

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5829229号
(P5829229)

(45) 発行日 平成27年12月9日(2015. 12. 9)

(24) 登録日 平成27年10月30日(2015. 10. 30)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14 Z DM

請求項の数 5 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2013-64774 (P2013-64774)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成25年3月26日(2013. 3. 26)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2014-188086 (P2014-188086A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成26年10月6日(2014. 10. 6)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成26年6月3日(2014. 6. 3)		弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217
			弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984
			弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080
			弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	石原 圭太郎
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波画像生成方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像条件に基づいて、アレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体からの超音波エコーがアレイトランスデューサで受信され、アレイトランスデューサから出力される複数チャンネルの受信信号を処理して得られる受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

前記複数チャンネルの受信信号に基づいて生成される時間差を有する受信データを順次格納する受信データメモリと、

キャッシュメモリを有し、前記受信データメモリに格納された時間差を有する受信データを小分けにして順次前記キャッシュメモリに転送し、前記キャッシュメモリに転送された受信データに基づいて段階的に整相加算を行うビームフォーミング部と、

前記ビームフォーミング部の整相加算に用いられる受信データの総データ量を前記撮像条件に基づいて予め求め、前記受信データの総データ量と前記キャッシュメモリの容量に応じて前記ビームフォーミング部を制御して、前記キャッシュメモリの容量に収まるように、前記受信データメモリの受信データの総データ量をチャンネル単位でまたは深さ方向にほぼ等分割して小分けにし、前記キャッシュメモリに転送させる D B F 制御部と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記 D B F 制御部は、1つの音線信号を生成するために用いられる全チャンネルからの受信データのデータ量を前記受信データの総データ量として求める請求項 1 に記載の超音

10

20

波診断装置。

【請求項 3】

前記 D B F 制御部は、前記受信データメモリから前記キャッシュメモリに転送される受信データに対して整相加算を順次行うように、前記ビームフォーミング部を制御する請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記撮像条件は、超音波の周波数、スキャン範囲、スキャン深度のうち少なくとも 1 つが用いられる請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

撮像条件に基づいて、アレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体からの超音波エコーがアレイトランスデューサで受信され、アレイトランスデューサから出力される複数チャンネルの受信信号を処理して得られる受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成方法であって、

前記複数チャンネルの受信信号に基づいて生成される時間差を有する受信データを順次受信データメモリに格納し、

前記受信データメモリに格納された時間差を有する受信データを小分けにして順次ビームフォーミング部のキャッシュメモリに転送すると共に、前記ビームフォーミング部は前記キャッシュメモリに転送された受信データに基づいて段階的に整相加算を行い、

前記ビームフォーミング部の整相加算に用いられる受信データの総データ量を前記撮像条件に基づいて予め求め、前記受信データの総データ量と前記キャッシュメモリの容量に応じて D B F 制御部が前記ビームフォーミング部を制御し、前記キャッシュメモリの容量に収まるように、前記受信データメモリの受信データの総データ量をチャンネル単位でまたは深さ方向にほぼ等分割して小分けにし、前記キャッシュメモリに転送させることを特徴とする超音波画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、超音波診断装置および超音波画像生成方法に係り、特に、アレイトランスデューサから超音波を送受信して得られる受信データを効率的に処理して超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、振動子アレイを内蔵した超音波プローブと、この超音波プローブに接続された装置本体とを有しており、超音波プローブから被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーを超音波プローブの各チャンネルで受信して、その受信信号を装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

【0003】

超音波画像を生成する際に、装置本体では、各チャンネルから得られる受信データを整相加算部で互いに整相加算することにより、デジタルビームフォーミング (D B F) 処理が行われている。この時、処理に使用される受信データのデータ量は膨大であるため、受信データがメモリ帯域を圧迫して処理速度が低下しないように、D B F 処理は、通常、ハードウェアで実施されている。しかし、近年では、D B F 処理をソフトウェアで実施することが求められており、受信データをスムーズに処理することが課題となっている。

【0004】

例えば、64 チャンネル分の受信データを整相加算して 1 つの音線を形成する場合に、メインメモリに一旦格納された全チャンネル分の受信データを整相加算部のキャッシュメモリに順次転送して整相加算処理が施される。この時、キャッシュメモリの容量は小さいため、64 チャンネル分の受信データを一度に整相加算処理すると、同じチャンネルの受信データを何度もキャッシュメモリに入出力しながら演算することになり、いわゆるキャ

10

20

30

40

50

ッッシュアウトが頻発して処理速度の低下を招いてしまう。また、メインメモリに格納された64チャンネル分の受信データを分割して整相加算することもあるが、受信データを無計画に分割してキャッシュメモリに転送しても、同様にキャッシュアウトが頻発して、処理速度を大きく改善することはできない。

【0005】

そこで、例えば、特許文献1には、画像形成部のキャッシュ機能を考慮してフレームデータの転送を行う超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置では、メインメモリのボリュームデータに対して設定されたブロック単位で、メインメモリから画像形成部のキャッシュメモリにフレームデータの転送が行われる。この転送は、キャッシュメモリに転送されて一時的に保存されたデータのブロックが事後的に活用できる可能性を高めるような順番で行われるため、キャッシュアウトの頻度を低下させることができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2007-000239号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献1では、メインメモリからキャッシュメモリに転送されるデータのブロック単位を撮像条件に応じて変更することができない。このため、DBF処理のように撮像条件に応じて整相加算処理される受信データのデータ量が大きく変化する場合には、キャッシュメモリの容量に対して、受信データを順次過不足なく転送することが困難となる。

20

【0008】

この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、ビームフォーミング処理するための受信データをメインメモリからキャッシュメモリに順次過不足なく転送することができる超音波診断装置および超音波画像生成方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

30

この発明に係る超音波診断装置は、撮像条件に基づいて、アレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体からの超音波エコーがアレイトランスデューサで受信され、アレイトランスデューサから出力される複数チャンネルの受信信号を処理して得られる受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波診断装置であって、複数チャンネルの受信信号に基づいて生成される時間差を有する受信データを順次格納する受信データメモリと、キャッシュメモリを有し、受信データメモリに格納された時間差を有する受信データを小分けにして順次キャッシュメモリに転送し、キャッシュメモリに転送された受信データに基づいて段階的に整相加算を行うビームフォーミング部と、ビームフォーミング部の整相加算に用いられる受信データの総データ量を撮像条件に基づいて予め求め、受信データの総データ量とキャッシュメモリの容量に応じてビームフォーミング部を制御して、キャッシュメモリの容量に収まるように、受信データメモリの受信データの総データ量をチャンネル単位でまたは深さ方向にほぼ等分割して小分けにし、キャッシュメモリに転送させるDBF制御部とを備えたものである。

40

【0010】

ここで、DBF制御部は、1つの音線信号を生成するために用いられる全チャンネルからの受信データのデータ量を受信データの総データ量として求めることができる。

また、DBF制御部は、受信データメモリからキャッシュメモリに転送される受信データに対して整相加算を順次行うように、ビームフォーミング部を制御するのが好ましい。

【0012】

また、撮像条件は、超音波の周波数、スキャン範囲、スキャン深度のうち少なくとも1

50

つを用いることができる。

【 0 0 1 3 】

この発明に係る超音波画像生成方法は、撮像条件に基づいて、アレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体からの超音波エコーがアレイトランスデューサで受信され、アレイトランスデューサから出力される複数チャンネルの受信信号を処理して得られる受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成方法であって、複数チャンネルの受信信号に基づいて生成される時間差を有する受信データを順次受信データメモリに格納し、受信データメモリに格納された時間差を有する受信データを小分けにして順次ビームフォーミング部のキャッシュメモリに転送すると共に、ビームフォーミング部はキャッシュメモリに転送された受信データに基づいて段階的に整相加算を行い、ビームフォーミング部の整相加算に用いられる受信データの総データ量を撮像条件に基づいて予め求め、受信データの総データ量とキャッシュメモリの容量に応じて D B F 制御部がビームフォーミング部を制御し、キャッシュメモリの容量に収まるように、受信データメモリの受信データの総データ量をチャンネル単位でまたは深さ方向にほぼ等分割して小分けにし、キャッシュメモリに転送させるものである。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 4 】

この発明によれば、整相加算に用いられる受信データの総データ量を撮像条件に基づいて予め求め、受信データの総データ量とキャッシュメモリの容量に応じて、キャッシュアウトの頻度を抑制するように、受信データメモリの受信データを小分けにしてキャッシュメモリに転送するので、ビームフォーミング処理するための受信データをメインメモリからキャッシュメモリに順次過不足なく転送することが可能となる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 5 】

【図 1】この発明の一実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】 D B F 部の構成を示すブロック図である。

【図 3】各チャンネルで超音波エコーが受信される様子を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 6 】

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

30

図 1 に、この発明の一実施の形態に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、アレイトランスデューサ 1 を備え、このアレイトランスデューサ 1 に送信駆動部 2 および複数の受信信号処理部 3 が接続されている。複数の受信信号処理部 3 には受信データメモリ 4 が接続され、この受信データメモリ 4 に、信号処理部 5、D S C (Digital Scan Converter) 6、画像処理部 7、表示制御部 8 および表示部 9 が順次接続されている。また、受信データメモリ 4 には D B F 部 10 が接続され、画像処理部 7 には画像メモリ 11 が接続されている。そして、信号処理部 5、D S C 6、画像処理部 7 および画像メモリ 11 により、画像生成部 12 が形成されている。

また、送信駆動部 2、受信信号処理部 3、D B F 部 10、信号処理部 5、D S C 6 および表示制御部 8 に制御部 13 が接続され、制御部 13 に操作部 14 と格納部 15 がそれぞれ接続されている。

40

【 0 0 1 7 】

アレイトランスデューサ 1 は、1 次元又は 2 次元の振動子アレイの複数チャンネルを構成する複数の超音波トランスデューサ 16 を有し、それぞれのトランスデューサ 16 に送信駆動部が接続されている。また、複数のトランスデューサ 16 には、それぞれ対応して複数の受信信号処理部 3 が接続されている。これらのトランスデューサ 16 は、それぞれ送信駆動部 2 から供給される駆動信号に従って超音波を送信すると共に被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。各トランスデューサ素子は、例えば、P Z T (チタン酸ジルコン酸鉛) に代表される圧電セラミックや、P V D F (ポリフッ化ビニリデン) に代表される高分子圧電素子、P M N - P T (マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固

50

溶体)に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

そのような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電圧を印加すると、圧電体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生して、それらの超音波の合成により超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0018】

送信駆動部2は、例えば、複数のパルスを含んでおり、制御部13によって選択された送信遅延パターンに基づいて、複数のトランスデューサ16から送信される超音波が超音波ビームを形成するように、それぞれの駆動信号の遅延量を調節してアレイトランスデューサ1に供給する。

10

【0019】

受信信号処理部3は、それぞれ対応するトランスデューサ16から出力される受信信号を増幅してA/D変換して、受信データを生成する。

受信データメモリ4は、メインメモリ内に形成され、複数の受信信号処理部3で生成された受信データをフレーム毎に順次格納する。

【0020】

DBF部10は、この発明におけるビームフォーミング部を構成するもので、受信データメモリ4に格納された受信データを整相加算することによりデジタルビームフォーミング(DBF)を行う。このデジタルビームフォーミングにより、超音波エコーの焦点が絞り込まれたベースバンド信号(音線信号)が生成される。

20

信号処理部5は、DBF部10により生成された音線信号に対し、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、被検体内の組織に関する断層画像情報であるBモード画像データを生成する。

DSC6は、信号処理部5で生成されたBモード画像データを通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データに変換(ラスタ変換)する。

画像処理部7は、DSC6から入力されるBモード画像データに階調処理等の各種の必要な画像処理を施した後、Bモード画像データを表示制御部8に出力すると共にBモード画像データを画像メモリ11に格納する。

30

【0021】

表示制御部8は、画像処理部7から入力されたBモード画像データに基づいて、表示部9に超音波診断画像を表示させる。

表示部9は、例えば、LCD等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部8の制御の下で、超音波診断画像を表示する。

【0022】

操作部14は、操作者が撮像条件等の情報を入力操作するためのもので、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等から形成することができる。

格納部15は、動作プログラム等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SDカード、CFカード、USBメモリ等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

40

【0023】

制御部13は、操作者により操作部14から入力された各種の指令信号等に基づいて、超音波診断装置内の各部の制御を行うものである。

なお、信号処理部5、DSC6、画像処理部7、表示制御部8および制御部13は、CPUと、CPUに各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。上記の動作プログラムは、格納部15に格納される。格納部15における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROMまたはDVD-ROM等を用いることができる。

50

【 0 0 2 4 】

次に、ＤＢＦ部１０と制御部１３について詳細に説明する。

図２に示すように、ＤＢＦ部１０は、受信データメモリ４に接続された受信データＩＦ部１７を有し、この受信データＩＦ部１７にＤＢＦキャッシュメモリ１８と整相加算部１９を順次接続して構成されている。また、制御部１３は、ＤＢＦ制御部２０を備え、このＤＢＦ制御部２０に受信データＩＦ部１７と整相加算部１９がそれぞれ接続されている。

受信データＩＦ部１７は、ＤＢＦ制御部２０による制御の下で、受信データメモリ４とＤＢＦキャッシュメモリ１８の間でデータの転送を仲介する。ＤＢＦキャッシュメモリ１８は、受信データＩＦ部１７を介して受信データメモリ４から転送された受信データを一時的に保存すると共に、整相加算部１９で生成された音線データを一時的に保存する。整相加算部１９は、ＤＢＦ制御部２０による制御の下で、ＤＢＦキャッシュメモリ１８に保存された受信データの整相加算を行う。

10

【 0 0 2 5 】

ＤＢＦ制御部２０は、ＤＢＦ部１０の動作を制御するもので、いわゆるソフトウェア処理を実施するためのものである。具体的には、ＤＢＦ制御部２０は、撮像条件に基づいて、ＤＢＦ部１０の整相加算に用いられる受信データの総データ量を予め求める。

ここで、受信データの総データ量とは、超音波画像を生成するための複数の音線信号のうち、少なくとも１つの音線信号を生成するために必要な受信データのデータ量である。また、撮像条件としては、受信データの総データ量を算出するためのものが用いられ、例えば、超音波の周波数、スキャン範囲、スキャン深度（サンプリング数）および超音波プロブの種類などを用いることができる。

20

【 0 0 2 6 】

続いて、ＤＢＦ制御部２０は、求められた受信データの総データ量とＤＢＦキャッシュメモリ１８の容量に基づいて、キャッシュアウトの頻度を抑制するように、受信データメモリ４からＤＢＦキャッシュメモリ１８に転送する受信データの転送量を算出し、受信データＩＦ部１７を介して受信データメモリ４からＤＢＦキャッシュメモリ１８に受信データを小分けにして順次転送させる。

例えば、ＤＢＦ制御部２０は、ＤＢＦキャッシュメモリ１８の容量に収まるように受信データの総データ量をほぼ等分割して受信データを小分けにし、ＤＢＦキャッシュメモリ１８に転送させることができる。この時、ＤＢＦ制御部２０は、整相加算部１９において実施される整相加算が部分的に完結するように、受信データをチャンネル単位で小分けにしてＤＢＦキャッシュメモリ１８に転送させるのが好ましい。これにより、一連のデジタルビームフォーミング処理を通してＤＢＦキャッシュメモリ１８から同じ受信データが入出力される回数が減少し、キャッシュアウトの頻度を抑制することができる。

30

【 0 0 2 7 】

さらに、ＤＢＦ制御部２０は、受信データメモリ４からＤＢＦキャッシュメモリ１８に小分けにして転送される受信データのデータ量に基づいて、ＤＢＦキャッシュメモリ１８に転送された受信データ毎に順次整相加算を行うように、整相加算部１９を制御する。

【 0 0 2 8 】

具体的には、ＤＢＦ制御部２０は、撮像条件に基づいて設定された受信方向に応じて、予め記憶されている複数の受信遅延パターンの中から１つの受信遅延パターンを選択する。そして、ＤＢＦ制御部２０の制御の下、整相加算部１９は、選択された受信遅延パターンに基づいて、各チャンネルからの時間差を有する受信データに対してそれぞれの遅延を与えて加算する。この整相加算処理は、キャッシュメモリ１８に保存された受信データ毎に段階的に行われ、全チャンネル分の受信データが全て処理されて一体とされることにより、デジタルビームフォーミングが行われて、超音波エコーの焦点が絞り込まれたベースバンド信号（音線信号）が生成される。

40

そして、ＤＢＦ制御部２０は、例えば１つの音線信号が生成される毎に、ＤＢＦキャッシュメモリ１８と受信データＩＦ部１７を介して、音線信号を受信データメモリ４に転送させる。

50

【 0 0 2 9 】

次に、一実施の形態の動作について説明する。

まず、超音波診断装置の操作部 1 4 を介して、操作者が撮像条件を入力する。例えば、超音波の周波数、スキャン範囲、スキャン深度および超音波プローブの種類などが入力される。入力された撮像条件は制御部 1 3 に出力され、制御部 1 3 は、撮像条件に基づいて超音波診断装置の各部を制御し、超音波診断が開始される。

【 0 0 3 0 】

超音波診断が開始されると、制御部 1 3 の制御の下、送信駆動部 2 から駆動信号が供給されて、振動子アレイを構成する複数のトランスデューサ 1 6 から超音波が送信される。そして、被検体内で反射された超音波エコーがそれぞれのトランスデューサ 1 6 で順次受信されて、超音波エコーを受信した複数のトランスデューサ 1 6 からそれぞれ対応する複数の受信信号処理部 3 に受信信号が出力される。続いて、複数の受信信号処理部 3 が複数のトランスデューサ 1 6 から出力された複数チャンネルの受信信号を処理して受信データを生成し、生成された受信データが受信データメモリ 4 に順次格納される。

10

【 0 0 3 1 】

ここで、例えば、6 4 個のトランスデューサ 1 6 で超音波エコーを受信する場合には、図 3 に示すように、被検体内の反射点 P で反射された超音波エコーが時間差を置いてそれぞれのトランスデューサ 1 6 で受信され、その受信信号から得られた時間差を有する 6 4 チャンネル分の受信データが整相加算されて、1 つの音線信号が生成される。このため、1 つの音線信号を生成するために用いられる受信データは、例えば、4 0 M H z のサンプリング周波数を有する 6 4 チャンネルのリニアプローブを用いて超音波の送受信を行うと共に 1 2 b i t の受信信号処理部 3 で受信信号を処理した場合には、 $4 0 (M H z) \times 1 2 (b i t) \times 6 4 (c h) = 3 . 8 4 G b y t e / s e c$ のデータ量で単位時間当たり生成されることになる。ここで、スキャンの深度を約 4 c m とすると、1 つの音線信号を生成するための受信データのデータ量は、約 2 0 0 K b y t e となる。

20

【 0 0 3 2 】

この受信データのデータ量約 2 0 0 K b y t e に対して、一般的に使用されるキャッシュメモリ (1 次キャッシュ) の容量は、数十 K b y t e 程度であるため、ハードウェア処理 (F P G A を含む) のように、全てのチャンネルから得られた受信データを整相加算部 1 9 で一度に整相加算すると、キャッシュメモリ 1 8 に同じ受信データを繰り返し入出力しながら演算する必要があり、キャッシュアウトが頻発することになる。

30

【 0 0 3 3 】

そこで、D B F 制御部 2 0 は、撮像条件に基づいて、整相加算部 1 9 で 1 つの音線信号を生成するために必要な受信データ (6 4 チャンネル分の受信データ) のデータ量を総データ量として予め求め、求められた受信データの総データ量約 2 0 0 K b y t e と D B F キャッシュメモリ 1 8 の容量数十 K b y t e に基づいて、受信データメモリ 4 に格納された受信データを小分けにして、受信データメモリ 4 から D B F キャッシュメモリ 1 8 に転送するように受信データ I F 部 1 7 を制御する。

【 0 0 3 4 】

この時、D B F 制御部 2 0 は、D B F キャッシュメモリ 1 8 の容量に収まるように、6 4 チャンネル分の受信データの総データ量約 2 0 0 K b y t e をチャンネル単位 R でほぼ等分割して、受信データを転送させる。例えば、6 4 チャンネル分の受信データを 8 回に分けて、8 チャンネル分の受信データ R ずつ D B F キャッシュメモリ 1 8 に順次転送する。この 8 チャンネル分の受信データ R のデータ量は、約 2 5 K b y t e であり、D B F キャッシュメモリ 1 8 の容量数十 K b y t e に充分収容することができるものとなっている。なお、D B F キャッシュメモリ 1 8 に転送される受信データのデータ量は、D B F キャッシュメモリ 1 8 の容量に最大限収まるように小分けにするのが好ましく、これにより受信データメモリ 4 から D B F キャッシュメモリ 1 8 に受信データを順次過不足なく転送することができる。

40

【 0 0 3 5 】

50

D B F キャッシュメモリ 18 に転送された 8 チャンネル分の受信データは、D B F 制御部 20 の制御の下、整相加算部 19 により整相加算されて 1 つの整相加算データが生成される。同様に、整相加算部 19 は、受信データ I F 部 17 により D B F キャッシュメモリ 18 に順次転送される 8 チャンネル分の受信データ毎に整相加算を実施して整相加算データを順次生成する。

このように、受信データメモリ 4 から D B F キャッシュメモリ 18 に転送される受信データをチャンネル単位 R で小分けにすることで、整相加算部 19 において実施される整相加算を部分的に完結させることができる。すなわち、整相加算に一度用いられた 8 チャンネル分の受信データを、他の 8 チャンネル分の受信データを整相加算する際に用いる必要がなく、同じ受信データが繰り返し D B F キャッシュメモリ 18 に入出力されることを抑制して、キャッシュアウトの頻度を低減することができる。

10

【 0 0 3 6 】

このようにして、64 チャンネル全ての受信データを段階的に整相加算することにより 8 つの整相加算データが生成され、この 8 つの整相加算データを整相加算部 19 がさらに整相加算することによりビームフォーミングがなされた 1 つの音線信号が生成される。

【 0 0 3 7 】

生成された 1 つの音線信号は、D B F 制御部 20 に制御された整相加算部 19 と受信データ I F 部 17 により、D B F キャッシュメモリ 18 を介して受信データメモリ 4 に転送される。この時、音線信号は、D B F キャッシュメモリ 18 の容量に対してデータ量が大きく圧縮されており、D B F キャッシュメモリ 18 を圧迫することなく受信データメモリ 4 に転送することができる。

20

このようにして、受信データメモリ 4 には、整相加算部 19 で生成された音線信号が順次転送される。そして、画像生成部 16 の信号処理部 4 が、受信データメモリ 4 に格納された複数の音線信号をフレーム単位で入力し、B モード画像信号を生成する。生成された B モード画像信号は、D S C 6 でラスタ変換されると共に画像処理部 6 で階調処理等が施された後、この B モード画像信号に基づいて表示制御部 7 により超音波診断画像が表示部 8 に表示される。

【 0 0 3 8 】

この実施の形態によれば、撮像条件に基づいて受信データの総データ量を予め求めて、D B F キャッシュメモリ 18 に受信データを小分けにして順次転送するため、同じ受信データが D B F キャッシュメモリ 18 から繰り返し入出力されることを抑制し、キャッシュアウトの頻度を低減することができる。これにより、デジタルビームフォーミング処理をソフトウェアで実施しても、メモリ帯域が過剰に圧迫されることを抑制し、各チャンネルから得られた受信データをスムーズに処理することができる。

30

【 0 0 3 9 】

なお、上記の実施の形態では、40 M H z のサンプリング周波数を有するリニアプローブを用いて超音波の送受信を行い、1 つの音線信号を生成するための受信データ (約 200 K b y t e) を 8 チャンネル分の受信データ (約 25 K b y t e) に等分割して D B F キャッシュメモリ 18 (約 30 K b y t e) に転送する例を示したが、受信データの総データ量と D B F キャッシュメモリ 18 の容量に応じて転送量を変えることができる。

40

【 0 0 4 0 】

例えば、20 M H z のサンプリング周波数を有する 64 チャンネルのコンベックスプローブを用いて超音波の送受信を行うと共に 12 b i t の受信信号処理部 3 で受信信号を処理した場合には、受信データは $20 (M H z) \times 12 (b i t) \times 64 (c h) = 1.92 G b y t e / s e c$ のデータ量で単位時間当たり生成されることになる。上記の実施の形態と同様に、スキャンの深度を約 4 c m とすると、1 つの音線信号を生成するための受信データのデータ量は、約 100 K b y t e となる。このため、32 チャンネル分の受信データのデータ量は、約 50 K b y t e であり、D B F キャッシュメモリ 18 に充分収容することができる。このため、整相加算部 19 では、32 チャンネル分の受信データ毎に整相加算処理を行うことになる。

50

このように、デジタルビームフォーミング処理に用いられる受信データのデータ量は、撮像条件に応じて大きく変化されるため、DBFキャッシュメモリ18に受信データを過不足なく転送するためには、撮像条件に基づいて予め受信データの総量を求めて受信データの転送量を設定する必要がある。

【0041】

また、上記の実施の形態では、受信データをチャンネル単位で小分けにしてDBFキャッシュメモリ18に転送したが、整相加算部19において実施される整相加算が部分的に完結するだけの受信データを転送できればよく、これに限られるものではない。例えば、整相加算が部分的に完結するように受信データを深さ方向に小分けにしてDBFキャッシュメモリ18に転送することもできる。

10

また、上記の実施の形態では、整相加算部19において生成された音線信号は、1つの音線信号が生成される毎に受信データメモリ4に転送されていたが、整相加算部19から信号処理部4に音線信号が転送できればよく、これに限られるものではない。例えば、整相加算部19において1フレーム分の複数の音線信号を生成した後に、その複数の音線信号を受信データメモリ4に転送してもよい。

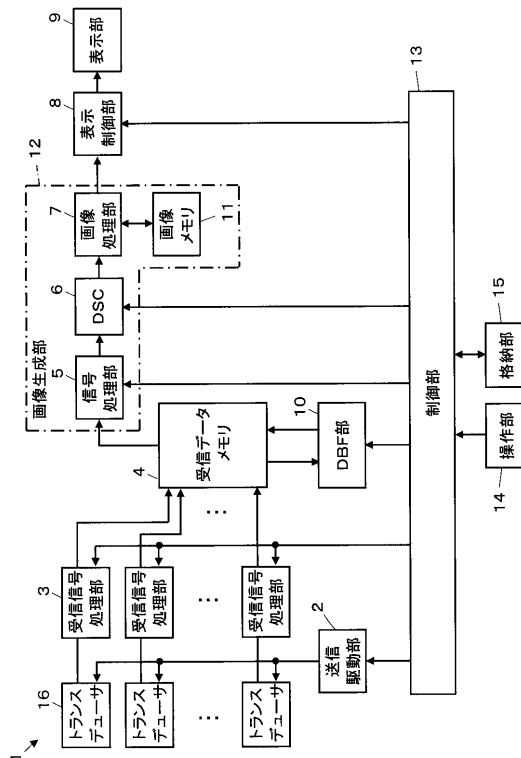
【符号の説明】

【0042】

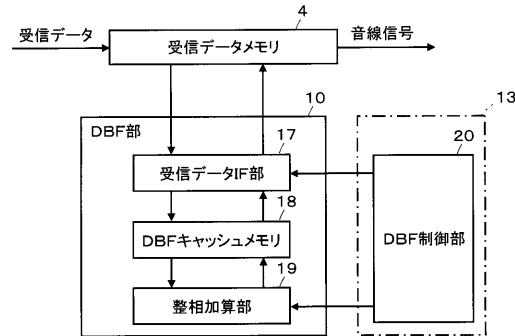
1 アレイトランスデューサ、2 送信駆動部、3 受信信号処理部、4 受信データメモリ、5 信号処理部、6 DSC、7 画像処理部、8 表示制御部、9 表示部、10 DBF部、11 画像メモリ、12 画像生成部、13 制御部、14 操作部、15 格納部、16 トランスデューサ、17 受信データIF部、18 DBFキャッシュメモリ、19 整相加算部、20 DBF制御部、P 反射点。

20

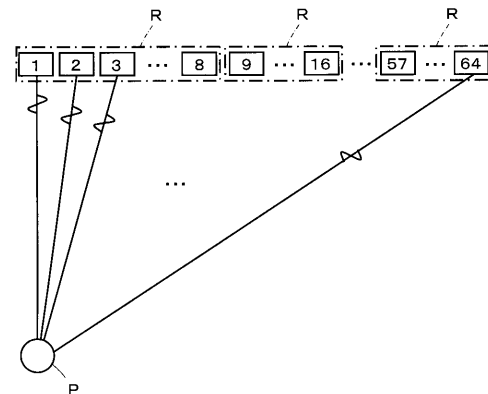
【図1】



【図2】



【図3】



フロントページの続き

審査官 姫島 あや乃

(56)参考文献 特開 2 0 0 7 - 0 0 0 2 3 9 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 3 0 4 7 5 7 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 0 5 4 1 9 1 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备和超声图像产生方法		
公开(公告)号	JP5829229B2	公开(公告)日	2015-12-09
申请号	JP2013064774	申请日	2013-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	石原圭太郎		
发明人	石原 圭太郎		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/145 A61B8/4494 G01S7/52028 G01S15/8915 G10K11/346		
FI分类号	A61B8/14.ZDM A61B8/00 G01N29/06 G01N29/26 G01N29/26.503		
F-TERM分类号	2G047/DA02 2G047/DB02 4C601/EE07 4C601/GD20 4C601/HH21 4C601/LL07		
代理人(译)	伊藤英明		
其他公开文献	JP2014188086A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题 : 提供一种能够将用于波束形成处理的接收数据从主存储器顺序地传送到高速缓冲存储器而不会过多或不足的超声波诊断装置。 甲依次存储具有时间差是基于多个所接收的数据存储器4依次波束成形信道的在存储在接收数据存储器4具有的时间差接收到的数据的部分的接收信号生成的接收到的数据单元10.波束形成单元10基于传送到高速缓冲存储器的接收数据逐步执行定相和求和 , 以及用于波束形成单元10的定相加法的接收数据的总和。 DBF控制单元根据接收数据的总数据量和高速缓冲存储器的容量控制波束形成单元10 , 以便抑制提现频率 , 接收数据存储器4以细分的方式到高速缓冲存储器。 点域1

(21) 出願番号	特願2013-64774 (P2013-64774)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成25年3月26日 (2013. 3. 26)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2014-188086 (P2014-188086A)		東京都港区西麻布2丁目2番30号
(43) 公開日	平成26年10月6日 (2014. 10. 6)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成26年6月3日 (2014. 6. 3)		弁理士 渡辺 望悠
		(74) 代理人	100090217
			弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984
			弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080
			弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	石原 圭太郎
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内

最終頁に続く