

(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2020-43928

(P2020-43928A)

(43) 公開日 令和2年3月26日(2020.3.26)

(51) Int.Cl.
A61B 8/12 (2006.01)F1
A61B 8/12テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2018-172998 (P2018-172998)
(22) 出願日 平成30年9月14日(2018.9.14)(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 川島 知直
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 EE09 FE02 FF06 FF13 FF16
JB49 JC06 JC16 JC23 JC37

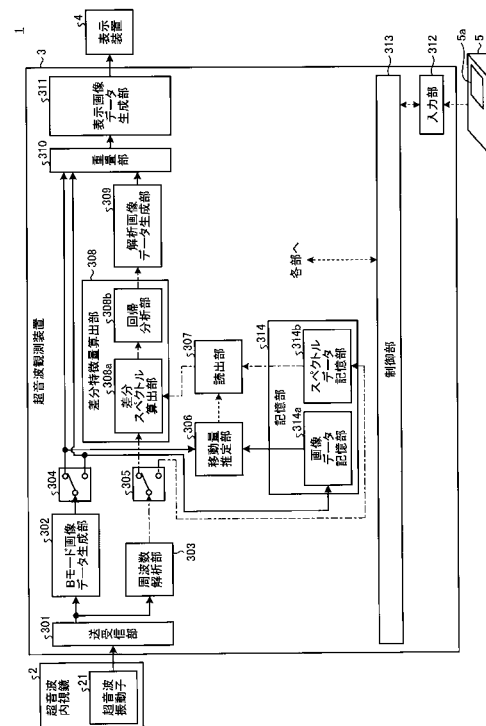
(54) 【発明の名称】 超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラム

(57) 【要約】

【課題】時相が異なる複数の画像情報を取得する際に、再現性の高い画像情報を取得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】被検体で後方散乱された超音波を受信する超音波プローブが取得した超音波信号を受信する超音波観測装置において、第1の超音波信号、および該第1の超音波信号とは取得時刻の異なる第2の超音波信号のそれぞれについて周波数スペクトルデータを生成する周波数解析部と、第1の超音波信号に基づく第1の周波数スペクトルデータ、および第2の超音波信号に基づく第2の周波数スペクトルデータをもとに、第1および第2の周波数スペクトルデータの特徴量の差を表現する差分特徴量を算出する差分特徴量算出部と、差分特徴量に応じて色情報を付与した解析画像データを生成する解析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】**

被検体へ超音波を送信し、該被検体で後方散乱された超音波を受信する超音波プローブが取得した超音波信号を受信する超音波観測装置において、

第 1 の超音波信号、および該第 1 の超音波信号とは取得時刻の異なる第 2 の超音波信号のそれぞれについて周波数スペクトルデータを生成する周波数解析部と、

前記第 1 の超音波信号に基づく第 1 の周波数スペクトルデータ、および前記第 2 の超音波信号に基づく第 2 の周波数スペクトルデータをもとに、前記第 1 の周波数スペクトルデータと前記第 2 の周波数スペクトルデータとの特徴量の差を表現する差分特徴量を算出する差分特徴量算出部と、

前記差分特徴量に応じて色情報を付与した解析画像データを生成する解析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。

【請求項 2】

前記差分特徴量算出部は、

前記第 1 の周波数スペクトルデータと、前記第 2 の周波数スペクトルデータとの差を表現する差分スペクトルデータを算出する差分スペクトル算出部と、

前記差分スペクトルデータの回帰分析を行って差分特徴量を算出する回帰分析部と、

を有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 3】

前記差分特徴量算出部は、

前記第 1 の周波数スペクトルデータの回帰分析を行って第 1 の特徴量を算出するとともに、前記第 2 の周波数スペクトルデータの回帰分析を行って第 2 の特徴量を算出する回帰分析部と、

前記第 1 の特徴量と第 2 の特徴量とを減算処理して差分特徴量を算出する減算部と、

を有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】

前記回帰分析部は、前記周波数スペクトルデータにおける所定の周波数帯域を一次式で近似し、前記一次式の切片および傾き、ならびに前記周波数帯域の中間周波数における前記一次式の値であるミッドバンドフィットのうちのいずれかを前記差分特徴量として算出する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波観測装置。

【請求項 5】

前記第 1 の超音波信号に基づいて第 1 の超音波画像データを生成し、前記第 2 の超音波信号に基づいて第 2 の超音波画像データを生成する超音波画像データ生成部と、

前記第 2 の超音波画像データに描出される被検体に対する前記第 1 の超音波画像データに描出される前記被検体の、位置および/または回転角の変化量の少なくとも一方を含む移動量を推定する移動量推定部と、

前記移動量推定部が推定した該移動量に応じて前記第 1 の周波数スペクトルデータの補正を行う補正部と、

前記第 2 の超音波画像データに前記解析画像データを重畳する重畳部と、

をさらに備え、

前記差分特徴量算出部は、前記補正部による補正後の第 1 の周波数スペクトルデータと、前記第 2 の周波数スペクトルデータとを用いて前記差分特徴量を補正する

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 6】

前記第 2 の超音波画像データに前記解析画像データを重畳した重畳画像データを生成する重畳部と、

前記重畳画像データを表示装置の表示方式に応じて処理を施して表示画像データを生成する表示画像データ生成部と、

10

20

30

40

50

をさらに備えることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

被検体へ超音波を送信し、該被検体で後方散乱された超音波を受信する超音波プローブが取得した超音波信号を受信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、第 1 の超音波信号、および該第 1 の超音波信号とは取得時刻の異なる第 2 の超音波信号のそれぞれについて周波数スペクトルデータを生成する周波数解析ステップと、

差分特徴量算出部が、前記第 1 の超音波信号に基づく第 1 の周波数スペクトルデータ、および前記第 2 の超音波信号に基づく第 2 の周波数スペクトルデータをもとに、前記第 1 の周波数スペクトルデータと前記第 2 の周波数スペクトルデータとの特徴量の差を表現する差分特徴量を算出する差分特徴量算出ステップと、

解析画像データ生成部が、前記差分特徴量に応じて色情報を付与した解析画像データを生成する解析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 8】

被検体へ超音波を送信し、該被検体で後方散乱された超音波を受信する超音波プローブが取得した超音波信号を受信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、第 1 の超音波信号、および該第 1 の超音波信号とは取得時刻の異なる第 2 の超音波信号のそれぞれについて周波数スペクトルデータを生成する周波数解析手順と、

差分特徴量算出部が、前記第 1 の超音波信号に基づく第 1 の周波数スペクトルデータ、および前記第 2 の超音波信号に基づく第 2 の周波数スペクトルデータをもとに、前記第 1 の周波数スペクトルデータと前記第 2 の周波数スペクトルデータとの特徴量の差を表現する差分特徴量を算出する差分特徴量算出手順と、

解析画像データ生成部が、前記差分特徴量に応じて色情報を付与した解析画像データを生成する解析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

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて患者や動物等の組織を被検体として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】

従来、超音波を用いた生体組織等、被検体の画像化技術として、被検体で後方散乱された超音波エコーを超音波振動子で受信して超音波信号へ変換し、変換された超音波信号に基づいて画像化する技術が知られている。なお、音波の散乱とは、音波が媒体中で粒子と衝突したりして力を及ぼしあうこと（これを相互作用という）によって、音波がその進行方向を変えられる物理現象である。さらに、後方散乱とは、散乱のうち音源の方向に戻ってくる成分のことである。この現象は一般に反射とも言われるが、本願では以下、後方散乱の語を用いる。このときの音源は超音波振動子である。医師等の術者は、表示装置に表示された、超音波信号に基づく超音波画像を見ることによって被検体を観察または診断する。

【0003】

ところで、上述した超音波振動子を備えた超音波プローブを用いて、被検体の処置を行うことがある。例えば、超音波プローブを用いて被検体を観察しながら、焼灼針を被検体に穿刺して焼灼を行うことがある。この際に、治療のモニタリングや、治療効果の確認のため、治療前と、治療中または治療後との差分情報を視覚化する技術が知られている（例えば、特許文献 1 を参照）。特許文献 1 では、治療前の画像情報と、治療後の画像情報と

を用いて差分情報を生成し、表示している。特許文献 1 における画像情報として、超音波振動子により得られる情報や、X 線 C T (Computed Tomography) 装置により得られる情報、M R I (Magnetic Resonance Imaging: 核磁気共鳴画像) 装置により得られる情報などが挙げられる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2013 - 128731 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0005】

X 線 C T 装置を用いて差分情報を生成する場合、軟部組織の撮像には造影が必要である。しかしながら、そもそも正常組織を繰り返し造影することを想定し、造影剤注入後に全く同じ時相で撮像しても、造影剤の拡散状態を全く同じに揃えることは難しい。まして、異なる時相で造影する場合には、C T 画像は再現性が乏しく、互いに比較しても客観的な相違は得られない。さらに、同じ軟部組織の差を観察する必要があるが、異なる時相において、撮像装置に対する被検体の姿勢が同じ配置にならない場合がある。このため、C T 画像は再現性が乏しく、異なる時相の画像を比較しても客観的な相違を得られない。そして、術中、都度、撮像配置に注意を払いながら、煩雑な操作を実施して造影 C T 画像を撮像することは、手術時間の延長を招き患者や術者に負担を増加させる。

20

【0006】

M R I 装置を用いて差分情報を生成する場合、X 線 C T 装置で述べた課題を伴うことは同じである。さらに、M R I 装置は、1 セットの画像を撮像するのに時間を要し、手術時間の延長を招いて患者や術者に負担を増加させる。M R I 装置も術中のモニタリングには適さないことは自明である。

【0007】

超音波振動子を用いて差分情報を生成する場合、例えば B モード画像では、超音波の伝播経路に伴って異なる減衰分布や音速分布の影響を受けるため、B モード画像は再現性が乏しく、互いに比較しても客観的な相違を得られない。まして、治療の異なる時相で造影する場合には、治療に伴って伝播経路の減衰分布や音速分布の変化が生じるため、この課題が顕著に現れる。

30

【0008】

また、超音波信号から得られる弾性画像を用いて差分情報を生成する場合、術者が超音波プローブを操作して、超音波振動子により被検体を加圧する必要がある。実際には、超音波振動子の開口面を被検体の表面に当接した上で、超音波プローブへ力を加えることで被検体を加圧することが通例である。しかし、術者による超音波プローブの操作によって毎回同じ力で被検体を加圧することは難しく、再現性が低いため、差分情報の生成には適していない。

【0009】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、時相が異なる複数の画像情報を取得する際に、再現性の高い画像情報を取得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。

40

【課題を解決するための手段】

【0010】

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、被検体へ超音波を送信し、該被検体で後方散乱された超音波を受信する超音波プローブが取得した超音波信号を受信する超音波観測装置において、第 1 の超音波信号、および該第 1 の超音波信号とは取得時刻の異なる第 2 の超音波信号のそれぞれについて周波数スペクトルデータを生成する周波数解析部と、前記第 1 の超音波信号に基づく第 1 の周波数スペクトルデータ、および前記第 2 の超音波信号に基づく第 2 の周波数スペクトルデータをもとに

50

、前記第 1 の周波数スペクトルデータと前記第 2 の周波数スペクトルデータとの特徴量の差を表現する差分特徴量を算出する差分特徴量算出部と、前記差分特徴量に応じて色情報を付与した解析画像データを生成する解析画像データ生成部と、を備え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、前記差分特徴量算出部は、前記第 1 の周波数スペクトルデータと、前記第 2 の周波数スペクトルデータとの差を表現する差分スペクトルデータを算出する差分スペクトル算出部と、前記差分スペクトルデータの回帰分析を行って差分特徴量を算出する回帰分析部と、を有することを特徴とする。

【0012】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記差分特徴量算出部は、前記第 1 の周波数スペクトルデータの回帰分析を行って第 1 の特徴量を算出するとともに、前記第 2 の周波数スペクトルデータの回帰分析を行って第 2 の特徴量を算出する回帰分析部と、前記第 1 の特徴量と第 2 の特徴量とを減算処理して差分特徴量を算出する減算部と、を有することを特徴とする。

【0013】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記回帰分析部は、前記周波数スペクトルデータにおける所定の周波数帯域を一次式で近似し、前記一次式の切片および傾き、ならびに前記周波数帯域の中間周波数における前記一次式の値であるミッドバンドフィットのうちのいずれかを前記差分特徴量として算出することを特徴とする。

【0014】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第 1 の超音波信号に基づいて第 1 の超音波画像データを生成し、前記第 2 の超音波信号に基づいて第 2 の超音波画像データを生成する超音波画像データ生成部と、前記第 2 の超音波画像データに描出される被検体に対する前記第 1 の超音波画像データに描出される前記被検体の、位置および/または回転角の変化量の少なくとも一方を含む移動量を推定する移動量推定部と、前記移動量推定部が推定した該移動量に応じて前記第 1 の周波数スペクトルデータの補正を行う補正部と、前記第 2 の超音波画像データに前記解析画像データを重畳する重畳部と、をさらに備え、前記差分特徴量算出部は、前記補正部による補正後の第 1 の周波数スペクトルデータと、前記第 2 の周波数スペクトルデータとを用いて前記差分特徴量を補正することを特徴とする。

【0015】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記第 2 の超音波画像データに前記解析画像データを重畳した重畳画像データを生成する重畳部と、前記重畳画像データを表示装置の表示方式に応じて処理を施して表示画像データを生成する表示画像データ生成部と、をさらに備えることを特徴とする。

【0016】

本発明に係る超音波観測装置の作動方法は、被検体へ超音波を送信し、該被検体で後方散乱された超音波を受信する超音波プローブが取得した超音波信号を受信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、第 1 の超音波信号、および該第 1 の超音波信号とは取得時刻の異なる第 2 の超音波信号のそれぞれについて周波数スペクトルデータを生成する周波数解析ステップと、差分特徴量算出部が、前記第 1 の超音波信号に基づく第 1 の周波数スペクトルデータ、および前記第 2 の超音波信号に基づく第 2 の周波数スペクトルデータをもとに、前記第 1 の周波数スペクトルデータと前記第 2 の周波数スペクトルデータとの特徴量の差を表現する差分特徴量を算出する差分特徴量算出ステップと、解析画像データ生成部が、前記差分特徴量に応じて色情報を付与した解析画像データを生成する解析画像データ生成ステップと、を含むことを特徴とする。

【0017】

本発明に係る超音波観測装置の作動プログラムは、被検体へ超音波を送信し、該被検体で後方散乱された超音波を受信する超音波プローブが取得した超音波信号を受信する超音

10

20

30

40

50

波観測装置の作動プログラムであって、周波数解析部が、第 1 の超音波信号、および該第 1 の超音波信号とは取得時刻の異なる第 2 の超音波信号のそれぞれについて周波数スペクトルデータを生成する周波数解析手順と、差分特徴量算出部が、前記第 1 の超音波信号に基づく第 1 の周波数スペクトルデータ、および前記第 2 の超音波信号に基づく第 2 の周波数スペクトルデータをもとに、前記第 1 の周波数スペクトルデータと前記第 2 の周波数スペクトルデータとの特徴量の差を表現する差分特徴量を算出する差分特徴量算出手順と、解析画像データ生成部が、前記差分特徴量に応じて色情報を付与した解析画像データを生成する解析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

【0018】

本発明によれば、時相が異なる複数の画像情報を取得する際に、再現性の高い画像情報を取得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】

【0019】

【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診断システムの構成を示すブロック図である。

【図 2】図 2 は、送受信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、超音波振動子の走査領域と音線データとを模式的に示す図である。

20

【図 4】図 4 は、超音波信号の 1 つの音線上の RF データ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、焼灼針による焼灼前の B モード画像の一例を示す図である。

【図 6】図 6 は、焼灼針による焼灼中の B モード画像の一例を示す図である。

【図 7】図 7 は、B モード画像を説明する図である。

【図 8】図 8 は、図 6 に示す焼灼中の B モード画像と、図 7 に示す座標変換後の焼灼前の B モード画像における血管および腫瘍の配置を説明する図である。

【図 9】図 9 は、周波数解析部により算出された焼灼前の周波数スペクトルと焼灼中の周波数スペクトルとの一例を示す図である。

【図 10】図 10 は、焼灼前の RF データから算出される周波数スペクトルと、焼灼中の RF データから算出される周波数スペクトルとの差分スペクトルを示す図である。

30

【図 11】図 11 は、本発明の実施の形態 1 に係る回帰分析部が行う差分特徴量の算出を説明するための図である。

【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が行う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 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 14】図 14 は、本発明の実施の形態 1 に係る超音波観測装置の表示装置における重畳画像の表示例を模式的に示す図である。

【図 15】図 15 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置を備えた超音波診断システムの構成を示すブロック図である。

40

【図 16】図 16 は、焼灼前の周波数スペクトルを用いた周波数特徴量の算出を説明するための図である。

【図 17】図 17 は、本発明の実施の形態 2 に係る差分特徴量算出部が行う差分特徴量の算出を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

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。

【0021】

50

(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 を備えた超音波診断システム 1 の構成を示すブロック図である。同図に示す超音波診断システム 1 は、被検体へ超音波を送信し、該被検体で後方散乱された超音波を受信する超音波内視鏡 2 と、接続された超音波内視鏡 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。本実施の形態では、超音波内視鏡 2 が、超音波プローブとして作用する。なお、以下に示すブロック図では、実線の矢印が画像にかかる電気信号の伝送を示し、一点鎖線の矢印がスペクトルデータまたは特徴量の伝送を示し、破線の矢印が制御やその他にかかる電気信号やデータの伝送を示している。

10

【0022】

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、被検体で後方散乱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する超音波振動子 21 を有する。

【0023】

超音波内視鏡 2 は、被検体への長尺の挿入部を有している。挿入部は、通常はその先端部に、さらに、撮像光学系および撮像素子を有しており、被検体が人体内部の組織である場合には、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、挿入部は、通常、撮像時に被検体を照射する照明光を導く長尺のライトガイドを内蔵する。このライトガイドは、その先端部が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。

20

【0024】

超音波観測装置 3 は、送受信部 301、B モード画像データ生成部 302、周波数解析部 303、第 1 切替部 304、第 2 切替部 305、移動量推定部 306、読出部 307、差分特徴量算出部 308、解析画像データ生成部 309、重畳部 310、表示画像データ生成部 311、入力部 312、制御部 313、および記憶部 314 を備える。

【0025】

送受信部 301 は、超音波内視鏡 2 と電気的に接続され、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 から電気的な高周波（RF: Radio Frequency）信号であるエコー信号を受信し、エコー信号に後述の A/D 変換処理を施してデジタルデータ（以下、RF データという）を生成、出力する。

30

【0026】

具体的には、送受信部 301 は、受信したエコー信号を増幅する。送受信部 301 は、増幅し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、適当なサンプリング周波数（例えば 50 MHz）でサンプリングして離散化（いわゆる A/D 変換処理）する。こうして、送受信部 301 は、増幅後のエコー信号から離散化された RF データを生成し、B モード画像データ生成部 302 および周波数解析部 303 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 301 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。

40

【0027】

送受信部 301 が送信するパルス信号の周波数帯域は、超音波振動子 21 がパルス信号を超音波パルスへ電気音響変換をする際の、超音波振動子 21 の線型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にする。また、送受信部 301 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 21 が超音波エコーをエコー信号へ音響電気変換する際の、超音波振動子 21 の線型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にする。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。

50

【 0 0 2 8 】

Bモード画像データ生成部302は、送受信部301から受信したRFデータをもとにBモード画像データを生成する。具体的には、Bモード画像データ生成部302は、受信深度が大きいRFデータほど高い増幅率で増幅するSTC(Sensitivity Time Control)補正を行う。図2は、送受信部301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は、横軸を受信深度 z に、縦軸を増幅率 β の常用対数をとった対数グラフである。縦軸の単位はdB(デシベル)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に示す対数グラフ上では、増幅率 β 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 β_0 から β_{th} ($>\beta_0$)へ線型に増加する。また、増幅率 β は、受信深度 z が閾値 z_{th} 以上である場合、一定値 β_{th} をとる。閾値 z_{th} の値は、被検体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。なお、図2に示す関係は、予め記憶部314に記憶されている。

10

【 0 0 2 9 】

さらに、Bモード画像データ生成部302は、RFデータに対してバンドパスフィルタ、包絡線検波を施し、エコー信号の振幅または強度を表すデータを生成する。次に、Bモード画像データ生成部302は、このデータに対数変換など公知の処理を施し、デジタルの音線データを生成する。対数変換では、エコー信号の振幅または強度を表すデータを、基準電圧と呼ばれる特定の電圧 V_c で除し、さらにその常用対数をとることで変換する。変換後のデータはデシベル値で表現される。この音線データは、超音波パルスの後方散乱の強さを示すエコー信号の振幅または強度を10進数で表現した桁に比例する値が、超音波パルスの送受信方向(深度方向)に沿って並んだデータである。

20

【 0 0 3 0 】

図3は、超音波振動子21の走査領域(以下、単に走査領域ということもある)と音線データとを模式的に示す図である。図3に示す走査領域 S は扇形をなしている。なお、図3では、超音波振動子21が、超音波が往復する経路(音線)を直線で、音線データを各音線上に並んだ点で表現している。図3では、後の説明の都合上、各音線に、走査開始(図3右)から順に、1、2、3・・・と番号を付し、1番目の音線を SR_1 、2番目の音線を SR_2 、3番目の音線を SR_3 、・・・、 k 番目の音線を SR_k と定義する。図3は、超音波振動子21がコンベックス振動子である場合に相当している。また、図3では、音線データの受信深度を z として記載している。超音波振動子21の表面から照射された超音波パルスが受信深度 z にある物体内で後方散乱し、超音波エコーとして超音波振動子21へ戻ってきた場合、その往復距離 L と受信深度 z との間には、 $z = L / 2$ の関係がある。

30

【 0 0 3 1 】

さらに、Bモード画像データ生成部302は、音線データに対してゲイン処理、コントラスト処理等の公知の技術を用いた信号処理を行う。

【 0 0 3 2 】

Bモード画像データ生成部302は、生成した音線データが走査範囲を空間的に正しく表現できるよう、音線データを並べ直す座標変換を施した後、音線データ間の補間処理を施すことによって音線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。Bモード画像データ生成部302は、生成したBモード画像データを第1切替部304へ出力する。

40

【 0 0 3 3 】

周波数解析部303は、送受信部301が生成した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スペクトルデータを算出する。具体的には、周波数解析部303は、送受信部301が生成した各音線のRFデータ(ラインデータ)を比較的短い所定の時間間隔で複数に区切り、区切った各部分のRFデータ(以下、「RFデータストリング」と呼ぶ)にFFT処理を施すことによ

50

り、音線の各部分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、R F データストリングに F F T 処理を施すことによって得られた「ある受信深度 z (すなわち、或る往復距離 L) から得られるエコー信号の強度や電圧振幅の周波数分布」を意味する。

【0034】

本実施の形態 1 では、周波数スペクトルとしてエコー信号の電圧振幅の周波数分布を採用した場合で説明する。周波数解析部 303 は、電圧振幅の周波数成分 $V(f, L)$ をもとに周波数スペクトルのデータ (以下、スペクトルデータともいう) を生成する場合を例として説明する。 f は、周波数である。周波数解析部 303 は、R F データの振幅 (事実上、エコー信号の電圧振幅) の周波数成分 $V(f, L)$ を基準電圧 V_c で除し、常用対数 (10) ($\log$) をとってデシベル単位で表現する対数変換処理を施した後、適当な正の定数 α を乗ずることにより、次式 (1) で与えられる被検体のスペクトルデータ $S(f, L)$ を生成する。

$$S(f, L) = \alpha \cdot \log \{ V(f, L) / V_c \} \quad \cdots (1)$$

【0035】

以下、具体的に、周波数解析部 303 での周波数解析により電圧振幅の周波数成分 $V(f, L)$ を求める方法について説明する。一般に、エコー信号の周波数スペクトルは、被検体が人体組織である場合、超音波が走査された人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「人体組織の性状」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、組織の特徴のことである。 (20)

【0036】

図 4 は、超音波信号の 1 つの音線 SR_k 上の R F データにおけるデータ配列を模式的に示す図である。音線 SR_k における白抜きまたは黒塗りで示す長方形は、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 SR_k 上の R F データにおいて、右側に位置するデータほど、超音波振動子 21 から音線 SR_k に沿って計った場合の深い箇所からの R F データである (図 4 の矢印を参照)。音線 SR_k 上の R F データは、前述の通り、送受信部 301 での A / D 変換処理によりエコー信号からサンプリングされ、離散化された R F データである。図 4 では、番号 k の音線 SR_k 上の R F データの 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 303 による算出結果は複素数で得られ、記憶部 314 に格納される。 (30)

【0037】

図 4 に示す R F データストリング F_j ($j = 1, 2, \cdots, K$) は、R F データのうち、F F T 処理の対象となる部分、である。一般に、F F T 処理を行うためには、R F データストリングが 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、 F_k 以外の R F データストリング F_j ($j = 1, 2, \cdots, K - 1$) はデータ数が $16 (= 2^4)$ で正常な R F データストリングである。一方、R F データストリング F_k は、データ数が 12 であるため異常な R F データストリングである。異常な R F データストリングに対して F F T 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 R F データストリングを生成する処理を行う。この点については、周波数解析部 303 の処理を説明する際に詳述する (図 13 を参照)。この後、周波数解析部 303 は、前述の通り、F F T 処理を実行し、電圧振幅の周波数成分 $V(f, L)$ を算出し、前述の式 (1) に基づいてスペクトルデータ $S(f, L)$ を算出する。周波数解析部 303 は、さらに、図 3 に示した全ての音線に対してこの作用を繰り返すことで、全方位に渡ってスペクトルデータ $S(f, L)$ を算出し、第 2 切替部 305 へ出力する (以下、『方位』を、図 3 の全走査方向に渡し、各音線データが向く方向として説明する)。 (40)

【0038】

第 1 切替部 304 は、制御部 313 の制御のもと、B モード画像データ生成部 302 が (50)

生成した B モード画像データの伝送経路の切り替えを行う。具体的には、第 1 切替部 3 0 4 は、B モード画像データを、移動量推定部 3 0 6 および重畳部 3 1 0 か、または、重畳部 3 1 0 および記憶部 3 1 4 (後述する画像データ記憶部 3 1 4 a) に切り替えて出力する。

【 0 0 3 9 】

第 2 切替部 3 0 5 は、制御部 3 1 3 の制御のもと、周波数解析部 3 0 3 が生成したスペクトルデータの伝送経路の切り替えを行う。具体的には、第 2 切替部 3 0 5 は、スペクトルデータを、差分特徴量算出部 3 0 8 に出力するか、または、記憶部 3 1 4 (後述するスペクトルデータ記憶部 3 1 4 b) に切り替えて出力する。

【 0 0 4 0 】

移動量推定部 3 0 6 は、同一被検体から異なる時刻に取得した二つの B モード画像データを用いて、画像内に描出される被検体、もしくはその少なくとも一部を推定する。例えば、被検体もしくはその一部として、血管や腫瘍の移動量を推定する。移動量推定部 3 0 6 は、同一被検体であって時刻の異なる、例えば、焼灼前と焼灼中との間における被検体の移動量を推定する。移動量推定部 3 0 6 が推定する移動量には、B モード画像の横方向および縦方向の移動距離と、画像の回転角度とを含む。なお、本実施の形態では、焼灼前の画像やスペクトルデータと、焼灼中の各種画像や各種データを用いて例示するが、焼灼前の時点より後であれば、焼灼中ではなく焼灼後でも構わない。

【 0 0 4 1 】

図 5 は、焼灼針による焼灼前の B モード画像の一例を示す図である。図 6 は、焼灼針による焼灼中の B モード画像の一例を示す図である。図 5 に示す B モード画像 W_{10} には、血管 (血管像 $B_v 10$) および腫瘍 (腫瘍像 $T_u 10$) が描出されている。また、図 6 に示す B モード画像 W_{20} には、血管 (血管像 $B_v 20$)、腫瘍 (腫瘍像 $T_u 20$) および焼灼針 (焼灼針像 N_E) が描出されている。以下、B モード画像の横方向を x 方向 (見目様：座標を小文字で統一します。)、縦方向を y 方向、画像中心 O を原点、画像中心 O を回転中心とする回転角を θ とする座標系を用いて説明する。なお、図 5 には、この座標系 O - x y を仮想的に B モード画像 W_{10} に重畳して示した。

【 0 0 4 2 】

移動量推定部 3 0 6 は、焼灼中の B モード画像 W_{20} の血管像 $B_v 20$ および腫瘍像 $T_u 20$ (図 6 参照) に対して、焼灼前の B モード画像 W_{10} の血管像 $B_v 10$ および腫瘍像 $T_u 10$ (図 5 参照) がどのように移動しているかを推定する。具体的には、移動量推定部 3 0 6 は、焼灼前の B モード画像 W_{10} に、x 方向への移動、y 方向への移動、および / または原点を中心にした回転の少なくともいずれか一つを含む座標変換を行いながら、座標変換後の B モード画像 W_{10} (正確には後述する B モード画像 W_{11}) と、B モード画像 W_{20} との相関値を算出する。以下、B モード画像 W_{10} の、x 方向の位置変化 Δx 、y 方向の位置変化 Δy 、回転角 θ の角度変化 $\Delta \theta$ の少なくともいずれか一つを単に、『移動量』として説明する。移動量推定部 3 0 6 が推定に用いる移動量は、予め設定された幅で変化していく種々の移動量や、予め設定されたパターンの移動量を用いてもよいし、キーボード 5 を経由した術者の入力により設定された移動量を用いてもよい。

【 0 0 4 3 】

移動量推定部 3 0 6 は、図 5 に示す焼灼前の B モード画像 W_{10} を回転角 $\Delta \theta$ で回転した後、横方向に Δx 、縦方向に Δy だけ移動する座標変換を行い、B モード画像 W_{11} を得る。図 7 は、B モード画像 W_{11} を説明する図である。図 7 には説明の都合上、この座標系 O' - x' y' を仮想的に重畳して示した。図 5 の B モード画像 W_{10} の任意点 (x , y) の輝度を 2 変数関数 $P_1 (x , y)$ 、図 7 の B モード画像 W_{11} の任意点 (x' , y') の輝度を 2 変数関数 $P_1' (x' , y')$ で表現する。このとき、下式 (2)、下式 (3) が成り立つ。

$$P_1' (x' , y') = P_1 (x , y) \cdots (2)$$

10

20

30

40

【数 1】

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\Delta\theta) & -\sin(\Delta\theta) \\ \sin(\Delta\theta) & \cos(\Delta\theta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \Delta x \\ \Delta y \end{pmatrix} \quad \dots (3)$$

【0044】

図 8 は、図 6 に示す焼灼中の B モード画像 W_{20} と、図 7 に示す座標変換後の焼灼前の B モード画像 W_{11} における血管および腫瘍の配置を説明する図である。移動量推定部 306 は、この座標変換した焼灼前の B モード画像 W_{11} と、焼灼中の B モード画像 W_{20} との相関値を算出する。なお、移動量 $(\Delta x, \Delta y, \Delta \theta)$ (座標変換の順番は回転角 $\Delta \theta$ による回転が先) には、すべてがゼロの場合、すなわち移動させない場合も含む。

10

【0045】

図 8 の B モード画像 W_{20} の任意点 (x', y') の輝度を 2 変数関数 $P_2(x', y')$ で表現する。移動量推定部 306 において、移動量 $(\Delta x, \Delta y, \Delta \theta)$ で座標変換を行った B モード画像 W_{11} の値 $P_1'(x', y')$ と、B モード画像 W_{20} の値 $P_2(x', y')$ との相関値 $C_V(\Delta x, \Delta y, \Delta \theta)$ は、下式 (4) により定義される。

$$C_V(\Delta x, \Delta y, \Delta \theta) = \int P_1'(x', y') \cdot P_2(x', y') dx' dy' \quad \dots (4)$$

式 (4) に式 (2) を代入して、下式 (5) を得る。ここで、 x と y はどちらも x' と y' との 2 変数関数 $x(x', y')$ 、 $y(x', y')$ と表現される。

$$C_V(\Delta x, \Delta y, \Delta \theta) = \int P_1(x(x', y'), y(x', y')) \cdot P_2(x', y') dx' dy' \quad \dots (5)$$

20

ここで、式 (3) を $x(x', y')$ 、 $y(x', y')$ について逆算して、下式 (6) を得る。

【数 2】

$$\begin{pmatrix} x(x', y') \\ y(x', y') \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(\Delta\theta) & \sin(\Delta\theta) \\ -\sin(\Delta\theta) & \cos(\Delta\theta) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x' - \Delta x \\ y' - \Delta y \end{pmatrix} \quad \dots (6)$$

移動量推定部 306 は、移動量 $(\Delta x, \Delta y, \Delta \theta)$ として種々の値を式 (6) の右辺へ代入し、演算結果 $x(x', y')$ 、 $y(x', y')$ を、さらに式 (5) の右辺へ代入することで、相関値 $C_V(\Delta x, \Delta y, \Delta \theta)$ の種々の値を算出する。一般に、式 (5) の演算は相互相関と呼ばれ、B モード画像 W_{11} と B モード画像 W_{20} との位置や向きが一致した場合に相関値 C_V が最大になる。なお、式 (5) と式 (4) には積分記号 $\int$ を用いたが、実際には、移動量推定部 306 は、離散的な画素の輝度値の積和を求める演算を実行する。

30

【0046】

移動量推定部 306 は、算出した種々の相関値 $C_V(\Delta x, \Delta y, \Delta \theta)$ のうち、その最大値 $\max C_V$ を与える移動量 $(\Delta x_0, \Delta y_0, \Delta \theta_0)$ を特定する。そして、移動量推定部 306 は、この移動量 $(\Delta x_0, \Delta y_0, \Delta \theta_0)$ を、焼灼前 (血管像 B_V10 および腫瘍像 T_U10) から焼灼中 (血管像 B_V20 および腫瘍像 T_U20) までの被検体の推定移動量として、読出部 307 へ出力する。なお、焼灼前と焼灼中との B モード画像において被検体に動きがなければ、推定移動量はゼロとなる。

40

【0047】

記憶部 314 (スペクトルデータ記憶部 314b) は焼灼前に取得した全方位、全深度 $z (= L/2)$ で算出されたスペクトルデータ $S(f, L)$ を記憶しておく。

読出部 307 は、焼灼前に取得したこのスペクトルデータ $S(f, L)$ の全方位と全深度分を記憶部 314 (スペクトルデータ記憶部 314b) から読み出して、 $S(f, L)$ の方位と深度で定義される直交座標 x, y に関し、移動量推定部 306 が推定した移動量で座標変換を行う。読出部 307 は、座標変換後のスペクトルデータを、差分特徴量算出部 308 に出力する。読出部 307 は、焼灼前のスペクトルデータを、焼灼中のスペクトルデータに合わせて補正する補正部として機能する。

50

【 0 0 4 8 】

差分特徴量算出部 3 0 8 は、周波数解析部 3 0 3 が算出した焼灼中のスペクトルデータと、読出部 3 0 7 から取得し、座標変換した焼灼前のスペクトルデータとに基づいて、差分特徴量を算出する。差分特徴量算出部 3 0 8 は、差分スペクトル算出部 3 0 8 a および回帰分析部 3 0 8 b を有する。

【 0 0 4 9 】

差分スペクトル算出部 3 0 8 a は、焼灼中のスペクトルデータから、焼灼前かつ座標変換後のスペクトルデータを、互いに方位・深度またはそれらで定義される直交座標や、周波数を一致させて減算する。そして、差分スペクトル算出部 3 0 8 a は、このように差をとった差分スペクトルデータを算出する。図 9 は、周波数解析部 3 0 8 により算出された焼灼前の周波数スペクトルと焼灼中の周波数スペクトルとの一例を示す図である。差分スペクトル算出部 3 0 8 a は、各周波数について、例えば、焼灼中に得られたスペクトルデータ S_{p2} と、焼灼前に得られたスペクトルデータ S_{p1} との差分を算出することによって、差分スペクトルデータを算出する。

10

【 0 0 5 0 】

図 1 0 は、焼灼前の R F データから算出される周波数スペクトル S_{p1} と、焼灼中の R F データから算出される周波数スペクトル S_{p2} との差分スペクトル S_{p_D} を示す図である。差分スペクトル算出部 3 0 8 a は、焼灼中のスペクトルデータ S_{p2} と、焼灼前のスペクトルデータ S_{p1} との差分を算出することによって、図 1 0 に示す差分スペクトルデータ S_{p_D} を生成する。差分スペクトル算出部 3 0 8 a は、全方位と全深度ごとに差分スペクトルデータを算出する。

20

【 0 0 5 1 】

回帰分析部 3 0 8 b は、差分スペクトル算出部 3 0 8 a から出力された複数の差分スペクトルデータを直線で近似し、その直線を用いて差分スペクトルデータの特徴量（以下、差分特徴量という）を算出し、差分特徴量を解析画像データ生成部 3 0 9 へ出力する。

【 0 0 5 2 】

具体的には、回帰分析部 3 0 8 b は、所定周波数帯域におけるスペクトルデータの単回帰分析を行ってスペクトルデータを一次式（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差分特徴量を算出する。単回帰分析とは、独立変数が 1 種類の場合の回帰分析である。本実施の形態での単回帰分析の独立変数は周波数 f にあたる。

30

【 0 0 5 3 】

図 1 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る回帰分析部 3 0 8 b が行う差分特徴量の算出を説明するための図である。例えば、回帰分析部 3 0 8 b は、周波数帯域 U で単回帰分析を行い差分スペクトルデータ S_{p_D} の回帰直線 L_D を得る。次に、回帰分析部 3 0 8 b は、回帰直線 L_D の傾き a_1 、切片 b_1 、および周波数帯域 U の中心周波数（すなわち、「ミッドバンド」） $f_M = (f_L + f_H) / 2$ の回帰直線上の値であるミッドバンドフィット（Mid-band fit） $c_1 = a_1 f_M + b_1$ を差分特徴量として算出する。このように回帰直線 L_D を特徴付ける一次式のパラメータ（傾き a_1 、切片 b_1 、ミッドバンドフィット c_1 ）で差分スペクトルデータ S_{p_D} を表現することで、差分スペクトルデータ S_{p_D} を一次式に近似したことになる。

40

【 0 0 5 4 】

スペクトルデータから算出される 3 つの差分特徴量のうち、傾き a_1 、切片 b_1 は、超音波を散乱する散乱体の大きさ、散乱体の散乱強度、散乱体の数密度（濃度）等と相関を有していると考えられる。ミッドバンドフィット c_1 は、有効な周波数帯域内の中心におけるエコー信号の電圧振幅や強度を与える。このため、ミッドバンドフィット c_1 は、散乱体の大きさ、散乱体の散乱強度、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、回帰分析部 3 0 8 b は、回帰分析によって二次以上の多項式でスペクトルデータを近似するようにしてもよい。

【 0 0 5 5 】

図 1 に戻り、解析画像データ生成部 3 0 9 は、差分特徴量算出部 3 0 8 が算出した差分

50

特徴量に応じて視覚情報を付与した解析画像データを生成する。具体的には、解析画像データ生成部 309 は、回帰分析部 308 b が算出した差分特徴量に関連する視覚情報を B モード画像データにおける画像の各画素に対応して割り当てた解析画像データを生成する。視覚情報としては、例えば色相、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。次に、解析画像データ生成部 309 は、例えば図 4 に示す 1 つの RF データストリング F_j ($j = 1, 2, \dots, K$) のデータ量に比例する深度長と、図 3 に示す音線間の方位間隔とで定義される画素領域に対し、その RF データストリング F_j から算出される差分特徴量に関連する視覚情報を割り当てる。

【0056】

10

ここで、周波数解析部 303、差分特徴量算出部 308、解析画像データ生成部 309 は、解析範囲を、図 3 に示す走査領域 S のうち、特定の深度幅および方位幅 (すなわち、走査方向の幅) などで区切られる関心領域 (Region of Interest: ROI) に限定して、上記の各処理を行ってもよい。関心領域を必要な領域に限定すれば、演算量を減らすことができ、表示するための速度を向上することができる。

【0057】

重畳部 310 は、B モード画像データ生成部 302 が生成した B モード画像データ上に、解析画像データ生成部 309 が生成した解析画像データを合成して、重畳画像データを生成する。

【0058】

20

表示画像データ生成部 311 は、重畳部 310 が生成した重畳画像データまたは B モード画像データに対して、表示装置 4 における画像の表示レンジに応じたデータの間引きや、階調処理などの所定の処理を施した後、表示装置 4 に表示させる。

【0059】

入力部 312 は、キーボード 5 からの操作信号に応じて、何のキー、何のメニューが選択入力されたのかの情報を含む選択信号を生成し、制御部 313 へ出力する。

【0060】

ここで、キーボード 5 は、各種の情報を入力可能な複数のボタンを用いて構成され、術者からの入力を受け付ける。また、キーボード 5 には、表示画面を備えたタッチパネル 5a が設けられている。タッチパネル 5a は、例えば術者の指の接触位置に応じた入力を受け付ける。その後、キーボード 5 は、タッチパネル 5a 上で表示画面に表示される操作アイコンに従って術者がタッチ (接触) した位置 (座標) や、入力があったボタンを識別するボタン番号等を含む操作信号を入力部 312 へ出力する。なお、タッチパネル 5a は、超音波画像や各種情報を表示することで、グラフィカルユーザインターフェース (GUI) として機能する。タッチパネルとしては、抵抗膜方式、静電容量方式および光学方式等があり、いずれの方式のタッチパネルであっても適用可能である。

30

【0061】

制御部 313 は、記憶部 314 が記憶、格納する作動プログラム等の情報や各処理の演算パラメータやデータ等を記憶部 314 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。

40

【0062】

上述した送受信部 301、B モード画像データ生成部 302、周波数解析部 303、第 1 切替部 304、第 2 切替部 305、移動量推定部 306、読出部 307、差分特徴量算出部 308、解析画像データ生成部 309、重畳部 310、表示画像データ生成部 311、入力部 312 および制御部 313 は、演算および制御機能を有する CPU (Central Processing Unit) 等の汎用プロセッサ、または ASIC (Application Specific Integrated Circuit) もしくは FPGA (Field Programmable Gate Array) 等の特定の機能を実行する専用の集積回路等を用いて実現される。なお、制御部 313、B モード画像データ生成部 302 をはじめ、上記のうち少なくとも一部を含む複数の部を共通の汎用プロセッサまたは専用の集積回路等を用いて構成することも可能である。

50

【 0 0 6 3 】

記憶部 3 1 4 は、各処理の演算パラメータやデータ等を記憶する。記憶部 3 1 4 は、B モード画像データ生成部 3 0 2 が生成した B モード画像データを記憶する画像データ記憶部 3 1 4 a と、周波数解析部 3 0 3 が算出したスペクトルデータを記憶する前述のスペクトルデータ記憶部 3 1 4 b とを有する。記憶部 3 1 4 は、例えば、H D D (Hard Disk Drive) を用いて構成される。

【 0 0 6 4 】

さらに、記憶部 3 1 4 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との関係)、対数変換処理に必要な情報 (式 (1) 参照、例えば α 、 V_c の値)、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。

10

【 0 0 6 5 】

また、記憶部 3 1 4 は、追加のメモリとして、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予めインストールした図示しない R O M (Read Only Memory) を設けている。作動プログラムは、携帯型ハードディスク、フラッシュメモリ、C D - R O M、D V D - R O M、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、L A N、W A N 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

【 0 0 6 6 】

図 1 2 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。以下、制御部 3 1 3 の制御のもと、各部が動作するものとして説明する。なお、第 1 切替部 3 0 4 と第 2 切替部 3 0 5 とは、それぞれの出力先が図 1 に示すそれぞれの右下側の端子に接触するよう、初期設定されている。すなわち、超音波観測装置 3 の初期設定として、第 1 切替部 3 0 4 が B モード画像データを重畳部 3 1 0 および記憶部 3 1 4 (画像データ記憶部 3 1 4 a) に出力し、第 2 切替部 3 0 5 がスペクトルデータを記憶部 3 1 4 (スペクトルデータ記憶部 3 1 4 b) に出力するようになっている。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 1 において、人体内部の組織等、被検体に対する観測が始まると、超音波振動子 2 1 は被検体を走査し、被検体から受信したエコーを電氣的なエコー信号へ変換する。送受信部 3 0 1 は、超音波内視鏡 2 を経由してエコー信号を受信する。送受信部 3 0 1 は、そのエコー信号の増幅を行う。次に、送受信部 3 0 1 は、適当なサンプリング周波数 (例えば 5 0 M H z) で増幅されたエコー信号をサンプリングして離散化して R F データを生成し、B モード画像データ生成部 3 0 2 および周波数解析部 3 0 3 へ出力する。

30

【 0 0 6 8 】

ステップ S 2 において、B モード画像データ生成部 3 0 2 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 R F データの増幅 (S T C 補正) を行う。B モード画像データ生成部 3 0 2 は、送受信部 3 0 1 から出力された R F データを用いて B モード画像データを生成する。

40

【 0 0 6 9 】

ステップ S 3 において、周波数解析部 3 0 3 は、ステップ S 2 で生成された R F データから、スペクトルデータを算出する (周波数解析ステップ)。周波数解析部 3 0 3 は、各音線の R F データ (ラインデータ) を比較的短い所定の時間間隔で複数に区切り、区切った各部分の R F データに F F T 演算による周波数解析を行うことによって全ての R F データストリングに対するスペクトルデータを算出する。

【 0 0 7 0 】

図 1 3 は、ステップ S 3 において周波数解析部 3 0 3 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 3 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。

50

【 0 0 7 1 】

ステップ S 2 1 において、周波数解析部 3 0 3 は、解析対象の音線を識別するカウンタ k を k_0 とする。この初期値 k_0 は、図 3 中、解析範囲の最右の音線の番号である。

【 0 0 7 2 】

ステップ S 2 2 において、周波数解析部 3 0 3 は、F F T 演算用を取得する一連の R F データストリングを代表するデータ位置（受信深度に対応） $Z^{(k)}$ の初期値 $Z^{(k)}_0$ を設定する。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。この初期値 $Z^{(k)}_0$ は、音線 $S R_k$ 上での解析範囲の最浅の R F データストリングを代表するデータ位置である。

【 0 0 7 3 】

その後、周波数解析部 3 0 3 は、R F データストリングを取得し（ステップ S 2 3）、取得した R F データストリングに対し、記憶部 3 1 4 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 R F データストリングに対して窓関数を作用させることにより、R F データストリング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 4 】

続いて、周波数解析部 3 0 3 は、データ位置 $Z^{(k)}$ の R F データストリングが正常な R F データストリング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、R F データストリングは、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 R F データストリングのデータ数を 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 $Z^{(k)}$ が属する R F データストリングの中心になるよう設定される。具体的には、R F データストリングのデータ数は 2^n であるので、 $Z^{(k)}$ はその R F データストリングの中心に近い $2^n / 2$ （ $= 2^{n-1}$ ）番目の位置に設定される。この場合、R F データストリングが正常であるとは、データ位置 $Z^{(k)}$ より浅い側に $2^{n-1} - 1$ （ $= N$ とする）個のデータがあり、データ位置 $Z^{(k)}$ より深い側に 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、R F データストリング 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。

【 0 0 7 5 】

ステップ S 2 5 における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ の R F データストリングが正常である場合（ステップ S 2 5：Y e s）、周波数解析部 3 0 3 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

【 0 0 7 6 】

ステップ S 2 5 における判定の結果、データ位置 $Z^{(k)}$ の R F データストリングが正常でない場合（ステップ S 2 5：N o）、周波数解析部 3 0 3 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 R F データストリングを生成する（ステップ S 2 6）。ステップ S 2 5 において正常でないと判定された R F データストリング（例えば図 5 の R F データストリング 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、R F データストリング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 0 3 は、後述するステップ S 2 7 へ移行する。

【 0 0 7 7 】

ステップ S 2 7 において、周波数解析部 3 0 3 は、R F データストリングに F F T 演算を施すことにより、エコー信号の電圧振幅の周波数分布に相当する $V(f, L)$ を算出する。その後、周波数解析部 3 0 3 は、 $V(f, L)$ に対数変換処理を施して、スペクトルデータ $S(f, L)$ を得る（ステップ S 2 7）。

【 0 0 7 8 】

ステップ S 2 8 において、周波数解析部 3 0 3 は、データ位置 $Z^{(k)}$ をステップ幅 D で変化させる。ステップ幅 D について、キーボード 5 を経由した術者の入力値を記憶部 3 1 4 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。

【 0 0 7 9 】

10

20

30

40

50

その後、周波数解析部 303 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）。この最大値 $Z^{(k)}_{max}$ は、音線 SR_k 上の解析範囲の最深の RF データストリングを代表するデータ位置である。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 303 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 303 はステップ S23 へ戻る。

【0080】

ステップ S30 の後、周波数解析部 303 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 k_{max} より大きい場合（ステップ S31：Yes）、周波数解析部 303 は一連の周波数解析処理を終了する。一方、カウンタ k が k_{max} 以下である場合（ステップ S31：No）、周波数解析部 303 はステップ S22 に戻る。この最大値 k_{max} は、図 3 中、解析範囲の最左の音線の番号である。

【0081】

このようにして、周波数解析部 303 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深度別に複数回の 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 314（スペクトルデータ記憶部 314b）に格納される。

【0082】

なお、これら 4 種の値 k_0 、 k_{max} 、 $Z^{(k)}_0$ 、 $Z^{(k)}_{max}$ については、図 3 の全走査範囲を含むようなデフォルト値が記憶部 314 にあらかじめ記憶されており、周波数解析部 303 は適宜これらの値を読み取って、図 13 の処理を行う。デフォルト値を読み取った場合、周波数解析部 303 は全走査範囲に対して周波数解析処理を行う。しかし、この 4 種の値 k_0 、 k_{max} 、 $Z^{(k)}_0$ 、 $Z^{(k)}_{max}$ は、キーボード 5 を経由した術者による関心領域の指示入力によって変更可能である。変更されていた場合、周波数解析部 303 は指示入力された関心領域においてのみ周波数解析処理を行う。

【0083】

再び、図 12 を参照して説明する。ステップ S2 とステップ S3 とは、順序が逆であってもよいし、並行して行うようにしてもよい。

【0084】

ステップ S4 において、制御部 313 は、超音波内視鏡 2 またはキーボード 5 の図示しないボタンもしくはメニューを介して、術者から焼灼針による焼灼指示が入力されているのか確認する。制御部 313 は、焼灼指示が入力されている場合（ステップ S4：Yes）、ステップ S5 に移行する。一方、制御部 313 は、キーボード 5 から焼灼指示が入力されていない場合（ステップ S4：No）、ステップ S13 に移行する。

【0085】

ステップ S5 において、制御部 313 は、第 1 切替部 304 および第 2 切替部 305 の出力先を切り替える。具体的には、ステップ S5 の切り替え処理によって、第 1 切替部 304 と第 2 切替部 305 とは、図 1 に示すそれぞれの出力先が右上側の端子に接触するように、切り替える。すなわち、第 1 切替部 304 は、重畳部 310 および記憶部 314（画像データ記憶部 314a）に出力する伝送経路から、移動量推定部 306 および重畳部 310 に出力する伝送経路に切り替える。また、第 2 切替部 305 は、記憶部 314（スペクトルデータ記憶部 314b）に出力する伝送経路から、差分特徴量算出部 308 に出力する伝送経路に切り替える（図 1 参照）。

【0086】

ステップ S6 において、B モード画像データ生成部 302 は、焼灼指示入力後に送受信部 301 が受信した RF データの増幅（STC 補正）を行い、B モード画像データを生成する。ここで得られる RF データは、焼灼中における RF データである。

【0087】

ステップ S7 において、周波数解析部 303 は、ステップ S6 で生成された RF データから、スペクトルデータを算出する。周波数解析部 303 は、上述したステップ S3 と同

10

20

30

40

50

様にして、各音線のRFデータ(ラインデータ)を比較的短い所定の時間間隔で複数に区切り、区切った各部分のRFデータにFFT演算による周波数解析を行うことによって全てのRFデータストリングに対するスペクトルデータを算出する。なお、ステップS6とステップS7とは、順序が逆であってもよいし、並行して行うようにしてもよい。

【0088】

ステップS8において、移動量推定部306は、焼灼前のBモード画像と、焼灼中のBモード画像とから、焼灼前のBモード画像に描出されていた被検体もしくはその一部(血管や腫瘍)が、焼灼中のBモード画像においてどれだけ移動したかを推定する。そして、読出部307は、焼灼前に取得したスペクトルデータを記憶部314(スペクトルデータ記憶部314b)から読み出して、移動量推定部306が推定した移動量で座標変換を行う。読出部307は、座標変換後のスペクトルデータを、差分特徴量算出部308に出力する。

10

【0089】

ステップS9において、差分スペクトル算出部308aは、焼灼中に得られたスペクトルデータから、焼灼前かつ座標変換後に得られたスペクトルデータを、互いに方位・深度またはそれらで定義される直交座標や、周波数を一致させて減算する。差分スペクトル算出部308aは、このように各周波数について、スペクトルデータの差分を算出することによって、差分スペクトルデータを算出する(図10参照)。

【0090】

ステップS10において、回帰分析部308bは、差分スペクトル算出部308aから出力された複数の差分スペクトルデータを直線で近似することによって差分スペクトルデータの差分特徴量を算出することによって差分特徴量を取得する(図11参照)。以上ステップS9およびステップS10が、差分特徴量算出ステップに相当する。

20

【0091】

ステップS11において、解析画像データ生成部309は、回帰分析部308bが算出した差分特徴量に関連する視覚情報をBモード画像データにおける画像の各画素に対応して割り当てた解析画像データを生成する(解析画像データ生成ステップ)。

【0092】

ステップS12において、重畳部310は、ステップS6においてBモード画像データ生成部302が生成したBモード画像データと、ステップS11において解析画像データ生成部309が生成した解析画像データとを合成して、差分特徴量に関連する視覚情報を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した重畳画像データを生成し、表示画像データ生成部311へ出力する。制御部313は、生成した重畳画像データを表示画像データ生成部311へ出力後、ステップS14に移行する。

30

【0093】

ここで、ステップS4において、重畳部310は、焼灼指示がなく、Bモード画像データのみが入力された場合には(ステップS4:No)、解析画像データの重畳は行わずに、そのまま、表示画像データ生成部311へ出力する(ステップS13)。制御部313は、Bモード画像データを表示画像データ生成部311へ出力後、ステップS14に移行する。

40

【0094】

ステップS14において、表示画像データ生成部311は、重畳部310が生成した重畳画像データまたはBモード画像データに対して、表示装置4における画像の表示レンジに応じたデータの間引きや、階調処理などの所定の処理を施して表示画像データを生成する。

【0095】

その後、制御部313は、表示画像データに応じた画像を表示装置4に表示させる(ステップS15)。図14に、重畳画像データに対応する画像(重畳画像という)の表示例を示す。表示装置4の表示画面には、差分特徴量に基づいて生成された焼灼領域 R_c が、焼灼中に取得されたBモード画像に重畳された重畳画像 W_{30} が表示される。上述した処理を

50

行うことによって、リアルタイムに焼灼領域を表現した重畳画像を表示装置 4 に表示することができる。

【0096】

ステップ S 1 6 において、制御部 3 1 3 は、送受信部 3 0 1 が、超音波内視鏡 2 から新たなエコー信号を受信したか否かを判断する。制御部 3 1 3 は、送受信部 3 0 1 が新たなエコー信号を受信したと判断した場合（ステップ S 1 6：Y e s）、ステップ S 4 に移行して、上述した処理を繰り返す。これに対し、制御部 3 1 3 は、新たなエコー信号を受信していない、例えば、前回エコー信号を取得した時間から所定の時間経過してもエコー信号の受信がない場合（ステップ S 1 6：N o）、処理を終了する。

【0097】

本実施の形態 1 では、焼灼前の画像やスペクトルデータと、焼灼中の各種画像や各種データを用いて例示したが、焼灼前の時点より後であれば、焼灼中ではなく焼灼後でも構わない。この点は上述した通りである。

【0098】

以上説明した本発明の実施の形態 1 では、周波数解析部 3 0 3 により算出された焼灼前スペクトルデータと焼灼中 / 焼灼後のスペクトルデータとから、差分スペクトルデータを算出し、この差分スペクトルデータから差分特徴量を求めるようにした。この際、焼灼前のスペクトルデータは、焼灼前の B モード画像データと、焼灼中 / 焼灼後の B モード画像データとから推定される被検体もしくはその一部（血管や腫瘍）の移動量に基づいて座標変換が施されており、焼灼中 / 焼灼後のスペクトルデータとの位置は対応付いている。このように、本発明の実施の形態 1 では、時相が異なる複数の画像情報を取得する際に、再現性の高い画像情報を取得することができる。これにより、本実施の形態 1 によれば、焼灼中 / 焼灼後の B モード画像上に、焼灼前との差分情報である焼灼領域を正確に表示することが可能となる。

【0099】

また、本発明の実施の形態 1 によれば、時相の異なるエコー信号を取得するのみで重畳画像を取得することができるため、治療前後の比較画像を生成する際に、手術時間の増大を抑制し、かつ患者への負担を軽減することが可能となる。

【0100】

また、本発明の実施の形態 1 によれば、同じ被検体から取得した周波数スペクトルの差分特徴量を算出するようにしたので、エコー信号の減衰の影響を排除し、異なる時相間において再現性のある、客観的な相違を表現した画像データを取得することが可能となる。特に、差分特徴量として差分特徴量 b（切片）を用いれば、0 M H z での周波数スペクトルを観測することとなり、一層減衰の影響を排除した画像データを取得することができる。

【0101】

また、本発明の実施の形態 1 によれば、焼灼前と、焼灼中 / 焼灼後とで同じ超音波プローブを用いてエコー信号を取得し、周波数スペクトルを算出しているため、超音波プローブの感度差等の機体差の影響を排除した再現性のある画像データを取得することが可能となる。

【0102】

また、本発明の実施の形態 1 において、スペクトルデータの差分が減少していること、または、一度大きく変化した差分に変化がなくなったことを検知することによって、治療の完了を判断できる。この検知処理により、術者は、治療の完了を把握することが可能となる。

【0103】

（実施の形態 2）

続いて、本発明の実施の形態 2 について説明する。図 1 5 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置 3 A を備えた超音波診断システム 1 A の構成を示すブロック図である。上述した実施の形態 1 では、差分特徴量算出部 3 0 8 が差分スペクトルデータを算出し

10

20

30

40

50

てこの差分スペクトルデータから差分特徴量を算出するものとして説明したが、本実施の形態 2 では、差分特徴量算出部 308A が焼灼前のスペクトルデータ、および焼灼中 / 焼灼後のスペクトルデータから特徴量をそれぞれ算出し、焼灼前の特徴量と、焼灼中 / 焼灼後の特徴量とを用いて差分特徴量を算出する。なお、本実施の形態でも、焼灼前の時点より後であれば、焼灼中ではなく焼灼後でも構わないため、以下、両者を区別せず、焼灼中 / 焼灼後と説明する。

【0104】

本実施の形態 2 に係る超音波診断システム 1A は、上述した実施の形態 1 に係る超音波診断システム 1 の構成に対し、超音波観測装置 3 に代えて超音波観測装置 3A を備える。超音波観測装置 3A は、上述した差分特徴量算出部 308 に代えて差分特徴量算出部 308A を有している。超音波観測装置 3A において、差分特徴量算出部 308A 以外の構成は、上述した超音波観測装置 3 の構成と同じである。

10

【0105】

差分特徴量算出部 308A は、周波数解析部 303 が算出した焼灼中 / 焼灼後のスペクトルデータと、読出部 307 から取得した焼灼前のスペクトルデータとに基づいて、差分特徴量を算出する。差分特徴量算出部 308A は、回帰分析部 308c および減算部 308d を有する。

【0106】

具体的には、回帰分析部 308c は、焼灼前のスペクトルデータ、および焼灼中 / 焼灼後のスペクトルデータについて、上述した回帰分析部 308b と同様にして、所定周波数帯域におけるスペクトルデータの単回帰分析を行ってスペクトルデータを一次式（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特徴量を算出する。よって、回帰分析部 308c は、焼灼前の特徴量、および焼灼中 / 焼灼後の特徴量を算出することになる。

20

【0107】

図 16 は、焼灼前の周波数スペクトルを用いた周波数特徴量の算出を説明するための図である。例えば、回帰分析部 308c は、焼灼前のスペクトルデータ S_1 （図 9 参照）に対し、周波数帯域 U で単回帰分析を行って、この焼灼前のスペクトルデータ S_1 の回帰直線 L_{10} を得る（図 16 参照）。次に、回帰分析部 308c は、回帰直線 L_{10} の傾き a_{10} 、切片 b_{10} 、およびミッドバンドフィット（Mid-band fit） $c_{10} = a_{10} f_M + b_{10}$ を特徴量として算出する。

30

【0108】

図 17 は、本発明の実施の形態 2 に係る差分特徴量算出部 308A が行う差分特徴量の算出を説明するための図であって、焼灼前のスペクトルデータから算出される回帰直線と、焼灼中 / 焼灼後のスペクトルデータから算出される回帰直線とを示す図である。図 17 に示すように、回帰分析部 308c は、焼灼前のスペクトルデータ S_{p1} に基づいて生成される回帰直線 L_{10} から特徴量 a_{10} 、 b_{10} 、 c_{10} を算出するとともに、焼灼中 / 焼灼後のスペクトルデータ S_{p2} （図 9 参照）に基づいて生成される回帰直線 L_{20} から特徴量 a_{20} 、 b_{20} 、 c_{20} を算出する。

【0109】

減算部 308d は、焼灼前の特徴量と、焼灼中 / 焼灼後の特徴量との差をとった差分特徴量を算出する。減算部 308d は、例えば、特徴量としてミッドバンドフィット c を用いる場合、焼灼中に得られたスペクトルデータ S_{p2} に基づく特徴量 c_{20} と、焼灼前に得られたスペクトルデータ S_{p1} に基づく特徴量 c_{10} との差分を算出することによって差分特徴量を取得する。

40

【0110】

本実施の形態 2 における重畳画像の生成、表示処理は、ステップ S9、S10 を上述した処理に置きかえる以外は、図 12 に示すフローチャートと同じである。

【0111】

以上説明した本発明の実施の形態 2 では、周波数解析部 303 により算出された焼灼前

50

スペクトルデータと焼灼中／焼灼後のスペクトルデータとから、特徴量をそれぞれ算出し、この特徴量から差分特徴量を求めるようにした。この際、実施の形態１と同様に、焼灼前のスペクトルデータは、焼灼前のＢモード画像データと、焼灼中／焼灼後のＢモード画像データとから推定される被検体もしくはその一部（血管や腫瘍）の移動量に基づいて座標変換が施されており、焼灼中／焼灼後のスペクトルデータとの位置は対応付いたものとなっている。このように、本発明の実施の形態２では、時相が異なる複数の画像情報を取得する際に、再現性の高い画像情報を取得することができる。これにより、本実施の形態２によれば、焼灼中／焼灼後のＢモード画像上に、焼灼前との差分情報である焼灼領域を正確に表示することが可能となる。

【０１１２】

なお、上述した実施の形態２において、回帰分析部３０８ｃが、スペクトルデータから算出した特徴量に対して減衰補正を行ってもよい。一般に、超音波の振幅は伝播距離に対して指数的に減衰する。従って、振幅を常用対数に対数変換し、デシベル表現にした場合、振幅は往復距離 L に対して線形に減衰し、往復距離が L になるような受信深度 z （ $=L/2$ ）に対しても線形に減衰する。よって、この振幅のデシベル表現下において、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量 $A(f, z)$ は、超音波が往復する前後の振幅の線形の変化（デシベル表現での差）として表現できる。この振幅の減衰量 $A(f, z)$ は、被検体が生体である場合には周波数に依存し、高周波では減衰が大きく、低周波では減衰が小さいことが知られている。特に、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（７）で表現される。

$$A(f, z) = 2\zeta z f \cdots (7)$$

ここで、比例定数 ζ 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 ζ の具体的な値は、被検体が生体である場合、生体の部位や組織に応じて定まる。正常肝では概ね、 0.55 dB/cm/MHz である。なお、減衰率 ζ の値は記憶部３１４に予め記憶されており、回帰分析部３０８ｃは適宜、記憶部３１４から減衰率 ζ の値を読み出して用いる。超音波観測装置３Ａが、超音波内視鏡２による超音波の送信の前に、予め、被検体の部位名や組織名の入力を術者から受けた場合には、回帰分析部３０８ｃは、部位名や組織名に対応した減衰率 ζ の適当な値を読み出し、以下の減衰補正に用いる。さらに、超音波観測装置３Ａが、減衰率 ζ の値を術者から直接受けた場合には、回帰分析部３０８ｃは、その値を以下の減衰補正に用いる。超音波観測装置３Ａが、一切の入力を術者から受けなかった場合には、回帰分析部３０８ｃは、上記 0.55 dB/cm/MHz を以下の減衰補正に用いる。

【０１１３】

回帰分析部３０８ｃは、算出した特徴量（例えば、傾き a_0 、切片 b_0 、ミッドバンドフィット c_0 とする）に対し、以下に示す式（８）～（１０）にしたがって減衰補正を行うことにより、補正特徴量 a 、 b 、 c を算出する。

$$a = a_0 + 2\zeta z \cdots (8)$$

$$b = b_0 \cdots (9)$$

$$c = c_0 + A(f_M, z) = c_0 + 2\zeta z f_M (= a f_M + b) \cdots (10)$$

式（８）、（１０）からも明らかなように、回帰分析部３０８ｃは、傾きとミッドバンドフィットとに対しては超音波の受信深度 z が大きいほど、大きい補正を行う。また、式（９）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。

【０１１４】

この後、回帰分析部３０８ｃは、これら減衰補正された補正特徴量 a 、 b 、 c を減算部３０８ｄへ出力する。減算部３０８ｄは、焼灼中／焼灼後の補正特徴量と、焼灼前の補正特徴量との差分を算出することによって、差分特徴量を取得する。

【０１１５】

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。例えば、超音波観測装置において、各機

10

20

30

40

50

能を有する回路同士をバスで接続することによって構成してもよいし、一部の機能が他の機能の回路構造に内蔵されるように構成してもよい。

【0116】

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。

【0117】

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。

【0118】

また、超音波振動子21は、互いに機種が異なっていれば、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、超音波振動子21は、圧電素子が二次元的に配置されるものであってもよい。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することで、電子的に走査させるものであってもよい。

【0119】

また、超音波プローブと超音波観測装置とは別体で設けられているものとして説明したが、超音波プローブと超音波観測装置とを一体化した構成としてもよい。

【0120】

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】

【0121】

- 1、1A 超音波診断システム
- 2 超音波内視鏡
- 3、3A 超音波観測装置
- 4 表示装置
- 21 超音波振動子
- 301 送受信部
- 302 Bモード画像データ生成部
- 303 周波数解析部
- 304 第1切替部
- 305 第2切替部
- 306 移動量推定部
- 307 読出部
- 308、308A 差分特徴量算出部
- 308a 差分スペクトル算出部
- 308b、308c 回帰分析部
- 308d 減算部
- 309 解析画像データ生成部
- 310 重畳部
- 311 表示画像データ生成部
- 312 入力部

10

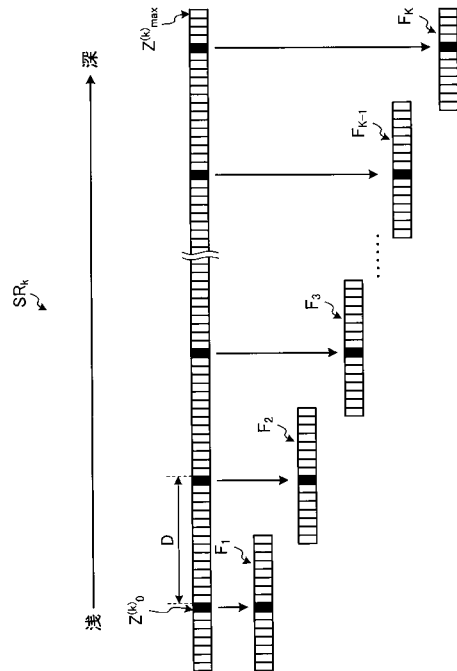
20

30

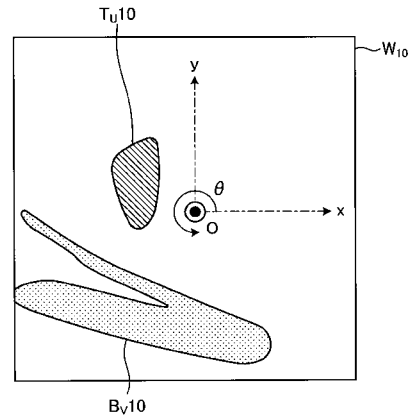
40

50

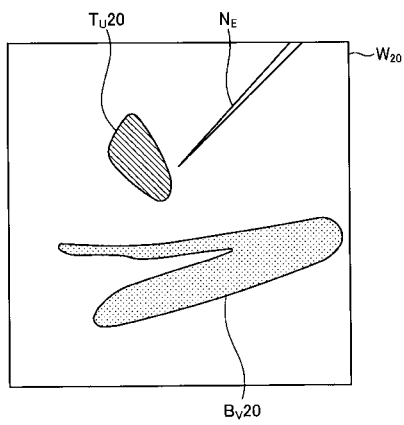
【図 4】



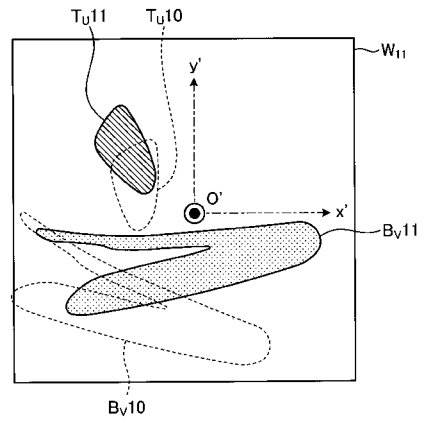
【図 5】



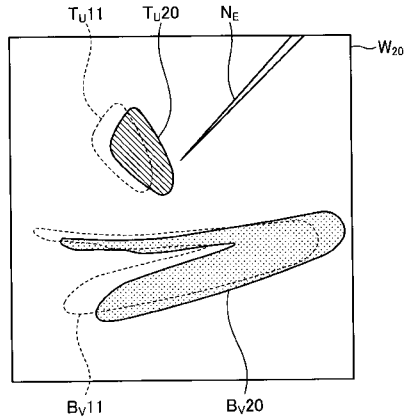
【図 6】



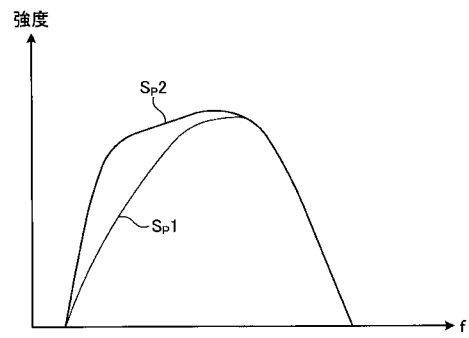
【図 7】



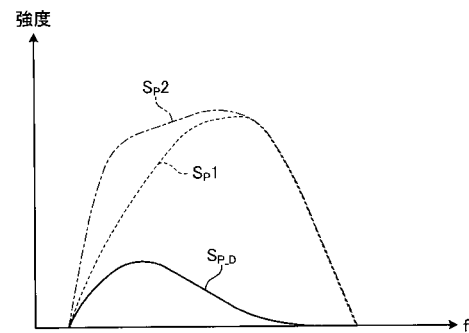
【図 8】



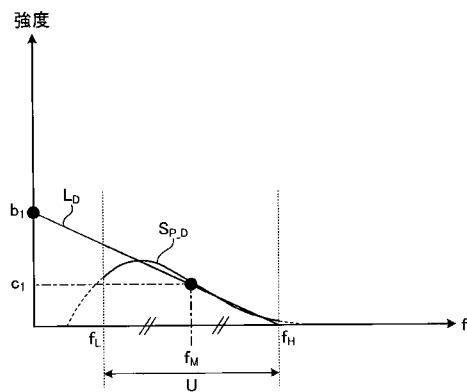
【図 9】



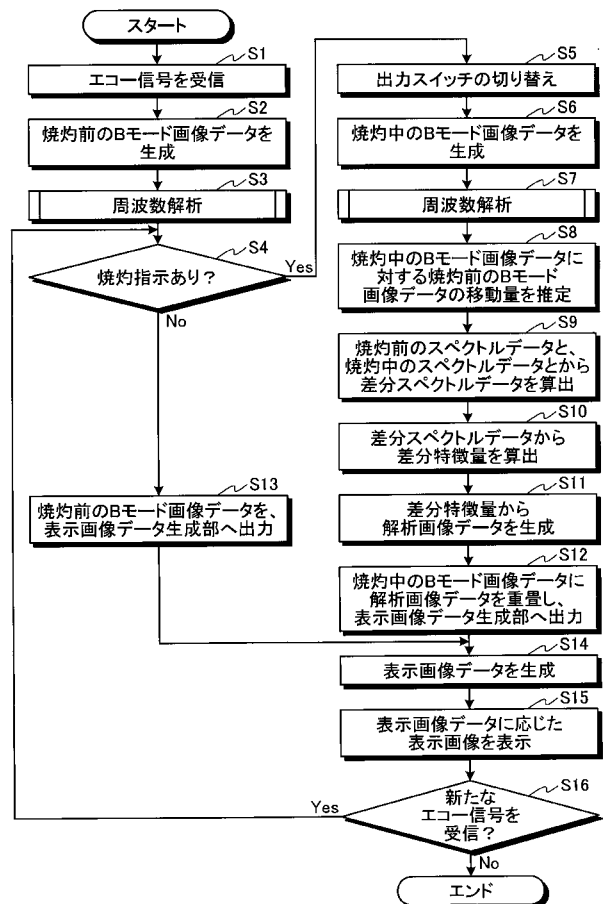
【図 10】



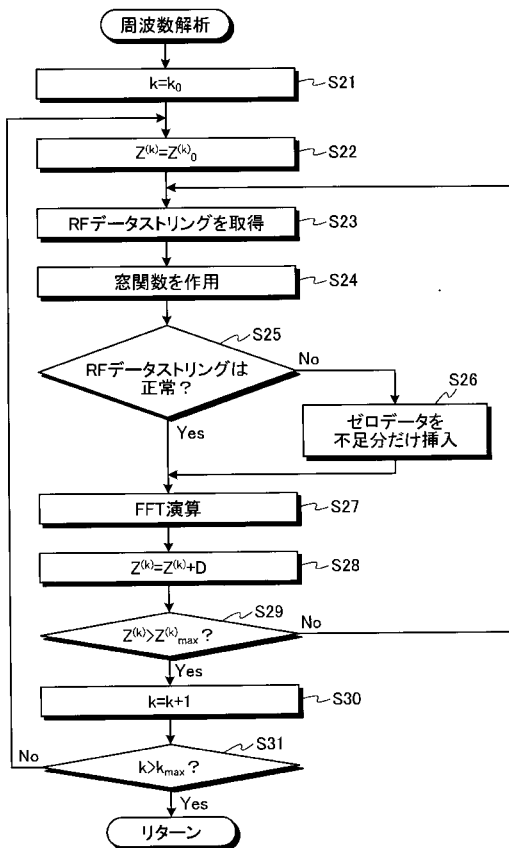
【図 11】



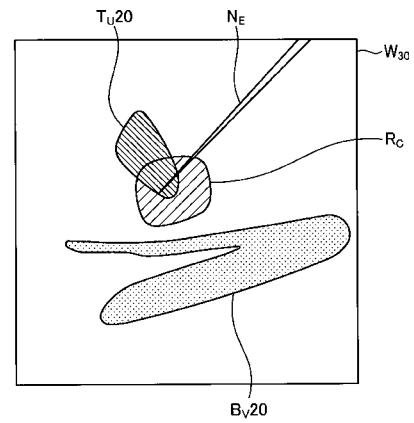
【図 12】



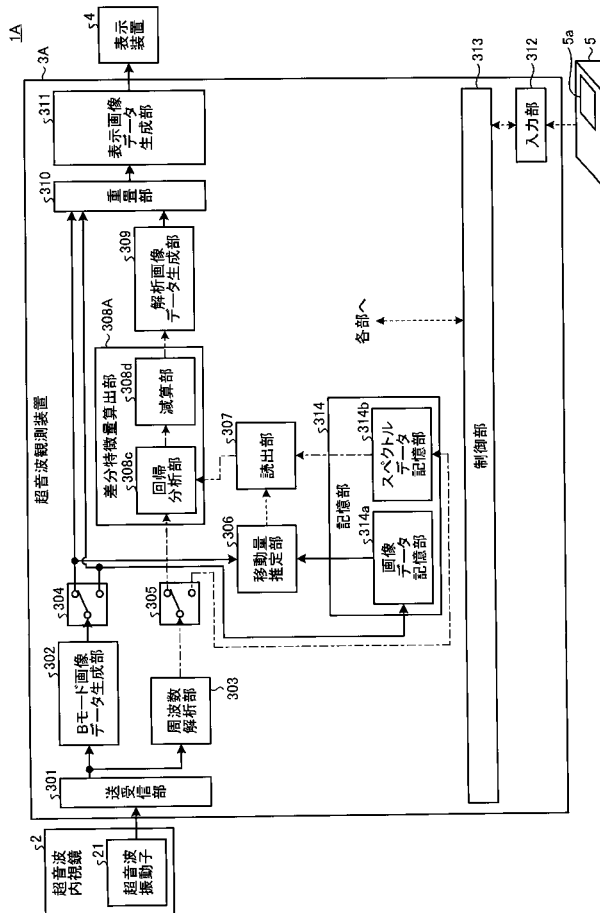
【図 13】



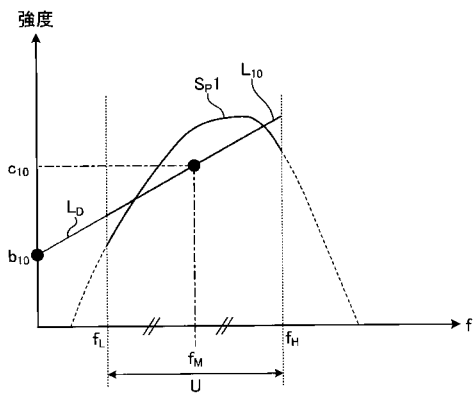
【図 14】



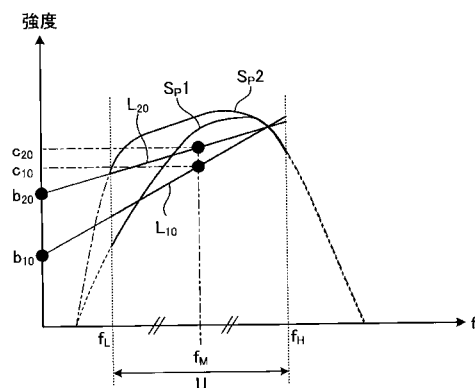
【図 15】



【図 16】



【図 17】



解决的问题:提供一种超声观察装置,超声观察装置操作方法和超声观察装置操作程序,其能够在获取具有不同时间相位的多个图像信息时获取高度可再现的图像信息。 提供。 解决方案:在超声波观测设备中,其接收由超声波探头获取的超声波信号,该超声波探头接收被检体反向散射的超声波,其中第一超声波信号和第一超声波信号是频率分析单元,其针对不同采集时间的每个第二超声信号生成频谱数据,基于第一超声信号生成第一频谱数据,并基于第二超声信号生成第二频谱数据。 基于第二频谱数据,计算差异特征量的差异特征量计算单元,该差异特征量表示第一和第二频谱数据的特征量之间的差异,并且根据差异特征量添加颜色信息。 以及分析图像数据生成单元,其生成分析图像数据。 [选型图]图1

