

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6144719号
(P6144719)

(45) 発行日 平成29年6月7日(2017.6.7)

(24) 登録日 平成29年5月19日(2017.5.19)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 5 (全 15 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2015-97494 (P2015-97494) (22) 出願日 平成27年5月12日 (2015.5.12) (65) 公開番号 特開2016-209407 (P2016-209407A) (43) 公開日 平成28年12月15日 (2016.12.15) 審査請求日 平成28年12月21日 (2016.12.21)</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(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 110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所 (72) 発明者 長野 智章 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内 (72) 発明者 大竹 敦子 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内</p> <p>審査官 富永 昌彦</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

対象組織に対して超音波を送受波することにより得られた受信信号に基づいて、前記対象組織の断層画像を形成する断層画像形成手段と、

前記断層画像の断面種類を識別する断面種類識別手段であって、前記断層画像形成手段の処理と並行して、前記断層画像形成手段により順次形成された複数の断層画像の断面種類を順次識別する断面種類識別手段と、

前記断層画像を前記断面種類に応じて解析することにより、ドブラ計測の標準的な計測位置である標準位置を演算する標準位置演算手段であって、前記断面種類識別手段の処理と並行して、前記断層画像毎に標準位置を演算する標準位置演算手段と、

前記標準位置に前記ドブラ計測の計測位置を示すドブラカーソルを設定するドブラカーソル設定手段であって、前記ドブラ計測における計測位置の自動設定要求があった場合に、前記複数の断層画像の中から、前記自動設定要求を受けた時点に基づいて特定される断層画像又は選択された断層画像である特定断層画像を特定し、当該特定断層画像について演算済みの標準位置に前記ドブラカーソルを設定するドブラカーソル設定手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

対象組織に対して超音波を送受波することにより得られた受信信号に基づいて、前記対象組織の断層画像を形成する断層画像形成手段と、

前記断層画像の断面種類を識別する断面種類識別手段であって、ドブラ計測における計

測位置の自動設定要求があった場合に、前記断層画像形成手段により順次形成された複数の断層画像の中から、前記自動設定要求を受けた時点を基準として特定される断層画像又は選択された断層画像である特定断層画像を特定し、当該特定断層画像の断面種類を識別する断面種類識別手段と、

前記断層画像を前記断面種類に応じて解析することにより、ドブラ計測の標準的な計測位置である標準位置を演算する標準位置演算手段であって、前記特定断層画像の断面種類に応じて前記特定断層画像を解析して前記標準位置を演算する標準位置演算手段と、

前記標準位置に前記ドブラ計測の計測位置を示すドブラカーソルを設定するドブラカーソル設定手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 3】

前記標準位置演算手段は、前記断層画像毎に、複数のドブラ計測モードに対応する複数の標準位置を演算し、

前記ドブラカーソル設定手段は、前記複数の標準位置の中から現在のドブラ計測モードに基づいて実際に利用する標準位置を選択する、

ことを特徴とする、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

現在のドブラ計測モードが複数のドブラカーソルを設定可能なモードであり、かつ、現在のドブラ計測モードの直前のモードである直前モードにおいて計測位置が指定されている場合、前記ドブラカーソル設定手段は、前記直前モードにおいて設定された計測位置に

20

、現在のドブラ計測モードの少なくとも 1 つの前記ドブラカーソルを設定する、

ことを特徴とする、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記対象組織は心臓であり、

前記断面種類識別手段は、各心拍期間内における、前記標準位置を演算する際の解析対象として定められた時相である所定時相に対応する断層画像の断面種類を識別し、

前記標準位置演算手段は、前記所定時相に対応する断層画像を解析することで前記標準位置を演算する、

ことを特徴とする、請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、ドブラ計測における計測位置を自動的に設定するための技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブにより対象組織に対して超音波を送受波し、これにより得られた受信信号に基づいて超音波画像（例えば対象組織の断層画像である B モード画像）を形成する装置である。超音波診断装置は、超音波画像形成機能のみならず、例えば血液や生体組織などの計測対象の移動速度を演算するドブラ計測機能を備えている。ド

40

ブラ計測機能はドブラ効果を基本原理とするものであり、ドブラ計測機能によれば、超音波プローブから送信する超音波の周波数及び対象組織からの反射波の周波数に基づいて、計測対象の移動速度が演算される。

【0003】

ドブラ計測には様々な方式がある。例えば、超音波プローブからパルス状に超音波を送信し、指定された位置における計測対象の速度変化がグラフとして表示されるパルス（P W ; Pulse Wave）ドブラ法、パルスドブラ法を心筋壁などの組織に適用した組織パルスドブラ（T D I - P W ; Tissue Doppler Imaging - Pulse Wave）法、超音波プローブにおいて連続的に超音波の送受波を行って、特定の超音波ビーム上の全ての位置における速度成分がグラフとして表示される連続波（C W ; continuous wave）ドブラ法、複数の超音

50

波ビーム上の多数の点の速度成分を色で表現し、当該色をBモード画像に重畳して表示するカラーフローマッピング(CFM; Color flow mapping)法などが挙げられる。

【0004】

このうち、パルスドプラ法あるいは組織パルスドプラ法などのいくつかの方式においては、ドプラ計測が実施される位置である計測位置を指定する必要がある。従来、計測位置の指定は医師などのユーザによって行われていた。例えば、表示部に表示されたBモード画像上において計測位置を示すドプラカーソル(サンプルボリュームなどとも呼ばれる)をユーザがトラックボールなどで動かすことで計測位置を指定していた。

【0005】

ドプラ計測を正確に行うためには、ドプラカーソルを正確に設定する必要がある。ドプラカーソルを計測したい位置に正確に設定するには、ユーザに熟練した指定操作が求められる。また、当該指定操作はユーザに手間をかけさせるものである。そこで、計測位置を自動的に設定する技術が提案されている。例えば、特許文献1には、カラーフローマッピング法で得られたカラー画像を解析して血流速度が最大となる位置を検出し、当該位置に計測位置を設定することが開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2002-306485号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

例えば特許文献1に記載の技術のように、カラーフローマッピング法で得られたカラー画像に基づいて計測位置を設定する方法においては、以下の問題が指摘できる。第1に、血流速度は激しく変化するのが一般的であり、またいわゆる折り返し現象が生じるおそれもあるため、設定された計測位置の位置精度が問題になる場合がある。第2に、ユーザ所望の計測位置以外の位置に最大流速位置が存在する場合、当該位置に計測位置が設定されてしまうことになり、必ずしもユーザが望む位置に計測位置が設定されない場合がある。

【0008】

本発明の目的は、計測位置を高精度に自動設定することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に係る超音波診断装置は、対象組織に対して超音波を送受波することにより得られた受信信号に基づいて、前記対象組織の断層画像を形成する断層画像形成手段と、前記断層画像の断面種類を識別する断面種類識別手段と、前記断層画像を前記断面種類に応じて解析することにより、ドプラ計測の標準的な計測位置である標準位置を演算する標準位置演算手段と、前記標準位置に前記ドプラ計測の計測位置を示すドプラカーソルを設定するドプラカーソル設定手段と、を備えることを特徴とする。

【0010】

上記構成によれば、断層画像の解析により演算される標準位置にドプラカーソルが設定される。断層画像の解析とは、例えば、断層画像に含まれる対象組織の特徴部位(基準部位)の抽出であり、この場合、抽出された基準部位に基づいて標準位置が演算され、当該標準位置に計測位置が設定される。さらに、上記構成によれば、断層画像の解析に先立って当該断層画像の断面種類が識別され、断面種類に応じて断層画像が解析される。断層画像の断面種類によって抽出されるべき基準部位が異なり、また標準位置も異なるため、断面種類に応じて断層画像を解析することで、断面種類に応じた適切な位置に標準位置を特定できる。

【0011】

望ましくは、前記断面種類識別手段は、前記断層画像形成手段の処理と並行して、前記断層画像形成手段により順次形成された複数の断層画像の断面種類を順次識別し、前記標

10

20

30

40

50

準位置演算手段は、前記断面種類識別手段の処理と並行して、前記断層画像毎に標準位置を演算し、前記ドラカーソル設定手段は、前記ドラ計測における計測位置の自動設定要求があった場合に、前記複数の断層画像の中から特定断層画像を特定し、当該特定断層画像について演算済みの標準位置に前記ドラカーソルを設定する、ことを特徴とする。

【0012】

当該構成によれば、断層画像の形成と並行して当該断層画像の断面種類が識別され、断面種類に応じた解析が実施される。これにより、断層画像が順次形成されるに従って標準位置が順次演算される。当該標準位置の演算処理は、ドラ計測における計測位置の自動設定要求の前、例えばパルスドラモードに入る前に行われるものである。つまり、計測位置の自動設定要求があった時点において既に標準位置が演算されているから、ドラカーソルを直ちに設定することができる。このように、標準位置を事前演算しておくことにより、計測位置の自動設定要求からドラカーソル（計測位置）が設定されるまでの時間が低減される。

10

【0013】

望ましくは、前記断面種類識別手段は、前記ドラ計測における計測位置の自動設定要求があった場合に、前記断層画像形成手段により順次形成された複数の断層画像の中から特定断層画像を特定し、当該特定断層画像の断面種類を識別し、前記標準位置演算手段は、前記特定断層画像の断面種類に応じて前記特定断層画像を解析して前記標準位置を演算する、ことを特徴とする。

【0014】

当該構成によれば、計測位置の自動設定要求があるまでは標準位置の演算は行わず、事後的に、つまり当該要求がされてから特定断層画像についての標準位置の演算が行われる。当該要求が行われる前には断層画像の種類の識別処理及び標準位置の演算が行われないから、標準位置演算のための演算量の増加を抑えることができる。

20

【0015】

望ましくは、前記標準位置演算手段は、前記断層画像毎に、複数のドラモードに対応する複数の標準位置を演算し、前記ドラカーソル設定手段は、前記複数の標準位置の中から現在のドラモードに基づいて実際に使用する標準位置を選択する、ことを特徴とする。

【0016】

同一の断面種類であっても、各ドラモードにおける標準位置は異なる。例えば、対象組織が心臓である場合、パルスドラモードにおいては、心腔内の血流を測定することが多く、その標準位置は心臓の弁間近傍となる。一方、組織パルスドラは組織の運動を計測するものであり、その標準位置は例えば心壁上となる。計測位置の自動設定要求の前に標準位置を演算する態様においては、標準位置の演算時においてその後どのドラモードが実施されるか不明である。したがって、標準位置演算手段は、各断層画像について、複数のドラモードに対応する複数の標準位置を演算する。そして、計測位置の自動設定要求があったときにはドラモードが確定しているから、既に演算した複数の標準位置の中から現在のドラモードに対応した標準位置が選択される。これにより、計測位置を迅速に設定すると共に、現在のドラモードに応じた適切な位置にドラカーソルを設定することができる。

30

40

【0017】

望ましくは、現在のドラ計測モードが複数のドラカーソルを設定可能なモードであり、かつ、現在のドラ計測モードの直前のモードである直前モードにおいて計測位置が指定されている場合、前記ドラカーソル設定手段は、前記直前モードにおいて設定された計測位置に、現在のドラ計測モードの少なくとも1つの前記ドラカーソルを設定する、ことを特徴とする。

【0018】

現在のドラモードの直前に実行されていた直前モードにおいて計測位置が設定されていた場合、現在のドラモードにおいても直前モードにおいて設定した計測位置を引き続

50

き使用したい場合がある。当該構成によれば、現在のドプラモードにおける少なくとも1つの計測位置において直前モードにおける計測位置を引き継ぎつつ、現在のドプラモードにおけるその他の計測位置については、断層画像の解析より演算された標準位置に設定することができる。

【0019】

望ましくは、前記対象組織は心臓であり、前記断面種類識別手段は、各心拍期間内における所定時相に対応する断層画像の断面種類を識別し、前記標準位置演算手段は、前記所定時相に対応する断層画像を解析することで前記標準位置を演算する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

10

【0020】

本発明によれば、計測位置を高精度に自動設定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】本実施形態に係る超音波診断装置の構成概略図である。

【図2】各断面種類における標準位置の例を示す図である。

【図3】第1実施形態における計測位置の自動設定処理の流れを示すフローチャートである。

【図4】現在のドプラモードがデュアルモードである場合の計測位置の自動設定処理の流れを示すフローチャートである。

20

【図5】直前モードと現在モードの各組み合わせにおいて設定される2つの計測位置を示す図である。

【図6】ドプラカーソルが設定され、ドプラ計測が実施された場合の表示部の表示例を示す図である。

【図7】第2実施形態における計測位置の自動設定処理の流れを示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0022】

以下、本発明に係る超音波診断装置の実施形態について説明する。

【0023】

30

< 第1実施形態 >

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置10の構成概略図である。超音波診断装置10はドプラ計測機能を有し、かつドプラ計測の計測位置の自動設定機能を有するものである。以下、超音波診断装置10の各部について説明する。

【0024】

プローブ12は、対象組織に対して超音波の送受波を行う超音波探触子である。対象組織は、例えば血液が流れる生体組織である。本実施形態では、対象組織が心臓である場合を例に説明する。プローブ12は複数の振動素子を有しており、各振動素子が振動することで超音波ビームが対象組織に対して送信される。また、各振動子は対象組織からの反射波を受信して受信信号を出力する。超音波ビームが走査されることで超音波走査面が形成される。被検体に対するプローブ12の当て方を変えることにより、対象組織に対する超音波走査面の向きを変えることができる。それにより、後述の断層画像形成部16において形成される断層画像の断面種類を変えることができる。

40

【0025】

送受信部14は、プローブ12に含まれる複数の振動素子を振動させるための複数の送信信号(駆動信号)をプローブ12へ送る。また、送受信部14は、プローブ12の各振動子から出力される複数の受信信号に対して遅延処理を施した上でそれらを加算し(つまり整相加算)、整相加算後の受信信号としてのビームデータを形成する。送受信部14は、プローブ12から順次出力される受信信号に基づいて順次ビームデータを形成し出力する。

50

【 0 0 2 6 】

断層画像形成部 1 6 は、送受信部 1 4 から出力される複数のビームデータに基づいて、対象組織の断層画像データ（Bモード画像データ）を形成する。本明細書では、断層画像形成部 1 6 が形成する断層画像データを便宜上「断層画像」と記載する。断層画像形成部 1 6 は、1 フレーム分の複数のビームデータに基づいて1 フレーム（1 枚）の断層画像を形成する。断層画像形成部 1 6 は、送受信部 1 4 から順次出力される複数のビームデータに基づいて、断層画像を順次形成する。

【 0 0 2 7 】

シネメモリ 1 8 は、断層画像形成部 1 6 が形成した断層画像を一時的に記憶する。シネメモリ 1 8 は、リングバッファの構造を有し、時系列順で入力される複数の断層画像を順次格納するメモリである。

10

【 0 0 2 8 】

表示制御部 2 0 は、例えば液晶ディスプレイ、あるいはC R T モニタである表示部 2 2 へ超音波診断装置 1 0 の各部からのデータを表示させる表示制御処理を行う。例えば、表示制御部 2 0 は、断層画像形成部 1 6 が形成した断層画像を表示部 2 2 に表示させる。また、表示制御部 2 0 は、断層画像上において後述の計測位置設定部 2 6 が設定した計測位置にドブラカーソルを表示させる。また、後述のドブラ計測部 2 8 により演算されたドブラ波形を表示部 2 2 に表示させる。さらに、後述の心電計 4 0 からの心電データに基づいて心電波形を表示部 2 2 に表示させる。

【 0 0 2 9 】

20

ドブラモード設定部 2 4 は、ユーザからの指示に基づいてドブラモードの設定を行う。超音波診断装置 1 0 においては、種々のドブラモードが選択可能となっている。例えば、パルスドブラモード（P W モード）、組織パルスドブラモード（T D I - P W モード）、連続波ドブラモード（C W モード）、あるいはカラーフローマッピングモード（C F M モード）などが選択可能である。

【 0 0 3 0 】

また、ドブラモード設定部 2 4 は、複数の計測位置におけるドブラ計測を並行して行うデュアルモードも選択可能である。例えば、2 つの計測位置において並行して P W モード計測を行うデュアル P W モード、1 つの位置において P W モード計測を行いながら他の位置において T D I - P W モード計測を行う P W / T D I - P W モード、2 つの位置において並行して T D I - P W モード計測を行うデュアル T D I - P W モードなどが選択可能である。

30

【 0 0 3 1 】

上記のドブラモードのうち、P W モード及び T D I - P W モードなど、特定の計測位置においてドブラ計測を行うモードにおいては、ドブラ計測の実施に先立って、計測位置の指定が必要となる。複数の位置のドブラ計測を並行して行うモードにおいては、複数の計測位置の指定が必要となる。

【 0 0 3 2 】

計測位置設定部 2 6 は、ドブラ計測を実施する位置である計測位置の設定を行う。計測位置の設定は、ユーザの指示に基づいて設定されてよい。超音波診断装置 1 0 においては、表示部 2 2 に表示された対象組織の断層画像に重畳して、計測位置を示すドブラカーソルが表示される。ユーザは入力部 4 4 を介して表示部 2 2 上においてドブラカーソルを動かすことにより計測位置を指定できる。また、超音波診断装置 1 0 は、計測位置の自動設定機能を有している。自動設定機能は有効 / 無効の切り替えが可能となっている。自動設定機能が有効であると、計測位置設定部 2 6 は、計測位置の自動設定要求があった場合、後述の標準位置演算部 3 4 が演算した標準位置に計測位置を設定する（標準位置については後述する）。計測位置の自動設定要求は、ユーザの操作によって行われてよい。例えば、ユーザが計測位置の指定が必要なドブラモードへの切り替え操作を行った場合に計測位置の自動設定要求が制御部 4 2 へ送られる。制御部 4 2 は当該要求を受けて計測位置設定部 2 6 に計測位置を設定する処理を実行させる。

40

50

【 0 0 3 3 】

ドブラ計測部 2 8 は、ドブラモード設定部 2 4 により設定された現在のドブラモードに従ってドブラ計測を行う。現在のドブラモードが計測位置の設定が必要なモードである場合は、計測位置設定部 2 6 が設定した計測位置についてドブラ計測を行う。ドブラ計測は、送受信部 1 4 から出力されるビームデータに基づいて行う。ドブラ計測が行われると、その計測結果が表示制御部 2 0 により表示部 2 2 に表示される。例えば、PWモード、あるいはTDI - PWモードであれば計測位置における計測対象の速度変化を示すグラフが表示部 2 2 に表示される。また、CFMモードであれば、断層画像に重畳して各位置の速度成分を示す色が表示される。

【 0 0 3 4 】

画像解析部 3 0 は、断面種類識別部 3 2 及び標準位置演算部 3 4 を含んで構成され、ドブラ計測の計測位置として設定される最も標準的な位置である標準位置を演算するために、断層画像形成部 1 6 が形成した断層画像を解析する。標準位置は、断層画像の断面種類によって異なるため、断層画像の断面種類に応じて標準位置が演算される。

【 0 0 3 5 】

断面種類識別部 3 2 は、断層画像を解析することで断面種類を識別する。断面種類としては、対象組織が心臓であれば、例えば心尖部 2 腔断面、心尖部 3 腔断面、心尖部 4 腔断面などがある。その他にも、プローブ 1 2 を傍胸骨アプローチにて被検体に当接させることで得られる各種断面（左室長軸断面像など）、あるいはプローブ 1 2 を心窩部アプローチにて被検体に当接させることで得られる各種断面（心窩部 4 腔断面など）がある。

【 0 0 3 6 】

断面種類識別部 3 2 は、記憶部 3 6 に記憶される断面情報 DB 3 8 に含まれるテンプレート情報に基づいて断面種類を識別する。断面情報 DB 3 8 には、断面種類毎にテンプレート情報が記憶されている。テンプレート情報としては、標準的な断層画像そのものであってもよいし、標準的な断層画像に対して固有空間法、部分空間法、あるいは相互部分空間法などを適用することで抽出される特徴量パラメータ群であってもよい。断面種類識別部 3 2 は、断面種類の識別処理にあたり、断面情報 DB 3 8 に記憶された各断面種類のテンプレート情報を読み出し、処理対象の断層画像と各断面種類のテンプレート情報との間においてテンプレートマッチング処理を行う。その結果、当該断層画像と最も類似度が高かったテンプレート情報に対応する断面種類が、当該断層画像の断面種類であると識別される。

【 0 0 3 7 】

標準位置演算部 3 4 は、断層画像形成部 1 6 が形成した断面画像を解析することで、当該断層画像におけるドブラ計測の計測位置の標準位置を演算する。標準位置の演算は具体的に以下のように行われる。まず、標準位置演算部 3 4 は、解析対象の断層画像において基準部位を抽出する。基準部位とは、断層画像に含まれる対象組織の断面における特定部位であり、対象組織が心臓の場合、例えば心腔の輪郭や弁輪位置（心臓内の弁の付け根近傍の所定領域）などである。心腔の輪郭は、パターンマッチングや動的輪郭モデルを適用することで抽出される。弁輪位置は、断層画像において高輝度となることを利用し、輝度検出処理を施し、輝度が所定値以上である位置を弁輪位置に特定する。基準部位の抽出方法としては上記方法に限らず、他にも、Active Appearance Model やブースティング法などの学習法を用いることができる。抽出すべき基準部位は、断層画像の断面種類によって異なるため、標準位置演算部 3 4 は、断面種類識別部 3 2 が識別した断層画像の断面種類に従って抽出する基準部位を決定する。

【 0 0 3 8 】

標準位置演算部 3 4 は、抽出した基準部位に基づいて標準位置を特定する。標準位置は、基準部位とは異なる位置に設定されてよい。この場合、標準位置の特定方法としては、例えば基準部位と標準位置との位置関係を定義する関係式が利用できる。関係式の導出には回帰分析を用いることができる。回帰分析とは、過去に蓄積されたデータに基づいて基準部位と標準位置との位置関係を特定する方法である。また、例えば対象組織の輪郭に基

10

20

30

40

50

づいて標準位置を特定する場合は、パターンマッチング法を用いることもできる。この場合、対象組織の複数の輪郭形状パターンと、それぞれのパターンに対する標準位置を示す情報とを関連付けたパターンテンプレートデータを記憶部 36 に記憶させておき、抽出された輪郭とパターンテンプレートデータを比較することで標準位置が特定される。

【0039】

記憶部 36 には、例えばメモリやハードディスクなどであり、上述した断面情報 DB 38 が記憶される。記憶部 36 には、その他、標準位置演算部 34 により演算された標準位置を示す情報、計測位置設定部 26 により設定された計測位置を示す情報などが記憶される。また、記憶部 36 には、超音波診断装置 10 の各部を機能させるためのプログラムも記憶される。

10

【0040】

心電計 40 は、被検体の心電波形データを取得して出力するものである。心電計 40 が取得した心電波形データは画像解析部 30 に送られる。また、心電波形データは表示制御部 20 にも送られ、表示部 22 に心電波形が表示されてもよい。

【0041】

制御部 42 は、例えば CPU やマイクロプロセッサであり、超音波診断装置 10 の各部を制御する。入力部 44 は、超音波診断装置 10 の操作を行うためのインターフェイスであり、キーボード、トラックボール、あるいはスイッチなどを含んで構成される。

【0042】

なお、図 1 に示す各部のうち、断層画像形成部 16、ドプラモード設定部 24、計測位置設定部 26、ドプラ計測部 28、及び画像解析部 30 は、例えば電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、上記各部に対応した機能が、CPU、マイクロプロセッサあるいはメモリなどのハードウェアと、CPU やマイクロプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現されてもよい。

20

【0043】

以上が本実施形態に係る超音波診断装置の構成である。次に、図 2 を参照して、標準位置演算部 34 により演算される標準位置の例について説明する。図 2 においては、代表的な例として、心尖部 2 腔断面、心尖部 3 腔断面、及び心尖部 4 腔断面それぞれにおける PW モード及び TDI - PW モードに対応する標準位置が示されている。

30

【0044】

図 2 (a) には、心尖部 2 腔断面が示されている。心尖部 2 腔断面においては、PW モードの場合、左心房 50 から左心室 52 への血流を計測することが多いため、標準位置は僧帽弁流出路 60 に設定される。TDI - PW モードの場合は、自由壁側又は中隔側の弁輪位置の動きを計測することが多いため、標準位置は自由壁側弁輪部 62 及び中隔側弁輪位置 64 に設定される。これらの標準位置は、基準部位である弁輪位置 70 あるいは心腔の輪郭 72 などに基づいて設定される。

【0045】

図 2 (b) には、心尖部 3 腔断面が示されている。心尖部 3 腔断面においては、PW モードの場合、左心房 50 から左心室 52 への血流に加え、大動脈 54 への血流を計測することが多いため、標準位置は、僧帽弁流出路 60 及び大動脈弁流出路 68 に設定される。TDI - PW モードの場合は、心尖部 2 腔断面同様、標準位置は自由壁側弁輪部 62 及び中隔側弁輪位置 64 に設定される。

40

【0046】

図 2 (c) には、心尖部 4 腔断面が示されている。心尖部 4 腔断面においては、心尖部 2 腔断面と同様の計測が行われることが多いため、その標準位置は心尖部 2 腔断面と同様に設定される。

【0047】

上述したように、同一断面において各ドプラモードに対応する各標準位置はそれぞれ異なる位置となる。また、心尖部 2 腔断面（図 2 (a)）における TDI - PW モードのよ

50

うに、1つのドプラモードにおいてよく利用される計測位置が複数有る場合は、1つのドプラモードに対して複数の標準位置が設定される。以上のことから、1つの断層画像においては、1又は複数のドプラモードに対応する複数の標準位置が設定され得る。

【0048】

以下、図1を参照しつつ図3のフローチャートを用いて本実施形態における計測位置の自動設定処理の流れについて説明する。

【0049】

ステップS10において、断面種類識別部32は、断層画像形成部16の断層画像形成処理と並行して、断層画像の断面種類を識別する。本実施形態においては、断面種類識別部32は、心電計40からの心電データに基づいて、R波のタイミングで得られた断層画像（以下R波断層画像と記載する）について断面種類を識別する。つまり、R波断層画像が形成された後直ちに当該R波断層画像の断面種類を識別する。なお、ステップS10及びステップS12においては、超音波診断装置10の動作モードは、ドプラ計測を行わず、断層画像形成部16で形成された断層画像が表示部22に表示されるBモードであるとする。

10

【0050】

ステップS12において、標準位置演算部34は、断面種類が識別されたR波断層画像を解析することで標準位置を演算する。上述のように、1つの断層画像からは、複数のドプラモードに対応する複数の標準位置が演算され得るが、ステップS12の段階においてはBモードで動作しており、標準位置演算部34は、将来設定されるドプラモードを把握することができない。そのため、ステップS12においては、当該R波断層画像において、ドプラモード設定部24が設定し得る全てのドプラモードに対応する複数の標準位置が演算される。演算された複数の標準位置を示す情報は記憶部36に記憶される。このとき、当該複数の標準位置を示す情報は、対応するR波断層画像との関連を示す情報と共に記憶されてもよい。

20

【0051】

ステップS14において、制御部42は、ドプラ計測の計測位置の自動設定要求があったか否かを判定する。自動設定要求が無い場合には、再度ステップS10に戻り、次のR波断層画像を解析することで標準位置が演算される。このように、計測位置の自動設定要求があるまで、画像解析部30は、順次形成されるR波断層画像について複数の標準位置を順次演算する。

30

【0052】

ステップS14で計測位置の自動設定要求があった場合はステップS16に進む。本例では、ユーザによりPWモードが選択されたことにより制御部42に計測位置の自動設定要求が送信されたとする。ステップS16において、計測位置設定部26は、自動設定要求の直前のR波断層画像を解析することで演算された複数のドプラモードに対応する複数の標準位置の中から、設定された現在のドプラモード、すなわちPWモードに対応する標準位置に計測位置を設定する。

【0053】

ステップS18において、表示制御部20は、ステップS16において設定された計測位置を示すドプラカーソルを表示部22に表示させる。このとき、表示部22には断層画像形成部16により形成された断層画像が静止画あるいは動画で表示されドプラカーソルは当該断層画像に重畳して表示される。その後、ドプラ計測部28により当該計測位置においてドプラ計測が実施され、その結果がグラフとして表示部22に表示される。

40

【0054】

以上の通り、本実施形態においては、計測位置の自動設定要求以前において、複数のR波断層画像が解析されることで各R波断層画像に対応する複数の標準位置が順次演算される。つまり、計測位置の自動設定要求の時点において既に標準位置が演算されているから、計測位置設定部26は、当該要求を受けた場合直ちに計測位置を設定することができる。また、各R波断層画像について複数のドプラモードに対応する複数の標準位置が演算さ

50

れているから、ユーザがいずれのドブラモードを選択しても好適に計測位置が設定される。

【 0 0 5 5 】

なお、上記例においては、画像解析部 3 0 は、R 波断層画像について解析を行ったが、解析対象の断層画像は他の時相における断層画像であってもよい。また、1 心拍において複数の断層画像を解析するようにしてもよい。また、上記例においては、計測位置の自動設定要求があった場合に、当該要求の直前の R 波断層画像に対応する標準位置に計測位置を設定していたが、ユーザの指定などにより、当該要求以前に形成された任意の R 波断層画像に対応する標準位置に計測位置を設定するようにしてもよい。この場合は、既に形成されシネメモリ 1 8 に記憶された R 波画像を表示部 2 2 に切り替え表示などしてユーザに任意の R 波画像を選択させる。

10

【 0 0 5 6 】

図 4 は、ドブラモードとして複数の計測位置が設定されるデュアルドブラモードが選択される場合における計測位置の自動設定処理の流れを示すフローチャートである。図 4 において、ステップ S 1 0 ~ S 1 4 までの処理は図 3 に示したフローチャートと同様であるため、その説明を省略する。なお、本例では、ステップ S 1 4 においてデュアルドブラモードが選択されたとする。

【 0 0 5 7 】

ステップ S 2 0 において、制御部 4 2 は、現在のデュアルドブラモード（現在モード）の直前の動作モードである直前モードにおいてドブラ計測の計測位置が設定されていたか否かを判断する。例えば直前モードが B モードである場合など、直前モードにおいて計測位置が設定されていない場合はステップ S 2 2 に進む。

20

【 0 0 5 8 】

ステップ S 2 2 において、計測位置設定部 2 6 は、標準位置演算部 3 4 が演算した複数の標準位置の中から 2 つの標準位置を選択し、選択した 2 つの標準位置に現在モードにおける 2 つの計測位置を設定する。図 5 には、直前モードと現在モードの各組み合わせにおいて設定される 2 つの計測位置を示すマトリクスが示されている。図 5 (a) に、直前モードが B モードである場合、つまり直前モードにおいて計測位置が設定されていなかった場合のマトリクスが示されている。断面種類が心尖部 3 腔断面である場合を例に以下説明する（図 2 (b) も併せて参照する）。

30

【 0 0 5 9 】

直前モードが B モードであり、現在モードがデュアル P W (P W / P W) モードである場合、心尖部 3 腔断面において P W モードに対応する標準位置が 2 つ演算されているため、1 つ目の計測位置 (D 1) は僧帽弁流出路 (図 2 (b) の符号 6 0) に設定され、2 つ目の計測位置 (D 2) は大動脈弁流出路 (図 2 (b) の符号 6 8) に設定される。

【 0 0 6 0 】

直前モードが B モードであり、現在モードが P W / T D I - P W モードである場合、心尖部 3 腔断面において P W モードと T D I - P W モードに対応する標準位置がそれぞれ演算されているため、P W モードに対応する D 1 は僧帽弁流出路 (図 2 (b) の符号 6 0) に設定され、T D I - P W モードに対応する D 2 は中隔側弁輪部 (図 2 (b) の符号 6 4) に設定される。ここで、P W モードに対応する 2 つの標準位置のうち、D 1 が大動脈弁流出路ではなく僧帽弁流出路に設定されるのは、一般的に僧帽弁流出路の方が先に計測されるためである。つまり、同一モードに対応する複数の標準位置には優先順位が付されており、計測位置設定部 2 6 は、当該優先順位に従って計測位置を設定する。D 2 が自由壁側弁輪部ではなく中隔側弁輪部に設定されるのも同様の理由による。

40

【 0 0 6 1 】

直前モードが B モードであり、現在モードがデュアル T D I - P W (T D I - P W / T D I - P W) モードである場合、心尖部 3 腔断面において T D I - P W モードに対応する標準位置が 2 つ演算されているため、D 1 は自由壁側弁輪部 (図 2 (b) の符号 6 2) に設定され、D 2 は中隔側弁輪部 (図 2 (b) の符号 6 4) に設定される。

50

【 0 0 6 2 】

なお、心尖部 2 腔断面あるいは心尖部 4 腔断面においては、PWモードに対応する標準位置が 1 つしか演算されていないため、直前モードが B モードであり、現在モードがデュアル PWモードである場合は、D 1 は僧帽弁流出路に設定されるが、D 2 については設定されず表示部 2 2 にエラーが表示される。この場合、D 2 はユーザの指示により設定されることになる。

【 0 0 6 3 】

図 4 に戻り、ステップ S 2 0 において、例えば直前モードが PWモードあるいは T D I - PWモードである場合など、直前モードにおいて計測位置が設定されている場合はステップ S 2 4 に進む。

10

【 0 0 6 4 】

ステップ S 2 4 において、計測位置設定部 2 6 は、直前モードと現在モードとを比較して、直前モードにおいて設定された計測位置を現在モードにおいて引き継ぐことが妥当である場合には、直前モードにおいて設定された計測位置を現在モードの 2 つの計測位置のうち一方の計測位置として設定する。現在モードの他方の計測位置は断層画像の解析により演算された標準位置に設定される。図 5 (b) には、直前モードが PWモードである場合の現在モードにおける 2 つの計測位置を示すマトリクスが示されている。ここでも、断面種類が心尖部 3 腔断面である場合を例に説明する (図 2 (b) も併せて参照する) 。

【 0 0 6 5 】

直前モードが PWモードであり、現在モードがデュアル PWモードである場合、現在モードは直前モードである PWモードを含むから、直前モードにおいて設定された計測位置を引き継ぐことが妥当である。そのため、D 1 は直前モードにおいて設定された計測位置に設定される。D 2 は、PWモードに対応する標準位置である僧帽弁流出路 (図 2 (b) の符号 6 0) に設定される。

20

【 0 0 6 6 】

直前モードが PWモードであり、現在モードが PW / T D I - PWモードである場合においても、現在モードは直前モードである PWモードを含むから、この場合も直前モードにおいて設定された計測位置を引き継ぐことが妥当である。そのため、PWモードに対応する D 1 は直前モードにおいて設定された計測位置に設定される。T D I - PWモードに対応する D 2 は、T D I - PWモードに対応する標準位置である中隔側弁輪部 (図 2 (b) の符号 6 4) に設定される。

30

【 0 0 6 7 】

直前モードが PWモードであり、現在モードがデュアル T D I - PWモードである場合、現在モードには直前モードである PWモードが含まれない。PWモードは通常血流を計測するものであるため心腔内に設定されるのが一般的であり、T D I - PWモードは通常組織の運動を計測するものであるため、例えば心壁上に設定されるのが一般的である。つまり両モードは通常設定される計測位置が明確に異なっている。そのため、直前モードにおける計測位置を現在モードにおいて引き継ぐ意義がない。したがって、この場合、直前モードにおいて計測位置が設定されていない場合と同様に、2 つの計測位置は T D I - PWモードに対応する標準位置である自由壁側弁輪部 (図 2 (b) の符号 6 2) 及び中隔側弁輪部 (図 2 (b) の符号 6 4) に設定される。

40

【 0 0 6 8 】

図 5 (c) には、直前モードが T D I - PWモードである場合の現在モードにおける 2 つの計測位置を示すマトリクスが示されている。直前モードが T D I - PWモードである場合も、直前モードが PWモードである場合と同様に、現在モードに直前モードである T D I - PWモードが含まれている場合など、直前モードにおいて設定された計測位置を現在モードにおいて引き継ぐことが妥当である場合に、現在モードの一方の計測位置に直前モードにおける計測位置が引き継いで設定される。また、現在モードがデュアル PWモードである場合など、直前モードの計測位置を引き継ぐことが妥当でない場合は、2 つの計測位置は演算された標準位置に設定される。

50

【 0 0 6 9 】

図 4 に戻り、ステップ S 1 8 において、ステップ S 2 2 あるいは S 2 4 において設定された計測位置を示すドブラカーソルが表示部 2 2 に表示される。その後、ドブラ計測部 2 8 により当該計測位置においてドブラ計測が実施され、その結果がグラフとして表示部 2 2 に表示される。

【 0 0 7 0 】

図 6 には、断層画像、ドブラカーソル、及びドブラ計測結果が表示部 2 2 に表示された様子を示す図である。図 6 の例は、現在モードが P W / T D I - P W モードであり、D 1 が僧帽弁流出路に、D 2 が中隔側弁輪部に設定された様子が示されている。断層画像 8 0 及びドブラカーソルと共に、D 1 におけるドブラ計測結果 8 2 及び D 2 におけるドブラ計測結果 8 4 が表示される。なお、自動設定された D 1 及び D 2 の位置は、その後ユーザの指示によって移動させることが可能である。

10

【 0 0 7 1 】

< 第 2 実施形態 >

第 2 実施形態においては、超音波診断装置 1 0 の構成、及び各部の機能は第 1 実施形態と同様であるため、その説明は省略する。第 2 実施形態は、画像解析部 3 0 における断面画像の解析処理を実行するタイミングが第 1 実施形態とは異なる。以下、図 1 を参照しながら図 7 のフローチャートに沿って第 2 実施形態の処理の流れを説明する。

【 0 0 7 2 】

ステップ S 3 0 において、制御部 4 2 は、ドブラ計測の計測位置の自動設定要求があったか否かを判定する。自動設定要求が無い場合には、当該要求があるまで待機する。つまり、自動設定要求があるまでは、画像解析部 3 0 は断層画像の解析処理を行わない。

20

【 0 0 7 3 】

ステップ S 3 0 で計測位置の自動設定要求があった場合はステップ S 3 2 に進む。本例でも、ユーザによって P W モードが選択されたことにより制御部 4 2 に計測位置の自動設定要求が送信されたとする。ステップ S 3 2 において、断面種類識別部 3 2 は、計測位置の自動設定要求を受ける前に形成されシネメモリ 1 8 に記憶された複数の断層画像から特定の断層画像を選択し、選択した断層画像の断面種類を識別する。本例では、自動設定要求の直前の R 波断層画像が選択され、当該 R 波断層画像の断面種類を識別する。

【 0 0 7 4 】

ステップ S 3 4 において、標準位置演算部 3 4 は、断面種類が識別された R 波断層画像を解析することで標準位置を演算する。上述のように、1 つの断層画像からは、複数のドブラモードに対応する複数の標準位置が演算され得るが、ステップ S 3 0 において既にドブラモードがユーザにより選択されているから（本例では P W モード）、標準位置演算部 3 4 は、現在モードである P W モードに対応する標準位置のみを演算すれば足りる。

30

【 0 0 7 5 】

ステップ S 3 6 において、計測位置設定部 2 6 は、ステップ S 3 4 で演算された P W モードに対応する標準位置に計測位置を設定する。

【 0 0 7 6 】

ステップ S 3 8 において、ステップ S 3 6 において設定された計測位置を示すドブラカーソルが表示部 2 2 に表示される。その後、ドブラ計測部 2 8 により当該計測位置においてドブラ計測が実施され、その結果がグラフとして表示部 2 2 に表示される。

40

【 0 0 7 7 】

上述のように、第 2 実施形態においては、計測位置の自動設定要求がされてから断層画像の解析を行って標準位置を演算する。自動設定要求前において断層画像の解析処理が行われないから、第 1 実施形態に比して標準位置の演算量を低減させることができる。また、標準位置の演算時において既にドブラモードが決定されているから、断層画像において複数のドブラモードに対応する複数の標準位置を演算する必要もなくなる。

【 0 0 7 8 】

第 2 実施形態においても、現在のドブラモードとしてデュアルドブラモードが選択され

50

てよく、その場合、直前モードにおいて計測位置が設定されている場合は、第1実施形態同様に、直前モードにおける計測位置を現在モードの一方の計測位置に引き継いで設定されてよい。

【0079】

以上、本発明に係る実施形態として第1実施形態及び第2実施形態を説明したが、本発明は上記実施形態に限られるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない限りにおいて種々の変更が可能である。

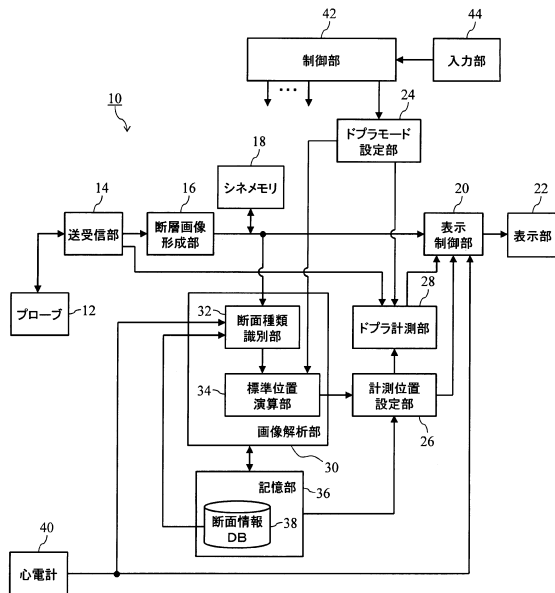
【符号の説明】

【0080】

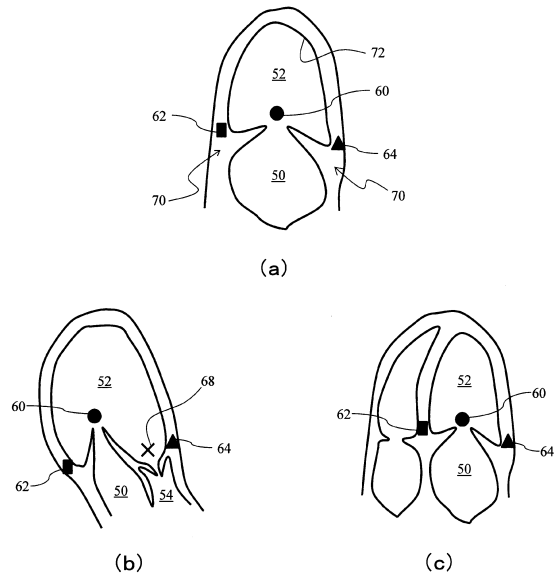
10 超音波診断装置、12 プローブ、14 送受信部、16 断層画像形成部、18 シネメモリ、20 表示制御部、22 表示部、24 ドプラモード設定部、26 計測位置設定部、28 ドプラ計測部、30 画像解析部、32 断面種類識別部、34 標準位置演算部、36 記憶部、38 断面情報DB、40 心電計、42 制御部、44 入力部、

10

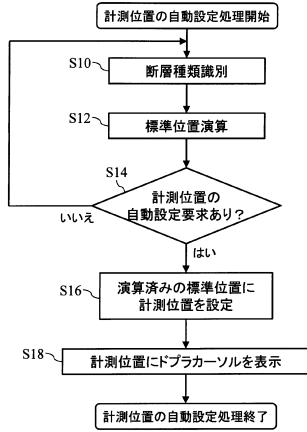
【図1】



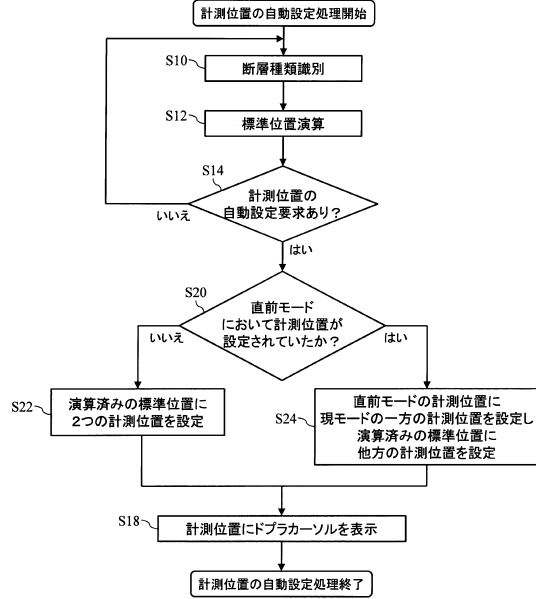
【図2】



【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】

直前モード	現在モード	D1	D2
B	PW/PW	僧帽弁流出路	大動脈弁流出路
	PW/TDI-PW	僧帽弁流出路	中隔側弁輪部
	TDI-PW/TDI-PW	自由壁側弁輪部	中隔側弁輪部

(a)

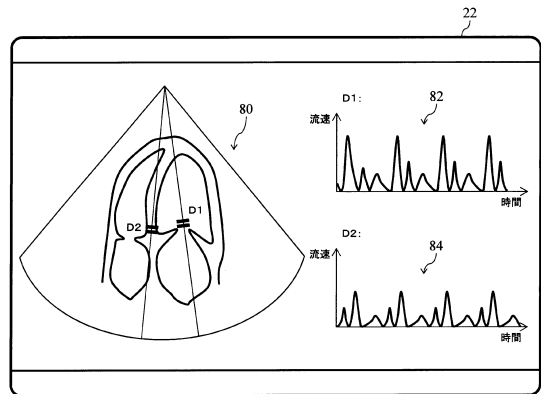
直前モード	現在モード	D1	D2
PW	PW/PW	引き継ぎ位置	僧帽弁流出路
	PW/TDI-PW	引き継ぎ位置	中隔側弁輪部
	TDI-PW/TDI-PW	自由壁側弁輪部	中隔側弁輪部

(b)

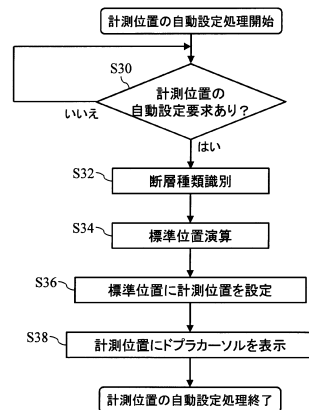
直前モード	現在モード	D1	D2
TDI-PW	PW/PW	僧帽弁流出路	大動脈弁流出路
	PW/TDI-PW	僧帽弁流出路	引き継ぎ位置
	TDI-PW/TDI-PW	引き継ぎ位置	中隔側弁輪部

(c)

【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2013-180052(JP,A)
特開2002-140689(JP,A)
特開平11-076237(JP,A)
特開2008-237647(JP,A)
米国特許出願公開第2006/0052704(US,A1)

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6144719B2	公开(公告)日	2017-06-07
申请号	JP2015097494	申请日	2015-05-12
[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	長野 智章 大竹 敦子		
发明人	長野 智章 大竹 敦子		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/EE11 4C601/EE30 4C601/JB17 4C601/KK31		
其他公开文献	JP2016209407A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种可以以高精度自动指定测量位置的超声波诊断装置。解决方案：在超声波诊断装置中，横截面种类识别单元32识别由断层摄影形成的断层图像的横截面种类图像形成单元16.标准位置计算单元34通过根据截面类型分析横截面图像来计算要被设置为多普勒测量的测量位置的最标准位置的标准位置。测量位置设定单元26将测量位置设定在所计算的标准位置。在第一形式中，在接收到测量位置的自动设置请求之前执行标准位置的计算处理。由此，由于在接收到请求时已经计算了标准位置，所以测量位置设定单元26可以在接收到请求之后立即将测量位置设置为标准位置。在第二形式中，在接收到测量位置的自动设置请求之后执行标准位置的计算处理。因此，标准位置的计算量减少。
选择图：图1

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6144719号 (P6144719)
(45) 発行日 平成29年6月7日(2017.6.7)	(24) 登録日 平成29年5月19日(2017.5.19)	
(51) Int. Cl. A61B 8/06 (2006.01) A61B 8/14 (2006.01)	F I A61B 8/06 A61B 8/14	
請求項の数 5 (全 15 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-97494 (P2015-97494)	(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所	
(22) 出願日 平成27年5月12日(2015.5.12)	東京都千代田区丸の内一丁目6番6号	
(65) 公開番号 特開2016-209407 (P2016-209407A)	(74) 代理人 110001210 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所	
(43) 公開日 平成28年12月15日(2016.12.15)	(72) 発明者 長野 智章 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディアカル株式会社内	
審査請求日 平成28年12月21日(2016.12.21)	(72) 発明者 大竹 敦子 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディアカル株式会社内	
早期審査対象出願	審査官 富永 昌彦	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置		