

(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2017-522092

(P2017-522092A)

(43) 公表日 平成29年8月10日 (2017.8.10)

(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 17 頁)

(21) 出願番号 特願2016-573512 (P2016-573512)
 (86) (22) 出願日 平成27年6月18日 (2015.6.18)
 (85) 翻訳文提出日 平成29年1月5日 (2017.1.5)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2015/063721
 (87) 国際公開番号 W02015/193441
 (87) 国際公開日 平成27年12月23日 (2015.12.23)
 (31) 優先権主張番号 14305929.3
 (32) 優先日 平成26年6月18日 (2014.6.18)
 (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 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】 超音波撮像装置

(57) 【要約】

視野内の解剖学的物体を特定するための超音波撮像装置10が開示される。装置は、患者12の3D医用画像データ40を受信する画像インターフェース18と、3D医用画像データ内の患者の解剖学的物体をセグメント化し、解剖学的物体のセグメンテーションデータ42を提供するセグメンテーションユニット24を含む。超音波プローブ14を含む超音波取得ユニットが、患者の超音波データ46を取得するために含まれる。装置は更に、超音波プローブの位置を決定する位置決定ユニット26を含む。位置決定ユニットは、患者の解剖学的特徴48に基づいて、超音波プローブの位置を校正する校正ユニット28を含む。装置には、セグメンテーションデータ及び超音波プローブの位置に基づいて、超音波プローブの視野内の解剖学的物体を特定する特定ユニット30が含まれる。

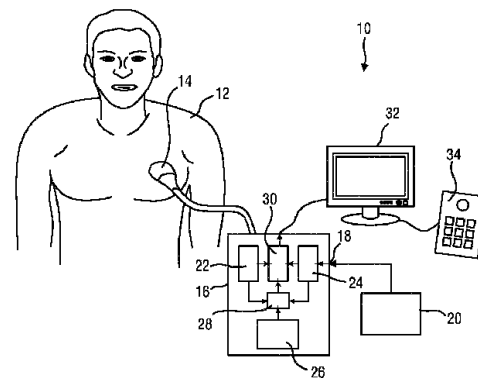


FIG.1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

視野内の解剖学的物体を特定する超音波撮像装置であって、
患者の 3 D 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 3 D 医用画像データ内の前記患者の解剖学的物体をセグメント化し、前記解剖学的物体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、
前記患者の超音波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、
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であって、前記患者の解剖学的特徴に基づいて、前記超音波プローブの前記位置を校正する校正ユニットを含む、前記位置決定ユニットと、
前記セグメンテーションデータ及び前記超音波プローブの前記位置に基づいて、前記超音波プローブの前記視野内の前記解剖学的物体を特定する特定ユニットと、
を含む、超音波撮像装置。

10

【請求項 2】

前記超音波取得ユニットは、3 D 超音波データを決定する、請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 3】

前記特定ユニットは、前記 3 D 医用画像データ及び前記 3 D 超音波データにおける解剖学的特徴の関連付けに基づいて、前記解剖学的物体を特定する、請求項 2 に記載の超音波撮像装置。

20

【請求項 4】

前記校正ユニットは、前記 3 D 医用画像データ及び前記 3 D 超音波データにおける解剖学的特徴の関連付けに基づいて、前記位置決定ユニットを校正する、請求項 2 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 5】

前記解剖学的特徴は、前記患者の臓器である、請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 6】

前記超音波データ及び前記セグメンテーションデータの 2 D 表現を表示する表示ユニットを更に含む、請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 7】

特定された前記臓器は、表示ユニットによって表示され、前記セグメンテーションデータに基づいて、標識が付けられる、請求項 5 に記載の超音波撮像装置。

30

【請求項 8】

前記校正ユニットは、オペレータのリクエストによって、前記解剖学的特徴に基づいて、前記超音波プローブの前記位置を校正する、請求項 7 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 9】

前記校正ユニットは、位置ずれが検出された場合に、前記解剖学的特徴に基づいて、前記超音波プローブの前記位置を校正する、請求項 7 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 10】

取得された前記 3 D 超音波データは、複数の 3 D ボクセルを含み、前記複数の 3 D ボクセルは、前記セグメンテーションデータの対応する前記解剖学的物体に割り当てられる、請求項 2 に記載の超音波撮像装置。

40

【請求項 11】

前記解剖学的物体は、前記視野内の前記解剖学的物体の 3 D ボクセルの数に基づいて、前記視野内で特定される、請求項 10 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 12】

前記超音波取得ユニットは、2 D 超音波データを取得する、請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 13】

取得された前記 2 D 超音波データは、前記セグメンテーションデータの対応する前記解

50

剖学的物体に割り当てられる複数の２Ｄピクセルを含み、前記解剖学的物体は、前記視野内の前記解剖学的物体の２Ｄピクセルの量に基づいて、前記視野内で特定される、請求項１２に記載の超音波撮像装置。

【請求項１４】

超音波取得ユニットの視野内の解剖学的物体を特定する方法であって、

患者の３Ｄ医用画像データを受信するステップと、

前記３Ｄ医用画像データ内の解剖学的物体をセグメント化し、前記解剖学的物体のセグメンテーションデータを提供するステップと、

前記超音波取得ユニットの超音波プローブによって、前記患者の超音波データを取得するステップと、

前記患者の解剖学的特徴に基づいて、前記超音波プローブの位置を校正するステップと、

前記超音波プローブの校正された前記位置に基づいて、前記超音波プローブの位置を決定するステップと、

前記セグメンテーションデータ及び前記超音波プローブの前記位置に基づいて、前記視野内の前記解剖学的物体を特定するステップと、

を含む、方法。

【請求項１５】

コンピュータ上で実行されると、前記コンピュータに、請求項１４に記載の方法のステップを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、視野内の解剖学的物体を特定する超音波撮像装置に関する。本発明は更に、超音波取得ユニットの視野内の解剖学的物体を特定する方法と、コンピュータ上で実行された場合に、当該コンピュータに、本発明による方法のステップを実行させるプログラム手段を含むコンピュータプログラムとに関する。

【背景技術】

【０００２】

医用撮像システムの分野において、診断可能性を向上させるために、様々な医用解析システムによって取得された患者の様々な画像を組み合わせることが、一般的に知られている。特に、超音波画像と、異なる撮像システムから導出された患者の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。超音波システムには、プローブ位置追跡システムが備えられ、患者の体内における超音波プローブの位置を決定して、対応する超音波画像を術前ボリューム解析データと関連付ける。位置決めシステムによって、術前データとライブ超音波データとの連続的な空間位置合わせが可能にされる。

【０００３】

位置追跡システムは、術前データ及び超音波データにおいて特定可能であり、データの位置合わせが決定可能であるように互いに相関可能である例えば人工マーカに基づいた校正に依存する。位置追跡システムは更に、センサ座標系と超音波座標系とのオフセット量を決定する電磁追跡システムを含む。このようなプローブ位置決めシステムは、例えば国際特許公開ＷＯ２０１２／１１７３８１Ａ１から知られている。

【０００４】

プローブ位置決めシステムは、通常、マーカの付近では高い精度を有するが、プローブがマーカから離れると、精度は下がる。更に、術前データと超音波データとの間に位置ずれが生じると、時間がかかり、詳しい専門家知識が必要となる手動の再調整が必要となる。

【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、技術的努力が少なくて済み、時間消費が減少される、改良された超音波撮像装置と、超音波プローブの視野内の解剖学的物体を特定する改良された方法とを提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 6 】

一態様によれば、視野内の解剖学的物体を特定する超音波撮像装置が提供される。当該装置は、

患者の 3 D 医用画像データを受信する画像インターフェースと、

3 D 医用画像データ内の患者の解剖学的物体をセグメント化し、解剖学的物体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、

患者の超音波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、

超音波プローブの位置を決定する位置決定ユニットであって、患者の解剖学的特徴に基づいて、超音波プローブの位置を較正する較正ユニットを含む、上記位置決定ユニットと

、

セグメンテーションデータ及び超音波プローブの位置に基づいて、超音波プローブの視野内の解剖学的物体を特定する特定ユニットとを含む。

【 0 0 0 7 】

本発明の別の態様によれば、超音波取得ユニットの視野内の解剖学的物体を特定する方法が提供される。当該方法は、

患者の 3 D 医用画像データを受信するステップと、

3 D 医用画像データ内の解剖学的物体をセグメント化し、解剖学的物体のセグメンテーションデータを提供するステップと、

超音波取得ユニットの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、

患者の解剖学的特徴に基づいて、超音波プローブの位置を較正するステップと、

超音波プローブの較正された位置に基づいて、超音波プローブの位置を決定するステップと、

セグメンテーションデータ及び超音波プローブの位置に基づいて、視野内の解剖学的物体を特定するステップとを含む。

【 0 0 0 8 】

別の態様によれば、コンピュータ上で実行されると、コンピュータに、本発明による方法のステップを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が提供される。

【 0 0 0 9 】

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 / 又は同一の好適な実施形態を有し、また、従属請求項に規定される通りの実施形態を有する。

【 0 0 1 0 】

本発明は、患者の術前画像データを、患者の超音波画像データと同期させて、視野内の物体の測定を向上させるという考えに基づいている。超音波画像データ及び術前画像データは、術前画像データのセグメント化された解剖学的特徴と、超音波プローブの位置とに基づいて、同期される。セグメント化された術前画像データに対する超音波プローブの位置は、患者の解剖学的特徴に基づいて較正され、これにより、超音波プローブの視野内の臓器といった物体の正確な関連付け及び正確な特定が達成される。位置決めユニットが、肝臓の血管といった解剖学的特徴に基づいて較正されるため、超音波取得ユニットの位置が、少ない技術的努力で、正確に決定される。

【 0 0 1 1 】

好適な実施形態では、超音波取得ユニットは、3 D 超音波データを決定する。これにより、視野内での正確な特定を達成するために、解剖学的物体及び解剖学的特徴の詳細な超

10

20

30

40

50

音波データを提供できる。

【0012】

更に好適な実施形態では、特定ユニットは、3D医用画像データ及び3D超音波データにおける解剖学的特徴の関連付けに基づいて、同一の物体を特定する。これにより、関連付けが、物体の3次元形状に基づいて行われるため、解剖学的物体の特定の信頼性を向上できる。

【0013】

好適な実施形態では、校正ユニットは、3D医用画像データ及び3D超音波データにおける解剖学的特徴の関連付けに基づいて、位置決定ユニットを校正する。これにより、解剖学的物体のセグメンテーションデータを含む3D医用画像データが、超音波プローブの現在の位置において取得される対応する3D超音波データと関連付けられるので、位置決定ユニットの正確な校正を達成できる。

10

【0014】

好適な実施形態では、3D超音波データは、患者の解剖学的特徴の超音波セグメンテーションデータを提供するようにセグメント化され、校正ユニットは、セグメンテーションデータ及び超音波セグメンテーションデータの関連付けに基づいて、超音波プローブの位置を校正する。これにより、3D医用画像データ及び3D超音波データのみに基づく自動校正を達成できる。

【0015】

好適な実施形態では、解剖学的特徴は、患者の臓器である。これにより、臓器が、超音波データ及び3D医用画像データにおいて、少ない技術的努力で、セグメント化可能であるため、正確な校正を達成できる。

20

【0016】

解剖学的特徴が、患者の臓器の一部、特に患者の臓器の血管であることが更に好適である。これにより、臓器の一部、特に臓器の血管が、高精度で特定可能であり、特徴的な構造を有することによって、信頼性が向上されるため、校正の信頼性が更に向上できる。

【0017】

好適な実施形態では、超音波撮像装置は更に、超音波データ及びセグメンテーションデータの2D表現を表示する表示ユニットを含む。これにより、解剖学的物体が、セグメンテーションデータに基づいて容易に特定可能であるため、特定された解剖学的物体の可視性を向上できる。

30

【0018】

好適な実施形態では、特定された臓器は、表示ユニットによって表示され、セグメンテーションデータに基づいて、標識が付けられる。これにより、オペレータが、臓器の解剖学的形状に基づいて当該臓器を特定する必要があるため、システムの使い勝手を更に向上できる。

【0019】

好適な実施形態では、校正ユニットは、オペレータのリクエストによって、解剖学的特徴に基づいて、超音波プローブの位置を校正する。これにより、位置ずれが生じた場合に、セグメンテーションデータと超音波データとを、再度、位置合わせすることができる。

40

【0020】

好適な実施形態では、校正ユニットは、位置ずれが検出された場合に、解剖学的特徴に基づいて、超音波プローブの位置を校正する。これにより、セグメンテーションデータと超音波データとの自動的な再位置合わせを達成できる。

【0021】

好適な実施形態では、取得された3D超音波データは、複数の3Dボクセルを含み、3Dボクセルは、セグメンテーションデータの対応する解剖学的物体に割り当てられる。これにより、解剖学的物体が少ない技術的努力で容易に特定可能であるように、各3Dボクセルがセグメンテーションデータ内で特定された解剖学的物体に関連付けられるため、超音波取得ユニットの視野内の解剖学的物体を容易に特定できる。

50

【 0 0 2 2 】

好適な実施形態では、解剖学的物体は、視野内の解剖学的物体の 3 D ボクセルの数に基づいて、視野内で特定される。これにより、少ない技術的努力で、視野内の解剖学的物体を特定できる。

【 0 0 2 3 】

好適な実施形態では、超音波取得ユニットは、2 D 超音波データを決定する。これにより、超音波データを取得するための技術的努力を減らすことができる。

【 0 0 2 4 】

好適な実施形態では、取得された 2 D 超音波データは、セグメンテーションデータの対応する解剖学的物体に割り当てられる複数の 2 D ピクセルを含み、視野内の解剖学的物体は、視野内の解剖学的物体の 2 D ピクセルの量に基づいて、特定される。これにより、割り当てられた 2 D ピクセルの量は容易に決定可能であるため、視野内の解剖学的物体を特定するための技術的努力を更に減らすことができる。

【 0 0 2 5 】

上記された通り、視野内の解剖学的物体は、セグメンテーションデータと超音波プローブの位置との関連付けに基づいて特定される。超音波プローブの位置は、超音波データ及び 3 D 医用画像データの対応するセグメンテーションデータ内の解剖学的特徴に基づいて、簡単にかつ正確に較正される。解剖学的特徴は、画像セグメンテーションといった画像処理によって、医用画像データ及び超音波画像データ内に自動的に検出できるため、超音波プローブの位置の較正及び対応する決定は、高精度で達成でき、これにより、解剖学的物体の特定も、高信頼性で達成できる。技術的努力を減らすために、視野内の解剖学的物体は、セグメンテーションデータ及び超音波プローブの位置に基づき、各解剖学的物体に割り当てられる 3 D ボクセル又は 2 D ピクセルによって特定され、これにより、視野内の解剖学的物体は、3 D ボクセル又は 2 D ピクセルの量を決定することにより、少ない技術的努力で特定できる。結果として、超音波プローブの視野内の解剖学的物体の正確な特定が、少ない技術的努力で達成できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 6 】

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、以下に説明される実施形態を参照して説明される。

【 0 0 2 7 】

【 図 1 】 図 1 は、患者の身体のパリウムを走査するために使用される医用撮像システムの概略図を示す。

【 図 2 a 】 図 2 a は、解剖学的物体のセグメンテーションを含む患者の身体のパリウムの術前画像の図を示す。

【 図 2 b 】 図 2 b は、解剖学的物体のセグメンテーションを含む患者の身体のパリウムの術前画像の図を示す。

【 図 2 c 】 図 2 c は、解剖学的物体のセグメンテーションを含む患者の身体のパリウムの術前画像の図を示す。

【 図 3 a 】 図 3 a は、術前画像のセグメンテーションデータと超音波プローブの位置とを示す。

【 図 3 b 】 図 3 b は、術前画像のセグメンテーションデータと超音波プローブの位置とを示す。

【 図 4 a 】 図 4 a は、位置決めユニットの較正のための患者の身体の同じ部位の超音波画像を示す。

【 図 4 b 】 図 4 b は、位置決めユニットの較正のための患者の身体の同じ部位の術前画像を示す。

【 図 5 a 】 図 5 a は、2 D での患者の身体の同じ部位の術前画像を示す。

【 図 5 b 】 図 5 b は、3 D での患者の身体の同じ部位の術前画像の関連付けられたセグメンテーションデータを示す。

10

20

30

40

50

【図 6 a】図 6 a は、セグメンテーションデータと超音波画像における解剖学的特徴との位置合わせを説明するための術前画像を示す。

【図 6 b】図 6 b は、セグメンテーションデータと超音波画像における解剖学的特徴との位置合わせを説明するための対応する超音波画像を示す。

【図 7 a】図 7 a は、位置ずれを説明するための同じ部位の術前画像を示す。

【図 7 b】図 7 b は、位置ずれを説明するための同じ部位の超音波画像及び関連付けられたセグメンテーションデータを示す。

【図 8】図 8 は、医用画像を関連付ける方法のフローチャートを示す。

【発明を実施するための形態】

【0028】

10

図 1 は、一実施形態による医用撮像システム 10、特に、超音波撮像システム 10 の概略図を示す。医用撮像システム 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。医用撮像システム 10 は、超音波を送受信するための複数のトランスデューサ要素を含む少なくとも 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。トランスデューサ要素は、特に、多次元画像データを提供するために、2Dアレイに配置されることが好適である。

【0029】

医用撮像システム 10 は、一般に、超音波プローブ 14 から受信した超音波データを評価し、超音波画像を、患者 12 の術前画像と組み合わせる又は関連付ける画像処理装置 16 を含む。画像処理装置 16 は、外部データベース 20 又は外部解析及び撮像装置 20 から術前画像データを受信する画像インターフェース 18 を含む。術前画像データは、コンピュータ断層撮影装置又は磁気共鳴断層撮影装置によって、超音波撮像解析の前に捕捉又は取得されたコンピュータ断層撮影画像データ又は磁気共鳴断層撮影画像データであることが好適である。画像処理装置 16 は、超音波プローブ 14 に接続され、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 12 のボリューム又は物体からの超音波画像データを提供する画像評価ユニット 22 を含む。画像処理装置 16 は更に、外部撮像装置 20 又はデータベース 20 から術前画像データを受信する画像インターフェース 18 に接続され、患者 12 の解剖学的特徴の 3D データ、具体的には、患者 12 の体内の様々な臓器のセグメンテーションデータを提供するために、画像データをセグメント化するセグメンテーションユニット 24 を含む。

20

30

【0030】

超音波撮像装置 10 は更に、超音波プローブ 14 の位置を決定する位置決定ユニット 26 を含む。位置決定ユニット 26 は、超音波プローブ 14 の初期又は校正位置に対する移動を決定するために、例えば電磁追跡によって、超音波プローブの相対位置を決定する。初期位置は、校正ユニット 28 によって校正される。校正ユニット 28 は、超音波プローブ 14 によって捕捉された超音波データと、セグメンテーションデータと、位置決定ユニット 26 によって決定された超音波プローブ 14 の位置とを関連付けるために、画像評価ユニット 22、セグメンテーションユニット 24 及び位置決定ユニット 26 に接続される。校正ユニット 28 は、超音波プローブ 14 のセグメンテーションデータに対する位置を決定するために、超音波データ内の解剖学的特徴と、セグメンテーションデータとを関連付ける。このように決定された超音波プローブ 14 のセグメント化された解剖学的特徴に対する位置は、記憶され、超音波プローブ 14 の基準位置又は校正位置として使用される。超音波プローブ 14 が、校正位置に対して移動すると、位置決定ユニット 26 が、校正位置に対する距離及び方向を検出し、このように決定された超音波プローブ 14 の現在の位置を提供する。

40

【0031】

画像処理装置 16 は更に、超音波プローブ 14 の視野内の解剖学的物体を特定する特定ユニット 30 を含む。特定ユニット 30 は、画像評価ユニット 22、セグメンテーションユニット 24 及び位置決定ユニット 26 に接続される。特定ユニット 30 は、位置決定ユニット 26 から受信した超音波プローブ 14 の校正位置に対する現在の位置と、患者 12

50

のセグメント化された各解剖学的物体、即ち、患者 1 2 の臓器を含むセグメンテーションユニット 2 4 から受信したセグメンテーションデータとに基づいて、超音波プローブ 1 4 の視野内の患者 1 2 の解剖学的物体を特定する。超音波プローブ 1 4 の位置が、正確に較正された位置に対して、位置決定ユニット 2 6 によって容易に決定可能であるので、超音波プローブ 1 4 の視野内の解剖学的物体が、高い信頼性で容易に決定可能である。

【0032】

超音波データ内に特定された解剖学的物体に、例えばセグメンテーションユニット 2 4 から受信したセグメンテーションデータが重ね合わされ、超音波データを表示する表示ユニット 3 2 に、重ね合わせ画像として提供される。医用撮像システム 1 0 は更に、表示ユニット 3 2 又は画像処理装置 1 6 に接続され、画像取得、解剖学的物体の特定、及び / 又は、画像及びセグメンテーション結果の表示を制御する入力デバイス 3 4 を含む。

10

【0033】

図 2 は、セグメンテーションユニット 2 4 によってセグメント化された臓器を含む 3 次元医用画像データの 3 つの異なる 2 次元スライスを示す。3 D 医用画像データは、概して 4 0 と示され、図 1 に示される撮像装置 2 0 又は外部データベース 2 0 によって提供される。3 D 医用画像データ 4 0 は、この場合、患者 1 2 から捕捉されたコンピュータ断層撮影 (CT) 画像データである。代替実施形態では、3 D 医用画像データ 4 0 は、患者 1 2 の磁気共鳴断層撮影 (MRT) データ又は他の 3 次元解析データであってよい。図 2 a には、肝臓及び右の腎臓を含む矢状面図が示され、図 2 b には、肝臓、脾臓及び大動脈を含む冠状面図が示され、図 2 c には、肝臓、腎臓、脾臓及び大動脈を含む軸方向図が示される。

20

【0034】

3 D 医用画像データ 4 0 は、セグメンテーションユニット 2 4 によってセグメント化される。即ち、患者の体内の解剖学的物体が特定され、外形、具体的には、臓器内の血管といった特定の解剖学的特徴が画像処理により決定され、3 次元セグメンテーションデータとして (例えば 3 D 座標軸等として) 記憶される。図 2 では、3 次元医用画像データ 4 0 の 2 次元スライスと、セグメンテーションデータとが、重ね合わされて示されるので、セグメント化された臓器は、図 2 a ~ 図 2 c の 2 次元スライスに表示される外形によって特定される。

【0035】

3 次元医用画像データ 4 0 は、通常、手術又は超音波解析の前に捕捉されるので、患者 1 2 の様々な臓器が自動的又は手動で特定される。これは、患者の体内の臓器の形状及び位置はよく知られているからである。

30

【0036】

図 3 a、図 3 b は、図 2 に示される 3 次元画像データ 4 0 から導出される患者 1 2 の臓器の 3 次元セグメンテーションデータを示す。臓器のセグメンテーションデータは、概して 4 2 と示される。

【0037】

図 3 a に示されるように、セグメンテーションデータ 4 2 は、臓器の外形、臓器の特殊位置を含む患者 1 2 の特定の解剖学的特徴と、内部の血管等といった臓器の追加の解剖学的特徴とを含む。

40

【0038】

図 3 b には、セグメンテーションデータ 4 2 内の臓器に対する超音波プローブ 1 4 の相対位置が、概略的に示される。更に、超音波プローブ 1 4 の視野も、簡易化された四角形として示され、概して 4 4 と示される。超音波プローブ 4 0 の既知の位置に基づいて、超音波プローブ 1 4 の視野 4 4 内の解剖学的物体が、高い信頼性で容易に特定可能である。

【0039】

超音波プローブ 1 4 の位置は、以下に説明されるように、位置決定ユニット 2 6 によって決定され、超音波データ及びセグメンテーションデータ 4 2 における解剖学的特報の関連付けに基づいて、較正ユニットによって較正される。

50

【 0 0 4 0 】

図 4 a、図 4 b には、超音波データ及び 3 次元医用画像データ 4 0 における解剖学的特徴に基づく位置決定ユニット 2 6 の較正を説明するために、肝臓の同じ部分の超音波画像及び 3 次元医用画像データ 4 0 の画像が概略的に示される。

【 0 0 4 1 】

一般に、血管といった特定の解剖学的特徴は、セグメンテーションによって、図 4 a に示される超音波画像データ 4 6、及び、図 4 b に示される 3 D 医用画像データ 4 0 において特定され、これにより、セグメンテーションデータ 4 2 内の解剖学的物体に対する超音波プローブ 1 4 の位置が決定され、位置決定ユニット 2 6 の較正に使用される。

【 0 0 4 2 】

詳細には、図 4 a 及び図 4 b に示される解剖学的物体は、患者 1 2 の肝臓の超音波画像データ 3 6 及び 3 D 医用画像データ 4 0 における同一のビューである。図 4 a 及び図 4 b に示されるように、超音波画像データ 4 6 及び 3 D 医用画像データ 4 0 において、肝臓の血管 4 8 が解剖学的特徴として特定され、位置決定ユニット 2 6 の較正に使用される。画像データ 4 0、4 6 は共に、血管 4 8 を解剖学的特徴として特定するために、セグメント化される。セグメンテーション中に、超音波画像データ 4 6 及び 3 D 医用画像データ 4 0 における血管 4 8 の中心線 5 0、5 2 が抽出され、各自の関連付けに使用される。このように抽出された中心線 5 0、5 2 に基づいて、様々な画像における血管 4 8 の関連付けが、高い精度及び高い信頼性で行われることが可能である。これにより、プローブ 1 4 の位置が、3 D 医用画像データ 4 0 のセグメンテーションデータ 4 2 に対して決定され、較正される。

【 0 0 4 3 】

このように較正された位置決定ユニット 2 6 は、患者 1 2 の臓器を、超音波プローブ 1 4 の視野 4 4 内の解剖学的物体として特定するために使用可能である。

【 0 0 4 4 】

図 5 a、図 5 b は、様々なビューにおける臓器の術前医用画像データ 4 0 及びセグメンテーションデータ 4 2 を示す。図 5 a では、視野 4 4 内の臓器の外形に、医用画像データ 4 0 の 2 次元スライスが重ね合わされ、セグメンテーションデータ 4 2 及び術前医用画像データ 4 0 の解剖学的物体としての臓器の関連付けが示される。図 5 b では、術前医用画像データ 4 0 に対応するセグメンテーションデータ 4 2 の 3 次元表現が示される。

【 0 0 4 5 】

図 6 は、対応する医用画像データ 4 0 を有するセグメンテーションデータ 4 2 (図 6 a) と、超音波プローブ 1 4 によって取得された超音波画像 4 6 における対応する解剖学的物体を有するセグメンテーションデータ 4 2 の関連付け又は同期 (図 6 b) とを示す。図 6 b では、視野 4 4 内の臓器の外形に、超音波画像データ 4 6 の 2 次元スライスが重ね合わされ、超音波画像データ 4 2 内の解剖学的物体としての臓器が特定される。臓器の外形は、セグメンテーションデータ 4 2 から導出される。超音波画像データ 4 6 は更に、図 5 b に示されるように、セグメンテーションデータ 4 2 の 3 次元表現が重ね合わされてもよい。超音波画像における対応する解剖学的物体とセグメンテーションデータ 4 2 の関連付け又は同期は、位置決定ユニット 2 6 によって決定されるプローブ 1 4 の位置に基づいて達成される。

【 0 0 4 6 】

特定の実施形態では、各自特定された臓器は、セグメンテーションデータ 4 2 に基づいて、標識化され、オペレータに、どの臓器が視野 4 4 内にあるかが示される。

【 0 0 4 7 】

図 7 a、図 7 b では、対応するセグメンテーションデータ 4 2 を含む術前医用画像データ 4 0 と、超音波画像データ 4 6 に対して位置ずれしたセグメンテーションデータ 4 2 との比較が示される。図 7 a は、図 5 a と同一である。図 7 b に示されるように、セグメンテーションデータ 4 2 から導出される臓器の重ね合わされている外形は、超音波データ 4 6 に対して位置がずれている。この位置ずれは、プローブ 1 4 の実際の位置に対するプロ

10

20

30

40

50

ープ１４の決定された位置の偏差に起因する。セグメンテーションデータ４２と超音波画像データ４６との間の位置ずれが検出される場合、位置決定ユニット２６の再較正が、自動的に、又は、オペレータによるリクエストによって手動で行われてよい。この場合、プロープ１４の位置は、上記されたように、患者１２の解剖学的特徴に基づいて、再び、較正される。

【００４８】

図５ａ、図５ｂ又は図７ａ、図７ｂに示される例では、肝臓と１つの腎臓とが、超音波プロープ１４の視野４４内にあり、１つの肝臓と脾臓とが、視野４４の外にある。どの臓器が視野４４内にあるかを決定するために、超音波画像データ４６の各３Ｄボクセル又は超音波データ４６の各ピクセルに、セグメンテーションデータ及び超音波プロープ１４の位置に基づいて、１つの特定の臓器又は組織のボクセル又はピクセルとして、標識が付けられる、与えられる又は割り当てられ、これにより、可視の解剖学的物体又は臓器の量が、視野４４内のボクセル又はピクセルの量を決定することによって、容易に決定される。したがって、各解剖学的物体又は臓器に対応するボリューム又は面積が計算され、表示ストリーム３２上に表示される。

10

【００４９】

したがって、可視の解剖学的物体又は臓器の割合は、視野４４内のボリューム又は表示スクリーン３２上に表示される２次元スライス内の２次元面積に基づいて計算され、表示スクリーン３２上に表示される。

【００５０】

図８では、超音波プロープ１４の視野内の解剖学的物体を特定する方法のフロー図が示され、概して６０と示される。

20

【００５１】

方法６０は、ステップ６２において示されるように、３Ｄ医用画像データ４０を受信することから開始し、次に、ステップ６４において示されるように、その３Ｄ医用画像データ４０がセグメント化される。

【００５２】

更に、ステップ６６において示されるように、超音波プロープ１４の位置が、位置決定ユニット２６によって決定される。ステップ６８において、超音波プロープ１４は、超音波画像データ４６を取得し、ステップ７０において、取得された超音波画像データ４６はセグメント化され、超音波画像データ４６内の解剖学的特徴４８が決定される。

30

【００５３】

ステップ７２において、位置決定ユニット２６が、セグメンテーションデータ４２、超音波画像データ４６及び位置決定ユニット２６によって決定された超音波プロープ１４の位置に基づいて較正される。

【００５４】

ステップ７４において、超音波画像データ４６が捕捉又は取得され、超音波プロープ１４の現在の位置が、ステップ７２の較正に基づいて決定される。ステップ７６において、超音波画像データ４６及びセグメンテーションデータ４２が、プロープ１４の位置に基づいて同期される。

40

【００５５】

ステップ７８において、超音波画像データ４６及びセグメンテーションデータ４２の同期が確認され、各自の解剖学的物体が良好に位置合わせされている場合は、ステップ８０において、解剖学的物体が特定される。解剖学的物体があまり良好に位置合わせされていない場合は、方法は、ステップ６６に戻り、超音波プロープ１４の位置を決定し、ステップ６８において示されるように、追加の超音波画像を取得する。

【００５６】

この方法によって、位置決定ユニット２６は正確に較正可能であるため、視野４４内の解剖学的物体を、時間が掛からずに、高い信頼度で特定することができる。

【００５７】

50

本発明は、図面及び上記説明において詳細に例示され、説明されたが、当該例示及び説明は、例示的に見なされるべきであり、限定的に見なされるべきではない。本発明は、開示される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、開示内容及び従属請求項の検討から、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。

【 0 0 5 8 】

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排除するものではなく、また、「a」又は「an」との不定冠詞も、複数形を排除するものではない。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

【 0 0 5 9 】

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。

【 0 0 6 0 】

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。

【 図 1 】

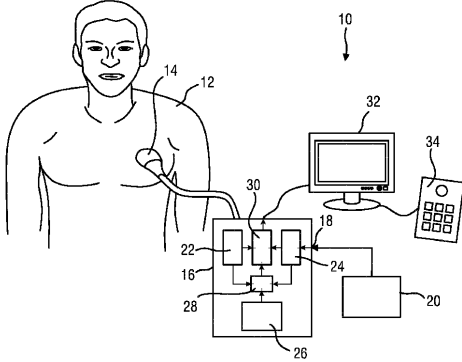
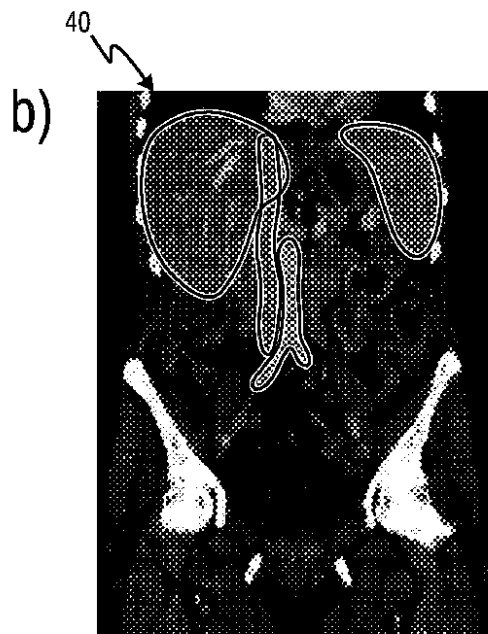


FIG.1

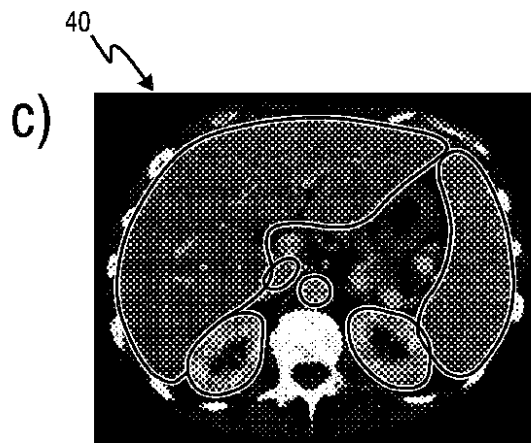
【 図 2 b) 】



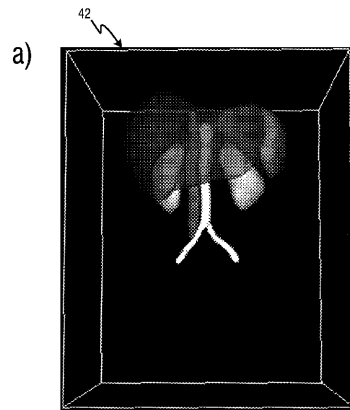
【 図 2 a) 】



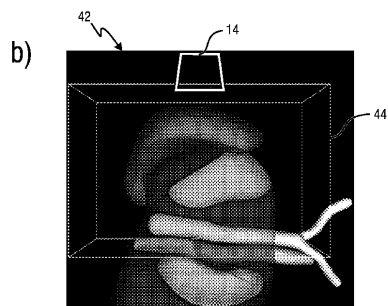
【図 2 c)】



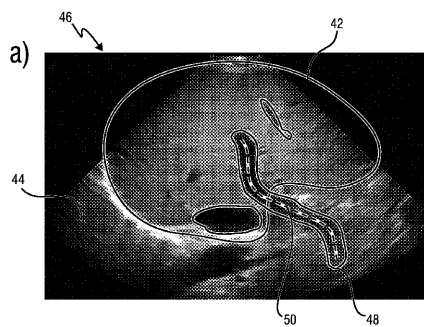
【図 3 a)】



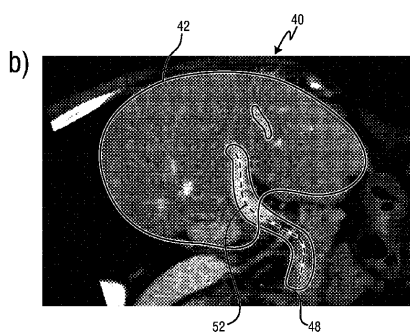
【図 3 b)】



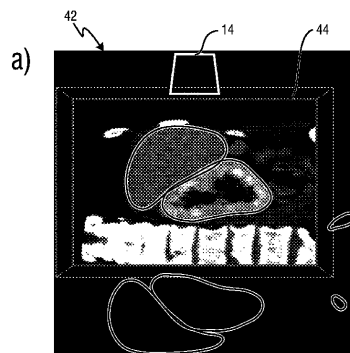
【図 4 a)】



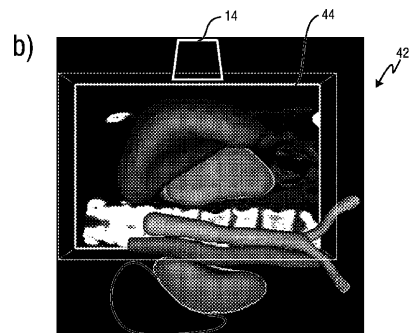
【図 4 b)】



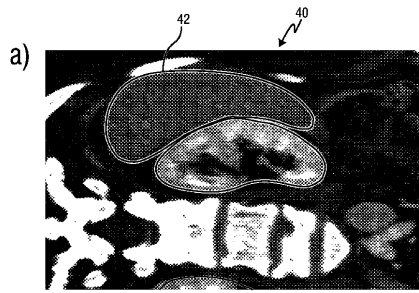
【図 5 a)】



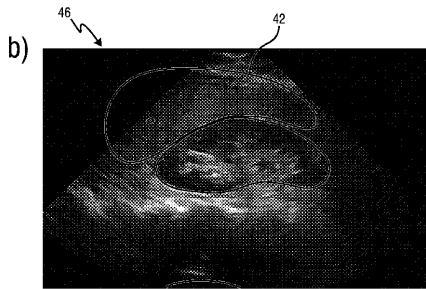
【図 5 b)】



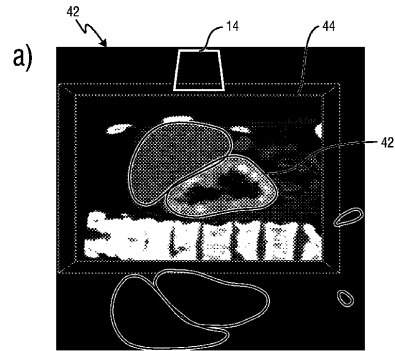
【図 6 a)】



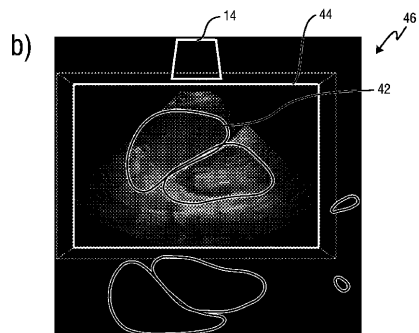
【図 6 b)】



【図 7 a)】



【図 7 b)】



【図 8】

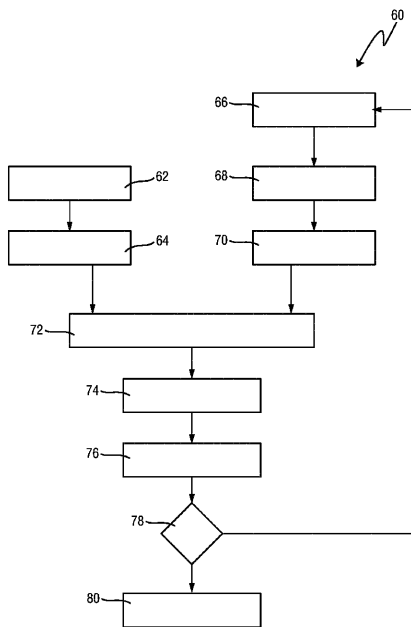


FIG.8

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2015/063721

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/00 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, 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 2010/286517 A1 (KAMEN ALI [US] ET AL) 11 November 2010 (2010-11-11) paragraph [0037] - paragraph [0058]; figures 1-7	1-15
A	----- US 2013/182924 A1 (LAUSE BRIAN ANTHONY [US] LAUSE BRIAN [US]) 18 July 2013 (2013-07-18) paragraph [0014] - paragraph [0046]; figures 1-6	1-15
A	----- US 2011/026796 A1 (HYUN DONG GYU [KR] ET AL) 3 February 2011 (2011-02-03) paragraph [0027] - paragraph [0046]; figures 1-5	1-15
	----- -/--	

☒ 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

7 August 2015

Date of mailing of the international search report

18/08/2015

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

Martinez Möller, A

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2015/063721

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2012/117381 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; KADOURY SAMUEL [US]; KRUECKER JOC) 7 September 2012 (2012-09-07) cited in the application page 4, paragraph 2 - page 5, paragraph 2 page 12, paragraph 2 - page 16, paragraph 3; figures 1-7 -----	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2015/063721

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2010286517 A1	11-11-2010	EP 2429406 A1 JP 5627677 B2 JP 2012526623 A US 2010286517 A1 WO 2010132349 A1	21-03-2012 19-11-2014 01-11-2012 11-11-2010 18-11-2010
US 2013182924 A1	18-07-2013	NONE	
US 2011026796 A1	03-02-2011	EP 2279695 A1 JP 5606203 B2 JP 2011031042 A KR 20110013036 A US 2011026796 A1	02-02-2011 15-10-2014 17-02-2011 09-02-2011 03-02-2011
WO 2012117381 A1	07-09-2012	CN 103402453 A EP 2680778 A1 US 2014193053 A1 WO 2012117381 A1	20-11-2013 08-01-2014 10-07-2014 07-09-2012

 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 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 モーリー ベノイト 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

Fターム(参考) 4C601 BB03 EE11 GA21 GB06 JB34 JC15 JC37 KK24 LL33

专利名称(译)	超声成像设备		
公开(公告)号	JP2017522092A	公开(公告)日	2017-08-10
申请号	JP2016573512	申请日	2015-06-18
[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 モーリーベノイトジャンドミニクベルトランドモーリス		
发明人	デュフル セシル モーリー ベノイト ジャン-ドミニク ベルトランド モーリス		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B6/4417 A61B8/08 A61B8/0891 A61B8/4245 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5261 A61B8/58 G06K2209/057 G06T2207/10136 G06T7/11 A61B8/5215 G06T7/0012		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/GA21 4C601/GB06 4C601/JB34 4C601/JC15 4C601/JC37 4C601/ /KK24 4C601/LL33		
优先权	2014305929 2014-06-18 EP		
其他公开文献	JP6670257B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于在视场中识别解剖对象的超声成像设备10。该设备包括：图像接口18，其接收患者12的3D医学图像数据40；以及分割单元24，其对3D医学图像数据内的患者解剖对象进行分割并提供解剖对象分割数据42。包括。包括具有超声探头14的超声获取单元以获取患者的超声数据46。该设备还包括用于确定超声探头的位置的位置确定单元26。位置确定单元包括校准单元28，该校准单元28基于患者的解剖特征48来校准超声探头的位置。该设备包括识别单元30，该识别单元30基于分割数据和超声探头的位置来识别超声探头的视野内的解剖对象。

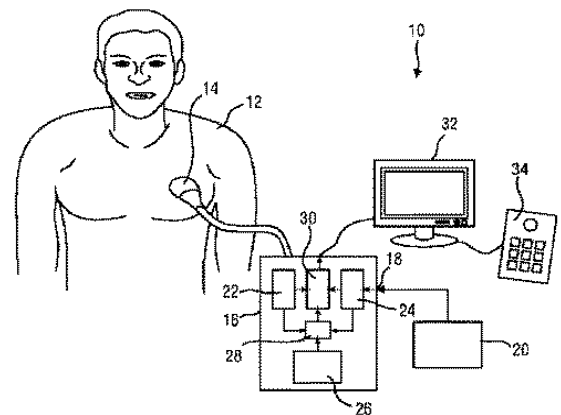


FIG.1