを決定する。そうではない場合、融合された超音波及び基準画像が、ステップ70により示されるように画像ディスプレイ22上に表示される。質問に対する回答が肯定である場合、前記基準画像内の皮膚表面は、上で説明されたように及び図4の30'により示されるようにステップ62において再描画される。前記プローブの前の組織は、再描画された皮膚表面30'内に含まれるようにステップ64において変形される。これらの修正を用いて、前記プローブの場所は、図4に示されるように皮膚30'の外側に現れる。修正された基準画像は、皮膚及び身体がプローブ圧力により押し下げられる超音波画像と容易に融合され、画像ディスプレイ22に表示されうる。

【0025】

本発明の概念は、前立腺を撮像するのに使用される腔内プローブのような内部プローブにより引き起こされる同じ問題に対処することができる。この場合、プローブ圧力は、圧力が器官に対して加えられない前立腺のCT画像と比較して超音波画像において前立腺を圧縮及び膨張することができる。前記CT画像内の前記プローブの表面は、前記機関のCT及び超音波画像の両方が良好な位置合わせ状態にあるように上記のように修正されることができる。

【 図 1 】



【 図 2 a - 2 b 】

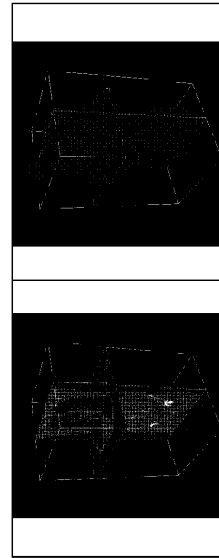


FIG. 2b

FIG. 2a

【 図 3 】

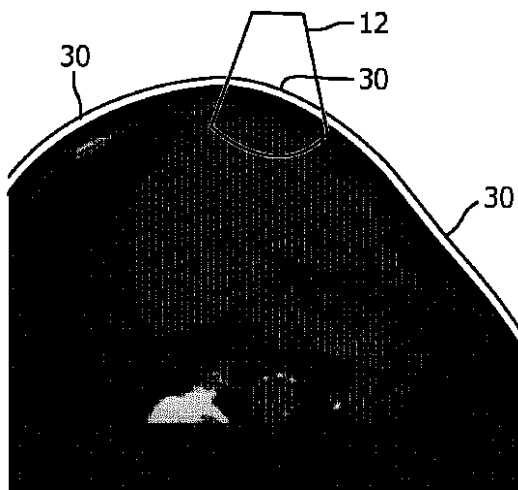


FIG. 3

【 図 4 】

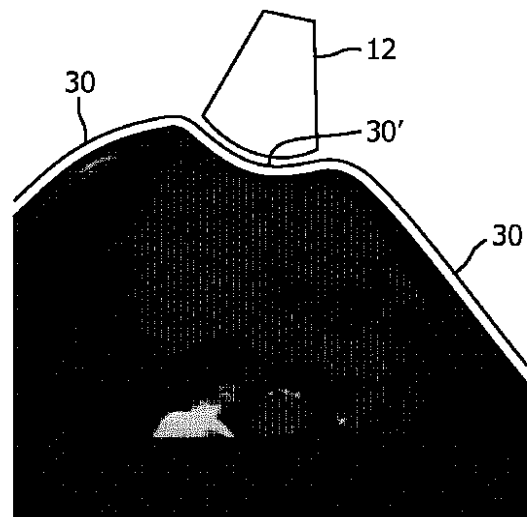
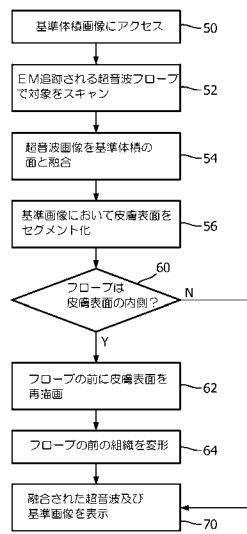


FIG. 4

【図 5】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2017/062314

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/08 A61B8/00 G06T7/00
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.
A	US 2014/193053 A1 (KADOORY SAMUEL [US] ET AL) 10 July 2014 (2014-07-10) paragraphs [0004], [0011] - [0015], [0026] - [0028], [0033], [0035] - [0046], [0049] - [0051], [0058], [0064] - [0095]; claims 1-25; figures 1-5 abstract ----- -/--	1-11

☒ 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 application or patent but published on or after the international filing date

"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)

"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

14 August 2017

Date of mailing of the international search report

25/09/2017

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

Daoukou, Eleni

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2017/062314

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	KADOURY S ET AL: "A model-based registration approach of preoperative MRI with 3D ultrasound of the liver for Interventional guidance procedures", BIOMEDICAL IMAGING (ISBI), 2012 9TH IEEE INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON, IEEE, 2 May 2012 (2012-05-02), pages 952-955, XP032199172, DOI: 10.1109/ISBI.2012.6235714 ISBN: 978-1-4577-1857-1 abstract; figures 1-3 page 953, right-hand column, paragraph 3 - page 954, left-hand column, paragraph 3 -----	1-11
A	US 2008/186378 A1 (SHEN FEIMO [US] ET AL) 7 August 2008 (2008-08-07) paragraphs [0039] - [0058]; figures 1-17 -----	1-11
A	US 2011/178389 A1 (KUMAR DINESH [US] ET AL) 21 July 2011 (2011-07-21) paragraphs [0013], [0018] - [0019], [0053] - [0054], [0056] - [0075]; figures 1, 6a-d, 8-13 -----	1-11
A	US 2007/167784 A1 (SHEKHAR RAJ [US] ET AL) 19 July 2007 (2007-07-19) paragraphs [0086], [0125], [0134], [0136]; figures 1, 9, 5a-c -----	1
A	WO 2013/141974 A1 (CONVERGENT LIFE SCIENCES INC [US]) 26 September 2013 (2013-09-26) paragraphs [0014], [0039] - [0052], [0059] - [0085]; figures 1, 2 -----	1-11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2017/062314

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2014193053 A1	10-07-2014	CN 103402453 A EP 2680778 A1 US 2014193053 A1 WO 2012117381 A1	20-11-2013 08-01-2014 10-07-2014 07-09-2012
US 2008186378 A1	07-08-2008	NONE	
US 2011178389 A1	21-07-2011	NONE	
US 2007167784 A1	19-07-2007	NONE	
WO 2013141974 A1	26-09-2013	US 2013211230 A1 WO 2013141974 A1	15-08-2013 26-09-2013

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, 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, 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, TZ

(72)発明者 デュフル セシル

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

(72)発明者 アルドン ロベルト ホセ

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

(72)発明者 ウン ゲーリー チェン - ハウ

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

(72)発明者 タン シュー イン

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

Fターム(参考) 4C601 EE09 GA18 GA25 JC21 JC32 LL33

专利名称(译)	超声融合成像系统中探头诱发变形的校正		
公开(公告)号	JP2019514632A	公开(公告)日	2019-06-06
申请号	JP2018560591	申请日	2017-05-22
[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		
[标]发明人	デュフルセシル アルドンロベルトホセ ウンゲーリーチェンハウ		
发明人	デュフル セシル アルドン ロベルト ホセ ウン ゲーリー チェン-ハウ タン シュー イン		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/5261 A61B8/58 A61B90/36 A61B2034/2051 A61B2090/364 A61B2090/378 A61B2090/365 G06T7/0012 G06T7/0014		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/JC21 4C601/JC32 4C601/LL33		
优先权	2016305588 2016-05-23 EP		
其他公开文献	JP6620252B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

融合成像系统将实时超声图像与参考图像配准并融合在一起，例如由MRI或CT成像产生的参考图像。在所示的示例中，先前获取的CT或MRI或超声图像被加载到系统中。超声系统与跟踪系统结合操作，以便可以在空间上跟踪超声探头和图像。计算机图像处理器将探头的位置与探头扫描的解剖结构的参考图像对齐，并确定探头是否出现在目标皮肤线内。如果出现在内部，这是由于对象的探头受压而导致的，因此参考图像被修改为将皮肤线放置在超声探头前面的参考图像中。然后可以轻松地将修改后的参考图像配准并与探头产生的超声图像融合。

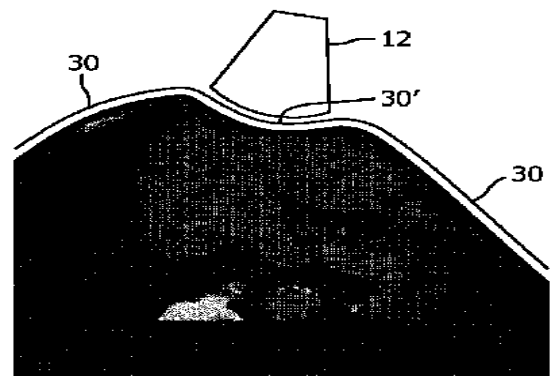


FIG. 4