

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4530834号
(P4530834)

(45) 発行日 平成22年8月25日(2010.8.25)

(24) 登録日 平成22年6月18日(2010.6.18)

(51) Int.Cl.		F I	
A 6 1 B	8/12	(2006.01)	A 6 1 B 8/12
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D
G 0 6 T	5/00	(2006.01)	G 0 6 T 5/00 3 0 0
G 0 6 T	5/20	(2006.01)	G 0 6 T 5/20 C

請求項の数 25 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2004-369692 (P2004-369692)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成16年12月21日(2004.12.21)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2005-205199 (P2005-205199A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成17年8月4日(2005.8.4)	(74) 代理人	100110777
審査請求日	平成19年7月5日(2007.7.5)		弁理士 宇都宮 正明
(31) 優先権主張番号	特願2003-433272 (P2003-433272)	(74) 代理人	100100413
(32) 優先日	平成15年12月26日(2003.12.26)		弁理士 渡部 温
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(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	東 治企

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像処理方法及び超音波画像処理装置、並びに、超音波画像処理プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波ビームを用いて被検体内を走査することにより得られた信号に基づいて生成され、超音波画像を構成する複数の画素の画素値をそれぞれ表す複数の信号を処理する方法であって、

前記複数の信号について、モフォロジー処理における構造要素に基づいて決定されるマスク領域内の複数の画素の画素値に、マスク領域内の位置に応じて設定される第1群の重み付け係数をそれぞれ乗じ、マスク中心の画素値を、第1群の重み付け係数を乗じられた複数の画素値の内の最大値に変換する処理を、マスク領域を移動させながら施すステップ(a)と、

ステップ(a)において処理を施された複数の信号について、モフォロジー処理における構造要素に基づいて決定されるマスク領域内の複数の画素の画素値に、マスク領域内の位置に応じて設定される第2群の重み付け係数をそれぞれ乗じ、マスク中心の画素値を、第2群の重み付け係数を乗じられた複数の画素値の内の最小値に変換する処理を、マスク領域を移動させながら施すステップ(b)と、

を具備する超音波画像処理方法。

【請求項2】

前記第1群の重み付け係数が、マスク中心から離れるほど減少するように設定されており、

前記第2群の重み付け係数が、マスク中心から離れるほど増加するように設定されてい

る、

請求項 1 記載の超音波画像処理方法。

【請求項 3】

前記第 1 群の重み付け係数及び前記第 2 群の重み付け係数が、前記マスク領域内において対応する係数同士を乗すると 1 になるように設定されている、請求項 1 又は 2 記載の超音波画像処理方法。

【請求項 4】

前記第 1 群及び第 2 群の重み付け係数が、送信される超音波の周波数に基づいて設定されている、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項記載の超音波画像処理方法。

【請求項 5】

前記第 1 群及び第 2 群の重み付け係数が、超音波画像に表されている被検体の深度に基づいて設定されている、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項記載の超音波画像処理方法。

【請求項 6】

前記第 1 群及び第 2 群の重み付け係数が、観測対象の部位に基づいて設定されている、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項記載の超音波画像処理方法。

【請求項 7】

ステップ (b) において処理を施された複数の信号によって表される超音波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ステップ (c) をさらに具備する、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項記載の超音波画像処理方法。

【請求項 8】

ステップ (a) に先立って、前記超音波画像を構成する複数の画素の画素値をそれぞれ表す複数の信号について走査フォーマットの変換を行うステップをさらに具備する、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項記載の超音波画像処理方法。

【請求項 9】

ステップ (b) 又はステップ (c) において処理を施された信号について走査フォーマットの変換を行うステップをさらに具備する、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項記載の超音波画像処理方法。

【請求項 10】

超音波ビームを用いて被検体内を走査することにより得られた信号に基づいて生成され、超音波画像を構成する複数の画素の画素値をそれぞれ表す複数の信号を処理する装置であって、

前記複数の信号を記憶する記憶手段と、

前記記憶手段によって記憶された複数の信号について、モフォロジー処理における構造要素に基づいて決定されるマスク領域内の複数の画素の画素値に、マスク領域内の位置に応じて設定される第 1 群の重み付け係数をそれぞれ乗じ、マスク中心の画素値を、第 1 群の重み付け係数を乗じられた複数の画素値の内の最大値に変換する第 1 の信号処理を、マスク領域を移動させながら施し、第 1 の信号処理を施された信号について、モフォロジー処理における構造要素に基づいて決定されるマスク領域内の複数の画素の画素値に、マスク領域内の位置に応じて設定される第 2 群の重み付け係数をそれぞれ乗じ、マスク中心の画素値を、第 2 群の重み付け係数を乗じられた複数の画素値の内の最小値に変換する第 2 の信号処理を、マスク領域を移動させながら施す画像信号処理手段と、

を具備する超音波画像処理装置。

【請求項 11】

前記第 1 群の重み付け係数が、マスク中心から離れるほど減少するように設定されており、

前記第 2 群の重み付け係数が、マスク中心から離れるほど増加するように設定されている、

請求項 10 記載の超音波画像処理装置。

【請求項 12】

前記第1群の重み付け係数及び前記第2群の重み付け係数が、前記マスク領域内において対応する係数同士を乗ずると1になるように設定されている、請求項10又は11記載の超音波画像処理装置。

【請求項13】

前記第1群及び第2群の重み付け係数が、送信される超音波の周波数に基づいて設定されている、請求項10～12のいずれか1項記載の超音波画像処理装置。

【請求項14】

前記第1群及び第2群の重み付け係数が、超音波画像に表されている被検体の深度に基づいて設定されている、請求項10～13のいずれか1項記載の超音波画像処理装置。

【請求項15】

前記第1群及び第2群の重み付け係数が、観測対象の部位に基づいて設定されている、請求項10～14のいずれか1項記載の超音波画像処理装置。

【請求項16】

前記画像処理手段によって処理された複数の信号によって表される超音波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第2の画像処理手段をさらに具備する請求項10～15のいずれか1項記載の超音波画像処理装置。

【請求項17】

前記複数の信号が、被検体内に挿入されて用いられる超音波内視鏡で被検体内を走査することによって得られた複数の信号である、請求項10～16のいずれか1項記載の超音波画像処理装置。

【請求項18】

ユーザによって入力された情報に基づいて、前記画像処理手段による処理を行うか否かを切り換える切換手段をさらに具備する、請求項10～17のいずれか1項記載の超音波画像処理装置。

【請求項19】

超音波ビームを用いて被検体内を走査することにより得られた信号に基づいて生成され、超音波画像を構成する複数の画素の画素値をそれぞれ表す複数の信号を処理するプログラムであって、

前記複数の信号について、モフォロジー処理における構造要素に基づいて決定されるマスク領域内の複数の画素の画素値に、マスク領域内の位置に応じて設定される第1群の重み付け係数をそれぞれ乗じ、マスク中心の画素値を、第1群の重み付け係数を乗じられた複数の画素値の内の最大値に変換する処理を、マスク領域を移動させながら施す手順(a)と、

手順(a)において処理を施された信号について、モフォロジー処理における構造要素に基づいて決定されるマスク領域内の複数の画素の画素値に、マスク領域内の位置に応じて設定される第2群の重み付け係数をそれぞれ乗じ、マスク中心の画素値を、第2群の重み付け係数を乗じられた複数の画素値の内の最小値に変換する処理を、マスク領域を移動させながら施す手順(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20】

前記第1群の重み付け係数が、マスク中心から離れるほど減少するように設定されており、

前記第2群の重み付け係数が、マスク中心から離れるほど増加するように設定されている、

請求項19記載の超音波画像処理プログラム。

【請求項21】

前記第1群の重み付け係数及び前記第2群の重み付け係数が、前記マスク領域内において対応する係数同士を乗ずると1になるように設定されている、請求項19又は20記載の超音波画像処理プログラム。

10

20

30

40

50

【請求項 2 2】

前記第 1 群及び第 2 群の重み付け係数が、送信される超音波の周波数に基づいて設定されている、請求項 1 9 ~ 2 1 のいずれか 1 項記載の超音波画像処理プログラム。

【請求項 2 3】

前記第 1 群及び第 2 群の重み付け係数が、超音波画像に表されている被検体の深度に基づいて設定されている、請求項 1 9 ~ 2 2 のいずれか 1 項記載の超音波画像処理プログラム。

【請求項 2 4】

前記第 1 群及び第 2 群の重み付け係数が、観測対象の部位に基づいて設定されている、請求項 1 9 ~ 2 3 のいずれか 1 項記載の超音波画像処理プログラム。

10

【請求項 2 5】

手順 (b) において処理を施された複数の信号によって表される超音波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手順をさらに CPU に実行させる、請求項 1 9 ~ 2 4 のいずれか 1 項記載の超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0 0 0 1】**

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を処理する超音波画像処理方法、及び、それを用いた超音波画像処理装置、並びに、そのような超音波画像処理を CPU に実行させるための超音波画像処理プログラムに関する。

20

【背景技術】**【0 0 0 2】**

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。

30

【0 0 0 3】

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。

【0 0 0 4】

ところで、このような原理を利用して、生体のように構造的に不均一な被写体が撮像されると、生成された超音波画像に、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ck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ckルパターンは、一種の雑音として作用するので、描出された構造物の輪郭等が不鮮明になることが多い。そのため、このような原画像から医療診断に適した画像を生成するためには、取得された原画像データについて、鮮鋭度強調処理 (輪郭強調処理) や粒状抑制処理 (平滑化処理) を含む画像処理を施すことが必要になる。そのような処理として、具体的には、平均化処理や、メディアンフィルタ処理や、ヒステリシススムージング処理や、モフォロジー (morphology、**「モルフォロジー」**又は**「モーフォロジー」**とも呼ばれる) 処理等が知られている。

40

【0 0 0 5】

モフォロジー処理とは、構造要素と呼ばれる画像の移動に関する要素と、ミンコフスキ

50

ー和及びミンコフスキー差と呼ばれる演算とを用いる画像処理である。関数 f と g のミンコフスキー和及びミンコフスキー差は、式 (1) 及び (2) によってそれぞれ定義される。以下の式 (1) ~ (4) において、 F 及び G は、それぞれ f 及び g の定義域である。

【数 1】

ミンコフスキー和：

$$(f \oplus g)(x) = \max_{\substack{x-u \in F \\ u \in G}} \{ f(x-u) + g(u) \} \quad \cdots(1)$$

10

ミンコフスキー差：

$$(f \ominus g)(x) = \min_{u \in G} \{ f(x-u) - g(u) \} \quad \cdots(2)$$

【0006】

モフォロジー処理には、ダイレーション (dilation)、イロージョン (erosion)、オープニング (opening)、及び、クロージング (closing) と呼ばれる 4 つの基本的な処理が含まれている。構造要素 g^s による画像関数 f についての基本的な処理は、次式 (3) ~ (6) によって定義される。なお、式 (3) ~ (6) において、関数 g は、原点について対称である。

20

【数 2】

ダイレーション：

$$(f \oplus g^s)(x) = \max_{\substack{x+u \in F \\ u \in G}} \{ f(x+u) + g(u) \} \quad \cdots(3)$$

イロージョン：

$$(f \ominus g^s)(x) = \min_{x \in G} \{ f(x+u) - g(u) \} \quad \cdots(4)$$

30

オープニング：

$$f_g = (f \ominus g^s) \oplus g \quad \cdots(5)$$

クロージング：

$$f^g = (f \oplus g^s) \ominus g \quad \cdots(6)$$

40

【0007】

式 (3) に示すように、ダイレーションは、構造要素 g^s によって移動された画像関数 f のミンコフスキー和を求める処理であり、直感的には、構造要素に基づいて規定されるマスク領域内において最大値を探索して、マスク中心の画素値を最大値に置き換えることにより、原画像を膨張させる働きを持つ。また、式 (4) に示すように、イロージョンは、構造要素 g^s によって移動された画像関数 f のミンコフスキー差を求める処理であり、直感的には、上記マスク領域内において最小値を探索して、マスク中心の画素値を最小値に置き換えることにより、原画像を収縮させる働きを持つ。さらに、オープニングとは、イロージョンの後でダイレーションを行う処理のことであり、例えば、凸部を除去する働

50

きを持つ。また、クロージングとは、ダイレーションの後でイロージョンを行う処理のことであり、例えば、凹部を穴埋めする働きを持つ。

【0008】

このようなモフォロジー処理を超音波画像処理に適用することにより、超音波画像において構造物を抽出したり、画質を向上させることが検討されている。例えば、特許文献1には、効率良く診断を行うために、時系列データを符号化し、復号化する装置において、前処理としてモフォロジー処理を行うことにより輪郭線を抽出することが開示されている。また、非特許文献1には、モフォロジー処理において構造要素を制御することにより、境界強調とスペckル低減とを同時に行うことが開示されている。

【特許文献1】特開平10-84286号公報(第5頁、第18図)

【非特許文献1】椿井 正義、伊東 正安, 「超音波画像の境界強調を目的とした適応的モフォロジーにおける可変構造要素の制御」, 電子情報通信学会論文誌, 2003年6月, 第J86-D-II巻, 第6号, p. 895-907

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、このようなモフォロジー処理には、マスクサイズを基準として、それよりも小さなパターンを平滑化するという機能があるため、マスクサイズ、即ち、構造要素に起因するアーティファクト(虚像)が生じてしまうことがある。

【0010】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波を送受信することによって得られた超音波画像についてスペckルを低減する処理を行う際にアーティファクトを生じ難い画像処理方法等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】

【0011】

以上の課題を解決するため、本発明に係る超音波画像処理方法は、超音波ビームを用いて被検体内を走査することにより得られた信号に基づいて生成され、超音波画像を構成する複数の画素の画素値をそれぞれ表す複数の信号を処理する方法であって、該複数の信号について、モフォロジー処理における構造要素に基づいて決定されるマスク領域内の複数の画素の画素値に、マスク領域内の位置に応じて設定される第1群の重み付け係数をそれぞれ乗じ、マスク中心の画素値を、第1群の重み付け係数を乗じられた複数の画素値の内の最大値に変換する処理を、マスク領域を移動させながら施すステップ(a)と、ステップ(a)において処理を施された複数の信号について、モフォロジー処理における構造要素に基づいて決定されるマスク領域内の複数の画素の画素値に、マスク領域内の位置に応じて設定される第2群の重み付け係数をそれぞれ乗じ、マスク中心の画素値を、第2群の重み付け係数を乗じられた複数の画素値の内の最小値に変換する処理を、マスク領域を移動させながら施すステップ(b)とを具備する。

【0012】

また、本発明に係る超音波画像処理装置は、超音波ビームを用いて被検体内を走査することにより得られた信号に基づいて生成され、超音波画像を構成する複数の画素の画素値をそれぞれ表す複数の信号を処理する装置であって、該複数の信号を記憶する記憶手段と、該記憶手段によって記憶された複数の信号について、モフォロジー処理における構造要素に基づいて決定されるマスク領域内の複数の画素の画素値に、マスク領域内の位置に応じて設定される第1群の重み付け係数をそれぞれ乗じ、マスク中心の画素値を、第1群の重み付け係数を乗じられた複数の画素値の内の最大値に変換する第1の信号処理を、マスク領域を移動させながら施し、第1の信号処理を施された信号について、モフォロジー処理における構造要素に基づいて決定されるマスク領域内の複数の画素の画素値に、マスク領域内の位置に応じて設定される第2群の重み付け係数をそれぞれ乗じ、マスク中心の画素値を、第2群の重み付け係数を乗じられた複数の画素値の内の最小値に変換する第2の信号処理を、マスク領域を移動させながら施す画像信号処理手段とを具備する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

さらに、本発明に係る超音波画像処理プログラムは、超音波ビームを用いて被検体内を走査することにより得られた信号に基づいて生成され、超音波画像を構成する複数の画素の画素値をそれぞれ表す複数の信号を処理するプログラムであって、該複数の信号について、モフォロジー処理における構造要素に基づいて決定されるマスク領域内の複数の画素の画素値に、マスク領域内の位置に応じて設定される第1群の重み付け係数をそれぞれ乗じ、マスク中心の画素値を、第1群の重み付け係数を乗じられた複数の画素値の内の最大値に変換する処理を、マスク領域を移動させながら施す手順(a)と、手順(a)において処理を施された信号について、モフォロジー処理における構造要素に基づいて決定されるマスク領域内の複数の画素の画素値に、マスク領域内の位置に応じて設定される第2群の重み付け係数をそれぞれ乗じ、マスク中心の画素値を、第2群の重み付け係数を乗じられた複数の画素値の内の最小値に変換する処理を、マスク領域を移動させながら施す手順(b)とをCPUに実行させる。

10

【発明の効果】

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、マスク領域内の位置に応じて設定された重み付け係数を用いて、取得された超音波画像についてモフォロジー処理を行うので、構造要素に起因するアーティファクトを抑制しつつスペckルを低減することができる。従って、ノイズが低減された画質の良い超音波画像を得ることが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

20

【 0 0 1 5 】

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、モフォロジー処理を利用することにより、超音波画像におけるスペckルの影響を低減するものである。

【 0 0 1 6 】

まず、モフォロジー処理を用いた一般的なスペckル低減処理について、図2を参照しながら説明する。図2の(a)~(c)は、複数の画素10によって構成される超音波画像を模式的に示している。図2の(a)には、低輝度領域12によって分断された高輝度領域11aが示されている。分断された高輝度領域11aを連結するためには、この超音波画像について、次式(7)に示すモフォロジー処理の基本演算であるダイレーションを施す。即ち、注目画素14を中心とするマスク領域13内の画素の中から最大値を抽出し、注目画素14の画素値をその最大値に変換する処理を、複数の画素10の各々について行う。

30

【数3】

$$g = \max_{x, y \in G} \{Y(x, y)\} \cdots (7)$$

40

ここで、gはダイレーションによって得られた画像を表す画素値の集合であり、Yは原画像の画素値であり、Gは構造要素に基づいて決定されるマスクであり、(x, y)はマスク領域内における座標である。これにより、図2の(b)に示すように、高輝度領域が膨張し、それを分断していた低輝度領域が削除される。

【 0 0 1 7 】

次に、図2の(b)に示す超音波画像について、次式(8)に示すイロージョンを施す。即ち、注目画素14を中心とするマスク領域13内の画素の中から最小値を抽出し、注目画素14の画素値をその最小値に変換する処理を、図2の(b)に示す複数の画素10の各々について行う。

50

【数 4】

$$f = \min_{x, y \in G} \{g(x, y)\} \cdots (8)$$

ここで、 f は、イロージョンによって得られた画像を表す画素値の集合である。これにより、図 2 の (c) に示すように、高輝度領域 1 1 b が収縮して元のサイズに戻る。このようにして、スペckルの影響によって分断された高輝度領域 1 1 a を、高輝度領域 1 1 c のように連結することができる。

10

【0018】

次に、このような一般的なモフォロジー処理を、図 3 の (a) に示す超音波画像（原画像）に施す場合について検討する。まず、図 3 の (a) に示す原画像について、マスクサイズを 7×7 （マスク領域 1 5）としてダイレーションを施す。これにより、図 3 の (b) に示すように、高輝度領域が膨張し、比較的低輝度な領域が中央部に集まる。

【0019】

さらに、図 3 の (b) に示す画像について、イロージョンを施す。このとき、マスク領域 1 5 の一部が中央の低輝度領域 1 6 にかかっている場合、即ち、マスクが領域 1 5 a ~ 1 5 d 又はそれよりも内側にある場合に、注目画素の画素値は、低輝度領域 1 6 の画素値に変換される。そのため、領域 1 5 a ~ 1 5 d の中心画素又はそれより内側に存在する全ての画素が低輝度の画素値に変換され、図 3 の (c) に示すように、画像の中央部に矩形の低輝度領域 1 7 が生じてしまう。

20

この低輝度領域 1 7 は、マスクサイズやマスク形状に起因して現れるアーティファクトである。このようなアーティファクトの存在は、超音波画像を医療診断に用いる上で望ましくない。そこで、本実施形態においては、注目画素からの距離に応じて設定されている重み付け係数を用いてモフォロジー処理を行っている。

【0020】

以下、図 1、図 4、及び、図 5 を参照しながら本実施形態におけるモフォロジー処理について説明する。図 4 は、本実施形態におけるモフォロジー処理を説明するための図であり、図 5 は、本実施形態において用いられる重み付け係数を示す図である。

30

図 1 のステップ S 1 において、超音波用探触子から被検体に向けて超音波を送信し、被検体に反射された超音波エコーを受信することによって超音波検出信号を取得し、そのような超音波検出信号について、増幅、A/D変換、検波等の信号処理を施すことにより、超音波画像データを取得する。図 4 の (a) は、このようにして取得された超音波画像データによって表される超音波画像（原画像）である。

【0021】

次に、ステップ S 2 及びステップ S 3 において、図 4 の (a) に示す原画像について、重み付け係数を用いたダイレーションを施す。

即ち、ステップ S 2 において、図 4 の (a) に示す原画像を構成するある注目画素 $(x, y) = (0, 0)$ を中心として、例えば、マスクサイズ 7×7 のマスク領域内の画素 (x, y) の画素値に、図 5 の (a) に示すような重み付け係数（以下、「ダイレーション係数」ともいう） $d_k(x, y)$ を乗じる。ここで、 (x, y) は、マスク領域における座標である。図 5 の (a) に示すように、ダイレーション係数 $d_k(x, y)$ は、注目画素における値を 1 とし ($d_k(0, 0) = 1$)、注目画素から離れるほど値が小さくなるように設定されている。

40

【0022】

さらに、ステップ S 3 において、次式 (9) に示すように、重み付け係数 $d_k(x, y)$ を乗じられた画素値の中から最大値を抽出し、注目画素の画素値をその最大値に変換する。

【数5】

$$g' = \max_{x, y \in G} \{Y(x, y) \times dk(x, y)\} \cdots (9)$$

ここで、 g' はダイレーションによって得られた画像を表す画素値の集合であり、 Y は原画像の画素値であり、 G は構造要素に基づいて決定されるマスクである。このような処理を、超音波画像を構成する複数の画素の各々について行うことにより、図4の(b)に示すように、高輝度領域が膨張した画像が得られる。

10

【0023】

次に、ステップS4及びS5において、ダイレーションが施された超音波画像について、重み付け係数を用いたイロージョンを施す。

即ち、ステップS4において、注目画素 $(x, y) = (0, 0)$ を中心として、マスクサイズ 7×7 のマスク領域内の画素 (x, y) の画素値に、図5の(b)に示すような重み付け係数(以下、「イロージョン係数」ともいう) $e_k(x, y)$ を乗じる。図5の(b)に示すように、イロージョン係数は、注目画素における値を1とし($e_k(0, 0) = 1$)、注目画素から離れるほど値が大きくなるように設定されている。

【0024】

さらに、ステップS5において、次式(10)に示すように、重み付け係数 $e_k(x, y)$ を乗じられた画素値の中から最小値を抽出し、注目画素の画素値をその最小値に変換する。

20

【数6】

$$f' = \min_{x, y \in G} \{g'(x, y) \times ek(x, y)\} \cdots (10)$$

ここで、 f' はイロージョンによって得られた画像を表す画素値の集合である。このような処理を、超音波画像を構成する複数の画素の各々について行うことにより、図4の(c)に示すように、高輝度領域が収縮した画像が得られる。

30

【0025】

図3の(c)と図4の(c)とを比較すれば明らかなように、図4の(c)には、マスクサイズやマスク形状に起因するアーティファクトはほとんど現れていない。これは、図5の(a)及び(b)に示すように、マスク領域内の最大値を取るダイレーションにおいては、マスク中心から離れた画素に乘じられる係数の値を小さくし、マスク領域内の最小値を取るイロージョンにおいては、マスク中心から離れた画素に乘じられる係数の値を大きくすることにより、マスク中心に対するマスク周縁部の影響を小さくすることができるからである。

【0026】

40

次に、本実施形態において用いられる重み付け係数(ダイレーション係数及びイロージョン係数について詳しく説明する。

マスクサイズやマスク形状に起因するアーティファクトを生じさせることなく、スペckルによる影響を低減する効果を高めるためには、スペckルパターンのサイズや形状を含むスペckルの特徴量に応じて、ダイレーション係数及びイロージョン係数を設定することが望ましい。

【0027】

ここで、超音波画像の分解能は、送信される超音波の周波数が高いほど向上し、周波数が低いほど低下する。また、超音波は、周波数が高くなるほど減衰し易くなるので、被検体の深部から反射される超音波エコーにおいては、比較的周波数の低い成分が残る結果と

50

なる。そのため、被検体の深さ方向（距離方向）については、深度が大きいほど超音波画像の分解能が低下する。これらのことから、超音波画像に現れるスペックルパターンのサイズは、超音波用探触子から送信される超音波の周波数が高いほど小さくなり、超音波の周波数が低いほど大きくなる傾向にある。また、被検体の浅部を表す超音波画像においてはスペックルパターンが小さく、被検体の深部を表す超音波画像においてはスペックルパターンが大きくなる傾向がある。

【 0 0 2 8 】

一方、スペックルパターンの形状は、超音波画像に表されている被検体の深度（以下において、「超音波画像の深度」ともいう）や、超音波の走査方式や、画像データに施される画像処理等の影響を受ける。例えば、走査方式に対応する座標変換を施す前の原画像データにおいては、スペックルパターンが距離方向に長く、方位方向に短い楕円形状になっている。また、リニア走査によって得られた原画像データに補間処理を施すと、スペックルパターンは、距離方向に短く、方位方向に長い楕円形状になる。

10

【 0 0 2 9 】

そこで、送信超音波の周波数や超音波画像の深度をパラメータとして用いることにより、ダイレクション係数及びイロージョン係数のマスクサイズ、マスク形状、及び、係数値を設定する。或いは、パラメータとして、心臓や肝臓といった、観測対象である臓器の種類や部位を用いても良い。ある臓器を撮像する場合に用いられる送信超音波の周波数や、その臓器が存在する深さの範囲や、走査方式や座標変換等の内容は概ね決まっている。そこで、送信超音波の周波数や、超音波画像の深度や、走査方式等を、予め観測部位に対応付けておき、観測部位ごとにダイレクション係数及びイロージョン係数を設定しても良い。さらに、送信超音波の周波数と超音波画像の深度、観測部位と送信超音波の周波数、観測部位と超音波画像の深度、又は、送信超音波の周波数と超音波画像の深度と観測部位といったパラメータの組み合わせを用いても良い。

20

【 0 0 3 0 】

上記のようなパラメータに基づいて設定される重み付け係数のマスクサイズ及びマスク形状の具体例を挙げる。例えば、中心周波数 1 2 M H z の超音波を送信する超音波用探触子を用いて頸部のリニア画像を生成する場合を考える。この場合には、送信超音波の周波数が比較的高く、超音波画像の深度が小さいので、スペックルパターンは比較的小さいが、補間処理によりスペックルパターンが方位方向に長くなっている。そのため、例えば、方位方向×距離方向 = 9 × 5 の非等方性マスクが用いられる。また、中心周波数 3 . 5 M H z の超音波を送信する超音波用探触子を用いて腹部の超音波画像を生成する場合を考える。この場合には、送信超音波の周波数が比較的低く、超音波画像の深度が大きいので、スペックルパターンが比較的大きくなる。そのため、マスクサイズを、例えば、方位方向×距離方向 = 9 × 1 3 程度に大きくする。

30

【 0 0 3 1 】

次に、重み付け係数の値について説明する。ダイレクション及びイロージョンにおいては、マスク中心とマスク周縁部とにおける重み付け係数の差が小さくなるほど、マスク周縁部がマスク中心に与える影響が大きくなるので、スペックル低減効果が高くなる。反対に、重み付け係数の差が大きくなるほど、スペックル低減効果が控えめになる。従って、送信超音波の周波数が低い場合や、被検体の深部を画像化する場合（即ち、スペックルパターンのサイズが大きい場合）には、重み付け係数の差を小さくすることにより、スペックル低減効果を高くすれば良い。具体的には、ダイレクション係数の値を 1 より小さい範囲で大きくし、イロージョン係数の値を 1 より大きい範囲で小さくする。反対に、送信超音波の周波数が高い場合や、被検体の浅部を画像化する場合（即ち、スペックルパターンのサイズが小さい場合）には、重み付け係数の差を大きくすれば良い。具体的には、ダイレクション係数の値を小さくし、イロージョン係数の値を大きくする。この場合には、アーティファクトを抑制する効果がより高くなる。

40

【 0 0 3 2 】

また、ダイレクション係数及びイロージョン係数を、ユーザが任意に設定しても良い。

50

ユーザが、画面に表示された超音波画像を観察しながら、これらの係数を設定することにより、所望のスペックル低減及びアーティファクト抑制効果を得ることができる。

【0033】

このようなダイレーション係数とイロージョン係数とは、マスク領域内の対応する位置における係数同士を乗ずると1になる関係、即ち、 $d_k(x, y) \times e_k(x, y) = 1$ という関係にあることが望ましい。これにより、モフォロジー処理の前後において、超音波画像全体の明るさ、即ち、超音波画像を構成する全画素の画素値の平均レベルの変動を抑制することができる。

【0034】

以上説明したように、本実施形態によれば、超音波画像について平滑化処理をする際に、マスクサイズ及びマスク形状に起因するアーティファクトを抑制しつつ、スペックルを低減することができる。従って、画質の良い超音波画像を得ることができる。

10

【0035】

本実施形態に係る超音波画像処理方法は、公知の線形又は非線形な輝度変換や、アンシャープマスク等の強調処理や、周波数処理等を組み合わせることにより、超音波画像を平滑化すると共に、輪郭強調効果を得ることも可能である。例えば、原画像データについて本実施形態に係る画像処理を施した後で、周波数強調処理を施すことにより、輪郭強調された画像の精度を向上させることができる。

【0036】

図6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においては、本発明の一実施形態に係る超音波画像処理方法が用いられている。図6に示すように、本実施形態に係る超音波撮像装置は、超音波を送受信する超音波用探触子30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。

20

【0037】

超音波用探触子30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(圧電素子)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、圧電素子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。

30

【0038】

このような超音波用探触子30は、ケーブルを介して超音波撮像装置本体と接続されている。

40

超音波用探触子30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、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。

【0039】

或いは、超音波用探触子30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、図7に示すように、内視鏡と一体化された超音波内視鏡が知られている。

50

【 0 0 4 0 】

図7に示す超音波内視鏡は、挿入部31と、操作部32と、接続コード33と、ユニバーサルコード34とを含んでいる。挿入部31は、患者の体内に挿入することができるように、可撓性を有する細長い管状となっている。挿入部31の基端に設けられている操作部32は、接続コード33を介して超音波観測装置に接続されていると共に、ユニバーサルコード34を介して光源装置に接続されている。また、操作部32には、種々の処置具が挿入部31の先端に向けて挿入される処置具挿入口35が設けられている。

【 0 0 4 1 】

超音波内視鏡の挿入部31には、照明窓及び観察窓が設けられている。照明窓には、光源装置からライトガイドを介して供給される照明光を出射させるための照明用レンズが装着されている。これらは、照明光学系を構成する。また、観察窓には、対物レンズが装着されており、この対物レンズの結像位置に、イメージガイドの入力端又はCCDカメラ等の固体撮像素子が配置されている。これらは、観察光学系を構成する。さらに、挿入部31の先端には、被検体内に向けて超音波を送信すると共に、被検体内において発生した超音波エコーを受信する超音波トランスデューサが配置されている。

10

【 0 0 4 2 】

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。

20

【 0 0 4 3 】

再び、図6を参照すると、超音波撮像装置本体は、制御部40と、記録部41と、駆動信号発生部42と、送受信切換部43と、信号処理部51と、A/D変換器52と、デジタル処理部50と、画像メモリ58と、D/A変換器59と、表示部60と、入力部61とを含んでいる。制御部40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。

30

【 0 0 4 4 】

記録部41は、超音波撮像装置に含まれるCPU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の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。例えば、重み付け係数記録部41aには、スペックル低減処理のために用いられる複数種類のダイレーション係数及びイロージョン係数が、送信超音波の周波数や、超音波画像の深度や、観測部位等のパラメータに対応づけて記録されている。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。

40

【 0 0 4 5 】

駆動信号発生部42は、超音波用探触子30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、制御部40の制御の下で、所定の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、所定の時間差をもって超音波がそれぞれ発生する。

【 0 0 4 6 】

送受信切換部43は、駆動信号発生部42において発生した駆動信号の超音波用探触子30への入力と、後述する信号処理部51における検出信号の取り込みとを、制御部40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。

50

【 0 0 4 7 】

信号処理部 5 1 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 5 2 は、信号処理部 5 1 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、検出データを生成する。

【 0 0 4 8 】

デジタル処理部 5 0 は、メモリ 5 3 と、受信フォーカス処理部 5 4 と、デジタル・スキャン・コンバータ (D S C) 5 5 と、スペckル低減処理部 5 6 と、画像処理部 5 7 とを含んでいる。メモリ 5 3 は、信号処理部 5 1 の複数のチャンネルにそれぞれ対応するラインメモリを含んでおり、生成された検出データを、ラインごとに時系列に記憶する。或いは、メモリ 5 3 を、一定時間分の動画データを記憶するシネメモリによって構成しても良い。

10

【 0 0 4 9 】

受信フォーカス処理部 5 4 は、メモリ 5 3 に記憶されている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込まれた受信ビームを表す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って、画像データが得られる。この画像データの値は、超音波画像を構成する複数の画素の画素値を表す。

20

【 0 0 5 0 】

D S C 5 5 は、超音波ビームの走査空間の画像データから物理空間の画像データに走査フォーマットを変換することにより、表示用の画像データを生成する。即ち、D S C 5 5 は、画像表示レンジ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表示形態への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。

【 0 0 5 1 】

スペckル低減処理部 5 6 は、入力された画像データについて、重み付け係数を用いたモフォロジー処理を施すことにより、超音波画像におけるスペckルを低減する処理を行う。なお、スペckル低減処理の詳細については、図 1 を用いて説明したものと同様である。

30

画像処理部 5 7 は、入力された画像データについて、距離減衰を補正するための S T C (センシティブィティ・タイム・コントロール) や、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。

【 0 0 5 2 】

画像メモリ 5 8 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 5 9 は、画像メモリ 5 8 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

【 0 0 5 3 】

表示部 6 0 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 E D ディスプレイであり、D / A 変換された画像信号に基づいて超音波画像を表示する。

入力部 6 1 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入力デバイスである。入力部 6 1 は、調節ツマミや、入力ボタンや、キーボードや、タッチパネル等を含む調整卓によって構成されても良いし、外付けキーボードや、マウス等のポインティングデバイスによって構成されても良い。入力部 6 1 には、送信周波数を設定するために用いられる送信周波数入力部 6 1 a や、ユーザが観測したい部位を入力するために用いられる観測部位 (ボディマーク) 入力部 6 1 b 等が含まれる。

【 0 0 5 4 】

50

本実施形態において、受信フォーカス処理部 54、DSC 55、スペックル低減処理部 56、及び、画像処理部 57は、CPUとソフトウェアによって構成されている。しかしながら、これらの各部 54～57をアナログ回路又はデジタル回路を用いて構成しても良い。例えば、画像処理部 57において行われるSTC、ゲイン調整、コントラスト調整を、信号処理部にアナログ回路を設けることにより、アナログ信号に対して行っても良い。

【0055】

また、メモリ 53～画像処理部 57を含むデジタル処理部 50を、パーソナルコンピュータ(PC)を用いて構成しても良い。その場合には、デジタル処理部 50において処理されるデータを、超音波用探触子 30や、信号処理部 51及びA/D変換器 52を介して直接入力しても良いし、ネットワークや記録媒体を介して入力しても良い。

10

【0056】

次に、図6に示す超音波撮像装置の動作について説明する。

超音波撮像を開始する前に、ユーザは、所定の設定項目について、入力部 61を用いて入力する。例えば、ユーザは、送信超音波の周波数や、観測部位(例えば、心臓や肝臓等の内臓の名称)等の情報を、送信周波数入力部 61aや観測部位入力部 61bを用いて入力する。或いは、ユーザが超音波撮像装置本体に超音波用探触子 30を接続することにより、制御部 40が超音波用探触子 30の種類や送信超音波の周波数を認識するようにしても良い。これにより、制御部 40は、超音波の送受信を行うための所定の項目を設定すると共に、それらのパラメータに基づいて、重み付け係数記録部 41aに記録されている複数の重み付け係数の中から、モフォロジー処理において用いられる重み付け係数を選択する。

20

【0057】

次に、ユーザが超音波撮像を開始すると、制御部 40の制御の下で、設定された周波数を有する超音波ビームが超音波用探触子 30から送信され、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が走査される。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 30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 30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。

30

【0058】

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 51において所定の信号処理を施される。これにより、広帯域且つ不要な周波数成分が除去された検出信号が得られる。これらの検出信号は、A/D変換され、一旦メモリ 53に記憶された後、受信フォーカス処理部 54において受信フォーカス処理を施され、音線データが生成される。このようにして生成された音線データに基づいて得られた画像データは、DSC 55に入力される。DSC 55においては、入力された音線データについて、走査方式に応じた走査フォーマットの変換が行われる。

【0059】

このようにして生成された画像データは、スペックル低減処理部 56において、予め制御部 40によって選択された重み付け係数を用いたモフォロジー処理を施される。或いは、その際に、ユーザによって任意に入力されたダイレーション係数及びイロージョン係数が用いられても良い。

40

スペックル低減処理を施された画像データは、画像処理部 57において、階調処理等の所定の画像処理を受け、一旦画像メモリ 58に記憶された後、D/A変換されて出力される。これにより、表示部 60の画面に超音波画像が表示される。

【0060】

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8及び図9を参照しながら説明する。図8は、本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、図6に示すデジタル処理部 50の代わりに、図7に示すデジタル処理部 70を含んでいる。その他の構成については、図6に示す超音波撮像装置と同様

50

である。

【 0 0 6 1 】

図より明らかなように、図 6 に示すデジタル処理部 5 0 と図 8 に示すデジタル処理部 7 0 とは、受信フォーカス処理後のデータ処理の順序が異なっている。即ち、図 8 に示すデジタル処理部 7 0 において、受信フォーカス処理によって生成された音線データに基づいて得られた画像データは、スペックル低減処理部 5 6 におけるスペックル低減処理と、画像処理部 5 7 における階調処理等の画像処理とを施された後で、D S C 5 5 において走査フォーマットを変換される。

【 0 0 6 2 】

図 8 に示すように、D S C 5 5 の前段にスペックル低減処理部 5 6 を配置する場合には、次のような利点がある。図 9 の (a) に示すように、D S C 5 5 において走査変換を施される前の画像データにおいては、スペックルパターンの形状は、超音波画像全体に渡ってほぼ均一である。そのような画像データについて、例えば、セクタ画像を得るために極座標変換（走査変換）を施す。ここで、一般的な超音波撮像装置においては、表示角度が 60° 以上の極座標変換が施される場合が多い。それにより、図 9 の (b) に示すように、超音波画像は、深度 L が大きいほど横長に伸び、方位角 θ が大きいほど（例えば、 $\theta = \theta_1$ ）円周方向に伸びた画像に変換される。そのため、超音波画像に出現しているスペックルパターンも、そのような形状に変形する。即ち、スペックルパターンの形状が、画像処理の影響によって不均一になってしまう。

【 0 0 6 3 】

そのような超音波画像についてスペックル低減処理を施すと、スペックル低減効果が超音波画像内の位置によって不均一になってしまう。また、スペックル低減効果を均一にするために、超音波画像内の位置に応じてマスク形状を変更することも考えられるが、演算処理が煩雑になってしまう。そこで、スペックルパターンの変形が生じる前、即ち、走査変換前の段階でスペックル低減処理を行うことにより、簡単な演算処理で、超音波画像全体に渡って均一なスペックル低減効果を得ることができる。

【 0 0 6 4 】

また、リニア画像を得るためには、D S C 5 5 において画像データに補間処理が施されるが、それにより、演算対象となるデータ量が増えてしまう。しかしながら、補間処理を施す前のデータ量の少ない段階でスペックル低減処理を行うことにより、高速に処理することが可能になる。特に、超音波内視鏡等において取得されるラジアル画像の場合には、大きな効果を得ることができる。

【 0 0 6 5 】

本実施形態において用いられる重み付け係数のマスク形状の例について述べる。一般に、走査変換前において、スペックルパターンは、距離方向に長く伸びた形状を有している。そのため、そのようなスペックルを低減するためには、距離方向に長い非等方性マスクを用いることが効果的である。例えば、腹部の超音波画像を生成する場合には、送信超音波の周波数が比較的 low（例えば、中心周波数が約 3.5 MHz ）、超音波画像の深度が大きいので、スペックルパターンが比較的大きくなる。従って、この場合には、例えば、方位方向 \times 距離方向 = 9×13 の非等方性マスクが用いられる。このようなマスクを用いたモフォロジー処理後の画像について走査変換を施すことにより、腹部コンベックス画像が得られる。

なお、本実施形態においては、画像処理部 5 7 における画像処理の内、補正は、D S C 5 5 における走査フォーマットの変換後に行っても良い。

【 0 0 6 6 】

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説明する。図 1 0 は、本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、図 6 に示すデジタル処理部 5 0 の替わりに、図 1 0 に示すデジタル処理部 8 0 を含んでいる。その他の構成については、図 6 に示す超音波撮像装置と同様である。

【 0 0 6 7 】

10

20

30

40

50

デジタル処理部 80 は、図 6 に示すデジタル処理部 50 に対して、スペックル低減処理部 56 の後段に設けられた周波数帯域分割処理部 81 をさらに有している。周波数帯域分割処理部 81 は、スペックル低減処理部 56 においてスペックル低減処理を施された画像データについて、空間周波数成分を複数の周波数帯域に分割することにより、周波数強調処理を行う。

【0068】

周波数帯域分割処理部 81 の動作について、図 11 を参照しながら詳しく説明する。図 11 は、周波数帯域分割処理を説明するための図である。

図 11 に示すように、スペックル低減処理部において処理された画像データ $DT(0)$ が、周波数帯域分割処理部 81 に入力されると、ダウンサンプリング部 801 において、
10
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。

【0069】

次に、アップサンプリング部 802 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。

【0070】

次に、減算部 803 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。

【0071】

次に、掛算部 804 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
30
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 805 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。

【0072】

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 806 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 807 において、所定の重み付け係数 K 及び $(1 - K)$ をそれぞれ掛算され、加算部 808 において加算される。
40
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、出力される。

【0073】

掛算部 804 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。本実施形態におけるように、スペックル低減処理を施された画像データについて周波数強調処理を施す場合には、空間周波数が比較的高い成分を強調することが好ましい。例えば、超音波周波数が約 12 MHz の超音波ビームを送受信することによって得られた画像データについて、ダウンサンプリングレート 1/2 で 6 つの空間周波数帯域に分割した場合に、重み付け係数 k_0 を大きく設定すると、良好な結果が得られている。なお、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 9 に示す記録部 41 に予め記録しておいても
50

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】

以上説明したように、本実施形態によれば、スペックル低減処理部56において処理された画像データについて、周波数帯域分割による周波数強調処理を施すので、アーティファクトを抑制しつつスペックルが低減された画像を輪郭強調することができる。従って、精度の高い超音波画像を得ることが可能になる。

【0075】

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説明する。図12は、本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、図10に示すデジタル処理部80の代わりに、図12に示すデジタル処理部90を含んでいる。その他の構成については、図10に示す超音波撮像装置と同様である。

10

【0076】

図10に示すデジタル処理部80と図12に示すデジタル処理部90とは、受信フォーカス処理後のデータ処理の順序が異なっている。即ち、図12に示すデジタル処理部において受信フォーカス処理により生成された音線データに基づいて得られた画像データは、スペックル低減処理部56におけるスペックル低減処理と、周波数帯域分割処理部81における周波数帯域分割処理と、画像処理部57における階調処理等の画像処理とを施された後で、DSC55において走査フォーマットを変換される。

20

【0077】

ここで、周波数帯域分割処理等を走査フォーマットの変換前に行うことの利点について説明する。走査変換等の処理が施される前の画像データには、より広帯域且つ豊富な量の画像情報が含まれている。従って、走査変換前の画像データについて周波数帯域分割処理を施す場合には、周波数帯域幅を狭くして、調整可能な周波数帯域の分割数を増やすことができる。即ち、周波数強調処理をより細かく制御することができるので、精確な輪郭強調処理によって精度の高い超音波画像を得たり、所望の周波数成分を強調することにより、見やすい超音波画像を生成することが可能となる。

【産業上の利用可能性】

【0078】

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撮像装置において利用可能である。

30

【図面の簡単な説明】

【0079】

【図1】本発明の一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2】一般的なモフォロジー処理におけるダイレーション及びイロージョンを説明するための図である。

【図3】一般的なモフォロジー処理によるスペックル低減と、マスクサイズに起因して生じるアーティファクトを説明するための図である。

【図4】本発明の一実施形態に係る超音波画像処理方法において行われるモフォロジー処理を説明するための図である。

40

【図5】本発明の一実施形態において用いられるダイレーション係数及びイロージョン係数の例を示す図である。

【図6】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。

【図7】超音波内視鏡の構成を示す模式図である。

【図8】本発明の第2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。

【図9】極座標変換によるスペックルパターンへの影響を説明するための図である。

【図10】本発明の第3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。

【図11】周波数帯域分割処理を説明するための図である。

【図12】本発明の第4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。

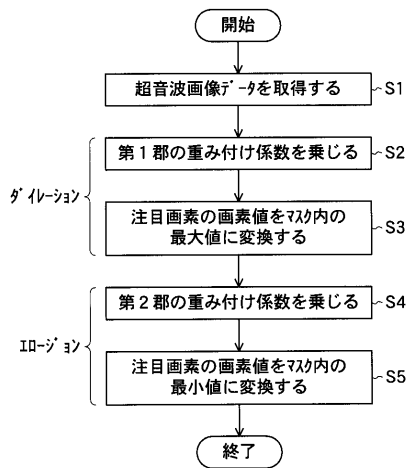
50

【符号の説明】

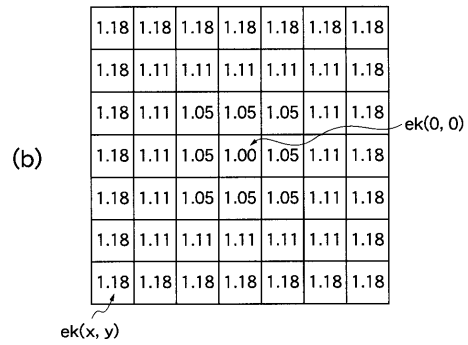
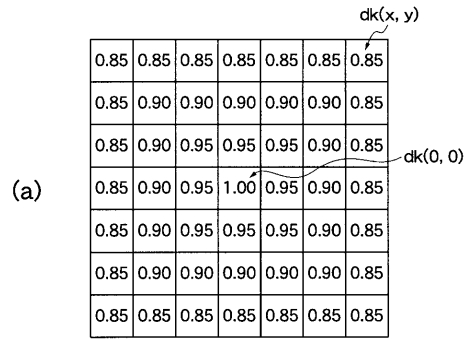
【0080】

10	画素	
11 a ~ 11 c	高輝度領域	
12、16、17	低輝度領域	
13、15、15 a ~ 15 d	マスク領域	
14	注目画素	
15 a ~ 15 d	領域	
30	超音波用探触子	
31	挿入部	10
32	操作部	
33	接続コード	
34	ユニバーサルコード	
35	処置具挿入口	
40	制御部	
41	記録部	
41 a	重み付け係数記録部	
42	駆動信号発生部	
43	送受信切換部	
50、70、80、90	デジタル処理部	20
51	信号処理部	
52	A / D 変換器	
53	メモリ	
54	受信フォーカス制御部	
55	デジタル・スキャン・コンバータ (D S C)	
56	スペックル低減処理部	
57	画像処理部	
58	画像メモリ	
59	D / A 変換器	
60	表示部	30
61	入力部	
61 a	送信周波数入力部	
61 b	観測部位入力部	
81	周波数帯域分割処理部	
801	ダウンサンプリング部	
802、805	アップサンプリング部	
803	減算部	
804、807	掛算部	
806、808	加算部	

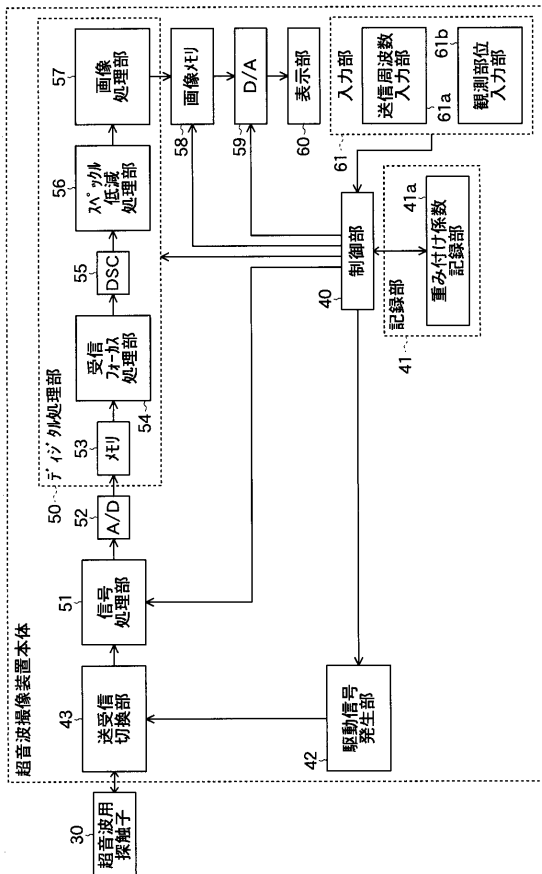
【図1】



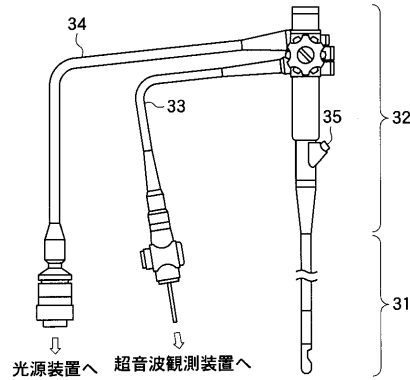
【図5】



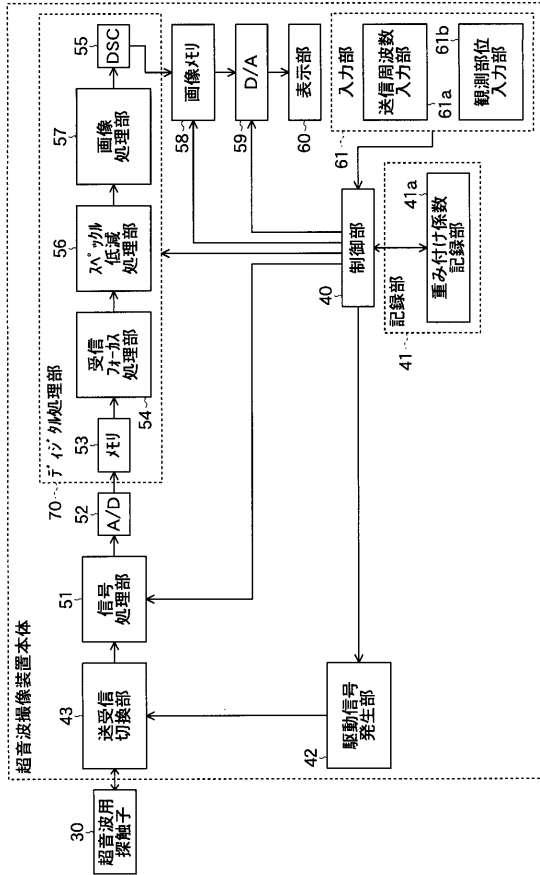
【図6】



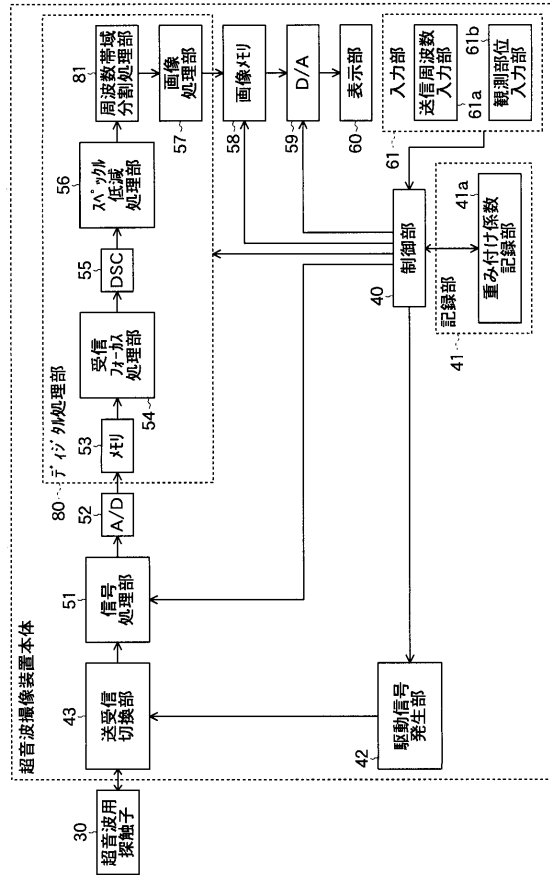
【図7】



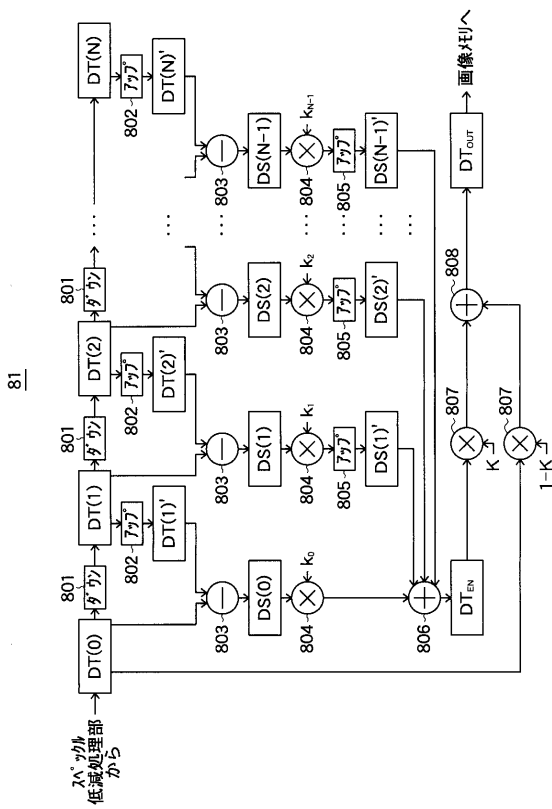
【図 8】



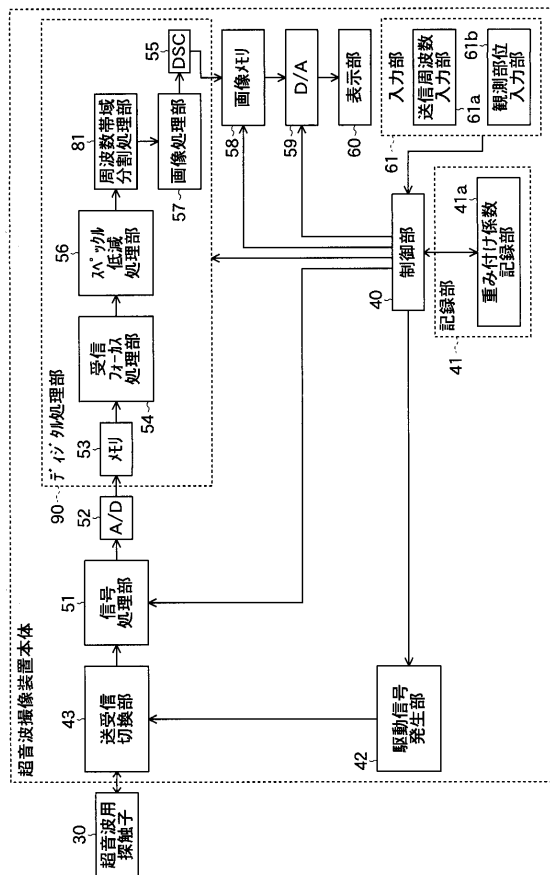
【図 10】



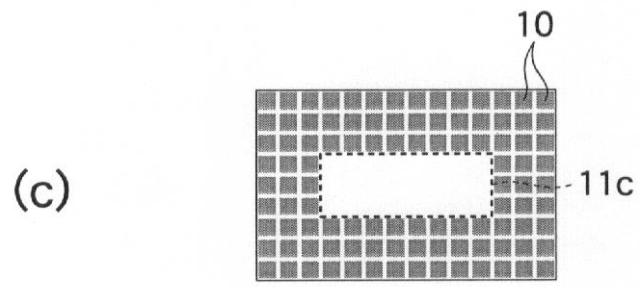
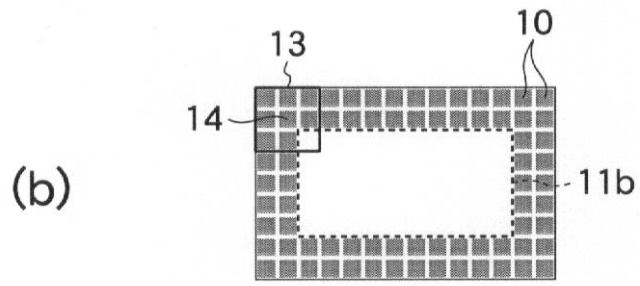
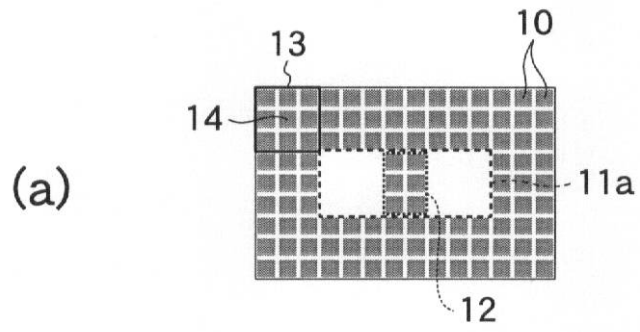
【図 11】



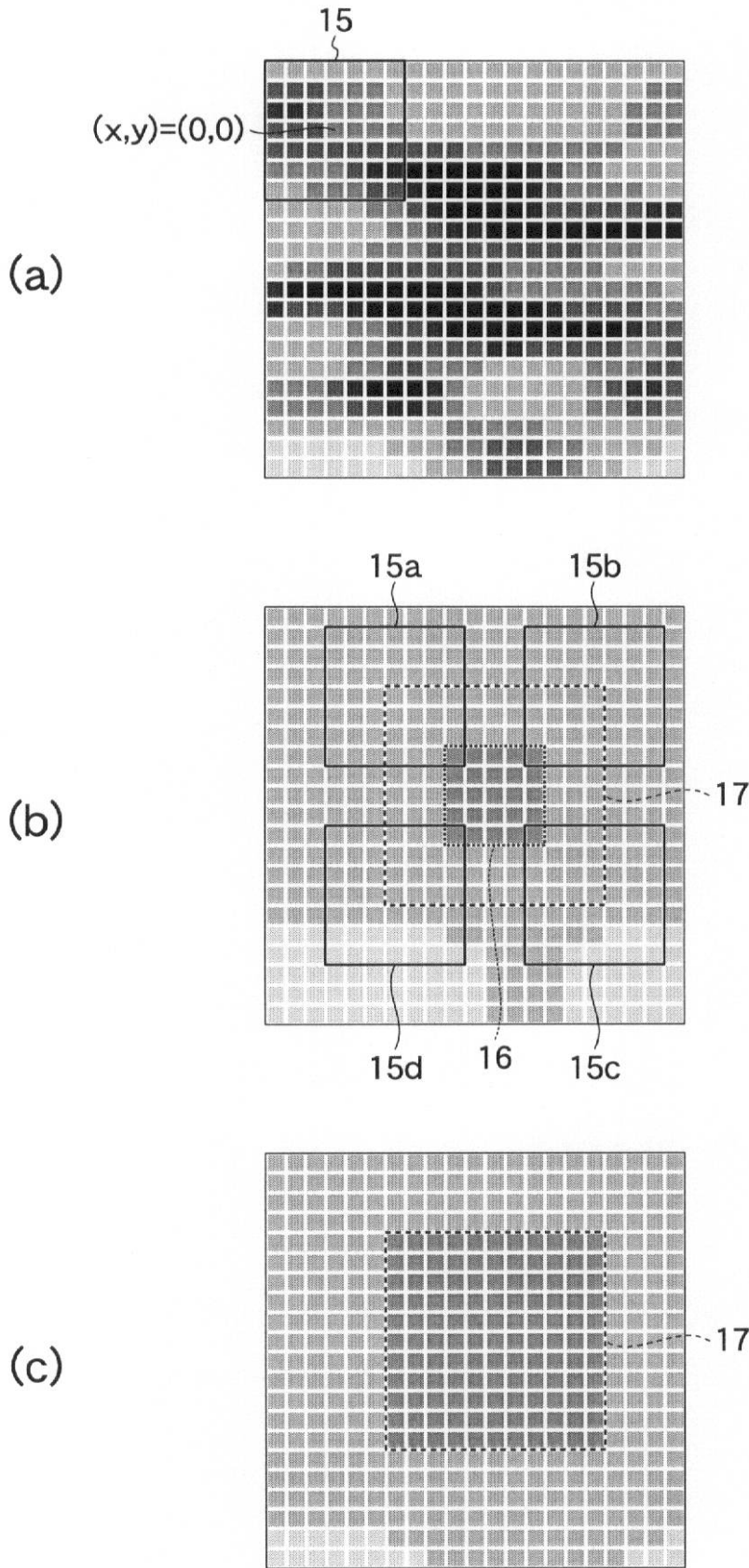
【図 12】



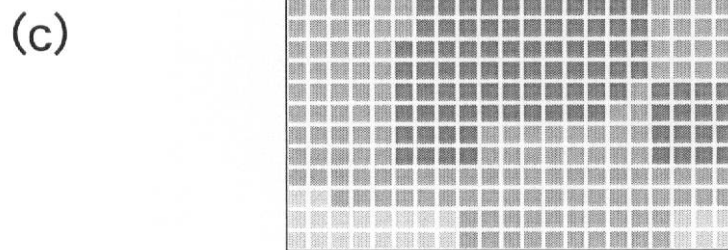
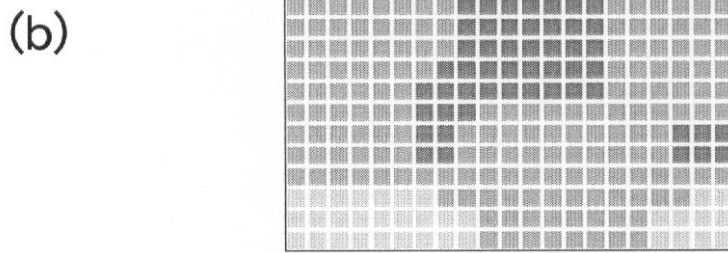
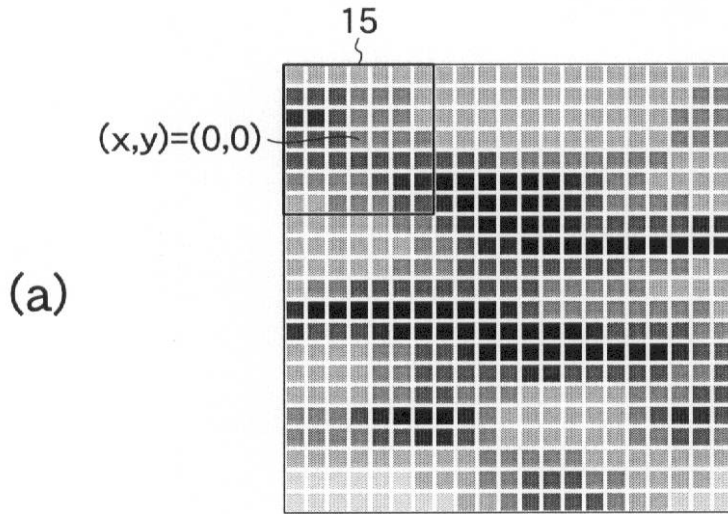
【 図 2 】



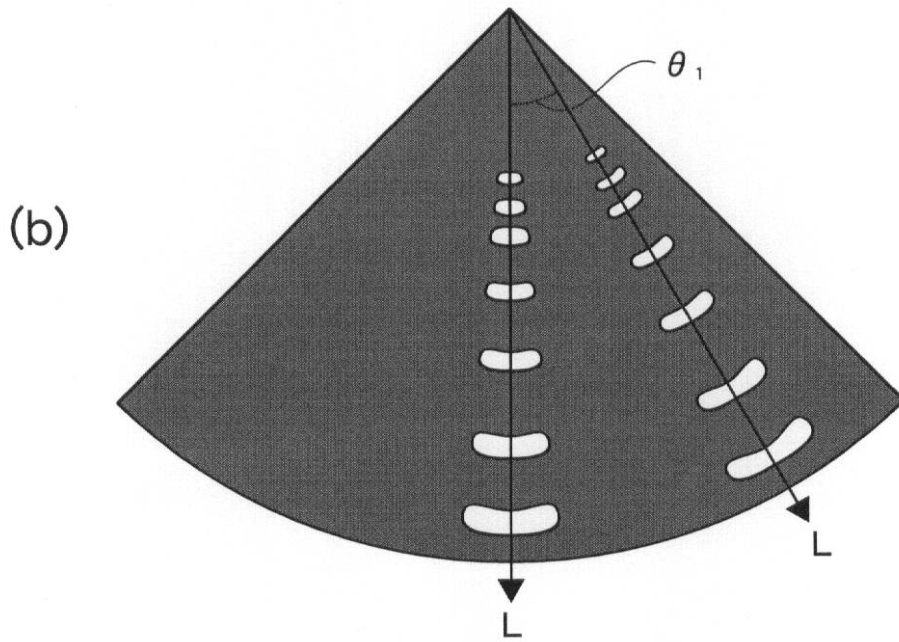
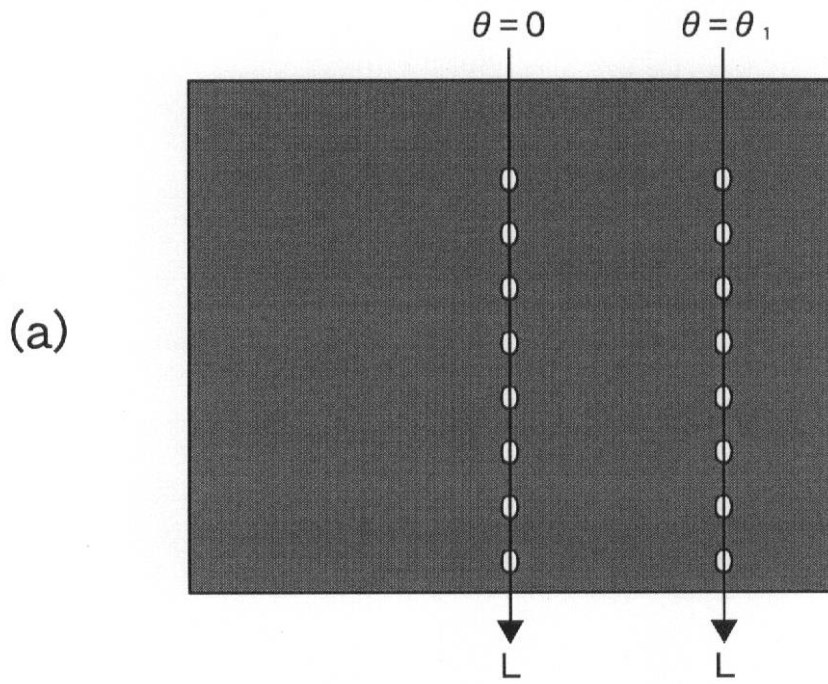
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 9 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2000-040154(JP,A)
特開2002-157593(JP,A)
特開平11-259651(JP,A)
特開平09-050522(JP,A)
特開平09-269370(JP,A)
特開2000-279416(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	8/00
G06T	1/00
G06T	5/00

