

(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2004-73850

(P2004-73850A)

(43) 公開日 平成16年3月11日(2004.3.11)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>  
A61B 8/08

F I  
A61B 8/08

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 35 O L (全 39 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2003-172003(P2003-172003)</p> <p>(22) 出願日 平成15年6月17日(2003.6.17)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2002-176893(P2002-176893)</p> <p>(32) 優先日 平成14年6月18日(2002.6.18)</p> <p>(33) 優先権主張国 日本国(JP)</p>	<p>(71) 出願人 594164531 東芝医用システムエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地</p> <p>(71) 出願人 000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号</p> <p>(74) 代理人 100083161 弁理士 外川 英明</p> <p>(72) 発明者 米山 直樹 東京都北区赤羽2丁目16番4号 東芝 医用システムエンジニアリング株式会社内</p> <p>Fターム(参考) 4C601 DD15 DD27 EE09 JC09 JC16 KK28 LL14 LL38</p>
---	--

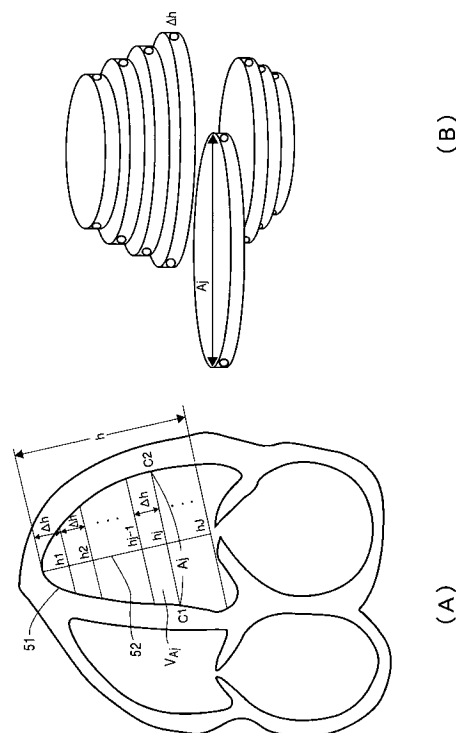
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、医用画像装置、データ処理装置、データ処理方法、及びソフトウェア記録媒体

(57) 【要約】

【課題】それぞれ異なる条件下で収集される複数の連続画像データの時相合せを行うことによって、各時相における画像の表示、これらの画像データに基づく各種計測、等の精度を改善することを可能とする。

【解決手段】被検体に超音波を放射する放射手段と、前記放射超音波の結果生じる前記被検体からの反射信号を受信する受信手段と、前記反射信号を処理することにより、第1の条件下で第1の連続画像、第2の条件下で第2の連続画像をそれぞれ得、前記第1の連続画像について第1の物理量、前記第2の連続画像について第2の物理量をそれぞれ計測し、前記第1の物理量及び前記第2の物理量に基づいて、前記第1の連続画像の時相と前記第2の連続画像の時相とを合わせるプロセッサとを具備することを特徴とする。

【選択図】 図4



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体に超音波を放射する放射手段と、  
前記放射超音波の結果生じる前記被検体からの反射信号を受信する受信手段と、  
前記反射信号を処理することにより、第 1 の条件下で第 1 の連続画像、第 2 の条件下で第 2 の連続画像をそれぞれ得、前記第 1 の連続画像について第 1 の物理量、前記第 2 の連続画像について第 2 の物理量をそれぞれ計測し、前記第 1 の物理量及び前記第 2 の物理量に基づいて、前記第 1 の連続画像の時相と前記第 2 の連続画像の時相とを合せるプロセッサと  
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【請求項 2】

前記第 1 の物理量及び前記第 2 の物理量をそれぞれグラフにて表示する表示器をさらに具備することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 3】

前記第 1 の物理量及び前記第 2 の物理量は時相合せ結果に従って時相の合った態様で表示されることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記プロセッサは時相合せ結果に従って前記第 1 の物理量及び前記第 2 の物理量に基づいて第 3 の物理量を計算することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記第 3 の物理量をグラフにて表示する表示器をさらに具備することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 6】

時相合せ結果に従って前記第 1 の連続画像及び前記第 2 の連続画像を表示する表示器をさらに具備することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

前記第 1 の連続画像及び前記第 2 の連続画像は時相の合った動画態様にて表示されることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記第 1 の連続画像及び前記第 2 の連続画像は時相の合った静止画態様にて順次表示されることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置。

30

## 【請求項 9】

前記第 1 の連続画像に係る第 1 の縮小画像及び前記第 2 の連続画像に係る第 2 の縮小画像を時相の合った態様で表示する表示器をさらに具備することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 10】

1 以上の第 1 の縮小画像を選択するための入力デバイスをさらに具備し、前記表示器は前記選択された 1 以上の第 1 の縮小画像に対応する 1 以上の前記第 1 の連続画像を表示し、さらに前記 1 以上の第 1 の連続画像に対応する 1 以上の第 2 の連続画像を前記 1 以上の第 1 の連続画像と時相を合わせた態様で表示することを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

40

## 【請求項 11】

前記第 1 及び第 2 の物理量はそれぞれ前記被検体の所定の部位の容積を表すことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 12】

前記第 1 及び第 2 の物理量はそれぞれ前記被検体の所定の部位の面積を表すことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 13】

前記第 1 及び第 2 の物理量はそれぞれ前記被検体の所定の部位の長さを表すことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

50

## 【請求項 14】

前記第 1 の条件は前記被検体の心臓の 4 腔像について画像を得るための心エコー検査であり、前記第 2 の条件は前記被検体の心臓の 2 腔像について画像を得るための心エコー検査であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 15】

前記第 1 の条件は前記被検体の心臓の長軸画像を得るための心エコー検査であり、前記第 2 の条件は前記被検体の心臓の短軸画像を得るための心エコー検査であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 16】

前記第 1 の条件は前記被検体に対して薬物負荷を与える前の画像を得るための心エコー検査であり、前記第 2 の条件は前記被検体に対して薬物負荷を与えた後の画像を得るための心エコー検査であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。 10

## 【請求項 17】

前記第 1 の条件は前記被検体に対して運動負荷を与える前の画像を得るための心エコー検査であり、前記第 2 の条件は前記被検体に対して運動負荷を与えた後の画像を得るための心エコー検査であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 18】

前記第 1 及び第 2 の連続画像が心エコー検査の下で得られるとき、前記プロセッサは前記第 1 の連続画像の収縮期の時相と前記第 2 の連続画像の収縮期の時相とを合わせること

20

## 【請求項 19】

前記第 1 及び第 2 の連続画像が心エコー検査の下で得られるとき、前記プロセッサは前記第 1 の連続画像の拡張期の時相と前記第 2 の連続画像の拡張期の時相とを合わせること

## 【請求項 20】

前記第 1 及び第 2 の連続画像が心エコー検査の下で得られるとき、前記プロセッサは前記第 1 の連続画像の収縮末期と前記第 2 の連続画像の収縮末期とを合わせること

## 【請求項 21】

前記第 1 及び第 2 の連続画像が心エコー検査の下で得られるとき、前記プロセッサは前記第 1 の連続画像の拡張末期と前記第 2 の連続画像の拡張末期とを合わせること

30

## 【請求項 22】

前記プロセッサは前記第 1 の連続画像のうち第 1 の所定期間に含まれる画像の数 (N1) 及び前記第 2 の連続画像のうち第 2 所定の期間に含まれる画像の数 (N2) を判断し、前記第 1 の連続画像の収集時間間隔を第 1 の画像間隔 (T1)、前記第 2 の連続画像の収集時間間隔を第 2 の画像間隔 (T2) とするとき、係数 (C) を式： $C = (N2 \times T2) / (N1 \times T1)$  により計算し、前記係数 (C) に基づいて前記第 1 の連続画像の時相と前記第 2 の連続画像の時相とを合せることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 23】

前記第 1 及び第 2 の連続画像が心エコー検査の下で得られるとき、前記第 1 の所定期間は前記第 1 の連続画像の収縮期を表し、前記第 2 の所定期間は前記第 2 の連続画像の収縮期を表すことを特徴とする請求項 22 に記載の超音波診断装置。 40

## 【請求項 24】

前記第 1 及び第 2 の連続画像が心エコー検査の下で得られるとき、前記第 1 の所定期間は前記第 1 の連続画像の拡張期を表し、前記第 2 の所定期間は前記第 2 の連続画像の拡張期を表すことを特徴とする請求項 22 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 25】

被検体に超音波を放射する放射手段と、  
前記放射超音波の結果生じる前記被検体からの反射信号を受信する受信手段と、 50

前記反射信号を処理することにより、第1の条件下で前記超音波が放射されたとき第1の連続画像、第2の条件下で前記超音波が放射されたとき第2の連続画像をそれぞれ得、前記第1の連続画像が得られるとき第1の所定期間における第1、第2、及び第3の時を検出し、前記第2の連続画像が得られるとき第2の所定期間における第4、第5、及び第6の時を検出し、これら第1乃至第6の時に基づいて前記第1の連続画像の時相と前記第2の連続画像の時相とを合わせるプロセッサとを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項26】

心電図データを受信するための第1のインターフェースと、  
心音図データを受信するための第2のインターフェースとをさらに具備し、  
前記プロセッサは前記心電図データに基づいて前記第1、第3、第4、及び第6の時を検出し、前記心音図データに基づいて前記第2及び第5の時を検出することを特徴とする請求項25に記載の超音波診断装置。

10

【請求項27】

前記第1、第3、第4、及び第6の各時は前記心電図データに含まれるR波に係るものであり、前記第2及び第5の各時は前記心音図データに含まれるI I音に係るものであることを特徴とする請求項26に記載の超音波診断装置。

【請求項28】

第1の条件下で第1の連続画像を第2の条件下で第2の連続画像をそれぞれ発生する発生手段と、  
前記第1の連続画像について第1の物理量、前記第2の連続画像について第2の物理量をそれぞれ計測し、前記第1の物理量及び前記第2の物理量に基づいて、前記第1の連続画像の時相と前記第2の連続画像の時相とを合わせるプロセッサとを具備することを特徴とする医用画像装置。

20

【請求項29】

医用装置において得られた連続医用データを受信するデータ処理装置において、前記医用装置において第1の条件下で得られた第1の連続医用データ及び前記医用装置において第2の条件下で得られた第2の連続医用データを受信するインターフェースと、前記第1の連続医用データについて第1の物理量、前記第2の連続医用データについて第2の物理量をそれぞれ計測し、前記第1の物理量及び前記第2の物理量に基づいて、前記第1の連続医用データの時相と前記第2の連続医用データの時相とを合わせるプロセッサとを具備することを特徴とするデータ処理装置。

30

【請求項30】

医用装置において第1の条件下で得られた第1の連続医用データについて第1の物理量を計測し、  
前記医用装置において第2の条件下で得られた第2の連続医用データについて第2の物理量を計測し、  
前記第1の物理量及び前記第2の物理量に基づいて、前記第1の連続医用データの時相と前記第2の連続医用データの時相とを合わせることを特徴とするデータ処理方法。

40

【請求項31】

データ処理装置に搭載可能で、第1の条件下で得られた第1の連続医用データと第2の条件下で得られた第2の連続医用データとをこのデータ処理装置において処理する際に実行されて前記データ処理装置を制御するソフトウェアを記録してなるソフトウェア記録媒体において、  
前記第1の連続医用データについて第1の物理量を計測し、  
前記第2の連続医用データについて第2の物理量を計測し、  
前記第1の物理量及び前記第2の物理量に基づいて、前記第1の連続医用データの時相と前記第2の連続医用データの時相とを合わせることを特徴とするソフトウェアを記録してなるソフトウェア記録媒体。

50

**【請求項 3 2】**

第 1 の期間に第 1 の連続画像を、第 1 の期間とは異なる第 2 の期間に第 2 の連続画像を、それぞれ発生する発生手段と、  
前記第 1 の連続画像について第 1 の物理量、前記第 2 の連続画像について第 2 の物理量をそれぞれ計測し、前記第 1 の物理量及び前記第 2 の物理量に基づいて、前記第 1 の連続画像の時相と前記第 2 の連続画像の時相とを合わせるプロセッサと  
を具備することを特徴とする医用画像装置。

**【請求項 3 3】**

複数の連続画像間で時相を合わせる医用画像装置において、  
被検体に第 1 の信号を与える送信機と、  
前記第 1 の信号に係る第 2 の信号を前記被検体から受信する受信機と、  
前記連続画像を保存するメモリと、  
前記第 2 の信号から複数のデータセットを取得し、取得した各データセットを前記連続画像として前記メモリに保存させるプロセッサを具備し、  
前記プロセッサは各連続画像についてプロファイルを決定し、前記連続画像のうち第 1 の連続画像及び第 2 の連続画像のそれぞれに係る物理量の比較に基づいて前記第 2 の連続画像のプロファイルに対して前記第 1 の連続画像のプロファイルを合わせることを特徴とする医用画像装置。

10

**【請求項 3 4】**

前記第 1 の連続画像のプロファイルと前記第 2 の連続画像のプロファイルとを時相を合わせた態様で表示する表示器をさらに具備することを特徴とする請求項 3 3 に記載の医用画像装置。

20

**【請求項 3 5】**

前記プロセッサはさらに前記第 2 の連続画像及び前記連続画像のうちの第 3 の連続画像のそれぞれに係る物理量の比較に基づいて前記第 2 の連続画像のプロファイルに対して前記第 3 の連続画像のプロファイルを合わせることを特徴とする請求項 3 3 に記載の医用画像装置。

**【発明の詳細な説明】****【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明はそれぞれ異なる条件で収集された複数の連続画像間において時相合せを行う超音波診断装置、医用画像装置、データ処理装置、データ処理方法、及びその方法を実現するためのソフトウェアを記録するソフトウェア記録媒体に関する。

30

**【0002】****【従来の技術】**

超音波診断装置は超音波プローブに内蔵された超音波振動子から発生する超音波を患者その他検査対象（以下、被検体と称する）内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射信号を超音波振動子によって受信してモニタ上に表示するものである。

**【0003】**

この診断方法は、医師等の操作者により超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの 2 次元画像が容易に観察できるため、心臓などの臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。とくに心臓領域における超音波診断では、心機能を客観的かつ定量的に評価することが極めて重要とされており、その計測項目には心臓組織の運動速度、血流の速度や乱れ、心腔内の面積や容積などがある。

40

**【0004】**

心臓の運動機能を診断する場合には動画像表示を行い、しかも 3 次元的な情報から診断することが望まれている。この臨床サイドの要求を満たす技術として将来的にはリアルタイム 3 次元走査法の実用化が期待されているが、現状では、心臓に対して異なる方向から 2 次元的な動画像を収集し、この方法によって得られる複数の画像を同一モニタ上に時相（

50

心臓の拍動の繰り返し周期に対する観測時刻)を合わせて表示する方法が行われている。例えば、心臓の長軸断層像と短軸断層像の同時表示や、心臓のほぼ同じ部位に対して通常の状態にて得る動画像と運動負荷を与えた直後に得る動画像とを時相を揃えて表示する方法(いわゆるストレスエコー法)がある。

【0005】

一方、互いに直交する2枚の断層像から心腔内の容積を計測する方法がある。例えば、同じ心臓に対する4腔像(2心房と2心室が同時表示される断層像)と2腔像(1心房と1心室が同時表示される断層像)の画像データをそれぞれ動画像データとして収集し、これらの画像データを用いて心腔内の容積を計算する方法が採られている。心腔内の容積を計算する場合は例えば心腔内壁等についてその輪郭を抽出し、抽出された輪郭に基づいて各種方法によりその容積を求める方法等が知られている(例えば、特許文献1参照)。

10

【0006】

このような心臓の機能検査を目的とした超音波診断法では、撮影条件を変えて得られる2種類の動画像を表示する場合や、これら2種類の動画像から容積などの計算を行う場合には、心拍動の時相を一致させた状態で行うことが重要となる。なお、以下では動画像として収集した一連の画像データを連続画像あるいは連続画像データと呼ぶ。

【0007】

上記の診断法では一般に心拍同期法が用いられ、心電波形情報を超音波画像と同時に収集するか、あるいは、心電波形のR波に同期して超音波画像を順次収集する方法が採られてきた。前者の方法によれば、異なる撮影条件(例えば、4腔像の撮影断面と2腔像の撮影断面)において、心電波形情報を有した超音波画像データを収集する。そして、これらの画像データを再生して表示する際には、R波から所定の時間後に得られるそれぞれの画像を同一モニタ上に順次表示し、さらにこの画像データに基づいて心腔内の容積計算等の各種計測を行う。なお、所定の時相の画像を選択する場合に、上記R波からの時間を設定する代わりに、R波の時刻を基準に付加される超音波画像のフレーム番号によって設定される場合が多い。

20

【0008】

このように、2種類の連続画像に対して心拍同期法を適用することにより、同一時相の複数の心臓画像をモニタ上に表示することが出来るようになり、超音波による心機能計測は大きな発展をみた。

30

【0009】

【特許文献1】

特開平10-99328号公報(例えば、第6頁)

【0010】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来のように心電波形を基準に超音波画像の時相を設定する場合、心電波形のR波間隔は必ずしも一定とは限らない。とくに心臓検査の対象となる被検者では不整脈を呈する症例も多く、また負荷試験の場合では、例え健康人の場合であっても負荷後のR波間隔は著しく短縮される。さらに、心臓疾患の症例によってはR波間隔が一様に増減するのではなく、例えば収縮期と拡張期でその割合が異なることが知られている。

40

【0011】

以下、図17を用いて、同一被検者について心電波形の拡張期が時間的に変化する場合における従来法の問題点を模式的に示す。図17は従来技術における心拍同期法による画像データ収集法を示す図である。特に、図17(a)は心電波形であり、R1乃至R4はR波を示す。また図17(b)はR波を基準とした超音波画像番号(フレーム番号)を示すものであり、図17(c)はこれらの各々の超音波画像から得られる心腔内容積の変化曲線を示す。例えば、R波R1とR波R2の間(以下、R1-R2区間と称す)ではNo+1枚の4腔像画像(第1の連続画像)が、またR波R3とR波R4の間(以下、R3-R4区間と称す)ではNo枚の2腔像画像(第2の連続画像)がそれぞれ連続して収集される。

50

## 【0012】

なお、R1 - R2 区間では、R波 R1 の発生後時間  $t_1$  後に最初の画像（画像 1）が収集され、R波 R1 の発生後時間  $t_2$  後に 2 番目の画像（画像 2）が、時間  $t_{N0}$  後には  $N_0$  番目の画像（画像  $N_0$ ）が収集されるものとする。さらに、R1 - R2 区間、R3 - R4 区間のそれぞれにおいて、図 17（c）に示すピーク時から谷時までを収縮期と称し、谷時からピーク時までを拡張期と称するものとする。また、このピーク時を拡張末期、また、この谷時を収縮末期と称するものとする。

## 【0013】

これらの画像収集が負荷試験（運動負荷、薬物負荷等）による場合には、R1 - R2 区間で通常状態における断層像（第 1 の連続画像）が、R3 - R4 区間では負荷後の断層像（第 2 の連続画像）がそれぞれ収集される。

10

## 【0014】

通常、1 枚の超音波画像の収集に要する時間はほぼ一定である。従って、R3 - R4 区間の拡張期が R1 - R2 区間の拡張期より短い場合、R1 - R2 区間における拡張末期 Q1 の時相に対応する画像は R1 - R2 区間の  $N_0 + 1$  番目の画像として収集されるのに対して、R3 - R4 区間における拡張末期 Q2 の時相に対応する画像は R3 - R4 区間の  $N_0$  番目の画像として収集される。このように、同一被検者における拡張期や収縮期の長さが時間的に変化する場合には、従来のように心電波形の R 波から所定時間後に得られる画像、あるいは所定フレーム番号に基づいて行う時相設定方法では、既に拡張末期 Q1 および Q2 を例に述べたように、第 1 の連続画像と第 2 の連続画像の時相を的確に捉えることが難しい。従ってこれら連続画像データの時相を一致させた状態での表示や各種計測を正確に実施することは困難であった。

20

## 【0015】

本発明は上記問題に鑑みてなされたものであり、それぞれ異なる条件下で収集される複数の連続画像データの時相合せを行うことによって、各時相における画像の表示、これらの画像データに基づく各種計測、等の精度を改善することを可能とする超音波診断装置、医用画像装置、データ処理装置、データ処理方法、及びその方法を実現するためのソフトウェアを記録するソフトウェア記録媒体を提供することを目的とする。

## 【0016】

## 【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために請求項 1 記載の本発明の超音波診断装置は、被検体に超音波を放射する放射手段と、前記放射超音波の結果生じる前記被検体からの反射信号を受信する受信手段と、前記反射信号を処理することにより、第 1 の条件下で第 1 の連続画像、第 2 の条件下で第 2 の連続画像をそれぞれ得、前記第 1 の連続画像について第 1 の物理量、前記第 2 の連続画像について第 2 の物理量をそれぞれ計測し、前記第 1 の物理量及び前記第 2 の物理量に基づいて、前記第 1 の連続画像の時相と前記第 2 の連続画像の時相とを合わせるプロセッサとを具備することを特徴とする。

30

## 【0017】

また、上記目的を達成するために請求項 2 5 記載の本発明の超音波診断装置は、被検体に超音波を放射する放射手段と、前記放射超音波の結果生じる前記被検体からの反射信号を受信する受信手段と、前記反射信号を処理することにより、第 1 の条件下で前記超音波が放射されたとき第 1 の連続画像、第 2 の条件下で前記超音波が放射されたとき第 2 の連続画像をそれぞれ得、前記第 1 の連続画像が得られるとき第 1 の所定期間における第 1、第 2、及び第 3 の時を検出し、前記第 2 の連続画像が得られるとき第 2 の所定期間における第 4、第 5、及び第 6 の時を検出し、これら第 1 乃至第 6 の時に基づいて前記第 1 の連続画像の時相と前記第 2 の連続画像の時相とを合わせるプロセッサとを具備することを特徴とする。

40

## 【0018】

また、上記目的を達成するために請求項 2 8 記載の本発明の医用画像装置は、第 1 の条件下で第 1 の連続画像を第 2 の条件下で第 2 の連続画像をそれぞれ発生する発生手段と、前

50

記第 1 の連続画像について第 1 の物理量、前記第 2 の連続画像について第 2 の物理量をそれぞれ計測し、前記第 1 の物理量及び前記第 2 の物理量に基づいて、前記第 1 の連続画像の時相と前記第 2 の連続画像の時相とを合わせるプロセッサとを具備することを特徴とする。

【 0 0 1 9 】

また、上記目的を達成するために請求項 2 9 記載の本発明のデータ処理装置は、医用装置において得られた連続医用データを受信するデータ処理装置において、前記医用装置において第 1 の条件下で得られた第 1 の連続医用データ及び前記医用装置において第 2 の条件下で得られた第 2 の連続医用データを受信するインターフェースと、前記第 1 の連続医用データについて第 1 の物理量、前記第 2 の連続医用データについて第 2 の物理量をそれぞれ計測し、前記第 1 の物理量及び前記第 2 の物理量に基づいて、前記第 1 の連続医用データの時相と前記第 2 の連続医用データの時相とを合わせるプロセッサとを具備することを特徴とする。

10

【 0 0 2 0 】

また、上記目的を達成するために請求項 3 0 記載の本発明のデータ処理方法は、医用装置において第 1 の条件下で得られた第 1 の連続医用データについて第 1 の物理量を計測し、前記医用装置において第 2 の条件下で得られた第 2 の連続医用データについて第 2 の物理量を計測し、前記第 1 の物理量及び前記第 2 の物理量に基づいて、前記第 1 の連続医用データの時相と前記第 2 の連続医用データの時相とを合わせることを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

また、上記目的を達成するために請求項 3 1 記載の本発明のソフトウェア記録媒体は、データ処理装置に搭載可能で、第 1 の条件下で得られた第 1 の連続医用データと第 2 の条件下で得られた第 2 の連続医用データとをこのデータ処理装置において処理する際に実行されて前記データ処理装置を制御するソフトウェアを記録してなるソフトウェア記録媒体において、前記第 1 の連続医用データについて第 1 の物理量を計測し、前記第 2 の連続医用データについて第 2 の物理量を計測し、前記第 1 の物理量及び前記第 2 の物理量に基づいて、前記第 1 の連続医用データの時相と前記第 2 の連続医用データの時相とを合わせることを特徴とするソフトウェアを記録してなる。

20

【 0 0 2 2 】

また、上記目的を達成するために請求項 3 2 記載の本発明の医用画像装置は、第 1 の期間に第 1 の連続画像を、第 1 の期間とは異なる第 2 の期間に第 2 の連続画像を、それぞれ発生する発生手段と、前記第 1 の連続画像について第 1 の物理量、前記第 2 の連続画像について第 2 の物理量をそれぞれ計測し、前記第 1 の物理量及び前記第 2 の物理量に基づいて、前記第 1 の連続画像の時相と前記第 2 の連続画像の時相とを合わせるプロセッサとを具備することを特徴とする。

30

【 0 0 2 3 】

また、上記目的を達成するために請求項 3 3 記載の本発明の医用画像装置は、複数の連続画像間で時相を合わせる医用画像装置において、被検体に第 1 の信号を与える送信機と、前記第 1 の信号に係る第 2 の信号を前記被検体から受信する受信機と、前記連続画像を保存するメモリと、前記第 2 の信号から複数のデータセットを取得し、取得した各データセットを前記連続画像として前記メモリに保存させるプロセッサを具備し、前記プロセッサは各連続画像についてプロファイルを決定し、前記連続画像のうち第 1 の連続画像及び第 2 の連続画像のそれぞれに係る物理量の比較に基づいて前記第 2 の連続画像のプロファイルに対して前記第 1 の連続画像のプロファイルを合わせることを特徴とする。

40

【 0 0 2 4 】

このような本発明によれば、それぞれ異なる条件下で収集される複数の連続画像データの時相合せ、時相合せにおける画像の表示、時相合せ後の画像データに基づく各種計測、等の精度を向上させることが可能となる。

【 0 0 2 5 】

【 発明の実施の形態 】

50

本発明の実施の形態について以下、図面を用いて説明する。

(第1の実施の形態)

本発明の第1の実施の形態に係る超音波診断装置について図1乃至図9を用いて説明する。

【0026】

まず、本実施の形態の概要を記す。本実施の形態では、まず同一被検体に対して撮影条件を変えた超音波走査により得られる2つの(2種類の)連続画像(例えば、心臓の超音波走査断面が互いに直交する4腔像と2腔像のそれぞれ時系列的な様子を表す連続的に収集された(動)画像)の各々からその心腔内容積を計測する。以下、4腔像についての連続画像データを第1の連続画像データ、2腔像についての連続画像データを第2の連続画像データと称するものとする。上記計測により、第1の連続画像データに含まれる各画像の容積の時間的变化に基づいて心臓の第1の収縮期と第1の拡張期を設定する。同様に、第2の連続画像データに含まれる各画像の容積の時間的变化に基づいて心臓の第2の収縮期と第2の拡張期を設定する。これらの各期間内に得られる画像データ数に基づいて第1の連続画像データ及び第2の連続画像データ間の時相の再設定(時相合せ)を行う。さらに、時相合せに基づく同一時相の画像データを用いて、時相合せ後の(仮想的な第3の連続画像データについて)最終的な心腔内容積を計測する。

10

【0027】

図1は本発明の第1の実施の形態における超音波診断装置の構成の一例を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波プローブ1と、超音波送信部2と、超音波受信部3と、Bモード処理部4と、ドプラモード処理部5と、画像計測部6と、入力部7と、表示部8と、システム制御部9とを含んでいる。

20

【0028】

超音波プローブ1は被検体の体表面に対してその前面を接触させ超音波の送受信(超音波の送信、及び送信した超音波の結果として被検体から反射(エコー)して来た信号の受信)を行うものであり、1次元に配列された複数個の微小超音波振動子とその先端部分に有している。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に変換し、また受信時には超音波信号を電気信号に変換する機能を有している。この超音波プローブ1は小型、軽量に構成されており、ケーブルによって後述する超音波送信部2及び超音波受信部3に接続されている。一般に、超音波プローブ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等があり、これらの中から診断部位に応じて任意に選択されるが、以下ではセクタ走査用の超音波プローブを超音波プローブ1として用いた場合について述べる。

30

【0029】

超音波送信部2は超音波を発生するための駆動信号を生成する。この超音波送信部2は、レートパルス発生器11と、送信遅延回路12と、パルサ13とを含んでいる。レートパルス発生器11は被検体の内部に放射される超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルス発生器11は被検体の内部に放射される超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルス発生器11は被検体の内部に放射される超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを発生する。発生されたレートパルスは送信遅延回路12に供給される。送信遅延回路12は送信時における超音波ビームの収束距離や偏向角度を決定するための遅延回路であり、複数の超音波振動子を駆動するタイミングを決定する。また、この送信遅延回路12は送信に使用される超音波振動子と同数の複数の独立な遅延回路から構成されている。さらにこの送信遅延回路は、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を収束するための遅延時間と所定の方向に超音波を送信するための遅延時間とをレートパルスに与え、これをパルサ13に供給する。パルサ13は超音波振動子を駆動するための高圧パルスを生成する駆動回路である。パルサ13は送信遅延回路12同様、送信に使用される超音波振動子と同数の複数の独立な駆動回路を有しており、超音波プローブ1に内蔵された超音波振動子を駆動し、超音波を放射するための駆動パルスを形成する。

40

【0030】

超音波受信部3は被検体内への超音波放射の結果として生じる超音波反射信号を被検体から受信する。また、超音波受信部3は、プリアンプ14と、受信遅延回路15と、加算器

50

16とを含んでいる。プリアンプ14は超音波振動子によって電気信号に変換された微小信号を増幅し十分なS/Nを確保する。受信遅延回路15は、細い受信ビーム幅を得るために所定の深さからの超音波を収束するための収束用遅延時間と超音波ビームを所定の方向に順次偏向し被検体内を走査するための遅延時間とをプリアンプ14の出力に与える。この後、遅延時間を与えられたプリアンプ14の出力は加算器16に送られる。加算器16は受信した複数の信号を加算し、超音波振動子からの複数の受信信号を1つに纏める。

#### 【0031】

Bモード処理部4はこの1つに纏められた受信信号に対してBモード画像用の信号処理を行う。このBモード処理部4は、対数変換器17と、包絡線検波器18と、A/D変換器19とを含んでいる。対数変換器17は加算器16から入力される信号(受信信号)の振幅を対数変換し、弱い信号を相対的に強調する働きをする。一般に被検体内からの受信信号は80dB以上の広いダイナミックレンジをもった振幅を有しており、これを狭いダイナミックレンジを持つ通常のテレビモニタに表示するためには弱い信号を強調する振幅圧縮が必要となる。包絡線検波器18は対数変換された受信信号に対して包絡線検波を行い、超音波周波数成分を除去し、その振幅のみを検出する。A/D変換器19はこの包絡線検波器18の出力信号をA/D変換しBモード信号を形成する。

10

#### 【0032】

ドプラモード処理部5はカラードプラ画像あるいは組織ドプラ画像用の信号処理を行う。また、ドプラモード処理部5は、基準信号発生器20と、 $\pi/2$ 移相器21と、ミキサ22-1、22-2と、ローパスフィルタ23-1、23-2と、A/D変換器24-1、24-2と、ドプラ信号記憶回路25と、FFT(Fast Fourier Transformation)分析器26と、演算器27とを含んでいる。このドプラモード処理部5では主に直交位相検波とFFT分析が行われる。

20

#### 【0033】

前記加算器16から入力される信号(受信信号)はミキサ22-1、22-2の第1の入力端子に入力される。一方、この入力信号の周波数とほぼ等しい周波数をもった基準信号発生器20の出力はミキサ22-1の第2の入力端子に直接与えられる。また、この基準信号発生器20の出力は $\pi/2$ 移相器21を介して90度位相がシフトされた後、ミキサ22-2の第2の入力端子に与えられる。ミキサ22-1、22-2の出力はローパスフィルタ23-1、23-2に送られる。ローパスフィルタ23-1は、前記加算器16から入力される信号の周波数と基準信号発生器20の周波数の和の成分が除去され、差の成分のみが抽出される。同様に、ローパスフィルタ23-2は、前記加算器16から入力される信号の周波数と $\pi/2$ 移相器21の出力信号の周波数の和の成分が除去され、差の成分のみが抽出される。

30

#### 【0034】

A/D変換器24-1、24-2はそれぞれローパスフィルタ23-1、23-2の出力、すなわち直交位相検波出力をデジタル信号に変換する。デジタル信号に変換された直交位相検波出力は、一旦、ドプラ信号記憶回路25に保存された後、FFT分析器26に供給される。FFT分析器26はデジタル化された直交位相検波出力についてFFT分析を行う。演算器27はFFT分析器26によって得られるスペクトルの中心や広がりなどの計算を行う。

40

#### 【0035】

画像計測部6は異なる撮影条件にて収集される2種類の連続画像の時相合せを行う。なお、以下の本実施の形態においては2種類の連続画像を例にとって説明するが、本発明においては連続画像の数(或いは連続画像の種類の数)は2つのみに限られるものではない。

#### 【0036】

画像計測部6は、記憶回路28と、プロセッサ29と、表示用メモリ30とを含んでいる。記憶回路28は画像データを保存する画像メモリと、心腔内の容積や直径などの計測データを記憶する付随メモリとを含んでいる。画像メモリには時相合せ前後の連続画像データが保存され、付随メモリには時相合せ前の連続画像データから得られる心腔内容積デー

50

タ及び時相合せ後の連続画像データから得られる最終的な心腔内容積データが保存される。なお、画像メモリには心臓の連続画像データとしてBモード画像データ、ドプラモード画像データおよびこれらの合成画像データが保存されるようにしてもよいが、心腔内容積の計測にはBモード画像データが一般的に使用される。

【0037】

プロセッサ29は記憶回路28に保存される2種類の連続画像データの各々を順次読み出して、画像に表示される心腔内の容積を計測する。さらに、この一連の容積データから生成される各連続画像データの容積変化曲線のそれぞれにおいて、1以上の最大値及び1以上の最小値を検出して拡張期と収縮期の区間を設定する。次に、プロセッサ29は一方の連続画像データにおける収縮期に含まれる画像データ数ともう一方の連続画像データの収縮期に含まれる画像データ数とを比較する。同様に、プロセッサ29は一方の連続画像データにおける拡張期に含まれる画像データ数ともう一方の連続画像データの拡張期に含まれる画像データ数とを比較する。これらの比較に基づいて、プロセッサ29は2種類の連続画像間における画像データの時相を再設定(時相合せ)する。なお、心腔内容積の計測においては、心腔の輪郭抽出手段としてACT(Automated-Contour-Tracking)法を、また容積計算手段としてModified-Simpson法を用いることができる。

10

【0038】

このプロセッサ29によって計測される容積データや、その過程で算出される心腔内の直径などの計測データは記憶回路28の付随メモリに保存される。さらにプロセッサ29は時相合せの終了した2種類の連続画像データを用いて最終的な(診断のための最終測定結果としての)心腔内容積を計測する。

20

【0039】

表示用メモリ30は表示部8に表示される画像や容積変化曲線などのデータを一旦記憶する。なお、リアルタイムで得られるBモード画像やドプラモード画像は記憶回路28を介して表示用メモリ30に一旦保存され、さらに表示部8において表示される。

【0040】

入力部7は操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等を備える。操作者は入力部7により被検体情報や装置の撮影条件を入力する。とくに連続画像の画像枚数や連続画像の収集区間、さらには撮影条件などが入力される。

30

【0041】

表示部8は表示回路31とモニタ32とを含んでいる。表示用メモリ30に保存されている時相合せ前後の心臓の連続画像データや心腔内の容積変化曲線のデータ等はシステム制御部9により読み出される。読み出された各データは表示回路31においてD/A変換とテレビフォーマット変換がなされた後モニタ32に表示される。

【0042】

システム制御部9はCPU(Central Processing Unit)と記憶回路を含んでいる。また、システム制御部9は入力部7からのコマンド信号に従って超音波送信部2、超音波受信部3、Bモード処理部4、ドプラモード処理部5、画像計測部6、等の各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行う。特に、CPUに対して入力部7は操作者の入力したコマンド信号を供給する。また記憶回路28には装置出荷時に設定される各種制御データや、操作者が入力部7から入力した撮影条件などが保存される。

40

【0043】

次に、図1および図2を用いて本発明の第1の実施の形態における連続画像データの収集手順を説明する。なお、図2は1つの撮影条件における連続画像データの収集手順を示すフローチャートである。もう1つの撮影条件における連続画像データの収集については図2に示す手順と同様にして実現可能である。

【0044】

図2は本発明の第1の実施の形態における連続画像データの収集手順の一例を示すフロー

50

チャートである。画像データの収集に先立ち、操作者は入力部 7 を用いて、使用する超音波プローブ 1 を選択する。さらに操作者は入力部 7 を用いて装置の撮影条件や動画像データの収集区間あるいは収集枚数等を設定する。これらの設定値はシステム制御部 9 の図示しない記憶回路に送られ保存される（ステップ S 1）。本実施の形態では心臓用のセクタプローブを超音波プローブ 1 として選択して 4 腔像と 2 腔像についての連続画像データを収集する。各々の画像データ収集区間は数心拍区間とする。操作者によるこれらの設定が終了すると、この設定条件に従った撮影モードが自動的に設定される。

【 0 0 4 5 】

操作者は、心臓の 4 腔像の撮影に最適な位置に超音波プローブ 1 の先端を固定し、最初（画像番号： $m = 1$ ）の 4 腔像の画像データ（ $I \times 1$ ）収集のための走査を開始する。なお、最初の 4 腔像の画像データ（ $I \times 1$ ）は所定の時刻（タイミング）（ $t = t_1$ ）に得られるものとする（ステップ S 2）。なお、実際には操作者は以下と同様な手順により 2 次元画像データをモニタ上で観察しながら上記の最適位置を決定する場合が多いかもしれない。

10

【 0 0 4 6 】

超音波の送信において、レートパルス発生器 1 1 はシステム制御部 9 からの制御信号に同期し、被検体内に放射される超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路 1 2 に供給する。送信遅延回路 1 2 は送信に使用される超音波振動子とほぼ同数の独立な遅延回路から構成されている。また、送信遅延回路 1 2 は、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を収束するための遅延時間と、所定の方向（ $\theta = \theta_1$ ）に超音波を送信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 1 3 に供給する。なお、最初の 4 腔像の画像データ（ $I \times 1$ ）の収集にあたり、当該送信は N 方向において行われる。従って、上記方向（ $\theta_1$ ）は単に第 1（ $n = 1$ ）の方向に過ぎない。

20

【 0 0 4 7 】

パルサ 1 3 は送信遅延回路 1 2 同様、送信に使用される超音波振動子とほぼ同数の独立な駆動回路を有しており、レートパルスの駆動によって発生する超音波振動子駆動パルスによって、超音波プローブ 1 に内蔵されている超音波振動子を駆動し、被検体に超音波パルスを放射する。

【 0 0 4 8 】

被検体内に放射された超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体内の臓器間の境界面あるいは組織にて反射する。またこの超音波が心臓壁や血球などの動きのある反射体で反射する場合は、その超音波周波数はドブラ偏移を受ける。

30

【 0 0 4 9 】

被検体組織内にて反射した超音波は送信時と同じ超音波振動子によって受信されて電気信号に変換される。この受信信号は受信に使用される超音波振動子とほぼ同数の独立な増幅要素からなるプリアンプ 1 4 にて増幅され、受信に使用される超音波振動子と同数の遅延回路からなる受信遅延回路 1 5 に送られる。

【 0 0 5 0 】

受信遅延回路 1 5 は、受信において細いビーム幅を得るために所定の深さからの超音波を収束するための遅延時間と、超音波ビームに対して所定の方向（ $\theta_1$ ）に強い受信指向性をもたせて受信するための遅延時間とを受信信号に与える。遅延時間が与えられた受信信号は加算器 1 6 に送られる。加算器 1 6 はプリアンプ 1 4 及び受信遅延回路 1 5 を介して入力される複数の受信信号を加算合成し、1 つの受信信号に纏めた後、B モード処理部 4 とドブラモード処理部 5 に送る（ステップ S 3）。

40

【 0 0 5 1 】

次に、B モード画像を収集する場合には、B モード処理部 4 に送られた加算器 1 6 の出力に対し、対数変換器 1 7 により対数変換が行われる。対数変換が行われた信号は包絡線検波器 1 8 にて包絡線検波が行われる。検波された信号は続いて A / D 変換器 1 9 により A / D 変換が行われる。変換されたデジタル信号は画像計測部 6 の記憶回路 2 8 を介して第

50

1 の方向の B モード画像データとして表示用メモリ 30 に保存される (ステップ S 4 - 1)。

【0052】

一方、ドプラモード処理部 5 において超音波受信信号のドプラ偏移を求めるために、システム制御部 8 は同一方向 ( 1 ) に連続的に複数回超音波の送受信を行い、このとき得られる受信信号に対して FFT 分析を行う。

【0053】

ドプラモード処理部 5 は加算器 16 の出力に対してミキサ 22 - 1、22 - 2 およびローパスフィルタ 23 - 1、23 - 2 を用いて直交位相検波して複素信号に変換し A/D 変換器 24 - 1、24 - 2 にてデジタル信号に変換した後、ドプラ信号記憶回路 25 に保存する。同一送受信方向 ( 1 ) にて複数回の走査によって得られる受信信号について同様な処理を行い、ドプラ信号記憶回路 25 には複数個の検波デジタルデータが保存される。FFT 分析器 26 はドプラ信号記憶回路 25 に保存された複数個の検波デジタルデータに対して周波数スペクトルを求める。さらに演算器 27 は FFT 分析器 26 から収束される周波数スペクトルに対して、その中心 (組織や血流の平均速度) を算出し、その演算結果は第 1 の方向のドプラモード画像データとして表示用メモリ 30 に保存される (ステップ S 4 - 2)。

10

【0054】

ステップ S 4 - 1 及び S 4 - 2 における保存の後、前記所定の方向 ( 1 ) は式： $\theta = \theta + \Delta\theta$  に従う方法で第 2 の所定の方向に変更される。すなわち、変更前の所定の方向 ( 1 ) に対して変更後の所定の方向は  $\theta + \Delta\theta$  となる。走査方向の数を n で表すとき、 $n = n + 1$  とすると、前記変更後の所定の方向 (  $\theta + \Delta\theta$  ) は第 2 (  $n = 2$  ) の方向となる (ステップ S 5)。

20

【0055】

ステップ S 4 - 1、S 4 - 2、及び S 5 において説明した処理は  $n = N$  となるまで、すなわち N 方向 (前記所定の方向： $\theta$  から N 番目の方向： $\theta + (N - 1) \Delta\theta$ ) について同様の処理が行われるまで繰り返されることになる。このように超音波の送受信方向を  $\theta$  ずつ順次更新させながら  $\theta + (N - 1) \Delta\theta$  まで N 方向の走査によって上記と同様な手順で超音波の送受信を行い、被検体内をリアルタイム走査する。このとき、システム制御部 9 はその制御信号によって送信遅延回路 12 および受信遅延回路 15 の遅延時間を上記 N 個の超音波送受信方向に対応させて順次切り替えながら、N 方向の B モード画像データ、N 方向のドプラモード画像データの各々をステップ S 4 - 1、S 4 - 2 において収集する。

30

【0056】

システム制御部 9 は、ステップ S 4 - 1、S 4 - 2 において得られる B モード画像データとドプラモード画像データを表示用メモリ 30 に順次保存する。N 方向の走査が終了した時点で N 方向の B モード画像データに基づいて 1 枚の (1 フレーム分の) B モード画像データが生成される。この生成される B モード画像 (フレーム) データは第 1 の B モード画像 ( $I \times m = I \times 1$ ) となる。同様に、N 方向のドプラモード画像データに基づいて 1 枚の (1 フレーム分の) ドプラモード画像データが生成される。この生成されるドプラモード画像 (フレーム) データは第 1 のドプラモード画像となる。さらに、第 1 の B モード画像  $I \times 1$  及び第 1 のドプラモード画像に基づいてこれらを合成して得られる第 1 の合成画像データが生成される。この第 1 の合成画像データは表示回路 31 を介してモニタ 32 に表示される。また、上記第 1 の B モード画像データと第 1 のドプラモード画像データ、さらには第 1 の合成画像データは記憶回路 28 において保存される (ステップ S 7)。なお、第 1 の B モード画像データ  $I \times 1$  及び / 又は第 1 のドプラモード画像データもモニタ 32 に表示されるようにしてもよい。

40

【0057】

第 1 の合成画像データの表示及び保存の後、画像番号 m を  $m = m + 1$  により更新すると、第 2 の合成画像データのための手順が準備される。これにより、上記と全く同様な手順に

50

よって、4腔像についての第2のBモード画像データ ( $I \times m = I \times 2$ )、第2のドプラモード画像データ、及び第2の合成画像データが所定の時刻(タイミング) ( $t = t_m = t_2$ )において収集されることになる(ステップS8)。

【0058】

上記ステップS3乃至S8による手順はさらなるBモード画像データ、ドプラモード画像データ、及び合成画像データの収集のために繰り返されることになる。その収集において、M番目の合成画像データが収集されると、ステップS8において画像番号mが1つ増えて  $m = M + 1$  となる。このmの値はステップS9において判断される。

【0059】

このようにして、M個のBモード画像データ(以下、第1の連続Bモード画像データと称す) ( $I \times 1$  乃至  $I \times M$ )、M個のドプラモード画像データ(以下、第1の連続ドプラモード画像データと称す)、及びM個の合成画像データ(以下、第1の連続画像データと称す)が所定の時刻  $t_1$  及び  $t_M$  の間の期間に収集される。この収集期間は複数の心拍(少なくとも2つのR波に対応する2つの心拍)を含むものである。2つのR波間に収集される画像枚数は通常30乃至100枚である。第1の連続画像データは表示用メモリ30及び表示回路31を介してモニタ32に送られ、モニタ32では第1の連続画像データが第1の連続画像としてリアルタイムに連続的に表示される。第1の連続Bモード画像データ ( $I \times 1$  乃至  $I \times M$ )、第1の連続ドプラモード画像データ、及び第1の連続画像データは記憶回路28に保存される。なお、第1の連続Bモード画像データ ( $I \times 1$  乃至  $I \times M$ ) 及び/又は第1の連続ドプラモード画像データもモニタ32に表示されるようにしてもよい。前記保存等が完了すると、4腔像の超音波画像撮影は終了する(ステップS10)

10

20

【0060】

心臓の2腔像の撮影においても図2のフローチャートとほぼ同様な手順に従って画像データを収集する。2腔像の撮影に対し、操作者は超音波プローブ1を4腔像の撮影をした位置から同プローブの軸の周りに約90度回転させる必要があるかもしれない。さらに、必要に応じて被検体の体表に当てている位置や角度、方向等についても若干調整してもよい。このようにして、2腔像の撮影のための位置が決まると、システム制御部9は、2腔像についての複数のBモード画像データ、複数のドプラモード画像データ、及び複数の合成画像データを得るために、超音波診断装置の各部を制御する。

30

【0061】

例えば、Bモード画像データの画像枚数が第1の連続Bモード画像データの枚数(M)と同じ場合、M個のBモード画像データは、第1の連続Bモード画像データ ( $I \times 1$  乃至  $I \times M$ ) と同様に、第2の連続Bモード画像データ ( $I \times 1$  乃至  $I \times M$ ) と定義付けることができる。なお、場合によって、第2の連続Bモード画像データの数は第1の連続Bモード画像データの数(M)と異なるようであってもよいのは言うまでも無い。2腔像についてのドプラモード画像データの枚数は第2の連続Bモード画像データの枚数(M)と同じであってもよく、この場合、M個のドプラモード画像データは第2の連続ドプラモード画像データと称することができる。さらに、2腔像における合成画像データの数についても第2の連続Bモード画像データの枚数(M)と同じであってもよく、この場合、M個の合成画像データは第2の連続画像データと称することができる。

40

【0062】

第2の連続画像データは表示用メモリ30及び表示回路31を介してモニタ32に送られる。モニタ32では第2の連続画像データが第2の連続画像としてリアルタイムに連続的に表示される。第2の連続Bモード画像データ ( $I \times 1$  乃至  $I \times M$ )、第2の連続ドプラモード画像データ、及び第2の連続画像データは記憶回路28に保存される。なお、第2の連続Bモード画像データ ( $I \times 1$  乃至  $I \times M$ ) 及び/又は第2の連続ドプラモード画像データもモニタ32に表示されるようにしてもよい。前記保存等が完了すると、2腔像の超音波画像撮影は終了する。

【0063】

50

以上のようにして2種類の連続画像データ(第1及び第2の連続画像データ)が得られると、次に、プロセッサ29は心腔容積の計測に基づいて第1の連続画像データの時相(以下、第1の時相と称す)及び第2の連続画像データの時相(以下、第2の時相と称す)とを合せる。このような時相合せは図1及び図3乃至6を参照しながら説明する。図3は本発明の第1の実施の形態における時相合せの手順の一例を示すフローチャートである。また、図4は本発明の第1の実施の形態における心腔内容積の算出方法の一例を示す図である。詳しくは、図4(A)は本発明の第1の実施の形態に係る心腔内容積の計測を説明するための第1の連続Bモード画像データのうちの1画像の例を示す図であり、4腔像に示される左室についての容積計測方法を示すものである。また、図4(B)は本発明の第1の実施の形態に係る心腔内容積の計測に係る円柱モデルの例を示す図である。

10

## 【0064】

画像計測部6のプロセッサ29は記憶回路28に保存された第1の連続Bモード画像データ(I×1乃至I×M)の中から最初(第1)の4腔像のBモード画像データ(I×1)を読み出す(ステップS11)。プロセッサ29は輪郭抽出法を用いて第1のBモード画像データ(I×1)における心腔内壁を抽出する。この輪郭抽出法として、例えば既に公知となっているAutomated-Contour-Tracking(ACT)法(西浦正英 他、“ACT法を用いた超音波心壁輪郭の自動抽出”、メディカルレビュー71号、PP.50-54、(1998))を用いる。

## 【0065】

図4(A)において、プロセッサ29はこの輪郭抽出法によって得られる内壁の輪郭線から弁輪部を検出し、この弁輪部の位置を基準に心腔の長軸方向に長軸52を設定する。さらに、長軸52に沿った心腔内壁の高さが例えばhである場合、前記長軸52の長さをhと見ることができる。ここで、この長軸52を所定の分割点h<sub>j</sub>(j=1~J)にて均等間隔hでJ分割(h=h/J、例えば、J=20)すると、心腔内は長軸52に沿った高さhのJ個のブロックの集合体として扱うことができる。各分割点h<sub>j</sub>において長軸52に対して垂直に垂線を引き、例えばある分割点h<sub>j</sub>において引いた垂線が心腔内壁と交わる点を交点C1、C2とするとプロセッサ29は交点C1及び交点C2の長さA<sub>j</sub>を計算する。なお、これら長さh、A<sub>j</sub>、その他関連するデータは必要に応じて記憶回路28の付随メモリに保存される。

20

## 【0066】

上記条件の下、J個のブロックのうちのあるブロックjは高さh、直径A<sub>j</sub>の底面からなる円柱と仮定することができる。この場合、ブロックjの容積V<sub>Aj</sub>は次の式により近似することができる。

30

## 【0067】

$$V_{A_j} = h \times (A_j / 2)^2$$

Modified-Simpson法による上記仮定においては、第1のBモード画像データ(I×1)における心腔内容積V<sub>x1</sub>は図4(B)に示されるようにJ個のブロック全てについての容積V<sub>Aj</sub>の和の結果(V<sub>x1</sub>=V<sub>A1</sub>+V<sub>A2</sub>+...+V<sub>Aj</sub>)として近似することができる。これは次の式で表される。

## 【0068】

$$V_{x1} = V_{A_j} (j = 1 \sim J) \\ = h \times (A_j / 2)^2 (j = 1 \sim J) \dots (1)$$

Modified-Simpson法を用いた心腔容積の計測(算出)については(竹内陽史郎他、“心腔の大きさの正確な撮り方2)両心房”、心エコーVol.2、No.3 P.192-197、(2001))に詳しく記載されているので、ここでは前記計測(算出)に係る詳細な説明は省略する。

40

## 【0069】

図5は本発明の第1の実施の形態における心腔内容積の算出方法の一例を詳細に示す図である。図5から分かるように、より正確な心腔内容積を得るためには上記直径A<sub>j</sub>は以下のようにして算出することができる。

50

## 【0070】

J個のブロックのうち或るブロックjは通常、完全な円柱ではない。すなわち、ブロックjは直径 $a_j$  ( $j = 1 \sim J$ )を有する円と仮定できる底面と直径 $a_{j-1}$ を有する円と仮定できる上面を有するものとなる。jが奇数であるとき、直径 $a_j$ は奇数番目の面の直径となり、直径 $a_{j-1}$ は偶数番目の面の直径となる。同様に、jが偶数であるとき、直径 $a_j$ は偶数番目の面の直径となり、直径 $a_{j-1}$ は奇数番目の面の直径となる。上述したように、ブロックjの高さは $h$  ( $h = h/J$ )と定義できる。従って、ブロックjの高さ $h/2$ の位置での直径( $A_j$ )を前記上面と前記底面のそれぞれについての近似した直径とみなすと仮定すると、直径 $A_j$ は $(a_{j-1} + a_j)/2$ と表すことができる。これはブロックjが高さ $h$ 、直径 $A_j$  ( $A_j = (a_{j-1} + a_j)/2$ )の底面からなら円柱とみなすことができることを意味する。従って、前記式(1)は次の式(2)で置き換えることが可能となる。

## 【0071】

$$V \times 1 = h \times \left( (a_{j-1} + a_j) / 2 \right)^2 (j = 1 \sim J) \cdots (2)$$

高さ $h$ は $h = h/J$ と定義されているので、式(2)の容積 $V \times 1$ はさらに次の式(3)のように書き換えることができる。

## 【0072】

$$V \times 1 = (h/16) (a_{j-1} + a_j)^2 (j = 1 \sim J) \cdots (3)$$

プロセッサ29は上記計算において算出された心腔内容積 $V \times 1$ を記憶回路28に送る。記憶回路28では心腔内容積 $V \times 1$ が付随メモリに保存される(ステップS12)。

## 【0073】

第1の連続Bモード画像データ( $I \times 1$ 乃至 $I \times M$ )に含まれる4腔像の第1のBモード画像データ( $I \times 1$ )に対する心腔内容積の計測(計算)が終了すると、次に第2のBモード画像データ( $I \times 2$ )がプロセッサ29により記憶回路28から読み出される。再び、プロセッサ29は輪郭抽出法を用いて第2のBモード画像データ $I \times 2$ について心腔内壁を抽出する。第2のBモード画像データ $I \times 2$ における心腔内壁抽出の対象となる心腔は第1のBモード画像データ $I \times 1$ における心腔と同じとなる。以下、同様の手順を繰り返すことで、プロセッサ29は第3のBモード画像データ乃至第M番目のBモード画像データに対する心腔内容積 $V \times 3$ 乃至 $V \times M$ も得る。前記心腔内容積 $V \times 2$ も含め、心腔内容積 $V \times 2$ 乃至 $V \times M$ は各々の収集に応じて順次、記憶回路28の付随メモリに保存される(ステップS11乃至S12)。

## 【0074】

プロセッサ29は引き続いて記憶回路28に保存された第2の連続Bモード画像データ( $I y 1$ 乃至 $I y M$ )の中から最初(第1)の2腔像のBモード画像データ( $I y 1$ )を読み出す(ステップS13)。プロセッサ29は輪郭抽出法を用いて第1のBモード画像データ( $I y 1$ )における心腔内壁を抽出する。第2の連続Bモード画像データ( $I y 1$ 乃至 $I y M$ )において輪郭抽出の対象となる心腔は第1の連続Bモード画像データ( $I \times 1$ 乃至 $I \times M$ )における対象と同じとなる。心腔内壁は、例えば、プロセッサ29によりAC法を用いて抽出することができる。第1の連続Bモード画像データ( $I \times 1$ 乃至 $I \times M$ )に対して記載したように、プロセッサ29はこの輪郭抽出法によって得られる内壁の輪郭線から弁輪部を検出し、この弁輪部の位置を基準に心腔の長軸方向に長軸を設定する。さらに、長軸に沿った心腔内壁の高さが例えば $h$ である場合、前記長軸の長さを $h$ と見ることができる。ここで、この長軸を所定の分割点 $h_j$  ( $j = 1 \sim J$ )にて均等間隔 $h$ でJ分割( $h = h/J$ 、例えば、 $J = 20$ )すると、心腔内は長軸に沿った高さ $h$ のJ個のブロックの集合体として扱うことができる。各分割点 $h_j$ において長軸に対して垂直に垂線を引き、例えばある分割点 $h_j$ において引いた垂線が心腔内壁と交わる点を交点とするとプロセッサ29はこの交点間の長さ $B_j$ を計算する。なお、これら長さ $h$ 、 $B_j$ 、その他関連するデータは必要に応じて記憶回路28の付随メモリに保存される。

## 【0075】

10

20

30

40

50

上記条件の下、J個のブロックのうちのあるブロックjは高さ h、直径 B<sub>j</sub>の底面からなる円柱と仮定することができる。この場合、ブロックjの容積 V<sub>B<sub>j</sub></sub> は次の式により近似することができる。

【0076】

$$V_{B_j} = h \times (B_j / 2)^2$$

Modified-Simpson法による上記仮定においては、第1のBモード画像データ(I<sub>y1</sub>)における心腔内容積 V<sub>y1</sub> はJ個のブロック全てについての容積 V<sub>B<sub>j</sub></sub> の和の結果 (V<sub>y1</sub> = V<sub>B<sub>1</sub></sub> + V<sub>B<sub>2</sub></sub> + … + V<sub>B<sub>j</sub></sub>) として近似することができる。これは次の式で表される。

【0077】

$$V_{y1} = \sum_{j=1}^J V_{B_j} = h \times (B_j / 2)^2 \quad (j=1 \sim J) \quad \dots \quad (4)$$

図6は本発明の第1の実施の形態における心腔内容積の算出方法に係る4腔像および2腔像の画像の一例を示す図である。図6(a)は第1の連続Bモード画像の1つを示している。また、図6(b)は第2の連続Bモード画像の1つを示している。第1の連続Bモード画像の場合と同様に、より正確な心腔内容積を得るためには上記直径 B<sub>j</sub> は以下のようにして算出することができる。

【0078】

J個のブロックのうち或るブロックjは通常、完全な円柱ではない。すなわち、ブロックjは直径 b<sub>j</sub> (j = 1 ~ J) を有する円と仮定できる底面と直径 b<sub>j-1</sub> を有する円と仮定できる上面を有するものとなる。jが奇数であるとき、直径 b<sub>j</sub> は奇数番目の面の直径となり、直径 b<sub>j-1</sub> は偶数番目の面の直径となる。同様に、jが偶数であるとき、直径 b<sub>j</sub> は偶数番目の面の直径となり、直径 b<sub>j-1</sub> は奇数番目の面の直径となる。上述したように、ブロックjの高さは h (h = h / j) と定義できる。従って、ブロックjの高さ h / 2 の位置での直径 (B<sub>j</sub>) を前記上面と前記底面のそれぞれについての近似した直径とみなすと仮定すると、直径 B<sub>j</sub> は (b<sub>j-1</sub> + b<sub>j</sub>) / 2 と表すことができる。これはブロックjが高さ h、直径 B<sub>j</sub> (B<sub>j</sub> = (b<sub>j-1</sub> + b<sub>j</sub>) / 2) の底面からなる円柱とみなすことができることを意味する。従って、前記式(4)は次の式(5)で置き換えることが可能となる。

【0079】

$$V_{y1} = h \times \left( (b_{j-1} + b_j) / 2 \right)^2 \quad (j=1 \sim J) \quad \dots \quad (5)$$

高さ h は h = h / J と定義されているので、式(5)の容積 V<sub>y1</sub> はさらに次の式(6)のように書き換えることができる。

【0080】

$$V_{y1} = (h / 16) (b_{j-1} + b_j)^2 \quad (j=1 \sim J) \quad \dots \quad (6)$$

プロセッサ29は上記計算において算出された心腔内容積 V<sub>y1</sub> を記憶回路28に送る。記憶回路28では心腔内容積 V<sub>y1</sub> が付随メモリに保存される(ステップS14)。

【0081】

第2の連続Bモード画像データ(I<sub>y1</sub>乃至I<sub>yM</sub>)に含まれる2腔像の第1のBモード画像データ(I<sub>y1</sub>)に対する心腔内容積の計測(計算)が終了すると、次に第2のBモード画像データ(I<sub>y2</sub>)がプロセッサ29により記憶回路28から読み出される。再び、プロセッサ29は輪郭抽出法を用いて第2のBモード画像データI<sub>y2</sub>について心腔内壁を抽出する。第2のBモード画像データI<sub>y2</sub>における心腔内壁抽出の対象となる心腔は第1のBモード画像データI<sub>y1</sub>における心腔と同じとなる。以下、同様の手順を繰り返すことで、プロセッサ29は第3のBモード画像データ乃至第M番目のBモード画像データに対する心腔内容積 V<sub>y3</sub> 乃至 V<sub>yM</sub> も得る。前記心腔内容積 V<sub>y2</sub> も含め、心腔内容積 V<sub>y2</sub> 乃至 V<sub>yM</sub> は各々の収集に応じて順次、記憶回路28の付随メモリに保存される(ステップS13乃至S14)。

【0082】

10

20

30

40

50

4腔像における心腔内容積  $V \times 1$  乃至  $V \times M$  及び2腔像における心腔内容積  $V y 1$  乃至  $V y M$  の双方が得られると、システム制御部 9 はこれら心腔内容積  $V \times 1$  乃至  $V \times M$  及び  $V y 1$  乃至  $V y M$  を一旦、表示用メモリ 30 に保存するよう制御する。保存された心腔内容積  $V \times 1$  乃至  $V \times M$  及び  $V y 1$  乃至  $V y M$  は表示回路 31 を介してモニタ 32 に容積変化曲線として表示される (ステップ S 15)。

【0083】

図7は本発明の第1の実施の形態における4腔像と2腔像、及びこれらから得られる容積変化曲線の一例を示す図である。図7(a)は4腔像に係る第1の連続Bモード画像データを示す。図7(a)は更に第1の連続Bモード画像データ容積変化曲線を示すものである。図7(b)は2腔像に係る第2の連続Bモード画像データを示す。図7(b)は更に第2の連続Bモード画像データ容積変化曲線を示すものである。図7(a)の容積変化曲線では、式(3)を第1の連続Bモード画像データの各Bモード画像データに適用することによって算出された容積が第1の連続Bモード画像データの各画像データの収集に沿って時系列に描かれている。同様に、図7(b)の容積変化曲線では、式(6)を第2の連続Bモード画像データの各Bモード画像データに適用することによって算出された容積が第2の連続Bモード画像データの各画像データの収集に沿って時系列に描かれている。

10

【0084】

第1の連続Bモード画像データの各Bモード画像データは間隔  $T_x$  置きに収集されるものとする。また、第2の連続Bモード画像データの各Bモード画像データは間隔  $T_y$  置きに収集されるものとする。図7(a)に示される容積変化曲線では、時刻(時相)  $t \times 1 1$  における第1のピークが第1の4腔像拡張末期と判断される。この第1のピークは例えば第1の連続Bモード画像データのうち時間的に最初に算出容積  $V_x$  が最大となる時である。また、時相  $t \times 1 2$  における第2のピークが第2の4腔像拡張末期と判断される。この第2のピークは例えば第1の連続Bモード画像データのうち時間的に2番目に算出容積  $V_x$  が最大となる時である。一方、時相  $t \times 2 1$  における第1の谷が第1の4腔像収縮末期と判断される。この第1の谷は例えば第1の連続Bモード画像データのうち時間的に最初に算出容積  $V_x$  が最小となる時である。また、時相  $t \times 2 2$  における第2の谷が第2の4腔像収縮末期と判断される。この第2の谷は例えば第1の連続Bモード画像データのうち時間的に2番目に算出容積  $V_x$  が最小となる時である。

20

【0085】

第1の4腔像拡張末期  $t \times 1 1$  と第1の4腔像収縮末期  $t \times 2 1$  との間の期間は第1の4腔像収縮期  $[t \times 1 1 - t \times 2 1]$  と判断される。また、第2の4腔像拡張末期  $t \times 1 2$  と第2の4腔像収縮末期  $t \times 2 2$  との間の期間は第2の4腔像収縮期  $[t \times 1 2 - t \times 2 2]$  と判断される。さらに、第1の4腔像収縮末期  $t \times 2 1$  と第2の4腔像拡張末期  $t \times 1 2$  との間の期間は4腔像拡張期  $[t \times 2 1 - t \times 1 2]$  と判断される。

30

【0086】

図7(a)と同様に、図7(b)に示される容積変化曲線では、時刻(時相)  $t \times 1 1'$  における第1のピークが第1の2腔像拡張末期と判断される。この第1のピークは例えば第2の連続Bモード画像データのうち時間的に最初に算出容積  $V_x$  が最大となる時である。また、時相  $t \times 1 2'$  における第2のピークが第2の2腔像拡張末期と判断される。この第2のピークは例えば第2の連続Bモード画像データのうち時間的に2番目に算出容積  $V_x$  が最大となる時である。一方、時相  $t \times 2 1'$  における第1の谷が第1の2腔像収縮末期と判断される。この第1の谷は例えば第2の連続Bモード画像データのうち時間的に最初に算出容積  $V_x$  が最小となる時である。また、時相  $t \times 2 2'$  における第2の谷が第2の2腔像収縮末期と判断される。この第2の谷は例えば第2の連続Bモード画像データのうち時間的に2番目に算出容積  $V_x$  が最小となる時である。

40

【0087】

第1の2腔像拡張末期  $t \times 1 1'$  と第1の2腔像収縮末期  $t \times 2 1'$  との間の期間は第1の2腔像収縮期  $[t \times 1 1' - t \times 2 1']$  と判断される。また、第2の2腔像拡張末期  $t \times 1 2'$  と第2の2腔像収縮末期  $t \times 2 2'$  との間の期間は第2の2腔像収縮期  $[t \times$

50

1 2' - t x 2 2']と判断される。さらに、第1の2腔像収縮末期 t x 2 1' と第2の2腔像拡張末期 t x 1 2' との間の期間は2腔像拡張期 [ t x 2 1' - t x 1 2' ]と判断される。

【0088】

前記第1の連続Bモード画像データの前記時刻(時相)や期間を判断するために、プロセッサ29は第1の連続Bモード画像データ(I x 1乃至I x M)を読み出す。プロセッサ29は心腔内容積V x 1乃至V x Mのうち1以上のピーク(最大)値及び1以上の谷(最小)値を検出する。1以上のピーク(最大)値Vmaxが検出されると、プロセッサ29は当該ピーク値Vmaxを有するBモード画像データを認識することができる。これにより、プロセッサ29は第1の4腔像拡張末期 t x 1 1及び第2の4腔像拡張末期 t x 1 2 10  
のような拡張末期を判断することができる。同様に、1以上の谷(最小)値Vminが検出されると、プロセッサ29は当該谷値Vminを有するBモード画像データを認識することができる。これにより、プロセッサ29は第1の4腔像収縮末期 t x 2 1及び第2の4腔像収縮末期 t x 2 2のような収縮末期を判断することができる。

【0089】

前記第1及び第2の4腔像拡張末期 t x 1 1、t x 1 2及び第1及び第2の4腔像収縮末期 t x 2 1、t x 2 2の判断は第1及び第2の4腔像収縮期 [ t x 1 1 - t x 2 1 ]、[ t x 1 2 - t x 2 2 ]並びに4腔像拡張期 [ t x 2 1 - t x 1 2 ]の判断につながるものとなる。これらの期間の判断に応じて、すなわち、これら拡張期や収縮期が決定されると、プロセッサ29は各期間に含まれる心腔内容積データの数(すなわち、Bモード画像データの数)を判断する。この画像数の判断は期間の判断に応じて、実質的に自動的に達成されるようにしてもよい。 20

【0090】

4腔像の場合と同様、前記第2の連続Bモード画像データの前記時刻(時相)や期間を判断するために、プロセッサ29は第2の連続Bモード画像データ(I y 1乃至I y M)を読み出す。プロセッサ29は心腔内容積V y 1乃至V y Mのうち1以上のピーク(最大)値及び1以上の谷(最小)値を検出する。1以上のピーク(最大)値Vmaxが検出されると、プロセッサ29は当該ピーク値Vmaxを有するBモード画像データを認識することができる。これにより、プロセッサ29は第1の2腔像拡張末期 t x 1 1'及び第2の2腔像拡張末期 t x 1 2'のような拡張末期を判断することができる。同様に、1以上の 30  
谷(最小)値Vminが検出されると、プロセッサ29は当該谷値Vminを有するBモード画像データを認識することができる。これにより、プロセッサ29は第1の2腔像収縮末期 t x 2 1'及び第2の2腔像収縮末期 t x 2 2'のような収縮末期を判断することができる。

【0091】

前記第1及び第2の2腔像拡張末期 t x 1 1'、t x 1 2'及び第1及び第2の2腔像収縮末期 t x 2 1'、t x 2 2'の判断は第1及び第2の2腔像収縮期 [ t x 1 1' - t x 2 1' ]、[ t x 1 2' - t x 2 2' ]並びに2腔像拡張期 [ t x 2 1' - t x 1 2' ]の判断につながるものとなる。これらの期間の判断に応じて、すなわち、これら拡張期や収縮期が決定されると、プロセッサ29は各期間に含まれる心腔内容積データの数(すな 40  
わち、Bモード画像データの数)を判断する。この画像数の判断は期間の判断に応じて、実質的に自動的に達成されるようにしてもよい(ステップS16)。

【0092】

プロセッサ29はBモード画像データの数の判断に基づいて時相合せを開始する。時相合せは第1及び第2の連続Bモード画像データ間における収縮期において実施するものとする。さらに、時相合せは第1及び第2の連続Bモード画像データ間における拡張期において実施するものとする。本実施の形態においては第2の連続Bモード画像データの時相が第1の連続Bモード画像データの時相に合わせられるものとする。すなわち、第2の連続Bモード画像データの時相は第1の連続Bモード画像データの時相に基づいて調整されることになる。 50

## 【 0 0 9 3 】

図 8 は本発明の第 1 の実施の形態における時相合せ方法の一例を示す図である。図 8 ( a ) は 4 腔像拡張期に属する第 1 の連続 B モード画像データの数と第 1 の連続 B モード画像データの容積変化曲線との間の関係を示している。図 8 ( b ) は 2 腔像拡張期に属する第 2 の連続 B モード画像データの数と第 2 の連続 B モード画像データの容積変化曲線との間の関係を示している。また、図 8 ( c ) は 4 腔像拡張期に属する第 1 の連続 B モード画像データの時相と 2 腔像拡張期に属する第 2 の連続 B モード画像データの時相との間の調整 ( 時相合せ ) を示している。

## 【 0 0 9 4 】

一般的に、拡張期に属する ( B モード ) 画像データの数はおよそ 2 0 乃至 6 5 枚程度と言われており、その枚数は 1 つの R 波区間に収集される画像枚数によって異なる。また、この拡張期に属する ( B モード ) 画像データの数は通常 1 つの R 波区間に収集される画像枚数の約 2 / 3 に相当するが、収縮期に属する ( B モード ) 画像データの数よりも心拍数に左右されやすいものである。

## 【 0 0 9 5 】

4 腔像拡張期に属する B モード画像データの数 ( 以下、4 腔像拡張期画像データの数と称する ) をここでは  $M \times d$  と定義する。さらに、第 1 の 4 腔像収縮期に属する B モード画像データの数 ( 以下、4 腔像収縮期画像データの数と称する ) をここでは  $M \times s$  と定義する。また、第 1 の連続 B モード画像データの各 B モード画像データ間の収集間隔 ( 以下、第 1 の収集間隔と称する ) をここでは  $T \times$  と定義する。

## 【 0 0 9 6 】

同様に、第 2 の連続 B モード画像データに関しても、2 腔像拡張期に属する B モード画像データの数 ( 以下、2 腔像拡張期画像データの数と称する ) をここでは  $M \times y$  と定義する。さらに、第 1 の 2 腔像収縮期に属する B モード画像データの数 ( 以下、2 腔像収縮期画像データの数と称する ) をここでは  $M \times s$  と定義する。また、第 2 の連続 B モード画像データの各 B モード画像データ間の収集間隔 ( 以下、第 2 の収集間隔と称する ) をここでは  $T \times y$  と定義する。

## 【 0 0 9 7 】

上記条件の下、4 腔像拡張期及び 2 腔像拡張期の間の補正係数  $K \times d$  は次の式で表される。

## 【 0 0 9 8 】

$$K \times d = ( M \times y \times T \times y ) / ( M \times d \times T \times x ) \quad \cdots ( 7 )$$

同様に、第 1 の 4 腔像拡張期及び第 1 の 2 腔像拡張期の間の補正係数  $K \times s$  は次の式で表される。

## 【 0 0 9 9 】

$$K \times s = ( M \times y \times s \times T \times y ) / ( M \times s \times T \times x ) \quad \cdots ( 8 )$$

しかしながら、第 1 の収集間隔  $T \times x$  は通常、第 2 の収集間隔  $T \times y$  と等しい。従って、上記式 ( 7 ) は次の式 ( 9 ) のように書き換えられる。

## 【 0 1 0 0 】

$$K \times d = M \times y \times d / M \times d \quad \cdots ( 9 )$$

同様に、上記式 ( 8 ) は次の式 ( 1 0 ) のように書き換えられる。

## 【 0 1 0 1 】

$$K \times s = M \times y \times s / M \times s \quad \cdots ( 1 0 )$$

前述のように、4 腔像拡張期画像データ  $M \times d$  の数及び 4 腔像収縮期画像データ  $M \times s$  の数は第 1 の連続 B モード画像データの容積変化曲線に基づいて容易に ( 自動的に ) 得ることができる。また、2 腔像拡張期画像データ  $M \times y \times d$  の数及び 2 腔像収縮期画像データ  $M \times y \times s$  の数は第 2 の連続 B モード画像データの容積変化曲線に基づいて容易に ( 自動的に ) 得ることができる。一方、第 1 の収集間隔  $T \times x$  及び第 2 の収集間隔  $T \times y$  は超音波診断装置のレート周波数や走査線数などに依存し、これらは通常、超音波診断装置の初期設定によって決定される。

## 【 0 1 0 2 】

10

20

30

40

50

例えば、2腔像拡張期 [  $t \times 2 1' - t \times 1 2'$  ] における  $d$  番目の B モード画像データ (すなわち、第1の2腔像収縮末期  $t \times 2 1'$  から  $d$  番目の B モード画像データ) が、時相合せの結果、4腔像拡張期 [  $t \times 2 1 - t \times 1 2$  ] における  $d$  番目の B モード画像データ (すなわち、第1の4腔像収縮末期  $t \times 2 1$  から  $d$  番目の B モード画像データ) に対応するものであるとき、 $d$  番目の B モード画像データは次の式 (11) で算出することができる。

【0103】

$$d = K d \times d \cdots (11)$$

なお、 $d$  は4腔像、2腔像の区別を表し、 $d$  は拡張期 (Diastolic Period) を示すものとする。

10

【0104】

同様に、例えば、2腔像収縮期 [  $t \times 1 1' - t \times 2 1'$  ] における  $s$  番目の B モード画像データ (すなわち、第1の2腔像拡張末期  $t \times 1 1'$  から  $d$  番目の B モード画像データ) が、時相合せの結果、4腔像収縮期 [  $t \times 1 1 - t \times 2 1$  ] における  $s$  番目の B モード画像データ (すなわち、第1の4腔像拡張末期  $t \times 1 1$  から  $s$  番目の B モード画像データ) に対応するものであるとき、 $s$  番目の B モード画像データは次の式 (12) で算出することができる。

【0105】

$$s = K s \times s \cdots (12)$$

なお、 $s$  は収縮期 (Systolic Period) を示すものとする。

20

【0106】

なお、このような式 (11)、(12) を用いた時相合せ計算は4腔像拡張期 [  $t \times 2 1 - t \times 1 2$  ] 及び第1の4腔像収縮期 [  $t \times 1 1 - t \times 2 1$  ] に属する第1の連続 B モード画像データの全ての B モード画像データに適用され得るものである (ステップ S17)。

【0107】

時相合せ計算による場合、式 (11) に基づいて得られる  $d$  や式 (12) に基づいて得られる  $s$  が整数値となることは比較的稀なことかもしれない。このような場合、実際には、拡張期 [  $t \times 2 1 - t \times 1 2$  ] 及び [  $t \times 2 1' - t \times 1 2'$  ] に関しては、式 (11) に基づいて得られる  $d$  に最も近い番号の2腔像 B モード画像データが  $d$  番目の4腔像 B モード画像データに対応する  $d$  番目の2腔像 B モード画像データとして用いられることになる。なお、1の4腔像 B モード画像データに複数の2腔像 B モードデータ (或いは複数の4腔像 B モード画像データに1の2腔像 B モード画像データ) が対応してしまう場合は、因果律等に係る所定の規則 (例えば、 $d$  が小数の場合に四捨五入を行う、複数の画像に対して小数結果が得られた場合にはより整数値に近い方を選択する、収集時間的により近い方を選択する、等) を予め設けておき、この規則に従って対応画像を定めるようにすればよい。同様に、第1の収縮期 [  $t \times 1 1 - t \times 2 1$  ] 及び [  $t \times 1 1' - t \times 2 1'$  ] に関しては、式 (12) に基づいて得られる  $s$  に最も近い番号の2腔像 B モード画像データが  $s$  番目の4腔像 B モード画像データに対応する  $s$  番目の2腔像 B モード画像データとして用いられることになる。なお、上記同様、1の4腔像 B モード画像データに複数の2腔像 B モードデータ (或いは複数の4腔像 B モード画像データに1の2腔像 B モード画像データ) が対応してしまう場合は、因果律等に係る所定の規則 (例えば、 $s$  が小数の場合に四捨五入を行う、複数の画像に対して小数結果が得られた場合にはより整数値に近い方を選択する、収集時間的により近い方を選択する、等) を予め設けておき、この規則に従って対応画像を定めるようにすればよい。

30

40

【0108】

図8(c)は4腔像拡張期が2腔像拡張期よりも約  $2 T \times$  (2枚の画像収集時間相当分) 長い場合を示す例である。すなわち、4腔像拡張期 [  $t \times 2 1 - t \times 1 2$  ] は2腔像拡張期 [  $t \times 2 1' - t \times 1 2'$  ] よりも2つの B モード画像データを多く含んでいる。従って、4腔像拡張期画像データの数  $M \times d$  と2腔像拡張期画像データの数  $M y d$  との間の関

50

係は式： $M \times d = M y d + 2$ で表される。これにより、 $M y d$ 番目の2腔像拡張期画像データは時相合せの結果として $(M y d + 2)$ 番目の4腔像拡張期画像データに対応するものとするができる。2腔像拡張期 $[t \times 2 1' - t \times 1 2']$ の端における(第2の2腔像拡張末期 $T X 1 2'$ における)Bモード画像データの時相は4腔像拡張期 $[t \times 2 1 - t \times 1 2]$ の端における(第2の4腔像拡張末期 $T X 1 2$ における)Bモード画像データの時相と上述の方法により容易に合わせることができる。

【0109】

しかしながら、各期間の端(末期)におけるBモード画像データ以外のBモード画像データについては上述の方法(図8(c)に示す方法)では正確に時相合せを行うことができない場合がある。正確な時相合せのためには、拡張期及び/又は収縮期が第1及び第2の連続Bモード画像データの間で異なる場合に第2の連続Bモード画像データの時相を第1の連続Bモード画像データの時相に合わせることができる前述の式(11)及び/又は(12)の利用が有効である。

10

【0110】

ステップS17における時相合せの後、プロセッサ29は時相合せされた連続Bモード画像データ(すなわち、仮想の連続Bモード画像データ)を用いて心腔内容積を算出する。この容積計算は第1及び第2の連続Bモード画像データに関して既に計測された(算出された)データに基づいて行われる。4腔像拡張期における $d$ 番目のBモード画像データの心腔の直径 $A_j$ を $A(d)_j$ と定義するものとする。また、第1の4腔像収縮期に関しては、第1の4腔像収縮期における $s$ 番目のBモード画像データの心腔の直径 $A_j$ を $A(s)_j$ と定義する。同様に、2腔像拡張期における $d$ 番目のBモード画像データの心腔の直径 $B_j$ を $B(d)_j$ と定義するものとする。また、第1の2腔像収縮期に関しては、第1の2腔像収縮期における $s$ 番目のBモード画像データの心腔の直径 $B_j$ を $B(s)_j$ と定義する。

20

【0111】

前述において、4腔像(2腔像)のBモード画像データにおける心腔内容積は式(1)(又は(4))を用いて算出したが、このような計算が時相合せされたBモード画像データにおける心腔内容積の計算に適用される場合、式(1)(又は(4))は以下に示す式(13)(又は(15))に変更・置き換えをすることができる。

【0112】

4腔像拡張期における $d$ 番目の4腔像Bモード画像データに対応する時相合せされたBモード画像データの心腔内容積 $V(d)$ は、次の式(13)を用いて算出することができる。

30

【0113】

$$V(d) = h \times (A(d)_j / 2) (B(d)_j / 2) \quad (j = 1 \sim J) \quad \dots (13)$$

式(11)より、 $d = K d \times d$ なので、式(13)は次のように書き換えられる。

【0114】

$$V(d) = (h / 4) (A(d)_j) (B(K d \cdot d)_j) \quad (j = 1 \sim J) \quad \dots (14)$$

40

前述したように、補正係数 $K d$ は式(7)又は(9)により得られる。上記の場合、直径 $A(d)_j$ 及び $B(K d \cdot d)_j$ は以下のように表される。

【0115】

$$A(d)_j = (a(d)_{j-1} + a(d)_j) / 2$$

$$B(K d \cdot d)_j = (b(K d \cdot d)_{j-1} + b(K d \cdot d)_j) / 2$$

また、第1の収縮期については、第1の4腔像収縮期における $s$ 番目の4腔像Bモード画像データに対応する時相合せされたBモード画像データの心腔内容積 $V(s)$ は、次の式(15)を用いて算出することができる。

【0116】

$$V(s) = h \times (A(s)_j / 2) (B(s)_j / 2)$$

50

(  $j = 1 \sim J$  ) . . . ( 15 )

式 ( 12 ) より、  $s = K s \times s$  なので、式 ( 15 ) は次のように書き換えられる。

【 0 1 1 7 】

$$V ( s ) = ( h / 4 ) ( A ( s ) j ) ( B ( K s \cdot s ) j )$$

(  $j = 1 \sim J$  ) . . . ( 16 )

前述したように、補正係数  $K s$  は式 ( 8 ) 又は ( 10 ) により得られる。上記の場合、直径  $A ( s ) j$  及び  $B ( K s \cdot s ) j$  は以下のように表される。

【 0 1 1 8 】

$$A ( s ) j = ( a ( s ) j - 1 + a ( s ) j ) / 2$$

$$B ( K s \cdot s ) j = ( b ( K s \cdot s ) j - 1 + b ( K s \cdot s ) j ) / 2$$

10

以上、説明したように、式 ( 14 ) 及び ( 16 ) に従うことで、各期間について、時相合せされた B モード画像データにおける心腔内容積を得ることが可能となる。

【 0 1 1 9 】

次に、本実施の形態に係る時相合せによる効果の参考例として、時相合せ前後の第 1 及び第 2 の連続 B モード画像データのそれぞれの容積変化曲線を図 9 を用いて説明する。図 9 は本発明の第 1 の実施の形態における時相合せ結果とその結果に基づく容積の変化曲線の一例を示す図である。より詳細には、図 9 ( a - 1 ) は時相合せ前の第 1 の連続 B モード画像データの容積変化曲線の一例を示している。また、図 9 ( a - 2 ) は時相合せ後の第 1 の連続 B モード画像データの容積変化曲線の一例を示している。同様に、図 9 ( b - 1 ) は時相合せ前の第 2 の連続 B モード画像データの容積変化曲線の一例を示している。また、図 9 ( b - 2 ) は時相合せ後の第 2 の連続 B モード画像データの容積変化曲線の一例を示している。さらに、図 9 ( c ) は式 ( 14 ) 及び ( 16 ) に基づいて得られた連続 B モード画像データの容積変化曲線の一例を示している。

20

【 0 1 2 0 】

2 腔像拡張期の第 2 の連続 B モード画像データは、時相ずれにより 4 腔像拡張期の第 1 の連続 B モード画像データに比べて画像数が少なくなっている。図 9 に示すように、図 9 ( a - 1 ) の第 2 の 4 腔像拡張末期  $t \times 1 2$  は図 9 ( b - 1 ) の第 2 の 2 腔像拡張末期  $t \times 1 2'$  と時相が一致していない。上述の時相時相合せの結果、第 1 及び第 2 の連続 B モード画像データ間の時相は、図 9 ( a - 2 ) ( b - 2 ) に示すように、第 2 の 2 腔像拡張末期  $t \times 1 2'$  が第 2 の 4 腔像拡張末期  $t \times 1 2$  と一致するように修正される。これにより、式 ( 14 ) 及び ( 16 ) を用いた心腔内容積の計算が仮想的な連続 B モード画像データについて実施される。仮想的な連続 B モード画像データの容積変化曲線は図 9 ( c ) に示されるグラフのように表される。

30

【 0 1 2 1 】

以上、本発明の第 1 の実施の形態によれば、プロセッサ 29 が Modified - Simpson 法を第 1 及び第 2 の連続 B モード画像データに適用して心腔内容積の変化を計算する場合、プロセッサ 29 は第 1 及び第 2 の連続 B モード画像データに基づいて得られた容積変化曲線からそれぞれの時相を検出する。さらに、プロセッサ 29 はその検出結果に従って第 1 及び第 2 の連続 B モード画像データ間の時相を合わせる。従って、Modified - Simpson 法を適用する前に、第 1 及び第 2 の連続 B モード画像データはそれらの時相が実質的に一致するよう調整される。これにより、従来の計測と比較して正確な容積計測を行うことが可能となる。

40

( 第 2 の実施の形態 )

次に、本発明の第 2 の実施の形態について図 2、及び 10 乃至 14 を用いて説明する。本発明の第 1 の実施の形態では、2 つの異なる条件の下に得られた 2 種類の連続 B モード画像データについてそれぞれ様々な計測を実施する場合に当該 2 種類の連続 B モード画像データ間の時相を合わせることで測定の精度を向上させることについて説明した。本発明の第 2 の実施の形態においては、2 つの異なる条件の下に得られた 2 種類の連続 B モード画像データ間の時相を合わせ、2 種類の連続画像を時相を合わせた態様で並べて ( 並列に ) 表示する場合について説明する。

50

## 【0122】

なお、表示される2種類の連続画像は、2種類の連続Bモード画像データとこの2種類の連続Bモード画像データに対応する2種類の連続ドプラモード画像データとの合成の結果得られる2種類の連続画像であってもよい。また、その代わりとして、表示される2種類の連続画像は2種類の連続Bモード画像データに基づく2種類の連続Bモード画像であってもよい。さらにまた、表示される2種類の連続画像は2種類の連続Bモード画像データに対応する2種類の連続ドプラモード画像であってもよい。

## 【0123】

以下の記載においては、4腔像を示す第1の連続画像と2腔像を示す第2の連続画像が同時に表示される場合を例にとって本発明の第2の実施の形態を説明する。本発明の第2の実施の形態に係る画像データの収集手順は本発明の第1の実施の形態について述べた図3に係るものと同様である。従って、画像データの収集手順についてはその説明を以下省略する。

10

## 【0124】

図10は本発明の第2の実施の形態における時相合せに基づく表示手順の一例を示すフローチャートである。

## 【0125】

画像計測部6のプロセッサ29は記憶回路28に保存された第1の連続Bモード画像データ(I×1乃至I×M)の中から最初(第1)の4腔像のBモード画像データ(I×1)を読み出す(ステップS21)。プロセッサ29は輪郭抽出法を用いて第1のBモード画像データ(I×1)における心腔内壁を抽出する。この輪郭抽出法として、例えばACT法を用いる。

20

## 【0126】

プロセッサ29はこの輪郭抽出法によって得られる内壁の輪郭線から弁輪部を検出し、この弁輪部の位置を基準に心腔の長軸方向に長軸を設定する。さらに、長軸に沿った心腔内壁の高さが例えばhである場合、前記長軸の長さをhと見ることができる。ここで、この長軸を所定の分割点 $h_j$ ( $j=1\sim J$ )にて均等間隔hでJ分割( $h=h/J$ 、例えば、 $J=20$ )すると、心腔内は長軸に沿った高さhのJ個のブロックの集合体として扱うことができる。各分割点 $h_j$ において長軸に対して垂直に垂線を引き、例えばある分割点 $h_j$ において引いた垂線が心腔内壁と交わる点を交点とするとプロセッサ29は交点間の長さ $A_j$ を計算する。なお、これら長さh、 $A_j$ 、その他関連するデータは必要に応じて記憶回路28の付随メモリに保存される。

30

## 【0127】

上記条件の下、J個のブロックのうちのあるブロックjは高さh、直径 $A_j$ の底面からなる円柱と仮定することができる。この場合、ブロックjの容積 $V_{A_j}$ は次の式により近似することができる。

## 【0128】

$$V_{A_j} = h \times (A_j / 2)^2$$
 Modified-Simpson法による上記仮定においては、第1のBモード画像データ(I×1)における心腔内容積 $V_{x1}$ はJ個のブロック全てについての容積 $V_{A_j}$ の和の結果( $V_{x1} = V_{A_1} + V_{A_2} + \dots + V_{A_j}$ )として近似することができる。これは次の式で表される。

40

## 【0129】

$$V_{x1} = V_{A_j} (j=1\sim J)$$

$$= h \times (A_j / 2)^2 (j=1\sim J)$$
 より正確な心腔内容積を得るためには上記直径 $A_j$ は以下のようにして算出することができる。

## 【0130】

J個のブロックのうち或るブロックjは通常、完全な円柱ではない。すなわち、ブロックjは直径 $a_j$ ( $j=1\sim J$ )を有する円と仮定できる底面と直径 $a_{j-1}$ を有する円と仮

50

定できる上面を有するものとなる。j が奇数であるとき、直径  $a_j$  は奇数番目の面の直径となり、直径  $a_{j-1}$  は偶数番目の面の直径となる。同様に、j が偶数であるとき、直径  $a_j$  は偶数番目の面の直径となり、直径  $a_{j-1}$  は奇数番目の面の直径となる。上述したように、ブロック j の高さは  $h$  ( $h = h / j$ ) と定義できる。従って、ブロック j の高さ  $h / 2$  の位置での直径 ( $A_j$ ) を前記上面と前記底面のそれぞれについての近似した直径とみなすと仮定すると、直径  $A_j$  は  $(a_{j-1} + a_j) / 2$  と表すことができる。これはブロック j が高さ  $h$ 、直径  $A_j$  ( $A_j = (a_{j-1} + a_j) / 2$ ) の底面からなる円柱とみなすことができることを意味する。従って、前記心腔内容積  $V \times 1$  の式は次の式で置き換えることが可能となる。

【0131】

$$V \times 1 = h \times \left( (a_{j-1} + a_j) / 2 \right)^2 \quad (j = 1 \sim J)$$

高さ  $h$  は  $h = h / J$  と定義されているので、上記式の容積  $V \times 1$  はさらに次の式のように書き換えることができる。

【0132】

$$V \times 1 = (h / 16) (a_{j-1} + a_j)^2 \quad (j = 1 \sim J) \quad \dots (17)$$

プロセッサ 29 は上記計算において算出された心腔内容積  $V \times 1$  を記憶回路 28 に送る。記憶回路 28 では心腔内容積  $V \times 1$  が付随メモリに保存される (ステップ S 22)。

【0133】

第 1 の連続 B モード画像データ ( $I \times 1$  乃至  $I \times M$ ) に含まれる 4 腔像の第 1 の B モード画像データ ( $I \times 1$ ) に対する心腔内容積の計測 (計算) が終了すると、次に第 2 の B モード画像データ ( $I \times 2$ ) がプロセッサ 29 により記憶回路 28 から読み出される。再び、プロセッサ 29 は輪郭抽出法を用いて第 2 の B モード画像データ  $I \times 2$  について心腔内壁を抽出する。第 2 の B モード画像データ  $I \times 2$  における心腔内壁抽出の対象となる心腔は第 1 の B モード画像データ  $I \times 1$  における心腔と同じとなる。以下、同様の手順を繰り返すことで、プロセッサ 29 は第 3 の B モード画像データ乃至第 M 番目の B モード画像データに対する心腔内容積  $V \times 3$  乃至  $V \times M$  も得る。前記心腔内容積  $V \times 2$  も含め、心腔内容積  $V \times 2$  乃至  $V \times M$  は各々の収集に応じて順次、記憶回路 28 の付随メモリに保存される (ステップ S 21 乃至 S 22)。

【0134】

プロセッサ 29 は引き続いて記憶回路 28 に保存された第 2 の連続 B モード画像データ ( $I y 1$  乃至  $I y M$ ) の中から最初 (第 1) の 2 腔像の B モード画像データ ( $I y 1$ ) を読み出す (ステップ S 23)。プロセッサ 29 は輪郭抽出法を用いて第 1 の B モード画像データ ( $I y 1$ ) における心腔内壁を抽出する。第 2 の連続 B モード画像データ ( $I y 1$  乃至  $I y M$ ) において輪郭抽出の対象となる心腔は第 1 の連続 B モード画像データ ( $I \times 1$  乃至  $I \times M$ ) における対象と同じとなる。心腔内壁は、例えば、プロセッサ 29 により A C T 法を用いて抽出することができる。第 1 の連続 B モード画像データ ( $I \times 1$  乃至  $I \times M$ ) に対して記載したように、プロセッサ 29 はこの輪郭抽出法によって得られる内壁の輪郭線から弁輪部を検出し、この弁輪部の位置を基準に心腔の長軸方向に長軸を設定する。さらに、長軸に沿った心腔内壁の高さが例えば  $h$  である場合、前記長軸の長さを  $h$  と見ることができる。ここで、この長軸を所定の分割点  $h_j$  ( $j = 1 \sim J$ ) にて均等間隔  $h$  で J 分割 ( $h = h / J$ 、例えば、 $J = 20$ ) すると、心腔内は長軸に沿った高さ  $h$  の J 個のブロックの集合体として扱うことができる。各分割点  $h_j$  において長軸に対して垂直に垂線を引き、例えばある分割点  $h_j$  において引いた垂線が心腔内壁と交わる点を交点とするとプロセッサ 29 はこの交点間の長さ  $B_j$  を計算する。なお、これら長さ  $h$ 、 $B_j$ 、その他関連するデータは必要に応じて記憶回路 28 の付随メモリに保存される。

【0135】

上記条件の下、J 個のブロックのうちのあるブロック j は高さ  $h$ 、直径  $B_j$  の底面からなる円柱と仮定することができる。この場合、ブロック j の容積  $V_{B_j}$  は次の式により近似することができる。

【0136】

10

20

30

40

50

$$V_{B_j} = h \times (B_j / 2)^2$$

Modified-Simpson法による上記仮定においては、第1のBモード画像データ(Iy1)における心腔内容積Vy1はJ個のブロック全てについての容積 $V_{B_j}$ の和の結果( $Vy1 = V_{B_1} + V_{B_2} + \dots + V_{B_j}$ )として近似することができる。これは次の式で表される。

【0137】

$$Vy1 = \sum_{j=1}^J V_{B_j} \quad (j=1 \sim J)$$

$$= \sum_{j=1}^J h \times (B_j / 2)^2 \quad (j=1 \sim J)$$

第1の連続Bモード画像の場合と同様に、より正確な心腔内容積を得るためには上記直径 $B_j$ は以下のようにして算出することができる。

【0138】

J個のブロックのうち或るブロックjは通常、完全な円柱ではない。すなわち、ブロックjは直径 $b_j$  ( $j=1 \sim J$ )を有する円と仮定できる底面と直径 $b_{j-1}$ を有する円と仮定できる上面を有するものとなる。jが奇数であるとき、直径 $b_j$ は奇数番目の面の直径となり、直径 $b_{j-1}$ は偶数番目の面の直径となる。同様に、jが偶数であるとき、直径 $b_j$ は偶数番目の面の直径となり、直径 $b_{j-1}$ は奇数番目の面の直径となる。上述したように、ブロックjの高さは $h$  ( $h = h / j$ )と定義できる。従って、ブロックjの高さ $h/2$ の位置での直径( $B_j$ )を前記上面と前記底面のそれぞれについての近似した直径とみなすと仮定すると、直径 $B_j$ は $(b_{j-1} + b_j) / 2$ と表すことができる。これはブロックjが高さ $h$ 、直径 $B_j$  ( $B_j = (b_{j-1} + b_j) / 2$ )の底面からなら円柱とみなすことができることを意味する。従って、前記心腔内容積Vy1の式は次の式で置き換えることが可能となる。

【0139】

$$Vy1 = \sum_{j=1}^J h \times \left( \frac{(b_{j-1} + b_j) / 2}{2} \right)^2 \quad (j=1 \sim J)$$

高さ $h$ は $h = h / J$ と定義されているので、上記式の容積Vy1はさらに次の式のように書き換えることができる。

【0140】

$$Vy1 = \left( \frac{h}{16} \right) \sum_{j=1}^J (b_{j-1} + b_j)^2 \quad (j=1 \sim J) \quad \dots (18)$$

プロセッサ29は上記計算において算出された心腔内容積Vy1を記憶回路28に送る。記憶回路28では心腔内容積Vy1が付随メモリに保存される(ステップS24)。

【0141】

第2の連続Bモード画像データ(Iy1乃至IyM)に含まれる2腔像の第1のBモード画像データ(Iy1)に対する心腔内容積の計測(計算)が終了すると、次に第2のBモード画像データ(Iy2)がプロセッサ29により記憶回路28から読み出される。再び、プロセッサ29は輪郭抽出法を用いて第2のBモード画像データIy2について心腔内壁を抽出する。第2のBモード画像データIy2における心腔内壁抽出の対象となる心腔は第1のBモード画像データIy1における心腔と同じとなる。以下、同様の手順を繰り返すことで、プロセッサ29は第3のBモード画像データ乃至第M番目のBモード画像データに対する心腔内容積Vy3乃至VyMも得る。前記心腔内容積Vy2も含め、心腔内容積Vy2乃至VyMは各々の収集に応じて順次、記憶回路28の付随メモリに保存される(ステップS23乃至S24)。

【0142】

4腔像における心腔内容積 $Vx1$ 乃至 $VxM$ 及び2腔像における心腔内容積 $Vy1$ 乃至 $VyM$ の双方が得られると、システム制御部9はこれら心腔内容積 $Vx1$ 乃至 $VxM$ 及び $Vy1$ 乃至 $VyM$ を一旦、表示用メモリ30に保存するよう制御する。保存された心腔内容積 $Vx1$ 乃至 $VxM$ 及び $Vy1$ 乃至 $VyM$ は表示回路31を介してモニタ32に容積変化曲線として表示される(ステップS25)。

【0143】

容積変化曲線では、式(17)を第1の連続Bモード画像データの各Bモード画像データに適用することによって算出された容積が第1の連続Bモード画像データの各画像データ

10

20

30

40

50

の収集に沿って時系列に描かれる。同様に、容積変化曲線では、式(18)を第2の連続Bモード画像データの各Bモード画像データに適用することによって算出された容積が第2の連続Bモード画像データの各画像データの収集に沿って時系列に描かれる。

【0144】

第1の連続Bモード画像データの各Bモード画像データは間隔 $T_x$ 置きに収集されるものとする。また、第2の連続Bモード画像データの各Bモード画像データは間隔 $T_y$ 置きに収集されるものとする。4腔像画像データの容積変化曲線では、時刻(時相) $t_{x11}$ における第1のピークが第1の4腔像拡張末期と判断される。この第1のピークは例えば第1の連続Bモード画像データのうち時間的に最初に算出容積 $V_x$ が最大となる時である。また、時相 $t_{x12}$ における第2のピークが第2の4腔像拡張末期と判断される。この第2のピークは例えば第1の連続Bモード画像データのうち時間的に2番目に算出容積 $V_x$ が最大となる時である。一方、時相 $t_{x21}$ における第1の谷が第1の4腔像収縮末期と判断される。この第1の谷は例えば第1の連続Bモード画像データのうち時間的に最初に算出容積 $V_x$ が最小となる時である。また、時相 $t_{x22}$ における第2の谷が第2の4腔像収縮末期と判断される。この第2の谷は例えば第1の連続Bモード画像データのうち時間的に2番目に算出容積 $V_x$ が最小となる時である。

10

【0145】

第1の4腔像拡張末期 $t_{x11}$ と第1の4腔像収縮末期 $t_{x21}$ との間の期間は第1の4腔像収縮期 $[t_{x11} - t_{x21}]$ と判断される。また、第2の4腔像拡張末期 $t_{x12}$ と第2の4腔像収縮末期 $t_{x22}$ との間の期間は第2の4腔像収縮期 $[t_{x12} - t_{x22}]$ と判断される。さらに、第1の4腔像収縮末期 $t_{x21}$ と第2の4腔像拡張末期 $t_{x12}$ との間の期間は4腔像拡張期 $[t_{x21} - t_{x12}]$ と判断される。

20

【0146】

2腔像画像データの容積変化曲線では、時刻(時相) $t_{x11}'$ における第1のピークが第1の2腔像拡張末期と判断される。この第1のピークは例えば第2の連続Bモード画像データのうち時間的に最初に算出容積 $V_x$ が最大となる時である。また、時相 $t_{x12}'$ における第2のピークが第2の2腔像拡張末期と判断される。この第2のピークは例えば第2の連続Bモード画像データのうち時間的に2番目に算出容積 $V_x$ が最大となる時である。一方、時相 $t_{x21}'$ における第1の谷が第1の2腔像収縮末期と判断される。この第1の谷は例えば第2の連続Bモード画像データのうち時間的に最初に算出容積 $V_x$ が最小となる時である。また、時相 $t_{x22}'$ における第2の谷が第2の2腔像収縮末期と判断される。この第2の谷は例えば第2の連続Bモード画像データのうち時間的に2番目に算出容積 $V_x$ が最小となる時である。

30

【0147】

第1の2腔像拡張末期 $t_{x11}'$ と第1の2腔像収縮末期 $t_{x21}'$ との間の期間は第1の2腔像収縮期 $[t_{x11}' - t_{x21}']$ と判断される。また、第2の2腔像拡張末期 $t_{x12}'$ と第2の2腔像収縮末期 $t_{x22}'$ との間の期間は第2の2腔像収縮期 $[t_{x12}' - t_{x22}']$ と判断される。さらに、第1の2腔像収縮末期 $t_{x21}'$ と第2の2腔像拡張末期 $t_{x12}'$ との間の期間は2腔像拡張期 $[t_{x21}' - t_{x12}']$ と判断される。

40

【0148】

前記第1の連続Bモード画像データの前記時刻(時相)や期間を判断するために、プロセッサ29は第1の連続Bモード画像データ( $I_{x1}$ 乃至 $I_{xM}$ )を読み出す。プロセッサ29は心腔内容積 $V_{x1}$ 乃至 $V_{xM}$ のうち1以上のピーク(最大)値及び1以上の谷(最小)値を検出する。1以上のピーク(最大)値 $V_{max}$ が検出されると、プロセッサ29は当該ピーク値 $V_{max}$ を有するBモード画像データを認識することができる。これにより、プロセッサ29は第1の4腔像拡張末期 $t_{x11}$ 及び第2の4腔像拡張末期 $t_{x12}$ のような拡張末期を判断することができる。同様に、1以上の谷(最小)値 $V_{min}$ が検出されると、プロセッサ29は当該谷値 $V_{min}$ を有するBモード画像データを認識することができる。これにより、プロセッサ29は第1の4腔像収縮末期 $t_{x21}$ 及び第2の

50

4 腔像収縮末期  $t \times 2 2$  のような収縮末期を判断することができる。

【0149】

前記第1及び第2の4腔像拡張末期  $t \times 1 1$ 、 $t \times 1 2$  及び第1及び第2の4腔像収縮末期  $t \times 2 1$ 、 $t \times 2 2$  の判断は第1及び第2の4腔像収縮期 [ $t \times 1 1 - t \times 2 1$ ]、 $[t \times 1 2 - t \times 2 2]$  並びに4腔像拡張期 [ $t \times 2 1 - t \times 1 2$ ] の判断につながるものとなる。これらの期間の判断に応じて、すなわち、これら拡張期や収縮期が決定されると、プロセッサ29は各期間に含まれる心腔内容積データの数(すなわち、Bモード画像データの数)を判断する。この画像数の判断は期間の判断に応じて、実質的に自動的に達成されるようにしてもよい。

【0150】

4腔像の場合と同様、前記第2の連続Bモード画像データの前記時刻(時相)や期間を判断するために、プロセッサ29は第2の連続Bモード画像データ( $I y 1$ 乃至 $I y M$ )を読み出す。プロセッサ29は心腔内容積 $V y 1$ 乃至 $V y M$ のうち1以上のピーク(最大)値及び1以上の谷(最小)値を検出する。1以上のピーク(最大)値 $V_{max}$ が検出されると、プロセッサ29は当該ピーク値 $V_{max}$ を有するBモード画像データを認識することができる。これにより、プロセッサ29は第1の2腔像拡張末期  $t \times 1 1'$  及び第2の2腔像拡張末期  $t \times 1 2'$  のような拡張末期を判断することができる。同様に、1以上の谷(最小)値 $V_{min}$ が検出されると、プロセッサ29は当該谷値 $V_{min}$ を有するBモード画像データを認識することができる。これにより、プロセッサ29は第1の2腔像収縮末期  $t \times 2 1'$  及び第2の2腔像収縮末期  $t \times 2 2'$  のような収縮末期を判断することができる。

【0151】

前記第1及び第2の2腔像拡張末期  $t \times 1 1'$ 、 $t \times 1 2'$  及び第1及び第2の2腔像収縮末期  $t \times 2 1'$ 、 $t \times 2 2'$  の判断は第1及び第2の2腔像収縮期 [ $t \times 1 1' - t \times 2 1'$ ]、 $[t \times 1 2' - t \times 2 2']$  並びに2腔像拡張期 [ $t \times 2 1' - t \times 1 2'$ ] の判断につながるものとなる。これらの期間の判断に応じて、すなわち、これら拡張期や収縮期が決定されると、プロセッサ29は各期間に含まれる心腔内容積データの数(すなわち、Bモード画像データの数)を判断する。この画像数の判断は期間の判断に応じて、実質的に自動的に達成されるようにしてもよい(ステップS26)。

【0152】

プロセッサ29はBモード画像データの数の判断に基づいて時相合せを開始する。時相合せは第1及び第2の連続Bモード画像データ間における収縮期において実施するものとする。さらに、時相合せは第1及び第2の連続Bモード画像データ間における拡張期において実施するものとする。本実施の形態においては第2の連続Bモード画像データの時相が第1の連続Bモード画像データの時相に合わせられるものとする。すなわち、第2の連続Bモード画像データの時相は第1の連続Bモード画像データの時相に基づいて調整されることになる。

【0153】

4腔像拡張期画像データの数をここでは $M \times d$ と定義する。さらに、4腔像収縮期画像データの数をここでは $M \times s$ と定義する。また、第1の収集間隔をここでは $T \times$ と定義する。

【0154】

同様に、第2の連続Bモード画像データに関しても、2腔像拡張期画像データの数をここでは $M y d$ と定義する。さらに、2腔像収縮期画像データの数をここでは $M y s$ と定義する。また、第2の収集間隔をここでは $T y$ と定義する。

【0155】

上記条件の下、4腔像拡張期及び2腔像拡張期の間の補正係数 $K d$ は次の式で表される。

【0156】

$$K d = (M y d \times T y) / (M \times d \times T \times)$$

同様に、第1の4腔像拡張期及び第1の2腔像拡張期の間の補正係数 $K s$ は次の式で表さ

10

20

30

40

50

れる。

【0157】

$$K_s = (M_{y_s} \times T_y) / (M_{x_s} \times T_x)$$

しかしながら、第1の収集間隔  $T_x$  は通常、第2の収集間隔  $T_y$  と等しい。従って、上記補正係数  $K_d$  の式は次の式のように書き換えられる。

【0158】

$$K_d = M_{y_d} / M_{x_d}$$

同様に、上記補正係数  $K_s$  の式は次の式のように書き換えられる。

【0159】

$$K_s = M_{y_s} / M_{x_s}$$

前述のように、4腔像拡張期画像データ  $M_{x_d}$  の数及び4腔像収縮期画像データ  $M_{x_s}$  の数は第1の連続Bモード画像データの容積変化曲線に基づいて容易に（自動的に）得ることができる。また、2腔像拡張期画像データ  $M_{y_d}$  の数及び2腔像収縮期画像データ  $M_{y_s}$  の数は第2の連続Bモード画像データの容積変化曲線に基づいて容易に（自動的に）得ることができる。一方、第1の収集間隔  $T_x$  及び第2の収集間隔  $T_y$  は超音波診断装置のレート周波数や走査線数などに依存し、これらは通常、超音波診断装置の初期設定によって決定される。

【0160】

例えば、2腔像拡張期  $[t_{x21'} - t_{x12'}]$  における  $d$  番目のBモード画像データ（すなわち、第1の2腔像収縮末期  $t_{x21'}$  から  $d$  番目のBモード画像データ）が、時相合せの結果、4腔像拡張期  $[t_{x21} - t_{x12}]$  における  $d$  番目のBモード画像データ（すなわち、第1の4腔像収縮末期  $t_{x21}$  から  $d$  番目のBモード画像データ）に対応するものであるとき、 $d$  番目のBモード画像データは次の式で算出することができる。

【0161】

$$d = K_d \times d$$

同様に、例えば、2腔像収縮期  $[t_{x11'} - t_{x21'}]$  における  $s$  番目のBモード画像データ（すなわち、第1の2腔像拡張末期  $t_{x11'}$  から  $d$  番目のBモード画像データ）が、時相合せの結果、4腔像収縮期  $[t_{x11} - t_{x21}]$  における  $s$  番目のBモード画像データ（すなわち、第1の4腔像拡張末期  $t_{x11}$  から  $s$  番目のBモード画像データ）に対応するものであるとき、 $s$  番目のBモード画像データは次の式で算出することができる。

【0162】

$$s = K_s \times s$$

なお、このような時相合せ計算は4腔像拡張期  $[t_{x21} - t_{x12}]$  及び第1の4腔像収縮期  $[t_{x11} - t_{x21}]$  に属する第1の連続Bモード画像データの全てのBモード画像データに適用され得るものである（ステップS27）。

【0163】

時相合せ計算による場合、前記  $d$  や前記  $s$  が整数値となることは比較的稀なことかもしれない。このような場合、実際には、拡張期  $[t_{x21} - t_{x12}]$  及び  $[t_{x21'} - t_{x12'}]$  に関しては、前記  $d$  に最も近い番号の2腔像Bモード画像データが  $d$  番目の4腔像Bモード画像データに対応する  $d$  番目の2腔像Bモード画像データとして用いられることになる。なお、1の4腔像Bモード画像データに複数の2腔像Bモードデータ（或いは複数の4腔像Bモード画像データに1の2腔像Bモード画像データ）が対応してしまう場合は、因果律等に係る所定の規則（例えば、 $d$  が小数の場合に四捨五入を行う、複数の画像に対して小数結果が得られた場合にはより整数値に近い方を選択する、収集時間的により近い方を選択する、等）を予め設けておき、この規則に従って対応画像を定めるようにすればよい。同様に、第1の収縮期  $[t_{x11} - t_{x21}]$  及び  $[t_{x11'} - t_{x21'}]$  に関しては、前記  $s$  に最も近い番号の2腔像Bモード画像データが  $s$  番目の4腔像Bモード画像データに対応する  $s$  番目の2腔像Bモード画像データと

10

20

30

40

50

して用いられることになる。なお、上記同様、1の4腔像Bモード画像データに複数の2腔像Bモードデータ(或いは複数の4腔像Bモード画像データに1の2腔像Bモード画像データ)が対応してしまう場合は、因果律等に係る所定の規則(例えば、sが小数の場合に四捨五入を行う、複数の画像に対して小数結果が得られた場合にはより整数値に近い方を選択する、収集時間的により近い方を選択する、等)を予め設けておき、この規則に従って対応画像を定めるようにすればよい。

#### 【0164】

上記の手順によれば、それぞれの拡張期及び/又はそれぞれの収縮期が第1及び第2の連続画像データ間で長さが異なる場合、プロセッサ29は時相のずれを修正するための補正係数 $K_d$ 及び $K_s$ を用いて第1及び第2の連続画像データについて計算をし、第1及び第2の連続画像データ間の時相を合わせる。これにより、第2(又は第1)の連続画像データに含まれる所定の画像データに対応する第1(又は第2)の連続画像データに含まれる所定の画像データを得ることが可能となる。つまり、第1(又は第2)の連続画像データに含まれる所定の画像データの時相は第2(又は第1)の連続画像データに含まれる所定の画像データの時相と実質的に等しくなる。

10

#### 【0165】

このような時相合せの後、システム制御部9は記憶回路28から第1及び第2の連続画像データを読み出す。読み出された第1及び第2の連続画像データは表示用メモリ30において並列表示のためのフォーマットにフォーマット変換される。表示用メモリ30はフォーマット変換された第1及び第2の連続画像データを一旦保存する。保存された第1及び第2の連続画像データは表示回路31を介してモニタ32に送られる。モニタ32では図11に示されるように第1及び第2の連続画像が時相合せされた態様で並列に表示される(ステップS28)。

20

#### 【0166】

並列表示は第1及び第2の連続画像を隣同士に表示するようにしてもよいが、これに限られるものではない。並列表示はまた第1及び第2の連続画像の同時表示として解釈されてもよい。図11において、4腔像を表す第1の連続画像はモニタ32の左側に表示されるようにしてもよい。この場合、モニタ32の右側には2腔像を表す第2の連続画像が表示される。上記表示位置は左右逆であってもよい。また、並列表示又は同時表示の別の例として、第1及び第2の連続画像は上下に表示されてもよい。さらに、モニタ32として1つ(又は共通)のCPUの下で動作する2台のモニタが設けられているとき、第1の連続画像は2台のうち一方のモニタに表示され、第2の連続画像はもう一方のモニタに表示されるようにしてもよい。この場合、一方のモニタに表示される第1の連続画像と他方のモニタに表示される第2の連続画像は時相合せの態様で表示される。つまり、第1及び第2の連続画像は1つのCPUによる制御の下、時相合せの態様で連動表示されることになる。このような2モニタ表示も前記並列表示の一態様に含まれる。

30

#### 【0167】

図12は本発明の第2の実施の形態における時相合せ後の第1及び第2の種類の連続画像に係る縮小画像の表示の一例を示す図である。図12では、第1の連続画像の代わりに4腔像画像が縮小画像(サムネイル)410乃至490で表示されている。また2腔像画像についても第2の連続画像の代わりに縮小画像210乃至270にて表示される。第1及び第2の連続画像間の時相合せに基づいて、縮小画像410乃至490はモニタ32において例えば縮小画像210乃至270の上側に表示される。縮小画像210乃至270は時相合せの結果に従いそれぞれ対応する縮小画像410乃至490の下に配置・表示される。従って、例えば、縮小画像210乃至250は縮小画像410乃至450に対応する一方で縮小画像260は縮小画像470の下に配置・表示される。また、縮小画像270は縮小画像490の下に配置・表示される。なお、時相合せによれば、縮小画像460及び480に対応する2腔像画像の縮小画像は存在しないことになる。

40

#### 【0168】

図12に示すように、操作者がカーソルにより例えば4腔像画像の縮小画像470を指示

50

し選択すると、選択された縮小画像470に対応する拡大画像(図13のOG470)が表示されるようにしてもよい。拡大された画像は第1の連続画像に含まれ縮小画像470に対応する原画像であってもよい。

【0169】

図13は本発明の第2の実施の形態における縮小画像表示後の拡大画像表示の一例を示す図である。選択された縮小画像470に対応する拡大画像OG470が表示される際、縮小画像260に対応する別の拡大画像OG260も表示されるようにしてもよい。この拡大画像OG260も第2の連続画像に含まれ縮小画像260に対応する原画像であってもよい。縮小画像470の選択に応じて、拡大画像OG470及びOG260が図13に示すように並列表示される。また、操作者が縮小画像260を選択する場合も、拡大画像OG470及びOG260がその選択に応じて同様に並列表示される。しかしながら、もし操作者が縮小画像460を選択すると、縮小画像460に対応する2腔像画像の縮小画像が存在しないため、縮小画像460に対応する拡大画像のみが表示されることになる。すなわち、時相合せに従った場合、縮小画像460の基となる4腔像画像に対応する2腔像画像が存在しないということである。

10

【0170】

本発明の第1及び第2の実施の形態は2種類の連続画像データ間の時相合せに限定されるものではなく、3種類以上の連続画像データ間の時相合せにおいても適用できるものである。3種類以上の連続画像データの場合、2種類の連続画像データの場合同様、3種類以上の連続画像データのうちの1つの連続画像データを基本連続画像データとして選択する。一旦この1つの基本連続画像データが選択、決定されると、本発明の実施の形態で説明したように、基本連続画像データ以外の全ての連続画像データの各々についてその時相が基本連続画像データの時相と一致するよう時相調整が行われる。

20

【0171】

このような3種類以上の連続画像データ間の時相合せの後、3種類以上の連続画像データに含まれる画像がその種類毎に並列に表示される。また、操作者が事前に或いは表示の際に1又は2以上の特定の種類の連続画像データを選択するようにしてもよい。操作者が1種類のみの連続画像データを選択した場合は当該選択された連続画像データが時相合せに関係なくモニタ32に表示される。一方、もし操作者が2種類以上の連続画像データを選択した場合は当該選択された2種類以上の連続画像データが時相合せに従ってモニタ32に並列表示される。このような選択は、操作者が全ての種類の連続画像データではなく特定の種類の連続画像データに集中して観察したい場合などに効果的である。

30

【0172】

図14は本発明の第2の実施の形態における時相合せ後の第1乃至第3の種類の連続画像に係る縮小画像の表示の一例を示す図である。図15において、縮小画像410乃至490は第1の断面画像についての連続画像データ(以下、第1の断面画像データと称す)に対応するものである。この縮小画像410乃至490は第2の断面画像についての連続画像データ(以下、第2の断面画像データと称す)に対応する縮小画像210乃至270及び第3の断面画像についての連続画像データ(以下、第3の断面画像データと称す)に対応する縮小画像310乃至370の双方に対する時相合せの基礎となる。第1の断面画像データに基づく第1、第2、及び第3の断面画像データ間の時相合せに従い、例えば、縮小画像410乃至490はモニタ32において縮小画像210乃至270の上側に表示される。また、縮小画像310乃至370はモニタ32において例えば縮小画像210乃至270の下側に表示される。縮小画像210乃至270は時相合せに従い、それぞれ対応する縮小画像410乃至490の下になるよう表示される。さらに、縮小画像310乃至370は時相合せに従い、縮小画像410乃至490に対応する態様で配置されて表示される。従って、例えば、縮小画像210乃至250は縮小画像410乃至450に対応する一方で縮小画像260は縮小画像470の下に配置・表示される。また、縮小画像270は縮小画像490の下に配置・表示される。なお、時相合せによれば、縮小画像460及び480に対応する第2の断面画像データの縮小画像は存在しないことになる。同様に

40

50

、例えば、縮小画像 3 1 0 乃至 3 4 0 は縮小画像 4 1 0 乃至 4 4 0 に対応する一方で縮小画像 3 5 0 は縮小画像 4 6 0 の下に配置・表示される。また、縮小画像 3 6 0 及び 3 7 0 は縮小画像 4 8 0 及び 4 9 0 の下に配置・表示される。なお、時相合せによれば、縮小画像 4 5 0 及び 4 7 0 に対応する第 3 の断面画像データの縮小画像は存在しないことになる。

#### 【 0 1 7 3 】

例えば第 1、第 2、及び第 3 の断面画像データのような 3 種類以上の連続画像データが得られる場合、操作者はこの 3 種類以上の連続画像データのうちの如何なる 2 種類以上の連続画像データを選択するようにしてもよい。すなわち、例えば図 1 4 の場合、縮小画像 2 1 0 乃至 2 7 0 は表示されずに縮小画像 4 1 0 乃至 4 9 0 並びに縮小画像 3 1 0 乃至 3 7 0 が一緒に表示されるようにしてもよい。また、例えば縮小画像 4 1 0 乃至 4 9 0 は表示されずに縮小画像 2 1 0 乃至 2 7 0 並びに縮小画像 3 1 0 乃至 3 7 0 が一緒に表示されるようにしてもよい。このような選択は縮小画像の表示の場合に限定されるものではなく、連続表示態様による原画像（2 種類以上の連続画像データ）の表示の場合にも適用可能である。

10

#### 【 0 1 7 4 】

上述のように、本発明の第 2 の実施の形態によれば、異なる撮影方法によって得られる複数の画像の時相を合わせて、同時表示することにより、心臓の運動機能の 3 次元観察をより正確に行うことができ、また運動負荷などの影響についても容易に捉えることが可能となる。

20

#### 【 0 1 7 5 】

本発明の実施の形態においては、4 腔像及び 2 腔像を表す連続画像データの例について述べてきたが、本発明の実施の形態はこれに限定されることはなく、例えば、長軸像/短軸像を表す連続画像データ間について、運動負荷前後の様子を表す連続画像データ間について、適用するようにしてもよい。また、負荷に関しては運動の場合以外に薬物による負荷の場合に適用してもよい。

#### 【 0 1 7 6 】

さらに、これらの画像データに対応する画像がモニタ 3 2 に表示されるとき、当該表示画像は B モード画像に限られることはなく、組織の運動あるいは血流の流れの状態を反映したドプラモード画像であってもよい。この表示画像はまた B モード画像とドプラモード画像を合成した画像であってもよい。

30

#### 【 0 1 7 7 】

本発明の実施の形態によれば、連続画像を動画として表示するのが好ましいが、少なくとも 2 種類の連続画像が並列表示される際に時相合せに基づく態様で順次表示される限り、それぞれの連続画像を静止画として表示するようにしてもよい。

#### 【 0 1 7 8 】

本発明の上記実施の形態において、拡張末期及び収縮末期は共に心腔内容積等に基づいて判断された。しかしながら、これら拡張末期及び収縮末期については別の方法に基づいて判断されるようにしてもよい。図 1 5 は本発明の実施の形態における容積データ、心電図、及び心音図の間の関係の一例を示す図である。

40

#### 【 0 1 7 9 】

図 1 5 において、心腔内容積による第 1 の拡張末期 V 1 は前述したように心電図データの第 1 の R 波 E C G 1 に対応するものとするができる。一方、心音図データの I 音 P C G 1 は第 1 の拡張末期 V 1 を判断できるほど十分にはっきりしたものとはなっていない。従って、第 1 の R 波 E C G 1 の時をもって第 1 の拡張末期 V 1 に対応する第 1 の拡張末期とみなすことができる。また、収縮末期に関しては、心腔内容積による収縮末期 V 2 は心電図データの I I 音 P C G 2 に対応するものとするができる。この時、心電図データの波 E C G 2 は収縮末期 V 2 を特定できるほど十分にはっきりしたものとはなっていない。従って、I I 音 P C G 2 が収縮末期 V 2 に対応する収縮末期とみなすことができる。なお、第 1 の拡張末期と同様に、心腔内容積による第 2 の拡張末期 V 3 は心電図データの第

50

2のR波ECG3に対応するものとして行うことができる。一方、心音図データの新たなI音PCG3は第2の拡張末期V3を判断できるほど十分にはっきりしたものはなっていない。従って、第2のR波ECG3の時をもって第2の拡張末期V3に対応する第2の拡張末期とみなすことができる。従って、それぞれの種類の連続画像データにおいて、心腔内容積等を計算せずともその第1及び第2の拡張末期並びに収縮末期を判断することが可能となる。

#### 【0180】

以上、超音波診断装置について本発明の実施の形態を述べてきた。しかしながら、時相合せの特徴に関しては必ずしも超音波診断装置に搭載されている必要はない。本発明の実施の形態によれば、本時相合せ機能を超音波診断装置に搭載する代わりに、超音波診断装置とは独立したデータ処理装置に時相合せ機能が設けられるようにしてもよい。このデータ処理装置は超音波診断装置とは異なる場所（離れた場所）に設けられ、超音波診断装置に接続されて超音波画像が提供されるようにしてもよい。これにより、たとえ超音波診断装置が従来からある装置であっても本発明の実施の形態による時相合せ機能の利益を享受することが可能となる。

10

#### 【0181】

図16は本発明の実施の形態におけるデータ処理装置の構成の一例を示すブロック図である。データ処理装置1700は画像計測部176と、入力部177と、表示部178とを含んでいる。

#### 【0182】

画像計測部176は記憶回路1728と、プロセッサ1729と、表示用メモリ1730とを含んでいる。また、表示部178は表示回路1731と、モニタ1732とを含んでいる。

20

#### 【0183】

データ処理装置1700において処理される画像データは超音波診断装置から収集された画像データを保存する着脱可能な記憶媒体を介して得られるようにしてもよいし、超音波診断装置に接続された通信ケーブルを介して得られるようにしてもよい。データ処理装置1700に含まれる各構成要素の詳細及びその構成による手順は本発明の実施の形態において述べたものと同様であり、ここでは省略する。連続画像データがデータ処理装置1700に提供される限り（連続画像データをデータ処理装置1700に提供することができる限り）、従来からある如何なるタイプの超音波診断装置であっても本発明の実施の形態による時相合せの機能の利益を享受することが可能となる。

30

#### 【0184】

以上説明したように、本発明によれば、異なる撮影条件によって得られる複数の連続画像データの時相が検出でき、さらに画像データ間の時相合せ込みができる。従って、生体組織の機能検査において精度のよい生体情報の表示を可能とする。

#### 【0185】

なお、例えば、上記の実施の形態では超音波診断装置によって得られた画像に対しての画像計測方法あるいは画像計測装置について述べたが、対象となる画像は超音波画像のみならず、X線装置やX線CT装置、さらにはMRI装置など他の医用画像装置によって得られる画像に対しても同様に有効である。さらに、上記の実施の形態では心腔内容積の変化曲線に基づいて2つの連続画像の時相合せを行ったが、この方法に限定されない。例えば心腔内の自動輪郭検出法によって得られた閉曲線から心腔内の面積を求め、その変化曲線から時相を求めてよい。また心腔内に設定した長軸などの長さの変化から時相を求めることも可能である。さらにまた、本発明の実施の形態では心室（特に左室）を対象とした場合の容積計測方法を示したが、計測対象は心室に限定されず、心房であってもよい。

40

#### 【0186】

なお4腔像および2腔像の画像収集において、本発明の実施の形態では入力部7において入力される画像データ収集開始のコマンド信号に従って所定枚数の連続画像を撮影し、順次記憶回路28に保存する方法について述べたが、他の収集方法を用いてもよい。例えば

50

4腔像および2腔像につき、記憶回路28を介してモニタ32にリアルタイム表示を行い、画像表示中に操作者が画像データ収集コマンドを入力部7から入力することによって、このコマンドパルスの入力タイミングから遡って所定枚数分(M)だけ記憶回路28に保存する方法を採用してもよい。

【0187】

上記の本発明の実施の形態においては、4腔像を表す連続画像データが2腔像を表す連続画像データに先立って収集される場合について述べたが、特に制約等が無い限り、2種類(或いはそれ以上の)連続画像データの収集順序は本発明の実施の形態に記載されたものに限られることはない。

【0188】

本発明の超音波診断装置、医用画像装置、或いはデータ処理装置は、上記実施の形態において、コンピュータプログラムやアプリケーションを一時的或いは不揮発な態様にてコンピュータ読み取り可能なインストラクションとして受信及び保存可能な記録媒体(例えば、RAM:RANDOM ACCESS MEMORY)を有するようにしてもよい。超音波診断装置、医用画像装置、或いはデータ処理装置はさらに、ハードディスクとの書き込みや読み出しのための(制御部の一部としての)ハードディスクドライブ、磁気ディスクとの書き込みや読み出しのための磁気ディスクドライブ、及び/又は光ディスク(CD、CD-R、CD-RW、DVD、その他の光デバイス)との書き込みや読み出しのための光ディスクドライブ、を有してもよい。これらメモリやドライブ、またこれらそれぞれの媒体の1以上については、実行により本発明の実施の形態の少なくとも1つを実施可能とするコンピュータ読み取り可能なインストラクションを保持するコンピュータプログラム製品の例でしかないことは当業者であれば理解し得るところである。

【0189】

これにより、本発明の実施の形態に係る機能や特徴を有していない超音波診断装置、医用画像装置、或いはデータ処理装置の場合であっても、上記コンピュータ読み取り可能なプログラムを読み取り実施できると共に、本発明の実施の形態に示した例のような機能を必要とする場合にはその必要とする機能を有する装置である限り、本発明の実施の形態に係る特徴を享受できるようになる。

【0190】

以上述べた本発明の実施の形態は本発明の理解を容易にするためにのみ記載された例に過ぎず、本発明を限定するための記載ではない。従って、以上の本発明の実施の形態において開示された各構成要素やその他要素は本発明の主旨を逸脱しない範囲においてその等価物等に設計変更や修正を可能とするものである。さらに、同構成要素やその他要素についての可能とする如何なる組み合わせも、以上述べた本発明の実施の形態において得られる効果と同様の効果が得られる限り、本発明の範囲に含まれる。

【0191】

【発明の効果】

本発明によれば、それぞれ異なる条件下で収集される複数の連続画像データの時相合せを行うことによって、各時相における画像の表示、これらの画像データに基づく各種計測、等の精度を改善することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1の実施の形態および第2の実施の形態における超音波診断装置の構成の一例を示すブロック図。

【図2】本発明の第1の実施の形態および第2の実施の形態における連続画像データの収集手順の一例を示すフローチャート。

【図3】本発明の第1の実施の形態における時相合せの手順の一例を示すフローチャート。

【図4】本発明の第1の実施の形態および第2の実施の形態における心腔内容積の算出方法の一例を示す図。

【図5】本発明の第1の実施の形態および第2の実施の形態における心腔内容積の算出方

10

20

30

40

50

法の一例をより詳細に示す図。

【図 6】本発明の第 1 の実施の形態および第 2 の実施の形態における心腔内容積の算出方法に係る 4 腔像および 2 腔像の画像の一例を示す図。

【図 7】本発明の第 1 の実施の形態および第 2 の実施の形態における 4 腔像と 2 腔像、及びこれらから得られる容積変化曲線の一例を示す図。

【図 8】本発明の第 1 の実施の形態および第 2 の実施の形態における時相合せ方法の一例を示す図。

【図 9】本発明の第 1 の実施の形態における時相合せ結果とその結果に基づく容積の変化曲線の一例を示す図。

【図 10】本発明の第 2 の実施の形態における時相合せに基づく表示手順の一例を示すフローチャート。 10

【図 11】本発明の第 2 の実施の形態における第 1 及び第 2 の種類の画像の並列表示の一例を示す図。

【図 12】本発明の第 2 の実施の形態における時相合せ後の第 1 及び第 2 の種類の連続画像に係る縮小画像の表示の一例を示す図。

【図 13】本発明の第 2 の実施の形態における縮小画像表示後の拡大画像表示の一例を示す図。

【図 14】本発明の第 2 の実施の形態における時相合せ後の第 1 乃至第 3 の種類の連続画像に係る縮小画像の表示の一例を示す図。

【図 15】本発明の実施の形態における容積データ、心電図、及び心音図の関係の一例を示す図。 20

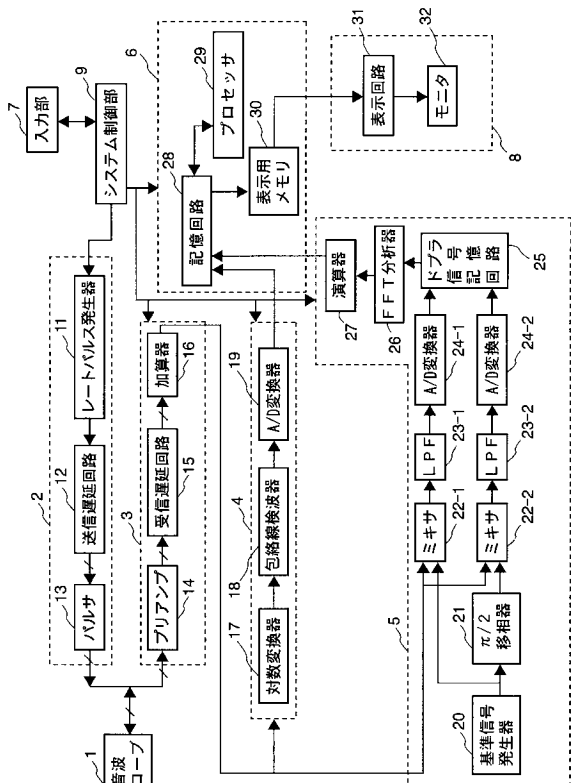
【図 16】本発明の実施の形態におけるデータ処理装置の構成の一例を示すブロック図。

【図 17】従来技術における心拍同期法による画像データ収集法を示す図。

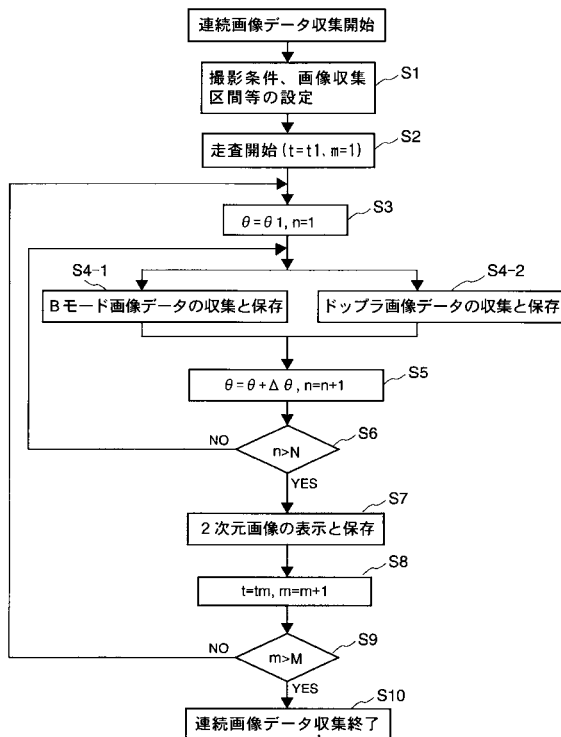
【符号の説明】

- 1・・・超音波プローブ
- 2・・・超音波送信部
- 3・・・超音波受信部
- 4・・・Bモード処理部
- 5・・・ドプラモード処理部
- 6・・・画像計測部
- 7・・・入力部
- 8・・・表示部
- 9・・・システム制御部
- 28・・・記憶回路
- 29・・・プロセッサ
- 30・・・表示用メモリ
- 31・・・表示回路
- 32・・・モニタ

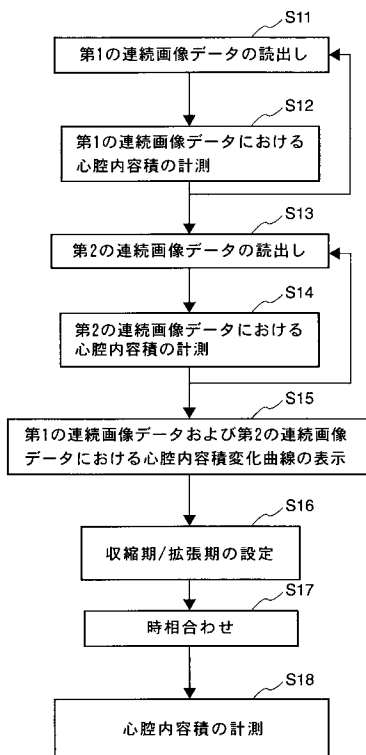
【図1】



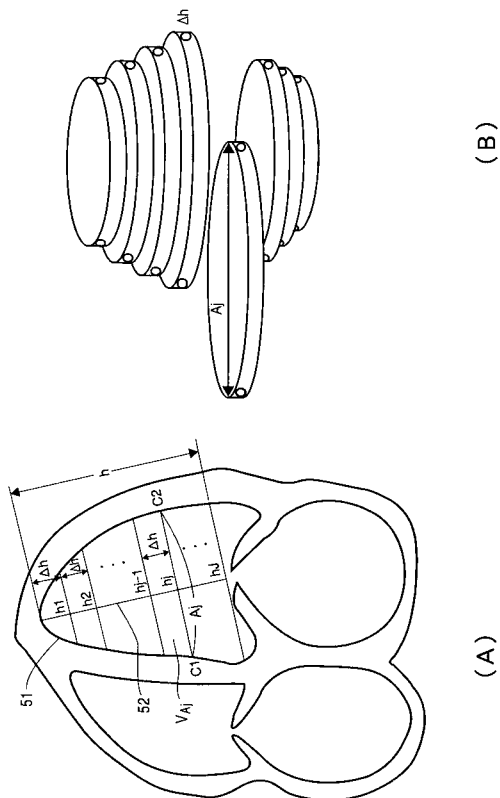
【図2】



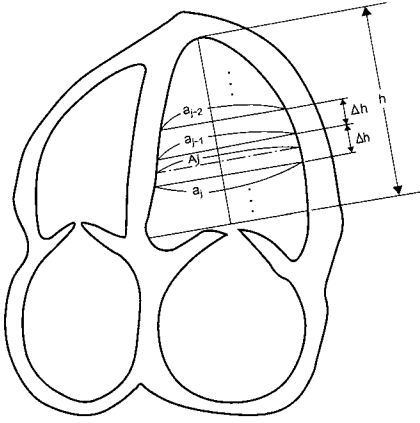
【図3】



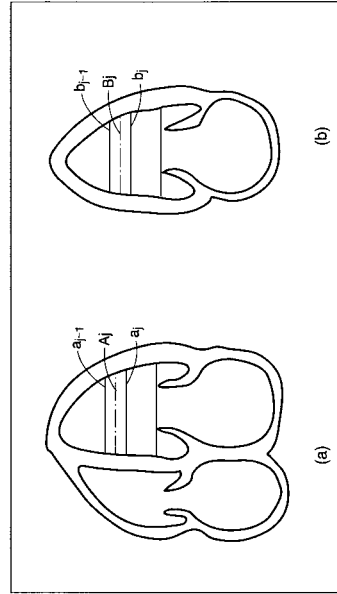
【図4】



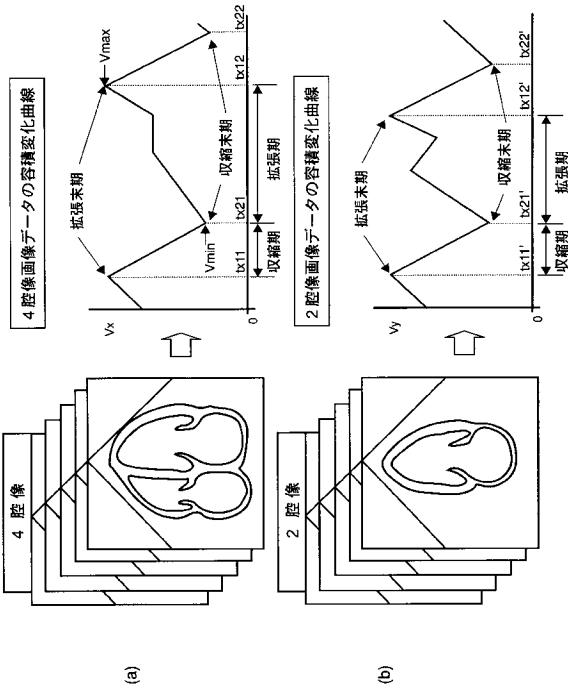
【 図 5 】



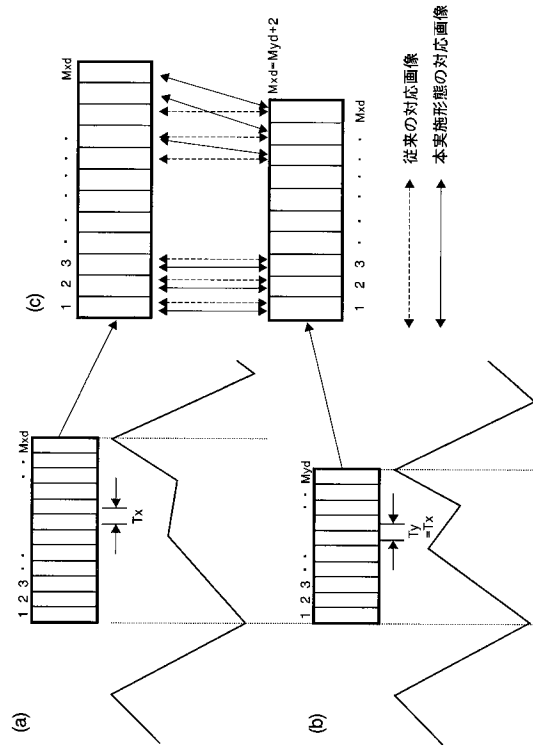
【 図 6 】



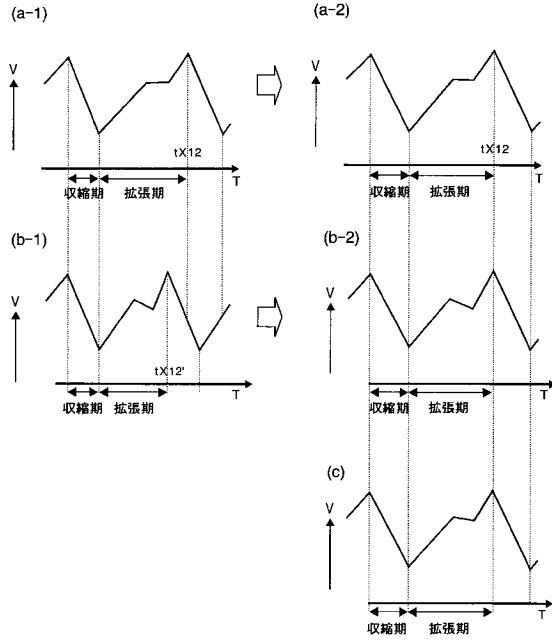
【 図 7 】



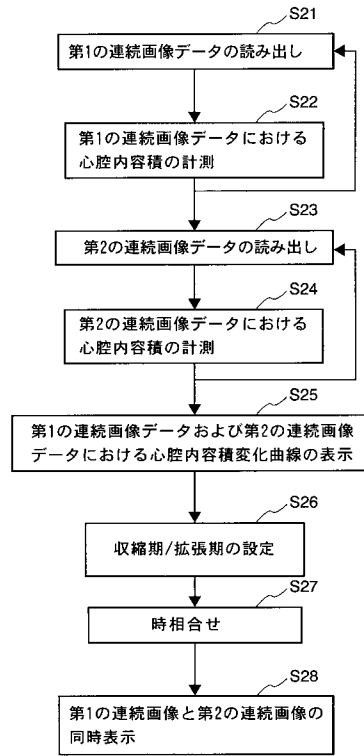
【 図 8 】



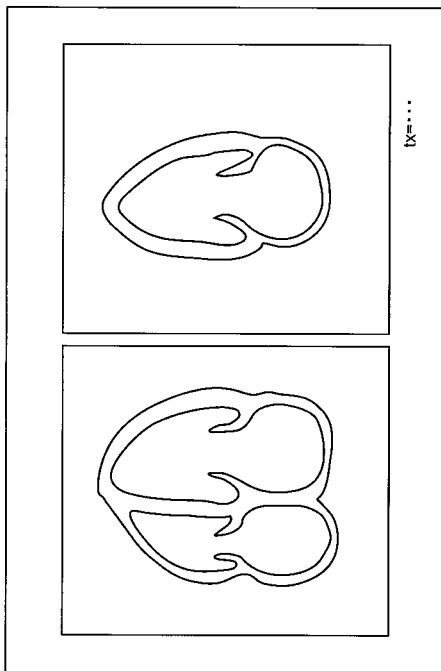
【 図 9 】



【 図 10 】



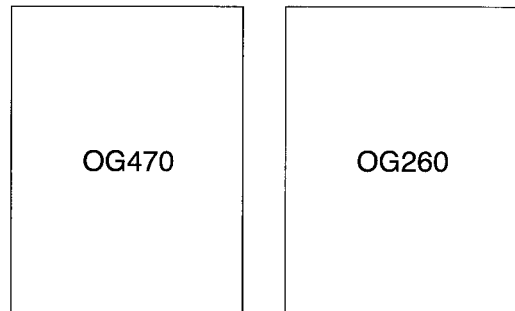
【 図 11 】



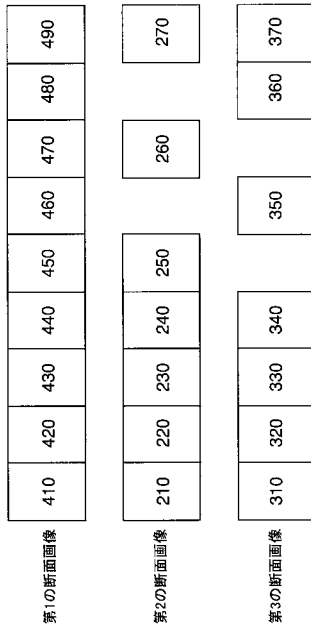
【 図 12 】

4 腔像画像	410	420	430	440	450	460	470	480	490
2 腔像画像	210	220	230	240	250	260	270		

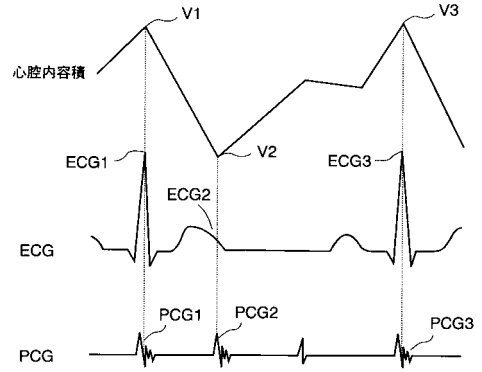
【 図 13 】



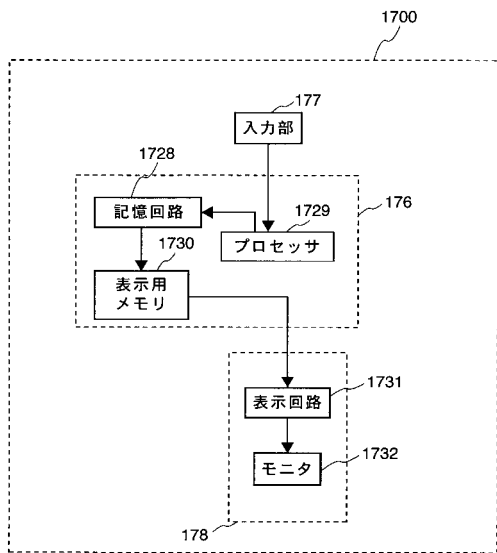
【図14】



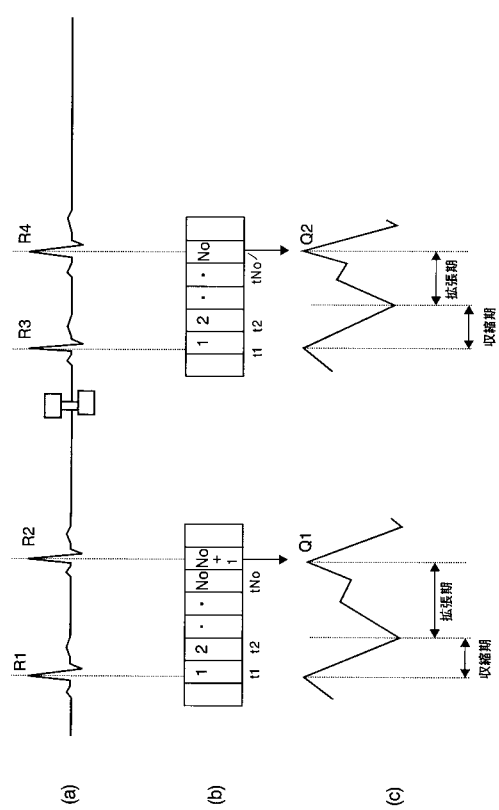
【図15】



【図16】



【図17】



专利名称(译)	超声诊断设备，医学图像设备，数据处理设备，数据处理方法和软件记录介质		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004073850A</a>	公开(公告)日	2004-03-11
申请号	JP2003172003	申请日	2003-06-17
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工 株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工程有限公司 东芝公司		
[标]发明人	米山直樹		
发明人	米山 直樹		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE09 4C601/JC09 4C601/JC16 4C601/KK28 4C601/LL14 4C601/LL38		
优先权	2002176893 2002-06-18 JP		
其他公开文献	JP4443863B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：为了提高每个时间阶段的图像显示精度，通过对在不同条件下收集的多个连续图像数据进行时间阶段匹配，基于这些图像数据进行各种测量等。有可能 解决方案：用于向对象辐射超声波的辐射装置，用于从对象接收由辐射超声波产生的反射信号的接收装置以及通过处理反射信号产生的第一条件下面的第一连续图像，分别获得在第二条件下的第二连续图像，分别用于第一连续图像的第一物理量，用于第二连续图像的第二物理量。以及处理器，用于基于第一物理量和第二物理量来调整第一连续图像的时间相位和第二连续图像的时间相位。 [选择图]图4

