

(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2013-121491
(P2013-121491A)

(43) 公開日 平成25年6月20日 (2013.6.20)

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

F 1
A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2012-181612 (P2012-181612)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 出願日	平成24年8月20日 (2012.8.20)	(74) 代理人	100080159 弁理士 渡辺 望穂
(31) 優先権主張番号	特願2011-246309 (P2011-246309)	(74) 代理人	100090217 弁理士 三和 晴子
(32) 優先日	平成23年11月10日 (2011.11.10)	(74) 代理人	100152984 弁理士 伊東 秀明
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100148080 弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	佐藤 良彰 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

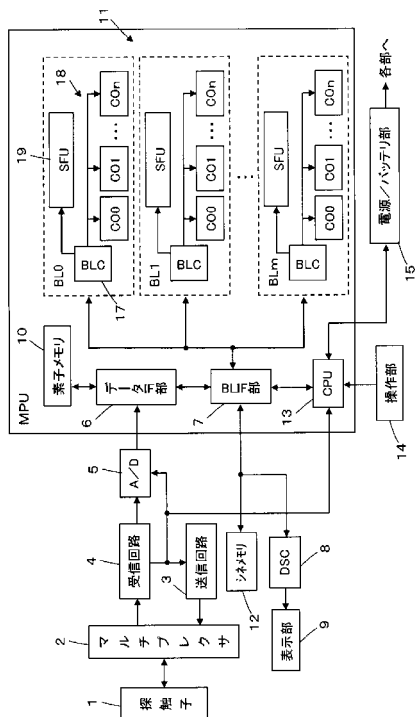
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】 超音波画像の生成に伴う処理速度を向上させることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 それぞれ1フレーム分の素子データが書き込まれる2つ以上のバッファメモリ21a、21b、・・・、21iに対し、制御部がフレーム単位で素子データの書き込みと読み出しを順次行わせ、各バッファメモリから順次読み出された1フレーム分の素子データを、制御部が信号処理部11の複数の演算ブロックに割り当て、割り当てられた素子データを複数の演算ブロックに含まれる複数の演算コア18がそれぞれ処理することにより画像信号を生成する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に向けて超音波ビームが送信または照射光が照射されることにより被検体から生じた超音波をアレイトランスデューサで受信し、前記アレイトランスデューサから出力された受信信号を処理することで得られる素子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、

それぞれ 1 フレーム分の素子データが書き込まれる 2 つ以上のバッファメモリと、

それぞれ複数の演算コアを含む複数の演算ブロックからなり、各バッファメモリから読み出した 1 フレーム分の素子データを前記複数の演算ブロックの前記複数の演算コアがそれぞれ処理して画像信号を生成するための信号処理部と、

前記 2 つ以上のバッファメモリに対してフレーム単位で素子データの書き込みと読み出しを順次行わせると共に、前記信号処理部に読み出された 1 フレーム分の素子データを前記複数の演算ブロックに順次割り当てて前記複数の演算コアに処理させる制御部と

備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記制御部は、B モード処理時に、複数の走査ライン単位で前記複数の演算ブロックを割り当て、ブロック毎に測定領域を深さ方向に分割した複数の分割領域を形成し、1 つの分割領域に 1 つの前記演算コアを割り当てる請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記制御部は、前記複数の演算ブロックを C F モード処理と B モード処理に割り当てる請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御部は、前記複数の演算ブロックを C F モード処理と P W モード処理と B モード処理に割り当てる請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記制御部は、前記複数の演算ブロックを C F モード処理と P W モード処理と B モード処理と M モード処理に割り当てる請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記制御部は、B モード処理時に、各演算ブロックに割り当てられた前記複数の走査ラインをステアリングさせつつ超音波の送受信を行わせるように送受信回路を制御すると共に、ブロック毎に空間コンパウンドの処理を実行させる請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記複数の演算ブロックは、それぞれ特殊関数演算器を有し、

前記制御部は、C F モード処理における周波数解析を各演算ブロック内に配置された前記特殊関数演算器により実行させる請求項 3 ～ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

被検体に向けて超音波ビームが送信または照射光が照射されることにより被検体から生じた超音波をアレイトランスデューサで受信し、前記アレイトランスデューサから出力された受信信号を処理することで得られる素子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、

2 つ以上のバッファメモリにそれぞれ 1 フレーム分の素子データを順次書き込み、

各バッファメモリから順次読み出した 1 フレーム分の素子データを複数の演算ブロックに割り当て、割り当てられた素子データを前記複数の演算ブロックに含まれる複数の演算コアがそれぞれ処理することにより画像信号を生成し、

前記 2 つ以上のバッファメモリに対してフレーム単位で素子データの書き込みと読み出しを順次行わせる

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】

10

20

30

40

50

【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、超音波プローブおよび装置本体の各部に電力を供給するバッテリーを有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内に向けて超音波ビームを送信し、被検体からの超音波エコーを超音波プローブで受信して、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。

10

【0003】

このような超音波診断では、例えばBモード検査、Mモード検査、CFモード検査およびPWモード検査などの様々な種類の検査が行われている。近年では、これらの検査に対応した超音波診断装置にASIC (Application Specific Integrated Circuit) またはプロセッサを搭載することで小型化を実現し、例えば携帯型の超音波診断装置に応用されている。しかしながら、これらの様々な検査を1台の装置で実施するためには、信号処理や画像処理などにおいて多くの演算が要求されるため、処理速度が低下することが問題となっている。

【0004】

20

そこで、処理速度を向上させる技術として、例えば特許文献1に開示されているように、信号処理等において多数の演算コアを用いて並列演算を行う超音波診断装置が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2006-174902号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

30

特許文献1の装置では、測定領域を走査ライン方向に複数の領域に分割し、それぞれの領域に演算コアを割り当てることにより走査ライン方向の画像処理を並列的に行うため、処理速度を向上させることが可能となる。

しかしながら、例えばBモード検査、CFモード検査およびPWモード検査といった複数の検査を同時に実施するなど、近年の複雑化する超音波診断では処理速度のさらなる向上が求められている。

【0007】

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、超音波画像の生成に伴う処理速度を向上させ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。

40

【課題を解決するための手段】

【0008】

この発明に係る超音波診断装置は、被検体に向けて超音波ビームが送信または照射光が照射されることにより被検体から生じた超音波をアレイトランスデューサで受信し、前記アレイトランスデューサから出力された受信信号を処理することで得られる素子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、それぞれ1フレーム分の素子データが書き込まれる2つ以上のバッファメモリと、それぞれ複数の演算コアを含む複数の演算ブロックからなり、各バッファメモリから読み出した1フレーム分の素子データを前記複数の演算ブロックの前記複数の演算コアがそれぞれ処理して画像信号を生成するための信号処理部と、前記2つ以上のバッファメモリに対してフレーム単位で素子データの書

50

き込みと読み出しを順次行わせると共に、前記信号処理部に読み出された1フレーム分の素子データを前記複数の演算ブロックに順次割り当てて前記複数の演算コアに処理させる制御部と備えたものである。

【0009】

ここで、前記制御部は、Bモード処理時に、複数の走査ライン単位で前記複数の演算ブロックを割り当て、ブロック毎に測定領域を深さ方向に分割した複数の分割領域を形成し、1つの分割領域に1つの前記演算コアを割り当てることができる。

また、前記制御部は、前記複数の演算ブロックをCFモード処理とBモード処理に割り当てることができる。また、前記制御部は、前記複数の演算ブロックをCFモード処理とPWモード処理とBモード処理に割り当てることができる。また、前記制御部は、前記複数の演算ブロックをCFモード処理とPWモード処理とBモード処理とMモード処理に割り当てることができる。

10

【0010】

また、前記制御部は、Bモード処理時に、各演算ブロックに割り当てられた前記複数の走査ラインをステアリングさせつつ超音波の送受信を行わせるように送受信回路を制御すると共に、ブロック毎に空間コンパウンドの処理を実行させることができる。

また、前記複数の演算ブロックは、それぞれ特殊関数演算器を有し、前記制御部は、CFモード処理における周波数解析を各演算ブロック内に配置された前記特殊関数演算器により実行させるのが好ましい。

【0011】

この発明に係る超音波画像生成方法は、被検体に向けて超音波ビームが送信または照射光が照射されることにより被検体から生じた超音波をアレイトランスデューサで受信し、前記アレイトランスデューサから出力された受信信号を処理することで得られる素子データに基づいて超音波画像を生成するであって、2つ以上のバッファメモリにそれぞれ1フレーム分の素子データを順次書き込み、各バッファメモリから順次読み出した1フレーム分の素子データを複数の演算ブロックに割り当て、割り当てられた素子データを前記複数の演算ブロックに含まれる複数の演算コアがそれぞれ処理することにより画像信号を生成し、前記2つ以上のバッファメモリに対してフレーム単位で素子データの書き込みと読み出しを順次行わせるものである。

20

【発明の効果】

30

【0012】

この発明によれば、2つのバッファメモリに対してフレーム単位で素子データの書き込みと読み出しを交互に行わせると共に、読み出された1フレーム分の素子データを複数の演算ブロックに割り当てて処理させるので、超音波画像の生成に伴う処理速度を向上させることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】この発明の実施の形態1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】データIF部、BLIF部および素子メモリの構成を示すブロック図である。

【図3】実施の形態1における動作を示すフローチャートである。

40

【図4】Bモード検査における測定領域を模式的に示す図である。

【図5】素子メモリに格納されたBモード用素子データを模式的に示す図である。

【図6】Bモード検査における測定領域とCFモード検査における関心領域を模式的に示す図である。

【図7】素子メモリに格納されたBモード用素子データとCFモード用素子データを模式的に示す図である。

【図8】CFモード用素子データの信号処理の様子を模式的に示す図である。

【図9】Bモード画像、CFモード画像およびPWモード画像が同時に表示された様子を示す図である。

【図10】2つのバッファメモリに対する素子データの書き込みと読み出しの様子を示す

50

タイミングチャートである。

【図 1 1】空間コンパウンド処理における複数の走査ラインに対する複数のブロックの割り当てを示す図である。

【図 1 2】実施の形態 2 に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

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。

実施の形態 1

図 1 に、この発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、探触子 1 を備え、この探触子 1 にマルチプレクサ 2 を介して送信回路 3 および受信回路 4 が接続されている。受信回路 4 には、A/D コンバータ 5、データインターフェース (I/F) 部 6、ブロックインターフェース (B L I/F) 部 7、D S C (Digital Scan Converter) 8、表示部 9 が順次接続され、データ I/F 部 6 に素子メモリ 10 が接続されると共に B L I/F 部 7 に信号処理部 11 とシネメモリ 12 が接続されている。

また、送信回路 3、受信回路 4、A/D コンバータ 5、B L I/F 部 7 に C P U 13 が接続されている。さらに、C P U 13 には、操作部 14 と電源/バッテリー部 15 がそれぞれ接続されている。

【0015】

探触子 1 は、複数のトランスデューサ素子が 1 次元又は 2 次元に配列されたアレイトランスデューサを有している。これらのトランスデューサ素子は、それぞれ送信回路 3 からマルチプレクサ 2 を介して供給される送信パルス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。

【0016】

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。

【0017】

マルチプレクサ 2 は、1 送信に使用されるトランスデューサ素子を選択し、送信タイミングに合わせてこれらの素子を送信回路 3 に接続すると共に受信タイミングに合わせてこれらの素子を受信回路 4 に接続する。

送信回路 3 は、例えば、複数のパルスを含んでおり、C P U 13 からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、探触子 1 の複数のアレイトランスデューサ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送信パルスの遅延量を調節して複数のアレイトランスデューサに供給する。

受信回路 4 は、C P U 13 からの制御信号に基づいて、アレイトランスデューサの各素子から送信される受信信号を増幅する。

【0018】

A/D コンバータ 5 は、C P U 13 からの制御信号に基づいて、受信回路 4 で増幅された受信信号を A/D 変換して素子データを生成する。データ I/F 部 6 は、C P U 13 による制御の下で、A/D コンバータ 5 と素子メモリ 10 の間または素子メモリ 10 と B L I/F 部 7 の間をそれぞれ連絡する。素子メモリ 10 は、A/D コンバータ 5 で生成された素子データをデータ I/F 部 6 を介して順次格納する。B L I/F 部 7 は、C P U 13 による制御の下で、信号処理部 11 とデータ I/F 部 6、シネメモリ 12 または D S C 8 との間をそれぞれ連絡する。

信号処理部 11 は、B L I F 部 7 に対してそれぞれ並列に接続された複数のブロック (B L 0 ~ B L m) からなり、各ブロックには B L I F 部 7 と接続されたブロックコントローラ (B L C) 17 を備え、この B L C 17 に複数の演算コア (C O 0 ~ C O n) 18 と S F U (Super Function Unit ; 特殊関数演算器) 19 が接続されている。信号処理部 11 は、超音波エコーの焦点が絞こまれた走査ライン信号 (音線信号) の生成を行うもので、測定領域における複数の走査ラインを各ブロックがそれぞれ分担して生成を行う。複数の演算コア 18 は、B L C 17 による制御の下で、それぞれ素子データを整相加算する。また、S F U 19 は、F F T (Fast Fourier Transform) および三角関数等の演算を行う。B L C 17 は、複数の演算コア 18 および S F U 19 による演算を制御することにより、各ブロックにおける走査ライン信号の生成を制御する。

10

【0019】

D S C 8 は、信号処理部 11 で生成された走査ライン信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号に変換 (ラスター変換) する。

表示部 9 は、例えば、L C D 等のディスプレイ装置を含んでおり、D S C 8 により生成された画像信号に基づいて超音波診断画像を表示する。

C P U 13 は、操作者により操作部 14 から入力された指令に基づいて超音波診断装置各部の制御を行う。

【0020】

操作部 14 は、操作者が入力操作を行うためのもので、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。

20

電源 / バッテリ部 15 は、電力を超音波診断装置の各部へ供給する。

【0021】

なお、本発明における制御部は C P U 13 および各ブロックの B L C 17 により構成される。

【0022】

次に、データ I F 部 6、B L I F 部 7 および素子メモリ 10 の構成について詳細に説明する。

図 2 に示すように、素子メモリ 10 は、それぞれ 1 フレーム分の素子データが書き込まれる 2 つのバッファメモリ 21 a および 21 b を有する。また、素子メモリ 10 に接続されたデータ I F 部 6 は、バッファメモリ 21 a に接続された切り換えスイッチ 22 a と、バッファメモリ 21 b に接続された切り換えスイッチ 22 b を有し、この切り換えスイッチ 22 a および 22 b が A / D コンバータ 5 に接続されると共に B L I F 部 7 に備えられた B U S セレクタ 23 に接続されている。また、B U S セレクタ 23 には、信号処理部 11 の各ブロック、シネメモリ 12 および D S C 8 がそれぞれ接続されている。さらに、B L I F 部 7 は、B U S コントローラ 24 を有し、この B U S コントローラ 24 が B U S セレクタ 23、切り換えスイッチ 22 a および 22 b、C P U 13 にそれぞれ接続されている。

30

切り換えスイッチ 22 a および 22 b は、それぞれ一対の入力端子 a および b に対して 1 つの出力端子 c を有する 2 : 1 の切り換えスイッチであり、入力端子 a が A / D コンバータ 5 に接続されると共に入力端子 b が B U S セレクタ 23 に接続され、出力端子 c が素子メモリ 10 内の対応するバッファメモリ 21 a および 21 b に接続されている。このような構成により、入力端子 a が出力端子 c に接続されたときには、A / D コンバータ 5 から素子データがバッファメモリ 21 a または 21 b に書き込まれ、入力端子 b が出力端子 c に接続されたときには、素子データをバッファメモリ 21 a または 21 b から信号処理部 11 へ読み出すことができる。

40

切り換えスイッチ 22 a および 22 b の切り換えは、B U S コントローラ 24 からの制御信号に基づいて 1 フレーム周期で行われる。例えば、B U S コントローラ 24 から 1 フレーム周期で制御信号が出力され、その制御信号が切り換えスイッチ 22 a に入力されると共に反転した制御信号がスイッチ 22 b に入力される。これにより、切り換えスイッチ 22 a および 22 b は、出力端子 c に対する入力端子 a または b との接続が互いに逆側に

50

なると共にその接続が1フレーム周期で切り換えられる。このため、バッファメモリ21aおよび21bに対してフレーム単位で素子データの書き込みと読み出しを交互に行わせることができる。

素子メモリ10から読み出された素子データは、BUSセクタ23を介して信号処理部11の各ブロックへ出力される。

【0023】

次に、図3のフローチャートを参照して、実施の形態1の動作について説明する。

まず、ステップS1の検査情報入力モードで、操作部14から患者情報および検査オーダーを含む検査情報が入力されると、CPU13は、ステップS2で、オペレータによる検査開始の指示を待つ。検査開始の指示が操作部14により入力されると、CPU13は、ステップS3に進んで検査モードを実行した後、ステップS4で、オペレータによる検査終了の指示を待つ。検査を終了する旨の指示が入力されると、そのまま一連の検査処理を終了し、一方、検査を終了しないで続行する旨の指示が入力されると、ステップS1に戻って、再び検査情報の入力を受け付ける。

【0024】

なお、ステップS3の検査モードにおいては、Bモード、CFモード、PWモード、Mモード等の予め設定された複数の検査モードのうちのいずれか1つ、あるいは2つ以上のモードを選択して超音波診断を実行することができる。すなわち、CPU13は、ステップS1で入力された検査情報によりいずれの検査モードが指定されたかを確認し、ステップS11で、Bモードが指定されたことを確認すると、ステップS12に進んでBモードの検査を実施する。

【0025】

具体的には、図4に示すように、探触子1のアレイトランスデューサから、例えば1送信につき16素子を用いてBモード用超音波ビームを被検体に向けて順次送信し、所定の測定領域Fからの超音波エコーを受信したアレイトランスデューサから出力された受信信号をそれぞれA/D変換することでBモード用素子データが得られる。この時、Bモード用超音波ビームは、測定領域Fを深さ方向に、例えば50分割したそれぞれの深さ位置にフォーカス点P0～P49が設定され、このフォーカス点P0～P49をそれぞれ有する走査ラインL0～Lnが形成されるように各素子から順次送受信される。図5に示すように、測定領域Fの各フォーカス点に対応して得られるBモード用素子データe0～e15は、素子メモリ10内に1フレーム毎に順次保存される。

【0026】

素子メモリ10に保存されたBモード用素子データは、走査方向に分割して信号処理部11の各ブロックに入力され、それぞれ分担して処理される。例えば、信号処理部11が5つのブロック(BL1～BL5)からなると共に各ブロックの演算コア18が50のCO0～CO49からなる場合には、各ブロックのBLC17が、測定領域Fを走査方向に5分割(領域B)すると共に深さ方向に50分割した250の分割領域Rを形成し、5つの各領域Bに含まれるBモード用素子データ(走査ラインn/5本分のBモード用素子データ)をBL1～BL5の各ブロックにそれぞれ入力すると共に、入力された各領域Bについて1つの分割領域Rに各ブロックの1つの演算コア18を割り当てる。この時、測定領域Fは、各領域Bにおいて深さ方向に連続する50個の分割領域Rにそれぞれフォーカス点P0～P49が含まれるように、深さ方向へ50分割されている。すなわち、フォーカス点は、各ブロックに設置された演算コア18の数に応じて設定される。

【0027】

このようにして各分割領域Rにそれぞれ割り当てられた複数の演算コア18は、各ブロックにおいてBモード用素子データの信号処理を深さ方向に並列的に行うと共に複数のブロックにおいてBモード用素子データの信号処理を走査方向に並列的に行う。具体的には、各ブロックの50個の演算コア18が、それぞれ割り当てられた分割領域R内の各フォーカス点についてBモード用素子データの整相加算を深さ方向に並列的に行う。同様の処理が複数のブロックにより走査方向に並列的に行われる。そして、各演算コア18により

整相加算された B モード用素子データは、各ブロックの B L C 1 7 により整合加算される。

【0028】

このように、測定領域 F を走査方向に 5 分割すると共に深さ方向に 50 分割した 250 の分割領域 R がそれぞれ並列的に整相加算されるため、信号処理の速度を向上させることができる。すなわち、走査ライン数を n およびフォーカス点数を S とすると、1 フレーム毎に $n \times S$ 点を順次信号処理するのに比べ、 $n/5$ 本の走査ラインに含まれるフォーカス点数を 50 分割した $n \times S/250$ 点を 1 フレーム毎に順次信号処理すればよく、1 フレームの素子データが信号処理される時間を $1/250$ に短縮することができる。

【0029】

続いて、ステップ S 1 3 で、C F モードが指定されたことを確認すると、ステップ S 1 4 に進んで C F モードの検査を実施する。

例えば、B モードと C F モードが指定された場合には、B モード用超音波ビームと C F モード用超音波ビームがそれぞれ被検体に向けて送受信される。C F モード用超音波ビームを送受信する際には、図 6 に示すように、オペレータにより測定領域 F の所定の位置に関心領域 R O I が設定され、探触子 1 のアレイトランスデューサから C F モード用超音波ビームが R O I に向けて送信されると共に R O I からの超音波エコーを受信することにより C F モード用素子データが得られる。この時、C F モード用超音波ビームは、R O I において、それぞれパケット数を m とした k 本の走査ライン C 1 ~ C k を形成するように各素子から送受信される。なお、B モード用超音波ビームは、ステップ S 1 2 と同様にして送受信され、B モード用素子データが得られる。得られた C F モード用および B モード用の素子データは、図 7 に示すように、素子メモリ 10 内にフレーム毎に順次保存される。

【0030】

素子メモリ 10 に保存された B モード用素子データは、走査ライン方向に 4 分割して信号処理部 11 の B L 1 ~ B L 4 にそれぞれ入力され、ステップ S 1 2 と同様にして、それぞれ深さ方向に 50 分割した分割領域 R を各ブロックの C O 0 ~ C O 49 により分担して処理される。このように、測定領域 F を走査方向に 4 分割すると共に深さ方向に 50 分割した 200 の分割領域 R がそれぞれ並列的に整相加算されるため、走査ライン数を n およびフォーカス点数を S とすると、1 フレーム毎に $n \times S$ 点を順次信号処理するのに比べ、1 フレームの素子データが信号処理される時間を $1/200$ に短縮することができる。

【0031】

一方、素子メモリ 10 に保存された C F モード用素子データは、B L 5 の B L C 1 7 により B L 5 に入力され、C O 0 ~ C O 49 の各演算コア 18 により $k/50$ 本の走査ライン毎に分担して処理される。すなわち、各演算コア 18 は、図 8 に示すように、 $k/50$ 本の各走査ラインについてパケット毎に位相整合を行うことで、 m 本のパケットライン C P 1 ~ C P m を走査ライン毎に生成する。このようにして、複数の演算コア 18 により、走査ライン C 1 ~ C k のそれぞれについてパケットライン C P 1 ~ C P m が生成され、生成されたパケットライン C P 1 ~ C P m が、S F U 19 によりパケット方向、すなわち同一深さ方向に自己相関処理または F F T 処理されることで、C F モード処理における周波数解析が実行される。

このように、B モード用および C F モード用の素子データを複数のブロックで分担して並列的に信号処理することで処理速度を向上させることができる。また、S F U 19 による F F T 処理では、フレームレートを維持しつつサンプル点を増やして処理することができるため、ドプラー性能を向上させることができる。さらに、処理速度の向上に伴って C F モードの信号処理に余剰時間が生じた場合には、パケット数を増やすことができ、ドプラー性能をさらに向上させることができる。

【0032】

続いて、ステップ S 1 5 で、P W モードが指定されたことを確認すると、ステップ S 1 6 に進んで P W モードを実施する。

例えば、B モード、C F モードおよび P W モードが指定された場合には、B モード用超

10

20

30

40

50

音波ビーム、CFモード用超音波ビームおよびPWモード用超音波ビームがそれぞれ被検体に向けて送受信され、Bモード用素子データ、CFモード用素子データおよびPWモード用素子データがそれぞれ得られる。なお、Bモード用超音波ビームについてはステップS12と同様にして、CFモード用超音波ビームについてはステップS14と同様にして、それぞれ送受信される。得られたBモード用、CFモード用およびPWモード用の素子データは、素子メモリ10内にフレーム毎に順次保存される。

【0033】

素子メモリ10に保存されたBモード用素子データは、走査ライン方向に3分割して信号処理部11のBL1～BL3にそれぞれ入力され、ステップS12と同様にして、それぞれ深さ方向に50分割した分割領域Rを各ブロックのCO0～CO49により分担して処理される。このように、測定領域Fを走査方向に3分割すると共に深さ方向に50分割した150の分割領域Rがそれぞれ並列的に整相加算されるため、走査ライン数をnおよびフォーカス点数をSとすると、1フレーム毎に $n \times S$ 点を順次信号処理するのに比べ、1フレームの素子データが信号処理される時間を $1/150$ に短縮することができる。

【0034】

一方、素子メモリ10に保存されたCFモード用素子データは、BL4のBLC17によりBL4に入力され、ステップS14と同様にして、CO0～CO49の各演算コア18により分担して処理される。

また、素子メモリ10に保存されたPWモード用素子データは、BL5のBLC17によりBL5に入力され、CO0～CO49の各演算コア18により分担して処理されると共にSFU19によりFFT処理される。この時、BL5は図示しないキャッシュメモリを備え、このキャッシュメモリに素子メモリ10から読み出されたPW用素子データを保持することで、各演算コア18は素子データを繰り返し処理することもできる。

このように、Bモード用、CFモード用およびPWモード用の素子データを複数のブロックで分担して並列的に信号処理することで処理速度を向上させることができる。

【0035】

続いて、ステップS17で、Mモードが指定されたことを確認すると、ステップS18に進んでMモードの検査を実施する。一般的には実現されていないが、本願により次のような動作が可能になる。

例えばBモード、CFモード、PWモードおよびMモードが指定された場合には、超音波ビームが送受信され、各モード用の素子データが素子メモリ10内にフレーム毎に順次保存される。

素子メモリ10に保存されたBモード用素子データは、走査ライン方向に2分割して信号処理部11のBL1～BL2にそれぞれ入力され、ステップS12と同様にして、それぞれ深さ方向に分担して処理される。このように、測定領域Fを走査方向に2分割すると共に深さ方向に50分割した100の分割領域Rがそれぞれ並列的に整相加算されるため、走査ライン数をnおよびフォーカス点数をSとすると、1フレーム毎に $n \times S$ 点を順次信号処理するのに比べ、1フレームの素子データが信号処理される時間を $1/100$ に短縮することができる。

一方、素子メモリ10に保存されたCFモード用、PWモード用およびMモード用の素子データは、BL3～BL5の各ブロックにそれぞれ入力され、各ブロックの50個の演算コア18によりそれぞれ分担して処理される。

このように、Bモード用、CFモード用、PWモード用およびMモード用の素子データを複数のブロックで分担して並列的に信号処理することで処理速度を向上させることができる。

【0036】

上記のように、各検査モードの素子データの信号処理が、信号処理部11により分担して行われ、BLIF部7のBUSセクタ23を介してDSC8に出力されて画像信号に変換される。変換された画像信号が表示部9に出力されることで超音波診断画像が表示される。

10

20

30

40

50

例えば、ステップ S 1 6 において、B モード、C F モードおよび P W モードが指定された場合には、図 9 に示すように、B モード画像、C F モード画像および P W モード画像がそれぞれ同時に表示される。このように、複数の画像を同時に表示する場合には、演算量が増加するためフレームレートの低下が問題となるが、上記のように各モードの信号処理を複数のブロックで分担して並列的に行うことで一定のフレームレートを保つことができる。

【0037】

ここで、上記のステップ S 1 2、S 1 4、S 1 6 および S 1 8 における検査では、素子メモリ 1 0 の 2 つのバッファメモリ 2 1 a および 2 1 b に対して、超音波ビームを送受信して得られた素子データの書き込みと読み出しがフレーム単位で交互に行われている。

例えば、B モード検査では、図 1 0 に示すように、送信回路 3 から探触子 1 の複数のアレイトランスデューサへ、フレーム周期に対して n 回の送信パルスが送信され、複数のアレイトランスデューサにより超音波ビームの送受信が行われる。この受信信号を A / D 変換して得られた素子データが、素子メモリ 1 0 のバッファメモリ 2 1 a および 2 1 b にフレーム単位で交互に書き込まれる。

【0038】

すなわち、フレーム F 1 の超音波ビームが送受信される時間 T 1 ~ T 2 では、図 2 に示すように、切り換えスイッチ 2 2 a により A / D コンバータ 5 とバッファメモリ 2 1 a とが接続され、フレーム F 1 の素子データがバッファメモリ 2 1 a に書き込まれる。続いて、フレーム F 2 の超音波ビームが送受信される時間 T 2 ~ T 3 では、切り換えスイッチ 2 2 b により A / D コンバータ 5 とバッファメモリ 2 1 b が接続されると共に、切り換えスイッチ 2 2 a によりバッファメモリ 2 1 a と信号処理部 1 1 が B U S セレクタ 2 3 を介して接続される。これにより、フレーム F 2 の素子データがバッファメモリ 2 1 b に書き込まれると共に、フレーム F 1 の素子データがバッファメモリ 2 1 a から読み出されて信号処理部 1 1 に出力される。さらに、フレーム F 3 の超音波ビームが送受信される時間 T 3 ~ T 4 では、切り換えスイッチ 2 2 a により A / D コンバータ 5 とバッファメモリ 2 1 a が接続されると共に、切り換えスイッチ 2 2 b によりバッファメモリ 2 1 b と信号処理部 1 1 が B U S セレクタ 2 3 を介して接続される。これにより、フレーム F 3 の素子データがバッファメモリ 2 1 a に書き込まれると共に、フレーム F 2 の素子データがバッファメモリ 2 1 b から読み出されて信号処理部 1 1 に出力される。

このように、切り換えスイッチ 2 2 a および 2 2 b をフレーム周期で切り換えることで、バッファメモリ 2 1 a および 2 1 b に対してフレーム単位で素子データの書き込みと読み出しが交互に行われ、素子メモリ 1 0 に対する素子データの書き込みと読み出しを並列して行うことができ、時間の損失を抑制することができる。

【0039】

このようにして各検査モードが実施され、ステップ S 1 9 で、今回の検査情報に基づく検査の終了を確認したところで、ステップ S 4 へ進む。

本実施の形態によれば、B モード検査において、素子データの信号処理を深さ方向および走査方向にそれぞれ並列的に行うため、信号処理の速度を向上させることができる。また、複数の検査モードの信号処理を検査モード毎に各ブロックに割り当てることにより並列的に行うと共に、各検査モードの信号処理を複数の演算コア 1 8 で分担して並列的に行うため、信号処理の速度を向上させることができる。さらに、素子メモリ 1 0 に対する素子データの書き込みと読み出しを並列的に行うため、素子データが信号処理部 1 1 へ順次入力され、信号処理を円滑に進めることができる。

【0040】

なお、上記のステップ S 1 2 における B モードの検査では、図 1 1 に示すように、各ブロックに割り当てられた複数の走査ラインをステアリングさせつつ超音波の送受信を行わせるように送受信回路を制御すると共に、ブロック毎に空間コンパウンドの処理を実行させることもできる。すなわち、測定領域 F に対し、超音波ビームをステアリングさせつつ送受信して得られた素子データが、ステップ S 1 2 と同様にして、走査ライン方向に 5 分

10

20

30

40

50

割されて各ブロックに入力され、各ブロックにおいて深さ方向に50分割された各分割領域Rが複数の演算コア18により信号処理される。

このように、素子データを走査方向および深さ方向に並列的に信号処理することで、空間コンパウンドの処理速度を向上させることができる。さらに、処理速度の向上に伴って空間コンパウンドの信号処理に余剰時間が生じた場合には、走査ライン数を増やすことができ、空間コンパウンドによる情報量をさらに向上させることができる。

【0041】

また、上記の実施の形態では、素子メモリ10が有する2つのバッファメモリ21aおよび21bに対してフレーム単位で素子データの書き込みと読み出しが交互に行われていたが、複数のバッファメモリ21a、21b、・・・、21iを備えてフレーム単位で素子データの書き込みと読み出しを順次行うこともできる。例えば、フレームF1の超音波ビームが送受信されてフレームF1の素子データがバッファメモリ21aに書き込まれた後、フレームF2の超音波ビームが送受信されるとバッファメモリ21bにフレームF2の素子データが書き込まれると共にバッファメモリ21aからフレームF1の素子データが信号処理部11に読み出される。続いて、フレームF3の超音波ビームが送受信される時間では、バッファメモリ21cにフレームF3の素子データが書き込まれると共にバッファメモリ21bからフレームF2の素子データが信号処理部11に読み出される。このようにして、複数のバッファメモリ21a、21b、・・・、21iに対してフレーム単位で素子データの書き込みと読み出しを順次行わせると共に、信号処理部11に読み出された1フレーム分の素子データを複数の演算ブロックに順次割り当てて複数の演算コア18にそれぞれ処理させることができる。

【0042】

実施の形態2

図12に、実施の形態2に係る超音波診断装置の構成を示す。この超音波診断装置は、光音響効果を利用して被検体S内を画像化する、いわゆる光音響イメージング(PAI: Photoacoustic Imaging)を行うためのもので、図1に示した実施の形態1における超音波診断装置において、CPU13に光照射部31が新たに接続されている。

光照射部31は、互いに異なる波長を有する複数の照射光Lを被検体Sに向けて順次照射するもので、半導体レーザ(LD)、発光ダイオード(LED)、固体レーザ、ガスレーザ等から構成することができる。光照射部31は、例えば、パルスレーザ光を照射光Lとして用い、パルス毎に順次波長を切り換えながら被検体Sに向けてパルスレーザ光を照射することができる。

【0043】

光音響イメージングを行う際には、CPU13は、光照射部31を制御して光照射部31から被検体Sに向けて照射光Lを照射する。光照射部31から照射された照射光Lが、被検体S内の所定の生体組織Vに照射されると、生体組織Vは照射光Lの光エネルギーを吸収することにより弾性波である光音響波U(超音波)を放出する。

例えば、光照射部31から約750nmの波長を有する照射光Lと、約800nmの波長を有する照射光Lを順次被検体Sに照射する。ここで、ヒトの動脈に多く含まれる酸素化ヘモグロビン(酸素と結合したヘモグロビン:oxy-Hb)は、波長800nmの照射光Lよりも波長750nmの照射光Lに対して、高い分子吸収係数を有する。一方、静脈に多く含まれる脱酸素化ヘモグロビン(酸素と結合していないヘモグロビンdeoxy-Hb)は、波長800nmの照射光Lよりも波長750nmの照射光Lに対して、低い分子吸収係数を有する。このため、動脈および静脈に波長800nmの照射光Lおよび波長750nmの照射光Lをそれぞれ照射すると、動脈および静脈の分子吸収係数に応じた強度の光音響波Uがそれぞれ放出されることになる。

【0044】

このようにして、例えば動脈または静脈から放出された光音響波Uは、実施の形態1と同様にして、探触子1に配列されたアレイトランスデューサにより受信され、その受信信号が素子データとして1フレーム毎に素子メモリ10内の2つのバッファメモリに順次書

き込まれる。2つのバッファメモリでは、素子データの書き込みと読み出しがフレーム単位で順次行われ、バッファメモリから読み出された素子データは信号処理部11の各ブロックに入力される。信号処理部11の各ブロックでは、複数の演算コア18が生体組織Vからの受信信号の強度の違いに基づいて素子データをそれぞれ分担して信号処理することにより画像信号が生成され、この画像信号に基づいて生体組織Vを画像化した光音響画像（超音波画像）が生成される。

なお、光音響画像は、探触子1から超音波を送受信して得られた超音波画像と共に表示するのが好ましく、CPU13は送信回路3と光照射部31をそれぞれ制御して探触子1からの超音波の送信と光照射部31からの照射光Lの照射とを順次行うことにより、超音波画像と光音響画像を同時に表示させることができる。CPU13は、例えば、超音波画像を10フレーム生成する間に光音響画像を1フレーム生成するように送信回路3と光照射部31の制御を行うのが好ましい。

【0045】

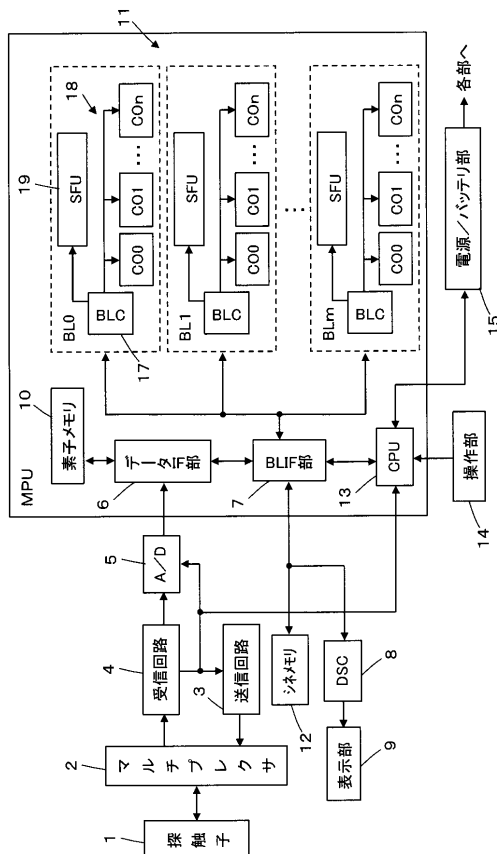
本実施の形態によれば、超音波画像に加えて光音響画像を生成するため多面的に被検体を観察することができ、詳細な診断を行うことができる。

【符号の説明】

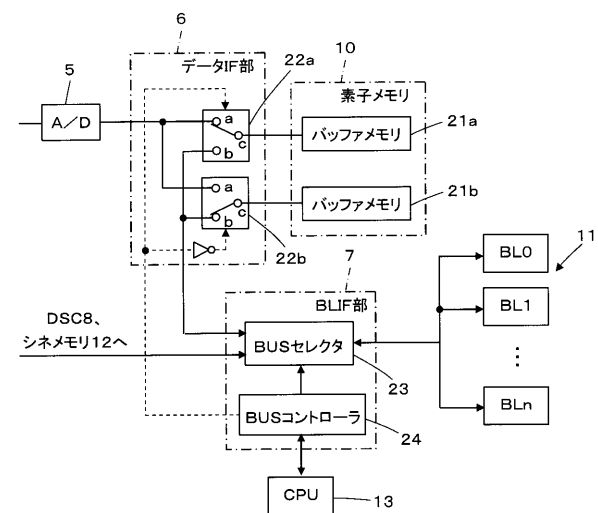
【0046】

1 探触子、2 マルチプレクサ、3 送信回路、4 受信回路、5 A/D、6 データIF部、7 BLIF部、8 DSC、9 表示部、10 素子メモリ、11 信号処理部、12 シネメモリ、13 CPU、14 操作部、15 電源／バッテリー部、17 BLC、18 演算コア、19 SFU、21a、21b バッファメモリ、22a、22b 切り換えスイッチ、23 BUSセクタ、24 BUSコントローラ、31 光照射部、F 測定領域、R 分割領域、B 領域、L 照射光、U 光音響波、V 生体組織。

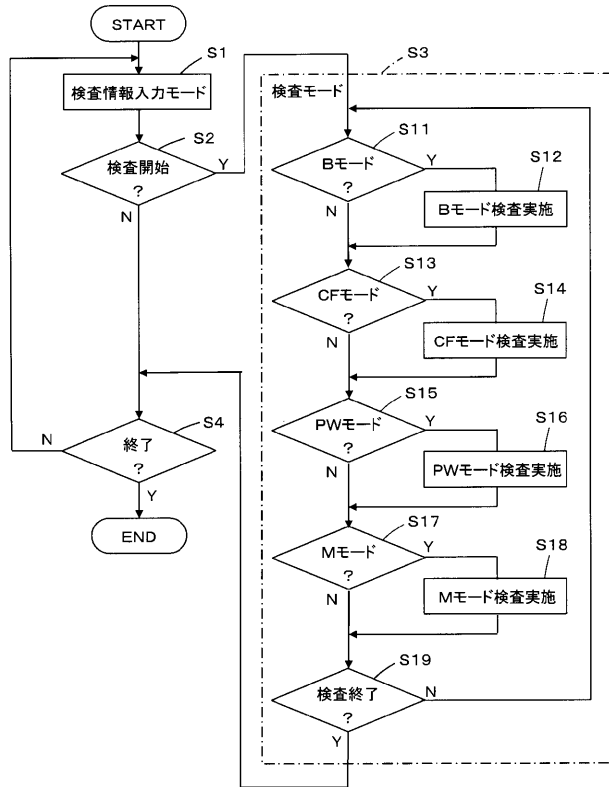
【図1】



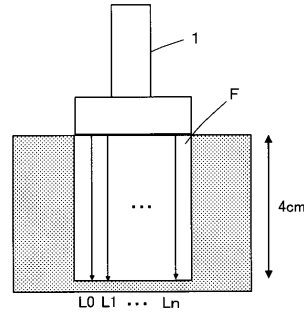
【図2】



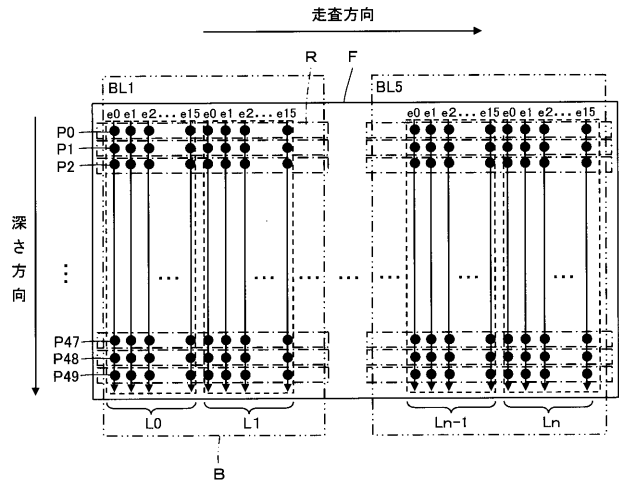
【図 3】



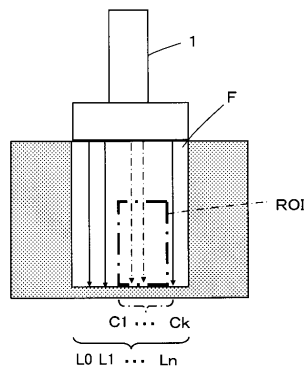
【図 4】



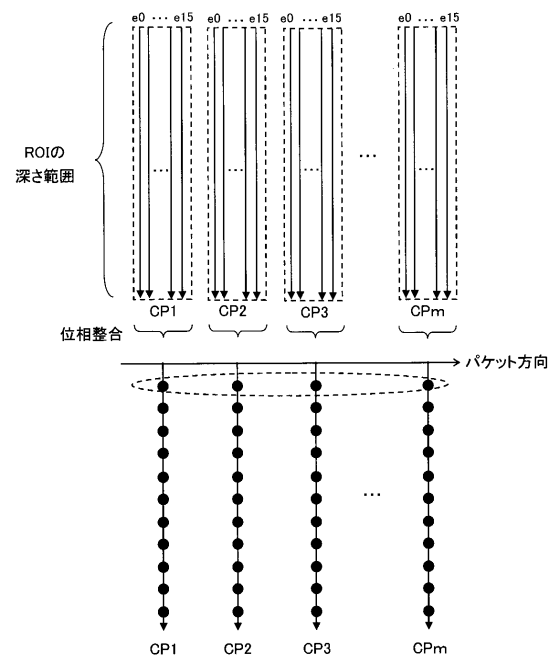
【図 5】



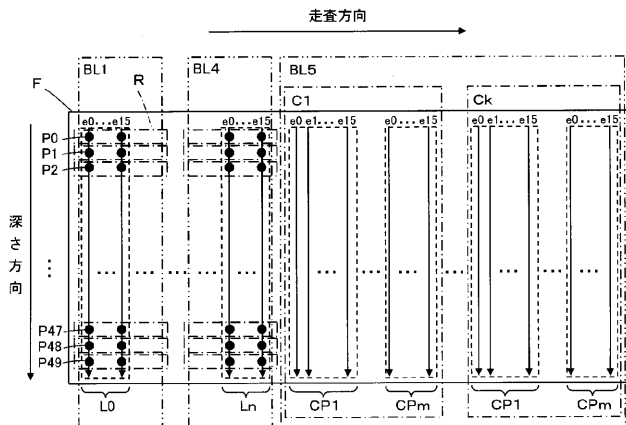
【図 6】



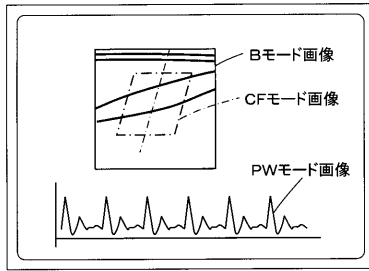
【図 8】



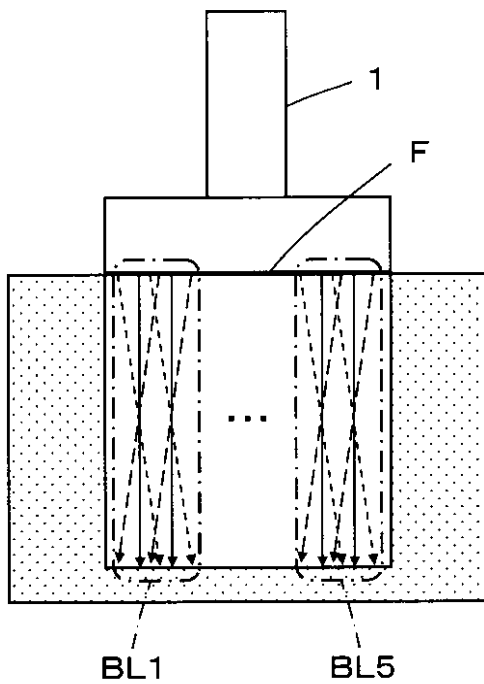
【図 7】



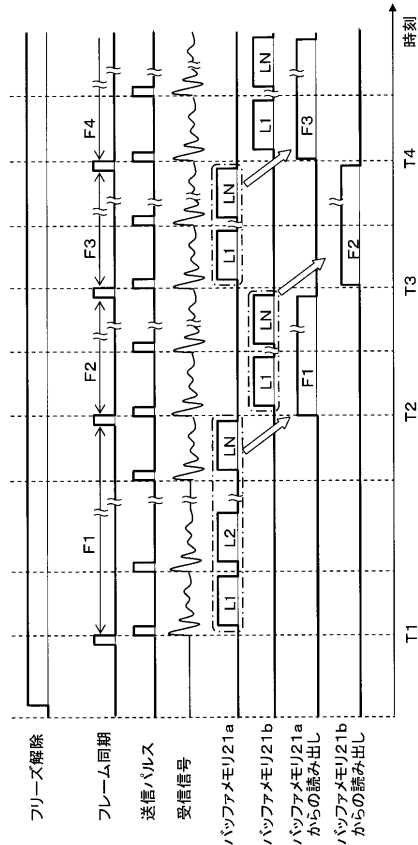
【図 9】



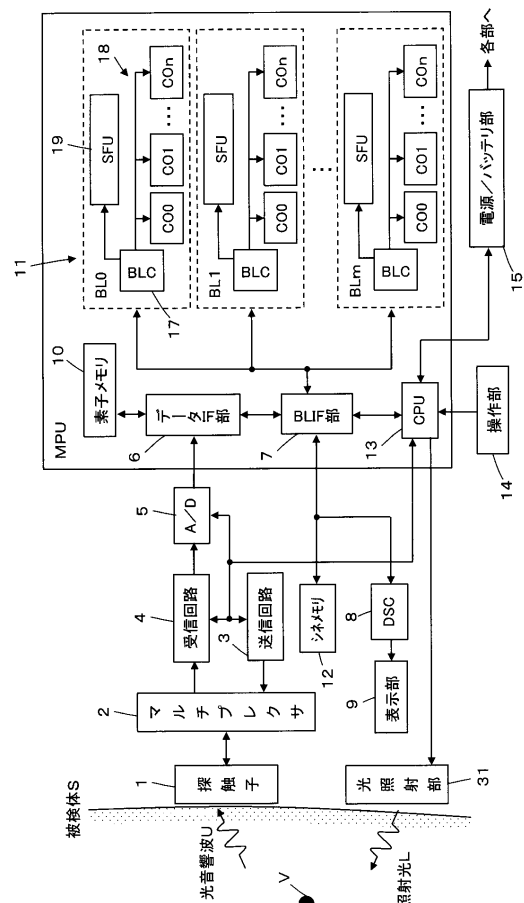
【図 11】



【図 10】



【図 12】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB06 DE03 DE04 DE16 EE07 GB03 JB03 JB34 KK12 KK13
KK17 KK19 LL05

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	JP2013121491A	公开(公告)日	2013-06-20
申请号	JP2012181612	申请日	2012-08-20
[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		
[标]发明人	佐藤良彰		
发明人	佐藤 良彰		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/13 A61B8/14 A61B8/14.ZDM		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE16 4C601/EE07 4C601/GB03 4C601/JB03 4C601/JB34 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/LL05		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2011246309 2011-11-10 JP		
其他公开文献	JP5769678B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种在超声图像生成期间具有改进的处理速度的超声诊断设备。解决方案：控制单元制作两个或更多个缓冲存储器21a，21b，...，和21i，其中一帧的元素数据每帧写入，顺序写入和读取元素数据，并将从缓冲存储器中顺序读出的帧的元素数据分别分配给信号处理单元11的多个计算块，以及多个多个计算块中的计算核心18处理所分配的元素数据，并生成图像信号。

