

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4469583号
(P4469583)

(45) 発行日 平成22年5月26日(2010.5.26)

(24) 登録日 平成22年3月5日(2010.3.5)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 4 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2003-319966 (P2003-319966)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成15年9月11日(2003.9.11)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2005-81082 (P2005-81082A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成17年3月31日(2005.3.31)	(74) 代理人	100109900
審査請求日	平成18年9月11日(2006.9.11)		弁理士 堀口 浩
前置審査		(72) 発明者	佐野 昭洋
			栃木県大田原市下石上字東山1385番の 1 株式会社東芝 那須工場内
		審査官	後藤 順也
		(56) 参考文献	特開平11-164831 (JP, A)
			特開2002-085405 (JP, A)
			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送受信を行なう複数個の圧電振動子を有した超音波プローブと、前記圧電振動子を駆動し、前記圧電振動子によって得られた受信信号(RF信号)を整相加算する超音波送受信手段と、

この超音波送受信手段によって得られた整相加算後のRF信号(RAWデータ)に対し可逆的なデータ圧縮を行なって圧縮RAWデータを生成するデータ圧縮手段と、前記データ圧縮によって得られた前記圧縮RAWデータを保存するRAWデータ記憶手段とを備え、

前記データ圧縮手段は、前記被検体に対する超音波送受信により時系列的に得られる前記RAWデータに対して複数のキーデータを所定間隔で設定し、このキーデータを基準として時間的あるいは空間的に隣接する前記RAWデータを差分処理し前記圧縮RAWデータを生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記RAWデータ記憶手段から読み出した前記圧縮RAWデータに対しデータ伸長を行なって前記RAWデータを復元するデータ伸長手段と、復元された前記RAWデータに対して所定の演算処理を行なう演算手段を備え、前記データ伸長手段は、前記データ圧縮手段が設定した前記キーデータを基準として前記圧縮RAWデータを加算処理することにより前記RAWデータを生成することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

10

20

送信手段を備え、前記送信手段は、前記RAWデータ記憶手段に保存された前記圧縮RAWデータを、ネットワークを介して接続された端末装置へ送信することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記演算手段は、復元された前記RAWデータを演算処理して画像データあるいは超音波物理量計測データの少なくとも何れかを生成することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に係り、特に、最終画像データ前のRAWデータに対して効率の良いデータ保存やデータ供給を可能にした超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された圧電振動子から発生する超音波を被検体内に放射し、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前記圧電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。この診断方法は、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。

【0003】

被検体の各組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の2つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、上記技術を用いて得られるBモード画像とカラードプラ画像は、今日の超音波画像診断において重要な検査項目となっている。

【0004】

この超音波診断法において、近年、Bモード画像データ及びカラードプラ画像データの表示のみならず、これらの最終画像データを生成する前の超音波データ、即ち、位相情報を有した超音波データやこの超音波データの絶対値を検出して得られるラスタデータ（以下では、これらを総称してRAWデータと呼ぶ。）等を用いて各種画像データや解析データの生成、あるいは超音波物理量などの計測が行なわれている（例えば、特許文献1参照）。特に、最近では、超音波診断装置によって得られた前記RAWデータを記憶装置に一旦保存し、保存されたRAWデータを任意に読み出して所望のデータ処理を行なう方法が要求されている。

【0005】

この方法によれば、超音波診断装置を操作する医師や検査技士（以下、操作者と呼ぶ）は、情報量の多い前記RAWデータに対し診断目的に応じた信号処理や画像処理を行なうことによって、所望の画像データや解析データを容易に得ることができる。特に、この方法は、患者（以下、被検者と呼ぶ。）が既に帰宅したような場合においても、各種の信号処理や画像処理を行なうことができるため、操作者は、時間的な制約を受けずに所望の画像データや解析データの生成と表示を行なうことができる。又、超音波データの収集と画像データ等の生成及び表示を分離して行なうことができるため、検査時間が短縮され、被検者に与える負担を軽減することが可能となる。

【0006】

更に、前記RAWデータを、ネットワークや記憶媒体を介してワークステーション等に転送することによって、院内の他の部署、あるいは遠隔地の医師（以下、ユーザと呼ぶ）においても所望の画像データの生成と表示が可能となる。又、超音波診断装置によって生成され、ネットワークあるいは記憶媒体を介して供給された画像データや解析データが、ユーザの要求に一致していない場合でも、上述の方法によれば、ユーザは、RAWデータを用いたデータ処理によって所望の画像データや解析データを容易に得ることができる

10

20

30

40

50

め、従来行われてきた操作者による画像データや解析データの再生成あるいは再供給は不要となり、診断効率を向上させることが可能となる。

【特許文献1】特開昭60-135037号公報(第1-2頁、第1-2図)

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、位相情報を有したRAWデータでは、その信号帯域は広いために高いサンプリング周波数を必要とし、このためデータ容量が最終画像データと比較して著しく増大する。例えば、最終画像データを生成するための包絡線検波の前段から得られるRAWデータは、デジタル信号に変換される際に多くのデータ容量を有している。従って、この

10

【0008】

又、通常記憶容量を有した記憶装置やデータ送信速度を有したネットワークを使用して、前記RAWデータの保存や供給を行なう場合には、データ圧縮によるデータ容量の低減が必要となる。しかしながら、上述のデータ処理では、圧縮されたRAWデータを伸長することによって圧縮前のRAWデータに復元する必要があるため、通常行なわれている「データ間引き」等の非可逆データ圧縮技術の適用は不可能である。

【0009】

20

一方、2次元画像の長時間動画表示、あるいは超音波プローブの機械的移動や2次元配列された圧電振動子によって得られる3次元超音波データにおいては、ラスタデータ数の増大に伴ってそのデータ容量も著しく増大する。このため、これらのラスタデータの保存や転送においても上述の位相情報を有したRAWデータの場合と同様な問題点が生ずる。

【0010】

本発明は、このような従来の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、RAWデータの保存あるいは転送を比較的小さな容量の記憶装置、記憶媒体あるいはネットワークを用いて効率よく行なうことが可能な超音波診断装置を提供することにある。

30

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記課題を解決するために、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送受信を行なう複数個の圧電振動子を有した超音波プローブと、前記圧電振動子を駆動し、前記圧電振動子によって得られた受信信号(RF信号)を整相加算する超音波送受信手段と、この超音波送受信手段によって得られた整相加算後のRF信号(RAWデータ)に対し可逆的なデータ圧縮を行なって圧縮RAWデータを生成するデータ圧縮手段と、前記データ圧縮によって得られた前記圧縮RAWデータを保存するRAWデータ記憶手段とを備え、前記データ圧縮手段は、前記被検体に対する超音波送受信により時系列的に得られる前記RAWデータに対して複数のキーデータを所定間隔で設定し、このキーデータを基準として時間的あるいは空間的に隣接する前記RAWデータを差分処理し前記圧縮RAWデータを生成することを特徴としている。

40

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、超音波RAWデータをデータ圧縮することによってデータ容量が低減でき、記憶装置への保管が容易となる。また、保管された超音波RAWデータを伸長することによって復元された超音波RAWデータを用いた各種のデータ処理が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

50

【実施例 1】

【0017】

以下に述べる本発明の第1の実施例では、被検体に対する超音波送受信によって得られるドプラ信号に基づいてカラードプラ画像データを生成する際に、位相情報を有したドプラ信号の複素信号（以下、I Q信号と呼ぶ。）に対してデータ圧縮、データ保存、及びデータ伸長を行なう。そして、データ伸長によって復元された前記I Q信号に対して所望のデータ処理を行なってカラードプラ画像データを生成する。

【0018】

（装置の構成）

以下では、第1の実施例における超音波診断装置の構成につき図1及び図2を用いて説明する。尚、図1は、本実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2は、この超音波診断装置を構成する送受信・信号処理部のブロック図である。

【0019】

図1に示す超音波診断装置100は、被検体に対して超音波の送受信を行なう超音波プローブ201と、超音波プローブ201に対して駆動信号の送信と反射信号の受信を行ない、更に、得られた受信信号を信号処理してRAWデータ、あるいは第1の画像データを生成する送受信・信号処理部200と、送受信・信号処理部200において生成されたRAWデータに対してデータ圧縮及びデータ伸長を行ない、更に、データ伸長によって復元されたRAWデータをデータ処理して第2の画像データを生成するデータ圧縮・演算部230を備えている。

【0020】

更に、超音波診断装置100は、送受信・信号処理部200において生成された第1の画像データ、あるいはデータ圧縮・演算部230において生成された第2の画像データを保存する画像データ記憶部207と、これらの画像データを表示する表示部208と、患者情報や各種のコマンド信号を入力する操作部209と、これら各ユニットを統括して制御するシステム制御部210を備えている。

【0021】

尚、上述の第1の画像データは、被検体から得られた受信信号に基づいてリアルタイム表示されるBモード画像データあるいはカラードプラ画像データであり、第2の画像データは、本実施例では、データ圧縮、データ保存、及びデータ伸長されたRAWデータに基づいて生成されるカラードプラ画像データである。

【0022】

超音波プローブ201は、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受信を行なうものであり、1次元に配列された複数個（N個）の圧電振動子と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、送信時には電気パルス（駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、また受信時には超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する機能を有している。そして、超音波画像の解像度や感度に大きな影響を与える超音波パルスの中心周波数は、この圧電振動子の厚みによってほぼ決定される。この超音波プローブ201は小型、軽量に構成されており、Nチャンネルのケーブルを介して送受信・信号処理部200に接続されている。超音波プローブ201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任意に選択されるが、以下ではセクタ走査対応の超音波プローブ201を用いた場合について述べる。

【0023】

図2に示した送受信・信号処理部200は、超音波プローブ201から送信超音波を発生するための駆動信号を生成する超音波送信部202と、この超音波プローブ201の圧電振動子から得られる複数チャンネルの受信信号に対して整相加算を行なう超音波受信部203と、整相加算した受信信号に対してBモード画像データの生成のための信号処理を行なうBモード画像データ生成部204と、上記受信超音波信号に対してドプラ信号のI Q信号を検出するドプラ信号検出部205と、検出されたI Q信号に対してカラードプラ

10

20

30

40

50

画像データの生成のための信号処理を行なうカラードブラ画像データ生成部206を備えている。

【0024】

そして、超音波送信部202は、レートパルス発生器211と、送信遅延回路212と、パルサ213を備えている。レートパルス発生器211は、被検体に放射する超音波パルスの繰り返し周期(Tr)を決定するレートパルスを送信遅延回路212に供給する。一方、送信遅延回路212は、超音波プローブ201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集束用遅延時間と、所定の方向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213に供給する。

10

【0025】

パルサ213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201に内蔵されたN個の圧電振動子を駆動し、被検体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。

【0026】

一方、超音波受信部203は、Nチャンネルのプリアンプ214と、受信遅延回路215と、加算器216を備えている。プリアンプ214は、圧電振動子によって電気信号に変換された微小な受信信号を増幅し十分なS/Nを確保する。又、受信遅延回路215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収束用遅延時間と、所定の方向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214の出力に与えた後、加算器216に送り、加算器216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

【0027】

次に、Bモード画像データ生成部204は、対数変換器217と、包絡線検波器218と、A/D変換器219を備えている。Bモード画像データ生成部204の入力信号は、対数変換器217で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している。又、包絡線検波器218は、対数変換された受信信号に対して包絡線検波を行ない、超音波周波数成分を除去して振幅のみを検出する。そして、A/D変換器219は、この包絡線検波器218の出力信号をA/D変換しBモード画像データを生成する。

30

【0028】

一方、ドブラ信号検出部205は、基準信号発生器220、 $\pi/2$ 移相器221、ミキサ222-1及び222-2、LPF(ローパスフィルタ)223-1及び223-2を備え、更に、A/D変換器224-1及び224-2、ドブラ信号記憶回路225を備えている。そして、超音波の受信信号に対して直交位相検波を行なってドブラ成分のIQ信号を検出する。

【0029】

即ち、超音波受信部203から供給されるドブラ信号検出部205の入力信号は、ミキサ222-1及び222-2の第1の入力端子に入力される。一方、こ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211のレートパルスと同期した基準信号発生器220の連続波出力は、ミキサ222-1の第2の入力端子に直接供給されると共に、 $\pi/2$ 移相器221に供給され、 $\pi/2$ 移相器221において位相が90度シフトされてミキサ222-2の第2の入力端子に送られる。そして、ミキサ222-1及び222-2の出力は、ローパスフィルタ223-1及び223-2に供給され、ドブラ信号検出部205の入力信号周波数と基準信号発生器220の出力信号周波数との和の成分が除去され、差の成分のみが検出される。

40

【0030】

次いで、A/D変換器224-1及び224-2は、LPF223-1及び223-2の出力信号、即ち、直交位相検波されたアナログ信号をサンプリング周期Tsでサンプリングした後デジタル信号に変換し、ドブラ信号記憶回路225に保存する。

50

【0031】

この場合、ドブラ信号検出部205は、所定の走査方向に対して行なわれる連続した複数回(L回)の超音波送受信において得られる受信信号に対して直交位相検波を行なう。そして、この直交位相検波によって得られたI成分(ドブラ信号の実数成分)及びQ成分(ドブラ信号の虚数成分)を順次ドブラ信号記憶回路225に保存する。尚、上述のI成分及びQ成分から構成されるドブラ信号は通常IQ信号と呼ばれ、本発明における超音波RAWデータの1つである。

【0032】

次に、カラードブラ画像データ生成部206は、MTIフィルタ226と、自己相関器227と、演算器228を備えている。そして、ドブラ信号検出部205のドブラ信号記憶回路225に保存されている同一走査方向におけるL個のIQ信号を用いて周波数解析を行ない、更に、この解析結果に基づいてカラードブラ画像データを生成する。

10

【0033】

前記カラードブラ画像データ生成部206のMTIフィルタ226は、高域通過用のデジタルフィルタであり、ドブラ信号記憶回路225に一旦保存されたIQ信号に対して臓器の呼吸性移動や拍動性移動などに起因するドブラ信号成分(組織ドブラ成分)の除去を行なう。

【0034】

また、自己相関器227は、MTIフィルタ226によって血流情報のみが抽出されたドブラ信号に対して自己相関処理を行ない、演算器228は、この自己相関処理結果に基づいて血流の平均流速値や分散値などを2次元的に算出して第1のカラードブラ画像データを生成する。

20

【0035】

次に、図1に戻って、データ圧縮・演算部230は、データ圧縮部231と、RAWデータ記憶・再生部232と、データ伸長部233と、演算部234を備えている。そして、データ圧縮部231は、図示しない減算器とバッファメモリを有し、ドブラ信号検出部205のドブラ信号記憶回路225に既に保存されている同一走査方向における連続したL個のIQ信号を読み出し、時間方向に隣接したIQ信号間の差分をとることによってデータ圧縮を行なう。

【0036】

そして、RAWデータ記憶・再生部232は、図示しない記憶回路と記憶媒体駆動部を備え、データ圧縮部231において圧縮されたIQ信号(以下、圧縮IQ信号)を記憶回路に保存する。また、記憶媒体駆動部は、前記圧縮IQ信号に対し着脱自在な記憶媒体への書き込み及び読み出しを行なう。

30

【0037】

一方、データ伸長部233は、RAWデータ記憶・再生部232の記憶回路、あるいは記憶媒体に保存された圧縮IQ信号の中から所望の圧縮IQ信号を読み出し、データ伸長のためのデータ処理を行なって圧縮前のIQ信号(以下、伸長IQ信号)に復元する。

【0038】

次に、演算部234は、図示しないCPUと記憶回路を備えており、データ伸長部233から供給された伸長IQ信号に対して所定のデータ処理を行ない画像データを生成する。例えば、本実施例のように、伸長IQ信号を用いてカラードブラ画像データを生成する場合には、演算部234のCPUは、図2に示した送受信・信号処理部200のカラードブラ画像データ生成部206におけるMTIフィルタ226、自己相関器227、及び演算器228と同様な機能を備えている。

40

【0039】

一方、画像データ記憶部207は、Bモード画像データ生成部204から供給されるBモード画像データやカラードブラ画像データ生成部206から供給される第1のカラードブラ画像データ、更には、データ圧縮・演算部230の演算部234から供給される第2のカラードブラ画像データの保存を行なう。

50

【 0 0 4 0 】

次に、表示部 2 0 8 は、図示しない表示用画像データ記憶回路と、変換回路と、カラーモニタを備えている。画像データ記憶部 2 0 7 に保存された B モード画像データや第 1 のカラードプラ画像データ、更には伸長 I Q 信号から生成された第 2 のカラードプラ画像データは、上記表示用画像データ記憶回路において、操作部 2 0 9 から入力された各種の文字や数字などの付帯データと合成される。そして、付帯データと合成された画像データは、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た後、C R T あるいは液晶などのカラーモニタに表示される。

【 0 0 4 1 】

又、操作部 2 0 9 は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスと表示パネルを備え、患者情報、画像データ収集モード、データ圧縮・伸長パラメータ、伸長 I Q 信号に対するデータ処理の処理パラメータ、更には各種コマンド信号が入力される。そして、システム制御部 2 1 0 は、操作部 2 0 9 からの指示信号に基づいて、送受信・信号処理部 2 0 0、データ圧縮・演算部 2 3 0、更には表示部 2 0 8 など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なう。

【 0 0 4 2 】

(画像データの生成手順)

次に、本実施例における超音波診断装置 1 0 0 の基本動作と、この超音波診断装置 1 0 0 による B モード画像データ及びカラードプラ画像データの生成手順につき図 1 乃至図 5 を用いて説明する。尚、図 3 は、圧縮及び伸長された I Q 信号に基づいて生成される前記第 2 のカラードプラ画像データの生成手順を示すフローチャートである。

【 0 0 4 3 】

被検体に対する超音波検査に先だって、操作者は、操作部 2 0 9 の入力デバイスを用いて患者 I D などの患者情報、画像データ収集モード、データ圧縮・伸長方法、伸長 I Q 信号に対する演算パラメータ等の入力を行なう。この場合、画像データ収集モードとして B モード画像データとカラードプラ画像データの収集モードが選択され、更に、データ圧縮の対象としてカラードプラ画像データの収集モードが選択される。又、データ圧縮・伸長方法として差分法が選択される。更に、カラードプラ画像データ生成部 2 0 6 の M T I フィルタ 2 2 6 におけるフィルタ定数をはじめとする種々のデータ処理に対する演算パラメータが予め設定される (図 3 のステップ S 1) 。

【 0 0 4 4 】

これらの初期設定が完了したならば、システム制御部 2 1 0 は、図 2 に示した超音波送信部 2 0 2 のレートパルス発生器 2 1 1 に対して送信制御信号を供給し、レートパルス発生器 2 1 1 は、システム制御部 2 1 0 からの制御信号に同期して被検体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 1 2 に供給する。

【 0 0 4 5 】

次いで、送信遅延回路 2 1 2 は、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、第 1 の走査方向 (1) に超音波を送信するための偏向用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 2 1 3 に供給する。そして、パルサ 2 1 3 は、レートパルスの駆動によって生成される駆動信号を、ケーブルを介して超音波プローブ 2 0 1 における N 個の圧電振動子に供給し、被検体の 1 方向に超音波パルスを放射する。

【 0 0 4 6 】

被検体に放射された超音波パルスの一部は、音響インピーダンスの異なる臓器間の境界面あるいは組織にて反射する。又、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、その超音波周波数はドプラ偏移を受ける。

【 0 0 4 7 】

被検体の組織や血球にて反射した超音波反射波 (受信超音波) は、超音波プローブ 2 0 1 の圧電振動子によって受信されて電気信号 (受信信号) に変換され、この受信信号は、超音波受信部 2 0 3 における N チャンネルの独立なプリアンプ 2 1 4 にて増幅されて N チ

10

20

30

40

50

チャンネルの受信遅延回路 215 に送られる。

【0048】

受信遅延回路 215 は、所定の深さからの超音波を収束するための集束用遅延時間と、前記第1の走査方向に強い受信指向性をもたせて受信するための偏向用遅延時間を前記受信信号に与えた後、加算器 216 に送る。そして、加算器 216 は、受信遅延回路 215 から出力される N チャンネルの受信信号 (RF 信号) を加算合成し、1つの受信信号 (RF 信号) に纏めた後、Bモード画像データ生成部 204 とドプラ信号検出部 205 に供給する。

【0049】

そして、Bモード画像データ生成部 204 に供給された加算器 216 の出力信号は、対数変換、包絡線検波、A/D変換がなされた後、図1の画像データ記憶部 207 おける Bモード画像データ記憶領域に保存される。

【0050】

一方、カラードプラ画像データの生成においては、受信信号のドプラ偏移を求めるために上述と同様な手順によって、前記第1の走査方向に連続して複数回 (L 回) の超音波送受信を行ない、このとき得られる受信信号に対して周波数解析を行なう。

【0051】

即ち、ドプラ信号検出部 205 に供給された前記加算器 216 の出力信号は、ミキサ 222-1、222-2 及び LPF 223-1、223-2 によって直交位相検波されて 2 チャンネルの I/Q 信号に変換される。そして、この I/Q 信号の I 成分、及び Q 成分の各々は A/D変換器 224-1、224-2 にてデジタル信号に変換された後、ドプラ信号記憶回路 225 に保存される。前記第1の走査方向に対する L 回の超音波送受信によって得られた受信信号について同様な処理を行なって I/Q 信号を収集し、ドプラ信号記憶回路 225 に保存する。(図3のステップ S2)。

【0052】

図4は、ドプラ信号記憶回路 225 に保存された第1の走査方向の I/Q 信号を模式的に示したものであり、図4(a)には、前記第1の走査方向に対して L 回の超音波送受信によって得られた I/Q 信号の I 成分 A-1 乃至 A-L が、又、図4(b)には前記 I/Q 信号の Q 成分 B-1 乃至 B-L が示されている。尚、この図4における縦軸 (Z 軸) は超音波送受信方向に対応し、横軸 (X 軸) は前記第1の走査方向に対する送受信番号 1 乃至 L に対応している。そして、各 I/Q 信号の X 方向におけるサンプリング間隔はレートパルス周期 (Tr)、又、Z 方向のサンプリング間隔はドプラ信号検出部 205 の A/D変換器 224 におけるサンプリング周期 (Ts) に対応している。

【0053】

即ち、前記第1の走査方向に対する最初の超音波送受信によって得られた I/Q 信号の I 成分 A-1 及び Q 成分 B-1 は、サンプリング間隔 Ts の a11 乃至 a1nx 及び b11 乃至 b1nx の一連のデータから構成され、同様にして、前記第1の走査方向に対する第 L 番目の超音波送受信によって得られた I/Q 信号の I 成分 A-L 及び Q 成分 B-L は、サンプリング間隔 Ts の aL1 乃至 aLnx 及び bL1 乃至 bLnx から構成されている。そして、これらの I 成分及び Q 成分が送受信番号に対応して 1 対になってドプラ信号記憶回路 225 に保存される。

【0054】

第1の走査方向 (1) に対する L 回の超音波送受信によって得られた I/Q 信号のドプラ信号記憶回路 225 への保存が終了したならば、システム制御部 210 は、ドプラ信号記憶回路 225 に保存されている I/Q 信号の中から所定位置 P に対応した I 成分及び Q 成分 (図4における a1n 乃至 aLn 及び b1n 乃至 bLn) を順次読み出し、カラードプラ画像データ生成部 206 の MTI フィルタ 226 に供給する。そして、MTI フィルタ 226 は、供給された前記 I 成分及び Q 成分に対して送受信番号方向でフィルタ処理を行ない、例えば心筋などの組織の運動によって生ずる組織ドプラ成分 (クラッタ成分) を排除し、血流の流れによって生ずる血流ドプラ成分のみを抽出する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

血流情報が抽出された I Q 信号の供給を受けた自己相関器 2 2 7 は、この I Q 信号を用いて自己相関処理を行ない、演算器 2 2 8 は、自己相関処理結果に基づいて血流の平均速度値や分散値、あるいはパワー値などを算出する。このような演算を、位置 P 以外の反射体からの I Q 信号に対しても行ない、算出された第 1 の走査方向における、血流の平均速度値、分散値あるいはパワー値などをリアルタイム表示用のカラードプラ画像データ（以下、第 1 のカラードプラ画像データ）として図 1 の画像データ記憶部 2 0 7 に保存する。

【 0 0 5 6 】

次いで、システム制御部 2 1 0 は、第 2 の走査方向乃至第 M の走査方向に対しても同様な超音波送受信を行なう。そして、このとき得られた B モード画像データ及び第 1 のカラードプラ画像データは、画像データ記憶部 2 0 7 における B モード画像データ領域、及びカラードプラ画像データ領域に順次保存される。即ち、画像データ記憶部 2 0 7 において、第 1 の走査方向乃至第 M の走査方向において生成された 1 画像分の B モード画像データと第 1 のカラードプラ画像データが保存される。

【 0 0 5 7 】

尚、前記 M T I フィルタ 2 2 6 において組織ドプラ成分を排除する場合、この組織ドプラ成分の周波数帯域と血流ドプラ成分の周波数帯域は接近しているため、M T I フィルタ 2 2 6 に対して最適なフィルタ定数を設定する必要がある。

【 0 0 5 8 】

以上述べた手順によって生成された B モード画像データ、及び第 1 のカラードプラ画像データは、独立あるいは合成されて表示部 2 0 8 に表示される。このとき、システム制御部 2 1 0 は、画像データ記憶部 2 0 7 に保存されている B モード画像データやカラードプラ画像データを読み出す。そして、これらの画像データに対して付帯情報である数字や文字などを重畳して表示部 2 0 8 の図示しない表示用画像データ記憶回路に一旦保存した後変換回路に供給し、カラー処理、D / A 変換、T V フォーマット変換を行なってカラーモニタに表示する。

【 0 0 5 9 】

一方、ドプラ信号検出部 2 0 5 のドプラ信号記憶部 2 2 5 に保存された所定走査方向の I Q 信号は、カラードプラ画像データ生成部 2 0 6 に供給されるとともに、データ圧縮・演算部 2 3 0 にも供給される。このデータ圧縮・演算部 2 3 0 において、前記 I Q 信号に対するデータ圧縮と保存、データ伸長による I Q 信号の復元、更には復元された I Q 信号を用いたカラードプラ画像データ（以下、第 2 のカラードプラ画像データ）の生成が行なわれる。

【 0 0 6 0 】

（データ圧縮）

次に、図 5 を用いて上述のデータ圧縮について述べる。但し、ここでは図 4 の第 1 の走査方向に対する I Q 信号の中から、所定位置 P に対応した I Q 信号の I 成分 a_{1n} 乃至 a_{Ln} を抽出し、これらの I 成分に対してデータ圧縮を行なう（図 3 のステップ S 3）。

【 0 0 6 1 】

図 5 (a) は、データ圧縮前における所定位置 P の I 成分 a_{1n} 乃至 a_{Ln} と、これらの I 成分のデータ容量の大きさを示している。但し、この場合の I 成分 a_{1n} 乃至 a_{Ln} のデータ容量は模式的に全て C 0 としている。

【 0 0 6 2 】

一方、図 5 (b) は、データ圧縮後の I 成分 (a_{1n} 、 a_{2n} 、 a_{3n} 、 \dots) と、これらの I 成分のデータ容量の大きさを示している。このデータ圧縮では、データ圧縮前の I 成分 a_{1n} 乃至 a_{Ln} の中からキーデータを所定間隔（ここでは 4 データ間隔）に設定し、キーデータに設定されなかった I 成分については、隣接した I 成分との差分をとることによってデータ圧縮を行なう。

【 0 0 6 3 】

このデータ圧縮につき図 5 を用いて更に詳しく述べる。この図 5 では、上述のキーデー

10

20

30

40

50

タとして送受信番号1、5、9、・・・において得られたI成分 a_{1n} 、 a_{5n} 、 a_{9n} ・・・が設定される。そして、送受信番号2乃至4、走査番号6乃至8、走査番号10乃至12・・・はデータ圧縮処理によりデータ容量 C_1 の差分データ a_{2n} 乃至 a_{4n} 、 a_{6n} 乃至 a_{8n} 、 a_{10n} 乃至 a_{12n} 、・・・に変換される。

【0064】

但し、差分データ a_{2n} 乃至 a_{4n} は、 $a_{2n} = a_{2n} - a_{1n}$ 、 $a_{3n} = a_{3n} - a_{2n}$ 、 $a_{4n} = a_{4n} - a_{3n}$ によって算出され、差分データ $a_{6n} = a_{6n} - a_{5n}$ 、 $a_{7n} = a_{7n} - a_{6n}$ 、 $a_{8n} = a_{8n} - a_{7n}$ によって算出される。そして、差分データ a_{10n} 、 a_{11n} 、 a_{12n} ・・・についても同様にして算出される。

10

【0065】

この場合、データ圧縮前の隣接I成分(例えば、 a_{1n} と a_{2n} 、 a_{2n} と a_{3n} ・・・)のデータ取得間隔は、例えば200 μ 秒のレートパルス周期(T_r)となる。従って各I成分間の時間的変化も小さいため、上述の差分処理によって得られた差分データ a_{2n} 乃至 a_{4n} 、 a_{6n} 乃至 a_{8n} 、 a_{10n} 乃至 a_{12n} ・・・のデータ容量 C_1 は、差分前の a_{2n} 乃至 a_{4n} 、 a_{6n} 乃至 a_{8n} 、 a_{10n} 乃至 a_{12n} ・・・のデータ容量 C_0 より大幅に低減し、所謂データ圧縮が可能となる。そして、データ圧縮された前記IQ信号のI成分は、データ圧縮・演算部230のRAWデータ記憶・再生部232において保存される(図3のステップS4)。

【0066】

上述のような隣接データ間の差分処理によるデータ圧縮を全ての位置におけるI成分及びQ成分に対して行ない、更に、第2の走査方向(2)乃至第Mの走査方向(M)の超音波送受信によって得られたIQ信号に対しても行なう。そして、この圧縮IQ信号はRAWデータ記憶・再生部232において保存される。

20

【0067】

(データ伸長)

次に、RAWデータ記憶・再生部232に保存された圧縮IQ信号を圧縮前のIQ信号に復元するために、データ圧縮・演算部230のデータ伸長部233が行なうデータ伸長について述べる。

【0068】

本実施例におけるデータ伸長は、既に述べたIQ信号のキーデータを基準に行なう。例えば、図5(a)に示したデータ圧縮前のI成分 a_{2n} 、 a_{3n} 、 a_{4n} に対応するデータ伸長後のI成分 a_{2n}' 、 a_{3n}' 、 a_{4n}' は、図5(b)に示したデータ圧縮後のI成分 a_{2n} 乃至 a_{4n} を用い、 $a_{2n}' = a_{1n} + a_{2n} = a_{1n} + (a_{2n} - a_{1n}) = a_{2n}$ 、 $a_{3n}' = a_{1n} + a_{2n} + a_{3n} = a_{3n}$ 、 $a_{4n}' = a_{1n} + a_{2n} + a_{3n} + a_{4n} = a_{4n}$ によって復元される。同様にして、データ伸長後のI成分 a_{6n}' 、 a_{7n}' 、 a_{8n}' は夫々 $a_{6n}' = a_{5n} + a_{6n} = a_{5n} + (a_{6n} - a_{5n}) = a_{6n}$ 、 $a_{7n}' = a_{5n} + a_{6n} + a_{7n} = a_{7n}$ 、 $a_{8n}' = a_{5n} + a_{6n} + a_{7n} + a_{8n} = a_{8n}$ となる。多くの連続した差分データから圧縮前のIQ信号を復元する場合、個々のデータがもつ微小な誤差が蓄積されて大きな誤差を生む場合があるが、上述のように、所定間隔でキーデータを設定することによって、上述の誤差を低減することが可能となる。

30

40

【0069】

データ伸長部233は、上述のデータ伸長を、RAWデータ記憶・再生部232に保存された画像1枚分のIQ信号に対して行ない、得られた伸長IQ信号を図示しない記憶回路に一旦保存する(図3のステップS5)。次いで、データ圧縮・演算部230の演算部234は、前記記憶回路に保存された伸長IQ信号を読み出し、この伸長IQ信号を用いてカラーDPA画像データの生成を行なう(図3のステップS6)。

【0070】

ところで、本実施例における演算部234は、送受信・信号処理部200のカラーDPA

50

ラ画像データ生成部206におけるMTIフィルタ226、自己相関器227、及び演算器228と同様な機能を有した図示しないCPUと記憶回路を備えている。

【0071】

そして、演算部234のCPUは、データ伸長部233の図示しない記憶回路に保存されている所定走査方向の所定位置における伸長IQ信号（例えば、位置PにおけるIQ信号 $a_1 n'$ 乃至 $a_L n'$ 及び $b_1 n'$ 乃至 $b_L n'$ ）を順次読み出し、フィルタ処理を行なって組織ドブラ成分を排除し、血流ドブラ成分のみを抽出する。

【0072】

次いで、血流ドブラ成分の伸長IQ信号に対して自己相関処理を行ない、更に、この相関処理結果に基づいて血流の平均速度値や分散値、あるいはパワー値などを算出する。

10

【0073】

同様にして、他の走査方向あるいは他の位置からのIQ信号に対しても同様のデータ処理を行なって血流の平均速度値、分散値あるいはパワー値などを算出し、これらの算出結果に基づいて生成された第2のカラードブラ画像データを記憶部207の所定の記憶領域に保存する。

【0074】

次いで、システム制御部210は、画像データ記憶部207に保存された第2のカラードブラ画像データを読み出し、この画像データに対する付帯情報を重畳して表示部208のカラーモニタに表示する。

【0075】

20

尚、上述の本実施例では、データ圧縮・演算部230は、データ圧縮に引き続いてデータ伸長を行なう場合について述べたが、実際の場合には、被検体に対して得られたドブラ信号のIQ信号は、データ圧縮部231において圧縮IQ信号に変換された後、RAWデータ記憶・再生部232に保存される。

【0076】

次いで、RAWデータ記憶・再生部232に保存された前記圧縮IQ信号は、後日、操作者、あるいはユーザが操作部209より入力するコマンド信号に従って読み出され、データ伸長部233において伸長IQ信号に変換される。そして、演算部234は、既に述べた手順により前記伸長IQ信号を用いて第2のカラードブラ画像データを生成し、表示部208において表示する。

30

【0077】

以上述べた本実施例によれば、カラードブラ画像データの生成において、位相情報を有したIQ信号をデータ圧縮することによってデータ容量が低減でき、通常の記憶容量を有する記憶装置あるいは記憶媒体への保存が可能となる。一方、操作者は、記憶された圧縮IQ信号を所望な時に伸長してカラードブラ画像データの生成を行なうことができるため、時間的制約を受けずに画像データの観察が可能となり、更に、伸長IQ信号に対してMTIフィルタ定数などの各種データ処理条件の最適化を容易に行なうことができる。

【0078】

又、前記データ処理条件の最適化を被験者に対する検査途中で行なう必要がなくなるため、検査時間が短縮され、被検者に与える負担が軽減される。更に、本実施例におけるIQ信号のデータ圧縮及びデータ伸長では、キーデータを基準にして行なわれるため、伸長IQ信号における誤差を低く抑えることが可能となる。

40

【実施例2】

【0079】

次に、本発明の第2の実施例につき図6及び図7を用いて説明する。この第2の実施例では、被検体から得られる受信信号を用いて各種超音波物理量を計測する際に、位相情報を有した超音波RF信号に対してデータ圧縮、データ保存及びデータ伸長を行ない、更に、データ伸長によって復元された前記RF信号に基づいて所定の超音波物理量の計測と表示を行なう。尚、以下では、超音波減衰係数の計測を例に説明するが、超音波非線形特性など他の超音波物理量の計測であってもよい。

50

【 0 0 8 0 】

(装置の構成)

図6は、第2の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図1に示した第1の実施例のブロック図との差異は、送受信・信号処理部200のドプラ信号検出器205の出力信号(IQ信号)に代わって、超音波受信部203の出力信号(RF信号)がデータ圧縮・演算部230のデータ圧縮部231に供給されることである。

【 0 0 8 1 】

データ圧縮・演算部230のデータ圧縮部231は、図示しない演算器と、A/D変換器と、記憶回路を備えている。そして、超音波受信部203から供給される所定方向のRF信号を受信し、隣接した走査方向の夫々において得られたRF信号間の差分をとることによってデータ圧縮を行なう。

10

【 0 0 8 2 】

又、RAWデータ記憶・再生部232は、図示しない記憶回路と記憶媒体駆動部を備え、データ圧縮部231において圧縮されたRF信号(以下、圧縮RF信号)は記憶回路において保存される。また、記憶媒体駆動部は、着脱自在な記憶媒体に対する圧縮RF信号の書き込みと読み出しを行なう。

【 0 0 8 3 】

一方、データ伸長部233は、RAWデータ記憶・再生部232の記憶回路、あるいは記憶媒体に保存された圧縮RF信号を読み出し、データ伸長のためのデータ処理を行なって圧縮前のRF信号(以下、伸長RF信号)に復元する。

20

【 0 0 8 4 】

次に、演算部234は、図示しないCPUと記憶回路を備えており、データ伸長部233から供給された伸長RF信号の中から所望の走査方向における伸長RF信号を選択し、この伸長RF信号の中から所定距離dだけ異なる2つの位置の伸長RF信号を選択する。そして、選択された2つの伸長RF信号をFFT分析して得られた2つの周波数スペクトラムに基づいて超音波減衰係数を算出する。

【 0 0 8 5 】

一方、上述のデータ圧縮・演算部230以外の各ユニットは第1の実施例と同様であるため、その構成とBモード画像データ及びカラードプラ画像データの生成手順については説明を省略する。

30

【 0 0 8 6 】

(データ圧縮及びデータ伸長)

次に、図7を用いて本実施例におけるデータ圧縮及びデータ伸長について述べる。但し、図7(a)は、第1の走査方向(1)乃至第Mの走査方向(M)によって得られたデータ圧縮前のRF信号D-1乃至D-Mにおけるデータ値、又、図7(b)は圧縮RF信号E-1乃至E-Mのデータ値を模式的に示している。尚、これらのデータは、超音波受信部203の出力信号がデータ圧縮部231においてサンプリング周期TsのサンプリングとA/D変換によって収集される。

【 0 0 8 7 】

データ圧縮部231の演算器は、第1の実施例と同様にしてキーデータを所定間隔(ここでは第1の走査方向において得られたデータ圧縮前のRF信号D-1のe11乃至e1nx)に設定し、キーデータに設定されなかったRF信号については、隣接したRF信号との差分をとることによってデータ圧縮を行なう。

40

【 0 0 8 8 】

即ち、図7(b)に示した第2の走査方向の圧縮RF信号E-2における差分データe21乃至e2nx及び第3の走査方向の圧縮RF信号E-3における差分データe31乃至e3nxは、 $e_{21} = e_{21} - e_{11}$ 、 $e_{22} = e_{22} - e_{21}$ 、 $e_{23} = e_{23} - e_{22}$ 、 \dots 、 $e_{31} = e_{31} - e_{21}$ 、 $e_{32} = e_{32} - e_{22}$ 、 $e_{33} = e_{33} - e_{23}$ 、 \dots によって算出される。

【 0 0 8 9 】

50

尚、この場合の各走査方向（X軸方向）のデータ取得間隔は、レートパルス周期（ T_r ）であり、隣接した走査によって得られるRF信号間には相関がある。従って、上述の差分処理によって得られた圧縮RF信号のデータ容量は、圧縮前のRF信号のデータ容量と比較して十分小さな値となる。このようにしてデータ圧縮された圧縮RF信号は、データ圧縮・演算部230のRAWデータ記憶・再生部232において保存される。

【0090】

次に、データ圧縮・演算部230のデータ伸長部233は、RAWデータ記憶・再生部232に保存された圧縮RF信号を圧縮前のRF信号に復元するためにデータ伸長の処理を行なう。例えば、第2の走査方向の伸長RF信号 e_{21}' 乃至 e_{2nx}' 、及び第3の走査方向の伸長RF信号 e_{32}' 乃至 e_{3nx}' は $e_{21}' = e_{11} + e_{21} = e_{11} + (e_{21} - e_{11}) = e_{21}$ 、 $e_{22}' = e_{12} + e_{22} = e_{22} \dots e_{31}' = e_{31} + e_{31} = e_{31}$ 、 $e_{32}' = e_{32} + e_{32} = e_{32} \dots$ によって復元される。

10

【0091】

データ伸長部233は、上述のデータ伸長を、RAWデータ記憶・再生部232に保存された画像1枚分の圧縮RF信号に対して行ない、得られた伸長RF信号を図示しない記憶回路に一旦保存する。次いで、データ圧縮・演算部230の演算部234は、前記記憶回路に保存された伸長RF信号を読み出し、この伸長RF信号を用いて超音波減衰係数の計測を行なう。

【0092】

（超音波減衰係数の計測）

次に、超音波減衰係数の計測方法につき図8を用いて説明する。図8(a)の所定の走査方向（x）において、距離dで隣接して設定された領域A及び領域Bから得られる伸長RF信号の波形を夫々 $A_1(t)$ 及び $B_1(t)$ とすれば、超音波周波数fにおける上記RF波形 $A_1(t)$ 及びRF波形 $B_1(t)$ には近似的に下記の関係が成立する。

20

【0093】

$$B_1(t) = A_1(t) \exp(-2 \alpha f d) \dots (1)$$

但し、 α は超音波減衰係数、fは超音波周波数である。式(1)の関係を有する上記受信波形 $A_1(t)$ 及び受信波形 $B_1(t)$ をフーリエ変換して得られるパワースペクトラム $S_{A1}(f)$ 、 $S_{B1}(f)$ を更に対数変換すると

30

$$\ln S_{B1}(f) = \ln S_{A1}(f) - 4 \alpha f d + C \dots (2)$$

となる。但し、Cは定数を示す。従って上記領域A及び領域Bにおける超音波減衰係数 α は、

$$\alpha = (1/4 d) (\ln S_{A1}(f) - \ln S_{B1}(f)) / f \dots (3)$$

によって得られる。即ち、周波数fに依存した超音波減衰特性を有する生体組織の場合には、領域A及び領域Bにおける受信信号について夫々パワースペクトラムを算出し、次いで対数変換した前記パワースペクトラムの間の差スペクトラムにおける周波数勾配を算出することによって超音波減衰係数 α を求めることができる。

【0094】

図8(b)及び図8(c)は、対数変換後のパワースペクトラム $\ln S_{A1}(f)$ 及び $\ln S_{B1}(f)$ を示し、図8(d)は、対数変換したパワースペクトラムの間の差スペクトラム($\ln S_{A1}(f) - \ln S_{B1}(f)$)を示す。従って、図8(d)の差スペクトラムにおける平均勾配値を4dで除することによって所望の超音波減衰係数 α を求めることができる。このようにして得られた超音波減衰係数は単独あるいは画像データ記憶部207に既に保存されている同一被検者のBモード画像データやカラードプラ画像データと合成されて表示部208に表示される。

40

【0095】

以上述べた本実施例によれば、超音波減衰係数等の超音波物理量の計測において、位相情報を有したRF信号をデータ圧縮することによってデータ容量が低減でき、通常の記憶容量を有する記憶装置あるいは記憶媒体への保存が可能となる。一方、操作者は、記憶さ

50

れた圧縮 R F 信号を所望な時に伸長して超音波物理量を計測することができる。しかも、この R F 信号のデータ伸長は、キーデータを基準にして行なわれるため、伸長 R F 信号における誤差を低く抑えることが可能となる。

【 0 0 9 6 】

尚、超音波物理量の計測に用いられる R A W データは、R F 信号に限定されるものではなく、第 1 の実施例で述べた I Q 信号を用いて計測することも可能である。

【実施例 3】

【 0 0 9 7 】

次に、本発明の第 3 の実施例につき図 9 及び図 1 0 を用いて説明する。この第 3 の実施例では、被検体に対して得られた複数枚の B モード画像データやカラードブラ画像データを 10
用いて動画像データあるいは 3 次元画像データを生成する際、ラスタデータに対してデータ圧縮、データ保存及びデータ伸長を行ない、更に、データ伸長によって復元された前記ラスタデータに基づいて動画像データあるいは 3 次元画像データの生成を行なう。但し、以下の説明では動画像データの生成について述べる。

【 0 0 9 8 】

(装置の構成)

図 9 は、第 3 の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図 1
1 に示した第 1 の実施例のブロック図との差異は、送受信・信号処理部 2 0 0 のドラ信号検出器 2 0 5 の出力信号 (I Q 信号) に代わって、B モード画像データ生成部 2 0 4 において生成される B モード画像用のラスタデータ (以下、B モードラスタデータ)、及び 20
カラードブラ画像データ生成部 2 0 6 において生成されるカラードブラ画像データ用のラスタデータ (以下、カラードブララスタデータ) がデータ圧縮・演算部 2 3 0 のデータ圧縮部 2 3 1 に供給されることである。

【 0 0 9 9 】

データ圧縮・演算部 2 3 0 のデータ圧縮部 2 3 1 は、図示しない演算器と記憶回路を備えている。そして、B モード画像データ生成部 2 0 4 及びカラードブラ画像データ生成部 2 0 6 から供給される時間方向に連続して得られた複数枚分の B モードラスタデータ及びカラードブララスタデータを受信し、時間方向に隣接した同一走査方向のラスタデータ間の差分をとることによってデータ圧縮を行なう。

【 0 1 0 0 】

又、R A W データ記憶・再生部 2 3 2 は、図示しない記憶回路と記憶媒体駆動部を備え、データ圧縮部 2 3 1 において圧縮された B モードラスタデータ及びカラードブララスタデータ (以下、圧縮 B モードラスタデータ及び圧縮カラードブララスタデータ) は記憶回路において保存される。また、記憶媒体駆動部は、着脱自在な記憶媒体に対する圧縮 R F 信号の書き込みと読み出しを行なう。

【 0 1 0 1 】

一方、データ伸長部 2 3 3 は、R A W データ記憶・再生部 2 3 2 の記憶回路、あるいは記憶媒体に保存された圧縮 B モードラスタデータ及び圧縮カラードブララスタデータを読み出し、データ伸長のためのデータ処理を行なって圧縮前の B モードラスタデータ及びカラードブララスタデータ (以下、伸長 B モードラスタデータ及び伸長カラードブララスタデータ) に復元する。

【 0 1 0 2 】

そして、演算部 2 3 4 は、図示しない C P U と記憶回路を備えており、データ伸長部 2 3 3 から供給された伸長 B モードラスタデータ及び伸長カラードブララスタデータに対して補間処理と各種フィルタリング処理を行なう。尚、上述のデータ圧縮・演算部 2 3 0 以外の各ユニットは第 1 の実施例と同様であるため、その構成と B モード画像データ及びカラードブラ画像データの生成手順については説明を省略する。

【 0 1 0 3 】

(データ圧縮及びデータ伸長)

次に、図 1 0 を用いて本実施例におけるデータ圧縮及びデータ伸長について述べる。但 50

し、以下では、Bモード動画像データの生成について述べるが、カラードプラ動画像データの生成も同様な手順によって行なうことができる。

【0104】

図10(a)は、フレーム間隔 T_f で連続して生成されたデータ圧縮前のBモードラスタデータ $g-1$ 乃至 $g-3$ を示す。そして時間 $t = T_0$ の第1の走査方向において得られたBモードラスタデータはBモード画像データ $g-1$ の $G_1(1, q)$ ($q = 1 \sim n_x$)に対応している。そして、第2の走査方向乃至第Lの走査方向において得られたBモードラスタデータは $G_1(p, q)$ ($p = 2$ 乃至 $p = L$)に対応して配置されている。

【0105】

同様にして、時間 $t = T_0 + T_f$ に得られた第1の走査方向乃至第Lの走査方向において得られたBモードラスタデータはBモード画像データ $g-2$ の $G_2(p, q)$ ($p = 1 \sim L, q = 1 \sim n_x$)に、更に、時間 $t = T_0 + 2T_f$ に得られたBモードラスタデータはBモード画像データ $g-3$ の $G_3(p, q)$ ($p = 1 \sim L, q = 1 \sim n_x$)に配置されている。

【0106】

又、これら画像1枚分のBモードラスタデータには、データID、データ処理パラメータ、更にはデータ圧縮・伸長パラメータなどがデータ識別情報として、前記Bモードラスタデータの位置情報あるいはフレーム(時間)情報などがデータ構成情報として前記Bモードラスタデータに付加されている。

【0107】

一方、図10(b)は、前記Bモード画像データ $g-1$ 乃至 $g-3$ におけるBモードラスタデータに対してデータ圧縮を行なって得られた圧縮Bモードラスタデータ $h-1$ 乃至 $h-3$ を示している。但し、この場合 $t = T_0$ に対応したBモードラスタデータ $g-1$ をキーデータに設定しているため、圧縮Bモードラスタデータ $h-1$ の $H_1(p, q)$ は、 $H_1(p, q) = G_1(p, q)$ である。一方、時間 $t = T_0 + T_f$ 及び $t = T_0 + 2T_f$ に対応したBモードラスタデータ $g-2$ 及び $g-3$ の $H_2(p, q)$ 、及び $H_3(p, q)$ は夫々 $H_2(p, q) = G_2(p, q) - G_1(p, q)$ ($p = 1 \sim M, q = 1 \sim n_x$)、 $H_3(p, q) = G_3(p, q) - G_2(p, q)$ ($p = 1 \sim M, q = 1 \sim n_x$)によってデータ圧縮が行なわれる。尚、図10には図示されていないが、前記キーデータは、時間方向に T_f 間隔で得られるデータ圧縮前の複数枚のBモード画像データに対して所定間隔で設定される。

【0108】

この場合の各Bモード画像データの取得間隔は、フレーム周期(T_f)によって決定され、通常 $1/30$ 秒乃至 $1/60$ であるが、ラスタデータのように位相情報を有しないRAWデータの場合には、被検体の動きが特に早い心臓のような場合を除いてフレーム方向に隣接したラスタデータには強い相関がある。従って上述の差分処理によって得られた圧縮Bモードラスタデータのデータ容量は、圧縮前のラスタデータのデータ容量と比較して十分小さな値となり、データ圧縮が可能となる。このようにしてデータ圧縮された圧縮Bモードラスタデータは、データ圧縮・演算部230のRAWデータ記憶・再生部232において保存される。

【0109】

次に、データ圧縮・演算部230のデータ伸長部233は、RAWデータ記憶・再生部232に保存された圧縮Bモードラスタデータを圧縮前のBモードラスタデータに復元するためにデータ伸長の処理を行なう。このとき、例えば、ラスタデータ $h-2$ 及びラスタデータ $h-3$ の $H_2(p, q)$ 及び $H_3(p, q)$ を用い、圧縮前のラスタデータ $g-2$ 及び $g-3$ の $G_2(p, q)$ 及び $G_3(p, q)$ は、 $G_2(p, q) = H_1(p, q) + H_2(p, q)$ 、 $G_3(p, q) = H_1(p, q) + H_2(p, q) + H_3(p, q)$ ($p = 1 \sim L, q = 1 \sim n_x$)によって復元することができる。

【0110】

データ伸長部233は、上述のデータ伸長を、少なくともキーデータ単位で行ない、得

10

20

30

40

50

られた伸長 B モードラスタデータを図示しない記憶回路に一旦保存する。次いで、データ圧縮・演算部 230 の演算部 234 は、前記記憶回路に保存された伸長 B モードラスタデータをデータ識別情報やデータ構成情報と共に読み出し、このデータ識別情報やデータ構成情報に基づいて、例えば、図 10 の q 方向や p 方向、あるいは時間（フレーム）方向に対するデータ補間処理や各種フィルタリング処理などを行なう。そして得られた B モード動画データ、画像データ記憶部 207 に一旦保存した後表示部 208 に表示する。

【0111】

（変形例）

上述の第 3 の実施例では、被検体の同一部位においてフレーム周期 T_f で得られる複数枚分の B モードラスタデータに対してデータ圧縮及びデータ伸長を行なったが、超音波プローブ 201 の機械的移動、あるいは 2 次元配列した圧電振動子によって得られた 3 次元画像データのラスタデータに対しても同様なデータ圧縮及びデータ伸長を行なうことが可能である。

【0112】

以上述べた本実施例によれば、B モード動画データあるいは 3 次元画像データの生成において、ラスタデータをデータ圧縮することによってデータ容量が低減でき、通常記憶容量を有する記憶装置あるいは記憶媒体への保存が容易となる。そして、操作者は、記憶された圧縮 B モードラスタデータを所望な時に伸長して動画データや 3 次元画像データを生成することができる。

【0113】

尚、本実施例及びその変形例では、B モードラスタデータに基づいた動画データ及び 3 次元画像データの生成について述べたが、カラーラスタデータなど他のラスタデータを用いた動画データや 3 次元画像データの生成であってもよい。

【0114】

以上、本発明の実施例について述べたが、本発明は上述した実施例に限定されるものではなく、種々変形して実施することが可能である。例えば、データ圧縮される RAW データは、表示部 208 に表示される映像信号以外のデータ、即ち、表示部 208 の変換回路においてテレビフォーマット変換される以前のデータであれば既に述べた RF 信号や IQ 信号、更にはラスタデータに限定されるものではない。

【0115】

又、上述の第 1 の実施例乃至第 3 の実施例では、データ圧縮・演算部 230 の RAW データ記憶・再生部 232 には着脱自在な記憶媒体への圧縮 RAW データの書き込みや、この記憶媒体からの読み出しを行なうことが可能な記憶媒体駆動機能を兼ね備え、前記圧縮 RAW データを記憶媒体に保存することも可能である。従って、圧縮 RAW データが保存された記憶媒体を、例えば、ワークステーションなどに設けられた記憶媒体駆動部に装着することによって、前記圧縮 RAW データの移植が容易となり、このワークステーションにおいて種々の画像データ及び解析データの生成と表示が可能となる。

【0116】

更に、RAW データ記憶・再生部 232 とネットワークを接続することによって、データ容量の少ない圧縮 RAW データを、ネットワークを介してワークステーション等に供給することが可能となるため、ネットワークに与える負担を低減できる。

【0117】

又、上述の差分法によって得られた圧縮 RAW データに対し、通常行われているランレングス法などの可逆圧縮法などを用いて更にデータ圧縮を行ってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0118】

【図 1】本発明の第 1 の実施例における超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 2】同実施例における送受信・信号処理部の構成を示すブロック図。

【図 3】同実施例における第 2 のカラーラスタ画像データの生成手順を示すフローチャート。

10

20

30

40

50

【図4】同実施例の記憶回路に保存されたI Q信号の模式図。

【図5】同実施例におけるデータ圧縮を示す図。

【図6】本発明の第2の実施例における超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図7】同実施例におけるデータ圧縮及びデータ伸長を示す図。

【図8】同実施例における超音波減衰係数の計測方法示す図。

【図9】本発明の第3の実施例における超音波診断装置の構成を示すブロック図。

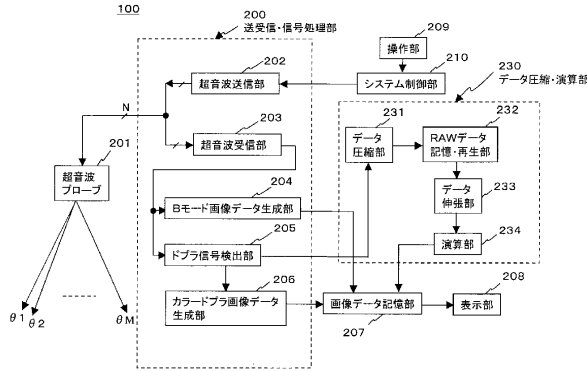
【図10】同実施例におけるデータ圧縮及びデータ伸長を示す図。

【符号の説明】

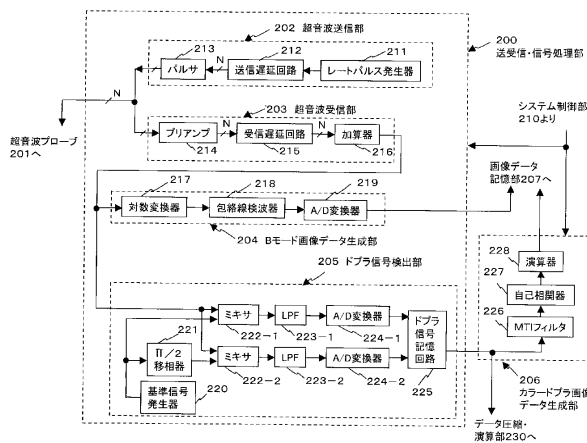
【0119】

100 ... 超音波診断装置	10
200 ... 送受信・信号処理部	
201 ... 超音波プローブ	
202 ... 超音波送信部	
203 ... 超音波受信部	
204 ... Bモード画像データ生成部	
205 ... ドプラ信号検出部	
206 ... カラードプラ画像データ生成部	
207 ... 画像データ記憶部	
208 ... 表示部	
209 ... 操作部	20
210 ... システム制御部	
230 ... データ圧縮・演算部	
231 ... データ圧縮部	
232 ... RAWデータ記憶・再生部	
233 ... データ伸長部	
234 ... 演算部	

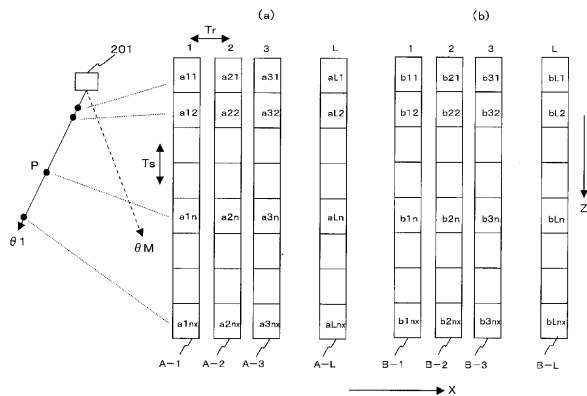
【図1】



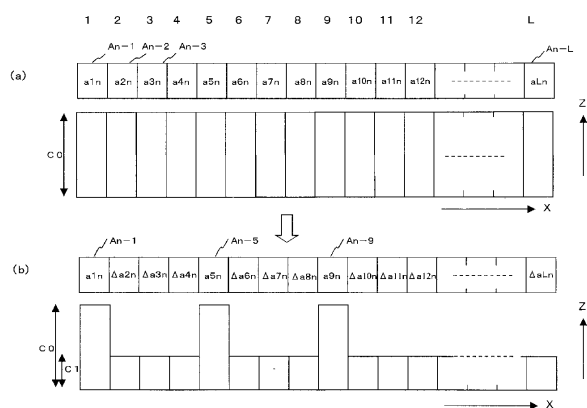
【図2】



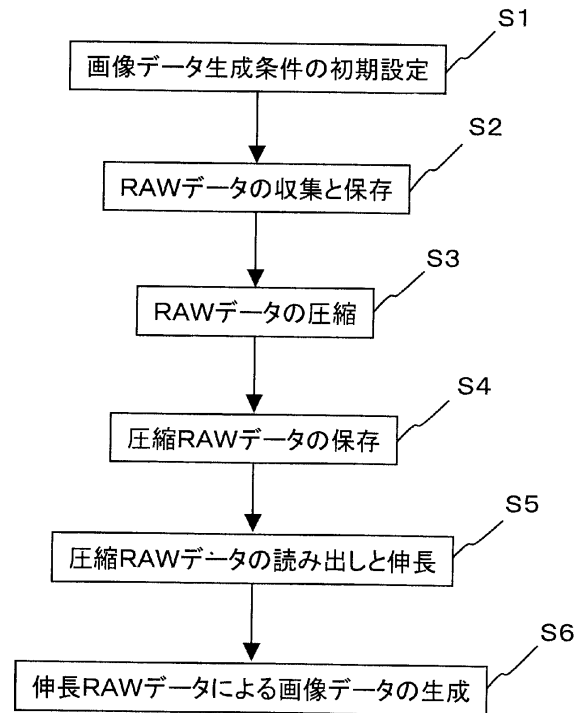
【図4】



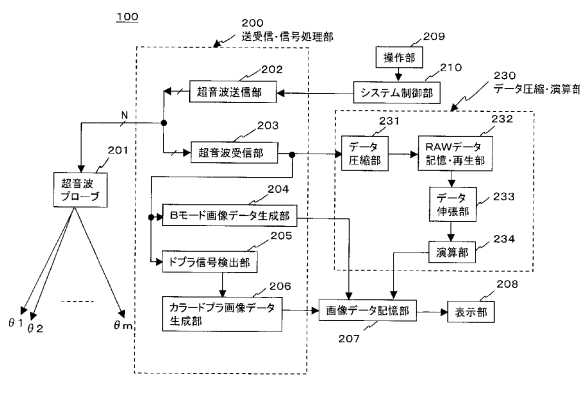
【図5】



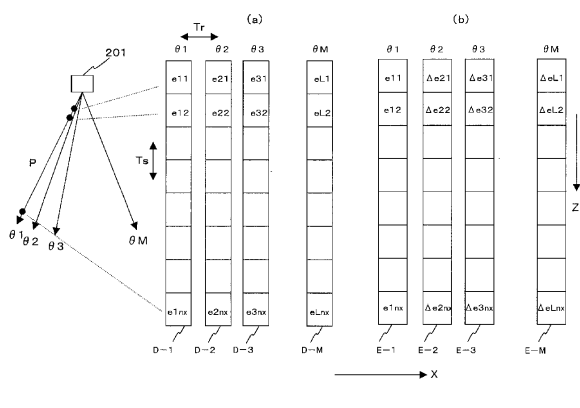
【図3】



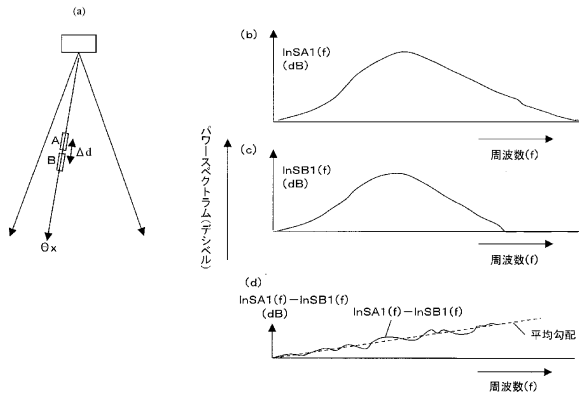
【図6】



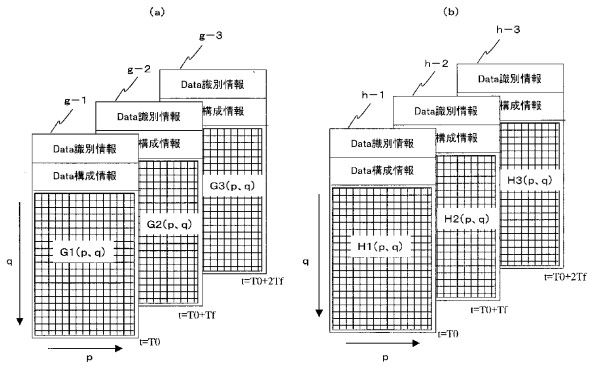
【図7】



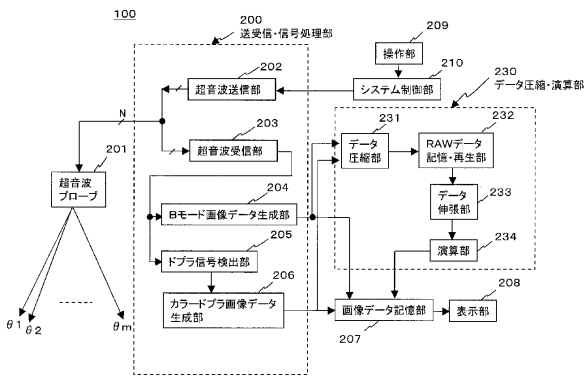
【図8】



【図10】



【図9】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4469583B2	公开(公告)日	2010-05-26
申请号	JP2003319966	申请日	2003-09-11
[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	佐野昭洋		
发明人	佐野 昭洋		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JB24 4C601/JB45 4C601/JC18 4C601/JC21 4C601/JC25 4C601/KK19 4C601/LL03 4C601/LL11 4C601/LL12 4C601/LL13 4C601/LL21		
代理人(译)	堀口博		
其他公开文献	JP2005081082A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题是将超声波原始数据存储于存储设备中。在由发送和接收信号处理单元200，具有从被检体的反射的超声波的相位信息所接收的波形和IQ信号A超声波扫描，进一步，图像数据中的每个扫描单元的光栅数据收集为RAW数据。然后，数据压缩单元231通过获取通过相邻超声扫描获得的RAW数据之间的差来压缩数据，并将压缩的RAW数据存储于RAW数据存储/再现单元232中。另一方面，数据解压缩单元233读取存储的压缩RAW数据并对其进行解压缩以在压缩之前恢复RAW数据。然后，使用恢复的RAW数据，运算单元234执行彩色多普勒图像数据，三维图像数据，运动图像数据等的生成以及超声物理量的测量等。点域1

【图5】

