

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-236761
(P2007-236761A)

(43) 公開日 平成19年9月20日(2007.9.20)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01)	A 6 1 B 8/00	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2006-65724 (P2006-65724)	(71) 出願人	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
(22) 出願日	平成18年3月10日 (2006.3.10)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
		(74) 代理人	100095234 弁理士 飯嶋 茂
		(74) 代理人	100117536 弁理士 小林 英了
		(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
		(72) 発明者	山本 綱之 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

最終頁に続く

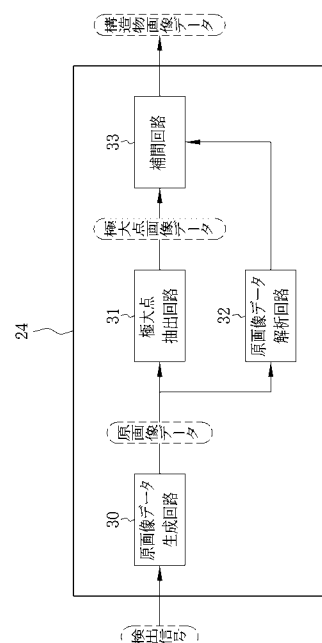
(54) 【発明の名称】 超音波診断システム、および超音波診断用プロセッサ装置

(57) 【要約】

【課題】 超音波診断に供する画像の高画質化を図る。

【解決手段】 超音波診断システム2のプロセッサ装置11は、1フレーム分の検出信号から原画像データを生成する原画像データ生成回路30と、原画像データの画素の極大点を抽出する極大点抽出回路31と、原画像内で直線的な構造をもった部位を抽出する原画像データ解析回路32と、極大点抽出回路31で生成された極大点画像データの輝度値をもたない画素を補間する補間回路33とからなる第2信号処理部24を有する。補間回路33は、原画像データ解析回路32で抽出された直線的な構造をもった部位が、超音波画像の深さ方向に対してなす角度が、斜めである場合は正方補間マスク40、略0°である場合は縦扁平補間マスク41、略90°である場合は横扁平補間マスク42をそれぞれ選択して補間処理を行う。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の被観察部位に超音波を照射し、前記被観察部位からのエコー信号を受信して検出信号を出力する超音波トランスデューサが配された超音波プローブと、前記検出信号から超音波画像を生成するプロセッサ装置とからなる超音波診断システムにおいて、

前記プロセッサ装置は、前記検出信号に基づいて生成された、前記超音波画像の各画素における輝度値を表す原画像データから、補間マスクを用いて、前記被検体内の構造物に関する画像情報を表す構造物画像データを生成する構造物画像データ生成手段と、

前記原画像データを解析して、原画像内で直線的な構造をもった部位を抽出する原画像データ解析手段とを有し、

前記構造物画像データ生成手段は、前記原画像データ解析手段の解析結果に応じた、前記補間マスクによる適正な補間処理を行うことを特徴とする超音波診断システム。

10

【請求項 2】

前記補間マスクは、異なる形状を有する複数の種類が用意されており、

前記構造物画像データ生成手段は、前記超音波画像の深さ方向に対する前記直線的な構造をもった部位のなす角度に応じて、前記補間マスクを選択的に切り替えて前記補間処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断システム。

【請求項 3】

前記補間マスクは、正形状を有する正方補間マスク、前記超音波画像の深さ方向に沿って長い形状を有する縦扁平補間マスク、および前記深さ方向に直交する方向に沿って長い形状を有する横扁平補間マスクの 3 種類が用意されており、

20

前記構造物画像データ生成手段は、前記深さ方向に対する前記直線的な構造をもった部位のなす角度が、斜めである場合は前記正方補間マスク、

略 0° である場合は前記縦扁平補間マスク、

略 90° である場合は前記横扁平補間マスクを用いて、それぞれ前記補間処理を行うことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断システム。

【請求項 4】

前記構造物画像データ生成手段は、前記超音波画像の深さ方向に対する前記直線的な構造をもった部位のなす角度が、前記補間マスクの形状に応じた角度となるように画像を回転させて、前記補間処理を行うことを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の超音波診断システム。

30

【請求項 5】

前記補間マスクは、正形状を有する正方補間マスク、前記超音波画像の深さ方向に沿って長い形状を有する縦扁平補間マスク、および前記深さ方向に直交する方向に沿って長い形状を有する横扁平補間マスクのうち、少なくともいずれか 1 種類が用意されており、

前記構造物画像データ生成手段は、前記正方補間マスクを用いる場合は、前記深さ方向に対する前記直線的な構造をもった部位のなす角度が斜めになるように、

前記縦扁平補間マスクを用いる場合は前記角度が略 0° になるように、

前記横扁平補間マスクを用いる場合は前記角度が略 90° になるように、それぞれ画像を回転させて、前記補間処理を行うことを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の超音波診断システム。

40

【請求項 6】

前記補間マスクは、異なる形状を有する複数の種類が用意されており、

前記構造物画像データ生成手段は、用意された全ての補間マスクを用いて前記構造物画像データを生成するとともに、

前記プロセッサ装置は、モニタと、

生成した全ての構造物画像データによる構造物画像を前記モニタに並べて表示させる表示制御部と、

並べて表示された構造物画像の中から、適正な構造物画像を選択させる操作手段とをさらに有し、

50

前記表示制御部は、前記操作手段で選択された構造物画像を前記モニタに表示させることを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載の超音波診断システム。

【請求項 7】

被検体の被観察部位からのエコー信号により超音波トランスデューサから出力される検出信号を元に、超音波画像を生成する超音波診断用プロセッサ装置において、

前記検出信号に基づいて生成された、前記超音波画像の各画素における輝度値を表す原画像データから、補間マスクを用いて、前記被検体内の構造物に関する画像情報を表す構造物画像データを生成する構造物画像データ生成手段と、

前記原画像データを解析して、原画像内で直線的な構造をもった部位を抽出する原画像データ解析手段とを有し、

前記構造物画像データ生成手段は、前記原画像データ解析手段の解析結果に応じた、前記補間マスクによる適正な補間処理を行うことを特徴とする超音波診断用プロセッサ装置

【請求項 8】

前記補間マスクは、異なる形状を有する複数の種類が用意されており、

前記構造物画像データ生成手段は、前記超音波画像の深さ方向に対する前記直線的な構造をもった部位のなす角度に応じて、前記補間マスクを選択的に切り替えて前記補間処理を行うことを特徴とする請求項 7 に記載の超音波診断用プロセッサ装置。

【請求項 9】

前記補間マスクは、正形状を有する正方補間マスク、前記超音波画像の深さ方向に沿って長い形状を有する縦扁平補間マスク、および前記深さ方向に直交する方向に沿って長い形状を有する横扁平補間マスクの 3 種類が用意されており、

前記構造物画像データ生成手段は、前記深さ方向に対する前記直線的な構造をもった部位のなす角度が、斜めである場合は前記正方補間マスク、

略 0° である場合は前記縦扁平補間マスク、

略 90° である場合は前記横扁平補間マスクを用いて、それぞれ前記補間処理を行うことを特徴とする請求項 7 または 8 に記載の超音波診断用プロセッサ装置。

【請求項 10】

前記構造物画像データ生成手段は、前記超音波画像の深さ方向に対する前記直線的な構造をもった部位のなす角度が、前記補間マスクの形状に応じた角度となるように画像を回転させて、前記補間処理を行うことを特徴とする請求項 7 ないし 9 のいずれかに記載の超音波診断用プロセッサ装置。

【請求項 11】

前記補間マスクは、正形状を有する正方補間マスク、前記超音波画像の深さ方向に沿って長い形状を有する縦扁平補間マスク、および前記深さ方向に直交する方向に沿って長い形状を有する横扁平補間マスクのうち、少なくともいずれか 1 種類が用意されており、

前記構造物画像データ生成手段は、前記正方補間マスクを用いる場合は、前記深さ方向に対する前記直線的な構造をもった部位のなす角度が斜めになるように、

前記縦扁平補間マスクを用いる場合は前記角度が略 0° になるように、

前記横扁平補間マスクを用いる場合は前記角度が略 90° になるように、それぞれ画像を回転させて、前記補間処理を行うことを特徴とする請求項 7 ないし 10 のいずれかに記載の超音波診断用プロセッサ装置。

【請求項 12】

前記補間マスクは、異なる形状を有する複数の種類が用意されており、

前記構造物画像データ生成手段は、用意された全ての補間マスクを用いて前記構造物画像データを生成するとともに、

モニタと、

生成した全ての構造物画像データによる構造物画像を前記モニタに並べて表示させる表示制御部と、

並べて表示された構造物画像の中から、適正な構造物画像を選択させる操作手段とをさ

10

20

30

40

50

らに有し、

前記表示制御部は、前記操作手段で選択された構造物画像を前記モニタに表示させることを特徴とする請求項7ないし11のいずれかに記載の超音波診断用プロセッサ装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波プローブとプロセッサ装置とからなる超音波診断システム、および超音波診断用プロセッサ装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、医療分野において、超音波画像を利用した医療診断が実用化されている。超音波画像は、超音波プローブに配された超音波トランスデューサから被検体の被観察部位に超音波を照射し、被観察部位からのエコー信号を電氣的に検出して、超音波プローブに接続されたプロセッサ装置で、検出した信号に対して各種信号処理を施すことによって得られる。

【0003】

また、被観察部位に超音波を走査しながら照射することにより、超音波断層画像（Bモード画像）を得ることも可能で、超音波を送受信する超音波トランスデューサを機械的に回転あるいは揺動、もしくはスライドさせるメカニカルスキャン走査方式の超音波プローブや、複数の超音波トランスデューサをアレイ状に配列し、駆動する超音波トランスデューサを電子スイッチなどで選択的に切り替える電子スキャン走査方式の超音波プローブを用いた超音波診断も行われている。

【0004】

ところで、超音波画像には、超音波の波長よりも小さな反射体からの反射波や散乱波が干渉しあったスペックルパターンが現れる。このスペックルパターンは一種のノイズであり、超音波画像に映る被検体内の構造物の輪郭が不鮮明になる原因となっている。特に、食道癌の深達度を診断する場合には、食道の層構造を明確にするために、スペックルパターンを除去した鮮明な超音波画像の取得が望まれている。このため、超音波画像の各画素における輝度値を表す原画像データに対して、スペックルパターンを低減するモフォロジー（morphology）処理を施すようにした超音波画像処理装置が提案されている（特許文献1参照）。

【0005】

その一方で、スペックルパターンと被検体の組織の性状との間に相関関係があることを利用して、スペックルパターンに着目して組織の性状を診断する（例えば、肝硬変の進行度など）ことも行われており、超音波画像上の関心領域内の画像に対して二値化処理を施し、これにより得られた二値化画像内の高輝度の島部分の個数を演算して、演算結果のヒストグラムを作成することで、容易に組織の性状診断を行えるようにした超音波診断装置が提案されている（特許文献2参照）。

【0006】

このように、超音波画像を利用した医療診断では、診断の目的によって観察すべき超音波画像の種類が異なるため、スペックルパターンを低減させた超音波画像や、逆に強調させた超音波画像を一度に生成して表示することが可能なシステムの実現が望まれていた。

【0007】

このような要望に対して、本願発明の出願人は、スペックルパターンに関する画像情報を表すスペックルデータと、構造物に関する画像情報を表す構造物画像データを原画像データから生成し、原画像データ、スペックルデータ、および構造物画像データのうちの少なくとも1つに基づいて超音波画像を生成するようにした超音波撮像装置を考案した（特願2004-377947参照）。この超音波撮像装置によれば、原画像、スペックルパターンの画像、構造物の画像、およびスペックルパターンの画像と構造物の画像とを混合した画像を一度に生成して表示することができる。

10

20

30

40

50

【0008】

特願2004-377947に記載の超音波撮像装置の一実施例では、原画像データから構造物画像データを生成する際に、原画像データ内の輝度値の極大点を抽出し、抽出した極大点の画素の輝度値で極大点以外の画素の輝度値を補間する補間処理を行っている。この補間処理では、補間の対象となる画素を原点とする4つの象限で、それぞれ補間に用いる画素を選出しており、選出の際には、正方形を有する正方補間マスク、または扁平形状を有する扁平補間マスクを用いている。

【特許文献1】特開2005-205198号公報

【特許文献2】特開2004-41617号公報

【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、特願2004-377947に記載の超音波撮像装置では、全ての画像に対して一律に同種の補間マスクを用いて補間処理を行っており、また、どのような画像にいずれの補間マスクを用いればよいかといった記載がなく、補間マスクの形状による特徴を構造物画像の生成に活かしていなかった。

【0010】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、超音波診断に供する画像の高画質化に寄与することができる超音波診断システム、および超音波診断用プロセッサ装置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】

上記目的を達成するために、本発明は、被検体の被観察部位に超音波を照射し、前記被観察部位からのエコー信号を受信して検出信号を出力する超音波トランスデューサが配された超音波プローブと、前記検出信号から超音波画像を生成するプロセッサ装置とからなる超音波診断システムにおいて、前記プロセッサ装置は、前記検出信号に基づいて生成された、前記超音波画像の各画素における輝度値を表す原画像データから、補間マスクを用いて、前記被検体内の構造物に関する画像情報を表す構造物画像データを生成する構造物画像データ生成手段と、前記原画像データを解析して、原画像内で直線的な構造をもった部位を抽出する原画像データ解析手段とを有し、前記構造物画像データ生成手段は、前記原画像データ解析手段の解析結果に応じた、前記補間マスクによる適正な補間処理を行うことを特徴とする。

【0012】

前記補間マスクは、異なる形状を有する複数の種類が用意されており、前記構造物画像データ生成手段は、前記超音波画像の深さ方向に対する前記直線的な構造をもった部位のなす角度に応じて、前記補間マスクを選択的に切り替えて前記補間処理を行うことが好ましい。

【0013】

前記補間マスクは、正方形を有する正方補間マスク、前記超音波画像の深さ方向に沿って長い形状を有する縦扁平補間マスク、および前記深さ方向に直交する方向に沿って長い形状を有する横扁平補間マスクの3種類が用意されており、前記構造物画像データ生成手段は、前記深さ方向に対する前記直線的な構造をもった部位のなす角度が、斜めである場合は前記正方補間マスク、略0°である場合は前記縦扁平補間マスク、略90°である場合は前記横扁平補間マスクを用いて、それぞれ前記補間処理を行うことが好ましい。

【0014】

前記構造物画像データ生成手段は、前記超音波画像の深さ方向に対する前記直線的な構造をもった部位のなす角度が、前記補間マスクの形状に応じた角度となるように画像を回転させて、前記補間処理を行うことが好ましい。

【0015】

前記補間マスクは、正方形を有する正方補間マスク、前記超音波画像の深さ方向に沿

10

20

30

40

50

って長い形状を有する縦扁平補間マスク、および前記深さ方向に直交する方向に沿って長い形状を有する横扁平補間マスクのうち、少なくともいずれか1種類が用意されており、前記構造物画像データ生成手段は、前記正方補間マスクを用いる場合は、前記深さ方向に対する前記直線的な構造をもった部位のなす角度が斜めになるように、前記縦扁平補間マスクを用いる場合は前記角度が略0°になるように、前記横扁平補間マスクを用いる場合は前記角度が略90°になるように、それぞれ画像を回転させて、前記補間処理を行うことが好ましい。

【0016】

前記補間マスクは、異なる形状を有する複数の種類が用意されており、前記構造物画像データ生成手段は、用意された全ての補間マスクを用いて前記構造物画像データを生成するとともに、前記プロセッサ装置は、モニタと、生成した全ての構造物画像データによる構造物画像を前記モニタに並べて表示させる表示制御部と、並べて表示された構造物画像の中から、適正な構造物画像を選択させる操作手段とをさらに有し、前記表示制御部は、前記操作手段で選択された構造物画像を前記モニタに表示させることが好ましい。

10

【0017】

また、本発明は、被検体の被観察部位からのエコー信号により超音波トランスデューサから出力される検出信号を元に、超音波画像を生成する超音波診断用プロセッサ装置において、前記検出信号に基づいて生成された、前記超音波画像の各画素における輝度値を表す原画像データから、補間マスクを用いて、前記被検体内の構造物に関する画像情報を表す構造物画像データを生成する構造物画像データ生成手段と、前記原画像データを解析して、原画像内で直線的な構造をもった部位を抽出する原画像データ解析手段とを有し、前記構造物画像データ生成手段は、前記原画像データ解析手段の解析結果に応じた、前記補間マスクによる適正な補間処理を行うことを特徴とする。

20

【0018】

前記補間マスクは、異なる形状を有する複数の種類が用意されており、前記構造物画像データ生成手段は、前記超音波画像の深さ方向に対する前記直線的な構造をもった部位のなす角度に応じて、前記補間マスクを選択的に切り替えて前記補間処理を行うことが好ましい。

【0019】

前記補間マスクは、正形状を有する正方補間マスク、前記超音波画像の深さ方向に沿って長い形状を有する縦扁平補間マスク、および前記深さ方向に直交する方向に沿って長い形状を有する横扁平補間マスクの3種類が用意されており、前記構造物画像データ生成手段は、前記深さ方向に対する前記直線的な構造をもった部位のなす角度が、斜めである場合は前記正方補間マスク、略0°である場合は前記縦扁平補間マスク、略90°である場合は前記横扁平補間マスクを用いて、それぞれ前記補間処理を行うことが好ましい。

30

【0020】

前記構造物画像データ生成手段は、前記超音波画像の深さ方向に対する前記直線的な構造をもった部位のなす角度が、前記補間マスクの形状に応じた角度となるように画像を回転させて、前記補間処理を行うことが好ましい。

【0021】

前記補間マスクは、正形状を有する正方補間マスク、前記超音波画像の深さ方向に沿って長い形状を有する縦扁平補間マスク、および前記深さ方向に直交する方向に沿って長い形状を有する横扁平補間マスクのうち、少なくともいずれか1種類が用意されており、前記構造物画像データ生成手段は、前記正方補間マスクを用いる場合は、前記深さ方向に対する前記直線的な構造をもった部位のなす角度が斜めになるように、前記縦扁平補間マスクを用いる場合は前記角度が略0°になるように、前記横扁平補間マスクを用いる場合は前記角度が略90°になるように、それぞれ画像を回転させて、前記補間処理を行うことが好ましい。

40

【0022】

前記補間マスクは、異なる形状を有する複数の種類が用意されており、前記構造物画像

50

データ生成手段は、用意された全ての補間マスクを用いて前記構造物画像データを生成するとともに、モニタと、生成した全ての構造物画像データによる構造物画像を前記モニタに並べて表示させる表示制御部と、並べて表示された構造物画像の中から、適正な構造物画像を選択させる操作手段とをさらに有し、前記表示制御部は、前記操作手段で選択された構造物画像を前記モニタに表示させることが好ましい。

【発明の効果】

【0023】

本発明の超音波診断システム、および超音波診断用プロセッサ装置によれば、被検体の被観察部位からのエコー信号により超音波トランスデューサから出力される検出信号を元に、超音波画像を生成するプロセッサ装置に、検出信号に基づいて生成された、超音波画像の各画素における輝度値を表す原画像データから、補間マスクを用いて、被検体内の構造物に関する画像情報を表す構造物画像データを生成する構造物画像データ生成手段と、原画像データを解析して、原画像内で直線的な構造をもった部位を抽出する原画像データ解析手段とを設け、構造物画像データ生成手段で、原画像データ解析手段の解析結果に応じた、補間マスクによる適正な補間処理を行うようにしたので、常に原画像の状態に適した構造物画像を生成することができる。したがって、超音波診断に供する画像の高画質化に寄与することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

図1において、超音波診断システム2は、超音波プローブ10と、超音波プローブ10が接続されるプロセッサ装置11とからなる。超音波プローブ10には、複数の超音波トランスデューサが1次元に配列された超音波トランスデューサアレイ12が搭載されている。超音波トランスデューサは、例えば、PZT (Pb(lead) zirconate titanate; チタン酸ジルコン酸鉛) や、PVDf (polyvinylidene difluoride; ポリフッ化ビニリデン) などの圧電体厚膜の両面に電極を形成してなる。両電極に電圧が印加されると、圧電体が振動して超音波を発生し、これにより被検体の被観察部位に超音波が照射される。そして、複数の超音波トランスデューサを電子スイッチなどで順次駆動させることで、被観察部位に超音波が走査される。また、被観察部位からのエコー信号を受信すると、圧電体が振動して電圧を発生し、この電圧が検出信号として出力される。

20

【0025】

CPU13は、プロセッサ装置11の全体の動作を統括的に制御する。CPU13には、プロセッサ装置11の動作を制御するための各種プログラムやデータが記憶されたROM14が接続されている。CPU13は、必要なプログラムやデータをROM14から作業用メモリであるRAM15に読み出し、プロセッサ装置11の動作制御を行う。

30

【0026】

また、CPU13には、キーボードやマウス、タッチパネル、ツマミやスイッチなどが配された操作卓16が接続されている。CPU13は、操作卓16からの操作入力信号に応じて、プロセッサ装置11の各部を動作させる。

【0027】

タイミングコントローラ17は、CPU13の制御の下に、超音波トランスデューサの駆動タイミングを制御する駆動制御信号を送信回路18に送信する。また、図示はしていないが、タイミングコントローラ17には、後述するシネメモリ21、メモリ制御部22、第1、第2信号処理部23、24、DSC25、および画像メモリ26も接続されており、シネメモリ21、画像メモリ26のデータ書き込み・読み出しタイミングや、第1、第2信号処理部23、24、DSC25の処理タイミングも管理している。

40

【0028】

送信回路18は、超音波トランスデューサの個数分設けられ、各超音波トランスデューサに接続されたパルスからなる。各パルスは、タイミングコントローラ17からの駆動制御信号を受けて、超音波トランスデューサに励振パルス(パルス電圧)を出力する。

【0029】

50

受信回路 19 は、超音波トランスデューサの個数分設けられ、各超音波トランスデューサに接続されたレシーバおよび増幅器からなる。各レシーバは、被観察部位からのエコー信号により各超音波トランスデューサから出力された検出信号を受信する。増幅器は、所定の増幅率で検出信号を増幅し、これを A/D 変換器 (A/D) 20 に出力する。

【0030】

A/D 20 は、受信回路 19 から出力された検出信号に A/D 変換を施して、検出信号をデジタル化する。シネメモリ 21 は、メモリ制御部 22 の制御の下に、A/D 20 から出力される検出信号を連続した複数フレーム分記憶・蓄積するとともに、タイミングコントローラ 17 で規定されるタイミングで、1 フレーム分の検出信号を第 1、第 2 信号処理部 23、24 に出力する。

10

【0031】

第 1 信号処理部 23 は、シネメモリ 21 から読み出された 1 フレーム分の検出信号に対して、所定の遅延をかけて時相を揃え、これらを加算して音線データを生成する。そして、この音線データの超音波キャリア成分を除去し、ゲインおよびダイナミックレンジを調整する Log 処理を施して、超音波画像の各画素における輝度値を表す原画像データを生成する。続いて、超音波の伝搬距離 (深さ) に相当する時間に対して感度を調節する STC (Sensitivity Time Control) 処理を施し、リサンプリングを行って B モード画像を生成する。

【0032】

また、第 1 信号処理部 23 は、音線データから血流情報を取得して、周知の血流イメージング (CDI; Color Doppler Imaging) 法を用いて、カラードップラー画像を生成する。第 1 信号処理部 23 は、生成した B モード画像やドップラー画像のデータを、デジタルスキャンコンバータ (DSC; Digital Scan Converter) 25 に出力する。

20

【0033】

図 2 に示すように、第 2 信号処理部 24 は、原画像データ生成回路 30 と、極大点抽出回路 31 と、原画像データ解析回路 32 と、補間回路 33 とからなる。原画像データ生成回路 30 は、シネメモリ 21 から読み出された 1 フレーム分の検出信号に対して、第 1 信号処理部 23 の場合と同様の処理を施し、原画像データを生成する。原画像データ生成回路 30 は、生成した原画像データを極大点抽出回路 31 および原画像データ解析回路 32 に出力する。

30

【0034】

ここで、原画像データは、被検体内の構造物に関する画像情報を表す構造物画像データと、スペckルパターンに関する画像情報を表すスペckルデータとを含んでいる。このため、第 2 信号処理部 24 は、原画像データから構造物画像データを抜き出すために、原画像データの各画素のうち、輝度値が極大点を示す画素を極大点抽出回路 31 で抽出する。

【0035】

図 3 に示すように、極大点抽出回路 31 は、原画像データのある画素 Y に着目し、着目画素 Y の輝度値と、その周囲に位置する 8 個の周辺画素 $Y_a \sim Y_h$ の輝度値とを比較する。そして、着目画素 Y の輝度値が周辺画素 $Y_a \sim Y_h$ の輝度値よりも大きいときに、この着目画素 Y を極大点として抽出する。極大点抽出回路 31 は、極大点として抽出した画素のみが輝度値をもち、他の画素は輝度値をもたない極大点画像データを生成し、これを補間回路 33 に出力する。なお、この極大点抽出回路 31 と補間回路 33 とで、請求項 1 の構造物画像データ生成手段を構成している。

40

【0036】

図 2 に戻って、原画像データ解析回路 32 は、周知の直線認識技術であるハフ変換を用いて、原画像内で直線的な構造をもった部位 (例えば、血管膜など) を抽出する。原画像データ解析回路 32 は、この解析結果を補間回路 33 に送信する。

【0037】

補間回路 33 は、極大点画像データの輝度値をもたない画素を補間する。補間回路 33

50

は、図4(A)に示す正方形を有する正方補間マスク40、(B)に示す超音波画像の深さ方向(図の縦方向、以下、単に深さ方向という。)に沿って長い形状を有する縦扁平補間マスク41、および(C)に示す深さ方向に直交する方向に沿って長い形状を有する横扁平補間マスク42を用いて補間を行う。正方補間マスク40は、画素単位で 2×2 、 3×3 、 4×4 、 \dots 、縦扁平補間マスク41は、 2×4 、 3×6 、 4×8 、 \dots 、横扁平補間マスク42は、 4×2 、 6×3 、 8×4 、 \dots 、のサイズをそれぞれ有する。

【0038】

補間回路33は、原画像データ解析回路32で抽出された直線的な構造をもった部位が、深さ方向に対してなす角度に応じて、使用する補間マスクを選択的に切り替える。すなわち、角度が斜め(例えば、 $30^\circ \sim 60^\circ$ の間)である場合は正方補間マスク40、角度が略 0° (例えば、 $0^\circ \sim 29^\circ$ の間)である場合(直線的な構造をもった部位が深さ方向に略水平である場合)は縦扁平補間マスク41、角度が略 90° (例えば、 $61^\circ \sim 90^\circ$)である場合(直線的な構造をもった部位が深さ方向に対して垂直である場合)は横扁平補間マスク42を用いる。

10

【0039】

正方補間マスク40を用いて補間を行う手順を示す図5において、(A)の斜線部分は、極大点抽出回路31で極大点として抽出された画素を表す。いま、補間対象画素Yの輝度値を求めることを考える。まず、(A)に示すように、補間対象画素Yを原点として、 x 、 y 軸で周辺の画素の集合を第1~第4象限に分ける。そして、(B)に示すように、各象限で補間対象画素Yを端点として正方補間マスク40を宛てがい、正方補間マスク40のサイズを順次大きくしていきながら、各象限における補間対象画素Yに最も近い極大点の画素を探索する。これにより、(A)に示す各象限の4つの画素 $Y_1 \sim Y_4$ が選出される。

20

【0040】

次に、選出された画素 $Y_1 \sim Y_4$ の位置および輝度値を元に、補間対象画素Yの輝度値を算出する。すなわち、加重平均法を用いて、画素 Y_1 と画素 Y_2 の輝度値から、 y 軸上の画素 Y_A の輝度値を、画素 Y_3 と画素 Y_4 の輝度値から、 y 軸上の画素 Y_B の輝度値をそれぞれ算出する。そして、再び加重平均法を用いて、画素 Y_A と画素 Y_B の輝度値から、補間対象画素Yの輝度値を算出する。このようにして、極大点画像データの輝度値をもたない画素を極大点の画素を用いて補間していく。この補間処理によって生成された画像データが構造物画像データである。補間回路33は、生成した構造物画像データをDSC25に出力する。なお、縦扁平補間マスク41、および横扁平補間マスク42を用いて補間を行う場合も、補間マスクの形状が異なるだけで、正方補間マスク40を用いて行う場合と同様であるので、図示および説明を省略する。

30

【0041】

図1に戻って、DSC25は、第1、第2信号処理部23、24から出力される各種画像データに対してラスタ変換を施し、テレビ信号の走査方式(NTSC方式)に変換する。画像メモリ26は、DSC25でラスタ変換されたデータを格納する。D/A変換器(D/A)27は、DSC25によりNTSC方式に変換された信号を再びアナログ信号に変換する。モニター28は、D/A27で変換されたアナログ信号を画像として表示する。

40

【0042】

モニター28に表示される画像は、操作卓16の操作により切り替え可能となっており、モニター28には、Bモード画像、ドップラー画像、および構造物画像データによる構造物画像がそれぞれ単体で、または合成されて、あるいは並べて表示される。なお、DSC25、画像メモリ26、およびD/A27は、請求項6の表示制御手段を構成している。

【0043】

次に、上記構成を有する超音波診断システム2の動作手順について説明する。まず、超音波プローブ10が被検体内に挿入され、超音波画像を取得する指示がなされると、CPU13の制御の下に、タイミングコントローラ17から送信回路18に駆動制御信号が送

50

信される。そして、超音波トランスデューサアレイ 12 の駆動すべき超音波トランスデューサに送信回路 18 から励振パルスが送信される。超音波トランスデューサは、この励振パルスにより励振され、これにより被検体内の被観察部位に超音波が照射される。

【0044】

超音波の照射後、超音波トランスデューサで被観察部位からのエコー信号が受信され、超音波トランスデューサから検出信号が出力される。出力された検出信号は、A/D20でA/D変換が施されてデジタル化され、シネメモリ21に出力される。その後、駆動すべき超音波トランスデューサが電子スイッチなどで順次駆動されながら、被観察部位に超音波が走査される。超音波トランスデューサアレイ12による1回の超音波走査が終了すると、シネメモリ21に記憶された1フレーム分の検出信号が、第1、第2信号処理部23、24に出力される。

10

【0045】

第1信号処理部23では、シネメモリ21から読み出された1フレーム分の検出信号が整相加算され、音線データが生成される。生成された音線データは、超音波キャリア成分の除去、およびLog処理が施され、これにより原画像データが生成される。そして、生成された原画像データに対して、STC処理、リサンプリングが行われてBモード画像が生成される。また、音線データから血流情報が取得され、血流イメージング法を用いてカラードプラー画像が生成される。生成されたBモード画像、ドプラー画像のデータは、DSC25に出力される。

【0046】

一方、第2信号処理部24では、原画像データ生成回路30で、シネメモリ21から読み出された1フレーム分の検出信号に対して、第1信号処理部23の場合と同様の処理が施され、原画像データが生成される。生成された原画像データは、極大点抽出回路31および原画像データ解析回路32に出力される。

20

【0047】

極大点抽出回路31では、原画像データのある画素Yの輝度値と、その周囲に位置する周辺画素 $Y_a \sim Y_n$ の輝度値とが比較され、輝度値が極大点となる画素が抽出される。そして、極大点として抽出された画素のみが輝度値をもち、他の画素は輝度値をもたない極大点画像データが生成され、補間回路33に出力される。

【0048】

原画像データ解析回路32では、ハフ変換によって原画像内で直線的な構造をもった部位が抽出される。原画像データ解析回路32による解析結果は、補間回路33に送信される。

30

【0049】

補間回路33では、極大点画像データの輝度値をもたない画素の補間が行われる。このとき、原画像データ解析回路32で抽出された直線的な構造をもった部位が、深さ方向に対してなす角度が、斜めである場合は正方補間マスク40、略0°である場合は縦扁平補間マスク41、略90°である場合は横扁平補間マスク42が用いられる。

【0050】

補間回路33では、補間対象画素Yを原点として周辺の画素の集合を分けた第1～第4象限の各象限において、補間対象画素Yを端点として、原画像データ解析回路32の解析結果に応じて選択された補間マスクが宛てがわれ、補間マスクのサイズが順次大きくされながら、各象限における補間対象画素Yに最も近い極大点の画素が探索される。次に、探索により選出された画素 $Y_1 \sim Y_4$ の位置および輝度値を元に、加重平均法を用いて補間対象画素Yの輝度値が算出される。この補間処理によって構造物画像データが生成され、DSC25に出力される。

40

【0051】

第1、第2信号処理部23、24で生成された各種画像データは、DSC25でラスタ変換が施され、画像メモリ26に格納された後、D/A27により再びアナログ信号に変換され、モニタ28に画像として表示される。

50

【 0 0 5 2 】

以上説明したように、超音波診断システム 2 は、原画像データから構造物画像データを生成する際に、原画像データの解析結果に応じた補間マスクを用いて補間処理を行うので、原画像データに適応した構造物画像データを生成することができ、深さ方向、または深さ方向に直交する方向に関する構造物画像の連続性が保たれる。これにより、高画質な構造物画像を取得することができ、例えば、構造物画像を用いて組織の膜厚を測定することなども可能となる。

【 0 0 5 3 】

上記実施形態では、原画像データの解析結果に応じて補間マスクを選択するようにした第 2 信号処理部 2 4 を例示して説明したが、図 6 に示す第 2 信号処理部 5 0 を用いてもよい。第 2 信号処理部 5 0 は、極大点抽出回路 3 1 と補間回路 3 3 との間に回転処理回路 5 1 が介挿されている他は、第 2 信号処理部 2 4 と同様の構成を有する。なお、この場合は、極大点抽出回路 3 1、補間回路 3 3、および回転処理回路 5 1 で、請求項 1 の構造物画像データ生成手段を構成している。

10

【 0 0 5 4 】

回転処理回路 5 1 は、原画像データ解析回路 3 2 で抽出された直線的な構造をもった部位の、深さ方向に対してなす角度が、補間マスクの形状に応じた角度となるように、画像を回転させる。すなわち、正方補間マスク 4 0 を用いる場合は角度が斜め（例えば 45°）になるように、縦扁平補間マスク 4 1 を用いる場合は角度が略 0°になるように、横扁平補間マスク 4 2 を用いる場合は角度が略 90°になるように、それぞれ画像を回転させ、補間回路 3 3 に出力する。

20

【 0 0 5 5 】

補間回路 3 3 は、上記実施形態と同様の補間処理を施した後、生成した構造物画像データを再び回転処理回路 5 1 に戻す。回転処理回路 5 1 は、補間回路 3 3 から戻された構造物画像データを回転させる前の元の状態に戻し、これを D S C 2 5 に出力する。このように、補間マスクの形状に応じて画像を回転させるようにすれば、正方、縦扁平、および横扁平補間マスク 4 0 ~ 4 2 のうち、少なくともいずれか 1 種類が用意されていれば、上記実施形態と同様の効果を得ることができる。なお、回転処理回路 5 1 を原画像データ生成回路 3 0 と極大点抽出回路 3 1 との間に介挿し、極大点抽出回路 3 1 で極大点を抽出する前の原画像データに回転処理を施すようにしてもよい。

30

【 0 0 5 6 】

また、正方、縦扁平、および横扁平補間マスク 4 0 ~ 4 2 の全てを用いて補間処理を行い、図 7 に示すように、これにより得られた構造物画像データによる構造物画像 6 0 a ~ 6 0 c をモニタ 2 8 に並べて表示させ、術者に操作卓 1 6 を操作させて、モニタ 2 8 上のカーソル 6 1 により構造物画像 6 0 a ~ 6 0 c の中から適正な構造物画像を選択させて、選択された構造物画像をモニタ 2 8 に拡大して表示させるようにしてもよい。

【 0 0 5 7 】

上記実施形態では、原画像データから構造物画像データのみを抜き出しているが、特願 2 0 0 4 - 3 7 7 9 4 7 で開示されているように、原画像データから構造物画像データを差し引いてスペックルデータを生成したり、構造物画像データとスペックルデータとを所定の混合比率で混合して混合画像データを生成したりしてもよい。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 8 】

【 図 1 】 超音波診断システムの構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 第 2 信号処理部の構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 極大点抽出回路で極大点を抽出する方法を説明するための説明図である。

【 図 4 】 補間回路で用いる補間マスクを示す図であり、(A) は、正方補間マスク、(B) は、縦扁平補間マスク、(C) は、横扁平補間マスクをそれぞれ示す。

【 図 5 】 補間回路による補間処理の方法を説明するための説明図であり、(A) は、補間対象画素とその周辺の画素との関係、(B) は、正方補間マスクで補間処理に用いる極大

50

点の画素を探索する様子をそれぞれ示す。

【図6】第2信号処理部の別の実施形態を示すブロック図である。

【図7】さらに別の実施形態におけるモニタの表示状態を示す説明図である。

【符号の説明】

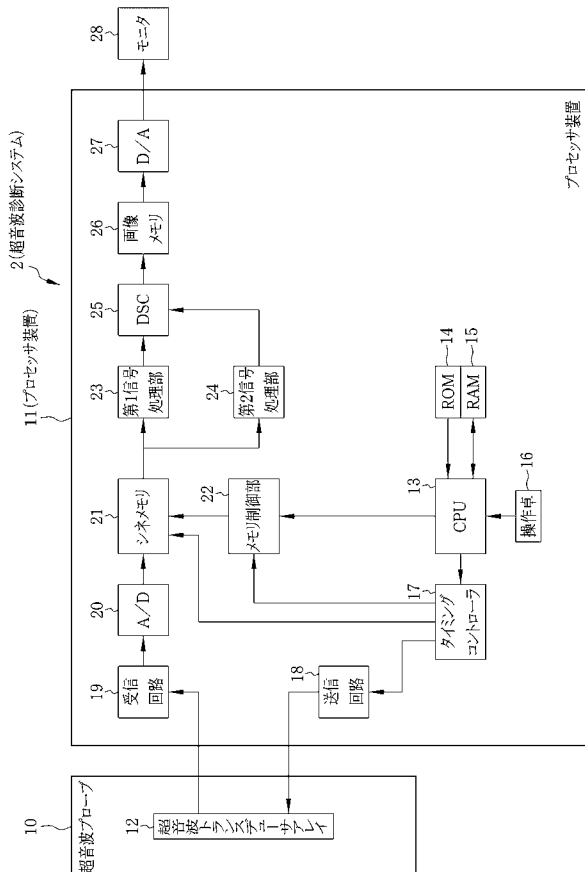
【0059】

- 2 超音波診断システム
- 10 超音波プローブ
- 11 プロセッサ装置
- 12 超音波トランスデューサアレイ
- 13 CPU
- 16 操作卓
- 24、50 第2信号処理部
- 25 デジタルスキャンコンバータ(DSC)
- 26 画像メモリ
- 27 D/A変換器(D/A)
- 28 モニタ
- 30 原画像データ生成回路
- 31 極大点抽出回路
- 32 原画像データ解析回路
- 33 補間回路
- 40 正方補間マスク
- 41 縦扁平補間マスク
- 42 横扁平補間マスク
- 51 回転処理回路

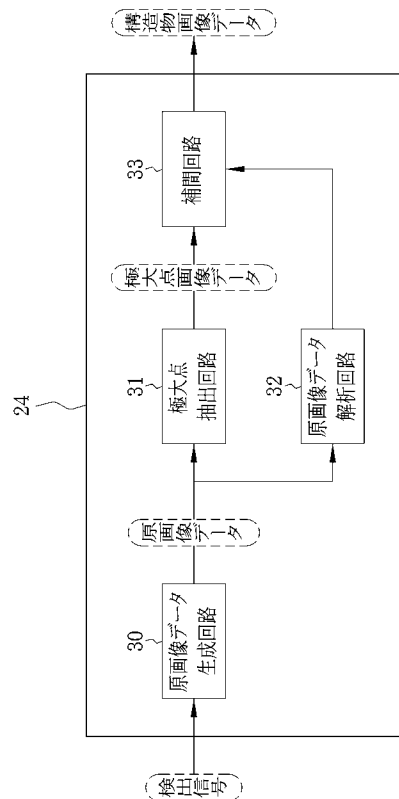
10

20

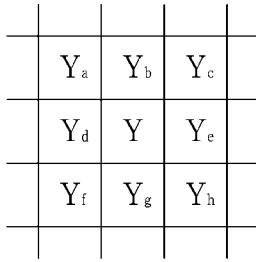
【図1】



【図2】

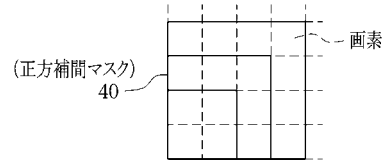


【 図 3 】

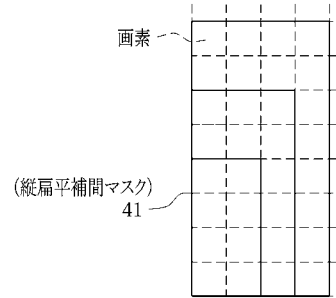


【 図 4 】

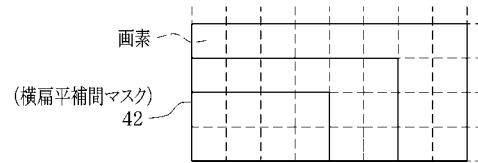
(A)



(B)

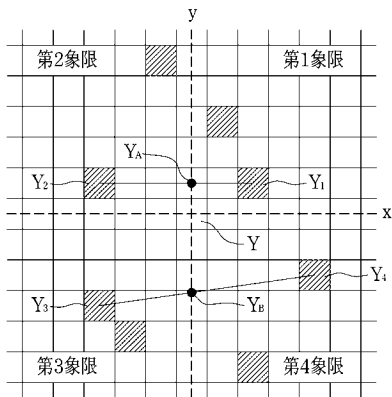


(C)

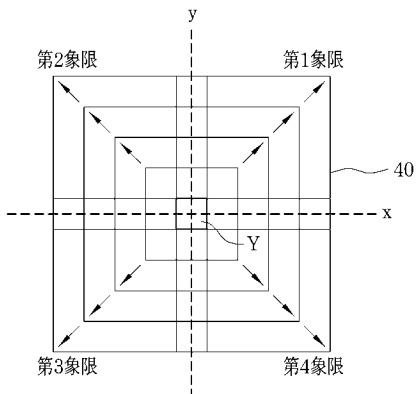


【 図 5 】

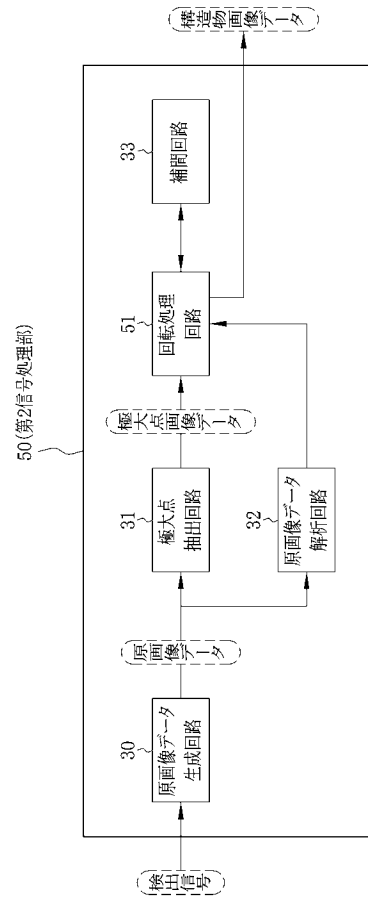
(A)



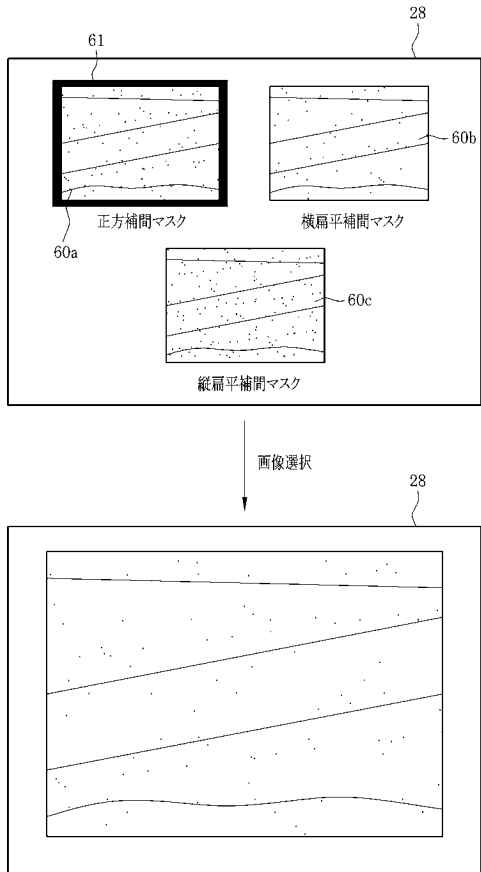
(B)



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 BB02 EE04 JB50 JC02 JC08 JC37 KK10 KK12 KK25 LL03
5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CA16 CB08 CB12 CB16 CF05 DA08
DB02 DB09 DC08 DC16

专利名称(译)	超声诊断系统和超声诊断处理器装置		
公开(公告)号	JP2007236761A	公开(公告)日	2007-09-20
申请号	JP2006065724	申请日	2006-03-10
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	佐藤良彰 山本綱之		
发明人	佐藤 良彰 山本 綱之		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE04 4C601/JB50 4C601/JC02 4C601/JC08 4C601/JC37 4C601/KK10 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/LL03 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CF05 5B057/DA08 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC08 5B057/DC16 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/EA16 5L096/EA33 5L096/MA03		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够提高超声波诊断图像质量的超声波诊断装置和超声波诊断处理器。解决方案：超声诊断系统2的处理器11具有第二信号处理器24，其包括用于从一帧检测信号产生原始图像数据的原始图像数据产生电路30，用于提取最大点的最大点提取电路31原始图像数据的像素，原始图像数据分析电路32，用于提取原始图像内具有线性结构的部位，以及内插电路33，用于内插缺少最大点数据产生的最大点图像数据的亮度的像素点提取电路31，其中如果具有在原始图像数据分析电路32中提取的线性结构的部位具有选择方形插值掩模40，垂直平面插值掩模41或横向平面插值掩模42，则插值电路33进行插值。与d方向成一个倾斜角，大约0°或大约90°分别是超声图像的e_{pth}。Z

