

(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2004-329609

(P2004-329609A)

(43) 公開日 平成16年11月25日(2004.11.25)

(51) Int. Cl. <sup>7</sup>	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/06	A 6 1 B 8/06	5 D 1 0 7
B 0 6 B 3/04	B 0 6 B 3/04	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2003-130330 (P2003-130330)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成15年5月8日(2003.5.8)	(74) 代理人	100083161 弁理士 外川 英明
		(72) 発明者	坂口 文康 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内
		(72) 発明者	中田 一人 栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝那須工場内

最終頁に続く

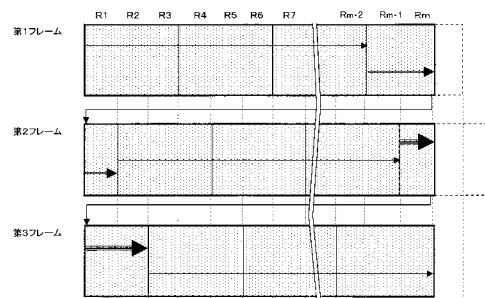
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 複数に分割された領域単位で超音波によるドブラ情報の収集と画像化を行う際に、分割領域の境界の画像データに発生する不連続部分を低減する。

【解決手段】 超音波走査における送受波方向(ラスタ) R 1乃至R mを所定ラスタ数Q(例えばQ = 3)によって分割し、この分割した領域内におけるQ段の交互走査によりカラードブラ画像データを生成する際、上記各分割領域の境界において発生する不連続の位置を連続する画像データ(例えば第1フレーム乃至第3フレーム)において順次変更する。そして、これら複数の画像データに対して画像データ間画像データ間演算処理を行なうことによって上記不連続を相対的に低減させる。

【選択図】 図4



## 【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、  
前記超音波振動子より被検体の所定領域に対して超音波送受波を行う超音波送受波手段と、  
前記被検体の前記所定領域を超音波送受波方向と直交する方向において複数領域に分割し、  
各々の分割領域の送受波に対して送受波方向を順次変更しながら超音波送受波の順次変更を複数回繰り返して行う第 1 の走査制御手段と、  
この第 1 の走査制御手段によって設定される前記超音波送受波に対応して前記超音波送受波手段から得られた受信信号に基づいてドプラモード信号を検出するドプラモード信号検出手段と、  
前記ドプラモード信号検出手段によって得られたドプラモード信号に基づいてドプラ画像データを生成して記憶する第 1 の画像データ生成記憶手段と、  
この第 1 の画像データ生成記憶手段によって生成された複数枚の前記ドプラ画像データに対して画像データ間の演算を行うための演算手段と、  
この演算手段によって得られた画像データを表示する表示手段とを備え、  
前記演算手段によって演算される少なくとも時刻の異なる 2 枚のドプラ画像データを生成する前記分割領域の境界位置は互いに異なることを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【請求項 2】

超音波振動子を備えた超音波プローブと、  
前記超音波振動子より被検体の所定領域に対して超音波送受波を行う超音波送受波手段と、  
前記被検体の前記所定領域を超音波送受波方向と直交する方向において複数領域に分割し、  
各々の分割領域の前記超音波送受波に対して送受波方向を順次変更しながら超音波送受波の順次変更を複数回繰り返して行う第 1 の走査制御手段と、  
前記被検体の前記所定領域を前記超音波送受波方向と直交する方向において複数領域に分割し、  
各々の分割領域の前記超音波送受波に対して送受波方向を順次変更しながら超音波送受波を行う第 2 の走査制御手段と、  
前記第 1 の走査制御手段によって設定される前記超音波送受波に対応して前記超音波送受波手段から得られた受信信号に基づいてドプラモード信号を検出するドプラモード信号検出手段と、  
前記第 2 の走査制御手段によって設定される所定の送受波方向に対応して前記超音波送受波手段から得られた受信信号に基づいて前記送受波方向の B モード信号を検出する B モード信号検出手段と、  
前記ドプラモード信号検出手段によって得られた前記ドプラモード信号に基づいてドプラ画像データを生成して記憶する第 1 の画像データ生成記憶手段と、  
前記 B モード信号検出手段によって得られた前記 B モード信号に基づいて B モード画像データを生成して記憶する第 2 の画像データ生成記憶手段と  
前記第 1 の画像データ生成記憶手段によって生成された複数枚の前記ドプラ画像データ及び前記第 2 の画像データ生成記憶手段によって生成された複数枚の前記 B モード画像データに対して画像データ間の演算を行うための演算手段と、  
この演算手段によって得られた画像データを表示する表示手段とを備え、  
前記演算手段によって演算される少なくとも 2 枚のドプラ画像データあるいは B モード画像データを生成する前記分割領域の境界位置は互いに異なることを特徴とする超音波診断装置。

20

30

40

## 【請求項 3】

前記第 1 の走査制御手段は、前記第 1 の画像データ生成記憶手段によって連続して生成された前記複数枚のドプラ画像データの各々に対して、前記分割領域の境界位置を順次変更するように前記超音波送受波を制御することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

50

## 【請求項 4】

前記第 2 の走査制御手段は、前記第 2 の画像データ生成記憶手段によって連続して生成された前記複数枚の B モード画像データの各々に対して、前記分割領域の境界位置を順次変更するように前記超音波送受波を制御することを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記第 1 の走査制御手段は、前記複数枚のドプラ画像データのうち、少なくとも 2 枚のドプラ画像データにおいて超音波送受波の開始方向が異なるように制御することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか 1 項に記載した超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記第 2 の走査制御手段は、前記複数枚の B モード画像データのうち、少なくとも 2 枚の B モード画像データにおいて超音波送受波の開始方向が異なるように制御することを特徴とする請求項 2 又は請求項 4 に記載の超音波診断装置。

10

## 【請求項 7】

前記演算手段は、前記複数枚のドプラ画像データあるいは前記複数枚の B モード画像データに対して重み付け加算することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記表示手段は、前記演算手段によって演算された前記ドプラ画像データと前記 B モード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 2 又は請求項 4 又は請求項 6 に記載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 9】

前記第 1 の走査制御手段と第 2 の走査制御手段の少なくともいずれか一方は、前記被検体の前記所定領域における超音波送受波方向数を前記分割領域の送受波方向数の整数倍と異なるように設定することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか 1 項に記載した超音波診断装置。

## 【請求項 10】

前記第 1 の走査制御手段と第 2 の走査制御手段の少なくともいずれか一方は、前記複数枚のドプラ画像データあるいは前記複数枚の B モード画像データのうち、少なくとも 1 枚のドプラ画像データあるいは B モード画像データにおいて最初の送受波方向と最後の送受波方向が隣接するように制御することを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか 1 項に記載した超音波診断装置。

30

## 【請求項 11】

前記第 1 の走査制御手段と第 2 の走査制御手段の少なくともいずれか一方は、前記被検体の前記所定領域に設定した端部の前記分割領域に対する超音波送受波に際して所定の休止期間を設けることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか 1 項に記載した超音波診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】

本発明は超音波診断装置に係り、被検体から得られるドプラ情報の画像化が可能な超音波診断装置に関する。

40

## 【0002】

## 【従来の技術】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された超音波振動子から発生する超音波パルスが被検体内に放射し、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超音波反射波を超音波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 次元画像が容易に観察できるため、生体の各種臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

## 【0003】

50

生体内の各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、今日の超音波画像診断において不可欠のものとなっている。

【0004】

カラードプラ法は、超音波パルスにより生体内の所定断面を走査し、血液（血球）など移動する反射体に対して超音波が照射された場合に、上記反射体の速度（血流速度）に対応して生ずるドプラ周波数偏移を捉えて画像化を行うものである。このカラードプラ法は、当初、血流速度の速い心腔内血流状態の画像化に用いられたが、今日では、腹部臓器の組織血流など極めて遅い血流の画像化に対しても適用が可能となってきている。

10

【0005】

移動している反射体に対して超音波パルスを照射し、その反射波のドプラ周波数偏移から反射体の速度を計測する場合、この反射体に対して超音波による送受波をレート間隔 $T_r$ で複数回（ $n$ 回）繰り返して行い、得られた一連の反射波から反射体の移動速度を計測する必要がある。この場合、低流速の反射体に対する検出能（測定可能な流速の下限値） $V_{min}$ は、上記 $n$ からなる一連の反射波に対して行われる周波数分析の周波数分解能 $f_d$ に依存し、この周波数分解能 $f_d$ は、超音波の送受波繰り返し周波数（レート周波数）を $f_r$ （ $f_r = 1 / T_r$ ）とすれば

$$f_d = f_r / n \quad \dots (1)$$

で示される。即ち、低流速検出能を向上させるためにはレート周波数 $f_r$ を遅くするか、所定方向に対して繰り返し行う送受波回数 $n$ を大きくする必要がある。一方、超音波画像に要求されるリアルタイム性は、単位時間当たりの表示画像枚数（フレーム周波数） $F_n$ によって決定され、このフレーム周波数 $F_n$ は

20

$$F_n = f_r / n / m = f_d / m \quad \dots (2)$$

によって示される。但し、 $m$ は、1枚の画像の構成に必要な走査線総数（ラスタ総数）である。即ち、フレーム周波数 $F_n$ と検出能 $V_{min}$ は相反する関係にあり、これらを同時に満足させることは従来困難であったが、新しい走査方法（以下では、「交互走査法」と呼ぶ。）の改良により上記問題点は大幅に改善された（例えば、特許文献1参照。）。

【0006】

図8は、上記特許文献1に記載されている交互走査法の具体例を示したものであり、上段はセクタ走査における送受波方向（以下では、ラスタと呼ぶ） $R_1$ 乃至 $R_m$ を、また、下段は各ラスタに対する超音波の送受波順序を示している。即ち、図8(a)に示す方法では、まず、時刻 $t_1$ においてラスタ $R_1$ の方向に送受波を行い、次いで、時刻 $t_2$ においてラスタ $R_2$ の方向に、また、時刻 $t_3$ においてラスタ $R_3$ の方向に送受波を行う。次いで、時刻 $t_4$ 乃至 $t_6$ 及び時刻 $t_7$ 乃至時刻 $t_9$ において再度ラスタ $R_1$ 乃至 $R_3$ の方向に送受波を繰り返し行う。即ち $Q$ （ $Q = 3$ ）の方向に対して交互に超音波の送受波を繰り返す。このようにしてラスタ $R_1$ 乃至 $R_3$ の各々の方向において夫々送受波間隔 $T_s$ （ $T_s = 3 T_r$ ）で $n$ 回（ $n = 3$ ）の送受波が完了したならば、ラスタ $R_4$ 乃至 $R_6$ 、ラスタ $R_7$ 乃至 $R_9 \dots$ の方向に対しても同様にして送受波間隔 $T_s$ による $n$ 回の送受波を行う。

30

40

【0007】

一方、図8(b)に示す方法では、まず、時刻 $t_1$ においてラスタ $R_1$ の方向に送受波を行ったならば、時刻 $t_2$ 及び $t_3$ において送受波を休止し、時刻 $t_4$ において再びラスタ $R_1$ の方向、そして時刻 $t_5$ においてラスタ $R_2$ の方向に夫々送受波を行う。次いで、時刻 $t_6$ で休止した後、時刻 $t_7$ 乃至 $t_9$ においてラスタ $R_1$ 乃至 $R_3$ 方向に送受波を行い、更に、時刻 $t_{10}$ 乃至 $t_{13}$ においてラスタ $R_1$ 乃至 $R_4$ 方向に、また、時刻 $t_{14}$ 乃至 $t_{17}$ においてラスタ $R_2$ 乃至 $R_5$ 方向に送受波を行う。このようにしてラスタの方向を1本ずつシフトさせながら、1つのラスタの方向に対して送受波間隔 $T_s$ （ $T_s = 3 T_r$ ）で $n = 4$ 回の送受波を行う。

【0008】

50

上記の図 8 ( a ) 及び図 8 ( b ) に示した方法によれば、低流速検出能  $V_{min}$  を決定する周波数分解能  $f_d$  は

$$f_d = f_s / n = f_r / Q / n \quad ( Q = 3 ) \quad \dots ( 3 )$$

となる。但し、 $f_s$  ( $f_s = 1 / T_s$ ) は、各ラスタの方向に対する送受波繰り返し周波数である。即ち、この具体例によれば、送受波繰り返し周波数  $f_s$  はレート周波数  $f_r$  の  $1/3$  となり、しかもフレーム周波数  $F_n$  は不変のため、フレーム周波数を低下させることなく低流速検出能を 3 倍に向上させることが可能となる。

【 0 0 0 9 】

【 特許文献 1 】

特開昭 6 4 - 4 3 2 3 7 号公報 ( 第 3 - 4 頁、第 5 - 6 図 )

10

【 0 0 1 0 】

【 発明が解決しようとする課題 】

しかしながら、特許文献 1 の図 8 ( a ) に示した方法によれば、ラスタ  $R_1$  乃至ラスタ  $R_3$ 、ラスタ  $R_4$  乃至ラスタ  $R_6$  のように分割された各領域におけるラスタ数  $Q$  が増加するに従って、分割領域の境界 ( 例えば、図 8 ( a ) のラスタ  $R_3$  とラスタ  $R_4$  などの間 ) において不連続な部分が発生する。この現象は、特に拍動性の血流の場合、血管を取り巻く生体組織が呼吸性移動あるいは心臓の拍動の影響を伴う場合、更には、超音波プローブが移動している場合などにおいて顕著であり、診断の妨げとなる。

【 0 0 1 1 】

一方、上記特許文献 1 の図 8 ( b ) に示した方法によれば、走査の制御が複雑であり、また、視野深度の深い B モード画像と視野深度の浅いカラー Doppler 画像を同時表示する場合、視野深度の深い画像のレート周波数に統一しなくてはならないためフレーム周波数  $F_n$  が大幅に低減する欠点を有している。

20

【 0 0 1 2 】

本発明は、このような従来の問題点を鑑みてなされたものであり、その目的は、交互走査法を適用した超音波カラー Doppler 法の画像データ生成において、画像の不連続を低減することが可能な超音波診断装置を提供することにある。

【 0 0 1 3 】

【 課題を解決するための手段 】

上記課題を解決するために、請求項 1 に係る本発明の超音波診断装置は、超音波振動子を備えた超音波プローブと、前記超音波振動子より被検体の所定領域に対して超音波送受波を行う超音波送受波手段と、前記被検体の前記所定領域を超音波送受波方向と直交する方向において複数領域に分割し、各々の分割領域の送受波に対して送受波方向を順次変更しながら超音波送受波の順次変更を複数回繰り返して行う第 1 の走査制御手段と、この第 1 の走査制御手段によって設定される前記超音波送受波に対応して前記超音波送受波手段から得られた受信信号に基づいて Doppler モード信号を検出する Doppler モード信号検出手段と、前記 Doppler モード信号検出手段によって得られた Doppler モード信号に基づいて Doppler 画像データを生成して記憶する第 1 の画像データ生成記憶手段と、この第 1 の画像データ生成記憶手段によって生成された複数枚の前記 Doppler 画像データに対して画像データ間の演算を行うための演算手段と、この演算手段によって得られた画像データを表示する表示手段とを備え、前記演算手段によって演算される少なくとも 2 枚の Doppler 画像データを生成する前記分割領域の境界位置は互いに異なることを特徴としている。

30

40

【 0 0 1 4 】

また、請求項 2 に係る本発明の超音波診断装置は、超音波振動子を備えた超音波プローブと、前記超音波振動子より被検体の所定領域に対して超音波送受波を行う超音波送受波手段と、前記被検体の前記所定領域を超音波送受波方向と直交する方向において複数領域に分割し、各々の分割領域の前記超音波送受波に対して送受波方向を順次変更しながら超音波送受波の順次変更を複数回繰り返して行う第 1 の走査制御手段と、前記被検体の前記所定領域を前記超音波送受波方向と直交する方向において複数領域に分割し、各々の分割領域の前記超音波送受波に対して送受波方向を順次変更しながら超音波送受波を行う第 2 の

50

走査制御手段と、

前記第1の走査制御手段によって設定される前記超音波送受波に対応して前記超音波送受波手段から得られた受信信号に基づいてドプラモード信号を検出するドプラモード信号検出手段と、前記第2の走査制御手段によって設定される所定の送受波方向に対応して前記超音波送受波手段から得られた受信信号に基づいて前記送受波方向のBモード信号を検出するBモード信号検出手段と、前記ドプラモード信号検出手段によって得られた前記ドプラモード信号に基づいてドプラ画像データを生成して記憶する第1の画像データ生成記憶手段と、前記Bモード信号検出手段によって得られた前記Bモード信号に基づいてBモード画像データを生成して記憶する第2の画像データ生成記憶手段と前記第1の画像データ生成記憶手段によって生成された複数枚の前記ドプラ画像データ及び前記第2の画像データ生成記憶手段によって生成された複数枚の前記Bモード画像データに対して画像データ間の演算を行うための演算手段と、この演算手段によって得られた画像データを表示する表示手段とを備え、前記演算手段によって演算される少なくとも2枚のドプラ画像データあるいはBモード画像データを生成する前記分割領域の境界位置は互いに異なることを特徴としている。

10

【0015】

従って本発明によれば、分割領域の境界の画像データに発生する不連続部分を低減することができるため、良質な超音波画像の表示が可能となる。

【0016】

【発明の実施の形態】

20

以下に述べる本発明の実施の形態の特徴は、超音波画像データの収集を目的として行う超音波走査の送受波方向(ラスタ)R1乃至Rmを所定ラスタ数Q(例えばQ=3)によって分割し、各分割領域内におけるQ本のラスタに対してカラードプラ画像データを生成する際、上記分割領域の境界の位置が連続して表示される複数枚のカラードプラ画像データの夫々において異なるように上記送受波方向を制御することを特徴としている。

【0017】

(装置の構成)

以下では、本実施の形態における超音波診断装置の構成について図1を用いて説明する。

図1は、超音波診断装置100の構成を示すブロック図である。

【0018】

30

この超音波診断装置100は、被検体表面に接触させて超音波の送受波を行う超音波プローブ1と、被検体の所定方向に対して超音波パルスを照射するために超音波プローブ1に駆動信号を供給する超音波送信部2と、被検体の所定方向からの超音波反射波を受信信号として受信する超音波受信部3と、この受信信号に対してBモード信号を検出するためのBモード処理部4と、上記受信信号に対してドプラモード信号を検出するためのドプラモード処理部5と、Bモード信号及びドプラモード信号に基づいてBモード画像データ及びカラードプラ画像データの生成と保存、更には画像データ間の演算を行う画像演算・記憶部6を備えている。

【0019】

更に、超音波診断装置100は、上記Bモード画像データあるいはカラードプラ画像データを表示する表示部10と、操作者によって各種の撮影条件や画像条件、更にはコマンド信号などが入力される操作部9と、上記各ユニットを統括して制御するシステム制御部8を備えている。

40

【0020】

超音波プローブ1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うものであり、例えば、1次元に配列された複数個の超音波振動子とその先端部分に有している。この超音波振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス(駆動信号)を超音波パルス(送信超音波)に変換し、また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。超音波画像の解像度や感度に大きな影響を与える超音波周波数はこの超音波振動子の厚みによってほぼ決定される。この超音波

50

プローブ 1 は小型、軽量に構成されており、多芯ケーブルによって超音波送信部 2 及び超音波受信部 3 に接続されている。この超音波プローブ 1 はセクタ走査対応、リニア走査対応、コンベックス走査対応等の各種超音波プローブの中から診断部位に応じて選択されるが、以下ではセクタ走査用の超音波プローブ 1 を用いた場合について述べる。

#### 【0021】

超音波送信部 2 は、レートパルス発生器 11 と、送信遅延回路 12 と、パルサ 13 を備えている。レートパルス発生器 11 は、被検体内に放射する超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを送信遅延回路 12 に供給する。この送信遅延回路 12 は、送信に使用される超音波振動子と同数の複数の独立な遅延回路から構成されており、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波パルスを収束するための遅延時間と超音波パルスを所定の方向に順次偏向し被検体を走査するための遅延時間をレートパルスに与え、パルサ 13 に供給する。また、パルサ 13 は、送信遅延回路 12 同様、送信に使用される超音波振動子と同数の独立な駆動回路を有しており、超音波プローブ 1 を構成する超音波振動子を駆動して送信超音波を放射するための駆動パルスを生成する。

10

#### 【0022】

一方、超音波受信部 3 は、プリアンプ 14 と、受信遅延回路 15 と、加算器 16 を備えている。プリアンプ 14 は、超音波振動子によって受信超音波から変換された受信信号を増幅して十分な S/N を確保する。受信遅延回路 15 は、細い受信ビーム幅を得るために所定の深さからの超音波を収束するための収束用遅延時間と、受信超音波に対する受信指向性を順次変更して被検体内を走査するための遅延時間をプリアンプ 14 の出力に与えた後加算器 16 に送り、加算器 16 は、受信遅延回路 15 から出力される複数の出力信号を加算して 1 つに纏める。

20

#### 【0023】

B モード処理部 4 は、対数変換器 17 と、包絡線検波器 18 と、A/D 変換器 19 とを備えている。対数変換器 17 は、超音波受信部 3 の出力の振幅を対数変換し、弱い信号を相対的に強調する働きをしている。一般に被検体内からの受信信号は、80 dB 以上の広いダイナミックレンジをもった振幅を有しており、これを 20 ~ 30 dB 程度のダイナミックレンジをもつ通常のテレビモニタに表示するためには弱い信号を強調する振幅圧縮が必要となる。また、包絡線検波器 18 は、対数変換された受信信号に対して包絡線検波を行い、超音波周波数成分を除去して振幅情報のみの B モード信号を検出する。そして、A/D 変換器 19 は、この包絡線検波器 18 からの B モード信号を A/D 変換する。

30

#### 【0024】

ドブラモード処理部 5 は、基準信号発生器 20、 $\pi/2$  移相器 21、ミキサ 22、LPF (ローパスフィルタ) 23、A/D 変換器 24、ドブラモード信号記憶回路 25、MTI フィルタ 26、自己相関器 27 及び演算器 28 を備え、上記超音波受信部 3 の出力に対して主に直交位相検波と周波数分析が行われる。

#### 【0025】

即ち、ドブラモード処理部 5 の入力信号は、ミキサ 22 - 1 及び 22 - 2 の第 1 の入力端子に入力される。一方、この入力信号の中心周波数とほぼ等しい周波数を有し、レートパルス発生器 11 のレートパルスと同期した基準信号発生器 20 の連続波出力は、ミキサ 22 - 1 の第 2 の入力端子に直接供給されると共に、 $\pi/2$  移相器 21 に供給され、 $\pi/2$  移相器 21 において位相が 90 度シフトされてミキサ 22 - 2 の第 2 の入力端子に送られる。そして、ミキサ 22 - 1 及び 22 - 2 の出力は、ローパスフィルタ 23 - 1 及び 23 - 2 に送られ、ドブラモード処理部 5 の入力信号周波数と基準信号発生器 20 の出力信号周波数との和の成分が除去され、差の成分のみが検出される。

40

#### 【0026】

そして、A/D 変換器 24 は、LPF 23 - 1 及び 23 - 2 の出力信号、即ち、直交位相検波されたアナログ信号をデジタル信号に変換し、一旦ドブラモード信号記憶回路 25 に保存する。次いで、MTI フィルタ 26 は、高域通過用のデジタルフィルタであり、ドブラモード信号記憶回路 25 に一旦保存されたドブラモード信号を読み出し、このドブラモ

50

ード信号に対して臓器の呼吸性移動や拍動性移動などに起因する成分（クラッタ成分）の除去を行う。また、自己相関器 27 は、MTI フィルタ 26 によって血流情報のみが抽出されたドプラモード信号に対して自己相関値を算出し、演算器 28 は、この自己相関値に基づいて血流の平均流速値や分散値などを算出する。

#### 【0027】

画像演算・記憶部 6 は、演算回路 29、画像データ記憶回路 30 及び表示用画像データ記憶回路 31 を備えており、画像データ記憶回路 30 は、B モード処理部 4 から供給される B モード信号やドプラモード処理部 5 から供給されるドプラ情報を順次蓄積し B モード画像データ及びカラードプラ画像データを生成と保存を行い、演算回路 29 は、複数枚の B モード画像データあるいはカラードプラ画像データを用いた重み付け加算や B モード画像データとカラードプラ画像データの合成などの画像演算を行う。また、表示用画像データ記憶回路 31 は、表示部 10 に表示される上記画像演算前の画像データや、画像演算後の画像データに対して操作部 9 から入力される数値や文字などの付帯情報を重畳し一旦保存する。

10

#### 【0028】

一方、システム制御部 8 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、CPU は、操作パネル 21 から送られる各種のデータやコマンド信号を記憶回路に一旦保存し、これらのデータや信号に基づいて超音波送信部 2、超音波受信部 3、B モード処理部 4、ドプラモード処理部 5、画像演算・記憶部 6 などの各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行う。

20

#### 【0029】

操作部 9 は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス等を備え、操作者が患者情報や装置の撮影条件、更には、各種コマンド信号などを入力する際に用いられる。

#### 【0030】

表示部 10 は、変換回路 32 と CRT あるいは液晶などのカラーモニタ 33 を備え、変換回路 32 は、表示用画像メモリ 31 において保存された B モード画像データやカラードプラ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い、変換された各画像データはカラーモニタ 33 に表示される。また、カラードプラ画像データに対するカラー処理も変換回路 32 において行われる。

30

#### 【0031】

ここで、ドプラモード信号及び B モード信号の収集における交互走査法の概略につき図 2 を用いて説明する。尚、以下に示す本実施の形態では、説明の都合上、図 2 に示すように、1 つの分割領域を構成するラスタ数（即ち、交互走査段数  $Q$ ）を 3 とし、これらのラスタの各々に対して送受波回数 3（ $n = 3$ ）の交互走査を行ってドプラモード信号の収集を行うが、実際の装置では、例えば  $n = 12$  乃至  $16$ 、 $Q = 8$  乃至  $16$  がシステム制御部 8 によって設定される。

#### 【0032】

図 2 に示す最初の分割領域のラスタ  $R_1$  乃至  $R_3$  において、所定のレート間隔  $T_r$  でラスタ  $R_1 - R_2 - R_3 - R_1 - R_2 - R_3 - R_1 - R_2 - R_3$  の順に送受波を行ってドプラモード信号の収集と保存を行い、更に、ラスタ  $R_1 - R_2 - R_3$  の順に送受波を行って B モード信号の収集と保存を行う。同様にして、ラスタ  $R_4$  乃至  $R_6$ 、ラスタ  $R_7$  乃至  $R_9$  ……についてもドプラモード信号と B モード信号の収集と保存を行う。

40

#### 【0033】

（画像データの収集手順及び装置動作）

次に、上記交互走査モデルを用いて本実施の形態における超音波画像データの生成手順と装置動作について図 1 乃至図 5 を用いて説明する。

#### 【0034】

まず、操作者は、操作部 9 において患者情報の入力と装置の撮影条件の設定を行い、これらの設定値をシステム制御部 8 の図示しない記憶回路に保存する。次いで、操作部 9 において B モード画像及びカラードプラ画像の表示モードを選択し、更に、B モード画像デー

50

タ及びカラードプラ画像データを表示するためのコマンド信号を入力する。

【0035】

操作部9よりBモード画像データ及びカラードプラ画像データの表示コマンドを受信したシステム制御部8は、超音波診断装置100の各ユニットに対してこれらの画像データを生成するための制御信号を供給し、この制御信号を受信した上記各ユニットは、まず第1フレームの第1の分割領域におけるラスタR1乃至R3に対してカラードプラ画像データ生成のためのドプラモード信号とBモード画像データ生成のためのBモード信号の収集を開始する。

【0036】

ラスタR1に対する超音波の送信に際して、図1に示した超音波送信部2のレートパルス発生器11は、システム制御部8からの制御信号に同期し、被検体に放射する超音波パルスの繰り返し周期(レート間隔)Trを決定するレートパルスを送信遅延回路12に供給する。

10

【0037】

送信遅延回路12は、送信に使用される超音波振動子とほぼ同数の独立な遅延回路から構成されており、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を収束するための遅延時間と、最初の送受波方向(ラスタR1方向)に超音波を送信するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ13に供給する。

【0038】

パルサ13は、送信遅延回路12と同様にして、超音波プローブ1の超音波振動子とほぼ同数の独立な駆動回路を有しており、レートパルスの駆動によって超音波振動子駆動信号を生成し、上記超音波振動子を駆動して被検体のラスタR1方向に超音波パルスを放射する。

20

【0039】

被検体内に放射された超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる被検体内の臓器境界面あるいは組織にて反射する。また、この超音波が心臓壁や血球などの動きのある反射体において反射する場合は、その超音波周波数はドプラ偏移を受ける。

【0040】

被検体内にて反射した超音波(受信超音波)は、超音波プローブ1の超音波振動子によって受信されて電気信号(受信信号)に変換される。この受信信号は、受信に使用される超音波振動子とほぼ同数のチャンネルを有する超音波受信部3のプリアンプ14によって増幅され、これらの出力信号は受信遅延回路15に送られる。

30

【0041】

受信遅延回路15は、受信において細いビーム幅を得るために所定の深さからの超音波を収束するための遅延時間と、超音波ビームに対して所定の方向(ラスタR1の方向)に強い受信指向性をもたせて受信するための遅延時間を上記受信信号に与えた後、加算器16に供給する。そして、加算器16は、受信遅延回路15から出力される複数の受信信号を加算合成し、1つの受信信号に纏めた後、ドプラモード処理部5に供給する。

【0042】

次いで、システム制御部8は、超音波受信部3の加算器16からの出力信号に対し、ドプラモード処理部5のミキサ22-1及び22-2とLPF(低域通過フィルタ)23-1及び23-2を用いて直交位相検波を行って複素信号を生成する。そして、この複素信号をA/D変換器24にてデジタル信号に変換した後、ドプラモード信号記憶回路25に保存する。

40

【0043】

図3は、上記ドプラモード信号記憶回路25の構成について示したものであり、行方向(X方向)はラスタR1乃至Rm、あるいは送受波回数nに対応し、列方向(Y方向)は反射体の深さ(反射体と超音波プローブ1の距離)に対応している。例えば、a11の列にはラスタR1に対する1回目の超音波送受波によって得られたドプラモード信号が保存され、a12及びa13の列にはラスタR1に対する2回目及び3回目の送受波によって得

50

られたドプラモード信号が保存される。同様に、a 2 1乃至a 2 3の列にはラスタR 2、a 3 1乃至a 3 3の列にはラスタR 3に対する1回目乃至3回目の送受波によって得られたドプラモード信号が保存される。即ち、上記のラスタR 1に対する1回目の送受波によって得られたドプラモード信号は、ドプラモード処理部5のA/D変換器24にてデジタル信号に変換された後、図3に示したa 1 1の領域に保存される。

**【0044】**

次に、システム制御部8は、超音波送信部2の送信遅延回路12及び超音波受信部3の受信遅延回路15に対して制御信号を供給し、ラスタR 2及びラスタR 3の方向に超音波の送受波を行うための遅延時間を設定する、そして、ラスタR 1の場合と同様な動作によってラスタR 2及びラスタR 3の方向に対して1回目の超音波送受波を行ってドプラモード信号を収集し、ドプラモード処理部5におけるA/D変換器24の出力信号を図3に示したドプラモード信号記憶回路25のa 2 1及びa 3 1の領域に保存する。

10

**【0045】**

ラスタR 1乃至ラスタR 3の方向に対して1回目の超音波送受波が終了したならば、引き続いて、これらの方向に対して2回目及び3回目の送受波を行い、このとき得られる上記A/D変換器24の出力信号をドプラモード信号記憶回路25のa 1 2、a 2 2、a 3 2及びa 1 3、a 2 3、a 3 3の領域に保存する。

**【0046】**

次に、図3のドプラモード信号記憶回路25のa 1 1乃至a 1 3の領域に保存したドプラモード信号に対して、深さc 1からのドプラモード信号をa 1 1、a 1 2、a 1 3の順に読み出しMTIフィルタ26に供給する。そして、このMTIフィルタ26において、ドプラモード信号の中から臓器の呼吸性移動などに起因するドプラモード信号成分(クラッタ成分)を除去し、血流成分のみを抽出した後、自己相関器27に送り自己相関値を算出する。更に、算出した自己相関値を演算器28に供給し、演算器28は、供給された自己相関値に基づいて血流の平均速度値や分散値、あるいはパワー値などを算出する。このような演算を、異なる深さからのドプラモード信号が保存されているc 2、c 3・・・に対しても行い、算出したラスタR 1のドプラモード信号における平均速度値、分散値あるいはパワー値などの血流情報を、図1の画像演算・記憶部6における画像データ記憶回路30の図示しないカラードプラ領域に保存する。

20

**【0047】**

同様に、ラスタR 2の方向に対するドプラモード信号が保存されているドプラモード信号記憶回路25のa 2 1乃至a 2 3、更には、ラスタR 3の方向に対するドプラモード信号が保存されているa 3 1乃至a 3 3に対しても同様な演算を行い、得られた血流情報は、画像データ記憶回路30のカラードプラ領域に保存する。

30

**【0048】**

以上述べた手順により、ラスタR 1乃至ラスタR 3の方向に対して3回の交互走査を行なうことによって、上記方向におけるドプラモード信号の収集と保存が終了したならば、次に、これらの方向におけるBモード信号の収集を行う。即ち、システム制御部8は、ドプラモード信号の収集と同様に超音波送信部2及び超音波受信部3を制御してラスタR 1の方向に対して超音波送受波を行い、超音波受信部3の加算器16から出力された受信信号はBモード処理部4の対数変換機17に送られる。

40

**【0049】**

Bモード処理部4の対数変換器17に供給された受信信号は、対数変換された後包絡線検波器18にて包絡線検波され、更に、A/D変換器19にてデジタル信号に変換される。そして、A/D変換器19の出力は、ラスタR 1のBモード信号として画像データ記憶回路30の図示しないBモード領域に保存される。

**【0050】**

同様に、ラスタR 2及びラスタR 3の方向に対しても同様な動作によりBモード信号が収集され、画像データ記憶回路30のBモード領域に保存される。

**【0051】**

50

このようにして、第1フレームの第1の分割領域を構成するラスタR1乃至ラスタR3の方向に対して超音波送受波を行ってドプラモード信号とBモード信号の収集と保存が終了したならば、第1フレームの第2の分割領域におけるラスタR4乃至ラスタR6、更に、第3の分割領域のラスタR7乃至ラスタR9・・・の方向に対しても超音波送受波を行い、得られたドプラモード信号とBモード信号を画像データ記憶回路30のカラードプラ領域及びBモード領域に保存する。

【0052】

図4は、システム制御部8によって、超音波画像上のラスタ総数 $R_m$ が交互走査段数 $Q$  ( $Q=3$ )の整数倍に対して1少ないように設定された場合に、上記方法によって行われるドプラモード信号の収集順序を示している。即ち、各分割領域は3方向 ( $Q=3$ ) のラスタから構成され、第1フレームにおいては、ラスタR1乃至 $R_m-2$ の方向に対して図4に示した分割領域毎にドプラモード信号とBモード信号の収集が行われ、収集された各々の信号は、画像データ記憶回路30のカラードプラ領域及びBモード領域に保存される。

10

【0053】

次いで、第1フレームの最後の分割領域における超音波送受波では、ラスタ $R_m-1$ 及びラスタ $R_m$ の方向に対して1回目の送受波が行われたならば、引き続いて第2フレームのラスタR1の方向に対して1回目の送受波が行われ、更に、第1フレームのラスタ $R_m-1$ 、ラスタ $R_m$ 、第2フレームのラスタR1の方向に対して2回目及び3回目の送受波が順次行われる。次いで、これらのラスタに対してBモード信号のための走査が1回ずつ行われ、各ラスタ方向に対して得られた受信信号に対してドプラモード信号とBモード信号の収集と保存が行われる。

20

【0054】

更に、第2フレームのラスタR2乃至 $R_m-1$ の方向に対しても新たに設定された分割領域単位でドプラモード信号及びBモード信号の収集と保存を行った後、第2フレームの最後の分割領域のラスタ $R_m$ と第3フレームの最初の分割領域のラスタR1及びラスタR2の方向に対してドプラモード信号とBモード信号の収集と保存を行い、更に、第3フレームの第2の分割領域のラスタR3乃至最後の分割領域のラスタ $R_m$ の方向に対しても分割領域単位でドプラモード信号とBモード信号の収集と保存を行う。

【0055】

以下、上記と同様にしてシステム制御部8は、第4フレーム乃至第6フレーム、第7フレーム乃至第9フレーム・・・についてもドプラモード信号とBモード信号の収集を継続して行い、得られたこれらの信号を画像演算・記憶部6の画像データ記憶回路30に保存することによって、画像データ記憶回路30ではカラードプラ画像データ及びBモード画像データが生成される。

30

【0056】

ところで、上記の手順によって得られた各画像データでは、被検体の動き等に起因する画像上の不連続が各分割領域の境界において発生する。例えば、第1フレームのラスタR3とラスタR4、ラスタR6とラスタR7、・・・第2フレームのラスタR1とラスタR2、ラスタR4とラスタR5、・・・また、第3フレームのラスタR2とラスタR3、ラスタR5とラスタR6・・・において画像の不連続が発生する。

40

【0057】

このような画像上の不連続を低減するために、画像演算・記憶部6の演算回路29は、画像データ記憶回路30に保存されたカラードプラ画像データ及びBモード画像データを順次読み出し、フレーム間画像演算処理を行う。図5は、フレーム間画像演算処理の原理を示したものであり、例えば、演算回路29は、シフトレジスタ41と、重み付け回路42と、加算器43を備えている。ここで、第Pフレームの画像データ $G_p$ の画素( $i, j$ )を $G_p(i, j)$ とすれば、演算回路29は、画像データ記憶回路30から第Pフレームの画像データ $G_p(i, j)$ から順に $G_{p+1}(i, j)$ 、 $G_{p+2}(i, j)$ 、 $G_{p+3}(i, j)$ ・・・を読み出してシフトレジスタ41に入力する。シフトレジスタ41の3つの出力端子からの出力信号は重み付け回路42において $W_1$ 乃至 $W_3$ の重み付けが行

50

われた後、加算器 43 において加算される。従って、フレーム間画像演算処理後の第 P フレームの画像データ  $G^0_p(i, j)$  は、

$$G^0_p(i, j) = W1 * G_p(i, j) + W2 * G_{p+1}(i, j) + W3 * G_{p+2}(i, j) \dots (4)$$

によって演算される。

#### 【0058】

以上述べた手順により、フレーム間画像演算処理がなされたカラー Doppler 画像データ及び B モード画像データは、直接あるいは合成されて画像演算・記憶部 6 の画像データ記憶回路 30 に保存されると共に、表示部 10 に表示される。尚、表示部 10 における上記画像データの表示に際して、システム制御部 8 は、画像データ記憶回路 30 に保存されているフレーム間画像演算処理後のカラー Doppler 画像データ、B モード画像データあるいは合成画像データを読み出し、これらの画像データに対して付帯情報である数字や文字などを重畳して表示用画像データ記憶回路 31 に保存する。そして、これらの画像データは、変換回路 32 においてカラー処理、D/A 変換、TV フォーマット変換などがなされカラーモニタ 33 に表示される。

10

#### 【0059】

尚、図 4 では、超音波画像上のラスタ総数  $R_m$  が交互走査段数  $Q$  の整数倍に対して 1 ラスタ分少ない場合について示したが、ラスタ総数が交互走査段数  $Q$  の整数倍と異なる場合は同様の方法によって画像上の不連続を低減することが可能となる。

#### 【0060】

(変形例)

次に、上述した本発明の実施の形態の変形例について図 6 及び図 7 を用いて説明する。この変形例では、超音波画像上のラスタ総数  $R_m$  が交互走査段数  $Q$  ( $Q = 3$ ) の整数倍に等しい場合に対して本発明を適用した 2 つの超音波送受波方法について述べる。

20

#### 【0061】

まず、画質、即ち画像上の不連続の低減を画像表示のリアルタイム性より優先させた場合の送受波方法を図 6 に示す。この場合、第 1 フレームでは、ラスタ  $R_1$  乃至  $R_m$  に対し図 6 に示した分割領域毎に Doppler モード信号と B モード信号の収集が行われ、収集された各信号は、画像データ記憶回路 30 のカラー Doppler 領域及び B モード領域に夫々保存される。

30

#### 【0062】

引き続いて、第 2 フレーム及び第 3 フレームについても各分割領域単位で Doppler モード信号と B モード信号の収集と保存が行われる。但し、第 2 フレームにおける第 1 の分割領域のラスタ  $R_{-1}$  及びラスタ  $R_0$  と最後の分割領域のラスタ  $R_{m+1}$ 、第 3 フレームにおける第 1 の分割領域のラスタ  $R_0$  と最後の分割領域のラスタ  $R_{m+1}$  及びラスタ  $R_{m+2}$  は仮想のラスタであり、実際には、これらの方向に対する超音波の送受波は休止される。この方法によれば、第 2 フレームと第 3 フレームにおいて夫々 3 回の仮想ラスタが追加されるためカラー Doppler 画像データと B モード画像データの表示におけるフレーム周波数は低下するが、これらの画像データは、いずれのフレームにおいても第 1 の分割領域より順次収集された Doppler モード信号あるいは B モード信号によって生成されているため、分割領域の境界において発生する画像上の不連続を小さく抑えることができる。

40

#### 【0063】

次に、画像表示のリアルタイム性を、画像上の不連続の低減より優先させた場合の超音波送受波方法を図 7 に示す。この場合、第 1 フレームでは図 6 の場合と同様にして、ラスタ  $R_1$  乃至  $R_m$  に対し分割領域毎に Doppler モード信号と B モード信号の収集と保存が行われる。次いで、第 2 フレームにおいては、ラスタ  $R_2$  乃至ラスタ  $R_4$  を第 1 の分割領域、ラスタ  $R_5$  乃至ラスタ  $R_7$  を第 2 の分割領域の如く選択され、夫々の分割領域単位でラスタ  $R_2$  乃至ラスタ  $R_{m-1}$  の方向に対する Doppler モード信号と B モード信号の収集と保存が行われる。そして、第 2 フレームの最後の分割領域では、ラスタ  $R_{m-1}$  及びラスタ  $R_m$  の方向に対し 1 回目の送受波が行われ、引き続いて第 2 フレームのラスタ  $R_1$  に対し 1 回

50

目の送受波が行われる。更に、第2フレームのラスタ $R_m - 1$ 、ラスタ $R_m$ 、ラスタ $R_1$ の方向に対して2回目及び3回目の送受波が順次行われる。次いで、これらのラスタの方向に対してBモード信号を収集するための送受波が1回ずつ行われ、各ラスタ方向において得られた信号は画像データ記憶回路30のカラードプラ領域及びBモード領域に保存される。

【0064】

次に、第3フレームのラスタ $R_3$ 乃至ラスタ $R_m$ の方向に対して分割領域単位でドプラモード信号及びBモード信号の収集と保存が順次行われた後、第3フレームにおける最後の分割領域のラスタ $R_m$ と第3フレームのラスタ $R_1$ 及びラスタ $R_2$ の方向に対してドプラモード信号とBモード信号の収集と保存が行われる。

10

【0065】

以下、上記と同様にしてシステム制御部8は、第4フレーム乃至第6フレーム、第7フレーム乃至第9フレーム・・・についてもドプラモード信号とBモード信号の収集を継続して行い、得られたこれらの信号を画像演算・記憶部6の画像データ記憶回路30に保存することによって、画像データ記憶回路30ではカラードプラ画像データ及びBモード画像データが生成される。

【0066】

この方法によれば、第2フレームのラスタ $R_1$ とラスタ $R_2$ あるいは第3フレームのラスタ $R_2$ とラスタ $R_3$ の間は時相差が他の分割領域の境界より大きいいため、被検体の動きが大きい場合には図6の方法と較べて不連続は残存しやすいが、仮想のラスタが無いため画像データの表示におけるリアルタイム性は改善される。

20

【0067】

上記の変形例によれば、超音波画像上のラスタ総数 $R_m$ が交互走査段数 $Q$  ( $Q = 3$ )の整数倍に等しい場合であっても、分割領域の境界の位置を連続する画像データ(画像フレーム)において順次変更することが可能となる。

【0068】

以上述べた本実施の形態によれば、超音波走査における送受波方向(ラスタ) $R_1$ 乃至 $R_m$ を所定ラスタ数 $Q$ (例えば $Q = 3$ )によって分割し、この分割した領域内における $Q$ 段の交互走査によりカラードプラ画像データを生成する際、上記各分割領域の境界において発生する不連続の位置を連続して得られる画像データにおいて順次変更することができる。従って、これら複数の画像データに対して画像データ間演算処理を行なうことによって上記不連続は相対的に低減することが可能となる。また、従来の方法と同様に、フレーム周波数を低減させること無く低流速検出能を向上させることができる。

30

【0069】

以上、本発明の実施の形態について述べたが、本発明は上述した実施の形態に限定されるものではなく、種々変形して実施することが可能である。例えば、上記の説明では、交互走査段数 $Q$ 及び1ラスタ当たりの超音波送受波回数 $n$ が3の場合について述べたが、これらの値に限定されるものではない。また、図4では超音波画像上のラスタ総数 $R_m$ が交互走査段数 $Q$ の整数倍に対して1ラスタ分少ない場合について示したが、2ラスタ以上であっても構わない。更に、上記実施の形態の説明では、各分割領域単位でドプラモード信号とBモード信号を収集する際、上記信号を交互に収集する方法について述べたが、複数の分割領域のドプラモード信号を連続して収集した後Bモード信号の収集を行ってもよい。また、図5に示したフレーム間画像演算処理において重み付け加算される画像データ枚数は3枚に限定されない。

40

【0070】

一方、本発明が適用される超音波診断装置100は、セクタ電子走査方式に限定されるものではなく、リニア電子走査方式、更にはコンベックス電子走査方式であってもよく、またドプラ信号の検出方式としてFFT法など、自己相関法以外の方式であってもよい。また、ドプラモード処理部5によって検出されるドプラ信号は、例えば心筋などの組織の運動に関する情報であってもよく、血流情報に限定されない。

50

## 【 0 0 7 1 】

## 【 発明の効果 】

本発明によれば、複数に分割された領域単位で超音波によるドプラ情報の収集と画像化を行う際に、分割領域の境界の画像データに発生する不連続部分を低減することができるため、良質な超音波画像の表示が可能となる。

## 【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 本発明の実施の形態における超音波診断装置全体の構成を示すブロック図。

【 図 2 】 同実施の形態における交互走査モデルを示す図。

【 図 3 】 同実施の形態におけるドプラモード信号記憶回路の構成を示す図。

【 図 4 】 同実施の形態におけるドプラモード信号の収集順序を示す図。

10

【 図 5 】 同実施の形態における画像データ間演算処理の原理を示す図。

【 図 6 】 同実施の形態の変形例におけるドプラモード信号の収集順序を示す図。

【 図 7 】 同実施の形態の他の変形例におけるドプラモード信号の収集順序を示す図。

【 図 8 】 従来のドプラモード信号収集時の送受波方法を示す図。

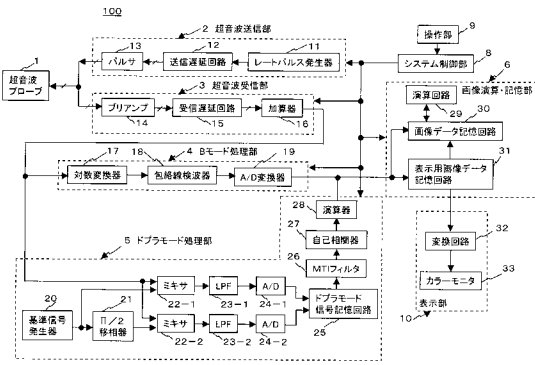
## 【 符号の説明 】

- 1 ... 超音波プローブ
- 2 ... 超音波送信部
- 3 ... 超音波受信部
- 4 ... Bモード処理部
- 5 ... ドプラモード処理部
- 6 ... 画像演算・記憶部
- 8 ... システム制御部
- 9 ... 操作部
- 10 ... 表示部
- 20 ... 基準信号発生器
- 21 ... / 2 移相器
- 22 ... ミキサ
- 23 ... L P F ( 低域通過フィルタ )
- 24 ... A / D 変換器
- 25 ... ドプラモード信号記憶回路
- 26 ... M T I フィルタ
- 27 ... 自己相関器
- 28 ... 演算器
- 29 ... 演算回路
- 30 ... 画像データ記憶回路
- 31 ... 表示用画像データ記憶回路
- 100 ... 超音波診断装置

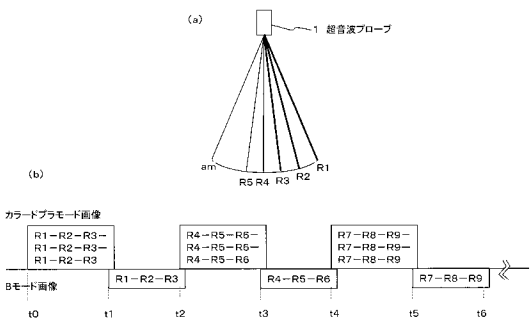
20

30

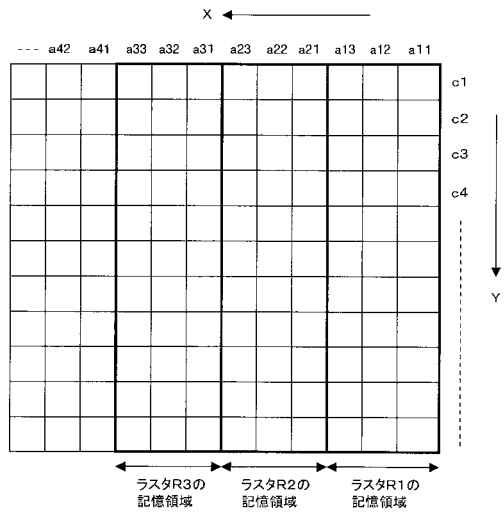
【 図 1 】



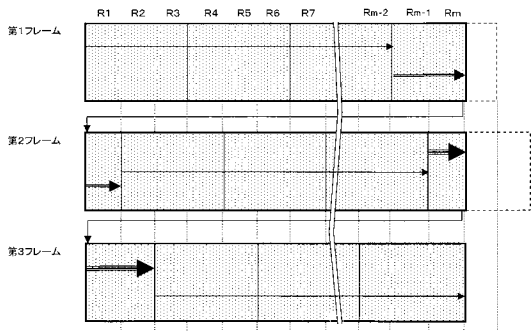
【 図 2 】



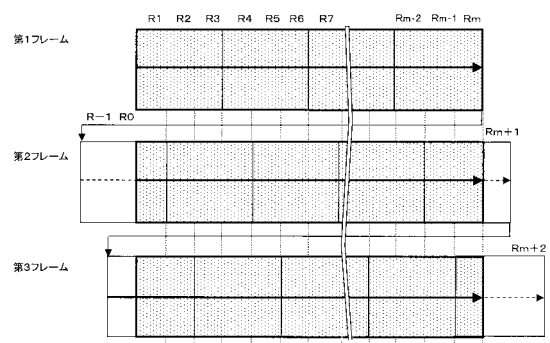
【 図 3 】



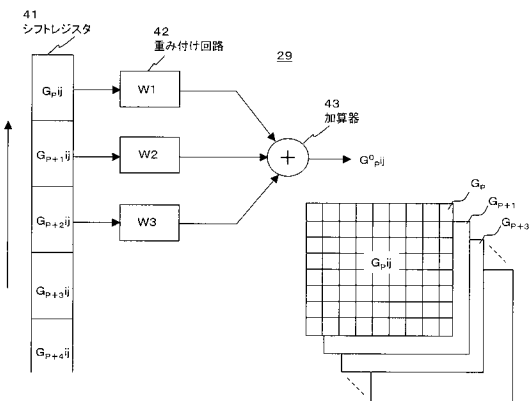
【 図 4 】



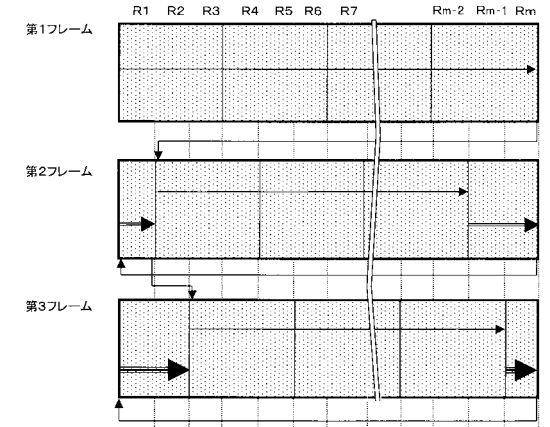
【 図 6 】



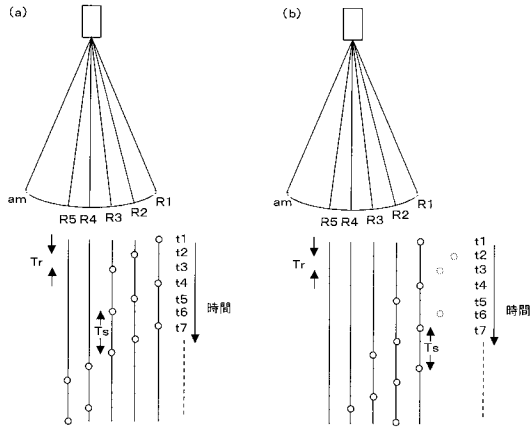
【 図 5 】



【 図 7 】



【 図 8 】



---

フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 DD03 DE03 EE04 EE08 EE30 HH04 HH14 HH16 HH21 JB22  
JB24 JB30 JB31 JB43 JB60 JC17 JC21 KK02 KK12 KK19  
KK24 LL03 LL05  
5D107 AA01 BB07 CC00 CC11 DE01 FF07 FF08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2004329609A</a>	公开(公告)日	2004-11-25
申请号	JP2003130330	申请日	2003-05-08
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	坂口文康 中田一人		
发明人	坂口 文康 中田 一人		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 B06B3/04 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8979 A61B8/06 A61B8/13 G01S7/52085		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/06 B06B3/04 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/EE30 4C601/HH04 4C601/HH14 4C601/HH16 4C601/HH21 4C601/JB22 4C601/JB24 4C601/JB30 4C601/JB31 4C601/JB43 4C601/JB60 4C601/JC17 4C601/JC21 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/LL03 4C601/LL05 5D107/AA01 5D107/BB07 5D107/CC00 5D107/CC11 5D107/DE01 5D107/FF07 5D107/FF08		
其他公开文献	JP4381028B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：当通过超声波以多个分割区域为单位收集和成像多普勒信息时，减少在分割区域的边界处的图像数据中产生的不连续部分。 解决方案：超声扫描中的发射/接收方向（光栅）R1至Rm被预定数量的光栅Q（例如Q = 3）划分，并且彩色多普勒图像数据是通过在划分区域中交替扫描Q个阶段生成的。这样做，在连续图像数据（例如，第一帧到第三帧）中顺序地改变在划分区域的边界处出现的不连续位置。然后，通过对多个图像数据执行图像间数据图像间数据算术处理，相对地减少了不连续性。 [选择图]图4

