

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4928801号
(P4928801)

(45) 発行日 平成24年5月9日(2012.5.9)

(24) 登録日 平成24年2月17日(2012.2.17)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/06

請求項の数 7 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2006-46799 (P2006-46799)
 (22) 出願日 平成18年2月23日(2006.2.23)
 (65) 公開番号 特開2007-222390 (P2007-222390A)
 (43) 公開日 平成19年9月6日(2007.9.6)
 審査請求日 平成21年1月27日(2009.1.27)

前置審査

(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 110001380
 特許業務法人東京国際特許事務所
 (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 松谷 洋平

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の B モード像用に所定の周期で繰返し行われる複数の第 1 のスキャンと、血流情報の 2 次元分布を得るために前記各第 1 のスキャンの間で第 1 の周期で続けて所定回数繰返し行われ、かつ前記各第 1 のスキャンを挟んで第 2 の周期で繰返し行われる複数の第 2 のスキャンとをそれぞれ実行するスキャン実行手段と、

前記複数の第 2 のスキャンにより得られる反射信号からドプラ信号を順次得るドプラ信号取得手段と、

前記ドプラ信号取得手段によって、前記各第 1 のスキャンを挟んで前記第 1 の周期および前記第 2 の周期で収集された複数のドプラ信号を 1 グループのドプラ信号列としてラスタ方向ごとに記憶する記憶手段と、

前記記憶手段から前記 1 グループのドプラ信号列を読み出して、動きの少ない信号成分を除去することによって前記 1 グループのドプラ信号列に基づいて血流信号を得る除去手段と、

前記血流信号から血流情報を得る血流情報取得手段と、

前記第 1 のスキャンによって得られる反射信号から B モード像を得る B モード像生成手段と、を備え、

前記スキャン実行手段は、前記血流情報の 2 次元分布を得るためのスキャン領域を構成する複数のラスタを複数のラスタブロックに分類して、前記複数の第 2 のスキャンを前記ラスタブロックごとに順番に走査することで、前記各第 1 のスキャンの間で、前記血流情

10

20

報の２次元分布を得るためのスキャン領域を構成する複数のラスト全体について前記複数の第２のスキャンを実行することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項２】

前記除去手段は、前記１グループのドプラ信号列に対して、多項式フィッティングすることによって前記動きの少ない信号成分を除去するように構成されることを特徴とする請求項１記載の超音波診断装置。

【請求項３】

前記血流信号から血流のパワーおよび前記血流情報の２次元分布を得るための中間データを求める演算手段と、

前記演算手段により求められた前記血流のパワーおよび前記中間データに対して、最大無限長までのデータを使用してフィルタ演算を行うフィルタ手段と、
をさらに有することを特徴とする請求項１記載の超音波診断装置。

10

【請求項４】

前記スキャン実行手段は、前記Ｂモード像の画像更新フレームレートよりも前記血流情報の２次元分布を示す画像の更新フレームレートの方が速くなるように前記第１のスキャンを行う前記所定の周期よりも前記第１の周期および前記第２の周期を短くして前記複数の第２のスキャンを実行するように構成されることを特徴とする請求項１記載の超音波診断装置。

【請求項５】

前記記憶手段は、前記第２のスキャンによって、前記第１の周期あるいは前記第２の周期で反射信号を得るたびに、複数のドプラ信号列を新たなグループのドプラ信号列として記憶し、

20

前記除去手段は前記グループ毎に前記除去を行い、前記血流信号を得ることを特徴とする請求項１乃至４のいずれか１項に記載の超音波診断装置。

【請求項６】

前記除去手段は、前記１グループのドプラ信号列を構成する前記ドプラ信号の数に対応した複数の血流信号を出力するものであって、

前記血流情報取得手段は、前記複数の血流信号のうち、少なくとも最初と最後の前記血流信号を除いた血流信号を用いて前記血流情報を得ることを特徴とする請求項１乃至５のいずれか１項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項７】

前記血流情報取得手段は、前記血流信号に重み付け加算を施した信号列に基づいて血流情報を得るものであって、

前記血流情報に基づいて、血流のあり／なしを判別する判別手段と、
をさらに備えることを特徴とする請求項１乃至６のいずれか１項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、超音波を送受して得られたドプラ信号を利用して血流を２次元的に可視化する超音波診断装置に係る。

40

【背景技術】

【０００２】

超音波診断装置を用いた診断において、超音波のドプラ効果を利用して血流速度を検出し、血流をカラーで表示する方法は、カラードプラ法と呼ばれる。カラードプラ法による血流表示機能を備えた従来のカラードプラ超音波診断装置では、同一方向に複数回に亘って超音波の送受信が行われる。同一方向に送受信される超音波のデータ列はパケットと呼ばれる。

【０００３】

超音波のデータ列のパケットサイズを大きくすると血流の検出感度を向上させることが

50

できるが、フレームレートが低下するためパケットのサイズは通常4～16程度である。データ列のパケットサイズを大きくすると、血流の検出感度が向上するのは以下の理由によるものである。

【0004】

すなわち第1に血流のあり/なしの判定は受信した超音波ドプラ信号から抽出した血流のパワー信号に対してある閾値を設定することによって行われるからである。受信した超音波ドプラ信号は、組織からのクラッタ成分を除去して血流信号を抽出するためのMTI(moving target indication)フィルタ(ウォールフィルタ)に与えられ、MTIフィルタの出力信号のパワー値が加算されることによって、血流のパワー信号値が求められる。従って、パケットサイズが大きく加算対象となる血流のパワー信号の数が大きいほどS/N(signal to noise)比が向上することとなる。

10

【0005】

第2に、巡回型(FIR:finite impulse response filter)型のMTIフィルタの特性は入力するデータ数に依存するという点が挙げられる。入力するデータ数が大きい程、低いカットオフ周波数を持ち、急峻なロールオフ特性を持つハイパスフィルタを構成することができる。非巡回型(IIR:infinite impulse response filter)型のMTIフィルタであっても、有限長のデータ列を扱う場合には、必ずFIR型のフィルタに変換できるため、MTIフィルタがFIR型である場合と同様なことが言える。つまり、入力するデータ数が大きい程、より低流速の血流を静止した組織から良好な分離能で検出することができる。

20

【0006】

一方、カラードプラ法において、同一の走査線に対して続けて超音波を送信せずに、別の走査線への超音波送信を間にはさむことで、少ないパケットサイズで長い観測時間を確保する交互スキャンと呼ばれる技術が考案されている(例えば特許文献1参照)。そして、この交互スキャンによって、フレームレートを低下させることなく、上述したような低流速の血流の検出能を向上させる方法が考案されている。

【0007】

しかし、交互スキャンによる方法では、パケットサイズが大きくないため、血流のあり/なしの判定のために加算される血流のパワー信号の数を増加させることができない。従って上述したようなS/N比の向上という効果を得ることができないという欠点がある。加えて、同一方向への超音波の送信周期が長くなるために、折り返し速度が低下するという問題がある。

30

【0008】

そこで、フレームレートを低下させることなくパケットサイズを増加し、S/N比を向上させるとともに低流速の血流の検出能を得る方法が考案されている(例えば特許文献2参照)。この方法は、1フレームの交互スキャンを行って異なるフレームのデータを利用するものであり、無限長のデータを利用できるためIIRフィルタを効果的に使用することができる。

【0009】

図7は、従来の超音波診断装置を用いた交互スキャンによる走査方法の例を示す図である。

40

【0010】

図7において横軸は時間tを示す。図7に示すようにカラーアンギオ画像(血流のカラードプラ画像)を撮影するためのスキャンが60/PRFの周期で交互に行われる。ただし、PRFは、パルス繰返し周波数(pulse repetition frequency)、60はラスタ数である。この場合のフレームレートは $(60/PRF)^{-1}$ となる。

【0011】

図8は、従来の超音波診断装置を用いた交互スキャンによる走査方法の別の例を示す図である。

【0012】

図8において横軸は時間tを示す。図8に示すように、カラーアンギオ画像用のスキャ

50

ンと、Bモード画像（組織断層像）用のスキャンとを異なる撮影条件で交互に行う方法も考案されている。すなわち、カラーアンギオ画像用のスキャンとBモード画像用のスキャンとが交互に行われつつ、それぞれのスキャンは $(60+120)/PRF$ の周期で繰返し実行される。

【0013】

Bモード画像用のスキャンにおける超音波の最適な送信条件とカラーアンギオ画像用のスキャンにおける超音波の最適な送信条件とは異なるため、図8のようにBモード画像用の超音波送信とカラーアンギオ画像用の超音波送信とを異なるものとするのが現実的である。

【0014】

図8に示すようにBモード画像用のラスタ数を120、カラーアンギオ画像用のラスタ数を60とする交互スキャンにおいて、 $PRF=6kHz$ にすると、カラーアンギオ画像およびBモード画像の表示周期 T は、式(1)に示すように30msとなる。

[数1]

$$T = (60+120)/PRF = 30 \text{ (ms)} \quad (1)$$

【0015】

また、折り返し速度 V_{max} は表示周期 T を用いて式(2)によりに計算できる。

[数2]

$$V_{max} = c/(4f_0T) \quad (2)$$

式(2)において、 c は音速であり、 f_0 は受信される超音波信号の中心周波数である。式(2)は、画像の表示周期が長いと折り返し速度が小さくなり、血流の速度分解能が低下することを示している。式(2)において、音速 $c=1540m/s$ 、音波信号の中心周波数 $f_0=2.5MHz$ とすると、表示周期は $T=30ms$ であるから折り返し速度は $V_{max}=5mm/s$ となる。このように折り返し速度が低いと、通常のカラードブラ法における血流の速度表示において、血流の移動方向を色で識別して表示することが困難となる恐れがある。

【0016】

そこで、カラーアンギオ画像用のスキャンの周期を $T=60/PRF=10ms$ と短くし、カラーアンギオ画像の表示フレームレートを3倍に増加するとともに折り返し速度も3倍に増加させる方法が提案されている。

【0017】

図9は、従来の超音波診断装置を用いた交互スキャンにおいてカラーアンギオ画像用のスキャンの周期を短くした例を示す図である。

【0018】

図9に示すようにBモード画像用のスキャンの周期を長くする一方、カラーアンギオ画像用のスキャンの周期を短くすれば、カラーアンギオ画像の表示フレームレートおよび折り返し速度を増加させることができる。しかし、Bモード画像用のスキャン中には、カラーアンギオ画像用のドブラ信号が収集されないため、図9の点線部分に示すようにカラーアンギオ画像用のドブラ信号が欠落することとなる。

【0019】

そこで、ドブラ信号のデータ列全体が、等間隔サンプリングされた場合のデータ列と同等となるように、欠落したドブラ信号の前後におけるドブラ信号から欠落した部分のドブラ信号を推定によって求め、推定したドブラ信号を含めてデータ列全体に対してMTIフィルタを掛ける方法が考案されている。

【0020】

一方、他のカラードブラ法に関する技術として等間隔でないドブラ信号のサンプリング列に対してMTIフィルタを掛ける方法が考案されている（例えば特許文献3参照）。

【特許文献1】特許第1891917号公報

【特許文献2】特開平8-336534号公報

【特許文献3】特開2005-176997号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0021】

しかしながら、交互スキャンおよび推定により得られた等間隔のドブラ信号のデータ列にMTIフィルタを掛ける従来の方法を用いたとしても、より低流速の血流を検出する場合には、折り返し速度が十分であるとは言えない場合がある。具体的には、上述したドブラ信号の推定を伴う交互スキャンにおける折り返し速度は、ドブラ信号の送信走査線数とPRFによって決定されるが30mm/sとなる。従って、血流の方向を折り返しなしに表示するためには、折り返し速度がまだ十分に大きいとは言えない。

【0022】

本発明はかかる従来の事情に対処するためになされたものであり、フレームレートを維持しつつS/N比を向上させ、かつより大きな折り返し速度で低流速の血流まで検出してドブラ画像として表示させることが可能な超音波診断装置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】

【0023】

本発明に係る超音波診断装置は、上述の目的を達成するために、請求項1に記載したように、被検体のBモード像用に所定の周期で繰返し行われる複数の第1のスキャンと、血流情報の2次元分布を得るために前記各第1のスキャンの間で第1の周期で続けて所定回数繰返し行われ、かつ前記各第1のスキャンを挟んで第2の周期で繰返し行われる複数の第2のスキャンとをそれぞれ実行するスキャン実行手段と、前記複数の第2のスキャンにより得られる反射信号からドブラ信号を順次得るドブラ信号取得手段と、前記ドブラ信号取得手段によって、前記各第1のスキャンを挟んで前記第1の周期および前記第2の周期で収集された複数のドブラ信号を1グループのドブラ信号列としてラスタ方向ごとに記憶する記憶手段と、前記記憶手段から前記1グループのドブラ信号列を読み出して、動きの少ない信号成分を除去することによって前記1グループのドブラ信号列に基づいて血流信号を得る除去手段と、前記血流信号から血流情報を得る血流情報取得手段と、前記第1のスキャンによって得られる反射信号からBモード像を得るBモード像生成手段と、を備え、前記スキャン実行手段は、前記血流情報の2次元分布を得るためのスキャン領域を構成する複数のラスタを複数のラスタブロックに分類して、前記複数の第2のスキャンを前記ラスタブロックごとに順番に走査することで、前記各第1のスキャンの間で、前記血流情報の2次元分布を得るためのスキャン領域を構成する複数のラスタ全体について前記複数の第2のスキャンを実行することを特徴とするものである。

【発明の効果】

【0024】

本発明に係る超音波診断装置においては、フレームレートを維持しつつS/N比を向上させ、かつより大きな折り返し速度で低流速の血流を検出してドブラ画像として表示させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0025】

本発明に係る超音波診断装置の実施の形態について添付図面を参照して説明する。

【0026】

図1は本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を示すブロック構成図である。

【0027】

超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送信回路3、受信回路4、Bモード処理系5、カラードブラ処理系6、Bモード像座標変換部7、カラードブラ像座標変換部8、画像合成回路9、制御回路10、表示モニタ11および入力装置12を具備している。

【0028】

超音波プローブ2は、圧電セラミック等の複数の圧電振動子を先端に並列装備している。超音波プローブ2の各圧電振動子は、送信回路3から印加された電圧パルスに基づいて超音波を発生する機能を有する一方、超音波エコーを受信して電気信号に変換する機能を有する。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 9 】

送信回路 3 は、図示しないパルス発生器、送信遅延回路、パルサを有し、超音波プローブ 2 に接続される。送信回路 3 のパルス発生器は、レートパルスを繰り返し発生する機能を有する。このレートパルスはチャンネル数に分配され、送信遅延回路に送られる。送信遅延回路は、超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに与える機能を有する。なお、送信遅延回路には、図示しないトリガ信号発生器からのトリガがタイミング信号として供給される。パルサは、送信遅延回路からレートパルスを受けたタイミングで超音波プローブ 2 にチャンネル毎に電圧パルスを印加する。これにより超音波ビームを被検体に送信することができる。

【 0 0 3 0 】

10

受信回路 4 は、超音波プローブ 2 の各圧電振動子から超音波エコーを受けて I Q 信号を生成し、B モード処理系 5 およびカラードブラ処理系 6 に与える機能を有する。そのために受信回路 4 には、図示しないプリアンプ、A D (analog to digital) 変換器および整相加算回路が設けられる。そして、各圧電振動子から受けた超音波エコー信号は、プリアンプにおいて増幅された後、A D 変換器において A D 変換される。さらに、A D 変換後の超音波エコー信号が、整相加算回路において整相加算されることにより、超音波エコー信号は I Q 信号に変換される。そして、整相加算回路において得られた I Q 信号が受信回路 4 の出力とされる。

【 0 0 3 1 】

B モード処理系 5 は、エコーフィルタ 1 3、検波回路 1 4 および L O G 圧縮回路 1 5 を有している。

20

【 0 0 3 2 】

エコーフィルタ 1 3 は、受信回路 4 から受けた I Q 信号に対して、フィルタ処理を実行することによって、適切な帯域の I Q 信号のみを抽出する機能と、フィルタ処理後の I Q 信号を検波回路 1 4 に与える機能とを有する。

【 0 0 3 3 】

検波回路 1 4 は、エコーフィルタ 1 3 から受けた I Q 信号を検波し、B モード像を構成する走査線毎の B モード信号を求める機能と、求めた B モード信号を L O G 圧縮回路 1 5 に与える機能とを有する。

【 0 0 3 4 】

30

L O G 圧縮回路 1 5 は、検波回路 1 4 から受けた B モード信号に対して対数変換による圧縮処理を施す機能と、圧縮処理後における B モード信号を B モード像座標変換部 7 に与える機能とを有する。

【 0 0 3 5 】

カラードブラ処理系 6 は、C T B (Corner Turning Buffer) 1 6、MTI フィルタ 1 7、演算回路 1 8、速度・分散・パワー推定回路 1 9 を有している。

【 0 0 3 6 】

C T B 1 6 は、受信回路 4 から入力したドブラ信号の時系列のデータ列を一時的に記憶する装置である。C T B 1 6 には、各ラスタ位置の複数のデータが MTI フィルタ 1 7 の入力データ数分をカバーする数だけ記憶される。C T B 1 6 に記憶された I Q 信号のデータ列は、所定の順番にて MTI フィルタ 1 7 に出力される。

40

【 0 0 3 7 】

MTI フィルタ 1 7 は、基本波成分および高調波成分のドブラ信号から血流情報の 2 次元分布、すなわちカラードブラ像の生成に不要なクラッタ成分やノイズ成分を除去し、血流からのドブラ信号を抽出する機能と、抽出したドブラ信号を血流信号として演算回路 1 8 に与える機能とを有する。そのために、MTI フィルタ 1 7 は、ドブラ信号にフィルタ処理を施すように構成されるが、特にフィルタ処理の入力データ列となる複数のドブラ信号が時間的に不等間隔である場合に、入力データ列のフィッティングを行って得られたデータと元の入力データとの差分を血流信号の出力データ列とするフィルタ処理を実行する。

【 0 0 3 8 】

50

演算回路 18 は、MTI フィルタ 17 から受けた出力データ列の構成要素となる時間的に等間隔のデータから血流の速度、パワー、分散の計算に必要な中間データを求める機能と、求めた中間データを速度・分散・パワー推定回路 19 に与える機能とを有する。

【0039】

速度・分散・パワー推定回路 19 は、演算回路 18 から受けた中間データに基づいて血流の速度、パワー、分散を計算する機能と、計算により得られた血流の速度およびパワーをそれぞれ走査線ごとの速度信号およびパワー信号のデータ列としてカラードブラ像座標変換部 8 に与える機能とを有する。

【0040】

B モード像座標変換部 7 は、LOG 圧縮回路 15 から受けた走査線ごとの B モード信号のデータ列を直交座標系のデータ列に座標変換する機能と、座標変換後の B モード信号を画像合成回路 9 に与える機能とを有する。

【0041】

カラードブラ像座標変換部 8 は、速度・分散・パワー推定回路 19 から受けた走査線ごとの血流の速度信号およびパワー信号のデータ列を直交座標系のデータ列に座標変換する機能と、座標変換後の血流の速度信号およびパワー信号を画像合成回路 9 に与える機能とを有する。

【0042】

画像合成回路 9 は、B モード像座標変換部 7 およびカラードブラ像座標変換部 8 から入力した B モード信号、血流の速度信号およびパワー信号のうち、表示モニタ 11 に表示させる画像に用いる信号を決定し、決定した信号の値の大きさに応じて所定の色及び輝度を割り当てることにより、B モード信号値から B モード像を、速度信号値から速度像を、パワー信号値からパワー像をそれぞれ生成する機能と、生成した B モード像に速度像および/またはパワー像を合成して表示モニタ 11 に出力する機能とを有する。

【0043】

制御回路 10 は、超音波診断装置 1 の動作に関する制御を行う機能を有し、入力装置 12 からの情報に従ってスキャン条件を設定し、設定したスキャン条件に従って送信回路 3 および受信回路 4 に制御信号を与えて制御することができるよう構成される。制御回路 10 によって設定されるスキャン条件は、B モード像用のスキャンとカラードブラ像用のスキャンとをそれぞれ異なるスキャン間隔、すなわち異なるパルス繰返し周期で行うものである。

【0044】

通常、カラードブラ像用の走査線数は B モード像用の走査線数よりも少なく設定される。従って、B モード像用の 1 回のスキャンに要する時間よりもカラードブラ像用の 1 回のスキャンに要する時間の方が短い。また、カラードブラ像の表示フレームレートおよび折り返し速度を増加させるために、実用的にはカラードブラ像用のパルス繰返し周期は、B モード像用のパルス繰返し周期よりも短く設定される。従って、B モード像用のスキャンの間に複数回に亘って繰返しカラードブラ像用のスキャンが実行されるようにスキャン条件が設定される。

【0045】

ただし、理論的には、B モード像用のスキャンとカラードブラ像用のスキャンとが任意回数（1 回を含む）ずつ交互に行われるようにスキャン条件を設定することも可能である。ここでは、B モード像用のスキャンの間に複数回に亘って繰返しカラードブラ像用のスキャンが実行される場合について説明する。

【0046】

また、カラードブラ像用のスキャンは、B モード用のスキャンに続いて行われる場合と、カラードブラ像用のスキャンに続いて行われる場合とがある。このため、カラードブラ像用のスキャンは不等間隔で実行される。具体的には異なる 2 つのパルス繰返し周期でカラードブラ像用のスキャンが繰返し実行される。

【0047】

10

20

30

40

50

次に超音波診断装置 1 の動作および作用について説明する。

【 0 0 4 8 】

まず、入力装置 1 2 からの情報により制御回路 1 0 においてスキャン条件が設定される。

【 0 0 4 9 】

図 2 は、図 1 に示す制御回路 1 0 において設定されるスキャン条件の一例を示す図である。

【 0 0 5 0 】

図 2 において横軸はラスタ方向を示し、縦軸は送信タイミングを示す。また、図 2 中の左に傾斜した斜線部は、B モード像用に送信される超音波のタイミングを、塗りつぶした部分

10

【 0 0 5 1 】

はカラードプラ像用に送信される超音波のタイミングを、右に傾斜した斜線部はカラードプラ像用に送信されるダミー超音波のタイミングをそれぞれ示す。制御回路 1 0 において設定されるスキャン条件は以下のようなものである。

【 0 0 5 2 】

最初に B モード像の全領域に渡って 1 回スキャンする。従って、図 2 に示すように、B モード像用の超音波は、続けて全てのラスタ方向（走査線）に送信される。図 2 は、2 0 回に亘って異なるラスタ方向に超音波が送信される例を示している。

20

【 0 0 5 3 】

次に、カラードプラ像用のスキャンを全領域に渡って複数回スキャンする。従って、図 2 に示すように、カラードプラ像用の超音波が、続けて全てのラスタ方向（走査線）に送信される。そして、再び全てのラスタ方向にカラードプラ像用の超音波が送信される。このような全てのラスタ方向へのカラードプラ像用の超音波の送信が周期 T 1 で任意回数繰返し実行される。図 2 は、1 6 回のカラードプラ像用の超音波の送信が周期 T 1 で 4 回繰返し実行される例を示している。

【 0 0 5 4 】

尚、前述のダミー超音波は、B モード用のスキャンからカラードプラ像用のスキャンに移行する際に、B モード用のスキャンによって生じた超音波エコーの影響が MTI フィルタ

30

【 0 0 5 5 】

において強調されないように送信されるものである。そして、このような B モード像用のスキャンと、複数回のカラードプラ像用のスキャンとが繰返し実行される。従って B モード用のスキャンの繰返し周期、すなわち B モード像の表示フレームレート T B は、カラードプラモード用のスキャンの回数と B モード像用のスキャンの走査線数に応じた値となる。また、B モード用のスキャンを間に挟んで実行されるカラードプラモード像用のスキャンの繰返し周期 T 2 は、カラードプラモード像用のスキャンに続いて実行されるカラードプラモード像用のスキャンの繰返し周期 T 1 よりも B モード像用のスキャンおよびダミー超音波の送信に要する時間だけ長く設定されることとなる。

40

【 0 0 5 6 】

特に、カラードプラモード像用のスキャンの繰返し周期 T 1、T 2 を B モード像用のスキャンの繰返し周期よりも短く設定すれば、B モード像の表示フレームレート T B（画像更新フレームレート）よりもカラードプラモード像の更新フレームレートの方を速くすることができる。つまり、一瞬の逆流の観察等の目的のために、B モード像の更新フレームレートに比べて、より速いことが要求されるカラードプラモード像の更新フレームレートを速く設定することができる。

【 0 0 5 7 】

このように設定されたスキャン条件に従ってスキャンが実行されるように制御回路 1 0 は、送信回路 3 および受信回路 4 その他必要な機器に制御信号を与えて超音波診断装置 1

50

の動作を制御する。このため、送信回路 3 は、レートパルスを繰返し発生し、各走査線方向に超音波ビームを集束するために必要な遅延時間をレートパルスに与える。このレートパルスは、送信回路 3 のパルサに与えられる。そして、レートパルスを受けたタイミングでパルサから超音波プローブ 2 の各圧電振動子に電圧パルスが印加される。これにより、超音波プローブ 2 からスキャン条件に従って B モード像用の超音波とカラードプラ像用の超音波がそれぞれ間欠的に走査線ごとに送信される。

【 0 0 5 8 】

そうすると、被検体内では、超音波エコーが発生し、超音波プローブ 2 の各圧電振動子において受信される。各圧電振動子では、超音波エコーが電気信号に変換され、超音波エコー信号として受信回路 4 に与えられる。受信回路 4 では、超音波エコー信号の増幅、A/D 変換および整相加算が行われ、超音波エコー信号は I Q 信号に変換される。そして、受信回路 4 から B モード処理系 5 およびカラードプラ処理系 6 に I Q 信号が出力される。

【 0 0 5 9 】

B モード処理系 5 では、エコーフィルタ 1 3 において、I Q 信号のフィルタ処理により適切な帯域の I Q 信号が抽出される。フィルタ処理後の I Q 信号は、検波回路 1 4 に与えられて検波され、B モード信号が求められる。B モード信号は、L O G 圧縮回路 1 5 に与えられ、対数変換による圧縮処理が B モード信号に施される。圧縮処理後における B モード信号は、B モード像座標変換部 7 に与えられる。

【 0 0 6 0 】

B モード像座標変換部 7 では、走査線ごとの B モード信号のデータ列が直交座標系のデータ列に座標変換され、座標変換後の B モード信号が画像合成回路 9 に与えられる。

【 0 0 6 1 】

一方、カラードプラ処理系 6 では、受信回路 4 から I Q 信号として取得したドプラ信号が C T B 1 6 に順次記憶される。C T B 1 6 では、各ラスタ位置におけるデータが MTI フィルタ 1 7 に必要な入力データ数分をカバーする数だけ記憶される。ここで、カラードプラ像用のスキャンの繰返し周期は T 1 と T 2 の 2 通りであるため、連続して実行されるカラードプラ像用のスキャンの回数を超える数のデータが C T B 1 6 に記憶されると、C T B 1 6 に記憶されるデータは時間的に不等間隔となる。例えば図 2 に示すスキャン条件では、カラードプラ像用のスキャンが 4 回続けて実行されるため、各ラスタ位置におけるデータが C T B 1 6 に少なくとも 5 個以上記憶されるとデータは時間的に不等間隔となる。

【 0 0 6 2 】

MTI フィルタ 1 7 への入力データ数は、連続して実行されるカラードプラ像用のスキャンの回数を超える数が実用的であるため、C T B 1 6 には、MTI フィルタ 1 7 の入力データ数分をカバーするために必要な各ラスタ位置における時間的に不等間隔のドプラ信号のデータ列が記憶される。従って、C T B 1 6 には、最大無限長のデータを記憶させることが可能であり、かつ最大無限長のデータを MTI フィルタ 1 7 への入力データとして使用することが可能である。

【 0 0 6 3 】

そして、予め指定された数のデータが C T B 1 6 に記憶されると、指定された数のデータで構成されるデータ列が MTI フィルタ 1 7 に入力される。

【 0 0 6 4 】

図 3 は、図 1 に示す MTI フィルタ 1 7 に入力される、あるラスタ位置におけるデータ列の一例を示す図である。

【 0 0 6 5 】

図 3 において横軸は超音波の送受タイミングを示し、塗りつぶし部分は送信される超音波を示す。図 2 に示すような複数回のカラードプラ像用のスキャンの間に B モード像用のスキャンが挿入されたスキャンでは、カラードプラ像用の超音波の送受タイミングが等間隔ではないため、MTI フィルタ 1 7 に入力されるカラードプラ像用のデータ列も等間隔サンプリングにより得られたデータ列とはならない。

【 0 0 6 6 】

10

20

30

40

50

そして、図 2 に示すスキャンの場合には、図 3 に示すように、繰返し周期 T_1 で 4 つのデータがサンプリングされた後、繰返し周期 T_2 で次のデータがサンプリングされる。そして、このような異なる繰返し周期 T_1 , T_2 でデータがサンプリングされる。

【 0 0 6 7 】

このような不等間隔のデータ列が C T B 1 6 に記憶されるが、任意数のデータ列を MTI フィルタ 1 7 に入力することができる。例えば、1 2 個のデータ列を MTI フィルタ 1 7 への入力データとする場合には、図 3 に示す実線の矢印の範囲に示すデータ列が MTI フィルタ 1 7 への 1 回の入力データとなる。この場合に、MTI フィルタ 1 7 に入力されるデータ列の隣接するデータ間の時間差は、 $[T_1, T_1, T_1, T_2, T_1, T_1, T_1, T_2, T_1, T_1, T_1]$ となる。

【 0 0 6 8 】

そして、MTI フィルタ 1 7 では、このような不等間隔の入力データに対して式 (3) に示す MTI フィルタ処理が実行される。

[数 3]

$$y=Wx \quad (3)$$

ただし、式 (3) において、 y は MTI フィルタ 1 7 の出力列ベクトル、 x は、MTI フィルタ 1 7 の入力データ列ベクトル、 W は、MTI フィルタ 1 7 のフィルタ行列である。また、入力データ列ベクトルとなる不等間隔のデータ列 (ドブラ信号) を多項式近似し、多項式近後の信号を多項式近前の原信号から減算した結果が血流信号を表す出力列ベクトルであるものとする。MTI フィルタ 1 7 のフィルタ行列 W は、式 (4 - 1) および式 (4 - 2) により行列 A を用いて求めることができる。

【 数 4 】

$$A = \begin{pmatrix} 0^0 & 0^1 & 0^2 \\ (T_1)^0 & (T_1)^1 & (T_1)^2 \\ (2T_1)^0 & (2T_1)^1 & (2T_1)^2 \\ (3T_1)^0 & (3T_1)^1 & (3T_1)^2 \\ (3T_1+T_2)^0 & (3T_1+T_2)^1 & (3T_1+T_2)^2 \\ (4T_1+T_2)^0 & (4T_1+T_2)^1 & (4T_1+T_2)^2 \\ (5T_1+T_2)^0 & (5T_1+T_2)^1 & (5T_1+T_2)^2 \\ (6T_1+T_2)^0 & (6T_1+T_2)^1 & (6T_1+T_2)^2 \\ (6T_1+2T_2)^0 & (6T_1+2T_2)^1 & (6T_1+2T_2)^2 \\ (7T_1+2T_2)^0 & (7T_1+2T_2)^1 & (7T_1+2T_2)^2 \\ (8T_1+2T_2)^0 & (8T_1+2T_2)^1 & (8T_1+2T_2)^2 \\ (9T_1+2T_2)^0 & (9T_1+2T_2)^1 & (9T_1+2T_2)^2 \end{pmatrix} \quad (4-1)$$

$$W = I - A(A^T A)^{-1} A^T \quad (4-2)$$

【 0 0 6 9 】

ただし、 I は単位行列、 T は転置行列、 $^{-1}$ は逆行列をそれぞれ表す。また、式 (4 - 1) および式 (4 - 2) は、2 次多項式を用いた最小 2 乗法により入力データ列ベクトルを近似 (フィッティング) する場合の式である。すなわち、行列 A を式 (4 - 1) のように定義すると、MTI フィルタ 1 7 のフィルタ行列 W は、式 (4 - 2) で計算することができる。

【 0 0 7 0 】

このようなフィルタ行列 W によってフィルタ処理され、得られた血流信号の出力列ベクトルは演算回路 1 8 に与えられる。

【 0 0 7 1 】

ここで、MTI フィルタ 1 7 の出力列ベクトル y を、式 (5 - 1) のように表すと、演算回路 1 8 では、式 (5 - 2) の計算が実施される。

10

20

30

40

【数 5】

$$y = [y_1, y_2, y_3, y_4, y_5, y_6, y_7, y_8, y_9, y_{10}, y_{11}, y_{12}]^T \quad (5-1)$$

$$ac = \frac{1}{M} \sum_i y_i^* y_{i+1} \quad (i=1, 2, 3, 5, 6, 7, 9, 10, 11 \quad M=9) \quad (5-2)$$

【0072】

すなわち、演算回路 18 は、MTI フィルタ 17 の出力列ベクトル y の要素のうち隣接時間差が T_1 の M 個のデータのみを使用して式 (5-2) により血流の速度、パワー、分散の計算に必要な中間データ ac を求める。尚、式 (5-2) では、隣接時間差が T_1 のデータの全てを中間データ ac の計算に用いたが、一部のデータのみを利用して中間データ ac を計算してもよい。例えば、端のデータは誤差が大きい場合があるため、式 (5-2) において $i=5, 6, 7$ として中央のデータのみを中間データ ac の計算に利用するようにすれば、中間データ ac の計算精度を向上させることができる。

10

【0073】

次に演算回路 18 は、求めた中間データ ac を速度・分散・パワー推定回路 19 に与える。そうすると、速度・分散・パワー推定回路 19 では、中間データ ac に基いて式 (6-1) により血流の速度 V が、式 (6-2) により血流のパワー P が、式 (6-3) により血流の分散 Var がそれぞれ計算される。

【数 6】

$$V = \text{atan2}(\text{imag}(ac), \text{real}(ac)) \quad (6-1)$$

20

$$P = \frac{1}{N} \sum_i y_i^* y_i \quad (i=1 \sim 12 \quad N=12) \quad (6-2)$$

$$Var = 1 - \frac{|ac|}{P} \quad (6-3)$$

【0074】

式 (6-1) により得られる血流の速度は、 $- \sim +$ 値を取る規格化速度である。実際の折り返し速度は、式 (2) の表示周期 T にカラー Doppler 像用の超音波の送受周期 T_1 を代入した値となる。つまり、カラー Doppler 像用の超音波の送受周期は T_1, T_2 の 2 通りであるが、血流の速度、パワー、分散の計算に必要な中間データ ac を求める式 (5-2) において、間隔 T_1 のパルスペアのデータしか使用しないため、血流の折り返し速度を送受周期 T_1 によって決定できるようにすることができる。

30

【0075】

このように速度・分散・パワー推定回路 19 において順次計算される血流の速度 V 、パワー P 、分散 Var と、計算に用いられるデータを得るための超音波の送受タイミングとの関係を図 3 に示すと、点線の矢印のように表すことができる。すなわち、MTI フィルタ 17 への 1 組の入力データ列とされる実線の矢印で示す範囲のデータから血流の速度 V 、パワー P 、分散 Var がそれぞれ求められる。従って、図 2 に示すスキャンにおいて、B モード像の表示フレーム周期と同じ周期で血流の速度 V 、パワー P 、分散 Var といった血流情報を出

40

【0076】

そして、速度・分散・パワー推定回路 19 は、計算により得られた血流の速度およびパワーをそれぞれ走査線ごとの速度信号およびパワー信号のデータ列としてカラー Doppler 座標変換部 8 に与える。カラー Doppler 座標変換部 8 は、速度・分散・パワー推定回路 19 から受けた走査線ごとの血流の速度信号およびパワー信号のデータ列を直交座標系のデータ列に座標変換し、座標変換後の血流の速度信号およびパワー信号を画像合成回路 9 に与える。

【0077】

画像合成回路 9 は、B モード像座標変換部 7 およびカラー Doppler 座標変換部 8 から入

50

力したBモード信号、血流の速度信号およびパワー信号のうち、表示モニタ11に表示させる画像に用いる信号を決定し、決定した信号の値の大きさに応じて所定の色及び輝度を割り当てることにより、Bモード信号値からBモード像を、速度信号値から速度像を、パワー信号値からパワー像をそれぞれ生成する。次に、画像合成回路9は、生成したBモード像に速度像および/またはパワー像を合成して1枚の合成画像を作成する。そして、画像合成回路9は、作成した合成画像を表示モニタ11に与える。この結果、表示モニタ11には、Bモード像に速度像および/またはパワー像が重畳された合成画像が表示される。

【0078】

つまり、以上のような超音波診断装置1は、Bモード像用の超音波の送信条件とカラードブラ像用の超音波の送信条件が異なる場合に、Bモード像用のスキャンを挟んでカラードブラ像用のスキャンを行い、フレーム間にまたがってカラードブラ像用のデータを利用することでMTIフィルタ17の性能の向上およびS/Nの改善を図るものである。また、カラードブラ像用のデータ列がBモード像用のスキャンを挟んで収集されるために等間隔ではなくなるが、フレーム間にまたがるデータに対して多項式フィッティング等の近似を利用したMTIフィルタ17を使用するようにしたものである。

【0079】

このため、超音波診断装置1によれば、表示フレームレートを低下させることなく最大無限長のドブラデータをMTIフィルタ17の入力データ列として利用することができる。従って、組織からの動きの少ない信号成分を抑圧し、より低流速の血流を静止した組織から良好な分離能で検出することができる。加えて、血流の速度、パワーおよび分散等の血流情報の推定に使用するデータ数も最大無限長まで拡大することが可能となるため、S/N比を向上することができる。また、血流情報の推定には、短い周期T1で収集されたデータのみを使用するため、折り返し速度の低下を抑えることができる。

【0080】

従来の超音波診断装置においても、Bモード像用のスキャンを挟んでカラードブラ像用のスキャンを複数回に亘って行うスキャン条件が考案されている。しかし、従来の超音波診断装置では、カラードブラ像用のスキャンにおいて得られるデータが時間的に等間隔であることを前提としており、Bモード像用のスキャンによって欠落したデータの推定を行っている。従って、従来の超音波診断装置では、Bモード像用のデータのスキャン時間が、カラードブラ像用のスキャン時間の整数倍である必要があるという制約がある。

【0081】

これに対し、図1に示す超音波診断装置1では、データの推定を行わないため、推定処理が不要となり、処理量を軽減することができる。加えて、不等間隔のデータ列をMTIフィルタ17の入力データ列として利用するものであるため、Bモード像用のデータのスキャン時間には制約がない。

【0082】

また、従来の超音波診断装置では、パケット内のデータ数を4~16程度として等間隔サンプリングし、パケット内でMTIフィルタを掛けることによって、最終的に1パケットあたり1組の速度、分散、パワー等の血流情報を得ている。

【0083】

これに対して、図1に示す超音波診断装置1では、パケットという概念がなく、最大無限長のデータをMTIフィルタ17の入力データ列として使用可能である。

【0084】

次に、MTIフィルタ17への入力データ列の変形例について説明する。

【0085】

図4は、図1に示すMTIフィルタ17に入力される、あるラスタ位置におけるデータ列の別の例を示す図である。

【0086】

図4において横軸は超音波の送受タイミングを示し、塗りつぶし部分は送信される超音

10

20

30

40

50

波を示す。図 4 に示すように、MTI フィルタ 17 に入力されるデータ列は、任意に設定することができる。図 4 に示す入力データ列は、図 3 に示す入力データ列とデータ数が同一であるが MTI フィルタ 17 へのデータ列の入力周期が異なる。すなわち、図 3 に示すデータ列は、4 つのデータが収集される度に MTI フィルタ 17 にデータ列が入力されるが、図 4 に示すデータ列は、1 つのデータが収集される度に MTI フィルタ 17 にデータ列が入力される。

【0087】

図 4 に示す周期でデータ列を MTI フィルタ 17 に入力するようにすれば、1 フレームの B モード像を表示する間に、A、B、C、D で示す 4 つのデータ列が MTI フィルタ 17 に入力されるため、4 フレームの血流情報を出力することが可能である。

10

【0088】

また、図 3 および図 4 では、12 のデータ列に対して MTI フィルタ 17 を掛け、MTI フィルタ 17 の出力データ列から血流の速度、分散、パワーといった血流情報を計算する例を示したが、MTI フィルタ 17 を掛けるデータの数および血流情報の計算に使用するデータの数は無限に拡張可能である。

【0089】

ただし、MTI フィルタ 17 に入力されるデータの数には、フィルタ行列 W のサイズという制限があるので、ハードウェアあるいはソフトウェアの実現範囲内である必要がある。しかし、MTI フィルタ 17 に入力されるデータの数と血流情報の計算に使用するデータの数は同じである必要はない。従って、MTI フィルタ 17 に入力されるデータの数よりも多くのデータを使用して血流情報を計算するようにしてもよい。

20

【0090】

図 5 は、図 1 に示す MTI フィルタ 17 に入力されるデータの数よりも血流情報の計算に使用するデータの数を多くした例を示す図である。

【0091】

図 5 において横軸は超音波の送受タイミングを示し、塗りつぶし部分は送信される超音波を示す。図 5 に示す例では、MTI フィルタ 17 に入力されるデータの数を 12 として 12 個のデータを有するデータ列を MTI フィルタ 17 の出力データ列とする一方、血流情報の計算には MTI フィルタ 17 から出力された 24 個のデータを使用している。すなわち、12 個のデータで構成される MTI フィルタ 17 の出力データ列 D1 と一部共通の 12 個のデータで構成される MTI フィルタ 17 の出力データ列 D2 の双方を利用することによって、24 個のデータで構成されるデータ列から血流の速度、分散、パワーといった血流情報を推定することができる。

30

【0092】

このように、血流情報の推定に使用するデータの数には制限がない。また、血流情報の推定は、式(7-1)、式(7-2)、式(7-3)に示すような重み付き加算を伴う IIR フィルタによる無限長のデータに対する演算により行うこともできる。

【数 7】

$$ac2(n) = (1 - \beta)ac(n) + \beta \cdot ac2(n-1) \quad (7-1)$$

$$V2(n) = \text{atan2}(\text{imag}(ac2(n)), \text{real}(ac2(n))) \quad (7-2)$$

$$P2(n) = (1 - \beta)P(n) + \beta \cdot P2(n-1) \quad (7-3)$$

40

【0093】

ただし、 $ac(n)$ は式(5-2)により n 番目に得られる中間データ ac の値を、 $P(n)$ は、式(6-2)により得られる n 番目の血流のパワーを示す。そして、式(7-1)、式(7-3)に示すような重み係数を用いた中間データ ac および血流のパワー $P(n)$ の重み付け加算によって、血流情報の指標となる中間データ $ac2(n)$ および血流のパワー $P2(n)$ を過去の間接データ $ac2(n-1)$ および血流のパワー $P2(n-1)$ からそれぞれ求めることができる。また、式(7-2)に示すように中間データ $ac2(n)$ から血流の速度 $V2(n)$ を求めることもで

50

きる。

【0094】

血流の速度情報に対してこのような重み付け加算処理を行うと血流の拍動情報を損なう場合があるが、血流のパワー情報はある閾値を設けて血流のあり/なしの判定に使用されるのみで、実際のカラードブラ像の描画には使用されない場合が多い。このため、血流のパワー情報については式(7-3)により無限長のデータを使用することによりS/N比の改善を図ることができる。

【0095】

次に、制御回路10において設定されるスキャン条件の変形例について説明する。

【0096】

図6は、図1に示す制御回路10において設定されるスキャン条件の変形例を示す図である。

【0097】

図6において横軸はラスタ方向を示し、縦軸は送信タイミングを示す。また、図6中の左に傾斜した斜線部は、Bモード像用に送信される超音波のタイミングを、塗りつぶした部分はカラードブラ像用に送信される超音波のタイミングを、右に傾斜した斜線部はカラードブラ像用に送信されるダミー超音波のタイミングをそれぞれ示す。

【0098】

図6に示すように、Bモード像用のスキャンの間に連続して実行されるカラードブラ像用のスキャン範囲を一部のラスタとし、ラスタ位置をシフトしつつ複数回のスキャンに分けて全領域をスキャンするようにスキャン条件を設定することができる。図6の例では、カラードブラ像用の連続するスキャン範囲が互いに異なる2つのラスタ群で構成されるラスタブロックに分割されている。そして、Bモード像用のスキャンの間において、1番目のラスタブロックに属する8つのラスタ方向へのカラードブラ像用のスキャンが送信タイミングT1だけ時間的にシフトして4回行われた後、2番目のラスタブロックに属する残りの8つのラスタ方向へのカラードブラ像用のスキャンが送信タイミングT1だけ時間的にシフトして4回行われる。また、ラスタブロックを変えてカラードブラ像用のスキャンを行う場合には、初めにダミー超音波が送信される。

【0099】

図6のように、カラードブラ像用のスキャンにおいて全てのラスタ方向に続けて超音波を送信せずに、一部のラスタ方向に続けて複数回に亘って超音波を送信した後、他の一部のラスタ方向に続けて複数回に亘って超音波を送信するようなスキャン条件を設定すれば、Bモード像用のスキャンの間において行われるカラードブラ像用のスキャンの周期T1を短くすることができる。図6の例では、Bモード像用のスキャンの間において行われるカラードブラ像用のスキャンの周期T1が図2に示す周期T1の半分になっている。その代わりにカラードブラ像用のスキャンを挟んで行われるカラードブラ像用のスキャンの周期T2は、図2に示す周期T2よりも長くなっている。

【0100】

図6に示すような複数のラスタブロックに分割したスキャンによってカラードブラ像用のデータが得られた場合であっても、上述のように式(3)、式(4-1)、式(4-2)、式(5-1)、式(5-2)、式(6-1)、式(6-2)、式(6-3)によりMTIフィルタ17を掛けた後、血流の速度VやパワーP等の血流情報を推定することができる。一方、折り返し速度は周期T2に依らず周期T1で決定されるので、周期T1を短くすることによって、折り返し速度を大きくすることができる。つまり、例えば図6に示すスキャン条件における折り返し速度は図2に示すスキャン条件における折り返し速度の2倍に向上している。

【図面の簡単な説明】

【0101】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態を示すブロック構成図。

【図2】図1に示す制御回路において設定されるスキャン条件の一例を示す図。

10

20

30

40

50

【図3】図1に示すMTIフィルタに入力される、あるラスタ位置におけるデータ列の一例を示す図。

【図4】図1に示すMTIフィルタに入力される、あるラスタ位置におけるデータ列の別の例を示す図。

【図5】図1に示すMTIフィルタに入力されるデータの数よりも血流情報の計算に使用するデータの数をもくした例を示す図。

【図6】図1に示す制御回路において設定されるスキャン条件の変形例を示す図。

【図7】従来の超音波診断装置を用いた交互スキャンによる走査方法の例を示す図。

【図8】従来の超音波診断装置を用いた交互スキャンによる走査方法の別の例を示す図。

【図9】従来の超音波診断装置を用いた交互スキャンにおいてカラーアンギオ画像用のスキャンの周期を短くした例を示す図。

10

【符号の説明】

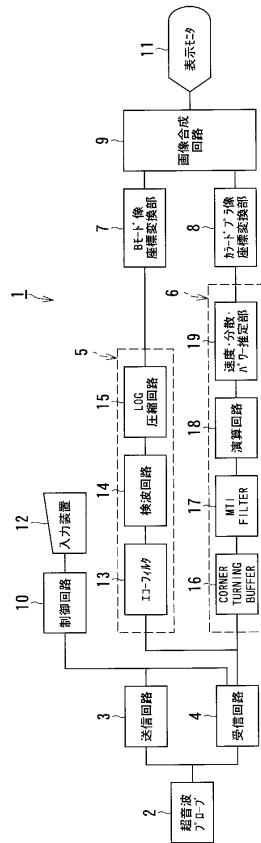
【0102】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送信回路
- 4 受信回路
- 5 Bモード処理系
- 6 カラードブラ処理系
- 7 Bモード像座標変換部
- 8 カラードブラ像座標変換部
- 9 画像合成回路
- 10 制御回路
- 11 表示モニタ
- 12 入力装置
- 13 エコーフィルタ
- 14 検波回路
- 15 LOG圧縮回路
- 16 CTB (Corner Turning Buffer)
- 17 MTIフィルタ
- 18 演算回路
- 19 速度・分散・パワー推定回路

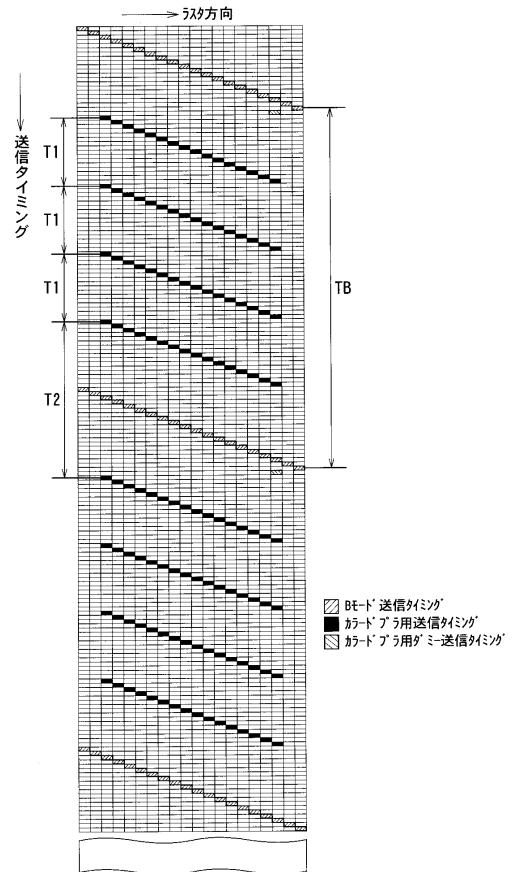
20

30

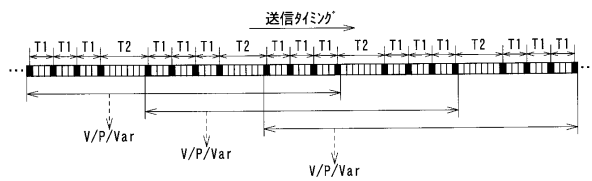
【 図 1 】



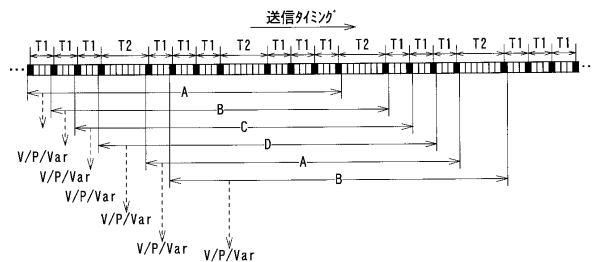
【圖 2】



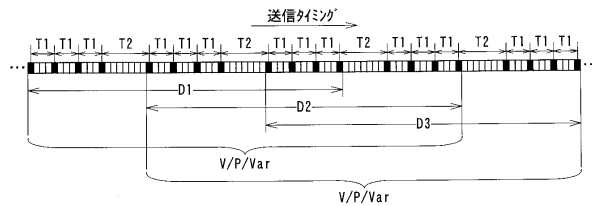
【 図 3 】



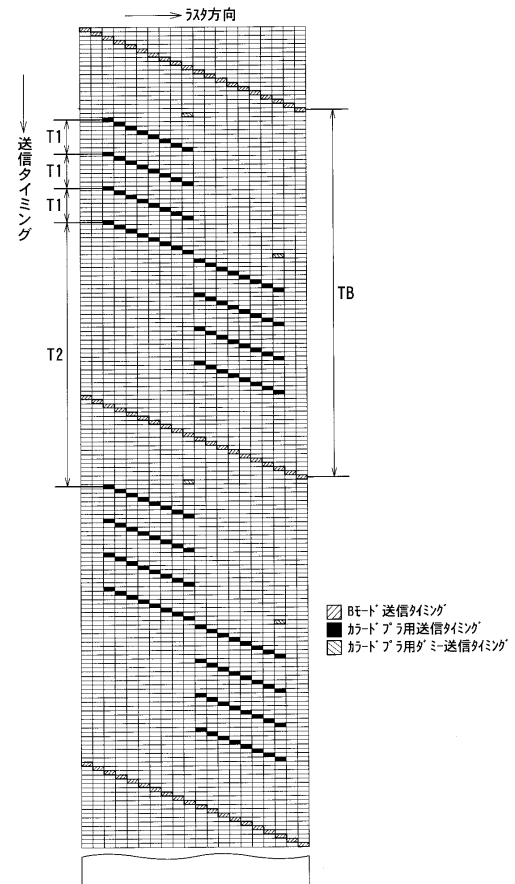
【 図 4 】



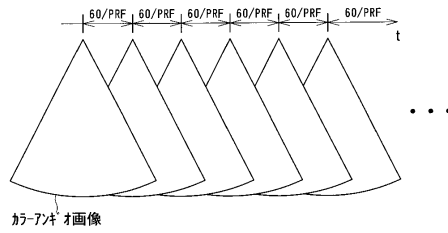
【 図 5 】



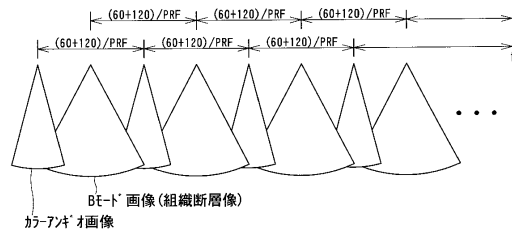
【 図 6 】



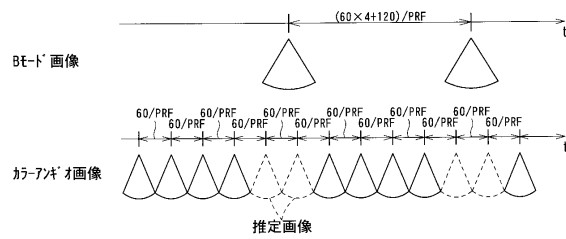
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平08-336534(JP,A)
特開2005-176997(JP,A)
特開2003-299653(JP,A)
特開平4-317639(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/06

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4928801B2	公开(公告)日	2012-05-09
申请号	JP2006046799	申请日	2006-02-23
[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/DE04 4C601/DE05 4C601/EE04 4C601/EE06 4C601/EE08 4C601/HH04 4C601/HH13 4C601/HH16 4C601/JB30 4C601/JB32 4C601/KK12 4C601/KK19		
其他公开文献	JP2007222390A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供超声波检查，在保持帧速率的同时提高S / N比，以较大的混叠速度检测低流速血流，并将其显示为多普勒图像。
ŽSOLUTION：该超声波检查仪具有：扫描执行装置，用于执行在B模式图像的规定时段重复执行的第一次扫描，以及在第一次扫描的时段之间的第二时段T2重复执行的第二次扫描，在第一周期T1连续重复执行规定次数，以获得血液信息V / P / Var的二维分布信息；多普勒信号获取装置从第二次扫描获得的反射信号中顺序地获取多普勒信号；存储装置存储由多普勒信号获取装置在第一周期T1和第二周期T2收集的时间序列不等间隔多普勒信号序列；移除意味着从存储装置读取不等间隔多普勒信号序列，移除具有较少移动的信号分量并提供血流信号；血流信息获取装置从血流信号中获取血流信息V / P / Var。Ž

2

