

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4660126号  
(P4660126)

(45) 発行日 平成23年3月30日(2011.3.30)

(24) 登録日 平成23年1月7日(2011.1.7)

(51) Int.Cl. F 1  
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 12 (全 19 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2004-180377 (P2004-180377)                  (22) 出願日 平成16年6月18日(2004.6.18)                  (65) 公開番号 特開2006-421 (P2006-421A)                  (43) 公開日 平成18年1月5日(2006.1.5)                  審査請求日 平成19年6月12日(2007.6.12)</p>	<p>(73) 特許権者 000003078                  株式会社東芝                  東京都港区芝浦一丁目1番1号                  (73) 特許権者 594164542                  東芝メディカルシステムズ株式会社                  栃木県大田原市下石上1385番地                  (74) 代理人 100109900                  弁理士 堀口 浩                  (72) 発明者 佐藤 武史                  栃木県大田原市下石上1385番地 東芝                  メディカルシステムズ株式会社 本社内                  審査官 後藤 順也</p>
---	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波血流イメージング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波振動子を備えた超音波プローブと、  
 前記超音波振動子を用いて所定の走査方向に対して超音波送受波を行う超音波送受波手段と、

一連の超音波送受波として、基準方向を含む所定領域内において所定間隔ずつ離れた各方向に対して1回ずつ超音波送受波を行う第1の走査制御手段と、

前記一連の超音波送受波が行われる度に、新たな基準方向を含む所定領域を設定する第2の走査制御手段と、

前記超音波送受波手段が得た各々の受信信号に対してフィルタ処理を行なって、前記被検体の血球の流れに起因した受信信号成分を検出するフィルタリング手段と、  
 このフィルタリング手段によって順次出力されるデータ列の各データに基づいてスペックルの変化を表示した画像データを生成する画像データ生成手段と、

生成された前記画像データを表示する表示手段を備えたことを特徴とする超音波血流イメージング装置。

【請求項2】

前記第2の走査制御手段は、前記基準方向から前記所定間隔離れた方向を新たな基準方向として設定する

ことを特徴とした請求項1に記載した超音波血流イメージング装置。

【請求項3】

10

20

前記画像データ生成手段は、異なる時相についての前記画像データを複数枚生成するものであって、

複数枚の前記画像データの画像間処理によって血流データを生成する流れデータ生成手段とを更に備え、

前記表示手段は前記血流データを表示することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載した超音波血流イメージング装置。

【請求項 4】

前記画像データ生成手段は、前記走査方向に対する超音波送受波によって得られたデータ列をデータシフトして合成することにより異なる時相についての画像データを複数枚生成することを特徴とする請求項 3 に記載した超音波血流イメージング装置。

10

【請求項 5】

前記流れデータ生成手段は、前記時相の異なる複数枚の前記画像データに対する相互相関演算あるいは S A D 演算によって前記血流データの生成を行うことを特徴とする請求項 3 に記載の超音波血流イメージング装置。

【請求項 6】

前記表示手段は、前記血流データに基づいて得られたスペックルの移動方向あるいは移動量の少なくともいずれか一方に基づいて、

前記スペックルの移動を、矢印の方向、線の長さ、あるいは線の太さの少なくともいずれか 1 つに基づいて示した流れベクトルあるいは流線を表示する

ことを特徴とする請求項 3 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の超音波血流イメージング装置。

20

【請求項 7】

B モード画像データ生成手段あるいはカラードブラ画像データ生成手段の少なくとも何れかを備え、前記表示手段は、前記 B モード画像データ生成手段が生成した B モード画像データ、前記カラードブラ画像データ生成手段が生成したカラードブラ画像データ及び前記画像データの少なくとも何れかと前記流れベクトルあるいは前記流線を合成して表示することを特徴とする請求項 6 に記載の超音波血流イメージング装置。

【請求項 8】

前記フィルタリング手段は、F I R 型の高域通過フィルタによって前記血球の流れに起因した受信信号成分を検出することを特徴とした請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載した超音波血流イメージング装置。

30

【請求項 9】

B モード画像データ生成手段あるいはカラードブラ画像データ生成手段の少なくとも何れかを備え、前記表示手段は、前記 B モード画像データ生成手段が生成した B モード画像データあるいは前記カラードブラ画像データ生成手段が生成したカラードブラ画像データと前記画像データを合成して表示することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の超音波血流イメージング装置。

【請求項 10】

前記超音波送受波手段は、前記超音波送受波方向の各々を中心とした複数の方向からの受信超音波を分離して略同時に受信することを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載した超音波血流イメージング装置。

40

【請求項 11】

前記表示手段は、前記一連の超音波送受波を行う時間間隔に比して長い時間間隔で、前記画像データ生成手段により生成された画像データを表示することを特徴とする請求項 1 乃至 10 のいずれか 1 項に記載した超音波血流イメージング装置。

【請求項 12】

超音波振動子を備えた超音波プローブと、

前記超音波振動子を用いて所定の走査方向に対して超音波送受波を行う超音波送受波手段と、

基準方向を含む所定領域内において、所定間隔ずつ離れた各方向に対して、前記超音波

50

送受波手段による一連の超音波送受波を行う第1の走査制御手段と、

前記一連の超音波送受波が行われる度に、新たな基準方向を含む所定領域を設定する第2の走査制御手段と、

前記超音波送受波手段が得た各々の受信信号に対してフィルタ処理を行なって、前記被検体の血球の流れに起因した受信信号成分を検出するフィルタリング手段と、

このフィルタリング手段によって順次出力されるデータ列の各データに基づいてスペックルの変化を表示した画像データを生成する画像データ生成手段と、

生成された前記画像データを表示する表示手段を備えたことを特徴とする超音波血流イメージング装置。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体から得られる超音波受信信号に基づいて血流の可視化を行なう超音波血流イメージング装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断法は、超音波プローブに内蔵された圧電振動子から発生する超音波を被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射波を前記圧電振動子によって受信してモニタ上に表示するものである。この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの2次元画像データが容易に得られるため、臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

20

【0003】

被検体の組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の2つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、上記技術を用いて得られるBモード画像とカラードプラ画像は、今日の超音波診断において不可欠なものとなっている。

【0004】

カラードプラ画像の観測が可能な従来の超音波血流イメージング装置では、同一方向にN回の超音波送受波を行い、このとき得られるN個のデータ数（以下では、パケットと呼ぶ。）から超音波送受波方向における血流の平均速度や分散、更にはパワー値の算出と表示を行ってきた。

30

【0005】

このような、血流の平均速度、分散、パワーの表示を行なう従来のカラードプラ法の他に、近年、赤血球からの反射波の干渉に起因するスペックルデータを高速度で収集し、得られたスペックルデータを通常の数値にスローモーション表示して血流の流れを可視化する方法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。この方法によれば、スペックルの微妙な時間的及び空間的な変化を連続して捉えることができるため、上述のカラードプラ法と比較して血流情報を実際に流れているように可視化することが可能となる。

【0006】

図14は、上述の特許文献1に記載されている方法における走査方法とデータ処理方法を示した図であり、図14(a)の横軸は時間、縦軸は走査方向に対応し、各点は超音波送受波に対応している。例えば、セクタ走査によって所定断面の超音波走査を行なう場合、時間間隔（以下、レート周期と呼ぶ。） $T_r$ で方向 $R_p$ （ $p = 1$ 乃至 $P$ ）に対する超音波送受波を繰り返し複数の走査 $S_{P1}$ 、 $S_{P2}$ 、 $S_{P3}$ 、・・・を行なう。

40

【0007】

そして、例えば、走査 $R_{P1}$ 乃至 $R_{P6}$ における超音波送受波によって時間間隔 $T_x$ （ $T_x = T_r \cdot P$ ）で得られた所定送受波方向 $R_{Pp}$ の6つの受信信号をパケットとして血流情報の検出を行なう。但し、従来のカラードプラ法では上記パケット内の全データに対してフィルタ処理を行ない送受波方向 $R_p$ の所定位置における血流の平均速度、分散、パワーの算出を行ってきたが、この方法においては、例えば、送受波方向 $R_p$ において時

50

間隔  $T_x$  で連続して得られる 3 つの受信データを単位として F I R (Finite Impulse Response) フィルタ処理を行ない、パワーを計算する。従来法では、1 つのパケット内で平均したパワーデータを 1 個出力するのに対して、この方法では 1 つのパケット内で複数 ( 図 1 4 では 4 個 ) のパワーデータを出力する。

【 0 0 0 8 】

図 1 4 ( b ) は、前記パワーデータによる画像データ ( 以下では、B M I 画像データと呼ぶ。 )  $F d 1$ 、 $F d 2$ 、 $\dots$  と、この B M I 画像データと並行して生成される組織画像データ ( 所謂、B モード画像データ )  $F b 1$ 、 $F b 2$ 、 $\dots$  を模式的に示しており、横軸は画像の収集順序、縦軸は走査方向に対応している。そして、B M I 画像データ  $F d 1$  を構成する送受波方向  $R p$  のデータ ( 以下、B M I データと呼ぶ。 ) は、走査  $S P 1$  乃至  $S P 3$  によって得られた受信信号に対して F I R フィルタ処理を行なうことによって得られ、このような処理を全ての送受波方向  $R 1$  乃至  $R P$  に対して行なうことによって B M I 画像データ  $F d 1$  が生成される。

10

【 0 0 0 9 】

同様に、B M I 画像データ  $F d 2$  乃至  $F d 4$  も、走査  $S P 2$  乃至  $S P 4$ 、 $S P 3$  乃至  $S P 5$ 、 $S P 4$  乃至  $S P 6$  の受信信号に対する F I R フィルタ処理によって生成される。即ち、6 つの受信信号から構成されたパケットの中の連続した 3 つの受信信号を用いて F I R フィルタ処理を行なうことにより 4 枚の B M I 画像データ  $F d 1$  乃至  $F d 4$  を得ることができる。

【 0 0 1 0 】

このような処理によって、時間方向に隣接する B M I 画像データ間 ( 例えば、B M I 画像データ  $F d 1$  と  $F d 2$  ) のフレーム間時間間隔は  $T_x$  となり、フレーム間時間間隔が  $N \cdot T_x$  (  $N = 6$  ) のカラー Doppler 画像データの場合と比較して高いフレームレートで B M I 画像データを生成することが可能となる。

20

【 0 0 1 1 】

次いで、上述の方法によって高速で生成した B M I 画像データを通常の表示スピードに変換することによって短時間で変化するスペckルデータを連続して映像化することができ、このスペckルデータの移動情報に基づいて血流の流れを可視化することが可能となる。

【 特許文献 1 】 米国特許第 6 2 7 7 0 7 5 号明細書 ( 第 5 - 9 頁、第 2 - 6 図 )

30

【 発明の開示 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 2 】

しかしながら、上述の特許文献 1 の方法によって血球からの反射波に起因したスペckルデータを広範囲で連続して映像化することは実際には困難である。

【 0 0 1 3 】

何故ならば、上述のスペckルデータを空間的及び時間的に連続して観察するには、( 1 ) B M I 画像データを構成する隣接 B M I データ ( 例えば  $R R p$  と  $R R p + 1$  ) のスペckルデータに強い相関がある程度に超音波送受波間隔  $d$  は十分密であること、( 2 ) 折り返りが発生しない程度の高い繰り返し周波数  $f_x$  (  $f_x = 1 / T_x$  ) で所定方向  $R p$  の超音波送受波が行なわれること、( 3 ) 少ないデータ数 (  $N_x = 3 < N$  ) によるフィルタ処理によって、生体組織からの反射波と血球からの反射波を分離し血流情報のみを感度よく抽出することが可能なこと、( 4 ) 生体組織からの反射波と血球からの反射波が分離できる程度に前記繰り返し周波数  $f_x$  が低いこと、等の条件を満たす必要があるからである。

40

【 0 0 1 4 】

例えば、8 M H z の中心周波数をもつ超音波による頸動脈の血流計測において、送受波方向に対する最大血流速度成分が 1 0 c m / s e c の場合、上述の折り返りが発生しない最小繰り返し周波数  $f_x$  は 2 . 1 K H z となる。ここで、超音波送波繰り返し周波数 ( レート周波数 )  $f_r$  (  $f_r = 1 / T_r$  ) を 1 6 . 8 K H z とすれば各々の 2 次元走査におい

50

て可能な超音波送波回数は8となり、例え4方向に対する並列同時受信を適用した場合であっても32方向に対する受信信号に基づいて1枚のB M I画像データを生成することになる。

【0015】

即ち、特許文献1の方法によって生成されるB M I画像データは、十分密な間隔で配置された32本のB M Iデータによって構成されなくてはならないため、十分な視野幅(走査幅)を得ることができない。又、視野幅を広げるために上述の2次元走査を2つ以上のブロックで行ない、得られた複数のB M I画像データを合成する方法も考えられるが、この方法によれば、合成されたB M I画像データは時相の不連続なB M I画像データによって合成されるためその境界において許容できない不連続が発生し診断能を著しく低下させる。

10

【0016】

一方、前記並列同時受信によって受信方向数を更に増加させる方法は、送信超音波ビームの拡散に伴って所定方向に対する送受信感度が劣化し、又、受信回路が複雑となるため限界がある。

【0017】

本発明は、上述の問題点を鑑みてなされたものであり、その目的は、動態表示に優れた広範囲のB M I画像データの生成を可能とする超音波血流イメージング装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

20

【0018】

上記課題を解決するために、本発明の超音波血流イメージング装置は、超音波振動子を備えた超音波プローブと、前記超音波振動子を用いて所定の走査方向に対して超音波送受波を行う超音波送受波手段と、一連の超音波送受波として、基準方向を含む所定領域内において所定間隔ずつ離れた各方向に対して1回ずつ超音波送受波を行う第1の走査制御手段と、前記一連の超音波送受波が行われる度に、新たな基準方向を含む所定領域を設定する第2の走査制御手段と、前記超音波送受波手段が得た各々の受信信号に対してフィルタ処理を行なって、前記被検体の血球の流れに起因した受信信号成分を検出するフィルタリング手段と、このフィルタリング手段によって順次出力されるデータ列の各データに基づいてスペックルの変化を表示した画像データを生成する画像データ生成手段と、生成された前記画像データを表示する表示手段を備えたことを特徴としている。

30

【0019】

又、本発明の超音波血流イメージング装置は、超音波振動子を備えた超音波プローブと、前記超音波振動子を用いて所定の走査方向に対して超音波送受波を行う超音波送受波手段と、基準方向を含む所定領域内において、所定間隔ずつ離れた各方向に対して、前記超音波送受波手段による一連の超音波送受波を行う第1の走査制御手段と、前記一連の超音波送受波が行われる度に、新たな基準方向を含む所定領域を設定する第2の走査制御手段と、前記超音波送受波手段が得た各々の受信信号に対してフィルタ処理を行なって、前記被検体の血球の流れに起因した受信信号成分を検出するフィルタリング手段と、このフィルタリング手段によって順次出力されるデータ列の各データに基づいてスペックルの変化

40

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、動態表示に優れた広範囲のB M I画像データの生成が可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例】

【0022】

50

以下に述べる本発明の実施例では、被検体の複数方向に対し所定間隔  $T_r$  で順次超音波送受波を行って B M I 画像データの生成を行なう際に、所定方向に対する最初の超音波送受波から次の超音波送受波を行う間に他の複数方向 ( $M - 1$ ) に対する超音波送受波を順次行なう、所謂 M 段の定間隔交互走査によって前記所定方向からの受信信号を間隔  $T_x$  ( $T_x = M \cdot T_r$ ) で M 回収集する。

#### 【0023】

そして、複数の走査方向の各々において前記間隔  $T_x$  で得られる受信信号に対し血球からの反射波成分を抽出するための F I R フィルタ処理を行ない、この F I R フィルタ処理において順次出力されるデータ列のデータに基づいて複数時相における複数枚の B M I 画像データを生成する。

10

#### 【0024】

(装置の構成)

以下では、本発明の実施例における超音波血流イメージング装置の構成と各ユニットの動作につき図 1 乃至図 12 を用いて説明する。尚、図 1 は、本実施例における超音波血流イメージング装置の全体構成を示すブロック図であり、図 2 及び図 4 は、この超音波血流イメージング装置を構成する送受信部及びデータ生成部の詳細な構成を示すブロック図である。

#### 【0025】

図 1 に示す超音波血流イメージング装置 100 は、1次元配列された複数の圧電振動子を備え被検体に対して超音波の送受波を行なう超音波プローブ 10 と、これらの圧電振動子に対して駆動信号を供給すると共に、前記圧電振動子によって得られた受信信号に対して整相加算(所定方向から得られた受信信号を位相合わせして加算)を行なう送受信部 20 を備え、更に、送受信部 20 から得られた受信信号に対して B モードデータ、カラードプラデータ、更には、血球からの反射波に起因したスペックル情報に基づく B M I データの生成を行なうデータ生成部 30 と、このデータ生成部 30 において生成された上記データを保存して 2次元の B モード画像データ、カラードプラ画像データ、B M I 画像データの生成を行なうとともに、前記 B M I 画像データを用いて血流の流れベクトルデータや流線データを生成するデータ記憶・演算部 50 と、生成されたこれらの画像データを表示する表示部 9 を備えている。

20

#### 【0026】

更に、超音波血流イメージング装置 100 は、送受信部 20 に対して送信超音波の中心周波数とほぼ等しい周波数の連続波あるいは矩形波を発生する基準信号発生部 1 と、操作者によって被検体情報や装置の設定条件、更には各種コマンド信号等が入力される入力部 11 と、超音波の走査方向を制御する走査制御部 12 と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部 13 を備えている。

30

#### 【0027】

超音波プローブ 10 は、被検体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受波を行なうものであり、例えば、1次元配列された  $M$  個の圧電振動子とその先端部に有している。この圧電振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電氣的なパルスを送信超音波に変換し、又、受信時には超音波反射波(受信超音波)を電気信号(受信信号)に変換する機能を有している。

40

#### 【0028】

次に、図 2 に示した送受信部 20 は、 $M$  0 チャンネルの圧電振動子に対して駆動信号を供給する送信部 2 と、前記圧電振動子によって得られた受信信号に対して整相加算を行なう受信部 3 を備えている。

#### 【0029】

送信部 2 は、レートパルス発生器 21 と、送信遅延回路 22 と、駆動回路 23 を備え、レートパルス発生器 21 は、基準信号発生部 1 から供給される連続波を分周することによって送信超音波の繰り返し周期(レート周期)を決定するレートパルスを生成する。又、送信遅延回路 22 は、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を

50

収束するための遅延時間と所定の方向に送信超音波を放射するための遅延時間を前記レートパルスに与える。そして、駆動回路23は、超音波プローブ10におけるM0チャンネルの圧電振動子を駆動するための駆動信号を前記レートパルスのタイミングに基づいて生成する。

【0030】

一方、受信部3は、プリアンプ24と、A/D変換器25と、ビームフォーマ26を備えている。プリアンプ24は、超音波プローブ10から供給されるM0チャンネルの受信信号を増幅して十分なS/Nを確保するためのものであり、その初段部には駆動回路23から供給される高電圧の駆動信号から保護するための図示しないリミッタ回路が設けられている。このプリアンプ24において所定の大きさに増幅された受信信号は、A/D変換器25にてデジタル信号に変換され、ビームフォーマ26に送られる。

10

【0031】

ビームフォーマ26は、図示しない遅延回路と加算回路を有し、A/D変換器25においてデジタル信号に変換されたM0チャンネルの受信信号に対して、所定の深さからの超音波反射波を収束するための収束用遅延時間と超音波反射波の受信指向性を順次変更して当該被検体を走査するための偏向用遅延時間を与えた後これらの受信信号を加算合成（整相加算）する。尚、ビームフォーマ26は、被検体の複数方向から同時に得られる受信超音波の各々を分離して受信する、所謂、並列同時受信機能を有している。

【0032】

このビームフォーマ26によるビームフォーミングには種々の方法があり、例えば、図示しない直交位相検波回路を用いた直交位相検波によって得られた複素信号（I信号及びQ信号）に対して整相加算が行なわれる。

20

【0033】

次に、走査制御部12は、被検体に対して2次元の超音波走査を行なうために、上述の送信遅延回路22の送信遅延時間及びビームフォーマ26の受信遅延時間を制御する。特に、カラードブラ画像データやBMI画像データを生成する場合には、定間隔交互走査法によってI/Q信号の収集を行なう。尚、定間隔交互走査については特許第2772049号公報に記載されている。

【0034】

図3は、本実施例におけるBMI画像データの生成において用いる定間隔交互走査法について示したものであり、横軸は走査方向1乃至P、縦軸は時間に対応し、超音波の送受波方向は紙面に垂直な方向に対応している。尚、本実施例では、8段の定間隔交互走査を用いた場合について述べるが、これに限定されない。

30

【0035】

即ち、送受信部20は、走査制御部12から供給される走査制御信号に従って、まず1乃至8に対するレート周期 $T_r$ の超音波送受波により第1の走査SP1を行ない、次いで、2乃至9に対してレート周期 $T_r$ の超音波送受波により第2の走査SP2を行なう。

【0036】

同様にして、走査方向を1つずつシフトさせながら第3以降の走査SP3, SP4, …を繰り返すことによって、例えば、走査方向8では、走査SP1乃至走査SP8によって受信信号a1乃至a8が収集され、走査方向9では、走査SP2乃至走査SP9によって受信信号b1乃至b8が、又、走査方向10では、走査SP3乃至走査SP10によって受信信号c1乃至c8が収集される。そして、走査方向11以降についても同様にして受信信号d1乃至d8、e1乃至e8…が収集される。

40

【0037】

次に、図4に示したデータ生成部30は、上述の受信部3のビームフォーマ26から出力された受信信号を信号処理してBモードデータを生成するBモードデータ生成部4とカラードブラデータを生成するカラードブラデータ生成部5と、BMIデータを生成するBMIデータ生成部6を備えている。

50

## 【 0 0 3 8 】

Bモードデータ生成部4は、包絡線検波器31と対数変換器32を備えている。この包絡線検波器31は、受信部3のビームフォーマ26から出力された受信信号(複素信号)の絶対値を算出することによって包絡線検波を行ない、対数変換器32は、包絡線検波後の受信信号に対する対数変換処理によって小さな信号振幅を相対的に強調して走査方向単位のBモードデータを生成する。

## 【 0 0 3 9 】

カラードプラデータ生成部5は、I/Q信号記憶回路34、MTIフィルタ35、自己相関演算器36及び速度・分散・パワー算出回路37を備えている。

## 【 0 0 4 0 】

そして、受信部3のビームフォーマ26から供給される複素信号は、I/Q信号記憶回路34に一旦保存され、次いで、高域通過用のデジタルフィルタであるMTIフィルタ35は、定間隔交互走査によってI/Q信号記憶回路34に順次保存された所定走査方向のM個の複素信号を読み出し、この複素信号に対するフィルタ処理によって臓器等の固定反射体からの受信信号成分あるいは臓器の呼吸性移動や拍動性移動などに起因する受信信号成分を除去して血流に起因するドプラ信号成分を抽出する。

## 【 0 0 4 1 】

次いで、自己相関演算器36は、MTIフィルタ35によって抽出された前記ドプラ信号に対して自己相関値を算出し、速度・分散・パワー算出回路37は、この自己相関値に基づいて血流の平均流速値、分散値、更にはパワー値等を算出して走査方向単位のカラードプラデータを生成する。

## 【 0 0 4 2 】

一方、BMIデータ生成部6は、I/Q信号記憶回路38と、FIRフィルタ39と、データシフト回路40を備えており、I/Q信号記憶回路38は、図4において既に述べた定間隔交互走査によって収集された受信信号(複素信号)を一旦保存する。

## 【 0 0 4 3 】

図5は、I/Q信号記憶回路38に保存されたI信号及びQ信号を模式的に示したものであり、走査方向8に対応した記憶領域には、走査SP1乃至SP8によって得られたI信号a1(I)乃至a8(I)及びQ信号a1(Q)乃至a8(Q)が保存され、走査方向9に対応した記憶領域には、走査SP2乃至SP9によって得られたI信号b1(I)乃至b8(I)及びQ信号b1(Q)乃至b8(Q)が保存されている。更に、走査方向10以降に対応した記憶領域の各々にも同様に8つのI信号とQ信号が保存されている。

## 【 0 0 4 4 】

次に、FIRフィルタ39は、I/Q信号記憶回路38に一旦保存された各走査方向のI/Q信号を読み出し、FIRフィルタ処理を行なう。

## 【 0 0 4 5 】

図6は、FIRフィルタ処理の原理を示したものであり、例えば、間隔Txで収集されたI/Q信号a1乃至a7に対してフィルタ定数(h1, h2, h3) = (0.5, -1.0, 0.5)のFIRフィルタ39を用いた次式(1)のFIRフィルタ処理によって、パワー値データ列A1乃至A5が算出される。

## 【 数 1 】

$$A_q = a_q h_1 + a_{q+1} h_2 + a_{q+2} h_3 \quad (q=1 \text{ 乃至 } 5) \cdots (1)$$

## 【 0 0 4 6 】

尚、図4の定間隔交互走査において収集される受信信号a8、b8、c8、・・・は、M段の交互走査の最初の超音波送受波によって収集されるため、生体深部からの反射波(残響エコー)による影響が他の受信信号と異なる。このため、上述のフィルタ処理において前記残響エコーが強調されて検出される可能性がある。従って、受信信号a8、b8、c8、・・・を用いずにFIRフィルタ処理を行なうことが望ましい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 7 】

次に、データシフト回路 40 は、FIR フィルタ 39 によって得られた各走査方向のパワー値データ列に対し所定のデータシフトを行なって走査方向単位の BMI データを生成する。

## 【 0 0 4 8 】

図 7 は、データシフト回路 40 が行なうパワー値データ列のデータシフトを説明するための図であり、図 7 ( a ) の横軸はパワー値データ列 A 1 乃至 A 5、B 1 乃至 B 5、C 1 乃至 C 5 . . . が得られる走査方向 8、9、10、. . .、縦軸は前記パワー値データの各々が得られる走査 SP 1、SP 2、. . . に対応している。

## 【 0 0 4 9 】

一方、図 7 ( b ) は、データシフト回路 40 によるパワー値データ列のデータシフトによって生成された BMI データを示しており、データシフト回路 40 は、FIR フィルタ 39 によって得られた各走査方向のパワー値データ列 A q、B q、C q、. . . ( q = 1 乃至 5 ) をその先頭データ A 1、B 1、C 1、. . . が一致するようにシフトして BMI データを生成する。そして、生成した走査方向単位の BMI データを後述のデータ記憶・演算部 50 におけるデータ記憶部 7 に保存する。

## 【 0 0 5 0 】

図 1 に戻って、データ記憶・演算部 50 は、データ記憶部 7 と流れデータ生成部 8 を備えている。

## 【 0 0 5 1 】

データ記憶部 7 は、データ生成部 30 において走査方向単位で生成された B モードデータ、カラードプラデータ及び BMI データを順次保存して B モード画像データ、カラードプラ画像データ及び BMI 画像データを生成する。

## 【 0 0 5 2 】

図 8 は、データ記憶部 7 において生成される BMI 画像データを模式的に示しており、図 7 ( b ) に示した BMI データを用いて生成される。例えば、BMI 画像データ F d 1 は、走査方向 8 のパワー値 A 1、走査方向 9 のパワー値 B 1、走査方向 10 のパワー値 C 1 . . . によって構成され、同様にして、BMI 画像データ F d 2 は、走査方向 8 のパワー値 A 2、走査方向 9 のパワー値 B 2、走査方向 10 のパワー値 C 2 . . . によって構成される。

## 【 0 0 5 3 】

一方、流れデータ生成部 8 は、データ記憶部 7 において生成された時相の異なる複数枚の BMI 画像データ F d 1、F d 2、F d 3、. . . を用いて、血球（即ち、スペックルパターン）の移動方向や移動量（あるいは、移動速度）を推定し、更に、これらの結果に基づいて流れベクトルデータや流線データを生成する。

## 【 0 0 5 4 】

即ち、上述の流れデータ生成部 8 は、図示しない演算回路を備え、例えば、時間方向に隣接した 2 枚の BMI 画像データを用いた画像間相互相関演算によってこれらの画像データにおけるスペックルパターンの移動量と移動方向を推定し、これらの推定結果に基づいて血液の流れベクトルデータあるいは流線データを生成する。

## 【 0 0 5 5 】

以下に、流れベクトルの推定方法につき図 9 を用いて説明する。流れデータ生成部 8 は、データ記憶部 7 において生成された 2 次元の BMI 画像データを、その走査方向及び送受波方向に対して図 9 に示すような複数のブロックに区分し、例えば、n 番目の BMI 画像データ F d n のブロック B ( 0 , 0 ) と n + 1 番目の BMI 画像データ F d n + 1 の各ブロックとの相互相関係数を算出する。尚、図 9 ( a ) に示した BMI 画像データは 5 x 5 のブロックに区分され、更に、各々のブロックは 3 x 3 の画素から構成されている場合について示しているが、ブロック数や画素数は上記の値に限定されない。

## 【 0 0 5 6 】

即ち、流れデータ生成部 8 は、BMI 画像データ F d n のブロック B ( 0 , 0 ) と BMI

10

20

30

40

50

I 画像データ  $F d n + 1$  のブロック  $B(-2, -2)$  乃至  $B(2, 2)$  において、同一座標にある画素のパワー値を乗算した後、 $3 \times 3$  の画素で得られた乗算結果を加算あるいは加算平均することによって  $B M I$  画像データ  $F d n$  のブロック  $B(0, 0)$  に対する  $B M I$  画像データ  $F d n + 1$  の各ブロックの相互相関係数を算出する。

【0057】

次いで、 $B M I$  画像データ  $F d n$  のブロック  $B(0, 0)$  に対して最も大きな相互相関係数を有する  $B M I$  画像データ  $F d n + 1$  のブロック  $B(、)$  を検出し、ブロック  $B(0, 0)$  を基準としブロック  $B(、)$  までの距離や方向に基づいて流れベクトルの大きさ(長さ)と方向を設定する。又、このとき  $B M I$  画像データ  $F d n$  のブロック  $B(0, 0)$  における画素値(パワー値)の平均値や積算値等に基づいて流れベクトルの太さを設定してもよい。そして、上述の相互相関係数の算出と流れベクトルの設定を  $B M I$  画像データ  $F d n$  の他のブロックに対しても行ない、更に、他の  $B M I$  画像データにおいても行なう。

10

【0058】

更に、流れデータ生成部 8 は、流れベクトルの長さや太さを決定する上述の距離やパワー値に基づいて流れベクトルの表示/非表示を判定する図示しない表示判定部を備え、所定のブロックにおけるパワー値の平均値や積算値等が予め設定された閾値より小さい場合にはノイズと判断し、流れベクトルを非表示に設定する。同様に、前記距離が所定の閾値より大きな場合には折り返し等の理由で相互相関係数が正しく算出されていないと判断し、流れベクトルを非表示に設定する。

20

【0059】

次に、表示部 9 は、図示しない表示用データ生成回路と変換回路とモニタを備え、データ記憶・処理部 7 0 において生成された  $B$  モード画像データ、カラードプラ画像データ及び  $B M I$  画像データに対して前記表示用データ生成回路は、所定の表示形態に対応した走査変換処理を行なって表示用画像データを生成する。

【0060】

そして、前記変換回路は、この表示用画像データに対して  $D/A$  変換とテレビフォーマット変換を行なって映像信号を生成し、この映像信号を前記モニタに表示する。即ち、データ記憶・演算部 5 0 のデータ記憶部 7 において生成された 2 次元の  $B M I$  画像データは、前記表示用データ生成回路による走査変換処理によって図 8 の模式図に示したセクタ表示方式の  $B M I$  画像データ  $F d 1, F d 2, F d 3 \dots$  に変換されてモニタに表示される。

30

【0061】

尚、この表示用データ生成回路は、通常、後述の入力において予め設定される画像表示モードに従って  $B$  モード画像データ、カラードプラ画像データ、 $B M I$  画像データ、更には、流れベクトルデータや流線データの中から所望のデータを合成して表示用画像データの生成を行なう。例えば、 $B M I$  画像データ、流れベクトルデータ、流線データは、 $B$  モード画像データやカラードプラ画像データと合成されて表示部 9 のモニタに表示される。

【0062】

図 1 0 は、流れベクトル表示の具体例を示したものであり、既に述べたように流れデータ生成部 8 によって  $B M I$  画像データに設定された各ブロックの中心を起点として、この  $B M I$  画像データにおけるスペックルの移動方向、移動量、更には画素値(スペックルのパワー値)が反映された流れベクトルが表示される。尚、この流れベクトル表示におけるベクトル数が多すぎて観測が困難な場合には、適当な密度の流れベクトル表示を行なうために上記ベクトルを間引いて表示してもよい。

40

【0063】

一方、図 1 1 は、流線表示の具体例を示したものであり、この流線表示における流線の方向や太さの設定方法は上述の流れベクトルの場合と同様である。例えば、 $B M I$  画像データ  $F d n$  のブロック  $B(0, 0)$  を基準とした場合、流れデータ生成部 8 は、このブロック  $B(0, 0)$  と最も相関が高い  $B M I$  画像データ  $F d n + 1$  におけるブロック  $B($

50

、 ) の位置と前記ブロック  $B(0, 0)$  の画素のパワー値を検出する。そして、表示部 9 は、検出された上記ブロック  $B(0, 0)$  とブロック  $B(、)$  の各中心を前記ブロック  $B(0, 0)$  のパワー値に対応した太さあるいは輝度の線分によって繋いで流線を形成する。

【0064】

このような演算を  $BMI$  画像データ  $Fdn$  における他のブロックについても行ない、更に、他の  $BMI$  画像データにおいても行なう。尚、この流線表示は、流れベクトル表示と比較して高密度で連続性に優れた流れの 2 次元分布を表示することが可能であるが、この場合においても流線数が多すぎて観測が困難な場合には、適当に間引いて表示してもよい。

10

【0065】

更に、表示部 9 は、送受信部 20 やデータ生成部 30 によって高速で収集された複数枚の  $BMI$  画像データを通常の表示速度に変換する、所謂、スローモーション表示機能を有している。

【0066】

例えば本実施例において、レート周波数  $f_r$  が  $10\text{ KHz}$ 、同一送受波方向において間隔  $T_x$  で収集される受信データ数が 8、定間隔交互走査の段数が 8、1 枚の  $BMI$  画像データを構成する画像ラスタ数が 128 本としたとき、図 8 に示した  $BMI$  画像データ  $Fd_1, Fd_2, Fd_3, \dots$  の画像収集間隔  $T_x$  は、 $T_x = 8 / 10\text{ KHz} = 0.8\text{ msec}$  となり、一方、所定領域の画像データ（例えば、送受波方向 1 乃至 P の受信信号によって生成される  $BMI$  画像データの画像収集間隔  $T_f$  は  $(128 \times 8) / 10\text{ KHz} = 102\text{ msec}$  となる。

20

【0067】

本実施例では、画像収集間隔  $T_x = 800\ \mu\text{sec}$ （即ち、繰り返し周波数が  $1.25\text{ KHz}$ ）で高速収集された  $BMI$  画像データを表示する際に、この  $BMI$  画像データをそのままのフレームレートで表示部 9 における通常のモニタに表示することは不可能なため表示速度を変換してスローモーション表示を行なう。

【0068】

図 12 は、スローモーション表示の説明図であり、図 12 (a) は、データ記憶・演算部 50 のデータ記憶部 7 において生成される走査方向 8 乃至 15 の  $BMI$  画像データ  $Fd_1$  乃至  $Fd_5$  の生成タイミングを示し、図 12 (b) は、前記  $BMI$  画像データ  $Fd_1$  乃至  $Fd_5$  のスローモーション表示における表示タイミングを示している。

30

【0069】

図 12 (a) で示すように、走査方向 8 乃至 15 における  $BMI$  画像データ  $Fd_1$  乃至  $Fd_5$  は、夫々の画像データの繰り返し周期（即ち、走査方向 1 乃至 P の全領域における  $BMI$  画像データの画像収集間隔） $T_f = 102\text{ msec}$  の中の  $3.2\text{ msec}$  の期間で生成される。

【0070】

このようにして高速で得られた 5 枚の  $BMI$  画像データ  $Fd_1$  乃至  $Fd_5$  を表示する際に、表示部 9 は、これらの  $BMI$  画像データ  $Fd_1$  乃至  $Fd_5$  を例えば  $20.4\text{ msec}$  間隔で読み出してモニタ上に表示することによって連続的なスローモーション表示が可能となる。

40

【0071】

次に、図 1 に戻って、入力部 11 は、操作パネル上に表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン、入力ボタン等の入力デバイスを備え、患者情報の入力、画像データ収集モードや表示モード等の設定、定間隔交互走査選択及び交互段数の設定、種々のコマンド信号の入力等を行なう。

【0072】

又、システム制御部 13 は、図示しない  $CPU$  と記憶回路を備え、操作者によって入力部 11 から入力あるいは設定される上述の各種情報は前記記憶回路に保存される。又、こ

50

の記憶回路には、流れベクトル表示や流線表示における流れベクトルや流線の表示 / 非表示を判定するための閾値や、相互相関係数を算出する際のブロックサイズ等の値が予め保管されている。

【 0 0 7 3 】

そして、前記 CPU は、これらの情報に基づいて、走査制御部 1 2、送受信部 2 0、データ生成部 3 0、データ記憶・演算部 5 0 及び表示部 9 の制御やシステム全体の制御を統括して行なう。

【 0 0 7 4 】

( 画像データの生成手順 )

次に、本実施例における B M I 画像データ等の生成手順につき図 1 乃至図 1 2 を用いて説明する。

10

【 0 0 7 5 】

先ず、超音波血流イメージング装置 1 0 0 の操作者は、入力部 1 1 において患者情報の入力、画像データ収集モード及び表示モードの選択、定間隔交互走査における交互段数等の設定を行ない、これらの患者情報、選択情報及び設定情報はシステム制御部 1 3 の図示しない記憶回路に保存される。尚、以下では、B モード画像データと B M I 画像データに対する収集モードと表示モードを選択し、交互段数を 8 段に設定した場合について述べるが、これらに限定されない。

【 0 0 7 6 】

次いで、入力部 1 1 より上記画像データ収集モードの選択情報と交互段数情報を受信したシステム制御部 1 3 は、超音波血流イメージング装置 1 0 0 の各ユニットに対してこれらの画像データの生成を行なうための制御信号を供給し、この制御信号を受信した各ユニットは、走査方向 1 乃至 P に対して B モード画像データの生成と 8 段の定間隔交互走査による B M I 画像データの生成を行なう。

20

【 0 0 7 7 】

B M I 画像データの生成に際して、図 1 のシステム制御部 1 3 は、図 3 に示した走査 S P 1 の走査方向 1 に対して超音波送受波を行なうために送受信部 2 0 の送信遅延時間及び受信遅延時間を制御する。次いで、図 2 の送信部 2 におけるレートパルス発生器 2 1 は、基準信号発生部 1 から供給される基準信号を分周することによって、送信超音波 ( 超音波パルス ) のレート周期  $T_r$  を決定するレートパルスを生成し、このレートパルスを M 0

30

チャンネルの送信遅延回路 2 2 に供給する。

【 0 0 7 8 】

送信遅延回路 2 2 は、システム制御部 1 3 から供給された遅延時間制御信号に従って、所定の深さに超音波を収束するための収束用遅延時間と走査方向 1 に超音波を放射するための偏向用遅延時間を前記レートパルスに与え、このレートパルスを M 0 チャンネルの駆動回路 2 3 に供給する。そして、駆動回路 2 3 は、レートパルスの駆動によって生成されたインパルスあるいは所定波形の駆動信号を、図示しない M 0 チャンネルのケーブルを介して超音波プローブ 1 0 における M 0 チャンネルの圧電振動子に供給し、走査方向 1 に対して送信超音波を放射する。

【 0 0 7 9 】

被検体に放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる臓器間の境界面あるいは組織にて反射する。又、この超音波が心臓壁や血球などの動きのある反射体で反射する場合、その超音波周波数はドブラ偏移を受ける。

40

【 0 0 8 0 】

被検体の組織や血球にて反射した受信超音波 ( 超音波反射波 ) は、超音波プローブ 1 0 の前記圧電振動子によって受信されて電気信号 ( 受信信号 ) に変換され、更に、前記 M 0 チャンネルのケーブルを介して受信部 3 のプリアンプ 2 4 に供給され所定の大きさに増幅された後、A / D 変換器 2 5 にてデジタル信号に変換される。

【 0 0 8 1 】

そして、デジタル信号に変換された M 0 チャンネルの受信信号は、ビームフォーマ 2 6

50

に供給され、直交位相検波して得られた I 信号及び Q 信号の各々に対して整相加算が行なわれる。そして、整相加算された I 信号及び Q 信号は、図 4 の B M I データ生成部 6 における I / Q 信号記憶回路 3 8 に一旦保存される。

【 0 0 8 2 】

同様に、システム制御部 1 3 は、走査 S P 1 の走査方向 2 乃至 8 に対し超音波送受波を行なって得られた I / Q 信号を B M I データ生成部 6 の I / Q 信号記憶回路 3 8 に保存し、更に、走査 S P 2 の走査方向 2 乃至 9、走査 S P 3 の走査方向 3 乃至 1 0 . . . に対する超音波送受波によって得られた I / Q 信号も I / Q 信号記憶回路 3 8 に保存する。

【 0 0 8 3 】

一方、F I R フィルタ 3 9 は、上述の手順によって I / Q 信号記憶回路 3 8 に保存された各走査方向の I 信号及び Q 信号 ( 図 5 参照 ) の中から、例えば、走査方向 8 に対して時間間隔 T x で得られた走査 S P 1 乃至 S P 8 の I 信号 a 1 ( I ) 乃至 a 8 ( I ) 及び Q 信号 a 1 ( Q ) 乃至 a 8 ( Q ) を読み出し、既に示した式 ( 1 ) に基づく F I R フィルタ処理によってパワー値データ列 A 1 乃至 A 5 を算出する ( 図 6 参照 ) 。そして、得られたこれらのパワー値データ列をデータシフト回路 4 0 の図示しないバッファ回路に一旦保存する。

【 0 0 8 4 】

同様に、走査方向 9 に対して得られた走査 S P 2 乃至 S P 9 の I 信号 b 1 ( I ) 乃至 b 8 ( I ) 及び Q 信号 b 1 ( Q ) 乃至 b 8 ( Q ) 、走査方向 1 0 に対して得られた走査 S P 3 乃至 S P 1 0 の I 信号 c 1 ( I ) 乃至 c 8 ( I ) 及び Q 信号 c 1 ( Q ) 乃至 c 8 ( Q ) . . . . を読み出し、F I R フィルタ処理によって得られたパワー値データ列 B 1 乃至 B 5 、 C 1 乃至 C 5 をデータシフト回路 4 0 の前記バッファ回路に保存する ( 図 7 ( a ) 参照 ) 。

【 0 0 8 5 】

そして、データシフト回路 4 0 は、前記バッファ回路に保存された走査方向 8 乃至 P のパワー値データ列に対して、その先頭データ A 1 , B 1 , C 1 , . . . が一致するようにデータシフトを行なって B M I データを生成し、この B M I データをデータ記憶・演算部 5 0 のデータ記憶部 7 に保存する。

【 0 0 8 6 】

次いで、データ記憶・演算部 5 0 のデータ記憶部 7 は、B M I データ生成部 6 のデータシフト回路 4 0 から供給される走査方向単位の B M I データを順次保存して 2 次元の B M I 画像データを生成する。

【 0 0 8 7 】

上述の B M I 画像データの生成が終了したならば、B モード画像データを生成するための超音波送受波を行なう。即ち、システム制御部 1 3 は、走査方向 1 乃至 P における B モードデータを得るために送受信部 2 0 の送信遅延時間及び受信遅延時間を制御する。次いで、送受信部 2 0 及び超音波プローブ 1 0 は、先ず走査方向 1 に対して超音波送受波を行ない、受信部 3 のビームフォーマ 2 6 において整相加算された I 信号及び Q 信号を B モードデータ生成部 4 に供給する。

【 0 0 8 8 】

B モードデータ生成部 4 の包絡線検波器 3 1 は、ビームフォーマ 2 6 から出力された I / Q 信号の絶対値を算出することによって包絡線検波を行ない、対数変換器 3 2 は、包絡線検波後の受信信号に対して対数変換を行ない B モードデータを生成する。そして、生成された B モードデータは、データ記憶・演算部 5 0 のデータ記憶部 7 に保存される。

【 0 0 8 9 】

同様に、走査方向 2 乃至 P に対して超音波送受波を行ない、得られた B モードデータはデータ記憶部 7 に保存される。即ち、B モードデータ生成部 4 において走査方向単位で生成された B モードデータはデータ記憶部 7 において順次保存され、2 次元の B モード画像データが生成される。

10

20

30

40

50

## 【0090】

一方、流れデータ生成部8は、データ記憶部7に保存された時相の異なる複数枚のB M I画像データの中から時間方向に隣接した2枚のB M I画像データを用いて画像間相互相関演算を行なって、このB M I画像データにおけるスペックルパターンの移動量と移動方向を推定する。そして、これらの推定結果に基づいて血液の流れベクトルデータあるいは流線データを生成し、得られた流れベクトルデータあるいは流線データを前記データ記憶部7に保存する。

## 【0091】

次に、図1の表示部9の図示しない表示用データ生成回路は、データ記憶・処理部70において生成されたBモード画像データとB M I画像データを読み出し、所定の表示形態（セクタ表示）に対応した走査変換処理を行なった後合成して表示用画像データを生成する。このとき、高速収集された複数枚のB M I画像データを通常のモニタに表示するためのスローモーション表示変換処理が行なわれる。

10

## 【0092】

そして、前記変換回路は、この表示用画像データに対してD/A変換とテレビフォーマット変換を行なって映像信号を生成し、この映像信号を前記モニタに表示する。

## 【0093】

又、Bモード画像データに流れベクトルデータあるいは流線データを合成して表示する場合には、流れベクトルデータあるいは流線データに対してもスローモーション表示変換処理を行なった後Bモード画像データとの合成が行なわれる。

20

## 【0094】

以上述べた本発明の実施例によれば、定間隔交互走査法を適用してB M I画像データを生成しているため、極めて高いフレームレートでB M I画像データを得ることができ、従って血球の流れを時間的に連続して観察することが可能となる。しかも、前記定間隔交互走査によって空間的にも連続した広範囲のB M I画像データを観察することが可能となる。

## 【0095】

又、高フレームレートで生成された複数のB M I画像データは、本実施例の表示速度変換手段によって通常のモニタで連続して観測することが可能となる。更に、前記B M I画像データに基づいて生成された流れベクトルデータあるいは流線データの表示によって血流状態を正確かつ定量的に診断することができる。

30

## 【0096】

即ち、本実施例によって得られたB M I画像データや流れベクトルデータ、更には流線データの表示によって、操作者は、広範囲における血流情報を実際に流れているように観察することが可能となるため診断能が大幅に向上するとともに操作者の負担が軽減される。

## 【0097】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は上記の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例の定間隔交互走査における超音波受波方向は1つの方向に設定したが、超音波送波方向を中心とした複数方向からの受信超音波を同時に受信する、所謂、並列同時受信を適用してもよい。図13は、図3の定間隔交互走査に対して2段の並列同時受信を適用した場合であり、走査方向1乃至Pの各々に対して複数の受信信号が収集される。このような並列同時受信法を組み合わせることによってB M I画像データのフレームレートを更に向上させることが可能となる。

40

## 【0098】

又、上述の実施例においては、B M I画像データ間の相互相関処理によってスペックルパターンの移動情報を検出したが、相互相関処理に限定されるものではなく、例えば、対応する画素の画素値（パワー値）の差の絶対値を求め、この絶対値をブロック内で積算するS A D（Sum Absolute Difference）法によって上記移動情報を推定してもよい。

50

【0099】

又、上述の表示方法において、BMI画像データ、流れベクトルデータ及び流線データはBモード画像データと合成して表示する場合について述べたが、独立して表示してもよく、カラードプラ画像データと合成表示してもよい。更に、流れベクトルデータあるいは流線データとBMI画像データを合成表示してもよい。

【0100】

又、上記Bモード画像データを得るための超音波送受波の順序は、上記実施例の方法に限定されるものではなく、例えば、BMI用の超音波送受波によって得られた受信信号の1部を用いて生成してもよい。

【0101】

尚、上述の実施例の超音波プローブの圧電振動子は1次元に配列した場合について述べたが、2次元配列された圧電振動子を用いてもよく、特に、この方法によれば複数の任意断面におけるBMI画像データを同時に生成することも可能となる。更に、走査方式は上述のセクタ走査方式の他にリニア走査方式やコンベックス走査方式、更にはラジアル走査方式等であってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0102】

【図1】本発明の実施例における超音波血流イメージング装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】同実施例における送受信部の構成を示すブロック図。

【図3】同実施例のBMI画像データの生成において用いる定間隔交互走査を示す図。

【図4】同実施例におけるデータ生成部の構成を示すブロック図。

【図5】同実施例におけるBMIデータ生成部のI/Q信号記憶回路に保存されたI信号及びQ信号を模式的に示す図。

【図6】同実施例におけるFIRフィルタ処理の原理を示す図。

【図7】同実施例におけるパワー値データ列のデータシフトを説明するための図。

【図8】同実施例によって生成されるBMI画像データを模式的に示す図。

【図9】同実施例における流れベクトルの推定方法を示す図。

【図10】同実施例における流れベクトル表示の具体例を示す図。

【図11】同実施例における流線表示の具体例を示す図。

【図12】同実施例におけるスローモーション表示を説明するための図。

【図13】同実施例の変形例における並列同時受信を適用した定間隔交互走査を示す図。

【図14】従来のBMI法における走査法とデータ処理法を示す図。

【符号の説明】

【0103】

- 1 ... 基準信号発生部
- 2 ... 送信部
- 3 ... 受信部
- 4 ... Bモードデータ生成部
- 5 ... カラードプラデータ生成部
- 6 ... BMIデータ生成部
- 7 ... データ記憶部
- 8 ... 流れデータ生成部
- 9 ... 表示部
- 10 ... 超音波プローブ
- 11 ... 入力部
- 12 ... 走査制御部
- 13 ... システム制御部
- 20 ... 送受信部
- 30 ... データ生成部

10

20

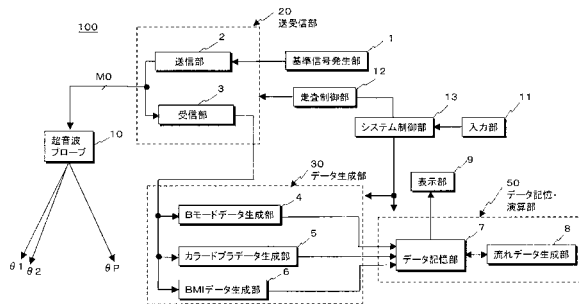
30

40

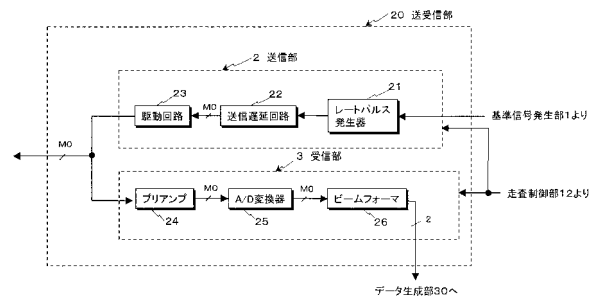
50

- 38 ... I / Q 信号記憶回路
- 39 ... FIR フィルタ
- 40 ... データシフト回路
- 50 ... データ記憶・演算部
- 100 ... 超音波血流イメージング装置

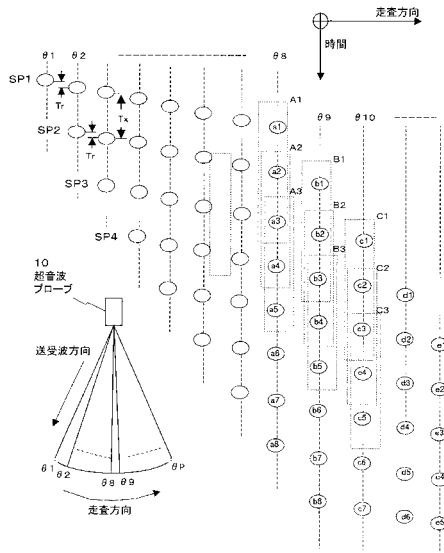
【図1】



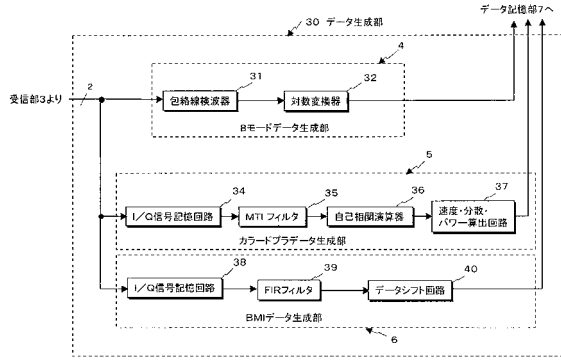
【図2】



【図3】



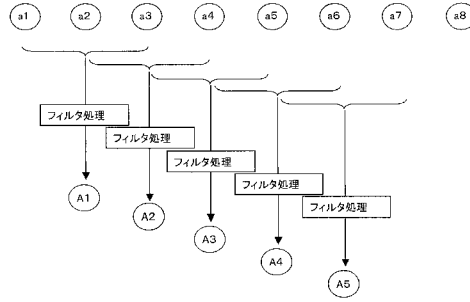
【図4】



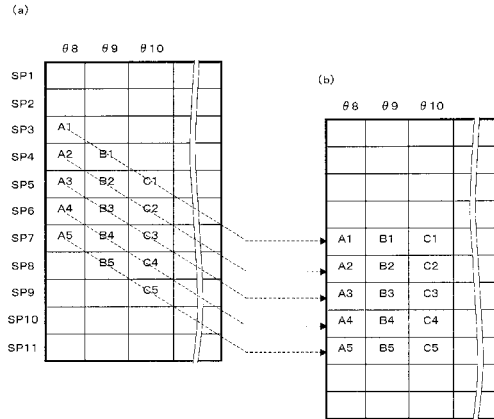
【図5】

	$\theta_8$		$\theta_9$		$\theta_{10}$		$\theta_{11}$	
SP1	a1(I)	a1(Q)						
SP2	a2(I)	a2(Q)	b1(I)	b1(Q)				
SP3	a3(I)	a3(Q)	b2(I)	b2(Q)	c1(I)	c1(Q)		
SP4	a4(I)	a4(Q)	b3(I)	b3(Q)	c2(I)	c2(Q)	d1(I)	d1(Q)
SP5	a5(I)	a5(Q)	b4(I)	b4(Q)	c3(I)	c3(Q)	d2(I)	d2(Q)
SP6	a6(I)	a6(Q)	b5(I)	b5(Q)	c4(I)	c4(Q)	d3(I)	d3(Q)
SP7	a7(I)	a7(Q)	b6(I)	b6(Q)	c5(I)	c5(Q)	d4(I)	d4(Q)
SP8	a8(I)	a8(Q)	b7(I)	b7(Q)	c6(I)	c6(Q)	d5(I)	d5(Q)
SP9			b8(I)	b8(Q)	c7(I)	c7(Q)	d6(I)	d6(Q)
SP10					c8(I)	c8(Q)	d7(I)	d7(Q)
SP11							d8(I)	d8(Q)

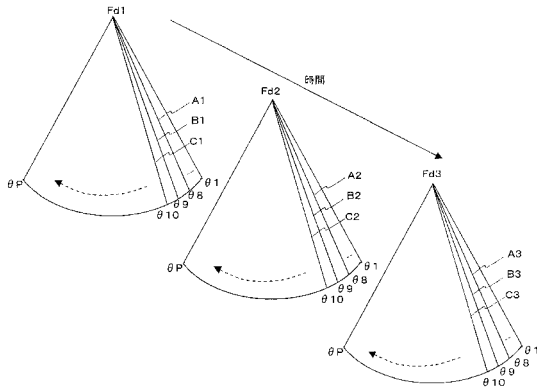
【図6】



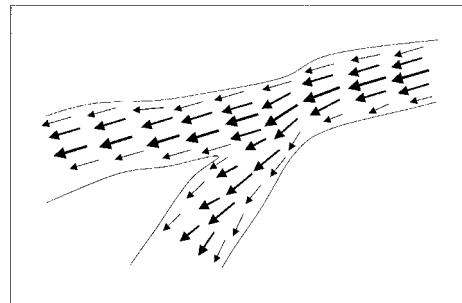
【図7】



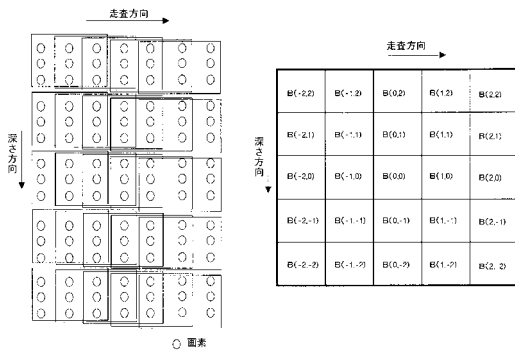
【図8】



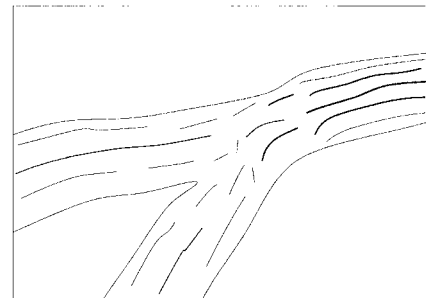
【図10】



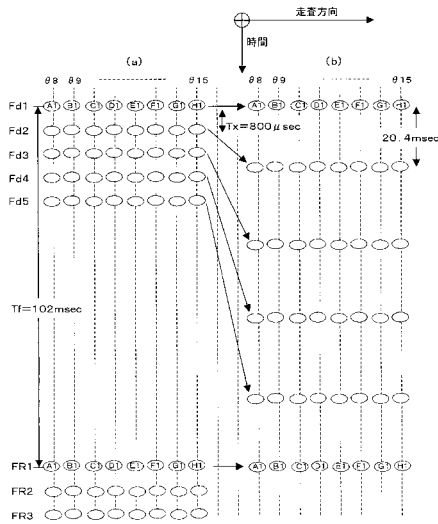
【図9】



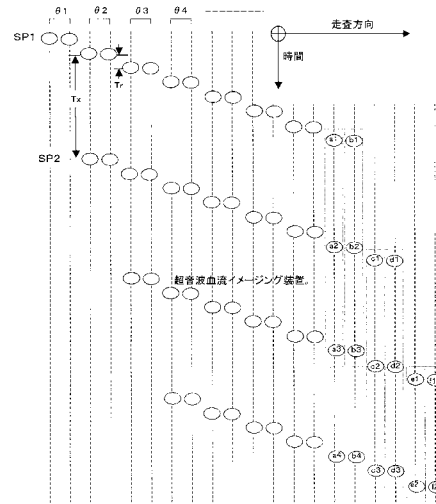
【図11】



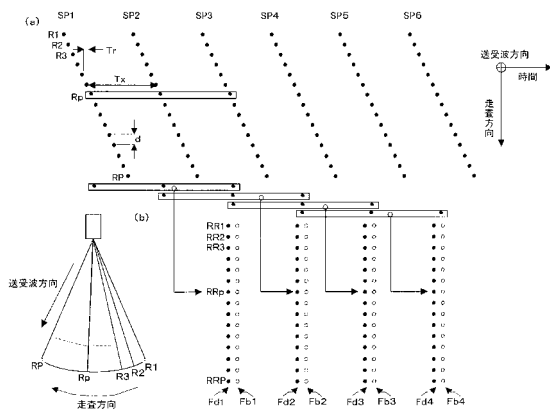
【図12】



【図13】



【図14】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開昭62-114539(JP,A)  
特開2001-178721(JP,A)  
特開昭63-260540(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声波血流成像装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4660126B2</a>	公开(公告)日	2011-03-30
申请号	JP2004180377	申请日	2004-06-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	佐藤武史		
发明人	佐藤 武史		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S15/8979 G01S7/52085		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB07 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE05 4C601/EE08 4C601/EE09 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/HH03 4C601/HH04 4C601/HH16 4C601/HH28 4C601/JB22 4C601/JB24 4C601/JB32 4C601/JC16 4C601/JC22 4C601/JC23 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK34 4C601/KK35		
代理人(译)	堀口博		
其他公开文献	JP2006000421A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波血流成像设备，其可以生成在动态显示中优异的各种BMI（血液成像）图像数据。解决方案：当通过在对象的多个方向上以预定间隔 $Tr$ 顺序地发送和接收超声波来生成BMI图像数据时，以预定方向的接收信号以间隔 $Tx$ （ $Tx = M \times Tr$ ）被收集 $M$ 次。通过所谓的 $M$ 级恒定间隔交替扫描，其中在从第一次发送和接收超声波的时间期间顺序地执行超声波在多个其他方向（ $M-1$ ）上的发送和接收。预定方向到下一次发送和接收超声波。对于在多个扫描方向中的每个扫描方向上以间隔 $Tx$ 获取的具有规定深度的接收信号，以及多个BMI图像数据，执行用于从血细胞提取反射波分量的FIR滤波。根据FIR滤波顺序输出的数据串的数据产生时间相位。 $\Sigma$

【图3】

