

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の心拍数の入力を順次受けて、該心拍数を基に所定タイミング毎に予め記憶されている超音波の送受信の条件を選択することで、前記被検体の前記心拍数の変化に応じて前記フレームレートを変更させる条件選択手段と、

前記所定タイミング毎に前記選択された条件に更新された、前記超音波の送受信の条件で、超音波プローブを介して前記被検体に向けて超音波を送信し、前記被検体で反射した超音波エコーを受信する送受信手段と、

前記超音波エコーによる信号を処理し画像データを生成する信号処理手段と、

前記画像データから前記フレームレートに応じた超音波断層像を生成する画像生成手段と、

前記生成された超音波断層像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

を備えることを特徴とする超音波画像診断装置。

10

【請求項 2】

前記心拍数の範囲と前記超音波の送受信の条件との対応を表わす対応テーブルを記憶する記憶手段をさらに有し、

前記条件選択手段は、

前記対応テーブルを参照して該当する前記心拍数の範囲に対応する前記超音波の送受信の条件を選択する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像診断装置。

20

【請求項 3】

前記超音波の送受信の条件には、並列同時受信の数、走査角、走査密度、及び送受信の繰り返し周波数のうち少なくとも一つが含まれることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 4】

前記対応テーブルは、心拍数が上昇すると、並列同時受信の数が増加する、走査角が小さくなる、走査密度が疎になる、又は送受信の繰り返し周波数は長くなる、の少なくともいずれか一つを満たすことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記対応テーブルは予め記憶されている固定のテーブルであることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置。

30

【請求項 6】

前記対応テーブルに含まれる前記送受信の条件は、操作者の入力により設定されることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか一つに記載の超音波画像診断装置。

【請求項 7】

前記超音波の送受信の条件には、前記超音波の走査方向に直交する方向の角度である揺動角が含まれ、

前記画像生成手段は 3 次元画像を生成する

ことを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

E C G 信号における R 波を基準として 1 心拍を求め、心拍数を求める時点での最新の心拍から所定心拍数前まで心拍を使用して被検体の心拍数を求める心拍数計測手段をさらに有することを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体に向けて超音波を送受信することにより被検体の断面を繰り返し走査し、得られた超音波エコーに基づいて超音波画像を連続的に生成する超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】

50

【0002】

超音波画像診断装置は、被検体に向けて送信した超音波の反射波（以下、「超音波エコー」と呼ぶ。）の大きさを用いて被検体内の組織構造を画像化するBモード法や、超音波ドプラ効果を用いて血流の流れや臓器の移動速度を画像化するカラードプラ法などの複数の撮影モードがある。医師や検査技師（以下では、「操作者」と呼ぶ。）は表示された超音波断層像を参照して被検体の診断を行う。

【0003】

また、超音波画像診断装置は、被検体の断面の走査を繰り返し行うことで、走査のタイミングが異なる複数の超音波断層像を作成する。そして、操作者は、走査のタイミングが異なる複数の超音波断層像を参照することで、検査対象となっている被検体の部位（以下では、「対象部位」と呼ぶ。）の動きを確認し診断を行うこともある。このような超音波断層像を比較して診断を行うことは、対象部位を心臓としたBモード画像の超音波断層像による診断の場合に多く用いられる。

10

【0004】

上述のように走査のタイミングが異なる超音波断層像を比較して診断を行う場合、操作者にとって最も比較し易い超音波断層像を生成することが必要である。例えば心臓の診断を行う場合、最も差の大きい拡張末期と収縮末期の超音波断層像を比較することで心臓の動きを正確に把握することができる。また、心筋の伸縮運動を適切な時間分解能で観察することも必要である。

【0005】

しかし、拡張末期や収縮末期は短時間しか状態を保たないため、拡張末期や収縮末期の超音波断層像を取得するためにはタイミングを正確に合わせる必要がある。例えば、フレームレートを30枚/sec～40枚/secとすると、1回の走査を行うのに33 msecかかることになる。そして、通常状態での健常な成人の心拍は60～70心拍/minであり、拡張末期や収縮末期の状態を保っている時間はおおよそ40～80 msecである。したがって、30枚/sec～40枚/secのフレームレートであれば、通常状態での健常な成人の心臓における拡張末期や収縮末期の画像を得ることができる。これに対し、ストレスエコーなどによる診断において心拍数を上げながら診断する場合は、心拍数は120～140心拍/minとなり、拡張末期や収縮末期の状態を保っている時間は短くなると想定され、30枚/sec～40枚/secのフレームレートでは1回の走査を行うのに33 msec掛かるため、拡張末期や収縮末期の状態中に走査を行うことは困難であると考えられる。

20

30

【0006】

そこで、従来は診断部位や心拍数に応じて適切な画像を取得するためにフレームレートを調整する技術が提供されている（例えば、特許文献1参照。）。また、これらの技術を使用し、手動でフレームレートを調整することで心筋の伸縮運動に応じた適切なフレームレートを設定していた。これは、例えば、被験者が小児の場合には心拍数が高い値を示すし、また成人に対して運動を行わせたり薬物を投与したりして心臓に負荷をかけた状態での診断（ストレス・エコー）の場合にも心拍数が高い値を示す。このような場合に、操作者は診断時に被検者に装着したセンサによりECG信号を取得し、そこから算出される心拍数を超音波画像診断装置のモニター上から読み取る。そして、高い心拍数の場合には心臓の動きに合わせて短いサイクルで画像を形成する必要があるため、操作者は心拍数に応じて走査角を狭くするなどしてフレームレートを高く設定するように調整していた。

40

【0007】

【特許文献1】特開平10-075955号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかし、診断中にも心拍数は変化していく。この点、手動によるフレームレートの調整では診断中の心拍数の変化につぶさに対応することが困難である。そのため、高い心拍数

50

に対して対応するようフレームレートを高く設定すると、心拍数が下がっても画像の分解能が低下したままであることや、低い心拍数に対して対応するようフレームレートを低く設定すると、心拍数が上昇した場合に時間分解能が十分に取れないことがあった。

【0009】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、心拍数に応じて自動的にフレームレートを調整する超音波画像診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するために、請求項1に記載の発明は、被検体の心拍数の入力を順次受けて、該心拍数を基に所定タイミング毎に予め記憶されている超音波の送受信の条件を選択することで、前記被検体の前記心拍数の変化に応じて前記フレームレートを変更させる条件選択手段と、前記所定タイミング毎に前記選択された条件に更新された、前記超音波の送受信の条件で、超音波プローブを介して前記被検体に向けて超音波を送信し、前記被検体で反射した超音波エコーを受信する送受信手段と、前記超音波エコーによる信号を処理し画像データを生成する信号処理手段と、前記画像データから前記フレームレートに応じた超音波断層像を生成する画像生成手段と、前記生成された超音波断層像を表示手段に表示させる表示制御手段と、を備えることを特徴とするものである。

10

【発明の効果】

【0011】

請求項1に記載の超音波画像診断装置によると、被検体の心拍数に合わせてフレームレートを変更して画像形成を行うため、心臓の動きにあったフレームレートによる超音波断層像の生成ができる。これにより、心拍数が高く心臓の動きが早いときにはフレームレートを高くして診断に必要な時間分解能を有する画像が得られ、心臓の拡張末期や縮小末期などの必要とされるタイミングにおける画像を取り逃すことを軽減でき、さらに、心拍数が低く心臓の動きが遅いときには、フレームレートを低くして画質を向上させた画像が得られる。したがって、本発明に係る超音波画像診断装置は医師などによる診断の精度の向上に寄与することが可能となる。

20

【0012】

また、心拍数が低い場合に画質を向上させずに送受信の繰り返し周波数を下げることで、メモリなどの記憶領域の使用量を抑えながら診断に必要な画像を得ることも可能となる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

〔第1の実施形態〕

以下、この発明の第1の実施形態に係る超音波画像診断装置について説明する。図1は本実施形態に係る超音波画像診断装置の機能を表すブロック図である。

【0014】

図1の太枠で囲まれた部分が本実施形態に係る超音波画像診断装置100である。そして、超音波画像診断装置100は外部にある心電計001と接続されている。

【0015】

被検体には生体信号（心電図、心音図など）を取得するためのセンサ（不図示）が取り付けられており、該センサは心電計001と接続されている。このセンサは心臓の収縮運動の周期を観察するために取り付けられている。とりわけ、ECG信号に基づいて計算される単位時間当たりの心拍数は心臓の機能計測に有用な情報の1つである。

40

【0016】

心電計001は、心拍数計測手段002を有する。心拍数計測手段002は、センサから入力されたECG信号（心電図）に基づいて単位時間当たりの心拍数を計算する。具体的には、心電計001はECG信号のうち最も特徴的なR波を抽出し1つのR波から次のR波までを1心拍とする。そして、心拍数計測手段002は、予め決められた秒数毎（以下では10秒毎で説明する）に、その時点での最新の心拍から4心拍前までの心拍を取得

50

し、その間に掛かった時間とその間の心拍数から単位時間当たりの心拍数（以下では、単に「心拍数」と呼ぶ。）を計算する。ここで、上述の予め決められた秒数が本発明における「所定タイミング」にあたる。心電計001は、10秒毎に、求めた心拍数を超音波画像診断装置100が有する制御手段120へ順次出力する。ここで、心拍数の計算に4心拍前までの心拍を使用しているが、これは他の値でも良く、4～8心拍の間で設定することが好ましい。

【0017】

さらに、心電計001は、表示制御手段106へ心電図を出力する。ここで、本実施形態では心拍数計測手段002を超音波画像診断装置100の外部に配置しているが、これは超音波画像診断装置100が備える構成にしてもよく、その場合、制御手段120の中に心拍数計測手段002は配置される。

10

【0018】

記憶手段109には予めフレームレート制御テーブル110が記憶されている。このフレームレート制御テーブル110とは図2に示すようなテーブルであり、心拍数201の範囲、ここでは低値206以上高値207以下の範囲、とそれに対応するフレームレートを決定するための超音波を送受信する条件が記憶されている。図2はフレームレート制御テーブル110の一例の図である。このフレームレート制御テーブル110が本発明における「対応テーブル」にあたる。また、低値206以上高値207以上の範囲が本発明における「心拍数の範囲」にあたる。また、本実施形態では、超音波を送受信する条件として、図2のテーブルに示すように並列同時送受信の数202、走査角203、走査線密度204、及び送受信の繰り返し周波数205が規定されている。この並列同時送受信の数202とは被検体へ向けて超音波を1回送信した場合に、超音波エコーを同時に受信する数を表わすものである（例えば、特公昭56年大20017号公報参照。）。これは、1回の超音波の送信で複数の地点における画像生成用のデータが受信できるため、走査を全体的に見ると1本のラスタデータを生成するのに掛かる時間を短縮することができる。ここで、図2の1方向とは1つの送信に対し、1つの受信を行なうという通常の送受信を表わしており、これは並列同時送受信をOFFにしている場合である。また、送受信の繰り返し周波数205とは、被検体へ超音波を送信してから次の超音波を被検体へ送信するまでに空ける時間の間隔である。これは、1つ前の超音波の送受信による超音波エコーによる次の超音波の送受信への影響を軽減するために必要とされる時間である。すなわち、送信した超音波エコーが反射して返ってくるまでの時間にバッファを持たせた時間として決定される。したがって、送受信の繰り返し周波数205を低く（Lowに）すると時間間隔は長くなり、一本のラスタを生成するのに掛かる時間が全体として長くなる。また、走査角203を大きくすると、超音波を断面に沿った方向へ振る幅が大きくなり、その中に入るラスタの本数が増える。さらに、走査線密度204を高く（Highに）すると1つの断面におけるラスタ同士の間隔が狭くなり、ラスタの本数が増えることになる。

20

30

【0019】

ここで、フレームレートは1秒間に走査する断面画像の枚数であり、
フレームレート = $1 / (1 \text{本のラスタを生成する時間} \times \text{ラスタの本数})$
と表わされる。

40

【0020】

そして、並列同時受信の数202及び送受信の繰り返し周波数205は1本のラスタを生成する時間を規定するものであり、走査角203及び走査線密度204はラスタの本数を規定するものである。したがって、以上の4つのパラメータの値に対応してフレームレートが決定されることになる。

【0021】

ここで、本実施形態では、バランスのよい画質の超音波断層像にするため、フレームレートを決定するための超音波の送受信を行う条件として、並列同時受信の数202、走査角203、走査線密度204、及び送受信の繰り返し周波数205という4つのパラメータを使用した。フレームレートを調整するためには上述の4つのパラメータ全てを使用

50

する必要はなく、例えば、そのうちの1つもしくはいくつかの組み合わせを用い、他のパラメータは固定にしておいてもよい。その場合、フレームレート制御テーブル110には、固定しておくパラメータは記憶しなくてもよい。

【0022】

さらに、本実施形態では、予め製造メーカなどで作成されたフレームレート制御テーブル110を使用しているが、これは、医師や検査技師などの操作者（以下、単に「操作者」と呼ぶ。）によって作成されたものを使用してもよい。この場合、操作者から入力手段108を用いて作成され、入力されたフレームレート制御テーブル110が、記憶手段109に記憶される。このように操作者から入力されたフレームレート制御テーブル110を使用することで、超音波画像診断装置100を使用する操作者の要望に沿ったフレームレートの調整を行うことが可能となる。

10

【0023】

制御手段120はCPU及びその動作を規定するプログラムで構成されており、条件選択手段121及び条件割当手段122を備える。条件選択手段121は、心電計001から10秒毎に順次入力される心拍数を受けて、図2に示すような記憶手段109に記憶されているフレームレート制御テーブル110を参照し、入力された心拍数が含まれるフレームレート制御テーブル110上の心拍数200の範囲（低値206以上高値207以下の範囲）を抽出し、該心拍数200の範囲に対応する、並列同時送受信の数202、走査角203、走査線密度204、及び送受信の繰り返し周波数205を順次選択する。例えば、心電計001から入力された心拍数が60だった場合、条件選択手段121は、図2に示されるフレームレート対応テーブル109を参照し、60が含まれる心拍数200の範囲を低値206が51、高値207が70である列208を抽出する。そして、その心拍数200の範囲に対応するものとして、並列同時受信の数202が2方向、走査角203が120度、走査線密度204がHigh、及び送受信の繰り返し周波数205がLow、を選択する。条件選択手段121は条件割当手段122へ選択した条件を出力する。条件選択手段121は、10秒毎に心電計001から入力される心拍数に対して上述の選択を順次繰り返し、選択した条件を順次条件割当手段122へ出力する。

20

【0024】

また、制御手段120は、心電計001から入力された心拍数、及び超音波断層像とともに表示させるための文字列（キャラクタ）などを表示制御手段106に入力する。

30

【0025】

条件割当手段122は、条件選択手段121が所定のタイミングで求めた超音波の送受信の条件の入力を順次受けて、その入力を受ける毎に必要な場合には、送受信手段102に超音波送受信の条件を出力する。具体的には、条件割当手段122は、現在送受信手段102が使用している超音波の送受信の条件である並列同時送受信の数、走査角、走査線密度、及び送受信の繰り返し周波数を記憶している。そして、条件割当手段122は、条件選択手段121から順次入力される並列同時送受信の数、走査角、走査線密度、及び送受信の繰り返し周波数と、記憶している条件選択手段121から順次入力される並列同時送受信の数、走査角、走査線密度、及び送受信の繰り返し周波数とを比較し、同じ条件であれば送受信手段102及び画像生成手段104に対する出力を行わず、異なる条件であれば送受信手段102へ、並列同時送受信の数、走査角、走査線密度、及び送受信の繰り返し周波数を出力する。さらに、条件割当手段122は、走査角及び走査線密度を画像生成手段104へ出力する。このように、条件割当手段122は心拍数の上昇や下降といった変化に合わせて、送受信手段102の超音波の送受信の条件を都度変更していく。

40

【0026】

送受信手段102は、条件割当手段122から入力された並列同時送受信の数、走査角、走査線密度、及び送受信の繰り返し周波数に基づいて、超音波プローブ101を介しての被検体に対する超音波の送信及び被検体からの超音波エコーの受信を行ない、被検体を走査する。さらに、送受信手段102は、受信した超音波エコーに基づく信号を信号処理手段103へ出力する。

50

【 0 0 2 7 】

信号処理手段 1 0 3 は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号から B モード画像信号を生成する。具体的には、信号処理手段 1 0 3 は、送受信手段 1 0 2 から入力される信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。

【 0 0 2 8 】

また本実施形態では、心拍数にあわせてフレームを調整することで最適な時点での画像を比較しているという効果を最も得られる B モード画像を生成する場合で説明するが、これは他の種類の画像、すなわちカラードプラ画像などの場合でも本発明に係る超音波画像診断装置 1 0 0 は動作可能である。その場合、信号処理手段 1 0 3 は、ドプラ処理の場合、パルスドプラ法 (P W ドプラ法) 又は連続波ドプラ法 (C W ドプラ法) により血流の速度情報、パワー情報、及び分散情報を生成する。例えば、パルスドプラ法によると、パルス波を用いているため、ある特定の深度のドプラ偏移周波数成分を検出することができる。このように距離分解能を有するため、特定部位の組織や血流の速度計測が可能となっている。信号処理手段 1 0 3 は、送受信部 1 0 2 から入力される信号に対して、所定の大きさを有する血流観測点内における受信信号を位相検波することによりドプラ偏移周波数成分を取り出し、さらに F F T 処理を施して、血流観測点内の血流の速度情報、パワー情報、及び分散情報を表すドプラ周波数分布を生成する。

10

【 0 0 2 9 】

また、連続波ドプラ法はパルスドプラ法と異なり、血流観測点で得られる主要なドプラ偏移周波数成分に加えて、超音波の送受信方向全てのドプラ偏移周波数成分が重畳されるが、高速血流計測に優れている。信号処理手段 1 0 3 は、送受信部 1 0 2 から送られる信号に対して、血流観測点から超音波の送受信を行うラインであるサンプルライン上における受信信号を位相検波することによりドプラ偏移周波数成分を取り出し、さらに F F T 処理を施して、サンプルライン上の血流の速度情報、パワー情報、及び分散情報を表すドプラ周波数成分を生成する。

20

【 0 0 3 0 】

画像生成手段 1 0 4 は、D S C (D i g i t a l S c a n C o n v e r t e r) 1 0 5 を備える。D S C 1 0 5 は、信号処理手段 1 0 3 から出力された走査線信号列で表される信号処理後のデータ (ラスタデータ) を読み込んで、制御手段 1 2 0 から入力された走査角及び操作密度を基に請けたラスタデータにおけるラスタの配置を把握し、そのラスタデータを空間情報に基づいた直交座標系のデータに変換し (S c a n C o n v e r s i o n 処理) 、超音波断層像を生成する。画像生成手段 1 0 4 は生成した超音波断層像を表示制御手段 1 0 6 へ出力する。

30

【 0 0 3 1 】

表示制御手段 1 0 6 は、画像生成手段 1 0 4 から入力された超音波断層像と、制御手段 1 2 0 から入力された心拍数及び表示する文字列、並びに心電計 0 0 1 から入力された心電図を並べ表示手段 1 0 7 に表示させる。

【 0 0 3 2 】

次に、図 3 を参照して本実施形態に係る超音波画像診断装置 1 0 0 における超音波断層像の生成の流れについて説明する。図 3 は本実施形態に係る超音波画像診断装置 1 0 0 における超音波断層像の生成のフローチャートの図である。

40

【 0 0 3 3 】

ステップ S 0 0 1 : 心電計 0 0 1 は被検体に配置されたセンサから入力された心電図を基に、1 0 秒毎に心拍数を計算し、制御手段 1 2 0 へ出力する。制御手段 1 2 0 は、心電計 0 0 1 から 1 0 秒毎に求められた心拍数の入力を受ける。

【 0 0 3 4 】

ステップ S 0 0 2 : 条件選択手段 1 2 1 は、記憶手段 1 0 9 に記憶されているフレームレート制御テーブル 1 1 0 を参照し、心電計 0 0 1 から入力された心拍数のフレームレート制御テーブル 1 1 0 のどの心拍数の範囲に含まれるかを求め、その求めた心拍数の範囲

50

に対応する超音波の送受信の条件である、並列同時送受信の数、走査角、走査線密度、及び送受信の繰り返し周波数を選択する。さらに、条件選択手段121は、選択した条件を条件割当手段122に入力する。

【0035】

ステップS003：条件割当手段122は、条件選択手段121から入力された超音波の送受信の条件と、送受信手段102に現在設定されている超音波の送受信の条件とを比較する。入力された超音波の送受信の条件と現在設定されている超音波の送受信の条件が同じであれば、ステップS001及びステップS002を繰り返し、入力された超音波の送受信の条件と現在設定されている超音波の送受信の条件が異なっていれば、ステップS004に進む。

10

【0036】

ステップS004：条件割当手段122は、入力された超音波の送受信の条件を送受信手段102及び画像生成手段104に入力する。

【0037】

ステップS005：送受信手段102は、条件割当手段122から入力された超音波の送受信の条件に基づき、超音波プローブ101を介して被検体に超音波を送信し、さらに、被検体からの反射波である超音波エコーを超音波プローブ101を介して受信する。送受信手段102は、超音波エコーに基づく信号を信号処理手段103へ出力する。

【0038】

ステップS006：信号処理手段103は、送受信手段102から入力された信号に対し信号処理を行い、Bモード画像信号を生成する。信号処理手段103は、生成したBモード画像データを画像生成手段104へ出力する。

20

【0039】

ステップS007：画像生成手段104に含まれるDSC105は、信号処理手段103から入力されたBモード画像データに対し、座標変換などを行ない、超音波断層像を生成する。画像生成手段104は、生成した超音波断層像を表示制御手段106へ入力する。

【0040】

ステップS008：表示制御手段106は、画像生成手段104から入力された超音波断層像、心電計001から入力された心電図、及び制御手段120から入力された心拍数や文字列などをあわせて、表示手段107に表示させる。

30

【0041】

ステップS009：制御手段120は、超音波画像診断が終了したか否かを判断する。この判断は、予め設定されたシーケンスを全て終わるか、途中で操作者などから中断の命令が入力されることにより判断できる。超音波画像診断が終了した場合には超音波断層像の生成及び表示を終了する。超音波画像診断が終了していない場合には、ステップS001に進む。

【0042】

以上で説明したように、本実施形態に係る超音波画像診断装置は心拍数の上昇、下降に合わせて超音波の送受信の条件を変更することにより、自動的にフレームレートを調整することができる。これにより、被検体の現在の心拍数にあった時間分解能を有する超音波断層像が生成できるとともに、心臓の拡張末期や収縮末期などの必要とされるタイミングにおける2次元超音波断層像の取り逃しを軽減させることができる。したがって、医師は本実施形態に係る超音波画像診断装置が生成した画像を参照することで、心拍数が低くフレームレートがそれほど必要とされない場合には画質を上げて詳細を観察でき、また、心拍数が高くフレームレートが必要とされる場合にはフレームレートを上げることで診断に心臓の拡張期や収縮期などといった必要な画像を取り逃すことを軽減することができるため、本実施形態にかかる超音波画像診断装置は医師等による2次元超音波断層像を使用した診断の精度の向上に寄与することが可能となる。

40

【0043】

50

また、心拍数が低い場合に画質を向上させずに送受信の繰り返し周波数を下げることによって、メモリなどの記憶領域の使用量を抑えながら診断に必要な画像を得ることも可能となる。したがって、より多くの画像を保存することができ、医師等による診断の精度の向上に寄与することが可能となる。

【 0 0 4 4 】

〔 第 2 の 実 施 形 態 〕

以下、この発明の第 2 の実施形態に係る超音波画像診断装置について説明する。第 2 の実施形態に係る超音波画像診断装置は、3次元超音波画像を生成できる超音波画像診断装置であり、構成は第 1 の実施形態と同様の図 1 に示される構成である。

【 0 0 4 5 】

3次元超音波画像を生成するためには、2次元超音波断層像の生成と同様に走査し、被検体における観察の対象部位の断層像を生成するとともに、2次元超音波断層像の生成における走査方向と直交する方向（以下では、「ボリューム方向」と呼ぶ。）に角度をつける（以下では、この角度を「揺動角」と呼ぶ。）ことで3次元の領域の画像を生成する。そこで、1秒間にいくつの3次元超音波画像を生成するかをあらかじめレート、すなわち2次元超音波断層像におけるフレームレートに対応するレート（以下では、「ボリュームレート」と呼ぶ。）を決定する超音波の送受信の条件として、第 1 の実施形態で用いた、並列同時送受信の数、走査角、走査線密度、及び送受信の繰り返し周波数に加えて、揺動角を用いる必要がある。そこで、以下では、3次元超音波画像作成のための超音波の送受信の条件の選択、及び割り当てについて説明する。

【 0 0 4 6 】

記憶手段 1 0 9 には予めボリュームレート制御テーブルが記憶されている。これは第 1 の実施形態におけるフレームレート制御テーブル 1 1 0 に当たるものであり、本発明における「対応テーブル」にあたる。このボリューム制御テーブルは、図 4 に示すようなテーブルであり、図 2 に示すフレームレート制御テーブル 1 1 0 に記憶されている超音波の送受信の条件である条件 4 0 2 に、揺動角 4 0 1 が条件としてさらに加わったテーブルである。図 4 はボリュームレート制御テーブルの一例を表わす図である。揺動角 4 0 1 は大きいほど3次元領域の全体を走査する領域が大きくなるため、その領域に含まれるラスタの本数が増える。したがって、揺動角 4 0 1 が大きくなるとボリュームレートが下がることになる。そこで、ボリュームレート制御テーブルでは、心拍数が低くければボリュームレートは低くてすむため揺動角 4 0 1 を大きくし、心拍数が高ければボリュームレートを高くする必要があるため揺動角 4 0 1 を小さくすることになる。例えば、図 4 に示すように、心拍数の範囲が 4 1 以上 5 0 の場合には揺動角 4 0 1 が 1 2 0 度と設定されているのに対して、心拍数の範囲が 5 1 以上 7 0 以下の場合には揺動角 4 0 1 が 9 0 度と設定されている。

【 0 0 4 7 】

条件選択手段 1 2 1 は、心電計 0 0 1 から心拍数の入力を受けて、記憶手段 1 0 9 に記憶されているボリュームレート制御テーブルを参照する。以下では、心電計 0 0 1 から入力された心拍数が 6 0 の場合で説明する。

【 0 0 4 8 】

条件選択手段 1 2 1 は、入力された心拍数に対応したボリュームレート制御テーブルにおける心拍数の範囲を求める。すなわち、入力された心拍数が 6 0 の場合、心拍数の範囲が 5 1 以上 7 0 以下に含まれる。そこで、条件選択手段 1 2 1 は、ボリュームレート制御テーブルにおける心拍数の範囲 5 1 以上 7 0 以下に対応する超音波の送受信の条件を選択する。すなわち、条件選択手段 1 2 1 は、並列同時送受信の数が 2 方向、走査角が 1 2 0 度、走査線密度が H i g h、送受信の繰り返し周波数が L o w、さらに揺動角が 9 0 度として超音波の送受信の条件を選択し、フレームレートを決定する。

【 0 0 4 9 】

条件選択手段 1 2 1 は、並列同時送受信の数が 2 方向、走査角が 1 2 0 度、走査線密度が H i g h、送受信の繰り返し周波数が L o w、さらに揺動角が 9 0 度という条件を条件

10

20

30

40

50

割当手段 1 2 2 へ出力する。

【 0 0 5 0 】

条件割当手段 1 2 2 は、条件選択手段 1 2 1 から入力された条件と現在送受信手段 1 0 2 が超音波の送受信に用いている条件を比較し、同じ条件であれば条件の変更は行わず、異なる条件であれば、送受信手段 1 0 2 に、並列同時送受信の数が 2 方向、走査角が 1 2 0 度、走査線密度が High、送受信の繰り返し周波数が Low、さらに揺動角が 9 0 度という条件を入力し、さらに、画像生成手段 1 0 4 に、走査角が 1 2 0 度、走査線密度が High、揺動角が 9 0 度という条件を入力する。

【 0 0 5 1 】

送受信手段 1 0 2 は、入力された超音波の送受信の条件である、並列同時送受信の数が 2 方向、走査角が 1 2 0 度、走査線密度が High、送受信の繰り返し周波数が Low、さらに揺動角が 9 0 度という条件を基に、超音波プローブ 1 0 1 を介して被検体に超音波を送るとともに、被検体からの反射波である超音波エコーを受信する。

10

【 0 0 5 2 】

信号処理手段 1 0 3 は、超音波エコーに対して信号処理を行いボクセルデータを生成する。信号処理手段 1 0 3 は、ボクセルデータを画像生成手段 1 0 4 に出力する。

【 0 0 5 3 】

画像生成手段 1 0 4 は、信号処理手段 1 0 3 から入力されたデータを基に、ボリュームレンダリングなどを行ない、3次元超音波画像を生成する。画像生成手段 1 0 4 は、生成した3次元超音波画像を表示制御手段 1 0 6 に出力する。

20

【 0 0 5 4 】

表示制御手段 1 0 6 は、画像生成手段 1 0 4 から入力された3次元超音波画像、心電計 0 0 1 から入力された心電図、並びに制御手段 1 2 0 から入力された文字列及び心拍数などを基に、表示画面を生成し、表示手段 1 0 7 に表示させる。

【 0 0 5 5 】

以上で説明したように、本実施形態に係る超音波画像診断装置では、心拍数の上昇、下降に合わせて超音波の送受信の条件を変更することで、自動的にボリュームレートを調整した3次元超音波画像を生成及び表示することができる。これにより、適切な時間分解能を有する3次元超音波画像を表示するとともに、心臓の拡張末期や縮小末期などの必要とされるタイミングにおける3次元超音波画像の取り逃しを軽減することが可能となる。したがって、医師による3次元超音波画像を用いた診断の精度の向上に寄与することが可能となる。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 6 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波画像診断装置のブロック図

【 図 2 】 フレームレート制御テーブルの一例の図

【 図 3 】 本実施形態に係る超音波画像診断装置の超音波断層像の生成及び表示のフローチャートの図。

【 図 4 】 ボリュームレート制御テーブルの一例を表わす図

【 符号の説明 】

40

【 0 0 5 7 】

0 0 1 心電計

0 0 2 心拍数計測手段

1 0 0 超音波画像診断装置

1 0 1 超音波プローブ

1 0 2 送受信手段

1 0 3 信号処理手段

1 0 4 画像生成手段

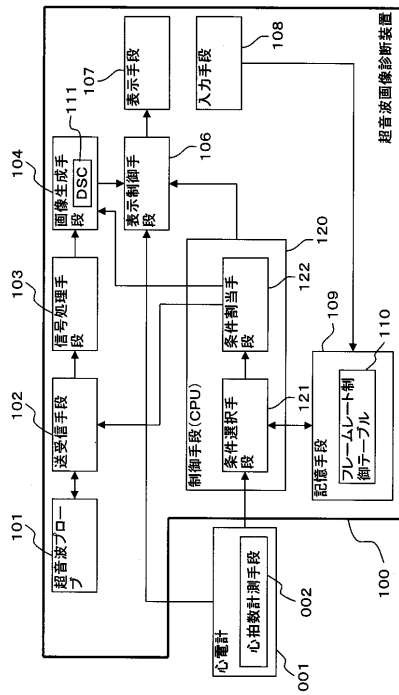
1 0 5 D S C (D i g i t a l S c a n C o n v e r t e r)

1 0 6 表示制御手段

50

- 107 表示手段
- 108 入力手段
- 109 記憶手段
- 110 フレームレート制御テーブル
- 120 制御手段
- 121 条件選択手段
- 122 条件割当手段

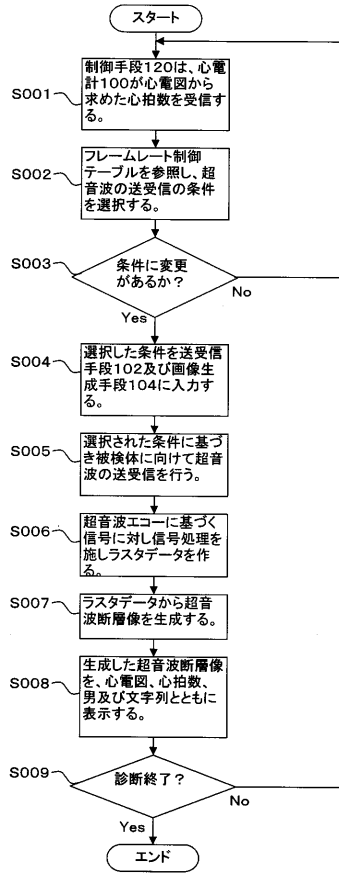
【図1】



【図2】

心拍数	低値	201	207	202	203	204	205
	高値	41	50	1方向(Off)	走査角	走査線密度	送受信の繰り返し周波数
206	41	50	1方向(Off)	120度	High	Low	
	51	70	2方向	120度	High	Low	
208	71	90	4方向	120度	High	Low	
	91	110	4方向	90度	Mid	Mid	
	

【 図 3 】



【 図 4 】

心拍数		401			
		送受信の繰り返し周波数	走査線密度	走査角	並列同時送受信の数
低値	41	High	120度	1方向(Off)	...
高値	50	Low	90度	2方向	...
	70	High	120度	4方向	...
	90	Low	90度	4方向	...
	110	Mid	80度

フロントページの続き

(72)発明者 米山 直樹

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD07 DD15 EE09 EE22 FF08 HH13 HH15 HH17 HH28

KK21

专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	JP2010022418A	公开(公告)日	2010-02-04
申请号	JP2008183917	申请日	2008-07-15
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	米山直樹		
发明人	米山 直樹		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD07 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/EE22 4C601/FF08 4C601/HH13 4C601/HH15 4C601/HH17 4C601/HH28 4C601/KK21		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声图像诊断装置，其被配置为根据心率自动调节帧速率。解决方案：超声图像诊断装置包括条件选择装置121，用于根据心脏的变化改变帧速率。通过连续接收对象的心率输入并根据心率选择每隔规定时间预先存储的发送/接收超声波的条件，对象的比率；发送/接收装置102，用于根据发送/接收超声波的条件，经由超声波探头101向对象发送超声波，所述超声波被更新为每个规定时间选择的条件，并且用于接收由对象反射的超声回波；信号处理装置103，用于通过处理超声回波的信号产生图像数据；图像创建装置104，用于根据来自图像数据的帧速率创建超声波断层图像；显示控制装置106用于在显示装置107上显示所创建的超声波断层图像。

