

(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2005-81082
(P2005-81082A)

(43) 公開日 平成17年3月31日(2005.3.31)

(51) Int.Cl.⁷

A 61 B 8/00

F 1

A 61 B 8/00

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号

特願2003-319966 (P2003-319966)

(22) 出願日

平成15年9月11日 (2003.9.11)

(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

(74) 代理人 100083161

弁理士 外川 英明

(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F ターム(参考) 4C601 EE09 EE11 JB24 JB45 JC18
JC21 JC25 KK19 LL03 LL11
LL12 LL13 LL21

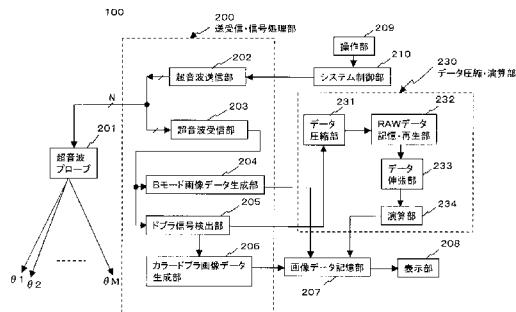
(54) 【発明の名称】超音波診断装置及び超音波データ圧縮方法

(57) 【要約】

【課題】 超音波RAWデータの記憶装置における保管を容易にする。

【解決手段】 送受信・信号処理部200による超音波走査において、被検体の超音波反射波から位相情報を有した受信波形やIQ信号、更には、画像データを構成するラスタデータを各走査単位でRAWデータとして収集する。そして、データ圧縮部231は、隣接した超音波走査で得られたRAWデータ間の差分を取ることによってデータ圧縮を行ない、圧縮後のRAWデータをRAWデータ記憶・再生部232に保存する。一方、データ伸長部233は、記憶された圧縮後のRAWデータを読み出し、データ伸長することによって圧縮前のRAWデータに復元する。そして、演算部234は、復元されたRAWデータを用いてカラードプラ画像データ、3次元画像データ、動画像データ等の生成や超音波物理量などの計測を行なう。

【選択図】 図1



【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圧電振動子を備えた超音波プローブと、前記圧電振動子を駆動して前記被検体の複数の方向に対して超音波走査を行なう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受信信号からRAWデータを生成するRAWデータ生成手段と、前記RAWデータに対して可逆的なデータ圧縮を行ない、圧縮RAWデータを生成するデータ圧縮手段と、圧縮された前記圧縮RAWデータを保存するRAWデータ記憶手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

被検体に対して超音波送受信を行なう圧電振動子を備えた超音波プローブと、前記圧電振動子を駆動して前記被検体の複数の方向に対して超音波走査を行なう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受信信号からRAWデータを生成するRAWデータ生成手段と、前記RAWデータに対して可逆的なデータ圧縮を行ない、圧縮RAWデータを生成するデータ圧縮手段と、圧縮された前記圧縮RAWデータを保存するRAWデータ記憶手段と、保存された前記圧縮RAWデータに対してデータ伸長を行なって伸長RAWデータを生成するデータ伸長手段と、前記伸長RAWデータに対して所望のデータ処理を行なうデータ処理手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記RAWデータ生成手段によって生成されるRAWデータは、前記超音波送受波手段によって得られたRF信号、あるいはこのRF信号を直交位相検波して得られるIQ信号、あるいは前記RF信号や前記IQ信号に基づいて生成されたラスタデータの少なくとも何れかであることを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 4】

前記データ圧縮手段は、時間方向あるいは空間方向に連続して行われる超音波送受信によって得られたRAWデータに基づいて、隣接したRAWデータの差分処理による差分データの生成によって前記圧縮RAWデータを生成するものであることを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記データ圧縮手段は、時間方向あるいは空間方向において連続して得られる複数の前記RAWデータに基づいて、所定間隔で前記RAWデータを選択して配置したキーデータと、前記RAWデータを差分処理し前記キーデータの間に配置した差分データとからなる圧縮RAWデータを生成することを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

前記データ伸長手段は、前記データ圧縮手段によって設定された前記キーデータに対して前記差分データを加減算することによって前記伸長RAWデータを生成することを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記RAWデータ記憶手段は、前記圧縮RAWデータを着脱自在の記憶媒体に保存することを特徴とする請求項1又は請求項2に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

RAWデータ送信手段を備え、前記RAWデータ送信手段は、前記RAWデータ記憶手段に保存された圧縮RAWデータを、ネットワークを介して接続された端末装置に送信す

50

ることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記データ処理手段は、前記伸長 R A W データを用いたデータ処理によって得られた処理結果を表示手段に表示することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記データ処理手段は、前記伸長 R A W データをデータ処理することによって動画像データあるいは 3 次元画像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。

【請求項 11】

被検体の複数の方向に対して超音波の送受信を行なうステップと、
この超音波の送受信によって得られた受信信号から R A W データを生成するステップと、
前記 R A W データに対してキーデータと差分データを設定して圧縮 R A W データを生成するステップと、
前記圧縮 R A W データを保存するステップを
有することを特徴とする超音波データ圧縮方法。

【請求項 12】

被検体の複数の方向に対して超音波の送受信を行なうステップと、
この超音波の送受信によって得られた受信信号から R A W データを生成するステップと、
前記 R A W データに対してキーデータと差分データを設定して圧縮 R A W データを生成するステップと、
前記圧縮 R A W データを保存するステップと、
保存された前記圧縮 R A W データを読み出して伸長 R A W データを生成するステップと、
前記伸長 R A W データを用いて所望のデータ処理を行なうステップを
有することを特徴とする超音波データ圧縮方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び超音波データ圧縮方法に係り、特に、最終画像データ前の R A W 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及び超音波データ圧縮方法に関する。

【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 R A W 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 R A W データを記憶装置に一旦保存し、保存された R A W 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

10

20

30

40

50

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ても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。

10

【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ために、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できるとなる。

20

【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、このようなデータ容量が著しく増大したRAWデータの記憶装置への保存、あるいはネットワークや記憶媒体を介したワークステーション等への供給を行なうには、記憶装置やネットワークにおける高速化と大容量化が要求される。

30

【0008】

又、通常の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】

一方、2次元画像の長時間動画像表示、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。

40

【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及び超音波データ圧縮方法を提供することにある。

【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

50

て超音波送受信を行なう圧電振動子を備えた超音波プローブと、前記圧電振動子を駆動して前記被検体の複数の方向に対して超音波走査を行なう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受信信号からRAWデータを生成するRAWデータ生成手段と、前記RAWデータに対して可逆的なデータ圧縮を行ない、圧縮RAWデータを生成するデータ圧縮手段と、圧縮された前記圧縮RAWデータを保存するRAWデータ記憶手段を備えたことを特徴としている。

【0012】

又、請求項2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圧電振動子を備えた超音波プローブと、前記圧電振動子を駆動して前記被検体の複数の方向に対して超音波走査を行なう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受信信号からRAWデータを生成するRAWデータ生成手段と、前記RAWデータに対して可逆的なデータ圧縮を行ない、圧縮RAWデータを生成するデータ圧縮手段と、圧縮された前記圧縮RAWデータを保存するRAWデータ記憶手段と、保存された前記圧縮RAWデータに対してデータ伸長を行なって伸長RAWデータを生成するデータ伸長手段と、前記伸長RAWデータに対して所望のデータ処理を行うデータ処理手段を備えたことを特徴としている。10

【0013】

一方、請求項11に係る本発明の超音波データ圧縮方法は、被検体の複数の方向に対して超音波の送受信を行なうステップと、この超音波の送受信によって得られた受信信号からRAWデータを生成するステップと、前記RAWデータに対してキーデータと差分データを設定して圧縮RAWデータを生成するステップと、前記圧縮RAWデータを保存するステップを有することを特徴としている。20

【0014】

更に、請求項12に係る本発明の超音波データ圧縮方法は、被検体の複数の方向に対して超音波の送受信を行なうステップと、この超音波の送受信によって得られた受信信号からRAWデータを生成するステップと、前記RAWデータに対してキーデータと差分データを設定して圧縮RAWデータを生成するステップと、前記圧縮RAWデータを保存するステップと、保存された前記圧縮RAWデータを読み出して伸長RAWデータを生成するステップと、前記伸長RAWデータを用いて所望のデータ処理を行なうステップを有することを特徴としている。30

【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。

【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、IQ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IQ信号に対して所望のデータ処理を行なってカラードドプラ画像データを生成する。40

【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。50

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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IQ信号を検出するドプラ信号検出部205と、検出されたIQ信号に対してカラードプラ画像データの生成のための信号処理を行なうカラードプラ画像データ生成部206を備えている。

40

【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。

【0025】

50

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に収束用遅延時間と、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。10

【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。

【0028】

一方、ドプラ信号検出部 205 は、基準信号発生器 220、/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、ドプラ信号記憶回路 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プラ成分の IQ 信号を検出する。20

【0029】

即ち、超音波受信部 203 から供給されるドプラ信号検出部 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、/2 移相器 221 に供給され、/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、ドプラ信号検出部 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。30

【0030】

次いで、A/D 変換器 224-1 及び 224-2 は、LPF 223-1 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 T s でサンプリングした後デジタル信号に変換し、ドプラ信号記憶回路 225 に保存する。

【0031】

この場合、ドプラ信号検出部 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 (ドプラ信号の実数成分) 及び Q 成分 (ドプラ信号の虚数成分) を順次ドプラ信号記憶回路 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プラ信号は通常 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。40

【0032】

次に、カラードプ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、ドプラ信号検出部 205 のドプラ信号記憶回路 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プラ画像データを生成する。50

【0033】

前記カラードプ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、ドプラ信号記憶回路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プラ信号成分（組織ドプラ成分）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プ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のカラードプラ画像データを生成する。

10

【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、ドプラ信号検出部205のドプラ信号記憶回路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。

20

【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プ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のカラードプ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。

30

【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プラ画像データ生成部206から供給される第1のカラードプラ画像データ、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のカラードプラ画像データの保存を行なう。

【0040】

次に、表示部208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207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IQ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209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、CRTあるいは液晶などのカラー モニタに表示される。

40

【0041】

又、操作部209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IQ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

50

力される。そして、システム制御部 210 は、操作部 209 からの指示信号に基づいて、送受信・信号処理部 200、データ圧縮・演算部 230、更には表示部 208 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。

【0042】

(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 100 の基本動作と、この超音波診断装置 100 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 IQ 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。

【0043】

被検体に対する超音波検査に先だって、操作者は、操作部 209 の入力デバイスを用いて患者 ID 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 IQ 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 206 の MTI フィルタ 226 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 S1)。

【0044】

これらの初期設定が完了したならば、システム制御部 210 は、図 2 に示した超音波送信部 202 のレートパルス発生器 211 に対して送信制御信号を供給し、レートパルス発生器 211 は、システム制御部 210 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 212 に供給する。

【0045】

次いで、送信遅延回路 212 は、所定の深さに超音波を束束するための束束用遅延時間と、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 213 に供給する。そして、パルサ 213 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 201 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。

【0046】

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。

【0047】

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 201 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 203 における N チャンネルの独立なプリアンプ 214 にて増幅されて N 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束束するための束束用遅延時間と、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 における B モード画像データ記憶領域に保存される。

10

20

30

40

50

【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LPF223-1、223-2によって直交位相検波されて2チャンネルのIQ信号に変換される。そして、このIQ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回の超音波送受波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IQ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IQ信号を模式的に示したものであり、図4(a)には、前記第1の走査方向に対するL回の超音波送受信によって得られたIQ信号のI成分A-1乃至A-Lが、又、図4(b)には前記IQ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IQ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IQ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IQ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IQ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IQ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。

【0055】

血流情報が抽出されたIQ信号の供給を受けた自己相關器227は、このIQ信号を用いて自己相關処理を行ない、演算器228は、自己相關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IQ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207に保存する。

【0056】

次いで、システム制御部210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207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207において

10

20

30

40

50

、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。

【0057】

尚、前記MTIフィルタ226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、MTIフィルタ226に対して最適なフィルタ定数を設定する必要がある。

【0058】

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208に表示される。このとき、システム制御部210は、画像データ記憶部207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208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、TVフォーマット変換を行なってカラーモニタに表示する。10

【0059】

一方、ドプラ信号検出部205のドプラ信号記憶部225に保存された所定走査方向のIQ信号は、カラードプラ画像データ生成部206に供給されるとともに、データ圧縮・演算部230にも供給される。このデータ圧縮・演算部230において、前記IQ信号に対するデータ圧縮と保存、データ伸長によるIQ信号の復元、更には復元されたIQ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。20

【0060】

（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IQ信号の中から、所定位置Pに対応したIQ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S3）。

【0061】

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C0としている。30

【0062】

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。

【0063】

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、上述のキーデータとして送受信番号1、5、9、 \dots において得られたI成分 a_{1n} 、 a_{5n} 、 a_{9n} \dots 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 \dots はデータ圧縮処理によりデータ容量C1の差分データ a_{2n} 乃至 a_{4n} 、 a_{6n} 乃至 a_{8n} 、 a_{10n} 乃至 a_{12n} \dots に変換される。40

【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} 、 $a_{12n}\dots$ についても同様にして算出される。

【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} \dots ）50

・) のデータ取得間隔は、例えば $200\mu\text{s}$ のレートパルス周期 (T_r) となる。従って各 I 成分間の時間的变化も小さいため、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 $a_{12n} \dots$ 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 $a_{12n} \dots$ 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。10

【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、 $a'_{2n} = a_{1n} + a_{2n} = a_{1n} + (a_{2n} - a_{1n}) = a_{2n}$ 、 $a'_{3n} = a_{1n} + 2n + 3n = a_{3n}$ 、 $a'_{4n} = a_{1n} + 2n + 3n + 4n = a_{4n}$ 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 $a'_{6n} = a_{5n} + a_{6n} = a_{5n} + (a_{6n} - a_{5n}) = a_{6n}$ 、 $a'_{7n} = a_{5n} + 6n + 7n = a_{7n}$ 、 $a'_{8n} = a_{5n} + 6n + 7n + 8n = a_{8n}$ 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。2030

【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ドプラ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 のカラードプ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。40

【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'_{1n} 乃至 a'_{L_n} 及び b'_{1n} 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プラ成分を排除し、血流ドプラ成分のみを抽出する。

【0072】

次いで、血流ドプラ成分の伸長 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。

【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う。50

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のカラードプ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のカラードプ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畠して表示部208のカラーモニタに表示する。

【0075】

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プラ信号の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。

10

【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のカラードプラ画像データを生成し、表示部208において表示する。

20

【0077】

以上述べた本実施例によれば、カラードプ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プ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。

20

【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。

30

【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。

30

【0080】

(装置の構成)

40

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。

【0081】

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。

【0082】

50

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。

【0083】

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。

【0084】

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。10

【0085】

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。

【0086】

(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。20

【0087】

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e1n×）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。30

【0088】

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e2n×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e3n×は、 $e_{21} = e_{21} - e_{11}$ 、 $e_{22} = e_{22} - e_{21}$ 、 $e_{23} = e_{23} - e_{22}$ 、 \dots 、 $e_{31} = e_{31} - e_{21}$ 、 $e_{32} = e_{32} - e_{31}$ 、 $e_{33} = e_{33} - e_{32}$ 、 \dots によって算出される。

【0089】

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(Tr)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。40

【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e21'乃至e2n'、及び第3の走査方向の伸長RF信号e32'乃至得e3n'は $e_{21}' = e_{11} + e_{21} = e_{11} + (e_{21} - e_{11}) = e_{21}$ 、 $e_{22}' = e_{12} + e_{22} = e_{12} + e_{22} \dots e_{31}' = e_{31} + e_{31} = e_{31}$ 、 $e_{32}' = e_{32} + e_{32} = e_{32} \dots$ によって50

復元される。

【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(×)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A1(t)及びB1(t)とすれば、超音波周波数fにおける上記RF波形A1(t)及びRF波形B1(t)には近似的に下記の関係が成立する。
10

【0093】

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

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A1(t)及び受信波形B1(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

$$\ln S B_1(f) = \ln S A_1(f) - 4\alpha f d + C \quad \dots (2)$$

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、
20

$$\alpha = (1/4)d (\ln S A_1(f) - \ln S B_1(f)) / f \quad \dots (3)$$

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。
20

【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 $\ln S A_1(f)$ 及び $\ln S B_1(f)$ 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($\ln S A_1(f) - \ln S B_1(f)$)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。
30

【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、記憶された圧縮RF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RF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RF信号における誤差を低く抑えることが可能となる。
40

【0096】

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

【実施例3】

【0097】

次に、本発明の第3の実施例につき図9及び図10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プラ画像データを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
50

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。

【0098】

(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、Bモード画像データ生成部204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)、及びカラードプラ画像データ生成部206において生成されるカラードプラ画像データ用のラスタデータ(以下、カラードプララスタデータ)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。10

【0099】

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204及びカラードプラ画像データ生成部206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プ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。

【0100】

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Bモードラスタデータ及びカラードプララスタデータ(以下、圧縮Bモードラスタデータ及び圧縮カラードプララスタデータ)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RF信号の書き込みと読み出しを行なう。20

【0101】

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Bモードラスタデータ及び圧縮カラードプ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プララスタデータ(以下、伸長Bモードラスタデータ及び伸長カラードプララスタデータ)に復元する。

【0102】

そして、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Bモードラスタデータ及び伸長カラードプ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

【0103】

(データ圧縮及びデータ伸長)

次に、図10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、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Tf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=T0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G1(1, q)(q=1~nx)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G1(p, q)(p=2乃至p=L)に対応して配置されている。40

【0105】

同様にして、時間t=T0+Tf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G2(p, q)(p=1~L, q=1~nx)に、更に、時間t=T0+2Tfに得られたBモードラスタデータ50

はBモード画像データg-3のG3(p、q)(p=1~L, q=1~nx)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=T0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H1(p、q)は、H1(p、q)=G1(p、q)である。一方、時間t=T0+Tf及びt=T0+2Tfに対応したBモードラスタデータg-2及びg-3のH2(p、q)、及びH3(p、q)は夫々H2(p、q)=G2(p、q)-G1(p、q)(p=1~M、q=1~nx)、H3(p、q)=G3(p、q)-G2(p、q)(p=1~M、q=1~nx)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Tf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(Tf)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H2(p、q)及びH3(p、q)を用い、圧縮前のラスタデータg-2及びg-3のG2(p、q)及びG3(p、q)は、G2(p、q)=H1(p、q)+H2(p、q)、G3(p、q)=H1(p、q)+H2(p、q)+H3(p、q)(p=1~L、q=1~nx)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モード動画像データを、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Tf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

10

20

30

40

50

能である。

【0112】

以上述べた本実施例によれば、Bモード動画像データあるいは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像データや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像データ及び3次元画像データの生成について述べたが、カラードプララスタデータなど他のラスタデータを用いた動画像データや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ジング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のカラードプラ画像データの生成手順を示すフローチャート。

【図4】同実施例の記憶回路に保存されたIQ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

200 ... 送受信・信号処理部

201 ... 超音波プローブ

10

20

30

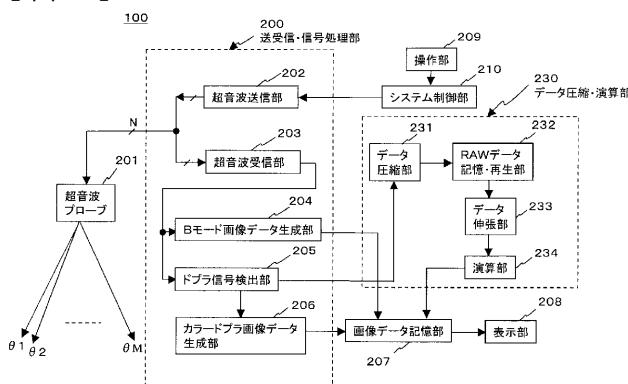
40

50

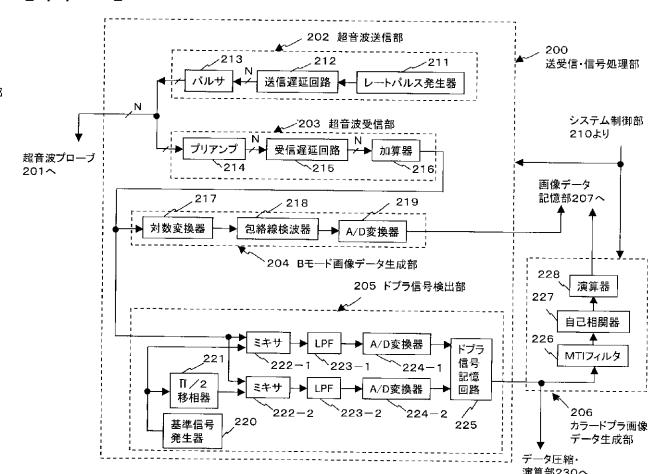
2 0 2 ... 超音波送信部
 2 0 3 ... 超音波受信部
 2 0 4 ... B モード画像データ生成部
 2 0 5 ... ドプラ信号検出部
 2 0 6 ... カラードプラ画像データ生成部
 2 0 7 ... 画像データ記憶部
 2 0 8 ... 表示部
 2 0 9 ... 操作部
 2 1 0 ... システム制御部
 2 3 0 ... データ圧縮・演算部
 2 3 1 ... データ圧縮部
 2 3 2 ... RAWデータ記憶・再生部
 2 3 3 ... データ伸長部
 2 3 4 ... 演算部

10

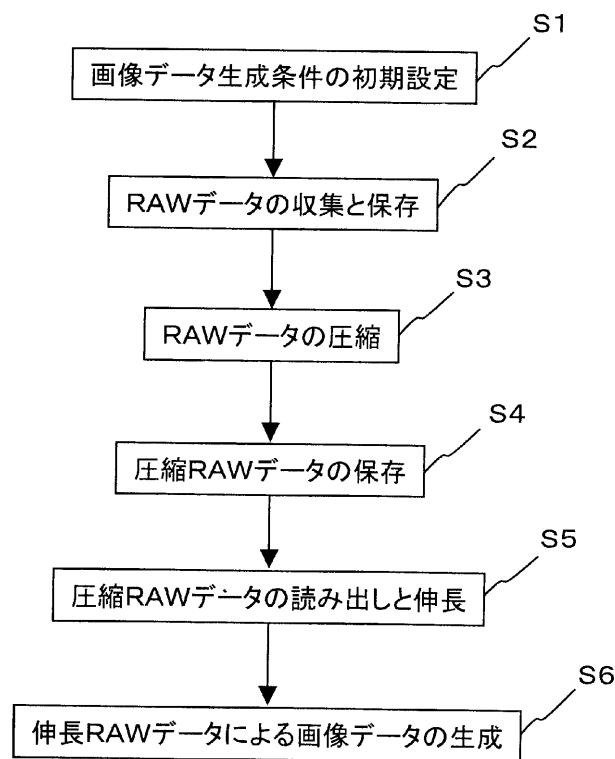
【図1】



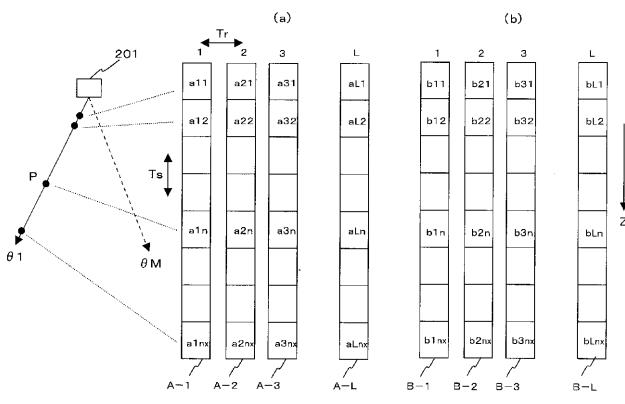
【図2】



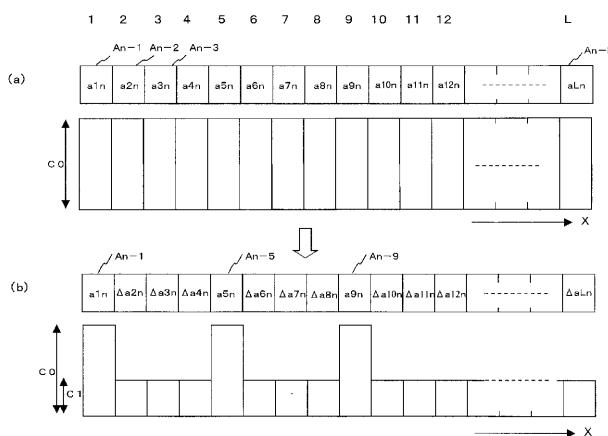
【図3】



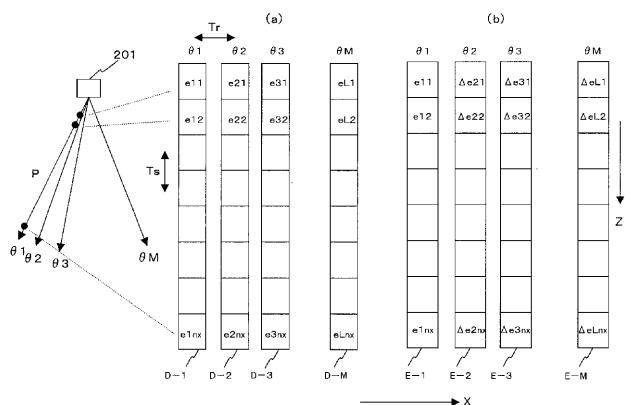
【図4】



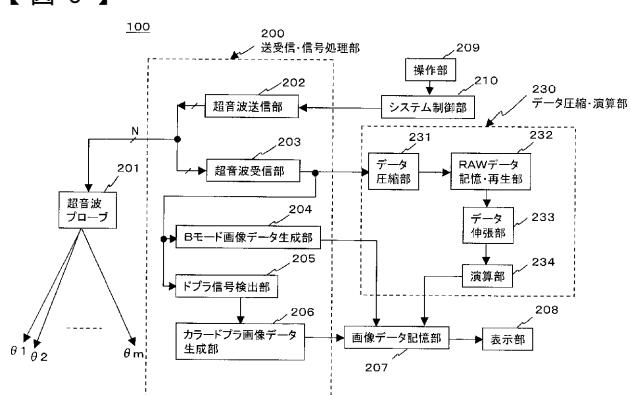
【図5】



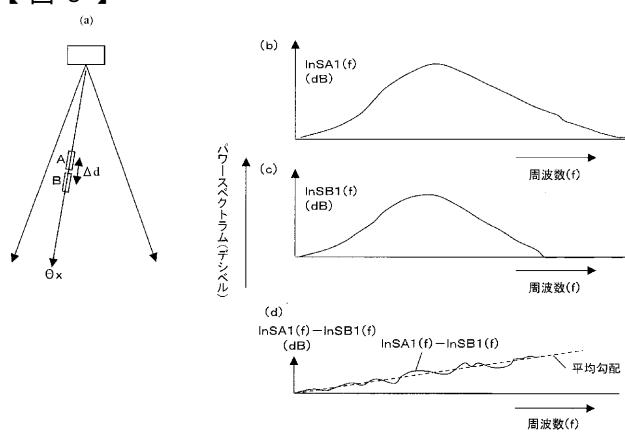
【図7】



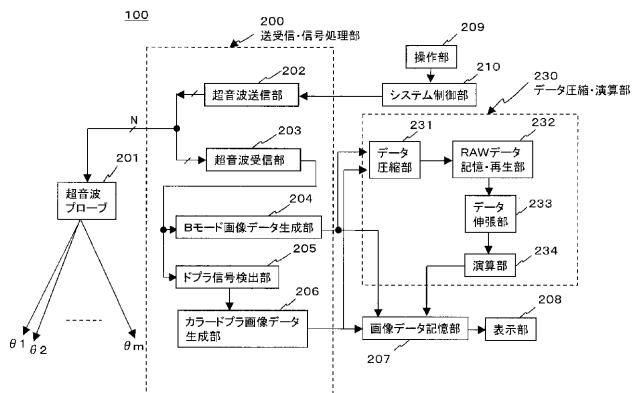
【図6】



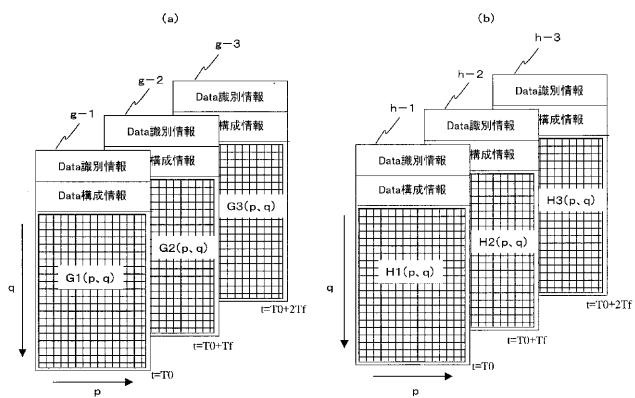
【図8】



【図9】



【図10】



专利名称(译)	超声诊断设备和超声数据压缩方法		
公开(公告)号	JP2005081082A	公开(公告)日	2005-03-31
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		
[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		
其他公开文献	JP4469583B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：便于将超声RAW数据存储在存储设备中。解决方案：在由发送/接收/信号处理单元200进行的超声波扫描中，针对每个扫描单元扫描具有来自被检体的超声波反射波的相位信息，IQ信号和形成图像数据的光栅数据的接收波形。收集为RAW数据。然后，数据压缩单元231通过获得通过相邻超声扫描获得的RAW数据之间的差来执行数据压缩，并将压缩的RAW数据存储在RAW数据存储/再现单元232中。另一方面，数据解压缩单元233读取所存储的压缩RAW数据并解压缩所存储的RAW数据以恢复未压缩的RAW数据。然后，计算单元234使用恢复的RAW数据来生成彩色多普勒图像数据，三维图像数据，运动图像数据等，并测量超声物理量等。[选型图]图1

