

(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2019-37661

(P2019-37661A)

(43) 公開日 平成31年3月14日(2019.3.14)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)F1
A61B 8/14テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2017-163719 (P2017-163719)	(71) 出願人	594164542
(22) 出願日	平成29年8月28日 (2017. 8. 28)		キヤノン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	110001771
			特許業務法人虎ノ門知的財産事務所
		(72) 発明者	志岐 栄一
			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内
		Fターム(参考)	4C601 BB03 EE01 HH29 HH31 JB03 JB28 JB34

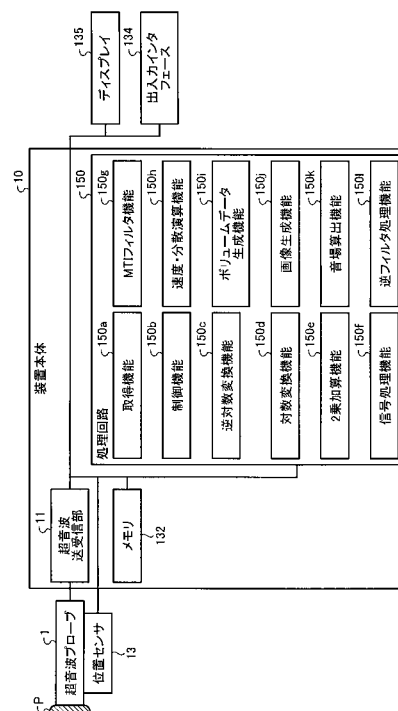
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、データ処理装置及びデータ処理プログラム

(57) 【要約】

【課題】画像の分解能を向上させること。

【解決手段】実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、取得部と、逆フィルタ部を備える。超音波プローブは、超音波を送受信して被検体の走査を行う。取得部は、前記超音波プローブが前記走査を行うことにより得られた第1のデータを取得する。逆フィルタ部は、前記第1のデータに対して、音場を示す情報に基づいて得られた伝達関数を用いてデコンボリューションを行い第2のデータを生成する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受信して被検体の走査を行う超音波プローブと、

前記超音波プローブが前記走査を行うことにより得られた第 1 のデータを取得する取得部と、

前記第 1 のデータに対して、音場を示す情報に基づいて得られた伝達関数を用いてデコンボリューションを行い第 2 のデータを生成する逆フィルタ部とを備える超音波診断装置。

【請求項 2】

前記逆フィルタ部は、前記第 1 のデータに対してウィーナフィルタを用いた前記デコンボリューションを行い前記第 2 のデータを生成する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記逆フィルタ部は、3次元フィルタ、2次元フィルタまたは1次元フィルタを用いて、前記デコンボリューションを行い前記第 2 のデータを生成する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記第 1 のデータは、対数リニア変換が行われた後の B モードデータまたは対数リニア変換が行われた後のカラーモードデータである、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記伝達関数は、音場計算を行うことにより算出される、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

前記伝達関数は、点散乱体を用いた測定に基づいて算出される、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第 1 のデータは、前記超音波プローブの位置情報を検出しながら前記超音波プローブを動かして収集を行う位置情報付き 3D モードによる収集により得られた 3次元データ、前記超音波プローブの位置情報を検出せずに前記超音波プローブを動かして収集を行う位置情報なし 3D モードによる収集により得られた 3次元データ、前記超音波プローブを機械的に揺動させながら収集を行うメカ 4D モードによる収集により得られた 3次元データ、2次元アレープローブを用いて電子的に 3次元走査する 2次元アレー 3D モードによる収集により得られた 3次元データ、または前記超音波プローブの位置を固定して収集を行う 2D モードにより得られた 2次元データである、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 8】

前記第 1 のデータは、3次元 RAW データ、3次元ボリュームデータ、または 2次元 RAW データである、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記第 1 のデータは、I 信号データまたは Q 信号データである、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記第 2 のデータからボリューム画像、MPR (multi-planar reconstruction) 画像または 2次元画像のうち少なくとも一つの画像を生成する画像生成部と、

前記画像生成部が生成した前記少なくとも一つの画像をディスプレイに表示させる制御部とを更に備える、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 11】

超音波プローブが超音波を送受信して被検体の走査を行うことにより得られた第 1 のデータを取得する取得部と、

前記第 1 のデータに対して、前記走査の対象となる場所の音場を示す情報に基づいて得られた伝達関数を用いてデコンボリューションを行い第 2 のデータを生成する逆フィルタ部とを備えるデータ処理装置。

50

【請求項 1 2】

コンピュータに、超音波プローブが超音波を送受信して被検体の走査を行うことにより得られた第 1 のデータに対して、前記走査の対象となる場所の音場を示す情報に基づいて得られた伝達関数を用いてデコンボリューションを行い第 2 のデータを生成する処理を実行させるデータ処理プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置、データ処理装置及びデータ処理プログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

被検体に超音波を送受信して被検体の組織像や血流像を 2 次元または 3 次元画像化して表示する超音波診断装置が実用化されている。信号強度が輝度の明るさで表現されるモードである B モード処理においては、被検体に超音波を送受信し、受信信号から組織の輝度情報を検出し、画像化して表示している。また、カラーモード処理（ドプラモード処理）においては、被検体に超音波を送受信し、受信信号から血流のパワー情報、速度情報、分散情報等を検出し、画像化して表示している。

【0003】

しかしながら、被検体実体が組織像や血流像として表示される迄に処理系が介在しているため、処理系の影響を受けて、組織像や血流像は被検体実体よりも分解能が低下した状態で表示される場合があった。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2015 - 20062 号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、分解能を向上させることである。

30

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、取得部と、逆フィルタ部を備える。超音波プローブは、超音波を送受信して被検体の走査を行う。取得部は、前記超音波プローブが前記走査を行うことにより得られた第 1 のデータを取得する。逆フィルタ部は、前記第 1 のデータに対して、音場を示す情報に基づいて得られた伝達関数を用いてデコンボリューションを行い第 2 のデータを生成する。

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図 1】図 1 は、実施形態に係る超音波診断装置について示した図である。

40

【図 2】図 2 は、実施形態に係る超音波診断装置の行う処理について説明した図である。

【図 3】図 3 は、実施形態に係る超音波診断装置の行う処理の流れについて示したフローチャートである。

【図 4】図 4 は、実施形態に係る超音波診断装置の行う処理について説明した図である。

【図 5】図 5 は、実施形態に係る超音波診断装置の行う処理について説明した図である。

【図 6】図 6 は、実施形態に係る超音波診断装置の行う処理について説明した図である。

【図 7】図 7 は、比較例に係る超音波診断装置により得られた画像の一例である。

【図 8】図 8 は、実施形態に係る超音波診断装置により得られた画像の一例である。

【図 9】図 9 は、比較例に係る超音波診断装置により得られた画像の一例である。

【発明を実施するための形態】

50

【 0 0 0 8 】

以下、添付図面を参照して、実施形態に係る超音波診断装置を詳細に説明する。なお、以下の説明において、同様の構成要素には共通の符号を付与するとともに、重複する説明を省略する。

【 0 0 0 9 】

(実施形態)

図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図である。図1に例示するように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、位置センサ13と、装置本体10と、ディスプレイ135と、出入力インタフェース134とを有する。ここで、装置本体10は、超音波プローブ1が受信した反射波信号に基づいて超音波画像データを生成する装置であり、超音波送受信部11と、メモリ132と、処理回路150とを備える。

10

【 0 0 1 0 】

超音波プローブ1は、超音波を送受信して被検体Pの走査を行う。超音波プローブ1は、例えば、複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、装置本体10が有する超音波送受信部11から供給される駆動信号に基づき超音波を発生する。また、超音波プローブ1は、被検体Pからの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ1は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有する。なお、超音波プローブ1は、装置本体10と着脱自在に接続される。

20

【 0 0 1 1 】

超音波プローブ1から被検体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ1が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送受信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【 0 0 1 2 】

超音波送受信部11は、パルス発生器、送信遅延回路、パルサ等を有し、超音波プローブ1に駆動信号を供給する。パルス発生器は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、送信遅延回路は、超音波プローブ1から発生される超音波をビーム状に集束し、かつ送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルス発生器が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサは、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ1に駆動信号(駆動パルス)を印加する。すなわち、送信遅延部は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面から送信される超音波の送信方向を任意に調整する。

30

【 0 0 1 3 】

なお、超音波送受信部11は、処理回路150の指示に基づいて、所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に、送信駆動電圧の変更は、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は、複数の電源ユニットを電氣的に切り替える機構によって実現される。

40

【 0 0 1 4 】

また、超音波送受信部11は、超音波プローブ1により行われた超音波の送受信に基づいて、受信信号Pを生成する。かかる受信信号Pは、直交位相検波が行われた複素信号であり、その実部はI(In Phase)信号、虚部はQ(Quadrature Phase)信号と呼ばれる。受信信号Pは、I Q信号とも呼ばれる。ある1つのピクセルに着目した場合、I信号の値をI、Q信号の値をQで表わすと、受信信号は $P = I + jQ$ と表わされる。

【 0 0 1 5 】

また、位置センサ13は、超音波プローブ1に装着されるセンサであり、例えば磁気セ

50

ンサである。一例として、図示しない磁場発生器が超音波プローブ 1 の近傍に設置されると共に超音波プローブ 1 に位置センサ 1 3 が装着されることで、位置センサ 1 3 は、超音波プローブ 1 の位置情報、傾き情報をリアルタイムで取得することができる。位置センサ 1 3 は、このようにして取得した超音波プローブ 1 の位置情報などを、処理回路 1 5 0 に送信する。また、処理回路 1 5 0 は、取得機能 1 5 0 a により、位置センサ 1 3 から、超音波プローブ 1 の位置情報等を取得する。

【0016】

超音波プローブ 1 の収集モードについては、様々な収集モードが可能である。超音波プローブ 1 は、一例として、超音波プローブ 1 の位置情報を位置センサ 1 3 により検出しながら超音波プローブ 1 を動かしてデータ収集を行う 3 D モードによりデータ収集を行い、3 次元データを得る。かかる場合、処理回路 1 5 0 は、位置センサ 1 3 が検出し、取得機能 1 5 0 a が取得した位置情報を用いて、収集したデータの位置を補正して、3 次元画像を生成する。また、別の例として、超音波プローブ 1 は、超音波プローブ 1 の位置情報を検出せずに超音波プローブ 1 を動かして収集を行う位置情報なし 3 D モードによりデータ収集を行い、3 次元データを得る。かかる場合、処理回路 1 5 0 は、フレーム（超音波走査面）間隔が一定、またはフレーム間の角度が一定であるという前提で、3 次元画像を生成する。また、別の例として、超音波プローブ 1 は、超音波プローブ 1 を機械的に揺動させながら収集を行うメカ 4 D モードによりデータ収集を行い、3 次元データを得る。また、別の例として、超音波プローブ 1 は、2 次元アレープローブを用いて電子的に 3 次元走査する 2 次元アレー 3 D モードによりデータ収集を行い、3 次元データを得る。また、別の例として、超音波プローブ 1 は、超音波プローブ 1 の位置を固定して収集を行う 2 D モードによりデータ収集を行い、2 次元データを得る。

【0017】

なお、以下、例えば、一次元アレー振動子を用いて方位方向に電子スキャンを行う超音波プローブ 1 を用い、超音波プローブ 1 の位置情報を位置センサ 1 3 により取得しながら超音波プローブ 1 を移動させて 3 次元画像データを収集し 3 次元画像を生成する場合について説明する。

【0018】

処理回路 1 5 0 は、取得機能 1 5 0 a、制御機能 1 5 0 b、逆対数変換機能 1 5 0 c、対数変換機能 1 5 0 d、2 乗加算機能 1 5 0 e、信号処理機能 1 5 0 f、MTI フィルタ機能 1 5 0 g、速度・分散演算機能 1 5 0 h、ボリュームデータ生成機能 1 5 0 i、画像生成機能 1 5 0 j、音場算出機能 1 5 0 k、逆フィルタ処理機能 1 5 0 l 等を有する。実施形態では、取得機能 1 5 0 a、制御機能 1 5 0 b、逆対数変換機能 1 5 0 c、対数変換機能 1 5 0 d、2 乗加算機能 1 5 0 e、信号処理機能 1 5 0 f、MTI フィルタ機能 1 5 0 g、速度・分散演算機能 1 5 0 h、ボリュームデータ生成機能 1 5 0 i、画像生成機能 1 5 0 j、音場算出機能 1 5 0 k、逆フィルタ処理機能 1 5 0 l 等にて行われる各処理機能は、コンピュータによって実行可能なプログラムの形態でメモリ 1 3 2 へ記憶されている。処理回路 1 5 0 はプログラムをメモリ 1 3 2 から読み出し、実行することで各プログラムに対応する機能を実現するプロセッサである。換言すると、各プログラムを読み出した状態の処理回路 1 5 0 は、図 1 の処理回路 1 5 0 内に示された各機能を有することになる。

【0019】

これらの機能に関しては、複数の独立したプロセッサを組み合わせることで処理回路 1 5 0 を構成し、各プロセッサがプログラムを実行することにより機能を実現してもよいし、逆に単一の処理回路 1 5 0 にて、これらの処理機能が実現されてもよい。換言すると、各機能ごとに特定の機能が専用の独立したプログラム実行回路に実装される場合であってもよい。例えば、逆対数変換機能 1 5 0 c、対数変換機能 1 5 0 d、2 乗加算機能 1 5 0 e、信号処理機能 1 5 0 f、MTI フィルタ機能 1 5 0 g、速度・分散演算機能 1 5 0 h、逆フィルタ処理機能 1 5 0 l は、それぞれ逆対数変換器、対数変換器、2 乗加算器、信号処理器、MTI フィルタ、速度・分散演算器、逆フィルタ処理器と呼ばれる専用の回路により

実装されてもよい。また、逆に、上述のそれぞれの機能がプログラムとして構成され、1つの処理回路150が各プログラムを実行する場合であってもよい。なお、取得機能150a、制御機能150b、画像生成機能150j、逆フィルタ処理機能150lは、それぞれ取得部、制御部、画像生成部、逆フィルタ部の一例である。

【0020】

上記説明において用いた「プロセッサ」という文言は、例えば、CPU (Central Processing Unit)、GPU (Graphical Processing Unit) 或いは、特定用途向け集積回路 (Application Specific Integrated Circuit: ASIC)、プログラマブル論理デバイス (例えば、単純プログラマブル論理デバイス (Simple Programmable Logic Device: SPLD)、複合プログラマブル論理デバイス (Complex Programmable Logic Device: CPLD)、及びフィールドプログラマブルゲートアレイ (Field Programmable Gate Array: FPGA)) 等の回路を意味する。プロセッサはメモリ132に保存されたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。

10

【0021】

また、メモリ132にプログラムを保存する代わりに、プロセッサの回路内にプログラムを直接組み込むよう構成しても構わない。この場合、プロセッサは回路内に組み込まれたプログラムを読み出し実行することで機能を実現する。

【0022】

処理回路150は、取得機能150a、制御機能150b、逆対数変換機能150c、対数変換機能150d、2乗加算機能150e、信号処理機能150f、MITフィルタ機能150g、速度・分散演算機能150hなどにより、超音波送受信部11により生成された受信信号に基づいて、生データであるRAWデータやボリュームデータ等のデータを生成し、生成されたデータに対する処理を行う。かかる処理について、Bモードデータを生成する場合及びカラーモード (ドブラモード) データを生成する場合のそれぞれについて、簡単に説明する。

20

【0023】

まず、処理回路150が、信号強度が輝度の明るさで表現されるモードであるBモードにおいて、受信信号からRAWデータ等を生成する場合について説明する。

30

【0024】

処理回路150は、取得機能150aにより、超音波送受信部11が生成した受信信号 $P = I + jQ$ を取得する。続いて、処理回路150は、2乗加算機能150eにより、受信信号Pに対して2乗加算を行い、信号値が $(I^2 + Q^2)$ となる信号を出力する。続いて、処理回路150は、対数変換機能150dにより、2乗加算機能150eにより例えば2乗加算器から出力された信号に対して対数変換処理を行い、被検体組織の輝度信号の対数圧縮値を出力する。出力された信号値は、例えば $10 \log_{10}(I^2 + Q^2) = 20 \log_{10}(I^2 + Q^2)^{1/2}$ となる。続いて、処理回路150は、信号処理機能150fにより、エッジ強調等の信号処理を行い、RAWデータを生成する。処理回路150は、生成したRAWデータを、メモリ132に格納する。

40

【0025】

なお、例えば超音波プローブ1の位置情報を検出しながら超音波プローブ1を動かして3次元データを収集する位置情報付き3Dモードでは、方位方向に走査することにより1フレームのRAWデータが得られ、走査しながら超音波プローブ1を移動することにより複数フレームから成る3次元RAWデータが得られる。ここで、手動により超音波プローブ1の移動が行われているので、収集された複数フレームは必ずしも等間隔なデータとはならない。従って、かかる場合、処理回路150は、ボリュームデータ生成機能150iにより、信号処理機能150fにより生成されたRAWデータから、等間隔のボリュームデータを生成する。また、処理回路150は、得られたボリュームデータを、メモリ132に格納する。なお、超音波プローブ1を機械的に揺動させながら3次元データを収集す

50

る場合や２次元アレーブロープを用いて電子的に３次元走査し３次元データを収集する場合は、通常、フレーム間隔は一定に制御される。従って、かかる場合、ポリウムデータを生成せずにRAWデータから直接MPR画像データ等を生成することができる。

【００２６】

図２は、実施形態に係る超音波診断装置の行う処理について説明した図である。図２において、処理回路１５０が、ポリウムデータ生成機能１５０ｉにより、RAWデータ２からポリウムデータ３を生成する様子が模式的に示されている。図２において、 X' 軸が距離方向に対応し、 Y' 方向が方位方向に対応し、 Z' 方向がスライス方向に対応する。図２において、 X' 、 Y' 面がフレームを表し、 Z' 軸はフレームの移動方向を表す。処理回路１５０は、ポリウムデータ生成機能１５０ｉにより、RAWデータ２に基づいて、等間隔に並ぶ複数のフレームから構成され、各フレームはRAWデータ２と同様のフォーマットになっているデータとして、ポリウムデータ３を生成する。かかるポリウムデータ３は、ラスタ（超音波走査線）に対応したデータであるラスタデータをフレーム毎に持ち、位置の異なる複数のフレームで３次元データが構成されている。この意味でこの様なポリウムデータを３次元RAWデータと呼ぶこともある。このように、ポリウムデータ３のデータのフォーマットを、RAWデータ２のフレームの集まりとなるようなフォーマットとすることで、他の画像処理などにそのまま再利用することが可能となり、データの汎用性を高めることができる。

10

【００２７】

また、この時、処理回路１５０は、ポリウムデータ生成機能１５０ｉにより、RAWデータ２の各フレームを、位置センサ１３から得られた位置情報を用いて位置合わせして配置する。また、処理回路１５０は、ポリウムデータ生成機能１５０ｉにより、ポリウムデータ３のデータを、例えばポリウムデータ３が生成されるべきピクセルを挟む隣り合う２フレームのRAWデータ２から補間により生成する。

20

【００２８】

また、画像生成機能１５０ｊを有する処理回路１５０は、ポリウムデータ生成機能１５０ｉにより生成されたポリウムデータ３に対して補間処理を行うことにより例えば、MPR（multi-planar reconstruction）画像等その他のフォーマットのデータまたは画像を生成する。処理回路１５０は、画像生成機能１５０ｊにより、当該MPR画像として、例えば直交３断面画像を生成する。加えて、処理回路１５０は、画像生成機能１５０ｊにより、ポリウムデータ３に対してレンダリング処理等を行うことにより、VR（Volume Rendering）画像やMIP（Maximum Intensity Projection）画像等の２次元画像等を更に生成してもよい。また、処理回路１５０は、制御機能１５０ｂにより、画像生成機能１５０ｊにより生成されたポリウム画像、MPR画像、または２次元画像等を、ディスプレイ１３５に表示させてもよい。

30

【００２９】

次に、処理回路１５０が、カラーモード（ドブラモード）において、受信信号からRAWデータ等を生成する場合について説明する。

【００３０】

カラーモード（ドブラモード）においては、超音波送受信部１１は、超音波プロープ１を通じて、被検体に対して同じ方向に複数回（ N 回）の超音波の送受信を行い、受信信号 P を生成する。処理回路１５０は、取得機能１５０ａにより、超音波送受信部１１が生成した複数の受信信号 P_i （ $i = 1, \dots, N$ ）を取得する。このとき、超音波送受信部１１が生成する複数の受信信号 P_i のそれぞれは、直交位相検波が行われた複素信号である。受信信号 P の実部は I 信号、受信信号 P の虚部は、 Q 信号とも呼ばれる。また、受信信号 P は、 IQ 信号とも呼ばれる。ある１つのピクセルに着目した場合、受信信号 P の実部の値を I 、受信信号 P の虚部の値を Q で表わし、 N を送信の回数、 i を i 番目の送信とし、その時の受信信号を P_i で表すと、 i 番目の受信信号 P_i は、 $P_i = I_i + j Q_i$ （ $i = 1, \dots, N$ ）と表わされる。

40

【００３１】

50

この受信信号 P_i には、目的とする血流からのドブラ信号 I_b 、 Q_b の他に、組織エコー等に起因するクラッタと呼ばれる不要信号 I_c 、 Q_c が含まれている。即ち、 i 番目の受信信号 P_i は、以下の式 (1) で表される。

【数 1】

$$P_i = I_i + jQ_i = (I_{ci} + I_{bi}) + j(Q_{ci} + Q_{bi}) \quad (i=1, \dots, N) \quad \dots(1)$$

【0032】

そこで、処理回路 150 は、MTI フィルタ機能 150g により、取得機能 150a により取得した一連の受信信号 P_i ($i=1, \dots, N$) に対して、MTI (Moving Target Indication) フィルタを適用し、クラッタの除去された血流信号を出力する。MTI フィルタ機能 150g により出力される信号は、例えば以下の式 (2) で表される。

10

【数 2】

$$P_{bi} = I_{bi} + jQ_{bi} \quad (i=1, \dots, N) \quad \dots(2)$$

【0033】

続いて、血流の絶対値を算出するモードであるパワーモードの場合、処理回路 150 は、2 乗加算機能 150e により、以下の式 (3) のように、複数の受信信号に対して 2 乗加算処理を行い、結果を出力する。

【数 3】

$$\text{Power} = \sum_{i=1}^N (I_{bi}^2 + Q_{bi}^2) / N \quad (i=1, \dots, N) \quad \dots(3)$$

20

【0034】

続いて、処理回路 150 は、対数変換機能 150d により、2 乗加算機能 150e により例えば 2 乗加算器から出力された信号に対して対数変換処理を行い、被検体組織の輝度信号の対数圧縮値を出力する。処理回路 150 が出力する信号値は、例えば $10 \log_{10}(\text{Power}) = 10 \log_{10}(\sum_{i=1}^N (I_{bi}^2 + Q_{bi}^2)) = 20 \log_{10}(\sum_{i=1}^N (I_{bi}^2 + Q_{bi}^2))^{1/2}$ となる。続いて、処理回路 150 は、信号処理機能 150f により、エッジ強調等の信号処理を行い、RAW データを生成する。処理回路 150 は、生成した RAW データを、メモリ 132 に格納する。

30

【0035】

また、血流速度や血流速度の分散を算出するモードである速度モードや速度-分散モードの場合、処理回路 150 は、MTI フィルタ機能 150g により出力されたクラッタの除去された血流信号 P_{bi} ($i=1, \dots, N$) に対して、速度・分散演算機能 150h により、血流速度や、血流速度の分散を算出する。具体的には、処理回路 150 は、MTI フィルタ機能 150g により出力されたクラッタの除去された血流信号 P_{bi} ($i=1, \dots, N$) に対して例えば自己相関法を適用することにより、血流速度や、血流速度の分散を算出し、血流速度を表すデータや、血流速度の分散を表すデータを生成する。続いて、処理回路 150 は、信号処理機能 150f により、エッジ強調等の補助的な信号処理を行い、血流速度を表す RAW データや、血流速度の分散を表す RAW データを生成する。処理回路 150 は、生成した RAW データを、メモリ 132 に格納する。

40

【0036】

また、B モードの場合と同様、カラーモードの場合においても、処理回路 150 は、ボリュームデータ生成機能 150i により、信号処理機能 150f により生成された RAW データから、ボリュームデータを生成し、得られたボリュームデータを、メモリ 132 に格納する。また、処理回路 150 は、画像生成機能 150j により、生成されたボリュームデータを基に、例えば、MPR (multi-planar reconstruction) 画像、VR (Volume Rendering) 画像や MIP (Maximum Intensity Projection) 画像等の 2 次元画像等を更に生成し、制御機能 150b により、画像生成機能 150j により生成されたボリューム画像、MPR 画像、または 2 次元画像等を、ディスプレイ 135 に表示させてもよい

50

。

【 0 0 3 7 】

また、処理回路 1 5 0 は、音場算出機能 1 5 0 k により、音場を算出する。また、処理回路 1 5 0 は、逆フィルタ処理機能 1 5 0 l により、I Q データ等の信号データ、R A W データ、ボリュームデータ、M P R データ等に対してデコンボリューションを行って、画質が向上されたデータを生成する。これらの処理の詳細については後述する。

【 0 0 3 8 】

メモリ 1 3 2 は、信号データを記憶する信号データメモリ、R A W データを記憶する R A W データメモリ、ボリュームデータを記憶するボリュームデータメモリ等である。メモリ 1 3 2 は、R A M (R a n d o m A c c e s s M e m o r y)、フラッシュメモリ等の半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスク等である。また、メモリ 1 3 2 は、処理回路 1 5 0 が有する各機能に対応するプログラムを記憶する。

10

【 0 0 3 9 】

ディスプレイ 1 3 5 は、超音波診断装置の操作者が出入力インタフェース 1 3 4 を用いて各種設定要求を入力するための G U I (G r a p h i c a l U s e r I n t e r f a c e) を表示したり、装置本体 1 0 において生成された各種画像データ等を表示したりするためのディスプレイである。ディスプレイ 1 3 5 は、例えば、液晶表示器等の表示デバイスである。

【 0 0 4 0 】

出入力インタフェース 1 3 4 は、データ出入力インタフェース及びネットワークインタフェースにより構成され、操作者からの各種指示や情報入力を受け付けるための出入力インタフェースである。出入力インタフェース 1 3 4 は、例えば、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボール、ジョイスティック等で構成される。

20

【 0 0 4 1 】

続いて、実施形態に係る超音波診断装置が行う処理の詳細について説明する。

【 0 0 4 2 】

実施形態に係る超音波診断装置において、処理回路 1 5 0 は、取得機能 1 5 0 a により、超音波プローブ 1 が被検体に対して超音波を送受信して走査を行うことにより得られた第 1 のデータを取得し、逆フィルタ処理機能 1 5 0 l により、取得された第 1 のデータに対して、走査の対象となる場所の音場を示す情報に基づいて得られた伝達関数を用いてデコンボリューションを行い第 2 のデータを生成する。特に、処理回路 1 5 0 は、逆フィルタ処理機能 1 5 0 l により、取得された第 1 のデータに対してウィーナフィルタを用いたデコンボリューションを行い第 2 のデータを生成する。

30

【 0 0 4 3 】

かかる背景について、簡単に説明する。

【 0 0 4 4 】

まず、実施形態に係る超音波診断装置がデコンボリューションを行う背景及び実施形態に係る超音波診断装置がウィーナフィルタを用いたデコンボリューションを行う背景について簡単に説明する。

【 0 0 4 5 】

40

入力信号 f に対して処理 h が行われた時の出力信号 g は、畳込み (コンボリューション) を用いて、 $g=f*h$ と書くことができる。例えば、超音波画像を取り扱う場合を想定し、入力信号 f 及び出力信号 g が 2 次元データである場合、 x, y を空間座標とし、入力信号を $f(x, y)$ とし、処理系を表す関数を $h(x, y)$ とし、出力信号を $g(x, y)$ とすると、出力信号は、以下の式 (4) のように、入力信号 $f(x, y)$ と処理系を表す関数 $h(x, y)$ との畳込みで書くことができる。

【 数 4 】

$$g(x, y) = f(x, y) * h(x, y) \quad \cdots (4)$$

【 0 0 4 6 】

50

畳み込み積分のフーリエ変換は、各々のフーリエ変換の積となる。従って、 u, v を空間周波数とし、 $f(x, y)$ 、 $g(x, y)$ 、 $h(x, y)$ のフーリエ変換をそれぞれ $F(u, v)$ 、 $H(u, v)$ 、 $G(u, v)$ とすると、式(4)をフーリエ変換すると、以下の式(5)が成り立つ。

【数5】

$$G(u, v) = F(u, v)H(u, v) \quad \cdots (5)$$

【0047】

$H(u, v)$ は、伝達関数とも呼ばれる。

【0048】

ここで、 $F(u, v)$ は、被検体実体の原画像のフーリエ変換であり、 $H(u, v)$ は、超音波処理系の伝達関数であり、 $G(u, v)$ は、表示される超音波画像のフーリエ変換に対応する。超音波画像のフーリエ変換である $G(u, v)$ は、処理系の $H(u, v)$ の影響により一般に $F(u, v)$ よりも分解能が低下する。

【0049】

ここで、 $G(u, v)$ から $F(u, v)$ を得るような処理 $H_{inv}(u, v)$ を用いると、処理回路150は、被検体実体の原画像のフーリエ変換 $F(u, v)$ を、以下の式(6)のように、超音波画像のフーリエ変換 $G(u, v)$ に基づいて算出することができる。

【数6】

$$F(u, v) = H_{inv}(u, v)G(u, v) \quad \cdots (6)$$

【0050】

上述の式(6)の処理により、処理回路150は、超音波画像のフーリエ変換 $G(u, v)$ から、より被検体実体を反映していると考えられるデータである $F(u, v)$ を再構成することができる。かかる操作をデコンボリューションと呼び、 $H_{inv}(u, v)$ を逆フィルタと呼ぶ。

【0051】

換言すると、処理回路150は、逆フィルタ処理機能1501により、取得された第1のデータと、伝達関数 $H(u, v)$ に基づく値 $H_{inv}(u, v)$ とを用いてデコンボリューションを行い、画質が向上した第2のデータを生成する。

【0052】

ここで、処理回路150は、逆フィルタ処理機能1501により、取得された第1のデータに対してウィーナフィルタを用いたデコンボリューションを行い第2のデータを生成する。具体的には、処理回路150は、逆フィルタ処理機能1501により、ステップS100において得られた第1のデータと、伝達関数 $H(u, v)$ に基づくウィーナフィルタを用いたデコンボリューションを行い第2のデータを生成する。かかる理由について説明する。

【0053】

式(5)と式(6)とを比較すると、逆フィルタ $H_{inv}(u, v)$ は、以下の式(7)のように伝達関数 $H(u, v)$ の逆数で与えられると考えられる。

【数7】

$$H_{inv}(u, v) = 1/H(u, v) \quad \cdots (7)$$

【0054】

しかし、伝達関数 $H(u, v)$ が0または0に近い値をとるときは $H_{inv}(u, v)$ が発散し、表示される超音波画像のフーリエ変換 $G(u, v)$ に含まれるノイズ成分が増幅されて、デコンボリューション後のデータ $F(u, v)$ に大きなノイズが現れる。

【0055】

このため、処理回路150は、逆フィルタ処理機能1501により、取得された第1のデータに対してウィーナフィルタ $H_w(u, v)$ を用いたデコンボリューションを行い第2のデータを生成する。

【0056】

10

20

30

40

50

ここで、処理回路 150 は、逆フィルタ処理機能 1501 により、原画像 $F(u, v)$ に近い復元画像 $F'(u, v)$ を、以下の式 (8) により計算する。

【数 8】

$$F'(u, v) = H_w(u, v)G(u, v) \quad \cdots (8)$$

【0057】

ここで、ウィーナフィルタ $H_w(u, v)$ は、式 (5) にノイズ成分 $N(u, v)$ を加味して、以下の式 (9) とおき、原画像 $F(u, v)$ と復元画像 $F'(u, v)$ との平均 2 乗誤差が最小となるという条件のもとで得られる関数であり、式 (10) で与えられる。

【数 9】

$$G(u, v) = F(u, v)H(u, v) + N(u, v) \quad \cdots (9)$$

【数 10】

$$\begin{aligned} H_w(u, v) &= \frac{1}{H(u, v)} \frac{|H(u, v)|^2}{|H(u, v)|^2 + |N(u, v)|^2 / |F(u, v)|^2} \\ &= \frac{1}{H(u, v)} \frac{|H(u, v)|^2}{|H(u, v)|^2 + \Gamma} \quad \cdots (10) \end{aligned}$$

【0058】

これにより、処理回路 150 は、デコンボリューションを行うに当たって 0 または 0 に近い値で割るという問題を回避することができ、処理回路 150 が逆フィルタ処理機能 1501 により生成する第 2 のデータの数値的安定性を保つことができる。なお、式 (10) において、以下の式 (11) のように、数値パラメータ Γ を導入した。

【数 11】

$$|N(u, v)|^2 / |F(u, v)|^2 = \Gamma \quad \cdots (11)$$

【0059】

このように、処理回路 150 は、逆フィルタ処理機能 1501 により、ステップ S100 において得られた第 1 のデータに対して、伝達関数 $H(u, v)$ と、パラメータ Γ により定まるウィーナフィルタ $H_w(u, v)$ とに基づいてデコンボリューションを行い、第 2 のデータを生成する。なお、パラメータ Γ の値は、例えば 0.005 等、0 に近い値が用いられる。一例として、超音波画像に対してパラメータ Γ の値を変えて第 2 のデータを複数生成し、生成される第 2 のデータが妥当なデータとなるようなパラメータ Γ の値を、ウィーナフィルタ $H_w(u, v)$ に用いる Γ の値に設定し、設定した値に基づき、デコンボリューションを行っても良い。

【0060】

なお、パラメータ $\Gamma = 0$ の極限では、ウィーナフィルタ $H_w(u, v)$ は、式 (7) による逆フィルタ $H_{inv}(u, v)$ に等しくなる。

【0061】

また、フィルタの性能や適用範囲、パフォーマンス等を考慮し、処理回路 150 は、逆フィルタ処理機能 1501 により、ウィーナフィルタ $H_w(u, v)$ 以外のフィルタ、例えばルーシー・リチャードソンアルゴリズムなどの処理を行い、第 2 のデータを生成してもよい。

【0062】

続いて、実施形態に係る超音波診断装置が、音場を示す情報に基づいて得られた伝達関数を用いてデコンボリューションを行う背景について説明する。

【0063】

一般に、超音波診断装置の処理系は、複数の処理系が縦列につながっている。それらの処理系が例えば、音場に対応する応答関数（フィルタ係数）、信号処理に対応する応答関

10

20

30

40

50

数（フィルタ係数）、画像処理に対応する応答関数（フィルタ係数）の3つである場合を考え、音場に対応する応答関数（フィルタ係数）を $h_1(x,y)$ 、信号処理に対応する応答関数（フィルタ係数）を $h_2(x,y)$ 、画像処理に対応する応答関数（フィルタ係数）を $h_3(x,y)$ 、とすると、式（4）は、以下の式（12）で与えられる。

【数12】

$$g(x,y)=f(x,y)*h_1(x,y)*h_2(x,y)*h_3(x,y) \quad \cdots(12)$$

【0064】

また、式（12）をフーリエ変換すると、以下の式（13）が成り立つ。

【数13】

$$G(u,v)=F(u,v)H_1(u,v)H_2(u,v)H_3(u,v) \quad \cdots(13)$$

【0065】

ここで、 $H_1(u,v)$ は音場に対応する伝達関数であり、 $H_2(u,v)$ は例えばそれに続く信号処理に対応する伝達関数であり、 $H_3(u,v)$ は画像処理に対応する伝達関数である。

【0066】

ここで、音場に対応する伝達関数 $H_1(u,v)$ 、信号処理に対応する伝達関数 $H_2(u,v)$ 、画像処理に対応する伝達関数 $H_3(u,v)$ の中で、音場に対応する伝達関数 $H_1(u,v)$ が、最終的な画像の分解能の向上に最も寄与が大きいと考えられる。また、音場に対応する伝達関数 $H_1(u,v)$ やその逆フーリエ変換であるフィルタ係数 $h_1(x,y)$ は、計算や実測によって近似的な値を比較的容易に得ることができる。従って、処理回路150は、逆フィルタ処理機能1501により、音場に対応する伝達関数 $H_1(u,v)$ を用いてデコンボリューションを行い、第2のデータを生成する。例えば、処理回路150は、逆フィルタ処理機能1501により、音場に対応する伝達関数 $H_1(u,v)$ を用いたウィーナフィルタ $H_{1w}(u,v)$ を用いてデコンボリューションを行い、以下の式（14）の左辺で与えられる第2のデータ $F''(u,v)$ を生成する。

【数14】

$$F''(u,v)=H_{1w}(u,v)G(u,v) \quad \cdots(14)$$

【0067】

次に、図3～6を用いて、実施形態に係る超音波診断装置が行う処理の詳細について説明する。図3は、実施形態に係る超音波診断装置の行う処理の流れについて示したフローチャートである。また、図4は、実施形態に係る超音波診断装置の行う処理について、模式的に説明した図である。

【0068】

図3のフローチャートにおいて、はじめに、処理回路150は、取得機能150a等により、超音波プローブが被検体の走査を行うことにより得られた、信号データまたは画像データである第1のデータを取得する（ステップS100）。ここで、第1のデータとは、例えばBモードデータまたはカラーモードデータであり。より具体的には、第1のデータとは、例えば対数値をリニアな値に変換する変換である対数リニア変換が行われた後のBモードデータや、対数値をリニアな値に変換する変換である対数リニア変換が行われた後のカラーモードデータである。より具体的には、第1のデータとは、例えば対数リニア変換が行われた後のBモードのRAWデータや、対数リニア変換が行われた後のカラーモードのRAWデータである。

【0069】

前述したように、Bモードの場合、処理回路150は、取得機能150aにより、超音波送受信部11が生成した受信信号Pを取得し、続いて、2乗加算機能150eにより、2乗加算を行い、対数変換機能150dにより、対数変換処理を行い、続いて、信号処理機能150fにより、エッジ強調等の信号処理を行うことによりBモードのRAWデータを生成し、生成したBモードのRAWデータを、メモリ132に格納する。

【0070】

ここで、生成されるRAWデータは、対数圧縮されているデータである。処理回路150は、逆フィルタ処理機能150lにより、対数圧縮されているデータであるBモードのRAWデータに対してそのままデコンボリューションを行っても分解能を向上させることは可能である。しかしながら、リニアデータに変換させたデータに対してデコンボリューションを行いその後対数データに戻した方が、処理回路150は、より分解能改善効果を高めることができる。従って、処理回路150は、逆対数変換機能150cにより、メモリ132に格納されている対数圧縮されているRAWデータに対して、対数値 $(20\log_{10}(I^2+Q^2))^{1/2}$ をリニアな信号値 $((I^2+Q^2))^{1/2}$ に変換する変換である対数リニア変換を行い、対数圧縮されたRAWデータをリニアデータに変換する。

10

【0071】

図4の(a)及び(b)に、かかる状況が示されている。図4において、図4の上下方向が距離方向に対応し、左右方向が方位方向に対応し、前後方向がスライス方向を示す。また、図4は、処理回路150が、Bモードの3次元RAWデータに対して、後述のステップS120で、方位方向、スライス方向の2次元フィルタを逆フィルタとして用いて、デコンボリューションを行う場合の例について示している。なお、実施形態はこれに限られず、例えばカラーモードデータに対しても、実施形態は同様に適用可能である。

【0072】

図4(a)において、RAWデータ2a、2b、2c、2d、2eのそれぞれは、処理回路150が信号処理機能150f等の処理により生成したRAWデータである。別の例として、RAWデータ2a、2b、2c、2d、2eのそれぞれは、処理回路150が信号処理機能150f等の処理により生成し、メモリ132に蓄えられたデータであってもよい。RAWデータ2a、2b、2c、2d、2eのそれぞれは、対数圧縮されているデータであることから、処理回路150は、RAWデータ2a、2b、2c、2d、2eのそれぞれに対して対数リニア変換を実行することにより、リニアデータに変換されたデータ4a、4b、4c、4d、4eを第1のデータとして取得し、後続のステップでデコンボリューションを行う。

20

【0073】

図3に戻り、処理回路150は、音場算出機能150kにより、被検体の走査の対象となる場所の音場を示す情報に基づいて、音場に対する伝達関数 $H_1(u,v)$ を算出する(ステップS110)。音場に対する伝達関数の求め方には、例えば以下の様な方法がある。なお、3次元の場合は $h(x,y,z)$ 、 $H_1(u,v,w)$ 等となるが、煩雑さを避ける為2次元の表記を用いて説明を行う。

30

【0074】

式(4)において、入力信号 $f(x,y)$ をデルタ関数 $\delta(x,y)$ とした場合、デルタ関数のフーリエ変換は1になるので、 $F(u,v)=1$ となり、式(4)をフーリエ変換すると、式(5)は、以下の式(15)で表される。

【数15】

$$G(u,v)=1 \cdot H(u,v)=H(u,v) \quad \cdots (15)$$

40

【0075】

すなわち、出力信号 $G(u,v)$ は処理系の伝達関数 $H(u,v)$ そのものになる。すなわち、被検体として点散乱体 $\delta(x,y)$ を備えたファントムを用いると、得られる画像は、伝達関数 $H(u,v)$ のフーリエ変換 $h(x,y)$ を表わす。この $h(x,y)$ はPSF(Point Spread Function、点拡がり関数)と呼ばれる。

【0076】

従って、一例として、処理回路150は、音場算出機能150kにより、例えば点散乱体を用いた測定に基づいて、PSFであるフィルタ係数 $h(x,y)$ を算出する。例えば、処理回路150は、音場算出機能150kにより、点散乱体を3次元的に配置したファントムを用いて行われた超音波走査により得られた画像データに基づいて、フィルタ係数 $h(x,$

50

y)を算出する。一例として、超音波診断装置は、代表的な超音波送受信条件等で、点散乱体を用いた測定を行い、その測定値をメモリ132に格納する。処理回路150は、メモリ132に格納した測定値を読み込み、それらを内挿、外挿(伸縮)、またはスケールさせることにより、フィルタ係数 $h(x,y)$ を算出する。

【0077】

また、別の例として、処理回路150は、音場算出機能150kにより、各深さ(距離) x_i での音場の形状とビーム幅を求め、算出した音場の形状とビーム幅等から、フィルタ係数 $h(x,y)$ を算出する。

【0078】

続いて、処理回路150は、音場算出機能150kにより、算出されたフィルタ係数 $h(x,y)$ に基づいて、音場に対応するフィルタ係数 $h_1(x,y)$ を算出する。一例として、処理回路150は、音場算出機能150kにより、処理系において最も影響が大きいのは音場であると考えられるので、音場に対応するフィルタ係数 $h_1(x,y)$ とフィルタ係数 $h(x,y)$ とが等しいとして、算出されたフィルタ係数 $h(x,y)$ に基づいて、音場に対応するフィルタ係数 $h_1(x,y)$ を算出する。続いて、処理回路150は、音場算出機能150kにより、音場に対応するフィルタ係数 $h_1(x,y)$ をフーリエ変換することにより、音場に対する伝達関数 $H_1(u,v)$ を算出する。このようにして、処理回路150は、音場算出機能150kにより、点散乱体を用いた測定に基づいて、走査の対象となる場所の音場を示す情報に基づいて、伝達関数 $H_1(u,v)$ を算出する。

10

【0079】

20

また、別の例として、処理回路150は、音場算出機能150kにより、音場計算を行うことにより、音場に対応するフィルタ係数 $h_1(x,y)$ を算出する。

【0080】

音場計算を行うことにより、音場に対応するフィルタ係数 $h_1(x,y)$ を算出する第1の方法として、処理回路150が、音場算出機能150kにより、例えば音場計算ソフトなどを用いて、超音波送信の送受信条件を用いて深さ毎の音場を計算し、計算された深さ毎の音場を用いてフィルタ係数 $h_1(x,y)$ を算出する方法がある。第1の方法は、算出されるフィルタ係数の精度は高くなるが、負荷は大きくなる方法となる。

【0081】

30

また、音場計算を行うことにより、音場に対応するフィルタ係数 $h_1(x,y)$ を算出する第2の方法として、処理回路150が、音場算出機能150kにより、例えば音場計算ソフトなどを用いて、超音波送信の送受信条件を用いてある間隔の深さで音場を計算し、その間の深さの値は、それを挟む深さの音場値から補間により求め、計算された深さ毎の音場を用いてフィルタ係数 $h_1(x,y)$ を算出する方法がある。第2の方法は、第1の方法に比べて計算の精度は低下するが、負荷は軽くなる方法となる。

【0082】

40

また、音場計算を行うことにより、音場に対応するフィルタ係数 $h_1(x,y)$ を算出する第3の方法として、処理回路150が、音場算出機能150kにより、代表的な送受信条件で、例えばFundamental音場とharmonic音場とについて、音場に対応するフィルタ係数 $h_1(x,y)$ を算出しておき、算出した値を、メモリ132に格納する方法がある。超音波送受信条件などのパラメータ値が変わった場合、処理回路150は、音場算出機能150kにより、メモリ132に格納されている、代表的な送受信条件での音場に対応するフィルタ係数 $h_1(x,y)$ を基に、それらを内挿、外挿(伸縮)、またはスケールさせることにより、超音波送受信条件などのパラメータ値が変わった場合における音場に対応するフィルタ係数 $h_1(x,y)$ を算出する。一例として、音場の拡散は $1/D$ (λ :波長、 D :開口幅)に比例する。即ち、例えばフォーカス点付近のビーム幅は、開口幅が2倍になれば $1/2$ になり、周波数が2倍になれば(波長が半分になれば) $1/2$ になる。よって、開口幅や周波数などのパラメータ値が変わっても、処理回路150は、音場算出機能150kにより、メモリ132に格納されている、代表的な送受信条件での音場に対応するフィルタ係数 $h_1(x,y)$ を援用して、音場に対応するフィルタ係数 $h_1(x,y)$ を算出することができる。

50

【 0 0 8 3 】

なお、上述の第 1 の方法～第 3 の方法は、方位方向とスライス方向についての、音場に対応するフィルタ係数についての計算方法を示している。距離方向のフィルタ係数の方法については、例えば、処理回路 150 は、音場算出機能 150 k により、超音波パルス形状を計算で取得し、取得した超音波パルス形状を基に、フィルタ係数を算出する。また、処理回路 150 は、音場算出機能 150 k により、被検体の減衰効果等、例えば周波数依存性減衰の効果を繰込み、精度を向上してもよい。

【 0 0 8 4 】

また、上述の第 1 の方法～第 3 の方法は、装置の能力に応じて方法を選択可能としてもよい。例えば、計算能力の面で高負荷な計算にも適しているデータ処理装置では精度の高い方法を採用し、逆に計算能力の面で高負荷な計算に適していない超音波診断装置では、リアルタイム性を損なわない方法を選択してもよい。

【 0 0 8 5 】

続いて、処理回路 150 は、音場算出機能 150 k により、音場に対応するフィルタ係数 $h_1(x, y)$ をフーリエ変換することにより、音場に対する伝達関数 $H_1(u, v)$ を算出する。このようにして、処理回路 150 は、音場算出機能 150 k により、音場計算を行うことにより走査の対象となる場所の音場を示す情報を算出し、算出した情報に基づいて、伝達関数 $H_1(u, v)$ を算出する。

【 0 0 8 6 】

図 5 及び図 6 を用いて、音場に対応するフィルタ係数 $h_1(x, y)$ の算出について更に説明する。

【 0 0 8 7 】

まず、図 5 を用いて、音場と分解能との関係性を簡単に述べ、続いて、音場と分解能との関係性を踏まえて、音場に対応するフィルタ係数 h_1 の次元の選択について述べる。

【 0 0 8 8 】

まず、図 5 を用いて、音場と分解能との関係性を説明する。音場は、分解能に大きく影響する。音場は、深さ方向である距離方向と、超音波を走査する方向である方位方向と、超音波走査面と垂直な方向であるスライス方向との 3 方向の分布を持つ。音場の 3 方向の分布形状は、一般に大きく異なる。

【 0 0 8 9 】

音場の距離方向の分布形状は送信される超音波パルスの形状で決まり、距離分解能はパルスの長さで決定される。通常は分解能を良くするため、パルスの長さは、1～3 波長程度となるように、短く設定されている。

【 0 0 9 0 】

図 5 (a) は、上下方向を距離方向とし、左右方向を方位方向とした場合の、送信される超音波ビームの模式図を表している。音場の方位方向の分布形状は送受信音場の方位方向の形状で決まり、方位分解能は方位方向の音場の幅 20 で決まる。一般には、スライス方向よりも開口を大きく設定できるので、スライス方向より超音波ビームを狭くでき、スライス方向より分解能が良いが、距離方向よりは分解能は悪くなる。通常は、送信は 1 つのフォーカス点を設定して行われるが、受信は深さ毎にフォーカス点を移動するダイナミックフォーカスを行うので、方位分解能は受信音場の分解能が支配的である。

【 0 0 9 1 】

図 5 (b) は、上下方向を距離方向とし、左右方向をスライス方向とした場合の、送信される超音波ビームの模式図を示している。音場のスライス方向の分布形状は送受信音場のスライス方向の形状で決まり、スライス分解能はスライス方向の音場の幅 21 で決まる。通常は、超音波振動子のスライス方向の素子数は 1 素子で、音響レンズで焦点を形成しているので、送受信ともフォーカス点は 1 点で同じ位置にあり、スライス分解能は送受信音場の影響を同程度に受ける。また、1.5D アレーと呼ばれるプローブもある。この場合は、スライス方向に振動子を 3 素子、5 素子等に分割している。また、2 次元アレーの場合には、スライス方向に振動子が多素子に分割されている。この様な場合、受信はダイ

10

20

30

40

50

ナミックフォーカスを行うことができるので、1素子の場合よりも広い深さの範囲でスライス分解能が向上する。

【0092】

よって、一般に分解能は、距離方向が最も良くなり、方位方向、スライス方向となるにつれて悪くなる。

【0093】

次に、分解能を踏まえて、処理回路150がデコンボリューションを行う逆フィルタの次元について述べる。まず、第1のデータが3次元画像データの場合、計算負荷を問題にしない場合、フィルタの次元が3次元であるのが、最も分解能の改善効果大きい。かかる場合、処理回路150は、逆フィルタ処理機能1501により、第1のデータに対して距離方向、方位方向及びスライス方向すべてに対してデコンボリューションを行う3次元フィルタを用いて第2のデータを生成する。計算負荷を低減させる場合、処理回路150は、逆フィルタ処理機能1501により、第1のデータに対して2次元フィルタを用いて第2のデータを生成するが、その場合、例えば分解能がもともと比較的良い距離方向を除いた、方位方向及びスライス方向の2次元フィルタを用いて第2のデータを生成してもよい。また、更に計算負荷を低減させる場合、処理回路150は、逆フィルタ処理機能1501により、第1のデータに対して1次元フィルタを用いて第2のデータを生成するが、その場合、例えば分解能の影響がもともと最も大きいスライス方向の1次元フィルタを用いて第2のデータを生成してもよい。

【0094】

同様に、第1のデータが走査面が距離方向と方位方向から成る2次元画像データの場合、計算負荷を問題にしない場合、フィルタの次元が2次元であるのが、最も分解能の改善効果大きい。かかる場合、処理回路150は、逆フィルタ処理機能1501により、第1のデータに対して距離方向、方位方向に対してデコンボリューションを行う2次元フィルタを用いて第2のデータを生成する。計算負荷を低減させる場合、処理回路150は、逆フィルタ処理機能1501により、第1のデータに対して1次元フィルタを用いて第2のデータを生成するが、その場合、例えば分解能の影響がもともと大きい方位方向の1次元フィルタを用いて第2のデータを生成してもよい。

【0095】

次に、図6を用いて、音場分布から音場に対応するフィルタ係数 h_1 の係数を算出する方法について更に詳細に説明する。図6は、実施形態に係る超音波診断装置の行う処理について説明した図である。具体的には、図6には、x方向を距離方向、y方向を方位方向、z方向をスライス方向として、yz面での2次元フィルタに関するフィルタ係数 h_1 を算出する場合について、フィルタ $h_1(y, z)$ のカーネルサイズが5*5の例を用いて説明する。

【0096】

図6(a)は、RAWデータを上面から見た図であり、図6(a)の丸一つ一つはラスタを表している。また、図6(b)は、RAWデータを正面から見た図である。方位方向のラスタピッチについて、リニア走査では、ラスタピッチ31は一定であり、以下yとおく。また、コンベックス走査、セクタ走査の場合は、ラスタピッチは深さ $x=x_i$ 毎に異なるが、各深さでは一定であり、これをyとおく。ここで、議論の簡略化のため、添え字iは省略している。

【0097】

また、スライス方向のラスタピッチについて、操作者が、スライス方向に均一でより高い分解能を得るために、プローブを遅い・均一な速度で一定方向に動かす場合(平行移動の場合)について考える。かかる場合、プローブを略スライス方向に手動で移動するので、スライス方向のラスタピッチ30a、30b等は一般には異なる。これを z_1 、 z_2 、 z_3 、 z_4 、等とおく。しかし、プローブが動く速度はほぼ均一な速度と考えて良いので、各フレームはほぼ平行で間隔はほぼ均一と考えて、 $z = \text{mean}(z_k) \quad (k=1, 2, \dots, (M-1), M \text{はフレーム枚数})$ を用いてもよい。

【0098】

10

20

30

40

50

また、スライス方向のラスタピッチについて、操作者が、スライス方向に均一でより高い分解能を得るために、プローブを遅い・均一な角度で煽る場合（煽る場合）について考える。この場合、プローブを略スライス方向に手で移動するので、スライス方向のラスタピッチは一般には異なる。また、深さによっても異なるが、或る深さ $x=x_i$ （実空間上では円弧を成す）に着目してこれを z_1 、 z_2 、 z_3 、 z_4 、とおく。しかし、プローブは均一な角度で煽られているので、各フレーム間の角度はほぼ均一と考えて、 $z=\text{mean}(z_k)$ ($k=1,2,\dots,(M-1)$ 、 M はフレーム枚数)を用いてもよい。 z は深さ $x=x_i$ によって異なる。ここで、議論の簡略化のため、添え字 i は省略している。

【0099】

次に、図6(c)～(e)を用いて、フィルタ係数 h_1 の係数の算出について説明する。図6(c)の左右方向は方位方向を示し、グラフ35は方位方向の音場分布を示している。また、図6(d)の左右方向はスライス方向を示し、グラフ36はスライス方向の音場分布を示している。

【0100】

図6(c)に示されているように、処理回路150は、音場算出機能150kにより、深さ $x=x_i$ での方位方向音場分布に対し、音場の中心を中央にして間隔 y で5点のフィルタ係数 h_{a1} 、 h_{a2} 、 h_{a3} 、 h_{a4} 、 h_{a5} を、それぞれ位置32a、32b、32c、32d、32eにおける音場分布に基づいて算出する。

【0101】

また、図6(d)に示されているように、処理回路150は、音場算出機能150kにより、深さ $x=x_i$ でのスライス方向音場分布に対し、音場の中心を中央にして間隔 z （または間隔 z_1 、 z_2 、 z_3 、 z_4 ）で5点のフィルタ係数 h_{e1} 、 h_{e2} 、 h_{e3} 、 h_{e4} 、 h_{e5} を、それぞれ位置33a、33b、33c、33d、33eにおける音場分布に基づいて算出する。

【0102】

また、図6(e)は、フィルタのカーネルサイズを 5×5 にしたときの、yz面での音場に対応したフィルタ係数 $h_1(x, y)$ の係数を示している。図6(e)からわかるように、処理回路150は、音場算出機能150kにより、2次元平面のフィルタ係数 $h_1(x, y)$ の値を、方位方向及びスライス方向それぞれの方向のフィルタ係数の積として算出する。なお、2次元平面のフィルタ係数 $h_1(x, y)$ の値は、合計値が1になるように正規化される。

【0103】

なお、図6の例では、RAWデータは絶対値を取っているため常に非負であるため、音場分布も非負の値になるような値を用いたが、実施形態はこれに限られない。例えば受信信号 $P=I+jQ$ に対してデコンボリューションを行う場合は、処理回路150が音場算出機能150kによりフィルタ係数を算出するのに使用される音場分布も、例えば符号を持った量として取り扱われても良い。

【0104】

図3に戻り、処理回路150は、逆フィルタ処理機能150lにより、信号データまたは画像データである第1のデータに対して、算出された音場に対する伝達関数 H_1 を用いてデコンボリューションを行い第2のデータを生成する（ステップS120）。一例として、処理回路150は、逆フィルタ処理機能150lにより、ステップS110において算出された音場に対する伝達関数 H_1 に基づいて、式(10)と同様の計算により、ウィーナフィルタ H_{1w} を算出し、式(14)により、第1のデータに対して算出したウィーナフィルタ H_{1w} を用いたデコンボリューションを行い第2のデータを生成する。

【0105】

ステップS120の処理が、図4(c)～(f)に示されている。図4(c)は、図4(b)の第1のデータを平面で切り出したデータを画像で模式的に表わし、上下方向が距離方向、左右方向が方位方向、前後方向がスライス方向を表す。平面5a、5b、5c、5dは、 x 方向（距離方向）の位置が異なる平面での画像を表す。画像がぼけた状態にな

10

20

30

40

50

っている。ここで、画像のぼけ方は方位方向の音場の形状やビーム幅 w_a 、スライス方向の音場の形状やビーム幅 w_e に依存する。方位方向の音場の形状やビーム幅 w_a 、スライス方向の音場の形状やビーム幅 w_e は距離（深さ） x に依存するので、画像のぼけ方は各平面で異なる。処理回路150は、逆フィルタ処理機能1501により、各深さ x_i での音場の形状とビーム幅 w_{ai} 、 w_{ei} を求める。続いて、処理回路150は、逆フィルタ処理機能1501により、各深さにおいて、音場の形状とビーム幅 w_{ai} 、 w_{ei} から、式（12）の音場に対応したフィルタ $h_1(x,y)$ の係数を求める。続いて、処理回路150は、逆フィルタ処理機能1501により、求めた $h_1(x,y)$ の係数をフーリエ変換することにより伝達関数 H_1 を算出し、算出した音場に対する伝達関数 H_1 に基づいて、式（10）と同様の計算により、ウィーナフィルタ H_{1w} を算出する。ビーム幅 w_a 及び w_e は距離（深さ）に応じて決まることから、ウィーナフィルタ H_{1w} は、それぞれの距離（深さ）ごとに計算される。処理回路150は、逆フィルタ処理機能1501により、式（14）で示されているように、図4（c）のデータに対してウィーナフィルタ H_{1w} を用いたデコンボリューションを行って式（14）の左辺の復元画像 $F''(u,v)$ を生成し、さらに復元画像 $F''(u,v)$ に対して逆フーリエ変換を行い、図4（d）の6a、6b、6c、6dの様な分解能が向上した画像を得る。即ち、図4（b）に対して図4（e）に示す分解能が向上したリニアデータ7a、7b、7c、7d、7eを得る。処理回路150は、さらに対数変換機能150dによりデータに対数圧縮して、図4（f）に示されているように、分解能が向上した3次元RAWデータ8a、8b、8c、8d、8eを得る。

10

20

【0106】

また、処理回路150は、画像生成機能150jにより、第2のデータからボリューム画像、MPR画像または2次元画像のうち少なくとも一つの画像を生成してもよい。かかる場合、制御機能150bを有する処理回路150は、画像生成機能150jにより生成されたそれらの画像をディスプレイ135に表示させてもよい。

【0107】

図7～図9を用いて、実施形態に係る逆フィルタ処理機能1501による処理の効果について説明する。図7は、比較例に係る超音波診断装置により得られたBモードMPR画像の一例である。それに対して、図8は、図7のBモードMPR画像に対して対数リニア変換を実行してリニアデータを生成したのち、ウィーナフィルタをかけた画像である。図8の画像は、図7の画像と比較して、分解能が改善している。また、図9は、図7のBモードMPR画像に対して、ウィーナフィルタではなく、式（7）の単純な逆フィルタをかけた場合を示している。かかる場合、画像の信号値が発散してしまっている。

30

【0108】

なお、実施形態はこれに限られない。

【0109】

ステップS120においてデコンボリューションを行う第1のデータとしては上述の例に限られず、例えば、対数変換機能150dによる処理後であって信号処理機能150fによる処理前のデータ（対数変換器出力データ）や、2乗加算機能150eによる処理後であって対数変換機能150dによる処理前のデータ（2乗加算器出力データ）に対して、処理回路150はデコンボリューションを行ってもよい。

40

【0110】

処理回路150が、対数変換器出力データに対してデコンボリューションを行う場合、処理回路150は、対数変換器出力データをメモリ132に格納する。かかる場合、1ボリューム分のデータが格納された時点で、処理回路150は、メモリ132からデータを読み出し、逆対数変換機能150cにより逆対数変換を行い、逆フィルタ処理機能1501により逆フィルタ処理を行ったのちに、メモリ132に再度格納する。その後、処理回路150は、メモリ132からデータを読み出し後段の処理を行う。

【0111】

2乗加算器出力データを用いる場合は、2乗加算器出力データを $(I^2+Q^2)^{1/2}$ とし、処理回路150は、2乗加算器出力データを、メモリ132に格納する。1ボリューム分のデ

50

ータが格納された時点で、処理回路 150 は、メモリ 132 からデータを読み出し、逆フィルタ処理機能 1501 により逆フィルタ処理を行い、メモリ 132 に再度格納する。その後、処理回路 150 は、メモリ 132 からデータを読み出し後段の処理を行う。なお、処理回路 150 は、対数変換機能 150d により、対数圧縮を、例えば変換後の信号値が $20 \log_{10}(1^2 + Q^2)^{1/2}$ となるように行う。

【0112】

このように、対数変換器データ出力や 2 乗加算器データ出力を用いてデコンボリューションを行う場合、メモリ 132 を用意する必要があるが、後段の信号処理器 150f の影響を受けずに逆フィルタ処理ができるので精度を向上させることができる。

【0113】

また、第 1 のデータの種類の例に限られず、ラスタに対応したデータであるラスタデータをフレーム毎に持ち、位置の異なる複数フレームで 3 次元データが構成された 3 次元 RAW データや、3 次元座標に対応付けられた 3 次元ボリュームデータ、またはラスタデータをフレーム単位で持つ 2 次元 RAW データであっても、実施形態は同様に適用可能である。また、第 1 のデータの例として、2 次元アレーブローブで収集を行う場合、ラスタデータはボリューム単位で保持されてもよい。

【0114】

また、第 1 のデータとしては、MPR 画像データでもよい。この場合、MPR 画像は 2 次元データなので、処理回路 150 は、逆フィルタ処理機能 1501 により、2 次元逆フィルタまたは 1 次元逆フィルタを用いてデコンボリューションを行う。また、処理回路 150 は、制御機能 150b により、逆フィルタ後のデータをディスプレイ 135 に表示してもよい。処理回路 150 がデコンボリューションを行う際、リニアデータに一旦変換するのは他の実施例と同様である。また、逆フィルタを用いる場合、RAW データと比べ、MPR 画像データを用いると、処理負荷を軽減することができる。

【0115】

また、第 1 のデータとして、I Q 信号そのものを用いることができる。すなわち、第 1 のデータは、I 信号データまたは Q 信号データである。この場合、処理回路 150 は、逆フィルタ処理機能 1501 により、I、Q それぞれの信号に対して逆フィルタをかけ、デコンボリューションを行う。また、処理回路 150 は、デコンボリューション後の I、Q 信号をメモリ 132 に格納する。1 ボリューム分のデータがメモリ 132 に格納された時点で、処理回路 150 は、取得機能 150a により、メモリ 132 からデータを読み出し、逆フィルタ処理機能 1501 により逆フィルタ処理を行い、メモリ 132 に再度格納する。その後、処理回路 150 はメモリ 132 からデータを読み出し後段の処理を行う。

【0116】

第 1 のデータとして受信信号を用いるとメモリの消費量が 2 倍になるが、2 乗加算器出力以降の信号は絶対値をとっているのに対し、受信信号は振幅と位相を持った符号付きの信号なので、全体としての精度は向上する。また、B モードデータに対して音場に対応する逆フィルタでデコンボリューションするので、B モード画像の分解能が向上し、診断能が向上する。

【0117】

(プログラム)

上述した実施形態の中で示した処理手順に示された指示は、ソフトウェアであるプログラムに基づいて実行されることが可能である。汎用コンピュータが、このプログラムを予め記憶しておき、このプログラムを読み込むことにより、上述した実施形態の超音波診断装置による効果と同様の効果を得ることも可能である。例えば、実施形態に係るデータ処理プログラムは、コンピュータに、超音波プローブが超音波を送受信して被検体の走査を行うことにより得られた第 1 のデータに対して、走査の対象となる場所の音場を示す情報に基づいて得られた伝達関数を用いてデコンボリューションを行い第 2 のデータを生成する処理を実行させる。

【0118】

上述した実施形態で記述された指示は、コンピュータに実行させることのできるプログラムとして、磁気ディスク（フレキシブルディスク、ハードディスクなど）、光ディスク（CD-ROM、CD-R、CD-RW、DVD-ROM、DVD±R、DVD±RWなど）、半導体メモリ、又はこれに類する記録媒体に記録される。コンピュータ又は組み込みシステムが読み取り可能な記憶媒体であれば、その記憶形式は何れの形態であってもよい。コンピュータは、この記録媒体からプログラムを読み込み、このプログラムに基づいてプログラムに記述されている指示をCPUで実行させれば、上述した実施形態の超音波診断装置と同様の動作を実現することができる。また、コンピュータがプログラムを取得する場合又は読み込む場合は、ネットワークを通じて取得又は読み込んでもよい。

10

【0119】

また、記憶媒体からコンピュータや組み込みシステムにインストールされたプログラムの指示に基づきコンピュータ上で稼働しているOS（Operating System）や、データベース管理ソフト、ネットワーク等のMW（Middleware）等が、上述した実施形態を実現するための各処理の一部を実行してもよい。更に、記憶媒体は、コンピュータあるいは組み込みシステムと独立した媒体に限らず、LAN（Local Area Network）やインターネット等により伝達されたプログラムをダウンロードして記憶又は一時記憶した記憶媒体も含まれる。また、記憶媒体は1つに限られず、複数の媒体から、上述した実施形態における処理が実行される場合も、実施形態における記憶媒体に含まれ、媒体の構成は何れの構成であってもよい。

20

【0120】

なお、実施形態におけるコンピュータ又は組み込みシステムは、記憶媒体に記憶されたプログラムに基づき、上述した実施形態における各処理を実行するためのものであって、パソコン、マイコン等の1つからなる装置、複数の装置がネットワーク接続されたシステム等の何れの構成であってもよい。また、実施形態におけるコンピュータとは、パソコンに限らず、情報処理機器に含まれる演算処理装置、マイコン等も含み、プログラムによって実施形態における機能を実現することが可能な機器、装置を総称している。

【0121】

（データ処理装置）

実施形態において、超音波診断装置にて実行されるデータ処理は、超音波診断装置以外の他の装置で実行されてもよい。例えば、実施形態で説明したデータ処理は、超音波診断装置とは独立に設置されたデータ処理装置や画像処理装置により行われる場合であってもよい。具体的には、取得機能150aや逆フィルタ処理機能150l、画像生成機能150j等の機能を有するデータ処理装置が、超音波診断装置、又は、PACSのデータベースや、電子カルテシステムのデータベースから超音波画像データ群や受信信号等を受信して上述した画像処理を行なう場合であってもよい。かかるデータ処理装置は、例えば図1で示される超音波診断装置の制御機能150b、取得機能150a、画像生成機能150jや逆フィルタ処理機能150lと同様の構成や機能等を備える。かかるデータ処理装置は、例えば、取得機能と、逆フィルタ機能とを備える。取得機能は、超音波プローブが超音波を送受信して被検体の走査を行うことにより得られた第1のデータを取得する。逆フ

30

40

【0122】

また、一例として、かかるデータ処理装置（超音波画像処理装置）では、例えば実施形態に係る超音波診断装置がDICOMフォーマットでメモリ132内に保存したRAWデータ、または送受信条件データ等を直接に、例えばUSBメモリ等のデータ入出力インタフェースを介して、またはLAN等のネットワークインタフェースを介して、データ処理装置に入力する。超音波画像処理装置では、超音波診断装置で行った様々なデコンボリューション処理を行う。超音波画像処理装置では、超音波診断装置に比べて処理能力と処理時間に余裕を持たせることができるので、性能の高い逆フィルタや精度の高い音場データ

50

生成方法を用いて、デコンボリューションの精度を向上させることもできる。

【0123】

以上のように、実施形態に係る超音波診断装置によれば、画像の分解能を向上させることができる。

【0124】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

10

【符号の説明】

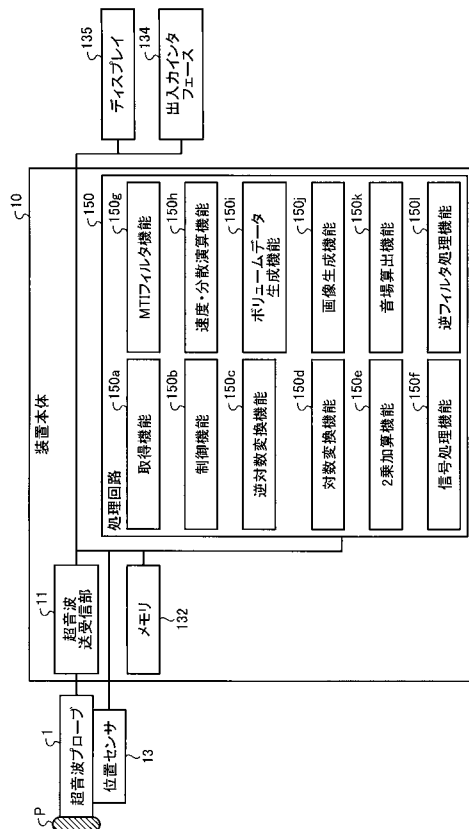
【0125】

1 超音波プローブ

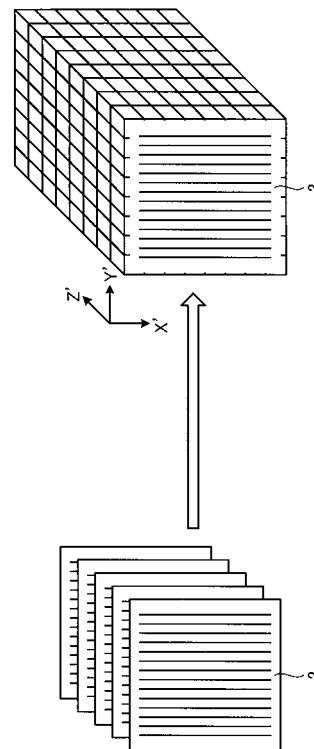
150a 取得機能

1501 逆フィルタ処理機能

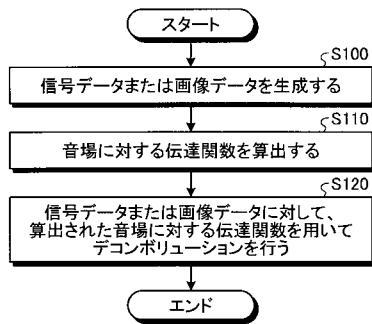
【図1】



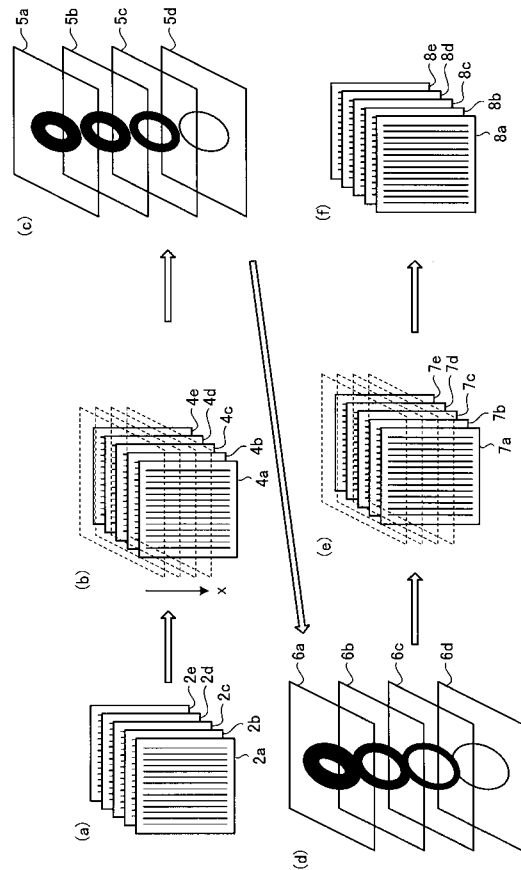
【図2】



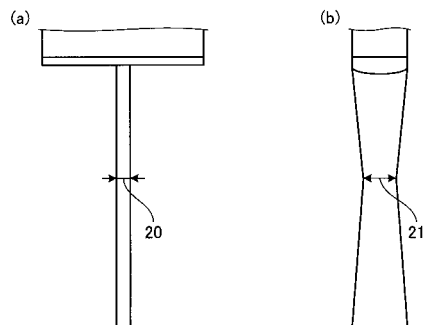
【図 3】



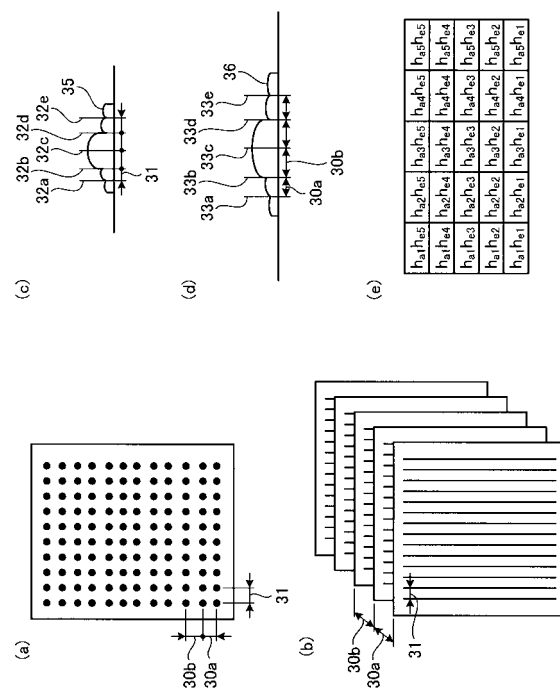
【図 4】



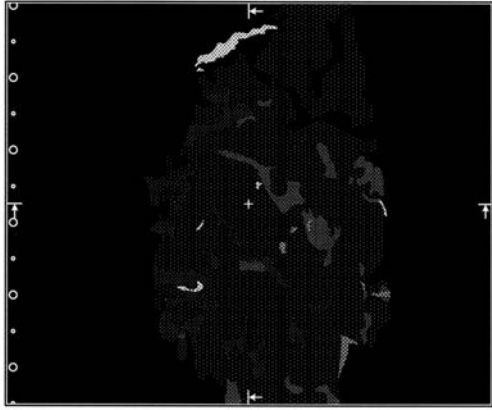
【図 5】



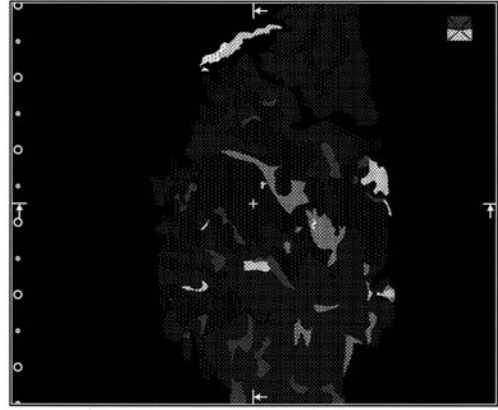
【図 6】



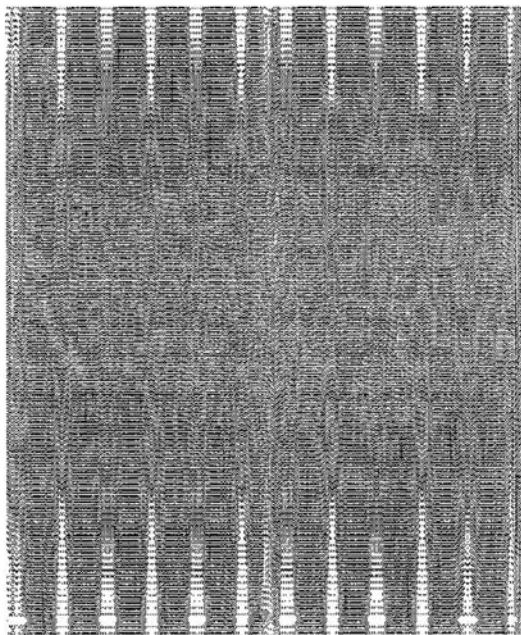
【図 7】



【図 8】



【図 9】



专利名称(译)	超声诊断设备，数据处理设备和数据处理程序		
公开(公告)号	JP2019037661A	公开(公告)日	2019-03-14
申请号	JP2017163719	申请日	2017-08-28
[标]发明人	志岐 栄一		
发明人	志岐 栄一		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE01 4C601/HH29 4C601/HH31 4C601/JB03 4C601/JB28 4C601/JB34		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提高图像的分辨率。根据实施例的超声诊断设备包括超声探头，获取单元和逆滤波器单元。超声波探头发射和接收超声波以扫描物体。获取单元获取由执行扫描的超声波探头获得的第一数据。逆滤波器单元使用基于指示声场的信息获得的传递函数对第一数据执行解卷积以生成第二数据。[选图]图1

