

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4691185号
(P4691185)

(45) 発行日 平成23年6月1日(2011.6.1)

(24) 登録日 平成23年2月25日(2011.2.25)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F I
A 6 1 B 8/08

請求項の数 4 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2009-206292 (P2009-206292)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成21年9月7日(2009.9.7)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願平11-228705の分割		東京都港区芝浦一丁目1番1号
原出願日	平成11年8月12日(1999.8.12)	(74) 代理人	100108855
(65) 公開番号	特開2009-285478 (P2009-285478A)		弁理士 蔵田 昌俊
(43) 公開日	平成21年12月10日(2009.12.10)	(74) 代理人	100091351
審査請求日	平成21年9月7日(2009.9.7)		弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100109830
			弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100095441
			弁理士 白根 俊郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像表示装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体からの参照信号に基づいて生成された生体情報図と、ドブラ波形画像及びMモード画像の少なくともいずれか一方とを記憶する記憶手段と、

前記生体情報図と、前記ドブラ波形画像及びMモード画像の少なくともいずれか一方とを同時表示する手段と、

前記生体情報図上に第1のマーカを配置することにより所望の時相を指定する手段と、

前記表示したドブラ波形画像及びMモード画像の少なくともいずれか一方の上であって、前記第1のマーカにより指定された時相から任意の遅延時間だけ遅れた時相に対応する位置に、第2のマーカを表示する手段と

を具備したことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項 2】

前記表示したドブラ波形画像及びMモード画像の少なくともいずれか一方の上であって、前記第1のマーカにより指定された時相に対応する位置に、第3のマーカを表示する手段を更に具備したことを特徴とする請求項 1 記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

前記遅延時間を操作者が任意に指定するための手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の超音波画像表示装置。

【請求項 4】

前記参照信号は、心電信号、心音信号、呼吸信号の少なくとも1つであることを特徴と

する請求項 1 乃至 3 のいずれか一項記載の超音波画像表示装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血流速度分布の経時的な変化を表しているドブラ波形画像や組織構造の経時的な変化を表している M モード画像等の超音波画像を表示するための超音波画像表示装置に関する。

【背景技術】

【0002】

循環器系の診断では、血流速度分布の経時的な変化を表しているドブラ波形画像や組織構造の経時的な変化を表している M モード画像が有効とされる。また、循環器系の診断では、拡張期や収縮期といった心臓の拍動時相を特定し、その特定した時相における血流速度分布や組織構造を検討することが非常に重要とされている。従来では、ドブラ波形画像や M モード画像を観てその形状や変位の状態から心臓の拍動時相を読影者が自信の判断で特定することが行われていた。

【0003】

しかし、この判断は熟練を要する作業であり、このためドブラ波形画像や M モード画像から特定した拡張期等が実際には多少ずれているといった事態が起こらないとも限らない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明の目的は、ドブラ波形画像や M モード画像を表示する超音波画像表示装置において、読影者が拡張期や収縮期といった心臓の拍動時相を特定する作業を支援することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明のある局面は、生体からの参照信号に基づいて生成された生体情報図と、ドブラ波形画像及び M モード画像の少なくともいずれか一方とを記憶する記憶手段と、前記生体情報図と、前記ドブラ波形画像及び M モード画像の少なくともいずれか一方とを同時表示する手段と、前記生体情報図上に第1のマーカを配置することにより所望の時相を指定する手段と、

前記表示したドブラ波形画像及び M モード画像の少なくともいずれか一方の上であって、前記第1のマーカにより指定された時相から任意の遅延時間だけ遅れた時相に対応する位置に、第2のマーカを表示する手段とを具備したことを特徴とする超音波画像診断装置を提供する。

【発明の効果】

【0006】

本発明によれば、ドブラ波形画像や M モード画像を表示する超音波画像表示装置において、読影者が拡張期や収縮期といった心臓の拍動時相を特定する作業を支援することができる。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波画像表示装置の構成を示すブロック図である。

【図2】本実施形態による B モード画像からドブラ波形画像に対してタイムリンクをかける場合の表示画面例を示す図である。

【図3】本実施形態による B モード画像から M モード画像に対してタイムリンクをかける場合の表示画面例を示す図である。

【図4】本実施形態による心電図 (E C G) からドブラ波形画像に対してタイムリンクをかける場合の表示画面例を示す図である。

【図5】本実施形態による心電図からMモード画像に対してタイムリンクをかける場合の表示画面例を示す図である。

【図6】本実施形態による心音図（PCG）からドブラ波形画像に対してタイムリンクをかける場合の表示画面例を示す図である。

【図7】本実施形態による心音図からMモード画像に対してタイムリンクをかける場合の表示画面例を示す図である。

【図8】本実施形態による心電図からドブラ波形画像に対して血流伝播時間を考慮した上でタイムリンクをかける場合の表示画面例を示す図である。

【図9】本実施形態によるドブラ波形画像からBモード画像に対してタイムリンクをかける場合の表示画面例を示す図である。

10

【図10】本実施形態によるMモード画像からBモード画像に対してタイムリンクをかける場合の表示画面例を示す図である。

【図11】本実施形態による心電図からBモード画像に対してタイムリンクをかける場合の表示画面例を示す図である。

【図12】本実施形態によるドブラ波形画像からMモード画像に対してタイムリンクをかける場合の表示画面例を示す図である。

【図13】本実施形態によるMモード画像からドブラ波形画像に対してタイムリンクをかける場合の表示画面例を示す図である。

【図14】本実施形態によるBモード画像からドブラ波形画像に対するタイムリンクによるマーカに従って流速計測を行った場合の表示画面例を示す図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、図面を参照して、本発明による超音波画像表示装置を好ましい実施形態により説明する。図1に、本実施形態に係る超音波画像表示装置の構成を示す。超音波プローブ11の先端部分には、圧電セラミック等の複数の振動素子が1次元又は2次元に配列されている。送受信ユニット（T/R）13は、受信系と送信系とを有している。送信系は、クロック発生器から発振されたクロックに従って超音波の送信レート（毎秒送信回数）を決定するためのレートパルスを送信レートパルス発生器で生成し、このレートパルスを送信遅延回路で適当に遅延し、そしてこの遅延されたレートパルスに従ってパルスからプローブ11に高周波の電圧パルスを送加するようになっている。また、受信系は、被検体からのエコーによる機械的な振動によって振動素子に発生した微弱な電気信号をプリアンプで増幅し、この増幅した電気信号を受信遅延回路で適当に遅延し、そしてこの遅延した電気信号を加算器で加算することにより、指向性を持った受信信号を生成するようになっている。

30

【0009】

Bモードユニット15は、図示しないが、検波回路と対数増幅器とアナログデジタルコンバータとから構成されていて、送受信ユニット15からの受信信号を検波回路で検波し、この検波信号を対数増幅器52で対数増幅（対数圧縮）し、そしてこの対数増幅された検波信号をアナログデジタルコンバータでデジタル信号に変換するようになっている。このBモードユニット15の出力（Bモード画像データと称する）はデジタルスキャンコンバータ21を介してディスプレイ27に送られ表示されると共に、メモリユニット29に送られ記憶される。

40

【0010】

このBモード画像データには、CPU31により時間情報としてタイムコードが関連付けられている。このタイムコードは、スキャン開始時点からの経過時間を表すコードでもよいし、スキャンの実際の時刻を表すコードでもよい。

【0011】

Mモードユニット17は、一般的には、Bモードユニット15と共用されているものであるが、ここでは説明の便宜上、別々に示している。その構成は、Bモードユニット15と共通であるので、ここでは省略する。このMモードユニット17の出力（Mモード画像データと称する）はデジタルスキャンコンバータ21を介してディスプレイ27に送ら

50

れ表示されると共に、メモリユニット 29 に送られ記憶される。この M モード画像は、1 本の超音波走査線に関する 1 次元の組織画像を時間軸（横軸）に沿って平行に並べた画像であって、1 次元の組織画像を収集するために超音波送受信を行った時刻は、M モード画像の横軸の位置に完全に対応している。この意味で、M モード画像には本来的に時間情報が与えられていると言える。

【0012】

ドプラモードユニット 19 は、送受信ユニット 15 からの受信信号をまず直交検波回路においてドプラ偏移周波数の成分だけをもつ位相の異なる 2 チャンネルのドプラ信号を生成し、この検波信号をパルス波（PW）モード時にはレンジゲートでゲートをかけて、任意の深さに設定したサンプルボリュームのドプラ信号を切り出す。なお、連続波（CW）モード時にはレンジゲートに代えてドプラ信号の周波数帯域を高速フーリエ変換器（FFT）のサンプリング周波数まで落とすことになる。そして、このドプラ信号から血流成分を帯域フィルタで取り出して、さらに高速フーリエ変換器（FFT）で周波数解析にかけることにより、各周波数成分（速度成分）の強さを表す周波数スペクトラム（速度分布）を計算するようになっている。このドプラモードユニット 19 の出力（ドプラ波形画像データと称する）はデジタルスキャンコンバータ 21 を介してディスプレイ 27 に送られ表示されると共に、メモリユニット 29 に送られ記憶される。このドプラ波形画像は、サンプルボリューム内又は 1 本の超音波走査線上の血流に関する速度分布を時間軸（横軸）に沿って平行に並べた画像であって、この速度分布を収集するために超音波送受信を繰り返し行った時刻は、当該ドプラ波形画像の横軸の位置に完全に対応している。この意味で、ドプラ波形画像には本来的に時間情報が与えられていると言える。

【0013】

生体からの参照信号に基づいて心電図、心音図、呼吸信号等の生体情報図を生成し出力する手段として、ここでは、心電計 23 と心音計 25 とを例に説明する。心電計 23 は、被検体の心電図（ECG）を計測し、また心音計 25 は被検体の心音図（PCG）を計測するものである。これら心電図と心音図は、デジタルスキャンコンバータ 21 を介してディスプレイ 27 に送られ表示されると共に、メモリユニット 29 に送られ記憶される。これら心電図と心音図は、心電レベル、心音レベルを時間軸（横軸）に対して分布したグラフであって、これら心電レベル、心音レベルを計測した時刻は、当該心電図や心音図の横軸の位置に完全に対応している。この意味で、心電図と心音図には、本来的に時間情報が与えられていると言える。

【0014】

CPU 31 は、メモリユニット 29 に記憶される B モード画像各々に対してそのスキャン時刻を表す時間情報（タイムコード）を関連付けるという上述した機能の他に、この時間情報に基づいてドプラ波形画像、M モード画像、B モード画像、心電図、心音図の間で時間的に関連付けて、メモリユニット 29 からデータの読み出しやマーカジェネレータ 35 からの時相マーカの読み出しを制御する機能と、トラックボール 33 等の入力機器の操作量に応じてマーカジェネレータ 35 からの時相指定用マーカの読み出しを制御する機能という本発明に関わる重要な機能を装備している。

【0015】

次に本実施形態の動作について説明する。まず、スキャンの動きについて説明する。ここでは、B モード画像を得るために超音波送受信毎に超音波走査線を動かしていくスキャン動作と、ドプラ波形画像を得るために特定の 1 本の超音波走査線に対して超音波の送受信を 16 回等の所定回数繰り返す動作とが交互に行われるいわゆる混成スキャン（B/D スキャン）が行われる。なお、M モード画像は、B モード画像の中の指定した 1 本の超音波走査線に関する 1 次元の画像を取り出して時間軸に沿って並べた画像であるので、そのための超音波送受信動作としては上記 B モードのためのスキャン動作に含まれているものである。

【0016】

このような混成スキャンにより、ドプラ波形画像、M モード画像及び B モード画像が超

10

20

30

40

50

音波検査中に収集され、メモリユニット 29 に次々と記憶されていく。このとき上述したように、B モード画像には、CPU 31 によって、スキャンタイミングを表すタイムコードが関連付けられる。また、これらドブラ波形画像、M モード画像及び B モード画像の収集及び記憶と並行して、心電図及び心音図が計測され、ドブラ波形画像等と同様に、メモリユニット 29 に記憶される。

【 0 0 1 7 】

次に、以上のように記憶されたドブラ波形画像、M モード画像、B モード画像、心電図、心音図の間の時間的な関連付け（タイムリンク）の動きについて説明する。なお、タイムリンクをかける対象や、タイムリンクをかける元と先の違いによりタイムリンク動作が若干相違する場合があるので、様々なケースを順番に説明していくものとする。タイムリンクをかける対象や、タイムリンクをかける元と先の違いは、トラックボール 33 等の入力機器を介して操作者が任意に指定できるようになっている。

【 0 0 1 8 】

（ B モード画像からドブラ波形画像に対してタイムリンクをかけるケース ）

図 2（ a ）,（ b ）に示すように、メモリユニット 29 に記憶されたドブラ波形画像（ D ）がそこから読み出され、ディスプレイ 27 に表示される。次に、メモリユニット 29 に記憶された複数の B モード画像の中から操作者がトラックボール 33 等の入力機器を介して任意に選択した 1 枚の B モード画像が、メモリユニット 29 から読み出され、ディスプレイ 27 に M モード画像と同時表示される。

【 0 0 1 9 】

CPU 31 では、選択された 1 枚の B モード画像に関連付けられているタイムコードに従って、マーカジェネレータ 35 からの時相マーカの読み出しを制御する。この時相マーカはドブラ波形画像上に CPU 35 により制御された位置で合成され、図 2（ a ）,（ b ）に示すように表示される。

【 0 0 2 0 】

このケースでは、時相マーカがドブラ波形画像上に合成される位置は、当該ドブラ波形画像と同時表示されている B モード画像を収集したスキャン時刻にリンクしている。従って、読影者としては、ドブラ波形画像の中で所望の拍動時相、例えば拡張期を特定したいときには、拡張期の B モード画像を選択すればよい。このように読影対象のドブラ波形画像の形状や変位の状態だけから所望の時相を特定するよりも、本ケースのように、それと合わせて B モード画像に表現されている組織構造の状態から拡張期を判断することの方が、時相特定の精度を向上させることができる。

【 0 0 2 1 】

（ B モード画像から M モード画像に対してタイムリンクをかけるケース ）

図 3（ a ）,（ b ）に示すように、メモリユニット 29 に記憶された M モード画像（ M ）がそこから読み出され、ディスプレイ 27 に表示される。次に、メモリユニット 29 に記憶された複数の B モード画像の中から操作者がトラックボール 33 等の入力機器を介して任意に選択した 1 枚の B モード画像が、メモリユニット 29 から読み出され、ディスプレイ 27 に M モード画像と同時表示される。

【 0 0 2 2 】

CPU 31 では、選択された 1 枚の B モード画像に関連付けられているタイムコードに従って、マーカジェネレータ 35 からの時相マーカの読み出しを制御する。この時相マーカは M モード画像上に CPU 35 により制御された位置で合成され、図 3（ a ）,（ b ）に示すように表示される。

【 0 0 2 3 】

このケースでも、時相マーカが M モード画像上に合成される位置は、当該 M モード画像と同時表示されている B モード画像を収集したスキャン時刻にリンクしている。従って、読影者としては、M モード画像の中で所望の拍動時相、例えば拡張期を特定したいときには、拡張期の B モード画像を選択すればよい。このように読影対象の M モード画像の形状や変位の状態だけから所望の時相を特定するよりも、本ケースのように、それと合わせて

10

20

30

40

50

Bモード画像に表現されている組織構造の状態から拡張期を判断することの方が、時相特定の精度を向上させることができる。

【0024】

(心電図からドブラ波形画像に対してタイムリンクをかけるケース)

図4に示すように、メモリユニット29に記憶されたドブラ波形画像がそこから読み出され、ディスプレイ27に表示される。次に、メモリユニット29に記憶された心電図(ECG)が、メモリユニット29から読み出され、ディスプレイ27にドブラ波形画像と同時表示される。

【0025】

次に、操作者によりトラックボール33等により時相指定用マーカが心電図上の所望の時相、例えば拡張期に配置される。このとき、CPU31では、時相指定用マーカで指定した時相に従って、マーカジェネレータ35からの時相マーカの読み出しを制御する。この時相マーカはドブラ波形画像上にCPU35により制御された位置で合成され、図4に示すように表示される。

10

【0026】

このケースでも、時相マーカがドブラ波形画像上に合成される位置は、当該ドブラ波形画像と同時表示されている心電図に対して時相指定用マーカで指定した時相にリンクしている。従って、読影者としては、ドブラ波形画像の中で所望の拍動時相、例えば拡張期を特定したいときには、時相指定用マーカを心電図上の拡張期に合わせればよい。このように読影対象のドブラ波形画像の形状や変位の状態だけから所望の時相を特定するよりも、本ケースのように、それと合わせて心電図から拡張期を判断することの方が、時相特定の精度を向上させることができる。

20

【0027】

(心電図からMモード画像に対してタイムリンクをかけるケース)

図5に示すように、メモリユニット29に記憶されたMモード画像がそこから読み出され、ディスプレイ27に表示される。次に、メモリユニット29に記憶された心電図(ECG)が、メモリユニット29から読み出され、ディスプレイ27にMモード画像と同時表示される。

【0028】

次に、操作者によりトラックボール33等により時相指定用マーカが心電図上の所望の時相、例えば拡張期に配置される。このとき、CPU31では、時相指定用マーカで指定した時相に従って、マーカジェネレータ35からの時相マーカの読み出しを制御する。この時相マーカはMモード画像上にCPU35により制御された位置で合成され、図5に示すように表示される。

30

【0029】

このケースでも、時相マーカがMモード画像上に合成される位置は、当該Mモード画像と同時表示されている心電図に対して時相指定用マーカで指定した時相にリンクしている。従って、読影者としては、Mモード画像の中で所望の拍動時相、例えば拡張期を特定したいときには、時相指定用マーカを心電図上の拡張期に合わせればよい。このように読影対象のMモード画像の形状や変位の状態だけから所望の時相を特定するよりも、本ケースのように、それと合わせて心電図から拡張期を判断することの方が、時相特定の精度を向上させることができる。

40

【0030】

(心音図からドブラ波形画像に対してタイムリンクをかけるケース)

図6に示すように、メモリユニット29に記憶されたドブラ波形画像がそこから読み出され、ディスプレイ27に表示される。次に、メモリユニット29に記憶された心音図(PCG)が、メモリユニット29から読み出され、ディスプレイ27にドブラ波形画像と同時表示される。

【0031】

次に、操作者によりトラックボール33等により時相指定用マーカが心音図上の所望の

50

時相、例えば拡張期に配置される。このとき、CPU 31では、時相指定用マーカで指定した時相に従って、マーカジェネレータ35からの時相マーカの読み出しを制御する。この時相マーカはドブラ波形画像上にCPU 35により制御された位置で合成され、図6に示すように表示される。

【0032】

このケースでも、時相マーカがドブラ波形画像上に合成される位置は、当該ドブラ波形画像と同時表示されている心音図に対して時相指定用マーカで指定した時相にリンクしている。従って、読影者としては、ドブラ波形画像の中で所望の拍動時相、例えば拡張期を特定したいときには、時相指定用マーカを心音図上の拡張期に合わせればよい。このように読影対象のドブラ波形画像の形状や変位の状態だけから所望の時相を特定するよりも、本ケースのように、それと合わせて心音図から拡張期を判断することの方が、時相特定の精度を向上させることができる。

10

【0033】

(心音図からMモード画像に対してタイムリンクをかけるケース)

図7に示すように、メモリユニット29に記憶されたMモード画像がそこから読み出され、ディスプレイ27に表示される。次に、メモリユニット29に記憶された心音図(PCG)が、メモリユニット29から読み出され、ディスプレイ27にドブラ波形画像と同時表示される。

【0034】

次に、操作者によりトラックボール33等により時相指定用マーカが心音図上の所望の時相、例えば拡張期に配置される。このとき、CPU 31では、時相指定用マーカで指定した時相に従って、マーカジェネレータ35からの時相マーカの読み出しを制御する。この時相マーカはMモード画像上にCPU 35により制御された位置で合成され、図7に示すように表示される。

20

【0035】

このケースでも、時相マーカがMモード画像上に合成される位置は、当該Mモード画像と同時表示されている心音図に対して時相指定用マーカで指定した時相にリンクしている。従って、読影者としては、Mモード画像の中で所望の拍動時相、例えば拡張期を特定したいときには、時相指定用マーカを心音図上の拡張期に合わせればよい。このように読影対象のMモード画像の形状や変位の状態だけから所望の時相を特定するよりも、本ケースのように、それと合わせて心音図から拡張期を判断することの方が、時相特定の精度を向上させることができる。

30

【0036】

なお、心電図や心音図から、ドブラ波形画像やMモード画像に対してタイムリンクをかけるケースでは、図8に示すように、操作者はトラックボール33等を利用して任意にディレイタイム(遅れ時間)を設定することができるようになっている。つまり、図8において、心電図や心音図で時相指定用マーカを使って指定した所望の時相に対して完全にリンクするドブラ波形画像やMモード画像上での時相は、破線として示している。ここでは、この完全にリンクする時相から、任意のディレイタイムだけ遅れた位置に、時相マーカを配置しようとするものである。これは非常に効果的な手法であり、心電図や心音図の動きは、心臓の拍動に対してほぼリアルタイムで反映している。一方、ドブラ波形画像やMモード画像は、心臓から離れた部位で収集されることがある。つまり、心臓の拍動時相で考えると、心電図や心音図の動きに対して、ドブラ波形画像やMモード画像の動きは、心臓から当該検査部位までの血流の伝搬時間分だけ遅れて追従する傾向にある。従って、上述したように完全にリンクする時相から任意のディレイタイムだけ遅れた位置に、時相マーカを配置することにより、このような心臓の拍動時相上のずれを補償することができる。

40

【0037】

(ドブラ波形画像からBモード画像に対してタイムリンクをかけるケース)

図9に示すように、メモリユニット29に記憶されたドブラ波形画像(D)がそこから

50

読み出され、ディスプレイ 27 に表示される。この表示されたドブラ波形画像に対して、操作者はトラックボール 33 等を操作して時相指定用マーカを所望とする時相（位置）に指定する。

【0038】

CPU 31 では、時相指定用マーカで指定した時相にリンクしている 1 枚の B モード画像を、メモリユニット 29 に記憶されている複数の B モード画像の中からタイムコードに従って特定し、この特定した 1 枚の B モード画像をメモリユニット 29 から読み出させ、ディスプレイ 27 にドブラ波形画像と同時表示させる。

【0039】

このように読影対象のドブラ波形画像の形状や変位の状態だけから所望の時相を特定するよりも、本ケースのように、B モード画像に表現されている組織構造の状態を参照する方が、時相特定の精度を向上させることができるものである。

10

【0040】

（M モード画像から B モード画像に対してタイムリンクをかけるケース）

図 10 に示すように、メモリユニット 29 に記憶された M モード画像（M）がそこから読み出され、ディスプレイ 27 に表示される。この表示された M モード画像に対して、操作者はトラックボール 33 等を操作して時相指定用マーカを所望とする時相（位置）に指定する。

【0041】

CPU 31 では、時相指定用マーカで指定した時相にリンクしている 1 枚の B モード画像を、メモリユニット 29 に記憶されている複数の B モード画像の中からタイムコードに従って特定し、この特定した 1 枚の B モード画像をメモリユニット 29 から読み出させ、ディスプレイ 27 に M モード画像と同時表示させる。

20

【0042】

このように読影対象の M モード画像の形状や変位の状態だけから所望の時相を特定するよりも、本ケースのように、B モード画像に表現されている組織構造の状態を参照する方が、時相特定の精度を向上させることができるものである。

【0043】

（心電図又は心音図から B モード画像に対してタイムリンクをかけるケース）

図 11 に示すように、メモリユニット 29 に記憶された心電図（又は心音図）がそこから読み出され、ディスプレイ 27 に表示される。この表示された心電図に対して、操作者はトラックボール 33 等を操作して時相指定用マーカを所望とする時相（位置）に指定する。

30

【0044】

CPU 31 では、時相指定用マーカで指定した時相にリンクしている 1 枚の B モード画像を、メモリユニット 29 に記憶されている複数の B モード画像の中からタイムコードに従って特定し、この特定した 1 枚の B モード画像をメモリユニット 29 から読み出させ、ディスプレイ 27 に心電図と同時表示させる。

このように心電図又は心音図から、所望時相の B モード画像を選択的に表示させることができる。

40

【0045】

（ドブラ波形画像から M モード画像に対してタイムリンクをかけるケース）

図 12 に示すように、メモリユニット 29 に記憶されたドブラ波形画像がそこから読み出され、ディスプレイ 27 に表示される。次に、メモリユニット 29 に記憶された M モード画像が、メモリユニット 29 から読み出され、ディスプレイ 27 にドブラ波形画像と同時表示される。

【0046】

次に、操作者によりトラックボール 33 等により時相指定用マーカがドブラ波形画像上の所望の時相、例えば拡張期に配置される。このとき、CPU 31 では、時相指定用マーカで指定した時相に従って、マーカジェネレータ 35 からの時相マーカの読み出しを制御

50

する。この時相マーカはMモード画像上にCPU35により制御された位置で合成され、図12に示すように表示される。

【0047】

このケースでは、時相マーカがMモード画像上に合成される位置は、当該Mモード画像と同時表示されているドブラ波形画像に対して時相指定用マーカで指定した時相にリンクしている。従って、読影者としては、Mモード画像の中で所望の拍動時相、例えば拡張期を特定したいときには、時相指定用マーカをドブラ波形画像上の拡張期に合わせればよい。このように読影対象のMモード画像の形状や変位の状態だけから所望の時相を特定するよりも、本ケースのように、それと合わせてドブラ波形画像から拡張期を判断することの方が、時相特定の精度を向上させることができる。

10

【0048】

(Mモード画像からドブラ波形画像に対してタイムリンクをかけるケース)

図13に示すように、メモリユニット29に記憶されたMモード画像がそこから読み出され、ディスプレイ27に表示される。次に、メモリユニット29に記憶されたドブラ波形画像が、メモリユニット29から読み出され、ディスプレイ27にMモード画像と同時表示される。

【0049】

次に、操作者によりトラックボール33等により時相指定用マーカがMモード画像上の所望の時相、例えば拡張期に配置される。このとき、CPU31では、時相指定用マーカで指定した時相に従って、マーカジェネレータ35からの時相マーカの読み出しを制御する。この時相マーカはドブラ波形画像上にCPU35により制御された位置で合成され、図13に示すように表示される。

20

【0050】

このケースでは、時相マーカがドブラ波形画像上に合成される位置は、当該ドブラ波形画像と同時表示されているMモード画像に対して時相指定用マーカで指定した時相にリンクしている。従って、読影者としては、ドブラ波形画像の中で所望の拍動時相、例えば拡張期を特定したいときには、時相指定用マーカをMモード画像上の拡張期に合わせればよい。このように読影対象のドブラ波形画像の形状や変位の状態だけから所望の時相を特定するよりも、本ケースのように、それと合わせてMモード画像から拡張期を判断することの方が、時相特定の精度を向上させることができる。

30

【0051】

以上のように、本実施形態では、ドブラ波形画像、Mモード画像、Bモード画像、さらに心電図や心音図の間を時間的に関連付けることができるので、例えば読影対象のドブラ波形画像からだけでは判断し難い拍動時相を、それとは異なる種類のMモード画像、Bモード画像、さらには心電図や心音図を参照して特定することができる。従って、読影対象のドブラ波形画像やMモード画像の形状や変位の状態だけから所望の時相を特定するよりも、その精度を向上させることができる。

【0052】

なお、上述した実施形態において、図14に示すように、上述したタイムリンクによって他の種類の画像(図14ではBモード画像)からドブラ波形画像上に特定した時相マーカを、時相を表すだけでなく、そのまま血流速度等の計測用のマーカとして流用するようにしてもよい。

40

【0053】

本発明は、上述してきたような実施形態に限定されることなく、種々変形して実施可能であることは言うまでもない。

【産業上の利用可能性】

【0054】

本発明は、ドブラ波形画像やMモード画像を表示する超音波画像表示装置において、読影者が拡張期や収縮期といった心臓の拍動時相を特定する作業を支援する分野に利用可能性がある。

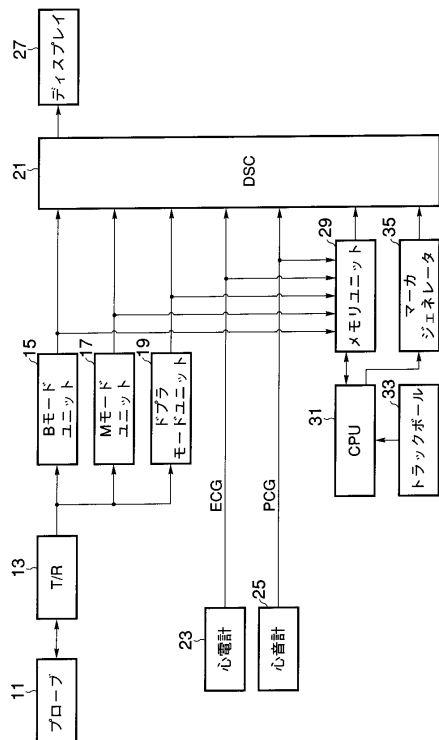
50

【符号の説明】

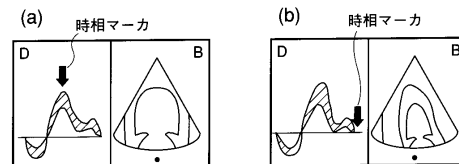
【 0 0 5 5 】

1 1 ... 超音波プローブ、1 3 ... 送受信ユニット (T / R)、1 5 ... B モードユニット、1 7 ... M モードユニット、1 9 ... ドプラモードユニット、2 1 ... デジタルスキャンコンバータ (D S C)、2 3 ... 心電計、2 5 ... 心音計、2 7 ... ディスプレイ、2 9 ... メモリユニット、3 1 ... C P U、3 3 ... トラックボール、3 5 ... マーカジェネレータ。

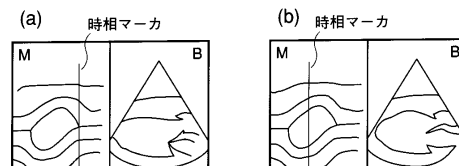
【 図 1 】



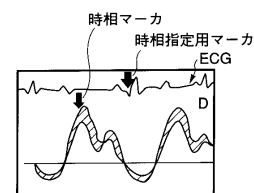
【 図 2 】



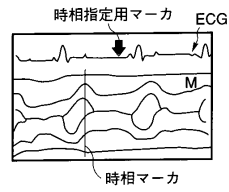
【 図 3 】



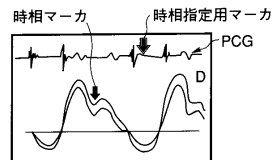
【 図 4 】



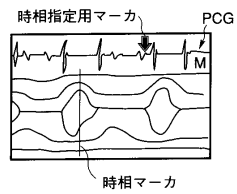
【図 5】



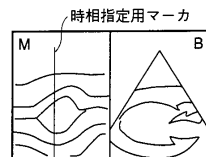
【図 6】



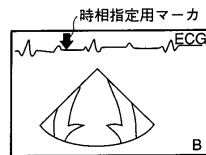
【図 7】



【図 10】



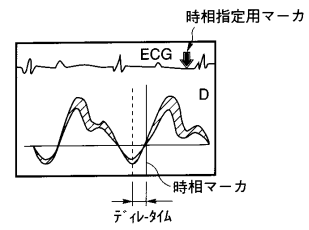
【図 11】



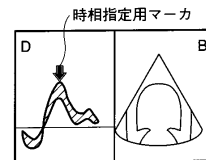
【図 12】



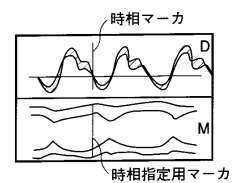
【図 8】



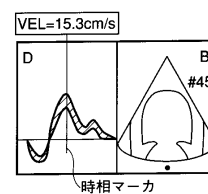
【図 9】



【図 13】



【図 14】



フロントページの続き

(74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
(74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
(74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
(74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
(74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
(74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
(74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
(74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
(74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
(74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
(72)発明者 赤木 和哉
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

審査官 富永 昌彦

(56)参考文献 特開平 0 6 - 2 8 5 0 7 0 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超音波画像表示装置		
公开(公告)号	JP4691185B2	公开(公告)日	2011-06-01
申请号	JP2009206292	申请日	2009-09-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	赤木和哉		
发明人	赤木 和哉		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/486		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK18 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK36 4C601/LL02 4C601/LL05		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚 河野直树 冈田 隆 山下 元		
其他公开文献	JP2009285478A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波图像显示装置，其支持读取器在超声波图像显示装置中识别诸如心脏收缩或心脏舒张的心跳时间相位以显示多普勒波形图像或M模式图像的工作。解决方案：超声图像显示设备包括存储单元29，其存储M模式图像和两个或更多个B模式图像，CPU 31将时间代码与B模式扫描时间相关联，以及两者中的每一个或者更多B模式图像，同时显示M模式图像的显示器27和从存储器单元选择性地读出的B模式图像，以及根据时间将标记附加到M模式图像的标记生成器35与选择性地从存储器单元读出的B模式图像相关联的代码。Z

