

(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2018-538086

(P2018-538086A)

(43) 公表日 平成30年12月27日(2018.12.27)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/14

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2018-532322 (P2018-532322)
 (86) (22) 出願日 平成28年12月20日 (2016.12.20)
 (85) 翻訳文提出日 平成30年7月10日 (2018.7.10)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2016/057808
 (87) 国際公開番号 WO2017/109685
 (87) 国際公開日 平成29年6月29日 (2017.6.29)
 (31) 優先権主張番号 62/270,868
 (32) 優先日 平成27年12月22日 (2015.12.22)
 (33) 優先権主張国 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
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhove
 n
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被験者のボリュームを検査する医用撮像装置及び医用撮像方法

(57) 【要約】

被験者12のボリュームを検査する医用撮像装置10が開示される。医用撮像装置は、被験者の超音波画像データを取得する超音波プローブを含む超音波取得ユニット14と、被験者の医用画像データを受信する画像インターフェース20と、超音波プローブの位置を決定する位置決定ユニット30を含む。被験者の解剖学的特徴32と、超音波プローブの検出された位置とに基づいて、超音波画像データと医用画像データとを位置合わせし、動きモデルに基づいて、超音波画像データと医用画像データとの位置合わせを適応させる位置合わせユニットが設けられる。結合された画像データとなるように、位置合わせに基づいて、超音波画像データと医用画像データとを融合させるように、超音波画像データ及び医用画像データを処理する画像処理ユニット18が設けられる。

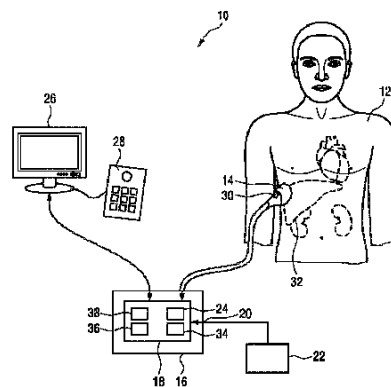


FIG.1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被験者のボリュームを検査する医用撮像装置であって、
超音波プローブによって取得される複数の超音波画像データ、及び、前記被験者の医用画像データを受信する画像インターフェースと、
前記超音波プローブの位置データを受信する位置決定ユニットと、
前記複数の超音波画像データに基づいて、前記ボリュームの動きモデルを決定し、前記動きモデルに基づいて、前記超音波画像データと前記医用画像データとを位置合わせする画像処理ユニットと、
を含み、

10

前記画像処理ユニットは、結合された画像データの前記位置合わせに基づいて、前記超音波画像データ及び前記医用画像データを融合させるように、前記超音波画像データ及び前記医用画像データを処理する融合ユニットを含む、医用撮像装置。

【請求項 2】

前記画像処理ユニットは、前記動きモデルを決定し、前記被験者の解剖学的特徴及び前記超音波プローブの検出された位置に基づいて、前記超音波画像データと前記医用画像データとを位置合わせする、請求項 1 に記載の医用撮像装置。

【請求項 3】

前記画像処理ユニットは、前記超音波画像データ及び前記医用画像データ内の対応する解剖学的特徴を決定し、前記対応する解剖学的特徴に基づいて、前記超音波画像データと前記医用画像データとを位置合わせする、請求項 1 に記載の医用撮像装置。

20

【請求項 4】

前記画像処理ユニットは、決定された前記対応する解剖学的特徴間の距離に基づいて、前記超音波画像データと前記医用画像データとを位置合わせする、請求項 3 に記載の医用撮像装置。

【請求項 5】

前記画像処理ユニットは、前記被験者の解剖学的特徴のセグメンテーションデータを提供するセグメンテーションユニットと、前記セグメンテーションデータに基づいて、前記超音波画像データと前記医用画像データとを位置合わせする位置合わせユニットと、を含む、請求項 1 に記載の医用撮像装置。

30

【請求項 6】

前記画像処理ユニットは、前記動きモデルに基づいて、前記解剖学的特徴の動きの状態を決定し、前記画像処理ユニットは更に、決定された前記動きの状態に基づいて、前記超音波画像データと前記医用画像データとの前記位置合わせを適応させる、請求項 3 に記載の医用撮像装置。

【請求項 7】

前記複数の超音波画像データを取得する超音波プローブを更に含み、前記位置決定ユニットは、前記超音波プローブの位置を決定する、請求項 1 乃至 6 の何れか一項に記載の画像医用撮像装置。

【請求項 8】

前記画像処理ユニットは、前記超音波プローブの決定された前記位置に基づいて、前記医用画像データ内の複数の異なる像平面を決定する、請求項 7 に記載の医用撮像装置。

40

【請求項 9】

前記超音波プローブは、2次元超音波画像データを取得し、前記画像処理ユニットは、前記動きモデルに基づいて、前記2次元超音波画像データを、前記医用画像データの前記複数の様々な像平面のうちの1つと位置合わせさせる、請求項 8 に記載の医用撮像装置。

【請求項 10】

前記超音波プローブは、前記被験者の3次元超音波画像データを取得し、前記画像処理ユニットは、前記動きモデルに基づいて、前記3次元超音波画像データの像平面を、前記医用画像データの前記複数の様々な像平面のうちの1つと位置合わせさせる、請求項 8 に

50

記載の医用撮像装置。

【請求項 1 1】

前記画像処理ユニットは、前記超音波画像データ及び前記医用画像データ内に特定される対応する解剖学的特徴に基づいて、前記医用画像データの前記複数の様々な像平面のうちの 1 つを選択する、請求項 8 又は 1 0 に記載の医用撮像装置。

【請求項 1 2】

前記画像処理ユニットは、確率アルゴリズムに基づいて、前記医用画像データの前記複数の様々な像平面のうちの 1 つを選択する、請求項 8 又は 1 0 に記載の医用撮像装置。

【請求項 1 3】

前記確率アルゴリズムは、ビタビアルゴリズムである、請求項 1 2 に記載の医用撮像装置。

10

【請求項 1 4】

前記動きモデルは、前記位置決定ユニットから受信される前記超音波プローブの前記位置に基づいて決定される、請求項 1 に記載の医用撮像装置。

【請求項 1 5】

前記動きモデルは、呼吸関数を有する頭尾並進モデルを含む、請求項 1 に記載の医用撮像装置。

【請求項 1 6】

前記動きモデルは、前記呼吸関数の少なくとも 1 つの呼吸期間中に取得される前記複数の超音波画像データに基づいて決定される、請求項 1 5 に記載の医用撮像装置。

20

【請求項 1 7】

被験者のボリュームを検査する医用撮像方法であって、
超音波プローブによって取得される複数の超音波画像データを受信するステップと、
画像インターフェースを介して、前記被験者の医用画像データを受信するステップと、
前記超音波プローブの位置を受信するステップと、
前記複数の超音波画像データに基づいて、前記ボリュームの動きモデルを決定するステップと、
前記超音波画像データと前記医用画像データとを位置合わせするステップと、
前記動きモデルに基づいて、前記超音波画像データと前記医用画像データとの前記位置合わせを適応させるステップと、
結合された画像データの前記位置合わせに基づいて、前記超音波画像データと前記医用画像データとを融合させるように、前記超音波画像データ及び前記医用画像データを処理するステップと、
を含む、医用撮像方法。

30

【請求項 1 8】

前記超音波プローブを含む超音波取得ユニットによって、前記被験者の前記複数の超音波画像データを取得するステップと、
前記超音波プローブの位置を決定するステップと、
を更に含む、請求項 1 7 に記載の医用撮像方法。

40

【請求項 1 9】

コンピュータ上で実行されると、請求項 1 7 に記載の方法のステップを前記コンピュータに実行させるプログラムコード手段を含む、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被験者のボリュームを検査する医用撮像装置、具体的には、被験者の超音波画像データと医用画像データとを組み合わせる医用撮像装置に関する。本発明は更に、被験者のボリュームを検査する医用撮像装置、具体的には、被験者の超音波画像データと医用画像データとを組み合わせる方法に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

医用撮像システムの分野では、診断可能性を向上させるために、患者のライブ超音波画像を、同じ患者のコンピュータ断層撮影画像のような術前ボリューム画像と融合させることが一般的に知られている。これらのシステムは、通常、較正された電磁追跡システムによって様々な画像データを空間的に位置合わせさせる。追跡システムは、超音波画像データと術前ボリューム画像データとの空間的同期を維持することを可能にする。対応する医用撮像システムが、例えば米国特許出願公開第 2 0 1 1 / 0 2 8 8 4 3 A 1 号から知られている。

【 0 0 0 3 】

超音波画像データと術前画像データとの位置合わせは、追跡システムの空間的較正と、超音波画像データ座標と術前ボリューム画像座標との剛体変換とに基づいている。したがって、様々な画像データ座標の較正は、術前画像走査が超音波走査の直前に行われ、較正位置が、位置合わせされる画像データの位置に近ければ、より正確である。

【 0 0 0 4 】

追跡システムの空間的較正の精度が高くても、様々な画像データの位置合わせは、患者の心臓及び / 又は呼吸器官の動きによってずれを示す。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

したがって、本発明は、検査されるボリュームが動いていても、様々な画像データの位置合わせを向上させる、被験者のボリュームを検査する医用撮像装置を提供することを目的とする。

【 0 0 0 6 】

本発明は、被験者のボリュームを検査する対応する医用撮像方法を提供することを更なる目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明の一態様によれば、被験者のボリュームを検査する医用撮像装置が提供される。当該装置は、

被験者の複数の超音波画像データを取得する超音波プローブを含む超音波取得ユニットと、

被験者の医用画像データを受信する画像インターフェースと、

超音波プローブの位置を決定する位置決定ユニットと、

複数の超音波画像データに基づいて、ボリュームの動きモデルを決定し、動きモデルに基づいて、超音波画像データと医用画像データとを位置合わせする画像処理ユニットとを含み、画像処理ユニットは、

結合された画像データとなるように、位置合わせに基づいて、超音波画像データと医用画像データとを融合させるように、超音波画像データ及び医用画像データを処理する融合ユニットを含む。

【 0 0 0 8 】

本発明の別の態様によれば、被験者のボリュームを検査する医用撮像方法が提供される。当該方法は、

超音波プローブを含む超音波取得ユニットによって被験者の複数の超音波画像データを取得するステップと、

画像インターフェースを介して、被験者の医用画像データを受信するステップと、

超音波プローブの位置を決定するステップと、

複数の超音波画像データに基づいて、ボリュームの動きモデルを決定するステップと、

超音波画像データと医用画像データとを位置合わせするステップと、

動きモデルに基づいて、超音波画像データと医用画像データとの位置合わせを適応させるステップと、

10

20

30

40

50

結合された画像データとなるように、位置合わせに基づいて、超音波画像データ及び医用画像データを融合させるように、超音波画像データ及び医用画像データを処理するステップとを含む。

【0009】

本発明の好適な実施形態は、従属請求項に規定される。当然ながら、請求項に係る方法は、請求項に係るデバイスと同様及び／又は同一の、また、従属請求項に規定される好適な実施形態を有する。

【0010】

本発明は、好適には、超音波プローブの位置及び被験者の解剖学的特徴に基づいて、超音波画像データと、同じ患者の術前ボリューム画像データである医用画像データとを位置合わせするという考えに基づいている。超音波画像データと医用画像データとは位置合わせされ、当該位置合わせは、撮像される解剖学的特徴の動きによって位置ずれが生じる場合には、決定された動きモデルに基づいて適応される。動きモデルに基づき、撮像される解剖学的特徴の動きの状態が推定され、画像データの位置合わせが連続的に行われる。したがって、様々な画像データが正確に位置合わせされ、画像データの位置合わせは、患者の臓器のような解剖学的特徴が例えば呼吸によって動いていても、連続的に維持される。

【0011】

好適な実施形態では、画像処理ユニットは、超音波データ及び医用画像データ内の対応する解剖学的特徴を決定し、対応する解剖学的特徴に基づいて、超音波データと医用画像データとを位置合わせする。これにより、超音波画像データと医用画像データとが正確に位置合わせされる。

【0012】

好適な実施形態では、画像処理ユニットは、決定された対応する解剖学的特徴間の距離に基づいて、超音波データと医用画像データとを位置合わせする。これにより、少ない技術的努力で、超音波データと医用画像データとが位置合わせされる。

【0013】

好適な実施形態では、画像処理ユニットは、被験者の解剖学的特徴のセグメンテーションデータを提供するセグメンテーションユニットを含み、画像処理ユニットは更に、セグメンテーションデータに基づいて、超音波画像データと医用画像データとを位置合わせする位置合わせユニットを含む。これにより、画像データに基づいて、超音波画像データと医用画像データとが正確に位置合わせされる。

【0014】

好適な実施形態では、画像処理ユニットは、動きモデルに基づいて、解剖学的特徴の動きの状態を決定し、整列ユニットは、決定された動きの状態及び動きモデルに基づいて、超音波画像データと医用画像データとの位置合わせを適応させる。これにより、解剖学的特徴の動きに対応して、超音波画像データと医用画像データとが正確に位置合わせされる。

【0015】

好適な実施形態では、画像処理ユニットは、超音波プローブの検出された位置に基づいて、医用画像データ内の複数の様々な像平面を決定する。これにより、少ない技術的努力で、超音波画像データとの位置合わせが提供される。

【0016】

好適な実施形態では、超音波プローブは、2次元超音波画像データを取得し、位置合わせユニットは、動きモデルに基づいて、2次元超音波画像データを、医用画像データの様々な像平面のうちの1つと位置合わせさせる。これにより、動きモデルに基づいて、2次元超音波画像データと医用画像データの像平面とが正確に位置合わせされる。

【0017】

好適な実施形態では、様々な像平面は、互いに平行に配置される。これにより、少ない技術的努力で、2次元超音波画像データと像平面とが位置合わせされる。

【0018】

10

20

30

40

50

更なる好適な実施形態では、様々な像平面は、医用画像データの較正された像平面と平行に配置される。これにより、超音波画像データと医用画像データとを位置合わせする技術的努力が更に少なくて済む。

【0019】

代替実施形態では、超音波プローブは、被験者の3次元超音波画像データを取得し、位置合わせユニットは、動きモデルに基づいて、3次元超音波画像データの像平面を、医用画像データの様々な像平面のうちの1つと位置合わせさせる。これにより、動きモデルに基づいて、3次元超音波画像データが、3次元医用画像データと正確に位置合わせされる。

【0020】

好適な実施形態では、位置合わせユニットは更に、超音波画像データ及び医用画像データ内で特定された対応する解剖学的特徴に基づいて、超音波画像データとの位置合わせのための医用画像データの様々な像平面の1つを選択する。これにより、超音波画像データと医用画像データとの位置合わせの正確さが更に向上される。

【0021】

更なる好適な実施形態では、位置合わせユニットは、確率アルゴリズムに更に基づいて、超音波画像データとの位置合わせのための医用画像データの様々な像平面の1つを選択する。これにより、選択のロバスト性及び超音波画像データと医用画像データとの位置合わせが向上される。好適な実施形態では、確率アルゴリズムは、ビタビ(Viterbi)アルゴリズムである。

【0022】

好適な実施形態では、動きモデルは、位置決定ユニットによって決定される超音波プローブの位置に基づいて決定される。これにより、撮像される様々な解剖学的特徴に対して様々な動きモデルが使用され、また、位置合わせの正確さが向上される。

【0023】

好適な実施形態では、動きモデルは、頭尾並進モデルを含む。これにより、検出された超音波プローブ位置に依存して、被験者の解剖学的特徴の動きが正確に推定される。

【0024】

好適な実施形態では、位置合わせユニットは、被験者の解剖学的特徴及び超音波プローブの検出された位置に基づいて、超音波画像データと医用画像データとを位置合わせさせる。

【0025】

上記されたように、被験者の解剖学的特徴の動きが、動きモデルに基づいて、また、超音波画像データと医用画像データとの相関関係に基づいて推定されるので、超音波画像データと医用画像データとの位置合わせが著しく向上される。特に、被験者の解剖学的特徴の動きが、超音波データに基づいて決定されるので、例えば被験者の呼吸動作が考慮され、2つの異なる画像データの位置合わせが対応して適応される。したがって、被験者の解剖学的特徴が動いていても、超音波画像データと医用画像データとが正確に位置合わせされる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

本発明のこれらの及び他の態様は、以下に説明される実施形態から明らかとなり、また、当該実施形態を参照して説明される。

【0027】

【図1】図1は、被験者のボリュームを検査する医用撮像装置の模式図を示す。

【図2a】図2aは、合成医用画像データとなるように、医用撮像装置によって融合される超音波画像を示す。

【図2b】図2bは、合成医用画像データとなるように、医用撮像装置によって融合されるコンピュータ断層撮影画像を示す。

【図3】図3は、医用走査中の被験者の呼吸のタイミング図を示す。

10

20

30

40

50

【図４】図４a - 図４fは、被験者の呼吸に応じた肝臓の様々な位置を示す。

【図５】図５a - 図５fは、被験者の呼吸に応じた図４a乃至図４fの肝臓の様々な位置に対応する超音波画像及びコンピュータ断層撮影画像を示す。

【図６】図６は、被験者の呼吸に応じたコンピュータ断層撮影データの様々な像平面の選択を説明する模式図を示す。

【図７】図７は、被験者の超音波画像データと術前医用画像データとを位置合わせさせる医用撮像方法のフロー図を示す。

【発明を実施するための形態】

【００２８】

図１は、概して１０と示される医用撮像装置の模式図を示す。医用撮像装置１０は、解剖学的部位、具体的には患者１２の解剖学的部位のボリュームを検査するために利用される。医用撮像装置１０は、超音波を送受信する複数のトランスデューサ素子を含む少なくとも１つのトランスデューサアレイを有する超音波プローブ１４を含む。トランスデューサ素子は、一列の素子に又は２Ｄアレイとして配列される。

10

【００２９】

医用撮像装置１０は、一般に、超音波プローブ１４に接続されて超音波データの取得を制御する、具体的には、超音波のステアリング及び／又はビーム形成のための制御ユニット１６を含む。制御ユニット１６は、超音波プローブ１４に接続され、超音波プローブ１４から受信される超音波データを評価し、超音波画像データを患者１２の術前画像と融合させる、組み合わせる又は相関させる画像処理ユニット１８を含む。画像処理ユニット１８は、データベース２２又は外部の分析及び撮像装置２２から術前３Ｄ医用画像データを受信するための画像インターフェース２０を含む。術前画像データは、好適には、コンピュータ断層撮影画像データ（ＣＴ）、磁気共鳴断層撮影画像データ（ＭＲＴ）又はコンビームＣＴ画像データ又は術前３Ｄ超音波画像データである。画像処理ユニット１８は、超音波プローブ１４から受信される超音波画像と、データベース２２又は外部の分析及び撮像装置２２から受信される患者１２の術前医用画像データとを組み合わせる融合ユニット２４を含む。

20

【００３０】

医用撮像装置１０は更に、融合ユニット１８から受信される画像データを表示する表示ユニット２６を含む。表示ユニット２６は、画像処理ユニット１８から画像データ全般を受信し、超音波画像データ及び医用画像データを、合成画像データ（例えばオーバーレイ画像）として表示する。医用撮像装置１０は更に、画像取得を制御するために、表示ユニット２６又は制御ユニット１６に接続される入力デバイス２８を含む。入力デバイス２８は、医用撮像装置１０全般を制御するために、キーボード、マウス等を含むか、又は、表示ユニット２６上のタッチスクリーンとして形成される。

30

【００３１】

医用撮像装置１０は更に、超音波プローブ１４に取り付けられ、超音波プローブ１４の位置を決定する位置決定ユニット３０を含む。位置決定ユニット３０は、例えば電磁追跡によって、使用時に、患者１２の身体に取り付けられる超音波プローブ１４の位置を決定する。超音波プローブ１４の位置は、超音波プローブ１４によって取得される超音波画像データと、患者１２の術前医用画像データとして画像インターフェース２０を介して受信される医用画像データとを相関させるために使用される。超音波プローブ１４は、使用時、図１に概略的に示される患者１２の解剖学的特徴３２からの超音波画像データを提供する。患者１２の好適な解剖学的特徴は、超音波プローブ１４によって走査される肝臓である。

40

【００３２】

画像処理ユニット１８は、超音波プローブ１４によって最初の較正位置において捕捉された各超音波画像データを用いて、画像インターフェース２０を介して受信された術前医用画像データに対して位置決定ユニット３０を較正する較正ユニット３４を含む。画像処理ユニット１８は更に、超音波画像データ及び医用画像データをセグメント化し、対応す

50

るセグメンテーションデータを提供するセグメンテーションユニット 36 を含む。セグメンテーションユニット 36 は、超音波画像データ及び医用画像データ内でのパターン及び / 又はエッジ検出に基づいて、セグメンテーションデータを提供する。位置合わせユニット 24 は、好適には、セグメンテーションユニット 36 から受信するセグメンテーションデータに基づいて、超音波画像データ及び術前医用画像データを位置合わせする又は関連させる。

【0033】

画像処理ユニット 18 は更に、超音波プローブ 14 の検出された位置及び対応する視線方向に基づいて、患者の体内の解剖学的特徴 32 の動きを記述する被験者 12 の解剖学的特徴 32 の動きモデル 38 を含む。動きモデル 38 は、解剖学的特徴 32 が呼吸のような患者 12 の生命活動によって動いていても、超音波プローブ 14 によって捕捉された超音波画像データの位置合わせが、患者 12 の対応する術前医用画像データに正確に相關されるように、患者の体内の解剖学的特徴 32 の動き又は動作の指標を提供する。更に、超音波画像データと医用画像データとの位置合わせは、動きモデル及び解剖学的特徴の推定される動きに基づいて適応又は補正される。動きモデルは、好適には、頭尾並進モデルを含む。

10

【0034】

超音波走査中、位置合わせユニット 24 は、超音波プローブ 14 によって取得された超音波画像データを、同じ位置の解剖学的特徴 32 の医用画像データと融合させる。超音波画像データと術前医用画像データとの位置合わせは、超音波画像データ及び術前医用画像データ内で検出される解剖学的特徴の相關関係に基づいて達成される。被験者 12 の超音波画像データと術前医用画像データとは、例えば被験者 12 の呼吸による解剖学的特徴 32 の動きモデルに基づいて位置合わせされる。したがって、2 つの異なる画像データの融合が向上される。

20

【0035】

第 1 のステップにおいて、動きモデル 38 は、超音波プローブ 14 の決定された位置に基づいて選択され、術前医用画像データ内の複数の像平面が決定される。次のステップにおいて、捕捉された超音波画像データと、超音波プローブ 14 の各位置とが互いに相關される。術前医用画像データ内の像平面の 1 つが、較正された位置として選択され、これは、例えば超音波画像データ及び術前医用画像データ内の特徴検出及び / 又はセグメンテーションデータに基づいて、捕捉された 2 次元超音波画像データに適合する。動きモデル 38 と、超音波プローブ 14 に対する解剖学的特徴 32 (この具体例では肝臓 32) の対応して予想される動きと、選択された像平面とに基づいて、術前医用画像データの異なるスライスが選択され、現在捕捉された超音波画像データと位置合わせされる又は融合される。較正位置における超音波画像データ及び対応する術前医用画像データの正しい融合が維持されるか、又は、位置ずれが、動きモデル 38 に基づいて補正される。したがって、例えば解剖学的特徴 32、即ち、被験者 12 の臓器の呼吸による動きが考慮され、したがって、いずれの場合にも、様々な画像データの正しい融合又は位置合わせが達成される。

30

【0036】

図 2 a 及び図 2 b には、医用撮像装置 10 の較正用の超音波画像及びコンピュータ断層撮影画像が示される。画像は、被験者 12 の解剖学的特徴として肝臓 32 を示す。図 2 a は、超音波プローブ 14 によって捕捉された肝臓 32 を示し、図 2 b は、肝臓 32 のコンピュータ断層撮影画像データの対応する像平面を示す。肝臓 32 の血管の位置が互に対応し、これにより、良好な位置合わせが達成される。較正は、様々な画像データにおけるパターン検出及び / 又はエッジ検出並びに各画像データのセグメンテーションデータに基づいて行われ、これにより、正確な位置合わせ及び医用撮像装置 10 の正確な較正が達成される。

40

【0037】

図 3 は、被験者 12 の呼吸関数 $B(t)$ のタイミング図を示す。図 3 では、超音波プローブ 14 の較正位置 B_c 、即ち、最初の位置が決定される。呼吸関数 $B(t)$ は、被験者

50

1 2 の解剖学的特徴の動きの状態として、較正位置 B_c の周りで交互に入れ替わる。較正位置 B_c よりも上側のピークは被験者の吸息 B_I に対応し、低いピークは被験者 1 2 の呼気 B_E に対応する。

【0038】

被験者 1 2 の呼吸によって、被験者 1 2 の内臓 3 2 は、以下に詳細に説明されるように、超音波プローブ 1 4 が被験者 1 2 の皮膚に対して固定して保持されていても、超音波プローブ 1 4 に対して頭尾方向に動く。

【0039】

図 4 a 乃至図 4 f は、被験者 1 2 の呼吸サイクル中に、頭尾方向に動く解剖学的特徴 3 2 を含む被験者 1 2 の模式図を示す。超音波プローブ 1 4 は、解剖学的特徴 3 2 としての肝臓 3 2 を検査しているものとして概略的に示される。超音波プローブ 1 4 は、被験者 1 2 の皮膚に対して固定位置にある。図 5 a 乃至図 5 f には、図 4 a 乃至図 4 f に示される各呼吸サイクルの対応する超音波画像及び対応する術前コンピュータ断層撮影画像が示される。

10

【0040】

図 4 a 及び図 5 a において、解剖学的特徴が図 3 に示されるように中間又は中央位置ある較正位置が概略的に示される。解剖学的特徴、即ち、肝臓 3 2 は、図 4 a に示されるように、中央位置にあり、超音波画像及び対応する術前コンピュータ断層撮影画像は、上記されたように、互いに対して位置合わせされるか又は融合される。図 4 b に示されるように、呼気中、肝臓 3 2 は、被験者 1 2 の体内を、したがって、超音波プローブ 1 4 に対して下方向に移動するので、図 5 b に示されるように、異なる超音波画像が捕捉される。解剖学的特徴 3 2 の動きモデルに基づいて、肝臓 3 2 の新しい位置が決定され、コンピュータ断層撮影画像データの異なるスライス、即ち、像平面が選択され、図 5 b に示される修正された超音波画像と位置合わせされる。この固定位置において取得される（例えば図 5 に示される）複数の超音波画像は、共通の解剖学的特徴の反復パターンを共有し、このパターンの経時的な変化に基づいて、所与の患者の動きモデル（例えば図 3 におけるような患者固有のタイミング図を含むモデル）が決定される。対応して、複数の超音波画像の各超音波画像内に、肝臓 3 2 の様々な位置が決定され、コンピュータ断層撮影画像データの対応する様々なスライス、即ち、像平面が、図 5 c 乃至図 5 f に示されるように、画像補正又は融合のために選択される。

20

30

【0041】

術前医用画像データとして、コンピュータ断層撮影画像データの正しい像平面が、被験者 1 2 の呼吸中に選択されるので、様々な画像データの正確な位置合わせが達成される。

【0042】

図 6 では、被験者 1 2 及び術前医用画像データ（例えばコンピュータ断層撮影画像データ）の様々なスライス、即ち、像平面 C の模式図が示される。超音波画像データ及び術前医用画像データの融合又は位置合わせ中、様々なスライス、即ち、像平面 C が術前医用画像データ内に規定される。スライス、即ち、像平面 C は、互いに平行であり、動きの方向又は頭尾方向に配置される又は向けられる。

40

【0043】

位置合わせのためのスライス、即ち、像平面 C は、スライス、即ち、像平面 C のセット

$$\{C_{-m}, \dots, C_{-3}, C_{-2}, C_{-1}, C_0, C_1, C_2, \dots, C_n\}$$

から選択される。ここで、 C_0 は、較正された位置又は最初の位置のスライス、即ち、像平面 C であり、他のスライス、即ち、像平面は、較正されたスライス、即ち、像平面 C_0 と平行に配置される。

【0044】

被験者 1 2 の呼吸に応じて、肝臓 3 2 は、頭尾方向 4 0 に動き、術前画像データのスライス、即ち、像平面 C のうちの 1 つが、決定された動きモデル 3 8 に基づいて選択される。

50

【0045】

スライス、即ち、像平面が提供される範囲は、通常、約21mmの範囲である。スライス、即ち、像平面の典型的な数は、サンプリングレートに応じて15である。スライス、即ち、像平面Cの数が多いと、複雑さ及び計算量が増え、スライス、即ち、像平面の数が少ないと、複雑さ及び精度が下がる。

【0046】

スライス、即ち、像平面Cの選択は、超音波画像データ及び医用画像データ内の血管といった検出された解剖学的特徴間の距離が使用され、対応する特徴間の距離が最短であるスライスが選択される最小化基準に基づいてよい。相互情報量又は平均平方誤差といった他の距離を使用してもよい。

10

【0047】

選択は、選択のロバスト性を向上させるように、ビタビ(Viterbi)アルゴリズムといったダイナミックプログラミングの使用に基づいている。アルゴリズムの目的は、距離基準だけでなく、呼吸関数 $B(t)$ を考慮する確率にも基づいて、スライス、即ち、像平面Cを選択することである。

【0048】

代替実施形態では、超音波プローブ14は、3次元超音波プローブであり、3次元超音波画像データが、呼吸関数 $B(t)$ 及び動きモデルに基づいて、コンピュータ断層撮影データボリュームといった対応する術前医用画像データボリュームと融合又は位置合わせされる。医用撮像装置10は、頭尾方向40における医用画像データボリュームの対応するセットを提供し、各ボリュームは、呼吸関数 $B(t)$ 及び動きモデルに基づいて選択される。

20

【0049】

図7は、被験者12の超音波画像データと術前医用画像データとを位置合わせさせる医用撮像方法の概略フロー図を示す。医用撮像方法は、概して50と示される。方法50は、ステップ52に示されるように、コンピュータ断層撮影画像データ、磁気共鳴断層撮影画像データ等といった3次元医用画像データを提供することで開始する。ステップ54に示されるように、位置決定ユニット30が、超音波プローブ14の位置を提供する。ステップ56において、複数の超音波画像が、超音波プローブ14の固定位置において取得される。画像処理ユニット18が、位置合わせユニットを介して、例えば超音波プローブ14の位置と、複数の超音波画像を通しての共通の解剖学的特徴の反復パターンの変化とに基づいて、動きモデル38を規定する。動きモデル38を、呼吸関数 $B(t)$ の少なくとも1つの呼吸期間に基づいて規定することが有益である。これは、より正確な動きモデル定義を提供することができる。ステップ56において、画像データ内の解剖学的特徴の動きの状態が、動きモデル38、例えば被験者12の呼吸状態に基づいて決定され、これにより、被験者の解剖学的特徴の動き及び後続の再位置合わせが推定される。

30

【0050】

ステップ58に示されるように、融合ユニット24が、動きモデル38及び超音波プローブ14の位置に基づいて、3次元医用画像内の複数の様々な像平面を決定する。ステップ60において、2次元超音波画像データが連続的に取得され、ステップ62において、超音波画像データと3次元医用画像データとを位置合わせさせるために、3次元医用画像データの様々な像平面のうちの、ステップ60において取得された2次元超音波画像データに最適に適合する1つの像平面が選択される。像平面は、例えば3次元画像データ及び超音波画像データの像平面内の対応する解剖学的特徴のパターン検出に基づいて選択される。ステップ62における超音波画像データの医用画像データの像平面のうちの1つの像平面に対する位置合わせ後、ステップ64に示されるように、選択された像平面の画像データと超音波画像データとが、結合された画像データとなるように融合され、ステップ66に示されるように、表示画面26上で表示される。

40

【0051】

したがって、超音波画像データ及び医用画像データは、被験者12の撮像される解剖学

50

的特徴が動いていても連続的に位置合わせし、正確に融合された画像データが表示画面 26 上に表示される。

【0052】

本発明は、図面及び上記説明において詳細に例示及び説明されたが、当該例示及び説明は、例示であって、限定と解釈されるべきではない。本発明は、開示された実施形態に限定されない。開示された実施形態の他の変形態様は、図面、開示内容及び添付の請求項の検討から、請求項に係る発明を実施する当業者によって理解され、実施される。

【0053】

請求項において、「含む」との用語は、他の要素又はステップを除外するものではなく、また、「a」又は「an」との不定冠詞も、複数形を除外するものではない。単一の要素又は他のユニットが、請求項に記載される幾つかのアイテムの機能を果たしてもよい。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されることだけで、これらの手段の組み合わせを有利に使用することができないことを示すものではない。

10

【0054】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアと共に又はその一部として供給される光学記憶媒体又は固体媒体といった適切な媒体上に記憶及び／又は分散されてもよいが、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムを介するといった他の形式で分配されてもよい。

【0055】

請求項における任意の参照符号は、範囲を限定するものと解釈されるべきではない。

20

【図 1】

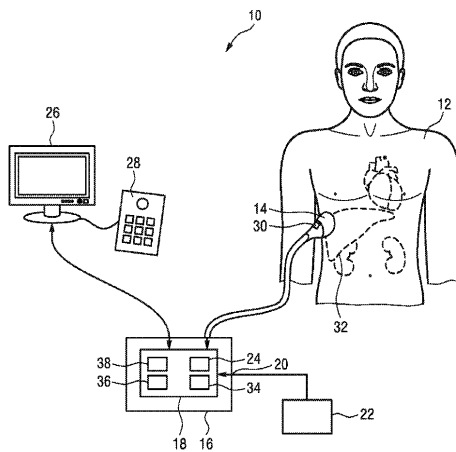


FIG.1

【図 2 a)】



a)

【図 2 b)】



b)

【図 3】

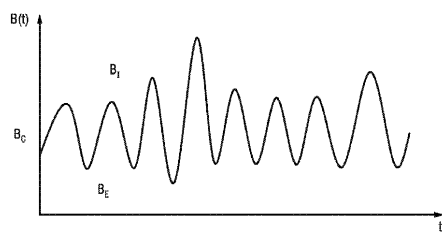
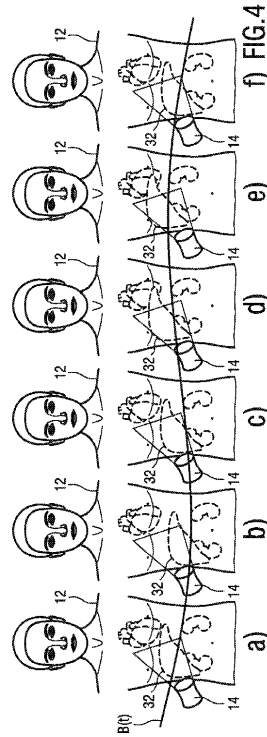
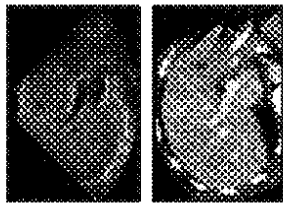


FIG.3

【図 4】



【図 5 a)】



a)

【図 5 b)】



b)

【図 5 c)】



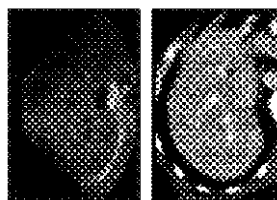
c)

【図 5 d)】



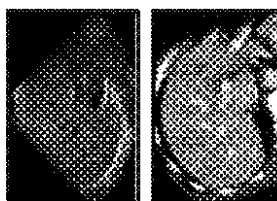
d)

【図 5 e)】



e)

【図 5 f)】



f)

【 図 6 】

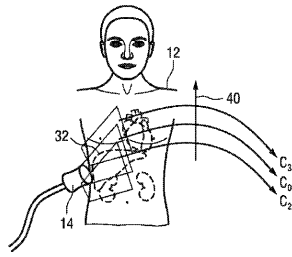


FIG.6

【 図 7 】

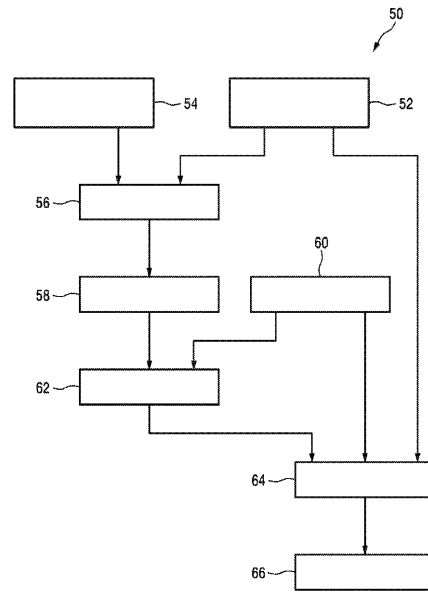


FIG.7

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/IB2016/057808

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/08 A61B8/00 G06T7/33 G06T7/10 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) EP0-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 2014/235998 A1 (KIM JUNG-BAE [KR] ET AL) 21 August 2014 (2014-08-21)	1-14,
Y	paragraphs [0050] - [0073]	16-19
	-----	15
X	US 2013/039555 A1 (XU SHENG [US] ET AL) 14 February 2013 (2013-02-14)	1, 17
	paragraph [0025] - paragraph [0030]	

Y	US 2003/233039 A1 (SHAO LINGXIONG [US] ET AL) 18 December 2003 (2003-12-18)	15
	paragraph [0011]	

☐ 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 "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
28 February 2017		07/03/2017
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
		Koprinarov, Ivaylo

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2016/057808

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2014235998 A1	21-08-2014	CN 104008540 A EP 2769676 A1 JP 2014161734 A KR 20140105101 A US 2014235998 A1	27-08-2014 27-08-2014 08-09-2014 01-09-2014 21-08-2014
US 2013039555 A1	14-02-2013	CN 101836236 A EP 2203892 A2 JP 5449175 B2 JP 2011500250 A US 2013039555 A1 WO 2009053896 A2	15-09-2010 07-07-2010 19-03-2014 06-01-2011 14-02-2013 30-04-2009
US 2003233039 A1	18-12-2003	AU 2003232400 A1 EP 1516290 A2 JP 4576228 B2 JP 2005528974 A US 2003233039 A1 WO 03107275 A2	31-12-2003 23-03-2005 04-11-2010 29-09-2005 18-12-2003 24-12-2003

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 ビルディング
5

(72)発明者 アレアー ステファン
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 ビルディング
5

(72)発明者 タン トーマス
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 ビルディング
5

(72)発明者 ウン ガリー 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 ビルディング
5

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB06 EE09 EE11 GA18 GA25 GB06 JC06 JC15 JC32
KK24 LL33

专利名称(译)	标题：医学成像设备和医学图像图像方法		
公开(公告)号	JP2018538086A	公开(公告)日	2018-12-27
申请号	JP2018532322	申请日	2016-12-20
[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 アレーステファン タントーマス ウンガリーチェンハウ		
发明人	デュフル セシル アレアー ステファン タン トーマス ウン ガリー チェン-ハウ		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/4254 A61B8/5246 A61B8/5261 A61B8/5276 G06T7/33 G06T2207/10016 G06T2207/10081 G06T2207/10132		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GA18 4C601/GA25 4C601/GB06 4C601/JC06 4C601/JC15 4C601/JC32 4C601/KK24 4C601/LL33		
优先权	62/270868 2015-12-22 US		
其他公开文献	JP2018538086A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于检查对象12的体积的医学成像设备10。该医学成像设备是超声获取单元14，其包括：获取对象的超声图像数据的超声波探头；接收对象的医学图像数据的图像接口20；以及确定超声波探头的位置的位置确定单元。包括30和。基于对象的解剖特征32和超声探头的检测位置，对准超声图像数据和医学图像数据，并且基于运动模型，对准超声图像数据和医学图像数据。提供对准单元，该对准单元适于对准。设置图像处理单元18，用于处理超声图像数据和医学图像数据，以便基于对准将超声图像数据和医学图像数据融合，以合成图像数据。

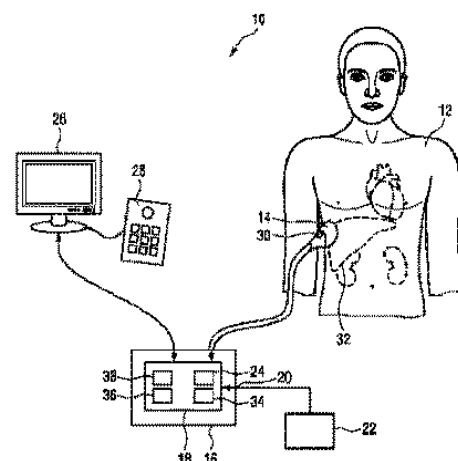


FIG. 1