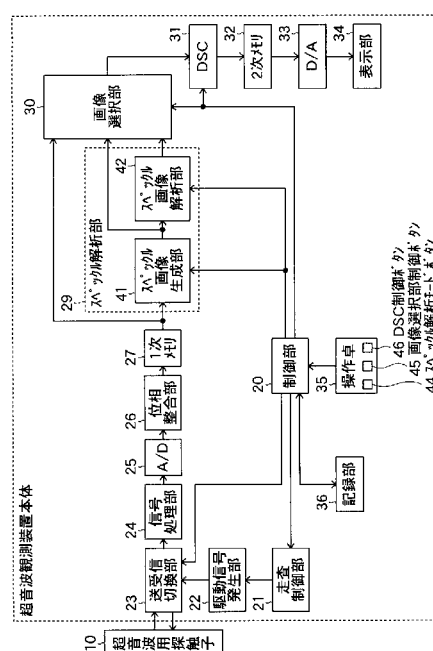




【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波トランスデューサから送信された超音波ビームが被検体から反射されて生じる超音波エコーに基づいて得られる受信信号を処理することによって原データを生成する受信処理手段と、

前記受信処理手段によって生成された原データに基づいてスペックル画像データを生成すると共に、生成したスペックル画像データによって表されるスペックル画像の解析を行うスペックル解析手段と、

前記スペックル解析手段における解析結果を表示する表示手段と、
を具備する超音波観測装置。

10

【請求項 2】

前記スペックル解析手段が、前記受信処理手段によって生成された原データに基づいてスペックル画像データを生成するスペックル画像生成手段と、前記スペックル画像生成手段において生成されたスペックル画像データによって表されるスペックル画像の解析を行って、解析結果を示すスペックル解析結果画像データを生成するスペックル画像解析手段とを含んでいる、請求項 1 記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

前記スペックル解析手段が、前記受信処理手段によって生成された原データに基づいてスペックル画像データを生成するスペックル画像生成手段と、前記スペックル画像生成手段から入力されるスペックル画像データをフレーム毎に切り換えて第 1 及び第 2 の出力端子から交互に出力するスイッチ手段と、前記スイッチ手段の第 1 及び第 2 の出力端子から入力される 1 フレーム分のスペックル画像データをそれぞれ格納するための第 1 及び第 2 の格納部と、前記第 1 の格納部に格納されたスペックル画像データの値と前記第 2 の格納部に格納されたスペックル画像データの値との差分を算出する差分演算手段とを含んでいる、請求項 1 記載の超音波観測装置。

20

【請求項 4】

前記スペックル解析手段が、前記受信処理手段によって生成された原データの異なる周波数帯域成分に基づいてスペックル画像データを生成する少なくとも 2 つのスペックル画像生成手段と、前記少なくとも 2 つのスペックル画像生成手段から入力されるスペックル画像データの一方を選択して出力するスイッチ手段と、前記スイッチ手段から入力されるスペックル画像データに対して周波数処理を施す周波数処理手段とを含んでいる、請求項 1 記載の超音波観測装置。

30

【請求項 5】

前記スペックル解析手段が、前記受信処理手段によって生成された原データの低周波数成分に基づいて第 1 のスペックル画像データを生成する第 1 のスペックル画像生成手段と、前記受信処理手段によって生成された原データの高周波数成分に基づいて第 2 のスペックル画像データを生成する第 2 のスペックル画像生成手段と、前記第 1 のスペックル画像生成手段から入力される第 1 のスペックル画像データに対して周波数処理を施す第 1 の周波数処理手段と、前記第 2 のスペックル画像生成手段から入力される第 2 のスペックル画像データに対して周波数処理を施す第 2 の周波数処理手段と、前記第 1 の周波数処理手段からの周波数処理が施された第 1 のスペックル画像データの値と前記第 2 の周波数処理手段からの周波数処理が施された第 2 のスペックル画像データの値との差分を算出する差分演算手段とを含んでいる、請求項 1 記載の超音波観測装置。

40

【請求項 6】

前記スペックル解析手段が、前記受信処理手段によって生成された原データの異なる周波数帯域成分に基づいてスペックル画像データを生成する少なくとも 2 つのスペックル画像生成手段と、前記少なくとも 2 つのスペックル画像生成手段から入力されるスペックル画像データの一方を選択して出力する第 1 のスイッチ手段と、前記第 1 のスイッチ手段から入力されるスペックル画像データに対して周波数処理を施す周波数処理手段と、前記周波数処理手段から入力されるスペックル画像データをフレーム毎に切り換えて 2 つの格納

50

部に出力する第2のスイッチ手段と、前記2つの格納部に格納されたスペックル画像データの値の1フレーム毎の差分を算出する差分演算手段とを含んでいる、請求項1記載の超音波観測装置。

【請求項7】

前記スペックル解析手段が、前記受信処理手段によって生成された原データの低周波数成分に基づいて第1のスペックル画像データを生成する第1のスペックル画像生成手段と、前記受信処理手段によって生成された原データの高周波数成分に基づいて第2のスペックル画像データを生成する第2のスペックル画像生成手段と、前記第1のスペックル画像生成手段から入力される第1のスペックル画像データに対して周波数処理を施す第1の周波数処理手段と、前記第2のスペックル画像生成手段から入力される第2のスペックル画像データに対して周波数処理を施す第2の周波数処理手段と、前記第1の周波数処理手段によって周波数処理が施された第1のスペックル画像データの値と前記第2の周波数処理手段によって周波数処理が施された第2のスペックル画像データの値との差分を算出してスペックル画像差分データを生成する第1の差分演算手段と、前記第1の差分演算手段から出力されるスペックル画像差分データをフレーム毎に切り換えて第1及び第2の格納部に出力するスイッチ手段と、前記第1の格納部に格納されたスペックル画像差分データの値と前記第2の格納部に格納されたスペックル画像差分データの値との差分を算出する第2の差分演算手段とを含んでいる、請求項1記載の超音波観測装置。

【請求項8】

前記周波数処理手段が、所定の窓幅の区間について1ライン分のスペックル信号に対して波形／周波数変換処理を行い、波形／周波数変換処理によって得られた周波数成分の積分値を窓幅の中心の代表値としたとき、窓幅を変化させて1ライン分の代表値を求める処理を全ライン分のスペックル信号に対して行う、請求項4～7のいずれか1項記載の超音波観測装置。

【請求項9】

前記スペックル画像生成手段が、原データにおいて抽出された極大点又は極小点と、極大点と極小点との平均点と、極大点間、極小点間、又は、平均点間を補間することによって求められた補間点との内の少なくとも1つに基づいて構造物画像データを生成し、原データによって表される値から構造物画像データによって表される値を引くことによりスペックル画像データを生成する、請求項2～7のいずれか1項記載の超音波観測装置。

【請求項10】

前記スペックル画像生成手段が、補間点を基準として超音波画像を4つの2次元領域に分割し、それぞれの領域において選択された4つの極大点又は極小点又は極大点と極小点との平均点を用いて4点補間処理を行うことにより、前記補間点の画素値を求める、請求項9記載の超音波観測装置。

【請求項11】

前記スペックル画像生成手段が、正方補間マスクを用いることにより、前記4つの極大点又は極小点又は平均点を選択する、請求項9又は10記載の超音波観測装置。

【請求項12】

前記スペックル画像生成手段が、扁平補間マスクを用いることにより、4つの極大点又は極小点又は平均点を選択する、請求項9又は10記載の超音波観測装置。

【請求項13】

前記スペックル画像生成手段が、正方補間マスクを用いることによって選択された4つの極大点又は極小点又は平均点に基づく画素値と、扁平補間マスクを用いることによって選択された4つの極大点又は極小点又は平均点に基づく画素値とを比較することにより、前記補間点の画素値を求める、請求項9又は10記載の超音波観測装置。

【請求項14】

前記スペックル画像生成手段が、原データにおいて抽出された極大点又は極小点又は平均点の画素値と、該点と補間点との距離、又は、該距離の2乗、又は、該距離の3乗とに基づいて、前記補間点の画素値を求める、請求項9記載の超音波観測装置。

【請求項 15】

前記スペックル解析手段を動作させるためのスペックル解析モードボタンを有する操作手段を更に具備する、請求項 1～14 のいずれか 1 項記載の超音波観測装置。

【請求項 16】

前記スペックル画像生成手段により生成されたスペックル画像、及び前記スペックル解析手段によって生成されたスペックル画像解析結果画像の一方を選択する画像選択手段を更に具備し、

前記操作手段が、前記画像選択手段に前記スペックル画像と前記スペックル画像解析結果画像との内の一方をオペレータに選択させるための制御ボタンを有する、請求項 15 記載の超音波観測装置。

10

【請求項 17】

原データによって表される原画像と前記スペックル解析手段によって生成されたスペックル画像解析結果画像とをサイズを変えて並べた並列画像を生成するデジタルスキャンコンバータ手段を更に具備し、

前記操作手段が、前記デジタルスキャンコンバータ手段に前記原画像及び前記スペックル画像解析結果画像のサイズをオペレータに選択させるもう 1 つの制御ボタンを更に有する、

請求項 15 又は 16 記載の超音波観測装置。

【請求項 18】

超音波トランスデューサから送信された超音波ビームが被検体から反射されて生じる超音波エコーに基づいて得られる受信信号を処理することによって生成された原データに基づいてスペックル画像データを生成するスペックル画像生成手段と、

20

前記スペックル画像生成手段において生成されたスペックル画像データによって表されるスペックル画像の解析を行うスペックル画像解析手段と、
を具備する画像処理装置。

【請求項 19】

前記スペックル画像解析手段が、前記スペックル画像生成手段において生成されたスペックル画像データによって表されるスペックル画像の解析を行って、解析結果を示すスペックル解析結果画像データを生成する、請求項 18 記載の画像処理装置。

【請求項 20】

30

前記スペックル画像解析手段が、スペックル画像データをフレーム毎に切り換えて第 1 及び第 2 の出力端子から交互に出力するスイッチ手段と、前記スイッチ手段の第 1 及び第 2 の出力端子から入力される 1 フレーム分のスペックル画像データをそれぞれ格納するための第 1 及び第 2 の格納部と、前記第 1 の格納部に格納されたスペックル画像データの値と前記第 2 の格納部に格納されたスペックル画像データの値との差分を算出する差分演算手段とを含んでいる、請求項 18 記載の画像処理装置。

【請求項 21】

前記原データの異なる周波数帯域成分に基づいてスペックル画像データを生成する少なくとも 2 つのスペックル画像生成手段を具備し、

前記スペックル画像解析手段が、前記少なくとも 2 つのスペックル画像生成手段から入力されるスペックル画像データの一方を選択して出力するスイッチ手段と、前記スイッチ手段から入力されるスペックル画像データに対して周波数処理を施す周波数処理手段とを含んでいる、請求項 18 記載の画像処理装置。

40

【請求項 22】

前記原データの低周波数成分に基づいて第 1 のスペックル画像データを生成する第 1 のスペックル画像生成手段と、前記原データの高周波数成分に基づいて第 2 のスペックル画像データを生成する第 2 のスペックル画像生成手段とを具備し、

前記スペックル画像解析手段が、前記第 1 のスペックル画像生成手段から入力される第 1 のスペックル画像データに対して周波数処理を施す第 1 の周波数処理手段と、前記第 2 のスペックル画像生成手段から入力される第 2 のスペックル画像データに対して周波数処

50

理を施す第 2 の周波数処理手段と、前記第 1 の周波数処理手段からの周波数処理が施された第 1 のスペックル画像データの値と前記第 2 の周波数処理手段からの周波数処理が施された第 2 のスペックル画像データの値との差分を算出する差分演算手段とを含んでいる、請求項 18 記載の画像処理装置。

【請求項 23】

前記原データの異なる周波数帯域成分に基づいてスペックル画像データを生成する少なくとも 2 つのスペックル画像生成手段を具備し、

前記スペックル画像解析手段が、前記少なくとも 2 つのスペックル画像生成手段から入力されるスペックル画像データの一方を選択して出力する第 1 のスイッチ手段と、前記第 1 のスイッチ手段から入力されるスペックル画像データに対して周波数処理を施す周波数処理手段と、前記周波数処理手段から入力されるスペックル画像データをフレーム毎に切り換えて 2 つの格納部に出力する第 2 のスイッチ手段と、前記 2 つの格納部に格納されたスペックル画像データの値の 1 フレーム毎の差分を算出する差分演算手段とを含んでいる、請求項 18 記載の画像処理装置。 10

【請求項 24】

前記原データの低周波数成分に基づいて第 1 のスペックル画像データを生成する第 1 のスペックル画像生成手段と、前記原データの高周波数成分に基づいて第 2 のスペックル画像データを生成する第 2 のスペックル画像生成手段とを具備し、

前記スペックル画像解析手段が、前記第 1 のスペックル画像生成手段から入力される第 1 のスペックル画像データに対して周波数処理を施す第 1 の周波数処理手段と、前記第 2 のスペックル画像生成手段から入力される第 2 のスペックル画像データに対して周波数処理を施す第 2 の周波数処理手段と、前記第 1 の周波数処理手段によって周波数処理が施された第 1 のスペックル画像データの値と前記第 2 の周波数処理手段によって周波数処理が施された第 2 のスペックル画像データの値との差分を算出してスペックル画像差分データを生成する第 1 の差分演算手段と、前記第 1 の差分演算手段から出力されるスペックル画像差分データをフレーム毎に切り換えて第 1 及び第 2 の格納部に出力するスイッチ手段と、前記第 1 の格納部に格納されたスペックル画像差分データの値と前記第 2 の格納部に格納されたスペックル画像差分データの値との差分を算出する第 2 の差分演算手段とを含んでいる、請求項 18 記載の画像処理装置。 20

【請求項 25】

コンピュータを、超音波トランスデューサから送信された超音波ビームが被検体から反射されて生じる超音波エコーに基づいて得られる受信信号を処理することによって生成された原データに基づいてスペックル画像データを生成するスペックル画像生成手段と、前記スペックル画像生成手段において生成されたスペックル画像データによって表されるスペックル画像の解析を行うスペックル画像解析手段として機能させるための画像処理プログラム。 30

【請求項 26】

前記スペックル画像解析手段が、前記スペックル画像生成手段において生成されたスペックル画像データによって表されるスペックル画像の解析を行って、解析結果を示すスペックル解析結果画像データを生成する、請求項 25 記載の画像処理プログラム。 40

【請求項 27】

前記スペックル画像解析手段が、スペックル画像データをフレーム毎に切り換えて第 1 及び第 2 の出力端子から交互に出力するスイッチ手段と、前記スイッチ手段の第 1 及び第 2 の出力端子から入力される 1 フレーム分のスペックル画像データをそれぞれ格納するための第 1 及び第 2 の格納部と、前記第 1 の格納部に格納されたスペックル画像データの値と前記第 2 の格納部に格納されたスペックル画像データの値との差分を算出する差分演算手段とを含んでいる、請求項 25 記載の画像処理プログラム。

【請求項 28】

前記スペックル画像解析手段が、前記原データの異なる周波数帯域成分に基づいてスペックル画像データを生成する少なくとも 2 つのスペックル画像生成手段から入力されるス 50

ペックル画像データの一方を選択して出力するスイッチ手段と、前記スイッチ手段から入力されるスペックル画像データに対して周波数処理を施す周波数処理手段とを含んでいる、請求項 25 記載の画像処理プログラム。

【請求項 29】

前記スペックル画像解析手段が、前記原データの低周波数成分に基づいて第 1 のスペックル画像データを生成する第 1 のスペックル画像生成手段から入力される第 1 のスペックル画像データに対して周波数処理を施す第 1 の周波数処理手段と、前記原データの高周波数成分に基づいて第 2 のスペックル画像データを生成する第 2 のスペックル画像生成手段から入力される第 2 のスペックル画像データに対して周波数処理を施す第 2 の周波数処理手段と、前記第 1 の周波数処理手段からの周波数処理が施された第 1 のスペックル画像データの値と前記第 2 の周波数処理手段からの周波数処理が施された第 2 のスペックル画像データの値との差分を算出する差分演算手段とを含んでいる、請求項 25 記載の画像処理プログラム。 10

【請求項 30】

前記スペックル画像解析手段が、前記原データの異なる周波数帯域成分に基づいてスペックル画像データを生成する少なくとも 2 つのスペックル画像生成手段から入力されるスペックル画像データの一方を選択して出力する第 1 のスイッチ手段と、前記第 1 のスイッチ手段から入力されるスペックル画像データに対して周波数処理を施す周波数処理手段と、前記周波数処理手段から入力されるスペックル画像データをフレーム毎に切り換えて 2 つの格納部に出力する第 2 のスイッチ手段と、前記 2 つの格納部に格納されたスペックル画像データの値の 1 フレーム毎の差分を算出する差分演算手段とを含んでいる、請求項 25 記載の画像処理プログラム。 20

【請求項 31】

前記スペックル画像解析手段が、前記原データの低周波数成分に基づいて第 1 のスペックル画像データを生成する第 1 のスペックル画像生成手段から入力される第 1 のスペックル画像データに対して周波数処理を施す第 1 の周波数処理手段と、前記原データの高周波数成分に基づいて第 2 のスペックル画像データを生成する第 2 のスペックル画像生成手段から入力される第 2 のスペックル画像データに対して周波数処理を施す第 2 の周波数処理手段と、前記第 1 の周波数処理手段によって周波数処理が施された第 1 のスペックル画像データの値と前記第 2 の周波数処理手段によって周波数処理が施された第 2 のスペックル画像データの値との差分を算出してスペックル画像差分データを生成する第 1 の差分演算手段と、前記第 1 の差分演算手段から出力されるスペックル画像差分データをフレーム毎に切り換えて第 1 及び第 2 の格納部に出力するスイッチ手段と、前記第 1 の格納部に格納されたスペックル画像差分データの値と前記第 2 の格納部に格納されたスペックル画像差分データの値との差分を算出する第 2 の差分演算手段とを含んでいる、請求項 25 記載の画像処理プログラム。 30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送信し、超音波エコーを受信することによって得られた超音波画像信号に基づいて超音波画像を生成するのに用いられる超音波観測装置、画像処理装置、及び、画像処理プログラムに関する。 40

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、被検体の内部を観察して診断を行うために、様々な撮像技術が開発されている。特に、超音波を送受信することによって被検体の内部情報を取得する超音波撮像は、リアルタイムで画像観察を行うことができる上に、X線写真や R I (radio isotope) シンチレーションカメラ等の他の医用画像技術と異なり、放射線による被曝がない。そのため、超音波撮像は、安全性の高い撮像技術として、産科領域における胎児診断の他、婦人科系、循環器系、消化器系等を含む幅広い領域において利用されている。 50

【0003】

超音波撮像は、次のような原理で画像を生成する撮像技術である。超音波は、構造物の境界のように、音響インピーダンスが異なる領域の境界において反射される。そこで、超音波ビームを人体等の被検体内に送信し、被検体内において生じた超音波エコーを受信し、超音波エコーが生じた反射点や反射強度を求めることにより、被検体内に存在する構造物（例えば、内臓や病変組織等）の輪郭を抽出することができる。

【0004】

ところで、生体のように構造的に不均一な被写体が撮像された超音波画像においては、輝部及び／又は暗部が散在するパターンが現れる。このようなパターンはスペックルパターンと呼ばれており、例えば、内臓等の内部に存在する不均一な組織によって反射された超音波エコーが干渉することにより発生する。このスペックルパターンは、一種の虚像であるので、描出された構造物の輪郭等が不鮮明になることが多い。

【0005】

特許文献1には、被検体に超音波パルスを照射することにより断層像を得る超音波診断装置において、被検体部位から発生するエコー信号の強度あるいは振幅情報の統計的性質を用いて特定の信号を抽出する解析演算手段と、該解析演算手段によって抽出された結果を表示する表示手段とを備える超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置によれば、スペックルパターンの統計的性質を利用して画像の平滑化を行い、微小構造物を抽出することにより、肝硬変の進行度等のように、均質な組織構造の中にある微小な異常病変を観察することが可能になる。

【0006】

また、特許文献2には、超音波画像上において関心領域が設定され、その関心領域内の画像に対して閾値をスキャンさせながら二値化処理が実行され、閾値毎の二値化画像に対して高輝度の島の個数が演算され、そのヒストグラムとしてスペックル評価グラフが作成される超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置によれば、作成されるスペックル評価グラフは組織性状を反映したものであるため、このグラフの形態を数値解析することによって組織診断が可能になる。なお、特許文献2には、二値化処理に先立って、スペックルを強調する処理（ベース成分を除外する処理）を施すこと、及び、二値化処理前の画像と二値化処理後の画像とを同時に表示することも開示されている。

【0007】

【特許文献1】特開2003-61964号公報（第1頁、図1）

【特許文献2】特開2004-41617号公報（第1頁）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

このように、スペックルには組織性状に関係する情報が含まれていると考えられるが、上記の特許文献1、2は、設定された関心領域内を解析するものであり、スペックルの静止画像を表示するものである。しかしながら、スペックルに含まれている組織性状に関係する情報を更に有効活用するためには、超音波画像全体に含まれるスペックル情報を解析し、その解析結果を動画像表示することができる機能が、ユーザから望まれている。

【0009】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波画像全体に含まれるスペックル情報を解析し、その解析結果を動画像表示することができる超音波観測装置、画像処理装置、及び、画像処理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】

【0010】

以上の課題を解決するため、本発明の1つの観点に係る超音波観測装置は、超音波トランスデューサから送信された超音波ビームが被検体から反射されて生じる超音波エコーに基づいて得られる受信信号を処理することによって原データを生成する受信処理手段と、受信処理手段によって生成された原データに基づいてスペックル画像データを生成すると

10

20

30

40

50

共に、生成したスペckル画像データによって表されるスペckル画像の解析を行うスペckル解析手段と、スペckル解析手段における解析結果を表示する表示手段とを具備する。

【0011】

また、本発明の1つの観点に係る画像処理装置は、超音波トランスデューサから送信された超音波ビームが被検体から反射されて生じる超音波エコーに基づいて得られる受信信号を処理することによって生成された原データに基づいてスペckル画像データを生成するスペckル画像生成手段と、スペckル画像生成手段において生成されたスペckル画像データによって表されるスペckル画像の解析を行うスペckル画像解析手段とを具備する。

10

【0012】

さらに、本発明の1つの観点に係る画像処理プログラムは、コンピュータを、超音波トランスデューサから送信された超音波ビームが被検体から反射されて生じる超音波エコーに基づいて得られる受信信号を処理することによって生成された原データに基づいてスペckル画像データを生成するスペckル画像生成手段と、スペckル画像生成手段において生成されたスペckル画像データによって表されるスペckル画像の解析を行うスペckル画像解析手段として機能させるためのものである。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、スペckル画像のフレーム間差分を画像化したスペckル解析結果画像、1フレーム分のスペckル画像に含まれる低周波数成分強度又は高周波数成分強度の深度による変化を画像化したスペckル解析結果画像、第1のスペckル画像に含まれる低周波数成分強度と第2のスペckル画像に含まれる高周波数成分強度との差の深度による変化を画像化したスペckル解析結果画像、第1のスペckル画像に含まれる低周波数成分強度の深度による変化又は第1のスペckル画像に含まれる高周波数成分強度の深度による変化のフレーム間の変化を画像化したスペckル解析結果画像、及び、第1のスペckル画像に含まれる低周波数成分強度と第2のスペckル画像に含まれる高周波数成分強度との差の深度による変化のフレーム間の変化を画像化したスペckル解析結果画像を生成し、動画像として表示させることができるので、医師による医療診断を容易にすると共に診断効率を良くすることができ、医療診断の質を向上させることが可能となる。

20

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照しながら詳しく説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。

図1は、本発明の一実施形態に係る超音波観測装置を示すブロック図である。この超音波観測装置は、超音波を送受信する超音波用探触子10と、超音波の送受信を制御すると共に、超音波エコーを検出することにより取得された受信信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置本体とを含んでいる。

【0015】

超音波用探触子10は、複数の超音波トランスデューサが配列された超音波トランスデューサアレイを含んでいる。各超音波トランスデューサは、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate）に代表される圧電セラミックや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料（圧電体）の両端に電極を形成することによって作製されている。このような超音波トランスデューサの電極に、パルス状の電気信号或いは連続波電気信号を送って電圧を印加すると、圧電体が伸縮して超音波を発生する。そこで、複数の超音波トランスデューサを電子的に制御して、それぞれの超音波トランスデューサからパルス状或いは連続的な超音波を発生させる。これにより、それらの超音波の合成によって超音波ビームが形成され、被検体が電子的に走査される。また、複数の超音波トランスデューサは、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。これらの電気

40

50

信号は、超音波の受信信号として出力される。このような超音波用探触子 10 は、ケーブルを介して超音波観測装置本体に接続される。

【0016】

超音波用探触子 10 としては、複数の超音波トランスデューサが 1 次元に配列されたりニアアレイプローブや、被検体内を扇状に走査可能なセクタプローブや、複数の超音波トランスデューサが凸面上に配列されたコンベックスアレイプローブ等が用いられる。また、複数の超音波トランスデューサが 2 次元に配列された 2 次元アレイプローブを用いても良い。この場合には、超音波用探触子を機械的に移動させることなく異なる複数の断面に関する超音波画像を得ることができる。さらに、超音波内視鏡において、ラジアル走査を行う体腔内探触子を用いても良い。ラジアル走査は、超音波の送信方向を回転させ、受信した超音波信号をその回転に同期して画像化する走査方式であり、探触子の周囲 360° を一度に表示することが可能である。その場合には、探触子を回転させながら超音波を送信するメカニカルラジアルプローブを用いても良いし、探触子自体を回転させることなく、電子制御によって超音波の送信方向を回転させる電子ラジアルプローブを用いても良い。

10

【0017】

超音波観測装置本体は、制御部 20 と、走査制御部 21 と、駆動信号発生部 22 と、送受信切換部 23 と、信号処理部 24 と、A/D（アナログ/デジタル）変換器 25 と、位相整合部 26 と、1 次メモリ 27 と、スペックル解析部 29 と、画像選択部 30 と、DSC（デジタルスキャンコンバータ）31 と、2 次メモリ 32 と、D/A（デジタル/アナログ）変換器 33 と、表示部 34 と、操作卓 35 と、記録部 36 とを含んでいる。

20

ここで、制御部 20 は、コンピュータ（CPU）とソフトウェアとによって構成されており、超音波観測装置本体の各部を制御している。また、スペックル解析部 29 と画像選択部 30 と DSC 31 とは、本発明に係る画像処理装置を構成している。

【0018】

走査制御部 21 は、制御部 20 の制御の下で、超音波を送信する方向に応じて、超音波用探触子 10 に含まれる複数の超音波トランスデューサを駆動するための駆動信号に与えられる遅延時間を設定する。また、走査制御部 21 は、超音波用探触子 10 としてメカニカルラジアルプローブを用いる場合には、探触子を回転させるモータの動作を制御すると共に、その動作と同期して超音波の送信方向を制御する。

30

【0019】

駆動信号発生部 22 は、超音波用探触子 10 に含まれる複数の超音波トランスデューサにそれぞれ対応する複数のパルサを含んでいる。各パルサは、走査制御部 21 の制御の下で、設定されたタイミングで駆動信号を発生する。これにより、複数の超音波トランスデューサから、超音波が所定の時間差をもってそれぞれ発生する。

【0020】

送受信切換部 23 は、駆動信号発生部 22 において発生した駆動信号の超音波用探触子 10 への入力と、後述する信号処理部 24 における受信信号の取り込みとを、制御部 20 の制御に従って所定のタイミングで切り換える。このように受信信号の読み取り時間帯を限定することにより、被検体の特定の深さから反射された超音波エコー信号が検出される。

40

【0021】

信号処理部 24 は、複数の超音波トランスデューサにそれぞれ対応する複数のチャンネルを含んでいる。これらのチャンネルの各々は、対応する超音波トランスデューサから出力された受信信号を所定のタイミングで取り込み、増幅、ナイキストフィルタ処理等の信号処理を行う。

A/D 変換器 25 は、信号処理部 24 において処理されたアナログ信号をデジタル変換することにより、受信データを生成する。

【0022】

位相整合部 26 は、デジタル変換された複数の受信データに遅延をかけ、それらを加

50

算することにより、受信フォーカス処理を行う。これにより、所定の音線方向に焦点が絞り込まれた受信ビームを表す受信データ（音線データ）が生成される。

さらに、音線データによって表される波形について検波を行うことにより、超音波画像を構成する複数の画素における輝度値を表す画像データが得られる。以下において、この画像データのことを原データという。

1次メモリ27は、位相整合部26において得られた原データを順次記憶する。この原データは、被検体内の構造物に関する情報と、スペックルパターンに関する情報とを含んでいる。

【0023】

スペックル解析部29は、制御部20の制御の下で動作し、1次メモリ27から読み出した原データに基づいて1フレーム毎にスペックル画像データを生成するスペックル画像生成部41と、スペックル画像生成部41において生成されたスペックル画像データによって表されるスペックル画像の解析を行い、その解析結果を示すスペックル解析結果画像データを生成するスペックル画像解析部42とを備えている。

【0024】

図2は、スペックル解析部29のスペックル画像解析部42の構成を示すブロック図である。図2に示すように、スペックル画像解析部42は、制御部20の制御の下で、スペックル画像生成部41から入力されるスペックル画像データをフレーム毎に切り換えて第1及び第2の出力端子から交互に出力するスイッチ51と、スイッチ51の第1の出力端子から入力される1フレーム分のスペックル画像データを格納するための第1のスペックル画像メモリ52と、スイッチ51の第2の出力端子から入力される1フレーム分のスペックル画像データを格納するための第2のスペックル画像メモリ53と、第1のスペックル画像メモリ52から入力される1フレーム分のスペックル画像データの値と第2のスペックル画像メモリ53から入力される1フレーム分のスペックル画像データの値との差分を算出することにより、スペックルのフレーム間変化（原データにおける極大点及び極小点のフレーム間の変化）を画像化したスペックル解析結果画像データを生成する差分演算部54とを含んでいる。

【0025】

画像選択部30は、制御部20の制御の下で、1次メモリ27から入力される原データと、スペックル画像生成部41から入力されるスペックル画像データと、スペックル画像解析部42から入力されるスペックル解析結果画像データとの内から、DSC31に出力する画像データを選択する。

【0026】

DSC31は、走査フォーマットを変換することにより、画像切換部30によって選択された画像データについて、超音波ビームの走査空間における画像データを物理空間における表示用のBモード画像データに変換する。即ち、DSC31は、画像表示範囲に対応するリサンプリングと、超音波の走査方式に対応する座標変換及び補間を行う。例えば、リニア走査によって得られた画像データには、リニア画像を生成するための補間処理が施される。また、セクタ走査や、コンベックス走査や、ラジアル走査によって得られた画像データには、極座標変換及び補間処理が施される。

【0027】

また、DSC31は、制御部20の制御の下で、原データとスペックル解析結果画像データとが画像選択部30によって選択されて入力されてきた場合には、原データによって表される原画像とスペックル解析結果画像とを合成した合成画像データを生成したり、原画像とスペックル解析結果画像とを並列に並べた並列画像データを生成したりする処理も行う。

ここで、DSC31は、並列画像データを生成する場合には、原画像とスペックル解析結果画像とを同サイズで並べた第1モード並列画像データと、原画像のサイズをスペックル解析結果画像のサイズよりも大きくして並べた第2モード並列画像データと、原画像のサイズをスペックル解析結果画像のサイズよりも小さくして並べた第3モード並列画像デ

10

20

30

40

50

ータとの内から、1つを選択して生成する。

【0028】

なお、DSC31よりも前段に、距離減衰を補正するためのSTC（センシティビティタイムコントロール）を設けたり、DSC31よりも後段に、ゲイン調整及びコントラスト調整を含む線形の階調処理や、 γ 補正を含む非線形な階調処理等の画像処理を施す画像処理部を設けたりしても良い。

【0029】

2次メモリ32は、DSC31から入力される表示用のBモード画像データを、例えば、ラスタスキャンが可能な形式で記憶する。また、D/A変換器33は、2次メモリ32から読み出された画像データをアナログ信号に変換して出力する。

10

表示部34は、例えば、ラスタスキャン方式のCRTディスプレイ又はLCDディスプレイであり、アナログ変換された画像信号に基づいて超音波画像を表示する。

【0030】

操作卓35は、超音波観測装置本体に種々の命令や情報を入力する際に用いられる。操作卓35は、スペックル解析部29におけるスペックル解析の開始を指示するためのスペックル解析モードボタン44や、画像選択部30における画像選択を指示するための画像選択部制御ボタン45や、DSC31における合成画像／並列画像の選択及び並列画像モードの選択を指示するためのDSC制御ボタン46や、キーボード、タッチパネル等の入力デバイスや、マウス等のポインティングデバイスや、調節ツマミや、入力ボタン等を含んでいる。

20

【0031】

記録部36は、超音波観測装置本体に含まれるCPU（制御部20）に動作を実行させるための基本プログラム及び種々の処理を行うための制御プログラム（ソフトウェア）や、それらの処理に用いられる情報等を記録している記録媒体である。なお、記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、外付けハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM等を用いても良い。

【0032】

次に、図1に示す超音波観測装置の動作について、図1～図5を参照しながら説明する。

例えば、原画像とスペックル解析結果画像とを同サイズで並べた第1モード並列画像を表示部34に表示させる場合には、ユーザは、操作卓35のスペックル解析モードボタン44を押下し、画像選択部制御ボタン45を用いて画像選択部30に原画像及びスペックル解析結果画像の選択を指示すると共に、DSC制御ボタン46を用いてDSC31に第1モード並列画像の生成を指示する。

30

【0033】

その後、ユーザが超音波撮像を開始すると、図1に示す超音波用探触子10は、制御部20の制御の下で、超音波ビームを送信し、リニア走査や、セクタ走査や、コンベックス走査や、ラジアル走査等の走査方式によって被検体を走査する。この超音波ビームが被検体内に存在する反射体によって反射され、複数の超音波エコーが超音波用探触子10によって受信される。受信された超音波エコーは、超音波用探触子10において電気信号に変換され、受信信号として超音波観測装置本体に入力される。

40

【0034】

超音波観測装置本体に入力された複数の受信信号は、信号処理部24において所定の信号処理を施され、A/D変換後に位相整合処理及び検波処理を施されて、原データとして一旦1次メモリ27に記憶される。そして、1フレーム分の原データ（フレームデータ）が1次メモリ27に蓄積されると、それらの原データはスペックル解析部29に出力される。

【0035】

図3は、蓄積された原データによって表される超音波画像（原画像）を示している。また、図4に示す曲線（1）は、図3の一点鎖線A-A'に示す領域に関する原データ（輝

50

度値)を表しており、曲線(2)は、一点鎖線A-A'における構造物に関する信号を表している。図4に示すように、位相整合を施されたままの原データは、構造物を表す信号と、それと重複するスペックルパターンを表す信号とを含んでいる。そのため、図3に示すように、原画像には構造物とスペックルパターンとが混在している。

【0036】

次に、スペック解析部29のスペックル画像生成部41は、図4に示す原データから、構造物画像データを抽出する。そのために、まず、スペックル画像生成部41は、原データにおける極大点を表す信号及び極小点を表す信号を求める。極大点を表す信号は、図4に示すように、曲線(3)に示す原データによって表される各点における微分値を求め、それらの微分値の内から微分値がプラスからマイナスに変化する点を求め、さらに、それらの点の間を線形補間することによって得られる。同様に、極小点を表す信号は、曲線(3)に示す原データによって表される各点における微分値の内から微分値がマイナスからプラスに変化する点を求め、それらの点の間を線形補間することによって得られる。図4において、曲線(4)は、極大点を表す信号を示しており、曲線(5)は、極小点を表す信号を示している。

【0037】

ここで、原データにおける極大点又は極小点を抽出する際に、原データにおける微分値に基づいて単純に判定を行うと、スペックルによって生じた極大/極小点と、構造物によって生じた極大/極小点とを混同してしまう場合が起こる。そこで、ある極大点又は極小点を採用するか否かの判定条件として、直前に抽出された極大点又は極小点との距離を算出し、その距離が送信された超音波の波長よりも長い場合には、その点を採用しないといった条件を付加することが望ましい。

【0038】

次に、スペックル画像生成部41は、極大点を表す信号と極小点を表す信号との平均値を表す信号を求める。図5の曲線(6)は、平均値を表す信号を示している。この平均値を表す信号が、撮像領域における構造物の超音波画像(構造物画像)を表す構造物画像データとなる。さらに、スペックル画像生成部41は、原データによって表される値から構造物画像データによって表される値を差し引くことにより、スペックル画像データを算出する。その際には、それらの差の値に、必要に応じてオフセット値を加算しても良い。オフセット値としては、予め超音波観測装置に設定されている固定値を用いても良いし、ユーザによって入力された値を用いても良い。

このような演算処理を、1枚分のフレームデータについて行うことにより、図6の(a)に示すスペックル画像と、図6の(b)に示す構造物画像とを分離して取得することができる。

【0039】

ここで、本実施形態において、構造物を表す信号を得る際に、一般的なフィルタ処理ではなく、原データにおける極大点や極小点を用いるのは、次のような理由による。即ち、撮像領域に表出されるスペックルパターンの大きさ(スペックルサイズ)は、撮像領域の深さによって異なっている。そのため、原データについて一律にフィルタ処理を行うと、スペックルを除去しきれなかったり、反対に、構造物を表す信号まで除去してしまったりする場合が生じるからである。

【0040】

スペックル画像生成部41は、生成したスペックル画像データによって表される値(スペックル画像データ値)と、構造物画像データによって表される値(構造物画像データ値)とに基づいて、次式を用いて混合データの値(混合データ値)を算出する。

$$\text{混合データ値} = \text{構造物画像データ値} \times K + \text{スペックル画像データ値} \times (1 - K)$$

ここで、Kは、構造物画像とスペックル画像との混合比率を表しており、ユーザにより操作卓35を用いて、 $0 \leq K \leq 1$ の範囲で所望の値が入力される。これにより、図7に示すように、構造物とスペックルパターンとが所望の割合で混合された混合画像を得ることができる。なお、 $K = 0$ の場合には、混合画像はスペックルパターンのみの画像(即ち、ス

10

20

30

40

50

ペックル画像)となり、 $K = 1$ の場合には、混合画像は構造物のみの画像(即ち、構造物画像)となる。

【0041】

スペックル画像生成部41によって生成されたスペックル画像を表すスペックル画像データは、スペックル画像解析部42において、フレーム毎にスイッチ51により切り換えられて、第1及び第2のスペックル画像メモリ52及び53に交互に格納される。第1及び第2のスペックル画像メモリ52及び53に新たなスペックル画像データが格納される毎に、第1及び第2のスペックル画像メモリ52及び53からそれぞれ出力される2つのスペックル画像データの差分が差分演算部54において算出されることにより、原データにおける極大点及び極小点のフレーム間の変化情報(スペックルのフレーム間変化情報)を示すスペックル解析結果画像データとしてのスペックル画像のフレーム間差分画像データが生成される。

10

【0042】

画像選択部30は、原画像及びスペックル解析結果画像の選択を指示する制御部20からの制御信号に従って、1次メモリ27から入力される原データと、スペックル画像解析部42から入力されるスペックル解析結果画像データ(スペックル画像のフレーム間差分画像データ)とを選択して、DSC31に出力する。

【0043】

DSC31は、第1モード並列画像の生成を指示する制御部20からの制御信号に従って、画像選択部30から入力される原データ及びスペックル解析結果画像データに基づいて、原画像とスペックル解析結果画像とを同サイズで並べた第1モード並列画像を生成する。

20

【0044】

DSC31で生成された第1モード並列画像を表す画像データは、D/A変換器33によってアナログ信号に変換されて、表示部34に出力される。これにより、原画像とスペックル解析結果画像(スペックル画像のフレーム間差分画像)とを同サイズで並べた第1モード並列画像が表示部34に表示される。このとき、原画像及びスペックル解析結果画像はフレーム毎に連続して表示することができるため、原画像とスペックル解析結果画像とを同サイズで並べた第1モード並列画像を動画像として表示部34に表示することができる。

30

【0045】

以上説明したように、本実施形態によれば、スペックル画像のフレーム間差分画像を生成して、表示部34に動画像として表示することができる。また、原画像とスペックル解析結果画像とを合成した合成画像や、原画像とスペックル解析結果画像とを並べた並列画像を、ユーザの好みに応じて、表示部34に表示させることができる。従って、診断目的に応じて適切な動画像を画面に表示させることにより、医師による診断を容易にして、診断の質を向上させることが可能になる。

【0046】

次に、図2に示すスペックル解析部29の他の構成について、図8から図10を参照しながら説明する。

40

図8に示すスペックル解析部29においては、スペックル画像生成部41は、1次メモリ27から入力される原データによって表される画像信号の低周波数成分を抽出するLPF(ローパスフィルタ)61と、LPF61により抽出された低周波数成分に基づいて第1のスペックル画像データを生成する第1のスペックル画像生成部62と、1次メモリ27から入力される原データによって表される画像信号の高周波数成分を抽出するHPF(ハイパスフィルタ)63と、HPF63により抽出された高周波数成分に基づいて第2のスペックル画像データを生成する第2のスペックル画像生成部64とを含んでいる。

【0047】

ここで、LPF61及びHPF63は、図9に示すような周波数特性を有する。即ち、原信号帯域(原データによって表される画像信号の周波数帯域)のほぼ中心周波数をカッ

50

トオフ周波数として、LPF61は原信号帯域から低周波数帯域のみを抽出し、HPF63は原信号帯域から高周波数帯域のみを抽出する。

【0048】

また、スペックル画像解析部42は、制御部20の制御の下で、第1及び第2のスペックル画像生成部62及び64から入力されるスペックル画像データの一方を選択して出力端子から出力するスイッチ65と、スイッチ65から入力される1フレーム分のスペックル画像データに対して、以下に示す周波数処理を施すことにより、1フレーム分のスペックル画像に含まれる低周波数成分強度又は高周波数成分強度の深度による変化を画像化する周波数処理部66とを含んでいる。

【0049】

図10に示すように、周波数処理部66は、1フレーム分のスペックル画像データからスペックル信号を1ライン毎に抽出した後に、抽出した1ライン分のスペックル信号に対して、中心 t 及び窓幅 W の区間について波形／周波数変換処理（FFT処理やwavelet処理等）を行う。その後、周波数処理部66は、波形／周波数変換処理により得られた周波数成分の積分値を算出し、算出した積分値を中心 t （時間又は距離）の代表値とする。周波数処理部66は、このような波形／周波数変換処理を $W/2 < t < T - W/2$ （ T は、1ライン分の時間又は距離）の範囲で行って、各中心 t の代表値を算出する。また、周波数処理部66は、 $0 < t < W/2$ 及び $T - W/2 < t < T$ の範囲では、窓幅 W を可能な範囲で変化させてこのような波形／周波数変換処理を行って、代表値を算出する。このようにして $0 < t < T$ における代表値を全ライン分算出することにより、1フレーム分のスペックル画像に含まれる低周波数成分強度又は高周波数成分強度の深度による変化を画像化した低周波数成分強度画像データ又は高周波数成分強度画像データが、スペックル解析結果画像データとして得られる。

【0050】

次に、図2に示すスペックル解析部29の更に他の構成について、図11を参照しながら説明する。

図11に示すスペックル解析部29は、スペックル画像解析部42が、1フレーム分のスペックル画像に含まれる低周波数成分強度と高周波数成分強度との差の深度による変化を画像化する点で、図8に示すスペックル解析部29と異なる。即ち、スペックル画像解析部42は、第1の周波数処理部75と、第2の周波数処理部76と、差分演算部77とを含んでいる。

【0051】

第1の周波数処理部75は、第1のスペックル画像生成部75から入力される第1のスペックル画像データに対して、図10に示す周波数処理を施すことにより、第1のスペックル画像に含まれる低周波数成分強度の深度による変化を表す低周波数成分強度画像データを生成する。

第2の周波数処理部76は、第2のスペックル画像生成部74から入力される第2のスペックル画像データに対して、図10に示す周波数処理を施すことにより、第2のスペックル画像に含まれる高周波数成分強度の深度による変化を表す高周波数成分強度画像データを生成する。

差分演算部77は、第1のスペックル画像生成部75から入力される低周波数成分強度画像データの値と第2のスペックル画像生成部76から入力される高周波数成分強度画像データの値との差分を算出することにより、第1のスペックル画像に含まれる低周波数成分強度と第2のスペックル画像に含まれる高周波数成分強度との差の深度による変化を画像化したスペックル解析結果画像データを生成する。

【0052】

次に、図2に示すスペックル解析部29の更に他の構成について、図12を参照しながら説明する。

図12に示すスペックル解析部29は、スペックル画像解析部42が、スペックル画像に含まれる低周波数成分強度又は高周波数成分強度のフレーム間の変化を画像化する点で

10

20

30

40

50

、図 8 及び図 11 に示すスペックル解析部 29 と異なる。即ち、スペックル画像解析部 42 は、第 1 のスイッチ 85 と、周波数処理部 86 と、第 2 のスイッチ 87 と、第 1 の周波数処理メモリ 88 と、第 2 の周波数処理メモリ 89 と、差分演算部 90 とを含んでいる。

【0053】

第 1 のスイッチ 85 は、制御部 20 の制御の下で、第 1 及び第 2 のスペックル画像生成部 82 及び 84 から入力されるスペックル画像データの一方を選択して出力端子から出力する。

周波数処理部 86 は、第 1 のスイッチ 85 から入力される第 1 又は第 2 のスペックル画像データに対して、図 10 に示す周波数処理を施すことにより、第 1 のスペックル画像に含まれる低周波数成分強度の深度による変化を表す低周波数成分強度画像データ、又は、第 2 のスペックル画像に含まれる高周波数成分強度の深度による変化を表す高周波数成分強度画像データを生成する。

10

【0054】

第 2 のスイッチ 87 は、制御部 20 の制御の下で、周波数処理部 86 から入力される低周波数成分強度画像データ又は高周波数成分強度画像データをフレーム毎に切り換えて第 1 及び第 2 の出力端子から交互に出力する。

第 1 の周波数処理メモリ 88 は、第 2 のスイッチ 87 の第 1 の出力端子から入力される低周波数成分強度画像データ又は高周波数成分強度画像データを格納する。第 2 の周波数処理メモリ 89 は、第 2 のスイッチ 87 の第 2 の出力端子から入力される低周波数成分強度画像データ又は高周波数成分強度画像データを格納する。

20

【0055】

差分演算部 90 は、第 1 の周波数処理メモリ 88 から読み出した低周波数成分強度画像データ又は高周波数成分強度画像データの値と、第 2 の周波数処理メモリ 88 から読み出した低周波数成分強度画像データ又は高周波数成分強度画像データの値との差分を算出することにより、第 1 のスペックル画像に含まれる低周波数成分強度の深度による変化又は第 2 のスペックル画像に含まれる高周波数成分強度の深度による変化のフレーム間の変化を画像化したスペックル解析結果画像データを生成する。これにより、動いている対象を捉えることができる。

【0056】

次に、図 2 に示すスペックル解析部 29 の更に他の構成について、図 13 を参照しながら説明する。

30

図 13 に示すスペックル解析部 29 は、スペックル画像解析部 42 が、第 1 のスペックル画像に含まれる低周波数成分強度と第 2 のスペックル画像に含まれる高周波数成分強度との差の深度による変化のフレーム間の変化を画像化する点で、図 8、図 11 及び図 12 に示すスペックル解析部 29 と異なる。即ち、スペックル画像解析部 42 は、第 1 の周波数処理部 95 と、第 2 の周波数処理部 96 と、第 1 の差分演算部 97 と、スイッチ 98 と、第 1 の周波数処理メモリ 99 と、第 2 の周波数処理メモリ 100 と、第 2 の差分演算部 101 とを含んでいる。

【0057】

第 1 の周波数処理部 95 は、第 1 のスペックル画像生成部 92 から入力される第 1 のスペックル画像データに対して、図 10 に示す周波数処理を施すことにより、第 1 のスペックル画像に含まれる低周波数成分強度の深度による変化を表す低周波数成分強度画像データを生成する。

40

第 2 の周波数処理部 96 は、第 2 のスペックル画像生成部 94 から入力される第 2 のスペックル画像データに対して、図 10 に示す周波数処理を施すことにより、第 2 のスペックル画像に含まれる高周波数成分強度の深度による変化を表す高周波数成分強度画像データを生成する。

【0058】

第 1 の差分演算部 97 は、第 1 のスペックル画像生成部 95 から入力される低周波数成分強度画像データの値と第 2 のスペックル画像生成部 96 から入力される高周波数成分強

50

度画像データの値との差分を算出することにより、第1のスペckル画像に含まれる低周波数成分強度と第2のスペckル画像に含まれる高周波数成分強度との差の深度による変化を表す低・高周波数成分強度差画像データを生成する。

【0059】

第1のスイッチ98は、制御部20の制御の下で、第1の差分演算部97から入力される低・高周波数成分強度差画像データをフレーム毎に切り換えて第1及び第2の出力端子から出力する。

第1の周波数処理メモリ99は、第1のスイッチ98の第1の出力端子から入力される低・高周波数成分強度差画像データを格納する。第2の周波数処理メモリ100は、第1のスイッチ98の第2の出力端子から入力される低・高周波数成分強度差画像データを格納する。

10

【0060】

第2の差分演算部101は、第1の周波数処理メモリ99から読み出した低・高周波数成分強度差画像データの値と、第2の周波数処理メモリ100から読み出した低・高周波数成分強度差画像データの値との差分を算出することにより、第1のスペckル画像に含まれる低周波数成分強度と第2のスペckル画像に含まれる高周波数成分強度との差の深度による変化のフレーム間の変化を画像化したスペckル解析結果画像データを生成する。

【0061】

以上の説明においては、図2のスイッチ51、図12の第2のスイッチ87及び図13のスイッチ98は、制御部20の制御の下で動作させたが、走査制御部21の制御の下で動作させても良い。

20

また、図8、図11、図12及び図13に示すスペckル解析部29は、原信号帯域を低周波数帯域と高周波数帯域とに分けて周波数処理を施したが、原信号帯域を3つ以上の帯域（例えば、低周波数帯域、中間周波数帯域及び高周波数帯域の3つ等）に分けて周波数処理を施しても良い。

【0062】

さらに、図1にスペckル画像生成部41は、以下に示すような2次元マスク処理を用いてスペckル画像を生成しても良い。図8に示す第1及び第2のスペckル画像生成部62及び64と、図11に示す第1及び第2のスペckル画像生成部72及び74と、図12に示す第1及び第2のスペckル画像生成部92及び94についても同様である。

30

【0063】

図14は、2次元マスク処理を用いてスペckル画像を生成するスペckル画像生成方法を示すフローチャートである。このスペckル画像生成方法は、リニア走査を行うことによって取得された原データについて行われ、その際に、2次元マスク処理を用いることを特徴としている。

図14のステップS11において、図1に示すスペckル画像生成部41は、1次メモリ27に蓄積された原データに基づいて、原画像における極大点を抽出する。極大点は、例えば、次に方法によって抽出することができる。図15に示すように、ある画素 Y_n に着目し、画素 Y_n の画素値（輝度値） $D(Y_n)$ と、その周囲に位置する画素 $Y_1 \sim Y_8$ の画素値 $D(Y_{n1}) \sim D(Y_{n8})$ とを比較する。そして、画素値 $D(Y_n)$ が周囲の画素の画素値よりも大きいとき、即ち、次の関係式 $D(Y_n) > D(Y_{n1})$ 、 $D(Y_n) > D(Y_{n2})$ 、 $D(Y_n) > D(Y_{n3})$ 、 $D(Y_n) > D(Y_{n4})$ 、 $D(Y_n) > D(Y_{n5})$ 、 $D(Y_n) > D(Y_{n6})$ 、 $D(Y_n) > D(Y_{n7})$ 、 $D(Y_n) > D(Y_{n8})$ の全てが満たされるとき、 Y_n は極大点であると判断される。

40

【0064】

次に、図14のステップS12において、スペckル画像生成部41は、抽出された極大点を補間するために、正方補間マスク又は扁平補間マスクを用いた4点補間により補間点の画素値を算出する。

【0065】

50

図16は、正方補間マスクを用いて4点補間を行う方法を説明するための図であり、斜線部分は、ステップS11において抽出された極大点を示している。図16の(a)に示すように、補間点Yの画素値を算出するために用いられる4点を求めるためには、まず、補間点Yを中心として、周囲の画素を4つの象限に分ける。そして、図16の(b)に示す正方補間マスク M_1 、 M_2 、…を、マスクサイズが小さい方から順次用いることにより、第I象限～第IV象限の中から、補間点Yに近い極大点をそれぞれ探索する。図16の(a)に示す画素 $Y_1 \sim Y_4$ は、第I象限～第IV象限においてそれぞれ探索された極大点を示している。

【0066】

次に、探索された極大点の画素 $Y_1 \sim Y_4$ の位置及び画素値 $D(Y_1) \sim D(Y_4)$ に基づいて、補間点Yの画素値 $D(Y)$ を算出する。そのために、画素 Y_1 の画素値 $D(Y_1)$ と、画素 Y_2 の画素値 $D(Y_2)$ とを用いて、画素Yを含む1つの軸上の点 Y_A における画素値 $D(Y_A)$ を加重平均法により算出すると共に、画素 Y_3 の画素値 $D(Y_3)$ と、画素 Y_4 の画素値 $D(Y_4)$ とを用いて、画素Yを含む1つの軸上の点 Y_B における画素値 $D(Y_B)$ を算出する。さらに、点 Y_A 及び Y_B の位置並びに画素値 $D(Y_A)$ 及び $D(Y_B)$ を用いて、補間点Yの画素値 $D(Y)$ を加重平均法により算出する。

【0067】

図17は、扁平補間マスクを用いて4点補間を行う方法を説明するための図である。本実施形態においては、図の垂直方向（即ち、被検体における深さ方向）に長い非正方マスクを用いている。図17の(a)に示すように、補間点Yの画素値を算出するために用いられる4点を求めるためには、まず、補間点Yを中心として、周囲の画素を4つの象限に分ける。そして、図17の(b)に示す扁平補間マスク M_1' 、 M_2' 、…を、マスクサイズが小さい方から順次用いることにより、第I象限～第IV象限の中から、補間点Yに近い極大点をそれぞれ探索する。図17の(a)において、画素 $Y_5 \sim Y_8$ は、第I象限～第IV象限における極大点をそれぞれ示している。

次に、探索された極大点の画素 $Y_5 \sim Y_8$ の位置及び画素値 $D(Y_5) \sim D(Y_8)$ に基づいて、補間点Yの画素値 $D(Y)'$ を加重平均法により算出する。画素値 $D(Y)'$ の算出方法については、正方補間マスクにおけるのと同様である。

【0068】

次に、図14のステップS13において、正方補間マスクを用いて算出された画素値 $D(Y)$ と、扁平補間マスクを用いて算出された画素値 $D(Y)'$ とに基づいて、補間データを生成する。

ここで、正方補間マスクを用いることによって補間処理された画像は、横線における連続性は良好であるが、斜め線における連続性はあまり良くない。一方、扁平補間マスクを用いることによって補間処理された画像は、斜め線の連続性は良好であるが、横線における連続性はあまり良くない。そこで、本実施形態においては、正方補間マスクを用いて算出された画素値 $D(Y)$ と、扁平補間マスクを用いて算出された画素値 $D(Y)'$ とを比較し、画素値が大きい方の値を、補間点Yにおける画素値として採用することにより、補間データを生成する。

【0069】

次に、ステップS14において、ステップS13において生成された補間データを用いることにより、ステップS11において抽出された極大点のデータについて補間処理を施す。それによって生成された画像データが、撮像領域における構造物の超音波画像（構造物画像）を表す構造物画像データとなる。

【0070】

次に、ステップS15において、原データによって表される値から、ステップS14において生成された構造物画像データによって表される値を差し引くことにより、スペckル画像を表すスペckル画像データを生成する。

このスペckル画像生成方法によれば、正方補間マスク及び扁平補間マスクを用いることによって得られた画素値に基づいて補間処理を行うことにより、横線及び斜め線にお

10

20

30

40

50

る連続性が良好な構造画像を得ることができる。従って、そのような構造画像を用いることにより、構造物との分離性の良いスペックル画像を得ることができる。

【0071】

このスペックル画像生成方法の変形例として、図14に示すステップS12及びS13において、正方補間マスクと扁平補間マスクとの内のいずれか一方を用いることにより、補間データを生成しても良い。正方補間マスクを用いる場合には、横線における連続性の良好な構造物画像を取得でき、扁平補間マスクを用いる場合には、斜め線における連続性の良好な構造物画像を取得できる。或いは、ステップS13において補間データを生成する際に、正方補間マスクを用いることによって得られた画素値と、扁平補間マスクを用いることによって得られた画素値と、それらの画素値を比較することによって選択された画素値との内のいずれを用いるかを選択できるようにしても良い。それにより、ユーザの所望の構造物画像を取得することができる。

10

【0072】

さらにまた、図1にスペックル画像生成部41は、以下に示すような2次元マスク処理を用いてスペックル画像を生成しても良い。図8に示す第1及び第2のスペックル画像生成部62及び64と、図11に示す第1及び第2のスペックル画像生成部72及び74と、図12に示す第1及び第2のスペックル画像生成部92及び94についても同様である。

図18は、2次元マスク処理を用いてスペックル画像を生成する他のスペックル画像生成方法を示すフローチャートである。このスペックル画像生成方法は、セクタ走査や、コンベックス走査や、ラジアル走査を行うことによって取得された原データについて行われ、その際に、2次元マスク処理を用いることを特徴としている。

20

【0073】

図18のステップS21において、図1に示すスペックル画像生成部41は、1次メモリ27に蓄積された原データに基づいて、原画像における極大点を抽出する。次に、ステップS22において、スペックル画像生成部41は、正方補間マスクを用いた4点補間により極大点を補間する補間点の画素値を算出することによって、補間データを生成する。なお、ステップS21における極大点の抽出処理、及び、ステップS22における画素値の算出処理については、図14のステップS11及びS12において、図15及び図16を参照しながら説明したものと同様である。

30

【0074】

次に、ステップS23において、ステップS22において生成された補間データを用いることにより、ステップS21において抽出された極大点のデータについて補間処理を施し、さらに、超音波の走査方式に応じた極座標変換処理（走査変換処理）を施す。それにより、セクタ画像や、コンベックス画像や、ラジアル画像を表す画像データが生成される。そのような画像データが、撮像領域における構造物画像を表す構造物画像データとなる。

【0075】

次に、ステップS24において、原データによって表される値から構造物画像データによって表される値を差し引くことにより、スペックル画像を表すスペックル画像データを生成する。

40

このスペックル画像生成方法によれば、横線における連続性が良好な正方補間マスクを用いることによって算出された画素値に基づいて補間処理及び極座標変換を行うことにより、連続性の良好な構造画像を得ることができる。従って、そのような構造画像を用いることにより、構造物との分離性の良いスペックル画像を得ることができる。

【0076】

以上説明した2つのスペックル画像生成方法においては、極大値を用いた4点補間を行うことにより、補間点の画素値を算出しているが、それ以外の方法を用いて画素値を算出しても良い。例えば、図19に示すように、補間点Yから所定の範囲内（例えば、補間点Yを中心とする円C1の内部）に含まれる極大点 Y_1 、 Y_2 、 Y_3 …の画素値を用いても

50

良い。この場合には、次式（１）によって補間点 Y の画素値 D（Y）を算出することができる。式（１）において、 d_1 、 d_2 、 d_3 は、補間点 Y と極大点 Y_1 、 Y_2 、 Y_3 との距離をそれぞれ表している。

$$\begin{aligned} D(Y) = & (1/d_1) (1/d_1 + 1/d_2 + 1/d_3) \times Y_1 \\ & + (1/d_2) (1/d_1 + 1/d_2 + 1/d_3) \times Y_2 \\ & + (1/d_3) (1/d_1 + 1/d_2 + 1/d_3) \times Y_3 \quad \dots (1) \end{aligned}$$

この方法によれば、画素 Y の画素値を算出する際に用いられる極大点の画素を探索する時間を短縮することができる。

【００７７】

或いは、式（１）の替わりに、式（２）又は式（３）を用いて画素 Y の画素値を算出し 10
ても良い。

$$\begin{aligned} D(Y) = & (1/d_1^2) (1/d_1^2 + 1/d_2^2 + 1/d_3^2) \times Y_1 \\ & + (1/d_2^2) (1/d_1^2 + 1/d_2^2 + 1/d_3^2) \times Y_2 \\ & + (1/d_3^2) (1/d_1^2 + 1/d_2^2 + 1/d_3^2) \times Y_3 \quad \dots (2) \end{aligned}$$

)

$$\begin{aligned} D(Y) = & (1/d_1^3) (1/d_1^3 + 1/d_2^3 + 1/d_3^3) \times Y_1 \\ & + (1/d_2^3) (1/d_1^3 + 1/d_2^3 + 1/d_3^3) \times Y_2 \\ & + (1/d_3^3) (1/d_1^3 + 1/d_2^3 + 1/d_3^3) \times Y_3 \quad \dots (3) \end{aligned}$$

)

式（２）又は式（３）を用いる場合には、式（１）を用いる場合と比較して、画素 Y に 20
近い極大点の影響を受け易くなる。

【００７８】

また、以上説明した２つのスペckル画像生成方法においては、原画像における極大点を用いることにより構造物画像データを生成しているが、極大点の替わりに、極小点や、極大点と極小点間の平均点を用いても良い。

【００７９】

さらに、図１に示すスペckル画像生成部４１は、スペckル画像データ及び構造物画像データに対して、以下に示すような周波数帯域分割処理を施しても良い。図８に示す第 1 及び第 2 のスペckル画像生成部 6 2 及び 6 4 と、図 1 1 に示す第 1 及び第 2 のスペckル画像生成部 7 2 及び 7 4 と、図 1 2 に示す第 1 及び第 2 のスペckル画像生成部 9 2 及び 9 4 についても同様である。 30

なお、ここでいう周波数帯域分割処理とは、超音波画像を複数の周波数帯域に分割し、所望の周波数成分を強調する画像処理のことである。

【００８０】

図 2 0 に示すように、スペckル画像生成部 4 1 において生成されたスペckル画像データ又は構造物画像データ（以下、「画像データ D T（０）」と称する。）は、ダウンサンプリング部 7 0 1 において間引きされると共に、間引きされたデータに、ナイキストフィルタ処理等のフィルタ処理が施される。このような処理を繰り返すことにより、空間周波数成分が低いダウンサンプリングデータ D T（１）、D T（２）、…、D T（N）が順次生成される。 40

【００８１】

次に、アップサンプリング部 7 0 2 において、n 番目のダウンサンプリングデータ D T（n）（n＝１～N）に 0 値のデータが挿入されると共に、平滑化フィルタ処理等のフィルタ処理が施される。これにより、隣接する（n－１）番目のデータと同じサイズのアップサンプリングデータ D T（n）' が得られる。

【００８２】

次に、減算部 7 0 3 において、（n－１）番目のダウンサンプリングデータ D T（n－１）と、隣接する n 番目のアップサンプリングデータ D T（n）' との間で減算処理が行われる。これにより、減算データ D S（０）～D S（N－１）が得られる。これらの減算データ D S（０）～D S（N－１）は、画像データ D T（０）に含まれる空間周波数成分 50

$f_0 \sim f_N$ を N 個の周波数帯域に分割した周波数成分をそれぞれ含むデータ群である。例えば、減算データ $DS(n)$ ($n = 0 \sim N-1$) には、周波数成分 $f_n \sim f_{n+1}$ が含まれている。

【0083】

次に、掛算部 704 において、減算データ $DS(0)$ 、 $DS(1)$ 、 $\dots$ 、 $DS(N-1)$ に、重み付け係数 k_0 、 k_1 、 $\dots$ 、 k_{N-1} がそれぞれ掛算される。さらに、重み付け係数が掛算されたデータ $DS(n)'$ ($n = 1 \sim N-1$) は、アップサンプリング部 705 において、元の画像データ $DT(0)$ とデータサイズが等しくなるようにアップサンプリングされる。

【0084】

このようにデータのサイズを揃えられたデータ $DS(0)$ 、及び、 $DS(1)'$ 、 $DS(2)'$ 、 $\dots$ 、 $DS(N-1)'$ は、加算部 706 において加算される。これにより、空間周波数帯域ごとに重み付けされたデータ DT_{EN} が生成される。さらに、この重み付けされたデータ DT_{EN} 及び元の画像データ $DT(0)$ は、掛算部 707 において、所定の重み付け係数 K_{FR} 及び $(1 - K_{FR})$ をそれぞれ掛算され、加算部 708 において加算される。このようにして、周波数強調処理された画像データ DT_{OUT} が生成されて、スペckル画像解析部 42 及び画像選択部 30 (図 1) に出力される。

【0085】

掛算部 704 において用いられる重み付け係数 $k_0 \sim k_{N-1}$ は、処理される画像データの特性に応じて設定される。重み付け係数 $k_0 \sim k_{N-1}$ は、超音波周波数や、被検体の深度や、観察部位等のパラメータに対応付けて、図 1 に示す記録部 36 に予め記録していても良いし、ユーザが任意の値を入力しても良い。前者の場合には、それらのパラメータに応じて適切な重み付け係数が設定され、後者の場合には、ユーザの所望の周波数強調効果を得ることができる。

【0086】

このような周波数帯域分割処理をスペckル画像データに施す場合には、重み付け係数 k_4 及び k_5 付近を小さくして、周波数が比較的低い成分を抑制することにより、大きなサイズのスペckルが低減される。それにより、合成画像において、特に組織部が見やすい画像を得ることができる。一方、このような周波数帯域分割処理を構造物画像データに施す場合には、重み付け係数 k_0 及び k_1 付近を大きくして、周波数が比較的高い成分を強調することにより、構造物のエッジを明瞭にする効果を得ることができる。

【0087】

また、図 1 に示すスペckル画像生成部 41 は、このような周波数帯域分割処理以外にも、種々の画像処理を行っても良い。具体的には、平滑化フィルタ処理や、ラプラシアンフィルタ処理等が挙げられる。図 8 に示す第 1 及び第 2 のスペckル画像生成部 62 及び 64 と、図 11 に示す第 1 及び第 2 のスペckル画像生成部 72 及び 74 と、図 12 に示す第 1 及び第 2 のスペckル画像生成部 92 及び 94 についても同様である。

【産業上の利用可能性】

【0088】

本発明は、医療や構造物の非破壊検査に用いられる超音波診断装置において利用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0089】

【図 1】 図 1 は、本発明の一実施形態に係る超音波観測装置を示すブロック図である。

【図 2】 図 1 に示すスペckル解析部 29 のスペckル画像解析部 42 の構成を示すブロック図である。

【図 3】 原データによって表される原画像を示す図である。

【図 4】 図 3 の一点鎖線 A-A' に示す領域に関する原データを表す図である。

【図 5】 構造物画像データを抽出する方法を説明するための図である。

【図 6】 原画像から分離されたスペckル画像及び構造物画像を表す図である。

10

20

30

40

50

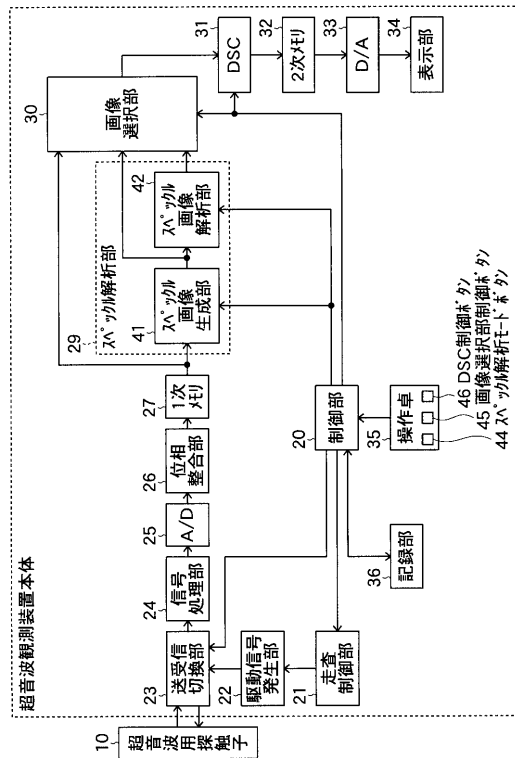
- 【図 7】 スペックル画像と構造物画像との混合画像を表す図である。
- 【図 8】 図 1 に示すスペックル解析部 29 の他の構成を示すブロック図である。
- 【図 9】 図 8 に示す L P F 6 1 及び H P F 6 3 の周波数特性を説明するための図である。
- 【図 10】 図 8 に示す周波数処理部 66 における周波数処理を説明するための図である。
- 【図 11】 図 1 に示すスペックル解析部 29 の他の構成を示すブロック図である。
- 【図 12】 図 1 に示すスペックル解析部 29 の他の構成を示すブロック図である。
- 【図 13】 図 1 に示すスペックル解析部 29 の他の構成を示すブロック図である。
- 【図 14】 超音波画像処理方法を示すフローチャートである。
- 【図 15】 画素の極大点を抽出する方法を説明するための図である。
- 【図 16】 正方補間マスクを用いて 4 点補間を行う方法を説明するための図である。 10
- 【図 17】 扁平補間マスクを用いて 4 点補間を行う方法を説明するための図である。
- 【図 18】 他の超音波画像処理方法を示すフローチャートである。
- 【図 19】 補間点の画素値を算出するための別の方法を説明するための図である。
- 【図 20】 周波数帯域分割処理を説明するための図である。

【符号の説明】

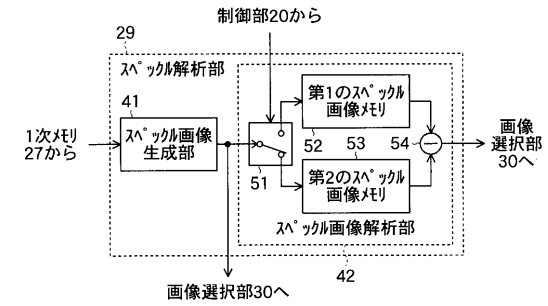
【0090】

- 10 超音波用探触子
- 20 制御部
- 21 走査制御部
- 22 駆動信号発生部 20
- 23 送受信切換部
- 24 信号処理部
- 25 A/D変換器
- 26 位相整合部
- 27 1次メモリ
- 29 スペックル解析部
- 30 画像切換部
- 31 DSC
- 32 2次メモリ
- 33 D/A変換器 30
- 34 表示部
- 35 操作卓
- 36 記録部
- 41、62、64、72、74、82、84、92、94 スペックル画像生成部
- 42 スペックル画像解析部
- 44 スペックル解析モードボタン
- 45 画像選択部制御ボタン
- 46 DSC制御ボタン
- 51、65、77、85、87、98 スイッチ
- 52、53 スペックル画像メモリ 40
- 54、90、97、101 差分演算部
- 61、71、81、91 LPH
- 63、73、83、93 HPF
- 66、75、76、86、95、96 周波数処理部
- 88、89、99、100 周波数処理メモリ

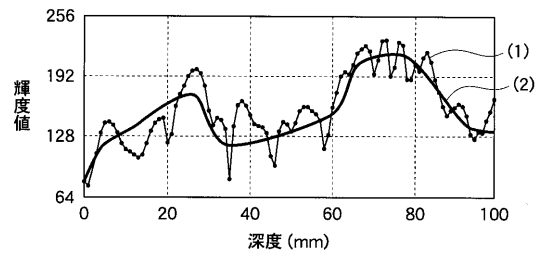
【図 1】



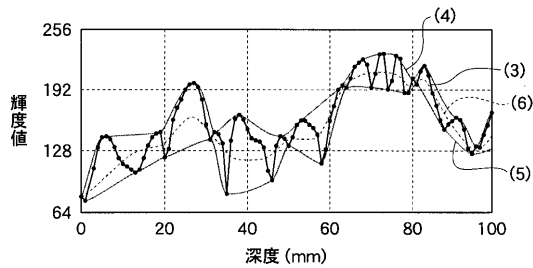
【図 2】



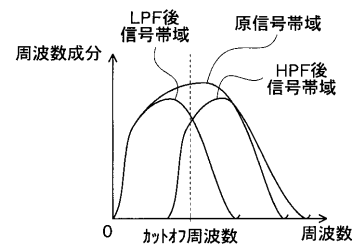
【図 4】



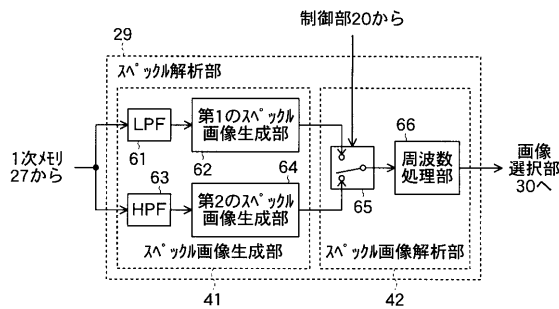
【図 5】



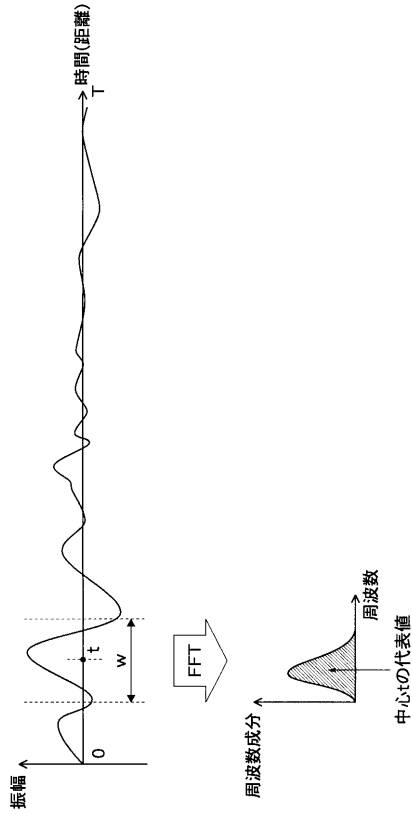
【図 9】



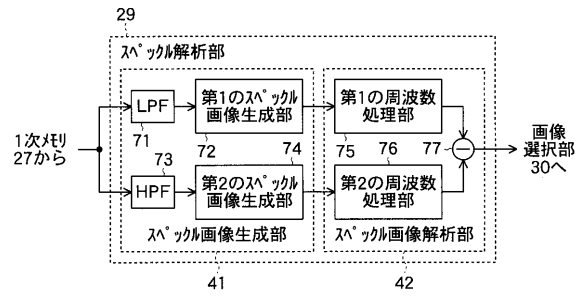
【図 8】



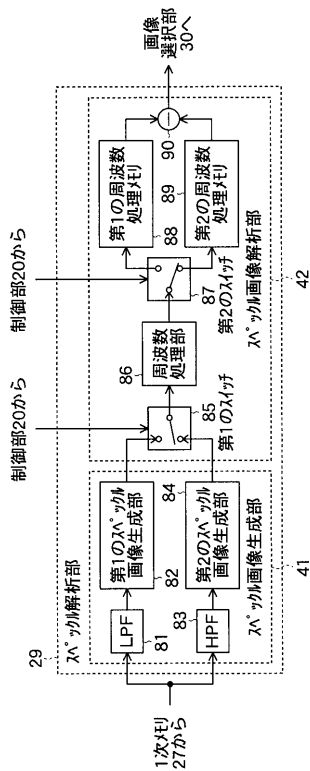
【図 10】



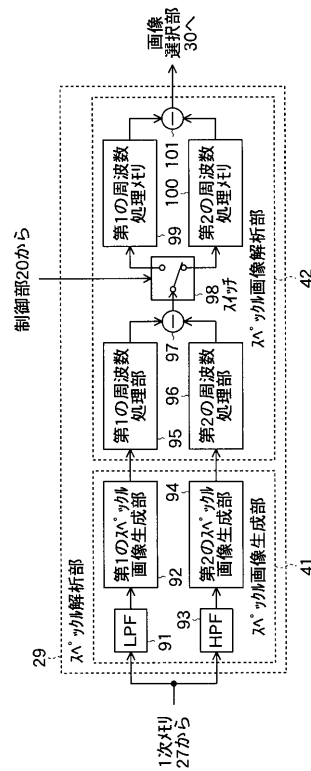
【図 11】



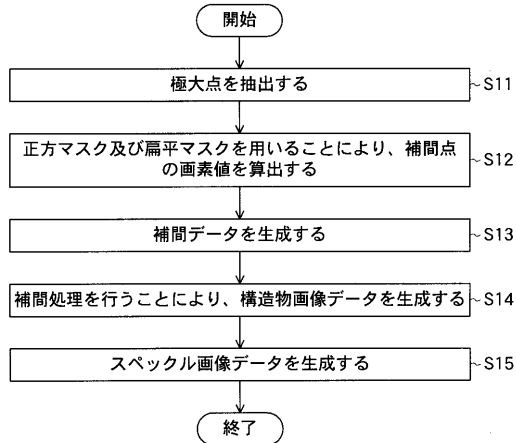
【図 12】



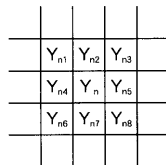
【図 13】



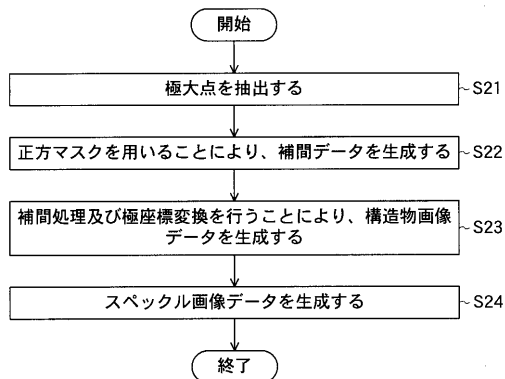
【図 1 4】



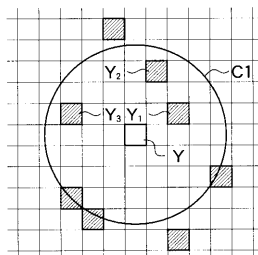
【図 1 5】



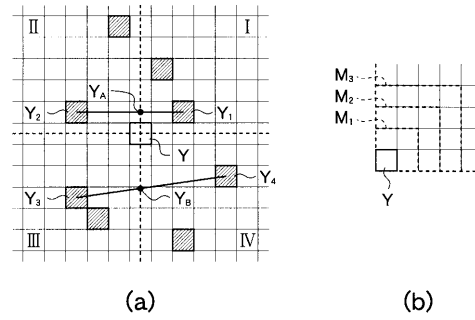
【図 1 8】



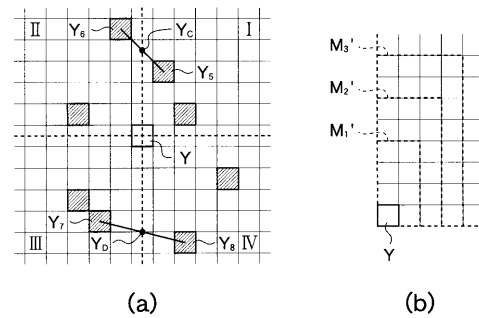
【図 1 9】



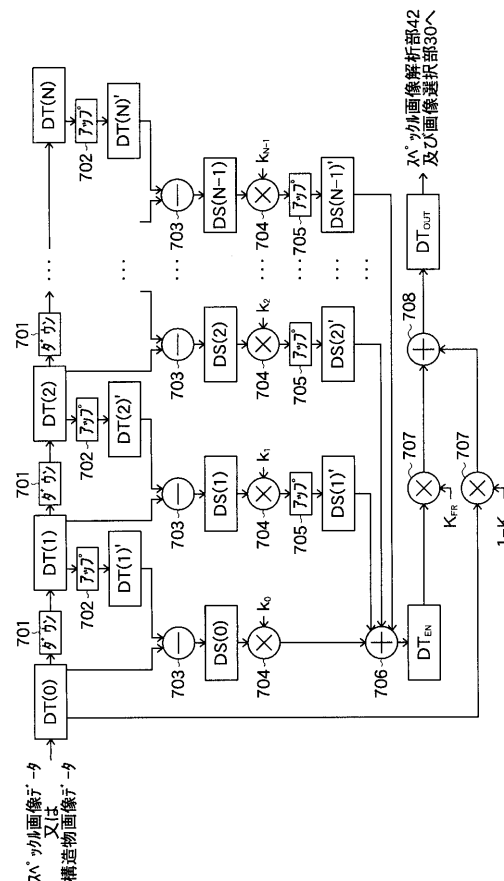
【図 1 6】



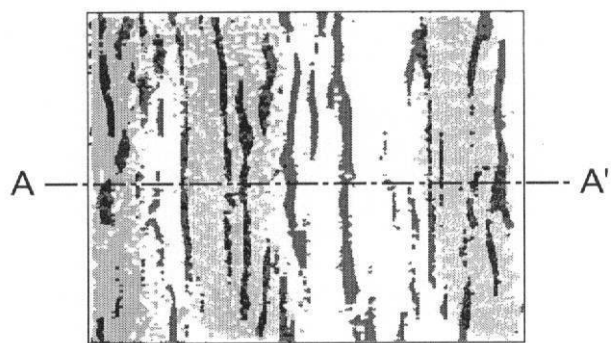
【図 1 7】



【図 2 0】



【図 3】

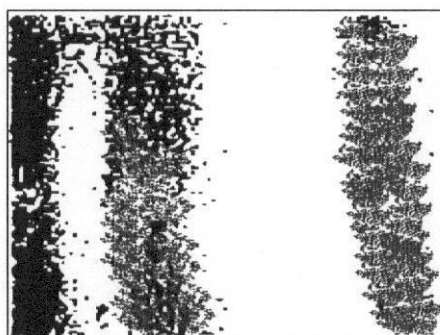


【図 6】

(a)



(b)

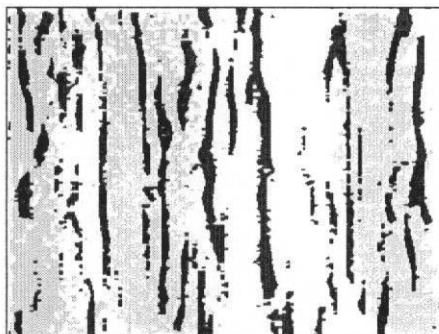


【図 7】

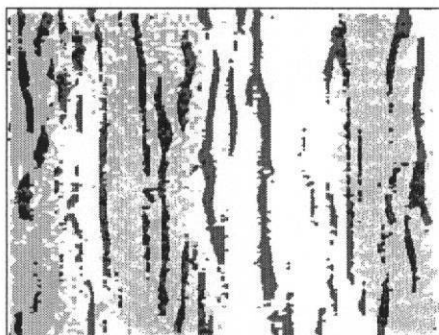
K=0



K=0.25



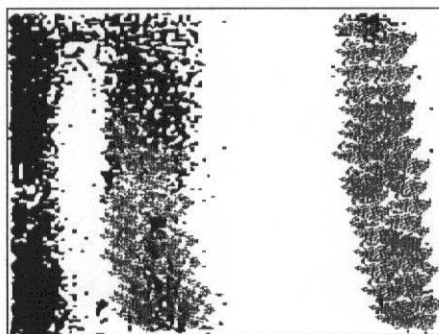
K=0.5



K=0.75



K=1



专利名称(译)	超声波观察装置，图像处理装置和图像处理程序		
公开(公告)号	JP2006212054A	公开(公告)日	2006-08-17
申请号	JP2005024758	申请日	2005-02-01
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	佐藤良彰		
发明人	佐藤 良彰		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/JB16 4C601/JB39 4C601/JC02 4C601/JC04 4C601/JC18 4C601/JC19 4C601/KK10 4C601/KK25 4C601/KK27 4C601/LL04 4C601/LL38		
代理人(译)	宇都宫正明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声观察装置等，其能够分析包含在整个超声图像中的斑点信息并将分析结果显示为运动图像。 解决方案：超声波观察装置主体通过处理接收信号来接收原始数据，该接收信号基于当从超声换能器发射的超声束被物体反射时产生的超声回声而获得。 处理装置26和斑点分析装置29，用于基于由接收处理装置26产生的原始数据来产生斑点图像数据，并且用于分析由所产生的斑点图像数据表示的斑点图像。 并且显示装置34，用于显示斑点分析装置29的分析结果。 [选型图]图1

