

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4590256号  
(P4590256)

(45) 発行日 平成22年12月1日(2010.12.1)

(24) 登録日 平成22年9月17日(2010.9.17)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

請求項の数 25 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2004-377947 (P2004-377947)  
 (22) 出願日 平成16年12月27日(2004.12.27)  
 (65) 公開番号 特開2006-618 (P2006-618A)  
 (43) 公開日 平成18年1月5日(2006.1.5)  
 審査請求日 平成19年7月5日(2007.7.5)  
 (31) 優先権主張番号 特願2004-150025 (P2004-150025)  
 (32) 優先日 平成16年5月20日(2004.5.20)  
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目26番30号  
 (74) 代理人 100110777  
 弁理士 宇都宮 正明  
 (74) 代理人 100100413  
 弁理士 渡部 温  
 (72) 発明者 佐藤 良彰  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士写真フイルム株式会社内

審査官 川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置、超音波画像処理方法、及び、超音波画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

印加される複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波が被検体において反射することによって生じた超音波エコーを受信する超音波送受信手段と、

前記超音波送受信手段に与えられる駆動信号を生成する駆動信号生成手段と、

前記超音波送受信手段から出力された検出信号に所定の信号処理を施すことにより、被検体に関する超音波画像情報を表す原データを生成する信号処理手段と、

前記信号処理手段によって生成された原データにおいて抽出された極大点又は極小点と、極大点間又は極小点間を補間することによって輝度値が求められた補間点と、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との内の少なくとも1つに基づいて、  
 構造物に関する画像情報を表す構造物データを生成し、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、スペックルに関する画像情報を表すスペックルデータを生成する演算手段と、

原データと構造物データとスペックルデータとを含む複数種類のデータの内の少なくとも1つに基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、  
 を具備する超音波撮像装置。

【請求項2】

構造物データ及びスペックルデータに基づいて、構造物画像とスペックル画像とが指定された比率で混合された混合画像に関する情報を表す混合データを生成する混合データ生成手段をさらに具備し、

10

20

前記画像データ生成手段が、原データと構造物データとスペckルデータと混合データとの内の少なくとも1つに基づいて画像データを生成する、  
請求項1記載の超音波撮像装置。

【請求項3】

印加される複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波が被検体において反射することによって生じた超音波エコーを受信する超音波送受信手段と、

前記超音波送受信手段に与えられる駆動信号を生成する駆動信号生成手段と、

前記超音波送受信手段から出力された検出信号に所定の信号処理を施すことにより、被検体に関する超音波画像情報を表す原データを生成する信号処理手段と、

前記信号処理手段によって生成された原データにおいて抽出された極大点又は極小点と、極大点間又は極小点間を補間することによって輝度値が求められた補間点と、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との内の少なくとも1つに基づいて、構造物に関する画像情報を表す構造物データを生成し、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ルに関する画像情報を表すスペckルデータを生成する演算手段と、

構造物データ及びスペckルデータに基づいて、構造物画像とスペckル画像とが指定された比率で混合された混合画像に関する情報を表す混合データを生成する混合データ生成手段と、

原データ又は混合データに基づいて画像データを生成する画像データ生成手段と、  
を具備する超音波撮像装置。

【請求項4】

構造物画像とスペckル画像とを混合する比率を、1:0~0:1の範囲で指定可能な、請求項2又は3記載の超音波撮像装置。

【請求項5】

前記画像データ生成手段が、原データと混合データとに基づいて、原画像及び混合画像を含む合成画面を生成する、請求項3又は4記載の超音波撮像装置。

【請求項6】

前記画像データ生成手段が、原データと構造物データとスペckルデータと混合データとの内の2種類以上のデータに基づいて、2つ以上の画像を含む合成画面を生成する、請求項2~4のいずれか1項記載の超音波撮像装置。

【請求項7】

構造物データとスペckルデータとの内の少なくとも一方に画像処理を施す画像処理手段をさらに具備する請求項1~6のいずれか1項記載の超音波撮像装置。

【請求項8】

前記画像処理手段が、構造物データ又はスペckルデータによって表される画像を複数の周波数成分に分割し、前記複数の周波数成分に所定の重み付け係数をそれぞれ掛け、前記重み付け係数が掛けられた複数の周波数成分を加算する処理を行う、請求項7記載の超音波画像処理装置。

【請求項9】

前記画像データ生成手段によって生成された画像データに基づいて画像を表示する表示手段をさらに具備する請求項1~8のいずれか1項記載の超音波撮像装置。

【請求項10】

前記演算手段が、原データにおいて抽出された極大点又は極小点と、2次元マスク処理を行うことにより極大点間又は極小点間を補間することによって輝度値が求められた補間点とに基づいて、前記構造物データを生成する、請求項1~9のいずれか1項記載の超音波撮像装置。

【請求項11】

前記演算手段が、原データによって表される画像を補間点を基準として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を用いて4点補間処理を行うことにより、前記補間点の輝度値を求める、請求項10記載の超音波撮像装

10

20

30

40

50

置。

【請求項 1 2】

前記演算手段が、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を選択する、請求項 1 1 記載の超音波撮像装置。

【請求項 1 3】

前記演算手段が、扁平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を選択する、請求項 1 1 記載の超音波撮像装置。

【請求項 1 4】

前記演算手段が、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に基づく輝度値と、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に基づく輝度値とを比較することにより、前記補間点の輝度値を求める、請求項 1 1 記載の超音波撮像装置。

10

【請求項 1 5】

前記演算手段が、原データにおいて抽出された極大点又は極小点の輝度値と、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 乗に基づいて、前記補間点の輝度値を求める、請求項 1 1 記載の超音波撮像装置。

【請求項 1 6】

前記演算手段が、原データにおいて抽出された極大点又は極小点と、極大点を表す信号と極小点を表す信号との平均値を表す信号との内の少なくとも 1 つに基づいて、構造物データを生成し、原データによって表される値から構造物データによって表される値を差し引く際に、オフセット値を加算してスペckルデータを生成する、請求項 1 ~ 1 5 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

20

【請求項 1 7】

被検体に向けて送信された超音波が被検体において反射することにより生じた超音波エコーを受信し、それによって得られた検出信号に所定の信号処理を施すことにより生成された被検体に関する超音波画像情報を表す原データに基づいて超音波画像を生成する方法であって、

原データにおいて抽出された極大点又は極小点と、極大点間又は極小点間を補間することによって輝度値が求められた補間点と、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との内の少なくとも 1 つに基づいて、構造物に関する画像情報を表す構造物データを生成し、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ルに関する画像情報を表すスペckルデータを生成するステップ (a) と、

30

原データと構造物データとスペckルデータとを含む複数種類のデータの内の少なくとも 1 つに基づいて画像データを生成するステップ (b) と、  
を具備する超音波画像処理方法。

【請求項 1 8】

構造物データ及びスペckルデータに基づいて、構造物画像とスペckル画像とが指定された比率で混合された混合画像に関する情報を表す混合データを生成するステップをさらに具備し、

40

ステップ (b) が、原データと構造物データとスペckルデータと混合データとの内の少なくとも 1 つに基づいて画像データを生成することを含む、  
請求項 1 7 記載の超音波画像処理方法。

【請求項 1 9】

被検体に向けて送信された超音波が被検体において反射することにより生じた超音波エコーを受信し、それによって得られた検出信号に所定の信号処理を施すことにより生成された被検体に関する超音波画像情報を表す原データに基づいて超音波画像を生成する方法であって、

原データにおいて抽出された極大点又は極小点と、極大点間又は極小点間を補間することによって輝度値が求められた補間点と、極大点を表す信号と極小点を表す信号との平均

50

値を表す信号との内の少なくとも1つに基づいて、構造物に関する画像情報を表す構造物データを生成し、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、スペックルに関する画像情報を表すスペックルデータを生成するステップ(a)と、

構造物データ及びスペックルデータに基づいて、構造物画像とスペックル画像とが指定された比率で混合された混合画像に関する情報を表す混合データを生成するステップ(b)と、

原データ又は混合データに基づいて画像データを生成するステップ(c)と、  
を具備する超音波画像処理方法。

【請求項20】

構造物データとスペックルデータとの内の少なくとも一方に画像処理を施すステップ(d)をさらに具備する請求項17～19のいずれか1項記載の超音波画像処理方法。

【請求項21】

ステップ(d)が、構造物データ又はスペックルデータによって表される画像を複数の周波数成分に分割し、前記複数の周波数成分に所定の重み付け係数をそれぞれ掛け、前記重み付け係数が掛けられた複数の周波数成分を加算することを含む、請求項21記載の超音波画像処理方法。

【請求項22】

ステップ(a)が、原データにおいて抽出された極大点又は極小点と、2次元マスク処理を行うことにより極大点間又は極小点間を補間することによって輝度値が求められた補間点とに基づいて、前記構造物データを生成することを含む、請求項17～21のいずれか1項記載の超音波画像処理方法。

【請求項23】

被検体に向けて送信された超音波が被検体において反射することにより生じた超音波エコーを受信し、それによって得られた検出信号に所定の信号処理を施すことにより生成された被検体に関する超音波画像情報を表す原データに基づいて超音波画像を生成するために用いられるプログラムであって、

原データにおいて抽出された極大点又は極小点と、極大点間又は極小点間を補間することによって輝度値が求められた補間点と、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との内の少なくとも1つに基づいて、構造物に関する画像情報を表す構造物データを生成し、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、スペックルに関する画像情報を表すスペックルデータを生成する手順(a)と、

原データと構造物データとスペックルデータとを含む複数種類のデータの内の少なくとも1つに基づいて画像データを生成する手順(b)と、  
をCPUに実行させる超音波画像処理プログラム。

【請求項24】

構造物データ及びスペックルデータに基づいて、構造物画像とスペックル画像とが指定された比率で混合された混合画像に関する情報を表す混合データを生成する手順をさらにCPUに実行させると共に、

手順(b)が、原データと構造物データとスペックルデータと混合データとの内の少なくとも1つに基づいて画像データを生成することを含む、  
請求項23記載の超音波画像処理プログラム。

【請求項25】

被検体に向けて送信された超音波が被検体において反射することにより生じた超音波エコーを受信し、それによって得られた検出信号に所定の信号処理を施すことにより生成された被検体に関する超音波画像情報を表す原データに基づいて超音波画像を生成するために用いられるプログラムであって、

原データにおいて抽出された極大点又は極小点と、極大点間又は極小点間を補間することによって輝度値が求められた補間点と、極大点を表す信号と極小点を表す信号との平均

10

20

30

40

50

値を表す信号との内の少なくとも1つに基づいて、構造物に関する画像情報を表す構造物データを生成し、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、スペックルに関する画像情報を表すスペックルデータを生成する手順(a)と、

構造物データ及びスペックルデータに基づいて、構造物画像とスペックル画像とが指定された比率で混合された混合画像に関する情報を表す混合データを生成する手順(b)と、

原データ又は混合データに基づいて画像データを生成する手順(c)と、  
をCPUに実行させる超音波画像処理プログラム。

【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超音波撮像装置、超音波画像処理方法、及び、超音波画像処理プログラムに関する。

【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RI(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。

【0003】

超音波撮像とは、音響インピーダンスが異なる領域の境界(例えば、構造物の境界)において超音波が反射される性質を利用する画像生成技術であり、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。

【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、非特許文献1においては、超音波内視鏡を用いて、食道断層像に表されている層構造において、どの層まで癌が深達しているかを診断することが検討されている。このような診断を行う際には、スペックルを除去することにより、層構造が比較的明確に現れた超音波画像が望まれる。

【0007】

一方、超音波画像に現れるスペックルに着目した診断方法も提案されている。特許文献

10

20

30

40

50

2 には、被検体内の測定対象から反射されるエコー信号のうち、運動物体によって散乱されることにより形成されるスペックルパターンの信号部分を強調するスペックル強調手段と、エコー信号に基づいて被検体内の状態を二次元的に表示すると共に、上記スペックルパターン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、流体と共に移動する小球によって形成されるスペックルパターンを強調して表示することにより、時間と共に変化する流れに関する情報を、空間的に正確な位置関係及び実時間で得ることができるので、血管内の血流や心臓壁のような組織の動きを表現する画像を、組織情報を空間的な位置に表現する基本画像に対して、動きが空間的な位置に正確に対応するものにして形成することができる。

【 0 0 0 8 】

10

また、非特許文献 2 には、超音波断層像に見られるスペックルパターンについての一般的な特徴と統計的性質について記載されていると共に、そのような超音波信号の統計的性質を利用した組織性状診断の研究が紹介されている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 3 - 6 1 9 6 4 号公報（第 1 頁、図 1）

【特許文献 2】特開平 1 1 - 1 2 5 5 4 9 号公報（第 1、3 - 4 頁）

【非特許文献 1】小澤広、他、「細径プローブ超音波内視鏡による食道癌の病期診断」、消化器内視鏡、2 0 0 2 年、第 1 4 巻、第 5 号、p . 5 8 3 - 5 8 8

【非特許文献 2】神山直久、他、「超音波信号の統計情報を利用した Tissue Characterization - 肝臓の組織性状診断にむけて - 」、メディカル・イメージング・テクノロジー (MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY)、2 0 0 3 年 3 月、第 2 1 巻、第 2 号、p . 1 1 2 - 1 1 6

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 9 】

このように、超音波診断においては、診断目的に応じて、超音波画像に現れるスペックルを除去したり、反対に強調することが行われている。そのため、様々な医療診断に対応して、スペックルのみの画像や構造物のみの画像等の様々な画像を生成して表示することができる装置が望まれる。

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、スペックル及び構造物が所望の状態で表出された画像を表示できる超音波撮像装置、並びに、そのような画像を生成するための超音波画像処理方法及び超音波画像処理プログラムを提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

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撮像装置は、印加される複数の駆動信号に従って超音波を送信すると共に、超音波が被検体において反射することによって生じた超音波エコーを受信する超音波送受信手段と、該超音波送受信手段に与えられる駆動信号を生成する駆動信号生成手段と、超音波送受信手段から出力された検出信号に所定の信号処理を施すことにより、被検体に関する超音波画像情報を表す原データを生成する信号処理手段と、該信号処理手段によって生成された原データにおいて抽出された極大点又は極小点と、極大点間又は極小点間を補間することによって輝度値が求められた補間点と、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との内の少なくとも 1 つに基づいて、構造物に関する画像情報を表す構造物データを生成し、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、スペックルに関する画像情報を表すスペックルデータを生成する演算手段と、原データと構造物データとスペックルデータとを含む複数種類のデータの内の少なくとも 1 つに基づいて画像データを生成する画像データ生成手段とを具備する。

40

【 0 0 1 1 】

また、本発明の 1 つの観点に係る超音波画像処理方法は、被検体に向けて送信された超音波が被検体において反射することにより生じた超音波エコーを受信し、それによって得られた検出信号に所定の信号処理を施すことにより生成された被検体に関する超音波画像

50

情報を表す原データに基づいて超音波画像を生成する方法であって、原データにおいて抽出された極大点又は極小点と、極大点間又は極小点間を補間することによって輝度値が求められた補間点と、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との内の少なくとも1つに基づいて、構造物に関する画像情報を表す構造物データを生成し、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、スペックルに関する画像情報を表すスペックルデータを生成するステップ(a)と、原データと構造物データとスペックルデータとを含む複数種類のデータの内の少なくとも1つに基づいて画像データを生成するステップ(b)とを具備する。

#### 【0012】

さらに、本発明の1つの観点に係る超音波画像処理プログラムは、被検体に向けて送信された超音波が被検体において反射することにより生じた超音波エコーを受信し、それによって得られた検出信号に所定の信号処理を施すことにより生成された被検体に関する超音波画像情報を表す原データに基づいて超音波画像を生成するために用いられるプログラムであって、原データにおいて抽出された極大点又は極小点と、極大点間又は極小点間を補間することによって輝度値が求められた補間点と、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との内の少なくとも1つに基づいて、構造物に関する画像情報を表す構造物データを生成し、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、スペックルに関する画像情報を表すスペックルデータを生成する手順(a)と、原データと構造物データとスペックルデータとを含む複数種類のデータの内の少なくとも1つに基づいて画像データを生成する手順(b)とをCPUに実行させる。

#### 【発明の効果】

#### 【0013】

本発明によれば、取得された原データからスペックルデータと構造物データとを分離し、それらのデータのの中から選択されたデータに基づいて画像を生成したり、スペックルデータと構造物データとが所望の比率で混合された画像を生成するので、原画像や、スペックルのみ又は構造物のみの画像や、それらが所望の割合で混合された画像を、ユーザの選択に応じて表示させることができる。従って、適切な画像を用いることにより、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。

#### 【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、本発明の第1の実施形態に係る超音波撮像装置を示すブロック図である。この超音波撮像装置は、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、取得された超音波検出信号に基づいて超音波画像を生成する超音波撮像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、P(VDF(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

信号は、超音波の検出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撮像装置本体に接続されている。

#### 【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。或いは、超音波用探触子 10 として、被検体内に挿入されて超音波撮像を行う体腔内探触子を用いても良い。体腔内探触子としては、内視鏡の処置具挿入孔に挿入されて用いられる超音波プローブや、内視鏡と一体化された超音波内視鏡が知られている。このような体腔内探触子においては、ラジアル走査方式によって超音波撮像が行われる。ラジアル走査方式には、探触子を回転させながら超音波を送受信し、その回転に同期して超音波信号を画像化する機械式ラジアル走査方式と、円形に配置された複数の振動子を電氣的に制御することにより走査を行う電子式ラジアル走査方式とがある。このような走査方式によれば、探触子の周囲 360° を一度に表示することが可能である。或いは、ラジアル走査以外の走査方式を利用する体腔内探触子として、先端部にコンベックスアレイを配置したものも知られている。コンベックスアレイを用いる場合には、広い視野角を得ることができる。

10

#### 【0017】

20

超音波撮像装置本体は、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 変換器 25 と、位相整合部 26 と、一次メモリ 27 と、スペckル/構造物分離演算部 28 と、混合データ生成部 29 と、画像切換部 30 と、DSC (デジタルスキャンコンバータ) 31 と、二次メモリ 32 と、D/A 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。

制御部 20 は、CPU とソフトウェアとによって構成されており、超音波撮像装置の各部を制御している。

#### 【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 における検出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。このように検出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検出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

50



換することにより、検出データを生成する。

【 0 0 2 2 】

位相整合部 2 6 は、ディジタル変換された複数の検出データに遅延をかけ、それらを加算することにより、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検出データ（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点（サンプリングポイント）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。

一次メモリ 2 7 は、位相整合部 2 6 において生成さ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。

10

【 0 0 2 3 】

スペックル / 構造物分離演算部 2 8 は、一次メモリ 2 7 に記憶されている 1 フレーム分の原データに基づいて、スペックルパターンを表す信号（スペックルデータ）と、臓器の形状等の構造物を表す信号（構造物データ）とを生成する。

【 0 0 2 4 】

混合データ生成部 2 9 は、制御部 2 0 の制御の下で、スペックル / 構造物分離演算部 2 8 において生成されたスペックルデータ及び構造物データを用いて演算処理を行うことにより、スペックルパターンのみの情報、構造物のみの情報、又は、スペックルパターンと構造物とが所望の比率で混合された情報を表す混合データを生成する。

20

【 0 0 2 5 】

画像切換部 3 0 は、制御部 2 0 の制御の下でスイッチを切り換えることにより、一次メモリ 2 7 に記憶されている原データと、混合データ生成部 2 9 によって生成された混合データとの内から、D S C 3 1 に出力されるデータを選択する。

【 0 0 2 6 】

D S C 3 1 は、選択されたデータについて走査フォーマットを変換することにより、超音波ビームの走査空間における音線方向の画像情報を表す画像データを、物理空間における表示用の画像データに変換する。即ち、D S C 3 1 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。

30

【 0 0 2 7 】

なお、D S C 3 1 よりも前段に、距離減衰を補正するための S T C（センシティビティタイムコントロール）を設けたり、D S C 3 1 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、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ても良い。

【 0 0 2 8 】

二次メモリ 3 2 は、表示用の画像データを、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 3 3 は、二次メモリ 3 2 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。

40

表示部 3 4 は、例えば、ラスタスキャン方式の C R T ディスプレイ又は L C D 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。

【 0 0 2 9 】

操作卓 3 5 は、超音波撮像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 3 5 は、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。

記録部 3 6 は、超音波撮像装置に含まれる C P U 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に用いられるプログラム（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するための記録媒体を制御する。なお、記録媒体としては、

50

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。

【0030】

次に、図1に示す超音波撮像装置の動作について、図1～図4を参照しながら説明する。図2～図4は、本実施形態に係る超音波撮像装置において用いられる超音波画像処理方法を説明するための図である。

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、検出信号として超音波撮像装置本体に入力される。

10

【0031】

超音波撮像装置本体に入力された複数の検出信号は、信号処理部24において所定の信号処理を施され、A/D変換及び位相整合を施され、さらに検波処理を施された後に、一旦一次メモリ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）が一次メモリ27に蓄積されると、それらの原データはスペckル/構造物分離演算部28に出力される。

【0032】

図2は、一次メモリ27に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3に示す曲線（1）は、図2の実線A-A'に示す領域に関する原データ（輝度値）を表しており、曲線（2）は、図2の実線A-A'における構造物に関する信号を表している。図3に示すように、音線データに基づいて得られた原データは、構造物を表す信号と、それと重複するスペckルパターンを表す信号とを含んでいる。そのため、図2に示すように、原画像には構造物とスペckルパターンとが混在している。

20

【0033】

次に、スペckル/構造物分離演算部28は、図3に示す原データから、構造物データを抽出する。そのために、まず、スペckル/構造物分離演算部28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）に示す原データの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）に示す原データの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。

30

【0034】

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ck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。

40

【0035】

次に、スペckル/構造物分離演算部28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4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）を表す構造物データとなる。さらに、スペckル/構造物分離演算部28は、原データによって表される値から構造物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

50

。オフセット値としては、予め超音波撮像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5の(a)に示すスペックル画像と、図5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。

#### 【0036】

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う場合が生じるからである。

#### 【0037】

再び、図1を参照すると、混合データ生成部29は、スペックル/構造物分離演算部28において生成されたスペックルデータによって表される値と、構造物データによって表される値とに基づいて、次式を用いて混合データの値を算出する。

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

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 ≤ K ≤ 1の範囲で所望の値が入力される。これにより、図6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。

#### 【0038】

さらに、ユーザは、原画像と混合画像との内、いずれの超音波画像を表示部34に表示させるかを選択し、操作卓35を用いて命令を入力する。これに応じて、画像切換部30は、制御部20の制御の下で、スイッチを切り換える。それにより、一次メモリ27に蓄積されている原データと、混合データ生成部29において生成された混合データとの内の一方がDSC31に出力される。選択された画像データは、DSC31において所定の処理を受け、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、選択された画像が表示部34に表示される。

#### 【0039】

以上説明したように、本実施形態によれば、ユーザによって入力される混合比率Kを変更することにより、スペックルと構造物とが所望の割合で混合された画像(スペックルのみ、又は、構造物のみを含む)を生成することができる。また、そのような混合画像と原画像とを、ユーザの好みに応じて画面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、診断の質向上させることが可能になる。

#### 【0040】

次に、本発明の第2の実施形態に係る超音波撮像装置について、図7及び図8を参照しながら説明する。

図7に示す超音波撮像装置は、図1に示すDSC31の替わりに、第1のDSC41と、第2のDSC42とを有しており、さらに画面合成部43を含んでいる。その他の構成については、図1に示す超音波撮像装置と同様である。

#### 【0041】

DSC41は、混合データ生成部29において生成された混合データについて、走査フォーマットの変換を行う。一方、DSC42は、一次メモリ27に記憶されている原データについて、走査フォーマットの変換を行う。また、画面合成部43は、制御部20の制御の下で、DSC41及びDSC42からそれぞれ出力された混合データ及び原データに基づいて、表示部34に表示される画面を作成する。

## 【 0 0 4 2 】

画面合成部 4 3 によって作成される画面は、ユーザにより操作卓 3 5 から入力された命令に基づいて設定される。即ち、画面合成部 4 3 は、ユーザの選択に従い、混合画像のみが表示される画面、原画像のみが表示される画面、又は、混合画像と原画像とが並べて表示される画面（図 8）を作成する。その際に、ユーザは、混合データ生成部 2 9 において用いられる混合比率  $K$  の値を調節することにより、スペックルパターンの中の画像又は構造物の中の画像と原画像とを並べて表示させることも可能である。

## 【 0 0 4 3 】

以上説明したように、本実施形態によれば、原画像と混合画像とのいずれか一方、又は両方を、ユーザの好みに応じて表示させることができる。特に、後者の場合には、1 つの画面において、原画像と混合画像とを比較参照することができるので、医師による診断の効率を良くすることが可能になる。

10

ここで、本実施形態においては、2 つの D S C を設けることにより、混合データ及び原データについて並行して走査フォーマットの変換を行っているが、1 つの D S C により、それらの画像データについて時分割で走査フォーマットの変換を行い、その結果得られた 2 種類の画像データを画面合成部に出力しても良い。

## 【 0 0 4 4 】

次に、本発明の第 3 の実施形態に係る超音波撮像装置について、図 9 及び図 1 0 を参照しながら説明する。

図 9 に示す超音波撮像装置は、図 1 に示す D S C 3 1 の替わりに、第 1 ~ 第 4 の D S C 5 1 ~ 5 4 を有しており、さらに、画面合成部 5 5 を含んでいる。その他の構成については、図 1 に示す超音波撮像装置と同様である。

20

## 【 0 0 4 5 】

D S C 5 1 は、一次メモリ 2 7 に記憶されている原データについて走査フォーマットの変換を行う。また、D S C 5 2 は、スペックル / 構造物分離演算部 2 8 において生成されたスペックルデータについて走査フォーマットの変換を行う。また、D S C 5 3 は、混合データ生成部 2 9 において生成された混合データについて走査フォーマットの変換を行う。また、D S C 5 4 は、スペックル / 構造物分離演算部 2 8 において生成された構造物データについて走査フォーマットの変換を行う。画面合成部 5 5 は、制御部 2 0 の制御の下で、D S C 5 1 ~ 5 4 からそれぞれ出力された画像データに基づいて、表示部 3 4 に表示される画面を作成する。

30

## 【 0 0 4 6 】

画面合成部 5 5 によって作成される画面は、ユーザにより操作卓 3 5 から入力された命令に基づいて設定される。即ち、画面合成部 5 5 は、ユーザの選択に従い、原画像、スペックル画像、混合画像、構造物画像の中から選択された 1 つの画像が表示される画面や、2 ~ 4 つの画像が並べて表示される合成画面を作成する。それにより、ユーザは、所望の形式で表示された超音波画像を用いて医療診断を行うことが可能になる。

## 【 0 0 4 7 】

なお、本実施形態においても、4 つの D S C を設ける替わりに、1 つの D S C により、原データ、スペックルデータ、混合データ、構造物データについて時分割で走査フォーマットの変換を行い、その結果得られた 4 種類の画像データを画面合成部に出力しても良い。

40

## 【 0 0 4 8 】

以上説明した本発明の第 1 ~ 第 3 の実施形態においては、スペックルデータと構造物データとを分離する際に、原データにおける極大点及び / 又は極小点を用いているが、それ以外の方法を用いても良い。例えば、エコー信号の強度或いは振幅情報の統計的性質を用いてスペックルデータを抽出し（特許文献 1 の第 4 頁又は非特許文献 2 の第 1 1 4 頁参照）、原データによって表される値とスペックルデータによって表される値との差を取ることにより、構造物データを求めても良い。

## 【 0 0 4 9 】

50

次に、本発明の第４の実施形態に係る超音波撮像装置について、図１１～図１５を参照しながら説明する。

図１１は、本実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。この超音波撮像装置は、図１に示すスペクル／構造物分離演算部２８の替わりにスペクル／構造物分離演算部６０を有しており、図１に示すＤＳＣ３１の替わりにＤＳＣ６１を有している。スペクル／構造物分離演算部６０は、１次メモリ２７に記憶されている１フレーム分の原データに基づいて、補間処理や走査変換が施されたスペクルデータ及び構造物データを生成する。また、ＤＳＣ６１は、一次メモリ２７に記憶されている原データについて走査フォーマットを変換する。

【００５０】

図１２は、本実施形態に係る超音波撮像装置において用いられている超音波画像処理方法を示すフローチャートである。本実施形態に係る超音波画像処理方法は、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１２のステップＳ１１において、図１１に示すスペクル／構造物分離演算部６０は、一次メモリ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、次の方法によって抽出することができる。図１３に示すように、原画像において、ある点 $Y_n$ に着目し、点 $Y_n$ の輝度値 $D(Y_n)$ と、その周囲に位置する点 $Y_1 \sim Y_8$ の輝度値 $D(Y_{n1}) \sim D(Y_{n8})$ とを比較する。そして、輝度値 $D(Y_n)$ が周囲の点の輝度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。

【００５１】

次に、図１２のステップＳ１２において、スペクル／構造物分離演算部６０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輝度値を算出する。

【００５２】

図１４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１４の（ａ）に示すように、補間点 $Y$ の輝度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、周囲の点を４つの象限に分ける。そして、図１４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１４の（ａ）に示す点 $Y_1 \sim Y_4$ 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。

【００５３】

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

【００５４】

図１５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１５の（ａ）に示すように、補間点 $Y$ の輝度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、周囲の点を４つの象限に分ける。そして、図１５の（ｂ）に示す扁平補間マスク $M_1'$ 、 $M_2'$ 、...を、マスクサイズ

10

20

30

40

50

が小さい方から順次用いることにより、第Ⅰ象限～第Ⅴ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15の(a)において、点 $Y_5 \sim Y_8$ は、第Ⅰ象限～第Ⅴ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 $Y_5 \sim Y_8$ の位置及び輝度値 $D(Y_5) \sim D(Y_8)$ に基づいて、補間点Yの輝度値 $D(Y)'$ を加重平均法により算出する。輝度値 $D(Y)'$ 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。

#### 【0055】

次に、図12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輝度値 $D(Y)$ と、扁平補間マスクを用いて算出された輝度値 $D(Y)'$ に基づいて、補間データを生成する。

10

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輝度値 $D(Y)$ と、扁平補間マスクを用いて算出された輝度値 $D(Y)'$ とを比較し、輝度値が大きい方の値を、補間点Yにおける輝度値として採用することにより、補間データを生成する。

#### 【0056】

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）を表す構造物データとなる。

20

#### 【0057】

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データを生成する。

本実施形態によれば、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輝度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け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。

30

#### 【0058】

本実施形態に係る超音波画像処理方法の変形例として、図12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輝度値と、扁平補間マスクを用いることによって得られた輝度値と、それらの輝度値を比較することによって選択された輝度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。

40

#### 【0059】

次に、本発明の第5の実施形態に係る超音波画像処理方法について、図11～図14、及び、図16を参照しながら説明する。本実施形態に係る超音波画像処理方法は、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おり、図11に示すスペックル/構造物分離演算部60において用いることができる。

#### 【0060】

図16は、本実施形態に係る超音波画像処理方法を示すフローチャートである。

図16のステップS21において、図11に示すスペックル/構造物分離演算部60は、一次メモリ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。

50

次に、ステップS 2 2において、スペックル／構造物分離演算部6 0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輝度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S 2 1における極大点の抽出処理、及び、S 2 2における輝度値の算出処理については、図1 2のステップS 1 1及びS 1 2において、図1 3及び図1 4を参照しながら説明したものと同様である。

#### 【0 0 6 1】

次に、ステップS 2 3において、ステップS 2 2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S 2 1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データとなる。

#### 【0 0 6 2】

次に、ステップS 2 4において、原データによって表される値から構造物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データを生成する。

本実施形態によれば、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輝度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。

#### 【0 0 6 3】

以上説明した第4及び第5の実施形態においては、極大値を用いた4点補間を行うことにより、補間点の輝度値を算出しているが、それ以外の方法を用いて輝度値を算出しても良い。例えば、図1 7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C 1の内部）に含まれる極大点Y<sub>1</sub>、Y<sub>2</sub>、Y<sub>3</sub>...の輝度値を用いても良い。この場合には、次式（1）によって補間点Yの輝度値D（Y）を算出することができる。式（1）において、d<sub>1</sub>、d<sub>2</sub>、d<sub>3</sub>は、補間点Yと極大点Y<sub>1</sub>、Y<sub>2</sub>、Y<sub>3</sub>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、点Yの輝度値を算出する際に用いられる極大点を探索する時間を短縮することができる。

#### 【0 0 6 4】

或いは、式（1）の替わりに、式（2）又は式（3）を用いて点Yの輝度値を算出しても良い。

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

（2）

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

（3）

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、点Yに近い極大点の影響を受け易くなる。

#### 【0 0 6 5】

また、本発明の第4及び第5の実施形態においては、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、極小点を用いても良い。

さらに、本発明の第4及び第5の実施形態においても、本発明の第2又は第3の実施形

態におけるのと同様に、原画像データ、構造物データ、スペックルデータ、及び、混合データに基づいて表示用の画面を作製する画面合成部を設けても良い。

【 0 0 6 6 】

次に、本発明の第 6 の実施形態に係る超音波撮像装置について、図 1 8 及び図 1 9 を参照しながら説明する。

図 1 8 は、本実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。図 1 8 に示す超音波撮像装置は、図 1 に示す超音波撮像装置に対して、画像処理部 7 0 及び 7 1 をさらに有している。その他の構成については、図 1 に示す超音波撮像装置と同様である。

【 0 0 6 7 】

画像処理部 7 0 は、スペックル / 構造物分離演算部 2 8 において生成されたスペックルデータについて周波数帯域分割処理を施す。また、画像処理部 7 1 は、スペックル / 構造物分離演算部 2 8 において生成された構造物データについて、周波数帯域分割処理を施す。周波数帯域分割処理とは、スペックルデータ又は構造物データによって表される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。

【 0 0 6 8 】

画像処理部 7 0 及び 7 1 の各々において行われる周波数帯域分割処理について、図 1 9 を参照しながら詳しく説明する。図 1 9 は、周波数帯域分割処理を説明するための図である。

図 1 9 に示すように、スペックル / 構造物分離演算部 2 8 において生成されたスペックルデータ又は構造物データ（画像データ） $DT(0)$  が入力されると、ダウンサンプリング部 7 0 1 において、画像データ  $DT(0)$  が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  $DT(1)$ 、 $DT(2)$ 、...、 $DT(N)$  が順次生成される。

【 0 0 6 9 】

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  $DT(n)$  ( $n = 1 \sim N$ ) 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  $DT(n)'$  が得られる。

【 0 0 7 0 】

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  $DT(n - 1)$  と、隣接する  $n$  番目のアップサンプリングデータ  $DT(n)'$  との間で減算処理が行われる。これにより、減算データ  $DS(0) \sim DS(N - 1)$  が得られる。これらの減算データ  $DS(0) \sim DS(N - 1)$  は、画像データ  $DT(0)$  に含まれる空間周波数成分  $f_0 \sim f_N$  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。

【 0 0 7 1 】

次に、掛算部 7 0 4 において、減算データ  $DS(0)$ 、 $DS(1)$ 、...、 $DS(N - 1)$  に、重み付け係数  $k_0$ 、 $k_1$ 、...、 $k_{N-1}$  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 7 0 5 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。

【 0 0 7 2 】

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、 $DS(1)'$ 、 $DS(2)'$ 、...、 $DS(N - 1)'$  は、加算部 7 0 6 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 7 0 7 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 7 0 8 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、混

10

20

30

40

50



合データ生成部 29 に出力される。

【0073】

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 18 に示す記録部 36 に予め記録しておいても良いし、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。

【0074】

このような周波数帯域分割処理をスペックル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ックルが低減される。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。

【0075】

また、本実施形態においては、図 18 に示す画像処理部 70 及び 71 において、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。

さらに、本実施形態において説明した画像処理部 70 及び 71 (図 18) を、本発明の第 2 ~ 4 の実施形態に係る超音波撮像装置 (図 7、図 9、及び、図 11) に適用しても良い。

【産業上の利用可能性】

【0076】

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することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0077】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】原データによって表される原画像を示す図である。

【図 3】図 2 の実線 A - A' に示す領域に関する原データを表す図である。

【図 4】構造物データを抽出する方法を説明するための図である。

【図 5】原画像から分離されたスペックル画像及び構造物画像を表す図である。

【図 6】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 7】本発明の第 2 の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図 8】図 7 に示す超音波撮像装置に表示される合成画面の例を示す図である。

【図 9】本発明の第 3 の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図 10】図 9 に示す超音波撮像装置に表示される合成画面の例を示す図である。

【図 11】本発明の第 4 の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

【図 12】本発明の第 4 の実施形態に係る超音波画像処理方法を示すフローチャートである。

【図 13】原画像において極大点を抽出する方法を説明するための図である。

【図 14】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。

【図 15】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 16】本発明の第 5 の実施形態に係る超音波画像処理方法を示すフローチャートである。

【図 17】補間点の輝度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 18】本発明の第 6 の実施形態に係る超音波撮像装置の構成を示すブロック図である。

10

20

30

40

50

【図 19】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】

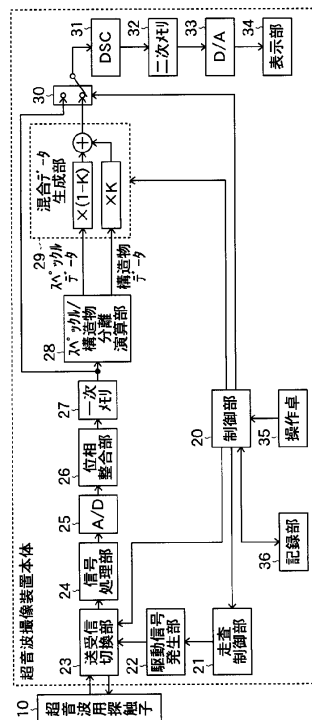
【0078】

- 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
- 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 一次メモリ
- 28、60 スペックルノ構造物分離演算部
- 29 混合データ生成部
- 30 画像切換部
- 31、41、42、51～54、61 デジタル スキャン コンバータ(DSC)
- 32 二次メモリ
- 33 D/A変換器
- 34 表示部
- 35 操作卓
- 36 記録部
- 43、55 画面合成部
- 70、71 画像処理部

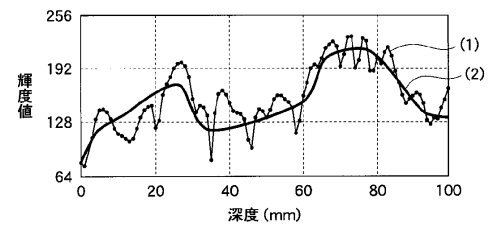
10

20

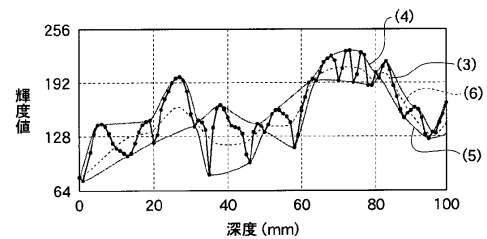
【図 1】



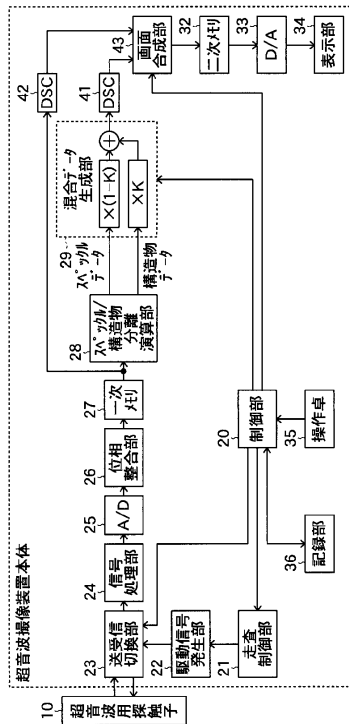
【図 3】



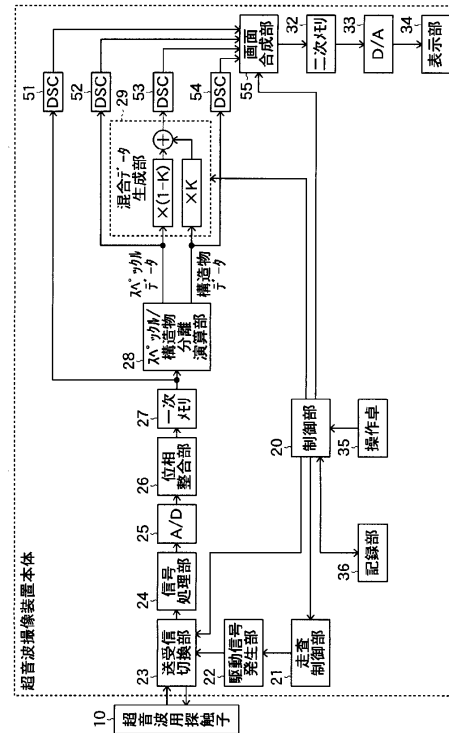
【図 4】



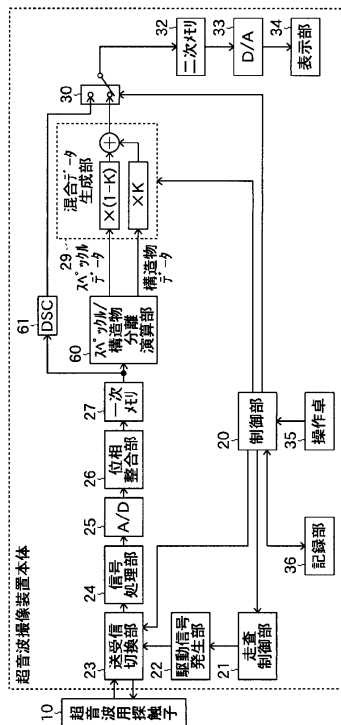
【図 7】



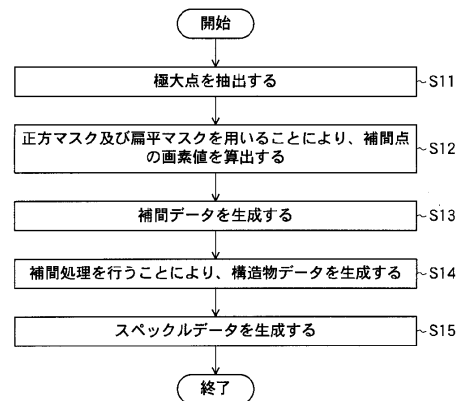
【図 9】



【図 1 1】



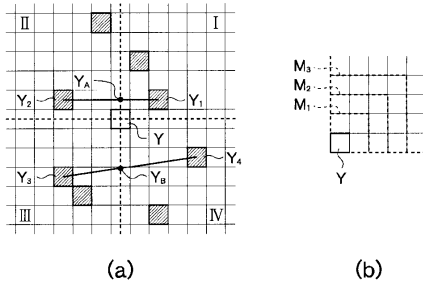
【図 1 2】



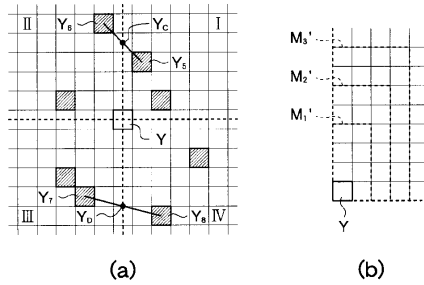
【図 1 3】

$Y_{n1}$	$Y_{n2}$	$Y_{n3}$	
$Y_{n4}$	$Y_{n5}$	$Y_{n6}$	
$Y_{n7}$	$Y_{n8}$		

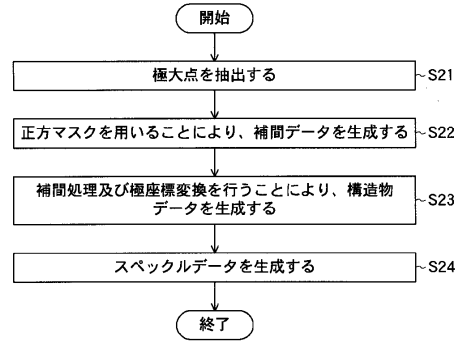
【図 14】



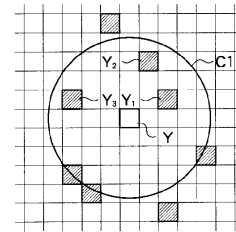
【図 15】



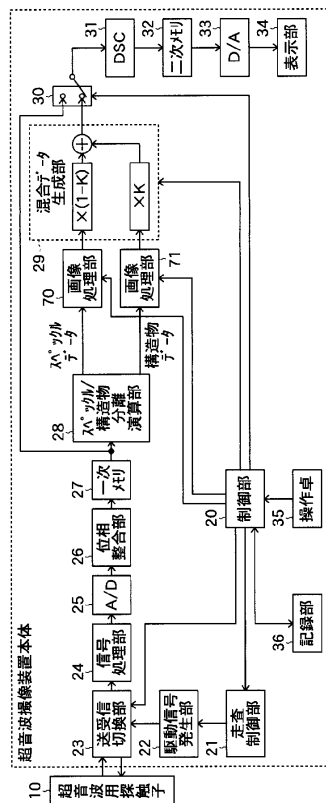
【図 16】



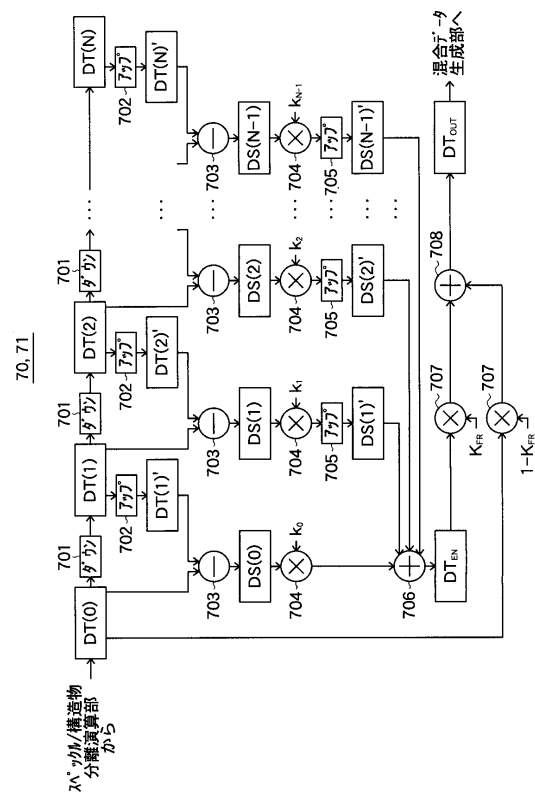
【図 17】



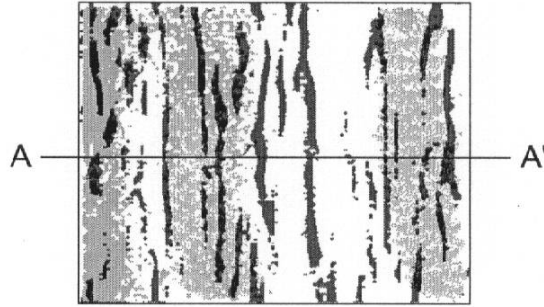
【図 18】



【図 19】



【図 2】

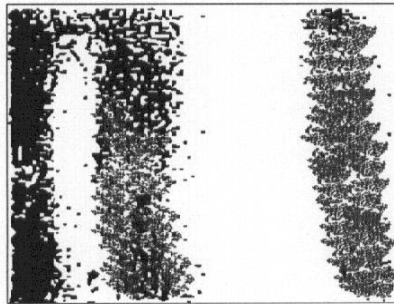


【図 5】

(a)



(b)



【図 6】

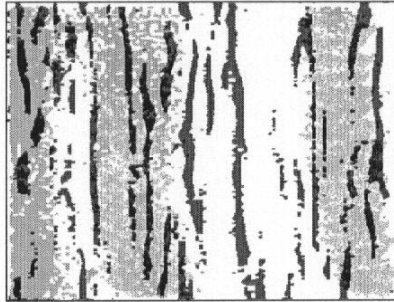
K=0



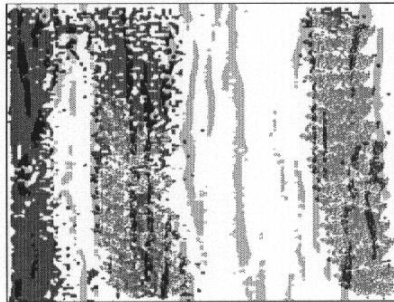
K=0.25



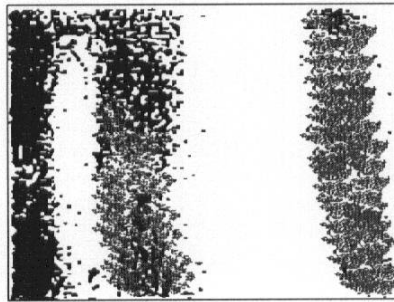
K=0.5



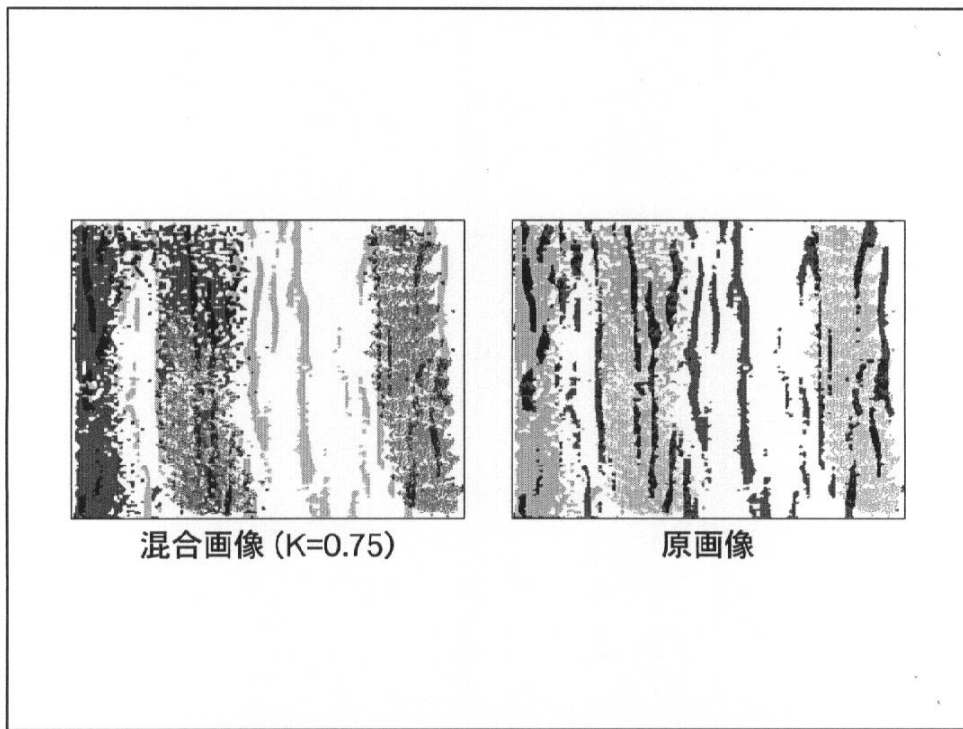
K=0.75



K=1

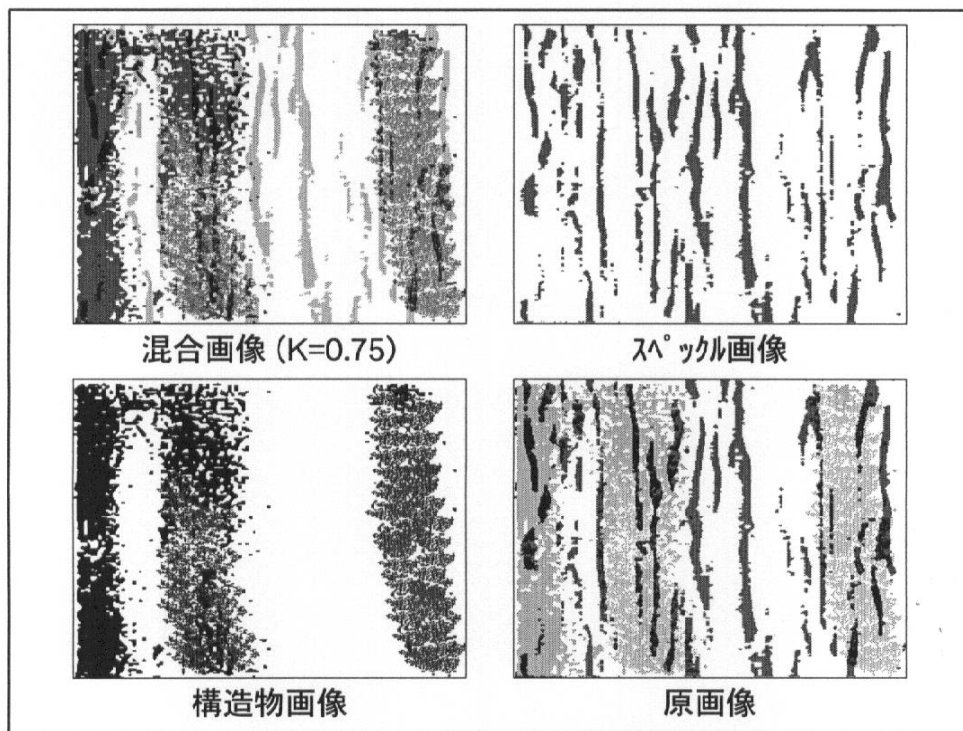


【図 8】





【図 10】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 1 2 9 7 7 3 ( J P , A )  
特開昭 6 2 - 1 5 0 4 8 0 ( J P , A )  
特開昭 6 2 - 2 8 6 4 4 9 ( J P , A )  
特開平 0 3 - 1 0 3 2 4 6 ( J P , A )  
特開 2 0 0 1 - 1 7 0 0 4 9 ( J P , A )  
特開平 1 1 - 1 9 7 1 5 1 ( J P , A )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 8 / 0 0