

(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2018-192117  
(P2018-192117A)

(43) 公開日 平成30年12月6日(2018.12.6)

(51) Int.Cl. F I テーマコード(参考)  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)** A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1  
**A 6 1 B 8/06 (2006.01)** A 6 1 B 8/06

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2017-100015 (P2017-100015)  
 (22) 出願日 平成29年5月19日 (2017.5.19)

(71) 出願人 000000376  
 オリンパス株式会社  
 東京都八王子市石川町2951番地  
 (74) 代理人 110002147  
 特許業務法人酒井国際特許事務所  
 (72) 発明者 中辻 知宏  
 東京都八王子市石川町2951番地 オリ  
 ンパス株式会社内  
 Fターム(参考) 4C601 DD21 DE04 EE08 JB49 JC05  
 JC06 JC20 JC37 KK02 KK12  
 KK19 KK24

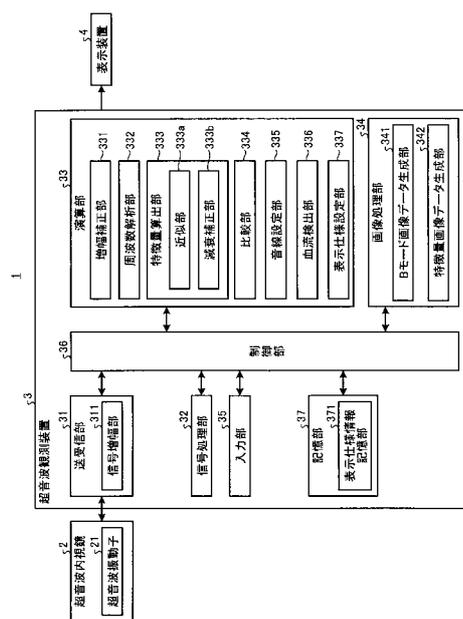
(54) 【発明の名称】 超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラム

(57) 【要約】

【課題】血管と腫瘍とを区別可能な超音波画像を、フレームレートの低下を抑制して生成することができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムを提供すること。

【解決手段】本発明にかかる超音波観測装置は、超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、周波数解析部が算出した周波数スペクトルに基づく周波数特徴量を算出する特徴量算出部と、周波数特徴量と、周波数特徴量に対して予め設定されている閾値とを比較する比較部と、比較部による比較結果をもとに、ドブラ走査を実行する音線を設定する音線設定部と、ドブラ走査による血流の検出結果に基づいて、周波数特徴量を示す特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、を備える。

【選択図】図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波観測装置であって、

前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、

前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルに基づく周波数特徴量を算出する特徴量算出部と、

前記周波数特徴量と、前記周波数特徴量に対して予め設定されている第 1 の閾値とを比較する比較部と、

前記比較部による比較結果をもとに、ドブラ走査を実行する音線を設定する音線設定部と、

前記ドブラ走査による血流の検出結果に基づいて、前記周波数特徴量を示す特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、

を備えることを特徴とする超音波観測装置。

10

**【請求項 2】**

前記特徴量画像データ生成部は、前記血流が検出された領域を、前記血流が検出されていない領域の表示仕様とは異なる表示仕様とする前記特徴量画像データを生成する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

20

**【請求項 3】**

前記音線設定部は、前記特徴量画像データにおいて位置が互いに隣り合う周波数特徴量からなる特徴量群に対応するピクセル数が、前記ピクセル数に対して予め設定されている第 2 の閾値よりも小さい場合に、当該特徴量群に対応する領域を含む音線を、前記ドブラ走査を実行する音線から除外する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

**【請求項 4】**

前記特徴量画像データ生成部は、前記特徴量画像データを前記超音波画像データに重畳した重畳画像データを生成する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

30

**【請求項 5】**

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波観測装置の作動方法であって、

周波数解析部が、前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、

特徴量算出部が、前記周波数解析ステップで算出した周波数スペクトルに基づく周波数特徴量を算出する特徴量算出ステップと、

比較部が、前記周波数特徴量と、前記周波数特徴量に対して予め設定されている第 1 の閾値とを比較する比較ステップと、

40

音線設定部が、前記比較ステップの比較結果をもとに、ドブラ走査を実行する音線を設定する音線設定ステップと、

特徴量画像データ生成部が、前記ドブラ走査による血流の検出結果に基づいて、前記周波数特徴量を示す特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、

を含むことを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

**【請求項 6】**

観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波観測装置の作動プログラムであって、

周波数解析部が、前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することに

50

よって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析手順と、

特徴量算出部が、前記周波数解析手順で算出した周波数スペクトルに基づく周波数特徴量を算出する特徴量算出手順と、

比較部が、前記周波数特徴量と、前記周波数特徴量に対して予め設定されている第1の閾値とを比較する比較手順と、

音線設定部が、前記比較手順の比較結果をもとに、ドブラ走査を実行する音線を設定する音線設定手順と、

特徴量画像データ生成部が、前記ドブラ走査による血流の検出結果に基づいて、前記周波数特徴量を示す特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成手順と、

を前記超音波観測装置に実行させることを特徴とする超音波観測装置の作動プログラム

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて観測対象の組織を観測する超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

観測対象である生体組織または材料の特性を観測するために、超音波を適用することがある。具体的には、観測対象に超音波を送信し、その観測対象によって反射された超音波エコーに対して所定の信号処理を施すことにより、観測対象の特性に関する情報を取得する。

20

【0003】

超音波を適用した体内の生体組織などの診断には、挿入部の先端に超音波振動子が設けられた超音波内視鏡が用いられる。医師などの術者は、挿入部を体内に挿入後、手元の操作部を操作する。この操作により、超音波振動子が超音波エコーを取得し、該超音波エコーに基づく情報（超音波画像）が生成される。術者は、モニタに表示される超音波画像をもとに診断を行う。

【0004】

上述したような超音波内視鏡を用いて超音波画像をモニタに表示する超音波診断システムは、より詳細に診断したい場合や別視点の診断から総合的に結果の確度を上げたい場合などに、フローモード、エラストモード、造影剤モード等の各種動作モードで超音波画像を表示する。具体的には、基本となるBモード画像上に、関心領域を設定し、関心領域に対して、設定された動作モードに対応した演算等の処理を行うことにより得られた付加情報を2次元で示した動作モード画像を生成して、Bモード画像上に重畳し、モニタに表示する。

30

【0005】

上述したモードのうち、フローモードは、ドブラ走査を行ってドブラシフトを解析することにより血液を検出し、血流の有無や血流の方向を色分けした二次元情報を重畳するモードである。フローモードでは、同一の深度方向に複数回スキャン走査を行って、深度ごとの振幅または強度の変化量に基づいて、血流情報を生成する（例えば、特許文献1を参照）。特許文献1では、血流の描写精度を向上させるために、血流画像と、弾性画像と、Bモード画像とを合成することによって、合成画像を生成している。特許文献1によれば、合成画像において血管と腫瘍とを区別することができる。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特許第5938822号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

## 【0007】

しかしながら、特許文献1が開示する技術では、血流画像、弾性画像およびBモード画像を生成する必要がある、合成画像を生成するにあたり、フレームレートの低下を招いていた。

## 【0008】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、血管と腫瘍とを区別可能な超音波画像を、フレームレートの低下を抑制して生成することができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラムを提供することを目的とする。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0009】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る超音波観測装置は、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波観測装置であって、前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析部と、前記周波数解析部が算出した周波数スペクトルに基づく周波数特徴量を算出する特徴量算出部と、前記周波数特徴量と、前記周波数特徴量に対して予め設定されている第1の閾値とを比較する比較部と、前記比較部による比較結果をもとに、ドブラ走査を実行する音線を設定する音線設定部と、前記ドブラ走査による血流の検出結果に基づいて、前記周波数特徴量を示す特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部と、を備えることを特徴とする。

10

20

## 【0010】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量画像データ生成部は、前記血流が検出された領域を、前記血流が検出されていない領域の表示仕様とは異なる表示仕様とする前記特徴量画像データを生成することを特徴とする。

## 【0011】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記音線設定部は、前記特徴量画像データにおいて位置が互いに隣り合う周波数特徴量からなる特徴量群に対応するピクセル数が、前記ピクセル数に対して予め設定されている第2の閾値よりも小さい場合に、当該特徴量群に対応する領域を含む音線を、前記ドブラ走査を実行する音線から除外することを特徴とする。

30

## 【0012】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量画像データ生成部は、前記特徴量画像データを前記超音波画像データに重畳した重畳画像データを生成することを特徴とする。

## 【0013】

本発明に係る超音波観測装置の作動方法は、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波観測装置の作動方法であって、周波数解析部が、前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析ステップと、特徴量算出部が、前記周波数解析ステップで算出した周波数スペクトルに基づく周波数特徴量を算出する特徴量算出ステップと、比較部が、前記周波数特徴量と、前記周波数特徴量に対して予め設定されている第1の閾値とを比較する比較ステップと、音線設定部が、前記比較ステップの比較結果をもとに、ドブラ走査を実行する音線を設定する音線設定ステップと、特徴量画像データ生成部が、前記ドブラ走査による血流の検出結果に基づいて、前記周波数特徴量を示す特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成ステップと、を含むことを特徴とする。

40

## 【0014】

本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、観測対象へ超音波を送信し、該観測対象で反射された超音波を受信する超音波振動子を備えた超音波プローブが取得した超音波信号に基づいて超音波画像データを生成する超音波観測装置の作動プログラムであって

50

、周波数解析部が、前記超音波信号に基づいて生成される信号の周波数を解析することによって複数の周波数スペクトルを算出する周波数解析手順と、特徴量算出部が、前記周波数解析手順で算出した周波数スペクトルに基づく周波数特徴量を算出する特徴量算出手順と、比較部が、前記周波数特徴量と、前記周波数特徴量に対して予め設定されている第1の閾値とを比較する比較手順と、音線設定部が、前記比較手順の比較結果をもとに、ドブラ走査を実行する音線を設定する音線設定手順と、特徴量画像データ生成部が、前記ドブラ走査による血流の検出結果に基づいて、前記周波数特徴量を示す特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成手順と、を前記超音波観測装置に実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

10

【0015】

本発明によれば、血管と腫瘍とを区別可能な超音波画像を、フレームレートの低下を抑制して生成することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の信号増幅部が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の増幅補正部が行う増幅補正処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。

20

【図4】図4は、超音波信号の1つの音線におけるデータ配列を模式的に示す図である。

【図5】図5は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の周波数解析部により算出された周波数スペクトルの例を示す図である。

【図6】図6は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の減衰補正部が補正した補正特徴量をパラメータとして有する直線を示す図である。

【図7】図7は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の音線設定部が実行する処理を説明する図である。

【図8】図8は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の音線設定部が実行する処理を説明する図である。

30

【図9】図9は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の画像処理部が生成する画像の一例を説明する図である。

【図10】図10は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図11】図11は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の周波数解析部が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図12】図12は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置の演算部が実行する表示仕様設定処理の概要を示すフローチャートである。

【図13】図13は、本発明の実施の形態2に係る超音波観測装置の音線設定部が実行する処理を説明する図である。

40

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、添付図面を参照して、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）を説明する。

【0018】

（実施の形態1）

図1は、本発明の実施の形態1に係る超音波観測装置3を備えた超音波観測システム1の構成を示すブロック図である。同図に示す超音波観測システム1は、観測対象である被検体へ超音波を送信し、該被検体で反射された超音波を受信する超音波内視鏡2（超音波プローブ）と、超音波内視鏡2が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超

50

音波観測装置 3 と、超音波観測装置 3 が生成した超音波画像を表示する表示装置 4 と、を備える。

【0019】

超音波内視鏡 2 は、その先端部に、超音波観測装置 3 から受信した電気的なパルス信号を超音波パルス（音響パルス）に変換して被検体へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電気的なエコー信号に変換して出力する超音波振動子 21 を有する。超音波振動子 21 は、コンベックス振動子、リニア振動子およびラジアル振動子のいずれでも構わない。超音波内視鏡 2 は、超音波振動子 21 をメカ的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子 21 として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりすることで、電子的に走査させるものであってもよい。

10

【0020】

超音波内視鏡 2 は、通常は撮像光学系および撮像素子を有しており、被検体の消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）、または呼吸器（気管、気管支）へ挿入され、消化管や呼吸器、その周囲臓器（膵臓、胆嚢、胆管、胆道、リンパ節、縦隔臓器、血管等）を撮像することが可能である。また、超音波内視鏡 2 は、撮像時に被検体へ照射する照明光を導くライトガイドを有する。このライトガイドは、先端部が超音波内視鏡 2 の被検体への挿入部の先端まで達している一方、基端部が照明光を発生する光源装置に接続されている。なお、超音波内視鏡 2 に限らず、撮像光学系および撮像素子を有しない超音波プローブであってもよい。

20

【0021】

超音波観測装置 3 は、超音波内視鏡 2 と電氣的に接続され、所定の波形および送信タイミングに基づいて高電圧パルスからなる送信信号（パルス信号）を超音波振動子 21 へ送信するとともに、超音波振動子 21 から電気的な受信信号であるエコー信号を受信してデジタルの高周波（RF：Radio Frequency）信号のデータ（以下、RF データという）を生成、出力する送受信部 31 と、送受信部 31 から受信した RF データをもとにデジタルの B モード用受信データを生成する信号処理部 32 と、送受信部 31 から受信した RF データに対して所定の演算を施す演算部 33 と、各種画像データを生成する画像処理部 34 と、キーボード、マウス、タッチパネル等のユーザインタフェースを用いて実現され、各種情報の入力を受け付ける入力部 35 と、超音波観測システム 1 全体を制御する制御部 36 と、超音波観測装置 3 の動作に必要な各種情報を記憶する記憶部 37 と、を備える。

30

【0022】

送受信部 31 は、エコー信号を増幅する信号増幅部 311 を有する。信号増幅部 311 は、受信深度が大きいエコー信号ほど高い増幅率で増幅する S T C（Sensitivity Time Control）補正を行う。図 2 は、信号増幅部 311 が行う増幅処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図 2 に示す受信深度  $z$  は、超音波の受信開始時点からの経過時間に基づいて算出される量である。図 2 に示すように、増幅率（dB）は、受信深度  $z$  が閾値  $z_{th}$  より小さい場合、受信深度  $z$  の増加に伴って  $0$  から  $z_{th}$ （ $> 0$ ）へ線型に増加する。また、増幅率は、受信深度  $z$  が閾値  $z_{th}$  以上である場合、一定値  $z_{th}$  をとる。閾値  $z_{th}$  の値は、観測対象から受信する超音波信号がほとんど減衰してしまい、ノイズが支配的になるような値である。より一般に、増幅率は、受信深度  $z$  が閾値  $z_{th}$  より小さい場合、受信深度  $z$  の増加に伴って単調増加すればよい。なお、図 2 に示す関係は、予め記憶部 37 に記憶されている。

40

【0023】

送受信部 31 は、信号増幅部 311 によって増幅されたエコー信号に対してフィルタリング等の処理を施した後、A/D 変換することによって時間ドメインの RF データを生成し、信号処理部 32 および演算部 33 へ出力する。なお、超音波内視鏡 2 が複数の素子をアレイ状に設けた超音波振動子 21 を電子的に走査させる構成を有する場合、送受信部 31 は、複数の素子に対応したビーム合成用の多チャンネル回路を有する。

【0024】

50

送受信部 3 1 が送信するパルス信号の周波数帯域は、超音波振動子 2 1 におけるパルス信号の超音波パルスへの電気音響変換の線型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にするとよい。また、信号増幅部 3 1 1 におけるエコー信号の各種処理周波数帯域は、超音波振動子 2 1 による超音波エコーのエコー信号への音響電気変換の線型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にするとよい。これらにより、後述する周波数スペクトルの近似処理を実行する際、精度のよい近似を行うことが可能となる。

【 0 0 2 5 】

送受信部 3 1 は、制御部 3 6 が出力する各種制御信号を超音波内視鏡 2 に対して送信するとともに、超音波内視鏡 2 から識別用の ID を含む各種情報を受信して制御部 3 6 へ送信する機能も有する。

10

【 0 0 2 6 】

信号処理部 3 2 は、RF データに対してバンドパスフィルタ、包絡線検波、対数変換など公知の処理を施し、デジタルの B モード用受信データを生成する。対数変換では、RF データを基準電圧  $V_0$  で除した量の常用対数をとってデシベル値で表現する。信号処理部 3 2 は、生成した B モード用受信データを、画像処理部 3 4 へ出力する。信号処理部 3 2 は、CPU (Central Processing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。

【 0 0 2 7 】

演算部 3 3 は、送受信部 3 1 が生成した RF データに対して受信深度  $z$  によらず増幅率を一定とするよう増幅補正を行う増幅補正部 3 3 1 と、増幅補正を行った RF データに高速フーリエ変換 (FFT: Fast Fourier Transform) を施して周波数解析を行うことにより周波数スペクトルを算出する周波数解析部 3 3 2 と、周波数解析部 3 3 2 により算出された周波数スペクトルをもとに、該周波数スペクトルの特徴量を算出する特徴量算出部 3 3 3 と、特徴量算出部 3 3 3 が算出した特徴量と、設定されている閾値とを比較する比較部 3 3 4 と、比較部 3 3 4 による比較結果に基づいて、ドブラ走査を実行する音線 (以下、ドブラ走査実行音線) を設定する音線設定部 3 3 5 と、ドブラ走査による走査結果に基づいて、血流の検出を行う血流検出部 3 3 6 と、血流検出部 3 3 6 による検出結果に基づいて、表示装置 4 に表示させる表示対象の特徴量の表示仕様を設定する表示仕様設定部 3 3 7 と、を有する。演算部 3 3 は、CPU や各種演算回路等を用いて実現される。

20

【 0 0 2 8 】

図 3 は、増幅補正部 3 3 1 が行う増幅補正処理における受信深度と増幅率との関係を示す図である。図 3 に示すように、増幅補正部 3 3 1 が行う増幅補正処理における増幅率 (dB) は、受信深度  $z$  がゼロのとき最大値  $t_{th} - t_0$  をとり、受信深度  $z$  がゼロから閾値  $z_{th}$  に達するまで線型に減少し、受信深度  $z$  が閾値  $z_{th}$  以上のときゼロである。このように定められる増幅率 によって増幅補正部 3 3 1 が RF データを増幅補正することにより、信号処理部 3 2 における STC 補正の影響を相殺し、一定の増幅率  $t_{th}$  の信号を出力することができる。なお、増幅補正部 3 3 1 が行う受信深度  $z$  と増幅率 の関係は、信号処理部 3 2 における受信深度と増幅率の関係に応じて異なることは勿論である。

30

【 0 0 2 9 】

このような増幅補正を行う理由を説明する。STC 補正は、アナログ信号波形の振幅を全周波数帯域にわたって均一に、かつ、深度に対しては単調増加する増幅率で増幅させることで、アナログ信号波形の振幅から減衰の影響を排除する補正処理である。このため、エコー信号の振幅を輝度に変換して表示する B モード画像を生成する場合、かつ、一様な組織を走査した場合には、STC 補正を行うことによって深度によらず輝度値が一定になる。すなわち、B モード画像の輝度値から減衰の影響を排除する効果を得ることができる。

40

【 0 0 3 0 】

一方、本実施の形態のように超音波の周波数スペクトルを算出して解析した結果を利用する場合、STC 補正でも超音波の伝播に伴う減衰の影響を正確に排除できるわけではない。なぜなら、一般に減衰量は周波数によって異なるが (後述する式 (1) を参照)、STC 補正の増幅率は距離だけに応じて変化し、周波数依存性がないためである。

50

## 【 0 0 3 1 】

上述した問題、すなわち、超音波の周波数スペクトルを算出して解析した結果を利用する場合、S T C補正でも超音波の伝播に伴う減衰の影響を正確に排除できるわけではない、という問題を解決するには、Bモード画像を生成する際にS T C補正を施した受信信号を出力する一方、周波数スペクトルに基づいた画像を生成する際に、Bモード画像を生成するための送信とは異なる新たな送信を行い、S T C補正を施していない受信信号を出力することが考えられる。ところがこの場合には、受信信号に基づいて生成される画像データのフレームレートが低下してしまうという問題がある。

## 【 0 0 3 2 】

そこで、本実施の形態では、生成される画像データのフレームレートを維持しつつ、Bモード画像用にS T C補正を施した信号に対してS T C補正の影響を排除するために、増幅補正部331によって増幅率の補正を行う。

## 【 0 0 3 3 】

周波数解析部332は、増幅補正部331が増幅補正した各音線のRFデータ(ラインデータ)を所定の時間間隔でサンプリングし、サンプルデータを生成する。周波数解析部332は、サンプルデータ群にFFT処理を施すことにより、RFデータ上の複数の箇所(データ位置)における周波数スペクトルを算出する。ここでいう「周波数スペクトル」とは、サンプルデータ群にFFT処理を施すことによって得られた「ある受信深度zにおける強度の周波数分布」を意味する。また、ここでいう「強度」とは、例えばエコー信号の電圧、エコー信号の電力、超音波エコーの音圧、超音波エコーの音響エネルギー等のパラメータ、これらパラメータの振幅や時間積分値やその組み合わせのいずれかを指す。

## 【 0 0 3 4 】

一般に、周波数スペクトルは、観測対象が生体組織である場合、超音波が走査された生体組織の性状によって異なる傾向を示す。これは、周波数スペクトルが、超音波を散乱する散乱体の大きさ、数密度、音響インピーダンス等と相関を有しているためである。ここでいう「生体組織の性状」とは、例えば悪性腫瘍(癌)、良性腫瘍、内分泌腫瘍、粘液性腫瘍、正常組織、嚢胞、脈管などのことである。

## 【 0 0 3 5 】

図4は、超音波信号の1つの音線におけるデータ配列を模式的に示す図である。同図に示す音線 $S R_k$ において、白または黒の長方形は、1つのサンプル点におけるデータを意味している。また、音線 $S R_k$ において、右側に位置するデータほど、超音波振動子21から音線 $S R_k$ に沿って計った場合の深い箇所からのサンプルデータである(図4の矢印を参照)。音線 $S R_k$ は、送受信部31が行うA/D変換におけるサンプリング周波数(例えば50MHz)に対応した時間間隔で離散化されている。図4では、番号kの音線 $S R_k$ の8番目のデータ位置を受信深度zの方向の初期値 $Z^{(k)}_0$ として設定した場合を示しているが、初期値の位置は任意に設定することができる。周波数解析部332による算出結果は複素数で得られ、記憶部37に格納される。

## 【 0 0 3 6 】

図4に示すデータ群 $F_j$ ( $j = 1, 2, \dots, K$ )は、FFT処理の対象となるサンプルデータ群である。一般に、FFT処理を行うためには、サンプルデータ群が2のべき乗のデータ数を有している必要がある。この意味で、サンプルデータ群 $F_j$ ( $j = 1, 2, \dots, K - 1$ )はデータ数が16( $= 2^4$ )で正常なデータ群である一方、サンプルデータ群 $F_K$ は、データ数が12であるため異常なデータ群である。異常なデータ群に対してFFT処理を行う際には、不足分だけゼロデータを挿入することにより、正常なサンプルデータ群を生成する処理を行う。この点については、周波数解析部332の処理を説明する際に詳述する(図9を参照)。

## 【 0 0 3 7 】

図5は、周波数解析部332により算出された周波数スペクトルの例を示す図である。図5では、横軸が周波数fである。また、図5では、縦軸が、強度 $I_0$ を基準強度 $I_c$ (定数)で除した量の常用対数(デシベル表現) $I = 10 \log_{10}(I_0 / I_c)$ である。図5

10

20

30

40

50

に示す回帰直線  $L_{10}$  については後述する。なお、本実施の形態において、曲線および直線は、離散的な点の集合からなる。

【0038】

図5に示す周波数スペクトル  $C_1$  において、以後の演算に使用する周波数帯域の下限周波数  $f_L$  および上限周波数  $f_H$  は、超音波振動子 21 の周波数帯域、送受信部 31 が送信するパルス信号の周波数帯域などをもとに決定されるパラメータである。以下、図5において、下限周波数  $f_L$  および上限周波数  $f_H$  によって定まる周波数帯域を「周波数帯域 F」という。

【0039】

特徴量算出部 333 は、設定されている関心領域（以下、ROI (Region of Interest) ということもある）内において、複数の周波数スペクトルの特徴量をそれぞれ算出する。特徴量算出部 333 は、周波数スペクトルを直線で近似することによって減衰補正処理を行う前の周波数スペクトルの特徴量（以下、補正前特徴量という）を算出する近似部 333a と、近似部 333a が算出した補正前特徴量に対して減衰補正を行うことによって特徴量を算出する減衰補正部 333b と、を有する。

【0040】

近似部 333a は、所定周波数帯域における周波数スペクトルの回帰分析を行って周波数スペクトルを一次式（回帰直線）で近似することにより、この近似した一次式を特徴付ける補正前特徴量を算出する。例えば、図5に示す周波数スペクトル  $C_1$  の場合、近似部 333a は、周波数帯域 F で回帰分析を行い周波数スペクトル  $C_1$  を一次式で近似することによって回帰直線  $L_{10}$  を得る。換言すると、近似部 333a は、回帰直線  $L_{10}$  の傾き  $a_0$ 、切片  $b_0$ 、および周波数帯域 F の中心周波数  $f_M = (f_L + f_H) / 2$  の回帰直線上の値であるミッドバンドフィット (Mid-band fit)  $c_0 = a_0 f_M + b_0$  を補正前特徴量として算出する。

【0041】

3つの補正前特徴量のうち、傾き  $a_0$  は、超音波の散乱体の大きさと相関を有し、一般に散乱体が大きいかほど傾きが小さな値を有すると考えられる。また、切片  $b_0$  は、散乱体の大きさ、音響インピーダンスの差、散乱体の数密度（濃度）等と相関を有している。具体的には、切片  $b_0$  は、散乱体が大きいかほど大きな値を有し、音響インピーダンスの差が大きいかほど大きな値を有し、散乱体の数密度が大きいかほど大きな値を有すると考えられる。ミッドバンドフィット  $c_0$  は、傾き  $a_0$  と切片  $b_0$  から導出される間接的なパラメータであり、有効な周波数帯域内の中心におけるスペクトルの強度を与える。このため、ミッドバンドフィット  $c_0$  は、散乱体の大きさ、音響インピーダンスの差、散乱体の数密度に加えて、Bモード画像の輝度とある程度の相関を有していると考えられる。なお、特徴量算出部 333 は、回帰分析によって二次以上の多項式で周波数スペクトルを近似するようにしてもよい。

【0042】

減衰補正部 333b が行う補正について説明する。一般に、超音波の減衰量  $A(f, z)$  は、超音波が受信深度 0 と受信深度  $z$  との間を往復する間に生じる減衰であり、往復する前後の強度変化（デシベル表現での差）として定義される。減衰量  $A(f, z)$  は、一様な組織内では周波数に比例することが経験的に知られており、以下の式(1)で表現される。

$$A(f, z) = 2 \cdot z \cdot f \cdot \dots \quad (1)$$

ここで、比例定数は減衰率と呼ばれる量である。また、 $z$  は超音波の受信深度であり、 $f$  は周波数である。減衰率の具体的な値は、観測対象が生体である場合、生体の部位に応じて定まる。減衰率の単位は、例えば  $dB / cm / MHz$  である。なお、本実施の形態において、減衰率の値を入力部 35 からの入力によって変更できる構成とすることも可能である。

【0043】

減衰補正部 333b は、近似部 333a が抽出した補正前特徴量（傾き  $a_0$ 、切片  $b_0$ 、

ミッドバンドフィット  $c_0$ ) に対し、以下に示す式 (2) ~ (4) にしたがって減衰補正を行うことにより、特徴量  $a$ 、 $b$ 、 $c$  を算出する。本実施の形態 1 では、減衰補正部 333b が減衰補正することにより、周波数特徴量である特徴量  $a$ 、 $b$ 、 $c$  が算出される。

$$a = a_0 + 2 \quad z \quad \dots (2)$$

$$b = b_0 \quad \dots (3)$$

$$c = c_0 + A(f_M, z) = c_0 + 2 \quad z f_M (= a f_M + b) \quad \dots (4)$$

式 (2)、(4) から明らかなように、減衰補正部 333b は、超音波の受信深度  $z$  が大きいほど、補正量が大きい補正を行う。また、式 (3) によれば、切片に関する補正は恒等変換である。これは、切片が周波数 0 (Hz) に対応する周波数成分であって減衰の影響を受けないためである。

10

#### 【0044】

図 6 は、減衰補正部 333b が算出した特徴量  $a$ 、 $b$ 、 $c$  をパラメータとして有する直線を示す図である。直線  $L_1$  の式は、

$$I = a f + b = (a_0 + 2 \quad z) f + b_0 \quad \dots (5)$$

で表される。この式 (5) から明らかなように、直線  $L_1$  は、減衰補正前の直線  $L_{10}$  と比較して、傾きが大きく ( $a > a_0$ )、かつ切片が同じ ( $b = b_0$ ) である。

#### 【0045】

比較部 334 は、特徴量算出部 333 が各サンプル点において算出した特徴量  $a$ 、 $b$ 、 $c$  のうち、表示対象の特徴量と、予め設定されている閾値とを比較する。この閾値は、特徴量を示す値であって、血管や腫瘍と、それ以外の組織とを区別するための値である。例えば、表示対象の特徴量が特徴量  $c$  に設定されている場合、特徴量  $c$  と、この特徴量  $c$  に対して設定された閾値とを比較する。比較部 334 は、比較した結果 (特徴量  $c$  と閾値との大小関係) を、各音線の受信深度ごとに生成し、音線設定部 335 に出力する。

20

#### 【0046】

音線設定部 335 は、比較部 334 による比較結果に基づいて、ドブラ走査実行音線を設定する。本実施の形態 1 において、音線設定部 335 は、閾値よりも小さい特徴量を有する音線を抽出し、その抽出した音線のうち、超音波の走査方向の両端に位置する音線によって挟まれた領域内の音線を、ドブラ走査実行音線として設定する。

#### 【0047】

図 7 および図 8 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の音線設定部が実行する処理を説明する図である。図 7 に示すように、B モード画像  $W_B$  において、腫瘍  $B_G$  と血管  $B_L$  とが描出されている場合、腫瘍  $B_G$  と血管  $B_L$  とにそれぞれ対応する位置の周波数特徴量 (特徴量  $a$ 、 $b$ 、 $c$ ) は、他の位置とは異なる値となる。この際、比較部 334 の比較結果において、この腫瘍  $B_G$  を示す領域の特徴量と、この血管  $B_L$  を示す領域の特徴量とが、閾値を下回ったとする。この場合、音線設定部 335 は、閾値を下回った領域を含む音線を抽出し、その抽出した音線のうち、超音波の走査方向の両端に位置する音線  $S R_A$ 、 $S R_B$  と、音線  $S R_A$ 、 $S R_B$  によって挟まれた領域内の音線とを、ドブラ走査実行音線に設定する (図 8 参照)。なお、図 8 に示すような、ドブラ走査実行音線を表示した B モード画像  $W_B$  を、確認のために表示するようにしてもよい。

30

#### 【0048】

制御部 36 は、超音波振動子 21 に、音線設定部 335 により設定された音線に対応する範囲にてドブラ走査を実行させる。超音波観測装置 3 は、超音波振動子 21 が各深度に対して超音波を送信する処理を繰り返すことによって、各音線における受信深度ごとに複数のエコー信号を取得する。

40

#### 【0049】

血流検出部 336 は、ドブラ走査により取得されたエコー信号に基づいて、各受信深度における血流の検出を行う。血流検出部 336 は、公知の方法を用いて血流検出を行うことができる。血流検出部 336 は、各受信深度について血流の検出を行い、その検出結果を表示仕様設定部 337 に出力する。

#### 【0050】

50

表示仕様設定部 337 は、血流検出部 336 が血流を検出した領域における、表示装置 4 に表示させる表示対象の特徴量の表示仕様を設定する。具体的に、本実施の形態 1 では、表示仕様設定部 337 は、血流検出部 336 が血流を検出した領域（以下、血流検出領域）における特徴量  $c$  については、色情報を付与しないように設定する。このため、血流検出部 336 が血流を検出した領域には、特徴量  $c$  に対応する色が付与されず、その領域では B モード画像が表示される。

【0051】

画像処理部 34 は、エコー信号の振幅を輝度に変換して表示する超音波画像である B モード画像データを生成する B モード画像データ生成部 341 と、減衰補正部 333b が算出した特徴量を視覚情報と関連づけて B モード画像とともに表示する特徴量画像データを生成する特徴量画像データ生成部 342 と、を有する。

10

【0052】

B モード画像データ生成部 341 は、信号処理部 32 から受信した B モード用受信データに対してゲイン処理、コントラスト処理、補正処理等の公知の技術を用いた信号処理を行うとともに、表示装置 4 における画像の表示レンジに応じて定まるデータステップ幅に応じたデータの間引き等を行うことによって B モード画像データを生成する。B モード画像は、色空間として RGB 表色系を採用した場合の変数である R（赤）、G（緑）、B（青）の値を一致させたグレースケール画像である。

【0053】

B モード画像データ生成部 341 は、信号処理部 32 からの B モード用受信データに走査範囲を空間的に正しく表現できるよう並べ直す座標変換を施した後、B モード用受信データ間の補間処理を施すことによって B モード用受信データ間の空隙を埋め、B モード画像データを生成する。B モード画像データ生成部 341 は、生成した B モード画像データを特徴量画像データ生成部 342 へ出力する。

20

【0054】

特徴量画像データ生成部 342 は、特徴量算出部 333 が算出した特徴量に関連する視覚情報を付与した特徴量画像データを生成するとともに、この特徴量画像データを B モード画像データにおける画像の各画素に対して重畳することによって重畳画像データを生成する。特徴量画像データ生成部 342 は、表示仕様設定部 337 において設定された領域には、その領域に対して設定された視覚情報を付与する。特徴量画像データ生成部 342 は、例えば色を付与しないと設定された領域については、特徴量によらず視覚情報を重畳しない。

30

【0055】

特徴量画像データ生成部 342 は、例えば図 4 に示す 1 つのサンプルデータ群  $F_j$  ( $j = 1, 2, \dots, K$ ) のデータ量に対応する画素領域に対し、そのサンプルデータ群  $F_j$  から算出される周波数スペクトルの特徴量に対応する視覚情報を割り当てる。特徴量画像データ生成部 342 は、例えば上述した傾き、切片、ミッドバンドフィットのいずれか一つに視覚情報としての色相を対応付けることによって特徴量画像を生成する。具体的に、特徴量画像データ生成部 342 は、特徴量  $a$  に視覚情報としての色相を対応付ける場合、表示仕様設定部 337 が設定した配色に基づいて視覚情報を割り当てる。特徴量に関連する視覚情報としては、色相のほか、例えば彩度、明度、輝度値、R（赤）、G（緑）、B（青）などの所定の表色系を構成する色空間の変数を挙げることができる。

40

【0056】

図 9 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の画像処理部が生成する画像の一例を説明する図である。図 9 は、表示仕様設定部 337 により設定された表示仕様に応じて画像処理部 34 が生成した画像であって、B モード画像  $W_B$  に特徴量画像を重畳した重畳画像  $W_F$  を示す図である。図 9 に示すように、腫瘍  $B_G$  に対応する領域  $B_{G-F}$  には、色情報（図 9 ではハッチングで示している）が付与されている一方で、血管  $B_L$  に対応する領域  $B_{L-F}$  には、色情報が付与されずに（色としては無色）、B モード画像が表示される。なお、図 9 では、説明のために血管  $B_L$  に対応する領域  $B_{L-F}$  の外縁を破線で示しているが

50

、実際の画像には破線は表示されない。

【0057】

制御部36は、演算および制御機能を有するCPU (Central Processing Unit) や各種演算回路等を用いて実現される。制御部36は、記憶部37が記憶、格納する情報を記憶部37から読み出し、超音波観測装置3の作動方法に関連した各種演算処理を実行することによって超音波観測装置3を統括して制御する。なお、制御部36を信号処理部32および演算部33と共通のCPU等を用いて構成することも可能である。

【0058】

記憶部37は、減衰補正部333bが周波数スペクトルごとに算出した複数の特徴量や、画像処理部34が生成した画像データを記憶する。また、記憶部37は、特徴量に対する閾値や、表示仕様設定部337が設定する配色条件などを記憶する表示仕様情報記憶部371を有する。

10

【0059】

記憶部37は、上記以外にも、例えば増幅処理に必要な情報(図2に示す増幅率と受信深度 $z$ との関係)、増幅補正処理に必要な情報(図3に示す増幅率と受信深度 $z$ との関係)、減衰補正処理に必要な情報(式(1)参照)、周波数解析処理に必要な窓関数(Hamming、Hanning、Blackman等)の情報等を記憶する。

【0060】

また、記憶部37は、超音波観測装置3の作動方法を実行するための作動プログラムを含む各種プログラムを記憶する。作動プログラムは、ハードディスク、フラッシュメモリ、CD-ROM、DVD-ROM、フレキシブルディスク等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して広く流通させることも可能である。なお、上述した各種プログラムは、通信ネットワークを介してダウンロードすることによって取得することも可能である。ここでいう通信ネットワークは、例えば既存の公衆回線網、LAN (Local Area Network)、WAN (Wide Area Network) などによって実現されるものであり、有線、無線を問わない。

20

【0061】

以上の構成を有する記憶部37は、各種プログラム等が予めインストールされたROM (Read Only Memory)、および各処理の演算パラメータやデータ等を記憶するRAM (Random Access Memory) 等を用いて実現される。

30

【0062】

図10は、以上の構成を有する超音波観測装置3が行う処理の概要を示すフローチャートである。まず、超音波観測装置3は、超音波内視鏡2から超音波振動子21による観測対象の測定結果としてのエコー信号を受信する(ステップS1)。

【0063】

超音波振動子21からエコー信号を受信した信号増幅部311は、そのエコー信号の増幅を行う(ステップS2)。ここで、信号増幅部311は、例えば図2に示す増幅率と受信深度との関係に基づいてエコー信号の増幅(STC補正)を行う。

【0064】

続いて、Bモード画像データ生成部341は、信号増幅部311が増幅したエコー信号を用いてBモード画像データを生成して、表示装置4へ出力する(ステップS3)。Bモード画像データを受信した表示装置4は、そのBモード画像データに対応するBモード画像を表示する(ステップS4)。

40

【0065】

増幅補正部331は、送受信部31から出力された信号に対して受信深度によらず増幅率が一定となる増幅補正を行う(ステップS5)。ここで、増幅補正部331は、例えば図3に示す増幅率と受信深度との関係が成立するように増幅補正を行う。

【0066】

この後、周波数解析部332は、FFT演算による周波数解析を行うことによって全てのサンプルデータ群に対する周波数スペクトルを算出する(ステップS6:周波数解析ス

50

テップ)。図 1 1 は、ステップ S 6 において周波数解析部 3 3 2 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。以下、図 1 1 に示すフローチャートを参照して、周波数解析処理を詳細に説明する。

【 0 0 6 7 】

まず、周波数解析部 3 3 2 は、解析対象の音線を識別するカウンタ  $k$  (番号  $k$ ) を  $k_0$  とする (ステップ S 2 1)。

【 0 0 6 8 】

続いて、周波数解析部 3 3 2 は、FFT 演算用を取得する一連のデータ群 (サンプルデータ群) を代表するデータ位置 (受信深度に相当)  $Z^{(k)}$  の初期値  $Z^{(k)}_0$  を設定する (ステップ S 2 2)。例えば、図 4 では、上述したように、音線  $S R_k$  の 8 番目のデータ位置を初期値  $Z^{(k)}_0$  として設定した場合を示している。

10

【 0 0 6 9 】

その後、周波数解析部 3 3 2 は、サンプルデータ群を取得し (ステップ S 2 3)、取得したサンプルデータ群に対し、記憶部 3 7 が記憶する窓関数を作用させる (ステップ S 2 4)。このようにサンプルデータ群に対して窓関数を作用させることにより、サンプルデータ群が境界で不連続になることを回避し、アーチファクトが発生するのを防止することができる。

【 0 0 7 0 】

続いて、周波数解析部 3 3 2 は、データ位置  $Z^{(k)}$  のサンプルデータ群が正常なデータ群であるか否かを判定する (ステップ S 2 5)。図 4 を参照した際に説明したように、サンプルデータ群は、2 のべき乗のデータ数を有している必要がある。以下、正常なサンプルデータ群のデータ数を  $2^n$  ( $n$  は正の整数) とする。本実施の形態では、データ位置  $Z^{(k)}$  が、できるだけデータ位置  $Z^{(k)}$  が属するサンプルデータ群の中心になるよう設定される。具体的には、サンプルデータ群のデータ数は  $2^n$  であるので、データ位置  $Z^{(k)}$  はそのサンプルデータ群の中心に近い  $2^n / 2 (= 2^{n-1})$  番目の位置に設定される。この場合、サンプルデータ群が正常であるとは、データ位置  $Z^{(k)}$  の前方に  $2^{n-1} - 1 (= N$  とする) 個のデータがあり、データ位置  $Z^{(k)}$  の後方に  $2^{n-1} (= M$  とする) 個のデータがあることを意味する。図 4 に示す場合、サンプルデータ群  $F_1$ 、 $F_2$ 、 $F_3$ 、 $\dots$ 、 $F_{k-1}$  はともに正常である。なお、図 4 では  $n = 4$  ( $N = 7$ ,  $M = 8$ ) の場合を例示している。

20

【 0 0 7 1 】

ステップ S 2 5 における判定の結果、データ位置  $Z^{(k)}$  のサンプルデータ群が正常である場合 (ステップ S 2 5 : Yes)、周波数解析部 3 3 2 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

30

【 0 0 7 2 】

ステップ S 2 5 における判定の結果、データ位置  $Z^{(k)}$  のサンプルデータ群が正常でない場合 (ステップ S 2 5 : No)、周波数解析部 3 3 2 は、不足分だけゼロデータを挿入することによって正常なサンプルデータ群を生成する (ステップ S 2 6)。ステップ S 2 5 において正常でないとして判定されたサンプルデータ群 (例えば図 4 のサンプルデータ群  $F_k$ ) は、ゼロデータを追加する前に窓関数が作用されている。このため、サンプルデータ群にゼロデータを挿入してもデータの不連続は生じない。ステップ S 2 6 の後、周波数解析部 3 3 2 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

40

【 0 0 7 3 】

ステップ S 2 7 において、周波数解析部 3 3 2 は、サンプルデータ群を用いて FFT 演算を行うことにより、振幅の周波数分布である周波数スペクトルを得る (ステップ S 2 7)。

【 0 0 7 4 】

続いて、周波数解析部 3 3 2 は、データ位置  $Z^{(k)}$  をステップ幅  $D$  で変化させる (ステップ S 2 8)。ステップ幅  $D$  は、記憶部 3 7 が予め記憶しているものとする。図 4 では、 $D = 15$  の場合を例示している。ステップ幅  $D$  は、B モード画像データ生成部 3 4 1 が B モード画像データを生成する際に利用するデータステップ幅と一致させることが望ましい

50

が、周波数解析部 332 における演算量を削減したい場合には、ステップ幅  $D$  としてデータステップ幅より大きい値を設定してもよい。

【0075】

その後、周波数解析部 332 は、データ位置  $Z^{(k)}$  が音線  $SR_k$  における最大値  $Z^{(k)}_{max}$  より大きいか否かを判定する (ステップ S29)。データ位置  $Z^{(k)}$  が最大値  $Z^{(k)}_{max}$  より大きい場合 (ステップ S29: Yes)、周波数解析部 332 はカウンタ  $k$  を 1 増加させる (ステップ S30)。これは、処理をとなりの音線へ移すことを意味する。一方、データ位置  $Z^{(k)}$  が最大値  $Z^{(k)}_{max}$  以下である場合 (ステップ S29: No)、周波数解析部 332 はステップ S23 へ戻る。このようにして、周波数解析部 332 は、音線  $SR_k$  に対して、 $[(Z^{(k)}_{max} - Z^{(k)}_0 + 1) / D + 1]$  個のサンプルデータ群に対する FFT 演算を行う。ここで、 $[X]$  は、 $X$  を超えない最大の整数を表す。

10

【0076】

ステップ S30 の後、周波数解析部 332 は、カウンタ  $k$  が最大値  $k_{max}$  より大きいか否かを判定する (ステップ S31)。カウンタ  $k$  が最大値  $k_{max}$  より大きい場合 (ステップ S31: Yes)、周波数解析部 332 は一連の周波数解析処理を終了する。一方、カウンタ  $k$  が最大値  $k_{max}$  以下である場合 (ステップ S31: No)、周波数解析部 332 はステップ S22 へ戻る。この最大値  $k_{max}$  は、術者等のユーザが入力部 35 を通じて任意に指示入力した値、もしくは、記憶部 37 にあらかじめ設定された値とする。

【0077】

このようにして、周波数解析部 332 は、解析対象領域内の  $(k_{max} - k_0 + 1)$  本の音線の各々について複数回の FFT 演算を行う。FFT 演算の結果は、受信深度および受信方向とともに記憶部 37 に格納される。

20

【0078】

なお、以上の説明では、周波数解析部 332 が超音波信号を受信したすべての領域に対して周波数解析処理を行うものとしたが、設定された関心領域内においてのみ周波数解析処理を行うようにすることも可能である。

【0079】

以上説明したステップ S6 の周波数解析処理に続いて、特徴量算出部 333 は、複数の周波数スペクトルの補正前特徴量をそれぞれ算出し、各周波数スペクトルの補正前特徴量に対して超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を行うことによって各周波数スペクトルの補正特徴量を算出する (ステップ S7 ~ S8: 特徴量算出ステップ)。

30

【0080】

ステップ S7 において、近似部 333a は、周波数解析部 332 が生成した複数の周波数スペクトルをそれぞれ回帰分析することにより、各周波数スペクトルに対応する補正前特徴量を算出する (ステップ S7)。具体的には、近似部 333a は、各周波数スペクトルを回帰分析することによって一次式で近似し、補正前特徴量として傾き  $a_0$ 、切片  $b_0$ 、ミッドバンドフィット  $c_0$  を算出する。例えば、図 5 に示す直線  $L_{10}$  は、近似部 333a が周波数帯域  $F$  の周波数スペクトル  $C_1$  に対し回帰分析によって近似した回帰直線である。

【0081】

続いて、減衰補正部 333b は、近似部 333a が各周波数スペクトルに対して近似した補正前特徴量に対し、減衰率  $\alpha$  を用いて減衰補正を行うことにより、補正特徴量を算出し、算出した補正特徴量を記憶部 37 に格納する (ステップ S8)。図 6 に示す直線  $L_1$  は、減衰補正部 333b が減衰補正処理を行うことによって得られる直線の例である。

40

【0082】

ステップ S8 において、減衰補正部 333b は、上述した式 (2)、(4) における受信深度  $z$  に、超音波信号の音線のデータ配列を用いて得られるデータ位置  $Z = (f_{sp} / 2v_s) Dn$  を代入することによって算出する。ここで、 $f_{sp}$  はデータのサンプリング周波数、 $v_s$  は音速、 $D$  はステップ幅、 $n$  は処理対象のサンプルデータ群のデータ位置までの音線の 1 番目のデータからのデータステップ数である。例えば、データのサンプリング周

50

波数  $f_{sp}$  を  $50\text{MHz}$  とし、音速  $v_s$  を  $1530\text{m/sec}$  とし、図 4 に示すデータ配列を採用してステップ幅  $D$  を  $15$  とすると、 $z = 0.2295\text{n(mm)}$  となる。

【0083】

その後、Bモード画像データ生成部 341 が生成した Bモード画像データにおける各画素に対し、演算部 33 が、ステップ S8 で算出された特徴量のうち、表示対象の特徴量の表示仕様を設定する（ステップ S9：表示仕様設定ステップ）。図 12 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の演算部が実行する表示仕様設定処理の概要を示すフローチャートである。

【0084】

ステップ S40 において、まず、演算部 33 は、比較部 334 に、表示対象の特徴量と、予め設定されている閾値との比較を行わせる（比較ステップ）。演算部 33 は、比較部 334 による比較の結果、閾値以下の特徴量があるか否かを判断する。ここで、演算部 33 は、閾値以下の特徴量が存在すると判断した場合（ステップ S40：Yes）、ステップ S41 に移行する。

10

【0085】

ステップ S40 に続くステップ S41 において、音線設定部 335 は、比較部 334 による比較結果に基づいて、ドブラ走査実行音線を設定する（音線設定ステップ）。音線設定部 335 は、上述したように、閾値以下の特徴量を有する音線のうち、超音波の走査方向の両端に位置する音線と、これらの音線によって挟まれた領域内の音線とを、ドブラ走査実行音線に設定する（図 8 参照）。

20

【0086】

ステップ S41 に続くステップ S42 において、制御部 36 は、超音波振動子 21 に、音線設定部 335 により設定された音線に対応する走査範囲にてドブラ走査を実行させる。超音波振動子 21 は、走査方向に沿って超音波を送信する処理を繰り返して、各音線における受信深度ごとに複数のエコー信号を取得する。

【0087】

ステップ S42 に続くステップ S43 において、血流検出部 336 は、ドブラ走査により取得されたエコー信号に基づいて、各受信深度における血流の検出を行う。血流検出部 336 は、各受信深度について血流の検出を行い、その検出結果を表示仕様設定部 337 に出力する。

30

【0088】

ステップ S43 に続くステップ S44 において、表示仕様設定部 337 は、特徴量画像における、血流検出部 336 が血流を検出した領域の、表示装置 4 に表示させる表示対象の特徴量の表示仕様を設定する。例えば、表示仕様設定部 337 は、血流検出部 336 が血流を検出した領域における特徴量については、色情報を無色に設定する。

【0089】

一方、ステップ S40 において、演算部 33 は、閾値以下の特徴量が存在しないと判断した場合（ステップ S40：No）、ステップ S45 に移行する。

【0090】

ステップ S45 において、演算部 33 は、通常の設定を維持する。演算部 33 は、特徴量画像データ生成部 342 が行う特徴量画像データの生成において、予め表示仕様設定情報記憶部 371 に記憶されている条件にしたがって、特徴量に応じた視覚情報が重畳されるような表示仕様に設定する、またはその表示仕様を維持する設定を行う。

40

【0091】

このようにして、演算部 33 は、表示対象の特徴量の表示仕様を設定する。

【0092】

図 10 に戻り、ステップ S9 に続くステップ S10 において、特徴量画像データ生成部 342 は、Bモード画像データ生成部 341 が生成した Bモード画像データにおける各画素に対し、ステップ S8 で算出された特徴量に関連づけた視覚情報であって、ステップ S44 または S45 において設定された表示仕様にしたがって、視覚情報を重畳することに

50

よって特徴量画像データを生成する（ステップS10：特徴量画像データ生成ステップ）。この際、特徴量画像データ生成部342は、表示仕様設定部337において設定された領域には、その領域に対して設定された視覚情報を付与する。例えば、特徴量画像データ生成部342は、設定された領域について、特徴量によらず視覚情報を無色にする（色を重畳しない）特徴量画像データを生成する。

【0093】

この後、表示装置4は、制御部36の制御のもと、特徴量画像データ生成部342が生成した特徴量画像データに対応する特徴量画像をBモード画像に重畳した重畳画像を表示する（ステップS11）。特徴量画像には、例えば、Bモード画像に特徴量に関する視覚情報が重畳された画像を表示する重畳画像や、観測対象の識別情報などが含まれる。

10

【0094】

なお、表示する画像には、特徴量の情報、近似式の情報、ゲインやコントラスト等の画像情報等を含めてもよい。また、重畳画像に対応するBモード画像を特徴量画像と並べて表示してもよい。

【0095】

以上説明した本発明の実施の形態1によれば、演算部33において、周波数解析の結果から特徴量を算出し、その特徴量と、予め設定されている閾値とを比較して、閾値を下回る特徴量を含む音線を抽出し、抽出した音線からドブラ走査を行う範囲を設定するようにした。これにより、従来では超音波の走査領域全体においてドブラ走査を行っていたところ、本実施の形態1では、腫瘍や血管を含む領域（音線）のみに限定してドブラ走査を行って、腫瘍と血管とを区別するためのデータを取得する。本実施の形態1によれば、血管と腫瘍とを区別可能な超音波画像を、フレームレートの低下を抑制して生成することができる。術者は、本実施の形態1により生成された画像から、腫瘍と血管とを容易に認識して適切な診断を行うことが可能となる。

20

【0096】

なお、上述した実施の形態1では、制御部36の制御のもと、音線設定部335によって設定された音線に対応する範囲にてドブラ走査を実行するものとして説明したが、この際、音線設定部335が、音線を間引いて、ドブラ走査実行対象の音線を設定するようにしてもよい。これにより、ドブラ走査の送受信回数を削減することができ、一層のフレームレートの低下を抑制することが可能となる。また、音線設定部335は、設定される複数の音線により形成される領域の大きさに応じて、間引き方を変えてもよい。

30

【0097】

また、上述した実施の形態1では、閾値を下回る特徴量を抽出して、ドブラ走査実行音線を設定するものとして説明したが、特徴量の種別などにより、閾値より大きい特徴量が血管等の検出対象の組織を示す場合には、閾値より大きい特徴量を有する音線を抽出して、その抽出した音線から、ドブラ走査を実行するための音線を設定するようにしてもよい。

【0098】

（実施の形態2）

図13は、本発明の実施の形態2に係る超音波観測装置の音線設定部が実行する処理を説明する図である。本実施の形態2では、特徴量が閾値を下回る場合であっても、その特徴量群が有するピクセル数に基づいて、ドブラ走査を実行するための音線の設定を行う。超音波観測システムの構成は、上述した超音波観測システム1の構成を同じものとして説明する。以下、実施の形態1とは異なる部分についてのみ説明する。

40

【0099】

図13に示すように、血管 $B_L$ と、特徴量が閾値を下回る微小组織 $B_{N1} \sim B_{N3}$ とが描出されている場合、実施の形態1では、比較部334の比較結果により、音線 $S_{Rc}$ 、 $S_{Rz}$ と、音線 $S_{Rc}$ と音線 $S_{Rz}$ とにより挟まれる領域内の音線とが、ドブラ走査実行音線に設定される。しかしながら、微小组織 $B_{N1} \sim B_{N3}$ は、その大きさから血管 $B_L$ ではないことが明らかであり、特徴量が閾値を下回っているものの、ドブラ走査を実行する必要

50

がない。このため、実施の形態 2 では、このような微小領域を含む音線については、ドブラ走査実行音線から排除する。

#### 【0100】

本実施の形態 2 において、比較部 334 は、特徴量と閾値とを比較するとともに、比較の結果、閾値を下回った特徴量が群をなす特徴量群のピクセル数を計数し、その計数値と、計数値に関する閾値であって、ドブラ走査対象外を判定するための閾値とを比較する。ここで、特徴量群とは、閾値を下回る複数の特徴量であって、画像における位置が互いに隣り合う複数の特徴量からなる群である。比較部 334 は、特徴量群が占有する領域からピクセル数を計数し、閾値と比較する。この際の閾値は、血管として存在しない程度の大きさに相当するピクセル数以下である。この閾値は、入力部 35 を介して設定変更可能としてもよい。

10

#### 【0101】

音線設定部 335 は、比較部 334 による特徴量と閾値との比較結果から、閾値を下回る音線を抽出する。その後、比較部 334 によるピクセル数と閾値との比較結果から、ピクセル数が閾値を下回る領域（特徴量群）を通過する音線を、設定対象の音線から除外する。なお、音線設定部 335 は、同一の音線において、ピクセル数が閾値を下回る部分と、ピクセル数が閾値以上の部分との両方を含む場合、ピクセル数が閾値以上の部分を優先して、この音線をドブラ走査実行音線から除外せずに残す。音線設定部 335 は、除外後に残った音線のうち超音波の走査方向の両端の音線を抽出して、抽出した音線と、この抽出した音線により挟まれる領域内の音線とを、ドブラ走査実行音線に設定する。図 13 に示す例では、音線  $S R_C$ 、 $S R_D$  と、音線  $S R_C$  と音線  $S R_D$  とにより挟まれる領域内の音線とが、ドブラ走査実行音線に設定される。

20

#### 【0102】

本実施の形態 2 では、演算部 33 において、周波数解析の結果から特徴量を算出し、その特徴量と、予め設定されている閾値とを比較して、閾値を下回る特徴量を含む音線を抽出するとともに、特徴量群のピクセル数に基づいて、抽出された音線から、ドブラ走査が不要な領域の音線を除外し、除外後に残った音線を、ドブラ走査を行う音線に設定するようにした。本実施の形態 2 では、上述した実施の形態 1 と比して、血管や、血管と同程度の組織を含む領域のみに限定してドブラ走査を行って、腫瘍と血管とを区別するためのデータを取得する。本実施の形態 2 によれば、実施の形態 1 と比して、血管と腫瘍とを区別可能な超音波画像を、フレームレートの低下をさらに抑制して生成することができる。術者は、本実施の形態 2 により生成された画像から、腫瘍と血管とを容易に認識して適切な診断を行うことが可能となる。

30

#### 【0103】

なお、上述した実施の形態 2 において、一つの音線において、一部の深度にのみドブラ走査を実行することが可能であれば、当該音線が、ピクセル数が閾値を下回る部分と、ピクセル数が閾値以上の部分との両方を含む場合に、ピクセル数が閾値を下回る部分のみを除外したドブラ走査実行音線を設定するようにしてもよい。

#### 【0104】

ここまで、本発明を実施するための形態を説明してきたが、本発明は上述した実施の形態によってのみ限定されるべきものではない。上述した実施の形態 1、2 では、血流が検出された領域には、特徴量によらず色を付与しないものとして説明したが、特徴量画像として使用している色とは異なる色を付与してもよい。視覚的に、腫瘍と血管とを区別できるように視覚情報が重畳されれば、無色とせず色を付与するように設定してもよい。

40

#### 【0105】

上述した実施の形態 1、2 において、複数の特徴量群（ピクセル数が閾値以上の領域）が、互いに異なる音線を含み、互いに独立している場合、ドブラ走査実行音線は、独立した複数の特徴量群に応じて、独立した複数の領域における各音線をドブラ走査実行音線に設定する。

#### 【0106】

50

上述した実施の形態 1、2 において、画像全体について、特徴量を算出して視覚情報を付与してもよいし、設定された関心領域について、特徴量を算出して視覚情報を付与してもよい。

【0107】

また、本実施の形態 1、2 では、超音波プローブとしてライトガイド等の光学系を有する超音波内視鏡 2 を用いて説明したが、超音波内視鏡 2 に限らず、撮像光学系および撮像素子を有しない超音波プローブであってもよい。さらに、超音波プローブとして、光学系のない細径の超音波ミニチュアプローブを適用してもよい。超音波ミニチュアプローブは、通常、胆道、胆管、膵管、気管、気管支、尿道、尿管へ挿入され、その周囲臓器（膵臓、肺、前立腺、膀胱、リンパ節等）を観察する際に用いられる。

10

【0108】

また、超音波プローブとして、被検体の体表から超音波を照射する体外式超音波プローブを適用してもよい。体外式超音波プローブは、通常、腹部臓器（肝臓、胆嚢、膀胱）、乳房（特に乳腺）、甲状腺を観察する際に体表に直接接触させて用いられる。

【0109】

また、超音波振動子は、リニア振動子でもラジアル振動子でもコンベックス振動子でも構わない。超音波振動子がリニア振動子である場合、その走査領域は矩形（長方形、正方形）をなし、超音波振動子がラジアル振動子やコンベックス振動子である場合、その走査領域は扇形や円環状をなす。また、超音波内視鏡は、超音波振動子をメカ的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりにすることで、電子的に走査させるものであってもよい。

20

【0110】

このように、本発明は、特許請求の範囲に記載した技術的思想を逸脱しない範囲内において、様々な実施の形態を含みうるものである。

【符号の説明】

【0111】

- 1 超音波観測システム
- 2 超音波内視鏡
- 3 超音波観測装置
- 4 表示装置
- 2 1 超音波振動子
- 3 1 送受信部
- 3 2 信号処理部
- 3 3 演算部
- 3 4 画像処理部
- 3 5 入力部
- 3 6 制御部
- 3 7 記憶部
- 3 3 1 増幅補正部
- 3 3 2 周波数解析部
- 3 3 3 特徴量算出部
- 3 3 3 a 近似部
- 3 3 3 b 減衰補正部
- 3 3 4 比較部
- 3 3 5 音線設定部
- 3 3 6 血流検出部
- 3 3 7 表示仕様設定部
- 3 4 1 Bモード画像データ生成部
- 3 4 2 特徴量画像データ生成部

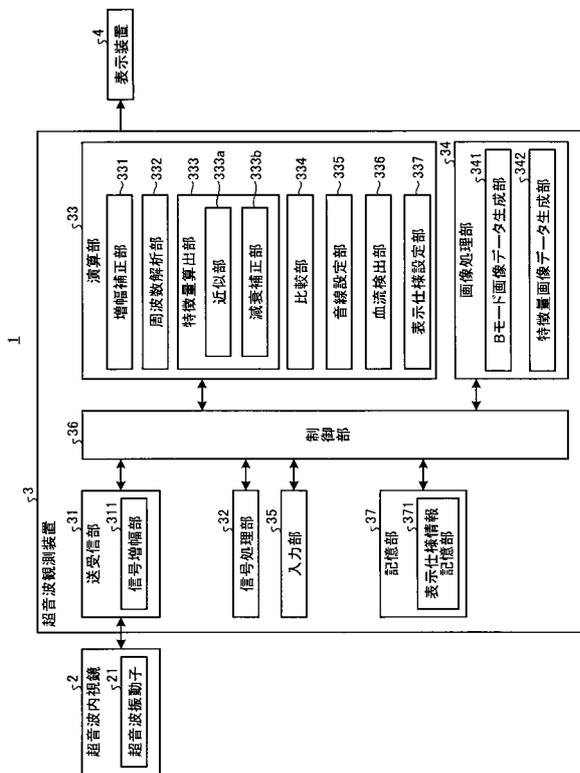
30

40

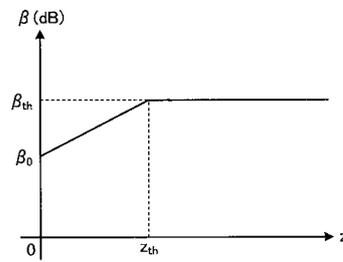
50

3 7 1 表示仕様情報記憶部  
C<sub>1</sub> 周波数スペクトル

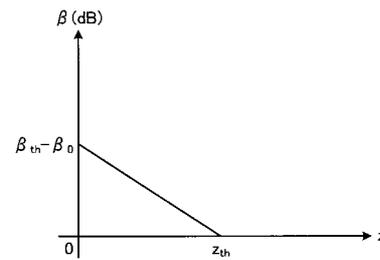
【 図 1 】



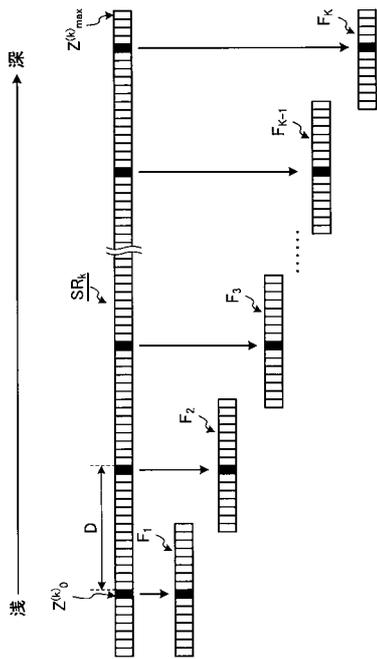
【 図 2 】



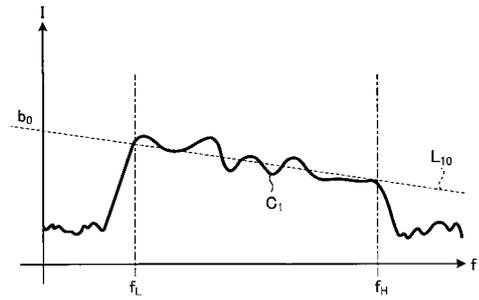
【 図 3 】



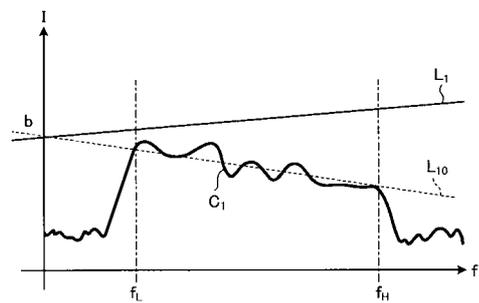
【 図 4 】



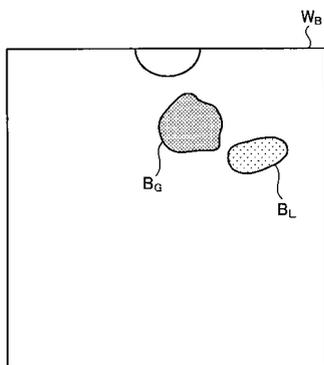
【 図 5 】



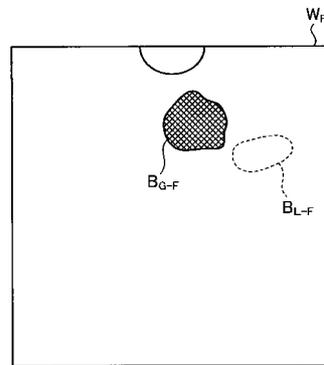
【 図 6 】



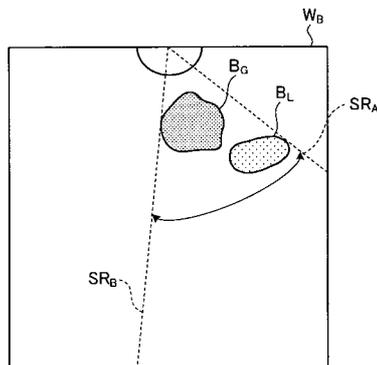
【 図 7 】



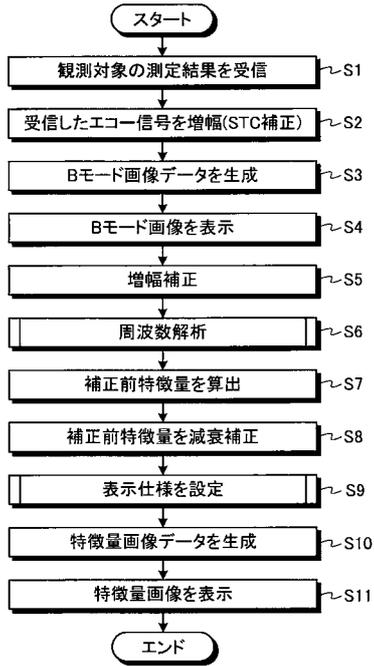
【 図 9 】



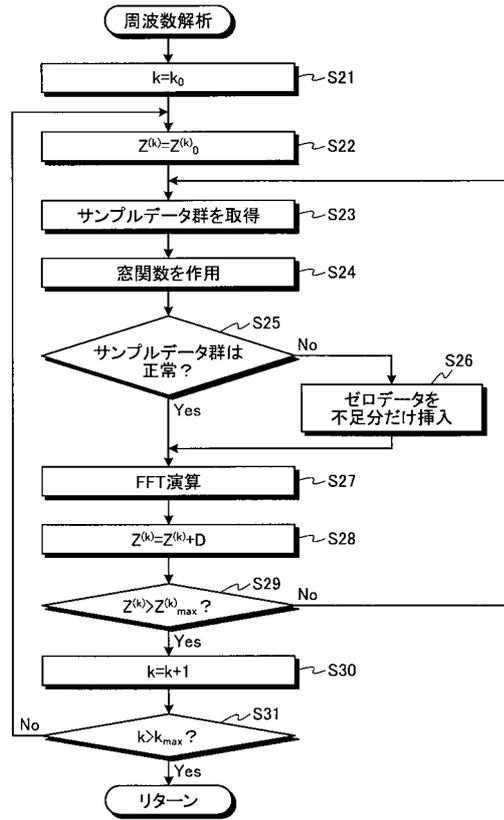
【 図 8 】



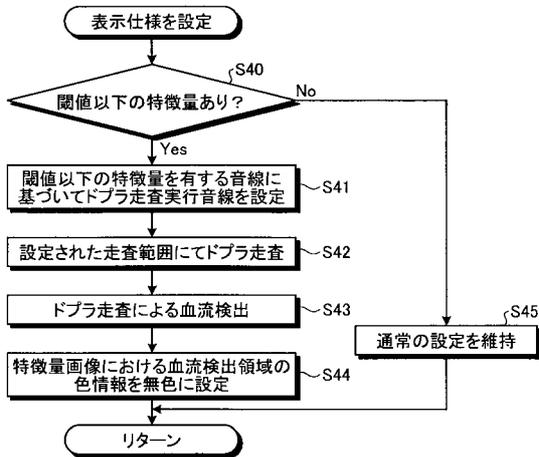
【 図 1 0 】



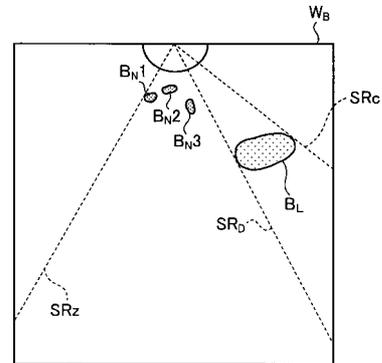
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



专利名称(译)	超声波观察装置，超声波观察装置的操作方法，超声波观察装置的操作程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2018192117A</a>	公开(公告)日	2018-12-06
申请号	JP2017100015	申请日	2017-05-19
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	中辻知宏		
发明人	中辻 知宏		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/06		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DD21 4C601/DE04 4C601/EE08 4C601/JB49 4C601/JC05 4C601/JC06 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK24		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

可以血管和肿瘤，其能够通过抑制在工作方法的工作程序和超声波观测装置的超声波观测装置的降低来生成的帧速率超声波观测装置之间进行区分甲超声波图像提供。一种超声波观测装置，根据本发明，用于通过分析所述超声波信号的基础上产生的信号的频率计算多个频率频谱的频率分析单元，频率分析单元的频率被计算用于计算基于所述频率特征量基于所述频谱的频率特征量，特征量计算单元，用于比较所述预设的阈值的频率特征量比较单元，所述比较单元的比较结果，包括一个声线设置单元，用于设置一个声线进行多普勒扫描，基于由多普勒血流扫描中，特征量图像数据生成单元，其生成的特征量的图像数据示出的频率特性量，所述的检测结果。点域1

