

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6865695号
(P6865695)

(45) 発行日 令和3年4月28日(2021.4.28)

(24) 登録日 令和3年4月8日(2021.4.8)

(51) Int.CI.

F 1

A61B	8/14	(2006.01)	A 61 B	8/14
A61B	8/06	(2006.01)	A 61 B	8/06
A61B	8/08	(2006.01)	A 61 B	8/08

請求項の数 13 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2017-563333 (P2017-563333)
 (86) (22) 出願日 平成28年6月7日(2016.6.7)
 (65) 公表番号 特表2018-521733 (P2018-521733A)
 (43) 公表日 平成30年8月9日(2018.8.9)
 (86) 國際出願番号 PCT/EP2016/062922
 (87) 國際公開番号 WO2016/198413
 (87) 國際公開日 平成28年12月15日(2016.12.15)
 審査請求日 令和1年6月4日(2019.6.4)
 (31) 優先権主張番号 15171400.3
 (32) 優先日 平成27年6月10日(2015.6.10)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 歐州特許庁(EP)

(73) 特許権者 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 アーヘー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 2
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ
 (72) 発明者 ワチター・ステール イリナ
 オランダ国 5656 アーヘー アイン
 ドーフェン ハイ テック キャンパス
 5

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】超音波撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の超音波プローブに接続される超音波取得ユニットであって、各超音波プローブは前記複数の超音波プローブの視野内の患者の超音波撮像に適した超音波データを提供する、前記超音波取得ユニットと、

前記複数の超音波プローブのうちの少なくとも1つから受信される前記超音波データに基づいて前記視野内の前記患者の解剖学的対象を検出し、前記解剖学的対象と前記複数の超音波プローブそれぞれとの空間的関係を決定する検出ユニットと、

前記検出ユニットに結合され、前記超音波データから検出可能である少なくとも1つの物理的パラメータの取得品質に基づいて前記複数の超音波プローブのうちの少なくとも1つを選択する選択ユニットと、

前記超音波取得ユニットに結合され、選択された前記少なくとも1つの超音波プローブから前記超音波データを受信し、選択された前記少なくとも1つの超音波プローブから受信される前記超音波データに基づいて、前記少なくとも1つの物理的パラメータを決定する評価ユニットと、

を含む、超音波撮像装置であって、

前記取得品質は、前記解剖学的対象と前記複数の超音波プローブそれぞれとの前記空間的関係と、前記解剖学的対象の少なくとも1つの解剖学的特徴とに基づいて決定され、

前記検出ユニットは、(i)前記解剖学的対象の纖維方向、(ii)前記解剖学的対象の表面、又は(iii)前記解剖学的対象に関連付けられる流体の流れ方向を検出し、前

記複数の超音波プローブそれぞれの視線方向に対する(i)前記纖維方向、(i i)前記表面、又は(i i i)前記流れ方向の向きを、前記空間的関係として決定する、超音波撮像装置。

【請求項 2】

前記取得品質は、対応する超音波プローブの前記視線方向に対する前記表面又は前記纖維方向の直交する向きについて比較的高い、請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 3】

前記複数の超音波プローブは、互いに固定されている、請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 4】

前記検出ユニットは、前記超音波データに基づいて、前記解剖学的対象のセグメンテーションデータを決定し、前記セグメンテーションデータに基づいて前記空間的関係を決定するセグメンテーションユニットを含む、請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 5】

前記検出ユニットは、前記複数の超音波プローブそれぞれの前記解剖学的対象に対する前記空間的関係に基づいて、前記複数の超音波プローブの互いに対する空間的関係を決定する、請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 6】

前記少なくとも 1 つの物理的パラメータは、前記解剖学的対象の超音波画像である、請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 7】

前記超音波取得ユニットは、前記解剖学的対象に対する前記空間的関係に基づいて、前記複数の超音波プローブから生じる超音波ビームのステアリング方向を制御する制御ユニットを含む、請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 8】

前記複数の超音波プローブから受信される前記超音波データに基づいて、複合超音波画像を提供する撮像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 9】

前記複数の超音波プローブそれぞれの画像データは、決定された前記取得品質に基づいて重み付けされる、請求項 8 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 10】

前記少なくとも 1 つの物理的パラメータは、前記流体の流動パラメータである、請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 11】

前記取得品質は、対応する超音波プローブの視線方向に対する前記流れ方向の平行な向きについて比較的高い、請求項 1 に記載の超音波撮像装置。

【請求項 12】

複数の超音波プローブの視野内の患者の超音波撮像に適した超音波データを取得するステップと、

前記複数の超音波プローブのうちの少なくとも 1 つから受信される前記超音波データに基づいて、前記視野内の前記患者の解剖学的対象を決定するステップと、

(i)前記解剖学的対象の纖維方向、(i i)前記解剖学的対象の表面、又は(i i i)前記解剖学的対象に関連付けられる流体の流れ方向を検出するステップと、

前記解剖学的対象と前記複数の超音波プローブそれぞれとの空間的関係を決定するステップであって、前記空間的関係は、前記複数の超音波プローブそれぞれの視線方向に対する(i)前記纖維方向、(i i)前記表面、又は(i i i)前記流れ方向の向きを含むステップと、

前記超音波データから検出可能である少なくとも 1 つの物理的パラメータの取得品質に基づいて、前記複数の超音波プローブのうちの少なくとも 1 つを選択するステップと、

選択された前記少なくとも 1 つの超音波プローブから受信される前記超音波データに基

10

20

30

40

50

づいて、前記少なくとも 1 つの物理的パラメータを決定するステップと、
を含む、方法であって、

前記取得品質は、前記解剖学的対象と前記複数の超音波プローブそれぞれとの前記空間的
の関係と、前記解剖学的対象の少なくとも 1 つの解剖学的特徴とに基づいて決定される、
超音波撮像の方法。

【請求項 1 3】

コンピュータ上で実行されると、請求項 1 2 に記載の方法のステップをコンピュータに
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】

10

【0 0 0 1】

本発明は、患者の解剖学的対象に関連付けられる少なくとも 1 つの物理的パラメータを
決定する超音波撮像装置に関する。

【0 0 0 2】

本発明は更に、患者の解剖学的対象に関連付けられる少なくとも 1 つの物理的パラメータを
決定する超音波撮像方法と、コンピュータ上で実行されると、当該コンピュータに本
発明による上記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ブ
ログラムとに関する。

【背景技術】

【0 0 0 3】

20

医用検出用の超音波撮像システムの分野において、画質を向上させ、解剖学的対象の遮
られていな図を提供するために、様々な視線方向から解剖学的対象を検出することが一
般に知られている。対応する超音波撮像システムは、例えば国際特許公開 WO 2 0 1 4 /
2 0 7 6 2 1 A 1 から知られている。

【0 0 0 4】

特に経胸壁心エコー検査 (TTE) 用の超音波システムの分野において、現在、大面積
経胸壁心エコー検査 (LATT E) とも知られているマルチプローブアレイを含む超音波
プローブが開発中である。これらのマルチプローブアレイは、互いに対し固定関係にある
複数のプローブを含み、プローブの超音波画像は、組み合わされて全体画像が形成される
か、又は、別々に表示されて、様々な視線方向から各臓器の様々な部分が表示される。

30

【0 0 0 5】

既知の超音波システムのデメリットは、様々な解剖学的構造が、当該様々な構造の様々
な向きに起因して様々な画質の超音波画像に表示され、撮像品質の手動最適化はユーザに
とって厄介である点である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 6】

したがって、本発明は、品質が向上され、ユーザの取り扱い努力が少なくてすむ超音波
検出を提供する超音波撮像装置及び対応する超音波撮像方法を提供することを目的とする
。

40

【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、超音波撮像装置が提供される。当該超音波撮像装置は、
複数の超音波プローブに接続される超音波取得ユニットであって、各超音波プローブは
超音波プローブの視野内の患者の超音波撮像に適した超音波データを提供する、上記超音
波取得ユニットと、

複数の超音波プローブのうちの少なくとも 1 つから受信される超音波データに基づいて
視野内の患者の解剖学的対象を検出し、解剖学的対象と各超音波プローブとの空間的関
係を決定する検出ユニットと、

検出ユニットに結合され、超音波データから検出可能である少なくとも 1 つの物理的パ

50

ラメータの取得品質に基づいて複数の超音波プローブのうちの少なくとも1つを選択する選択ユニットと、

超音波取得ユニットに結合され、選択された少なくとも1つの超音波プローブから超音波データを受信し、選択された超音波プローブから受信される超音波データに基づいて、少なくとも1つの物理的パラメータを決定する評価ユニットとを含み、取得品質は、解剖学的対象と各超音波プローブとの空間的関係と、解剖学的対象の少なくとも1つの解剖学的特徴とに基づいて決定される。

【0008】

本発明の別に態様によれば、超音波撮像方法が提供される。当該方法は、複数の超音波プローブの視野内の患者の超音波撮像に適した超音波データを取得するステップと、

複数の超音波プローブのうちの少なくとも1つから受信される超音波データに基づいて、視野内の患者の解剖学的対象を決定するステップと、

解剖学的対象と各超音波プローブとの空間的関係を決定するステップと、

超音波データから検出可能である少なくとも1つの物理的パラメータの取得品質に基づいて、複数の超音波プローブのうちの少なくとも1つを選択するステップと、

選択された超音波プローブから受信される超音波データに基づいて、少なくとも1つの物理的パラメータを決定するステップとを含み、取得品質は、解剖学的対象と各超音波プローブとの空間的関係と、解剖学的対象の少なくとも1つの解剖学的特徴とに基づいて決定される。

【0009】

本発明の更に別の態様によれば、コンピュータ上で実行されると、本発明による超音波撮像方法のステップを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が提供される。

【0010】

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、請求項に掛かる方法は、請求項に係る装置と同様及び/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実施形態を有する。

【0011】

本発明は、複数の超音波プローブによって患者の超音波データを取得し、解剖学的対象の超音波プローブに対する空間的関係を決定し、1つの物理的パラメータを、超音波プローブのうち選択される少なくとも1つの超音波プローブから受信される超音波データに基づいて決定する考えに基づいている。上記超音波プローブは、空間的関係に基づいて決定又は推定される1つの物理的パラメータの取得品質に基づいて選択される。空間的関係に基づいて、取得品質を決定することにより、解剖学的対象の物理的パラメータが、当該物理的パラメータを決定するのに最良の視線方向及び最良の信号強度を有する超音波プローブによって決定されることが保証される。したがって、物理的パラメータを決定するためには解剖学的対象に対して最適な空間的関係を有する超音波プローブを選択することにより、最良の画質を自動的に達成することができる。したがって、ユーザの取り扱い努力を増やすことなく取得品質を向上させることができる。

【0012】

好適な実施形態では、検出ユニットは、解剖学的対象の纖維方向又は表面を検出し、各超音波プローブの視線方向に対する纖維方向又は表面の向きを、上記空間的関係として決定する。反射超音波の信号強度は、超音波の伝搬方向と撮像される解剖学的構造の表面又は纖維方向との間の角度に依存するので、解剖学的対象の纖維方向又は表面と、各超音波プローブの視線方向に対する向きとを考慮することによって、画質を向上させることができる。

【0013】

好適な実施形態では、取得品質は、対応する超音波プローブの視線方向に対する表面又は纖維方向の直交する向きについて比較的高い。これにより、決定された解剖学的対象に

関して最良の視野角を有する超音波プローブを選択することができる。

【0014】

好適な実施形態では、超音波プローブは、互いに固定されている。これにより、超音波プローブの相対位置が固定され、計算パラメータとして利用可能であるため、解剖学的対象の各超音波プローブに対する空間的関係を決定する努力を軽減することができる。

【0015】

好適な実施形態では、検出ユニットは、超音波データに基づいて、解剖学的対象のセグメンテーションデータを決定し、セグメンテーションデータに基づいて空間的関係を決定するセグメンテーションユニットを含む。これにより、解剖学的対象及び解剖学的対象の解剖学的特徴を正確に決定することができ、したがって、取得品質を高精度に決定することができる。

10

【0016】

好適な実施形態では、セグメンテーションユニットは、解剖学的対象の所定のセグメンテーションモデルに基づいて、セグメンテーションデータを提供する。これにより、所定のセグメンテーションモデルをセグメンテーションデータのベースとして使用することができるので、セグメンテーション努力を更に軽減し、セグメンテーションを向上させることができる。

【0017】

好適な実施形態では、所定のセグメンテーションモデルは、解剖学的対象の解剖学的特徴（例えば組織型）を含む。これにより、超音波画像コントラストといった追加の特徴を様々な組織について事前に把握し、したがって、取得品質の決定を向上させることができるので、取得品質の決定を更に向上させることができる。

20

【0018】

好適な実施形態では、検出ユニットは、各プローブの解剖学的対象に対する空間的関係に基づいて、複数の超音波プローブの互いに対する空間的関係を決定する。これにより、複数の超音波プローブの互いに対する空間的関係を、当該関係が分かっていなかった場合又はプローブが互いに固定されていない場合に決定することができ、したがって、様々な超音波取得ユニットを、適応努力を増やすことなく使用することができる。

【0019】

好適な実施形態では、物理的パラメータは、解剖学的対象の超音波画像である。物理的パラメータは、具体的には、解剖学的対象のBモード超音波画像を形成する反射超音波信号である。これにより、対応する視線方向において最良の画質を提供する超音波プローブが選択されるので、画質が向上された解剖学的対象の超音波画像を提供することができる。

30

【0020】

好適な実施形態では、超音波取得ユニットは、解剖学的対象への空間的関係に基づいて、超音波プローブのステアリング方向を制御する制御ユニットを含む。これにより、様々な視線方向からの詳細な超音波データを高品質で受信するために、解剖学的対象に対して様々な超音波プローブから生じる超音波ビームをステアリングすることができる。

【0021】

更なる好適な実施形態では、制御ユニットは、解剖学的対象に対する空間的関係に基づいて、選択された超音波プローブからのビームをステアリングする。これにより、選択されたプローブの焦点が対応して合わせられるので、物理的パラメータの検出を更に向上させることができ。

40

【0022】

好適な実施形態では、超音波撮像装置は更に、複数の超音波プローブから受信される超音波データに基づいて、複合超音波画像を提供する撮像ユニットを含む。これにより、画像は、様々な視線方向から受信される様々な超音波プローブの超音波データの組み合わせに基づいているので、画質を更に向上させることができる。

【0023】

50

更なる好適な実施形態では、各超音波プローブの画像データは、決定された取得品質に基づいて重み付けされる。これにより、様々な超音波プローブからの様々な超音波データが重み付けされ、したがって、比較的低い（低下した）品質を有する超音波データよりも比較的高い品質を有する超音波データの方が組み合わせ画像に使用される確率が高いため、複合超音波画像の画質を更に向上させることができる。

【0024】

好適な実施形態では、検出ユニットは、解剖学的対象に関連付けられる流体の流れ方向を決定し、検出ユニットは、各超音波プローブの視線方向に対する流れ方向の向きを、空間的関係として決定する。これにより、解剖学的対象における又は解剖学的対象内の流体の動きを向上された精度で決定することができる。

10

【0025】

好適な実施形態では、物理的パラメータは、流体の流動パラメータである。これにより、解剖学的対象における又は解剖学的対象内の流体の流れを決定することができる。

【0026】

更なる好適な実施形態では、取得品質は、対応する超音波プローブの視線方向に対する流れ方向の平行な向きについて比較的高い。これにより、解剖学的対象内又は解剖学的対象における流体の動きを決定するために、最良の視線方向を有する超音波プローブを選択することができ、したがって、流体の動きを高精度に決定することができる。解剖学的対象における又は解剖学的対象内の流体の動きを決定するために、ドップラー信号を使用することが特に望ましい。

20

【0027】

更なる好適な実施形態では、物理的パラメータは、解剖学的対象に隣接する解剖学的構造である。取得品質は、解剖学的対象による解剖学的構造の遮断の度合いであり、評価ユニットは、選択された超音波プローブから受信される解剖学的構造の超音波画像データを提供する。これにより、解剖学的構造への最良の視線方向を有する超音波プローブが自動的に選択可能であるので、骨といった超音波を遮断する解剖学的対象に隣接する解剖学的構造の画像データを高精度且つユーザにとって少ない取り扱い努力で提供することができる。

【0028】

上記されたように、超音波取得ユニットの複数の超音波プローブのうちの少なくとも1つの超音波プローブの選択は、超音波データから検出可能である少なくとも1つの物理的パラメータの決定された取得品質に基づいて行われる。取得品質は、解剖学的対象への超音波プローブの視線方向に基づいて、また、特に、解剖学的対象の少なくとも1つの解剖学的特徴に基づいて決定又は推定される。取得品質は、超音波プローブの視線方向及び解剖学的対象の解剖学的特徴が信号強度全般に非常に関連するので、決定することができ、したがって、超音波データに基づいた物理パラメータの決定を著しく向上させることができる。

30

【0029】

超音波プローブの選択を、決定された空間的関係に基づいて自動的に行うことができる
ので、操作者の超音波取得品質を向上させる努力は増えない。

40

【図面の簡単な説明】

【0030】

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。

【0031】

【図1】図1は、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ている超音波撮像装置の概略図を示す。

【図2a】図2aは、超音波プローブの視野角の概略図を示す。

【図2b】図2bは、超音波プローブの視野角の概略図を示す。

【図3a - 3f】図3a乃至図3fは、様々な超音波プローブの様々な視線方向から解析

50

される解剖学的対象の概略図を示す。

【図4】図4は、様々な視線方向からのドップラー信号取得のための複数の超音波プロープの概略図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0032】

図1は、全体的に10と示される超音波撮像装置の概略図を示す。超音波撮像装置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利用される。超音波撮像装置10は、超音波を送受信する複数の超音波プロープを含むトランスデューサアレイを含む超音波取得ユニット14を含む。トランスデューサアレイは、好適には、多次元画像データを提供するために、トランスデューサ要素の1つ以上の2Dアレイを含む。
10

【0033】

超音波撮像装置10は、一般に、超音波取得ユニット14に接続され、超音波取得ユニットから受信される超音波データを評価し、超音波データに基づいて超音波画像を提供する処理ユニット16を含む。

【0034】

超音波取得ユニット14は、経胸壁心エコー検査(TE)又は大面積経胸壁心エコー検査(LATTTE)用のマルチプロープアレイとして形成され、好適には、互いに固定関係で接続されている複数の超音波プロープを含む。代替実施形態では、様々な超音波プロープは互いに移動可能であり、したがって、これらの超音波プロープは、様々な視線方向から個々に超音波データを提供するように使用することができる。
20

【0035】

処理ユニット16は、超音波取得ユニット14及び超音波プロープを制御し、超音波データを受信し、超音波プロープの焦点を調整するために超音波プロープから出る超音波ビームのステアリング方向を制御するように設けられている制御ユニット18を含む。ビームステアリングは、2次元超音波アレイの電気的ステアリング又は1次元アレイの機械的ステアリングとして実現される。処理ユニット16は更に、超音波取得ユニット14及び様々な超音波プロープの超音波データを受信するために制御ユニット18に接続されている検出ユニット20を含む。検出ユニット20は、超音波データに基づいて、超音波取得ユニット14及び/又は超音波プロープの視野内の患者12の解剖学的対象を検出し、視野内の解剖学的対象の各超音波プロープに関する空間的関係を決定する。空間的関係は、具体的には、視野内の解剖学的対象の表面に対する各プロープの視線方向の向き(各プロープから生じるステアリングビームの方向)であり、視野角と呼ばれる。検出ユニット20は、超音波データをセグメント化し、セグメンテーションデータを視野内の解剖学的対象の3次元表現として提供するセグメンテーションユニットを含む。三角形のメッシュから形成されていてよいこのように決定されたセグメンテーションデータに基づいて、視野角は、少ない技術的努力で正確に決定することができる。検出ユニット20のセグメンテーションユニットは、解剖学的対象のセグメンテーションモデルを受信するために、外部又は内部データベース22に接続されている。これにより、セグメンテーションデータは、所定のセグメンテーションモデルに基づくことができ、また、超音波取得ユニット14から受信される超音波データに適合することができる。
30
40

【0036】

検出ユニット20は、解剖学的対象と各超音波プロープとの空間的関係に基づいて、特に、解剖学的対象の少なくとも1つの解剖学的特徴に基づいて、超音波データから検出可能である1つの物理的パラメータの取得品質(acquisition quality)を決定する選択ユニット24に接続されている。各超音波プロープの視野角は視野内の構造、要素又は流体の検出可能性に大きな影響を与えるので、視野内に検出可能である物理的パラメータの期待信号強度品質を決定することができる。各超音波プロープについて決定されるこの取得品質又は品質係数に基づいて、選択ユニット24によって、超音波プロープのうち、高品質の超音波測定値を提供する1つ以上の超音波プロープが選択される。
50

【0037】

処理ユニット16は更に、超音波取得ユニット14及び選択ユニット24に接続され、少なくとも1つの選択された超音波プローブの超音波データを評価し、少なくとも1つの選択された超音波プローブから受信される超音波データに基づいて、少なくとも1つの物理的パラメータを決定する評価ユニット26を含む。物理的パラメータは、患者12の生命機能を解析するための視野内の解剖学的構造、解剖学的構造の動き、又は視野内の流体に対応する。評価ユニット26は、好適には、超音波データに基づいて画像データを提供し、当該画像データを表示ユニット28に提供して、各超音波画像が表示される。

【0038】

超音波撮像装置10の使用において、超音波プローブのうちの少なくとも1つの超音波プローブが、最初に、全体画像を取得し、検出ユニット20が視野内の解析されるべき解剖学的対象を検出する。超音波プローブの互いに対する相対位置が分かっていない場合、各超音波プローブが全体画像を取得し、超音波プローブの互いに対する相対位置がセグメンテーションユニットによって決定される。全体画像は、モデルベースのセグメンテーションを使用してセグメント化され、したがって、解剖学的対象は、当該解剖学的対象の一部が不明瞭である又は検出不可であっても、セグメント化されることが可能である。

10

【0039】

超音波プローブの解剖学的対象に対する相対位置から、各超音波プローブの視野角が決定され、したがって、各超音波プローブの期待画質及び各自の視線方向を決定することができる。

20

【0040】

このように決定された期待画質に基づいて、最良画質を提供する超音波プローブを選択することができる。

【0041】

セグメンテーションモデルは、それに基づいてセグメンテーションデータが決定されるが、解剖学的対象の解剖学的情報、特に解剖学的対象の纖維方向も含み、したがって、纖維方向に対する視野角も決定され、期待画質を推定又は決定するように使用することができる。

【0042】

このように決定された画質に基づいて、選択ユニット24は、あらゆる状況について、どのプローブが最良画質を提供するかを選択することができる。解剖学的構造の近接像が取得されるべきである場合、最小視野角を有する超音波プローブが選択される。合成（複合）画像が取得されるべきである場合、解剖学的対象のすべての関連の解剖学的構造について、最小平均角を有する様々なプローブのセットアップが選択される。この場合、様々な超音波プローブから受信される超音波データは、例えば様々な超音波データに重みを付けることによって複合画像に組み合わされる。

30

【0043】

図2は、解剖学的対象の超音波プローブの視線方向に対する空間的関係に依存する様々な視野角の概略図を示す。図2では、超音波プローブは、概略的に示され、30と大まかに示されている。超音波プローブ30は、視野32内に及び視線方向34において超音波（ビーム）を放出し受信する。視野32内には、解剖学的物体36が概略的に示され、セグメンテーションモデルのメッシュによって表されている。視野角38は、視線方向34と解剖学的対象36の表面の法線方向40との間の角度として示される。図2aでは、視野角38'は比較的小さく（例えば30°未満）、図2bでは、視野角38''は比較的大きい（例えば45°以上又は90°に近い）。

40

【0044】

信号強度は、反射超音波によって決定され、したがって、超音波画像の画質は、超音波の伝搬方向と撮像される解剖学的対象36の表面との間の視野角38に依存する。信号強度は、表面と超音波とが互いに平行である場合は、比較的低く、表面と超音波とが互いに対し略垂直である場合は、比較的高く、したがって、解剖学的構造を比較的高い品質で撮

50

像することができる。したがって、図 2 a に示されるように、視野角 38' が小さい場合、画質は、視野角 38' が 90° に近い状況と比べて比較的高い。

【 0 0 4 5 】

したがって、期待画質は、超音波プローブ 30 の視線方向 34 に対する解剖学的対象 36 の表面又は纖維構造の向きに基づいて決定される。

【 0 0 4 6 】

図 3 は、超音波取得ユニット 14 の 3 つの超音波プローブ 42、44、46 の様々な視線方向における解剖学的対象 36 を示す。

【 0 0 4 7 】

図 3 a 乃至図 3 c では、1 つの位置にある人間の心臓である解剖学的対象が示され、超音波プローブ 42、44、46 は、解剖学的対象 36 に対して様々な空間的関係で配置され、したがって、各超音波プローブ 42、44、46 は、解剖学的対象 36 の表面又は纖維構造へ様々な視野角 38 を有する。図 3 a では、超音波プローブ 44 の超音波スキャンが示され、48 と示される解剖学的対象 36 の側面に対する視野角 38 は約 90° であり、したがって、低画質が予想される。50 と示される更なる位置では、視野角は小さく、したがって、当該位置では、画像の高品質が予想される。

10

【 0 0 4 8 】

図 3 b では、52 と示される解剖学的対象 36 の側面へ小さい視野角 38 を有する超音波プローブ 42 の超音波スキャンが示される。したがって、当該位置の画質は高いと予想される。図 3 c では、超音波プローブ 46 の超音波スキャンが示され、視野角 38 は、54、56 と示される解剖学的対象 36 の 2 つの表面に関して小さく、したがって、これらの位置 54、56 の画質は高いと予想される。したがって、解剖学的対象の様々な位置の超音波画質は、超音波プローブ 42、44、46 の様々な視線方向について異なる。超音波画像を形成するために、画像データを提供する超音波プローブ 42、44、46 のうちの 1 つが選択される。又は、超音波画像は、関連の構造に対して最小視野角 38 を有し、重み係数によって重みが付けられてよい複数の超音波プローブ 42、44、46 の複合画像として形成される。

20

【 0 0 4 9 】

図 3 d 乃至図 3 f では、解剖学的対象 36 は別の向きに示されており、3 つの超音波プローブ 42、44、46 は、解剖学的対象 36 の様々な構造へ様々な視野角を有する。図 3 d では、超音波プローブ 44 は、58 と示される側面に関して大きい視野角を有し、60 と示される内部構造に対して小さい視野角 38 を有するものとして示され、したがって、これらの構造の画質は異なる。図 3 e では、超音波プローブ 42 は、62、64 と示される解剖学的対象 36 の 2 つの異なる構造に関して小さい視野角を有するものとして示され、したがって、これらの構造の画質は高いと予想される。図 3 f では、超音波プローブ 46 は、66 と示される解剖学的対象 36 の構造に関して大きい視野角を有するものとして示され、したがって、この構造の画質は低いと予想される。超音波画像は、撮像対象である関連構造に関して最良画質を提供する 1 つ以上の選択された超音波プローブ 42、44、46 から受信される超音波データに基づいている。超音波画像は、複合画像として、複数の超音波データに基づいていてもよく、この場合、様々なデータは、期待画質に依存して重み付けされる。

30

【 0 0 5 0 】

図 4 に、複数の超音波プローブ 70、72、74 を有する超音波取得ユニット 14 の一実施形態が示される。超音波プローブ 70、72 は、患者 12 の皮膚に配置される超音波アレイ 76 の一部であり、超音波プローブ 74 は、患者の体内に挿入され、経胸壁心エコー検査 (TEE) プローブとして形成されている。本実施形態では、超音波プローブ 70、72、74 は、ドップラー信号に基づいて、解剖学的対象 36 内の血流を測定するよう使用される。ドップラー信号に基づいて解剖学的構造又は流体の動きを測定するためには、大きい信号強度及び高品質の測定値を提供するように視線方向及び動きベクトルが平行であるべきである。血液の流れの方向は、検出された解剖学的対象 36 とセグメンテー

40

50

ションデータとに基づいて推定することができ、したがって、強いドップラー信号を受信するために、超音波プローブ 70、72、74のうち上記流れの方向に関して最良の視野角を有する1つの超音波プローブを選択することができる。この場合、超音波プローブ72の視線方向が、解剖学的対象36の特定の解剖学的構造78内の血液の流れ方向と平行であり、したがって、この超音波プローブ72が、この解剖学的構造78内の血液の流れを測定するために選択される。

【0051】

流れ方向は、セグメンテーションモデルに基づいて決定されてもよく、この場合、流れ方向を解剖学的対象36の解剖学的特徴として記憶することができる。

【0052】

したがって、解剖学的対象36からのドップラー信号を受信するために最良の視野角を有する超音波プローブ70、72、74も選択することができる。

【0053】

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。

【0054】

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「a n」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。

【0055】

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。

【0056】

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。

10

20

30

【図1】

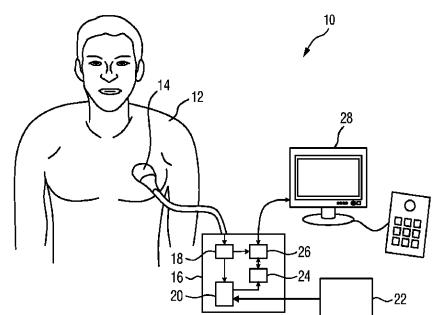
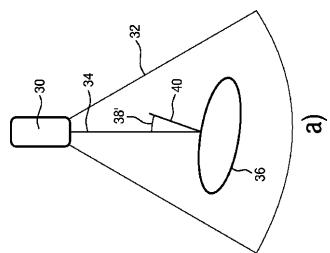
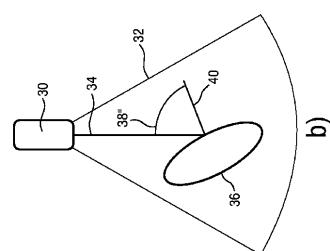


FIG.1

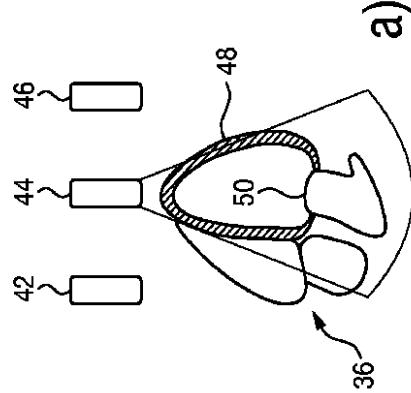
【図2 a)】



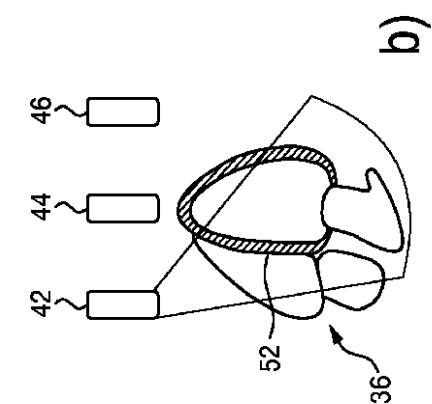
【図2 b)】



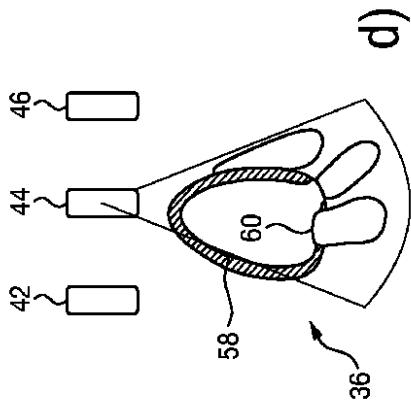
【図3 a)】



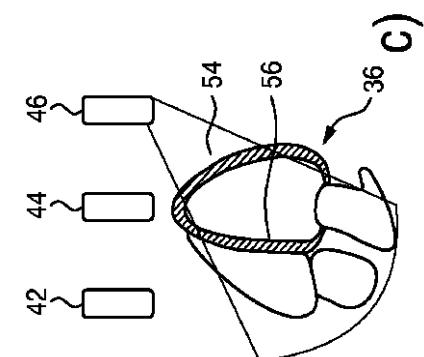
【図3 b)】



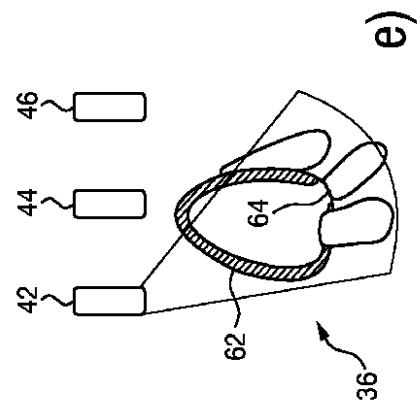
【図3 d)】



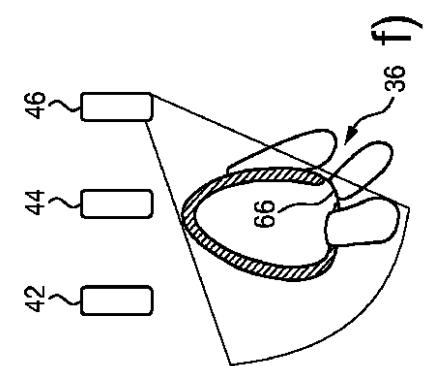
【図3 c)】



【図3e】



【図3f】



【図4】

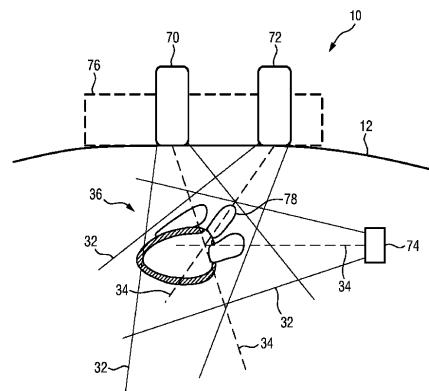


FIG.4

フロントページの続き

(72)発明者 ウェーバー フランク ミカエル
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 バージャー クリストチャン
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 5

審査官 佐々木 龍

(56)参考文献 特表2011-521678(JP, A)
国際公開第2014/097090(WO, A1)
米国特許出願公開第2014/0058263(US, A1)
特開2012-192075(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5