

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-18305

(P2017-18305A)

(43) 公開日 平成29年1月26日(2017.1.26)

(51) Int.Cl.
A61B 8/08 (2006.01)F1
A61B 8/08テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2015-138292 (P2015-138292)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
(22) 出願日	平成27年7月10日(2015.7.10)	(74) 代理人	110001380 特許業務法人東京国際特許事務所
		(72) 発明者	小林 豊 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	貞光 和俊 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	樋口 治郎 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝 メディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

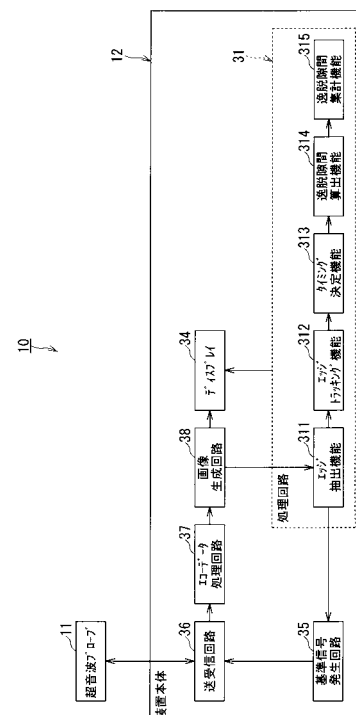
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び医用画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断装置において、正確で精度のよい、収縮末期における僧帽弁の逸脱隙間を操作者に提供すること。

【解決手段】超音波診断装置10は、超音波プローブ11を制御して超音波を送受信させて生成された複数フレームの3次元画像から、心臓弁を抽出する機能311、312と、複数フレームのうち特定のフレームの3次元画像における心臓弁の弁尖間の隙間を逸脱隙間として算出してディスプレイ34に表示させる機能314、315と、を備えた。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブを制御して超音波を送受信させて生成された複数フレームの 3 次元画像から、心臓弁を抽出する抽出手段と、

前記複数フレームのうち特定のフレームの 3 次元画像における前記心臓弁の弁尖間の隙間を逸脱隙間 (P r o l a p s e G a p) として算出して表示部に表示させる算出手段と、

を有する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記算出手段は、収縮末期に相当するフレームを前記特定のフレームとする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記算出手段は、心電図信号から前記収縮末期を決定する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記算出手段は、前記複数フレームの 3 次元画像について、前記心臓弁の弁尖間の複数の逸脱隙間をそれぞれ算出し、前記複数フレームに係る複数の逸脱隙間のうち最大の逸脱隙間をもつフレームを前記収縮末期として決定する請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記算出手段は、前記特定のフレームの 3 次元画像における前記心臓弁の弁尖間の 1 の逸脱隙間を前記逸脱隙間として算出する請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

前記算出手段は、前記特定のフレームの 3 次元画像における前記心臓弁の弁尖間の複数の逸脱隙間を算出し、前記複数の逸脱隙間のうち最大値を前記逸脱隙間として算出する請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記抽出手段は、前記心臓弁のエッジをトラッキングすることで、前記特定のフレームの 3 次元画像における前記心臓弁を抽出する請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 8】

前記算出手段は、複数心拍の心拍ごとに、前記特定のフレームの 3 次元画像における前記心臓弁の弁尖間の隙間を逸脱隙間要素として算出し、

前記複数心拍に係る複数の逸脱隙間要素を集計することで、1 の逸脱隙間を算出する集計手段をさらに有する請求項 1 乃至 7 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記集計手段は、前記複数心拍に係る複数の逸脱隙間要素を平均し、平均化後の逸脱隙間要素の最大値を前記 1 の逸脱隙間として算出する請求項 8 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記心臓弁を僧帽弁とする請求項 1 乃至 9 のうちいずれか一項に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 11】

記憶部から複数フレームの 3 次元画像を取得し、前期複数フレームの 3 次元画像から、心臓弁を抽出する抽出手段と、

前記複数フレームのうち特定のフレームの 3 次元画像における前記心臓弁の弁尖間の隙間を逸脱隙間として算出して表示部に表示させる算出手段と、

を有する医用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明の一態様としての実施形態は、超音波診断装置及び医用画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

心臓弁が機能しなくなる疾患を、弁膜症という。心臓弁には、僧帽弁、大動脈弁、三尖弁、及び肺動脈弁があるが、特に、僧帽弁の疾患が多くなってきている。僧帽弁は、前尖と後尖と呼ばれる2個の弁尖から成る。

【0003】

僧帽弁の弁膜の1個に影響を与える疾患の1つに、僧帽弁閉鎖不全症(MR)が挙げられる。僧帽弁閉鎖不全症は、僧帽弁が完全に閉鎖できず、血液が逆流する症状をいう。

【0004】

僧帽弁閉鎖不全症の治療は、従来までは、心臓弁を修復する「弁形成術」や、心臓弁を完全に取り替える「弁置換術」といった外科手術によって行なわれていた。しかし、最近では、僧帽弁閉鎖不全症に対して、カテーテルからデバイスを送り、弁の治療を行なうM i t r a l C l i p (登録商標)という術式が適用される例が出ている。この術式では、患者を開胸せずに、患者の体力、年齢を考慮して行なうことができる。

【0005】

M i t r a l C l i p は、本来、閉鎖すべき収縮末期における僧帽弁の逸脱隙間(P r o l a p s e G a p)が10[mm]以上だと、適用することが難しい。というのも、収縮末期における僧帽弁の逸脱隙間が大きすぎると、僧帽弁の前尖及び後尖を適切に挟みこむことができなくなってしまうからである。

【0006】

というわけで、M i t r a l C l i p を適用可能であるかどうかを判断する上で、術前において、収縮末期における僧帽弁の逸脱隙間を測定するのが必須となる。なお、3D画像に基づく収縮末期における僧帽弁の逸脱隙間の測定結果は、2D画像に基づくそれより、実際の逸脱隙間に近いという報告がなされている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】国際公開第2006/068271号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、収縮末期における僧帽弁の逸脱隙間の測定は、操作者の指定操作を伴うものなので、操作者に負担がかかり、また、操作者の技量によりばらつきがあった。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本実施形態に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、超音波プローブを制御して超音波を送受信させて生成された複数フレームの3次元画像から、心臓弁を抽出する抽出手段と、前記複数フレームのうち特定のフレームの3次元画像における前記心臓弁の弁尖間の隙間を逸脱隙間(P r o l a p s e G a p)として算出して表示部に表示させる算出手段と、を有する。

【0010】

本実施形態に係る医用画像処理装置は、上述した課題を解決するために、記憶部から複数フレームの3次元画像を取得し、前期複数フレームの3次元画像から、心臓弁を抽出する抽出手段と、前記複数フレームのうち特定のフレームの3次元画像における前記心臓弁の弁尖間の隙間を逸脱隙間として算出して表示部に表示させる算出手段と、を有する。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】第1実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略図。

【図2】第1実施形態に係る超音波診断装置の機能を示すブロック図。

10

20

30

40

50

【図 3】僧帽弁のエッジのトラッキングの概念を示す図。

【図 4】(A) ~ (D) は、収縮末期における僧帽弁の弁尖間の逸脱隙間を示す図。

【図 5】(A) ~ (C) は、収縮末期における僧帽弁の弁尖間の複数の逸脱隙間の算出方法を説明するための図。

【図 6】複数の逸脱隙間の位置と、位置ごとの逸脱隙間との関係をグラフとして示す図。

【図 7】逸脱隙間要素の集計方法を説明するための図。

【図 8】逸脱隙間要素の集計結果をグラフとして示す図。

【図 9】第 1 実施形態に係る超音波診断装置の動作を示すフローチャート。

【図 10】第 2 実施形態に係る医用画像処理装置の構成を示す概略図。

【図 11】第 2 実施形態に係る医用画像処理装置の機能を示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0012】

本実施形態に係る超音波診断装置及び医用画像処理装置について、添付図面を参照して説明する。

【0013】

(第 1 実施形態)

図 1 は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【0014】

図 1 は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 10 を示す。超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 11 及び装置本体 12 を備える。

【0015】

超音波プローブ 11 は、被検体に対して超音波の送受波を行なう。超音波プローブ 11 は、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受波を行なうものであり、1 次元又は 2 次元に配列された複数個 (M 個) の微小な超音波振動子をその先端部に有している。この超音波振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルスを超音波パルス (送信超音波) に変換し、又、受信時には超音波反射波 (受信超音波) を電気信号 (受信信号) に変換する機能を有している。

【0016】

超音波プローブ 11 は小型、軽量に構成されており、ケーブルを介して装置本体 12 に接続される。超音波プローブ 11 にはセクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応などがあり、診断部位に応じて任意に選択される。

【0017】

装置本体 12 は、処理回路 (processing circuitry) 31、記憶回路 (記憶部) 32、入力回路 (入力部) 33、ディスプレイ (表示部) 34、基準信号発生回路 35、送受信回路 36、エコーデータ処理回路 37、及び画像生成回路 38 を備える。

【0018】

処理回路 31 は、専用又は汎用の CPU (central processing unit) 又は MPU (micro processor unit) の他、特定用途向け集積回路 (ASIC: application specific integrated circuit)、及び、プログラマブル論理デバイスなどを意味する。プログラマブル論理デバイスとしては、例えば、単純プログラマブル論理デバイス (SPLD: simple programmable logic device)、複合プログラマブル論理デバイス (CPLD: complex programmable logic device)、及び、フィールドプログラマブルゲートアレイ (FPGA: field programmable gate array) などが挙げられる。処理回路 31 は記憶回路 32 に記憶された、又は、処理回路 31 内に直接組み込まれたプログラムを読み出し実行することで図 2 に示す機能 311 ~ 315 を実現する。

【0019】

また、処理回路 31 は、単一の回路によって構成されてもよいし、複数の独立した回路

10

20

30

40

50

を組み合わせによって構成されてもよい。後者の場合、プログラムを記憶する記憶回路 32 は処理回路 31 ごとに個別に設けられてもよいし、単一の記憶回路 32 が複数の回路（処理回路）の機能に対応するプログラムを記憶するものであってもよい。

【0020】

記憶回路 32 は、RAM (random access memory)、フラッシュメモリ (flash memory) 等の半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスク等によって構成される。記憶回路 32 は、USB (universal serial bus) メモリ及び DVD (digital video disk) などの可搬型メディアによって構成されてもよい。記憶回路 32 は、処理回路 31 において用いられる各種処理プログラム（アプリケーションプログラムの他、OS (operating system) 等も含まれる）や、プログラムの実行に必要なデータや、医用画像を記憶する。また、OS に、操作者に対するディスプレイ 34 への情報の表示にグラフィックを多用し、基礎的な操作を入力回路 33 によって行なうことができる GUI (graphical user interface) を含めることもできる。

10

【0021】

入力回路 33 は、操作者によって操作が可能なポインティングデバイス（マウス等）やキーボード等の入力デバイスからの信号を入力する回路であり、ここでは、入力デバイス自体も入力回路 33 に含まれるものとする。操作者により入力デバイスが操作されると、入力回路 33 はその操作に応じた入力信号を生成して処理回路 31 に出力する。なお、装置本体 12 は、入力デバイスがディスプレイ 34 と一体に構成されたタッチパネルを備えてもよい。

20

【0022】

ディスプレイ 34 は、液晶ディスプレイや OLED (organic light emitting diode) ディスプレイなどの一般的な表示出力装置により構成され、処理回路 31 の制御に従って画像生成回路 38 によって生成された画像データを表示する。

【0023】

基準信号発生回路 35 は、処理回路 31 からの制御信号に従って、送受信回路 36 に対して、例えば、超音波パルスの中心周波数とほぼ等しい周波数の連続波又は矩形波を発生する。

30

【0024】

送受信回路 36 は、処理回路 31 からの制御信号に従って、超音波プローブ 11 に対して送受信を行なわせる。送受信回路 36 は、超音波プローブ 11 から送信超音波を放射させるための駆動信号を生成する送信回路 361 と、超音波プローブ 11 からの受信信号に対して整相加算を行なう受信回路 362 を備える。

【0025】

送信回路 361 は、図示しない、レートパルス発生器、送信遅延回路、及びパルサを備える。レートパルス発生器は、送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを、基準信号発生回路 35 から供給される連続波又は矩形波を分周することによって生成し、このレートパルスを送信遅延回路に供給する。送信遅延回路は、送信に使用される振動子と同数（M チャンネル）の独立な遅延回路から構成されており、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を収束するための遅延時間と所定の方向に送信超音波を放射するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサに供給する。パルサは、M チャンネルの独立な駆動回路を有し、超音波プローブ 11 に内蔵された振動子を駆動するための駆動パルスを前記レートパルスに基づいて生成する。

40

【0026】

送受信回路 36 の受信回路 362 は、図示しないプリアンプ、A/D (analog to digital) 変換回路、受信遅延回路、及び加算回路を備える。プリアンプは、M チャンネルから構成され、振動子によって電氣的な受信信号に変換された微小信号を増幅して十分な S/N を確保する。プリアンプにおいて所定の大きさに増幅された M チャ

50

ンネルの受信信号は、A / D 変換回路にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路に送られる。受信遅延回路は、所定の深さからの超音波反射波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間を A / D 変換回路から出力される M チャンネルの受信信号の各々に与える。加算回路は、受信遅延回路からの受信信号を整相加算（所定の方向から得られた受信信号の位相を合わせて加算）する。

【 0 0 2 7 】

エコーデータ処理回路 3 7 は、処理回路 3 1 からの制御信号に従って、受信回路 3 6 2 から入力されたエコーデータに対して、超音波画像を生成するための処理を行なう。例えば、エコーデータ処理回路 3 7 は、対数圧縮処理及び包絡線検波処理等の B モード処理や、直交検波処理及びフィルタ処理等のドブラ（d o p p l e r）処理などを行なう。

10

【 0 0 2 8 】

画像生成回路 3 8 は、処理回路 3 1 からの制御信号に従って、エコーデータ処理回路 3 7 から入力されたデータを、スキャンコンバータ（s c a n c o n v e r t e r）によって走査変換して超音波画像データを生成する。そして、画像生成回路 3 8 は、超音波画像データに基づく超音波画像をディスプレイ 3 4 に表示させる。超音波画像は、例えば B モード画像やカラードプラ画像である。

【 0 0 2 9 】

続いて、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 0 の機能について説明する。

【 0 0 3 0 】

図 2 は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 0 の機能を示すブロック図である。

20

【 0 0 3 1 】

処理回路 3 1 がプログラムを実行することによって、超音波診断装置 1 0 は、エッジ抽出機能 3 1 1、エッジトラッキング機能 3 1 2、タイミング決定機能 3 1 3、逸脱隙間算出機能 3 1 4、及び逸脱隙間集計機能 3 1 5 として機能する。なお、機能 3 1 1 ~ 3 1 5 がソフトウェア的に機能する場合を例に挙げて説明するが、それら機能 3 1 1 ~ 3 1 5 の一部又は全部は、超音波診断装置 1 0 にハードウェア的にそれぞれ設けられるものであってもよい。

【 0 0 3 2 】

エッジ抽出機能 3 1 1 は、基準信号発生回路 3 5 を介して超音波プローブ 1 1 の動作を制御して B モードの 4 D スキャンを開始させ、画像生成回路 3 8 によって生成される 3 D 画像に基づいて心臓弁（弁輪）のエッジを抽出する機能である。心臓弁としては、僧帽弁、大動脈弁、三尖弁、及び肺動脈弁が挙げられる。以下、僧帽弁が抽出される場合を例にとって説明するが、その場合に限定されるものではない。

30

【 0 0 3 3 】

エッジトラッキング（追跡）機能 3 1 2 は、画像生成回路 3 8 によって生成される複数フレームの 3 D 画像に基づいて、エッジ抽出機能 3 1 1 によって抽出された僧帽弁のエッジをトラッキングする機能である。エッジトラッキング機能 3 1 2 は、僧帽弁のエッジのトラッキングにおいて、従来技術の W M T（w a l l m o t i o n t r a c k i n g）を用いた心臓壁のトラッキングと同様に、パターンマッチング技術を僧帽弁のエッジに応用すればよい。

40

【 0 0 3 4 】

図 3 は、僧帽弁のエッジのトラッキングの概念を示す図である。

【 0 0 3 5 】

図 3 は、左心室 L V を含む複数フレームの 3 D 画像を示す。僧帽弁 M のエッジのトラッキング技術では、開始フレームの 3 D 画像上に動きを解析する部分である僧帽弁 M のエッジにテンプレート画像が設定される。そして、僧帽弁 M のエッジが次のフレームの 3 D 画像でどこに移動したかについて、テンプレート画像のスペckルパターンが最もマッチする領域が次のフレームの 3 D 画像内で探索されることにより推定される。さらに、この推定処理が次々と連続する 2 のフレームの 3 D 画像の間で繰り返されれば、時間に伴って変化する僧帽弁 M のエッジがトラッキングされる。

50

【 0 0 3 6 】

図 2 の説明に戻って、タイミング決定機能 3 1 3 は、僧帽弁が閉鎖すべきタイミング、例えば、収縮末期を決定する機能である。タイミング決定機能 3 1 3 は、収縮末期を、心電図 (E C G : e l e c t r o c a r d i o g r a m) 信号から決定する。なお、タイミング決定機能 3 1 3 は、複数フレームの 3 次元画像について、心臓弁の弁尖間の複数の逸脱隙間をそれぞれ算出し、複数フレームに係る複数の逸脱隙間のうち最大の逸脱隙間をもつフレームを収縮末期として決定してもよい。

【 0 0 3 7 】

収縮末期は、心電図信号に基づく S 波時相と E 波時相との間において設定される所定期間において、心筋速度の絶対値が最小となる時相とされることが好適である。収縮末期の決定方法については、例えば、特開 2 0 0 5 - 3 4 2 0 0 6 号公報などに挙げられる。

10

【 0 0 3 8 】

逸脱隙間算出機能 3 1 4 は、タイミング決定機能 3 1 3 によって決定された収縮末期に相当するフレームの 3 D 画像に基づいて、収縮末期における僧帽弁の弁尖間の隙間を逸脱隙間 (P r o l a p s e G a p) として算出する機能である。逸脱隙間算出機能 3 1 4 は、収縮末期における僧帽弁の弁尖間の逸脱隙間をディスプレイ 3 4 に表示させる機能を備えてもよい。

【 0 0 3 9 】

第 1 例として、逸脱隙間算出機能 3 1 4 は、収縮末期における僧帽弁の前尖 (a n t e r i o r l e a f l e t) 上の 1 点と、後尖 (p o s t e r i o r l e a f l e t) 上の 1 点との間の 1 個の逸脱隙間を算出する。

20

【 0 0 4 0 】

第 2 例として、逸脱隙間算出機能 3 1 4 は、収縮末期における僧帽弁の前尖上の複数点と、後尖上の複数点との間の複数の逸脱隙間を算出し、それらの代表値を弁尖間の逸脱隙間とする。代表値としては、複数の逸脱隙間における平均値や最大値などが挙げられる。

【 0 0 4 1 】

図 4 (A) ~ (D) は、収縮末期における僧帽弁の弁尖間の逸脱隙間を示す図である。

【 0 0 4 2 】

図 4 (A) ~ (D) の上段は、僧帽弁を上方 (左心房) から見た図であり、図 4 (A) ~ (D) の下段は、僧帽弁を側方から見た図である。

30

【 0 0 4 3 】

図 4 (A) , (B) に示す収縮末期のタイミングでは、上段に示すように、僧帽弁を上方 (左心房) から見ても弁尖間の逸脱隙間はないようにも見える。しかしながら、下段に示すように、側方から見ると、僧帽弁を上方から見ても弁尖間の逸脱隙間が存在する。よって、3 次元画像に基づいて、収縮末期における弁尖間の逸脱隙間を算出することが好適である。

【 0 0 4 4 】

一方で、図 4 (C) , (D) に示す収縮末期のタイミングでは、僧帽弁を上方から見ても、側方から見ても、弁尖間の逸脱隙間は存在する。

【 0 0 4 5 】

図 5 (A) ~ (C) は、収縮末期における僧帽弁の弁尖間の複数の逸脱隙間の算出方法を説明するための図である。

40

【 0 0 4 6 】

図 5 (A) は、収縮末期における正常な僧帽弁の状態を示す。図 5 (B) , (C) は、僧帽弁閉鎖不全症の状態を示す。

【 0 0 4 7 】

図 5 (B) に示すように、前交連 A C 及び後交連 P C の間における前尖 A L のエッジの中点と、前交連 A C 及び後交連 P C の間における後尖 P M のエッジ上の中点との間 (線分 L) が収縮末期における弁尖間の逸脱隙間として算出される。

【 0 0 4 8 】

50

又は、前交連 A C 及び後交連 P C の間における前尖 A L のエッジ上と、前交連 A C 及び後交連 P C の間における後尖 P M のエッジ上とに、線分 L とそれに平行な複数の線分が求められ、複数の線分の長さが複数の逸脱隙間として算出される。それらの代表値、例えば、最大の逸脱隙間が弁尖間の逸脱隙間とされる。

【 0 0 4 9 】

図 5 (C) に示すように、前交連 A C (又は後交連 P C) から同割合にある前尖 A L 及び後尖 P M のエッジ上の点を結ぶ複数の線分が求められ、複数の線分の長さが複数の逸脱隙間として算出される。それらの代表値、例えば、最大の逸脱隙間が弁尖間の逸脱隙間とされる。

【 0 0 5 0 】

図 2 の説明に戻って、逸脱隙間算出機能 3 1 4 は、算出した収縮末期における僧帽弁の逸脱隙間の位置を算出することもできる。

【 0 0 5 1 】

図 6 は、複数の逸脱隙間の位置と、位置ごとの逸脱隙間との関係をグラフとして示す図である。

【 0 0 5 2 】

図 6 は、図 5 (A) 又は図 5 (B) によって算出された複数の逸脱隙間の位置ごとに逸脱隙間をプロットしたグラフを示す。図 6 に示すように、前交連 A C に近い側に、最大の逸脱隙間をもつ。

【 0 0 5 3 】

ここで、心臓弁としての大動脈弁、三尖弁、及び肺動脈弁については、僧帽弁とは異なり、3 個の弁尖から成る。大動脈弁、三尖弁、及び肺動脈弁の弁尖間の逸脱隙間が算出される場合、第 1 及び第 2 の弁尖の間と、第 2 及び第 3 の弁尖の間と、第 3 及び第 1 の弁尖の間についてそれぞれ逸脱隙間や、最大の逸脱隙間の位置が算出される。

【 0 0 5 4 】

図 2 の説明に戻って、逸脱隙間集計機能 3 1 5 は、逸脱隙間算出機能 3 1 4 によって複数心拍に係る複数の逸脱隙間が算出された場合、それらを複数の逸脱隙間要素として集計して、複数心拍に係る 1 の逸脱隙間を算出する機能である。逸脱隙間集計機能 3 1 5 は、複数心拍に係る複数の逸脱隙間要素を平均し、平均化後の逸脱隙間要素の最大値を複数心拍に係る逸脱隙間とする。

【 0 0 5 5 】

図 7 は、逸脱隙間要素の集計方法を説明するための図である。図 7 の上段は、複数心拍 (第 1 心拍 ~ 第 N 心拍) における、逸脱隙間要素の位置と逸脱隙間要素との関係をグラフとして示す図である。図 7 の下段は、逸脱隙間要素の位置と、時間 (心拍) と、最大の逸脱隙間要素との関係をグラフとして示す図である。

【 0 0 5 6 】

図 7 の下段によると、心拍の変化に従って、最大の逸脱隙間要素の位置が変化することがわかる。

【 0 0 5 7 】

図 8 は、逸脱隙間要素の集計結果をグラフとして示す図である。

【 0 0 5 8 】

図 8 は、複数心拍に係る複数の逸脱隙間要素が平均化された後の逸脱隙間要素の曲線を示す。その曲線の最大値が、複数心拍に係る 1 の逸脱隙間として算出される。また、図 8 に示すように、曲線の最大値の位置に、複数心拍に係る複数の逸脱隙間要素のばらつき (標準偏差又は分散) を示すライン (2 点間の太線) が示される。

【 0 0 5 9 】

図 8 に示すグラフや、又は、複数心拍に係る 1 の逸脱隙間の位置と、複数心拍に係る 1 の逸脱隙間の値及びばらつきを示す値とを表す文字情報を表示することで、操作者は、複数心拍に係る 1 の逸脱隙間を視認することができる。

【 0 0 6 0 】

10

20

30

40

50

続いて、図 1 及び図 9 を用いて超音波診断装置 1 の動作について説明する。

【0061】

図 9 は、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 1 の動作を示すフローチャートである。

【0062】

超音波診断装置 1 は、ある心拍において、基準信号発生回路 35 を介して超音波プローブ 11 の動作を制御して B モードの 4 D スキャンを開始させ、画像生成回路 38 によって生成される 3 D 画像に基づいて僧帽弁のエッジを抽出する（ステップ S T 1）。超音波診断装置 1 は、画像生成回路 38 によって生成される複数フレームの 3 D 画像に基づいて、ステップ S T 1 によって抽出された僧帽弁のエッジをトラッキングする（ステップ S T 2）。

10

【0063】

超音波診断装置 1 は、僧帽弁が閉鎖すべきタイミング、例えば、収縮末期を決定する（ステップ S T 3）。超音波診断装置 1 は、ステップ S T 3 によって決定された収縮末期に相当するフレームの 3 D 画像に基づいて、収縮末期における僧帽弁の前尖上の複数点と、後尖上の複数点との間の複数の逸脱隙間要素を算出する（ステップ S T 4）。

【0064】

超音波診断装置 1 は、ステップ S T 4 によって算出された複数の逸脱隙間要素における最大値を、収縮末期における僧帽弁の逸脱隙間要素として算出し、最大の逸脱隙間要素の位置を算出する（ステップ S T 5）。

【0065】

20

超音波診断装置 1 は、次の心拍において、収縮末期における最大の逸脱隙間要素の位置を算出するか否かを判断する（ステップ S T 6）。ステップ S T 6 の判断にて Y E S、すなわち、次の心拍において、収縮末期における最大の逸脱隙間要素の位置を算出すると判断される場合、超音波診断装置 1 は、次の心拍において、基準信号発生回路 35 を介して超音波プローブ 11 の動作を制御して B モードの 4 D スキャンを開始させ、画像生成回路 38 によって生成される 3 D 画像に基づいて僧帽弁のエッジを抽出する（ステップ S T 1）。

【0066】

一方、ステップ S T 6 の判断にて N O、すなわち、次の心拍において、収縮末期における最大の逸脱隙間要素の位置を算出しないと判断される場合、超音波診断装置 1 は、ステップ S T 4 によって算出された複数心拍に係る複数の逸脱隙間要素を集計して、複数心拍に係る 1 の逸脱隙間を算出する（ステップ S T 7）。超音波診断装置 1 は、ステップ S T 5 によって算出された各心拍に係る逸脱隙間要素や、ステップ S T 7 によって算出された複数心拍に係る 1 の逸脱隙間をディスプレイ 34 に表示させる（ステップ S T 8）。

30

【0067】

第 1 実施形態に係る超音波診断装置 10 によると、正確で精度のよい、収縮末期における僧帽弁の逸脱隙間を操作者に提供することができる。さらに、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 10 によると、1 心拍のみならず複数心拍に係る逸脱隙間要素から算出された 1 の逸脱隙間を操作者に提示できるので、さらに正確で精度のよい、収縮末期における僧帽弁の逸脱隙間を操作者に提供することができる。

40

【0068】

このように、第 1 実施形態に係る超音波診断装置 10 によると、心臓弁の弁尖間をクリップで挟みこむ M i t r a l C l i p の術式に先立って、M i t r a l C l i p が適用可能であるかどうかや、適用可能である場合のクリップの数を判断する上で重要な僧帽弁の逸脱隙間の情報を提示できる。

【0069】

（第 2 実施形態）

図 10 は、第 2 実施形態に係る医用画像処理装置の構成を示す概略図である。

【0070】

図 10 は、第 2 実施形態に係る医用画像処理装置 50 を示す。

50

【 0 0 7 1 】

医用画像処理装置 5 0 は、例えば、専用又は汎用コンピュータである。例えば、医用画像処理装置 5 0 の機能は、医用画像に画像処理を施す P C (ワークステーション) や、医用画像を保存・管理する医用画像管理装置 (サーバ) などを含むものであってもよい。

【 0 0 7 2 】

以下、医用画像処理装置 5 0 が専用又は汎用のコンピュータである場合を例にとって説明する。

【 0 0 7 3 】

医用画像処理装置 5 0 は、処理回路 5 1、記憶回路 (記憶部) 5 2、入力回路 (入力部) 5 3、ディスプレイ (表示部) 5 4、及び I F (通信部) 5 5 を備える。

10

【 0 0 7 4 】

処理回路 5 1 は、図 1 に示す処理回路 3 1 と同等の構成である。記憶回路 5 2 は、図 1 に示す記憶回路 3 2 と同等の構成である。入力回路 5 3 は、図 1 に示す入力回路 3 3 と同等の構成である。ディスプレイ 5 4 は、図 1 に示すディスプレイ 3 4 と同等の構成である。

【 0 0 7 5 】

I F (i n t e r f a c e) 5 4 は、所定の通信規格にしたがって、外部装置との通信動作を行なう。医用画像処理装置 5 0 がネットワーク上に設けられる場合、I F 5 4 は、ネットワーク上の外部装置と情報の送受信を行なう。例えば、I F 5 4 は、M R I 装置等の医用画像診断装置 (図示しない) による撮像で得られたデータを医用画像診断装置や医用画像管理装置 (図示しない) 等から受信したり、医用画像処理装置 5 0 によって生成されたデータを医用画像管理装置や読影端末 (図示しない) に送信したりして、外部装置と通信動作を行なう。

20

【 0 0 7 6 】

続いて、第 2 実施形態に係る医用画像処理装置 5 0 の機能について説明する。

【 0 0 7 7 】

図 1 1 は、第 2 実施形態に係る医用画像処理装置 5 0 の機能を示すブロック図である。

【 0 0 7 8 】

処理回路 5 1 がプログラムを実行することによって、医用画像処理装置 5 0 は、エッジ抽出機能 3 1 1 A、エッジトラッキング機能 3 1 2、タイミング決定機能 3 1 3、G A P 位置算出機能 3 1 4、及び G A P 位置集計機能 3 1 5 として機能する。なお、機能 3 1 1 A ~ 3 1 5 がソフトウェア的に機能する場合を例に挙げて説明するが、それら機能 3 1 1 A ~ 3 1 5 の一部又は全部は、医用画像処理装置 5 0 にハードウェア的にそれぞれ設けられるものであってもよい。

30

【 0 0 7 9 】

なお、図 1 1 において、図 2 に示す機能と同一機能には同一符号を付して説明を省略する。

【 0 0 8 0 】

エッジ抽出機能 3 1 1 A は、記憶回路 5 2 に記憶された B モードの 3 D 画像を取得し (読み出し)、B モードの 3 D 画像に基づいて僧帽弁 (弁輪) のエッジを抽出する機能である。心臓弁としては、僧帽弁、大動脈弁、三尖弁、及び肺動脈弁が挙げられる。以下、僧帽弁が抽出される場合を例にとって説明するが、その場合に限定されるものではない。

40

【 0 0 8 1 】

第 2 実施形態に係る医用画像処理装置 5 0 によると、正確で精度のよい、収縮末期における僧帽弁の逸脱隙間を操作者に提供することができる。さらに、第 2 実施形態に係る医用画像処理装置 5 0 によると、1 心拍のみならず複数心拍に係る逸脱隙間要素から算出された 1 の逸脱隙間を操作者に提示できるので、さらに正確で精度のよい、収縮末期における僧帽弁の逸脱隙間を操作者に提供することができる。

【 0 0 8 2 】

このように、第 2 実施形態に係る医用画像処理装置 5 0 によると、心臓弁の弁尖間をク

50

リップで挟みこむMitral Clipの術式に先立って、Mitral Clipが適用可能であるかどうかや、適用可能である場合のクリップの数を判断する上で重要な僧帽弁の逸脱隙間の情報を提示できる。

【0083】

以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々の省略、置き換え、変更を行なうことができる。これらの実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

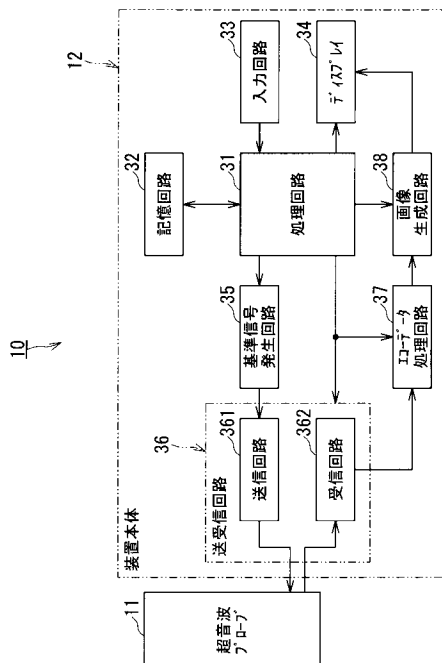
【0084】

- 10 超音波診断装置
- 11 超音波プローブ
- 12 装置本体
- 31, 51 処理回路
- 34, 54 ディスプレイ
- 50 医用画像処理装置
- 311, 311A エッジ抽出機能
- 312 エッジトラッキング機能
- 313 タイミング決定機能
- 314 逸脱隙間算出機能
- 315 逸脱隙間集計機能

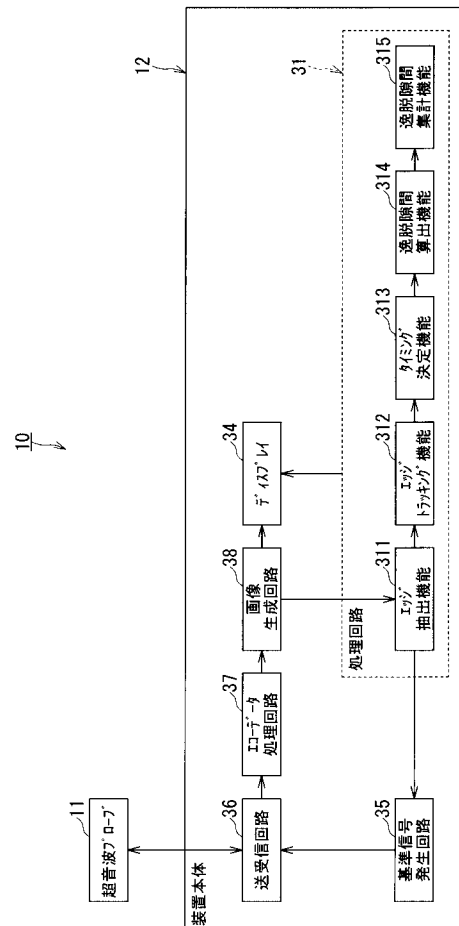
10

20

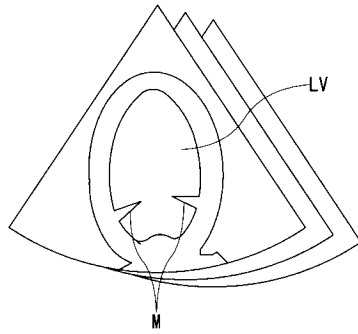
【図1】



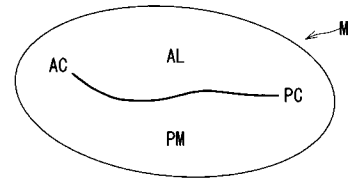
【図2】



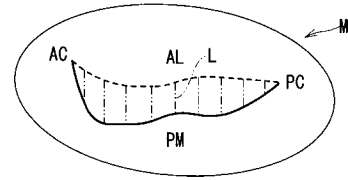
【図 3】



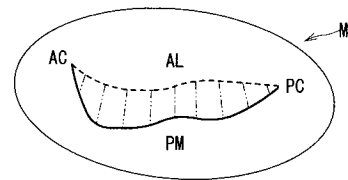
【図 5】



(A)

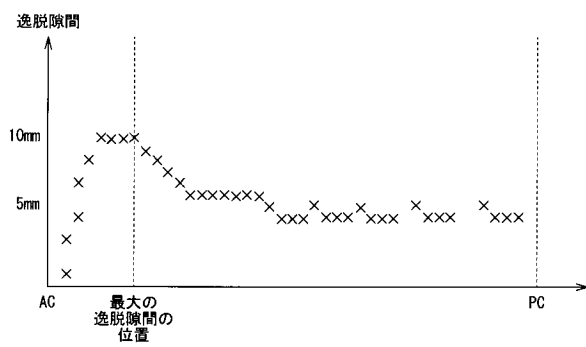


(B)

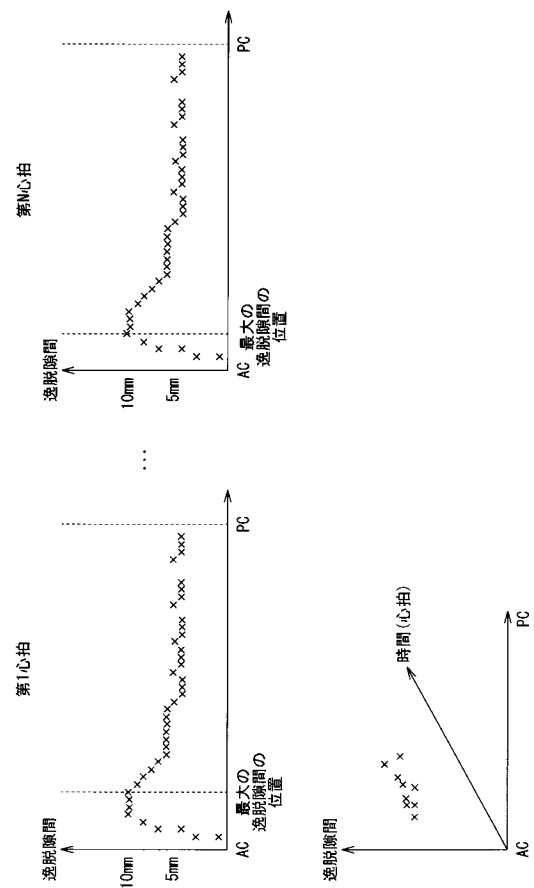


(C)

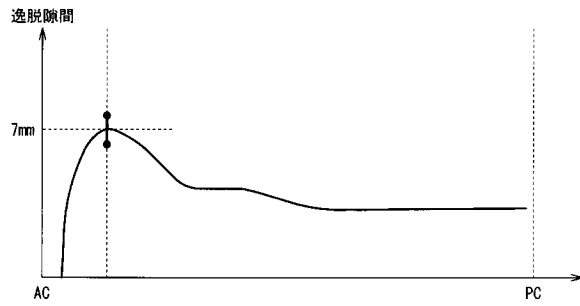
【図 6】



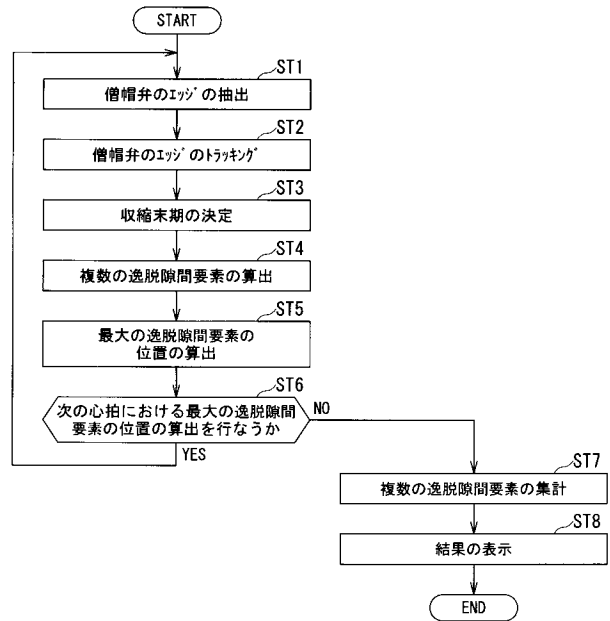
【図 7】



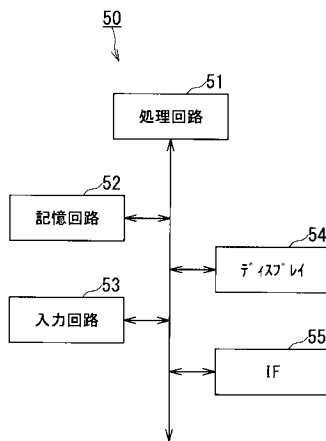
【図 8】



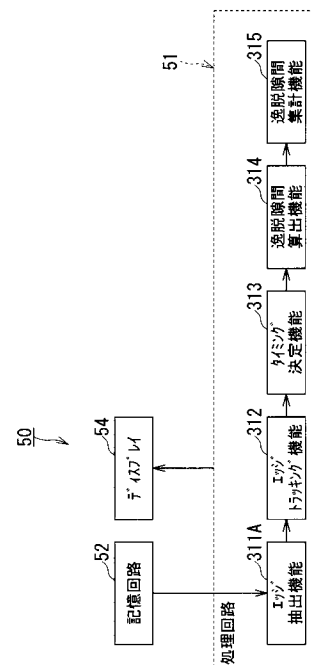
【図 9】



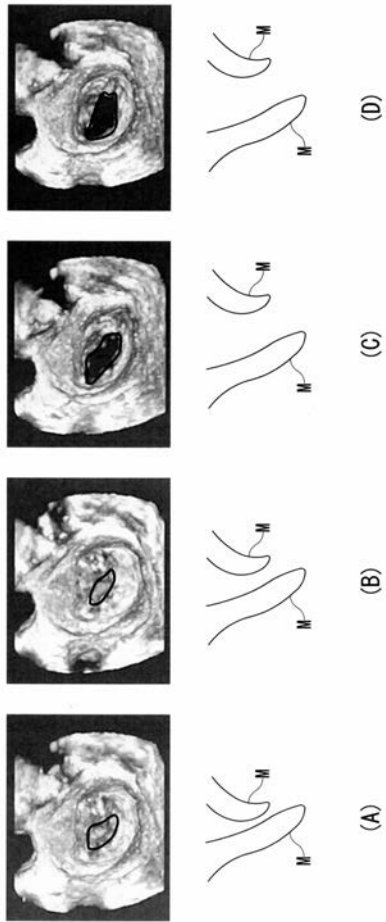
【図 10】



【図 11】



【 図 4 】



フロントページの続き

- (72)発明者 西野 正敏
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 菊地 紀久
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 鷺見 篤司
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 中沢 尚之
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 中井 淳
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 姚 涼
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 米山 直樹
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 手塚 和男
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 嶺 喜隆
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 高橋 正美
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内
- F ターム(参考) 4C601 BB03 DD01 DD15 EE11 FF08 JC09 JC16 KK28

专利名称(译)	超声诊断设备和医学图像处理设备		
公开(公告)号	JP2017018305A	公开(公告)日	2017-01-26
申请号	JP2015138292	申请日	2015-07-10
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	小林豊 貞光 和俊 樋口 治郎 西野 正敏 菊地 紀久 鷺見 篤司 中沢 尚之 中井 淳 姚 淙 米山 直樹 手塚 和男 嶺 喜隆 高橋 正美		
发明人	小林 豊 貞光 和俊 樋口 治郎 西野 正敏 菊地 紀久 鷺見 篤司 中沢 尚之 中井 淳 姚 淙 米山 直樹 手塚 和男 嶺 喜隆 高橋 正美		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B5/7285 A61B6/032 A61B6/503 A61B6/5217 A61B6/5288 A61B6/541 A61B8/0883 A61B8/4494 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/5284 A61B8/543 G06T7/0016 G06T2207/10016 G06T2207/ /10136 G06T2207/30048 A61B5/0452		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD01 4C601/DD15 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/ /KK28		
其他公开文献	JP6622018B2 JP2017018305A5		
外部链接	Espacenet		
摘要(译)			

要解决的问题：在超声诊断设备的收缩末期为操作者提供精确和准确的二尖瓣逃逸间隙。 解决方案：超声诊断设备10具有功能311,312，用于通过控制超声探头11从通过发送和接收超声波产生的多个帧的三维图像中提取心脏瓣膜，功能并且功能314,315用于计算框架的三维图像中的心脏瓣膜的瓣膜尖端之间的间隙作为偏差间隙并将其显示在显示器34上。 .
The

