

(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2018-509990

(P2018-509990A)

(43) 公表日 平成30年4月12日(2018.4.12)

(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 未請求 予備審査請求 未請求 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2017-549518 (P2017-549518)
 (86) (22) 出願日 平成28年4月5日 (2016.4.5)
 (85) 翻訳文提出日 平成29年9月21日 (2017.9.21)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2016/057393
 (87) 国際公開番号 W02016/169759
 (87) 国際公開日 平成28年10月27日 (2016.10.27)

(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 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】 医療イメージング装置

(57) 【要約】

本発明は、医療イメージング装置 10 に関する。装置は、患者 12 の超音波画像データを取得するための超音波プローブ 14 を有する超音波取得ユニットを有する。画像データインタフェース 18 が、患者の 3D 医療画像データを受け取るために提供され、位置決定ユニット 28 が、超音波プローブの位置を決定するために提供される。較正ユニット 24 は、超音波プローブの複数の位置 C において、超音波画像データと 3D 医療画像データとの間の伝達関数を決定し、対応する複数の較正された伝達関数及び較正位置を提供する。計算ユニット 26 は、超音波プローブの位置及び複数の較正された伝達関数に基づいて、超音波画像データ及び 3D 医療画像データを同期させ、前記計算ユニットは更に、超音波プローブの位置に基づいて較正された伝達関数を重み付けるよう適応されている。

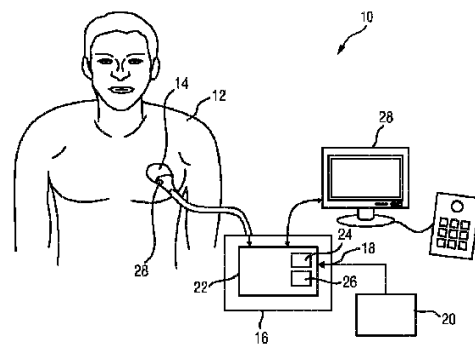


FIG.1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

患者の超音波画像データを取得する超音波プローブを有する超音波取得ユニットと、
患者の 3D 医療画像データを受け取る画像データインタフェースと、
前記超音波プローブの位置を決定する位置決定ユニットと、
前記超音波プローブの複数の位置において前記超音波画像データと前記 3D 医療画像データとの間の伝達関数を決定し、対応する複数の較正された伝達関数及び較正位置を提供する較正ユニットと、
前記超音波プローブの位置及び前記複数の較正された伝達関数に基づいて、前記超音波画像データ及び前記 3D 医療画像データを同期させる計算ユニットであって、前記超音波プローブの位置に基づいて前記較正された伝達関数を重み付ける計算ユニットと、
を有する、医療イメージング装置。

10

【請求項 2】

前記計算ユニットは、前記超音波プローブと前記複数の較正位置の間の距離に基づいて、前記較正された伝達関数を重み付ける、請求項 1 に記載の医療イメージング装置。

【請求項 3】

前記計算ユニットは、前記超音波プローブの先端部の予め規定された位置と前記複数の較正位置との間の距離に基づいて、前記較正された伝達関数を重み付ける、請求項 2 に記載の医療イメージング装置。

20

【請求項 4】

前記計算ユニットは、前記超音波画像データ内の予め規定された位置と前記複数の較正位置との間の距離に基づいて前記較正された伝達関数を重み付ける、請求項 2 に記載の医療イメージング装置。

【請求項 5】

前記超音波画像データ内の前記予め規定された位置が前記超音波画像データの中心である、請求項 4 に記載の医療イメージング装置。

【請求項 6】

前記計算ユニットは更に、相対重み係数によって前記較正された伝達関数を重み付ける、請求項 1 に記載の医療イメージング装置。

【請求項 7】

前記計算ユニットは更に、絶対重み係数に基づいて前記較正された伝達関数を重み付ける、請求項 1 に記載の医療イメージング装置。

30

【請求項 8】

前記較正ユニットは更に、各々の較正位置について 3D 剛体変換を決定する、請求項 1 に記載の医療イメージング装置。

【請求項 9】

前記計算ユニットは更に、重み係数によって重み付けられた前記較正された伝達関数に基づいて、前記超音波プローブの現在位置について一般伝達関数を決定する、請求項 1 に記載の医療イメージング装置。

【請求項 10】

前記同期された超音波画像データ及び 3D 医療画像データに基づいて、融合画像データを提供する画像処理ユニットと、

40

表示ユニットに前記融合画像データを提供する画像データインタフェースと、
を更に有する、請求項 1 に記載の医療イメージング装置。

【請求項 11】

それぞれ異なる医療画像データを組み合わせる医療イメージング方法であって、
前記超音波プローブによって患者の超音波データを取得するステップと、
前記患者の 3D 医療画像データを受け取るステップと、
位置決定ユニットによって前記超音波プローブの位置を決定するステップと、
前記超音波プローブの複数の位置において前記超音波画像データと前記医療画像データ

50

との間の伝達関数を決定し、対応する複数の較正された伝達関数及び較正位置を提供するステップと、

前記超音波プローブの位置及び前記複数の伝達関数に基づいて前記超音波画像データ及び前記3D医療画像データを同期させるステップと、を含む方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療画像データを評価する医療イメージング装置に関する。本発明は更に、医療イメージング方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療イメージングシステムの分野において、診断可能性を改善するために、それぞれ異なる医療解析システムによって取得された患者のそれぞれ異なる画像を組み合わせることが概して知られている。特に、患者の超音波画像と、MRT又はCTのような異なる解析システムから導き出される術前画像データとを組み合わせる超音波システムが知られている。患者のライブ超音波画像と、同じ患者の術前ボリュームデータとの融合を可能にするために、位置追跡システムが、通常、それぞれ異なる画像データを空間的にアラインするために利用される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

位置追跡システムは通常、例えば人工マーカ又は解剖学的特徴のアライメントに基づく位置較正に依存し、かかる人工マーカ又は解剖学的特徴は、術前データにおいて及び超音波データにおいて識別されることができるとともに、データのアライメントが決定できるように互いに相関付けられることができる。

【0004】

例えば米国特許出願公開第2010/0286517A1号公報から知られているように、超音波画像データ及び医療画像データのアライメントは、超音波プローブ較正情報に基づくことができ、それにより画像データの空間的なアライメントを提供する。

【0005】

超音波データ及び医療画像データの空間的な同期の正確さは、超音波プローブ及び較正位置の距離に依存し、従って、同期のミスアライメントは、較正位置からの距離と共に増大する。通常、ミスアライメントが生じる場合、画像データ及び追跡システムの再較正が実施されるが、以前に較正された位置でのミスアライメントが再び生じうる。

【0006】

従って、本発明の目的は、改善された正確さを伴って個々の異なる医療画像データを同期するための、改善された医療イメージング装置及び対応する改善された医療イメージング方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の1つの見地により、患者の超音波画像データを取得する超音波プローブを有する超音波取得ユニットと、患者の3D医療画像データを受け取る画像データインタフェースと、超音波プローブの位置を決定する位置決定ユニットと、超音波プローブの複数の位置において、超音波画像データと3D医療画像データとの間の伝達関数を決定し、対応する複数の較正された伝達関数及び較正位置を提供する較正ユニットと、超音波プローブの位置及び複数の較正された伝達関数に基づいて、超音波画像データ及び3D医療画像データを同期させる計算ユニットと、を有する医療イメージング装置が提供される。

【0008】

本発明の1つの見地により、異なる医療画像データを組み合わせる医療イメージング方

10

20

30

40

50

法であって、超音波プローブによって患者の超音波データを取得するステップと、患者の3D医療画像データを受け取るステップと、位置決定ユニットによって超音波プローブの位置を決定するステップと、超音波プローブの複数の位置において、超音波画像データと医療画像データの間の伝達関数を決定し、対応する複数の校正された伝達関数及び校正位置を提供するステップと、超音波プローブの位置及び複数の伝達関数に基づいて、超音波画像データ及び3D医療画像データを同期させるステップと、を含む医療イメージング方法が提供される。

【0009】

本発明の好適な実施形態は、従属請求項に規定される。請求項に記載の方法は、請求項に記載の装置と及び従属請求項に規定されるものと同様の及び/又は同一の好適な実施形態を有することが理解される。

10

【0010】

本発明は、超音波プローブの複数の位置について、超音波画像データ及び3D医療画像データを互いにリンクする複数の伝達関数を決定して、超音波画像データ及び3D医療画像データが同期されるための基準となる超音波プローブの対応する校正位置を提供するという考えに基づく。個々の異なる校正位置が校正ユニットによって決定されるので、超音波画像データ及び3D医療画像データの空間同期の正確さが改善されることができるよう、複数の校正位置の1つに対する超音波プローブの距離が考慮されることができ。それぞれ異なる校正位置及び決定された複数の校正された伝達関数が、画像データの同期のために同時に利用されるので、それぞれ異なる画像データの空間的なアライメントが、患者身体の大きい面積について改善されることができ。

20

【0011】

従って、超音波画像データ及び3D医療画像データの空間同期の正確さが改善されることができ。

【0012】

本発明より、計算ユニットは、超音波プローブの位置に基づいて、校正された伝達関数を重み付けるように構成される。これは、超音波プローブの位置に依存して、それぞれ異なる校正された伝達関数を利用することを可能にし、それにより、最適に校正された伝達関数が、画像データを同期させるために考慮されることができ。

【0013】

好適な実施形態において、計算ユニットは、超音波プローブと複数の校正位置との間の距離に基づいて、校正された伝達関数を重み付けるように適応される。同期の正確さは校正位置までの距離に依存するので、これは、同期を改善することを可能にする。

30

【0014】

好適な実施形態において、計算ユニットは、超音波プローブの先端部の予め規定された位置と複数の校正位置との間の距離に基づいて、校正された伝達関数を重み付けるように適応される。これは、超音波プローブにおいて規定される基準位置に基づいて、校正された伝達関数を決定することを可能にし、それにより、伝達関数の正確な決定が、低い技術的努力により達成されることができ。

【0015】

他の好適な実施形態において、計算ユニットは、超音波画像データ内の予め規定された位置と複数の校正位置との間の距離に基づいて、校正された伝達関数を重み付けるように適応される。これは、超音波画像データ内の規定された基準位置に基づいて、校正された伝達関数を決定することを可能にし、それにより、伝達関数の正確な決定が、低い技術的努力により達成されることができ。

40

【0016】

他の好適な実施形態において、複数の校正位置に関する超音波画像データ内の予め規定された位置は、超音波画像データの中心である。超音波画像データの中心は、超音波プローブの視野の中心又は超音波コーンの対称軸に一致する。これは、超音波画像データの基準ポイントを規定することを可能にし、それにより、校正された伝達関数が、低い技術的

50

努力により正確に決定されることができる。

【0017】

好適な実施形態において、計算ユニットは、相対重み係数によって、較正された伝達関数を重み付けるように適応される。相対重み係数は、好適には、1と0の間の値を有する。言い換えると、相対重み係数は、正規化される。これは、較正された伝達関数の重み付けを達成することを可能にし、各々の伝達関数は、個々の関連性に基づいて考慮されることができる。

【0018】

好適な実施形態において、計算ユニットは、絶対重み係数に基づいて、較正された伝達関数を重み付けるように適応される。絶対重み係数は、1又は0のいずれかの値を有する。最も高い関連性を有する較正伝達関数のみが考慮されるので、これは、画像データの同期の計算努力を一層低減することを可能にする。特に、唯一の較正された伝達関数及び他の較正された伝達関数が考慮されるわけではないので、現在位置に最も近い較正位置を有する伝達関数が考慮される。

10

【0019】

好適な実施形態において、較正ユニットは、各々の較正位置について3D剛体変換を決定するように適応される。伝達関数は、各々の較正位置のそれぞれ異なる画像データ間の剛体変換又は3D固定変換に基づいて決定される。固定変換は各々の較正位置について提供されるので、これは、低い技術的努力によって空間同期を正確に決定することを可能にする。

20

【0020】

好適な実施形態において、計算ユニットは、重み係数によって重み付けられる較正された伝達関数に基づいて、超音波プローブの現在位置について一般伝達関数を決定するように適応される。単一の一般伝達関数が、それぞれ異なる較正情報に基づいて決定されるので、これは、超音波画像データ及び医療画像データの同期を正確に決定することを可能にする。

【0021】

好適な実施形態において、医療イメージング装置は更に、同期された超音波画像データ及び3D医療画像データに基づいて融合画像データを表示ユニットに提供する画像インタフェースを有する。これは、組み合わせられた画像データを表示することを可能にする。

30

【0022】

上述したように、同期は、超音波プローブの個々の異なる位置における較正に対応する複数の較正された伝達関数に基づくので、それぞれ異なる医療画像データを組み合わせるための上述の医療イメージング装置及び対応する方法が、超音波データ及び医療画像データの空間同期の正確さを改善することができる。これは、最善の較正及び同期を提供する少なくとも1つの伝達関数を利用することを可能にし、それにより、画像データの空間アライメントが改善されることができる。個々の異なる較正位置に対応する個々の異なる較正された伝達関数の規定は、超音波プローブの位置及び/又は較正位置までの距離に基づく重み付けのためにも利用されることができ、結果として得られる全体又は一般伝達関数が、異なる較正位置及び超音波プローブの個々の位置に基づいて決定されることができる。それゆえ、超音波データ及び医療画像データを融合するための正確さ及び技術的努力が、改善されることができる。

40

【0023】

本発明のこれらの及び他の見地は、以下に記述される実施形態から明らかになり、それらを参照して説明される。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】患者の身体のボリュームをスキャンするために使用される医療イメージング装置を示す概略図。

【図2】超音波プローブの個々の異なる位置及び超音波プローブの現在位置における較正

50

を示す概略図。

【図3】較正位置を決定するための中心基準位置を含む超音波画像を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0025】

図1は、10によって概して示される医療イメージング装置の概略的な図を示す。医療イメージング装置10は、解剖学的部位、特に患者12の解剖学的部位、のボリュームを検査するために適用される。医療イメージング装置10は、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を有し、トランスデューサアレイは、超音波を送受信する数のトランスデューサ素子を有する。トランスデューサ素子は、好適には、特に多次元画像データを提供するために、2Dアレイで配置される。

10

【0026】

医療イメージング装置10は、概して、超音波プローブ14に接続される画像処理装置16を有し、画像処理装置16は、超音波プローブから受け取られる超音波データを評価し、患者12の術前画像と超音波画像を組み合わせ又は相関付ける。画像処理装置16は、データベース20又は外部解析及びイメージング装置20から術前3D医療画像データを受け取る画像インタフェース18を有する。術前画像データは、好適には、コンピュータトモグラフィ画像データ(CT)、磁気共鳴トモグラフィ画像データ(MRT)、X線画像データ又は術前3D超音波画像データである。画像処理装置16は、超音波プローブ14に及び画像インタフェース18に接続される画像処理ユニット22を有し、画像処理ユニット22は、超音波データを評価し、超音波プローブ14によって解析される患者のボリューム又は対象からの超音波画像データを提供し、画像インタフェースから受け取られる術前3D医療画像データ18を、超音波プローブ14から受け取られる超音波データと組み合わせる。

20

【0027】

医療イメージング装置10は更に、超音波プローブ14に取り付けられた位置決定ユニット28を有し、位置決定ユニット28は、超音波プローブ14の位置を決定する。位置決定ユニットは、超音波プローブ14の位置及び/又は移動を決定するために、例えば磁追跡によって、超音波プローブの絶対位置を決定する。

【0028】

画像処理ユニット22は、較正ユニット24を有し、較正ユニット24は、3D医療画像データに関してそれぞれ異なる超音波プローブの位置を較正し、超音波プローブ14の対応する較正位置を提供する。較正ユニット24は、それぞれ異なる較正位置について、当該較正位置において超音波プローブ14によって決定される超音波画像データ及び対応する3D医療画像データ間の伝達関数を決定する。超音波画像データと3D医療画像データ間の伝達関数は、超音波画像データ及び3D医療画像データの対応する空間位置(ボクセル)の間の数学的変換であり、それにより、超音波画像データ及び3D医療画像データ内の各々の空間位置又は3次元位置が、互いに相関付けられることができる。

30

【0029】

較正ユニットは、各々の異なる較正位置において伝達関数を決定し、それにより、較正ユニット24は、医療イメージング装置10を較正する複数の伝達関数を提供する。較正は、人工マーカに基づくことができ、人口マーカは、患者の身体に配置され、超音波画像データ内及び3D医療画像データにおいて識別されることができ、これにより、それぞれ異なる画像データにおけるマーカ及びマーカの対応する3次元又は空間位置のペアリングは、互いに位置及び画像データを較正するために3次元変換として伝達関数を決定することを可能にする。医療イメージング装置10を較正する別の可能性は、超音波画像データ及び3D医療画像データにおいて検出可能な患者の身体内の解剖学的特徴、例えば血管分岐点、を識別することである。

40

【0030】

これらの識別された解剖学的特徴の空間的な又は3次元位置を使用して、異なる画像データ間の3次元変換を決定し、個々の伝達関数を決定することができる。こうして決定さ

50

れた伝達関数は、それぞれ異なる較正位置について記憶され、超音波画像データ及び3次元医療画像データの同期のために利用されることができる。

【0031】

画像処理ユニット22は更に、超音波プローブの位置及び複数の較正された伝達関数に基づいて、超音波画像データ及び3D医療画像データを同期（リアルタイムのレジストレーション）させる計算ユニット26を有する。計算ユニット26は、位置決定ユニット28から超音波プローブ14の現在位置を受け取り、現在位置の超音波画像データと、対応する3次元医療画像データの間的一般伝達関数又は一般3次元変換を計算して、現在位置において決定された超音波画像データを、データベース20又はイメージング装置10から受け取られた対応する3D医療画像データと同期させる。

10

【0032】

画像処理ユニット22は、計算ユニット26から受け取られる超音波プローブ14の現在位置における同期に基づいて、相関付けられた又は重ね合せられた超音波画像データ及び3D医療画像データとして、融合画像データを決定する。画像処理ユニット22は、表示ユニット28に接続されており、融合画像データをそれぞれ表示するために表示ユニット28に融合画像データを提供する。

【0033】

超音波プローブ14の現在位置についての超音波画像データ及び3D医療画像データの同期は、超音波プローブ14のそれぞれ異なる較正位置で決定された複数の伝達関数に基づくので、同期及び較正は一般に改善されることができ、それにより、異なる画像データのアライメント及び同期が、改善された精度と共に提供されることができる。

20

【0034】

較正ユニット24は、個々の異なる較正位置において固定の又は剛体3次元変換を決定し、計算ユニット26は、各々の較正位置に関して超音波プローブ14の現在位置について一般伝達関数を決定し、それにより、同期は複数の較正伝達関数に基づく。較正伝達関数は、超音波プローブの現在位置から個々の較正位置までの個別の距離に対応する重み係数によって、一般伝達関数を重み付けたものである。

【0035】

異なる重み係数は、好適には、相対重み係数であり、1と0の間の値を有し、相対重み係数の合計は1である。代替として、重み係数は1又は0の値を有する絶対重み係数であり、この場合、重み係数のうち1つだけが1であり、他は0であり、最も近い較正位置の伝達関数のみが利用される。

30

【0036】

図2は、超音波プローブ14の複数の異なる位置及び超音波プローブ14の現在位置における較正を示す概略断面図を示す。

【0037】

図2において、超音波プローブ14は、患者の身体12内の視野32と共に示されており、患者の身体12から、超音波画像データが3次元超音波データとして取得される。

【0038】

超音波プローブ14'、14"のそれぞれ異なる較正位置が、超音波データコーンの中心位置 C_0 、 C_1 に対して又は視野32'、32"の中央に決定される。代替として、超音波データコーン内の任意の予め規定された位置が、基準位置として規定されることができ、又は、超音波プローブ14の先端部の任意の位置、好適には先端部の中心位置が、基準位置として規定されることができる。

40

【0039】

第1ステップにおいて、超音波画像データ及び3D医療画像データを互いにリンクする伝達関数 $T(t_0)$ が、超音波画像データと3D医療画像データとの間の空間同期に対応して、決定される。更に、剛体3D変換又は固定3D変換 Q_0 が、 $Q_0 = T(t_0) / P(t_0)$ と決定され、ここで、 $P(t_0)$ は、位置 C_0 の超音波プローブ14'の位置である。超音波プローブ14の各々の較正位置に対応して、すなわち、超音波データと3D

50

医療画像データとの間の伝達関数又はそれぞれ異なる画像データの空間変換は次のように書くことができる：

$$T(t) = Q_i * P(t) \quad (1)$$

ここで、 $T(t)$ は、伝達関数であり、 Q_i は、個々の校正位置の剛体変換又は固定変換であり、 $P(t)$ は、超音波プローブ14の現在位置である。第1の校正位置 C_0 における校正が実施されたのち、それぞれの他の位置 C_1 の付加の校正ステップが実施されて、個々の異なる校正位置及び異なる伝達関数 $T(t_i)$ が得られる。

【0040】

図2に示されるように、超音波データ及び3D医療画像データをリンクし又は接続する、2つの校正位置 C_0 、 C_1 に関する2つの校正伝達関数が計算される：

$$T_{C_{00}}(t) = Q_0 * P(t) \quad (2)$$

$$T_{C_{11}}(t) = Q_1 * P(t) \quad (3)$$

ここで、これらの校正伝達関数の各々は、個々の校正位置に関する伝達関数に対応する。これらの校正伝達関数に基づいて、一般変換又は一般伝達関数 $T(t)$ が、両方の校正伝達関数の凸結合として計算されることができる：

$$T(t) = (1-a)T_{C_{00}}(t) + aT_{C_{11}}(t) \quad 0 \leq a \leq 1 \quad (4)$$

ここで、 a は、プローブ14の現在位置 C_t から2つの校正位置 C_0 、 C_1 までの距離を考慮する重み係数である。一般化された形式において、 n 校正ステップ及び校正位置についての一般変換 $T(t)$ が、以下のように表現されることができる：

$$T(t) = a_0 * T_{C_{00}}(t) + \dots + a_i * T_{C_{ii}}(t) + \dots + a_n * T_{C_{nn}}(t) \quad (5)$$

ここで $a_0 + \dots + a_i + \dots + a_n = 1$ 及び $a_i \geq 0$ 。

式1の形の重み係数 a 及び加重又は固定変換 Q_n を含む一般伝達関数は、以下のように表現されることができる：

$$T(t) = (a_0 Q_0 + \dots + a_i Q_i + \dots + a_n Q_n) P(t) \quad (6)$$

重み係数は、視野32の現在位置 C_t から視野32'、32"の中心位置 C_0 、 C_1 までの距離に基づいて、計算されることができる。距離に基づいて、使用される現在位置により近い校正位置の校正伝達関数が、より高く考慮され、かかる校正位置は、一般変換関数 $T(t)$ において大きい重みを有する。超音波プローブ14の位置決定ユニット28は、校正位置 C_0 、 C_1 及び現在位置において位置を決定するので、個々の距離はいつでも利用可能であり、校正位置の各々までの個々の距離は、次のように計算されることができる：
 $d(C_i) = d(C_i, C(t))$ 。

【0041】

伝達関数の絶対的な重み付けが利用される場合、最も小さい距離 $d(C_n)$ を有する校正位置が $a_n = 1$ とセットされ、その他は $a_n = 0$ にセットされる。このような絶対的な重み付けは、現在位置までの最も小さい距離を有する校正のみを考慮し、すべての他の校正位置を考慮しない。

【0042】

代替として、相対的な重み付けが利用されることができ、この場合、より近い校正位置の伝達関数がより高い重み係数 a により高く考慮され、より大きい距離を有する校正位置の校正伝達関数が、より低い重み係数 a により低く考慮される。 $n = 2$ の特定のケースでは、重み係数 a の重みは、以下のようにセットされる：

10

20

30

40

50

$$a_i = d(\text{Cal}_j) / (d(\text{Cal}_i) + d(\text{Cal}_j)) \quad (7)$$

ここで、重み係数 a_i の合計は常に 1 にセットされる。

【 0 0 4 3 】

図 3 において、超音波画像データに対応する超音波画像が、超音波プローブ 1 4 の視野 3 2 内に概略的に表示される。超音波プローブ 1 4 は、視野 3 2 内の超音波画像データを決定し、この場合、視野 3 2 又は超音波データコーンの中央に、中心位置 c_i が、超音波画像データの基準位置として規定される。これらの規定によって、伝達関数及び超音波画像データ及び 3 次元医療画像データの個々の同期は、高い精度で達成されることができ

10

【 0 0 4 4 】

代替として、超音波プローブ 1 4 の先端部の中心位置 3 4 が、較正及び同期のための基準位置として使用されることができ

【 0 0 4 5 】

本発明は図面及び上述の記述において詳しく図示され述されているが、このような図示及び記述は、制限的なものではなく、説明的又は例示的であると考えられるべきである。本発明は、開示された実施形態に制限されない。開示された実施形態に対する他の変更は、図面、開示及び添付の請求項の検討から、請求項に記載の本発明を実施する際に当業者によって理解され実現されることができ

20

【 0 0 4 6 】

請求項において、「含む、有する (comprising)」という語は、他の構成要素又はステップを除外せず、不定冠詞「a」又は「an」は複数性を除外しない。単一の構成要素又は他のユニットは、請求項に列挙されるいくつかのアイテムの機能を果たすことができる。特定の手段が相互に異なる従属請求項に列挙されているという単なる事実は、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さない。

【 0 0 4 7 】

請求項における任意の参照符号は、請求項の範囲を制限するものとして解釈されるべきでない。

【 図 1 】

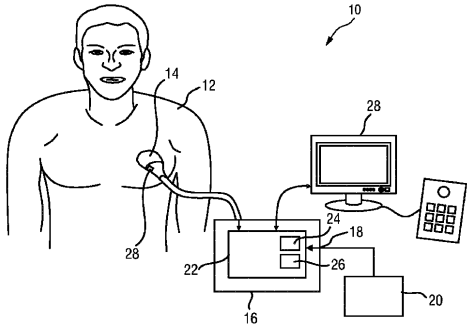


FIG.1

【 図 3 】

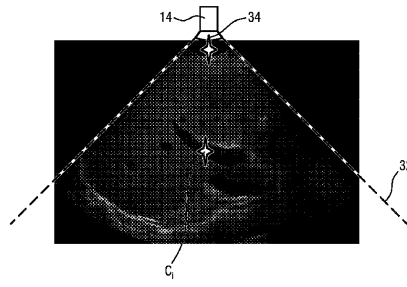


FIG.3

【 図 2 】

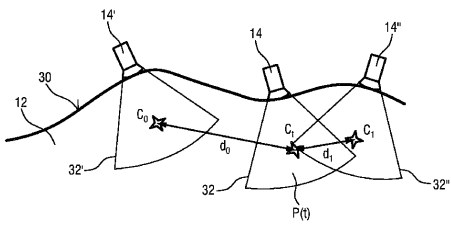


FIG.2

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2016/057393

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV.	A61B8/00	A61B6/00
	A61B8/08	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		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2014/193053 A1 (KADOURY SAMUEL [US] ET AL) 10 July 2014 (2014-07-10)	11
A	abstract figures 1-7 paragraph [0034] - paragraph [0098]	1-10
X	US 2012/215093 A1 (JI SONGBAI [US] ET AL) 23 August 2012 (2012-08-23)	11
A	abstract figures 1-5 paragraph [0026] - paragraph [0066]	1-10
X	EP 2 279 695 A1 (MEDISON CO LTD [KR]; KOREA ADVANCED INST SCI & TECH [KR]) 2 February 2011 (2011-02-02)	11
A	abstract figures 1-5 claims 1-12	1-10
----- -/--		
<input checked="" 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
25 July 2016		04/08/2016
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/EP2016/057393

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WOLFGANG WEIN ET AL: "Integrating Diagnostic B -Mode Ultrasonography Into CT-Based Radiation Treatment Planning", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, vol. 26, no. 6, 2 June 2007 (2007-06-02), pages 866-879, XP011184851, ISSN: 0278-0062, DOI: 10.1109/TMI.2007.895483 abstract figures 1-8 Sections II - IV -----	1-11

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2016/057393

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 2012215093 A1	23-08-2012	US 2012215093 A1 WO 2011025943 A2	23-08-2012 03-03-2011
EP 2279695 A1	02-02-2011	EP 2279695 A1 JP 5606203 B2 JP 2011031042 A KR 20110013036 A US 2011026796 A1 US 2015289855 A1 US 2016007974 A1	02-02-2011 15-10-2014 17-02-2011 09-02-2011 03-02-2011 15-10-2015 14-01-2016

 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, 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, KN, KP, KR, 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, UA, UG, US

(72)発明者 ドゥフォー 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 モリー ブノワ ジャン ドミニク ベルトランド モーリス

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 5

(72)発明者 ターン トマス シュウ 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 BB03 EE09 GA18 JB34 JB51 JC32 LL33

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2018509990A5	公开(公告)日	2018-07-26
申请号	JP2017549518	申请日	2016-04-05
[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		
[标]发明人	ドゥフォーセシル モリーブノワジャンドミニクベルトランドモーリス ターントマスシュウイン		
发明人	ドゥフォー セシル モリー ブノワ ジャン ドミニク ベルトランド モーリス ターントマス シュウ イン		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5261 A61B6/5247 A61B8/4245 A61B8/463 A61B8/483 A61B8/5246 A61B8/58		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE09 4C601/GA18 4C601/JB34 4C601/JB51 4C601/JC32 4C601/LL33		
其他公开文献	JP2018509990A JP6405058B2		

摘要(译)

本发明涉及医学成像设备10。该设备包括具有超声探头14的超声采集单元，超声探头14用于采集患者12的超声图像数据。图像数据接口18被提供用于接收患者的3D医学图像数据，并且位置确定单元28被提供用于确定超声探头的位置。校准单元24确定在超声探头的多个位置C处的超声图像数据和3D医学图像数据之间的传递函数，并提供相应的多个校准的传递函数和校准位置。计算单元26基于超声探头的位置和多个校准的传递函数来使超声图像数据和3D医学图像数据同步，并且计算单元还基于超声探头的位置进行校准。适用于加权传递的传递函数。