

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5769678号
(P5769678)

(45) 発行日 平成27年8月26日 (2015. 8. 26)

(24) 登録日 平成27年7月3日 (2015. 7. 3)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14 Z DM

請求項の数 8 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2012-181612 (P2012-181612)
(22) 出願日 平成24年8月20日 (2012. 8. 20)
(65) 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)
審査請求日 平成26年4月8日 (2014. 4. 8)
(31) 優先権主張番号 特願2011-246309 (P2011-246309)
(32) 優先日 平成23年11月10日 (2011. 11. 10)
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 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
(74) 代理人 100080159
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 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) 【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、

予め設定された複数の検査モードのうち超音波診断を実行する少なくとも1つの検査モードを選択するための操作部と、

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、

前記操作部により選択された少なくとも1つの検査モードの信号処理を検査モード毎に前記複数の演算ブロックに割り当て、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交互に行わせると共に、前記信号処理部に読み出された検査モード毎の1フレーム分の素子データをその検査モードの信号処理が割り当てられた前記演算ブロックの前記複数の演算コアに処理させる制御部と

を備え、

前記制御部は、前記操作部により選択された検査モードがBモードを含む場合に、測定領域を走査方向に分割すると共に深さ方向に分割して、前記複数の演算ブロックのうちB

10

20

モードの信号処理が割り当てられた前記演算ブロックに含まれる前記演算コアの個数に応じた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CF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、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、

予め設定された複数の検査モードのうち超音波診断を実行する少なくとも1つの検査モードを選択し、

選択された少なくとも1つの検査モードの信号処理を検査モード毎に複数の演算ブロックに割り当て、

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交互に行わせ、

各バッファメモリから順次読み出した検査モード毎の1フレーム分の素子データをその検査モードの信号処理が割り当てられた演算ブロックの複数の演算コアに処理させて検査モード毎の画像信号を生成し、

選択された検査モードがBモードを含む場合に、測定領域を走査方向に分割すると共に深さ方向に分割して、前記複数の演算ブロックのうちBモードに割り当てられた前記演算ブロックが有する前記演算コアの個数に応じた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、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】

10

20

30

40

50

【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。

【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。

10

【0004】

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】

20

【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】

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。

30

【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。

【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、予め設定された複数の検査モードのうち超音波診断を実行する少なくとも1つの検査モードを選択するための操作部と、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、前記操作部により選択された少なくとも1つの検査モードの信号処理を検査モード毎に前記複数の演算ブロックに割り当て、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交互に行わせると共に、前記信号処理部に読み出された検査モード毎の1フレーム分の素子データをその検査モードの信号処理が割り当てられた前記演算ブロックの前記複数の演算

40

50

コアに処理させる制御部とを備え、前記制御部は、前記操作部により選択された検査モードがBモードを含む場合に、測定領域を走査方向に分割すると共に深さ方向に分割して、前記複数の演算ブロックのうちBモードの信号処理が割り当てられた前記演算ブロックに含まれる前記演算コアの個数に応じた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C Fモード処理とBモード処理に割り当てることもできる。また、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こともできる。また、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こともできる。

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、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のが好ましい。

20

【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超音波画像生成方法であって、予め設定された複数の検査モードのうち超音波診断を実行する少なくとも1つの検査モードを選択し、選択された少なくとも1つの検査モードの信号処理を検査モード毎に複数の演算ブロックに割り当て、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交互に行わせ、各バッファメモリから順次読み出した検査モード毎の1フレーム分の素子データをその検査モードの信号処理が割り当てられた演算ブロックの複数の演算コアに
処理させて検査モード毎の画像信号を生成し、選択された検査モードがBモードを含む場合に、測定領域を走査方向に分割すると共に深さ方向に分割して、前記複数の演算ブロックのうちBモードに割り当てられた前記演算ブロックが有する前記演算コアの個数に応じた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ものである。

30

【発明の効果】

【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。

40

【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I F部、B L I F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。

【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C Fモード検査における関心領域を模式的に示す図である。

50

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

【図 8】C F 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、C F モード画像および P W 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タイミングチャートである。

【図 11】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 12】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。

10

【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。

20

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。

30

【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。

40

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

50

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IF部6は、CPU13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BLIF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IF部6を介して順次格納する。BLIF部7は、CPU13による制御の下で、信号処理部11とデータIF部6、シネメモリ12またはDSC8との間をそれぞれ連絡する。

信号処理部11は、BLIF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(BL0~BLm)からなり、各ブロックにはBLIF部7と接続されたブロックコントローラ(BLC)17を備え、このBLC17に複数の演算コア(CO0~CO_n)18とSFU(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、BLC17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、SFU19は、FFT(Fast Fourier Transform)および三角関数等の演算を行う。BLC17は、複数の演算コア18およびSFU19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。

【0019】

DSC8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(ラスタ変換)する。

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、DSC8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。

CPU13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。

電源/バッテリー部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CPU13および各ブロックのBLC17により構成される。

【0022】

次に、データIF部6、BLIF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21aおよび21bを有する。また、素子メモリ10に接続されたデータIF部6は、バッファメモリ21aに接続された切り換えスイッチ22aと、バッファメモリ21bに接続された切り換えスイッチ22bを有し、この切り換えスイッチ22aおよび22bがA/Dコンバータ5に接続されると共にBLIF部7に備えられたBUSセクタ23に接続されている。また、BUSセクタ23には、信号処理部11の各ブロック、シネメモリ12およびDSC8がそれぞれ接続されている。さらに、BLIF部7は、BUSコントローラ24を有し、このBUSコントローラ24がBUSセクタ23、切り換えスイッチ22aおよび22b、CPU13にそれぞれ接続されている。

切り換えスイッチ22aおよび22b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BUSセクタ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21aおよび21b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21aまたは21b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21aまたは21bから信号処理

10

20

30

40

50

部 1 1 へ読み出すことができる。

切り換えスイッチ 2 2 a および 2 2 b の切り換えは、BUS コントローラ 2 4 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、BUS コントローラ 2 4 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 2 2 a に入力されると共に反転した制御信号がスイッチ 2 2 b に入力される。これにより、切り換えスイッチ 2 2 a および 2 2 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 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を交互に行わせることができる。

素子メモリ 1 0 から読み出された素子データは、BUS セレクタ 2 3 を介して信号処理部 1 1 の各ブロックへ出力される。

【0 0 2 3】

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 S 1 の検査情報入力モードで、操作部 1 4 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、CPU 1 3 は、ステップ S 2 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 1 4 により入力されると、CPU 1 3 は、ステップ S 3 に進んで検査モードを実行した後、ステップ S 4 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 S 1 に戻って、再び検査情報の入力を受け付ける。

【0 0 2 4】

なお、ステップ S 3 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、CPU 1 3 は、ステップ S 1 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 S 1 1 で、B モードが指定されたことを確認すると、ステップ S 1 2 に進んで B モードの検査を実施する。

【0 0 2 5】

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 1 6 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 5 0 分割したそれぞれの深さ位置にフォーカス点 P 0 ~ P 4 9 が設定され、このフォーカス点 P 0 ~ P 4 9 をそれぞれ有する走査ライン L 0 ~ L n 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 e 0 ~ e 1 5 は、素子メモリ 1 0 内に 1 フレーム毎に順次保存される。

【0 0 2 6】

素子メモリ 1 0 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 1 1 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 1 1 が 5 つのブロック (B L 1 ~ B L 5) からなると共に各ブロックの演算コア 1 8 が 5 0 の C O 0 ~ C O 4 9 からなる場合には、各ブロックの B L C 1 7 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 5 0 分割した 2 5 0 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 B L 1 ~ B L 5 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 1 8 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 5 0 個の分割領域 R にそれぞれフォーカス点 P 0 ~ P 4 9 が含まれるように、深さ方向へ 5 0 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 1 8 の数に応じて設定される。

【0 0 2 7】

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BLC17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S13で、CFモードが指定されたことを確認すると、ステップS14に進んでCFモードの検査を実施する。

例えば、BモードとCF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CF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。CF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ROIが設定され、探触子1のアレイトランスデューサからCFモード用超音波ビームがROIに向けて送信されると共にROIからの超音波エコーを受信することによりCFモード用素子データが得られる。この時、CFモード用超音波ビームは、ROI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C1～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S12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CF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BL1～BL4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CF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 $k/50$ 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CP1～CP 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C1～C k のそれぞれについてパケットラインCP1～CP m が生成され、生成されたパケットラインCP1～CP m が、SFU19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FFT処理されることで、CF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CF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、SFU19によるFFT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

10

20

30

40

50

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、プレ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S15で、PWモードが指定されたことを確認すると、ステップS16に進んでPWモードを実施する。

例えば、Bモード、CFモードおよびPWモードが指定された場合には、Bモード用超音波ビーム、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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

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

50

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。

例えば、ステップS16において、Bモード、CFモードおよびPW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、CFモード画像およびPW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。

10

【0037】

ここで、上記のステップS12、S14、S16およびS18における検査では、素子メモリ10の2つのバッファメモリ21aおよび21b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10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10のバッファメモリ21aおよび21bにフレーム単位で交互に書き込まれる。

20

【0038】

すなわち、フレームF1の超音波ビームが送受信される時間T1～T2では、図2に示すように、切り換えスイッチ22aによりA/Dコンバータ5とバッファメモリ21aとが接続され、フレームF1の素子データがバッファメモリ21aに書き込まれる。続いて、フレームF2の超音波ビームが送受信される時間T2～T3では、切り換えスイッチ22bによりA/Dコンバータ5とバッファメモリ21bが接続されると共に、切り換えスイッチ22aによりバッファメモリ21aと信号処理部11がBUSセクタ23を介して接続される。これにより、フレームF2の素子データがバッファメモリ21bに書き込まれると共に、フレームF1の素子データがバッファメモリ21aから読み出されて信号処理部11に出力される。さらに、フレームF3の超音波ビームが送受信される時間T3～T4では、切り換えスイッチ22aによりA/Dコンバータ5とバッファメモリ21aが接続されると共に、切り換えスイッチ22bによりバッファメモリ21bと信号処理部11がBUSセクタ23を介して接続される。これにより、フレームF3の素子データがバッファメモリ21aに書き込まれると共に、フレームF2の素子データがバッファメモリ21bから読み出されて信号処理部11に出力される。

30

このように、切り換えスイッチ22aおよび22bをフレーム周期で切り換えることで、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、素子メモリ10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。

40

【0039】

このようにして各検査モードが実施され、ステップS19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S4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18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10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11へ順次入力され、信号処理を円滑に進めることができる。

50

【0040】

なお、上記のステップS12におけるBモードの検査では、図11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S12と同様に、走査ライン方向に5分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。

10

【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。

20

【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。

30

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。

40

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

50

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。

10

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、CPU 13 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。CPU 13 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。

20

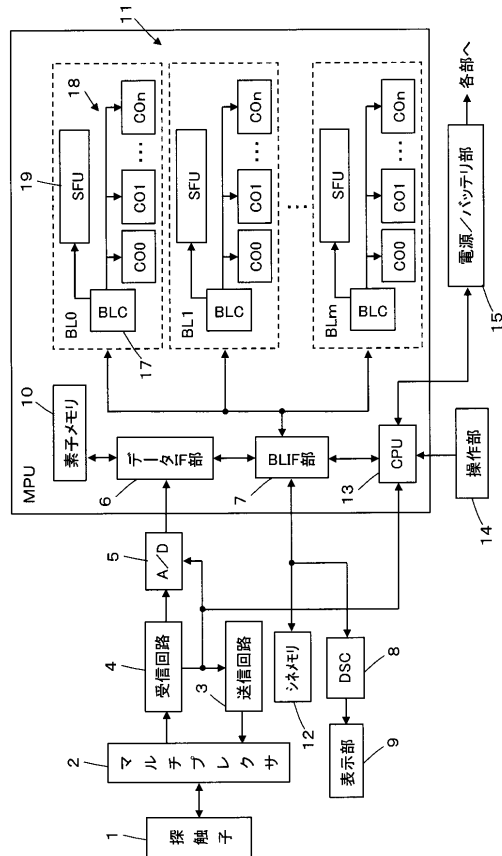
【符号の説明】

【0046】

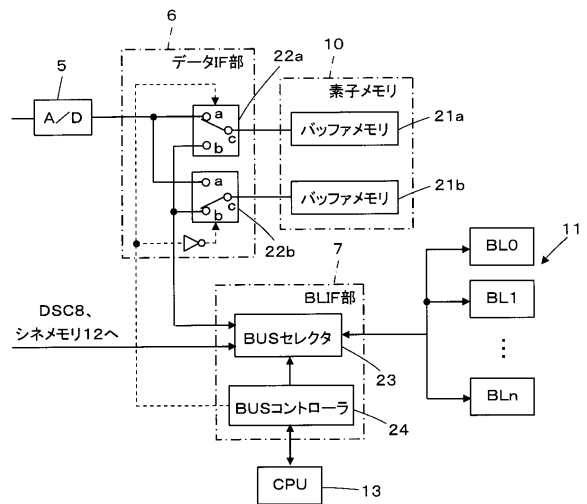
1 探触子、2 マルチプレクサ、3 送信回路、4 受信回路、5 A/D、6 データ I/F 部、7 B L I/F 部、8 D S C、9 表示部、10 素子メモリ、11 信号処理部、12 シネメモリ、13 C P U、14 操作部、15 電源／バッテリー部、17 B L C、18 演算コア、19 S F U、21 a、21 b バッファメモリ、22 a、22 b 切り換えスイッチ、23 B U S セレクタ、24 B U S コントローラ、31 光照射部、F 測定領域、R 分割領域、B 領域、L 照射光、U 光音響波、V 生体組織。

30

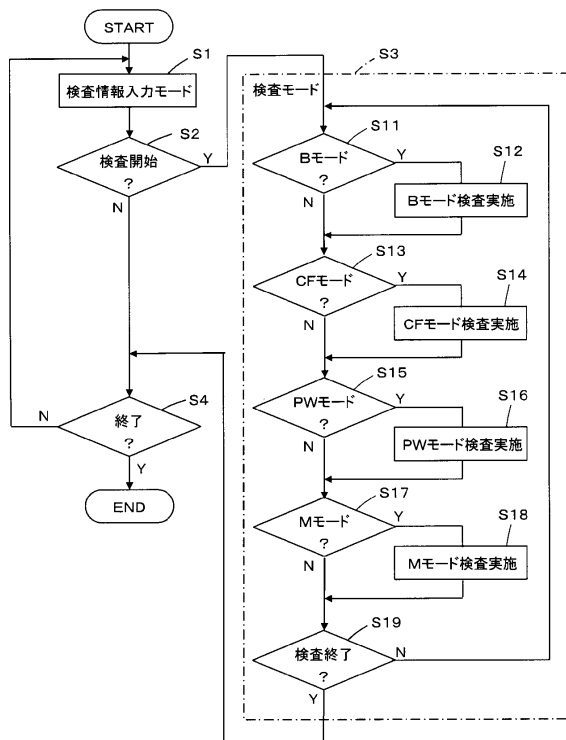
【図 1】



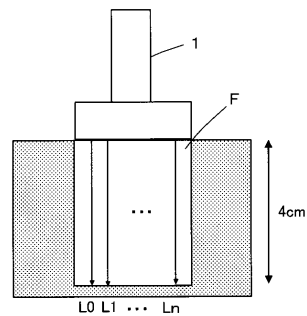
【図 2】



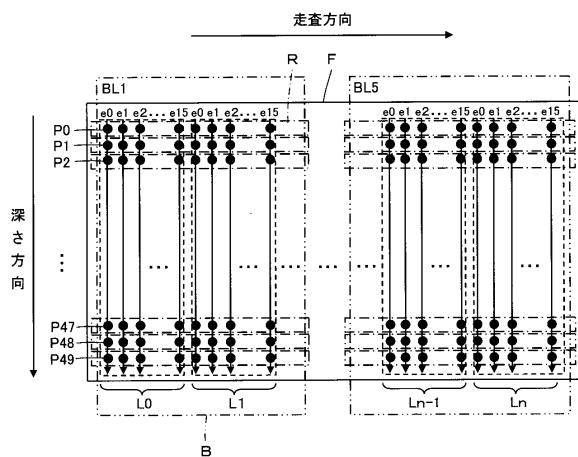
【図 3】



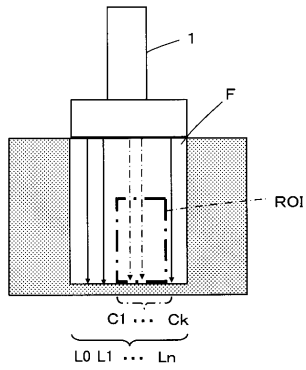
【図 4】



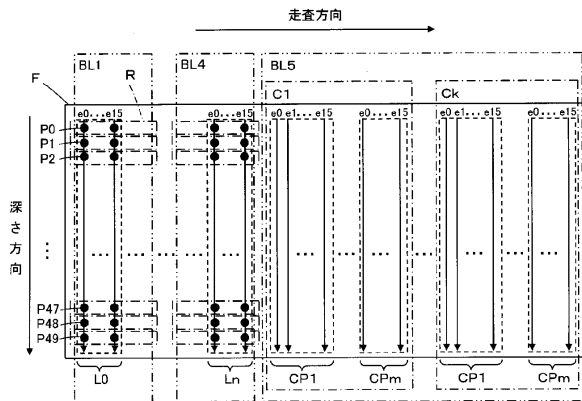
【図 5】



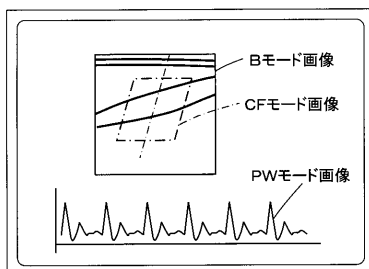
【図 6】



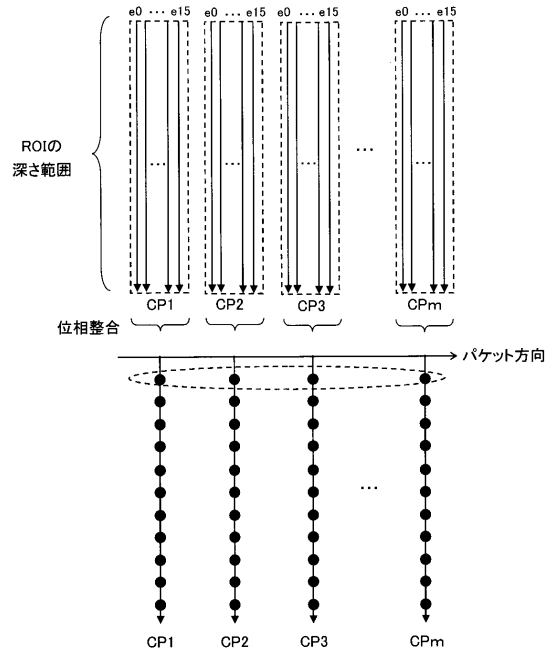
【図 7】



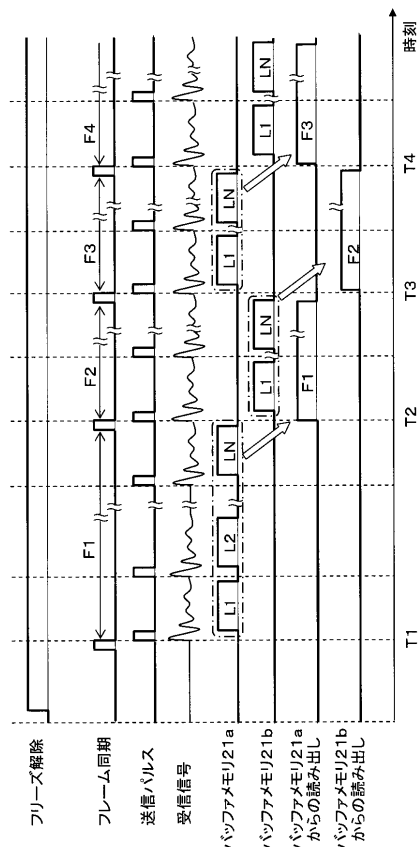
【図 9】



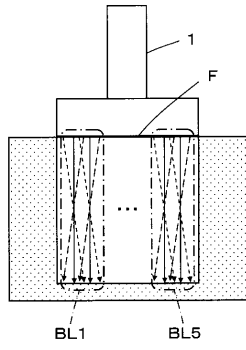
【図 8】



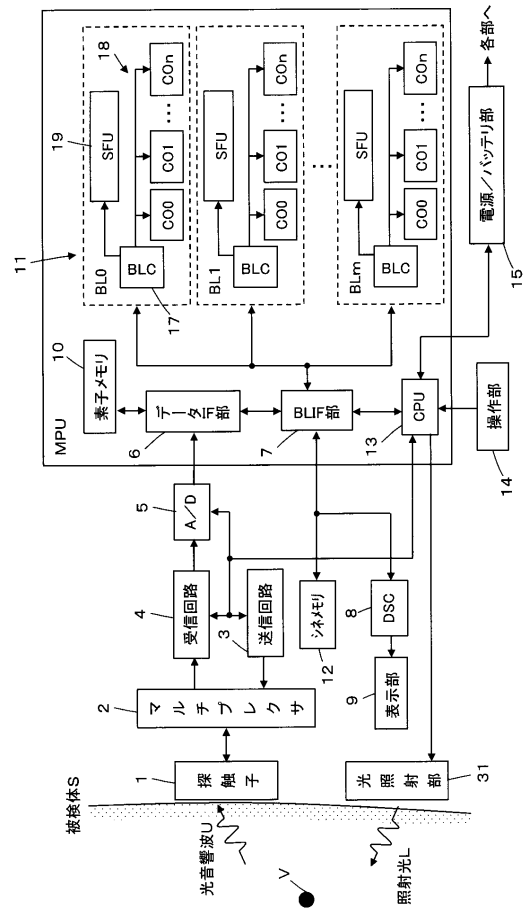
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開平09-075350 (JP, A)
特開2009-160401 (JP, A)
特開2004-041273 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

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	JP5769678B2	公开(公告)日	2015-08-26
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		
当前申请(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	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14.ZDM A61B8/00 A61B8/13 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/DE16 4C601/EE07 4C601/GB03 4C601/JP03 4C601/JP34 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	JP2013121491A		
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。

(21) 出願番号	特願2012-181612 (P2012-181612)	(73) 特許権者	308037311
(22) 出願日	平成24年8月20日 (2012. 8. 20)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2013-121491 (P2013-121491A)		東京都港区西麻布2丁目2番30号
(43) 公開日	平成25年6月20日 (2013. 6. 20)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成26年4月8日 (2014. 4. 8)		弁理士 渡辺 望悠
(31) 優先権主張番号	特願2011-246309 (P2011-246309)	(74) 代理人	100090217
(32) 優先日	平成23年11月10日 (2011. 11. 10)		弁理士 三和 晴子
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(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	佐藤 良彰
			神奈川県足柄上郡開成町官台798番地
			富士フイルム株式会社内

最終頁に続く