

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4651379号
(P4651379)

(45) 発行日 平成23年3月16日(2011.3.16)

(24) 登録日 平成22年12月24日(2010.12.24)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)
G 0 6 T 1/00 (2006.01)
G 0 6 T 5/00 (2006.01)
G 0 6 T 5/20 (2006.01)

A 6 1 B 8/00
 G 0 6 T 1/00 2 9 0 D
 G 0 6 T 5/00 3 0 0
 G 0 6 T 5/20 C

請求項の数 5 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2004-369638 (P2004-369638)
 (22) 出願日 平成16年12月21日(2004.12.21)
 (65) 公開番号 特開2005-205198 (P2005-205198A)
 (43) 公開日 平成17年8月4日(2005.8.4)
 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2003-433364 (P2003-433364)
 (32) 優先日 平成15年12月26日(2003.12.26)
 (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 東 治企

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置及び超音波画像処理方法、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表す画像データを処理する装置であって、前記画像データについて、前記超音波画像に現れるスペックルを低減する処理を行う画像処理手段と、

前記画像処理手段によって処理された画像データの走査フォーマットを変換する走査変換手段と、

を具備し、前記画像処理手段が、

前記画像データに対して直列的に処理を施す複数のダウンサンプリング部であって、前記画像データを間引きすると共にフィルタ処理する前記複数のダウンサンプリング部と、

前記複数のダウンサンプリング部に対応して設けられた複数のアップサンプリング部であって、対応するダウンサンプリング部によって処理された画像データに所定の値を表すデータを挿入すると共にフィルタ処理する前記複数のアップサンプリング部と、

前記複数のダウンサンプリング部によって処理される前の画像データと、対応するアップサンプリング部によって処理された画像データとの間で減算処理を行うことにより、複数の空間周波数成分をそれぞれ含む複数の減算データを得る複数の減算部と、

前記複数の減算データに所定の重み付け係数をそれぞれ掛けると共に、元の画像データ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し、アップサンプリングされた複数の減算データを元の画像データに所定の割合で加算する重み付け加算手段と、

10

20

を含む、超音波画像処理装置。

【請求項 2】

前記画像データが、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画像データである、請求項 1 記載の超音波画像処理装置。

【請求項 3】

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 1 又は 2 記載の超音波画像処理装置。

【請求項 4】

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表す画像データを処理する方法であって、
前記画像データに対して直列的に処理を施す複数のダウンサンプリング部において、前記画像データを間引きすると共にフィルタ処理するステップ (a) と、

前記複数のダウンサンプリング部に対応して設けられた複数のアップサンプリング部において、対応するダウンサンプリング部によって処理された画像データに所定の値を表すデータを挿入すると共にフィルタ処理するステップ (b) と、

前記複数のダウンサンプリング部によって処理される前の画像データと、対応するアップサンプリング部によって処理された画像データとの間で減算処理を行うことにより、複数の空間周波数成分をそれぞれ含む複数の減算データを得るステップ (c) と、

前記複数の減算データに所定の重み付け係数をそれぞれ掛けると共に、元の画像データ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し、アップサンプリングされた複数の減算データを元の画像データに所定の割合で加算することにより、前記超音波画像に現れるスペックルを低減するステップ (d) と、

ステップ (a) ~ (d) において処理された画像データの走査フォーマットを変換するステップ (e) と、

を具備する超音波画像処理方法。

【請求項 5】

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表す画像データを処理するプログラムであって、

前記画像データに対して直列的に処理を施す複数のダウンサンプリング部において、前記画像データを間引きすると共にフィルタ処理する手順 (a) と、

前記複数のダウンサンプリング部に対応して設けられた複数のアップサンプリング部において、対応するダウンサンプリング部によって処理された画像データに所定の値を表すデータを挿入すると共にフィルタ処理する手順 (b) と、

前記複数のダウンサンプリング部によって処理される前の画像データと、対応するアップサンプリング部によって処理された画像データとの間で減算処理を行うことにより、複数の空間周波数成分をそれぞれ含む複数の減算データを得る手順 (c) と、

前記複数の減算データに所定の重み付け係数をそれぞれ掛けると共に、元の画像データ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し、アップサンプリングされた複数の減算データを元の画像データに所定の割合で加算することにより、前記超音波画像に現れるスペックルを低減する手順 (d) と、

手順 (a) ~ (d) において処理された画像データの走査フォーマットを変換する手順 (e) 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

10

20

30

40

50

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。

【0003】

10

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、医療診断に適した超音波画像を生成するためには、超音波エコーを受信することによって取得された原画像データについて、様々な画像処理を施す必要がある。そのような画像処理として、一般には、被検体内を走査する超音波ビームの走査空間（音線空間）の画像データ（音線データ）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D S C（デジタル・スキャン・コンバータ）による処理や、複数のフレーム画像の合成や、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）等が行われている。特許文献1には、コンポーネント画像間の位置ずれを補正した後にそれらを合成することにより、表示画像を生成する超音波診断撮像システムが開示されている。また、特許文献2には、原画像の画像データの注目画素毎に局所的な特徴量を算出し、この特徴量に基づいて局所的なフィルタ特性を決定して出力するフィルタ特性決定部が設けられた画像処理装置が開示されている。

20

【0005】

特に、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、鮮鋭度強調処理や粒状抑制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。

30

【0006】

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。

40

【数 1】

ミンコフスキー和：

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

ミンコフスキー差：

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

10

【0007】

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。

【数 2】

20

ダイレーション：

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

イロージョン：

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

30

オープニング：

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

クロージング：

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

40

【0008】

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

50

とであり、例えば、凹部を穴埋めする働きを持つ。

【 0 0 0 9 】

ところで、一般に、超音波画像処理においては、原画像データについて走査フォーマットの変換等が施される。しかしながら、走査フォーマットの変換により、原画像データが持っていた画像特性（例えば、周波数帯域等）が変化したり、失われてしまうことがある。そのため、上記のモフォロジー処理を含む平滑化処理や輪郭強調処理のように、その後に行われる画像処理においては、原画像データが持っていた特性が生かされない場合が多い。

【特許文献 1】特表 2 0 0 2 - 5 2 6 2 2 5 号公報

【特許文献 2】特開平 1 0 - 4 0 3 7 1 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

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、原画像が持つ画像特性を生かした画像処理を行うことにより、超音波画像の画質を向上させることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

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表す画像データを処理する装置であって、画像データについて、超音波画像に現れるスペックルを低減する処理を行う画像処理手段と、画像処理手段によって処理された画像データの走査フォーマットを変換する走査変換手段とを具備し、画像処理手段が、画像データに対して直列的に処理を施す複数のダウンサンプリング部であって、画像データを間引きすると共にフィルタ処理する複数のダウンサンプリング部と、複数のダウンサンプリング部に対応して設けられた複数のアップサンプリング部であって、対応するダウンサンプリング部によって処理された画像データに所定の値を表すデータを挿入すると共にフィルタ処理する複数のアップサンプリング部と、複数のダウンサンプリング部によって処理される前の画像データと、対応するアップサンプリング部によって処理された画像データとの間で減算処理を行うことにより、複数の空間周波数成分をそれぞれ含む複数の減算データを得る複数の減算部と、複数の減算データに所定の重み付け係数をそれぞれ掛けると共に、元の画像データ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し、アップサンプリングされた複数の減算データを元の画像データに所定の割合で加算する重み付け加算手段とを含む。

【 0 0 1 2 】

また、本発明の 1 つの観点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表す画像データを処理する方法であって、画像データに対して直列的に処理を施す複数のダウンサンプリング部において、画像データを間引きすると共にフィルタ処理するステップ（a）と、複数のダウンサンプリング部に対応して設けられた複数のアップサンプリング部において、対応するダウンサンプリング部によって処理された画像データに所定の値を表すデータを挿入すると共にフィルタ処理するステップ（b）と、複数のダウンサンプリング部によって処理される前の画像データと、対応するアップサンプリング部によって処理された画像データとの間で減算処理を行うことにより、複数の空間周波数成分をそれぞれ含む複数の減算データを得るステップ（c）と、複数の減算データに所定の重み付け係数をそれぞれ掛けると共に、元の画像データ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し、アップサンプリングされた複数の減算データを元の画像データに所定の割合で加算することにより、超音波画像に現れるスペックルを低減するステップ（d）と、ステップ（a）～（d）において処理された画像データの走査フォーマットを変換するステップ（e）とを具備する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

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、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表す画像データを処理するプログラムであって、画像データに対して直列的に処理を施す複数のダウンサンプリング部において、画像データを間引きすると共にフィルタ処理する手順（a）と、複数のダウンサンプリング部に対応して設けられた複数のアップサンプリング部において、対応するダウンサンプリング部によって処理された画像データに所定の値を表すデータを挿入すると共にフィルタ処理する手順（b）と、複数のダウンサンプリング部によって処理される前の画像データと、対応するアップサンプリング部によって処理された画像データとの間で減算処理を行うことにより、複数の空間周波数成分をそれぞれ含む複数の減算データを得る手順（c）と、複数の減算データに所定の重み付け係数をそれぞれ掛けると共に、元の画像データ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し、アップサンプリングされた複数の減算データを元の画像データに所定の割合で加算することにより、超音波画像に現れるスペckルを低減する手順（d）と、手順（a）～（d）において処理された画像データの走査フォーマットを変換する手順（e）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、走査フォーマットの変換によって原画像が持つ画像特性が変化したり失われる前に、超音波ビームの走査空間（音線空間）を表す原画像データに所定の画像処理を施す。従って、原画像が持つ画像特性を生かした画像処理を行うことができ、超音波画像の画質を向上させることが可能になる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【 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。

30

【 0 0 1 6 】

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。

40

【 0 0 1 7 】

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。

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

50

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。

【 0 0 1 8 】

或いは、超音波用探触子 3 0 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 2 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。

【 0 0 1 9 】

図 2 に示す超音波内視鏡は、挿入部 3 1 と、操作部 3 2 と、接続コード 3 3 と、ユニバーサルコード 3 4 とを含んでいる。挿入部 3 1 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 3 1 の基端に設けられている操作部 3 2 は、接続コード 3 3 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 3 4 を介して光源装置に接続されている。また、操作部 3 2 には、種々の処置具が挿入部 3 1 の先端に向けて挿入される処置具挿入口 3 5 が設けられている。

10

【 0 0 2 0 】

超音波内視鏡の挿入部 3 1 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 3 1 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。

20

【 0 0 2 1 】

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 3 6 0 ° 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。

30

【 0 0 2 2 】

再び、図 1 を参照すると、超音波撮像装置本体は、制御部 4 0 と、記録部 4 1 と、駆動信号発生部 4 2 と、送受信切換部 4 3 と、信号処理部 5 1 と、A / D 変換器 5 2 と、ディジタル処理部 5 0 と、画像メモリ 6 1 と、D / A 変換器 6 2 と、表示部 6 3 と、入力部 6 4 とを含んでいる。制御部 4 0 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。

【 0 0 2 3 】

記録部 4 1 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。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 2 4 】

駆動信号発生部 4 2 は、超音波用探触子 3 0 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 4 0 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 2 5 】

送受信切換部 4 3 は、駆動信号発生部 4 2 において発生した駆動信号の超音波用探触子 3 0 への入力と、後述する信号処理部 5 1 における検出信号の取り込みとを、制御部 4 0

50

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。

【 0 0 2 6 】

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ィジタル変換することにより、検出データを生成する。

10

【 0 0 2 7 】

ディジタル処理部 5 0 は、メモリ 5 3 と、受信フォーカス処理部 5 4 と、スイッチ 5 5 と、モフォロジー処理部 5 6 と、画像処理部 5 7 と、ディジタル・スキャン・コンバータ (D S C) 5 8 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。

【 0 0 2 8 】

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り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

スイッチ 5 5 は、生成された音線データについてモフォロジー処理部 5 6 におけるスペckル低減処理を行うか否かを切り換える。スイッチ 5 5 は、後述する入力部 6 4 を用いてユーザにより入力された命令に基づいて制御される。

【 0 0 2 9 】

モフォロジー処理部 5 6 は、受信フォーカス処理部 5 4 において生成された画像データについてモフォロジー処理を施すことにより、超音波画像に現れるスペckルが低減された画像データを生成する。モフォロジー処理については、後で詳しく説明する。

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、 γ 補正を含む非線形な階調処理等の画像処理を施す。

【 0 0 3 0 】

D S C 5 8 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 8 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。

40

【 0 0 3 1 】

画像メモリ 6 1 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 6 2 は、画像メモリ 6 1 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。

【 0 0 3 2 】

表示部 6 3 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 4 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 4 は、調節ツマミや、入力ボタンや、キーボードや、タッチパ

50

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。

【 0 0 3 3 】

本実施形態において、受信フォーカス処理部 5 4、スイッチ 5 5、モフォロジー処理部 5 6、画像処理部 5 7、及び、D S C 5 8 は、C P U 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 5 4 ~ 5 8 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 5 7 における S T C、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。また、画像処理部 5 7 における画像処理の内、y 補正は、D S C 5 8 における走査フォーマットの変換後に行っても良い。

10

【 0 0 3 4 】

また、メモリ 5 3 ~ D S C 5 8 を含むデジタル処理部 5 0 を、パーソナルコンピュータ (P C) を用いて構成しても良い。その場合には、デジタル処理部 5 0 において処理されるデータを、超音波用探触子 3 0 や、信号処理部 5 1 及び A / D 変換器 5 2 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。

【 0 0 3 5 】

次に、図 1 に示す超音波撮像装置の動作について説明する。

ユーザが超音波撮像を開始すると、制御部 4 0 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 3 0 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 3 0 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 3 0 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。

20

【 0 0 3 6 】

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 5 1 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 5 3 に記憶された後、受信フォーカス処理部 5 4 において受信フォーカス処理を施されて音線データが生成される。これ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、モフォロジー処理部 5 6 においてモフォロジー処理を受ける。次いで、モフォロジー処理によりスペクル低減処理を施された画像データは、画像処理部 5 7 において階調処理等の所定の画像処理を受け、その後で、D S C 5 8 において走査方式に応じて走査フォーマットを変換される。さらに、走査フォーマットを変換された画像データは、一旦画像メモリ 6 1 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 6 3 の画面に超音波画像が表示される。

30

【 0 0 3 7 】

モフォロジー処理部 5 6 において行われるモフォロジー処理について、図 3 及び図 4 を参照しながら詳しく説明する。図 3 は、モフォロジー処理を説明するための図である。

図 3 の (a) ~ (c) は、複数の画素 1 0 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 3 の (a) には、低輝度領域 1 2 によって分断された高輝度領域 1 1 a が示されている。分断された高輝度領域 1 1 a 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 1 4 を中心とするマスク領域 1 3 内の画素の中から最大値を抽出し、注目画素 1 4 の画素値をその最大値に変換する処理を、複数の画素 1 0 の各々について行う。

40

【 数 3 】

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

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

50

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3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。

【0038】

次に、図3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3の(b)に示す複数の画素10の各々について行う。

【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3の(c)に示すように、高輝度領域11bが収縮して元のサイズに戻る。このようにして、スペックルの影響によって分断された高輝度領域11aを、高輝度領域11cのように連結することができる。

【0039】

再び、図1を参照すると、本実施形態に係る超音波撮像装置においては、一般的な超音波撮像装置と異なり、DSCによる走査変換前の画像データについて、モフォロジー処理を行っている。このように処理の順序を変更する場合には、次のような利点がある。

【0040】

図4の(a)に示すように、DSCによる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° 以上の曲座標変換が施される場合が多い。それにより、図4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延び、方位角 θ が大きいほど(例えば、 $\theta = \theta_1$)円周方向に延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。

【0041】

そのような超音波画像についてモフォロジー処理を施すと、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。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よっ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。一方、スペックルパターンの変形が生じる前、即ち、走査変換前の画像データについてモフォロジー処理を行う場合には、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。

【0042】

また、リニア画像を得るためには、DSCによっ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、補間処理を施す前に、データ量の少ない段階でスペックル低減処理を行う場合には、高速に処理することができる。

このように、画像データについて施される処理の順序を変更することにより、処理の効果を向上させることが可能になる。

【0043】

しかしながら、ユーザの好みや観測部位によっては、スペックルがある超音波画像の方が利用し易い場合がある。そのような場合には、ユーザは、入力部64を用いて、スイッチ55を切り換えるための命令を入力する。これにより、受信フォーカス処理によって生成された画像データは、スペックル低減処理を受けないで画像処理部57に入力され、所

10

20

30

40

50

定の画像処理及び走査変換等の処理を受け、表示部 6 3 に出力される。このように、スペckル低減処理を行うか否かをユーザが選択できるようにすることにより、ユーザの所望の超音波画像を表示することができる。

【 0 0 4 4 】

以上説明したように、本実施形態によれば、走査変換前の画像データについてモフォロジー処理を行うので、超音波画像全体に渡って均一且つ良好なスペckル低減効果を得ることができる。特に、図 4 の (b) に示すように、走査間隔が大きい領域 (例えば、超音波画像の端部) のように、走査変換の影響によるスペckルパターンの変形が著しい領域において、好ましい効果が認められる。

【 0 0 4 5 】

10

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説明する。図 5 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 1 に示すデジタル処理部 5 0 の替わりに、図 5 に示すデジタル処理部 7 0 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。

【 0 0 4 6 】

図 5 に示すデジタル処理部 7 0 は、図 1 に示すデジタル処理部 5 0 におけるモフォロジー処理部 5 6 の替わりに、周波数帯域分割処理部 7 1 を含んでいる。周波数帯域分割処理部 7 1 は、入力された画像データについて、周波数帯域分割処理を用いた周波数強調を行うことにより、超音波画像に現れるスペckルが低減された画像データを生成する。

【 0 0 4 7 】

20

図 5 に示す超音波撮像装置の動作について説明する。

ユーザが超音波撮像を開始すると、第 1 の実施形態において説明したものと同様に、超音波の送信が行われ、被検体からの超音波エコーを受信することにより、検出信号が超音波撮像装置本体に入力される。

【 0 0 4 8 】

超音波撮像装置本体に入力された複数の検出信号は、所定の信号処理を受けた後で A / D 変換され、一旦メモリ 5 3 に記憶された後、受信フォーカス処理部 5 4 において受信フォーカス処理を施されて音線データが生成される。それ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、周波数帯域分割処理部 7 1 における周波数帯域分割処理により、スペckル低減及び / 又は輪郭強調を受ける。次いで、周波数帯域分割処理された画像データは、画像処理部 5 7 において階調処理等の所定の画像処理を受け、その後で、DSC 5 8 において、走査方式に応じて走査フォーマットを変換される。さらに、走査フォーマットを変換された画像データは、一旦画像メモリ 6 1 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 6 3 の画面に超音波画像が表示される。

30

【 0 0 4 9 】

周波数帯域分割処理部 7 1 において行われる周波数帯域分割処理について、図 6 を参照しながら詳しく説明する。図 6 は、周波数帯域分割処理を説明するための図である。

図 6 に示すように、受信フォーカス処理部 5 4 から画像データ $DT(0)$ 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

40

【 0 0 5 0 】

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 5 1 】

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

50

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。

【0052】

次に、掛算部 704 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 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。

10

【0053】

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 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 及び $(1-K)$ 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、画像処理部 57 に出力される。

【0054】

20

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 5 に示す記録部 41 に予め記録しておくても良いし、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。

【0055】

本実施形態に係る超音波撮像装置においては、一般の超音波撮像装置と異なり、 DS による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行っている。このように処理の順序を変更する場合には、次のような利点がある。

30

【0056】

座標変換等の走査変換が施される前の画像データには、走査変換後の画像データと比較して、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。従って、所望の周波数成分を強調することにより、画質の良い超音波画像を生成することが可能になる。

【0057】

また、図 4 を用いて説明したように、画像データに走査変換を施すことにより、超音波画像に現れるスペックルパターンの形状や大きさが不均一になってしまう。そこで、走査変換前のスペックルパターンの形状や大きさが均一な段階において、スペックル成分が多く含まれる周波数帯域の重み付け係数を小さく設定して、その周波数成分を抑制する周波数帯域分割処理を行うことにより、スペックル低減効果を得ることができる。さらに、別の周波数成分を強調することにより、スペックル低減効果と輪郭強調効果とを、同時に得ることが可能になる。

40

なお、本実施形態においても、ユーザは、スイッチ 55 を切り換えることにより、スペックル低減処理が施されていない超音波画像を生成することを選択しても良い。

【0058】

以上説明したように、本実施形態によれば、走査フォーマットの変換前の画像データについて周波数帯域分割処理を行うので、スペックル低減及び／又は輪郭強調により、超音

50

波画像の画質を向上させることができる。

本実施形態に係る超音波撮像装置を用いて、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 を大きくすると共に、重み付け係数 k_1 及び k_2 を小さく設定すると、スペックル低減効果及び輪郭強調効果について、良好な結果が得られている。

【0059】

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 7 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 に示すデジタル処理部 50 の替わりに、図 7 に示すデジタル処理部 80 を含んでい

10

【0060】

デジタル処理部 80 は、スイッチ 81 と、モフォロジ処理部 82 と、周波数帯域分割処理部 83 とを含んでいる。デジタル処理部 80 に含まれるメモリ 53、受信フォーカス処理部 54、画像処理部 57、及び、DSC 58 の機能は、デジタル処理部 50 におけるものと同様である。

【0061】

スイッチ 81 は、生成された音線データについてスペックル低減処理を行うか否かを切り換えるために用いられる。

モフォロジ処理部 82 は、入力された画像データについてモフォロジ処理を施すことにより、超音波画像に現れるスペックルを低減する処理を行う。このモフォロジ処理は、本発明の第 1 の実施形態において、図 3 を参照しながら説明したものと同様である。

20

【0062】

周波数帯域分割処理部 83 は、モフォロジ処理部 82 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、周波数帯域分割による周波数強調処理を行う。この周波数帯域分割処理は、本発明の第 2 の実施形態において、図 6 を参照しながら説明したものと同様である。

【0063】

図 7 に示すように、本実施形態においては、走査変換前の画像データについてモフォロジ処理を施し、さらに、周波数強調処理を行っている。このように、2 種類の処理を組み合わせることにより、超音波画像の画質をさらに向上させることができる。具体的には、スペックルが低減された超音波画像について、空間周波数が高い成分を強調することにより、臓器の境界等を強調することができる。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、スペックル低減効果及び輪郭強調効果について良好な結果が得られている。

30

【0064】

なお、ユーザは、スイッチ 81 を切り換えるための命令を入力することにより、スペックル低減処理を行うか否かを選択することができる。これにより、ユーザは、所望の超音波画像を得ることができる。

40

【0065】

以上説明したように、本発明の第 1 ~ 第 3 の実施形態によれば、走査フォーマットの変換によって原画像が持つ画像特性が変化したり失われる前に、超音波ビームの走査空間（音線空間）を表す原画像データに画像処理を施すので、原画像が持つ特性を生かした画像処理を行うことができ、超音波画像の画質を向上させることが可能になる。

【0066】

本発明の第 1 ~ 第 3 の実施形態においては、走査変換前のデータについて、スペックル低減処理や輪郭強調処理を行っているが、そのようなデータについて、平滑化フィルタ処理等の種々のマスク処理を行っても良い。ここで、マスク処理とは、図 8 の (a) に示すように、指定された領域 40 を一時的に処理の対象外とすることにより、図 8 の (b) に

50

示すようにマスクされた領域 40 以外の領域について所望の画像処理を行うことである。先に説明したモフォロジー処理や一般的に知られている平滑化フィルタ処理も、マスク処理の一種である。

【0067】

一般的に、DSCを行う前とDSCを行った後とを比較すると、処理されるデータ量は、DSC前の方が少ない。そのため、マスク処理を複数の画素に対して走査しつつ行う場合には、それらの処理をDSC前に行う方が処理時間を短縮できるという利点がある。特に、超音波内視鏡等を用いて行われるラジアル走査においては、処理対象となるデータ量が多いので、処理時間短縮の効果が大きい。

【産業上の利用可能性】

10

【0068】

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。

【図面の簡単な説明】

【0069】

【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】超音波内視鏡の構成を示す模式図である。

【図3】モフォロジー処理を説明するための図である。

【図4】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5】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。

20

【図6】周波数帯域分割処理を説明するための図である。

【図7】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8】マスク処理を説明するための図である。

【符号の説明】

【0070】

10 画素

11a ~ 11c 高輝度領域

12 低輝度領域

13 マスク領域

14 注目画素

30

30 超音波用探触子

31 挿入部

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

42 駆動信号発生部

43 送受信切換部

40

50、70、80 デジタル処理部

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、81 スイッチ

56、82 モフォロジー処理部

71、83 周波数帯域分割処理部

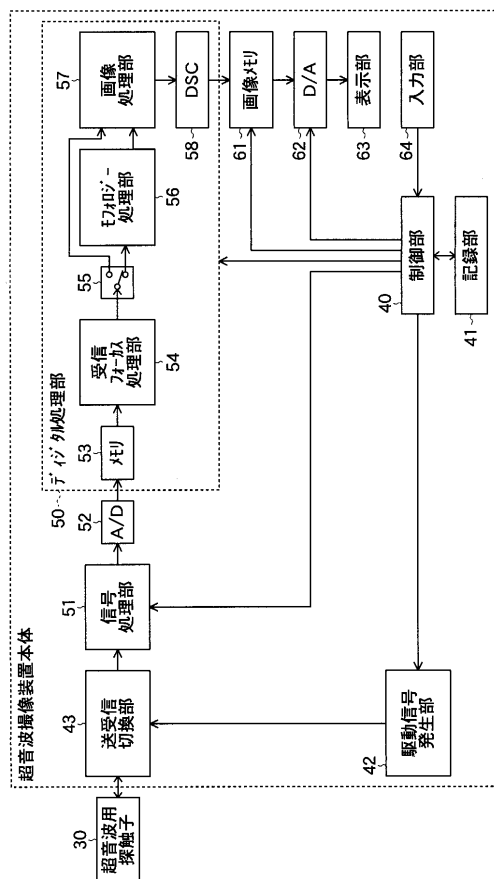
57 画像処理部

58 デジタル・スキャン・コンバータ(DSC)

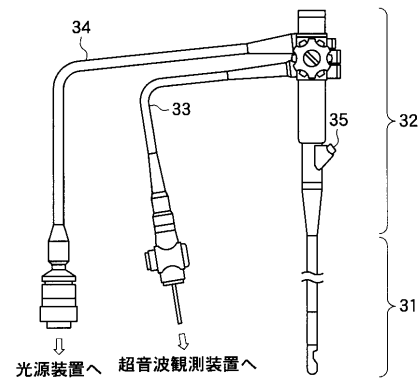
50

- 6 1 画像メモリ
- 6 2 D / A 変換器
- 6 3 表示部
- 6 4 入力部
- 7 0 1 ダウンサンプリング部
- 7 0 2、7 0 5 アップサンプリング部
- 7 0 3 減算部
- 7 0 4、7 0 7 掛算部
- 7 0 6、7 0 8 加算部

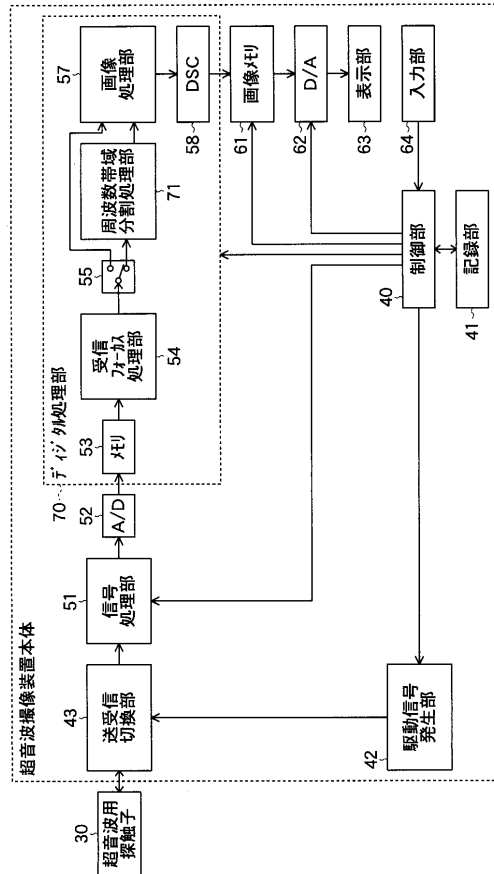
【図 1】



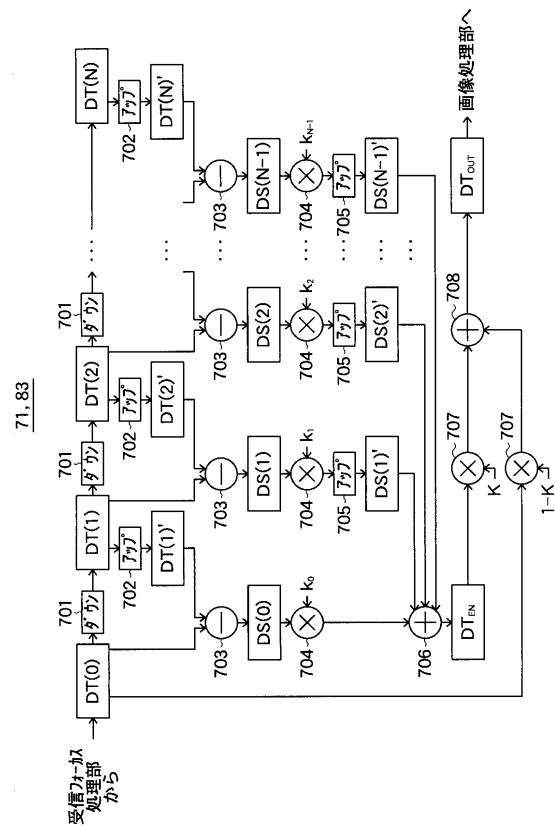
【図 2】



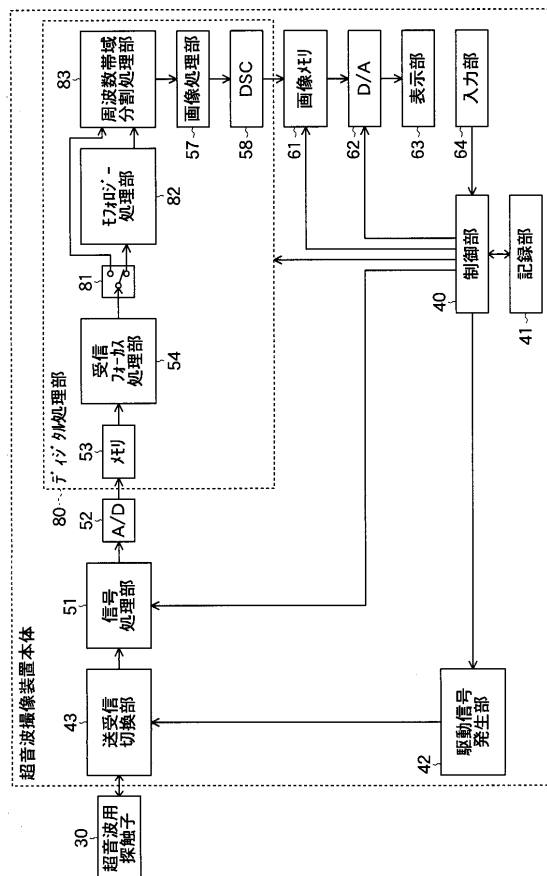
【図5】



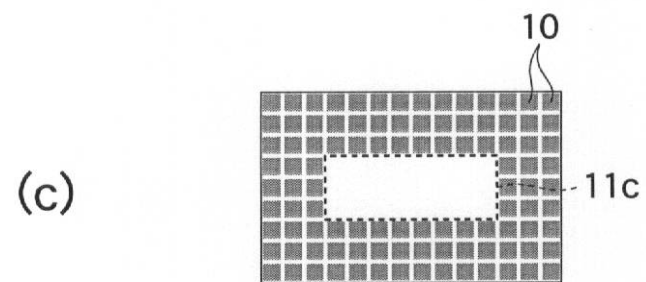
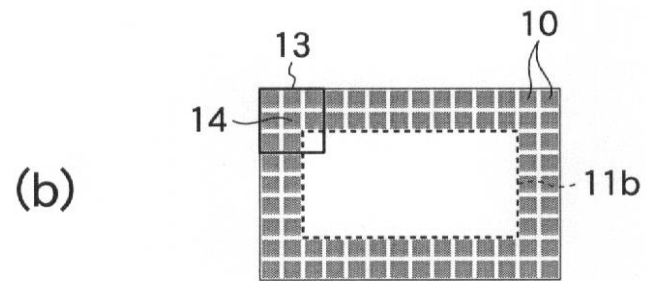
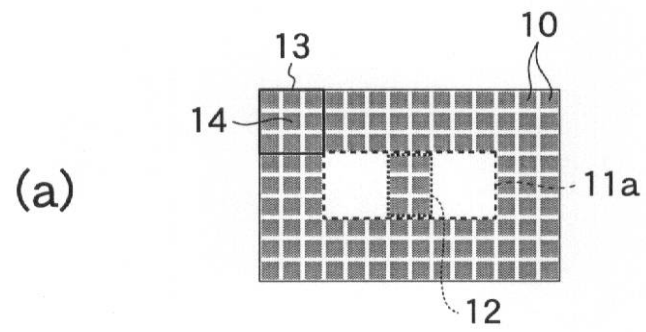
【図6】



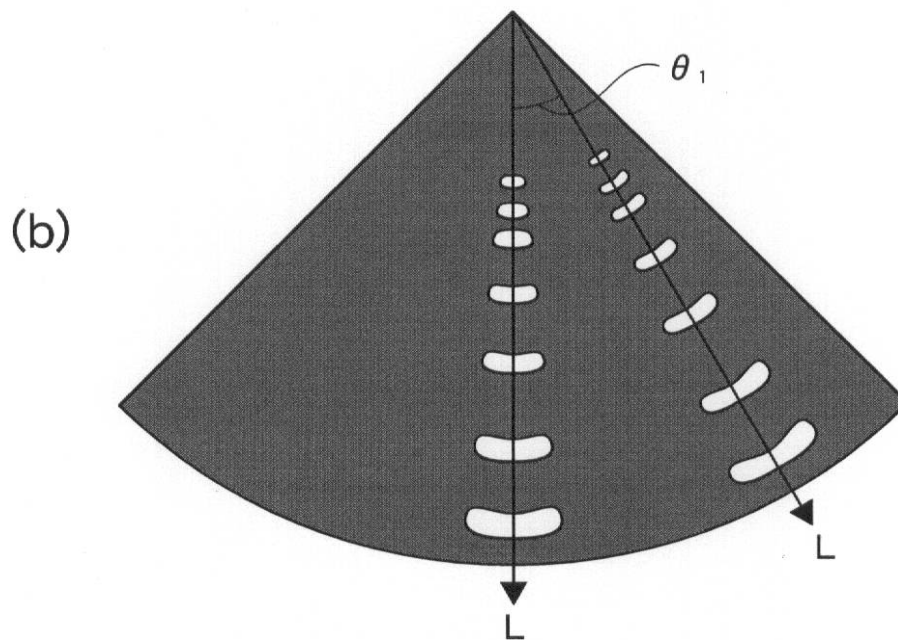
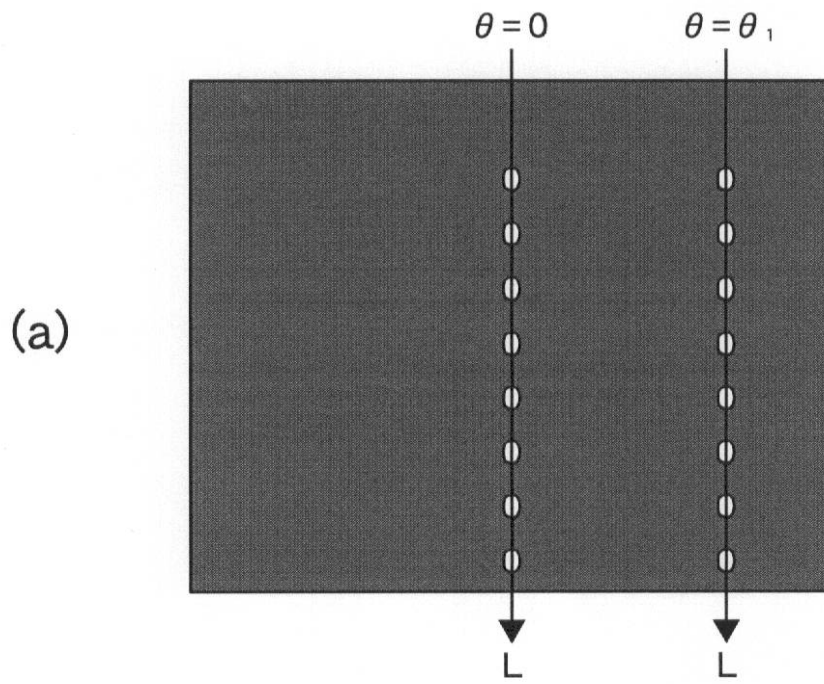
【図7】



【図 3】

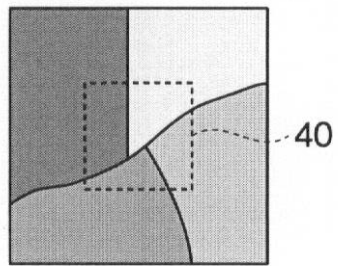


【図 4】

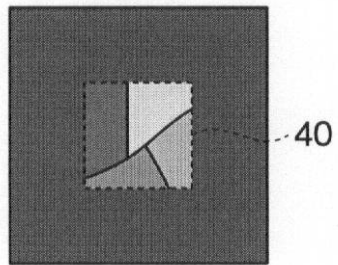


【図 8】

(a)



(b)



フロントページの続き

(56)参考文献 特表平10-505443(JP,A)
特開平07-051270(JP,A)
特開2001-340338(JP,A)
特開平11-197151(JP,A)
特開2001-170049(JP,A)
特開2000-040154(JP,A)
特開2002-157593(JP,A)
特開2002-052026(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00
G06T 1/00
G06T 5/00

专利名称(译)	超声波图像处理装置，超声波图像处理方法和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP4651379B2	公开(公告)日	2011-03-16
申请号	JP2004369638	申请日	2004-12-21
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	佐藤良彰		
发明人	佐藤 良彰		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T5/00 G06T5/20		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T5/00.300 G06T5/20.C A61B8/14 G06T5/00.705 G06T5/20 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE04 4C601/FE01 4C601/JB28 4C601/JB45 4C601/JB48 4C601/JB51 4C601/JB55 4C601/JC04 4C601/KK12 4C601/LL38 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE02 5B057/CE05 5B057/CH01		
代理人(译)	宇都宫正明		
优先权	2003433364 2003-12-26 JP		
其他公开文献	JP2005205198A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过使用原始图像的特征处理图像来改善超声图像的质量。解决方案：该超声图像处理设备处理多个信号，这些信号是基于通过使用超声波束扫描对象内部而获得的信号而生成的，并且示出了构成超声图像的多个颜料的值。该装置包括：形态处理部分56，处理多个信号以减少出现在超声图像上的斑点;以及DSC（数字扫描转换器）58，转换由形态处理部分56处理的信号的扫描格式。

【图 1】

