

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6515205号
(P6515205)

(45) 発行日 令和1年5月15日(2019.5.15)

(24) 登録日 平成31年4月19日(2019.4.19)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/06 (2006.01)

A 6 1 B 8/06

請求項の数 14 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2017-560100 (P2017-560100)	(73) 特許権者	000005108
(86) (22) 出願日	平成28年12月21日(2016.12.21)		株式会社日立製作所
(86) 国際出願番号	PCT/JP2016/088169		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
(87) 国際公開番号	W02017/119301	(74) 代理人	110000888
(87) 国際公開日	平成29年7月13日(2017.7.13)		特許業務法人 山王坂特許事務所
審査請求日	平成30年3月7日(2018.3.7)	(72) 発明者	田中 智彦
(31) 優先権主張番号	特願2016-45 (P2016-45)		東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
(32) 優先日	平成28年1月4日(2016.1.4)		株式会社日立製作所内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	岡田 孝
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
			株式会社日立製作所内
		(72) 発明者	池田 貞一郎
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株
			株式会社日立製作所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

検査対象に超音波を送信し、前記検査対象から反射するエコーを受信信号として受信する超音波探触子と、前記超音波探触子に設定された複数の開口部のそれぞれで受信した受信信号を処理する信号処理部と、を備え、

前記信号処理部は、前記受信信号から開口部毎に前記検査対象の組織の速度に関する情報である組織ドブラ速度情報として、前記超音波探触子が送信した前記超音波の周波数変化量または位相変化量であるドブラシフト量を算出し、前記複数の開口部のうち、一つ以上の開口部を基準開口部に指定し、前記基準開口部におけるドブラシフト量を基準として、その他の開口部におけるエイリアシングの有無を判定し、前記組織ドブラ速度情報に含

10

まれるエイリアシングを検知する、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記基準開口部は、超音波の送信で用いた開口部の中心或いは中心付近に位置する開口部である、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、

前記信号処理部は、前記基準開口部を含む複数の開口部の位置とドブラシフト量の関係

20

に対し、フィッティングを行い、フィッティング関数を算出し、前記フィッティング関数で決まるドブラシフト量と、個々の開口部での受信信号から算出した実測ドブラシフト量との差分が、所定の閾値以上の場合に、当該実測ドブラシフト量はエイリアシングが起きていると判定する、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、

前記信号処理部は、前記ドブラシフト量を算出するドブラ速度演算部と、前記エイリアシングを検知するエイリアシング処理部と、を有し、

前記エイリアシング処理部は、前記ドブラ速度演算部が個々の開口部での受信信号から算出した実測ドブラシフト量からなるデータセットを、エイリアシングを含まないドブラシフト量からなる新たなデータセットに更新する、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置において、

前記エイリアシング処理部は、前記実測ドブラシフト量からなるデータセットのうち、所定の演算によりエイリアシングが生じていると判定された実測ドブラシフト量を棄却して、新たなデータセットを得る、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置において、

前記エイリアシング処理部は、前記実測ドブラシフト量からなるデータセットのうち、所定の演算によりエイリアシングが生じていると判定された実測ドブラシフト量を補正して、新たなデータセットを得る、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波撮像装置において、

前記エイリアシング処理部は、前記実測ドブラシフト量に対して所定のフィッティングを行い、フィッティング関数を算出し、補正されたドブラシフト量と前記フィッティング関数で決まるドブラシフト量との差分が、閾値以内であれば前記補正されたドブラシフト量を前記新たなデータセットに加え、閾値外であれば棄却する、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 8】

請求項 4 に記載の超音波撮像装置において、

前記ドブラ速度演算部は、前記エイリアシング処理部によって更新された前記新たなデータセットを用いて前記組織のドブラ速度および前記組織の速度方向の少なくとも一方を算出する、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の超音波撮像装置において、

前記ドブラ速度演算部は、前記新たなデータセットを構成する複数のドブラシフト量を平均加算、あるいは重みづけ加算して得られるドブラシフト量を用いて、前記ドブラ速度を算出する、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 10】

請求項 8 に記載の超音波撮像装置において、

前記ドブラ速度演算部は、前記新たなデータセットを構成するドブラシフト量をもとに、前記速度方向を算出する、

ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の超音波撮像装置において、
前記ドブラ速度演算部は、個々の開口部位置に対しドブラシフト量をプロットして得た線の傾きから前記速度方向を算出する、
ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 12】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、
前記信号処理部は、前記組織ドブラ速度情報を算出するドブラ速度演算部と、前記エイリアシングを検知するエイリアシング処理部と、前記エイリアシング処理部による処理結果を用いて、速度レンジを補正する速度レンジ補正部と、を有する、
ことを特徴とする超音波撮像装置。

10

【請求項 13】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置であって、さらに、
前記信号処理部による処理モードの選択を受け付ける入力部を備える、
ことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 14】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、
前記信号処理部は、前記組織ドブラ速度情報を算出するドブラ速度演算部と、前記エイリアシングを検知するエイリアシング処理部と、有し、
前記超音波撮像装置は、さらに、
前記エイリアシング処理部による処理結果または処理結果を反映した前記ドブラ速度演算部の演算結果を表示する表示部を備える、
ことを特徴とする超音波撮像装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波撮像装置に関し、特にベクトルドブラ法によるドブラ演算機能を有する超音波撮像装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波撮像装置において、対象部の血流を含む組織の速度を計測する手法として、超音波ドブラ法が広く知られている。超音波ドブラ法では超音波ビームの送信方向の速度成分（ドブラ速度）しか直接計測することができない。これに対し、対象とする組織の一つの点（計測点）に対し、2 以上の異なる方向からドブラ速度をもとめ、これら角度の異なるドブラ速度を用いて速度ベクトルを算出する方法が提案されている（非特許文献 1）。この方法は、ベクトルドブラ法と呼ばれ、これを用いることで計測対象組織の速度ベクトル即ち組織速度ベクトルを算出し、組織の速度の計測が可能となる。

30

【0003】

超音波ドブラ法は、よく知られているように、超音波ビームに対し、動きのある血流が近づく或いは遠ざかることにより周波数偏移を生じることを利用してドブラ速度を算出するが、実際の演算においては RF (Radio Frequency) 信号を直交検波し、周波数偏移をドブラ位相シフト量（以下、単にドブラシフト量という）として検出して算出する。この際、サンプリング時間（パルスドブラ法ではパルス繰り返し周波数 PRF）に依存して、位相の折り返しの問題を生じる。

40

【0004】

これは、計測速度の上限以上の速度は計測できず、このとき計測値はドブラシフト量のうち位相が 2π ずれて計測されてしまうという問題であり、エイリアシング（位相折返し）と呼ぶ。しかし、通常の検査において、ドブラ速度計測は計測結果を表示しながら計測を行うため、経験や物理的な整合性からエイリアシングを特定することが可能である。従って、一般的には、検査者がマニュアルで補正を行うため、エイリアシングは好ましくはないが不可避な課題とはなっていない。また超音波ドブラ画像における二次元的な位相変

50

化の連続性、即ち空間的な連続性を用いて折返しを補正する手法も提案されている（例えば、特許文献1）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2009-207613号公報

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】A. Pastorelli et al, "A Real-Time 2-D Vector Doppler System for Clinical Experimentation", IEEE TRANSACTIONS OF MEDICAL IMAGING, VOL. 27, NO. 10, OCTOBER 2008

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

一般的なカラードブラでは、上述したように、エイリアシングは超音波ドブラ画像で可視化されるため容易に補正が可能である。またドブラシフト量は、超音波探触子を構成する多数の素子の値の平均値として求められるため、個々の素子毎の信号に内在するエイリアシングが問題になることはない。

20

【0008】

これに対し、上述したベクトルドブラ法では、所定の計測点からのエコーを複数の角度で計測した受信信号を用いてドブラシフト量を算出するため、受信したドブラシフト量の一つにでもエイリアシングが存在する場合、算出されるベクトル精度は著しく低下してしまう。ベクトルドブラ法を用いて様々な臨床応用を行う場合には、この問題の解決が不可欠である。

【0009】

本発明は、ベクトルドブラ法を適用する場合の上記問題を解決することを課題とする。具体的には、複数方向から計測したドブラシフト量に対し、自動で、エイリアシングを補正する技術を提供することを課題とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するため、代表的な本発明の超音波撮像装置の一つは、超音波探触子に設定した複数の開口部について、これら複数の開口部と計測対象領域にある個々の計測点との幾何学的な関係に基いて、開口部毎に算出したドブラシフト量のエイリアシングを検知する。

即ち本発明は、一つの計測点の速度ベクトルに対し複数方向から計測したドブラシフト情報を用いてエイリアシングを検知することを基礎としており、特定方向でのドブラシフト量に関して、組織自体の空間的な連続性を用いてエイリアシングを検知する従来技術（例えば特許文献1に記載の発明）とは、技術思想を全く異にするものである。

40

【0011】

具体的には、本発明の超音波撮像装置は、検査対象に超音波を送信し、検査対象から反射するエコー信号（受信信号）を受信する超音波探触子と、超音波探触子に設定された複数の開口部のそれぞれで受信した受信信号を処理する信号処理部とを備える。信号処理部は、受信信号から、開口部毎に検査対象の組織の速度に関する情報である組織ドブラ速度情報を算出し、算出した組織ドブラ速度情報に含まれるエイリアシングを検知する。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、組織の速度の算出を精度よく行うことができる。上記した以外の課題、構成及び効果は、以下の実施形態の説明により明らかにされる。

50

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】超音波撮像装置の実施形態を示す全体ブロック図である。

【図2】第一実施形態による処理の概要を示す図である。

【図3】素子の配列方向と組織速度との関係を説明する図である。

【図4】1回の計測に用いる素子群と開口部の分割を説明する図である。

【図5】開口部毎のドブラシフト量に関する説明図であり、(a)はエイリアシングが起きていない場合、(b)はエイリアシングが起きている場合を示す。

【図6】第一実施形態による信号処理部(主としてエイリアシング処理部)の処理のフローチャート図である。

10

【図7】線形フィッティングを説明する図で、(a)はエイリアシングを生じたデータを含めてフィッティングした場合、(b)は基準値近傍のデータを用いてフィッティングした場合を示す。

【図8】エイリアシング判定のための閾値を説明する図である。

【図9】信号処理部におけるデータの流れを示す図である。

【図10】第一実施形態の変形例1による信号処理部の処理のフローチャート図である。

【図11】第二実施形態によるエイリアシング補正のフローチャート図である。

【図12】エイリアシング補正を説明する図である。

【図13】第三実施形態による信号処理部の機能ブロック図である。

【図14】(a)、(b)は、それぞれ第三実施形態による表示画面例を示す。

20

【図15】表示画像例を示す図で、(a)はエイリアシング処理の効果が不十分な場合、(b)はエイリアシング処理部による処理の効果が得られている場合を示す。

【発明を実施するための形態】

【0014】

本実施形態の超音波撮像装置(超音波送受信装置)は、検査対象(3)に超音波を送信するとともに検査対象から反射するエコーを受信信号として受信する超音波探触子(2)と、超音波探触子によって受信された受信信号を処理する信号処理部(15)と、を備える。超音波探触子には、それぞれが1以上の素子で構成される複数の開口部が形成され、信号処理部は開口部毎の受信信号を処理する。信号処理部(15)は、エコー信号から送波超音波の周波数変化量あるいは位相変化量(ドブラシフト量と称する)を算出し、ドブラシフト量と音速と波長を用いて組織速度の送波超音波の送信方向成分であるドブラ速度や計測対象組織の速度ベクトルである組織速度ベクトルを算出するドブラ速度演算部(153)と、ドブラ速度演算部が算出したドブラシフト量をもとにエイリアシングを検知するエイリアシング処理部(155)とを備える。なお、ドブラ速度は、送波超音波の周波数変化あるいは位相変化量(ドブラシフト量)を音速および波長を用いて算出される。これは公知の技術であるため詳細は割愛する。

30

【0015】

エイリアシング処理部(155)は、個々の開口部での受信信号から算出した実測ドブラシフト量からなるデータセットを、エイリアシングを含まないドブラシフト量からなる新たなデータセットに更新し、ドブラ速度演算部(153)は、前記エイリアシング処理部によって更新された新たなデータセットを用いてドブラ速度や組織速度ベクトルを算出する。エイリアシング処理部による処理及びドブラ速度演算部による組織速度の計算は、種々の態様を採りえる。

40

【0016】

また本実施形態の超音波撮像装置は、本装置を用いて検査を行う者(以下、検査者)が条件や指令を入力する入力部や、検査者に処理結果を表示するための表示部などを備えてもよい。

【0017】

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて説明する。

【0018】

50

本発明が適用される超音波撮像装置の装置構成例を図１に示す。図１に示すように、本実施形態の超音波撮像装置１００は、装置本体１と超音波探触子２を有している。

【００１９】

装置本体１は超音波探触子２を制御しながら、超音波画像を生成するものであり、入力部１０、制御部１１、超音波信号発生器１２、超音波受信回路１３、表示部１４及び信号処理部１５を備えている。

【００２０】

超音波探触子２は、生体（被検者）３に接し、超音波信号発生器１２で生成された信号に従い、生体内の照射領域３０に対し超音波を照射すると共に、照射領域３０からの反射波であるエコー信号を受信する。超音波探触子２は、多数（例えば３０から１００００個程度）の駆動素子を１次元方向或いは２次元方向に配列したものであり、駆動素子（以下、単に素子ともいう）は、それぞれが、超音波の送信と受信を行うことができ、計測に応じてその一部又は全部が用いられる。

10

【００２１】

超音波探触子２は、スキャン方式に応じて連続波或いはパルス波を発生する。また超音波探触子２の走査方法により、２次元的な断面を撮像する平面的撮像法、或いは３次元的な領域を撮像する立体的撮像法を適宜選択することができる。

【００２２】

装置本体１の各構成要素を説明する。

超音波信号発生器１２は、所定の周波数の信号を発生する発振器を備え、超音波探触子２に駆動信号を送る。超音波探触子２を構成する各素子に送る駆動信号のタイミング等を公知の手法により制御することにより、収束ビーム、高速撮像用の平面波あるいは拡散波などを送波することができる。

20

【００２３】

超音波受信回路１３は、受信回路のほかに、超音波探触子２によって受信された反射エコー信号に対し増幅や遅延処理など信号処理を行う回路を備える。さらに、超音波受信回路１３は、個々の素子における時系列的な受信信号をストアする受信データメモリ１３１を有してもよい。受信データメモリ１３１に保存される受信信号は、時系列的なＲＦ信号であり、以下、受信データともいう。

【００２４】

30

素子毎の受信データを保存する場合には、素子数と同数の受信データメモリが必要となるため、メモリが膨大になる。この場合には、従来の遅延加算法により複数の素子の受信データを束ねて、一つの開口部の受信データとすることでメモリを減らしてもよい。

【００２５】

なお素子を束ねる場合、一つの開口部を構成する素子の数や開口部数は、予め設定しておいてもよいし、後述する入力部１０を介してユーザーが設定してもよい。

【００２６】

信号処理部１５は、超音波探触子２からのエコー信号から超音波画像を生成する機能を有し、包絡線検波手段、Ｌｏｇ圧縮を行う手段を含む。信号処理部１５の詳細は後述する。

40

【００２７】

また、図示していないが、装置本体１は、スキャンコンバータやＡ／Ｄ（Ａｎａｌｏｇ - ｔｏ - ｄｉｇｉｔａｌ）コンバータを備えている。Ａ／Ｄコンバータは信号処理部１５の前段に備えられる。そのサンプリングの周波数は通常２０ＭＨｚから５０ＭＨｚの間とする。スキャンコンバータは超音波受信回路１３に含んでもよいし、信号処理部１５の後段に備えていてもよい。超音波受信回路１３がスキャンコンバータを含む場合は、信号処理部１５で取り扱うデータ量が減るというメリットがある。また、スキャンコンバータを超音波受信回路１３に含めない場合には、信号処理部１５で多くのデータを取り扱うことができ、精度のよい計測装置が実現できる。

【００２８】

50

制御部 11 は、入力部 10 によって設定された超音波撮像装置 100 の動作条件に基づき超音波信号発生器 12、超音波受信回路 13、表示部 14 及び信号処理部 15 を制御するもので、例えばコンピュータシステムの CPU (Central Processing Unit) に構築することができる。なお信号処理部 15 で行う演算の一部又は全部も同一の CPU 上で実現してもよい。

【0029】

入力部 10 は、超音波撮像装置 100 を操作する医師や技師（以下、まとめて検査者という）が制御部 11 に対し超音波撮像装置 100 の動作条件を設定するキーボードやポインティングデバイスを備える。また検査に心電図等の外部機器からの情報を利用する場合、外部信号入力部としても機能する。

10

【0030】

表示部 14 は信号処理部 15 で得られた情報、例えば超音波画像を出力する。また表示部 14 は、入力部 10 とともに検査者が動作条件等を設定するための UI (User Interface) を構成し、必要な GUI (Graphical User Interface) を表示するものであってもよい。

【0031】

次に、信号処理部 15 の構成要素を説明する。信号処理部 15 は、主要な要素として、断層画像形成部 151、ドブラ速度演算部 153、エイリアシング処理部 155、表示画像形成部 156、およびメモリ 157 を有する。これら信号処理部 15 に含まれる各部の演算機能の一部又は全部は、上述した制御部 11 を構成する CPU で実現してもよいし、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) や FPGA (Field Programmable Gate Array) 等のハードウェアで実現することも可能である。

20

【0032】

断層画像形成部 151 は、超音波受信回路 13 から出力される受信信号（エコー信号）から、例えば B モード像、すなわち超音波照射対象の平面的撮像法を用いた 2 次元的な組織形状画像、あるいは立体的撮像法を用いた 3 次元的な組織形状画像を形成する。

【0033】

断層画像形成部 151 が作成する組織形状画像は、検査者へ撮像対象形状を提示するための画像であり、ドブラ撮像とは別の撮像で取得したエコー信号を用いて作成される。ドブラ撮像を前提とする本実施形態において、断層画像形成部 151 は必須の構成ではないが、組織形状画像を組織の速度に関する情報である組織ドブラ速度情報と併せて提示することで、より診断に好適な情報を提供することができる。

30

【0034】

ドブラ速度演算部 153 は、超音波受信回路 13 から出力されるエコー信号から、例えば、カラードブラや、組織ドブラ、パルス波ドブラ、連続波ドブラなど、様々な組織ドブラ速度情報に対し、平面的撮像法を用いた 2 次元的な組織ドブラ速度情報、あるいは立体的撮像法を用いた 3 次元的な組織ドブラ速度情報を抽出する。さらに本実施形態において、ドブラ速度演算部 153 は、ベクトルドブラ法に基づく処理を行うために、受信データメモリ 131 に蓄えた素子毎の受信データ、或いは、それを開口部ごとに束ねた受信データを用いて、複数の素子毎或いは開口部毎に組織ドブラ速度情報を算出する。

40

【0035】

エイリアシング処理部 155 は、開口部毎に算出された組織ドブラ速度情報を基に、ドブラ速度演算時のエイリアシングを検知する。前述したように、ドブラ速度演算部 153 が開口部毎に組織ドブラ速度情報の一つであるドブラシフト量を算出する際、演算の制約により、ドブラシフト量にはエイリアシングが存在しうる。エイリアシング処理部 155 は、開口部の幾何学位置とそれぞれのドブラシフト量との関係をもとに、どの開口部のドブラシフト量にエイリアシングが生じているかを特定し、各ドブラシフト量を用いたその後の演算、例えば組織速度ベクトルの算出において、エイリアシングの影響を排除する処理を行う。このような処理として、例えば、エイリアシング処理部 155 は、エイリアシ

50

ングを起こしたドブラシフト量を棄却してもよいし、折り返し補正処理を施してもよい。また、棄却、または補正されたドブラシフト量をもとに、ドブラ速度を再度求めてもよいし、組織速度ベクトルの情報を算出してもよい。エイリアシングの検出手法及び処理の具体的な内容は後に詳述する。

【0036】

表示画像形成部156は、表示部14に表示される表示画像を形成するものであり、断層画像形成部151で形成された断層画像や、ドブラ計測で得られるドブラ波形、エイリアシング処理部155で算出された諸量などを、予め決められた形式や入力部10から入力される指示に従い、表示画像を形成する。

【0037】

メモリ157は、エコー信号、信号処理部15での演算に必要な情報や信号処理部15の処理結果を記憶する。

【0038】

以上説明した装置の構成を踏まえ、本実施形態の超音波撮像装置の、主として信号処理部15の動作の実施形態を説明する。なお以下の説明では、具体的な例として、図1に示す照射領域30が頸動脈を含む部位である場合を説明するが、照射領域30は検査者が所望する血管や他の心臓などでもよい。

【0039】

[第一実施形態]

本実施形態の超音波撮像装置100の処理の概要を図2に示す。図2に示すように、複数の開口部のそれぞれで超音波の送波と受波を行い素子毎の受信信号を取得する処理(S0)、素子毎の受信信号から複数の開口部のそれぞれについて、RF信号からなる受信データを作成する処理(S1)、個々の開口部の受信データを用いて、個々の開口部のドブラシフト量を算出する処理(S2)、個々の開口部のドブラシフト量を用いてエイリアシングを検知する処理(S3)を行う。なお処理S0は、主として超音波信号発生器12と超音波受信回路13が行い、処理S1～S3は信号処理部15が行う。

【0040】

以下、各処理の内容を説明する。

<処理S0>

まず超音波ドブラの撮像を行う。このため超音波信号発生器12は、超音波探触子2に所定の周波数の駆動信号を送る。超音波探触子2が超音波を送波する際は、汎用の医用超音波診断装置のように、収束ビームを送波してもよいし、高速撮像用の平面波あるいは拡散波を送波してもよい。なお送信の際は、遅延加算法を用いて、アボダイゼーションをハニング窓やハミング窓に設定してもよい。

【0041】

ドブラ周波数は、計測対象組織(例えば血管)内の一つの点(計測点)における流れ方向(組織速度(例えば血流速度)の方向)と送波ビームとの角度および、計測点における流れ方向と受信素子方向との角度によって決定されるため、二つの角度が定義できれば送波の方法は問わない。図3に、送波ビームが収束ビームである場合を例に、計測対象組織内の一つの計測点Pにおける流れ方向である組織速度V(太矢印)と送波ビーム301との角度 β 、計測点Pにおける流れ方向である組織速度Vと受信素子方向の角度(見込み角という) θ_i の関係を示す。見込み角 θ_i は、素子21の配列方向における位置によって異なる。

【0042】

超音波探触子2の複数の開口部のそれぞれが超音波を送波した後、超音波探触子2の各素子21で超音波を受波して超音波信号を検出する。各素子21が検出した超音波信号は時系列の受信信号であるRF信号として、素子毎に受信データメモリ131にストアされ、超音波受信回路13は素子21毎の受信信号を取得する。

【0043】

なお本実施形態に必須ではないが、超音波ドブラの撮像(S0)とは別に、Bモード等

10

20

30

40

50

の形態撮像を行ってもよい。形態撮像は従来の超音波撮像装置と同様であり、簡単に説明する。例えば、Bモード像の超音波周波数は、撮像が可能な1MHzから20MHzの範囲とする。また、フレームレートは、心拍によって変動する心臓の動きを捉えることができる範囲とする。具体的には心臓の時相が観察できる3Hz以上とする。断層画像形成部151は、超音波受信回路13から出力されるエコー信号より、例えばBモード像を形成する。超音波生体画像は、平面的撮像法を用いた2次元的な画像あるいは立体的撮像法を用いた3次元的な画像のいずれでもよく、時系列でデータを取得する。3次元的な画像は、例えば、短軸方向の2次元アレイやメカニカル探触子を用いて、短軸方向にスキャンを行うことで得られる。

【0044】

10

<処理S1>

まず処理S1の前提として、一回の計測に用いる超音波探触子の素子群と開口部との関係を、図4を用いて説明する。本図に示す例では、説明を簡単にするために、図3と同様に素子が一次元方向に配置され、平面的な撮像を実施する場合を示している。一回の計測を行う際には、全ての素子21（例えば256個の素子）を用いてもよいし、装置の制約などで、一部の素子を選択して用いる場合もある。図4では、一部の素子、例えば96素子程度の素子を駆動素子として用いる。

【0045】

これら一回の計測に用いる素子群は、すべてを一つの開口部として用いてもよいし、図4に示すように、複数の素子（図4では6つの素子）を束ねて一つの開口部としてもよい。開口部の数Nは、最低3以上であればよく、3以上で素子数以下であればよい。複数の開口部は、必ずしも連続していなくてもよいが、連続していることが好ましい。このような超音波探触子2の素子を束ねる開口部の数と位置の情報は、超音波受信回路13及び信号処理部15（ドプラ速度演算部153）に予め設定されている。ただし開口部の数や位置を動作条件の一つのパラメータとして検査者が設定することも可能である。

20

【0046】

ドプラ速度演算部153は、このように設定された開口部の情報に基づき、束ねた開口部毎に、受信データメモリ131にストアされ、束ねられた受信素子の受信データである受信信号に対し計測点に応じた遅延加算を行うことで、開口部毎の受信データを作成する。この際、受信信号に対しサンプルゲートを設定し、特定の領域（計測領域という）のみのRF信号からなる受信データを作成する。

30

【0047】

<処理S2>

ドプラ速度演算部153は、処理S1で得られたRF信号からなる受信データに対し、直交検波を行い、超音波信号を送信した送信間の位相差を検知することで、ドプラシフト量を算出する。直交検波した受信データからドプラシフト量を算出する手法は公知であり、ここでは詳細な説明は省略するが、概略は次のとおりである。RF信号からなる受信データを直交検波することにより得られるI(t)信号とQ(t)信号をLPF処理して高周波成分を除き、振幅成分を正規化することで位相を取り出す。サンプリング毎に得られる位相から、自己相関法等により送信間の位相差（ドプラシフト量）を算出する。位相差φは、ドプラシフト周波数をfdとすると、式(1)で表され、一方、ドプラシフト周波数fdとキャリア中心周波数f0との間には式(2)で表される関係がある。

40

$$[数1] \quad \varphi = 2\pi f_d \cdot t \quad (1)$$

$$[数2] \quad f_d = f_0 \{2V/c\} \quad (2)$$

式(1)中、tは時間を表し、式(2)中、Vは組織速度、cは音速を表す。

【0048】

従来の超音波ドプラでは、受信信号を全て用いてドプラシフト量(φ)を算出し、式(1)及び(2)より、組織速度Vを求めるが、ベクトルドプラ法では、個々の素子（開口部）毎に位相差を求める。この場合、上記した式(2)は、図3に示す計測点Pにおける血流の方向の角度βと各素子の見込み角θiを用いると、式(3)で表すことができる。

50

【 0 0 4 9 】

【 数 3 】

$$f_d^i = f_0 \frac{V}{c} (\cos(\beta) + \cos(\theta_i - \beta)) \quad (3)$$

式(3)中、 f_d^i は*i*番目の素子の受信信号から算出されたドブラシフト周波数である。式(3)は各素子に関する記述であるが、各素子を束ねた開口部については、 θ_i として開口部の中心部の角度を用いることで各開口部でのドブラシフト周波数を算出できる。また式(3)のドブラシフト周波数は、実際には式(1)を加味した位相差(ドブラシフト量)が算出される。この各開口部のドブラシフト量からなるデータは、計測領域内の複数の計測点について得られる。その結果、ドブラ速度演算部153は、各開口部で実測し、算出したドブラシフト量である実測ドブラシフト量からなるデータのまとまりであるデータセット(実測データセット200)を取得する。そしてドブラ速度演算部153は、実測データセット200をエイリアシング処理部155に送る。

10

【 0 0 5 0 】

< 処理 S 3 >

エイリアシング処理部155は、処理S2で算出した各開口部の実測ドブラシフト量からなる実測データセット200を受け取り(図6:S30)、これを用いて、フィッティングと閾値を用いた処理を行い、エイリアシングが起きている箇所を検知し、そのデータを取り除く。

20

【 0 0 5 1 】

各開口部での実測ドブラシフト量をプロットしたイメージ図を図5に示す。図5において、グラフの横軸は素子の見込み角 θ 、縦軸はドブラシフト量である。ここでは、開口部数を8として、各開口部の実測ドブラシフト量を算出した場合を示している。

【 0 0 5 2 】

各開口部の実測ドブラシフト量にエイリアシングが起きていない場合は、図5(a)に示すように、実測ドブラシフト量はほぼ直線的に変化する(501)が、エイリアシングが起きている場合には、図5(b)に示すように、算出された実測ドブラシフト量が位相検出レンジを超えた場合、位相は極性が反転して折り返しが生じる(509)。位相検出レンジは、実測ドブラシフト量を算出する際の演算法によっても異なり、図5では $\pm \pi / 2$ の場合を示しているが、 $\pm \pi$ の場合もある。

30

【 0 0 5 3 】

従来の超音波ドブラでは、受信信号を全て用いて実測ドブラシフト量(f_d)を算出するので、個々の素子或いは複数の開口部のそれぞれについて位相折り返しがあっても平均化されているが、個々に実測ドブラシフト量を求めた場合には、個々の位相折り返しが顕在化する。このため、本処理S3では、エイリアシングを起こしているデータを除く処理を行う。

【 0 0 5 4 】

処理S3は、複数の開口部のうち所定の開口部を基準点として、各開口部の実測ドブラシフト量をフィッティングするステップ(S31)、閾値を設定するステップ(S32)、実測ドブラシフト量とフィッティング関数と差が閾値以内かを判定し、フィッティング関数を更新するステップ(S33)、最終的に得られるフィッティング関数を用いて組織速度ベクトルを算出するステップ(S34)を含む。主として、エイリアシング処理部155がS31~S33を行い、ドブラ速度演算部153がステップS34を行う。

40

【 0 0 5 5 】

以下、処理S3の詳細を、図6に示すフローを参照して説明する。

< ステップ S 3 0 >

エイリアシング処理部155は、ドブラ速度演算部153から処理S2によって得られた開口部毎の実測ドブラシフト量からなる実測データセット200を受け取る。

< ステップ S 3 1 >

50

エイリアシング処理部 155 は、処理 S2 によって得られた開口部毎の実測ドブラシフト量からなる実測データセット 200 をもとに、基準を設け、フィッティング処理（例えば、線形フィッティング処理）を行う。つまり、エイリアシング処理部 155 は、各開口部の実測ドブラシフト量をフィッティングする（実測ドブラシフト量のフィッティング関数を決定する）。開口部毎の実測ドブラシフト量のフィッティング関数を ϕ_i とすると、フィッティング関数は式（4）のように記述できる。

【数 4】

$$\phi^i = \alpha\theta_i + \phi^{CFM} \quad (4)$$

【0056】

この式は、図 5（a）の直線 501 に相当し、 α は直線の傾き、 ϕ^{CFM} は切片の値である。位相差は相対的な値であって、切片の値（図 5 では縦軸の位置）は変わり得るが、ここでは所定の開口部を基準点（基準開口部）と決め、 ϕ^{CFM} は基準点における実測ドブラシフト量とする。このため、まず、基準点を設定する。基準点とする開口部の位置は、特に限定されるものではないが、検査者がカラードブラを設定する際に、カラードブラは折り返しを起こさないように設定することが慣例であるため、基準点は折り返しを起こしていないということが前提となる。例えば、 $\theta = 0$ の場所（送信ビームが照射される開口部位置）を基準点にしてもよいし、計測に用いる素子（開口部）の中央を基準点にしてもよい。またカラードブラにおいて、あおり角 γ でステアさせる場合は、 $\theta = \gamma$ である開口部を基準としてもよい。以下では、 $\theta = 0$ の場合を例に説明を行う。

【0057】

本ステップでは、式（4）において、未知数である傾き α を求めることで、フィッティング関数を求める。具体的には、 $\theta = 0$ の場所を基準点としてドブラシフト量を設定すると、下記の連立方程式が得られ、最小二乗的に α を求めることができる。

【0058】

【数 5】

$$\begin{aligned} \phi_1 &= \alpha\theta_1 + \phi^{CFM} \\ \phi_2 &= \alpha\theta_2 + \phi^{CFM} \\ &\vdots \\ \phi_N &= \alpha\theta_N + \phi^{CFM} \end{aligned} \quad (5)$$

即ち、 α は全開口部の情報を平均的に用いれば下記のように記述できる。

【0059】

【数 6】

$$\alpha = \frac{1}{N} \left(\frac{\phi_1 - \phi^{CFM}}{\theta_1} + \frac{\phi_2 - \phi^{CFM}}{\theta_2} + \dots + \frac{\phi_N - \phi^{CFM}}{\theta_N} \right) \quad (6)$$

【0060】

なお式（6）の代わりに、式（7）のように、 θ の角度に応じて重み付けを行って α を算出してもよい。

【数 7】

$$\alpha = \frac{1}{\theta_1 + \theta_2 + \dots + \theta_N} \left(\frac{\phi_1 - \phi^{CFM}}{\theta_1} \theta_1 + \frac{\phi_2 - \phi^{CFM}}{\theta_2} \theta_2 + \dots + \frac{\phi_N - \phi^{CFM}}{\theta_N} \theta_N \right) \quad (7)$$

【0061】

式（6）或いは（7）では、全ての素子（開口部）の実測ドブラシフト量のデータを用

10

20

30

40

50

いているが、一部の素子の実測ドブラシフト量のデータを用いてフィッティングを行ってもよい。具体的には、1回の計測に利用している素子のうち、端に近づくにつれ、エイリアシングを起こしている可能性が高くなるため、基準点付近、例えば、基準点付近の全開口部の半分の領域を用いてフィッティングを行ってもよい。

【0062】

フィッティングに用いるデータによる、フィッティング結果の違いを、図7のイメージ図に示す。図中、○は個々の実測ドブラシフト量、500はフィッティング関数、300は基準点の実測ドブラシフト量である。また縦軸は、基準点の位置（ここでは $\theta = 0$ ）を通る軸である。図7(a)はエイリアシングを含む全データを用いた場合で、フィッティングが著しくずれやすい。これに対し、図7(b)に示すように、基準点の近傍を用いた場合は、良好なフィッティングが可能となる。

10

【0063】

<<ステップS32>>

次にエイリアシング処理部155は、実測ドブラシフト量がエイリアシングを起こしているか否かを判定するための閾値を算出し、超音波撮像装置100に設定する。閾値としては、例えばフィッティング関数と実測ドブラシフト量との差分の分散 σ を用いて、分散値の0.5~4倍程度のいずれかの値を用いてもよい。閾値は、あらかじめ超音波撮像装置100側にプリセットしておいてもよいし、検査者が入力部10を介して設定する構成としてもよい。

【0064】

20

<<ステップS33>>

エイリアシング処理部155は、個々の計測点において、個々の計測点である各開口部の実測ドブラシフト量と開口部毎の実測ドブラシフト量のフィッティング関数(ϕ_i) (式(4)) (フィッティング関数(ϕ_i)で与えられるドブラシフト量)との差分を算出し(S331)、差分がステップS32で設定した閾値以下か否かを判定する(S332)。閾値を超える場合には、エイリアシング処理部155は、エイリアシングを起こしている可能性が高いと判断し、そのデータを棄却し、その後の計算には用いない(S333)。閾値以下の場合には、エイリアシング処理部155は、閾値以下であるデータを利用し(S334)、閾値以下の開口部の実測ドブラシフト量を新たなデータセット210として、図1に示すようにドブラ速度演算部153に渡す(S335)。

30

【0065】

実測ドブラシフト量と閾値との関係を図8に示す。図8に点線で示すように、閾値510、520はフィッティング関数500の上下に設定される。エイリアシング処理部155は、ステップS332において、実測ドブラシフト量(○で示す)が閾値である上下の点線で挟まれた範囲に入るか否かを判定する。

【0066】

<<ステップS34>>

最後に、ドブラ速度演算部153は、確定したフィッティング関数の傾きと基準点の実測ドブラシフト量を用いて次式(8)により、計測点の組織速度 V と送信ビーム(送波ビーム)との傾き(角度) β を算出する。

40

【数8】

$$\tan \beta = \frac{2\alpha}{\phi_{CFM}} \quad (8)$$

即ち、フィッティング関数が確定し、その傾き α が求めれば、 β を計算することが可能となる。組織速度 V は、 ϕ_{CFM} を用いて、前掲の式(1)、(2)から算出することができ。以上のようにして、ドブラ速度演算部153は、フィッティング関数を用いて組織速度ベクトルを算出する。

【0067】

なお、ステップS33は一回の処理で終了してもよいが、図6に点線矢印で示すように

50

二回以上の繰り返しを行い、フィッティング関数の更新と新たなデータセットを更新してもよい。具体的には、エイリアシング処理部 155 は、ステップ S335 後に、ステップ S331 に戻り、ステップ S331 ~ S333 までの処理を M 回繰り返す (S336)。

これにより S334 で算出する β の精度を高めることも可能である。ステップの繰り返しは、例えば棄却されずに残ったデータが、すべて所定の閾値以下になった時点で終了する、或いは予め定めた回数になった時点で終了する。ステップを繰り返す場合、ステップ S332 で設定する閾値は一定でもよいし、繰り返し毎に閾値を変更してもよい。変更する場合、例えば、閾値を徐々に小さい値に変更する。

【0068】

エイリアシング処理部 155 およびドブラ速度演算部 153 は、図 6 に示す処理 S3 を、計測領域に含まれるすべての計測点について行う。これにより計測領域に含まれる血流を含む組織について、速度ベクトル (速度の値と方向) が算出される。算出された速度ベクトルは、メモリ 157 に格納された後、表示画像作成部 156 により、ベクトルを示す矢印を別途取得した形態画像上に重畳した表示画像として、或いは数値等として表示部 14 に表示することができる。表示の態様については後述する。

【0069】

本実施形態の処理 S2 及び S3 の概要を図 9 に示す。図 9 に示すように、ドブラ演算部 153 が開口部毎の受信データを用いて、開口部毎に実測ドブラシフト量を算出し、開口部毎の実測ドブラシフト量からなる実測データセット 200 を得てエイリアシング処理部 155 に送る。エイリアシング処理部 155 は、実測データセット 200 に含まれる開口部毎の実測ドブラシフト量に存在するエイリアシングを検出し、エイリアシングが検出されたドブラシフト量を実測データセット 200 から除去 (棄却) し、残りの開口部のドブラシフト量からなる新たなデータセット 210 を得てドブラ演算部 153 に送る。ドブラ演算部 153 は、新たなデータセット 210 に含まれるエイリアシング処理部 155 で除去されなかった残りの開口部のドブラシフト量を用いて、計測対象領域の速度ベクトル 250 を算出する。

表示画像形成部 156 は、表示部 14 に表示される新たなデータセット 210 や速度ベクトル 250 の表示画像を形成する。

【0070】

本実施形態によれば、ベクトルドブラ法に基づき、異なる角度で計測したドブラシフト量を利用して速度ベクトルを算出する際に、開口部毎のドブラシフト量のうちエイリアシングが発生しているデータを除去することにより、速度ベクトル算出の精度を高めることができる。

【0071】

なお本実施形態では、平面撮像に関する線形フィッティングの例を示したが、立体撮像の際には、フィッティングを面的なフィッティングとすることで、拡張が可能なことは言うまでもない。また、本実施形態では、収束ビームを用いたが、平面波や、拡散波など、すべての送波に対して、送波の角度を設定することで、式 (4) に落とし込むことができ、本発明を適用できる。

【0072】

その他、本実施形態の変形例の代表的なものを以下に示す。

[第一実施形態の変形例 1]

本変形例は、エイリアシングのあるデータを除去した後の、ドブラ速度演算部 153 の処理 (ステップ S334) が第一実施形態と異なる。本変形例の処理フローを図 10 に示す。図 10 において、図 6 と同じステップは同じ符号で示し説明を省略する。なお図 10 のステップ S333 の詳細は、図 6 に示す S333 の S3331 ~ S3334 と同様である。或いは後述の図 11 の S3330 (S3335 を除く) と同様でもよい。

【0073】

図 6 に示すフローでは、ステップ S334 において、エイリアシングのあるデータを除去した後、更新後のフィッティング関数の傾き α を用いて、角度 β を算出したが (式 (8))

10

20

30

40

50

）、本変形例では、更新後の新たなデータセット 2 1 0 に含まれる実測ドブラシフト量を用いて、従来のカラードブラ法と同様に、ドブラ速度を算出する（S 3 5）。このため、まず開口部毎のドブラシフト量を平均加算する（S 3 5 1）。その際、必要に応じて重み付け平均を行ってもよく、それにより、さらにカラードブラの精度を上げることができる。重み付けとしては、例えば、開口部の見込み角の大きさに反比例した重みなどが考えられる。その後、算出したドブラシフト量を用いて、式（１）、（２）によりドブラ速度を算出する（S 3 5 2）。以上のように算出したドブラ速度を用いて、組織速度ベクトルを算出することもできる。これは公知の技術（非特許文献 1）に記載されているので参照することが出来る。

【 0 0 7 4 】

10

本変形例では、ドブラ速度の演算は従来法と同じであるが、ドブラ速度の演算に用いる平均加算 / 重み付け加算後のデータには、エイリアシングのあるデータが含まれないので、エイリアシングのあるデータを除去しない従来法に比べカラードブラの精度を上げることができる。

【 0 0 7 5 】

[第一実施形態の変形例 2]

本変形例では、フィッティング関数が求まった後に、速度レンジを自動調整するステップが追加される。このステップは、例えば図 6 のステップ S 3 3 と S 3 4 の間或いは S 3 4 の後、或いは図 1 0 のステップ S 3 3 と S 3 5 の間或いは S 3 5 の後に挿入することができる。

20

【 0 0 7 6 】

フィッティング関数が確定すると、全開口部で想定されるドブラシフト量、即ちドブラシフト量の範囲が推定できる。追加されたステップでは、全開口部のドブラシフト量が閾値以内に収まるように、速度レンジを自動で調整する。一般に、位相シフトレンジは、速度レンジに反比例する。従って例えば、フィッティング関数と閾値で決まる領域（図 8 の 2 本の点線 5 1 0 , 5 2 0 で挟まれた領域）が θ の全幅で $\pm \pi / 2$ よりも狭い場合には、 $\pm \pi / 2$ の範囲全体に広がるように、速度レンジを狭める。これにより狭められた速度レンジ内に分布する血流速度を高解像度で描出することができる。逆に狭い開口部の見込み角の範囲で算出したフィッティング関数と閾値領域がほぼ $-\pi / 2$ から $+\pi / 2$ に広がる場合には、全開口部のドブラシフト量が閾値内に収まるように、速度レンジを広げる。これにより広い計測領域内で比較的遅い血流から早い血流までを位相折り返しなく描出することができる。

30

【 0 0 7 7 】

なお速度レンジの調整量の計算は、信号処理部 1 5、例えば、エイリアシング処理部 1 5 3 或いはドブラ演算部 1 5 3 の機能として速度レンジ補正部を追加することで実行される。

【 0 0 7 8 】

本変形例によれば、確定したフィッティング関数をもとに速度レンジを自動調整するので、従来のようなマニュアルによる速度レンジ調整をすることなく、計測領域の血流速度分布に応じた速度レンジで血流速度を描出することができる。なお速度レンジの変更（狭める変更）は、低速域の情報が損なわれるというトレードオフがあるため、必ずしも推奨されるものではない。従って自動で調整するのではなく、検査者がマニュアルで調整する手段、GUI を与えてもよい。

40

【 0 0 7 9 】

[第二実施形態]

本実施形態の超音波撮像装置は、エイリアシング処理部において、閾値によりエイリアシングありと判定されたデータ（実測ドブラシフト量）を単に棄却するのではなく補正する。その他の構成は、第一実施形態と同様であり、以下、第一実施形態の超音波撮像装置 1 0 0 と異なる点を中心に本実施形態の超音波撮像装置を説明する。

【 0 0 8 0 】

50

図 1 1 を参照して、本実施形態の超音波撮像装置の動作を説明する。本実施形態の超音波撮像装置についても図 2 に示す内容の処理 S 0 ~ S 3 を行うことは第一実施形態と同様であるが、エイリアシング検知処理 S 3 の内容に変更が加えられている。即ち、第一実施形態では、処理 S 3 のステップ S 3 3 (図 6) で、フィッティング関数の上下閾値で挟まれる範囲以外の実測ドブラシフト量をエイリアシングが生じているものとして検知し、除去したが、第二実施形態では、除去したものに関して、折り返し補正を実施する。

【 0 0 8 1 】

本実施形態の処理 S 3 の詳細を図 1 1 のフローチャートを参照して説明する。図 1 1 において図 6 の各ステップと同じ処理は、同じ符号で示し詳細な説明は省略する。

【 0 0 8 2 】

図 1 1 に示すように、エイリアシング処理部 1 5 5 は、計測点毎に、各開口部の実測ドブラシフト量からなる実測データセット 2 0 0 について、基準を設け、フィッティングし (S 3 1)、閾値を算出して設定する (S 3 2)。次いでステップ 3 3 0 において、エイリアシング処理部 1 5 5 は、各開口部の実測ドブラシフト量とフィッティング関数との差分を算出し (S 3 3 1)、差分が閾値以下か否かを判定する (S 3 3 2)。閾値以下のデータは、第一実施形態と同様に、そのまま速度ベクトルの算出に用いられる (S 3 3 4、S 3 3 5)。繰り返し計算を行ってフィッティング関数を更新する場合には、繰り返し計算のためのデータセットに加えられる (S 3 3 4、S 3 3 5)。

【 0 0 8 3 】

一方、S 3 3 1 で算出した差分が閾値で規定される範囲 (図 8 の 5 1 0 と 5 2 0 で挟まれた領域) から外れる場合には、エイリアシング処理部 1 5 5 は、エイリアシングが生じていると判断し、折り返しを補正する処理を行う (S 3 3 6)。図 1 2 を参照して、折り返し補正の概要を説明する。

【 0 0 8 4 】

エイリアシング処理部 1 5 5 がエイリアシングと判定した実測ドブラシフト量群 (ドブラシフトデータ群) 3 0 1 に対し、エイリアシング処理部 1 5 5 は位相を回転させる。具体的には、基準点 ($\theta = 0$) におけるドブラ位相シフトが正の場合は、エイリアシングが負側に起こったとし、ドブラシフトデータ群 3 0 1 に対し π を足し、図 1 2 に示すように基準点におけるドブラ位相シフトが負の場合は、ドブラシフトデータ群 3 0 1 に対し π を引く。図 1 2 に示すように、ドブラシフトデータ群 3 0 1 は、折り返し補正の結果ドブラシフトデータ群 3 0 3 となる。なお位相シフトレンジを $\pm \pi$ とした場合には、 2π を足す或いは引く、という処理になる。

【 0 0 8 5 】

図 1 1 に戻り、さらに、エイリアシング処理部 1 5 5 は、補正されたドブラシフトデータ群 3 0 3 が、閾値以下か否かを判定し (S 3 3 7)、閾値領域以内であれば、データを利用し (S 3 3 8)、閾値領域外であれば棄却する (S 3 3 9)。これによって、新たなデータセット 2 1 0 が作成される (S 3 3 5)。ステップ S 3 3 7 で用いる閾値は、ステップ S 3 3 2 で用いる閾値と同じでもよいし、異なってもよく、ステップ S 3 2 で設定される。

【 0 0 8 6 】

エイリアシング処理部 1 5 5 は、新たなデータセット 2 1 0 をドブラ速度演算部 1 5 3 に渡し、ドブラ速度演算部 1 5 3 は、組織速度ベクトルを算出する (S 3 4)。或いは、エイリアシング処理部 1 5 5 は、ステップ S 3 1 ~ S 3 3 0 までの処理を M 回繰り返し (S 3 6)、データセットの精度を向上した後、ドブラ速度演算部 1 5 3 に渡すこと、は第一実施形態と同様である。またドブラ速度演算部 1 5 3 は、ベクトルドブラ法の演算により、速度の方向の角度 β を算出して速度ベクトルを求めてもよいし、第一実施形態の変形例 1 と同様に、従来のカラードブラ法に基づき各開口部のドブラシフト量の平均値を求めて速度ベクトルを算出してよい。

【 0 0 8 7 】

本実施形態においても、一連の処理を一回以上の繰り返し反復計算を行うことで、より

10

20

30

40

50

精度の高いデータセットが取得可能である。反復計算の際には、エイリアシングが補正されていると考え、フィッティングに利用する領域を徐々に広げてよい。また、閾値を段階的に小さくしていてもよい。

【 0 0 8 8 】

以上説明したように、本実施形態の超音波撮像装置は、エイリアシング処理部が、実測ドブラシフト量からなるデータセットのうち、エイリアシングが生じていると判定された実測ドブラシフト量を補正して、新たなデータセットを得る。またエイリアシング処理部は、補正されたドブラシフト量とフィッティング関数（フィッティング関数で決まるドブラシフト量）との差分が、閾値以内であれば、補正されたドブラシフト量を新たなデータセットに加え、閾値外であれば棄却する処理を加えてもよい。

10

【 0 0 8 9 】

本実施形態によれば、データを補正して利用できるもので、計測したデータ数を減らすことなく、ドブラ速度演算を行うことができる。

【 0 0 9 0 】

[第三実施形態]

本実施形態の超音波撮像装置は、エイリアシング処理部による処理内容や条件を検査者が選択可能にする手段を備えたことが特徴である。

即ち、本実施形態の超音波撮像装置は、エイリアシング処理部による処理モードの選択を受け付ける入力部を備える。またエイリアシング処理部による処理結果または処理結果を反映したドブラ速度演算部の演算結果を表示する表示部を備える。

20

【 0 0 9 1 】

信号処理部の表示画像形成部は、検査者による選択を受け付けるUIを作成し、表示部に表示させる。その他の構成は第一及び第二実施形態と同様であり、適宜これら実施形態で用いた図面中の要素を援用して本実施形態を説明する。

【 0 0 9 2 】

本実施形態の信号処理部15の機能ブロック図を図13に示す。なお図13では、信号処理部15を構成する各部のうち、ドブラ速度演算部153、エイリアシング処理部155及び表示画像作成部156のみを記載し、他の要素は省略しているが、図1に示す各部やそれ以外の要素を含んでもよい。

【 0 0 9 3 】

ドブラ速度演算部153は、ベクトルドブラ演算部1533とカラードブラ演算部1535を備える。ベクトルドブラ演算部1533は、エイリアシング処理部155で、エイリアシングの影響を除去した開口部毎の実測ドブラシフト量を用いて速度ベクトルの計算を行う。カラードブラ演算部1535は、エイリアシングの影響を除去した開口部毎の実測ドブラシフト量を平均加算、あるいは重みづけ加算して得られるドブラシフト量を用いて、ドブラ速度を算出する。ドブラ速度演算部153は、さらに、速度レンジ設定部1531を備えていてもよい。速度レンジ設定部1531には、速度演算や表示に用いられる速度レンジが設定される。速度レンジはUI部140を介して設定される。或いは信号処理部15が第一実施形態の変形例2で説明した速度レンジ自動調整機能を備える場合には、この機能によって設定される。

30

40

【 0 0 9 4 】

エイリアシング処理部155は、開口設定部1553、第一処理部1551、第二処理部1552を備える。開口設定部1553は、プリセットの、或いはUI部140を介して受け付けた開口部の情報を保持する。第一処理部1551は各開口部の実測ドブラシフト量のうちエイリアシングが生じているドブラシフト量を除去して新たなデータセットを作成する。第二処理部1552は各開口部の実測ドブラシフト量のうちエイリアシングが生じているドブラシフト量の折り返し補正処理をして新たなデータセットを作成する。

【 0 0 9 5 】

UI部140は、入力部10と表示部14とを備えたユーザーインタフェース装置であり、検査者とインタラクティブに動作する。UI部140における表示画面例を図14に

50

示す。図14(a)に示す例では、表示画面400は、ドブラ速度演算部153の演算結果を表示する結果表示ブロック(領域)410、検査者が選択するメニューを表示するメニュー選択ブロック420、メニュー選択ブロック420を介して選択された撮像方法(撮像手法)や動作モード(処理モード)に応じたパラメータを設定或いは調整するボタンやつまみなどのオブジェクトを表示する操作ブロック430を含む。例えば、メニュー選択ブロック420の一つのメニューが選択されると、図14(b)に示すようなメニュー画面450が表示される。この例示するメニュー画面450では、撮像方法の選択、ベクトルドブラ法における処理モードの選択、ベクトルドブラ法におけるパラメータの設定(処理条件)などを受け付けるGUIが表示される。

【0096】

10

撮像方法の選択では、例えば、カラードブラ法かベクトルドブラ法かを選択を受け付ける。撮像方法の選択は、択一的であってもよいし、併用でもよい。

【0097】

以下、本実施形態の超音波診断装置の動作を説明する。

まずUI部140を介して、検査者がベクトルドブラ法の処理のみを選択した場合には、ドブラ速度演算部153は、ベクトルドブラ部1533が、エイリアシング処理部155によって更新された新しいデータセット(各開口部の実測ドブラシフト量からなるデータセット)を用いて、式(7)、(8)を用いた計算を行い、速度ベクトルを算出する。カラードブラ法が選択された場合には、カラードブラ部1535がエイリアシング処理部155によって更新された新しいデータセットを用いて通常のカラードブラ法の演算を行う。カラードブラ法との併用が選択された場合には、ベクトルドブラ部1533によるベクトルドブラ法による演算とともに、カラードブラ部1535によるカラードブラ法の演算を行う。なおカラードブラ法で直接的に得られる血流ベクトルは、送信ビームに対し平行な方向の成分であるが、カラードブラ部1535は、質量保存則などを用いた推定方法により、直交する方向の成分を求めてもよく、その場合、ビーム面における血流ベクトルが算出される。カラードブラ法において血流ベクトルを算出する手法は公知であり、ここでは説明を省略する。

20

【0098】

ベクトルドブラ法が選択された場合には、開口部数や閾値などの条件を設定するGUIをアクティブにしてもよい。その際、値がプリセットされている場合には、その値を表示してもよい。或いは、操作ブロック430に表示されるボタンやつまみが、例えば、閾値、速度レンジ(幅と上限値或いは下限値)を調整する機能に切り替わる。開口設定部1553及び速度レンジ設定部1531は、操作ブロック430の操作を受け付け、それぞれ、開口部数、速度レンジを設定する。第一処理部1551や第二処理部1552は、設定された閾値を用いて、それぞれの処理(図6や図10の処理)を行う。

30

【0099】

また検査者によりベクトルドブラ法が選択された場合には、別のメニュー画面で、或いは図示するようなプルダウン式のメニュー画面で処理モードを選択するためのUIが表示される。処理モードとして、例えば、第一実施形態に従い、フィッティング結果との差が大きいデータを除去するモード(ノーマルモードという)か、或いは第二実施形態に従い、フィッティング結果との差が大きいデータを補正するモード(補正モードという)かの何れかが選択できるようになる。これら処理モードは、エイリアシング部155が実行する処理プログラムによって決まる。いずれかの処理モードを装置にプリセットしておいてもよいし、検査者がいずれかを選択することも可能である。

40

【0100】

例えば、ノーマルモードがプリセットされている場合、処理モード変更の指示がなければ、第一処理部1551が図6のフローに従い、エイリアシングの検出・除去と速度ベクトルの演算を行う。補正モードが選択された場合或いは処理モードの変更が指示された場合には、第二処理部1552が図10のフローに従いエイリアシングの検出・補正と速度ベクトルの演算を行う。

50

【 0 1 0 1 】

さらに、表示部 1 4 の UI を介して、更新された新たなデータセットを用いた組織ドブラ速度情報の演算について、ベクトルドブラ法に基づく演算を行うか、従来のカラードブラ法に基づく演算を行うか、両方を行うかの選択を受け付けるようにしてもよい。或いは、撮像方法の選択の際に、カラードブラ法とベクトルドブラ法のいずれが選択されているかによって、速度ベクトルの演算方法を決めてもよい。

【 0 1 0 2 】

本実施形態によれば、検査者が自らの判断で、目的とする計測により適した条件で超音波ドブラ計測を実施することができる。

【 0 1 0 3 】

[表示の実施形態]

本発明の超音波撮像装置で得られる情報を検査者等に提示する手法の実施形態を説明する。

【 0 1 0 4 】

上述したように本発明の超音波撮像装置は、血流速度ベクトルを反映した種々の診断情報を提供することができる。診断情報の提供の仕方は特に限定されるものではないが、典型的な提供方法は、超音波撮像装置の表示部 1 4 に表示画像として表示する方法である。表示画像は表示画像生成部 1 5 6 によって生成される。表示画像生成部 1 5 6 が生成した診断情報の画像は、例えば、図 1 4 (a) に示す画面 4 0 0 の結果表示ブロック 4 1 0 に表示される。結果表示ブロック 4 1 0 内に数値ブロック 4 1 5 を設け、血流速度 (平均値) などを表示してもよい。但し、表示方法はこれらに限定されず、種々の組み合わせや、必須ではない要素の省略などが可能である。

【 0 1 0 5 】

ドブラ速度演算部 1 5 3 で得られた血流ベクトル情報の表示画像例を図 1 5 に示す。図 1 5 は、血管の流れに対し、カラードブラが表示されて、ベクトルが重畳されている様子を示している。図 1 5 (a) では、ベクトルの方向と血管の走行方向がずれており、エイリアシングにおけるベクトル算出精度が低下している可能性が高い。このような場合に、エイリアシング補正モードを用いることで、図 1 5 (b) のように補正されることが期待される。

【 0 1 0 6 】

また、エイリアシング補正モードで、エイリアシングを検知した際に、検査者へ補正した情報を提示してもよい。その際に、装置側で、自動で速度レンジを上げるモードを用意してもよいし、検査者に速度レンジ変更を促してもよい。

【 0 1 0 7 】

検査者は、この表示を見て、血流速度ベクトルや血流速度が不自然であったり、予測される結果とは大きく異なるような場合には、エイリアシング処理が適切になされていなかったと判断し、処理モードを変更したり、エイリアシング処理に用いたパラメータ、例えば、開口部数、閾値、速度レンジを設定しなおしてもよい。

【 0 1 0 8 】

本実施形態によれば、プリセットされているノーマルモードの処理で得られた結果を見て、処理やり直しが必要と判断したときに、処理モードを変更するなど、計測対象に適した超音波ドブラ計測を実施することができる。

【 0 1 0 9 】

以上、本発明の各実施形態を用いて説明したが、本発明の超音波撮像装置は、超音波探触子の個々の開口部で受信した受信信号を用いて、組織のドブラ速度を算出する際のドブラ速度演算時、または、組織速度ベクトル (ドブラ速度に基づいて算出する場合を含む) を算出する際の組織速度ベクトル演算時、のエイリアシングを検知するエイリアシング処理部を備えることが特徴である。本発明によれば、組織の速度の算出を精度よく行うことができる。また本発明は、空間的な連続性を前提としていないので、一つの計測点の速度に対しても適用可能である。

10

20

30

40

50

【 0 1 1 0 】

なお、本発明の超音波撮像装置は、上述した各実施形態に限定されず、適宜要素の追加、削除などが可能である。また、本発明は上記した実施例に限定されるものではなく、様々な変形例が含まれる。例えば、上記した実施例は本発明を分かりやすく説明するために詳細に説明したものであり、必ずしも説明した全ての構成を備えるものに限定されるものではない。また、ある実施例の構成の一部を他の実施例の構成に置き換えることが可能であり、また、ある実施例の構成に他の実施例の構成を加えることも可能である。また、各実施例の構成の一部について、他の構成の追加・削除・置換をすることが可能である。また、上記の各構成、機能、処理部、処理手段等は、それらの一部又は全部を、例えば F P G A のような集積回路で設計する等によりハードウェアで実現してもよい。また、上記の各構成、機能等は、プロセッサがそれぞれの機能を実現するプログラムを解釈し、実行することによりソフトウェアで実現してもよい。各機能を実現するプログラム等の情報は、メモリや、ハードディスク、SSD (Solid State Drive) 等の記録装置、または、IC (Integrated Circuit) カード、SD カード、DVD 等の記録媒体に置くことができる。各種情報は、データ構造に依存しない。また、「格納する」の表現にてメモリに各情報を記録することを説明したが、「登録する」または「設定する」と表現されてもよい。

10

【 0 1 1 1 】

また、制御線や情報線は説明上必要と考えられるものを示しており、製品上必ずしも全ての制御線や情報線を示しているとは限らない。実際には殆ど全ての構成が相互に接続されていると考えてもよい。

20

【産業上の利用可能性】

【 0 1 1 2 】

本発明によれば、複数の開口部からのドブラシフト量を用いて組織速度ベクトルを算出する超音波診断装置において、組織速度ベクトルの算出精度を向上することができる。それにより、より確かな診断に貢献できる。

【符号の説明】

【 0 1 1 3 】

- 1 0 0 . . . 超音波撮像装置
- 1 . . . 装置本体
- 2 . . . 超音波探触子
- 1 0 . . . 入力部
- 1 1 . . . 制御部
- 1 2 . . . 超音波信号発生器
- 1 3 . . . 超音波受信回路
- 1 4 . . . 表示部
- 1 5 . . . 信号処理部
- 1 5 1 . . . 断層画像形成部
- 1 5 2 . . . 組織速度演算部
- 1 5 3 . . . ドブラ速度演算部
- 1 5 3 3 . . . ベクトルドブラ演算部
- 1 5 3 5 . . . カラードブラ演算部
- 1 5 5 . . . エイリアシング処理部
- 1 5 5 1 . . . 第一処理部
- 1 5 5 2 . . . 第二処理部
- 1 5 5 3 . . . 開口設定部
- 1 5 7 . . . メモリ
- 2 0 0 . . . データセット
- 2 1 0 . . . 新たなデータセット
- 2 5 0 . . . 速度ベクトル

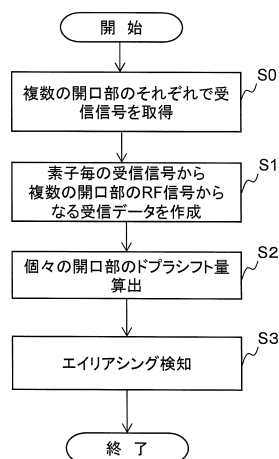
30

40

50

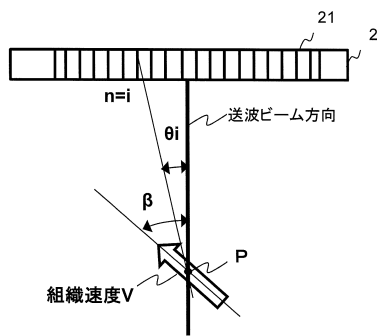
- 3 0 0 . . . 基準値のデータ
- 3 0 1 . . . エイリアシングを生じているデータ群
- 3 0 2 . . . 補正後のデータ群
- 4 0 0 . . . 表示画面
- 4 1 0 . . . 結果表示ブロック
- 4 2 0 . . . メニュー選択ブロック
- 4 3 0 . . . 操作ブロック
- 5 0 0 . . . フィッティング関数
- 5 1 0、5 2 0 . . . 閾値

【圖 2】



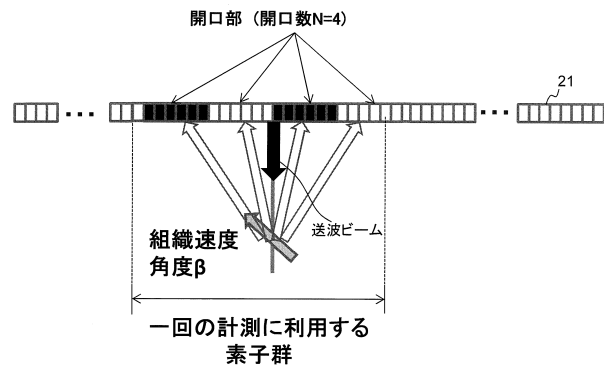
【図3】

図3



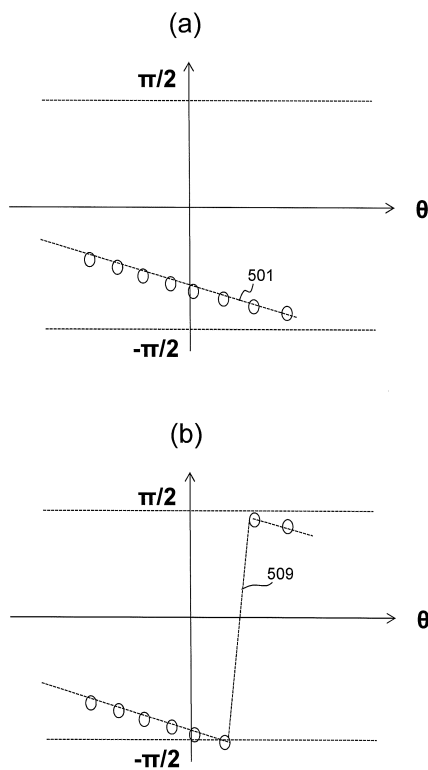
【図4】

図4



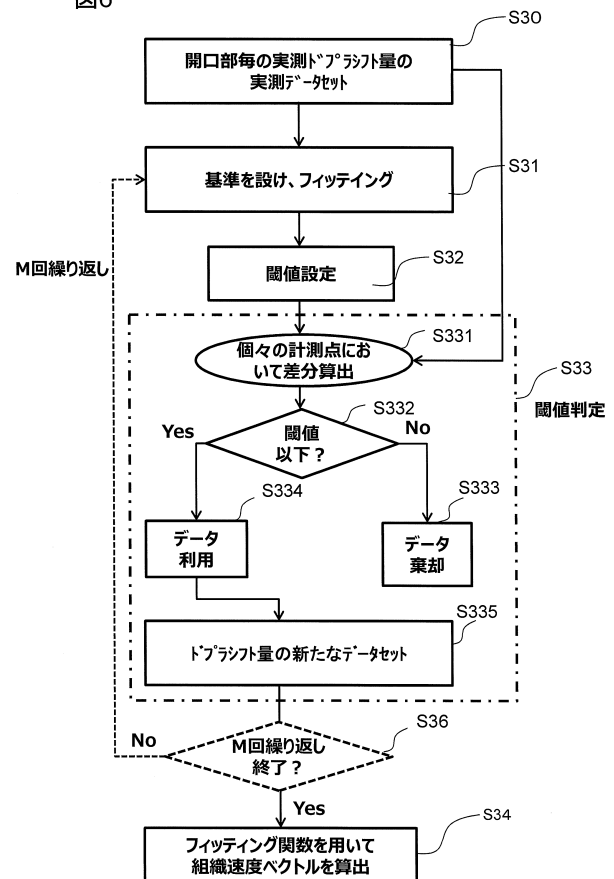
【図5】

図5



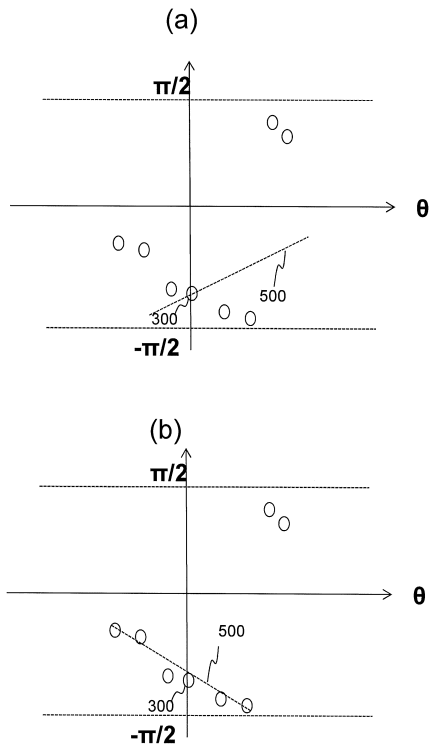
【図6】

図6



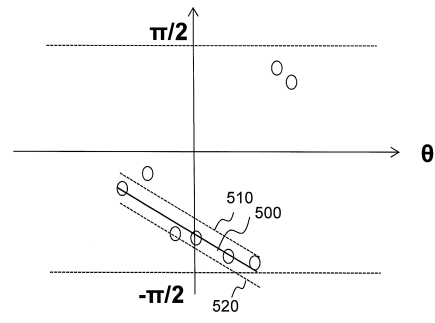
【図 7】

図7



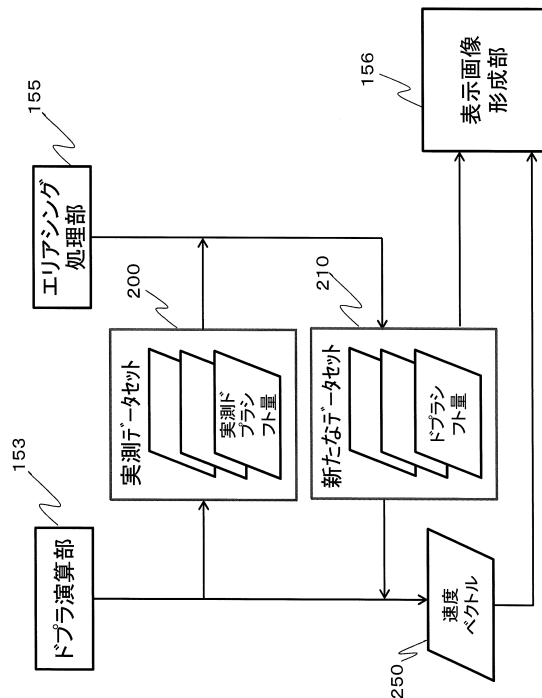
【図 8】

図8



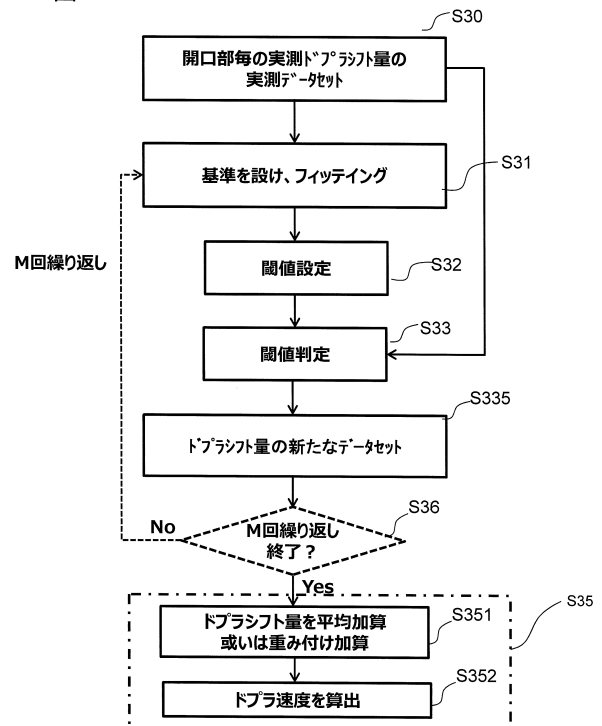
【図 9】

図9



【図 10】

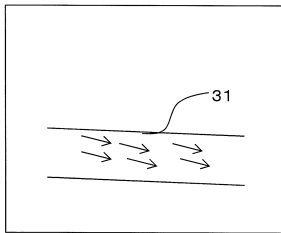
図10



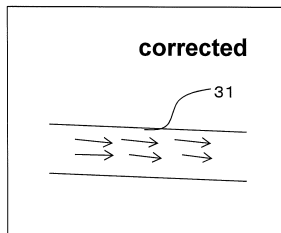
【図 15】

図15

(a)



(b)



フロントページの続き

審査官 森口 正治

(56)参考文献 特表 2 0 1 5 - 5 0 0 0 6 2 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 1 1 6 3 7 2 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声波成像装置		
公开(公告)号	JP6515205B2	公开(公告)日	2019-05-15
申请号	JP2017560100	申请日	2016-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	田中智彦 岡田孝 池田貞一郎		
发明人	田中 智彦 岡田 孝 池田 貞一郎		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
优先权	2016000045 2016-01-04 JP		
其他公开文献	JPWO2017119301A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6515205号 (P6515205)
	(45) 発行日 令和1年5月15日 (2019. 5. 15)	(24) 登録日 平成31年4月19日 (2019. 4. 19)	
	(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 0 6 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 0 6	
	請求項の数 14 (全 25 頁)		
(21) 出願番号 (86) (22) 出願日 (86) 国際出願番号 (87) 国際公開番号 (87) 国際公開日 (87) 審査請求日 (31) 優先権主張番号 (32) 優先日 (33) 優先権主張国	特願2017-560100 (P2017-560100) 平成28年12月21日 (2016. 12. 21) PCT / JP2016 / 088169 W02017 / 119301 平成29年7月13日 (2017. 7. 13) 平成30年3月7日 (2018. 3. 7) 特願2016-45 (P2016-45) 平成28年1月4日 (2016. 1. 4) 日本国 (JP)	(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 (74) 代理人 110000888 特許業務法人 山王坂特許事務所 (72) 発明者 田中 智彦 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内 (72) 発明者 岡田 孝 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内 (72) 発明者 池田 貞一郎 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 株式会社日立製作所内	最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置			