

(11)特許出願公開番号

特開2017-113145

(P2017-113145A)

(43) 公開日 平成29年6月29日(2017.6.29)

(51) Int.Cl.

F 1

テーマコード (参考)

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

4 C 6 0 1

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2015-249900 (P2015-249900)

(22) 出願日 平成27年12月22日 (2015.12.22)

(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 宮木 浩仲

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD21 FE02 FE03 JB45 JB49

JC06 JC37 KK01 KK02 KK25

KK31 LL02 LL05 LL38

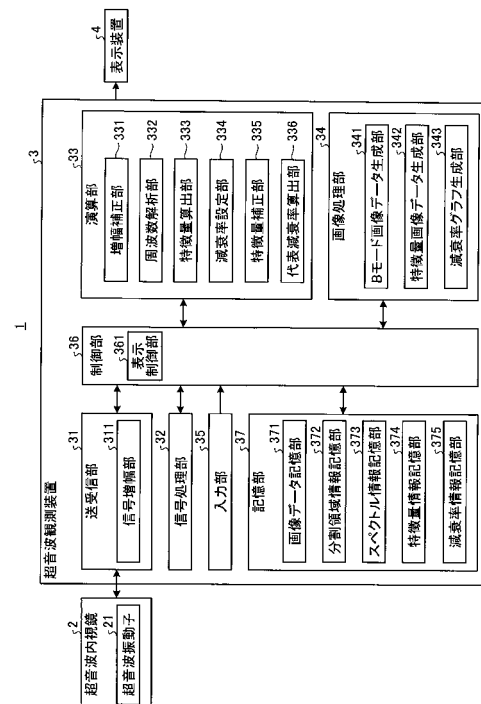
(54) 【発明の名称】 超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法および超音波観測装置の作動プログラム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】ユーザが超音波画像における減衰率の時間変化を視覚的に認識することを可能にする超音波観測装置、を提供する。

【解決手段】超音波観測装置 1 は、超音波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 3 3 2 と、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 3 3 3 と、超音波画像の関心領域において減衰率を設定する減衰率設定部 3 3 4 と、減衰率設定部 3 3 4 が設定した減衰率を用いて特徴量の減衰補正を行うことによって、超音波画像の関心領域における補正特徴量を算出する特徴量補正部 3 3 5 と、減衰率に基づいて定義される関心領域の代表減衰率を算出する代表減衰率算出部 3 3 6 と、代表減衰率の時間変化を示す減衰率グラフを生成する減衰率グラフ生成部 3 4 3 と、補正特徴量および減衰率グラフを関連付けて表示装置に表示させる制御を行う表示制御部 3 6 1 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を生成する超音波観測装置であって、

前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波信号の受信深度および受信方向に応じた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と、

前記超音波画像の関心領域において前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性を与える減衰率を設定する減衰率設定部と、

前記減衰率設定部が設定した減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって、前記超音波画像の前記関心領域における補正特徴量を算出する特徴量補正部と、

前記減衰率に基づいて定義される前記関心領域の代表減衰率を算出する代表減衰率算出部と、

前記代表減衰率の時間変化を示す減衰率グラフを生成する減衰率グラフ生成部と、

前記補正特徴量および前記減衰率グラフを関連付けて表示装置に表示させる制御を行う表示制御部と、

を備えたことを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

前記減衰率設定部は、

前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性として互いに異なる減衰特性を与える複数の減衰率候補値の各々を用いて各周波数スペクトルの特徴量に対し前記超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を施すことによって前記減衰率候補値ごとの前記各周波数スペクトルの予備補正特徴量を算出し、この算出結果をもとに前記複数の減衰率候補値の中から前記観測対象に最適な減衰率を設定し、

前記特徴量補正部および前記代表減衰率算出部は、

前記最適な減衰率を用いて前記補正特徴量および前記代表減衰率をそれぞれ算出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】

前記減衰率設定部は、

前記関心領域を分割して得られる複数の分割領域の各々に対し、前記超音波における複数の単位長さおよび単位周波数あたりの減衰率候補値の各々を用いることにより、各周波数スペクトルの特徴量に対して前記減衰補正を施すことによって前記減衰率候補値ごとの前記各周波数スペクトルの予備補正特徴量を算出し、この算出結果をもとに前記複数の減衰率候補値の中から前記最適な減衰率を設定し、

前記代表減衰率算出部は、

各分割領域で設定された前記最適な減衰率を用いて前記代表減衰率を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 4】

前記減衰率設定部は、

前記減衰率候補値ごとに前記予備補正特徴量の統計的なばらつきを算出し、該統計的なばらつきが最小である減衰率候補値を前記最適な減衰率と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】

前記減衰率グラフ生成部は、

前記代表減衰率の上限値および下限値を示す情報を加えて前記減衰率グラフ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。

【請求項 6】

前記超音波画像、前記補正特徴量および前記代表減衰率を記憶する記憶部をさらに備え、

10

20

30

40

50

前記減衰率グラフ生成部は、

前記超音波プローブがフリーズ状態にある場合、前記記憶部が記憶する前記超音波画像のうち再生可能な前記超音波画像の集合に対応する前記減衰率グラフであって前記表示装置で再生中の前記超音波画像に対応する前記代表減衰率の値を示す情報を付加した前記減衰率グラフ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。

【請求項 7】

前記特徴量補正部は、

前記減衰率設定部が設定した前記各分割領域の最適な減衰率に基づいて、サンプリング点における単位周波数あたりの累積減衰率を算出し、該累積減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって前記サンプリング点の補正特徴量を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。

10

【請求項 8】

前記減衰率設定部は、

前記超音波画像の関心領域とは異なる領域であって前記特徴量を補正する演算に使用する領域であって前記超音波振動子の表面に相当する領域と前記関心領域との間に位置する領域である演算用領域の減衰率をさらに設定し、

前記代表減衰率算出部は、

前記演算用領域の減衰率に基づいて定義される前記演算用領域の代表減衰率をさらに算出し、

前記減衰率グラフ生成部は、

前記演算用領域の代表減衰率の時間変化をさらに含む減衰率グラフ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 9】

前記減衰率設定部は、

前記関心領域および前記演算用領域をそれぞれ分割して得られる複数の分割領域の各々に対し、前記超音波における複数の単位長さおよび単位周波数あたりの減衰率候補値の各々を用いることにより、各周波数スペクトルの特徴量に対して前記減衰補正を施すことによって前記減衰率候補値ごとの前記各周波数スペクトルの予備補正特徴量を算出し、この算出結果をもとに前記複数の減衰率候補値の中から前記最適な減衰率を設定し、

前記代表減衰率算出部は、

各分割領域で設定された前記最適な減衰率を用いて前記関心領域および前記演算用領域にそれぞれ対応する少なくとも 2 つの前記代表減衰率を算出することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波観測装置。

30

【請求項 10】

前記特徴量補正部は、

前記減衰率設定部が設定した前記関心領域および前記演算用領域の減衰率に基づいて、サンプリング点における単位周波数あたりの累積減衰率を算出し、該累積減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって前記サンプリング点の補正特徴量を算出することを特徴とする請求項 8 に記載の超音波観測装置。

【請求項 11】

前記特徴量補正部は、

前記超音波振動子の表面に相当する位置と前記サンプリング点との間に存在する分割領域ごとの前記最適な減衰率を各分割領域における深度方向の往復距離で重み付けしたものを累積加算することによって前記サンプリング点における前記累積減衰率を算出することを特徴とする請求項 10 に記載の超音波観測装置。

40

【請求項 12】

前記補正特徴量に関する情報を前記超音波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をさらに備え、

前記表示制御部は、

前記特徴量画像データに対応する特徴量画像および前記減衰率グラフを関連付けて前記

50

表示装置に表示させ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 1 3】

前記特徴量算出部は、

前記周波数スペクトルを n 次式 (n は正の整数) で近似する処理を行うことによって前記特徴量を算出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 1 4】

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、前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波信号の受信深度および受信方向に応じた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ステップと、

減衰率設定部が、前記超音波画像の関心領域において前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性を与える減衰率を設定する減衰率設定ステップと、

特徴量補正部が、前記減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって、前記超音波画像の前記関心領域における補正特徴量を算出する特徴量補正ステップと、

代表減衰率算出部が、前記減衰率に基づいて定義される前記関心領域の代表減衰率を算出する代表減衰率算出ステップと、

減衰率グラフ生成部が、前記代表減衰率の時間変化を示す減衰率グラフを生成する減衰率グラフ生成ステップと、

表示制御部が、前記補正特徴量および前記減衰率グラフを関連付けて表示装置に表示させる制御を行う表示制御ステップと、

を有することを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項 1 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を生成する超音波観測装置に、

周波数解析部が、前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波信号の受信深度および受信方向に応じた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ステップと、

減衰率設定部が、前記超音波画像の関心領域において前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性を与える減衰率を設定する減衰率設定ステップと、

特徴量補正部が、前記減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって、前記超音波画像の前記関心領域における補正特徴量を算出する特徴量補正ステップと、

代表減衰率算出部が、前記減衰率に基づいて定義される前記関心領域の代表減衰率を算出する代表減衰率算出ステップと、

減衰率グラフ生成部が、前記代表減衰率の時間変化を示す減衰率グラフを生成する減衰率グラフ生成ステップと、

表示制御部が、前記補正特徴量および前記減衰率グラフを関連付けて表示装置に表示させる制御を行う表示制御ステップと、

を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】

従来、超音波を用いて観測対象の組織を観察する超音波観測装置において、被検体中の散乱波形の特徴量や音の伝播速度とともに、散乱信号の減衰率（減衰係数）を算出して表示する技術が知られている（例えば、特許文献1を参照）。この技術では、Bモード画像をディスプレイで表示する際、散乱波形の特徴量や音の伝播速度の情報をカラー処理してBモード画像に重畳表示するとともに、減衰率の値を表示する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開平1-121039号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

超音波診断では、医師等のユーザが超音波探触子の被検体に対する角度を変えながら観察することにより、観察対象領域を3次的に把握して診断することが多い。このため、断面の変化に応じた減衰率の変化を認識することができれば、より適切な診断の助けとなることが期待される。しかしながら、上述した従来技術では、表示しているBモード画像を取得した際の減衰率のみを表示しているため、減衰率の時間変化を視覚的に認識することができなかった。

【0005】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、ユーザが超音波画像における減衰率の時間変化を視覚的に認識することを可能に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】

【0006】

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を生成する超音波観測装置であって、前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波信号の受信深度および受信方向に応じた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と、前記超音波画像の関心領域において前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性を与える減衰率を設定する減衰率設定部と、前記減衰率設定部が設定した減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって、前記超音波画像の前記関心領域における補正特徴量を算出する特徴量補正部と、前記減衰率に基づいて定義される前記関心領域の代表減衰率を算出する代表減衰率算出部と、前記代表減衰率の時間変化を示す減衰率グラフを生成する減衰率グラフ生成部と、前記補正特徴量および前記減衰率グラフを関連付けて表示装置に表示させる制御を行う表示制御部と、を備えたことを特徴とする。

【0007】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰率設定部は、前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性として互いに異なる減衰特性を与える複数の減衰率候補値の各々を用いて各周波数スペクトルの特徴量に対し前記超音波の減衰の影響を排除する減衰補正を施すことによって前記減衰率候補値ごとの前記各周波数スペクトルの予備補正特徴量を算出し、この算出結果をもとに前記複数の減衰率候補値の中から前記観測対象に最適な減衰率を設定し、前記特徴量補正部および前記代表減衰率算出部は、前記最適な減衰率を用いて前記補正特徴量および前記代表減衰率をそれぞれ算出することを特徴とする。

【0008】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰率設定部は、前記関心領

10

20

30

40

50

域を分割して得られる複数の分割領域の各々に対し、前記超音波における複数の単位長さおよび単位周波数あたりの減衰率候補値の各々を用いることにより、各周波数スペクトルの特徴量に対して前記減衰補正を施すことによって前記減衰率候補値ごとの前記各周波数スペクトルの予備補正特徴量を算出し、この算出結果をもとに前記複数の減衰率候補値の中から前記最適な減衰率を設定し、前記代表減衰率算出部は、各分割領域で設定された前記最適な減衰率を用いて前記代表減衰率を算出することを特徴とする。

【0009】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰率設定部は、前記減衰率候補値ごとに前記予備補正特徴量の統計的なばらつきを算出し、該統計的なばらつきが最小である減衰率候補値を前記最適な減衰率とすることを特徴とする。

10

【0010】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰率グラフ生成部は、前記代表減衰率の上限値および下限値を示す情報を加えて前記減衰率グラフ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、前記超音波画像、前記補正特徴量および前記代表減衰率を記憶する記憶部をさらに備え、前記減衰率グラフ生成部は、前記超音波プローブがフリーズ状態にある場合、前記記憶部が記憶する前記超音波画像のうち再生可能な前記超音波画像の集合に対応する前記減衰率グラフであって前記表示装置で再生中の前記超音波画像に対応する前記代表減衰率の値を示す情報を付加した前記減衰率グラフを生成することを特徴とする。

20

【0012】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量補正部は、前記減衰率設定部が設定した前記各分割領域の最適な減衰率に基づいて、サンプリング点における単位周波数あたりの累積減衰率を算出し、該累積減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって前記サンプリング点の補正特徴量を算出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、前記減衰率設定部は、前記超音波画像の関心領域とは異なる領域であって前記特徴量を補正する演算に使用する領域であって前記超音波振動子の表面に相当する領域と前記関心領域との間に位置する領域である演算用領域の減衰率をさらに設定し、前記代表減衰率算出部は、前記演算用領域の減衰率に基づいて定義される前記演算用領域の代表減衰率をさらに算出し、前記減衰率グラフ生成部は、前記演算用領域の代表減衰率の時間変化をさらに含む減衰率グラフを生成することを特徴とする。

30

【0014】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記減衰率設定部は、前記関心領域および前記演算用領域をそれぞれ分割して得られる複数の分割領域の各々に対し、前記超音波における複数の単位長さおよび単位周波数あたりの減衰率候補値の各々を用いることにより、各周波数スペクトルの特徴量に対して前記減衰補正を施すことによって前記減衰率候補値ごとの前記各周波数スペクトルの予備補正特徴量を算出し、この算出結果をもとに前記複数の減衰率候補値の中から前記最適な減衰率を設定し、前記代表減衰率算出部は、各分割領域で設定された前記最適な減衰率を用いて前記関心領域および前記演算用領域にそれぞれ対応する少なくとも2つの前記代表減衰率を算出することを特徴とする。

40

【0015】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量補正部は、前記減衰率設定部が設定した前記関心領域および前記演算用領域の減衰率に基づいて、サンプリング点における単位周波数あたりの累積減衰率を算出し、該累積減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって前記サンプリング点の補正特徴量を算出することを特徴とする。

【0016】

50

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量補正部は、前記超音波振動子の表面に相当する位置と前記サンプリング点との間に存在する分割領域ごとの前記最適な減衰率を各分割領域における深度方向の往復距離で重み付けしたものを累積加算することによって前記サンプリング点における前記累積減衰率を算出することを特徴とする。

【0017】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記補正特徴量に関する情報を前記超音波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をさらに備え、前記表示制御部は、前記特徴量画像データに対応する特徴量画像および前記減衰率グラフを関連付けて前記表示装置に表示させることを特徴とする。

10

【0018】

本発明に係る超音波観測装置は、上記発明において、前記特徴量算出部は、前記周波数スペクトルを n 次式（ n は正の整数）で近似する処理を行うことによって前記特徴量を算出することを特徴とする。

【0019】

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、前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波信号の受信深度および受信方向に応じた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ステップと、減衰率設定部が、前記超音波画像の関心領域において前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性を与える減衰率を設定する減衰率設定ステップと、特徴量補正部が、前記減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって、前記超音波画像の前記関心領域における補正特徴量を算出する特徴量補正ステップと、代表減衰率算出部が、前記減衰率に基づいて定義される前記関心領域の代表減衰率を算出する代表減衰率算出ステップと、減衰率グラフ生成部が、前記代表減衰率の時間変化を示す減衰率グラフを生成する減衰率グラフ生成ステップと、表示制御部が、前記補正特徴量および前記減衰率グラフを関連付けて表示装置に表示させる制御を行う表示制御ステップと、を有することを特徴とする。

20

【0020】

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を生成する超音波観測装置に、周波数解析部が、前記超音波信号の周波数を解析することによって前記超音波信号の受信深度および受信方向に応じた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ステップと、減衰率設定部が、前記超音波画像の関心領域において前記超音波が前記観測対象を伝播する際の減衰特性を与える減衰率を設定する減衰率設定ステップと、特徴量補正部が、前記減衰率を用いて前記特徴量の減衰補正を行うことによって、前記超音波画像の前記関心領域における補正特徴量を算出する特徴量補正ステップと、代表減衰率算出部が、前記減衰率に基づいて定義される前記関心領域の代表減衰率を算出する代表減衰率算出ステップと、減衰率グラフ生成部が、前記代表減衰率の時間変化を示す減衰率グラフを生成する減衰率グラフ生成ステップと、表示制御部が、前記補正特徴量および前記減衰率グラフを関連付けて表示装置に表示させる制御を行う表示制御ステップと、を実行させることを特徴とする。

40

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、ユーザが超音波画像における減衰率の時間変化を視覚的に認識することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

50

【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機能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。

【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が算出した周波数スペクトルの例を示す図である。

【図 6】図 6 は、超音波画像の表示領域における分割領域の設定例を模式的に示す図である。

10

【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減衰率設定部が補正した予備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 8】図 8 は、同じ観測対象に対して 2 つの異なる減衰率候補値に基づいてそれぞれ減衰補正された予備補正特徴量の分布例を模式的に示す図である。

【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が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【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 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減衰率設定部が行う処理の概要を示す図である。

20

【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画像処理部が生成した全ての画像の表示装置における表示例を模式的に示す図である。

【図 13】図 13 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 に係る超音波観測装置が生成する減衰率グラフの表示装置における表示例を示す図である。

【図 14】図 14 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 2 に係る超音波観測装置が生成する減衰率グラフの表示装置における表示例を示す図である。

【図 15】図 15 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 3 に係る超音波観測装置が生成した全ての画像の表示装置における表示例を模式的に示す図である。

【図 16】図 16 は、本発明の実施の形態 2 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。

30

【図 17】図 17 は、超音波画像の表示領域における関心領域および演算用領域ならびにそれらの領域の分割領域の設定例を模式的に示す図である。

【図 18】図 18 は、本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置の画像処理部が生成した全ての画像の表示装置における表示例を模式的に示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

以下に、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。

【0024】

40

（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を備えた超音波診断システムの機能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、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 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。

【0025】

超音波内視鏡 2 は、その先端部に、超音波観測装置 3 から受信した電氣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氣的なエコー信号に変換して出力する超音波振動

50

子 2 1 を有する。超音波振動子 2 1 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 2 1 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 2 1 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。

【0026】

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、呼吸器やその周囲臓器（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。

10

【0027】

超音波観測装置 3 は、送受信部 3 1、信号処理部 3 2、演算部 3 3、画像処理部 3 4、入力部 3 5、制御部 3 6、および記憶部 3 7 を備える。

【0028】

送受信部 3 1 は、超音波内視鏡 2 と電氣的に接続され、所望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 2 1 へ送信するとともに、超音波振動子 2 1 から電氣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）を生成して出力する。送受信部 3 1 は、エコー信号を増幅する信号増幅部 3 1 1 を有する。信号増幅部 3 1 1 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。

20

【0029】

図 2 は、信号増幅部 3 1 1 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 β (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 β_0 から β_{th} ($> \beta_0$) へ線型に増加する。また、増幅率 β (dB) 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、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 β は、受信深度 z が閾値 z_{th} より小さい場合、受信深度 z の増加に伴って単調増加すればよい。図 2 に示す関係は、予め記憶部 3 7 に記憶されている。

30

【0030】

送受信部 3 1 は、信号増幅部 3 1 1 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 3 2 および演算部 3 3 へ出力する。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 2 1 を電子的に走査させる構成を有する場合、送受信部 3 1 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。

【0031】

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。

40

【0032】

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。

50

【0033】

信号処理部32は、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。具体的には、信号処理部32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32は、生成したBモード用受信データを、画像処理部34へ出力する。信号処理部32は、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。

10

【0034】

演算部33は、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は、増幅補正部331、周波数解析部332、特徴量算出部333、減衰率設定部334、特徴量補正部335および代表減衰率算出部336を有する。演算部33は、CPU等の汎用プロセッサ、またはASICもしくはFPGA等の専用の集積回路等を用いて実現される。

【0035】

増幅補正部331は、送受信部31が出力したRFデータに対して受信深度によらず増幅率を一定とするよう増幅補正を行う。図3は、増幅補正部331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331が行う増幅補正処理における増幅率 β (dB)は、受信深度 z がゼロのとき最大値 $\beta_{th} - \beta_0$ 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。なお、図3に示す関係は、予め記憶部37が記憶している。増幅補正部331が図3に示す関係に基づいてデジタルRF信号を増幅補正することにより、信号増幅部311におけるSTC補正の影響を相殺し、一定の増幅率 β_{th} の信号を出力することができる。なお、増幅補正部331における受信深度 z と増幅率 β の関係が、信号増幅部311における受信深度と増幅率の関係に依りて異なることは勿論である。

20

【0036】

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により、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。

30

【0037】

一方、本実施の形態1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とは限らない。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依りて変化し、周波数依存性がないためである。この問題を解決するには、Bモード画像を生成する際にSTC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、STC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。そこで、本実施の形態1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STC補正を施した信号に対してSTC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。

40

【0038】

周波数解析部332は、超音波信号の周波数を解析することによって超音波信号の受信

50

深度および受信方向に応じた複数の周波数スペクトルを算出する。具体的には、周波数解析部 332 は、増幅補正部 331 が増幅補正を行った各音線の 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てサンプルデータを生成し、サンプルデータ群に高速フーリエ変換（FFT：Fast Fourier Transform）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。

【0039】

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 SR_k において、白または黒の長方形は、1 つのサンプリング点におけるデータを意味している。また、音線 SR_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 SR_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 SR_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 50 MHz）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 SR_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。

10

【0040】

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 10 を参照）。

20

【0041】

図 5 は、周波数解析部 332 が算出した周波数スペクトルの例を示す図である。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。

30

【0042】

図 5 では、横軸に周波数 f を取っている。また、図 5 では、縦軸に、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） $I = 10 \log_{10} (I_0 / I_c)$ を取っている。図 5 において、受信深度 z は一定である。図 5 に示す直線 L_{10} については後述する。なお、図 5 および後述する図 7 に示す周波数スペクトルの曲線や該曲線に関連する直線は、離散的な点の集合からなる。

【0043】

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り、例えば $f_L = 3 \text{ MHz}$ 、 $f_H = 10 \text{ MHz}$ 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 U 」という。

40

【0044】

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。

【0045】

50

特徴量算出部 333 は、各周波数スペクトルの特徴量を算出する。具体的には、特徴量算出部 333 は、所定周波数帯域における周波数スペクトルに対して回帰分析を行って一次式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。例えば、図 5 に示す周波数スペクトル C_1 の場合、特徴量算出部 333 は、周波数帯域 U で回帰分析を行うことによって近似直線 L_{10} を得る。近似直線 L_{10} を周波数 f の一次式 $I = a_0 f + b_0$ で表すと、特徴量算出部 333 は、直線 L_{10} に対応する特徴量として、傾き a_0 、切片 b_0 、および周波数帯域 U の中心周波数 $f_M = (f_L + f_H) / 2$ における強度 I の値であるミッドバンドフィット (Mid-band fit) $c_0 = a_0 f_M + b_0$ を算出する。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。

10

【0046】

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、周波数帯域 U 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。

20

【0047】

減衰率設定部 334 は、超音波画像に対して設定される関心領域において超音波が観測対象を伝播する際の減衰特性を与える減衰率を設定する。より具体的な減衰率設定部 334 の処理を説明する。減衰率設定部 334 は、まず関心領域を複数の分割領域に分割する。続いて、減衰率設定部 334 は、各分割領域において、超音波が観測対象を伝播する際の互いに異なる減衰特性を与える複数の単位長さおよび単位周波数あたりの減衰率候補値の各々を用いることにより、各周波数スペクトルの特徴量に対して超音波の影響を排除する減衰補正を施すことによって減衰率候補値ごとの各周波数スペクトルの予備補正特徴量を算出する。その後、減衰率設定部 334 は、予備補正特徴量の算出結果をもとに複数の減衰率候補値の中から観測対象に最適な減衰率を設定する。

30

【0048】

図 6 は、超音波画像の表示領域における関心領域内の分割領域の設定例を模式的に示す図である。なお、図 6 では 1つの音線のみを破線で記載しているが、複数の音線が走査角方向に沿って所定間隔で設定されることはいうまでもない。

【0049】

図 6 では、画像表示領域 101 内で略扇型をなす関心領域 102 を 16 個の分割領域 P_{ij} ($i = 1 \sim 4$ 、 $j = 1 \sim 4$) に分割した場合を示している。分割領域 P_{ij} は、画像表示領域 101 における超音波振動子 21 の表面位置 103 から放射状に広がる深度方向の高さ H がすべて同じである。関心領域に対して分割領域をどのように設定するかについての情報は、記憶部 37 が有する分割領域情報記憶部 372 に格納されている。減衰率設定部 334 は、関心領域が設定されると、分割領域情報記憶部 372 を参照してその関心領域に応じた分割領域を設定する。なお、図 6 は超音波振動子 21 がコンベックス振動子である場合を例示しているが、他のタイプの超音波振動子 21 でも同様に分割領域を設定可能であることはいうまでもない。また、図 6 に示す分割領域の数はあくまでも一例に過ぎず、関心領域の大きさ等の条件に応じて変化することはもちろんである。また、超音波画像の全領域を 1つの関心領域と設定することも可能である。

40

【0050】

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

50

られており、以下の式（１）で表現される。

$$A(f, z) = 2 \alpha z f \cdots (1)$$

ここで、比例定数 α は減衰率と呼ばれる量であり、単位長さおよび単位周波数あたりの超音波の減衰量を与える。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 α 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 α の単位は、例えば $\text{dB} / \text{cm} / \text{MHz}$ である。

【００５１】

減衰率設定部 ３３４ は、複数の減衰率候補値の中から最適な減衰率を設定する。この際、減衰率設定部 ３３４ は、減衰率候補値 α を用いて、特徴量算出部 ３３３ が算出した特徴量（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、予備補正特徴量 a 、 b 、 c を算出する。

$$a = a_0 + 2 \alpha z \cdots (2)$$

$$b = b_0 \cdots (3)$$

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

式（２）、（４）からも明らかなように、減衰率設定部 ３３４ 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。

【００５２】

図 ７ は、減衰率設定部 ３３４ が補正した予備補正特徴量 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、

$$I = a f + b = (a_0 + 2 \alpha z) f + b_0 \cdots (5)$$

で表される。この式（５）からも明らかなように、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。

【００５３】

減衰率設定部 ３３４ は、各分割領域において、減衰率候補値ごとに算出した予備補正特徴量の統計的なばらつきが最小である減衰率候補値を最適な減衰率として設定する。本実施の形態 １ では、統計的なばらつきを示す量として分散を適用する。この場合、減衰率設定部 ３３４ は、分散が最小となる減衰率候補値を最適な減衰率として設定する。上述した ３ つの予備補正特徴量 a 、 b 、 c のうち独立なのは ２ つである。加えて、予備補正特徴量 b は減衰率に依存しない。したがって、予備補正特徴量 a 、 c に対して最適な減衰率を設定する場合、減衰率設定部 ３３４ は、予備補正特徴量 a および c のいずれか一方の分散を算出すればよい。

【００５４】

ただし、減衰率設定部 ３３４ が、予備補正特徴量 a を用いて最適な減衰率を設定する場合は予備補正特徴量 a の分散を適用し、予備補正特徴量 c を用いて最適な減衰率を設定する場合は予備補正特徴量 c の分散を適用するのがより好ましい。これは、減衰量 $A(f, z)$ を与える式（１）があくまで理想的なものに過ぎず、現実には以下の式（６）の方が適切であることによる。

$$A(f, z) = 2 \alpha z f + 2 \alpha_1 z \cdots (6)$$

式（６）の右辺第 ２ 項の α_1 は、超音波の受信深度 z に比例して信号強度が変化する大きさを表す係数であり、観測対象の組織が不均一であることや、ビーム合成時のチャンネル数の変更などに起因して発生する信号強度の変化を表す係数である。式（６）の右辺第 ２ 項が存在するため、予備補正特徴量 c を用いて最適な減衰率を設定する場合は、予備補正特徴量 c の分散を適用した方が正確に減衰を補正することができる（式（４）を参照）。一方、周波数 f に比例する係数である予備補正特徴量 a を用いて最適な減衰率を設定する場合は、予備補正特徴量 a の分散を適用した方が、式（６）の右辺第 ２ 項の影響を排除して正確に減衰を補正することができる。

【００５５】

ここで、統計的なばらつきに基づいて最適な減衰率を設定することができる理由を説明

する。観測対象に最適な減衰率を適用した場合、観測対象と超音波振動子 2 1 との距離にかかわらず、特徴量は観測対象に固有の値へ収束し、統計的なばらつきが小さくなると考えられる。その一方で、観測対象に適合しない減衰率候補値を最適な減衰率とした場合、減衰補正が過剰であるかまたは不足するため、超音波振動子 2 1 との距離に応じて特徴量にずれが生じ、特徴量の統計的なばらつきが大きくなると考えられる。したがって、統計的なばらつきが最も小さい減衰率候補値が、観測対象にとって最適な減衰率であるといえることができる。

【0056】

図 8 は、同じ観測対象に対して 2 つの異なる減衰率候補値に基づいてそれぞれ減衰補正された予備補正特徴量の分布例を模式的に示す図である。図 8 では、横軸を予備補正特徴量とし、縦軸を頻度としている。図 8 に示す 2 つの分布曲線 N_1 、 N_2 は、頻度の総和が同じである。図 8 に示す場合、分布曲線 N_1 は、分布曲線 N_2 と比較して特徴量の統計的なばらつきが小さく（分散が小さく）、山が急峻な形状をなす。したがって、減衰率設定部 3 3 4 は、この 2 つの分布曲線 N_1 、 N_2 に対応する 2 つの減衰率候補値から最適な減衰率を設定する場合、分布曲線 N_1 に対応する減衰率候補値を最適な減衰率として設定する。

【0057】

特徴量補正部 3 3 5 は、減衰率設定部 3 3 4 が設定した減衰率を用いて特徴量の減衰補正を行うことによって、超音波画像の関心領域における補正特徴量を算出する。特徴量補正部 3 3 5 は、分割領域ごとの最適な減衰率のうち超音波振動子の表面とサンプリング点との間に存在する分割領域の最適な減衰率を用いてサンプリング点における単位周波数あたりの累積減衰率（以下、単に累積減衰率ともいう）を算出し、該累積減衰率を用いて特徴量の減衰補正を行う。任意のサンプリング点における累積減衰率は、超音波振動子 2 1 の表面からの距離とその間に存在する分割領域における最適な減衰率を用いて算出される。分割領域 P_{IJ} ($1 \leq I \leq i_{\max}$ 、 $1 \leq J \leq j_{\max}$ ； I 、 J は定数) で超音波振動子 2 1 に近い側の境界からの距離が h ($0 < h \leq H$) であるようなサンプリング点 $S_{IJ}(h)$ における累積減衰率 $\gamma_{IJ}(h)$ は、

$$\gamma_{IJ}(h) = [\sum_{j=1,2,\dots,J-1} (2H \cdot \alpha(P_{Ij}))] + 2h \cdot \alpha(P_{IJ}) \quad \dots (7)$$

と表される。ここで、 $\sum_{j=1,2,\dots,J-1}$ は $j = 1 \sim J - 1$ の和を取ることを意味し、 $\alpha(P_{Ij})$ は分割領域 P_{Ij} における最適な減衰率を表している。式 (7) の右辺の第 1 項は、分割領域ごとの超音波の往復距離 $2H$ に対して最適な減衰率 $\alpha(P_{Ij})$ を乗じたものの和である。また、式 (7) の右辺の第 2 項は、分割領域 P_{IJ} におけるサンプリング点 $S_{IJ}(h)$ までの超音波の往復距離 $2h$ に分割領域 P_{IJ} における最適な減衰率 $\alpha(P_{IJ})$ を乗じたものである。このようにして、特徴量補正部 3 3 5 は、超音波振動子 2 1 の表面からの減衰率を累積していくことによって累積減衰率 $\gamma_{IJ}(h)$ を算出する。最適な減衰率の単位を $\text{dB}/\text{cm}/\text{MHz}$ とする場合、累積減衰率の単位は dB/MHz である。

【0058】

例えば図 6 では、式 (7) で $I = 2$ 、 $J = 3$ （ただし $i_{\max} = j_{\max} = 4$ ）の場合を例示している。この場合、サンプリング点 $S_{23}(h)$ における累積減衰率 $\gamma_{23}(h)$ は、式 (7) より、

$$\gamma_{23}(h) = 2H \cdot \alpha(P_{21}) + 2H \cdot \alpha(P_{22}) + 2h \cdot \alpha(P_{23}) \quad \dots (8)$$

となる。

【0059】

特徴量補正部 3 3 5 は、累積減衰率 $\gamma_{IJ}(h)$ を用いてサンプリング点 $S_{IJ}(h)$ における特徴量を以下のように減衰補正する。

$$a_{IJ}(h) = a_0 + 2\gamma_{IJ}(h) \quad \dots (9)$$

$$b_{IJ}(h) = b_0 \quad \dots (10)$$

$$c_{IJ}(h) = c_0 + 2f_M \gamma_{IJ}(h) \quad \dots (11)$$

【0060】

代表減衰率算出部 3 3 6 は、各分割領域で設定される最適な減衰率を用いて、関心領域

の代表減衰率を算出する。代表減衰率は、例えば関心領域における各分割領域の最適な減衰率の平均値である。なお、全ての分割領域における最適な減衰率の集合を母集団としたときの最大値、中央値または最頻値等の統計量を代表減衰率としてもよい。また、全ての分割領域の最適な減衰率の集合において、各減衰率の値を一定の幅で区切って頻度分布を生成し、頻度が高い所定の順位までの各区間の減衰率の平均値、最大値、中央値、または最頻値等を代表減衰率としてもよい。また、全ての分割領域の最適な減衰率の集合において、最大値と最小値を除いた中間的な値の群を代表減衰率としてもよい。代表減衰率の数は、後述する減衰率グラフでの視認性も考慮して設定するのが望ましく、例えば代表減衰率の数が分割領域の数以下であれば好ましい。さらに、入力部 35 が切替指示信号の入力を受け付けて代表減衰率の設定を切り替えることが可能な構成としてもよい。

10

【0061】

関心領域を分割しない場合、換言すれば関心領域が 1 つの分割領域から構成される場合、関心領域の最適な減衰率と代表減衰率は一致する。したがって、関心領域を分割しない場合、代表減衰率算出部 336 は、減衰率設定部 334 によって設定された最適な減衰率を代表減衰率として算出する。

【0062】

画像処理部 34 は、各種画像データを生成する。具体的には、画像処理部 34 は、B モード画像データ生成部 341、特徴量画像データ生成部 342、および減衰率グラフ生成部 343 を有する。画像処理部 34 は、CPU 等の汎用プロセッサ、または ASIC もしくは FPGA 等の専用の集積回路等を用いて実現される。

20

【0063】

B モード画像データ生成部 341 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。具体的には、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。

【0064】

B モード画像データ生成部 341 は、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。

30

【0065】

特徴量画像データ生成部 342 は、特徴量補正部 335 が算出した補正特徴量に関する情報を表示する特徴量画像データを生成する。具体的には、特徴量画像データ生成部 342 は、特徴量補正部 335 が算出した補正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することによって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 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 1 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データを生成する。なお、特徴量画像データ生成部 342 が、傾き、切片、ミッドバンドフィットから選択される 2 つの特徴量の一方に色相を対応付けるとともに、他方に明暗を対応付けることによって特徴量画像データを生成するようにしてもよい。特徴量に関連する視覚情報としては、色相や明暗（明度）のほか、例えば彩度、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ができる。

40

50

【0066】

減衰率グラフ生成部343は、代表減衰率の所定期間における時間変化を示す減衰率グラフを生成する。減衰率グラフ生成部343は、代表減衰率算出部336が算出した最新の代表減衰率を取得すると、期間内で最も古い代表減衰率のデータを削除して減衰率グラフを生成する。

【0067】

入力部35は、超音波観測装置3の動作指示信号を含む各種情報の入力を受け付ける。例えば、入力部35は、超音波画像において特定の深度幅および音線幅で区切られる部分領域である関心領域の設定入力を受け付ける。入力部35は、キーボード、マウス、トラックボール、タッチパネル等のユーザインタフェースを用いて構成される。

10

【0068】

制御部36は、超音波診断システム1全体の動作を制御する。制御部36は、表示装置4の表示を制御する表示制御部361を有する。表示制御部361は、Bモード画像データ生成部341が生成した超音波画像データ、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、および減衰率グラフ生成部343が生成した減衰率グラフにそれぞれ対応する画像を表示装置4に表示させる制御を行う。本実施の形態1において、表示制御部361は、少なくとも特徴量画像データと減衰率グラフを関連付けて表示装置4に表示させる制御を行う。

【0069】

制御部36は、演算および制御機能を有するCPU等の汎用プロセッサ、またはASICもしくはFPGA等の専用の集積回路等を用いて実現される。制御部36が汎用プロセッサまたはFPGAによって実現される場合は、記憶部37が記憶する各種プログラムや各種データを記憶部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。制御部36がASICを用いて構成される場合は、各種処理を単独で実行してもよいし、記憶部37が記憶する各種データ等を用いることによって各種処理を実行してもよい。なお、制御部36を信号処理部32、演算部33および画像処理部34と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。

20

【0070】

記憶部37は、超音波観測装置3の動作に必要な情報を含む各種情報を記憶する。記憶部37は、Bモード画像等の超音波画像や特徴量画像のデータを少なくとも一時的に記憶する画像データ記憶部371と、分割領域に関する情報を記憶する分割領域情報記憶部372と、周波数解析部332が算出した周波数スペクトルの情報を受信深度および受信方向とともに記憶するスペクトル情報記憶部373と、特徴量算出部333が算出する特徴量および特徴量補正部335が補正した補正特徴量に関する情報を記憶する特徴量情報記憶部374と、減衰率設定部334が分割領域ごとに設定する最適な減衰率、特徴量補正部335が算出するサンプリング点毎の累積減衰率、および代表減衰率算出部336が算出する代表減衰率に関する情報を記憶する減衰率情報記憶部375と、を有する。

30

【0071】

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。

40

【0072】

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 Net

50

work)、W A N (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。

【0073】

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。

【0074】

図9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。同図に示すフローチャートは、超音波診断システム1において、送受信部31が送信駆動波の送信を開始し、超音波振動子21が超音波の送信を開始した後、超音波画像における関心領域の設定が完了している場合の処理を示している。

10

【0075】

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)。

【0076】

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。

【0077】

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する(ステップS3)。表示制御部361は、Bモード画像データに対応するBモード画像を表示装置4に表示させる制御を行う(ステップS4)。

20

【0078】

増幅補正部331は、送受信部31から出力されたRFデータに対して受信深度によらず増幅率が一定となるように増幅補正を行う(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に基づいて増幅補正を行う。

【0079】

この後、周波数解析部332は、増幅補正後の各音線のRFデータに対してFFT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し、スペクトル情報記憶部373へ格納する(ステップS6)。図10は、ステップS6において周波数解析部332が行う処理の概要を示すフローチャートである。以下、図10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。

30

【0080】

まず、周波数解析部332は、解析対象の音線を識別するカウンタkを k_0 とする(ステップS31)。

【0081】

続いて、周波数解析部332は、FFT演算用に生成した一連のデータ群(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S32)。例えば、図4では、上述したように、音線 SR_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。

40

【0082】

その後、周波数解析部332は、サンプルデータ群を取得し(ステップS33)、取得したサンプルデータ群に対し、記憶部37が記憶する窓関数を作用させる(ステップS34)。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。

【0083】

続いて、周波数解析部332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S35)。図4を参照した際に説明したように、サ

50

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 1 では、データ位置 $Z^{(k)}$ が、できるだけ $Z^{(k)}$ 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、 $Z^{(k)}$ 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 $Z^{(k)}$ より浅部側に $2^{n-1} - 1$ ($= N$ とする) 個のデータがあり、データ位置 $Z^{(k)}$ より深部側に 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、サンプルデータ群 F_j ($j = 1, 2, \dots, K-1$) は正常である。なお、図 4 では $n = 4$ ($N = 7, M = 8$) の場合を例示している。

【0084】

ステップ S 3 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 3 5 : Yes)、周波数解析部 3 3 2 は、後述するステップ S 3 7 へ移行する。

【0085】

ステップ S 3 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 3 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 3 6)。ステップ S 3 5 において正常でないと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 3 6 の後、周波数解析部 3 3 2 は、後述するステップ S 3 7 へ移行する。

【0086】

ステップ S 3 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 3 7)。

【0087】

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 3 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が、周波数解析部 3 3 2 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。

【0088】

その後、周波数解析部 3 3 2 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 S 3 9)。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 S 3 9 : Yes)、周波数解析部 3 3 2 はカウンタ k を 1 増加させる (ステップ S 4 0)。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 S 3 9 : No)、周波数解析部 3 3 2 はステップ S 3 3 へ戻る。

【0089】

ステップ S 4 0 の後、周波数解析部 3 3 2 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 S 4 1)。カウンタ k が最大値 $k_{\max}$ より大きい場合 (ステップ S 4 1 : Yes)、周波数解析部 3 3 2 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 S 4 1 : No)、周波数解析部 3 3 2 はステップ S 3 2 に戻る。この最大値 $k_{\max}$ は、術者等のユーザが入力部 3 5 を通じて任意に指示入力した値、もしくは、記憶部 3 7 に予め設定された値とする。

【0090】

このようにして、周波数解析部 3 3 2 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 演算の結果として得られる周波数スペクトルは、受信深度、受信方向とともにスペクトル情報記憶部 3 7 3 に格納される。

10

20

30

40

50

【0091】

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、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。

【0092】

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、関心領域に含まれるサンプリング点で周波数スペクトルの特徴量を算出する（ステップS7）。具体的には、特徴量算出部333は、所定の周波数帯域の周波数スペクトルに対して回帰分析を行うことによって1次式 $I = a_0 f + b_0$ で近似し、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、特徴量算出部333が周波数帯域U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。

10

【0093】

この後、減衰率設定部334は、後述する減衰補正を行う際に適用する減衰率候補値 α の値を所定の初期値 α_0 に設定する（ステップS8）。この初期値 α_0 の値は、予め減衰率情報記憶部375が記憶しておく。なお、入力部35が減衰率候補値の初期値 α_0 の設定変更の入力を受け付け可能な構成としてもよい。

【0094】

続いて、減衰率設定部334は、特徴量算出部333が各周波数スペクトルに対して近似した特徴量に対し、減衰率候補値を α として減衰補正を行うことにより、予備補正特徴量を算出し、減衰率候補値 α とともに特徴量情報記憶部374に格納する（ステップS9）。図7に示す直線 L_1 は、減衰率設定部334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。

20

【0095】

ステップS9において、減衰率設定部334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 $Z = (f_{sp} / 2 v_s) D n$ を代入することによって予備補正特徴量を算出する。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 はデータステップ幅、 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波数 f_{sp} を50MHzとし、音速 v_s を1530m/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、 $Z = 0.2295n$ (mm) となる。

30

【0096】

減衰率設定部334は、減衰率設定部334が各周波数スペクトルに対して減衰補正することによって得られた複数の予備補正特徴量から選択した1つの予備補正特徴量の分散を算出し、減衰率候補値 α に対応づけて特徴量情報記憶部374へ格納する（ステップS10）。例えば、予備補正特徴量が傾き a 、ミッドバンドフィット c である場合、上述したように、減衰率設定部334は、予備補正特徴量 a および c のいずれか一方の分散を算出する。上述したように、この後の処理で特徴量画像データ生成部342が補正特徴量 a (h) を用いて特徴量画像データを生成する場合は、関心領域における予備補正特徴量 a の分散を適用するのが好ましい。また、この後の処理で特徴量画像データ生成部342が補正特徴量 c (h) を用いて特徴量画像データを生成する場合は、関心領域における予備補正特徴量 c の分散を適用するのが好ましい。なお、分散を算出する予備補正特徴量は予め設定しておいてもよいし、ユーザが所望の予備補正特徴量を指示する指示信号を入力部35から入力することによって設定するようにしてもよい。

40

【0097】

この後、減衰率設定部334は、減衰率候補値 α の値を $\Delta \alpha$ だけ増加させ（ステップS11）、増加後の減衰率候補値 α と所定の最大値 α_{max} との大小を比較する（ステップS12）。ステップS12における比較の結果、減衰率候補値 α が最大値 α_{max} より大きい場合（ステップS12：Yes）、超音波観測装置3はステップS13へ移行する。一方

50

、ステップ S 1 2 における比較の結果、減衰率候補値 α が最大値 $\alpha_{\max}$ 以下である場合（ステップ S 1 2：N o）、超音波観測装置 3 はステップ S 9 へ戻る。なお、入力部 3 5 が減衰率候補値の増加量 $\Delta \alpha$ および最大値 $\alpha_{\max}$ の設定変更の入力を受け付け可能な構成としてもよい。

【0098】

ステップ S 1 3 において、減衰率設定部 3 3 4 は、関心領域に対し、特微量情報記憶部 3 7 4 が記憶する減衰率候補値ごとの予備補正特微量の分散を参照し、該分散が最小である減衰率候補値を最適な減衰率として設定する（ステップ S 1 3）。

【0099】

図 1 1 は、減衰率設定部 3 3 4 が行う処理の概要を示す図である。 $\alpha_0 = 0$ (dB/cm/MHz)、 $\alpha_{\max} = 1.0$ (dB/cm/MHz)、 $\Delta \alpha = 0.2$ (dB/cm/MHz) とした場合の減衰率候補値 α と分散 $S(\alpha)$ との関係の例を示す図である。図 1 1 に示す場合、減衰率候補値 α が 0.2 (dB/cm/MHz) のときに分散が最小値 $S(\alpha)_{\min}$ をとる。したがって、図 1 1 に示す場合、減衰率設定部 3 3 4 は、 $\alpha = 0.2$ (dB/cm/MHz) を最適な減衰率として設定する。なお、特微量算出部 3 3 3 が回帰分析を行うことによって減衰率候補値 α における分散 $S(\alpha)$ の値を補間する曲線を算出した後、減衰率設定部 3 3 4 が減衰率候補値の定義域におけるその曲線の最小値を最適な減衰率として設定するようにしてもよい。

【0100】

この後、超音波観測装置 3 は、特微量画像に関する処理（ステップ S 1 4～S 1 7）と減衰率グラフに関する処理（ステップ S 1 8～S 2 0）とを並行して行う。

【0101】

まず、特微量画像に関する処理について説明する。特微量補正部 3 3 5 は、減衰率設定部 3 3 4 が関心領域に対して設定した最適な減衰率を用いて、関心領域内のサンプリング点における累積減衰率を算出する（ステップ S 1 4）。例えば、図 6 に示す関心領域 1 0 2 のサンプリング点 $S(h)$ における累積減衰率 $\gamma(h)$ は、式 (7) で与えられる。

【0102】

続いて、特微量補正部 3 3 5 は、累積減衰率を用いて関心領域内のサンプリング点の特微量を減衰補正することによって補正特微量を算出する（ステップ S 1 5）。例えば、特微量補正部 3 3 5 は、図 6 に示す関心領域 1 0 2 のサンプリング点 $S_{23}(h)$ における傾き a_0 、切片 b_0 、ミッドバンドフィット c_0 の補正特微量 $a_{23}(h)$ 、 $b_{23}(h)$ 、 $c_{23}(h)$ を、式 (9)～(11) にしたがってそれぞれ算出する。

【0103】

特微量画像データ生成部 3 4 2 は、B モード画像データ生成部 3 4 1 が生成した B モード画像データにおける関心領域内の各画素に対し、ステップ S 1 4 で算出された補正特微量と関連づけた視覚情報（例えば色相）を重畳することによって特微量画像データを生成する（ステップ S 1 6）。その後、表示制御部 3 6 1 は、生成された特微量画像データに対応する特微量画像を表示装置 4 に表示させる制御を行う（ステップ S 1 7）。

【0104】

次に、減衰率グラフに関する処理について説明する。代表減衰率算出部 3 3 6 は、関心領域内の各分割領域の減衰率を用いて関心領域の代表減衰率を算出する（ステップ S 1 8）。

【0105】

続いて、減衰率グラフ生成部 3 4 3 は、ステップ S 1 8 で算出された代表減衰率を用いて減衰率グラフを生成する（ステップ S 1 9）。その後、表示制御部 3 6 1 は、生成された減衰率グラフの画像を表示装置 4 に表示させる制御を行う（ステップ S 2 0）。

【0106】

ステップ S 1 7 および S 2 0 の後、超音波観測装置 3 は一連の処理を終了する。超音波観測装置 3 は、ステップ S 1～S 2 0 の処理を周期的に繰り返し実行する。

【0107】

10

20

30

40

50

図 1 2 は、画像処理部 3 4 が生成した全ての画像の表示装置 4 における表示例を模式的に示す図である。同図に示す表示画面 2 0 1 は、I D、名前、性別等の患者情報、および特徴量情報を表示する情報表示領域 2 1 1 と、第 1 画像表示領域 2 1 2 と、第 2 画像表示領域 2 1 3 と、減衰率グラフを表示する減衰率グラフ表示領域 2 1 4 とを含む。

【0108】

第 1 画像表示領域 2 1 2 には B モード画像 2 2 1 が表示され、第 2 画像表示領域 2 1 3 には特徴量画像 2 2 2 が表示される。特徴量画像 2 2 2 は、関心領域 2 2 3 内に対する特徴量画像である。なお、画像全体を関心領域として設定することも可能である。表示装置 4 が B モード画像 2 2 1 と特徴量画像 2 2 2 とを並べて表示することにより、ユーザは関心領域における組織性状を正確に把握することができる。

10

【0109】

減衰率グラフ表示領域 2 1 4 には、代表減衰率 α_{ROI} の時間変化を示す代表減衰率曲線 2 3 1 が表示される。代表減衰率曲線 2 3 1 は、一定の期間における代表減衰率 α_{ROI} の時間変化を与えるものであり、最新の演算結果が最も右側の点である。代表減衰率曲線 2 3 1 は、時間とともに各点が右から左へ移動していき、古い点から順に左側から消え、右側から新しい点が出現するように見える。

【0110】

なお、本実施の形態 1 において、表示制御部 3 6 1 は、表示装置 4 に対し、少なくとも特徴量画像 2 2 2 と代表減衰率曲線 2 3 1 とを関連付けて同じ画面上で表示させるように制御すればよい。より一般に、表示制御部 3 6 1 は、表示装置 4 に対し、関心領域の補正特徴量と減衰率グラフとを関連付けて表示させるように制御すればよい。

20

【0111】

以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、超音波画像の関心領域における代表減衰率の時間変化を示す減衰率グラフと減衰補正された特徴量とを関連付けて表示装置に表示させるため、ユーザが超音波画像における減衰率の時間変化を視覚的に認識することが可能となる。

【0112】

また、本実施の形態 1 によれば、補正特徴量を算出するための中間的なパラメータである減衰率の時間変化を表示装置に表示させるため、被検体の組織性状をより正確に把握するための有意な情報を提供することができる。

30

【0113】

なお、以上の説明では、関心領域に対して特徴量画像を生成する場合を説明したが、関心領域以外の領域も含む超音波画像の全領域に対する特徴量画像を生成することも可能である。この場合には、全領域に対して補正特徴量を求めるようにすればよい。

【0114】

(変形例 1)

図 1 3 は、本実施の形態 1 の変形例 1 に係る超音波観測装置が生成する減衰率グラフの表示装置 4 における表示例を示す図である。同図に示す代表減衰率表示曲線 2 3 2 は、超音波内視鏡 2 でフリーズ動作が行われ、画像データ記憶部 3 7 1 が一時的に記憶している過去の画像からユーザが所望の画像を選択して再生表示するシネメモリ再生を行う場合の表示例を示している。この際、減衰率グラフ表示領域 2 1 4 には、画像データ記憶部 3 7 1 が一時的に記憶している画像の中でどの画像を再生表示しているかを示す表示画像バー 2 3 3 が表示される。これにより、ユーザは、現在表示中の特徴量画像における代表減衰率 α_{ROI} の値を視覚的に認識することができる。なお、代表減衰率表示曲線 2 3 2 と表示画像バー 2 3 3 とが交わる点の時間における代表減衰率 α_{ROI} の値を、減衰率グラフ表示領域 2 1 4 内に数値で表示してもよい。

40

【0115】

(変形例 2)

図 1 4 は、本実施の形態 1 の変形例 2 に係る超音波観測装置が生成する減衰率グラフの表示装置 4 における表示例を示す図である。同図に示す減衰率グラフ表示領域 2 1 4 は、

50

代表減衰率表示曲線 2 3 4 に加えて、観測対象（例えば生体）が取り得る代表減衰率 α_{ROI} の上限および下限をそれぞれ示す上限値 2 3 5 a および下限値 2 3 5 b を示している。図 1 4 では、一例として、代表減衰率 α_{ROI} の上限が 1. 0 (dB/MHz/cm) であり、下限が 0. 3 (dB/MHz/cm) である場合を示している。なお、上限及び下限の値は、ユーザが入力部 3 5 からの入力によって設定変更できるようにしてもよい。このように代表減衰率の上限値および下限値を表示することにより、ユーザは、代表減衰率曲線の数値の妥当性を直感的に把握し、画像における異常の有無を容易に判定することができる。

【0116】

（変形例 3）

本実施の形態 1 の変形例 3 に係る超音波観測装置は、入力部 3 5 が関心領域内の所望の点の指定入力を受け付ける機能を有するとともに、指定された点を含む分割領域の代表減衰率のグラフを表示装置 4 に表示させる機能を有する。図 1 5 は、変形例 3 に係る超音波観測装置が生成した全ての画像の表示装置 4 における表示例を模式的に示す図である。同図に示す表示画面 2 0 2 において、実施の形態 1 で説明した表示画面 2 0 1 と同じ部分には同じ符号を付してある。

【0117】

表示画面 2 0 2 の第 2 画像表示領域 2 1 3 が表示する特徴量画像 2 2 2 では、関心領域 2 2 3 内に 2 つの点 2 4 1、2 4 2 が表示されている。これらの点 2 4 1、2 4 2 は、入力部 3 5 が設定入力を受け付けた点である。

【0118】

減衰率グラフ表示領域 2 1 4 には、2 点 2 4 1、2 4 2 をそれぞれ含む分割領域の代表減衰率曲線 2 3 6、2 3 7 が表示されている。2 つの代表減衰率曲線 2 3 6、2 3 7 は、互いに識別可能な態様で表示されている。図 1 5 に示す場合には、2 つの曲線の線種を変えて表示しているが、他にも線の色や太さ等を変えて表示してもよい。また、関心領域内で指定を受け付ける点の数は 2 つに限定されるわけではなく、1 つまたは 3 つ以上でも構わない。

【0119】

以上説明した変形例 3 によれば、複数の減衰率の時間変化を与える減衰率グラフを生成するため、ユーザは一樣ではない組織に対して的確な診断を行うことができる。また、ユーザが関心領域内の所望の領域の代表減衰率の時間変化を視覚的に認識することができるので、ユーザは診断を行うための情報をよりの確に取得することが可能となる。

【0120】

（実施の形態 2）

本発明の実施の形態 2 に係る超音波観測装置は、関心領域、および関心領域外の領域のうち演算対象となる演算用領域における代表減衰率の時間変化をそれぞれ表示する減衰率グラフを生成することを特徴とする。本実施の形態 2 に係る超音波観測装置の機能構成は、実施の形態 1 で説明した超音波観測装置 3 の機能構成と同様である。

【0121】

図 1 6 は、本発明の実施の形態 2 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 1 6 に示すフローチャートにおいて、ステップ S 5 1 ～ S 5 6 の処理は、実施の形態 1 で説明したステップ S 1 ～ S 6 の処理に順次対応している。

【0122】

ステップ S 5 7 において、特徴量算出部 3 3 3 は、関心領域および演算用領域にそれぞれ含まれるサンプリング点で周波数スペクトルの特徴量を算出する（ステップ S 5 7）。図 1 7 は、超音波画像の表示領域における関心領域および演算用領域ならびにそれらの領域の分割領域の設定例を模式的に示す図である。図 1 7 に示す画像表示領域 1 0 4 には、関心領域 1 0 5 と、超音波振動子 2 1 の表面位置 1 0 6 と関心領域との間に位置する演算用領域 1 0 7 とが設定されている。関心領域 1 0 5 は、表面位置 1 0 6 からの深度方向に沿ってそれぞれ直線状に延びる 2 つの境界線と、走査角方向に沿ってそれぞれ弧状をなす

10

20

30

40

50

2つの境界線の計4つの境界線によって囲まれた領域である。演算用領域107は、表面位置106および関心領域105と接している。また、演算用領域107の境界線のうち、表面位置106からの深度方向に沿ってそれぞれ直線状に延びる2つの境界線は、関心領域105で表面位置106からの深度方向に沿ってそれぞれ直線状に延びる2つの境界線のいずれかと同じ直線に含まれる。なお、画像表示領域104では、関心領域105が8つの分割領域 R_{ij} ($i = 1 \sim 2$ 、 $j = 1 \sim 4$)に分割されており、演算用領域107が4つの分割領域 Q_k ($k = 1 \sim 4$)に分割されている場合を示しているが、これは一例に過ぎない。例えば、関心領域105と演算用領域107をそれぞれ1つの領域として演算を行ってもよい。

【0123】

ステップS58～S63の処理は、実施の形態1で説明したステップS8～S13の処理に順次対応している。ただし、本実施の形態2では、減衰率設定部334が、関心領域に加えて演算用領域に対しても最適な減衰率を設定する処理を行う点が異なる。

【0124】

なお、本実施の形態2において、関心領域および演算用領域がともに同じ初期値 α_0 、増加量 $\Delta\alpha$ および最大値 $\alpha_{\max}$ を有するとして減衰率候補値を算出しているが、関心領域および演算用領域に対して個別に初期値、増加量および／または最大値を設定してもよい。

【0125】

ステップS64～S67の特徴量画像に関する処理は、実施の形態1で説明したステップS14～S17に順次対応している。

【0126】

ステップS68～S70の減衰率グラフに関する処理は、実施の形態1で説明したステップS18～S20に順次対応している。ただし、減衰率グラフ生成部343は、演算用領域の代表減衰率曲線も生成する。

【0127】

図18は、本実施の形態2に係る超音波観測装置3が生成した全ての画像の表示装置4における表示例を模式的に示す図である。同図に示す表示画面203において、実施の形態1で説明した表示画面201と同じ部分には同じ符号を付してある。

【0128】

表示画面203の第2画像表示領域213が表示する特徴量画像222では、関心領域224と演算用領域225が識別可能に表示されている。具体的には、関心領域224が実線で表示され、演算用領域225が破線で表示されている。

【0129】

減衰率グラフ表示領域214には、関心領域224における代表減衰率曲線238、および演算用領域225における代表減衰率曲線239が表示されている。なお、減衰率グラフ生成部343は、関心領域と演算用領域の代表減衰率として各領域の分割領域数以下の複数の代表減衰率を表示する減衰率グラフを生成してもよい。

【0130】

以上説明した本発明の実施の形態2によれば、実施の形態1と同様、ユーザが超音波画像における減衰率の時間変化を視覚的に認識することが可能となり、被検体の組織性状をより正確に把握するための有意な情報を提供することができる。

【0131】

加えて、本実施の形態2によれば、ユーザは、関心領域外の領域のうち、補正特徴量の演算に不可欠な演算用領域の減衰率に関する情報も合わせて把握することができる。したがって、ユーザは、一様でない組織の性状を診断する場合であっても的確な診断を行うことが可能となる。

【0132】

なお、図17では、関心領域105と演算用領域107は接しているが、一部が交わりを有するように設定することも可能である。例えば、関心領域105のうち深度が小さい

10

20

30

40

50

部分と、演算用領域 107 のうち深度が大きい部分とが、走査角方向に沿って帯状の重なりを有するように 2 つの領域を設定してもよい。

【0133】

また、本実施の形態 2 において、減衰率設定部 334 が、演算用領域の減衰率を一様な値として設定してもよい。

【0134】

(その他の実施の形態)

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 1、2 によってのみ限定されるべきものではない。例えば、画像処理部 34 が関心領域内の各分割領域の最適な減衰率を視覚的に識別可能な態様で表示する減衰率画像を生成し、特徴量画像および減衰率グラフとともに表示装置 4 に表示させるようにしてもよい。この場合、さらに演算用領域内の各分割領域に対し、最適な減衰率を識別可能な態様で表示するようにしてもよい。

【0135】

また、減衰率設定部 334 は、超音波画像の所定のフレーム間隔で最適な減衰率を設定するようにしてもよい。これにより、計算量を大幅に削減することができる。この場合には、次に最適な減衰率を設定するまでの間、最後に設定した最適な減衰率の値を使用すればよい。

【0136】

また、統計的なばらつきを与える量として、例えば標準偏差、母集団における特徴量の最大値と最小値の差、特徴量の分布の半値幅のいずれかを適用することも可能である。統計的なばらつきを与える量として分散の逆数を適用する場合も考えられるが、この場合には、その値が最大となる減衰率候補値が最適な減衰率となることはいうまでもない。

【0137】

また、減衰率設定部 334 が複数種類の予備補正特徴量の統計的なばらつきをそれぞれ算出し、統計的なばらつきが最小である種類の減衰率候補値を最適な減衰率として設定することも可能である。

【0138】

また、減衰率設定部 334 が複数の減衰率候補値を用いて周波数スペクトルを減衰補正し、減衰補正後の周波数スペクトルに対して回帰分析を行うことによって予備補正特徴量を算出するようにしてもよい。

【0139】

また、超音波内視鏡以外の超音波プローブに対しても適用することが可能である。超音波プローブとして、例えば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。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用いられる。

【0140】

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】

【0141】

- 1 超音波診断システム
- 2 超音波内視鏡
- 3 超音波観測装置
- 4 表示装置
- 21 超音波振動子
- 31 送受信部

10

20

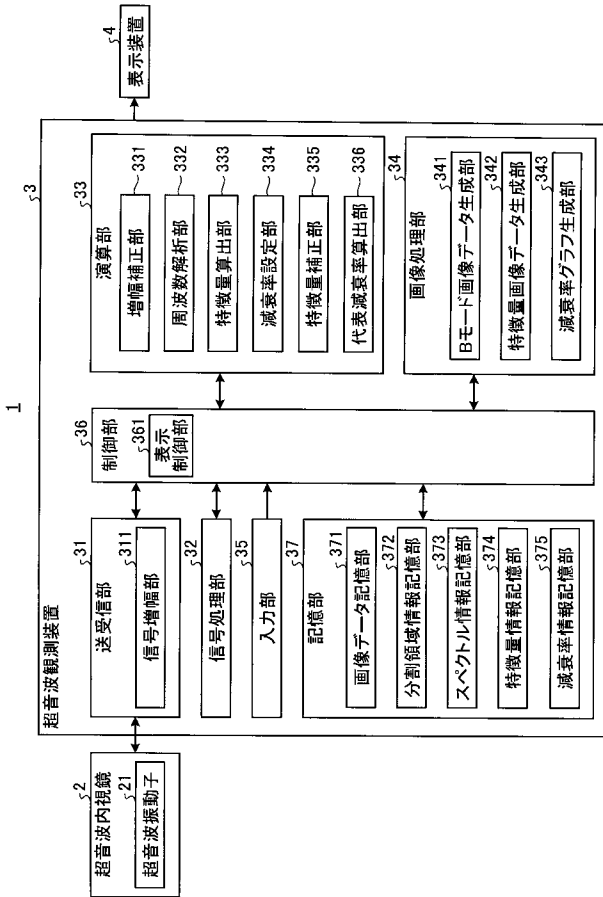
30

40

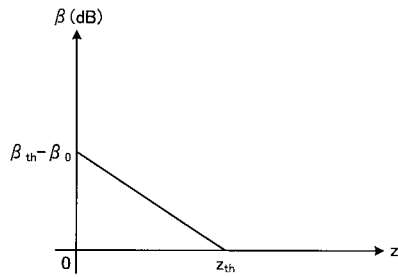
50

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	
1 0 1、1 0 4	画像表示領域	
1 0 2、1 0 5、2 2 3、2 2 4	関心領域	
1 0 3、1 0 6	表面位置	
1 0 7、2 2 5	演算用領域	10
2 0 1、2 0 2、2 0 3	表示画面	
2 1 1	情報表示領域	
2 1 2	第1画像表示領域	
2 1 3	第2画像表示領域	
2 1 4	減衰率グラフ表示領域	
2 2 1	Bモード画像	
2 2 2	特徴量画像	
2 3 1、2 3 2、2 3 4、2 3 6、2 3 7、2 3 8、2 3 9	代表減衰率曲線	
2 3 3	表示画像バー	
2 3 5 a	上限値	20
2 3 5 b	下限値	
3 1 1	信号増幅部	
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 4	減衰率設定部	
3 3 5	特徴量補正部	
3 3 6	代表減衰率算出部	
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
3 4 3	減衰率グラフ生成部	
3 6 1	表示制御部	
3 7 1	画像データ記憶部	
3 7 2	分割領域情報記憶部	
3 7 3	スペクトル情報記憶部	
3 7 4	特徴量情報記憶部	
3 7 5	減衰率情報記憶部	

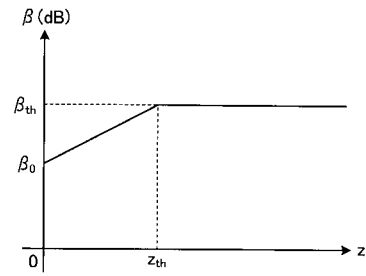
【図 1】



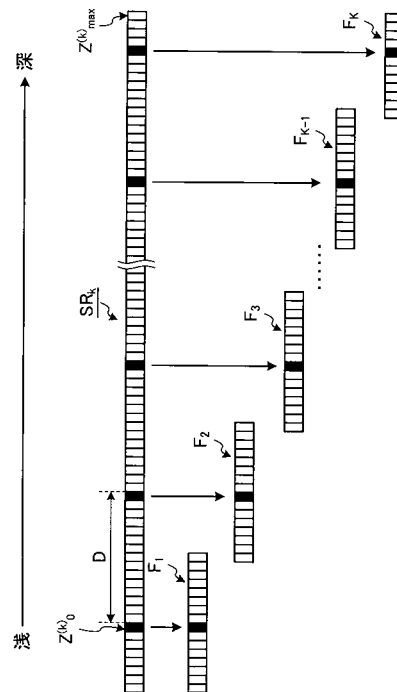
【図 3】



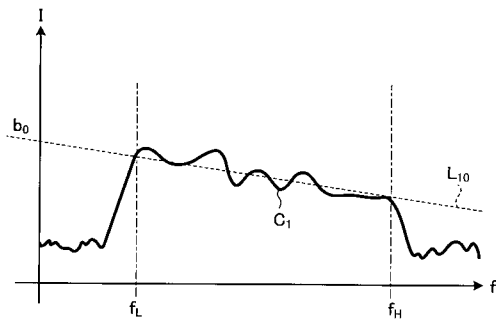
【図 2】



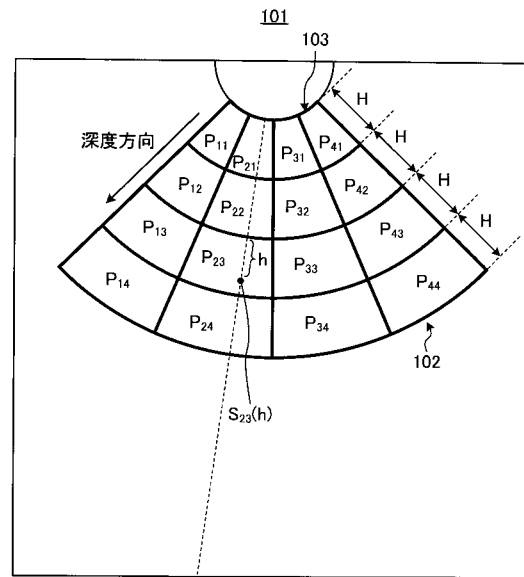
【図 4】



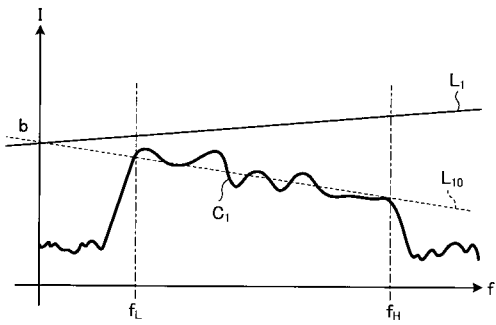
【図 5】



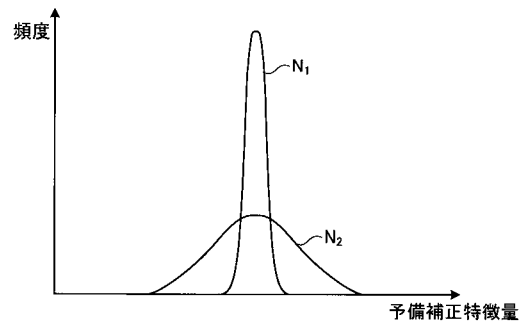
【図 6】



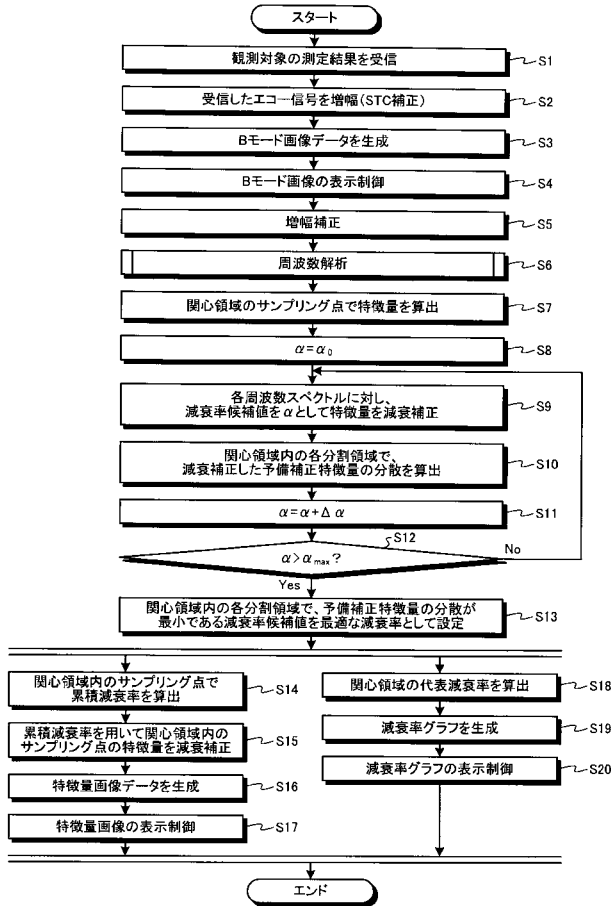
【図 7】



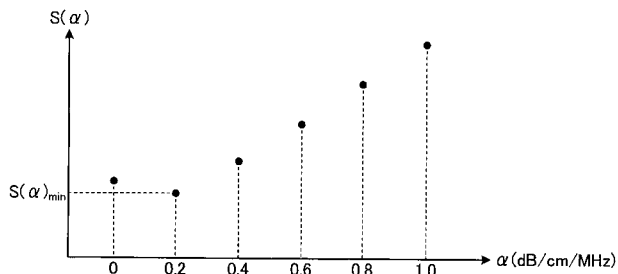
【図 8】



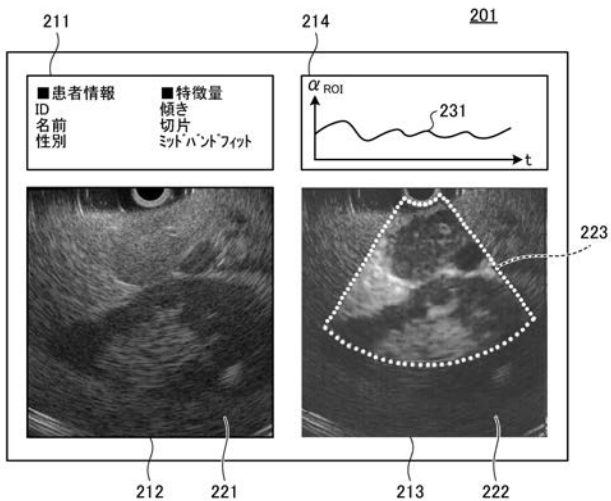
【図 9】



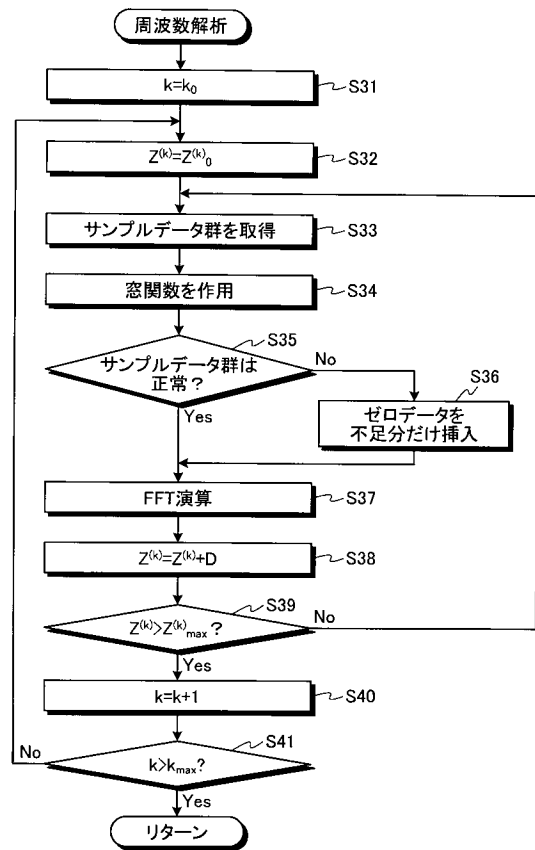
【図 1 1】



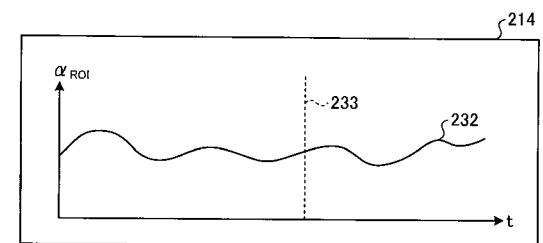
【図 1 2】



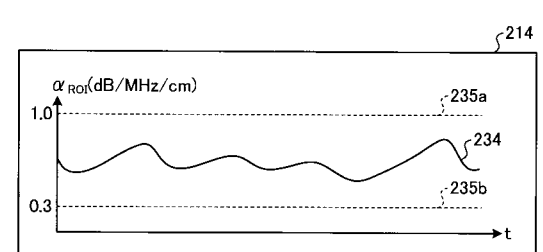
【図 1 0】



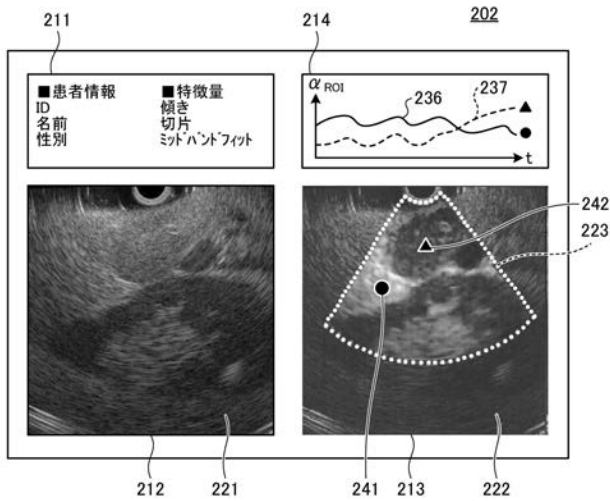
【図 1 3】



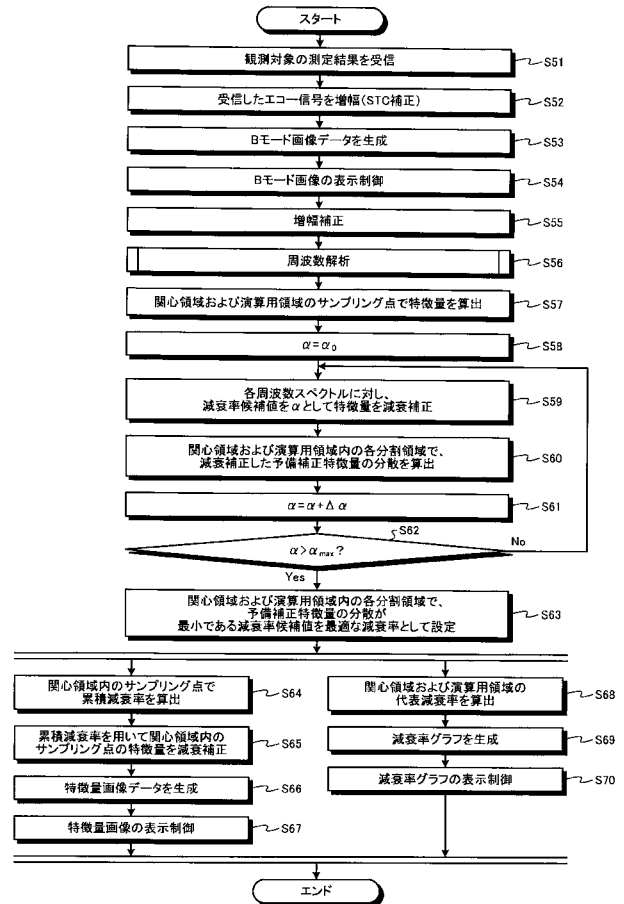
【図 1 4】



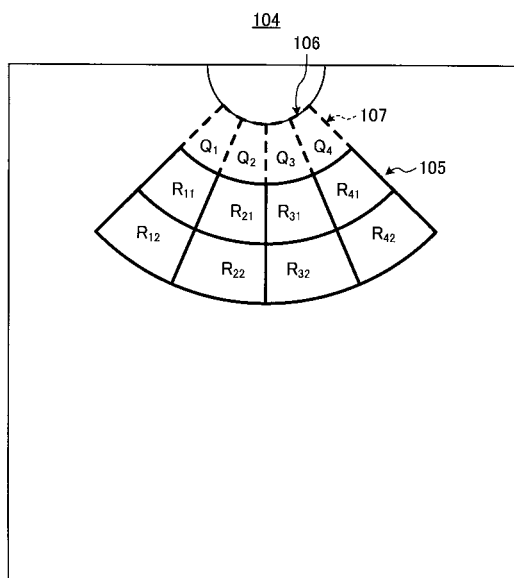
【図 15】



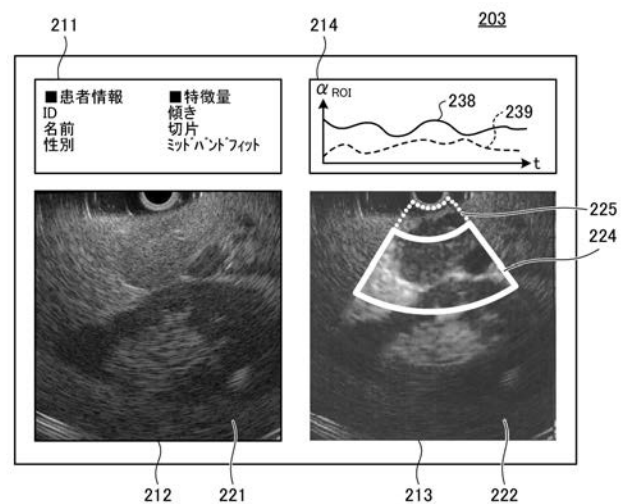
【図 16】



【図 17】



【図 18】



要解决的问题：提供一种超声波观察装置，使用户能够在视觉上识别超声波图像中的衰减因子的时间变化。超声波观测装置1包括：频率分析单元332，其通过分析超声波信号的频率来计算多个频谱；特征量计算单元333，其计算多个频谱的特征量衰减系数设定单元334，用于设定超声波图像的关注区域的衰减系数，通过执行使用所述衰减因子衰特征量的衰减校正率设置单元334已设置，特征量的校正单元335，用于计算在所述超声图像的感兴趣的区域的校正特性量的衰减因子的基础上被定义代表性衰减因子计算器336，用于计算感兴趣区域的代表性衰减因子，衰减率图显示控制单元361执行用于在显示装置上相互关联地显示校正特征量和衰减率图的控制单元361。

