

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4791727号

(P4791727)

(45) 発行日 平成23年10月12日(2011.10.12)

(24) 登録日 平成23年7月29日(2011.7.29)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 3 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2004-372862 (P2004-372862)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成16年12月24日(2004.12.24)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2006-175098 (P2006-175098A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成18年7月6日(2006.7.6)	(73) 特許権者	594164542
審査請求日	平成19年12月21日(2007.12.21)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(73) 特許権者	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
		(74) 代理人	100109900
			弁理士 堀口 浩
		(72) 発明者	生田目 富夫
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			医用システムエンジニアリング株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対して超音波の送受波を行う超音波プローブと、前記超音波プローブを駆動する駆動信号の送信と、前記超音波プローブからの超音波受波に基づく受信信号の受信を行う送受信手段と、前記送受信手段により得られた前記受信信号に基づいてRAWデータを生成するRAWデータ生成手段と、前記RAWデータ生成手段により生成された前記RAWデータを保存するRAWデータ記憶手段と、前記RAWデータ生成手段により生成された前記RAWデータの中から所望のRAWデータを収集して保存するRAWデータ収集手段と、前記RAWデータ記憶手段または前記RAWデータ収集手段から読み出された前記RAWデータから画像データを生成する画像データ生成手段と、前記RAWデータ記憶手段の複数の前記RAWデータが保存された保存領域の大きさに対応する表示領域を有するアイコン、及び前記アイコンの指定された表示領域に対応する前記保存領域の前記RAWデータから生成される前記画像データを表示する表示手段とを備え、前記表示領域は、前記保存領域の前記RAWデータ収集手段に収集された前記RAWデータが保存されるRAWデータ領域の大きさに対応するRAWデータ表示領域、及び前記保存領域の前記RAWデータ収集手段に収集されていない前記RAWデータが保存される未収集データ領域の大きさに対応する未収集表示領域に識別されていることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記アイコンは、前記RAWデータ記憶手段の前記RAWデータが保存されていない未保存領域の大きさに対応する未保存表示領域を有することを特徴とする請求項1に記載の

10

20

超音波診断装置。

【請求項 3】

前記アイコンには、前記 R A W データ表示領域又は前記未収集表示領域の先頭及び後尾に移動可能な収集マーカーが設けられ、前記未収集表示領域に前記収集マーカーが設定された場合、前記 R A W データ記憶手段から設定された前記未収集表示領域に対応する前記 R A W データを読み出して前記 R A W データ収集手段に保存することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 のいずれかに記載の超音波診断装置

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、被検体の超音波撮影を行う超音波診断装置に係り、特に超音波撮影により収集した画像データのアイコンを表示して編集を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブから発生する超音波を被検体内に送波し、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波を検出して生体内の断層像などの画像を得るもので、近年、様々な医療分野で利用されている。この超音波診断装置は、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画像データが容易に得られるため、心臓や肝臓などの診断に広く用いられている。

【0003】

20

ところで、このような超音波診断装置では、被検体に対して超音波撮影を行いリアルタイムの画像データが表示されたときに、その画像データが所定のメモリ容量を備えたシネメモリに保存されるようになっていく（例えば、特許文献 1 参照。）。この特許文献 1 のシネメモリでは、保存された画像データがメモリ容量に達すると、古い画像データが保存されたメモリエリアに新しい画像データが上書きされる。

【0004】

そして、必要な画像データが得られた時点で超音波撮影を停止し、そのときシネメモリに保存されている画像データを再生表示して確認し、その画像データを別の保存用メモリに保存する。所望の画像データが得られなかった場合には、再度超音波撮影により同様の操作が行われる。超音波撮影終了後、被検体毎に保存用メモリに保存された画像データは、診断のための解析、治療前後の画像比較などに用いられる。

30

【特許文献 1】特開平 5 - 4 9 6 3 5 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献 1 のシネメモリに保存した画像データの中から必要とする画像データを編集するには、画像データ保存領域の先頭或いは後尾から再生表示する必要があるため、手間がかかる問題があった。

【0006】

本発明は、上記問題点を解決するためになされたもので、必要とする画像データの編集が容易な超音波診断を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するために、請求項 1 に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対して超音波の送受波を行う超音波プローブと、前記超音波プローブを駆動する駆動信号の送信と、前記超音波プローブからの超音波受波に基づく受信信号の受信を行う送受信手段と、前記送受信手段により得られた前記受信信号に基づいて R A W データを生成する R A W データ生成手段と、前記 R A W データ生成手段により生成された前記 R A W データを保存する R A W データ記憶手段と、前記 R A W データ生成手段により生成された前記 R A W データの中から所望の R A W データを収集して保存する R A W データ収集手段と、前記 R A

50

Wデータ記憶手段または前記RAWデータ収集手段から読み出された前記RAWデータから画像データを生成する画像データ生成手段と、前記RAWデータ記憶手段の複数の前記RAWデータが保存された保存領域の大きさに対応する表示領域を有するアイコン、及び前記アイコンの指定された表示領域に対応する前記保存領域の前記RAWデータから生成される前記画像データを表示する表示手段とを備え、前記表示領域は、前記保存領域の前記RAWデータ収集手段に収集された前記RAWデータが保存されるRAWデータ領域の大きさに対応するRAWデータ表示領域、及び前記保存領域の前記RAWデータ収集手段に収集されていない前記RAWデータが保存される未収集データ領域の大きさに対応する未収集表示領域に識別されていることを特徴とする。

【発明の効果】

10

【0009】

本発明によれば、超音波撮影中に収集した画像データの保存領域毎に対応して識別表示されたアイコンにマーカーを所定の範囲に設定し、その範囲における画像データの表示や消去を行うことにより、容易に有用な画像データの編集を行うことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0011】

以下、本発明の超音波診断装置の実施例を図1乃至図7を参照して説明する。

20

【0012】

図1は、本発明の実施例に係る超音波診断装置の構成を示したブロック図である。この超音波診断装置10は、被検体Pに対して超音波の送受波を行なう超音波プローブ1と、超音波プローブ1に対して超音波駆動信号の送信と反射信号の受信を行なう送受信部2と、送受信部2によって得られた受信信号を処理してBモード用のBモードRAWデータ、カラードブラ用のカラードブラRAWデータ等のRAWデータを生成するRAWデータ生成部3と、このRAWデータを処理するRAWデータ処理部4とを備えている。

【0013】

また、超音波診断装置10は、RAWデータ処理部4からのRAWデータを保存するRAWデータ保存部5と、RAWデータ処理部4やRAWデータ保存部5からのRAWデータを処理してBモード画像データ、カラードブラ画像データ等の画像データを生成する画像データ生成部6と、画像データ生成部6において生成された画像データを表示する表示部7と、画像データ生成モードの選択や各種コマンド信号の入力を行なう操作部8と、前述の各ユニットを統括して制御するシステム制御部9を備えている。

30

【0014】

超音波プローブ1は、被検体Pの体表面にその先端面を接触させ超音波の送受波を行なうものであり、例えば、1次元に配列した複数個(N個)の圧電振動子をその先端部分に有している。この圧電振動子は電気音響変換素子であり、送波時には電気パルス(超音波駆動信号)を超音波パルス(送信超音波)に変換し、また受波時には被検体Pからの超音波反射波(受信超音波)を電気信号(超音波受信信号)に変換する機能を有している。

40

【0015】

また、超音波プローブ1は、N個の圧電振動子に接続されたNチャンネルのケーブルを介して送受信部2に接続されている。超音波プローブ1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、これらの超音波プローブの中から診断部位に応じて選択されるが、以下ではセクタ走査対応の超音波プローブ1を用いた場合について述べる。

【0016】

送受信部2は、超音波プローブ1から送信超音波を発生するための超音波駆動信号を生成する送信部21と、超音波プローブ1の圧電振動子から得られる複数チャンネル(Nチャンネル)の超音波受信信号に対して整相加算を行なう受信部22を備えている。

50

【 0 0 1 7 】

送信部 2 1 は、レートパルス発生器 2 3 と、送信遅延回路 2 4 と、パルサ 2 5 とを備えている。そして、送信部 2 1 のレートパルス発生器 2 3 は、被検体 P に放射する超音波パルスの繰り返し周期 (T_r) を決定するレートパルスを送信遅延回路 2 4 に供給する。

【 0 0 1 8 】

送信遅延回路 2 4 は、超音波プローブ 1 において送信に使用される圧電振動子と同数 (N チャンネル) の独立な遅延回路から構成されており、送信において所定の深さに超音波を集束するための集束用遅延時間と、所定の走査方向 (θ_1 乃至 θ_K) に超音波を送信するための偏向用遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスをパルサ 2 5 に供給する。

10

【 0 0 1 9 】

パルサ 2 5 は、送信に使用される圧電振動子と同数 (N チャンネル) 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 N 個の圧電振動子を駆動し、被検体 P に対して送信超音波を放射するための駆動パルスを生成する。

【 0 0 2 0 】

受信部 2 2 は、 N チャンネルのプリアンプ 2 6 と、受信遅延回路 2 7 と、加算器 2 8 とを備えている。そして、プリアンプ 2 6 は、超音波プローブ 1 からの微小な超音波受信信号を増幅し十分な S/N を確保する。また、受信遅延回路 2 7 は、所定の深さからの受信超音波を集束して細い受信ビーム幅を得るための集束用遅延時間と、所定の走査方向 (θ_1 乃至 θ_K) に超音波ビームの受信指向性を設定するための偏向用遅延時間をプリアンプ 2 6 の出力に与えた後、加算器 2 8 に送り、この加算器 2 8 において圧電振動子からの N チャンネルの受信信号は加算されて 1 つに纏められる。

20

【 0 0 2 1 】

RAW データ生成部 3 は、受信部 2 2 から出力された整相加算された信号に対して B モード RAW データを生成するための信号処理を行なう B モードデータ生成部 3 1 と、上記信号に対してカラードブラ RAW データを生成するための信号処理を行なうカラードブラデータ生成部 3 2 とを備えている。そして、RAW データ生成部 3 により生成された B モード RAW データ、カラードブラ RAW データ等の RAW データは RAW データ処理部 4 に出力される。

【 0 0 2 2 】

B モードデータ生成部 3 1 は、検波器 3 1 - 1 と、対数変換器 3 1 - 2 と、A/D 変換器 3 1 - 3 とを備えている。そして、B モードデータ生成部 3 1 に入力された信号は、検波器 3 1 - 1 により包絡線検波が行なわれた後、対数変換器 3 1 - 2 で対数変換される。その対数変換器 3 1 - 2 からの出力は、A/D 変換器 3 1 - 3 において A/D 変換されて B モード RAW データが生成される。

30

【 0 0 2 3 】

カラードブラデータ生成部 3 2 は、ドブラ偏移周波数を検出するドブラシフト検出部 3 2 - 1 と、ドブラシフト検出部 3 2 - 1 からの信号を処理してカラードブラ RAW データを生成する演算部 3 2 - 2 とを備えている。

【 0 0 2 4 】

ドブラシフト検出部 3 2 - 1 は、発振器 3 3 - 1 と、移相器 3 3 - 2 と、ミキサ 3 4 a 及び 3 4 b と、ローパスフィルタ (以下、LPF と称する) 3 5 a 及び 3 5 b と、A/D 変換器 3 6 a 及び 3 6 b とを備えている。そして、受信部 2 2 からの出力信号は、ミキサ 3 4 a 及び 3 4 b の第 1 の入力端子に入力される。

40

【 0 0 2 5 】

また、発振器 3 3 - 1 からの連続波出力信号が、ミキサ 3 4 b の第 2 の入力端子に供給されると共に、移相器 3 3 - 2 に供給され、その移相器 3 3 - 2 において位相が 90 度シフトされてミキサ 3 4 a の第 2 の入力端子に送られる。なお、発振器 3 3 - 1 からの連続波出力信号は、ミキサ 3 4 a 及び 3 4 b の第 1 の入力端子への入力信号の中心周波数とほぼ等しい周波数を有し、レートパルス発生器 2 3 のレートパルスと同期した信号である。

50

【 0 0 2 6 】

そして、ミキサ 3 4 a 及び 3 4 b の出力は、L P F 3 5 a 及び 3 5 b に供給され、ドブラシフト検出部 3 3 の入力信号周波数と発振器 3 3 - 1 の出力信号周波数との和の成分が除去されて、差の成分のみが検出される。

【 0 0 2 7 】

A / D 変換器 3 6 a 及び 3 6 b は、L P F 3 5 a 及び 3 5 b の出力信号を所定のサンプリング周期でサンプリングし、デジタル信号に変換する。

【 0 0 2 8 】

演算部 3 2 - 2 は、M T I フィルタ 3 7 a 及び 3 7 b と、自己相関器 3 8 と、演算回路 3 9 とを備えている。そして、演算部 3 2 - 2 の M T I フィルタ 3 7 a 及び 3 7 b が、ド
10 プラシフト検出部 3 2 - 1 からの信号に対して、血流情報のみを抽出し、その抽出された
ドプラ信号に対して自己相関器 3 8 で自己相関処理を行い、この自己相関処理結果に基づ
いて演算回路 3 9 で血流の平均流速値、分散値などを算出してカラードプラデータを生成
する。

【 0 0 2 9 】

R A W データ処理部 4 は、R A W データ生成部 3 から出力される R A W データを順次保
存する R A W データ記憶部 4 1 と、R A W データ生成部 3 から出力される R A W データの
任意の R A W データを収集し保存する R A W データ収集部 4 2 とを備えている。そして、
新たな被検体 P に関する情報の登録や超音波診断装置 1 0 の電源 O F F により、それまで
20 R A W データ処理部 4 に保存されていた R A W データは消去される。

【 0 0 3 0 】

R A W データ記憶部 4 1 は、R A W データ生成部 3 から出力される R A W データを保存
する記憶回路 4 1 A を備え、操作部 8 の検査開始の操作により R A W データ生成部 3 から
の R A W データの保存を開始する。また、R A W データ記憶部 4 1 は、予め操作部 8 から
の設定により、A タイプまたは B タイプのいずれかの保存条件に基づいて、R A W データ
を記憶回路 4 1 A に保存する R A W データ保存機能を有している。

【 0 0 3 1 】

A タイプの R A W データ保存機能であれば、記憶回路 4 1 A に保存された R A W データ
が所定の容量になった時点で、それ以降の R A W データの保存が停止される。この場合、
操作部 8 からクリアの操作を行うことによって、記憶回路 4 1 A に保存された R A W デ
30 タは消去され、その消去以降に R A W データ生成部 3 から出力される新しい R A W データ
が記憶回路 4 1 A に保存される。

【 0 0 3 2 】

B タイプの R A W データ保存機能であれば、記憶回路 4 1 A に保存された R A W データ
が所定の容量になった時点で、古い R A W データが保存されているメモリ領域から順に最
新の R A W データが上書きされる。

【 0 0 3 3 】

図 2 は、R A W データ記憶部 4 1 の記憶回路 4 1 A に保存された R A W データの構成の
一例を示したものであり、縦軸は走査方向 $\theta 1$ 乃至 θK に対応した R A W データの配列、
横軸は超音波送受波方向に対応している。例えば、1 フレーム分の B モード画像データを
40 構成する K 個の R A W データ A - 1 乃至 A - K において、第 1 の走査方向 ($\theta 1$) の超音
波送受波により生成された R A W データ A - 1 の画素 a 1 1 乃至 a 1 L (各々 1 2 ビット
で構成) が記憶され、更に、これら L 個の画素の先頭には走査方向 ($\theta 1$) に関する走査
情報 a 1 0 が記憶される。

【 0 0 3 4 】

第 2 の走査方向 ($\theta 2$) 乃至第 K の走査方向 (θK) に対する R A W データ A - 2 乃至
A - K の各々も、同様にして走査情報 a 2 0 乃至 a K 0 と R A W データの画素 a m 1 乃至
a m L ($m = 2$ 乃至 K) が記憶されている。

【 0 0 3 5 】

なお、R A W データ記憶部 4 1 には、第 K の走査方向 (θK) に対して得られた R A W

10

20

30

40

50

データ A - K に後続して、次フレーム以降の B モード画像データの RAW データ B - 1 乃至 B - K が繰り返し保存される。

【 0 0 3 6 】

図 1 に戻り、RAW データ収集部 4 2 は、RAW データ生成部 3 により生成出力された RAW データを保存する収集データ記憶回路 4 3 を備えている。この収集データ記憶回路 4 3 は、図 2 に示した記憶回路 4 1 A と同様の構成を有し、同様に RAW データが保存される。

【 0 0 3 7 】

そして、RAW データ収集部 4 2 は、予め操作部 8 から RAW データ収集時間 T を設定した後、RAW データ時間収集の操作が行われると、RAW データ生成部 3 から出力される T 時間分の RAW データを収集データ記憶回路 4 3 に保存する機能を有する。

10

【 0 0 3 8 】

また、RAW データ収集部 4 2 は、予め操作部 8 から RAW データ収集時間 T を設定した後、フリーズ操作が行われると、その時点から T 時間前までの間に RAW データ記憶部 4 1 の記憶回路 4 1 A に保存されている RAW データを読み出して、収集データ記憶回路 4 3 に書込む機能を有する。

【 0 0 3 9 】

更に、RAW データ収集部 4 2 は、操作部 8 からの RAW データ収集スイッチ ON 及び OFF の操作により、ON 時点と OFF 時点の間に RAW データ生成部 3 より出力される RAW データを収集データ記憶回路 4 3 に保存する機能を有する。

20

【 0 0 4 0 】

更にまた、RAW データ収集部 4 2 は、前述の A タイプ（或いは B タイプ）の保存条件に基づいて、収集データ記憶回路 4 3 に保存した RAW データに対応したアイコン部 9 0（或いは 9 0 b）を表示部 7 に表示させ、収集データ記憶回路 4 3 の RAW データを編集する機能を有する。

【 0 0 4 1 】

RAW データ保存部 5 は、磁気ディスクなどのメモリデバイスにより構成され、新たな被検体の登録や超音波診断装置 1 0 の電源 OFF 時に、収集データ記憶回路 4 3 の RAW データを保存するために設けられている。なお、RAW データ処理部 4 の記憶回路 4 1 A 及び収集データ記憶回路 4 3 に保存された RAW データは、RAW データ保存部 5 以外にも図示しない外部記憶装置に保存することができる。

30

【 0 0 4 2 】

表示部 7 は、図示しない変換回路とモニタを備え、画像データ生成部 6 において生成された画像データが、内部の変換回路において D / A 変換とテレビフォーマット変換によって、映像信号に変換され CRT あるいは液晶パネルなどのモニタに表示される。また、操作部 8 の操作により表示部 7 にアイコン部 9 0 を画像データと共に表示する。

【 0 0 4 3 】

操作部 8 は、図示しないが操作パネル上に超音波プローブ 1 からの送信超音波を停止させ待機状態にするフリーズスイッチ、RAW データの収集を行う RAW データ時間収集スイッチ、RAW データ収集スイッチ、検査開始スイッチ、RAW データ検索スイッチ等のスイッチ、キーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスと、タッチコマンドスクリーンを備え、患者 ID、氏名等の被検体情報、視野深度、走査幅、走査線密度等の画像条件、各種コマンド信号の入力、画像データ生成モードの選択等が上記入力デバイスとタッチコマンドスクリーンを用いて行なわれる。

40

【 0 0 4 4 】

システム制御部 9 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、操作部 8 から供給される各種の入力情報や選択情報等は前記記憶回路に保存する。そして、前記 CPU は、これらの情報に基づいて送受信部 2、RAW データ生成部 3、RAW データ処理部 4、RAW データ保存部 5、画像データ生成部 6、表示部 7 等の各ユニットの制御やシステム全体の制御を行なう。

50

【 0 0 4 5 】

以下、図 1 乃至図 7 を参照して、実施例に係る超音波診断装置の動作を説明する。まず、図 3 は、RAW データを収集する手順を示したフローチャートである。

【 0 0 4 6 】

超音波診断装置 1 0 の操作者が、操作部 8 から視野深度、走査範囲、走査線密度等の画像条件、RAW データ記憶部 4 1 への RAW データ保存条件、RAW データ収集時間等を設定後、被検体 P の患者 ID、氏名などの被検体情報を入力し、検査開始の操作を行う（ステップ S 1 ）。

【 0 0 4 7 】

これにより、超音波診断装置 1 0 は超音波撮影を開始し、RAW データ生成部 3 より出力される RAW データを RAW データ記憶部 4 1 へ保存する。そして、超音波プローブ 1 を被検体 P の撮影部位に当てることにより（ステップ S 2 ）、送受信部 2 で受信した信号から RAW データ生成部 3 で B モード画像或いはカラードプラ画像の画像データが生成され、RAW データ記憶部 4 1 の記憶回路 4 1 A に保存されると共に、画像データ生成部 6 を介して表示部 7 に被検体 P の画像がリアルタイムに表示される。

10

【 0 0 4 8 】

次に、操作者は、表示部 7 に表示される被検体 P の画像に基づき、診断に必要な RAW データの収集を行う（ステップ S 3 ）。まず、表示部 7 に最初の画像が表示された時点で、例えば操作部 8 から RAW データ収集の時間設定操作が行われると、RAW データ収集部 4 2 はその時点から設定時間後までの間に RAW データ生成部 3 から出力される第 1 の RAW データを収集データ記憶回路 4 3 に保存する。

20

【 0 0 4 9 】

次に、表示部 7 に 2 番目の所望の画像が表示された時点で、操作部 8 から RAW データ収集の時間設定操作が行われると、RAW データ収集部 4 2 はその時点から設定時間後までの間に RAW データ生成部 3 から出力される第 2 の RAW データを収集データ記憶回路 4 3 に保存する。

【 0 0 5 0 】

以下同様にして、操作部 8 から RAW データ収集操作が繰り返し行われる度に、RAW データ収集部 4 2 は RAW データ生成部 3 からの RAW データを収集データ記憶回路 4 3 に順次保存する。そして、表示部 7 に M 番目の画像が表示された時点で、操作部 8 から RAW データ収集の時間設定操作が行われると、RAW データ収集部 4 2 はその時点から設定時間後までの間に RAW データ生成部 3 から出力される第 M の RAW データを収集データ記憶回路 4 3 に保存する。

30

【 0 0 5 1 】

そして、被検体 P の超音波撮影を終了した時点で、操作部 8 からフリーズ操作を行うことにより超音波撮影が停止され（ステップ S 4 ）、RAW データ収集部 4 2 および RAW データ記憶部 4 1 とも RAW データ生成部 3 から出力される RAW データの保存を停止する。

【 0 0 5 2 】

次に、操作部 8 から RAW データ編集操作が行われると、表示部 7 にアイコン部 9 0 を表示し、このアイコン部 9 0 を利用して収集データ記憶回路 4 3 に保存された RAW データの編集を行う（図 3 のステップ S 5 ）。

40

【 0 0 5 3 】

次に、操作部 8 からの操作により、RAW データの編集を終えた収集データ記憶回路 4 3 に保存されている診断に有用な RAW データを、RAW データ保存部 6 に保存する（図 3 のステップ S 6 ）。

【 0 0 5 4 】

そして、被検体 P の検査終了後、RAW データ保存部 6 に保存した RAW データを読み出して画像データ生成部 6 を介して表示部 7 に画像表示を行い、様々な情報を利用して診断に役立てることができる。

50

【 0 0 5 5 】

図 4 は、予め R A W データ保存条件を A タイプに設定した場合に、図 3 のステップ S 5 の R A W データ収集操作により、R A W データ処理部 4 に保存される R A W データとアイコン部 9 0 の関係を示した図である。

【 0 0 5 6 】

R A W データ処理部 4 の R A W データ記憶部 4 1 における記憶回路 4 1 A は、R A W データが保存される記憶エリア E 1 を有する。記憶エリア E 1 は、超音波撮影中に R A W データ生成部 3 により生成された R A W データが保存されている保存領域 E 2 と、R A W データ未保存の未保存領域 E 3 に区分される。

【 0 0 5 7 】

また、記憶回路 4 1 A の保存領域 E 2 は、超音波撮影中に R A W データ生成部 3 から出力される全 R A W データが保存されている。これを R A W データ収集部 4 2 との関係で表現すると、R A W データ収集部 4 2 に収集された第 1 乃至第 M の R A W データと同じ R A W データが保存されている第 1 乃至第 M の R A W データ領域 (4 1 - 1 ~ 4 1 - M) と、R A W データ収集部 4 2 に収集されていない R A W データが保存されている未収集データ領域 4 1 C に区分される。

【 0 0 5 8 】

R A W データ処理部 4 の R A W データ収集部 4 2 における収集データ記憶回路 4 3 は、収集エリア E 7 を有し、その収集エリア E 7 に第 1 乃至第 M の R A W データ領域 (4 3 - 1 ~ 4 3 - M) が保存され、それ以外は未収集領域 E 6 となっている。

【 0 0 5 9 】

そして、実施例の超音波診断装置によれば、表示部 7 のアイコン部 9 0 には、アイコン 9 1 (図 5 も同時参照) が表示される。このアイコン 9 1 は、記憶回路 4 1 A の各領域に対応した表示エリア E 4、未保存表示領域 E 5、未収集表示領域 9 1 C、及び第 1 乃至第 M の R A W データ表示領域 (9 1 - 1 ~ 9 1 - M) に区分されて表示されている。

【 0 0 6 0 】

図 5 は、予め R A W データ保存条件を同じく A タイプに設定した場合に、図 3 のステップ S 5 の R A W データ編集操作により、表示部 7 に表示される画面の一例を示した図である。この表示部 7 の画面 6 1 には、アイコン部 9 0 と、そのアイコン部 9 0 からの指示に対応した被検体 P の画像 6 1 - 1 が表示されている。

【 0 0 6 1 】

アイコン部 9 0 は、R A W データ記憶部 4 1 の記憶回路 4 1 A に対応したアイコン 9 1 と、R A W データ表示領域の範囲を表す収集マーカ 9 2 と、画面に表示する画像を指定するフレームマーカ 9 3 と、記憶回路 4 1 A の R A W データの保存可容量を表示する R A W データ保存量 9 4 とを備えている。

【 0 0 6 2 】

また、アイコン 9 1 の未収集表示領域 9 1 C、記憶回路 4 1 A の各領域の大きさに対応した第 1 乃至第 M の R A W データ表示領域 (9 1 - 1 ~ 9 1 - M)、及び未保存表示領域 E 5 に区分される各領域は、例えば青、赤、白のように色識別表示されている。

【 0 0 6 3 】

収集マーカ 9 2 は、アイコン 9 1 の第 1 乃至第 M の R A W データ表示領域 (9 1 - 1 ~ 9 1 - M) の各表示領域の先頭及び後尾に移動可能に設けられた先頭マーカ 9 2 - 1 及び後尾マーカ 9 2 - 2 を備え、アイコン 9 1 の下側に表示される。

【 0 0 6 4 】

そして、操作部 8 からの収集マーカ移動操作により、所望の R A W データ表示領域の先頭及び後尾に収集マーカ 9 2 を移動させた後、操作部 8 からループ再生操作が行われると、R A W データ収集部 4 2 は、当該 R A W データ表示領域に対応した R A W データを収集データ記憶回路 4 3 から繰り返し読み出して、画像データ生成部 6 を介して表示部 7 の画面 6 1 に画像 6 1 - 1 として繰り返し再生表示させることができる。

【 0 0 6 5 】

10

20

30

40

50

また、操作部 8 からの収集マーカ移動操作により、不要な R A W データの R A W データ表示領域へ収集マーカ 9 2 を移動させた後、操作部 8 から R A W データ消去操作が行われると、R A W データ収集部 4 2 は、当該 R A W データ表示領域に対応した不要な R A W データを収集データ記憶回路 4 3 から消去することができる。その消去により、R A W データ収集部 4 2 は、不要な R A W データに対応した R A W データ表示領域を未収集表示領域 9 1 C に変更する。

【 0 0 6 6 】

フレームマーカ 9 3 は、アイコン 9 1 の上側に先頭マーカ 9 2 - 1 と後尾マーカ 9 2 - 2 間を移動可能に設けられる。そして、操作部 8 からのフレームマーカ移動操作により、フレームマーカ 9 3 を所望の R A W データ表示領域に移動させ、操作部 8 からフレーム再生操作が行われると、R A W データ収集部 4 2 は、その移動位置に対応した R A W データを収集データ記憶回路 4 3 から 1 フレーム毎読み出して、画像データ生成部 6 を介して表示部 7 の画面 6 1 に画像 6 1 - 1 として表示することができる。

10

【 0 0 6 7 】

例えば、図 5 では、フレームマーカ 9 3 を第 1 の R A W データ表示領域 9 1 - 1 の先頭に位置し、画像 6 1 - 1 には収集データ記憶回路 4 3 から読み出した第 1 の R A W データ領域 4 3 - 1 の先頭の R A W データが表示されたものである。

【 0 0 6 8 】

この時、収集データ記憶回路 4 3 に所望の R A W データが保存されておらず、例えば記憶回路 4 1 A の第 1 の R A W データ領域 4 1 - 1 と第 2 の R A W データ領域 4 1 - 2 の間に所望の R A W データが含まれている可能性がある場合には、操作部 8 からの R A W データ検索操作により、収集マーカ 9 2 を第 1 の R A W データ表示領域 9 1 - 1 と第 2 の R A W データ表示領域 9 1 - 2 の間の未収集表示領域 9 1 C へ移動する。

20

【 0 0 6 9 】

次いで、操作部 8 から R A W データ収集操作が行われると、R A W データ記憶部 4 1 は、収集マーカ 9 2 に対応した記憶回路 4 1 A の未収集領域 4 1 C に保存されている R A W データをその領域情報と共に読み出し、R A W データ収集部 4 2 へ出力する。すると、R A W データ収集部 4 2 は、収集データ記憶回路 4 3 にその R A W データを追加して書き込む。この R A W データの追加保存後に、操作部 8 から再生操作が行われると、R A W データ収集部 4 2 は、新たな R A W 表示領域が追加表示されるアイコン部 9 0 を利用して、追加 R A W データを画面 6 1 に表示することができる。

30

【 0 0 7 0 】

R A W データ保存量 9 4 には、収集データ記憶回路 4 3 の収集エリア E 7 に保存されている第 1 乃至第 M の R A W データ領域 (4 3 - 1 ~ 4 3 - M) の領域の大きさが % 表示されると共に、第 1 乃至第 M の R A W データ領域 (4 3 - 1 ~ 4 3 - M) に保存されている R A W データの総フレーム数が表示される。

【 0 0 7 1 】

図 6 は、予め R A W データ保存条件を B タイプに設定した場合に、図 3 のステップ S 5 の R A W データ収集操作により、R A W データ処理部 4 に保存される R A W データとアイコン部 9 0 b の関係を示した図である。ここでは、A タイプの R A W データ保存条件と異なる点について説明する。

40

【 0 0 7 2 】

表示部 7 のアイコン部 9 0 b には、アイコン 9 1 b が表示される。このアイコン 9 1 b は、収集データ記憶回路 4 3 の各領域に対応した表示エリア E 4 b、第 1 乃至第 M の R A W データ表示領域 (9 1 - 1 ~ 9 1 - M b)、及び未収集表示領域 E 5 b に区分される。

【 0 0 7 3 】

図 7 は、予め R A W データ保存条件を同じく B タイプに設定した場合に、図 3 のステップ S 5 の R A W データ編集操作により、表示部 7 に表示される画面の一例を示した図である。この表示部 7 の画面 6 1 b には、アイコン部 9 0 b と、そのアイコン部 9 0 b の指定による被検体 P の画像 6 1 - 1 b が表示されている。

50

【 0 0 7 4 】

アイコン部 9 0 b は、収集データ記憶回路 4 3 の各領域の大きさに対応したアイコン 9 1 b と、収集した R A W データの表示領域の範囲を表す収集マーカ 9 2 b と、画面に表示する画像を指定するフレームマーカ 9 3 b と、収集データ記憶回路 4 3 の R A W データの保存可容量 E 7 を表示する R A W データ保存量 9 4 b とを備えている。

【 0 0 7 5 】

収集マーカ 9 2 b は、アイコン 9 1 b の第 1 乃至第 M の R A W データ表示領域 (9 1 - 1 b ~ 9 1 - M b) の各表示領域の先頭及び後尾に移動可能に設けられた先頭マーカ 9 2 - 1 b 及び後尾マーカ 9 2 - 2 b を備え、アイコン 9 1 b の下側に表示される。

【 0 0 7 6 】

そして、操作部 8 からの収集マーカ移動操作により、所望の R A W データ表示領域の先頭及び後尾に収集マーカ 9 2 b を移動させた後、操作部 8 からループ再生操作が行われると、R A W データ収集部 4 2 は、当該 R A W データ表示領域に対応した R A W データを収集データ記憶回路 4 3 から繰り返し読み出して、画像データ生成部 6 を介して表示部 7 の画面 6 1 b に繰り返し再生表示することができる。

【 0 0 7 7 】

また、操作部 8 からの収集マーカ移動操作により、不要な R A W データの R A W データ表示領域へ収集マーカ 9 2 b を移動させた後、操作部 8 から R A W データ消去操作が行われると、R A W データ収集部 4 2 は、当該 R A W データ表示領域に対応した不要な R A W データを収集データ記憶回路 4 3 から消去することができる。その消去により、R A W データ収集部 4 2 は、不要な R A W データに対応した R A W データ表示領域を未収集表示領域 9 1 c に変更する。

【 0 0 7 8 】

フレームマーカ 9 3 b は、アイコン 9 1 b の上側に先頭マーカ 9 2 - 1 b と後尾マーカ 9 2 - 2 b 間を移動可能に設けられる。そして、操作部 8 からのフレームマーカ移動操作により、フレームマーカ 9 3 b を所望の R A W データ表示領域に移動させ、操作部 8 からフレーム再生操作が行われると、R A W データ収集部 4 2 は、その移動位置に対応した R A W データを収集データ記憶回路 4 3 から 1 フレーム毎に読み出して、画像データ生成部 6 を介して表示部 7 の画面 6 1 b に画像 6 1 - 1 b として表示することができる。

【 0 0 7 9 】

以上述べた本発明の実施例によれば、超音波撮影中に収集した R A W データの保存領域毎に対応して識別表示されたアイコンにマーカを所定の範囲に設定し、その範囲の繰り返し再生表示、1 フレーム毎の再生表示、或いは不要な R A W データの消去を行うことにより、有用な R A W データの編集を容易に行うことができる。そして、その有用な R A W データを利用して、様々な解析を行い診断に役立てることができる。

【 0 0 8 0 】

また、そのアイコンを操作して、収集した画像データだけでは不足する場合には、R A W データ記憶部からその部分の画像データを読み出して R A W データ収集部に書込むことにより必要とする R A W データの追加編集を行うことにより、有用な R A W データの編集を容易に行うことができる。そして、その有用な R A W データを利用して、様々な解析を行い診断に役立てることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 8 1 】

【図 1】本発明の実施例に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 2】本発明の実施例に係る R A W データ処理部の記憶回路に保存される R A W データの構成の一例を示す図。

【図 3】本発明の実施例に係る R A W データ収集の手順を示すフローチャート。

【図 4】本発明の実施例に係る A タイプの R A W データ保存条件における R A W データ処理部の R A W データとアイコンの関係を示す図。

【図 5】本発明の実施例に係る A タイプの R A W データ保存条件における画面の一例を示

10

20

30

40

50

す図。

【図6】本発明の実施例に係るBタイプのRAWデータ保存条件におけるRAWデータ処理部のRAWデータとアイコンの関係を示す図。

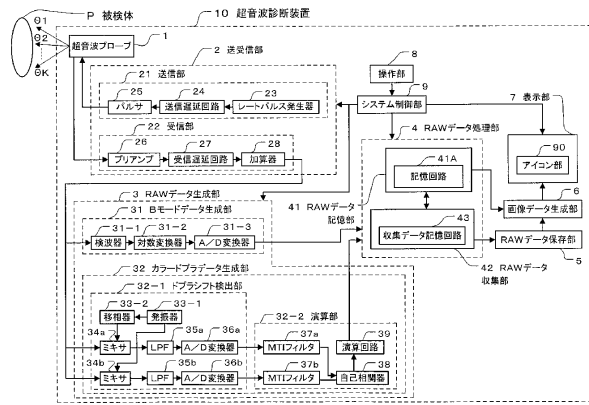
【図7】本発明の実施例に係るBタイプのRAWデータ保存条件における画面の一例を示す図。

【符号の説明】

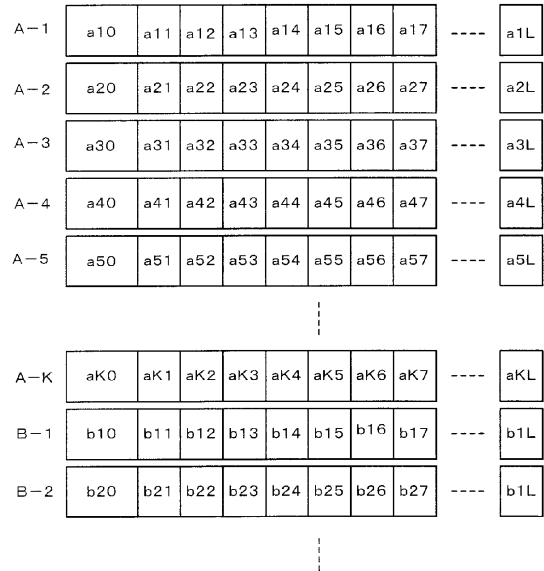
【0082】

P	被検体	
2	送受信部	
3	RAWデータ生成部	10
4	RAWデータ処理部	
5	RAWデータ保存部	
6	画像データ生成部	
7	表示部	
8	操作部	
9	システム制御部	
10	超音波診断装置	
21	送信部	
22	受信部	
31	Bモードデータ生成部	20
32	カラードプラデータ生成部	
41	RAWデータ記憶部	
41A	記憶回路	
42	RAWデータ収集部	
43	収集データ記憶回路	
90	アイコン部	

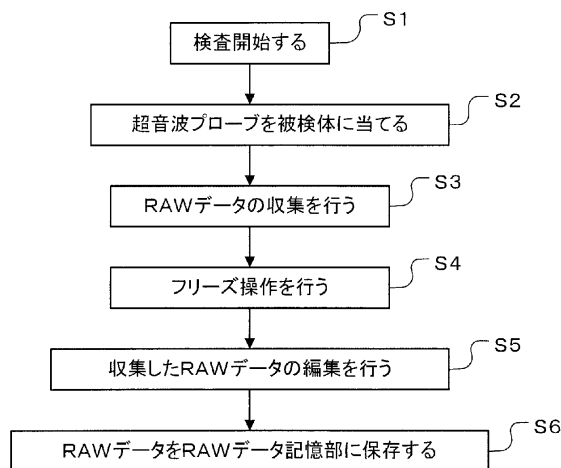
【図 1】



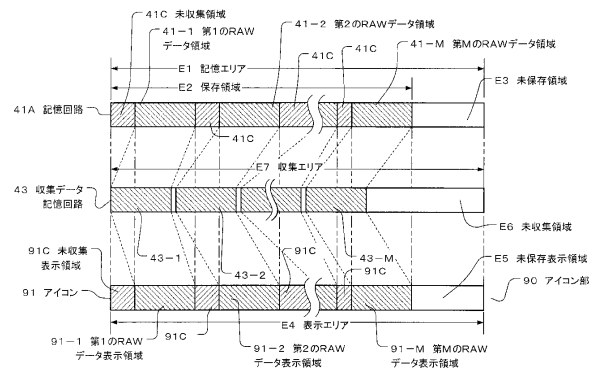
【図 2】



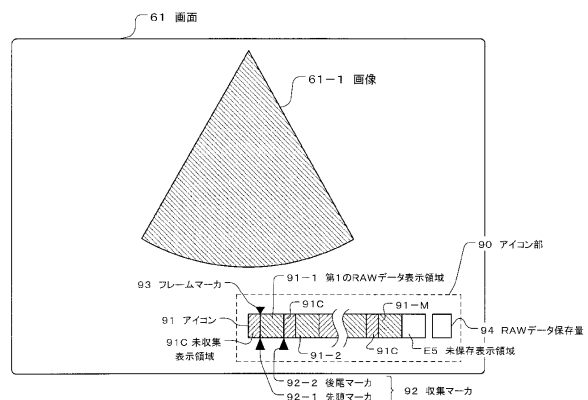
【図 3】



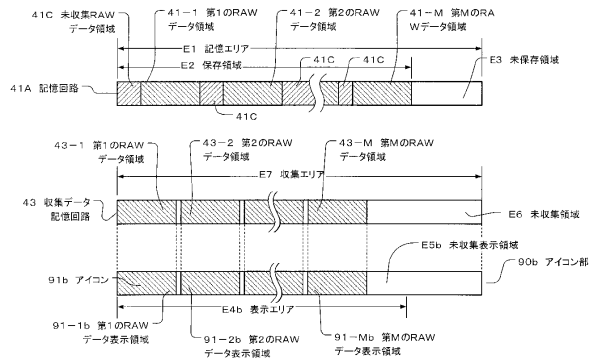
【図 4】



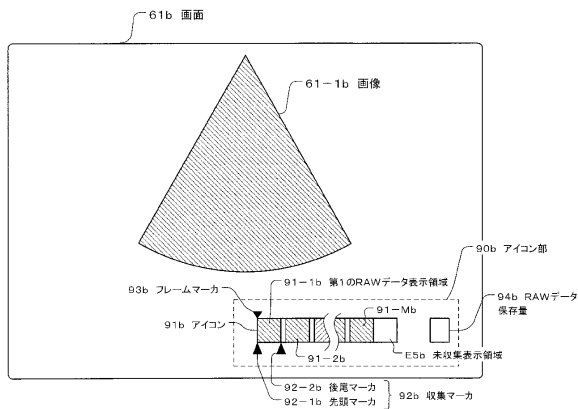
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

審査官 藤田 年彦

(56)参考文献 特開平05-212031(JP,A)
特開平08-238242(JP,A)
特開2000-023090(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15
H04N 5/91 - 5/95

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4791727B2	公开(公告)日	2011-10-12
申请号	JP2004372862	申请日	2004-12-24
[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		
当前申请(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	生田目 富夫		
发明人	生田目 富夫		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/LL02		
代理人(译)	堀口博		
其他公开文献	JP2006175098A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波诊断设备，便于编制必要的图像数据。解决方案：该超声波诊断设备具有原始数据存储部分41，其存储由原始数据生成部分3生成的原始数据，原始数据收集部分42从原始数据生成部分3生成的原始数据中收集预期的原始数据。存储它们的显示部分7和从原始数据存储部分41或原始数据收集部分42读取的原始数据产生图像数据并显示图像数据。显示部分7设置有对应于原始数据存储部分41的多个存储区域的图标部分90，并且由图标部分90指定的图像显示在显示部分7上。图标部分90设置有与原始数据存储部分41和原始数据显示区域的多个存储区域的尺寸相对应的原始数据显示区域用标记指定以重建图像。Ž

a10	a11	a12	a13	a14	a15	a16	a17
a20	a21	a22	a23	a24	a25	a26	a27
a30	a31	a32	a33	a34	a35	a36	a37
a40	a41	a42	a43	a44	a45	a46	a47
a50	a51	a52	a53	a54	a55	a56	a57