

(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2016-514564

(P2016-514564A)

(43) 公表日 平成28年5月23日 (2016.5.23)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2016-505904 (P2016-505904)
 (86) (22) 出願日 平成26年3月20日 (2014.3.20)
 (85) 翻訳文提出日 平成27年11月25日 (2015.11.25)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2014/060004
 (87) 国際公開番号 W02014/162232
 (87) 国際公開日 平成26年10月9日 (2014.10.9)
 (31) 優先権主張番号 61/807,885
 (32) 優先日 平成25年4月3日 (2013.4.3)
 (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
 ドーフエン 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】 3D超音波撮像システム

(57) 【要約】

本発明は、- 身体12の3次元超音波スキャンから得られた少なくとも1つのボリュームデータセットを受信し、対応する表示データを提供するように構成された画像処理装置34と、- 少なくとも1つのボリュームデータセット内で、解剖学的対象物の位置及び向きを検出するように構成された解剖学的構造検出器38と、- 少なくとも1つのボリュームデータセットから複数の2次元スライスを生成するためのスライス生成器40とを備える超音波撮像システム10であって、このスライス生成器40が、解剖学的対象物の1組の2次元標準像を取得するために、解剖学的対象物に関する解剖学的構造検出器の結果に基づいてそれぞれのスライス位置を規定するように構成され、スライス生成器40が、各2次元標準像に関して、解剖学的対象物のどの解剖学的特徴が含まれていると予想されるかを規定するように更に構成され、超音波撮像システム10が更に、- 生成された複数の2次元スライスそれぞれに関して、各スライスをそれぞれの2次元標準像に関して予想される解剖学的特徴と比較することによって、品質係数を評価するための評価ユ

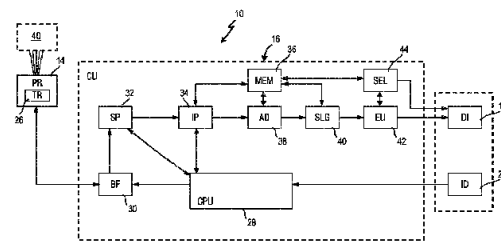


FIG.2

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

- 身体の 3 次元超音波スキャンから得られた少なくとも 1 つのボリュームデータセットを受信し、対応する表示データを提供する画像処理装置と、

- 前記少なくとも 1 つのボリュームデータセット内で、解剖学的対象物の位置及び向きを検出する解剖学的構造検出器と、

- 前記少なくとも 1 つのボリュームデータセットから複数の 2 次元スライスを生成するためのスライス生成器であって、前記解剖学的対象物の 1 組の 2 次元標準像を取得するために、前記解剖学的対象物に関する前記解剖学的構造検出器の結果に基づいてそれぞれのスライス位置を規定し、各 2 次元標準像に関して、前記解剖学的対象物のどの解剖学的特徴が含まれていると予想されるかを規定する前記スライス生成器と、

- 生成された前記複数の 2 次元スライスそれぞれに関して、各スライスをそれぞれの 2 次元標準像に関して予想される解剖学的特徴と比較することによって、品質係数を評価するための評価ユニットとを備える、超音波撮像システム。

10

【請求項 2】

前記解剖学的構造検出器は、前記解剖学的対象物の位置及び向きを検出するために、少なくとも 1 つのボリュームデータセットと、前記解剖学的対象物の幾何学的モデルとのベストマッチを見付けることによって、前記少なくとも 1 つのボリュームデータセットのモデルベースセグメント化を行い、前記スライス生成器は、前記幾何学的モデルに基づいて、前記解剖学的対象物のそれぞれのスライス位置を規定する、請求項 1 に記載の超音波撮像システム。

20

【請求項 3】

- 身体の複数の異なる 3 次元スキャンから得られた複数のボリュームデータセットを記憶するため、並びに前記複数のボリュームデータセットから生成された複数の 2 次元スライス及びそれらの品質係数を記憶するためのメモリと、

- 各 2 次元標準像に関して、前記複数のボリュームデータセットそれぞれから生成された対応する 2 次元スライスの評価された品質係数を比較することによって、最高の品質係数を有する 2 次元スライスを選択するためのセレクトとを更に備える、請求項 1 に記載の超音波撮像システム。

30

【請求項 4】

前記生成された複数の 2 次元スライスそれぞれに関して前記評価ユニットにおいて評価される前記品質係数は、予想される解剖学的特徴がそれぞれの 2 次元スライスにどの程度含まれているかを表す割合を含む量的係数である、請求項 1 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 5】

前記評価ユニットは、各 2 次元スライスの視野を前記解剖学的対象物の幾何学的モデルと比較することによって、前記生成された複数の 2 次元スライスそれぞれに関する前記品質係数を評価する、請求項 1 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 6】

前記超音波撮像システムは、更にディスプレイを備え、前記画像処理装置は、前記解剖学的対象物の様々な標準像に対応する複数の 2 次元スライスのグラフィック表現を前記ディスプレイ上に同時に表示するための表示データを生成する、請求項 1 に記載の超音波撮像システム。

40

【請求項 7】

前記画像処理装置は、各 2 次元スライスに関する前記品質係数のグラフィック表現を前記ディスプレイ上に表示するための表示データを更に生成する、請求項 6 に記載の超音波撮像システム。

【請求項 8】

前記品質係数の前記グラフィック表現は、アイコン及び / 又はパーセンテージを含む、請求項 7 に記載の超音波撮像システム。

50

【請求項 9】

- 超音波受信信号を提供するトランスデューサアレイと、
- 身体の3次元スキャンを行うために前記トランスデューサアレイを制御し、更に、前記超音波受信信号を受信し、画像信号を提供するビームフォーマと、
- 前記ビームフォーマを制御するための制御装置と、
- 前記画像信号を受信し、3次元ボリュームデータを提供する信号処理装置とを更に備える、請求項1に記載の超音波撮像システム。

【請求項 10】

前記制御装置は、前記スライス生成器によって生成された複数の2次元スライスの1つの前記品質係数が所定の閾値よりも高い場合に、前記ビームフォーマを制御して前記トランスデューサアレイを制御し、前記解剖学的対象物の2次元標準像に関して追加の2次元スキャンを行う、請求項9に記載の超音波撮像システム。

10

【請求項 11】

- 3次元超音波ボリュームデータから2次元標準像を生成して評価する方法であって、
- 身体の3次元超音波スキャンから得られた少なくとも1つのボリュームデータセットを受信するステップと、
 - 前記少なくとも1つのボリュームデータセット内で、解剖学的対象物の位置及び向きを検出するステップと、
 - 前記解剖学的対象物の1組の2次元標準像を取得するために、前記解剖学的対象物の検出された位置及び向きに基づいてそれぞれのスライス位置を規定することによって、前記少なくとも1つのボリュームデータセットから複数の2次元スライスを生成するステップと、
 - 各2次元標準像に関して、前記解剖学的対象物のどの解剖学的特徴が含まれていると予想されるかを規定するステップと、
 - 生成された複数の2次元スライスそれぞれに関して、各スライスをそれぞれの2次元標準像に関して予想される解剖学的特徴と比較することによって、品質係数を評価するステップとを含む、方法。

20

【請求項 12】

前記解剖学的対象物の位置及び向きは、前記少なくとも1つのボリュームデータセットのモデルベースセグメント化を行い、前記少なくとも1つのボリュームデータセットと、前記解剖学的対象物の幾何学的モデルとのベストマッチを見付けることによって検出され、ここで、それぞれのスライス位置は、この幾何学的モデルに基づいて規定される、請求項11に記載の方法。

30

【請求項 13】

- 前記身体の前記複数の3次元スキャンから得られた複数のボリュームデータセットを受信して記憶するステップと、
- 前記複数のボリュームデータセットそれぞれから生成された複数の異なる2次元スライスを生成し、それらの品質係数と共に記憶するステップと、
- 各2次元標準像に関して、前記複数のボリュームデータセットそれぞれから生成された対応する2次元スライスの評価された品質係数を比較することによって、最高の品質係数を有する2次元スライスを選択するステップとを更に含む、請求項11に記載の方法。

40

【請求項 14】

各2次元スライスの視野を前記解剖学的対象物の幾何学的モデルと比較することによって、前記生成された複数の2次元スライスそれぞれに関する前記品質係数を評価する、請求項12に記載の方法。

【請求項 15】

コンピュータプログラムがコンピュータ上で実行されるとき、請求項11に記載の方法のステップをコンピュータに行わせるためのプログラムコード手段を備える、コンピュータプログラム。

50

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、3次元超音波撮像に関する。特に、本発明は、3次元超音波ボリュームデータからの2次元標準像の生成及び評価に関する。本発明の例示的な技術的用途は、1つ又は複数の取得された3次元TEEスキャンに基づく2次元経食道心エコー検査（TEE；transesophageal echocardiography）画像の生成である。

【背景技術】

【0002】

経食道心エコー検査は、心エコー検査を行うための代替法である。先端に超音波トランスデューサを含む特殊なプローブが、患者の食道に通される。これは、ヒトの心臓の様々な構成要素の正確な超音波画像を記録することを可能にする。

10

【0003】

完全な経食道心エコー検査（TEE）での検診のために、20個の異なる2D TEE像が獲得されなければならない。これらの2D TEE像は、実用上「2D TEE標準像」とも称される所定の像（例えば、ME四腔像、ME二腔像、TG basal SAX、...）である。これらの画像を獲得するために、超音波技師は、20個の2D TEE標準像それぞれに関する非常に綿密なプロトコルに従って、患者に対して超音波プローブを位置調整及び向き調整しなければならない。これは、単調で時間のかかる処置であり、約20～30分かかることもある。

20

【0004】

TEE処置は、全体として、患者にとってかなり不快である。それとは別に、信頼性の高い診断を可能にするために上記の標準像を手動で見付けることは、超音波技師（例えば医師）の比較的高水準の技術を必要とする。更に、このプロセスは、比較的エラーが生じやすい。

【0005】

本出願人によって出願された先行特許出願である米国特許出願公開第2011/0201935 A1号は、胎児心臓検診の同様の分野に関して、3D超音波走査技術の使用を提案している。そこで提案されている超音波撮像システムは、身体の3次元スキャンから得られるボリュームデータを提供する超音波走査アセンブリを備える。このアセンブリは、更に特徴抽出器を備え、特徴抽出器は、ボリュームデータと、解剖学的実体の幾何学的モデルとのベストマッチを探す。幾何学的モデルは、それぞれの解剖学的特徴を表すそれぞれのセグメントを備える。従って、特徴抽出器は、ボリュームデータの解剖学的構造関連の記述を提供することができ、この記述は、ボリュームデータ内のそれぞれの解剖学的特徴のそれぞれの幾何学的位置を識別する。従って、標準像は、ボリュームデータから自動的に取得され得て、これは当然、術者依存性がより低く、より信頼性の高い診断を可能にする。各2D標準像を個別に手動で獲得するのに比べて、これは大きな利点がある。

30

【0006】

しかし、更なる改良が依然として必要である。

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の目的は、解剖学的対象物、例えばヒトの心臓のより迅速で、より快適で、より信頼性の高い分析を可能にする、改良された超音波撮像システムを提供することである。更に、本発明の目的は、対応する方法及びそのような方法を実施するためのコンピュータプログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の第1の態様では、超音波撮像システムが提供され、この超音波撮像システムは

50

- 身体の3次元超音波スキャンから得られた少なくとも1つのボリュームデータセットを受信し、対応する表示データを提供するように構成された画像処理装置と、

- 少なくとも1つのボリュームデータセット内で、解剖学的対象物の位置及び向きを検出するように構成された解剖学的構造検出器と、

- 少なくとも1つのボリュームデータセットから複数の2次元スライスを生成するためのスライス生成器とを備え、このスライス生成器が、解剖学的対象物の1組の2次元標準像を取得するために、解剖学的対象物に関する解剖学的構造検出器の結果に基づいてそれぞれのスライス位置を規定するように構成され、スライス生成器が、各2次元標準像に関して、解剖学的対象物のどの解剖学的特徴がその2次元像内に含まれていると予想されるかを規定するように更に構成され、

超音波撮像システムは更に、

- 生成された複数の2次元スライスそれぞれに関して、各スライスをそれぞれの2次元標準像に関して予想される解剖学的特徴と比較することによって、品質係数を評価するための評価ユニット

を備える。

【0009】

本発明の更なる態様では、3次元超音波ボリュームデータから2次元標準像を生成して評価する方法が提供され、この方法は、

- 身体の3次元超音波スキャンから得られた少なくとも1つのボリュームデータセットを受信するステップと、

- 少なくとも1つのボリュームデータセット内で、解剖学的対象物の位置及び向きを検出するステップと、

- 解剖学的対象物の1組の2次元標準像を取得するために、解剖学的対象物の検出された位置及び向きに基づいてそれぞれのスライス位置を規定することによって、少なくとも1つのボリュームデータセットから複数の2次元スライスを生成するステップと、

- 各2次元標準像に関して、解剖学的対象物のどの解剖学的特徴が含まれていると予想されるかを規定するステップと、

- 生成された複数の2次元スライスそれぞれに関して、各スライスをそれぞれの2次元標準像に関して予想される解剖学的特徴と比較することによって、品質係数を評価するステップと

を含む。

【0010】

本発明の更なる態様では、このコンピュータプログラムがコンピュータ上で実行されるときに上記の方法のステップをコンピュータに行わせるためのプログラムコード手段を備えるコンピュータプログラムが提供される。

【0011】

米国特許出願公開第2011/0201935 A1号に開示される方法に加えて、各2D標準像に関して、解剖学的対象物のどの解剖学的特徴が含まれていると予想されるかが規定される。次いで、評価ユニットは、各スライスを、それぞれの2D標準像に関して予想される解剖学的特徴と比較することによって、生成された複数の2Dスライスそれぞれに関する品質係数を評価することができる。

【0012】

即ち、各生成された2次元スライス(2D標準像)に関して、受信された3D超音波ボリュームデータセット内で2D標準像がどれほど良く捕捉されているかが計算される。実施される3D超音波スキャンの視野に応じて、例えば、受信された3D超音波ボリュームデータセットが、1つ又は複数の2D標準像を生成するには有用であるが、他の標準像を生成するにはあまり有用でない場合があり得る。

【0013】

視野によっては、受信された3D超音波ボリュームデータセットは、例えばヒトの心臓の左心室のほとんど又は全ての部分を捕捉することができるが、ヒトの心臓の右心室は捕

10

20

30

40

50

捉しないか、数箇所しか捕捉しない。この場合、提供される超音波撮像システムは、受信されたボリュームデータセットが左心室の2D標準像に関してのみ有用であり、右心室の2D標準像にはあまり有用でないことを自動的に識別する。

【0014】

各生成された2Dスライスに関して評価される品質係数は、例えば、生成された各スライスとそれぞれの2D標準像に関して予想される解剖学的特徴との比較から得られる数値でよい。例えば、受信された3Dボリュームデータセットによる2D標準像の捕捉率は、捕捉されるべき構造（予想される解剖学的特徴）と、実施された3D超音波スキャンの視野との重畳を決定することによって決定され得る。

【0015】

本発明の一実施形態によれば、解剖学的構造検出器は、解剖学的対象物の位置及び向きを検出するために、少なくとも1つのボリュームデータセットと、解剖学的対象物の幾何学的モデルとのベストマッチを見付けることによって、少なくとも1つのボリュームデータセットのモデルベースセグメント化を行うように構成される。スライス生成器は、この幾何学的モデルに基づいて、解剖学的対象物のそれぞれのスライス位置を規定するように構成され得る。

【0016】

この場合、解剖学的対象物（例えば心臓）の幾何学的メッシュモデルが、3D超音波画像（ボリュームデータとも称される）のモデルベースセグメント化に使用され得る。解剖学的対象物の1組の2D標準像を自動的に取得するために、この幾何学的メッシュモデルに基づいて複数の2Dスライスが生成され得る。

【0017】

幾何学的モデルに基づいて2D標準像を計算するために、モデル内に標識点が符号化され得る。幾何学的モデルに符号化されたこれらの標識点は、識別され、3D超音波ボリュームデータ上にマッピングされ得る。例えば、1組の3つ以上の標識点が、2D標準像を生成する又は2D標準像に対応する平面を表現することができる。例えば、心臓の四腔像を計算するために、この平面は、僧帽弁の中心、三尖弁の中心、及び心尖によって与えられる。

【0018】

モデルベースセグメント化を使用するのではなく、3D超音波画像内で標識点又は特定の解剖学的特徴を識別することによって解剖学的対象物の位置及び向きが（直接）決定されてもよいことに留意されたい。

【0019】

本発明の更なる実施形態によれば、生成された複数の2次元スライスそれぞれに関して評価ユニットにおいて評価される品質係数は、予想される解剖学的特徴がそれぞれの2次元スライスにどの程度含まれているかを表す割合を含む量的係数である。

【0020】

更なる改良形態によれば、評価ユニットは、各2次元スライスの視野を解剖学的対象物の幾何学的モデルと比較することによって、生成された複数の2次元スライスそれぞれに関する品質係数を評価するように構成される。

【0021】

本発明の更なる実施形態によれば、超音波撮像システムは、更にディスプレイを備え、画像処理装置は、解剖学的対象物の様々な標準像に対応する複数の2次元スライスのグラフィック表現をディスプレイ上に同時に表示するための表示データを生成するように構成される。

【0022】

即ち、生成された2Dスライスは、ディスプレイ上に同時に提示され得る。これは、医師が様々な標準像の比較を容易に行うことができるようにする。

【0023】

好ましくは、画像処理装置は、各2次元スライスに関する品質係数のグラフィック表現

10

20

30

40

50

をディスプレイ上に表示するための表示データを生成するように更に構成される。品質係数のグラフィック表現は、好ましくは、アイコン及び/又はパーセンテージを含む。品質係数は、例えば信号機としてユーザに提供され得る。この場合、例えば、青信号は、3D超音波ボリュームデータから生成された2Dスライスによるそれぞれの2D標準像の良好な/十分な捕捉率を示す。黄色信号は、例えば、まだ十分なものであり得る、生成された2Dスライスによるそれぞれの2D標準像の捕捉率を示す。更に、赤信号は、例えば、生成された2Dスライスの視野が、それぞれの2D標準像内に含まれているべき十分な解剖学的特徴を捕捉していないことを示す。この場合、ユーザは、計算された2Dスライスの品質に関する非常に容易な表示を受け取る。

【0024】

本発明の一実施形態によれば、超音波撮像システムは、

- 身体の数々の異なる3次元スキャンから得られた数々のボリュームデータセットを記憶するため、並びに数々のボリュームデータセットから生成された数々の2次元スライス及びそれらの品質係数を記憶するためのメモリと、

- 各2次元標準像に関して、数々のボリュームデータセットそれぞれから生成された対応する2次元スライスの評価された品質係数を比較することによって、最高の品質係数を有する2次元スライスを選択するためのセレクトアを更に備える。

【0025】

この実施形態は、更に重要な改良をもたらす。この実施形態は、同じ2D標準像に対応するが、異なる3D超音波スキャン(異なるボリュームデータセット)から生成された2Dスライスを互いに比較することを可能にする。異なる3D超音波スキャンは、例えば、超音波プローブの異なる位置又は向きでのスキャンから得られることがある。超音波撮像システムは、例えば、超音波プローブの位置又は向きが変更される度に、3D超音波スキャンの獲得、及びその3D超音波スキャンから2Dスライスを生成する上記の後続の処置を初期化する初期化ユニットを備えることができる。

【0026】

この場合、数々のボリュームデータセットと、そこから生成される2Dスライスとが、メモリに記憶され得る。次いで、セレクトアは、各2D標準像に関して、最高の品質係数を有する2Dスライスを選択することができる。これは、数回の3D超音波スキャンが行われる場合に、システム自体が、各2D標準像に関して、全ての生成された2Dスライスの中から最良のバージョンを自動的に選択することを意味する。次いで、これらの最良のバージョンのみが、各2D標準像に関してディスプレイ上に表示され得る。従って、最良の例のみがユーザに示される。従って、(例えば信号機等のアイコンを使用した)ディスプレイ上での品質係数の上記の表現と併せて、ユーザは、全ての実施された3D超音波スキャンの組合せによって全ての標準像が捕捉されているか、又は追加の超音波スキャンを行うことによって更なる3Dボリュームデータセットを獲得しなければならないかについて直接のフィードバックを受け取る。

【0027】

しかし、2D超音波スキャナを用いて2D標準像を手動で獲得するのとは対照的に、かなり少ないスキャンが実施されればよいことが示されている。例えば、20個の2D TEE標準像全てを生成するのに、ヒトの心臓の2回又は3回の3D超音波スキャンで既に十分となり得る。システム自体が、各2D標準像に関して最良の生成された2Dスライスを選択するので、提供されるシステムの動作は、かなり簡単である。ユーザは、いわば、各標準像に関して「青信号」が受信されるまで、十分な3D超音波スキャンを獲得すればよい。これは、所定の標準像を獲得するための通常の綿密なプロトコルに従う必要なく、ユーザによって試行錯誤して行われることさえあり得る。

【0028】

前の段落では、経食道心エコー図(TEE)の生成に主に焦点を当てているが、提供される超音波撮像システムはまた、ヒト及び/又は動物の他の臓器又は他の解剖学的対象物

10

20

30

40

50

の 2D 標準像を生成及び評価するために使用され得ることを指摘しておく。例えば、肝臓又は胎児（胎児超音波）の分析に関しても同様に使用され得る。

【0029】

以上では、提示される超音波撮像システムの画像処理部に主に焦点を当ててきた。更なる実施形態によれば、超音波撮像システムは、

- 超音波受信信号を提供するように構成されたトランスデューサアレイと、
 - 身体の 3次元スキャンを行うためにトランスデューサアレイを制御するように構成され、更に、超音波受信信号を受信し、画像信号を提供するように構成されたビームフォーマと、
 - ビームフォーマを制御するための制御装置と、
 - 画像信号を受信し、3次元ボリュームデータを提供するように構成された信号処理装置と
- を更に備えることができる。

10

【0030】

更なる好ましい実施形態によれば、この制御装置は、スライス生成器によって生成された複数の 2次元スライスの 1つの品質係数が所定の閾値よりも高い場合に、ビームフォーマを制御してトランスデューサアレイを制御し、解剖学的対象物の 2次元標準像に関して追加の 2次元スキャンを行うように構成され得る。

【0031】

即ち、これは、3D超音波ボリュームデータから生成されたスライスの 1つがそれぞれの 2D標準像を十分に良好に捕捉することが上述した分析で判明した場合に、追加の 2D超音波スキャンを自動で行うように超音波撮像システムが構成されることを意味する。ここで、システムは、超音波プローブのその位置及び向きで獲得された視野が、（この位置及び向きでの追加の 2D超音波スキャンによって）2D標準像を直接獲得するのに有意であることを認識する。次いで、上述したように 3Dボリュームデータからの内挿によってその 2D標準像を生成するのではなく、この追加の 2Dスキャンが 2D標準像として更なる画像処理で使用される。この場合、この標準像に関してローカル画像解像度も向上され得る。

20

【0032】

本願で特許請求される方法は、上で規定され、かつ従属請求項に規定される本願で特許請求される超音波撮像システムと同様及び/又は同一の好ましい実施形態を有することを理解されたい。

30

【0033】

一実施形態によれば、解剖学的対象物の位置及び向きは、少なくとも 1つのボリュームデータセットのモデルベースセグメント化を行い、少なくとも 1つのボリュームデータセットと、解剖学的対象物の幾何学的モデルとのベストマッチを見付けることによって検出され、ここで、それぞれのスライス位置は、この幾何学的モデルに基づいて規定される。

【0034】

更なる実施形態によれば、本願で特許請求される方法は、

- 身体の複数の 3次元スキャンから得られた複数のボリュームデータセットを受信して記憶するステップと、
 - 複数のボリュームデータセットそれぞれから生成された複数の異なる 2次元スライスを生成し、それらの品質係数と共に記憶するステップと、
 - 各 2次元標準像に関して、複数のボリュームデータセットそれぞれから生成された対応する 2次元スライスの評価された品質係数を比較することによって、最高の品質係数を有する 2次元スライスを選択するステップと
- を含む。

40

【0035】

本発明の更なる実施形態によれば、本願で特許請求される方法は、解剖学的対象物の様々な標準像に対応する複数の 2次元スライスのグラフィック表現をディスプレイ上に同時

50

に表示するステップを含む。

【0036】

本発明の更なる実施形態によれば、本願で特許請求される方法は、各2次元スライスに関する品質係数のグラフィック表現をディスプレイ上に表示するステップを含む。

【0037】

更なる好ましい実施形態によれば、本願で特許請求される方法は、生成された複数の2次元スライスの1つの品質係数が所定の閾値よりも高い場合に、解剖学的対象物の2次元標準像に関して追加の2次元スキャンを行うステップを含む。

【0038】

本発明のこれら及び他の態様は、本明細書で以下に述べる実施形態から明らかになり、それらの実施形態を参照して述べる。

【図面の簡単な説明】

【0039】

【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している超音波撮像システムの概略図である。

【図2】超音波撮像システムの一実施形態の概略ブロック図である。

【図3】経食道エコー検査(TEE)の様々な2D標準像の概観を概略的に示す図である。

【図4】本発明による方法の一実施形態を示す流れ図である。

【図5】超音波撮像システムを用いて受信された結果の第1の例示的な図である。

【図6】超音波撮像システムを用いて受信された結果の第2の例示的な図である。

【図7】超音波撮像システムを用いて受信された結果の第3の例示的な図である。

【発明を実施するための形態】

【0040】

図1は、一実施形態による超音波システム10、特に医療用3次元(3D)超音波撮像システムの概略図を示す。超音波撮像システム10は、あるボリュームの解剖学的部位、特に患者12の解剖学的部位を検査するために適用される。超音波システムは、超音波を送信及び/又は受信するための多数のトランスデューサ要素を有する少なくとも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を備える。一例では、トランスデューサ要素はそれぞれ、特定のパルス持続時間の少なくとも1つの送信パルス、特に複数の連続する送信パルスの形態で超音波を送信することができる。トランスデューサ要素は、好ましくは、特に多断面又は3次元画像を提供するための2次元アレイとして配置される。

【0041】

本発明に関して適用され得る3次元超音波システムに関する特定の例は、本出願人によって販売されているCX40 Compact Xtremeであり、特に本出願人のX6-1又はX7-2t TEEトランスデューサ又は本出願人のxMatrix技術を使用する別のトランスデューサを伴う。一般に、Philips iE33システムで見られるようなマトリックストランスデューサシステム、又は例えばPhilips iU22及びHD15システムで見られるような機械的3D/4Dトランスデューサ技術が、本発明に適用され得る。

【0042】

3D超音波スキャンは、典型的には、体内の特定のボリューム(「ターゲットボリューム」と表され得る)を照射する超音波を放出することを含む。これは、複数の異なる角度で超音波を放出することによって実現され得る。次いで、反射された波を受信して処理することによって、ボリュームデータセットが得られる。ボリュームデータセットは、体内のターゲットボリュームの表現である。

【0043】

超音波プローブ14は、非侵襲性で使用されても(図1に示される)、TEEで通常行われるように侵襲性で使用されても(明示的には図示せず)よいことを理解されたい。超音波プローブ14は、システムのユーザ、例えば医療スタッフ又は医師が手に持つことができるものでよい。超音波プローブ14は、患者12の身体に適用され、それにより、解

10

20

30

40

50

剖学的部位、特に患者 12 の解剖学的対象物の画像が提供される。

【0044】

更に、超音波システム 10 は、超音波システム 10 を介する 3D 画像の提供を制御する制御ユニット 16 を備えることができる。以下に更に詳細に説明するように、制御ユニット 16 は、超音波プローブ 14 のトランスデューサアレイを介するデータの獲得を制御するだけでなく、超音波プローブ 14 のトランスデューサアレイによって受信された超音波ビームのエコーから 3D 画像を生成する信号及び画像処理も制御する。

【0045】

超音波システム 10 は、ユーザに 3D 画像を表示するためのディスプレイ 18 を更に備えることができる。更に、入力デバイス 20 が提供され得て、これは、キー又はキーボード 22 と、更なる入力デバイス、例えばトラックボール 24 とを備えることができる。入力デバイス 20 は、ディスプレイ 18 に接続されても、又は制御ユニット 16 に直接接続されてもよい。

10

【0046】

図 2 は、超音波システム 10 の概略ブロック図を示す。上記のように、超音波システム 10 は、超音波プローブ (PR) 14 と、制御ユニット (CU) 16 と、ディスプレイ (DI) 18 と、入力デバイス (ID) 20 とを備える。更に上記のように、プローブ (PR) 14 は、位相配列された 2 次元トランスデューサアレイ (TR) 26 を備える。一般に、制御ユニット (CU) 16 は中央処理装置 (CPU) 28 を備えることができ、中央処理装置 (CPU) 28 は、画像獲得及び提供全体を調整するために、アナログ及び/又はデジタル電子回路、処理装置、マイクロプロセッサ等を含むことができる。しかし、中央処理装置 (CPU) 28 が、超音波システム 10 内部で独立した実体又はユニットである必要はないことが理解されなければならない。中央処理装置 (CPU) 28 は、制御ユニット 16 の一部でよく、一般にハードウェア又はソフトウェア実装されてよい。例示の目的でのみ、この区別が成されている。制御ユニット (CU) 16 の一部としての中央処理装置 (CPU) 28 は、ビームフォーマ (BF) 30 を制御することができ、これによって、ボリューム 40 のどの画像が撮影されるか、及びこれらの画像がどのように撮影されるかを制御することができる。ビームフォーマ (BF) 30 は、トランスデューサアレイ (TR) 26 を駆動させる電圧を発生し、繰返し周波数を決定し、送信されるビームを走査、合焦、又はアポダイズすることができ、受信ビームを受信し、更に、トランスデューサアレイ (TR) 26 によって返されるエコー電圧ストリームを増幅フィルタ及びデジタル化することができる。更に、制御ユニット (CU) 16 の中央処理装置 (CPU) 28 は、全般的な走査ストラテジを決定することができる。そのような全般的なストラテジは、所望のボリューム獲得率、ボリュームの側方向への広がり、ボリュームの高さ方向への広がり、最大及び最小ライン密度、並びに走査ライン時間を含むことがある。ビームフォーマ (BF) 30 は、更に、トランスデューサアレイ (TR) 26 から超音波信号を受信し、それらを画像信号として転送する。

20

30

【0047】

更に、超音波システム 10 は、画像信号を受信する信号処理装置 (SP) 32 を備える。信号処理装置 (SP) 32 は、一般に、受信された超音波エコー又は画像信号のアナログデジタル変換、デジタルフィルタリング、例えばバンドパスフィルタリング、並びに検出及び圧縮、例えばダイナミックレンジ縮小のために提供される。信号処理装置 32 は、画像データを転送する。

40

【0048】

更に、超音波システム 10 は、信号処理装置 32 から受信された画像データを表示データに変換する画像処理装置 (IP) 34 を備える。特に、画像処理装置 34 は、画像データを受信し、画像データを前処理し、それをメモリ (MEM) 36 に記憶することができる。次いで、ディスプレイ 18 を介して画像をユーザに提供するために、この画像データは、更に後処理される。この場合、特に、画像処理装置 34 は、多数の 2 次元画像から 3 次元画像を形成することができる。

50

【0049】

超音波システム10は、この場合、解剖学的構造検出器(A D)38と、スライス生成器(S L G)40と、評価ユニット(E U)42とを更に備える。これらの構成要素は、独立した実体として実現され得るが、画像処理装置34内に含まれていてもよいことに留意されたい。これらの構成要素は全て、ハードウェア及び/又はソフトウェア実装され得る。

【0050】

解剖学的構造検出器(A D)38は、獲得された3Dボリュームデータ内の解剖学的対象物の向き及び位置を識別する。そこで、解剖学的構造検出器(A D)は、獲得された3Dボリュームデータのモデルベースセグメント化を行うように構成され得る。これは、少なくとも1つのボリュームデータセットと、解剖学的対象物の幾何学的メッシュモデルとのベストマッチを見付けることによって行われ得る。モデルベースセグメント化は、例えば、Ecabert, O. et al.: "Automatic Model-based Segmentation of the Heart in CT Images", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 27(9), p.1189-1291, 2008においてCT画像のモデルベースセグメントに関してそれが述べられていると同様に実施され得る。解剖学的対象物の幾何学的メッシュモデルは、それぞれの解剖学的特徴を表現するそれぞれのセグメントを備えることができる。従って、解剖学的構造検出器38は、ボリュームデータの解剖学的構造関連の記述を提供することができ、この記述は、ボリュームデータ内のそれぞれの解剖学的特徴のそれぞれの幾何学的位置を識別する。

【0051】

そのようなモデルベースセグメント化は、通常、3D超音波ボリュームデータ内の解剖学的対象物(例えば心臓)の向きの識別から始まる。これは、例えば、一般化ハフ変換の3次元実装を使用して行われ得る。姿勢の不整合は、グローバル相似変換を利用して幾何学的モデルを画像とマッチングすることによって修正され得る。セグメント化は、解剖学的対象物の形状を大まかに表現する初期モデルを備える。このモデルは、多区画メッシュモデルでよい。この初期モデルは、変換によって変形される。この変換は、異なる種類の2つの変換に分解される。即ち、必要であれば幾何学的モデルの初期形状を並進、回転、又はスケール調整することができるグローバル変換と、解剖学的対象物により正確にマッチするように幾何学的モデルを実際に変形するローカル変換とである。これは通常、幾何学的モデルの表面の鉛直ベクトルを画像勾配に一致するように規定することによって行われる。即ち、セグメント化は、受信された超音波画像内で明-暗(又は暗-明)縁部を探し、この縁部は通常、超音波画像内での組織境界、即ち解剖学的対象物の境界を表現する。

【0052】

次いで、セグメント化された3Dボリュームデータは、更に後処理され得る。スライス生成器(S L G)40は、3Dボリュームデータから複数の2次元スライスを生成する。そこで、これらの2Dスライスの平面を規定する標識点が幾何学的モデル内に符号化される。1組の3つ以上の標識点が平面を表現することができる。これらの符号化された標識点は、3Dボリュームデータから生成される解剖学的対象物の1組の2D標準像を取得するために、セグメント化された3Dボリュームデータ上にマッピングされ得る。更に、スライス生成器40は、各2D標準像に関して、解剖学的対象物のどの解剖学的特徴がその像内に含まれていると予想されるかを規定するように構成され得る。これは、解剖学的対象物の解剖学的特徴で符号化された幾何学的モデルを使用して行われ得る。従って、どの解剖学的特徴がどの2D標準像内で生じるべきかが既知であるべきである。

【0053】

次いで、評価ユニット(E U)42は、これらの生成されたスライスそれぞれを、それぞれの2D標準像に関して予想される解剖学的特徴と比較することによって、生成された複数の2Dスライスそれぞれに関する品質係数を評価することができる。即ち、評価ユニット42は、3Dボリュームデータによる各2D標準像の捕捉率を計算する。これは、捕捉されるべき構造と、3D超音波スキャンの視野との重畳を計算することによって行われ

10

20

30

40

50

得る。従って、生成された複数の2Dスライスそれぞれに関して評価ユニット42において評価される品質係数は、予想される解剖学的特徴がそれぞれの2Dスライスにどの程度含まれているかを表す割合を含む定量係数でよい。これは、各2Dスライスの視野を解剖学的対象物の幾何学的モデルと比較することによって実施され得る。

【0054】

即ち、これは、受信された3D超音波ボリュームデータから生成された各2Dスライスに関して、生成された2Dスライスに対応する2D標準像がどれほど良く捕捉されているかが判断されることを意味する。この情報は、グラフィックアイコン、例えば信号機として及び/又はパーセンテージとしてディスプレイ18上に表現され得る。

【0055】

図5～図7を参照して以下に更に詳細に説明するように、好ましくは、解剖学的対象物の生成された2Dスライスは、ディスプレイ18上に同時に表示され、ここで、表示された各2Dスライスは、それぞれの2Dスライスの品質を示す品質係数のグラフィック表現（アイコン及び/又はパーセンテージ）と共に表示される。

【0056】

実際には、通常、解剖学的対象物の1回の3D超音波スキャンが行われるだけではない。好ましくは、解剖学的対象物の数回の3D超音波スキャンが行われる。これは、身体の数回の異なる3Dスキャンから得られる複数のボリュームデータセットを生成する。これらの3Dボリュームデータセットそれぞれに関して、超音波システム10によって上述の処理（セグメント化、スライス生成、及び評価）が実施される。異なる3Dスキャンから得られる複数のボリュームデータセットと、それらのボリュームデータセットから上述したように生成される2Dスライスとは、各2Dスライスの評価された品質係数と共にメモリ(MEM)36に記憶され得る。

【0057】

この場合、セレクト44は、各2D標準像に関して、最高の品質係数を有する2Dスライスを選択するように構成される。これは、メモリ36に記憶されている複数の3Dのボリュームデータセットそれぞれから生成された対応する2Dスライスの評価された品質係数を比較することによって行われ得る。即ち、セレクト44は、各標準像に関して、異なる3Dボリュームデータセット（異なる超音波スキャン）から生成されている2Dスライス全ての中から最良の2Dスライスを選択する。これは、ディスプレイ18上に同時に示される異なる2D標準像が異なる3D超音波スキャンから生じ得ることを意味し、ここで、セレクト44は、特定の2D標準像が最良に生成され得る3Dボリュームデータセットを自動で決定する。

【0058】

以上のことを、経食道心エコー検査(TEE)の例で以下に更に詳細に説明する。

【0059】

完全なTEE検査のために、20個の異なる2D TEE標準像が獲得されなければならない。様々な標準像の概観が、図3に概略的に示されている。例えば、図3aは、ME四腔像を示し、図3bは、ME二腔像を示し、図3cは、ME LAX像を示す。

【0060】

図4は、本発明の一実施形態による方法を示す概略ブロック図である。第1のステップS10で、身体の3D超音波スキャンから得られたボリュームデータセットが受信される。次のステップS12で、解剖学的対象物（例えばヒトの心臓）の位置及び向きが、少なくとも1つのボリュームデータセット内で検出される。そこで、少なくとも1つのボリュームデータセットのモデルベースセグメント化が行われ得る。既述のように、これは、少なくとも1つのボリュームデータセットと、ヒトの心臓の幾何学的モデルとのベストマッチを見付けることによって行われる。

【0061】

次いで、このモデルが、20個のTEE標準像全ての平面を計算するために使用される。これは、ステップS14で、少なくとも1つの3Dボリュームデータセットから複数の

10

20

30

40

50

2Dスライスを生成することによって行われる。そこで、それぞれのスライス位置は、心臓の幾何学的モデルに基づいて規定される。(ステップS12で)前もって行われているセグメント化により、これらのそれぞれのスライス位置が3Dボリュームデータ上にマッピングされ得て、従って、3D画像を外挿することによって、2Dスライスを3Dボリュームデータセットから計算することが可能である。例えば、ME四腔像(図3a参照)を計算するために、平面は、僧帽弁の中心、三尖弁の中心、及び心尖によって与えられる。

【0062】

次いで、ステップS16で、各2D標準像に関して、その標準像に心臓のどの解剖学的特徴が含まれていると予想されるかが規定される。これは、それぞれの解剖学的特徴、例えば心腔、主血管、中隔、心臓弁等に対応する各2D標準像内の心臓のセグメントを識別する解剖学的構造関連の記述で幾何学的モデルを符号化することによって実施され得る。幾何学的モデルが、この解剖学的構造関連の情報で符号化される場合、更なる処置において、生成された2Dスライスが、それぞれの2D標準像内に含まれているべき全ての情報を捕捉しているかどうか評価するのが容易である。

10

【0063】

次いで、ステップS18で、各生成された2Dスライスに関して、2D標準像がどれほど良く捕捉されているかが評価される。そこで、生成された各2Dスライスに関して品質係数が計算され、この品質係数は、予想される解剖学的特徴がそれぞれの2Dスライスにどの程度含まれているかを表す割合を含む定量係数でよい。これは、生成された各2Dスライスの視野を心臓の幾何学的モデルと比較することによって行われ得る。

20

【0064】

図5は、ただ1つの3D TEE画像(本明細書では「ただ1つのボリュームデータセット」と称される)に基づいて上記のように生成された6つの2Dスライスを示す。図5には、実施されたセグメント化の結果が、境界線46によって示されている。図5aは、ME四腔像標準像(図3a参照)に対応する2Dスライスを示す。ここで、図5bは、ME二腔像標準像(図3a参照)に対応する2Dスライスを示す。図5dは、TE mid SAX標準像(図3d参照)に対応する生成された2Dスライスを示す。図5hは、ME AV SAX標準像(図3h参照)に対応する生成された2Dスライスを示す。図5iは、ME AV LAX標準像(図3i参照)に対応する生成された2Dスライスを示す。更に、図5mは、ME RV流入路-流出路標準像(図3m参照)に対応する生成された2Dスライスを示す。

30

【0065】

見て分かるように、対象の解剖学的特徴のほとんどがスライス5a、b、及びd内にあり、即ち境界線46のほとんどが視野内にある。従って、これらのスライスに関して評価されている品質係数は比較的高く、これは、図5a、b、及びdにおいて、各スライス画像の右上隅に表示され、青信号を示す模式的な信号機を表すグラフィックアイコン48によって示されている。

【0066】

更に、生成されたスライス5h及びiもまだ許容範囲内にあることが見て分かる。なぜなら、図5hにおける対象の主要な解剖学的特徴、例えば大動弁が、まだ視野内にあるからである。従って、信号機48'は、これらのスライスに関しては黄色信号を示す。しかし、図5mでは、境界線46のほとんどが視野外であり、これは、対象の解剖学的特徴、即ち右心室の流入路及び流出路が完全には捕捉されていないことを意味する。従って、この生成された2Dスライスの品質はかなり低いと評価され、これは、図5mにおいて、赤信号を示す信号機48''で示されている。

40

【0067】

次に図4に戻ると、あらゆる新規の3D TEE画像に関して、方法ステップS10~S18が繰り返される。これは、あらゆる3D TEE画像(あらゆる3Dボリュームデータセット)に関して、図3に示される20個の異なる2D TEE標準像に対応する20個の2Dスライスが全て生成されて評価されることを意味する。あらゆる2Dスライス

50

に関して、そこでどの解剖学的特徴が予想されるか、即ちどの境界線46がこれら2Dスライス内で生じるべきかが規定される(ステップS16)。更に、あらゆる2Dスライスに関して、予想される境界線が視野内にあるかどうか、又はこれがどの程度当てはまるかが評価される(ステップS18)。

【0068】

図6は、異なる視野を有する第2の3D TEE画像(第2のポリウムデータセット)に基づいて生成(及び評価)されている2Dスライスを示す。図6から、生成されたスライス6a、b、及びdは、図5a、b、及びdに示されるスライスと比較して、あまり適していない(赤信号48' 'によって示される)ことが分かる。しかし、MEAV SAX標準像(図6h)、MEAV LAX標準像(図6i)、及びME RV流入路-流出路標準像(図6m参照)に対応する生成された2Dスライスは、かなり質が良い。なぜなら、このとき、対象の解剖学的特徴(境界線46)が視野内にあるからである。

10

【0069】

従って、2D標準像a、b、及びdは、第1の3Dポリウムデータセットから生成された2Dスライス内で最も良く捕捉され(図5a、b、及びdに示される)、一方、2D標準像h、i、及びmは、第2の3Dポリウムデータセットから生成された2Dスライス内で最も良く捕捉される(図6h、i、及びmに示される)。

【0070】

次いで、ステップS20(図4参照)で、各2D標準像に関する最良バージョンが自動的に選択される。各2D標準像に関して、最高の品質係数を有する1つの生成された2Dスライスが選択される。これは、受信されたポリウムデータセットそれぞれから(受信された3D TEE画像それぞれから)生成された対応する2Dスライスの評価された品質係数を比較することによって行われ得る。最後に、ステップS24で、この「最良の選択」がディスプレイ上に表示される。

20

【0071】

結果が、図7に示されている。図7を見れば分かるように、システム10は、2D標準像a、b、及びdとして第1の3D TEE画像から生成されたより適した2Dスライスを自動的に選択し、一方、2D標準像h、i、及びmとして第2の3D TEE画像から生成された2Dスライスを自動的に選択した。要約すると、これは、例示的に示される6つの2D標準像を生成するために、この例では2つの3D TEEのみが必要であったことを意味する。一方、通常の2D超音波走査システムを用いて患者を手動で走査するときには、6つの異なる超音波スキャンが必要とされる。更なる大きな利点は、このシステムが単独で、最良の2Dスライスを選択することである。従って、提示される方法は、従来のTEE処置に比べてエラーを受け難く、高速である。

30

【0072】

図4に概略的に示される方法の更なる改良が、ステップS22によって示される。3Dポリウムデータセットから挿入された2Dスライスを使用するのではなく、ステップS10~S18で生成された2Dスライスの品質係数が所定の閾値よりも高いことをシステムが認識するとすぐに、追加の2Dスキャンを実施することによって2Dスライスが生成されてもよい。これは、撮影された3D画像の視野が特定の2D標準像に適しているとシステムが認識するとすぐに、トランスデューサプロブ14の現在の位置からのこの2D標準像に関する撮像パラメータが計算され、トランスデューサプロブ14が、追加の2Dスキャンを自動的に行って、2D標準像を直接受信することを意味する。しかし、この「追加の」獲得は、生成された2Dスライスの品質がかなり高い(トランスデューサプロブ14の位置及び向きがそれぞれの2D標準像を獲得するのに適していることを意味する)ことがステップS18で判明した場合にのみ行われるべきである。

40

【0073】

ステップS22は必須ではなく、任意選択的な方法ステップであることに留意されたい。当然、3Dポリウムデータセットからの2Dスライスの生成と、追加の2Dスキャンを実施することによる2Dスライスの直接の生成との両方の組合せも可能である。

50

【0074】

本発明は、図面及び前述の説明で詳細に図示及び説明されているが、そのような図示及び説明は、例説又は例示とみなされ、限定とみ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。開示される実施形態に対する他の変形は、図面、本開示、及び添付の特許請求の範囲の検討により、当業者には理解され得て、本願で特許請求される発明を實踐する際に実施され得る。

【0075】

特許請求の範囲において、語「備える」は、他の要素又はステップを除外せず、「1つの」は、複数を除外しない。単一の要素又は他のユニットが、特許請求の範囲に記載された複数の項目の機能を実現し得る。特定の手段が互いに異なる従属請求項に記載されていることだけでは、これらの手段の組合せが有利に使用され得ないことは示さない。

10

【0076】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアの一部と共に供給される、又は他のハードウェアの一部として供給される光記憶媒体やソリッドステート媒体等、適切な媒体に記憶/分散されてよいが、インターネット又は他の有線若しくは無線電気通信システムを介する形態等、他の形態で分散されてもよい。

【0077】

特許請求の範囲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】

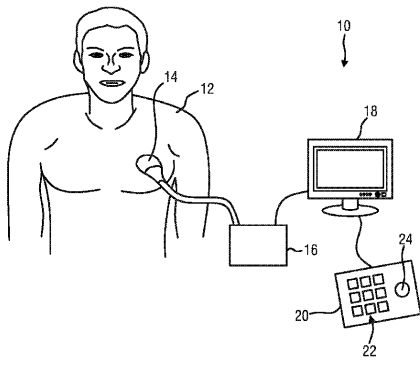


FIG.1

【図2】

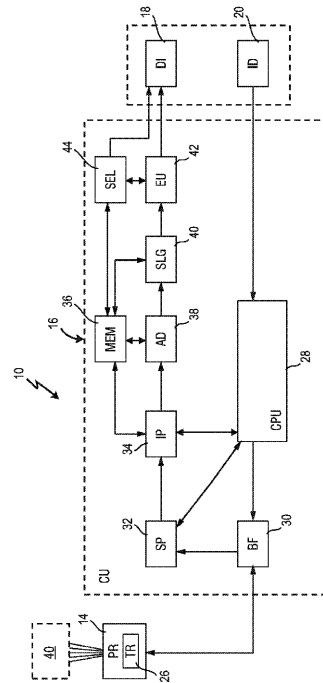


FIG.2

【 図 3 】

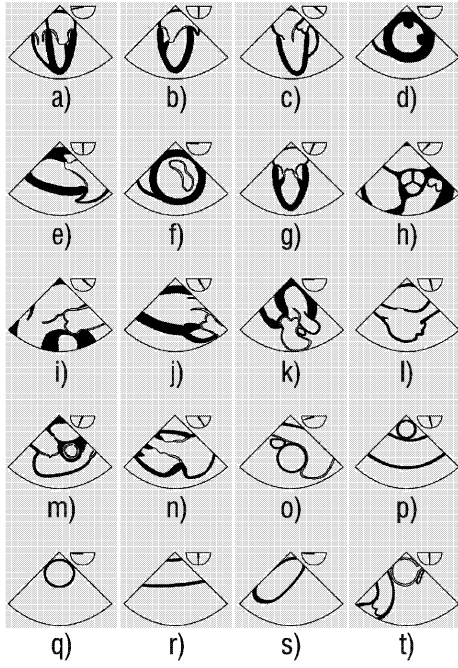


FIG.3

【 図 4 】

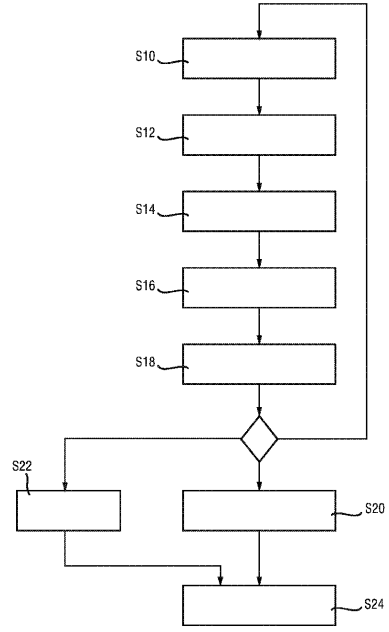


FIG.4

【 図 5 】

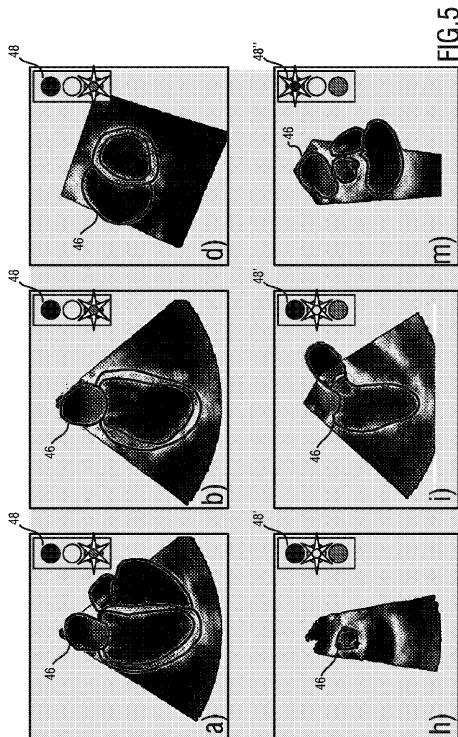


FIG.5

【 図 6 】

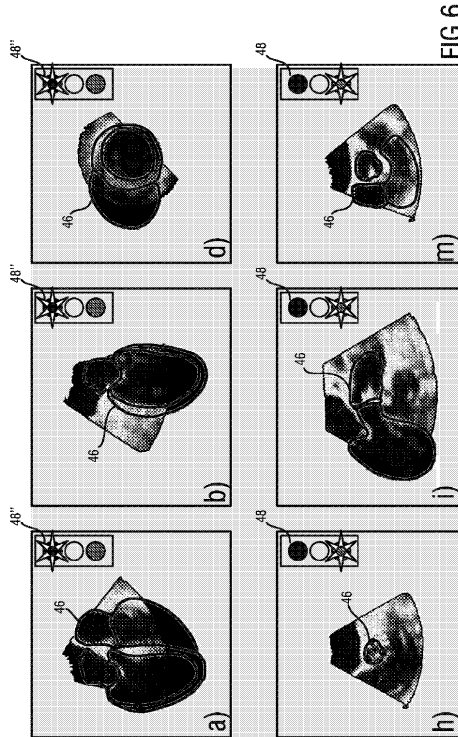


FIG.6

【 図 7 】

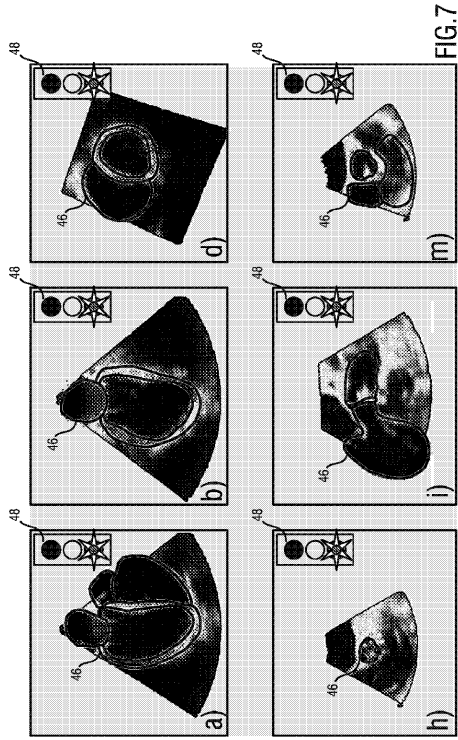


FIG. 7

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2014/060004

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV. A61B8/08	A61B8/14	G06T7/00 G01S15/89 A61B8/00
ADD. A61B8/12		
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 G01S		
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.
Y	US 2011/201935 A1 (COLLET-BILLON ANTOINE [FR] ET AL) 18 August 2011 (2011-08-18) cited in the application the whole document	1,2,4-9, 11,12, 14,15
Y	US 2012/065510 A1 (SNARE STEN ROAR [NO] ET AL) 15 March 2012 (2012-03-15) abstract paragraph [0031] paragraph [0037] paragraph [0044] - paragraph [0060] figures 1,2,6 ----- -/--	1,2,4-9, 11,12, 14,15
<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 *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
23 June 2014		04/07/2014
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 Artikis, T

3

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2014/060004

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2012/232394 A1 (TOJI BUNPEI [JP]) 13 September 2012 (2012-09-13) abstract paragraph [0040] - paragraph [0102] figures 1-8 -----	1-15
A	US 2010/195881 A1 (ORDERUD FREDRIK [NO] ET AL) 5 August 2010 (2010-08-05) the whole document -----	1-15
A	EP 1 470 784 A2 (ALOKA CO LTD [JP]) 27 October 2004 (2004-10-27) abstract paragraph [0019] - paragraph [0046] figures 1,2,6 -----	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2014/060004

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2011201935 A1	18-08-2011	CN 102197316 A EP 2340444 A1 JP 2012506283 A US 2011201935 A1 WO 2010046819 A1	21-09-2011 06-07-2011 15-03-2012 18-08-2011 29-04-2010
US 2012065510 A1	15-03-2012	NONE	
US 2012232394 A1	13-09-2012	CN 102639063 A EP 2623033 A1 US 2012232394 A1 WO 2012042808 A1	15-08-2012 07-08-2013 13-09-2012 05-04-2012
US 2010195881 A1	05-08-2010	CN 101901335 A DE 102010000274 A1 JP 5108905 B2 JP 2010179098 A US 2010195881 A1	01-12-2010 05-08-2010 26-12-2012 19-08-2010 05-08-2010
EP 1470784 A2	27-10-2004	EP 1470784 A2 JP 3802508 B2 JP 2004313651 A US 2004210138 A1	27-10-2004 26-07-2006 11-11-2004 21-10-2004

 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, 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, LT, 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 ワチター ステール イリナ

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 ウェイス ヌルゲン

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 BB06 EE10 FE10 GB06 JC09 JC33 KK31 LL38

【要約の続き】

ニット42を備える超音波撮像システム10に関する。

专利名称(译)	3D超声成像系统		
公开(公告)号	JP2016514564A	公开(公告)日	2016-05-23
申请号	JP2016505904	申请日	2014-03-20
[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	ワチターステールイリナ ウエイヌルゲン		
发明人	ワチター-ステール イリナ ウエイヌルゲン		
IPC分类号	A61B8/14 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/523 A61B8/085 A61B8/0883 A61B8/12 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/483 G01S15/8993 G06F16/51 G06K9/52 G06K9/6201 G06T7/0014 G06T7/10 G06T7/60 G06T7/70 G06T15/005 G06T2207/10136 G06T2207/30048 G06T2207/30168		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/EE10 4C601/FE10 4C601/GB06 4C601/JC09 4C601/JC33 4C601/KK31 4C601/LL38		
优先权	61/807885 2013-04-03 US		
其他公开文献	JP6396420B2 JP2016514564A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明包括：-图像处理装置34，被配置为接收从身体12的三维超声扫描获得的至少一个体积数据集并提供相应的显示数据；-至少一个体积。解剖结构检测器38，其被配置为检测数据集中的解剖对象的位置和取向；以及切片，用于从至少一个体积数据集中生成多个二维切片。一种超声成像系统（10），包括发生器（40），其中切片发生器（40）相对于解剖对象是解剖学的，以获得一组解剖学对象的二维标准图像。切片生成器40被配置为基于结构检测器的结果来定义每个切片位置，包括针对每个二维标准图像包括解剖对象的哪个解剖特征。超声成像系统10还被配置为针对所生成的多个二维切片中的每个切片，相对于其各自的二维标准图像，定义预期的解剖结构，并且对于每个切片，定义预期的解剖结构。本发明涉及一种超声成像系统10，其包括评估单元42，用于通过与生物学特征比较来评估品质因数。

