

(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2018-535781
(P2018-535781A)

(43) 公表日 平成30年12月6日(2018.12.6)

(51) Int.Cl. F 1 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

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2018-528319 (P2018-528319)
(86) (22) 出願日 平成28年11月23日(2016.11.23)
(85) 翻訳文提出日 平成30年5月31日(2018.5.31)
(86) 国際出願番号 PCT/IB2016/057052
(87) 国際公開番号 WO2017/093852
(87) 国際公開日 平成29年6月8日(2017.6.8)
(31) 優先権主張番号 62/261,906
(32) 優先日 平成27年12月2日(2015.12.2)
(33) 優先権主張国 米国(US)

(71) 出願人 590000248
コーニンクレッカ フィリップス エヌ
ヴェ
KONINKLIJKE PHILIPS
N. V.
オランダ国 5656 アーエー アイ
ンドーフェン ハイテック キャンパス 5
High Tech Campus 5,
NL-5656 AE Eindhove
n
(74) 代理人 110001690
特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 中心軸の湾曲及び横方向偏心を伴う心臓の超音波心臓評価

(57) 【要約】

超音波イメージングシステムは、心筋の向かい合う壁部間に均等に間隔が空けられた曲線として頂部と僧帽弁面との間に腔の縦方向の中心軸をプロットすることによって、左心室のより診断し易い心臓画像を生成する。横方向画像面は、均等に間隔が空けられ中心軸から出ている線上の短軸像内に位置決めされた制御ポイントを伴う湾曲した中心軸に対して、直角に位置決めされる。短軸像が楕円形腔である場合、横方向画像は、結果として編集制御ポイントをより良く位置決めすることになるより円形の外観を心臓に与えるために伸張される。

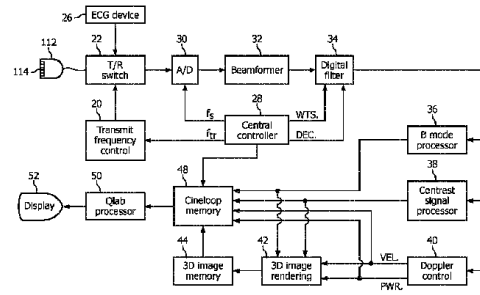


FIG. 8

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブ、及び、
プロセッサ、
を備える、心臓診断用の超音波診断イメージングシステムであって、
前記プロセッサにより、超音波診断イメージングシステムは、
前記プローブを使用して、心臓を含む 3 次元超音波画像データセットを獲得すること、
心筋及び心室の画像データを生成すること、
縦方向に分離された頂部と弁面との間で、前記心筋の向かい合う壁部間にほぼ均等に位置決めされた前記心室の湾曲した中心軸を画成すること、及び、
前記湾曲した中心軸の面内に心室画像を表示すること
を実行する、超音波診断イメージングシステム。

10

【請求項 2】

前記プロセッサにより、前記超音波診断イメージングシステムは、前記湾曲した中心軸の面内に長軸心室画像を表示することを実行する、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 3】

前記プロセッサにより、前記超音波診断イメージングシステムは、前記湾曲した中心軸に垂直な短軸像を画成することを実行する、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

20

【請求項 4】

前記プロセッサにより、前記超音波診断イメージングシステムは、心筋境界を画成することを実行する、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 5】

前記プロセッサにより、前記超音波診断イメージングシステムは、長軸心筋境界を画成することを実行する、請求項 4 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 6】

前記プロセッサにより、前記超音波診断イメージングシステムは、前記長軸心筋境界の周辺に複数の編集制御ポイントを配置することを実行する、請求項 5 に記載の超音波診断イメージングシステム。

30

【請求項 7】

前記プロセッサにより、前記超音波診断イメージングシステムは、短軸心筋境界を画成することを実行する、請求項 4 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 8】

前記プロセッサにより、前記超音波診断イメージングシステムは、前記湾曲した中心軸から出て前記短軸心筋境界と交差する線上に編集制御ポイントを画成することを実行する、請求項 7 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 9】

前記プロセッサにより、前記超音波診断イメージングシステムは、より円形の心筋の画像を生成するために前記画像データ内の前記心筋を伸張することを実行する、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

40

【請求項 10】

前記プロセッサにより、前記超音波診断イメージングシステムは、前記湾曲した中心軸を伴う心室画像、及び、直線化された前記湾曲した中心軸を伴う心室画像を生成することを実行する、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 11】

前記プロセッサにより、前記超音波診断イメージングシステムは、前記湾曲した中心軸が直線化された中心軸に変化していく一連の心室画像を生成することを実行する、請求項 10 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 12】

50

前記プロセッサにより、前記超音波診断イメージングシステムは、前記湾曲した中心軸の直線化された中心軸への変化がアニメーションとして再生される一連の超音波画像を表示することを実行する、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 1 3】

心臓の一連の 3 次元画像データセットを獲得するステップと、
心筋及び心室の長軸像を抽出するステップと、
頂部と弁面との間で、前記心筋の向かい合う壁部間に均等な間隔で配置された前記心室の湾曲した中心軸を画成するステップと、
を含む、超音波心臓イメージングによって患者を診断する方法。

【請求項 1 4】

前記湾曲した中心軸にほぼ直角な面内にある、前記心筋の短軸像を抽出するステップと、
前記湾曲した中心軸を通過する線上にある前記短軸像内の前記心筋の境界上に、編集制御ポイントを配置するステップと
を更に含む、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記短軸像内の前記心筋を、より円形の外観に伸張するステップ
を更に含む、請求項 1 4 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療用超音波診断システムに関し、特に、軸湾曲及び横方向不規則性を伴う心臓の心臓評価を実行する超音波システムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波イメージングは、心臓の状態を評価及び診断するために幅広く使用されている。患者の身体の胸郭直下に超音波プローブが押し当てられ、心臓をその頂部から見るために上方に向けられる。心臓がリアルタイム画像内で完全に視野に入るとき、心臓の拍動サイクルにわたって一連の 3 次元画像データセットが獲得される。3 次元画像データは、左心室の内皮境界、駆出率、及び心筋運動などの、心臓の様々な機能及び特徴を識別するために、セグメント化プロセッサによって分析される。心臓解析のための 2 つのこうしたプロセッサは、米国特許第 6,491,636 号 (Chenal 等) に記載された自動境界検出プロセッサ、並びに、米国特許第 7,101,164 号 (Weese 等) 及び米国特許公開第 2010/0189317 号 (Lehmann 等) に記載された Heart Model プロセッサである。臨床医は、こうした分析ツールを用いて、心臓の拍動サイクルにわたって心臓データをセグメント化し、心臓の弁及び心室を識別し、診断を進めていく元になる標準 ASE 像における心臓を表示するように、プロセッサに命じることができる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、患者の体格、体形、並びに心臓の形状及び向きに関して、患者間で大きなばらつきがあるため、臨床医は自動的に画成された境界を、臨床医が画像内で知覚する解剖学的境界線に最も合うように編集することになる。この編集に関して問題を引き起こす 2 つの特徴は、心臓の明白な縦方向の湾曲及び / 又は横方向の偏心形状である。左心室の縦方向湾曲は、MPR (多断面構造化) 画像面が、3 次元画像データを介してすべての標準 ASE 像において適切な長軸プレゼンテーションを表示できるようにすることを妨げる可能性がある。心臓の横方向偏心は、境界画成をより困難にし、編集制御間隔をより不規則にする可能性がある。したがって、超音波心臓診断プロセッサは、各標準 ASE 像において良好な境界直交性及び編集制御間隔を伴うように、心臓の長軸像を適切に提示する

10

20

30

40

50

ことが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0004】

いくつかの態様において、本発明は超音波のシステム及び方法を含む。例えば本発明は、心臓診断用の超音波診断イメージングシステムを含むことができる。システムは、実行されたときに、プローブを使用して心臓を含む3次元超音波画像データセットを獲得すること、心筋及び心室の画像データを生成すること、縦方向に分離された頂部と弁面との間で心筋の向かい合う壁部間にほぼ均等に位置決めされた心室の湾曲した中心軸を画成すること、及び、湾曲した中心軸の面内に心室画像を表示することを、システムに実行させる命令を有することができる。

10

【0005】

或る態様において、本発明のシステムは、心臓を含む3次元超音波画像データセットを獲得するように構成されたプローブ、心筋及び心室の画像データを生成するように構成された第1のプロセッサ、縦方向に分離された頂部と弁面との間で心筋の向かい合う壁部間にほぼ均等に位置決めされた心室の湾曲した中心軸を画成するように構成された第2のプロセッサ、及び、湾曲した中心軸の面内に心室画像を表示するためのディスプレイを含む、心臓診断用超音波診断イメージングシステムを含むことができる。

【0006】

いくつかの態様において、本発明は、超音波心臓イメージングによって患者を診断する方法を含む。方法は、心臓の一連の3次元画像データセットを獲得すること、心筋及び心室の長軸像を抽出すること、及び、頂部と弁面との間で心筋の向かい合う壁部間に均等な間隔で配置された心室の湾曲した中心軸を画成することを、含むことができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】拡張末期及び収縮末期での心臓の標準ASE像を示す図である。

【図2a】2つの標準像における左心室腔の面の交差を示す図である。

【図2b】編集用の制御ポイントを備える左心室の3次元メッシュを示す図である。

【図3a】均一に対称な心臓形状について、縦及び横方向の心臓画像の中心軸及び制御ポイントを示す図である。

【図3b】縦方向に湾曲した形状の心臓について、縦及び横方向の心臓画像の中心軸及び制御ポイントを示す図である。

30

【図3c】横方向に偏心した形状の心臓について、縦及び横方向の心臓画像の中心軸及び制御ポイントを示す図である。

【図3d】本発明の原理に従った、これらの不規則性が補正された心臓の縦及び横方向の心臓画像の中心軸及び制御ポイントを示す図である。

【図4】縦方向の湾曲を伴う心臓の3つの心臓画像を示す図である。

【図5】本発明の原理に従った、湾曲MPRを用いた補正後の同じ心臓データを示す図である。

【図6】本発明に従った、心臓の平面から湾曲へのMPRの遷移のアニメーションを示す図である。

40

【図7a】標準像における、右心室腔のMPR面の交差を示す図である。

【図7b】標準像における、右心室腔のMPR面の交差を示す図である。

【図8】本発明の原理に従って構築された超音波システムを、ブロック図形式で示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

本発明の原理に従い、超音波心臓画像における心臓の湾曲及び横方向偏心を補正する、超音波診断のシステム及び方法が示されている。通常の直線中心軸は、房室壁間に均等な間隔で配置され、頂部から僧帽弁面へと延在する、湾曲線としてプロットされる。横方向偏心は、より均一な形状を生成するために画像内の心筋を伸張することによって減少する

50

。これらの処置の結果として、心室の境界は、房室壁が視野面に対してより等距離且つ直角であるように提示され、より完全な長軸 M P R 像の作成を可能にし、セグメント化された境界線及び制御ポイントのより等距離且つ直角な変位を表すために横方向 M P R 面の面内編集を可能にする。湾曲中心軸を通過する曲線スライスである、非短縮長軸 M P R 像が生成される。ここで、標準像のうちの1つにおける制御ポイントの編集は、他の像とはより独立に動作し、画成されるインターフェースの視覚化及び診断を向上させることになる。

【 0 0 0 9 】

図 1 は、診断を進めていく元になる心臓の 3 枚の標準像、並びに、心尖部四腔断層 (A P 4) 像、心尖部三腔断層 (A P 3) 像、及び、心尖部二腔断層 (A P 2) 像を示す。上部の 3 つの画像 a、b、及び c は、拡張末期段階の心臓の画像であり、下部の 3 つの画像 d、e、及び f は、収縮末期段階の心臓の画像である。フィリップスヘルスケア社 (マサチューセッツ州アンドーバー) 超音波システムの Q L A B 機能の一部である、Heart Model などの画像分析ツールは、これらの標準画像面を心臓のポリウム (3 D) データから M P R 画像面として自動的にセグメント化することができる。Q L A B 機能は、図 1 に示されるようなこれらのビューにおける左心室 (L V) の境界線 2 1 0、2 1 2、及び 2 1 4、並びに僧帽弁面 2 2 0 などの、超音波心臓画像における心臓の境界を自動的にトレースすることも可能である。同様に、境界は、右心室などの心臓の他の特徴についても自動的にトレースすることができる。

【 0 0 1 0 】

3 つの標準像面は、L V の共通中心軸で、およそ 0 °、6 0 °、及び 1 0 0 ° の相対回転角で互いに交差する。標準像面のうちの 2 つの交差は図 2 a に示されており、ここで、2 1 0 で略述された A P 4 像内の L V 面は、2 1 2 で略述された A P 2 像の L V 面と、中心軸 2 0 0 で交差するように示されている。図 2 a では、横 (短軸) 像面がポリウム画像データから M P R 像として再構築可能なことを示す、線 2 2 2 も示されている。これらすべての 2 次元像面は同じポリウム像データから抽出されるため、それらの心臓壁の輪郭は、図 2 b に示されるような 3 次元左心室腔のメッシュ又はワイヤフレームモデルとして編成することができる。異なる境界トレーシングが互いに交差するポイントは、図内で a、b、c とマークされる。図 2 a は理想的なケースを表しているが、実際には 3 D 画像データは、すべての境界トレーシング 2 1 0、2 1 2、2 3 2、2 3 4、及び 2 3 6 (及びその他) 全体を自動的に完全には識別できないか、或いは、少なくとも診断する医師を完全に満足させられない可能性がある。したがって、Q L A B 画像診断プログラムは、画像に対して境界トレーシングを再配置するために医師によって操作可能な自動的に描画された境界周辺に制御ポイントを作成する。医師が、トラックボール又はマウスなどのポインティングデバイスを用いて、像面内の制御ポイントをプル又は移動させるとき、境界トレーシングは制御ポイントと共に新しい位置に移動するが、隣接する制御ポイントに滑らかに接続されたままであり、このプロセスは「ラババンディング」と呼ばれる。図 2 b において、交差ポイント a、b、及び c は、図示された境界トレーシングのための制御ポイントとして使用することができる。しかしながら、制御ポイントが互いに近過ぎるよう配置されている場合は、問題が生じる。こうしたケースでは、境界処理プログラムは、接続された境界トレーシングを滑らかに再位置付けすることができない。代わりに、医師が制御ポイントを移動させようとする、トレーシングはジャンプし不安定になる。さらに、1 つの像面内で制御ポイントを再位置付けしようとする、制御ポイントが互いに近過ぎる場合、別の像面内でのトレーシング及び制御ポイントの位置に影響を与える可能性がある。図 2 b に示されるように、異なる像面の境界はすべて、それらの共通 3 D 画像データセットに対する関係によって空間的に相関される。したがって、制御ポイントの位置を編集することによって、トレーシングの不安定さを生じさせないように、又は、他の像面内の境界トレーシング及び制御ポイントに影響を与えないように、制御ポイントの規則的な、均等な間隔を有することが望ましい。

【 0 0 1 1 】

縦方向に真っすぐであり、均一に対称な心臓の画像では、一般にこれらの編集問題は生じない。図3 aは、縦方向に真っすぐな対称の心臓の心筋60を示す。心臓の頂部230とLVの底部の僧帽弁面220の中心との間に自動的に描画される、その中心軸200は、LV腔の中心を真っすぐ下がる。真っすぐな中心軸200を通過する平坦像面は、LVの完全な非短縮長軸像をキャプチャする。横方向の像面222が中心軸200に対して直角に作成される場合、図3 aの右側に示されるように、対称心筋60はほぼ円形に見える。均等な角度で配分される制御ポイント位置決め線202が中心軸200から出るように配置されるとき、心臓壁とのそれらの交差は、均等に分散された制御ポイントa、b、c、d、及びeを生成する。さらに、位置決め線は、心筋と直角に交差するようになる。これによって、パー206によって示されるように、正しい心筋の厚みを測定するのに役立つ心内膜境界及び心筋を介する短経路204を生成する。

10

【0012】

しかしながら、すべての心臓がこの画像分析にとって理想的な形状という訳ではない。図3 bは、湾曲した縦形状を備える心臓、いわゆるバナナ型心臓の心筋60を示す。中心軸200が頂部230と僧帽弁面220との間に描画されるとき、図に示されるように、心臓の左側に近く、心臓の右側からは遠いことがわかる。直角に配置された横方向面222は、図の右側に示されるように、中心軸200が心臓の左側に近く、右側からは遠いように見える。制御ポイント位置決め線202が中心軸200から出るように描画されるとき、心筋60と交差するそれらのポイントは、心臓周辺に均等に配分されない。制御ポイントb、c、及びdは大きく分離され、ポイントa、f、及びeは互いにかかなり近い。医師が制御ポイントfを再位置決めしようとするとき、間近に隣接したポイントa及びeの不安定性及び不注意な再位置決めを生じさせる可能性がある。さらに、位置決め線202は心臓壁と直角に交差せず、異なる角度で交差している。図の右側のパー206を介する傾斜した位置決め線によって示されるように、心内膜境界及び心筋厚みの測定は歪められ、不正確である。

20

【0013】

図3 cは、心筋が縦方向には湾曲していないが、図の右側に示されるように横方向には円形というよりはむしろ楕円形である状態を示す。心筋の楕円形状により、制御ポイントa、b、及びd、eはかかなり近くに配置され、制御ポイントc及びfはそれらの隣接する制御ポイントから大きく分離されることになる。水平の制御ポイント位置決め線は、短軸像において心筋60と直角に交差しているが、他の位置決め線202の交差は直角ではなく、ここでも、204及びパー206に示されるように、位置決め線に沿った心筋の厚みに歪みを生じさせている。

30

【0014】

本発明の原理によれば、これらの問題は、図3 dに示されるように湾曲した中心軸200をプロットすることによって緩和される。中心軸200は、頂部230と僧帽弁面220との間の直線としてではなく、図3 dに示されるように、像面内の心臓の向かい合う側面間に均等に間隔が空けられた曲線として描画される。曲線は、心臓組織を厳密に辿るのではなく、画像処理ソフトウェアによって、ギザギザな急速に変化する曲線ではなく、滑らかな曲線に平滑化される。こうした滑らかに湾曲する軸については、二次曲線モデルが好ましい。結果は、図3 dの左側に平滑な中心軸曲線200によって示されている。図3 bと比較すると、湾曲した中心軸によって、直角な横軸画像面がより中心に配置された中心軸200を有することになり、図3 dの右側に示されるように、均等に間隔が空けられた制御ポイント位置決め線202は、短軸内の心筋とより直角に交差することになる。これによって、204及びパー206によって示されるように、心筋が真の心筋厚みを正確に示す、より直角な経路を作成することになる。本発明の更なる態様によれば、図3 dの右側で矢印によって示されるように、より円形の形状を生成するために画像処理ソフトウェアを用いて画像内の心筋を「伸張する」ことによって、短軸図内の心筋の任意の顕著な楕円状態が減じられる。中心線直交アフィン伸張は、この画像処理にとって好ましい。これらの修正がどちらも適用された場合、心臓の横方向ビュー及びその切断面は、むしろ図

40

50

3 a の理想的な心臓形状に近いように見え、診断する医師が求めるものにより近い心臓測定が可能になる。

【0015】

超音波システムのための表示媒体はフラットディスプレイであるため、湾曲した中心軸を通過する曲線スライスを生成するために3D画像データをサンプリングすることによって、診断する医師にとって長軸像についての中心軸湾曲の利点が最良に提示され、その後、湾曲した画像は表示のために平坦な面に直線化される。したがって最終画像は、表示されるときに中心軸を直線として示すことになる。湾曲した中心軸と交差する湾曲面の弾性変形の結果は、図4及び図5の画像を見ることによって理解できよう。図4のLVの解剖学的に正確な画像における中心軸200は、心臓画像a、b、及びcにおいて上記で考察したように湾曲している。湾曲した中心軸200によって画定される湾曲面を、超音波システム画像ディスプレイの面内に平坦面として表示するために、弾性変形が実行されるとき、LVは、図5においてそれぞれa、b、及びcとして表され、中心軸は直線として示される。画像が示すように、図5の処理された画像におけるLVの境界線及びエリアはそれほど不規則ではなく、より容易に診断及び測定が行える。

10

【0016】

図5の処理された画像は、超音波システムによって獲得された解剖学的に正確な画像ではないが、診断及び測定がより行い易いように処理されていることを、診断する医師が認識することが重要である。本発明の更なる態様によれば、本発明の超音波システムは、図6に示されるように、湾曲した中心軸画像を伴う画像から湾曲が直線化された画像への変化のアニメーションを生成することが可能である。図6の左側の画像は図4aの画像であり、中心軸は、解剖学的に正確なLVの向かい合う側壁間に均等に位置決めされた湾曲線として描画されている。図6の右側の画像は図5aの画像であり、湾曲した軸MPR面から直線への変形によって生じる。図6の左右の両端間にある中間画像は、中心軸の一連の進行する直線化において生成された2つの画像を示す。これらの画像（及びその他）が、診断する医師に対して、画像処理ソフトウェアによるアニメーションシーケンスとしての役割を果たすとき、医師は左側の元の画像上の画像処理効果を容易に把握することが可能であり、右側のより診断し易いが解剖学的にはより正確でない画像へと、どのように変化したかを観察することができる。

20

【0017】

左心室について説明したが、本開示は右心室(RV)などの他の心室にも同様に使用可能である。図7A及び図7Bは、湾曲した右心室に湾曲MPR面を使用する例を示す。図7AにおけるAP4像は、破線によって識別されるように、直線MPR心尖部1(SMA1)、直線MPR心尖部2(SMA2)、及び湾曲MPR心尖部1(CMA1)と呼ばれる、3つのMPR面を示している。SMA1は三尖弁(TV)の中心に、さらにAP4像面及び短軸像面(SAX)に対して直角に、位置決めされる。ここで、SMA1は結果としてRV腔の短縮像を生じさせる。代替として、SMA2は、TV及びRVの頂部を通過するように配向可能であるが、この像も結果として、RV腔の短縮像又は不正確な像を生じさせる。図に示されるように、前述のLV分析と同様に決定されるCMA1面は、右心室の側壁間に均等に位置決めされ、三尖弁及びRVの頂部の両方を含む。

30

40

【0018】

図7Bは、図7Aの右心室の短軸像を、AP4像の切断線と共に示す。SMA1及びSMA2の問題と同様に、直線MPR短軸1(SMS1)として識別されるMPR面は、右心室の中心に位置決めされるが、三日月形RVを十分にスライスするものではない。これに対して、湾曲MPR面、湾曲MPR短軸1(CMS1)は、短軸像において見られるようにRVの中心軸に位置決めされ、三日月形RVの両端に及んでいる。

【0019】

図8は、前述のように湾曲した中心軸及びそれほど楕円状態でない横断面を伴う心臓画像を処理するための、本発明に従って構築された超音波システムを示す。超音波プローブ112は、超音波パルスを送受信する超音波トランスデューサのアレイ114を含む。ア

50

レイは、2次元イメージングのための1次元の線形又は湾曲アレイとすることができるが、好ましくは、機械的に掃引される1次元アレイ、又は3次元での電子ビームステアリングのためのトランスデューサ要素の2次元マトリクスである。前述の3次元データセット及び画像は、好ましくは、心臓の3Dデータセットを獲得することが可能な、これらのアレイタイプの3Dプローブを用いて獲得される。アレイ114内の超音波トランスデューサは、超音波エネルギーを送信し、この送信に 응답して戻されたエコーを受信する。伝送周波数制御回路20は、アレイ114内の超音波トランスデューサに結合された送信/受信(「T/R」)スイッチ22を介して、望ましい周波数又は周波数帯での超音波エネルギーの伝送を制御する。信号を伝送するためにトランスデューサアレイが活動化される時点は、内部システムクロック(図示せず)と同期されるか、又は、ECGデバイス26によって心臓拍動サイクル波形が提供される、心臓拍動サイクルなどの身体機能と同期される。心拍が、拡張末期又は収縮末期などの、ECGデバイス26によって提供される波形によって決定されたその拍動サイクルの望ましい段階にあるとき、プローブは超音波画像データセットを獲得するように命じられる。2次元アレイが電子的にステアリング及びフォーカスされると、3Dデータセットを3D心臓データセットのリアルタイムシーケンスとして獲得することができる。伝送周波数制御回路20によって生成される超音波エネルギーの周波数及び帯域幅は、中央制御装置28によって生成される制御信号 f_{tr} によって制御される。

10

【0020】

送信された超音波エネルギーからのエコーは、アレイ114内のトランスデューサによって受信され、T/Rスイッチ22を介して結合され、システムがデジタルビームフォーマを使用するときにアナログ-デジタル(「A/D」)変換器30によってデジタル化される、エコー信号を生成する。アナログビームフォーマも使用可能である。A/D変換器30は、中央制御装置28によって生成される信号 f_s によって制御されるサンプリング周波数で、受信されるエコー信号をサンプリングする。サンプリング理論によって指示される所望のサンプリングレートは、受信される通過帯域の最高周波数の少なくとも2倍であり、少なくとも約30~40MHzである。最小要件よりも高いサンプリングレートも望ましい。

20

【0021】

アレイ114内の個々のトランスデューサからのエコー信号サンプルは、コヒーレントなエコー信号を形成するためにビームフォーマ32によって遅延及び合計される。2次元アレイを伴う3Dイメージングの場合、米国特許第6,013,032号(Savord)及び米国特許第6,375,617号(Fraser)に記載されたように、プローブ内に配置されたマイクロビームフォーマとシステムメインフレーム内のメインビームフォーマとの間のビームフォーマを区別することが好ましく、その米国特許の両方が参照により本明細書に組み込まれる。その後、デジタルコヒーレントエコー信号は、デジタルフィルタ34によってフィルタリングされる。デジタルフィルタ34は信号を帯域通過フィルタリングし、周波数帯域をより低く、又はベースバンド周波数レンジへとシフトさせることも可能である。デジタルフィルタは、例えば、参照により本明細書に組み込まれる米国特許第5,833,613号に開示されたタイプのフィルタとすることができる。中央制御装置28は、デジタルフィルタ34のためのフィルタ重み及びデシメーション制御変数を提供する。組織からのフィルタリングされたエコー信号は、従来のBモード処理のためにデジタルフィルタ34からBモードプロセッサ36へと結合される。

30

40

【0022】

マイクロバブルなどの造影剤のフィルタリングされたエコー信号は、コントラスト信号プロセッサ38に結合される。造影剤は、心室の血液プール内の造影剤に関して心内膜壁をより明白に画成するため、又は、例えば、参照により本明細書に組み込まれる米国特許第6,692,438号に記載されたように、心筋の微小血管系のかん流検査を実行するために、しばしば用いられる。コントラスト信号プロセッサ38は、好ましくは、パルス反転技法によって調波造影剤から戻されるエコーを分離し、ここでは、基本信号成分を取

50

り消し、調和成分を増強するために、画像位置への複数パルスの伝送によって生じるエコーが組み合わせられる。好ましいパルス反転技法は、例えば米国特許第6,186,950号に記載され、参照により本明細書に組み込まれる。

【0023】

デジタルフィルタ34からのフィルタリングされたエコー信号は、速度及びパワーのドップラー信号を生成するために、ドップラー処理用のドップラープロセッサ40にも結合される。これらのプロセッサからの出力信号は平面画像として表示され、3D画像メモリ44に記憶される3次元画像のレンダリングのために、3D画像プロセッサ42にも結合される。3次元レンダリングは、米国特許第5,720,291号並びに米国特許第5,474,073号及び第5,485,842号に記載されたように実行され、そのすべてが参照により本明細書に組み込まれる。MPR面を生成するための方法はよく知られており、例えば、参照により本明細書に組み込まれる米国特許第6,443,896号に記載されたように、身体の体積領域内の共通面内のポイントからのデータをその面の超音波画像に変換することを含む。

10

【0024】

コントラスト信号プロセッサ38、Bモードプロセッサ36、及びドップラープロセッサ40からの信号、並びに3D画像メモリ44からの3次元画像信号は、CineLoop(登録商標)メモリ48に結合され、ここで多数の超音波画像の各々について画像データを記憶する。画像データは、好ましくはCineLoopメモリ48内にセットで記憶され、画像データの各セットはそれぞれの時点で取得された画像に対応する。データセット内の画像データは、心拍中のそれぞれの時点での組織内かん流を示すパラメトリック画像を表示するために使用可能である。CineLoopメモリ48内に記憶された画像データのセットは、後に分析するためにディスクドライブ又はデジタルビデオレコーダなどの永久メモリデバイス内にも記憶することができる。本実施形態において、画像データセットは、QLABプロセッサ50にも結合され、ここで画像は、心室の湾曲した中心軸を生成するために処理され、前述のように楕円状態を低減させるために伸張される。QLABプロセッサは、前述のように平坦面内でそれらを再生するために湾曲したMPR画像を処理すること、及び、湾曲した面像から同じ面の平坦像への漸進的変化のアニメーションを再生することも可能である。QLABプロセッサは、米国特許公開第US2005/0075567号及びPCT公開第2005/054898号に記載されるように、画像内の解剖学的構造の様々な態様の定量化測定も行い、自動化境界トレーシングによって組織の境界線及び境界も画成し、これらの文献のすべてが参照により本明細書に組み込まれる。これは、米国特許第6,491,636号に記載されるような完全に自動化された手段によって、又は、前述の米国特許公開第US2005/0075567号内に記載されるような支援自動境界検出によって、実行可能であり、これらの文献のすべてが参照により本明細書に組み込まれる。QLABプロセッサによって生成されるデータ及び画像は、ディスプレイ52上に表示される。

20

30

【0025】

ブロック図例の各ブロック、及びブロック図例におけるブロックの組み合わせ、並びに本明細書に開示されるシステム及び方法の任意の部分は、コンピュータプログラム命令によって実施可能であることを理解されよう。これらのプログラム命令は、機械を生成するためにプロセッサに提供され、プロセッサ上で実行する命令は、ブロック図のブロック内に指定され、本明細書に開示されたシステム及び方法について記述された、アクションを実施するための手段を作成することになる。コンピュータ実施プロセスを生成するためにプロセッサによって一連の動作ステップを実行させるために、コンピュータプログラム命令はプロセッサによって実行される。コンピュータプログラム命令は、動作ステップのうちの少なくともいくつかを並行して実行させることもできる。さらに、ステップのうちのいくつかは、マルチプロセッサコンピュータシステム内で生じるように、複数のプロセッサにまたがって実行することもできる。加えて、本発明の範囲又は趣旨を逸脱することなく、1つ以上のプロセスを他のプロセスと同時に実行するか、或いは例示された順序とは

40

50

異なる順序で実行することもできる。

【 0 0 2 6 】

コンピュータプログラム命令は、RAM、ROM、EEPROM、フラッシュメモリ又は他のメモリ技術、CD-ROM、デジタル多用途ディスク(DVD)又は他の光学ストレージ、磁気カセット、磁気テープ、磁気ディスクストレージ又は他の磁気ストレージデバイス、或いは、所望の情報を記憶するために使用可能でありコンピューティングデバイスによってアクセス可能である、任意の他の媒体を含むが、限定されない、任意の好適なコンピュータ可読ハードウェア媒体上に記憶することが可能である。プロセッサは、マイクロプロセッサ、フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)、集積回路などの、ハードウェアを含むことが可能である。

【 図 1 】

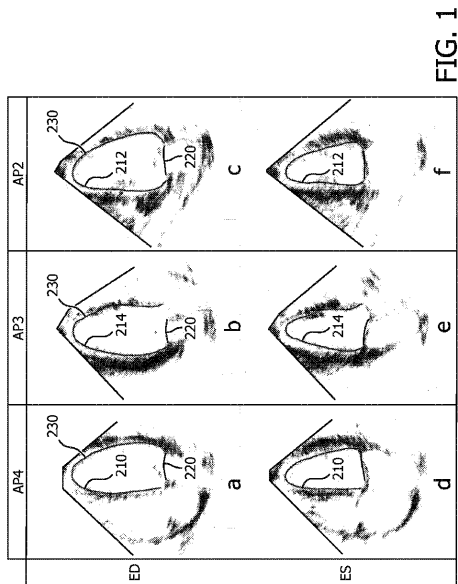


FIG. 1

【 図 2 a 】

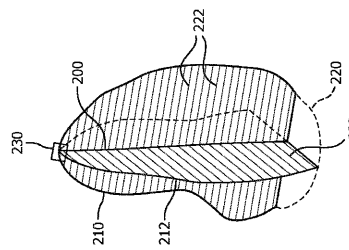


FIG. 2a

【 図 2 b 】

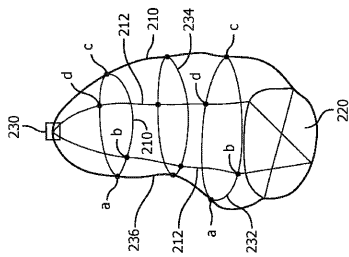


FIG. 2b

【 図 3 a 】

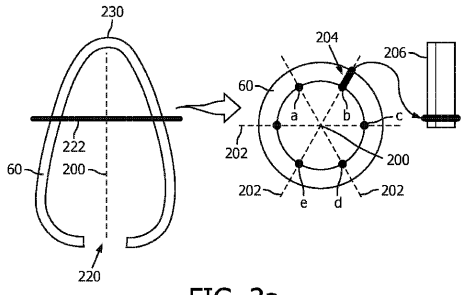


FIG. 3a

【 図 3 c 】

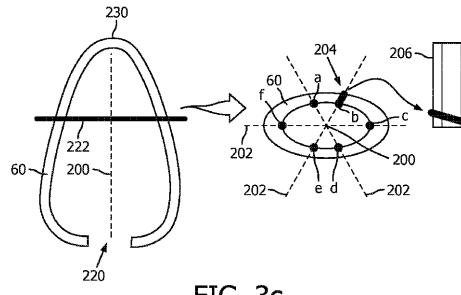


FIG. 3c

【 図 3 b 】

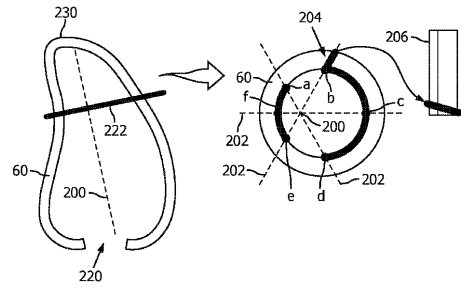


FIG. 3b

【 図 3 d 】

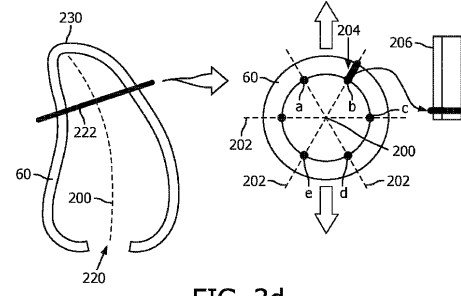


FIG. 3d

【 図 4 】

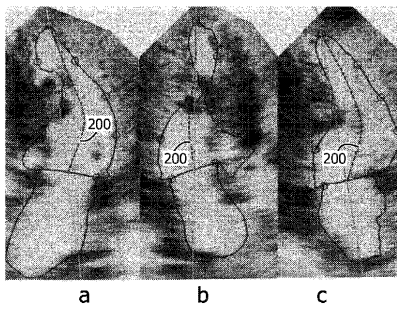


FIG. 4

【 図 6 】

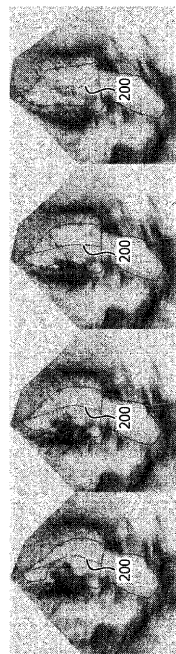


FIG. 6

【 図 5 】

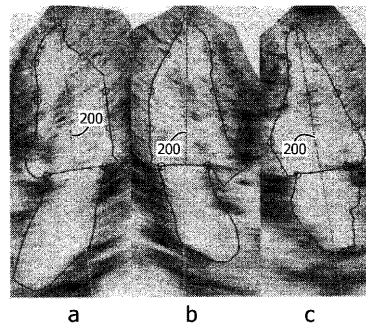


FIG. 5

【図7a】

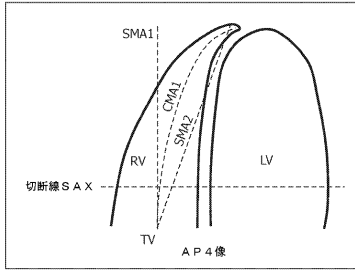


図7a

【図7b】

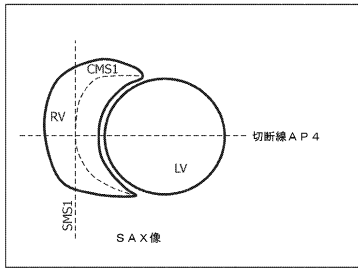


図7b

【図8】

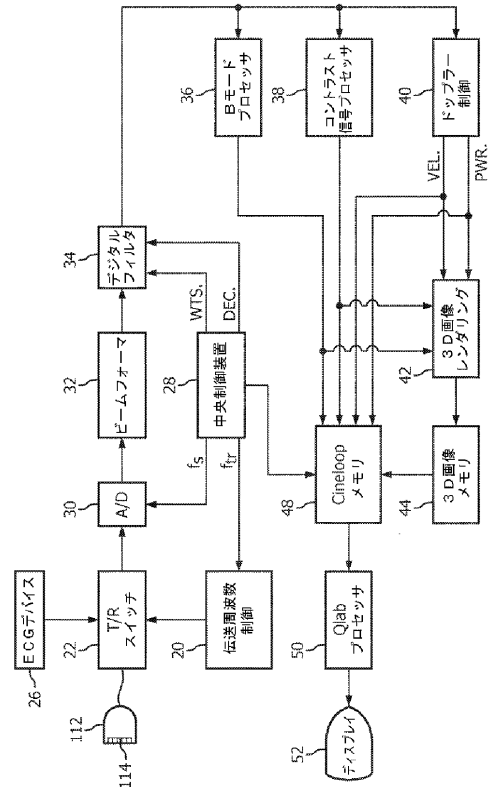


図8

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2016/057052

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B8/08 A61B8/00 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	WO 2011/121493 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; CARDINALE MICHAEL [US]; ZHOU SOPH) 6 October 2011 (2011-10-06) page 3, line 11 - page 10, line 7; claims; figures	1-5,7, 10-13
Y	-----	6,8,9, 14,15
Y	WO 2006/024970 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; SALGO IVAN [US]; DAVENPORT ANDREW) 9 March 2006 (2006-03-09) page 13, line 22 - page 17, line 12; claims; figures	6,8,9, 14,15
A	----- -/--	1-5,7, 10-13
<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 :		
<p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date</p> <p>"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)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>		<p>"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</p> <p>"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</p> <p>"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</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>
Date of the actual completion of the international search 24 January 2017	Date of mailing of the international search report 06/02/2017	
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Authorized officer Mundakapadam, S	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/IB2016/057052

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2002/072672 A1 (ROUNDHILL DAVID N [US] ET AL) 13 June 2002 (2002-06-13) paragraph [0004] paragraph [0023] paragraph [0026] paragraph [0032] paragraph [0034] - paragraph [0035] paragraph [0036] - paragraph [0037] paragraph [0044] - paragraph [0048] -----	1-15
A	US 2005/075567 A1 (SKYBA DANNY [US] ET AL) 7 April 2005 (2005-04-07) cited in the application the whole document -----	1-15
A	EP 2 397 076 A1 (HITACHI MEDICAL CORP [JP]) 21 December 2011 (2011-12-21) the whole document -----	1-15
A	JP 2012 029722 A (HITACHI ALOKA MEDICAL LTD) 16 February 2012 (2012-02-16) the whole document -----	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2016/057052

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2011121493 A1	06-10-2011	CN 102821680 A EP 2552307 A1 US 2013023780 A1 WO 2011121493 A1	12-12-2012 06-02-2013 24-01-2013 06-10-2011
WO 2006024970 A1	09-03-2006	CN 101001574 A EP 1778093 A1 JP 5276322 B2 JP 2008509714 A US 2008097210 A1 WO 2006024970 A1	18-07-2007 02-05-2007 28-08-2013 03-04-2008 24-04-2008 09-03-2006
US 2002072672 A1	13-06-2002	NONE	
US 2005075567 A1	07-04-2005	NONE	
EP 2397076 A1	21-12-2011	EP 2397076 A1 JP 5469101 B2 US 2011313291 A1 WO 2010092918 A1	21-12-2011 09-04-2014 22-12-2011 19-08-2010
JP 2012029722 A	16-02-2012	JP 5528935 B2 JP 2012029722 A	25-06-2014 16-02-2012

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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA

(72)発明者 セットルマイア スコット ホーランド

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 ビルディング
5

(72)発明者 プレイター デイビッド

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 ビルディング
5

(72)発明者 シュネイデル ロバート ヨセフ

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 ビルディング
5

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD15 EE09 EE10 EE24 JC09 JC33

专利名称(译)	超声心动图评价心脏中心轴曲率和横向偏心率		
公开(公告)号	JP2018535781A	公开(公告)日	2018-12-06
申请号	JP2018528319	申请日	2016-11-23
[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	セツルマイアスコットホーランド プレイヤーデイビッド シュナイデルロバートヨセフ		
发明人	セツルマイア スコット ホーランド プレイヤー デイビッド シュナイデル ロバート ヨセフ		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/466 A61B8/467 A61B8/483 A61B8/52 A61B8/523 A61B8/5269 G06T7/12 G06T7/149 G06T19/00 G06T2207/10136 G06T2207/20096 G06T2207/30048 G06T2207/30172 G06T2210/41 G06T2219/008 A61B8/463 A61B8/5253 G06T13/20 G06T19/20 G06T2219/2021		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/EE24 4C601/JC09 4C601/JC33		
优先权	62/261906 2015-12-02 US		
其他公开文献	JP2018535781A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声成像系统通过将心尖与二尖瓣表面之间的腔体中心纵轴绘制为在心肌相对壁之间均匀分布的曲线，从而提供了对左心室的更多诊断方法。易于生成心脏图像。横向图像平面与弯曲的中心轴成直角放置，控制点均匀地间隔开，并在短轴图像中位于中心轴之外的线上。如果短轴视图为椭圆形腔，则拉伸侧面图像以使心脏具有更圆的外观，从而使编辑控制点的位置更好。

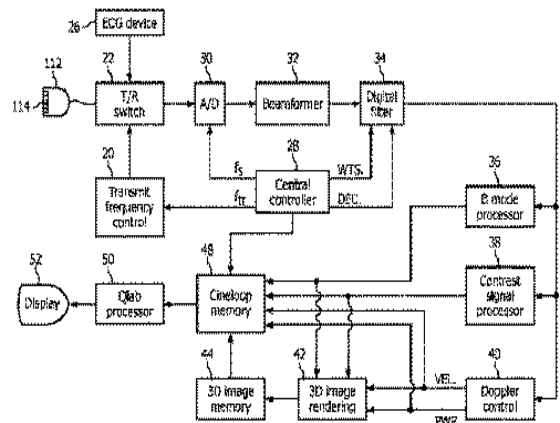


FIG. 8