

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5769677号  
(P5769677)

(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 6 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2012-181453 (P2012-181453)	(73) 特許権者	306037311
(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2013-121490 (P2013-121490A)		東京都港区西麻布2丁目26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 望稔
(31) 優先権主張番号	特願2011-246259 (P2011-246259)	(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、

電力を供給するために内蔵されたバッテリーと、

それぞれ前記素子データを整相加算するための多数の演算コアと、

前記バッテリーのバッテリー残量に応じて、前記多数の演算コアのうち、前記素子データの整相加算に使用される使用演算コアの数を制御する制御部と、

前記使用演算コアにより整相加算された素子データに基づいて超音波画像を生成する画像生成部と

を備え、前記制御部は、前記超音波画像を生成する測定領域を深さ方向に分割すると共に走査方向に分割して複数の分割領域を形成し、1つの分割領域に1つの前記使用演算コアを割り当て、前記バッテリーのバッテリー残量に応じて前記測定領域の深さ方向の分割数を調整することで前記使用演算コアの数を制御す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、前記バッテリーの残量が低下するほど前記使用演算コアの数を減少させる請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記制御部は、前記バッテリーの残量が低下した時に、各分割領域において前記使用演算コアが整相加算する際のフォーカス点の深さ方向の位置をフレーム毎に切り換える請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記制御部は、ACアダプタの使用時には全ての演算コアにより前記素子データの整相加算を行い、バッテリーの使用時にはバッテリー残量の低下に応じて前記使用演算コアの数を減少させる請求項 2 または 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記制御部は、バッテリー残量を  $S$  (%)、前記使用演算コアの数を  $A$ 、全ての演算コアの数を  $B$  とすると、バッテリーの使用時には  $A = B \times S / 100$  となるように前記使用演算コアの数を制御する請求項 4 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

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、

前記超音波画像を生成する測定領域を深さ方向に分割すると共に走査方向に分割して複数の分割領域を形成し、

1つの分割領域に、前記素子データを整相加算する多数の演算コアのうち1つの使用演算コアを割り当て、

20

電力を供給するために内蔵されたバッテリーのバッテリー残量に応じて、前記測定領域の深さ方向の分割数を調整することで前記素子データの整相加算に使用される使用演算コアの数を制御し、

前記使用演算コアにより整相加算された素子データに基づいて超音波画像を生成す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。

30

【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。

【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。

40

【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】

50

## 【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】

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、多数の演算コアを搭載することにより消費電力が増大するため、携帯型の超音波診断装置などにおいて内蔵バッテリーで動作させる場合には長時間の使用が困難となる。

【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、処理速度を向上させると共にバッテリー使用時に長時間動作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】

【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、電力を供給するために内蔵されたバッテリーと、それぞれ前記素子データを整相加算するための多数の演算コアと、前記バッテリーのバッテリー残量に応じて、前記多数の演算コアのうち、前記素子データの整相加算に使用される使用演算コアの数を制御する制御部と、前記使用演算コアにより整相加算された素子データに基づいて超音波画像を生成する画像生成部とを備え、制御部は、超音波画像を生成する測定領域を深さ方向に分割すると共に走査方向に分割して複数の分割領域を形成し、1つの分割領域に1つの使用演算コアを割り当て、バッテリーのバッテリー残量に応じて測定領域の深さ方向の分割数を調整することで使用演算コアの数を制御するものである。

【0009】

ここで、前記制御部は、前記バッテリーの残量が低下するほど前記使用演算コアの数を減少させるのが好ましい。また、前記制御部は、前記バッテリーの残量が低下した時に、各分割領域において前記使用演算コアが整相加算する際のフォーカス点の深さ方向の位置をフレーム毎に切り換えるのが好ましい。

【0010】

また、前記制御部は、ACアダプタの使用時には全ての演算コアにより前記素子データの整相加算を行い、バッテリーの使用時にはバッテリー残量の低下に応じて前記使用演算コアの数を減少させることができる。

また、前記制御部は、バッテリー残量を $S$ (%)、前記使用演算コアの数を $A$ 、全ての演算コアの数を $B$ とすると、バッテリーの使用時には $A = B \times S / 100$ となるように前記使用演算コアの数を制御するのが好ましい。

【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超音波画像生成方法であって、超音波画像を生成する測定領域を深さ方向に分割すると共に走査方向に分割して複数の分割領域を形成し、1つの分割領域に、素子データを整相加算する多数の演算コアのうち1つの使用演算コアを割り当て、電力を供給するために内蔵されたバッテリーのバッテリー残量に応じて、測定領域の

10

20

30

40

50

深さ方向の分割数を調整することで素子データの整相加算に使用される使用演算コアの数を制御し、前記使用演算コアにより整相加算された素子データに基づいて超音波画像を生成するものである。

【発明の効果】

【0012】

この発明によれば、バッテリー残量に応じて素子データの整相加算に使用される演算コアの数を制御するので、処理速度を向上させると共にバッテリー使用時に長時間動作す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】超音波診断の測定領域を模式的に示す図である。

【図3】素子メモリに格納された素子データを模式的に示す図である。

【図4】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5】実施の形態1における検査モードを示すフローチャートである。

【図6】使用演算コアの数を40に設定した際の測定ライン上のフォーカス点を模式的に示す図である。

【図7】使用演算コアの数を20に設定した際に測定ライン上のフォーカス点がフレーム毎に切り換えられる様子を示す図である。

【図8】使用演算コアの数を10に設定した際に測定ライン上のフォーカス点がフレーム毎に切り換えられる様子を示す図である。

【図9】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(IF)部6、ブロックインターフェース(BLIF)部7、DSC(Digital Scan Converter)8、表示部9が順次接続され、データIF部6に素子メモリ10が接続されると共にBLIF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、BLIF部7にCPU13が接続されている。さらに、CPU13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おり、電源/バッテリー部15にはACアダプタ16が接続される。

【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、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)に代表される圧電セラミックや、PVDF(ポリフッ化ビニリデン)に代表される高分子圧電素子、PMN-PT(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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 7 】

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、複数のパルサを含んでおり、CPU 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駆動信号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、CPU 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。

10

## 【 0 0 1 8 】

A/Dコンバータ 5 は、CPU 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、CPU 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、CPU 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 ) 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り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。

20

## 【 0 0 1 9 】

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。

30

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。また、C P U 13 は、電源 / バッテリ部 15 のバッテリー残量を確認し、バッテリー残量に応じて信号処理部 11 の制御を行う。

## 【 0 0 2 0 】

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。

A C アダプタ 16 は、商用電源からの電力を電源 / バッテリ部 15 に供給する。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もので、A C アダプタ 16 が接続されていない時には内蔵するバッテリーにより電力の供給を行う。

40

## 【 0 0 2 1 】

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、画像生成部は D S C 8 および表示部 9 により構成される。

## 【 0 0 2 2 】

次に、超音波ビームを送受信して得られる素子データの処理方法を説明する。

図 2 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

50

することで素子データが得られる。この時、超音波ビームは、測定領域Fを深さ方向に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3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素子データe0～e15は、素子メモリ10内に走査ラインL0～Ln毎に順次保存される。

#### 【0023】

素子メモリ10に保存された素子データは、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に含まれる素子データ(走査ラインn/5本分の素子データ)がBL1～BL5の各ブロックにそれぞれ入力され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が割り当てられる。この時、測定領域Fを深さ方向へ50分割したそれぞれの深さ位置は、超音波ビームのフォーカス点P0～P49を設定する際の深さ位置と対応しており、各分割領域Rには、フォーカス点P0～P49がそれぞれ含まれている。

#### 【0024】

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素子データは、各ブロックのBLC17により整合加算される。

#### 【0025】

次に、図4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に進んで電源/バッテリー部15のバッテリー残量を確認した後、ステップS4で、ACアダプタ16の使用を確認する。一方、検査開始の指示が入力されない場合には、ステップS16に進んで、検査終了の指示を待つ。

#### 【0026】

ステップS4でACアダプタ16が使用されている場合には、ステップS5に進んで、信号処理部11において、各ブロックのBLC17が、全ての演算コア18を使用して信号処理するように設定する。すなわち、図3に示すように、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を形成し、5つの領域BがBL1～BL5の各ブロックにそれぞれ割り当てられると共に各ブロックでは1つの分割領域Rに1つの演算コア18が割り当てられる。

また、ステップS4においてACアダプタが使用されていない場合には、ステップS6に進んで、バッテリー残量が80%以上であれば、ステップS7で各ブロック内の整相加算に使用される使用演算コアの数を40個に設定する。この時、分割領域Rは、測定領域Fを走査方向に5分割すると共に深さ方向に40分割して設定され、5つの領域BがBL1～BL5の各ブロックにそれぞれ割り当てられると共に各ブロックでは1つの分割領域Rに1つの演算コア18が割り当てられる。

#### 【0027】

また、ステップS6においてバッテリー残量が80%未満の場合には、ステップS8に進んで、バッテリー残量が80～40%であれば、ステップS9で各ブロック内の整相加算に

10

20

30

40

50

使用される使用演算コアの数を20個に設定する。この時、分割領域Rは、測定領域Fを走査方向に5分割すると共に深さ方向に20分割して設定され、5つの領域BがBL1～BL5の各ブロックにそれぞれ割り当てられると共に各ブロックでは1つの分割領域Rに1つの演算コア18が割り当てられる。

また、ステップS8においてバッテリー残量が40%未満の場合には、ステップS10に進んで、バッテリー残量が40～20%であれば、ステップS11で各ブロック内の整相加算に使用される使用演算コアの数を10個に設定する。この時、分割領域Rは、測定領域Fを走査方向に5分割すると共に深さ方向に10分割して設定され、5つの領域BがBL1～BL5の各ブロックにそれぞれ割り当てられると共に各ブロックでは1つの分割領域Rに1つの演算コア18が割り当てられる。

10

さらに、ステップS10においてバッテリー残量が20%未満の場合には、ステップS12に進んで、上記と同様にして、各ブロック内の整相加算に使用される使用演算コアの数を5個に設定すると共に、ステップS13でオペレータに対してバッテリー残量の低下を通知する警告を表示する。

#### 【0028】

このようにして、ステップS5、S7、S9、S11およびS12において、各ブロック内の整相加算に使用される使用演算コアの数が設定されると、ステップS14に進んで検査モードを実行した後、ステップS15でオペレータによる検査終了の指示を待つ。ステップS15で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S3に戻って、再びバッテリー残量の確認を行う。

20

一方、検査を終了する旨の指示が入力されると、ステップS16に進んで、そのまま一連の検査処理終了の指示を待つ。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、各ブロック内の整相加算に使用される使用演算コアの数を0個に設定すると共に、ステップS1に戻って、再び検査情報の入力を受け付ける。

#### 【0029】

なお、ステップS14の検査モードにおいては、図5に示すように、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S21で、Bモードが指定されたことを確認すると、ステップS22に進んでBモードの検査を実施し、ステップS23で、CFモードが指定されたことを確認すると、ステップS24に進んでCFモードの検査を実施し、ステップS25で、PWモードが指定されたことを確認すると、ステップS26に進んでPWモードを実施し、ステップS27で、Mモードが指定されたことを確認すると、ステップS28に進んでMモードの検査を実施する。

30

#### 【0030】

ここで、上記のステップS22、S24、S26およびS28における検査は、ステップS5、S7、S9、S11およびS12における使用演算コア数の設定に基づいて実施されている。

40

すなわち、ステップS5で各ブロック内の全ての演算コア18を使用して信号処理するように設定された場合には、ステップS5で形成された分割領域Rと同様にして、測定領域Fを深さ方向に50分割したそれぞれの深さ位置に超音波ビームのフォーカス点P0～P49が設定され、図2に示すように、各素子から超音波ビームが送受信される。これにより、図3に示すような素子データが得られ、得られた素子データは、走査方向に5分割された領域B毎に各ブロックに入力されると共に、入力された各ブロックにおいて1つの分割領域Rが1つの演算コア18に割り当てられて各ブロック50個の分割領域Rがそれぞれ並列的に整相加算される。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。

50

## 【 0 0 3 1 】

また、ステップ S 7 で各ブロック内の整相加算に使用される使用演算コアの数を 4 0 個に設定した場合には、ステップ S 7 で形成された分割領域 R と同様にして、測定領域 F を深さ方向に 4 0 分割したそれぞれの深さ位置に超音波ビームのフォーカス点 P 0 ~ P 3 9 が設定され、各素子から超音波ビームが送受信される。このため、超音波ビームは、フォーカス点 P 0 ~ P 3 9 が各分割領域 R にそれぞれ含まれるように送受信される。得られた素子データは、走査方向に 5 分割された領域 B 毎に各ブロックに入力されると共に、入力された各ブロックにおいて 1 つの分割領域 R が 1 つの演算コア 1 8 に割り当てられてそれぞれ並列的に整相加算される。このため、図 6 に示すように、5 0 個の使用演算コア 1 8 により測定領域 F を信号処理したステップ S 5 の設定に対し、同じ測定領域 F を 4 0 個の使用演算コアにより信号処理するため 1 0 個の演算コアを休止することができ、信号処理に伴う消費電力を 4 / 5 に低下することができる。

10

## 【 0 0 3 2 】

また、ステップ S 9 で各ブロック内の整相加算に使用される使用演算コアの数を 2 0 個に設定した場合には、ステップ S 7 の設定と同様にして、測定領域 F を深さ方向に 4 0 分割したそれぞれの深さ位置に超音波ビームのフォーカス点 P 0 ~ P 3 9 が設定され、各素子から超音波ビームが送受信される。一方、分割領域 R は、測定領域 F を深さ方向に 2 0 分割して設定される。このため、超音波ビームは、フォーカス点 P 0 ~ P 3 9 が各分割領域 R に 2 つずつ含まれるように送受信される。得られた素子データは、走査方向に 5 分割された領域 B 毎に各ブロックに入力されると共に、入力された各ブロックにおいて 1 つの分割領域 R が 1 つの演算コア 1 8 に割り当てられてそれぞれ並列的に整相加算される。この時、各演算コアは、図 7 に示すように、各分割領域 R に含まれる 2 つのフォーカス点をフレーム毎に切り換えて素子データの整相加算を行う。このため、5 0 個の使用演算コア 1 8 により測定領域 F を信号処理したステップ S 5 の設定に対し、同じ測定領域 F を 2 0 個の使用演算コアにより信号処理するため 3 0 個の演算コアを休止することができ、信号処理に伴う消費電力を 2 / 5 に低下することができる。

20

## 【 0 0 3 3 】

さらに、ステップ S 1 1 で各ブロック内の整相加算に使用される使用演算コアの数を 1 0 個に設定した場合には、ステップ S 7 の設定と同様にして、測定領域 F を深さ方向に 4 0 分割したそれぞれの深さ位置に超音波ビームのフォーカス点 P 0 ~ P 3 9 が設定され、各素子から超音波ビームが送受信される。一方、分割領域 R は、測定領域 F を深さ方向に 1 0 分割して設定される。このため、超音波ビームは、フォーカス点 P 0 ~ P 3 9 が各分割領域 R に 4 つずつ含まれるように送受信される。得られた素子データは、走査方向に 5 分割された領域 B 毎に各ブロックに入力されると共に、入力された各ブロックにおいて 1 つの分割領域 R が 1 つの演算コア 1 8 に割り当てられてそれぞれ並列的に整相加算される。この時、各演算コアは、図 8 に示すように、各分割領域 R に含まれる 4 つのフォーカス点をフレーム毎に順次切り換えて素子データの整相加算を行う。このため、5 0 個の使用演算コア 1 8 により測定領域 F を信号処理したステップ S 5 の設定に対し、同じ測定領域 F を 1 0 個の使用演算コアにより信号処理するため 4 0 個の演算コアを休止することができ、信号処理に伴う消費電力を 1 / 5 に低下することができる。

30

40

## 【 0 0 3 4 】

このように、ステップ S 9 および S 1 1 において使用演算コア 1 8 の数が設定されると、信号処理部 1 1 の B L C 1 7 は、各分割領域において使用演算コアが整相加算する際のフォーカス点の深さ方向の位置をフレーム毎に切り換えるため、使用演算コアの数が 4 0 の場合は 2 フレーム毎に、使用演算コアの数が 2 0 の場合は 4 フレーム毎に深さ方向のフォーカス点の数を 4 0 に保つことができる。なお、フレーム関連処理を施すことにより、フレーム毎にフォーカス点がずれるフリッカを抑制することができる。

## 【 0 0 3 5 】

上記のように、素子データの信号処理は、バッテリー残量に応じて使用演算コアの数を制御しながら信号処理部 1 1 により実施され、超音波エコーの焦点が絞りこまれた走査ライ

50

ン信号が生成される。続いて、信号処理部 11 により生成された走査ライン信号は B L I F 部 7 を介して D S C 8 に出力されて画像信号に変換され、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。

このようにして、バッテリー残量に応じた各検査モードが実施され、図 4 のステップ S 1 5 へ進んで、今回の検査情報に基づく検査の終了を確認する。

#### 【 0 0 3 6 】

本実施の形態によれば、測定領域 F を走査方向および深さ方向に複数の分割領域 R に分割し、各分割領域 R の信号処理を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、バッテリー残量に応じて測定領域 F の深さ方向の分割数を調整することにより、バッテリー残量が低下するほど使用演算コアの数を減少させるため、処理速度を保ちつつ超音波診断装置を長時間動作させることができる。

10

#### 【 0 0 3 7 】

なお、上記の実施の形態では、信号処理部 11 を複数のブロックで構成することにより測定領域 F を走査方向に分割して素子データの信号処理を行ったが、測定領域 F を深さ方向に分割した複数の分割領域 F を形成できればこれに限るものではない。すなわち、信号処理部 11 は 1 つのブロックから構成することができ、測定領域 F を深さ方向に分割したそれぞれの分割領域 F に 1 つの演算コア 1 8 を割り当て、素子データを分割領域 F 毎にそれぞれ並列的に整相加算することができる。

また、上記の実施の形態では、バッテリー残量に応じて使用演算コアの数を 5 0 個、4 0 個、2 0 個および 1 0 個と段階的に変更したがこれに限るものではない。例えば、信号処理部 11 の B L C 1 7 は、バッテリー残量を S ( % )、使用演算コアの数を A、全ての演算コアの数を B とすると、バッテリーの使用時には  $A = B \times S / 100$  となるように使用演算コアの数を制御することができる。

20

#### 【 0 0 3 8 】

また、上記の実施の形態では、素子データは測定領域 F の領域 B 毎に信号処理部 11 の各ブロックに入力されたが、信号処理部 11 においてバッテリー残量に応じた信号処理ができればこれに限るものではない。例えば、ステップ S 7 の設定において、領域 B 毎に素子データが信号処理部 11 の 5 つのブロックに入力され、各ブロックにおいて 4 0 個の使用演算コアを用いて整相加算されたのに対し、素子データを 4 つのブロックに入力し、各ブロックにおいて 5 0 個の使用演算コアを用いて整相加算させ、残り 1 つのブロックを休止させることもできる。同様にして、ステップ S 9 の設定では、素子データを 2 つのブロックに入力し、各ブロックにおいて 5 0 個の使用演算コアを用いて整相加算させ、残り 3 つのブロックを休止させることができる。また、ステップ S 1 1 の設定では、素子データを 1 つのブロックに入力し、1 つのブロックにおいて 5 0 個の使用演算コアを用いて整相加算させ、残り 4 つのブロックを休止させることができる。

30

また、上記の実施の形態では、測定領域 F を深さ方向に 5 0 分割したステップ S 5 の設定に対してステップ S 7 の設定において測定領域 F を深さ方向に 4 0 分割したが、深さ方向に 4 0 分割できればこれに限るものではない。例えば、測定領域 F を深さ方向に 5 0 分割したステップ S 5 の設定に対してステップ S 7 の設定では 1 0 分割分だけ測定領域 F を縮めることもできる。これにより、フォーカス点をステップ S 7 の設定と同様の間隔に保つことができ、画質の低下を抑制することができる。

40

#### 【 0 0 3 9 】

##### 実施の形態 2

図 9 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 ( P A I : 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、C P U 1 3 に光照射部 2 0 が新たに接続されている。

光照射部 2 0 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 ( L D )、発光ダイオード ( L E D )、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 2 0 は、例えば、パルスレーザ光を照射光 L

50

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ー光を照射することができる。

【 0 0 4 0 】

光音響イメージングを行う際には、CPU 13 は、光照射部 20 を制御して光照射部 20 から被検体 S に向けて照射光 L を照射する。光照射部 20 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 20 から約 750 nm の波長を有する照射光 L と、約 800 nm 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 800 nm の照射光 L よりも波長 750 nm 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 800 nm の照射光 L よりも波長 750 nm 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 800 nm の照射光 L および波長 750 nm 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。

【 0 0 4 1 】

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、その受信信号に基づいて信号処理部 11 の演算コア 18 により信号処理が施される。この時、信号処理部 11 において信号処理を行う使用演算コアの数は、ACアダプタ 16 の使用の有無または電源/バッテリー部 15 のバッテリー残量に応じて設定される。信号処理部 11 は、生体組織 V からの受信信号の強度の違いに基づいて信号処理を施し、それぞれの生体組織 V を画像化した光音響画像(超音波画像)を生成することができる。

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、CPU 13 は送信回路 3 と光照射部 20 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。

【 0 0 4 2 】

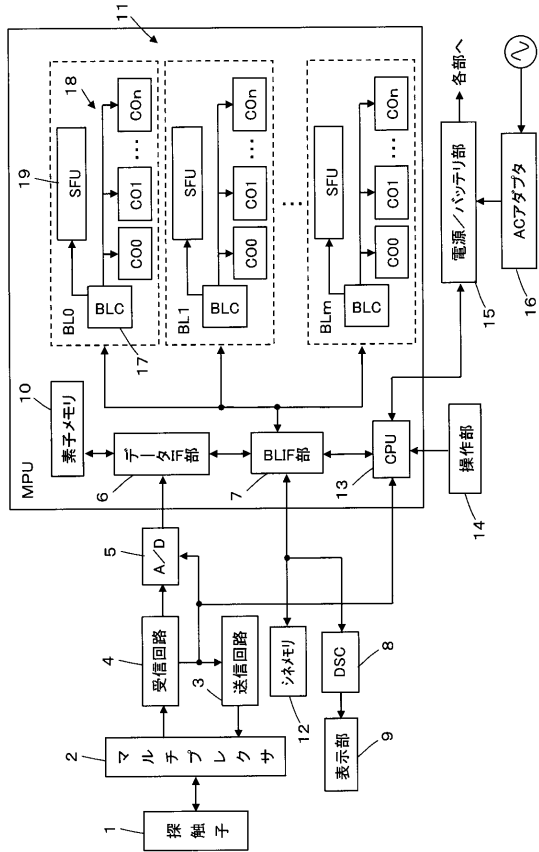
本実施の形態によれば、超音波画像に加えて光音響画像を生成するため多面的に被検体を観察することができ、詳細な診断を行うことができる。

【符号の説明】

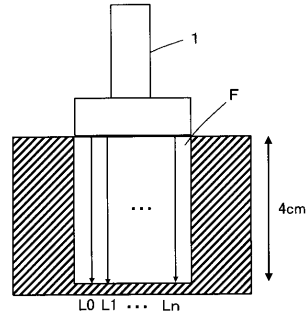
【 0 0 4 3 】

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、16 ACアダプタ、17 BLC、18 演算コア、19 SFU、20 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。

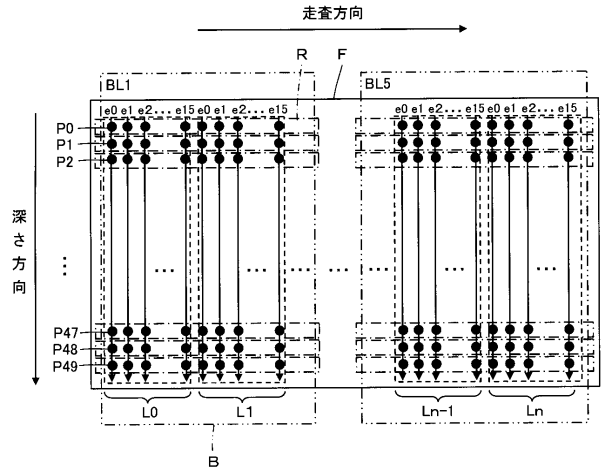
【図1】



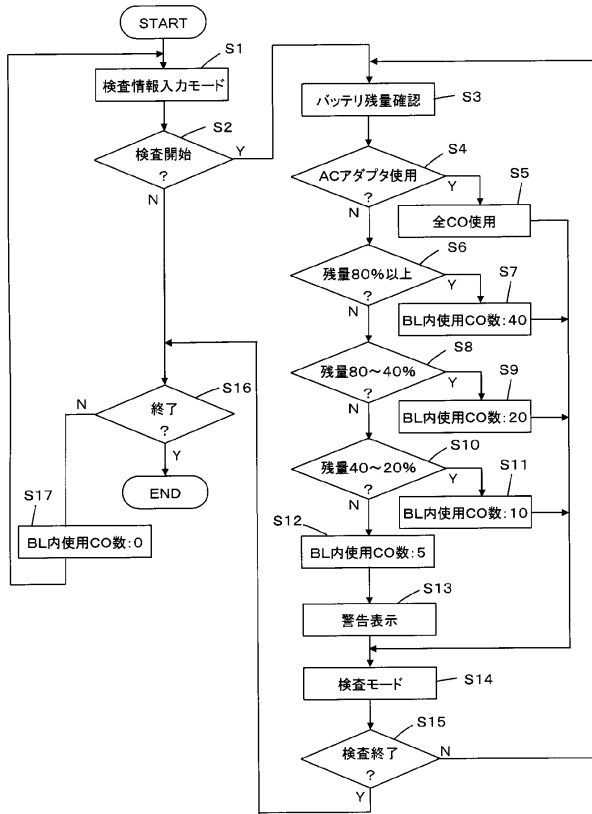
【図2】



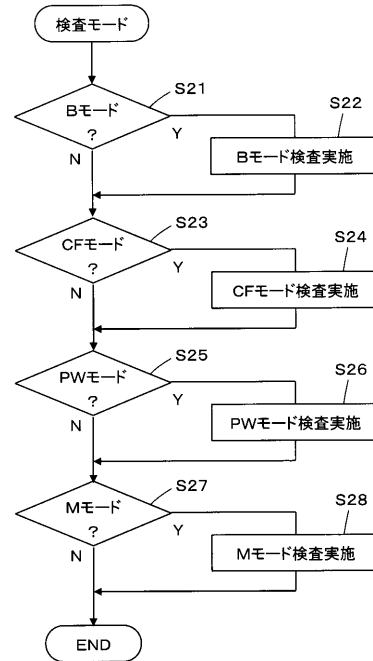
【図3】



【図4】



【図5】





---

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11-009592(JP,A)  
特開2009-273517(JP,A)  
特開2008-257578(JP,A)  
Jieming Ma et al, Software-based ultrasound phase rotation beamforming on multi-core DSP, 2011 IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings, 2011年10月18日, pp.503-506
- (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	<a href="#">JP5769677B2</a>	公开(公告)日	2015-08-26
申请号	JP2012181453	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		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/145 A61B8/4438 A61B8/4483 A61B8/54 A61B8/56 G01S7/52085 G01S7/52096 G01S15/8915		
FI分类号	A61B8/14.ZDM A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE07 4C601/EE15 4C601/HH21 4C601/JB03 4C601/LL26		
代理人(译)	伊藤英明		
优先权	2011246259 2011-11-10 JP		
其他公开文献	JP2013121490A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其能够在使用电池时提高处理速度并长时间操作。解决方案：根据用于供电的内置电池的电池剩余量，多个操作核心18用于分别用于定相和添加元件数据的大量操作核心18之间的元件数据的延迟和求和。控制单元控制要使用的操作算术核的数量，并且图像生成单元基于由操作核定相和添加的元素数据来生成超声图像。 点域1

(21) 出願番号	特願2012-181453 (P2012-181453)	(73) 特許権者	306037311
(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2013-121490 (P2013-121490A)		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 望徳
(31) 優先権主張番号	特願2011-246259 (P2011-246259)	(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79番地
			富士フイルム株式会社内