

(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2013-188300

(P2013-188300A)

(43) 公開日 平成25年9月26日(2013.9.26)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/08 (2006.01)

F I  
A61B 8/08

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2012-55776(P2012-55776)  
(22) 出願日 平成24年3月13日(2012.3.13)

(71) 出願人 509306948  
久米 伸治  
広島県広島市南区東雲1-4-8-201  
(71) 出願人 390029791  
日立アロカメディカル株式会社  
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1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 久米 伸治  
広島県広島市南区東雲1-4-8-201  
(72) 発明者 坂下 肇  
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

最終頁に続く

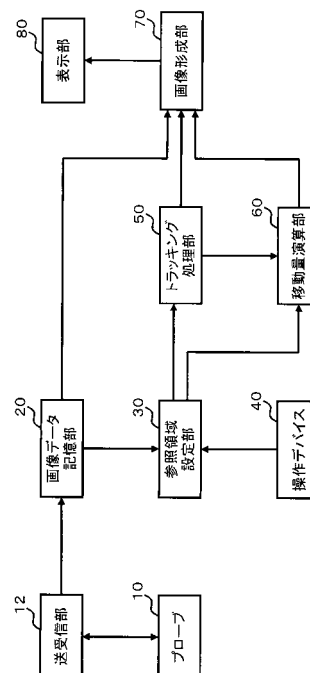
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】血管壁に付着したプラークを診断するにあたっての超音波診断装置に係る改良技術を提供する。

【解決手段】参照領域設定部30は、画像データ内において、プラークを取り囲むように設定された表示参照領域を基準として、プラークの複数部位に解析参照領域を設定する。トラッキング処理部50は、表示参照領域をテンプレートとしたパターンマッチング処理により、画像データ内において、複数時相に亘って表示参照領域の位置をトラッキングする。移動量演算部60は、解析参照領域をテンプレートとしたパターンマッチング処理により、解析参照領域ごとにそれに対応した部位の時相間における移動量を算出する。画像形成部70は、トラッキングされた表示参照領域の位置を基準として複数時相に亘ってプラークの全体的な表示位置を固定しつつ、プラークの複数部位の各々に対応した移動量を示した表示画像を形成する。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

血管壁に付着したプラークを含む診断領域を対象として超音波を送受するプローブと、  
プローブを制御することにより診断領域から超音波の受信信号を得る送受信部と、  
受信信号に基づいて得られる診断領域に関する画像データ内において、プラークの全体  
を対象として設定された表示参照領域を基準として、プラークの複数部位の各々に対して  
解析参照領域を設定する参照領域設定部と、

表示参照領域を利用してプラークの表示位置を調整しつつ、解析参照領域を利用して得  
られたプラークの各部位の移動量を示した表示画像を形成する画像形成部と、

を有する、

10

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記参照領域設定部は、前記画像データ内において、プラークを全体的に取り囲むよう  
に表示参照領域を設定し、その表示参照領域内を複数の部分領域に分割して各部分領域を  
解析参照領域に設定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、

前記表示参照領域をテンプレートとしたパターンマッチング処理により、前記画像デー  
タ内において複数時相に亘って表示参照領域の位置を追跡する追跡処理部と、

20

前記解析参照領域をテンプレートとしたパターンマッチング処理により、前記画像デー  
タ内において、解析参照領域ごとにそれに対応した部位の時相間における移動量を算出す  
る移動量演算部と、

をさらに有し、

前記画像形成部は、追跡された表示参照領域の位置を基準として複数時相に亘ってプラ  
ークの全体的な表示位置を固定しつつ、プラークの複数部位の各々に対応した移動量を示  
した表示画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 4】**

30

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記移動量演算部は、解析参照領域ごとにそれに対応した部位の時相間における移動の  
ベクトル量を算出し、

前記画像形成部は、プラークの複数部位の各々に対応した移動のベクトル量を矢印で示  
した表示画像を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 5】**

血管壁に付着したプラークを含む診断領域に関する超音波の画像データ内において、プ  
ラークの全体を対象として設定された表示参照領域を基準として、プラークの複数部位の  
各々に対して解析参照領域を設定する参照領域設定機能と、

40

表示参照領域を利用してプラークの表示位置を調整しつつ、解析参照領域を利用して得  
られたプラークの各部位の移動量を示した表示画像を形成する画像形成機能と、

をコンピュータに実現させる、

ことを特徴とするプログラム。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、血管壁に付着したプラークを診断する超音波診断装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

50

動脈硬化等の病変においては血管壁に付着したプラークが見られ、そのプラークの状態を診断するために超音波診断装置が利用されている。例えば、特許文献1には、不安定なプラーク内において、血流の拍動によってプラークの表面が上下に浮き沈みする遊動片（ジェリーフィッシュサイン）を明瞭に表示する画期的な発明が記載されている。

【0003】

ところで、生体内において血管は拍動により動いており、血管壁に付着したプラークも血管と共に動いている。そのため、プラーク内の遊動片を検出する場合は、拍動による血管の動きと、プラーク内の遊動片の動きが重複し、遊動片の検出が不良となる。プラーク内の遊動片を検出する場合には、プラークが全体的に動かないことが検出の向上につながる。

【0004】

また、プラーク内において遊動片などの可動部位を検出するためには、プラーク内の複数部位における動きの状態を平易に且つ的確に検出できることが望ましい。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2011-98016号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、上述した背景技術に鑑みて成されたものであり、その目的は、血管壁に付着したプラークを診断するにあたっての超音波診断装置に係る改良技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、血管壁に付着したプラークを含む診断領域を対象として超音波を送受するプローブと、プローブを制御することにより診断領域から超音波の受信信号を得る送受信部と、受信信号に基づいて得られる診断領域に関する画像データ内において、プラークの全体を対象として設定された表示参照領域を基準として、プラークの複数部位の各々に対して解析参照領域を設定する参照領域設定部と、表示参照領域を利用してプラークの表示位置を調整しつつ、解析参照領域を利用して得られたプラークの各部位の移動量を示した表示画像を形成する画像形成部と、を有することを特徴とする。

【0008】

上記装置において、診断領域に関する画像の好適な具体例は、プラークが付着した血管内の断層画像である。表示参照領域については、例えば、診断領域の画像を視認したユーザが画像内における表示参照領域の位置や大きさや形状を決定してもよいし、装置が画像内においてプラークを識別し、その識別結果に応じて、表示参照領域の位置や大きさや形状などを決定してもよい。解析参照領域については、例えば、表示参照領域内において複数の解析参照領域を設定することが望ましいものの、表示参照領域外の注目箇所に解析参照領域が設定されてもよい。また、表示参照領域内であっても、特に注目を必要としない箇所において解析参照領域を省略するようにしてもよい。

【0009】

上記装置によれば、血管壁に付着したプラークを診断するにあたっての改良技術が提供される。例えば、プラークの全体を対象として設定された表示参照領域を基準として、プラークの複数部位の各々に対して解析参照領域が設定されるため、比較的簡易に且つ診断に適した解析参照領域を設定することができる。また、表示参照領域を利用してプラークの表示位置を調整しつつ、解析参照領域を利用して得られたプラークの各部位の移動量を示した表示画像が形成されるため、プラーク内の複数部位における動きの状態が比較的確認しやすくなり、また、その動きの状態を比較的高い精度で診断することが可能になる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 0 】

望ましい具体例において、前記参照領域設定部は、前記画像データ内において、ブランクを全体的に取り囲むように表示参照領域を設定し、その表示参照領域内を複数の部分領域に分割して各部分領域を解析参照領域に設定する、ことを特徴とする。

## 【 0 0 1 1 】

望ましい具体例において、前記超音波診断装置は、前記表示参照領域をテンプレートとしたパターンマッチング処理により、前記画像データ内において複数時相に亘って表示参照領域の位置を追跡する追跡処理部と、前記解析参照領域をテンプレートとしたパターンマッチング処理により、前記画像データ内において、解析参照領域ごとにそれに対応した部位の時相間における移動量を算出する移動量演算部と、をさらに有し、前記画像形成部は、追跡された表示参照領域の位置を基準として複数時相に亘ってブランクの全体的な表示位置を固定しつつ、ブランクの複数部位の各々に対応した移動量を示した表示画像を形成する、ことを特徴とする。

10

## 【 0 0 1 2 】

望ましい具体例において、前記移動量演算部は、解析参照領域ごとにそれに対応した部位の時相間における移動のベクトル量を算出し、前記画像形成部は、ブランクの複数部位の各々に対応した移動のベクトル量を矢印で示した表示画像を形成する、ことを特徴とする。

## 【 0 0 1 3 】

また、上記目的にかなう好適なプログラムは、血管壁に付着したブランクを含む診断領域に関する超音波の画像データ内において、ブランクの全体を対象として設定された表示参照領域を基準として、ブランクの複数部位の各々に対して解析参照領域を設定する参照領域設定機能と、表示参照領域を利用してブランクの表示位置を調整しつつ、解析参照領域を利用して得られたブランクの各部位の移動量を示した表示画像を形成する画像形成機能と、をコンピュータに実現させることを特徴とする。

20

## 【 0 0 1 4 】

上記プログラムは、例えば、ディスクやメモリなどのコンピュータが読み取り可能な記憶媒体に記憶され、その記憶媒体を介してコンピュータに提供される。もちろん、インターネット等の電気通信回線を介して上記プログラムがコンピュータに提供されてもよい。

## 【 発明の効果 】

30

## 【 0 0 1 5 】

本発明により、血管壁に付着したブランクを診断するにあたっての超音波診断装置に係る改良技術が提供される。例えば、本発明の好適な態様によれば、比較的簡易に且つ診断に適した解析参照領域を設定することができる。また、ブランク内の複数部位における動きの状態が比較的確認しやすくなり、その動きの状態を比較的高い精度で診断することが可能になる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 1 6 】

【 図 1 】 本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。

【 図 2 】 表示参照領域と表示画像の具体例を示す図である。

40

【 図 3 】 解析参照領域の具体例を示す図である。

【 図 4 】 ブランクの各部位の移動量を示した表示画像の具体例を示す図である。

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 1 7 】

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波診断装置（本超音波診断装置）の全体構成図である。プローブ 10 は、例えば頸動脈などの血管壁に付着したブランクを含む診断領域に超音波を送波し、その診断領域から反射される超音波を受波する。プローブ 10 は、超音波を送受する複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が送受信部 12 によって送信制御されて送信ビームが形成される。また、複数の振動素子が診断領域から反射された超音波を受波し、これにより得られた信号が送受信部 12 へ出力され、送受信部 12 が

50

受信ビームを形成する。

【 0 0 1 8 】

送受信部 1 2 は、プローブ 1 0 が備える複数の振動素子の各々に対応した送信信号を出力することにより、超音波の送信ビームを形成してその送信ビームを走査する。また、送受信部 1 2 は、プローブ 1 0 が備える複数の振動素子の各々から得られる受信信号に対して整相加算処理などを施すことにより、走査される送信ビームに対応した受信ビームを形成し、受信ビームに沿って得られるエコーデータ（受信信号）を出力する。

【 0 0 1 9 】

画像データ記憶部 2 0 には、複数時相に亘って得られるエコーデータ（受信信号）が記憶される。つまり、画像データ記憶部 2 0 には、例えば、血管壁にプラークが付着した血管内の断層画像（Bモード画像）に関する画像データが、各フレームごとに（各時相ごとに）複数フレームに亘って記憶される。

10

【 0 0 2 0 】

画像データ記憶部 2 0 に記憶された断層画像の画像データは、各フレームごとに次々に参照領域設定部 3 0 に出力される。また、画像データ記憶部 2 0 に記憶された画像データは、各フレームごとに次々に画像形成部 7 0 に出力され、画像形成部 7 0 がその画像データに対応した断層画像を形成し、その断層画像がモニタなどの表示部 8 0 に表示される。

【 0 0 2 1 】

参照領域設定部 3 0 は、断層画像の画像データ内に参照領域を設定する。参照領域設定部 3 0 は、まず、プラークの全体を対象として表示参照領域を設定する。参照領域設定部 3 0 は、例えば、操作デバイス 4 0 を介して入力されるユーザ操作に応じて、表示参照領域を設定する。ユーザは、例えば表示部 8 0 に映し出される断層画像を見ながら、所望の位置に表示参照領域が設定されるように、操作デバイス 4 0 を操作する。なお、参照領域設定部 3 0 が断層画像内の画像状態を解析し、比較的輝度の大きいプラークの画像部分を認識して、プラークの全体を対象として表示参照領域を設定してもよい。

20

【 0 0 2 2 】

表示参照領域が設定されると、トラッキング処理部 5 0 は、表示参照領域をテンプレートとしたパターンマッチング処理により、画像データ内において複数時相に亘って表示参照領域の位置をトラッキング（追跡処理）する。そして、画像形成部 7 0 は、トラッキングされた表示参照領域の位置を基準として複数時相に亘ってプラークの全体的な表示位置を固定しつつ、複数時相に亘る断層画像による動画の表示画像を形成し、その動画の表示画像が表示部 8 0 に表示される。

30

【 0 0 2 3 】

図 2 は、表示参照領域と表示画像の具体例を示す図である。図 2（1）は、複数時相のうちの一つに対応したフレーム 1 における画像データと表示画像を示しており、図 2（2）は、フレーム 1 の後の時相（例えばフレーム 1 の直後の時相）に対応したフレーム 2 における画像データと表示画像を示している。

【 0 0 2 4 】

図 2 において、画像データ領域は、超音波ビームが走査されてエコーデータが収集される走査領域の全域に対応しており、この画像データ領域内の画像データが画像データ記憶部 2 0（図 1）に記憶される。画像データ内には、血管壁 V の画像部分と血管壁 V に付着したプラーク P の画像部分が含まれている。

40

【 0 0 2 5 】

生体内において血管は拍動などにより動いており、従って、プラーク P も全体的に血管壁 V と共に動いている。そのため、例えば、被検者の体表に対してプローブ 1 0（図 1）を固定した状態で、血管を含んだ診断領域内から、複数時相に亘ってエコーデータを収集し、複数フレームに亘る断層画像の動画を得ると、その動画像内において血管壁 V と共にプラーク P が全体的に動いてしまう。そのため、例えば図 2 に例示するように、画像データ内において、血管壁 V とそれに付着したプラーク P が、フレーム 1 の位置からフレーム 2 の位置に移動してしまう。

50

## 【 0 0 2 6 】

そこで、本超音波診断装置においては、ブランク P の全体的な移動に対応するために、表示参照領域 3 2 が利用される。参照領域設定部 3 0 ( 図 1 ) は、ある時相に対応した画像データ、例えば図 2 ( 1 ) に示すフレーム 1 の画像データ内に表示参照領域 3 2 を設定する。表示参照領域 3 2 は、例えば、診断対象となるブランク P を全体的に取り囲むように設定される。なお、図 2 においては矩形の表示参照領域 3 2 を示しているが、表示参照領域 3 2 の形状は、その他の多角形や円形や楕円形などでもよい。

## 【 0 0 2 7 】

表示参照領域 3 2 が設定されると、トラッキング処理部 5 0 ( 図 1 ) は、表示参照領域 3 2 をテンプレートとしたパターンマッチング処理により、画像データ内において複数時相に亘って表示参照領域 3 2 の位置をトラッキングする。例えば、図 2 ( 1 ) に示すフレーム 1 の画像データ内に表示参照領域 3 2 が設定されると、トラッキング処理部 5 0 は、フレーム 1 の表示参照領域 3 2 内の画像データに、最も類似する ( パターンがマッチする ) 画像部分を、フレーム 2 の画像データ内において探索する。これにより、例えば、図 2 ( 2 ) に示すように、フレーム 2 の画像データ内において表示参照領域 3 2 の位置が特定される。表示参照領域 3 2 の位置のトラッキングは、フレーム 2 以降においても複数フレームに亘って継続される。

## 【 0 0 2 8 】

なお、複数フレームに亘るトラッキングにおいては、表示参照領域 3 2 の初期位置 ( フレーム 1 ) における画像データをテンプレートとして利用し続けてもよいし、表示参照領域 3 2 の移動位置が特定される度に、その特定されたフレーム内における表示参照領域 3 2 の位置における画像データを新たなテンプレートに更新してもよい。また、表示参照領域 3 2 に対応した画像部分を画像データ内で探索する際には、探索対象となるフレーム内の全域 ( 画像データ領域の全域 ) が探索されてもよいし、探索対象となるフレーム内に、移動前の表示参照領域 3 2 の位置に応じてサーチエリアが設定され、そのサーチエリア内で探索が行われてもよい。

## 【 0 0 2 9 】

複数の時相に亘って表示参照領域 3 2 がトラッキングされると、画像形成部 7 0 ( 図 1 ) は、トラッキングされた表示参照領域 3 2 の位置を基準として複数時相に亘ってブランク P の全体的な表示位置を固定しつつ、複数時相に亘る断層画像を形成する。例えば、図 2 ( 1 ) に示すように、フレーム 1 の画像データ内から、表示参照領域 3 2 を含む表示領域内の画像データが取り出され、その表示領域内の画像データから、フレーム 1 の表示画像が形成される。同様に、図 2 ( 2 ) に示すように、フレーム 2 の画像データ内から、表示参照領域 3 2 を含む表示領域内の画像データが取り出され、その表示領域内の画像データから、フレーム 2 の表示画像が形成される。その際に、複数フレームに亘って、表示領域内における表示参照領域 3 2 の位置は固定とされる。

## 【 0 0 3 0 】

これにより、図 2 に例示するように、フレーム 1 とフレーム 2 の表示画像内において表示参照領域 3 2 の位置が固定され、ブランク P の全体的な表示位置も固定される。なお、ブランク P の全体的な表示位置は固定とされるものの、ブランク P の各部における部分的な動きは動画像に反映される。

## 【 0 0 3 1 】

図 1 に戻り、参照領域設定部 3 0 は、さらに、表示参照領域を基準として、ブランクの複数部位の各々に対して解析参照領域を設定する。解析参照領域が設定されると、移動量演算部 6 0 は、解析参照領域をテンプレートとしたパターンマッチング処理により、画像データ内において、解析参照領域ごとにそれに対応した部位の時相間における移動量を算出する。そして、画像形成部 7 0 は、前述のように表示参照領域を利用してブランクの表示位置を固定しつつ、さらに、解析参照領域を利用して得られたブランクの各部位の移動量を示した表示画像を形成する。

## 【 0 0 3 2 】

10

20

30

40

50

図3は、解析参照領域の具体例を示す図であり、図3には、画像データ内における血管壁Vの画像部分と血管壁Vに付着したプラークPの画像部分が示されている。図2を利用して説明したように、診断対象となるプラークPを全体的に取り囲むように表示参照領域32が設定される。参照領域設定部30(図1)は、設定された表示参照領域32を基準として、プラークPに対して複数の解析参照領域34を設定する。

#### 【0033】

例えば、図3に示すように、表示参照領域32内が複数の部分領域に分割され、それら複数の部分領域が複数の解析参照領域34とされる。なお、図3においては、互いに隣接する解析参照領域34同士の間隙を設けているが、隙間を設けずに解析参照領域34を設定してもよい。また、表示参照領域32と解析参照領域34の間においても、隙間を設けてもよいし隙間が無くてもよい。また、表示参照領域32の外において注目箇所解析参照領域34が設定されてもよいし、表示参照領域32内であっても、特に注目を必要としない箇所において解析参照領域34を省略するようにしてもよい。また、図3においては矩形の解析参照領域34を示しているが、解析参照領域34の形状は、その他の多角形や円形や楕円形などでもよい。

10

#### 【0034】

解析参照領域34が設定されると、移動量演算部60(図1)は、解析参照領域34をテンプレートとしたパターンマッチング処理により、画像データ内において、解析参照領域34ごとにそれに対応した部位の時相間における移動量を算出する。

#### 【0035】

例えば、フレーム1の画像データ内に解析参照領域34が設定されると、移動量演算部60は、フレーム1の解析参照領域34内の画像データに、最も類似する(パターンがマッチする)画像部分を、フレーム2の画像データ内において探索する。これにより、解析参照領域34ごとに、フレーム2の画像データ内において、その解析参照領域34の移動位置が特定される。そして、解析参照領域34ごとに、そのx軸方向(横方向)とy軸方向(縦方向)の移動距離が算出される。つまり、解析参照領域34に対応した部位の移動量がx軸方向とy軸方向の2次元のベクトル量として算出される。なお、移動量は、互いに隣接するフレーム間において算出されてもよいし、例えばユーザによって指定されたフレーム数だけ離れたフレーム間において算出されてもよい。

20

#### 【0036】

こうして、フレーム間において移動量が算出されると、さらに次のフレーム間以降においても移動量が次々に算出される。なお、次々に移動量を算出する際には、移動前の起点となるフレーム内において特定された表示参照領域32に応じて、解析参照領域34も更新される。例えば、図2に示すフレーム1とフレーム2との間において移動量を算出する場合には、フレーム1の表示参照領域32を基準として複数の解析参照領域34が設定され、フレーム2の画像データ内で、各解析参照領域34の移動先が探索される。続いて、例えば、図2に示すフレーム2と図示しないフレーム3との間において移動量を算出する場合には、フレーム2において特定された表示参照領域32を基準として複数の解析参照領域34が設定され、図示しないフレーム3の画像データ内で、各解析参照領域34の移動先が探索される。

30

40

#### 【0037】

なお、解析参照領域34の移動量には、表示参照領域32の移動量成分、つまりプラークPの全体的な移動量成分が含まれていてもよいし、表示参照領域32の移動量に基づいて、プラークPの全体的な移動量成分を差し引いて、解析参照領域34の移動量を算出してもよい。

#### 【0038】

複数の解析参照領域34の各々についての移動量が算出されると、画像形成部70(図1)は、図2を利用して説明したようにプラークPの表示位置を固定しつつ、さらに、解析参照領域34を利用して得られたプラークPの各部位の移動量を示した表示画像を形成する。

50

## 【 0 0 3 9 】

図 4 は、ブランクの各部位の移動量を示した表示画像の具体例を示す図である。画像形成部 7 0 ( 図 1 ) は、各解析参照領域 3 4 の移動量、つまり 2 次元のベクトル量を矢印で示すことにより、図 4 に示す表示画像を形成する。図 4 において、ブランク P や血管壁 V 上に重ねて示される複数の矢印が、図 3 に示す複数の解析参照領域 3 4 の移動量に対応している。例えば、解析参照領域 3 4 ごとに算出された x 軸方向の移動量と y 軸方向の移動量に応じて、その解析参照領域 3 4 に関する矢印の方向と長さが設定される。つまり、矢印の方向により移動の方向が示され、矢印の長さにより移動の大きさ ( 移動距離 ) が示される。また、各矢印の起点は、例えばその矢印に対応した解析参照領域 3 4 の中心とされる。なお、解析参照領域 3 4 の中心における画素の輝度が、閾値よりも小さい場合には、その画素がブランク P ではないと判断して、矢印を表示させないようにしてもよい。

10

## 【 0 0 4 0 】

また、複数の矢印を示すにあたって、矢印の向きに応じて矢印の表示態様を異ならせてもよい。例えば、画像データ内において x 軸の正方向 ( 右方向 ) の成分をもつ矢印と、x 軸の負方向 ( 左方向 ) の成分をもつ矢印を、互いに異なる色などにより区別して表示するようにしてもよい。これにより、図 4 に例示するように、他とは異なる方向の成分をもった矢印 A が、例えば色の相違により容易に識別され、この矢印 A の部位においてブランク P の動きが特異であることが明瞭に示される。また、ブランク P の各部位に、移動の方向に応じた色付け処理を施して、矢印の表示を省略するようにしてもよい。

20

## 【 0 0 4 1 】

以上、本発明の好適な実施形態である超音波診断装置について説明したが、例えば、図 2 から図 4 を利用して詳述した処理の一部または全てに対応したプログラムにより、図 1 に示した画像データ記憶部 2 0 と参照領域設定部 3 0 とトラッキング処理部 5 0 と移動量演算部 6 0 と画像形成部 7 0 の機能の一部または全てをコンピュータで実現し、そのコンピュータを超音波画像処理装置として機能させてもよい。

## 【 0 0 4 2 】

なお、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

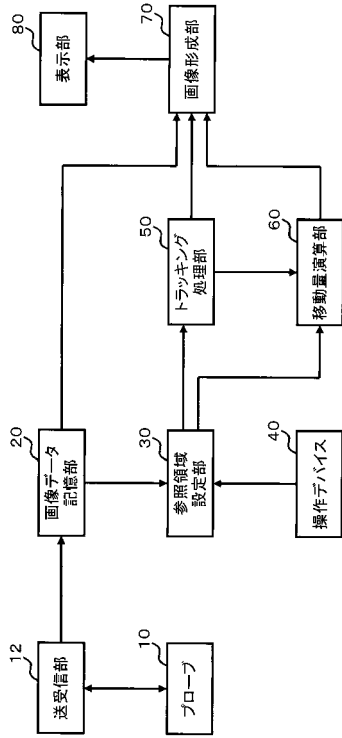
## 【 符号の説明 】

## 【 0 0 4 3 】

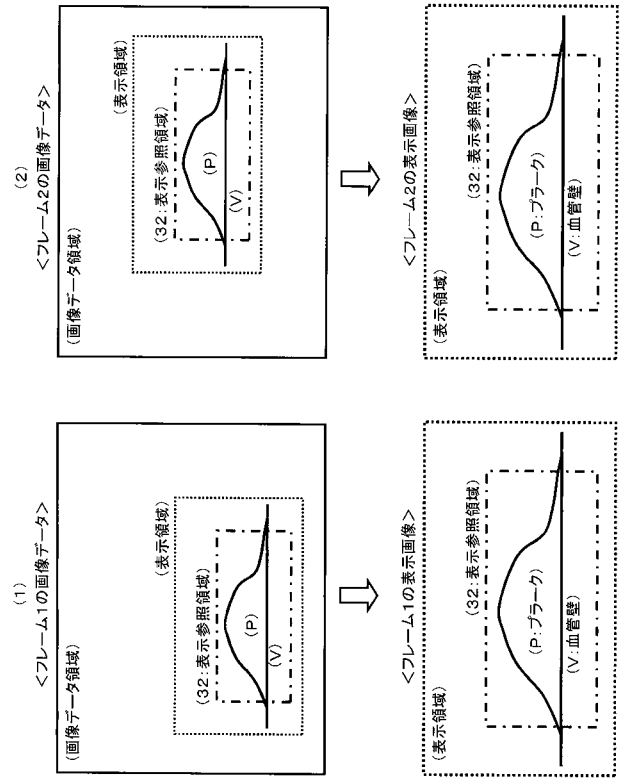
1 0 プローブ、1 2 送受信部、2 0 画像データ記憶部、3 0 参照領域設定部、5 0 トラッキング処理部、6 0 移動量演算部、7 0 画像形成部、8 0 表示部。

30

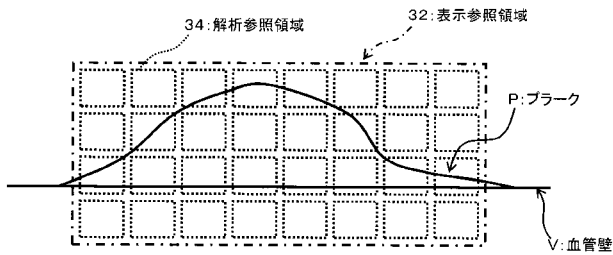
【 図 1 】



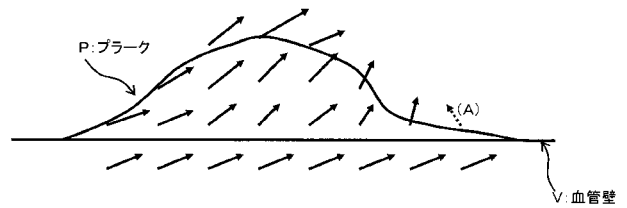
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 村下 賢

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

Fターム(参考) 4C601 BB06 DD14 DD26 EE09 JC08 JC16 JC37 KK20 KK30

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2013188300A</a>	公开(公告)日	2013-09-26
申请号	JP2012055776	申请日	2012-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	久米慎二 日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	久米慎二 日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	久米伸治 坂下肇 村下賢		
发明人	久米 伸治 坂下 肇 村下 賢		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD14 4C601/DD26 4C601/EE09 4C601/JC08 4C601/JC16 4C601/JC37 4C601/KK20 4C601/KK30		
其他公开文献	JP5999935B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：在诊断粘在血管壁上的斑块时，提供与超声诊断设备相关的改进技术。解决方案：参考区域设置部分30在斑块的多个部分处设置分析参考区域，其中显示参考区域被设置为围绕斑块作为参考内部图像数据。跟踪处理部分50通过图案匹配处理在图像数据内的多个时间相位上跟踪显示参考区域的位置，其中显示参考区域是模板。移动量计算部分60通过分析参考区域是模板的模式匹配处理，针对每个分析参考区域计算与分析参考区域对应的部分的时间相位之间的移动量。图像形成部分70形成指示与斑块的多个部分中的每个部分相对应的移动量的显示图像，同时将显示参考区域的跟踪位置固定在多个时间相位上的斑块的整个显示位置作为参考。

