

(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2013-121490

(P2013-121490A)

(43) 公開日 平成25年6月20日 (2013.6.20)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/00 (2006.01)

F I  
A61B 8/00

テーマコード (参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2012-181453 (P2012-181453)  
 (22) 出願日 平成24年8月20日 (2012.8.20)  
 (31) 優先権主張番号 特願2011-246259 (P2011-246259)  
 (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)

(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  
 (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  
 Fターム(参考) 4C601 EE07 EE15 HH21 JB03 LL26

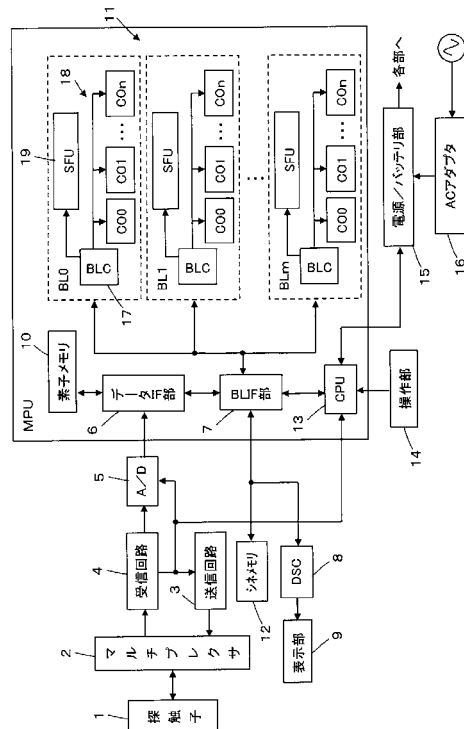
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】 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を提供する。

【解決手段】 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、それぞれ素子データを整相加算するための多数の演算コア18のうち、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部が制御し、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画像生成部が超音波画像を生成する。

【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、

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

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【請求項 2】

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つの前記使用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前記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る請求項 2 に記載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 4】

前記制御部は、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により、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 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、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 4 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

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 4 または 5 に記載の超音波診断装置。

30

## 【請求項 7】

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 6 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、

40

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、それぞれ前記素子データを整相加算する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】

50

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。

【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】

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】

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たものである。

【0009】

ここで、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した複数

10

20

30

40

50

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ることができる。また、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前記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ることができる。

また、前記制御部は、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により、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、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、それぞれ前記素子データを整相加算する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

10

20

30

40

50

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 / バッテリ部 15 がそれぞれ接続されており、電源 / バッテリ部 15 には A C 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、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、複数のパルサを含んでおり、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、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 ) 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。

10

20

30

40

50

## 【0019】

D S C 8 は、信号処理部 1 1 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、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 1 3 は、操作者により操作部 1 4 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 1 3 は、電源 / バッテリ部 1 5 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 1 1 の制御を行う。

## 【0020】

操作部 1 4 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 1 6 は、商用電源からの電力を電源 / バッテリ部 1 5 に供給する。電源 / バッテリ部 1 5 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 1 6 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。

## 【0021】

なお、本発明における制御部は C P U 1 3 および各ブロックの B L C 1 7 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。

## 【0022】

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 1 6 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 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 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 e 0 ~ e 1 5 は、素子メモリ 1 0 内に走査ライン L 0 ~ L n 毎に順次保存される。

## 【0023】

素子メモリ 1 0 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 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 に含まれる素子データ ( 走査ライン n / 5 本分の素子データ ) が B L 1 ~ B L 5 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 1 8 が割り当てられる。この時、測定領域 F を深さ方向へ 5 0 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 P 0 ~ P 4 9 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 P 0 ~ P 4 9 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 1 8 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行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行的に行う。具体的には、各ブロックの 5 0 個の演算コア 1 8 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行的に行う。同様の処理が複数のブロックにより走査方向に並行的に行われる。そして、各演算コア 1 8 により整相加算された素子データは、各ブロックの B L C 1 7 により整合加算される。

## 【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。

10

20

30

40

50

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 に進んで電源 / バッテリ部 1 5 のバッテリ残量を確認した後、ステップ S 4 で、AC アダプタ 1 6 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 S 1 6 に進んで、検査終了の指示を待つ。

**【 0 0 2 6 】**

ステップ S 4 で AC アダプタ 1 6 が使用されている場合には、ステップ S 5 に進んで、信号処理部 1 1 において、各ブロックの B L C 1 7 が、全ての演算コア 1 8 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 5 0 分割した 2 5 0 の分割領域 R を形成し、5 つの領域 B が B L 1 ~ B L 5 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 1 8 が割り当てられる。

また、ステップ S 4 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 S 6 に進んで、バッテリ残量が 8 0 % 以上であれば、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 4 0 分割して設定され、5 つの領域 B が B L 1 ~ B L 5 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 1 8 が割り当てられる。

**【 0 0 2 7 】**

また、ステップ S 6 においてバッテリ残量が 8 0 % 未満の場合には、ステップ S 8 に進んで、バッテリ残量が 8 0 ~ 4 0 % であれば、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 2 0 分割して設定され、5 つの領域 B が B L 1 ~ B L 5 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 1 8 が割り当てられる。

また、ステップ S 8 においてバッテリ残量が 4 0 % 未満の場合には、ステップ S 1 0 に進んで、バッテリ残量が 4 0 ~ 2 0 % であれば、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 1 0 分割して設定され、5 つの領域 B が B L 1 ~ B L 5 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 1 8 が割り当てられる。

さらに、ステップ S 1 0 においてバッテリ残量が 2 0 % 未満の場合には、ステップ S 1 2 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 S 1 3 でオペレータに対してバッテリ残量の低下を通知する警告を表示する。

**【 0 0 2 8 】**

このようにして、ステップ S 5、S 7、S 9、S 1 1 および S 1 2 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 S 1 4 に進んで検査モードを実行した後、ステップ S 1 5 でオペレータによる検査終了の指示を待つ。ステップ S 1 5 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 S 3 に戻って、再びバッテリ残量の確認を行う。

一方、検査を終了する旨の指示が入力されると、ステップ S 1 6 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 S 1 に戻って、再び検査情報の入力を受け付ける。

**【 0 0 2 9 】**

なお、ステップ S 1 4 の検査モードにおいては、図 5 に示すように、B モード、C F モード、P W 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。

#### 【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。

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。

#### 【0031】

また、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個に設定した場合には、ステップS7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40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～P39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P0～P39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18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、50個の使用演算コア18により測定領域Fを信号処理したステップS5の設定に対し、同じ測定領域Fを40個の使用演算コアにより信号処理するため10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。

#### 【0032】

また、ステップS9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20個に設定した場合には、ステップS7の設定と同様にして、測定領域Fを深さ方向に40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～P39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20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P0～P39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18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、50個の使用演算コア18により測定領域Fを信号処理したステップS5の設定に対し、同じ測定領域Fを20個の使用演算コアにより信号処理するため30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。

#### 【0033】

さらに、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1

10

20

30

40

50

0個に設定した場合には、ステップS7の設定と同様にして、測定領域Fを深さ方向に40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～P39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10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P0～P39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18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、50個の使用演算コア18により測定領域Fを信号処理したステップS5の設定に対し、同じ測定領域Fを10個の使用演算コアにより信号処理するため40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。

10

**【0034】**

このように、ステップS9およびS11において使用演算コア18の数が設定されると、信号処理部11のBLC17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40の場合は2フレーム毎に、使用演算コアの数が20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40に保つことができる。なお、フレーム相関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。

20

**【0035】**

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11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BLIF部7を介してDSC8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S15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。

**【0036】**

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。

30

**【0037】**

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18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。

40

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50個、40個、20個および10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BLC17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。

**【0038】**

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S7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40個の使用

50

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50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S9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50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S11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50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。

また、上記の実施の形態では、測定領域Fを深さ方向に50分割したステップS5の設定に対してステップS7の設定において測定領域Fを深さ方向に40分割したが、深さ方向に40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50分割したステップS5の設定に対してステップS7の設定では10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S7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。

#### 【0039】

##### 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(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20が新たに接続されている。

光照射部20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20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。

#### 【0040】

光音響イメージングを行う際には、CPU13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。

#### 【0041】

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、CPU13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。CPU13は、例えば、超音波画

10

20

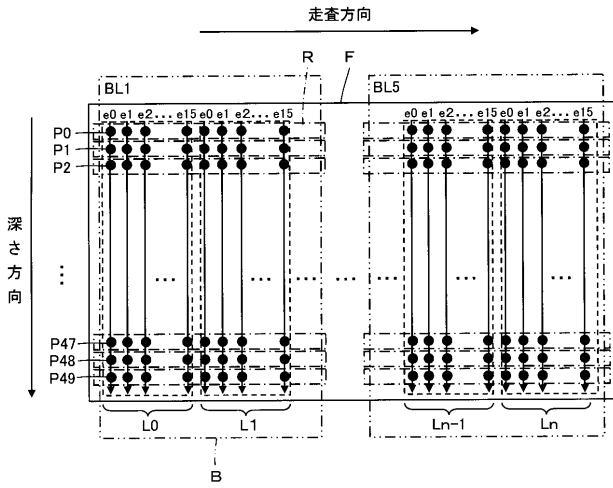
30

40

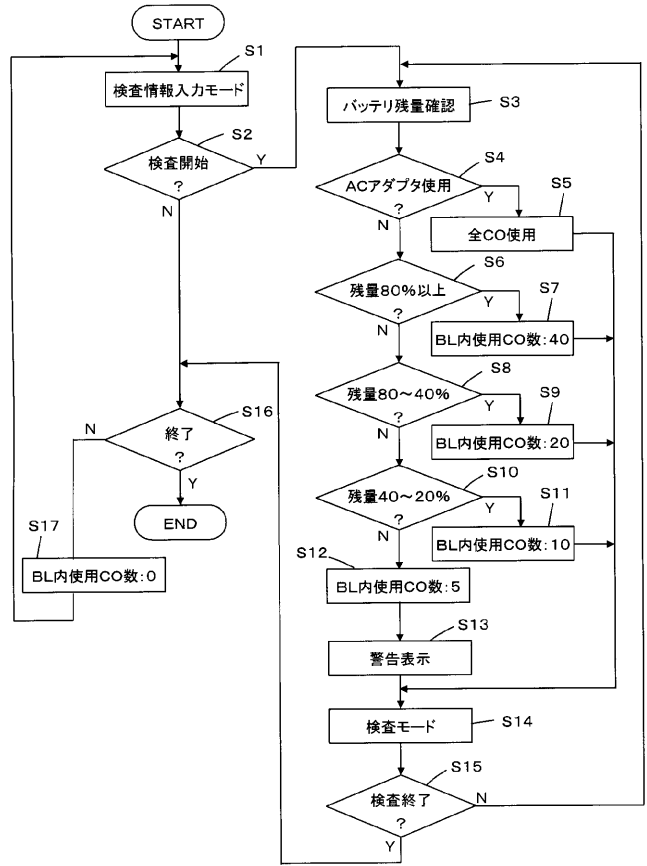
50



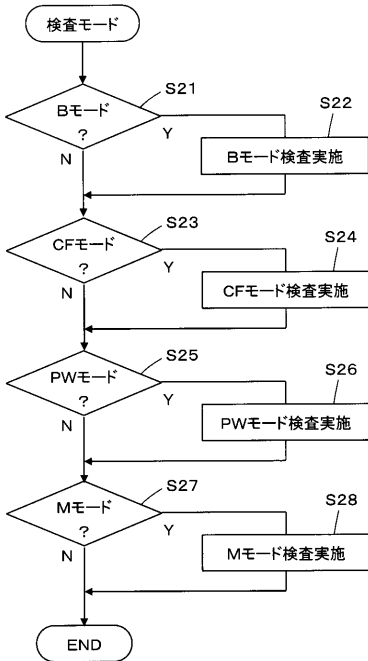
【 図 3 】



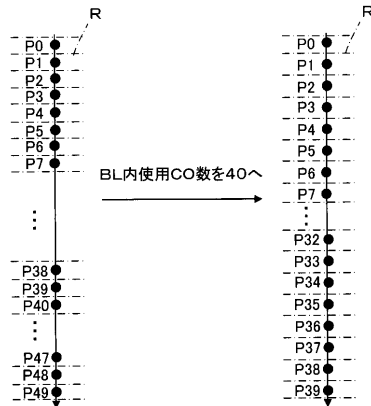
【 図 4 】



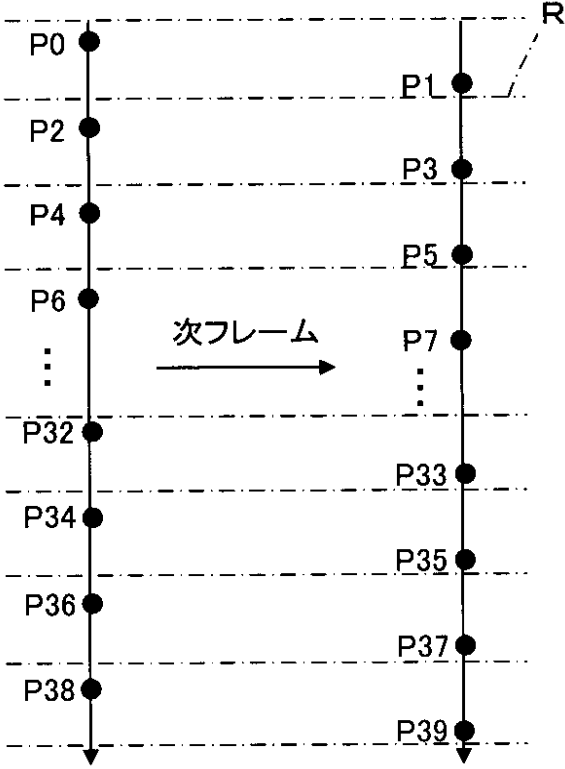
【 図 5 】



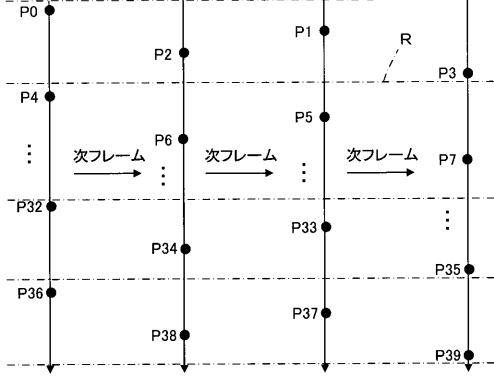
【 図 6 】



【図7】



【図8】



【図9】

