

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6223036号
(P6223036)

(45) 発行日 平成29年11月1日 (2017. 11. 1)

(24) 登録日 平成29年10月13日 (2017. 10. 13)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006. 01) A 6 1 B 8/06 Z DM

請求項の数 19 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2013-150761 (P2013-150761)	(73) 特許権者	000001007
(22) 出願日	平成25年7月19日 (2013. 7. 19)		キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2015-19862 (P2015-19862A)		東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成27年2月2日 (2015. 2. 2)	(74) 代理人	100126240
審査請求日	平成28年7月12日 (2016. 7. 12)		弁理士 阿部 琢磨
		(74) 代理人	100124442
			弁理士 黒岩 創吾
		(72) 発明者	奥村 成皓
			京都府京都市左京区吉田本町36番地1
			国立大学法人京都大学内
		(72) 発明者	瀧 宏文
			京都府京都市左京区吉田本町36番地1
			国立大学法人京都大学内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 被検体情報取得装置、被検体情報取得方法、及びプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の変換素子から被検体に送信され、前記被検体内で反射した反射波を受信して出力された複数の受信信号を用いて適応型ビームフォーミング処理を行い、前記被検体内の情報を取得する処理部を有し、

前記処理部は、

前記複数の変換素子から、前記被検体内の所定の領域に対して複数回の音響波送信を行うことにより出力された、前記複数回の音響波送信の夫々に基づく複数の受信信号を用いて、受信信号間における時間変動成分を示す信号を複数抽出する抽出部と、

複数の前記時間変動成分を示す信号を用いて適応型ビームフォーミング処理を行う適応型信号処理部と、

前記適応型信号処理部からの出力信号を用いて対象物の移動情報を取得する移動情報取得部と、を備え、前記適応型ビームフォーミング処理において、前記複数の時間変動成分に基づく、前記複数の受信信号を用いて求められる複数の相関行列同士を積算処理することを特徴とする被検体情報取得装置。

【請求項2】

前記処理部は、前記適応型ビームフォーミング処理において、前記複数の受信信号を用い、前記被検体内の所定位置に対応する複数のサンプル点の夫々に基づく相関行列同士を積算処理することを特徴とする請求項1に記載の被検体情報取得装置。

【請求項3】

10

20

前記処理部は、前記適応型ビームフォーミング処理においてさらに、前記被検体内の互いに異なる位置に対応する複数のサンプル点の夫々に基づく相関行列同士を積算処理することを特徴とする請求項 2 に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 4】

前記処理部が、前記所定の領域を含む 1 フレーム分の音響特性分布を取得するために、前記複数の変換素子が前記 1 フレーム分に対応する領域に対して音響波送信を行う場合において、

前記複数の変換素子により前記 1 フレーム分に対応する領域の音響波送信を終える前に、前記複数の変換素子は、前記所定の領域に対して複数回の音響波送信を行うことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

10

【請求項 5】

前記抽出部は、前記変換素子からの出力チャンネル毎に、前記時間変動成分を示す信号を複数抽出し、

適応型信号処理部は、前記出力チャンネル毎の前記複数の時間変動成分を示す信号を前記出力チャンネル分用いて適応型ビームフォーミング処理を行うことを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 6】

前記抽出部は、MTI フィルタにより前記時間変動成分を示す信号を抽出することを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 7】

20

前記処理部は、前記対象物の移動情報を所定の時間間隔で取得することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 8】

前記処理部は、前記適応型ビームフォーミング処理として、注目方向に関する感度を固定した状態で電力を最小化するように処理することを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 9】

前記複数の変換素子をさらに有することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得装置。

【請求項 10】

30

被検体内で反射した反射波を受信する複数の変換素子から出力される時系列の受信信号を複数用いて、被検体内の情報を取得する被検体情報取得方法であって、

前記複数の変換素子に、被検体内の所定の領域に対して複数回の音響波送信を行なわせるステップと、

前記複数の音響波送信により得られる複数の受信信号を用いて適応型ビームフォーミング処理を行うステップと、

前記複数の受信信号を用いて、受信信号間における時間変動成分を示す信号を複数抽出するステップと、

前記適応型ビームフォーミング処理を行うステップからの出力信号を用いて対象物の移動情報を取得するステップと、

40

を有し、

前記適応型ビームフォーミング処理において、複数の前記時間変動成分に基づく、前記複数の受信信号を用いて求められる複数の相関行列同士を積算処理することを特徴とする被検体情報取得方法。

【請求項 11】

前記適応型ビームフォーミング処理において、前記複数の受信信号を用い、前記被検体内の所定位置に対応する複数のサンプル点の夫々に基づく相関行列同士を積算処理することを特徴とする請求項 10 に記載の被検体情報取得方法。

【請求項 12】

前記適応型ビームフォーミング処理において、さらに、前記被検体内の互いに異なる位

50

置に対応する複数のサンプル点の夫々に基づく相関行列同士を積算処理することを特徴とする請求項 1 1 に記載の被検体情報取得方法。

【請求項 1 3】

前記所定の領域を含む 1 フレーム分の音響特性分布を取得するために、前記複数の変換素子に前記 1 フレーム分に対応する領域に対して音響波送信を行なわせるステップをさらに有し、

前記複数の変換素子が前記 1 フレーム分に対応する領域の音響波送信を終える前に、前記複数の変換素子に、前記所定の領域に対して複数回の音響波送信を行わせることを特徴とする請求項 1 0 乃至 1 2 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得方法。

【請求項 1 4】

前記時間変動成分を示す信号を抽出するステップでは、前記変換素子からの出力チャンネル毎に、前記時間変動成分を示す信号を複数抽出し、

前記適応型ビームフォーミング処理を行うステップでは、前記出力チャンネル毎の前記複数の時間変動成分を示す信号を前記出力チャンネル分用いて適応型ビームフォーミング処理を行うことを特徴とする請求項 1 0 乃至 1 3 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得方法。

【請求項 1 5】

前記対象物の移動情報を所定の時間間隔で取得するステップをさらに有することを特徴とする請求項 1 0 乃至 1 4 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得方法。

【請求項 1 6】

前記適応型ビームフォーミング処理を行うステップでは、前記複数の受信信号の夫々に基づく相関行列同士を積算処理することを特徴とする請求項 1 0 乃至 1 5 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得方法。

【請求項 1 7】

前記変換素子からの出力チャンネル毎に夫々出力される複数の受信信号を用いて適応型ビームフォーミング処理を行うことを特徴とする請求項 1 6 に記載の被検体情報取得方法。

【請求項 1 8】

前記適応型ビームフォーミング処理として、注目方向に関する感度を固定した状態で電力を最小化するように処理することを特徴とする請求項 1 0 乃至 1 7 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得方法。

【請求項 1 9】

請求項 1 0 乃至 1 8 のいずれか 1 項に記載の被検体情報取得方法の各ステップをコンピュータに実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体情報取得装置、被検体情報取得方法、及びプログラムに関する。特に、被検体に音響波を送信し、被検体内で反射した反射波を受信して、被検体内の情報を取得する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

医療等の現場において被検体情報取得装置である超音波診断装置は広く用いられている。超音波診断装置は生体内の音響インピーダンスの差を反映した形態情報だけでなく、血流の速度情報などの対象物の移動情報も取得可能である。パルスドップラ法では、対象物からの反射波形の位相変化を検出し、移動速度を算出する。例えば対象物の移動情報として血液の流速を測定する際には、血管内の血球から反射してくる反射波の受信信号の位相変化を検出する。この際、血球からの反射波と、周囲に存在する血管壁などの測定対象物以外からの反射波（クラッタ成分）と、を分離する必要がある。

【0003】

特許文献 1 では、パルスドップラ法を用いて血流速度を算出する際に、MTI フィルタ

10

20

30

40

50

を用いて、血流と、クラッタ成分となる血管や心臓壁などの壁の動きと、を分離している。また、超音波パルスの送信間隔を3種類設け、3パルス目の受信信号と1パルス目の受信信号との差（第1差分信号）、4パルス目の受信信号と2パルス目の受信信号との差（第2差分信号）、5パルス目の受信信号と3パルス目の受信信号との差（第3差分信号）、を夫々求める。そして、第1と第2の差分信号同士の位相差、及び、第2と第3の差分信号同士の位相差、を求め、さらに、2つの位相差同士の差を求めている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平1-153144号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

上述したように、血流速度を測定する際には、血球からの反射波の信号の位相変化を検出するが、血球からの反射波の強度は周囲に存在する血管壁などからの反射波と比較して微弱である。このように対象物以外の反射体からの不要なクラッタ成分の信号（クラッタ信号）を含む状態で受信信号の位相変化を検出すると、誤差が生じやすい。特許文献1のようにMTIフィルタを用いる方法もあるが、クラッタ信号によっては、このようなフィルタではクラッタ信号の除去が不十分である可能性がある。特に、クラッタ信号が大きい場合や、血管近傍組織の拍動や術者の手ぶれ等により対象物以外の反射体の変動（移動）している場合、血流速度を精度よく算出することが困難となる。

20

【0006】

また、上記のようなパルスドップラ法を用いて血流速度等の対象物の移動情報を求める場合だけでなく、通常のBモード画像等の音響特性分布を生成する場合にも、クラッタ成分によりノイズが生じる。このノイズにより、音響特性分布の画質が低下する可能性がある。

【0007】

本発明は、上記の課題に鑑み、対象物からの反射波だけでなく不要な反射波が存在する場合でも、移動情報の取得精度低下や音響特性分布の画質低下を抑制することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の被検体情報取得装置は、複数の変換素子から被検体に送信され、前記被検体内で反射した反射波を受信して出力された複数の受信信号を用いて適応型ビームフォーミング処理を行い、前記被検体内の情報を取得する処理部を有し、前記処理部は、前記複数の変換素子から、前記被検体内の所定の領域に対して複数回の音響波送信を行うことにより出力された、前記複数回の音響波送信の夫々に基づく複数の受信信号を用いて、受信信号間における時間変動成分を示す信号を複数抽出する抽出部と、複数の前記時間変動成分を示す信号を用いて適応型ビームフォーミング処理を行う適応型信号処理部と、前記適応型信号処理部からの出力信号を用いて対象物の移動情報を取得する移動情報取得部と、を備え、前記適応型ビームフォーミング処理において、前記複数の時間変動成分に基づく、前記複数の受信信号を用いて求められる複数の相関行列同士を積算処理することを特徴とする。

40

【0009】

また、本発明の被検体情報取得方法は、被検体内で反射した反射波を受信する複数の変換素子から出力される時系列の受信信号を複数用いて、被検体内の情報を取得する被検体情報取得方法であって、前記複数の変換素子に、被検体内の所定の領域に対して複数回の音響波送信を行なわせるステップと、前記複数の音響波送信により得られる複数の受信信号を用いて適応型ビームフォーミング処理を行うステップと、前記複数の受信信号を用いて、受信信号間における時間変動成分を示す信号を複数抽出するステップと、前記適応型

50

ビームフォーミング処理を行うステップからの出力信号を用いて対象物の移動情報を取得するステップと、を有し、前記適応型ビームフォーミング処理において、複数の前記時間変動成分に基づく、前記複数の受信信号を用いて求められる複数の相関行列同士を積算処理することを特徴とする。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、不要な反射波が存在する場合でも、移動情報の取得精度低下や音響特性分布の画質低下を抑制することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

10

【図1】第1の実施形態の被検体情報取得装置の模式図である。

【図2】第1の実施形態の処理フローを示すフローチャートである。

【図3】差分処理ブロックを示す模式図である。

【図4】適応型信号処理ブロックにおける処理を説明するための模式図である。

【図5】表示の例を示す模式図である。

【図6】効果検証のモデルを説明するための模式図である。

【図7】第1の実施形態の効果を示すための図である。

【図8】第2の実施形態の被検体情報取得装置の模式図である。

【図9】第3の実施形態によって画像が得られる領域を説明するための模式図である。

【図10】第3の実施形態の送信方法を説明するための模式図である。

20

【図11】第4の実施形態を説明するためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて説明する。同一の構成要素には原則として同一の符号を付して、説明を省略する。

【0013】

なお、本発明において、音響波とは、典型的には超音波であり、音波、超音波、と呼ばれる弾性波を含む。本発明の被検体情報取得装置とは、被検体に音響波を送信し、被検体内部で反射した反射波（反射した音響波）を受信して、被検体内の情報を数値や画像データとして取得する装置を含む。取得される被検体内の情報とは、対象物の移動情報や、組織の音響インピーダンスの違いを反映した情報等を含む。

30

【0014】

＜第1の実施形態＞

以下、第1の実施形態の装置構成及び処理フローについて説明する。本実施形態では、被検体内の情報として、血流等の対象物の移動情報を取得する形態について説明する。

【0015】

（被検体情報取得装置の構成）

図1は本実施形態の被検体情報取得装置の構成を示す模式図である。本実施形態の被検体情報取得装置は、複数の変換素子002を有する探触子001、受信回路系005、送信回路系003、差分処理ブロック006、適応型信号処理ブロック007、流速算出ブロック008を備える。さらに、システム制御部004、表示処理ブロック009、表示系010を備える。

40

【0016】

探触子001は、音響波を被検体000に送信し、被検体内の複数の位置で反射した反射波を受信する送受信器であり、音響波を電気信号（時系列の受信信号）に変換する変換素子002を複数備える。なお被検体000には図示されていないが、被検体内には、対象物（例えば音響インピーダンス分布を有する組織）が含まれており、その対象物からの反射波が複数の変換素子002で受信される。変換素子は、圧電現象を用いた圧電素子等の変換素子、光の共振を用いた変換素子、CMUT等の静電容量の変化を用いた変換素子など、音響波を受信して電気信号に変換できるものであればどのようなものを用いてもよ

50

い。また、複数の変換素子は、1 Dアレイ、1. 5 Dアレイ、1. 7 5 Dアレイ、2 Dアレイのように配置されていることが好ましい。

【0017】

送信回路系003は、システム制御部004からの制御信号に従って、注目位置や注目方向に応じた遅延時間や振幅を有する電圧波形の送信信号（パルス信号）を生成する送信信号生成回路である。送信信号は各変換素子002へ夫々入力され、変換素子から音響波パルス（パルス波）として音響波が送信される。被検体からの反射波は、複数の変換素子002によって受信され、複数の変換素子002の夫々から出力される受信信号は受信回路系005に入力される。

【0018】

受信回路系005は、各変換素子から時系列に出力された受信信号を増幅し、デジタル信号（デジタル化された受信信号）に変換する受信信号処理回路であり、増幅器、A/D変換器等から構成される。なお、1回の音響波送信に基づく反射波を1つの変換素子が受信することにより、該1つの変換素子から出力される時系列の受信信号を、1つの受信信号として扱う。M個の変換素子を用いて音響波の受信を行う場合は、1回の音響波送信によって変換素子分のM個の受信信号が得られるものとする。また、ある1つの変換素子に着目した場合、N回の音響波送信を行うと、1つの変換素子につきN回分の受信信号（つまり、N個の時系列の受信信号）が得られる。N、Mは、正の整数を示す。なお、ここでは、変換素子002が出力したアナログの受信信号だけでなく、増幅やデジタル変換等の処理を行った信号も受信信号と表現する。

【0019】

なお、本実施形態では、1回の音響波送信を行う際、探触子001内の全ての変換素子002を必ずしも用いる必要はない。探触子001内の一部の変換素子（変換素子群）を用いて1回の音響波送信（つまり送信ビームフォーミング）を行っても良い。この場合、送信を行う変換素子群を順次切り替えながら音響波送信を繰り返すことにより、広範囲に音響波を送信することができる。また、本実施形態では、少なくとも一部の変換素子が、被検体内の所定の領域に対して複数回音響波を送信する。そして、受信に用いられる各変換素子は音響波送信毎に受信信号を出力する。つまり各変換素子は、受信信号を複数回分出力する。

【0020】

受信回路系005から出力チャネル毎に出力された受信信号は、差分処理ブロック006に入力される。なお、受信回路系005からの出力チャネルと複数の変換素子からの出力チャネルとは対応している。ただし、上記したように、一回の音響波送信は一部の変換素子だけを用いて行う場合もあるため、変換素子の数と出力チャネル数とは必ずしも同じ数とは限らない。つまり変換素子の数より出力チャネル数のほうが少なくても良い。例えば、256個の変換素子のうち、32個の素子毎にビームフォーミングを行う場合は、出力チャネル数は32でよい。

【0021】

差分処理ブロック006は、受信信号間における時間変動成分を抽出する抽出部である典型的には、MTIフィルタ等の差分フィルタにより構成される。差分処理ブロック006は、出力チャネル毎に、所定の領域に対する複数回の音響波送信に基づいて得られる複数回分の受信信号を用いて、受信信号同士の差を差分信号として複数求める。差分処理が行われる受信信号同士は、典型的には同じ領域に対して送信された音響波の反射波に基づくものである。ただし、同じ領域とは、厳密に同じ領域でなくとも、同じと見なして処理しても問題ない程度の範囲を含む。差分処理ブロック006の詳細な処理内容については、図2のS102のステップ及び図5を用いて後述する。

【0022】

適応型信号処理ブロック007には、差分処理ブロック006から出力された受信信号同士の差である差分信号が複数入力される。本実施形態の差分処理ブロック006は、適応型信号処理を行う適応型信号処理部であり、相関行列算出ブロック011を備える。

【0023】

適応型信号処理は、適応型ビームフォーミング処理に相当する。つまり、適応型信号処理は、受信信号に応じて、位相や重み等の処理パラメータを適応的に変化させ、ターゲットとする注目方向や注目位置から到来する所望波の受信信号を選択的に抽出し、それ以外の不要波の受信信号を抑圧する処理を示す。特に、適応型信号処理の一つであるCapon法は、複数の入力信号に対して、注目方向や注目位置に関する感度を固定した状態で出力（電力強度）を最小化するように処理する方法である。方向拘束付電力最小化規範（DCMP: Directionally Constrained Minimization of Power）や、Minimum variance法ともいう。このような適応型信号処理は、空間解像度を向上させる効果がある。

10

【0024】

なお、本実施形態の適応型信号処理ブロック007は、複数回分の受信信号（所定の領域に対する複数回の音響波送信により得られる複数回分の受信信号）を用いて算出された差分信号を複数用いて適応型信号処理を行うことを一つの特徴とする。図2のS103では、適応型信号処理としてCapon法を用いた例を詳細に説明する。また、本実施形態ではCapon法を用いたが、他の適応型信号処理（MUSIC法やESPRIT法）を用いても構わない。

【0025】

流速算出ブロック008は、適応型信号処理ブロック007から出力された出力信号を用いて、血流速度等の対象物の移動情報を算出する移動情報取得部である。例えば血流速度を求める場合、被検体内の1点（1つの位置）における速度だけでなく、深さ方向における複数の位置の速度を求めても良い。また、所定の深さ範囲における平均速度や最高速度を求めても良い。さらに、速度の時間変化が表示できるように時系列に複数の時点の速度を求めても良い。

20

【0026】

なお、本実施形態においては、少なくとも、受信回路系005、差分処理ブロック006、適応型信号処理ブロック007、流速算出ブロック008、により処理部が構成される。ただし、本実施形態の処理部は、整相加算ブロックや包絡線検波処理ブロック（どちらも図1には不図示）を有していてもよい。整相加算ブロックと包絡線検波処理ブロックにより、移動情報とは別にBモード画像等の音響インピーダンスの違いを反映した分布（音響特性分布）を取得することができる。また、整相加算ブロックや包絡線検波処理ブロックが無い場合であっても、後述の第2の実施形態の装置構成により、適応型信号処理を用いてBモード画像を取得することもできる。

30

【0027】

表示処理ブロック009は、入力された移動情報を用いて表示データを生成し、表示系010へ出力する。具体的には、入力された移動情報を処理して、速度を示す数値や、速度の時間変化が分かるグラフ、複数の位置の速度を示す速度分布等を提示するための画像データを生成する。また、処理部が音響特性分布も取得可能な場合、移動情報と音響特性分布とを同じ表示画面上に並べて表示するための画像データや、移動情報として取得した速度分布と音響特性分布とを重畳表示するための画像データを生成してもよい。表示形態は、術者であるユーザーからの入力を受けたシステム制御部004からの指示によって変更可能である。

40

【0028】

なお、本実施形態において、差分処理ブロック006、適応型信号処理ブロック007、流速算出ブロック008、表示処理ブロック009、システム制御部004は、CPU（Central Processing Unit）や、GPU（Graphics Processing Unit）、FPGA（Field Programmable Gate Array）チップ等の処理装置より構成される。

【0029】

表示系010は、表示処理ブロック009から出力された表示データをもとに画像を表

50

示する表示装置である。LCD (Liquid Crystal Display) や CRT (Cathode Ray Tube)、有機ELディスプレイ等で構成される。なお、表示系010は、本発明の被検体情報処理装置が有する構成とはせずに、別に用意してから被検体情報取得装置に接続しても良い。

【0030】

(処理部における処理フロー)

次に、図2を用いて、処理部の処理フローについて説明する。図2は、本実施形態の処理フローを示すフローチャートである。

【0031】

まず、S101において、受信回路系005から時系列の受信信号が出力チャンネル毎に差分処理ブロック006に入力される。差分処理ブロック006に入力される信号 $x_{k,1}[s]$ は、受信回路系005のk番目 ($k=1, 2, \dots, M$) の出力チャンネルから出力された、l回目の音響波パルス送信により得られるl番目の受信信号を示す。なお、sは1つの時系列の受信信号におけるsサンプル目 (つまり、時系列中の一点) を意味する。

【0032】

次にS102において、差分処理ブロック006は、出力チャンネル毎に、入力された2つの受信信号間の差 (例えば1パルス目と2パルス目の音響波パルスにより得られる受信信号同士の差) を式(1)により算出し、差分信号 $d_{k,1}[s]$ を出力する。

$$d_{k,1}[s] = x_{k,1+1}[s] - x_{k,1}[s] \quad \dots \text{式(1)}$$

【0033】

図3(a)は、この差分処理を差分フィルタにて行う場合の差分フィルタの例を示す模式図である。Delay Tとして、音響波パルスの送信間隔 ($1+1$ 番目の送信と1番目の送信との時間間隔) に相当する時間を設定することにより、 $x_{k,1+1}[s]$ と $x_{k,1}[s]$ との差分が出力される。差分処理ブロック006は、上記処理により差分信号を出力チャンネル毎に複数抽出し、複数の差分信号を出力チャンネル分だけ適応型信号処理ブロック007に入力する。図3(a)の構成においては、出力チャンネル毎に、少なくとも2つの差分信号を用いる必要がある。なお、本実施形態においては、図3(a)に示す差分フィルタのように、2つの受信信号の間での差分を算出する差分フィルタだけでなく、図3(b)に示す構成の差分フィルタを用いてもよい。

【0034】

S103では、適応型信号処理ブロック007が、チャンネル毎に入力される複数の差分信号を出力チャンネル分用いて、適応型信号処理を行う。ここで、適応型信号処理ブロック007における具体的な処理について説明する。なお、本実施形態では適応型信号処理としてCapon法を採用した場合について述べる。

【0035】

まず、適応型信号処理ブロック007は、システム制御部004から指示される注目位置 (被検体内の所定位置) の情報を用いて、注目位置に対応する受信信号の位相が揃うように遅延処理、いわゆる整相処理を実施する。このようにして整相処理された信号を、さらにヒルベルト変換し、複素表現された信号を $x'_{k,1}[s']$ とする。つまり、この信号 $x'_{k,1}[s']$ は、k番目の出力チャンネルに対応する差分信号 $d_{k,1}[s]$ に対して整相処理及びヒルベルト変換を行った信号に相当する。そして、この信号 $x'_{k,1}[s']$ を用いて s' サンプル目の入力ベクトル $X'_{1,l}[s']$ を以下のように定義する。式(2)中のTは転置行列を意味する。

【0036】

【数1】

$$X'_{1,l}[s'] = [x'_{1,l}[s'], x'_{2,l}[s'], \dots, x'_{M,l}[s']]^T \quad \dots \text{式(2)}$$

【0037】

適応型信号処理ブロック007には、さらに入力信号として、差分信号 $d_{k,1+1}[s]$ が入力される。適応型信号処理ブロック007内の相関行列算出ブロック011は、

10

20

30

40

50

入力ベクトル $X'_{1+1}[s']$ と、 $X'_{1+1}[s']$ と、を用いて下記式(3)に基づき
 相関行列 $R_{xx,1}$ を算出する。入力ベクトル $X'_{1+1}[s']$ は、信号 $x'_{k,1+1}[s']$
 を用いた、 s' サンプル目の入力ベクトルである。信号 $x'_{k,1+1}[s']$
 は、 k 番目の出力チャネルに対応する差分信号 $d_{k,1+1}[s]$ に対して整相処理及
 びヒルベルト変換を行った信号に相当する。

【0038】

【数2】

$$R_{xx} = E \left[\frac{X_l[s] X_l^H[s] + X_{ln}[s] X_{ln}^H[s]}{C} \right]$$

$$= \begin{bmatrix} \frac{E[x'_{1l}[s] x'_{1l}^*[s] + x'_{1ln}[s] x'_{1ln}^*[s]]}{C} & \frac{E[x'_{1l}[s] x'_{2l}^*[s] + x'_{1ln}[s] x'_{2ln}^*[s]]}{C} & \dots & \frac{E[x'_{1l}[s] x'_{ml}^*[s] + x'_{1ln}[s] x'_{mln}^*[s]]}{C} \\ \frac{E[x'_{2l}[s] x'_{1l}^*[s] + x'_{2ln}[s] x'_{1ln}^*[s]]}{C} & \frac{E[x'_{2l}[s] x'_{2l}^*[s] + x'_{2ln}[s] x'_{2ln}^*[s]]}{C} & \dots & \frac{E[x'_{2l}[s] x'_{ml}^*[s] + x'_{2ln}[s] x'_{mln}^*[s]]}{C} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{E[x'_{ml}[s] x'_{1l}^*[s] + x'_{mln}[s] x'_{1ln}^*[s]]}{C} & \frac{E[x'_{ml}[s] x'_{2l}^*[s] + x'_{mln}[s] x'_{2ln}^*[s]]}{C} & \dots & \frac{E[x'_{ml}[s] x'_{ml}^*[s] + x'_{mln}[s] x'_{mln}^*[s]]}{C} \end{bmatrix}$$

・・・式(3)

【0039】

上記式(3)中の右肩のHは複素共役転置を表し、右肩の*は複素共役を表す。Cは用
 いられる差分信号の数(ここでは2)を示し、複数の差分信号に基づく相関行列同士を平
 均するための除算である。E[・]は時間平均を算出する処理を示し、サンプルの番号(
 ここでは s')を変化させ、複数のサンプル点における平均を算出することを意味する。

【0040】

つまり、上記式(3)は、複数の差分信号の夫々に基づく相関行列同士の平均化と、時
 間方向の平均化と、を行うことにより、最終的な相関行列 $R_{xx,1}$ を算出していること
 を示す。以下、図4を用いて詳細に説明する。なお、時間方向の平均化とは、観察領域に
 おける距離方向の平均を算出することを意味する。

【0041】

図4は、入力ベクトル $X'_{1+1}[s']$ と $X'_{1+1}[s']$ を示す模式図である。ここ
 で、「複数の差分信号の夫々に基づく相関行列同士を平均する」とは、各差分信号を示す
 入力ベクトルの夫々に基づく相関行列同士を平均することを示す。例えば、入力ベクトル
 $X'_{1+1}[s']$ に基づく相関行列 ($X'_{1+1}[s'] \cdot X'_{1+1}^H[s']$) と、入力ベクトル
 $X'_{1+1}[s']$ に基づく相関行列 ($X'_{1+1}[s'] \cdot X'_{1+1}^H[s']$)
 と、を平均することを示す。

【0042】

なお、複数の差分信号間において相関行列同士を平均する場合、式(3)で示すよう
 に被検体内の所定位置に対応するサンプル点(つまり、同じ位置に対応するサンプル点)に
 夫々基づく相関行列同士を平均化することが好ましい。例えば、入力ベクトル $X'_{1+1}[1]$
 に基づく相関行列 ($X'_{1+1}[1] \cdot X'_{1+1}^H[1]$) と、入力ベクトル $X'_{1+1}[1]$
 に基づく相関行列 ($X'_{1+1}[1] \cdot X'_{1+1}^H[1]$) と、を平均化することを
 示す。ただし、同じ位置とは、厳密に同じ位置だけでなく、同じと見なして処理しても問
 題ない程度の範囲を含む。

【0043】

また式(3)ではさらに、差分信号間における相関行列同士の平均化に加えて、時間方
 向においても相関行列の平均化を行っている。例えば、差分信号間において平均化した後
 の相関行列をさらに時間方向に平均化する場合、平均化後の相関行列の s' の値を変化
 させる。そして、互いに異なるサンプル点(例えば $s' = 1$ と $s' = 2$)における平均化
 後の相関行列同士を平均化する。なお、この場合において時間方向とは、探触子から送信
 される音響波(超音波ビーム)の進行方向に相当し、典型的には被検体内の距離方向(深

10

20

30

40

50

さ方向)に対応する。

【0044】

また、実際の処理では、適応型信号処理ブロック007に差分信号は順次入力される。よって、先に入力された1つの差分信号内の各サンプル点に夫々基づく相関行列同士を時間方向に平均化しておくことが好ましい。その後、該平均化後の相関行列同士を複数の差分信号間において平均化する。例えば、入力ベクトル $X'_{11}[1]$ に基づく相関行列($X'_{11}[1] \cdot X'^H_{11}[1]$)と、入力ベクトル $X'_{11}[2]$ に基づく相関行列($X'_{11}[2] \cdot X'^H_{11}[2]$)と、を先に平均化しておく。次に、入力ベクトル $X'_{1+1}[1]$ に基づく相関行列($X'_{1+1}[1] \cdot X'^H_{1+1}[1]$)と、入力ベクトル $X'_{1+1}[2]$ に基づく相関行列($X'_{1+1}[2] \cdot X'^H_{1+1}[2]$)と、について平均化する。そして、平均化後の相関行列同士を、差分信号間で平均化する。

10

【0045】

また、適応型信号処理ブロック007は、同時に時間方向の平均化と差分信号間における平均化とを実行してもよい。この場合は、差分処理ブロック006から順次出力される複数の差分信号を処理部内のメモリに蓄えておくともよい。

【0046】

また、本実施形態では必ずしも時間方向における相関行列同士の平均化は必須ではない。少なくとも、複数の差分信号を用いて差分信号間において相関行列同士の平均化が行われることにより、最終的に出力される相関行列の精度は向上する。なお、時間方向の平均化を行う場合は、時間平均の幅を所定の深さの領域における分解能以下にすることが好ましく、深さ方向において領域ごとに変化させてもよい。

20

【0047】

また、相関行列同士の平均化処理は、実際の処理においては、相関行列内の各要素同士の平均化が行われる場合もある。この場合、最終的に出力される相関行列は、その相関行列内の全要素が得られなくても良い場合もある。よって、「相関行列同士の平均化」とは、一部の要素同士の平均化のみを行う場合も含む。

【0048】

なお、相関行列同士の平均化は、単に相関行列同士の積算(加算)でもよい。つまり式(3)において差分信号の数がいくつであっても $C=1$ としてもよい。本発明において、積算処理は平均化を含むものとする。

30

【0049】

また、本実施形態では空間平均法を行わないCapon法を用いたが、空間平均法を適用したCapon法を行ってもよい。

【0050】

次に、適応型信号処理ブロック007は、相関行列算出ブロックから出力された相関行列を用い、以下の式(4)の条件におけるウェイトベクトル W を求める。

【0051】

【数3】

$$\min_W (W^H R_{xx,l} W)$$

40

$$\text{subject to } W^H a = 1 \quad \dots \text{式(4)}$$

【0052】

これらの条件は、所望方向(注目方向)の感度を1に拘束した状態で、出力(電力強度)を最小化することを意味する。なお a はステアリングベクトルであり、所望方向つまり注目方向を規定している。このような条件から最適ウェイト W_{opt} を算出すると、

【0053】

【数 4】

$$W_{opt} = \frac{(R_{xx,l} + \eta E)^{-1} a}{a^H (R_{xx,l} + \eta E)^{-1} a} \quad \dots \text{式 (5)}$$

【0054】

と求まる。なお、 ηE は逆行列算出を安定させるために加算しており、 η は定数もしくは $R_{xx,l}$ の値などに応じて変化する値、 E は単位行列である。この最適ウェイトを用いることで、所望方向の感度を1にした状態で、出力電力を最小化することが出来る。この最適ウェイトを使用することにより、所望方向の感度が1で、ノイズ成分の到来方向に対して感度が低いという指向性を有する受信パターンが形成される。適応型信号処理ブロック007は、この最適ウェイト W_{opt} に入力ベクトル $X_l [s']$ を乗ずることで、適応型信号処理後の出力信号 $y_l [s']$ を得る。

10

【0055】

【数 5】

$$y_l[s'] = W_{opt}^H X_l[s'] \quad \dots \text{式 (6)}$$

【0056】

S104では、適応型信号処理ブロック007からの出力信号 $y_l [s']$ を用いて、流速算出ブロック008は、移動情報である流速 v_c を式(7)により算出する。

20

【0057】

【数 6】

$$v_c = \frac{\lambda_c \theta_c [s']}{4\pi T} = \frac{\lambda_c \arg \left[\int_{S_{obs}-S_{ave}/2}^{S_{obs}+S_{ave}/2} y_l[s']^* y_{l+1}[s'] ds' \right]}{4\pi T} \quad \dots \text{式 (7)}$$

【0058】

30

ここで、 S_{obs} は、観察深度（深さ方向における所定位置）に対応するサンプル番号であり、 S_{ave} は時間平均幅、 T は音響波パルスの送信の繰り返し周期（1+1番目の送信と1番目の送信との時間間隔）を示す。また、 λ_c は送信周波数の波長、 θ_c は、 y_l と y_{l+1} との位相差である。このように、複数回音響波を送信することで得られた差分信号同士の位相差（位相変化）を算出し用いることで、対象物の移動速度を求めることができる。また、この移動速度に繰り返し周期を乗ずることで変位を算出することも可能である。

【0059】

なお、このようにして算出された流速 v_c は、表示処理ブロック009に入力される。表示処理ブロック009では、上述したように、入力された流速を用いて画像データを構築し、表示系010へ出力する。

40

【0060】

ここで、表示系010に表示される画像の一例を図5を用いて説明する。図5では、3種類の深さ範囲（5-15mm、15-25mm、25-35mm）における流速の時間変化が表示されている様子を示している。また、各深さ範囲における平均流速と最高流速が数値として示されている。

【0061】

（本実施形態の効果）

次に、図6、図7を用いて本実施形態の効果について述べる。図6は、簡易的な生体を模したモデルである。このモデルでは、領域401の中を血液が矢印の方向に流れ、その

50

周囲には周辺組織402が設けられている。また、音響波である超音波を送受信する経路には頭蓋骨等を仮定した強反射体403を設置している。このシミュレーションでは、4つの変換素子404を用いて超音波を送信し、領域401付近からの反射波を取得する。取得した受信信号に時間的に変化する揺らぎを与えたものを入力信号として、本実施形態の処理を実施した。揺らぎは、拍動等の体動や、探触子を操作するユーザーの手ぶれを仮定している。シミュレーションの結果を図7に示す。

【0062】

図7は、領域401からの反射波形に対して周辺組織402からの反射波形の強度比が、35dB、40dB、45dBの3つの場合における、流速の算出結果（縦軸）を示している。各強度比において、MTIフィルタのみ（差分処理のみ）を用いた処理結果が右側のグラフであり、本実施形態を用いた処理結果が左側のグラフである。なお、モデル上では血流が0.5m/secの速度で探触子に近付くように設定しているため、+0.5m/secが流速の真の値となる。

10

【0063】

MTIフィルタのみを用いた処理結果は、強度比が40dBを超えると流速の推定精度が低くなっており、本実施形態を用いた処理結果は、強度比が45dBを超えても流速を精度よく推定することができていることが分かる。なお、エラーバーはシミュレーション条件を変化させた場合のばらつきを示している。このように、本実施形態では、大きなクラッタ成分が存在している場合であっても、精度良く速度が求められる。

20

【0064】

次に、本実施形態の効果が得られる理由について説明する。まず、本実施形態の差分処理は、受信信号間における時間変動成分を示す信号を抽出している。この時間変動成分は、被検体内において移動している反射体からの反射波に基づく成分（移動成分）に相当する。つまり差分処理は、音響波パルスの送信間隔である繰り返し周期Tの間に移動していない反射体からの反射波による受信信号を低減する（理想的には除去する）働きを有している。しかしながら差分処理は、繰り返し周期Tの間に移動しない反射体からの信号は除去されるが、移動する反射体からのクラッタ成分の信号（クラッタ信号）は除去しきれないことがある。図7において、MTIフィルタのみを用いた結果は、そのような除去しきれないクラッタ信号が残留し、流速推定に影響している場合を表している。

30

【0065】

本実施形態では、このような差分処理で除去しきれなかったクラッタ信号を含んでいる場合であっても、適応型信号処理を用いることにより、注目方向（所望の方向）以外から到来するクラッタ成分をさらに抑制することができる。つまり、対象物以外の移動する反射体からの反射波によるクラッタ信号を低減でき、対象物からの反射波の信号を選択的に取得できるため、より精度の高い流速推定が可能となる。

【0066】

また本実施形態において、差分処理を行うことにより、理想的には、受信信号間において時間変動していない成分（時間不変動成分）は全て除去され、受信信号間において時間変動している成分（時間変動成分）が主に抽出される。しかしながら、実際は、差分処理ブロック006としてMTIフィルタ等の差分フィルタを用いた場合、時間不変動成分を完全に除去できない場合がある。また、時間変動成分であっても時間変動が小さい成分（つまり、動きがゆっくりな低周波成分）が差分フィルタによって一部除去される場合もあり得る。

40

【0067】

よって、本発明において、「時間変動成分を示す信号を抽出する」とは、全ての時間変動成分を抽出する場合だけでなく、少なくとも一部の時間変動成分が抽出されている場合を含む。また、時間変動成分以外に、一部の時間不変動成分が含まれていてもよい。差分処理を行うことで、全ての時間不変動成分が除去されていなくても、差分処理を行わない場合よりも時間不変動成分が低減されていれば効果はある。

【0068】

50

このようにして抽出された「時間変動成分を示す信号」は、適応型信号処理にとって適した信号となっている。基本的に、適応型信号処理は、特定の方向から到来するクラッタ成分を抑圧することを基本動作としている。本実施形態において、抽出された「受信信号間における時間変動成分を示す信号」は、時間不変動成分が低減されているため、クラッタ成分による電力を予め抑圧していることになる。よって、このような「時間変動成分を示す信号」を用いて適応型信号処理を行うことにより、適応型信号処理が効果的に動作する。つまり、適応型信号処理により、抑圧しきれなかった方向のクラッタ成分による電力を抑圧することができ、対象物の時間変動成分を算出する（つまりクラッタ信号の時間変動成分を抑制する）ことが可能となる。

【0069】

なお、被検体内の対象物の「移動情報」とは、「速度」や「変位」に関する情報を示す。具体的には、血流速度（赤血球で形成される散乱体群等の移動速度）や組織の変位等が挙げられる。速度や変位は、速度分布や変位分布として取得しても良い。

【0070】

また、本実施形態ではさらに、式（3）を用いて説明したように、適応型信号処理ブロック007における相関行列の算出方法にも特徴がある。適応型信号処理ブロック007は、複数回分の受信信号（同じ領域に対する複数回の音響波送信により得られる複数回分の受信信号）を用いて算出された差分信号を複数用いて、適応型信号処理を行う。つまり、適応型信号処理ブロック007は、チャンネル毎に複数の差分信号が入力され、1つの信号（適応型信号処理後の信号）を出力している。

【0071】

このように複数の入力信号（本実施形態では複数の差分信号に相当）の夫々に基づく相関行列同士を用いて適応型信号処理を実行することにより、1つの入力信号に基づく相関行列を用いて適応型信号処理を行う場合と比較して、相関行列の精度が上がる。よって、より精度の高い出力信号を得ることができる。

【0072】

さらに、1つの入力信号における複数のサンプル点に基づく相関行列同士を時間方向にのみ平均化する場合と比較しても、本実施形態は相関行列の精度が上がる。なぜならば、複数の入力信号の夫々における複数のサンプル点に基づく相関行列同士を入力信号間において平均化することにより、平均化に用いられる深さ方向の幅を狭くすることができる。これにより、平均化に用いられる幅の中で散乱体の分布の変化がある場合でも、その幅が狭くなることにより精度良く相関行列が算出される。

【0073】

<第2の実施形態>

次に第2の実施形態について説明する。第1の実施形態の被検体情報取得装置は、適応型信号処理からの出力を用いて流速を取得したが、本実施形態の被検体情報取得装置は、適応型信号処理からの出力を用いてBモード画像等の音響特性分布を取得する。

【0074】

図8は、本実施形態の被検体情報取得装置の構成を示す模式図である。本実施形態の被検体情報取得装置は、複数の変換素子002を有する探触子001、受信回路系005、送信回路系003、適応型信号処理ブロック007を備える。さらに、システム制御部004、表示処理ブロック009、表示系010を備える。

【0075】

図1の構成とは差分処理ブロック006と流速算出ブロック008とを有していない以外は同じであるため、共通部分に関する詳細な説明は省略する。処理フローも、探触子001から、所定の領域に対して複数回音響波を送信し、受信信号を得るところまでは第一の実施形態と同様であるため説明を省略し、その後の処理から説明する。

【0076】

適応型信号処理ブロック007には、受信回路系005から、複数回の音響波送信により得られた複数回分の受信信号が出力チャンネル分入力される。適応型信号処理ブロック0

10

20

30

40

50

07は、システム制御部004から指示される注目位置の情報を用いて、注目位置に対応する受信信号の位相が揃うように遅延処理（いわゆる整相処理）を行う。そして、整相処理された受信信号をさらにヒルベルト変換する。

【0077】

本実施形態では、このヒルベルト変換後の信号が第1の実施形態の式（2）における入力信号 $x'_{k,1}[s']$ に相当する。そして、この入力信号 $x'_{k,1}[s']$ を用いて s' サンプル目の入力ベクトルは $X'_1[s']$ で示される。この入力ベクトルを用いて式（3）に基づき相関行列を算出する。本実施形態も、相関行列の算出を含む適応型信号処理において、入力信号 $x'_{k,1}[s']$ を基に出力信号 $y_1[s']$ を取得するまでの処理は、第1の実施形態と同様である。つまり、複数の入力信号（本実施形態においては複数の受信信号に相当）の夫々に基づく相関行列同士を用いて適応型信号処理を行う。

10

【0078】

その後、適応型信号処理ブロック007は、算出された出力信号 $y_1[s']$ の包絡線を算出し、表示処理ブロック009へと出力する。なお、適応型信号処理において、下記式を用いて電力を算出してもよい。

【0079】

【数7】

$$P_{\min} = \frac{1}{2} \frac{1}{a^H (R_{xx,l} + \eta E)^{-1} a}$$

20

【0080】

表示処理ブロック009は、入力された信号を用いて、音響特性分布を示す画像データを構築し、表示系010へと出力する。

【0081】

このようにして取得される音響特性分布の画像は、クラッタ成分によるノイズが低減されており、画質の低下が抑制される。以下、この効果が得られる理由について説明する。なお、下記説明のうち、クラッタ成分によるノイズが低減し精度の良い相関行列が算出される効果については、第1の実施形態にも共通する。

30

【0082】

式（3）において、相関行列を時間方向に平均化する幅（つまり深さ方向の幅）は、所望の方向からの反射波成分と、それ以外の方向に存在する散乱体からのクラッタ成分との相関を算出するための幅となる。そのため、その幅の中でクラッタ成分となる散乱体の分布が変化している場合は、その変化分まで含んだ相関行列が算出される。特に、散乱体の分布がその幅の中で大きく変化している場合、算出された相関行列を用いた適応型信号処理の結果は、クラッタ成分の抑圧を十分にできていない可能性が生じる。また、平均化のための深さ方向の幅が広い場合、散乱体の存在方向が多方向となり適応型信号処理法により抑圧しなければならない方向が多数存在することになる。

【0083】

しかしながら、単純に平均化のための幅を狭くすると、算出される相関行列がノイズ成分に影響されやすくなり、クラッタ成分の抑圧効果を十分に発揮できない可能性が高まる。

40

【0084】

そこで、第1及び第2の実施形態では、式（3）を用いて相関行列を算出する。つまり、複数の入力信号に夫々基づく相関行列を平均化する。これにより、平均化のための幅を狭くすることができ、クラッタ成分となる散乱体の分布に変化がある場合であっても、精度良く最終的な相関行列を算出することが可能となる。

【0085】

よって、本実施形態では、精度が高い相関行列により適応型信号処理を実行するため、

50

適応型信号処理によりクラッタ成分の抑圧効果が高い。そして、このような適応型信号処理ブロック007からの出力信号を用いて音響特性分布を取得するため、得られる画像は画質が向上する。特に、空間分解能やコントラストが向上する可能性がある。

【0086】

＜第3の実施形態＞

次に第3の実施形態について図9、図10を用いて説明する。本実施形態は、音響波の送信制御に特徴がある。以下では、第2の実施形態の被検体情報取得装置と同様の装置を用いて音響特性分布を取得するため、装置の説明は省略し、システム制御部004による送信制御について詳細に説明する。

【0087】

10

図9は、音響特性分布の画像を取得する領域800を示す模式図である。この領域800内に、走査線801から走査線805の5本の走査線に夫々沿って、探触子001から音響波を送信することにより、領域800に対応する1フレーム分の画像が得られる。なお、ここで言う走査線とは、探触子から送信される音響波の進行方向（音響波ビームの方向に相当）上の仮想的な線を示す。

【0088】

図10は、その走査線801～805の音響波の送受信タイミングを示す模式図である。図10中のTR1は、走査線801の送受信タイミングを示している。同様に、TR2は走査線802、TR3は走査線803、TR4は走査線804、TR5は走査線805、の送受信タイミングを夫々示す。

20

【0089】

まず、図10(a)は、走査線801から走査線805まで、順番に1回ずつ音響波を送信する例を示している。ここで、領域800の中の所定の領域806に注目する。この場合、時間幅901及び時間幅902において得られる受信信号が夫々、領域806からの音響波に対応する。適応型信号処理ブロック007は、この受信信号を用いて相関行列の算出を行う。この場合、時間幅901と時間幅902との間の時間差はT0となる。

【0090】

次に、図10(b)について説明する。図10(b)では、まず領域800内の走査線801に対応する領域に対して走査線801に沿って音響波を2回連続して送信している。そして、次に走査線802に沿って2回連続して送受信している。同様に、走査線803、804、805においても、同じ走査線に沿って2回ずつ送受信してから、次の走査線へ移動するように送信を制御する。この場合、時間幅903及び時間幅904において得られる受信信号が夫々、領域806からの音響波に対応する。そして、この受信信号を用いて相関行列を算出する。この場合、時間幅903と時間幅904との間の時間差はT1となる。

30

【0091】

図10(a)の時間差T0と、図10(b)の時間差T1と、を比較すると、 $T1 < T0$ となる。つまり、図10(b)で示される送信制御のほうが、同じ領域806の受信信号を取得するタイミングの時間差が小さくなる。よって、図10(b)のように、同じ領域に対して連続して複数回の送信を行った後、次の領域に移るほうが好ましい。

40

【0092】

なぜならば、より動きの速い組織を対象とした場合に、受信信号の時間差（時間間隔）が小さいほうが、その時間間隔中の組織の移動量が小さくなるためである。移動量が小さいほうが、受信信号同士の差も小さくなるため平均化される相関行列の精度も向上する。よって、得られる音響特性分布の画質が向上する。

【0093】

また、本実施形態では、図10(c)のように送信制御しても良い。図10(c)では、走査線801、走査線802、走査線801、走査線802、の順で夫々1回ずつ音響波送信を行う。次に、走査線803、走査線804、走査線803、走査線804の順で音響波送信を行う。この場合、時間幅905及び時間幅906において得られる受信信号

50

が夫々、領域 806 からの音響波に対応する。時間幅 905 と時間幅 906 との間の時間差は T2 となる。よって、この場合においても時間差 T2 は、図 10 (a) の時間差 T0 よりも小さくなるため、図 10 (a) の場合よりも相関行列の精度は向上する。

【0094】

つまり、表示処理ブロック 009 が領域 800 に対応する 1 フレーム分の音響特性分布を取得する場合、探触子 001 が、領域 800 内の全領域の音響波の送信を終える前に、所定の領域に対して複数回の音響波送信を行うと良い。探触子 001 の送受信制御はシステム制御部 004 により行なわれる。

【0095】

また、本実施形態では、Bモード画像を生成する場合だけでなく、第 1 の実施形態のように、対象物の移動情報を取得することによりドップラ画像を生成しても良い。さらに、領域 800 全体の画像は Bモード画像とし生成し、所定の領域 806 のみ対象物の移動情報を取得するようにしても良い。

【0096】

<第 4 の実施形態>

次に第 4 の実施形態について図 11 を用いて説明する。本実施形態は、対象物の流速を所定の時間間隔でモニタリングすることを特徴とする。以下では、第 1 の実施形態の被検体情報取得装置と同様の装置を用いて対象物の移動情報を取得するため、装置の説明は省略する。

【0097】

図 11 は、本実施形態において対象物の流速をモニタリングする処理を説明するためのフローチャートである。

【0098】

まず、ユーザーにより、モニタリング間隔（例えば 1 秒ごと）と指定範囲（例えば $\pm 0.1 \text{ m/sec}$ ）とが不図示の入力装置（マウス、タッチパネル、装置内のボタンやダイヤル等）を介してシステム制御部 004 に設定される（S201）。

【0099】

流速算出ブロック 008 は、設定されたモニタリング間隔で、流速の測定を行う（S202）。この流速の測定は、第 1 の実施形態に記載の方法を用いることにより、精度良く測定を行うことができる。

【0100】

次に、S203 のステップでは、流速の測定結果が設定された指定範囲を超えていなければ S202 に戻り、指定範囲を超えている場合は、S204 に進む。

【0101】

S204 では、システム制御部 004 は所定の通知方法でユーザーに通知を行う。通知方法としては、表示系 010 による表示でもよいし、音による通知でもよい。通知処理を行った後は、再度スタートに戻って流速測定を再開してもよい。

【0102】

このように、本実施形態では、所定の時間間隔で対象物の流速を取得する。システム制御部 004 は、流速が所定の範囲又は所定値を超えているかどうかを判定し、判定結果に基づく情報を通知する。よって、例えば血管内に抗凝固剤を注入した場合など、血流が所定値よりも速くなったかどうか分かることで、抗凝固剤が対象部位に到達したかどうかユーザーが判断できる可能性がある。

【0103】

モニタリング間隔や指定範囲は、ユーザーによる入力ではなく、装置に予め設定されていてもよい。

【0104】

また、本実施形態では、システム制御部 004 からの指示を受けた表示処理ブロック 009 が、S202 による流速測定毎に流速値を表示系 010 に表示させてもよい。さらには、流速値の経時変化が分かるように、各流速値をグラフ上に表示してもよい。

10

20

30

40

50

【0105】

＜第5の実施形態＞

また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した各実施形態の機能を実現するソフトウェア（プログラム）を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ（またはCPUやMPU等）がプログラムを読み出して実行する処理である。

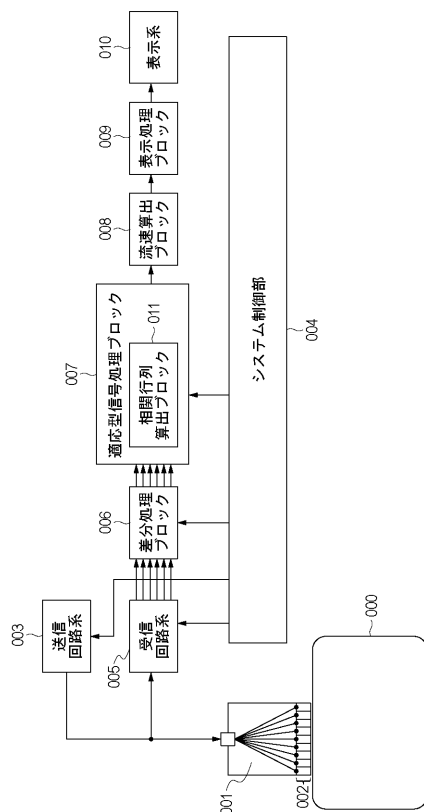
【符号の説明】

【0106】

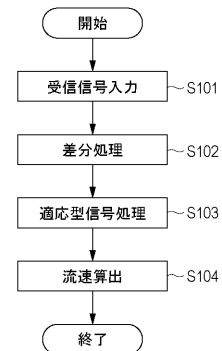
- 000 被検体
- 001 探触子
- 002 超音波変換素子
- 003 送信回路系
- 004 システム制御部
- 005 受信回路系
- 006 差分処理ブロック
- 007 適応型信号処理ブロック
- 008 流速算出ブロック
- 009 表示処理ブロック
- 010 表示系

10

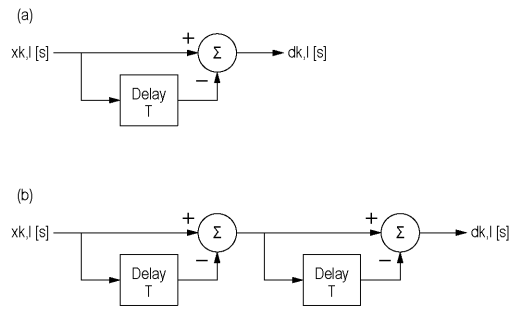
【図1】



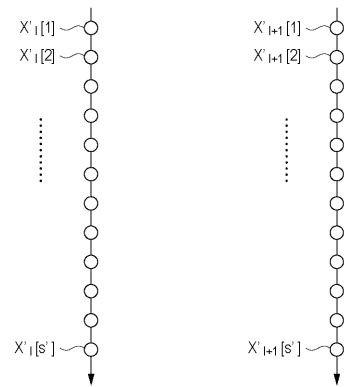
【図2】



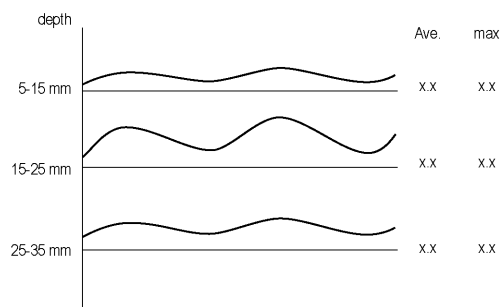
【図 3】



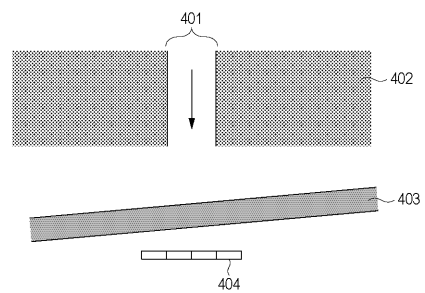
【図 4】



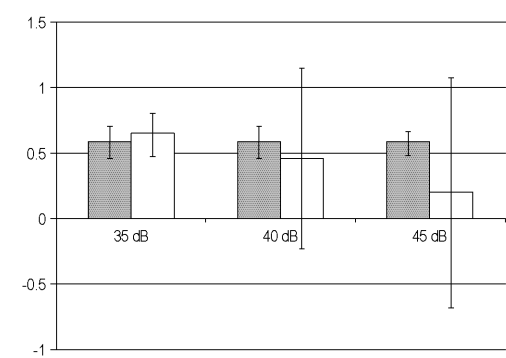
【図 5】



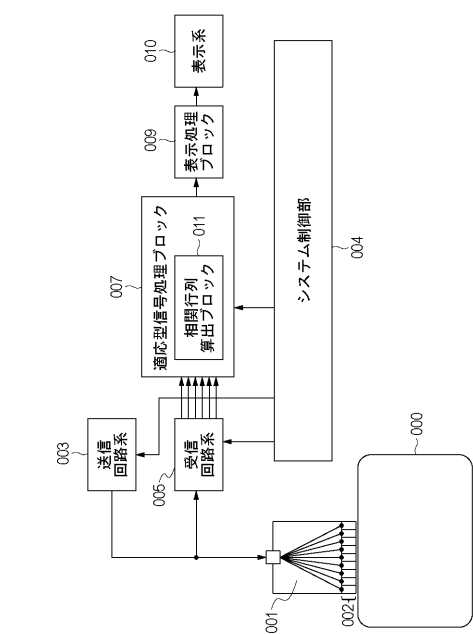
【図 6】



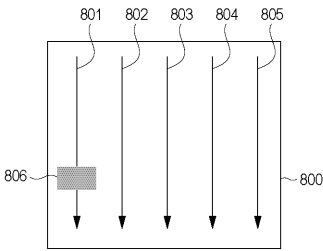
【図 7】



【図 8】



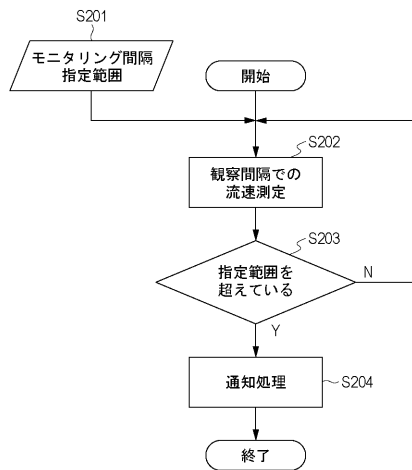
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 佐藤 亨

京都府京都市左京区吉田本町3番地1 国立大学法人京都大学内

(72)発明者 喜田 亜矢

兵庫県神戸市東灘区御影本町2丁目11-10 医療法人社団 坂井瑠実クリニック内

(72)発明者 長永 兼一

東京都大田区下丸子3丁目30番2号キャノン株式会社内

審査官 永田 浩司

(56)参考文献 Magali Sasso, et al., MEDICAL ULTRASOUND IMAGING USING THE FULLY ADAPTIVE BEAMFORMER, ICASSP 2005, 米国, IEEE, 2005年, II, p.489-492

Sverre Holm, et al., CAPON BEAMFORMING FOR ACTIVE ULTRASOUND IMAGING SYSTEMS, DSP/SPE 2009 IEEE, 米国, IEEE, 2009年, p.60-65

KAZUAKI TAKAO, et al., An Adaptive Array Utilizing an Adaptive Spatial Averaging Technique for Multipath Environments, IEEE TRANSACTIONS ON ANTENNAS AND PROPAGATION, 米国, IEEE, 1987年, VOL.AP-35,NO.12, p.1389-1396

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	对象信息获取装置，对象信息获取方法和程序		
公开(公告)号	JP6223036B2	公开(公告)日	2017-11-01
申请号	JP2013150761	申请日	2013-07-19
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能公司		
当前申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	奥村成皓 瀧宏文 佐藤亨 喜田亜矢 長永兼一		
发明人	奥村 成皓 瀧 宏文 佐藤 亨 喜田 亜矢 長永 兼一		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0808 A61B8/14 A61B8/4488 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5269 G01S7/52047 G01S7/52066 G01S7/52085 G01S15/8915 G01S15/8981 A61B8/4254 A61B8/5223 A61B8/5276		
FI分类号	A61B8/06.ZDM A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE03 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/HH21 4C601/JB30 4C601/JB45		
代理人(译)	佐藤安倍晋三 黑岩Soware		
审查员(译)	永田浩二		
其他公开文献	JP2015019862A5 JP2015019862A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

如果除了来自物体的反射波之外还存在不必要的反射波，则运动信息的采集精度和声学特性分布的图像质量恶化。本发明的多普勒超声诊断装置包括：多个转换元件（002），每个转换元件发送关于对象（000）的声波，接收在对象（000）内反射的反射波，并将接收到的反射波转换成时间序列接收信号；和处理单元（007），通过使用多个接收信号的自适应波束形成处理来获取对象（000）内的信息。多个转换元件（002）中的至少一部分多次转换元件（002）在对象（000）内的预定区域上执行声波传输，从而基于多次声波传输中的每一次输出多个时序接收信号。自适应波束形成处理包括使用多个时间序列接收信号获得的多个相关矩阵的积分处理。

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 8/06 (2006. 01)	A 6 1 B 8/06 Z D M

請求項の数 19 (全 21 頁)		
(21) 出願番号	特願2013-150761 (P2013-150761)	(73) 特許権者 000001007
(22) 出願日	平成25年7月19日 (2013. 7. 19)	キヤノン株式会社
(65) 公開番号	特開2015-19862 (P2015-19862A)	東京都大田区下丸子3丁目30番2号
(43) 公開日	平成27年2月2日 (2015. 2. 2)	(74) 代理人 100126240
審査請求日	平成28年7月12日 (2016. 7. 12)	弁理士 阿部 琢磨
		(74) 代理人 100124442
		弁理士 黒岩 創吾
		(72) 発明者 奥村 成晴
		京都府京都市左京区吉田本町36番地1
		国立大学法人京都大学内
		(72) 発明者 瀬 宏文
		京都府京都市左京区吉田本町36番地1
		国立大学法人京都大学内
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 被検体情報取得装置、被検体情報取得方法、及びプログラム