

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4632685号  
(P4632685)

(45) 発行日 平成23年2月16日 (2011.2.16)

(24) 登録日 平成22年11月26日 (2010.11.26)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 6 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2004-116922 (P2004-116922)  
 (22) 出願日 平成16年4月12日 (2004.4.12)  
 (65) 公開番号 特開2005-296331 (P2005-296331A)  
 (43) 公開日 平成17年10月27日 (2005.10.27)  
 審査請求日 平成19年4月5日 (2007.4.5)

(73) 特許権者 000003078  
 株式会社東芝  
 東京都港区芝浦一丁目1番1号  
 (73) 特許権者 594164542  
 東芝メディカルシステムズ株式会社  
 栃木県大田原市下石上1385番地  
 (74) 代理人 100109900  
 弁理士 堀口 浩  
 (72) 発明者 鷲見 篤司  
 栃木県大田原市下石上1385番地 東芝  
 メディカルシステムズ株式会社 本社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び画像データ処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体の複数方向に対して超音波送受波を行なって画像データを生成する画像データ生成手段と、

前記画像データに対しウェーブレット変換を行なって各解像度レベルにおける低周波ウェーブレット変換係数と複数の高周波ウェーブレット変換係数を算出するウェーブレット変換手段と、

前記高周波ウェーブレット変換係数に基づいて前記画像データのエッジ情報を検出するエッジ情報検出手段と、

検出された前記エッジ情報に基づいて前記高周波ウェーブレット変換係数を重み付け演算する係数処理手段と、

重み付け演算された前記高周波ウェーブレット変換係数を用いたウェーブレット逆変換によってエッジ強調された画像データを生成するウェーブレット逆変換手段と、

前記エッジ強調された画像データを表示する表示手段を備え、

前記エッジ情報検出手段は、各解像度レベルにおいて前記複数の高周波ウェーブレット変換係数の中から画素値の絶対値が最大となる高周波ウェーブレット変換係数を選択し、この高周波ウェーブレット変換係数に対してエッジ情報を検出することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

被検体の複数方向に対して超音波送受波を行なって画像データを生成する画像データ生成

10

20

手段と、

前記画像データに対しウェーブレット変換を行なって各解像度レベルにおける低周波ウェーブレット変換係数と複数の高周波ウェーブレット変換係数を算出する第1及び第2のウェーブレット変換手段と、

前記第1のウェーブレット変換手段によって算出された前記高周波ウェーブレット変換係数に基づいて前記画像データのエッジ情報を検出するエッジ情報検出手段と、

検出された前記エッジ情報に基づいて前記高周波ウェーブレット変換係数を重み付け演算して第1の係数を生成する第1の係数処理手段と、

前記第2のウェーブレット変換手段によって得られた高周波ウェーブレット変換係数を用いてウェーブレット逆変換する第1のウェーブレット逆変換手段と、

前記ウェーブレット逆変換によって得られたデータから前記画像データのエッジ位置情報を検出するエッジ位置検出手段と、

前記エッジ位置情報に基づいてエッジ画像データを生成するエッジ画像データ生成手段と、

前記エッジ画像データをウェーブレット変換する第3のウェーブレット変換手段と、

この第3のウェーブレット変換手段によって得られた高周波ウェーブレット変換係数を振幅変換して第2の係数を生成する第2の係数処理手段と、

前記第1の係数と前記第2の係数を合成して第3の係数を生成する係数合成手段と、

前記第3の係数を用いたウェーブレット逆変換によってエッジ強調された画像データを生成する第2のウェーブレット逆変換手段と、

前記エッジ強調された画像データを表示する表示手段を

備えたことを特徴とする超音波診断装置。

#### 【請求項3】

被検体の複数方向に対して超音波送受波を行なって画像データを生成する画像データ生成手段と、

前記画像データに対しウェーブレット変換を行なって各解像度レベルにおける低周波ウェーブレット変換係数と複数の高周波ウェーブレット変換係数を算出するウェーブレット変換手段と、

前記高周波ウェーブレット変換係数に基づいて前記画像データのエッジ情報を検出するエッジ情報検出手段と、

検出された前記エッジ情報に基づいて前記高周波ウェーブレット変換係数を重み付け演算する係数処理手段と、

重み付け演算された前記高周波ウェーブレット変換係数を用いたウェーブレット逆変換によってエッジ強調された画像データを生成するウェーブレット逆変換手段と、

前記エッジ強調された画像データを表示する表示手段を備え、

前記エッジ情報検出手段は、ウェーブレット変換手段によって得られた最高次の低周波ウェーブレット変換係数の画素値を零設定する第3の係数処理手段と、

零設定された前記低周波ウェーブレット変換係数を用いてウェーブレット逆変換する第3のウェーブレット逆変換手段と、

前記ウェーブレット逆変換によって得られた低周波ウェーブレット変換係数に基づいてエッジ成分を検出するエッジ検出手段と、

検出された前記エッジ成分の大きさに基づいてエッジ度を算出するエッジ度算出手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

#### 【請求項4】

前記エッジ情報検出手段は、検出されたエッジ成分の方向に対応した前記高周波ウェーブレット変換係数を用いてエッジ度を設定することを特徴とする請求項3記載の超音波診断装置。

#### 【請求項5】

被検体の複数方向に対して超音波送受波を行なって画像データを生成する画像データ生成手段と、

10

20

30

40

50

前記画像データに対しウェーブレット変換を行なって各解像度レベルにおける低周波ウェーブレット変換係数と複数の高周波ウェーブレット変換係数を算出するウェーブレット変換手段と、

前記高周波ウェーブレット変換係数に基づいて前記画像データのエッジ情報を検出するエッジ情報検出手段と、

検出された前記エッジ情報に基づいて前記高周波ウェーブレット変換係数を重み付け演算する係数処理手段と、

重み付け演算された前記高周波ウェーブレット変換係数を用いたウェーブレット逆変換によってエッジ強調された画像データを生成するウェーブレット逆変換手段と、

前記エッジ強調された画像データを表示する表示手段を備え、

10

前記エッジ情報検出手段は、ウェーブレット変換手段によって得られた最高次の低周波ウェーブレット変換係数の画素値を零設定する第3の係数処理手段と、

零設定された前記低周波ウェーブレット変換係数を用いてウェーブレット逆変換する第3のウェーブレット逆変換手段と、

前記ウェーブレット逆変換によって得られた低周波ウェーブレット変換係数に基づいてエッジ成分を検出するエッジ検出手段と、

前記エッジ成分の大きさに基づいてエッジ度を算出するエッジ度算出手段と、

前記エッジ度に対して閾値処理する閾値処理手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

#### 【請求項6】

20

前記エッジ検出手段は、前記ウェーブレット逆変換によって得られた低周波ウェーブレット変換係数の画素値変化曲線の零交差情報によって前記エッジ成分の位置情報を検出することを特徴とする請求項5記載の超音波診断装置。

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

本発明は、超音波診断装置及び画像データ処理装置に係り、特に、画像データにおけるスペックルノイズの低減とエッジ強調により高画質化を可能とした超音波診断装置及び画像データ処理装置に関する

#### 【背景技術】

30

#### 【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された圧電振動子から発生する超音波を被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射信号を前記圧電振動子によって受信してモニタ上に表示するものである。この診断方法は、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの2次元画像データが容易に得られるため、臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。

#### 【0003】

被検体の組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の2つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、上記技術を用いて得られるBモード画像データとカラードプラ画像データは、今日の超音波診断において不可欠なものとなっている。

40

#### 【0004】

上記超音波診断装置によって得られる超音波画像データにおいては、被検体内の複数の反射体からの反射超音波のランダムな干渉によって生ずる粒状性のノイズ（所謂、スペックルノイズ）が発生し、このスペックルノイズは装置のシステムノイズと共に超音波診断の妨げとなることが知られている。

#### 【0005】

上記スペックルノイズを低減する方法として、コンパウンド走査法とフィルタリング法があり、コンパウンド走査法は更に空間コンパウンド法と周波数コンパウンド法に分類される。空間コンパウンド法は、被検体の同一部位に対して複数の異なる方向から超音波送

50

受波を行ない、得られた複数の画像データを加算合成して表示用の画像データを生成する方法であり、一方、周波数コンパウンド法は、被検体の同一部位に対し異なる超音波周波数によって複数枚の画像データを収集し、これらの画像データを加算合成して表示用画像データを生成するものである。しかしながら、前者の方法によれば、一枚の表示用画像データの生成に多くの時間を要するため表示される画像データの時間分解能が劣化する。一方、後者の方法によれば、被検体内から得られる超音波受信信号をフィルタリング処理によって複数の帯域に分解し、各々の帯域成分によって複数枚の画像データを生成するため、画像データの帯域が狭くなり空間分解能が劣化するという問題点があった。

【0006】

一方、フィルタリングによるノイズ低減法は画像データの鮮鋭度を劣化させる問題点を有していたが、近年、ウェーブレット変換を用いた画像処理によって上記画像データの鮮鋭度を劣化させることなくノイズ成分を除去する方法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

【0007】

図16は、上記特許文献1に記載された超音波診断装置を示したものであり、超音波プローブ111、送受信回路112及びビームフォーマ113を用いた超音波送受波によって被検体の所定方向から得られた受信信号は、検波回路114及び対数変換回路115において検波と信号振幅の対数変換が行なわれてBモード信号が生成される。

【0008】

そして、得られたBモード信号は、スペckルノイズ低減部116のウェーブレット変換回路121においてウェーブレット変換されて低周波成分と高周波成分が生成され、得られた高周波成分の中のスペckルノイズ成分は、閾値処理回路122が行なう閾値処理によって除去（零値へ置き換え）される。

【0009】

次いで、ウェーブレット逆変換回路123は、閾値処理された高周波成分と前記低周波成分を用いてウェーブレット逆変換を行なってスペckルノイズが低減したBモード信号を生成する。そして、このウェーブレット逆変換によって得られたBモード信号は、DSC117において走査変換されて2次元Bモード画像データが生成され、更に、このBモード画像データは映像信号に変換されてCRT118に表示される。

【0010】

一方、画像データのウェーブレット変換によって得られた高周波成分における輪郭情報（以下、エッジ情報と呼ぶ。）を重み付け処理した後、ウェーブレット逆変換することによってエッジが強調された画像データを得ることも可能である。

【特許文献1】米国特許第5497777号明細書（第3 - 7頁、第1 - 3図）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

上述の特許文献1に記載されている方法によれば、生体組織からの超音波反射波に重畳されるスペckルノイズを低減することができるが、前記超音波反射波に対しては特別な処理を行っていないため生体組織あるいは臓器等のエッジを強調して表示することは不可能である。又、ウェーブレット変換によって得られた高周波成分を重み付け処理してエッジを強調する方法では、エッジと共にスペckルノイズ等の雑音成分も強調表示されるため、良質な画像データを生成することができない。

【0012】

本発明は、このような従来の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、被検体に対する超音波送受波によって生成された画像データをウェーブレット変換によって画像処理する際に、ウェーブレット変換の高周波成分から得られるエッジ情報に基づいて前記高周波成分のアダプティブな重み付け処理を行なうことにより、効果的なスペckルノイズの低減とエッジ強調を可能とする超音波診断装置及び画像データ処理装置を提供することにある。

10

20

30

40

50

**【課題を解決するための手段】****【0013】**

上記課題を解決するため、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、被検体の複数方向に対して超音波送受波を行なって画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データに対しウェーブレット変換を行なって各解像度レベルにおける低周波ウェーブレット変換係数と複数の高周波ウェーブレット変換係数を算出するウェーブレット変換手段と、前記高周波ウェーブレット変換係数に基づいて前記画像データのエッジ情報を検出するエッジ情報検出手段と、検出された前記エッジ情報に基づいて前記高周波ウェーブレット変換係数を重み付け演算する係数処理手段と、重み付け演算された前記高周波ウェーブレット変換係数を用いたウェーブレット逆変換によってエッジ強調された画像データを生成するウェーブレット逆変換手段と、前記エッジ強調された画像データを表示する表示手段を備え、前記エッジ情報検出手段は、各解像度レベルにおいて前記複数の高周波ウェーブレット変換係数の中から画素値の絶対値が最大となる高周波ウェーブレット変換係数を選択し、この高周波ウェーブレット変換係数に対してエッジ情報を検出することを特徴とするものである。

10

**【0014】**

又、請求項2に係る本発明の超音波診断装置は、被検体の複数方向に対して超音波送受波を行なって画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データに対しウェーブレット変換を行なって各解像度レベルにおける低周波ウェーブレット変換係数と複数の高周波ウェーブレット変換係数を算出する第1及び第2のウェーブレット変換手段と、前記第1のウェーブレット変換手段によって算出された前記高周波ウェーブレット変換係数に基づいて前記画像データのエッジ情報を検出するエッジ情報検出手段と、検出された前記エッジ情報に基づいて前記高周波ウェーブレット変換係数を重み付け演算して第1の係数を生成する第1の係数処理手段と、前記第2のウェーブレット変換手段によって得られた高周波ウェーブレット変換係数のみを用いてウェーブレット逆変換する第1のウェーブレット逆変換手段と、前記ウェーブレット逆変換によって得られたデータから前記画像データのエッジ位置情報を検出するエッジ位置検出手段と、前記エッジ位置情報に基づいてエッジ画像データを生成するエッジ画像データ生成手段と、前記エッジ画像データをウェーブレット変換する第3のウェーブレット変換手段と、この第3のウェーブレット変換手段によって得られた高周波ウェーブレット変換係数を振幅変換して第2の係数を生成する第2の係数処理手段と、前記第1の係数と前記第2の係数を合成して第3の係数を生成する係数合成手段と、前記第3の係数を用いたウェーブレット逆変換によってエッジ強調された画像データを生成する第2のウェーブレット逆変換手段と、前記エッジ強調された画像データを表示する表示手段を備えたことを特徴としている。

20

30

**【発明の効果】****【0016】**

本発明によれば、被検体に対する超音波送受波によって生成された画像データをウェーブレット変換によって画像処理する際に、ウェーブレット変換の高周波成分から得られるエッジ情報に基づいてこの高周波成分をアダプティブ処理することにより、画像データにおける効果的なスペckルノイズの低減とエッジ強調が可能となる。

40

**【発明を実施するための最良の形態】****【0017】**

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

**【実施例1】****【0018】**

以下に述べる本発明の第1の実施例における超音波診断装置は、被検体に対する超音波送受波によって得られた画像データに対してウェーブレット変換による画像処理を行なう際に、ウェーブレット変換によって得られた各解像度レベルの高周波ウェーブレット変換係数からエッジ情報を検出し、次いで、このエッジ情報に基づいて重み付け処理した前記高周波ウェーブレット変換係数を用いてウェーブレット逆変換することによりエッジ強調

50

された画像データを生成する。

【0019】

(装置の構成)

本発明の第1の実施例における超音波診断装置の構成につき図1乃至図7を用いて説明する。尚、図1は、上記超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2は、この超音波診断装置が備えた画像データ生成部の構成を示すブロック図である。

【0020】

超音波診断装置100は、当該患者の複数走査方向に対し超音波送受波を行なって画像データを生成する画像データ生成部10と、この画像データのウェーブレット変換から得られた高周波ウェーブレット変換係数に基づいてエッジ情報を検出し、更に、このエッジ情報に基づいて重み付け処理した前記高周波ウェーブレット変換係数を用いたウェーブレット逆変換により、エッジ強調処理された画像データを生成するエッジ強調処理部30を備えている。

10

【0021】

更に、超音波診断装置100は、エッジ強調処理後の画像データを所定の表示形態に変換する走査変換部51と、走査変換された画像データを表示するためのモニタ52と、患者情報の入力、画像データ収集モードの選択、診断部位の設定、更には各種コマンド信号の入力等を行なう入力部53と、上述の各ユニットを統括して制御するシステム制御部54を備えている。

【0022】

20

そして、画像データ生成部10は、被検体に対して、例えば、セクタ走査、コンベックス走査、リニア走査等に対応した超音波送受波を行なってBモード画像データあるいはカラードプラ画像データ等の画像データを生成する機能を有している、以下では、セクタ走査方式によってBモード画像データを生成する場合について述べるが、これらに限定されない。

【0023】

即ち、Bモード画像データの生成を行なう画像データ生成部10は、図2に示すように、当該患者の所定走査方向に対して超音波の送受波を行なう超音波プローブ20と、超音波プローブ20の圧電振動子を駆動するための駆動パルス生成する超音波送信部2と、当該患者の所定走査方向からの超音波反射波を受信する超音波受信部3と、この超音波反射波を信号処理して所定走査方向に対するBモード画像データを生成する信号処理部4を備えている。

30

【0024】

超音波プローブ20は、図示しない1次元に配列された複数個(M個)の圧電振動子とその先端部分に有し、当該患者に対して先端部分を接触させ超音波の送受波を行なう。又、超音波プローブ20の圧電振動子の各々は、図示しないMチャンネルの多芯ケーブルを介して超音波送信部2及び超音波受信部3に接続されている。圧電振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス(駆動信号)を超音波パルス(送信超音波)に変換し、又、受信時には超音波反射波(受信超音波)を電気的な受信信号に変換する機能を有している。

40

【0025】

次に、画像データ生成部10の超音波送信部2は、レートパルス発生器11と、送信遅延回路12と、パルサ13を備えている。

【0026】

レートパルス発生器11は、患者の体内に放射する超音波パルスの繰り返し周期(レート周期)を決定するレートパルスを発生して送信遅延回路12に供給する。次いで、送信遅延回路12は、送信に使用される圧電振動子と同数のMチャンネルの独立な遅延回路から構成され、超音波パルスを所定の深さに集束するための集束用遅延時間と、超音波パルスの送信指向性を順次変更して当該患者を走査するための偏向用遅延時間を上記レートパルスに与え、このレートパルスをパルサ13に供給する。又、パルサ13は、送信遅延回

50

路 12 と同数の M チャンネルの独立な駆動回路を有しており、超音波プローブ 20 に内蔵された圧電振動子を駆動し、患者体内に超音波パルスを放射する。

【0027】

一方、超音波受信部 3 は、プリアンプ 14 と、A/D 変換器 15 と、ビームフォーマ 16 と、加算器 17 を備えている。プリアンプ 14 は、圧電振動子によって電氣的な受信信号に変換された微小信号を増幅し、十分な S/N を確保するように設計されており、このプリアンプ 14 において所定の大きさに増幅された受信信号は、A/D 変換器 15 にてデジタル信号に変換され、ビームフォーマ 16 に送られる。

【0028】

ビームフォーマ 16 は、所定の深さからの超音波反射波を集束するための集束用遅延時間と、超音波反射波の受信指向性を順次変更して当該患者を走査するための偏向用遅延時間を A/D 変換器 15 の出力信号に与え、加算器 17 は、これらビームフォーマ 16 からの出力を整相加算（所定方向から得られた受信信号を位相合わせして加算）する。

【0029】

次に、信号処理部 4 は、包絡線検波器 18 と対数変換器 19 を備えており、所定走査方向から得られた受信信号を包絡線検波して画像データを生成する。即ち、包絡線検波器 18 は、入力されたデジタル信号に対してその包絡線を検出する。又、対数変換器 19 は、入力値を対数変換して出力するルックアップテーブルを備え、受信信号の振幅を対数変換することによって弱い信号を相対的に強調し所定走査方向における B モード画像データを生成する。

【0030】

次に、図 2 に戻ってエッジ強調処理部 30 は、上述の画像データ生成部 10 によって得られた走査方向単位の B モード画像データを順次保存して生成された 2 次元の B モード画像データに対してウェーブレット変換を行なって低周波ウェーブレット変換係数と高周波ウェーブレット変換係数を得るウェーブレット変換部 32 と、このウェーブレット変換によって得られた高周波ウェーブレット変換係数からエッジ情報を検出するエッジ情報検出部 33 と、検出されたエッジ情報に基づいて前記高周波ウェーブレット変換係数の重み付け処理を行なう係数処理部 34 と、重み付け処理された高周波ウェーブレット変換係数と前記低周波ウェーブレット変換係数を用いてウェーブレット逆変換を行なうウェーブレット逆変換部 35 を備えている。

【0031】

更に、エッジ強調処理部 30 は、画像データ生成部 10 から供給される走査方向単位の画像データを順次保存して 2 次元の画像データを生成すると共に、ウェーブレット変換によって得られた各解像度レベルにおける低周波ウェーブレット変換係数及び高周波ウェーブレット変換係数、更には、重み付け処理した高周波ウェーブレット変換係数を一旦保存する画像データ記憶部 31 と、この画像データ記憶部 31 に対して上述の画像データやウェーブレット変換係数の書き込みあるいは読み出しを行なう読み出し/書き込み制御部 36 を備えている。

【0032】

ウェーブレット変換部 32 は、例えば、図 3 (a) に示すように走査方向 1 乃至 P において得られた B モード画像データを配列して生成した P 画素 x P 画素の 2 次元画像データ（原画像データ）61 に対して x 方向（方向）及び y 方向（超音波送受波方向）の 2 次元ウェーブレット変換を行なう。尚、以下では 3 回のウェーブレット変換（即ち、解像度レベル G1 乃至 G3）を行なって各解像度レベルの低周波ウェーブレット変換係数と高周波ウェーブレット変換係数を算出する場合について述べるがこれに限定されない。

【0033】

即ち、ウェーブレット変換部 32 は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、前記記憶回路には、原画像データ 61 の x 方向及び y 方向における高周波成分を抽出するためのウェーブレット関数 H と低周波成分を抽出するためのウェーブレット関数 G が予め保管されている。尚、上記ウェーブレット関数として Haar のウェーブレット関数や Daube

10

20

30

40

50

c h i e s のウェーブレット関数等が用いられ、上記のウェーブレット関数 H によって高域通過フィルタが形成され、ウェーブレット関数 G によって低域通過フィルタが形成される。

#### 【 0 0 3 4 】

図 3 ( b ) は、ウェーブレット変換におけるデータ処理方法の具体例を示したものであり、ウェーブレット変換部 3 2 の演算回路は、先ず、画像データ記憶部 3 1 から読み出した原画像データ 5 0 の x 方向に対してウェーブレット関数 H とウェーブレット関数 G によるフィルタリング処理を行ない、更に、処理して得られた 2 つのデータに対して x 方向の画素を 1 画素おきに間引いて x 方向に  $P / 2$  画素、y 方向に P 画素のウェーブレット変換係数  $H 0 1$  及び  $L 0 1$  を算出する。

10

#### 【 0 0 3 5 】

次いで、ウェーブレット変換部 3 2 は、上記ウェーブレット変換係数  $H 0 1$  の y 方向に対してもウェーブレット関数 H とウェーブレット関数 G によるフィルタリング処理を行ない、得られたデータの y 方向の画素を 1 画素おきに間引いて x 方向及び y 方向に夫々  $P / 2$  の画素を有した解像度レベル G 1 の高周波ウェーブレット変換係数  $H H 1$  及び  $H L 1$  を算出する。

#### 【 0 0 3 6 】

同様にして、上記ウェーブレット変換係数  $L 0 1$  の y 方向に対してもウェーブレット関数 H とウェーブレット関数 G によるフィルタリング処理を行ない、このとき得られたデータの y 方向の画素を 1 画素おきに間引いて解像度レベル G 1 の高周波ウェーブレット変換係数  $L H 1$  と低周波ウェーブレット変換係数  $L L 1$  を算出する。

20

#### 【 0 0 3 7 】

このような手順によって、原画像データ A に対する解像度レベル 1 の高周波ウェーブレット変換係数  $H H 1$ 、 $H L 1$ 、 $L H 1$  と低周波ウェーブレット変換係数  $L L 1$  が算出される。尚、高周波ウェーブレット変換係数  $H H 1$  は原画像データ A における斜め方向の高周波成分に対応し、高周波ウェーブレット変換係数  $H L 1$  は x 方向の高周波成分を、又、高周波ウェーブレット変換係数  $L H 1$  は y 方向の高周波成分に対応しており、例えば、原画像データにおける対角方向のエッジ情報、y 方向のエッジ情報、x 方向のエッジ情報が反映されている。

#### 【 0 0 3 8 】

30

次に、ウェーブレット変換部 3 2 は、解像度レベル G 1 において得られた  $P / 2$  画素  $\times$   $P / 2$  画素の低周波ウェーブレット変換係数  $L L 1$  に対し上述と同様の手順に従って解像度レベル G 2 の高周波ウェーブレット変換係数  $H H 2$ 、 $H L 2$ 、 $L H 2$  と低周波ウェーブレット変換係数  $L L 2$  を算出し、更に、上記解像度レベル G 2 の低周波ウェーブレット変換係数  $L L 2$  に対してウェーブレット変換を行なって解像度レベル G 3 の高周波ウェーブレット変換係数  $H H 3$ 、 $H L 3$ 、 $L H 3$  と低周波ウェーブレット変換係数  $L L 3$  を算出する。このとき、解像度レベル 2 のウェーブレット変換係数は  $P / 4 \times P / 4$  の画素で構成され、解像度レベル 3 のウェーブレット変換係数は  $P / 8 \times P / 8$  の画素で構成される。

#### 【 0 0 3 9 】

図 4 は、ウェーブレット変換部 3 2 によって得られた解像度レベル G 1 及び解像度レベル G 2 におけるウェーブレット変換係数の記憶形態を模式的に示しており、P 画素  $\times$  P 画素の原画像データは、図 4 ( a ) の解像度レベル G 1 において  $P / 2$  画素  $\times$   $P / 2$  画素からなる低周波ウェーブレット変換係数  $L L 1$  と高周波ウェーブレット変換係数  $H L 1$ 、 $L H 1$  及び  $H H 1$  に置き換わる。

40

#### 【 0 0 4 0 】

更に、図 4 ( b ) の解像度レベル 2 において、低周波ウェーブレット変換係数  $L L 1$  の代わりに、この低周波ウェーブレット変換係数  $L L 1$  に対してウェーブレット変換して得られた解像度レベル 2 の低周波ウェーブレット変換係数  $L L 2$  と高周波ウェーブレット変換係数  $H L 2$ 、 $L H 2$  及び  $H H 2$  が配置される。同様にして、解像度レベル 3 においては、低周波ウェーブレット変換係数  $L L 2$  に対してウェーブレット変換して得られた図示し

50



ない解像度レベル3のウェーブレット変換係数 $L L 3$ 、 $H L 3$ 、 $L H 3$ 、 $H H 3$ が低周波ウェーブレット変換係数 $L L 2$ に代わって配置される。

【0041】

尚、図3及び図4において、上述の2画素おきの間引き演算は(2)によって示しており、間引き演算とウェーブレット変換を繰り返すことによって解像度レベルの増加と共に原画像データの低周波成分が検出される。即ち、解像度レベルを選択することによって所定の空間周波数を要したエッジ情報を抽出することが可能となる。

【0042】

次に、エッジ情報検出部33は、図示しない比較回路と記憶回路を備え、この記憶回路には生体組織のエッジに起因する高周波ウェーブレット変換係数とスペckルノイズやシステムノイズに起因する高周波ウェーブレット変換係数を判別するための閾値 $T_{HH}(i, m_i, n_i)$ 、 $T_{HL}(i, m_i, n_i)$ 及び $T_{LH}(i, m_i, n_i)$ が、被検体の診断部位別、解像度レベル別、更には、夫々の解像度レベル $G_i$ における高周波ウェーブレット変換係数別に予め設定されている。尚、上記 $i$ は解像度レベル $G_i$ 、 $m_i$ 及び $n_i$ は解像度レベル $G_i$ における画素の $x$ 座標及び $y$ 座標を示す。

【0043】

そして、前記比較回路は、図5のフローチャートに示すようにウェーブレット変換部32において算出された所定の解像度レベル $G_i$  ( $i = 1$ 乃至3)における高周波ウェーブレット変換係数 $H H i$ 、 $H L i$ 、 $L H i$  ( $i = 1$ 乃至3)の各画素値 $C_{HH}(i, m_i, n_i)$ 、 $C_{HL}(i, m_i, n_i)$ 及び $C_{LH}(i, m_i, n_i)$  ( $i = 1$ 乃至3)の夫々と上述の閾値 $T_{HH}(i, m_i, n_i)$ 、 $T_{HL}(i, m_i, n_i)$ 及び $T_{LH}(i, m_i, n_i)$ を比較し、この閾値より大きな画素値を有する画素をエッジ情報として検出する。

【0044】

次いで、エッジ情報として検出された画素の画素値の絶対値 $|C_{HH}(i, m_i, n_i)|$ 、 $|C_{HL}(i, m_i, n_i)|$ 及び $|C_{LH}(i, m_i, n_i)|$ をエッジ度 $E_{HH}(i, m_i, n_i)$ 、 $E_{HL}(i, m_i, n_i)$ 及び $E_{LH}(i, m_i, n_i)$ に設定する。一方、上記閾値より小さな値を示す画素はエッジ以外の情報と判断し、そのエッジ度 $E_{HH}(i, m_i, n_i)$ 、 $E_{HL}(i, m_i, n_i)$ 及び $E_{LH}(i, m_i, n_i)$ を零に設定する。

【0045】

一方、係数処理部34は、図示しない演算回路と記憶回路を備え、この記憶回路にはエッジ度 $E_{HH}(i, m_i, n_i)$ 、 $E_{HL}(i, m_i, n_i)$ 及び $E_{LH}(i, m_i, n_i)$ に対する振幅変換係数 $A_{HH}(i, m_i, n_i)$ 、 $A_{HL}(i, m_i, n_i)$ 及び $A_{LH}(i, m_i, n_i)$ の関係を示すルックアップテーブルを有している。図6は、エッジ情報 $E_g(i, m_i, n_i)$  ( $g: HH, HL, LH$ )と振幅変換係数 $A_g(i, m_i, n_i)$ の関係の1例を示しており、この具体例によれば、高周波ウェーブレット変換係数の画素値 $C_g(i, m_i, n_i)$ に対応するエッジ度 $E_g(i, m_i, n_i)$ が零の場合は1に、又零より大きなエッジ度 $E_g(i, m_i, n_i)$ に対してはその大きさに依存して変化する1以上の振幅変換係数 $A_g(i, m_i, n_i)$ が設定されている。

【0046】

そして、係数処理部34の演算回路は、前記画素値 $C_{HH}(i, m_i, n_i)$ 、 $C_{HL}(i, m_i, n_i)$ 及び $C_{LH}(i, m_i, n_i)$ の各々に対して、これらの画素値に対応する振幅変換係数 $A_{HH}(i, m_i, n_i)$ 、 $A_{HL}(i, m_i, n_i)$ 及び $A_{LH}(i, m_i, n_i)$ を乗算することによって高周波ウェーブレット変換係数 $H H i$ 、 $H L i$ 、 $L H i$ の振幅変換(重み付け)を行ない、変換後の高周波ウェーブレット変換係数 $H H \times i$ 、 $H L \times i$ 及び $L H \times i$ を生成する。

【0047】

次に、ウェーブレット逆変換部35は、ウェーブレット変換部32と同様にして図示しない演算回路と記憶回路を備え、この記憶回路には、ウェーブレット逆変換において用い

10

20

30

40

50

られる逆ウェーブレット関数  $H_o$  と逆ウェーブレット関数  $G_o$  が予め保管されている。そして、前記演算回路は、上述の手順によって生成された振幅変換後の高周波ウェーブレット変換係数  $H_H \times i$ 、 $H_L \times i$  及び  $L_H \times i$  と解像度レベル  $G_3$  における低周波ウェーブレット変換係数  $L_L \times 3$  を用いてウェーブレット逆変換を行なってエッジ強調処理後の画像データを生成する。

【0048】

図7は、ウェーブレット逆変換におけるデータ処理方法を示したものであり、ウェーブレット逆変換部35は、係数処理部34において生成された高周波ウェーブレット変換係数  $H_H \times 3$ 、 $H_L \times 3$ 、 $L_H \times 3$  と解像度レベル  $G_3$  における低周波ウェーブレット変換係数  $L_L \times 3$  を用いてウェーブレット逆変換を行なって解像度レベル2における新たな低周波ウェーブレット変換係数  $L_L \times 2$  を得る。

10

【0049】

即ち、ウェーブレット逆変換部35は、低周波ウェーブレット変換係数  $L_L \times 3$  及び高周波ウェーブレット変換係数  $L_H \times 3$  の  $y$  方向の画素間に1画素分のスペースを設定し、次いで、ウェーブレット関数  $G$  及びウェーブレット関数  $H$  に対応する逆ウェーブレット関数  $G_o$  と逆ウェーブレット関数  $H_o$  を用いたフィルタリング処理を前記  $y$  方向で行ない、フィルタリング処理された低周波ウェーブレット変換係数  $L_L \times 3$  と高周波ウェーブレット変換係数  $L_H \times 3$  を加算する。更に、この加算結果の  $x$  方向の画素間に1画素分のスペースを設定し、逆ウェーブレット関数  $G_o$  によるフィルタリング処理を前記  $x$  方向で行なってウェーブレット変換係数  $L \times 3$  を得る。

20

【0050】

同様にして、高周波ウェーブレット変換係数  $H_L \times 3$  及び高周波ウェーブレット変換係数  $H_H \times 3$  に対しても同様のフィルタリング処理を  $y$  方向と  $x$  方向で行ないウェーブレット変換係数  $H \times 3$  を得る。そして、ウェーブレット変換係数  $L \times 3$  とウェーブレット変換係数  $H \times 3$  を加算して解像度レベル  $G_2$  の低周波ウェーブレット変換係数  $L_L \times 2$  を生成する。

【0051】

次いで、低周波ウェーブレット変換係数  $L_L \times 2$  と既に係数処理部34において振幅変換された解像度レベル  $G_2$  の高周波ウェーブレット変換係数  $H_H \times 2$ 、 $H_L \times 2$ 、 $L_H \times 2$  に対しても同様の処理を行なって解像度レベル  $G_1$  の低周波ウェーブレット変換係数  $L_L \times 1$  を生成し、更に、この低周波ウェーブレット変換係数  $L_L \times 1$  と解像度レベル  $G_1$  における振幅変換後の高周波ウェーブレット変換係数  $H_H \times 1$ 、 $H_L \times 1$ 、 $L_H \times 1$  に対しても同様の処理を行なってエッジ強調処理後の画像データを生成する。尚、図7において、上述の画素間における1画素分のスペース設定は(2)によって示されている。

30

【0052】

次に、走査変換部51は、エッジ強調処理部30においてエッジ強調処理された画像データを扇状に配列し直した後、 $D/A$ 変換やTVフォーマット変換によって映像信号を生成し、得られた映像信号をモニタ52に表示する。

【0053】

一方、入力部53は、操作パネル上に表示パネルやキーボード、トラックボール、マウス等の入力デバイスを備え、操作者は、この入力部53より患者情報の入力や画像データ収集モードの選択、診断部位の設定、更には種々のコマンド信号の入力等を行なう。そして、システム制御部54は、図示しないCPUと記憶回路を備え、入力部53から入力されるコマンド信号に基づいて画像データ生成部10、エッジ強調処理部30及び走査変換部51の各ユニットを統括的に制御する。

40

【0054】

尚、上述のウェーブレット変換部32、エッジ情報検出部33、係数処理部34及びウェーブレット逆変換部35における各々の記憶回路は、画像データ記憶部31において共通に設けられてもよい。

【0055】

50

( 画像データの処理手順 )

次に、図 1 乃至図 8 を用いて超音波診断装置における画像データの生成と、得られた画像データに対するエッジ強調処理の手順を説明する。尚、図 8 は、上記手順を示すフローチャートである。

【 0 0 5 6 】

超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、入力部 5 3 において当該患者の患者情報や診断部位の設定、画像データ収集モード（即ち、セクタ走査法による B モード画像データの収集モード）や診断に使用する超音波プローブの選択を行なう（図 8 のステップ S 1 ）。そして、システム制御部 5 4 は、その記憶回路に上記の選択情報や入力情報を一旦保存した後、選択された超音波プローブの超音波周波数情報や診断部位情報をエッジ強調処理部 3 0 のエッジ情報検出部 3 3 に供給する。

10

【 0 0 5 7 】

次いで、操作者により B モード画像データの生成開始コマンドが入力部 5 3 より入力され、このコマンド信号がシステム制御部 5 4 に供給されることによって B モード画像データの生成が開始される（図 8 のステップ S 2 ）。

【 0 0 5 8 】

当該患者に対する超音波の送信に際して、図 2 に示した画像データ生成部 1 0 の超音波送信部 2 におけるレートパルス発生器 1 1 は、システム制御部 5 4 からの制御信号に従って、患者の体内に放射する超音波パルスのレート周期を決定するレートパルスを送信遅延回路 1 2 に供給する。送信遅延回路 1 2 は、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに超音波を集束するための遅延時間と、第 1 の走査方向 1 に超音波を放射するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ 1 3 に供給する。

20

【 0 0 5 9 】

次いで、パルサ 1 3 は、供給されたレートパルスに基づいて生成した駆動パルスによって超音波プローブ 2 0 の超音波振動子を駆動し、患者体内に超音波パルスを放射する。このパルサ 1 3 は、M チャンネルから構成され、図示しない M チャンネルの多芯ケーブルを介して超音波プローブ 2 0 の超音波振動子の各々に接続されている。

【 0 0 6 0 】

被検体内に放射された超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる臓器境界面、あるいは組織にて反射する。そして、被検体内にて反射した超音波反射波は、送信時と同じ超音波プローブ 2 0 によって受信されて超音波反射波から電気的な受信信号に変換され、超音波受信部 3 のプリアンプ 1 4 にて所定の大きさに増幅された後、A / D 変換器 1 5 にてデジタル信号に変換される。更に、デジタル信号に変換された受信信号は、ビームフォーマ 1 6 にて、システム制御部 5 4 からの制御信号に基づいて所定の遅延時間が与えられた後、加算器 1 7 において加算合成される。

30

【 0 0 6 1 】

このとき、ビームフォーマ 1 6 では、所定の深さからの超音波反射波を集束するための遅延時間と、第 1 の走査方向 1 からの超音波反射波に対して強い受信指向性をもたせるための遅延時間が、システム制御部 5 4 からの制御信号に従って設定される。

【 0 0 6 2 】

40

加算器 1 7 において加算合成された受信信号は、信号処理部 4 に送られ、包絡線検波器 1 8 及び対数変換器 1 9 において包絡線検波と対数変換とがなされて B モード画像データが生成される。そして、走査方向 1 に対して生成された B モード画像データは、図 1 の画像データ記憶部 3 1 に一旦保存される。

【 0 0 6 3 】

上述の手順によって、走査方向 1 における B モード画像データの生成と保存が終了したならば、超音波の送受信方向を ずつ順次更新させながら  $p = 1 + (p - 1)$

(  $p = 2 \sim P$  ) に偏向し、同様な手順で走査方向 2 乃至走査方向 P に対する超音波送受波を行なう。このとき、システム制御部 5 4 は、その制御信号によって送信遅延回路 1 2 及びビームフォーマ 1 6 の遅延時間を上記走査方向に対応させて順次切り替えながら

50

、当該患者に対して超音波送受波を行ない、各走査方向に対して得られたＢモード画像データをエッジ強調処理部３０の画像データ記憶部３１に保存する。即ち、画像データ記憶部３１では２次元のＢモード画像データ（原画像データ）が生成される（図８のステップＳ３）。

#### 【００６４】

一方、図１のエッジ強調処理部３０における読み出し／書き込み制御部３６は、画像データ記憶部３１に保存された２次元の原画像データを読み出してウェーブレット変換部３２の記憶回路に保存し、ウェーブレット変換部３２の演算部は、前記原画像データのｘ方向及びｙ方向に対して２次元ウェーブレット変換を行ない、解像度レベル $G_i$ （ $i = 1$ 乃至３）における高周波ウェーブレット変換係数 $H_{Hi}$ 、 $H_{Li}$ 及び $L_{Hi}$ と解像度レベル３における低周波ウェーブレット変換係数 $L_{L3}$ の算出を行なう（図８のステップＳ４）。そして、算出された上記ウェーブレット変換係数は、読み出し／書き込み制御部３６によってエッジ情報検出部３３の記憶回路に保存される。

#### 【００６５】

次に、エッジ情報検出部３３は、診断部位別あるいは超音波プローブ別に予め保管されている閾値情報の中から、システム制御部５４から供給された診断部位情報あるいは超音波周波数情報に対応した解像度レベル $G_i$ の閾値 $T_{HH}(i)$ 、 $T_{HL}(i)$ 及び $T_{LH}(i)$ を選択する。次いで、ウェーブレット変換部３２において算出された解像度レベル $G_i$ における高周波ウェーブレット変換係数 $H_{Hi}$ 、 $H_{Li}$ 、 $L_{Hi}$ の各画素値 $C_{HH}(i, m_i, n_i)$ 、 $C_{HL}(i, m_i, n_i)$ 及び $C_{LH}(i, m_i, n_i)$ の夫々と上述の閾値 $T_{HH}(i)$ 、 $T_{HL}(i)$ 及び $T_{LH}(i)$ とを比較し、この閾値より大きな画素値を有する画素を検出する（図８のステップＳ５）。

#### 【００６６】

そして、検出された画素の前記画素値の絶対値 $|C_{HH}(i, m_i, n_i)|$ 、 $|C_{HL}(i, m_i, n_i)|$ 及び $|C_{LH}(i, m_i, n_i)|$ を当該画素のエッジ度 $E_{HH}(i, m_i, n_i)$ 、 $E_{HL}(i, m_i, n_i)$ 及び $E_{LH}(i, m_i, n_i)$ として設定する（図８のステップＳ６）。そして、読み出し／書き込み制御部３６は、設定された上記のエッジ度情報を、係数処理部３４の記憶回路に保存する。

#### 【００６７】

係数処理部３４は、前記記憶回路から読み出したエッジ情報に基づいて画素値 $C_{HH}(i, m_i, n_i)$ 、 $C_{HL}(i, m_i, n_i)$ 及び $C_{LH}(i, m_i, n_i)$ の各々に対応する振幅変換係数 $A_{HH}(i, m_i, n_i)$ 、 $A_{HL}(i, m_i, n_i)$ 、 $A_{LH}(i, m_i, n_i)$ を自己のルックアップテーブルから読み出す。そして、これらの振幅変換係数 $A_{HH}(i, m_i, n_i)$ 、 $A_{HL}(i, m_i, n_i)$ 及び $A_{LH}(i, m_i, n_i)$ を乗算することによって高周波ウェーブレット変換係数 $H_{Hi}$ 、 $H_{Li}$ 、 $L_{Hi}$ の振幅変換（重み付け処理）を行ない、変換後の高周波ウェーブレット変換係数 $H_{Hxi}$ 、 $H_{Lxi}$ 、 $L_{Hxi}$ を生成する（図８のステップＳ７）。そして、読み出し／書き込み制御部３６は得られた高周波ウェーブレット変換係数 $H_{Hxi}$ 、 $H_{Lxi}$ 、 $L_{Hxi}$ をウェーブレット逆変換部３５の記憶回路に保存する。

#### 【００６８】

一方、ウェーブレット逆変換部３５の演算回路は、上述の手順によって生成された振幅変換後の高周波ウェーブレット変換係数 $H_{Hxi}$ 、 $H_{Lxi}$ 、 $L_{Hxi}$ と解像度レベル $G_3$ における低周波ウェーブレット変換係数 $L_{L3}$ を用いてウェーブレット逆変換を行なってエッジ強調画像データを生成する（図８のステップＳ８）。

#### 【００６９】

そして、走査変換部５１は、エッジ強調処理部３０においてエッジ強調された画像データを扇状に配列した後、Ｄ／Ａ変換とＴＶフォーマット変換等によって映像信号を生成しモニタ５２に表示する（図８のステップＳ９）。

#### 【００７０】

以上述べた本発明の第１の実施例によれば、被検体に対する超音波送受波によって生成

10

20

30

40

50

された画像データをウェーブレット変換によって画像処理する際に、ウェーブレット変換の高周波成分と予め設定した閾値との比較を行なうことによって生体組織のエッジ情報を検出することができ、このエッジ情報に基づいて高周波ウェーブレット変換係数を重み付け処理することによって画像データのエッジ強調を行なうことが可能となる。

【0071】

又、上記、閾値との比較は各解像度レベルにおける高周波ウェーブレット変換係数の各々に対して独立に行なうことが出来るため、原画像データに対して効果的なエッジ強調処理を行なうことが可能となる。

【0072】

更に、上記閾値の設定は、被検体、被検体の診断対象部位、更には、使用する超音波プローブの超音波周波数等によって設定することが出来るため、高精度のエッジ強調処理が可能である。

【0073】

尚、上述の実施例におけるエッジ度の検出では、高周波ウェーブレット変換係数 $H_H$ 、 $H_L$ 及び $L_H$ の画素値 $C_{HH}$ 、 $C_{HL}$ 及び $C_{LH}$ の全てに対して閾値 $T_{HH}$ 、 $T_{HL}$ 及び $T_{LH}$ との比較を行なったが、図9のフローチャートに従って行なってもよい。

【0074】

即ち、エッジ情報検出部33の比較回路は、解像度レベル $G_i$ のウェーブレット変換によって得られた高周波ウェーブレット変換係数 $H_{Hi}$ 、 $H_{Li}$ 、 $L_{Hi}$ の画素値の絶対値 $|C_{HH}(i, m_i, n_i)|$ 、 $|C_{HL}(i, m_i, n_i)|$ 及び $|C_{LH}(i, m_i, n_i)|$ を算出し、次いで、同一座標 $(m_i, n_i)$ における前記画素値の絶対値を比較して最大値を有する高周波ウェーブレット変換係数を選択する。

【0075】

そして、例えば、高周波ウェーブレット変換係数 $H_{Li}$ が選択されたならば、その画素値の絶対値 $|C_{HL}(i, m_i, n_i)|$ と予め設定された閾値 $T_{HL}(i, m_i, n_i)$ を比較し、この閾値より大きな画素値を有する画素を検出する。そして、検出された画素のエッジ度 $E_{HL}(i, m_i, n_i)$ を高周波ウェーブレット変換係数の画素値の絶対値 $|C_{HL}(i, m_i, n_i)|$ によって設定する。一方、上記閾値より小さな値を示す画素はエッジ以外の情報と判断し、そのエッジ度 $E(i, m_i, n_i)$ を零に設定し、更に、選択されなかった高周波ウェーブレット変換係数 $H_{Hi}$ 及び $L_{Hi}$ における全ての画素のエッジ度 $E_{HH}(i, m_i, n_i)$ 及び $E_{LH}(i, m_i, n_i)$ も零に設定する。高周波ウェーブレット変換係数 $H_{Hi}$ あるいは $L_{Hi}$ が選択された場合も同様の手順によってエッジ度の設定を行なう。この方法によれば、例えば、組織の境界が走行する所定の方

【0076】

又、上述の実施例に用いられる閾値 $T_{HH}(i, m_i, n_i)$ 、 $T_{HL}(i, m_i, n_i)$ 及び $T_{LH}(i, m_i, n_i)$ は画素単位で設定されているため、例えば、超音波プローブから反射位置までの距離に伴って変化する原画像データの分解能やスペックルパターンの形状を考慮したエッジ強調処理が可能となるが、閾値設定を簡略化するためには高周波ウェーブレット変換係数 $H_{Hi}$ 、 $H_{Li}$ 、 $L_{Hi}$ の各画素に対して同一の閾値 $T_{HH}(i)$ 、 $T_{HL}(i)$ 及び $T_{LH}(i)$ を設定してもよい。

【0077】

(変形例)

次に、本実施例の変形例につき図10乃至図12を用いて説明する。本変形例では、最高次の解像度レベル $G_k$  ( $k=3$ )における低周波ウェーブレット変換係数 $L_{L3}$ を零に置換した後ウェーブレット逆変換によって得られた解像度 $i$  ( $i < k$ )の高周波ウェーブレット変換係数に基づいてエッジ情報を検出し、次いで、このエッジ情報に基づいて重み付け処理した各解像度レベルの高周波ウェーブレット変換係数を用いたウェーブレット逆変換によりエッジ強調画像データを生成している。尚、本変形例においても、上述の実施

10

20

30

40

50

例と同様に説明を簡単にするために３回のウェーブレット変換（即ち、解像度レベル  $G_1$  乃至  $G_3$ ）を行なう場合について述べるがこれに限定されるものではない。

【 0 0 7 8 】

図 10 は、本変形例におけるエッジ情報検出部 33 のブロック図である。即ち、本変形例におけるエッジ強調処理部 30 のエッジ情報検出部 33 は、図 1 のエッジ強調処理部 30 のウェーブレット変換部 32 が行なうウェーブレット変換によって得られた最大解像度レベル  $G_3$  の低周波ウェーブレット変換係数  $LL(3, m_3, n_3)$  の画素値  $C_{LL}(3, m_3, n_3)$  を零に置き換える係数処理部 331 と、画素値の置き換えを行なった上記低周波ウェーブレット変換係数  $LL(3, m_3, n_3)$  と既に得られている各解像度レベルの高周波ウェーブレット変換係数を用いてウェーブレット逆変換を行なうウェーブレット逆変換部 332 を備えている。

10

【 0 0 7 9 】

更に、エッジ情報検出部 33 は、上記ウェーブレット逆変換によって得られた各解像度レベル  $G_i$  における低周波ウェーブレット変換係数の画素値からエッジの位置や方向、更にはその大きさを検出するエッジ検出部 333 と、検出されたエッジの大きさ（画素値）に基づいてエッジ度を算出するエッジ度算出部 334 と、算出されたエッジ度と予め設定された閾値を比較し、この閾値より小さなエッジ度を有する低周波ウェーブレット変換係数の画素を零に置き換える閾値処理部 335 を備えている。

【 0 0 8 0 】

本変形例におけるエッジ情報検出手順につき図 11 のフローチャートを用いて更に詳しく説明する。図 1 の画像データ生成部 10 によって得られた原画像データに対してウェーブレット変換部 32 は解像度レベル  $G_i$  ( $i = 1$  乃至  $k$ ) ( $k = 3$ ) の 2 次元ウェーブレット変換を行ない（図 11 のステップ S11）、次いで、係数処理部 331 は、解像度レベル  $G_3$  における低周波ウェーブレット変換係数  $LL_3$  の画素値  $C_{LL}(3, m_3, n_3)$  を零に置き換える（図 11 のステップ S12）。

20

【 0 0 8 1 】

一方、ウェーブレット逆変換部 332 は、画素値が置き換えられた上記低周波ウェーブレット変換係数  $LL_3'$  と解像度レベル  $G_3$  の高周波ウェーブレット変換係数  $HH_3$ ,  $HL_3$  及び  $LH_3$  を用いて解像度レベル  $G_2$  の低周波ウェーブレット変換係数  $LL_2'$  の画素値  $C_{LL}(2, m_2, n_2)$  を求め、更に、この低周波ウェーブレット変換係数  $LL_2'$  と解像度レベル  $G_2$  における高周波ウェーブレット変換係数  $HH_2$ ,  $HL_2$  及び  $LH_2$  を用いて解像度レベル  $G_1$  の低周波ウェーブレット変換係数  $LL_1'$  の画素値  $C_{LL}(1, m_1, n_1)$  を求める（図 11 のステップ S13）。

30

【 0 0 8 2 】

次に、エッジ検出部 333 は、上述の手順によって得られた解像度レベル  $G_i$  の低周波ウェーブレット変換係数  $LL_i'$  の画素値の値からエッジの位置と方向、更には大きさを検出する。例えば、エッジ検出部 333 は、低周波ウェーブレット変換係数  $LL_i'$  の  $x$  方向、 $y$  方向及び対角方向における各画素の零交差の有無を検出する（図 11 のステップ S14）。

【 0 0 8 3 】

図 12 は、上述の低周波ウェーブレット変換係数  $LL_i'$  における零交差を説明するための図であり、図 12 (a) は、 $y$  方向にエッジ 62 及び 63 を有した低周波ウェーブレット変換係数  $LL_i'$  64 を示している。一方、図 12 (b) は、この低周波ウェーブレット変換係数  $LL_i'$  64 の  $x$  方向に設定された直線 65 における画素値の変化曲線 65 を示しており、この画素値の値は、ウェーブレット変換部 32 におけるウェーブレット関数に依存している。

40

【 0 0 8 4 】

そして、例えば、この図のように  $x$  方向の画素値に対して零交差が認められた場合には（図 11 のステップ S15）、エッジ度算出部 334 は、その零交差位置 ( $m_i, n_i$ ) を中心に  $x$  方向に前後する画素値  $C_{LL}(2, m_i - 1, n_i)$  と  $C_{LL}(2, m_i + 1, n_i)$  を用いてエッジ度を算出する。

50

$n_i$ ) の差分の絶対値を算出し、算出された値をエッジ度  $E_x(i, m_i, n_i)$  に設定する (図 11 のステップ S16)。

【0085】

次に、閾値処理部 335 は、上記エッジ度  $E_x(i, m_i, n_i)$  と予め設定された閾値  $T_x(i, m_i, n_i)$  を比較し (図 11 のステップ S17)、この閾値  $T_x(i, m_i, n_i)$  より小さなエッジ度  $E_x(i, m_i, n_i)$  を零に設定する (図 11 のステップ S18)。一方、y 方向のエッジ度  $E_y(i, m_i, n_i)$  及び対角方向のエッジ度  $E_d(i, m_i, n_i)$  も零に設定する (図 11 のステップ S19)。このような手順によって x 方向の零交差がある場合の各方向におけるエッジ度  $E_x(i, m_i, n_i)$ 、 $E_y(i, m_i, n_i)$  及び  $E_d(i, m_i, n_i)$  が決定される (図 11 のステップ S20)。

10

【0086】

一方、y 方向にあるいは対角方向に零交差が認められた場合にも図 11 のフローチャートに従って夫々のエッジ度  $E_x(i, m_i, n_i)$ 、 $E_y(i, m_i, n_i)$ 、 $E_d(i, m_i, n_i)$  が設定される。

【0087】

以下、上述の実施例と同様にして、係数処理部 34 は、これらのエッジ情報  $E_x(i, m_i, n_i)$ 、 $E_y(i, m_i, n_i)$  及び  $E_d(i, m_i, n_i)$  に基づいて画素値  $C_{HL}(i, m_i, n_i)$ 、 $C_{LH}(i, m_i, n_i)$  及び  $C_{HH}(i, m_i, n_i)$  の各々に対応する振幅変換係数  $A_{HL}(i, m_i, n_i)$ 、 $A_{LH}(i, m_i, n_i)$  及び  $A_{HH}(i, m_i, n_i)$  を自己のルックアップテーブルから読み出して高周波ウェーブレット変換係数  $HL_i$ 、 $LH_i$ 、 $HH_i$  の振幅変換を行ない、ウェーブレット逆変換部 35 は、振幅変換された高周波ウェーブレット変換係数  $HL \times i$ 、 $LH \times i$ 、 $HH \times i$  と解像度レベル G3 における低周波ウェーブレット変換係数  $LL3$  を用いてウェーブレット逆変換を行なってエッジ強調画像データを生成する。

20

【0088】

以上述べた本変形例によれば、被検体に対する超音波送受波によって生成された原画像データをウェーブレット変換によって画像処理する際に、高次の解像度レベルにおける低周波ウェーブレット変換係数を零に置換した後のウェーブレット逆変換によってエッジ情報が感度よく検出でき、このエッジ情報に基づいて高周波ウェーブレット変換係数を重み付け処理することによって画像データのエッジ強調が可能となる。

30

【0089】

特に、本変形例によれば、上記低周波ウェーブレット変換係数によってエッジ方向が検出できるため、この方向に対応する高周波ウェーブレット変換係数を選択的に強調処理することによってノイズ成分を増大させることなく効果的なエッジ強調が可能となる。

【0090】

又、上述の実施例と同様にして、本変形例における重み付け処理や閾値処理は解像度レベル単位、高周波ウェーブレット変換係数単位、更には、被検体の診断対象部位や超音波プローブの超音波周波数等によって任意に設定可能であるため高性能なエッジ強調処理が可能となる。

40

【実施例 2】

【0091】

次に、本発明における第 2 の実施例につき図 13 及び図 14 を用いて説明する。この第 2 の実施例では、先ず、上述の第 1 の実施例と同様にして、原画像データのウェーブレット変換によって得られた各解像度レベルの高周波ウェーブレット変換係数の閾値処理によって第 1 のウェーブレット変換係数を算出する。一方、前記原画像データのウェーブレット変換によって得られた各解像度レベルの低周波ウェーブレット変換係数を零に置換した後ウェーブレット逆変換によって得られた低周波ウェーブレット変換係数から各解像度レベルにおけるエッジ画像データを生成し、このエッジ画像データをウェーブレット変換して得られた第 2 のウェーブレット変換係数と前記第 1 のウェーブレット変換係数を各解像

50

度レベルで合成する。そして、合成して得られたウェーブレット変換係数のウェーブレット逆変換によりエッジ強調画像データを生成する。

【0092】

(装置の構成)

本発明の第2の実施例における超音波診断装置の構成につき図13を用いて説明する。尚、図13は、超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図1に示した超音波診断装置100と同一の機能を有するユニットは同一の符号を付加し詳細な説明を省略する。

【0093】

即ち、本実施例における超音波診断装置200は、当該患者の複数方向に対し超音波送受波を行なって走査方向単位の画像データを生成する画像データ生成部10と、生成された画像データのウェーブレット変換によって得られた高周波ウェーブレット変換係数からエッジ情報を検出し、更に、このエッジ情報に基づいて重み付け処理された前記高周波ウェーブレット変換係数のウェーブレット逆変換によって前記原画像データのエッジ強調を行なうエッジ強調処理部40を備えており、更に、処理後の画像データを所定の表示形態に変換する走査変換部51と、走査変換された画像データを表示するためのモニタ52と、患者情報の入力、画像データ収集モードの選択、診断部位の設定、更には、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部53と、上述の各ユニットを統括して制御するシステム制御部54を備えている。

【0094】

そして、エッジ強調処理部40は、画像データ生成部10から供給される走査方向単位の画像データを順次保存して2次元の原画像データを生成する画像データ記憶部31と、この原画像データのウェーブレット変換によって得られる高周波ウェーブレット変換係数の閾値処理によってエッジ情報を検出し、このエッジ情報に基づいて前記高周波ウェーブレット変換係数を重み付け処理して第1のウェーブレット変換係数を生成する画像データ変換係数生成部61と、前記原画像データのウェーブレット変換によって得られる高周波ウェーブレット変換係数からエッジ画像データを生成し、このエッジ画像データを再度ウェーブレット変換して第2のウェーブレット変換係数を生成するエッジ画像データ変換係数生成部62を備えている。

【0095】

更に、エッジ強調処理部40は、画像データ変換係数生成部61において得られた第1のウェーブレット変換係数とエッジ画像データ変換係数生成部62において得られた第2のウェーブレット変換係数を解像度レベル単位で合成処理する係数合成部63と、合成された各解像度レベルのウェーブレット変換係数を用いたウェーブレット逆変換によってエッジ強調画像データを生成するウェーブレット逆変換部35を備えている。

【0096】

そして、画像データ変換係数生成部61は、第1の実施例の場合と同様にして、画像データ記憶部31から供給される2次元の原画像データをウェーブレット変換して低周波ウェーブレット変換係数と高周波ウェーブレット変換係数を得るウェーブレット変換部32と、このウェーブレット変換によって得られた高周波ウェーブレット変換係数に基づいてエッジ情報を検出するエッジ情報検出部33と、検出されたエッジ情報に基づいて前記高周波ウェーブレット変換係数を重み付け処理する係数処理部34を備えている。

【0097】

一方、エッジ画像データ変換係数生成部62は、原画像データに対するウェーブレット変換と後述するエッジ画像データ生成部45において得られたエッジ画像データに対してウェーブレット変換を行なうウェーブレット変換部41と、原画像データに対するウェーブレット変換によって得られた各解像度レベルの低周波ウェーブレット変換係数の零設定と、前記エッジ画像データのウェーブレット変換によって得られたウェーブレット変換係数に対して必要に応じて閾値処理や重み付け処理を行なう係数処理部42を備えている。

【0098】



更に、エッジ画像データ変換係数生成部 6 2 は、前記ウェーブレット変換部 4 1 による原画像データのウェーブレット変換によって得られた所定解像度レベルの高周波ウェーブレット変換係数と係数処理部 4 2 において零設定された前記解像度レベルにおける低周波ウェーブレット変換係数を用いてウェーブレット逆変換を行なうウェーブレット逆変換部 4 3 と、ウェーブレット逆変換結果からエッジの位置を検出するエッジ位置検出部 4 4 と、検出されたエッジ位置に基づいてエッジ画像データを生成するエッジ画像データ生成部 4 5 を備えている。

【 0 0 9 9 】

尚、上記のエッジ位置検出部 4 4 は、例えば、図 1 2 に示すような零交差位置から求めてもよく、更には、所定の閾値より大きな値を示す画素値の位置から求めてもよい。一方、エッジ画像データ生成部 4 5 は、エッジ画像データを上述のエッジ位置の自動トレースによって生成してもよいが、操作者による手動トレースによって生成してもよい。

【 0 1 0 0 】

( 画像データの処理手順 )

次に、本実施例における原画像データのエッジ強調処理手順を図 1 4 のフローチャートに沿って説明する。尚、この場合も、第 1 の実施例と同様にして 3 回のウェーブレット変換 ( 解像度レベル G 1 乃至 G 3 ) を行なって各解像度レベルの低周波ウェーブレット変換係数と高周波ウェーブレット変換係数を算出する場合について述べるがこれに限定されない。

【 0 1 0 1 】

超音波診断装置 1 0 0 の操作者は、入力部 5 3 において患者情報の入力、診断部位や超音波プローブの選択を行ない ( 図 1 4 のステップ S 1 )、画像データの生成開始コマンドを入力する ( 図 1 4 のステップ S 2 )。そして、この画像データの生成開始コマンドを受信したシステム制御部 5 4 は、画像データ生成部 1 0 における各ユニットを制御して既に述べた手順により画像データを生成し、エッジ強調処理部 4 0 の画像データ記憶部 3 1 に保存する。 ( 図 1 4 のステップ S 3 )。

【 0 1 0 2 】

一方、エッジ強調処理部 4 0 の画像データ変換係数生成部 6 1 におけるウェーブレット変換部 3 2 は、保存された原画像データを読み出し、x 方向及び y 方向に対して 2 次元ウェーブレット変換を行なう。そして、解像度レベル G 1 乃至 G 3 における高周波ウェーブレット変換係数  $H H i$ 、 $H L i$  及び  $L H i$  (  $i = 1$  乃至 3 ) と解像度レベル 3 における低周波ウェーブレット変換係数  $L L 3$  の算出を行なう ( 図 1 4 のステップ S 4 )。

【 0 1 0 3 】

次に、エッジ情報検出部 3 3 は、診断部位あるいは超音波プローブ 2 0 の超音波周波数に基づいて設定された閾値  $T_{H H} ( i, m i, n i )$ 、 $T_{H L} ( i, m i, n i )$  及び  $T_{L H} ( i, m i, n i )$  と、高周波ウェーブレット変換係数  $H H i$ 、 $H L i$ 、 $L H i$  の各画素値  $C_{H H} ( i, m i, n i )$ 、 $C_{H L} ( i, m i, n i )$  及び  $C_{L H} ( i, m i, n i )$  を比較し、この閾値より大きな画素値を有する画素をエッジ情報として検出する ( 図 8 のステップ S 5 )。

【 0 1 0 4 】

次いで、エッジ情報として検出された画素のエッジ度  $E_{H H} ( i, m i, n i )$ 、 $E_{H L} ( i, m i, n i )$  及び  $E_{L H} ( i, m i, n i )$  を高周波ウェーブレット変換係数の画素値の絶対値  $| C_{H H} ( i, m i, n i ) |$ 、 $| C_{H L} ( i, m i, n i ) |$  及び  $| C_{L H} ( i, m i, n i ) |$  から求め、更に、上記閾値より小さな値を示す画素のエッジ度  $E_{H H} ( i, m i, n i )$ 、 $E_{H L} ( i, m i, n i )$  及び  $E_{L H} ( i, m i, n i )$  を零に設定する ( 図 1 4 のステップ S 6 )。

【 0 1 0 5 】

一方、係数処理部 3 4 は、上記エッジ度に基づいて画素値  $C_{H H} ( i, m i, n i )$ 、 $C_{H L} ( i, m i, n i )$  及び  $C_{L H} ( i, m i, n i )$  の各々に対応する振幅変換係数  $A_{H H} ( i, m i, n i )$ 、 $A_{H L} ( i, m i, n i )$ 、 $A_{L H} ( i, m i, n i )$  を自

10

20

30

40

50

己のルックアップテーブルから読み出す。そして、この振幅変換係数  $A_{HH}(i, mi, ni)$ 、 $A_{HL}(i, mi, ni)$ 、 $A_{LH}(i, mi, ni)$  を高周波ウェーブレット変換係数の各画素値  $C_{HH}(i, mi, ni)$ 、 $C_{HL}(i, mi, ni)$  及び  $C_{LH}(i, mi, ni)$  に乗じてウェーブレット変換係数の振幅変換（重み付け処理）を行ない、各解像度レベル  $G_i$  の第1の高周波ウェーブレット変換係数  $HHxi(i, mi, ni)$ 、 $HLxi(i, mi, ni)$ 、 $LHxi(i, mi, ni)$  を生成する（図13のステップS7）。

#### 【0106】

一方、エッジ画像データ変換係数生成部62におけるウェーブレット変換部41は、画像データ記憶部31から供給される前記原画像データに対してウェーブレット変換を行ない、解像度レベル  $G_i$  ( $i = 1$  乃至 3) における高周波ウェーブレット変換係数  $HHi(i, mi, ni)$ 、 $HLi(i, mi, ni)$  及び  $LHi(i, mi, ni)$  と解像度レベル3における低周波ウェーブレット変換係数  $LL3(i, mi, ni)$  の算出を行なう（図14のステップS21）。

#### 【0107】

そして、各解像度レベル  $G_i$  における低周波ウェーブレット変換係数  $LLi$  の画素値  $LL(i, mi, ni)$  は係数処理部42において零に設定され（図14のステップS22）、ウェーブレット逆変換部43は、ウェーブレット変換部41で得られた高周波ウェーブレット変換係数  $HHi$ 、 $HLi$ 、 $LHi$  と係数処理部42でその画素値が零に設定された低周波ウェーブレット変換  $LLi$  を用いて各解像度レベルのウェーブレット逆変換を行なう（図14のステップS23）。

#### 【0108】

次いで、エッジ位置検出部44は、上記のウェーブレット逆変換によってエッジ情報が強調された画像データの、例えば、零交差位置からエッジ位置を検出し（図14のステップS24）、更にエッジ画像データ生成部45は、離散的に得られた前記エッジ位置をトレースして各解像度レベルのエッジ画像データを生成する（図14のステップS25）。

#### 【0109】

前記エッジ画像データの供給を受けたウェーブレット変換部41は、このエッジ画像データに対してウェーブレット変換を行なって高周波ウェーブレット変換係数を求め（図14のステップS26）、係数処理部42は、前記高周波ウェーブレット変換係数の各画素値に対し必要に応じて閾値処理や重み付け処理を行ない、解像度レベル  $G_i$  ( $i = 1$  乃至 3) における第2の高周波ウェーブレット変換係数  $HHyi(i, mi, ni)$ 、 $HLyi(i, mi, ni)$ 、 $LHyi(i, mi, ni)$  を生成する（図14のステップS27）。

#### 【0110】

次に、係数合成部63は、画像データ変換係数生成部61の係数処理部34から供給された前記第1の高周波ウェーブレット変換係数  $HHxi$ 、 $HLxi$ 、 $LHxi$  ( $i = 1$  乃至 3) とエッジ画像データ変換係数生成部62の係数処理部42から供給される第2の高周波ウェーブレット変換係数  $HHyi$ 、 $HLyi$ 、 $LHyi$  ( $i = 1$  乃至 3) を各解像度レベルで合成して新たな高周波ウェーブレット変換係数  $HHzi$ 、 $HLzi$ 、 $LHzi$  ( $i = 1$  乃至 3) を生成する（図14のステップS28）。

#### 【0111】

一方、ウェーブレット逆変換部35は、合成された高周波ウェーブレット変換係数  $HHzi$ 、 $HLzi$ 、 $LHzi$  ( $i = 1$  乃至 3) と既にステップS4あるいはステップS21において得られた低周波ウェーブレット変換係数  $LL3$  を用いてウェーブレット逆変換を行なってエッジ強調画像データを生成する（図14のステップS8）。

#### 【0112】

そして、走査変換部51は、エッジ強調処理部40においてエッジ強調画像データを扇状に配列し直した後D/A変換とTVフォーマット変換によって映像信号を生成しモニタ52に表示する（図14のステップS9）。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 1 3 】

尚、上記第 1 の高周波ウェーブレット変換係数と第 2 の高周波ウェーブレット変換係数を合成する際に、同一座標における画素値を加算合成してもよいが、大きな値を有する画素値を選択して用いてもよい。

## 【 0 1 1 4 】

以上述べた本発明の第 2 の実施例によれば、各解像度レベルにおける低周波ウェーブレット変換係数を零に置換した後ウェーブレット逆変換することによってエッジ画像データを生成し、このエッジ画像データを再度ウェーブレット変換して得られた高周波ウェーブレット変換係数に上述の第 1 の実施例の方法によってエッジ強調された高周波ウェーブレット変換係数が合成される。従って、合成後の高周波ウェーブレット変換係数を用いたウェーブレット逆変換によって生成される画像データでは、エッジ強調された画像データにエッジ画像が重畳されるため、エッジ強調を更に効果的に行なうことが可能となる。

10

## 【 0 1 1 5 】

又、上記エッジ画像データの生成は、各解像度レベルにおいて独立に行なうことが出来るため、空間周波数の異なるエッジ構造を正確に強調表示することができる。

## 【 0 1 1 6 】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例における閾値  $T_{HH}$ 、 $T_{HL}$  及び  $T_{LH}$  は、高周波ウェーブレット変換係数の各画素単位で独立に設定したが、共通に設定してもよい。

20

## 【 0 1 1 7 】

又、上述の実施例においては、エッジ情報と認識しない画素のエッジ度を零に設定したが、これに限定されるものではなく、エッジ情報の画素のエッジ度より相対的に小さな値に設定してもよい。

## 【 0 1 1 8 】

更に、上述の第 1 の実施例の変形例及び第 2 の実施例では、エッジの位置や方向、更には、その大きさの検出を画素値変化曲線の零交差に基づいて行なう場合について述べたが、例えば、所定の閾値以上の画像値を有する画素に基づいて行なう等、他の方法を用いてもよい。

## 【 0 1 1 9 】

尚、上述の第 1 の実施例あるいは第 2 の実施例では、エッジ強調処理部を備えた超音波診断装置について述べたが、図 15 に示すように、上記エッジ強調処理部が超音波診断装置に対して独立に設けられた画像データ処理装置であっても構わない。

30

## 【 0 1 2 0 】

即ち、図 15 の画像データ処理装置 300 は、別途設置された超音波診断装置から図示しないネットワークや記憶媒体を介して供給される画像データ（原画像データ）のウェーブレット変換の高周波ウェーブレット変換係数からエッジ情報を検出し、更に、このエッジ情報に基づいて重み付け処理した前記高周波ウェーブレット変換係数を用いたウェーブレット逆変換により、エッジ強調画像データを生成するエッジ強調処理部 70 を備えており、更に、エッジ強調画像データを所定の表示形態に変換する走査変換部 51 と、走査変換された画像データを表示するためのモニタ 52 と、画像データ収集モードや診断部位の設定等を行なう入力部 53 と、上述の各ユニットを統括して制御するシステム制御部 54 を備えている。但し、上述のエッジ強調処理部 70 は、図 1 のエッジ強調処理部 30 と同一の機能をもたせているが、図 13 のエッジ強調処理部 40 と同一の機能を有したものであってもよい。

40

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 1 2 1 】

【図 1】本発明の第 1 の実施例に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図 2】同実施例の超音波診断装置が備えた画像データ生成部のブロック図。

【図 3】同実施例のウェーブレット変換による画像データ処理方法を示す図。

50

【図４】同実施例の解像度レベルＧ１及び解像度レベルＧ２におけるウェーブレット変換係数を模式的に示す図。

【図５】同実施例の高周波ウェーブレット変換係数に対するエッジ度の設定手順を示すフローチャート。

【図６】同実施例におけるエッジ度と振幅変換係数の関係を示す図。

【図７】同実施例のウェーブレット逆変換による画像データ処理方法を示す図。

【図８】同実施例におけるエッジ強調処理手順を示すフローチャート。

【図９】同実施例の高周波ウェーブレット変換係数に対するエッジ度の他の設定手順を示すフローチャート。

【図１０】同実施例の変形例におけるエッジ情報検出部のブロック図。

10

【図１１】同変形例の高周波ウェーブレット変換係数に対するエッジ度の設定手順を示すフローチャート。

【図１２】同変形例の低周波ウェーブレット変換係数における零交差を説明するための図。

【図１３】本発明の第２の実施例に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図１４】同実施例におけるエッジ強調処理手順を示すフローチャート。

【図１５】本発明の第１の実施例あるいは第２の実施例の変形例における画像データ処理装置の全体構成を示すブロック図。

【図１６】スเปクルノイズの低減を可能とした従来の超音波診断装置。

【符号の説明】

20

【０１２２】

１０…画像データ生成部

３０，４０，７０…エッジ強調処理部

３１…画像データ記憶部

３２、４１…ウェーブレット変換部

３３…エッジ情報検出部

３４，４２、３３１…係数処理部

３５、４３、３３２…ウェーブレット逆変換部

３６…読み出し／書き込み制御部

４４…エッジ位置検出部

30

４５…エッジ画像データ生成部

５１…走査変換部

５２…モニタ

５３…入力部

５４…システム制御部

６１…画像データ変換係数生成部

６２…エッジ画像データ変換係数生成部

６３…係数合成部

１００、２００…超音波診断装置

３００…画像データ処理装置

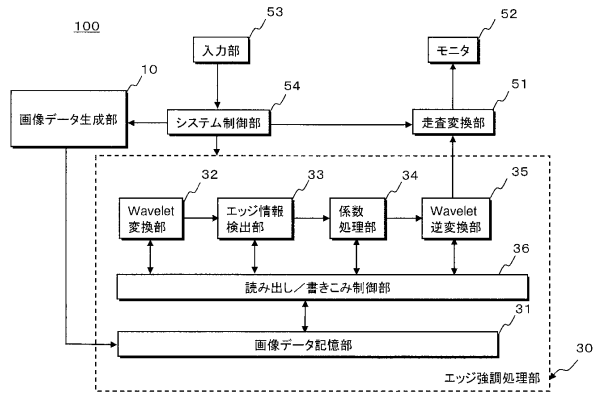
40

３３３…エッジ検出部

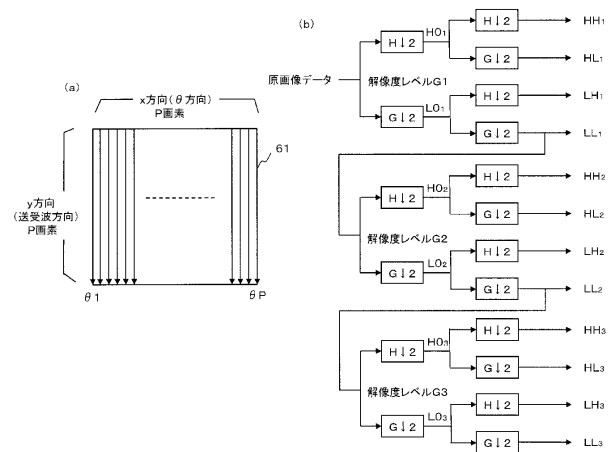
３３４…エッジ度算出部

３３５…閾値処理部

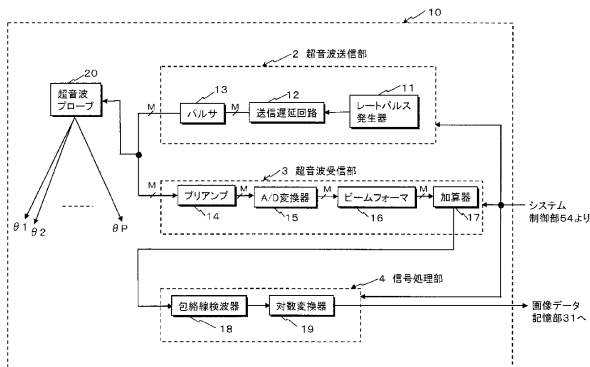
【 図 1 】



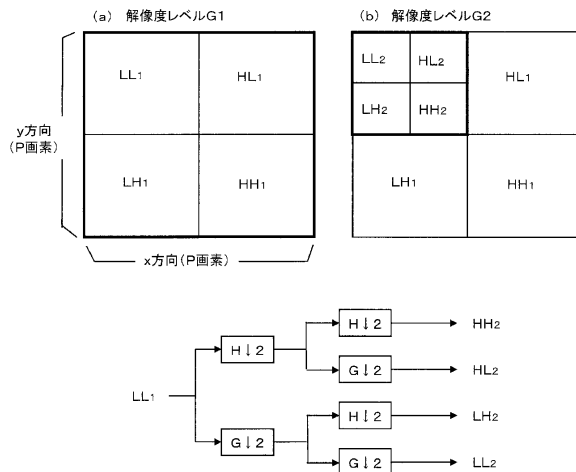
【 図 3 】



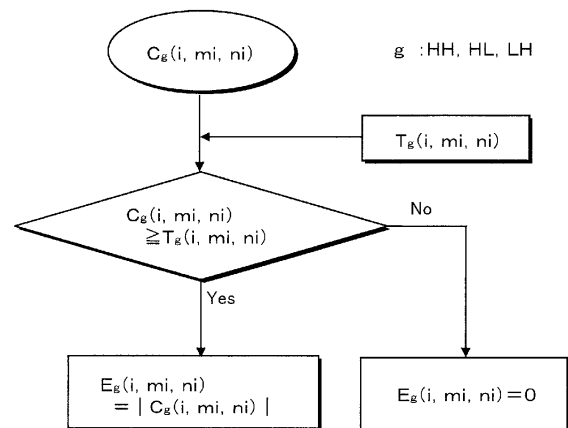
【 図 2 】



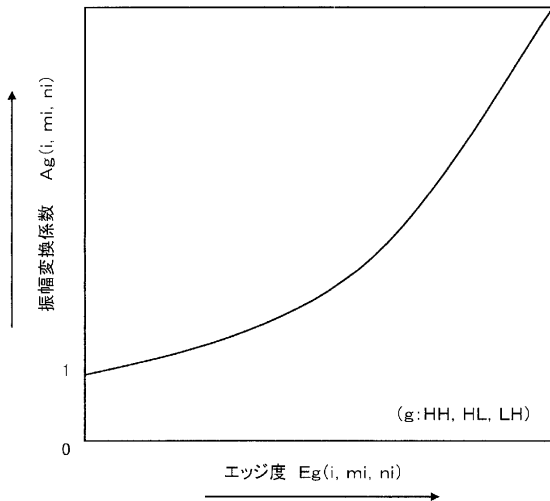
【 図 4 】



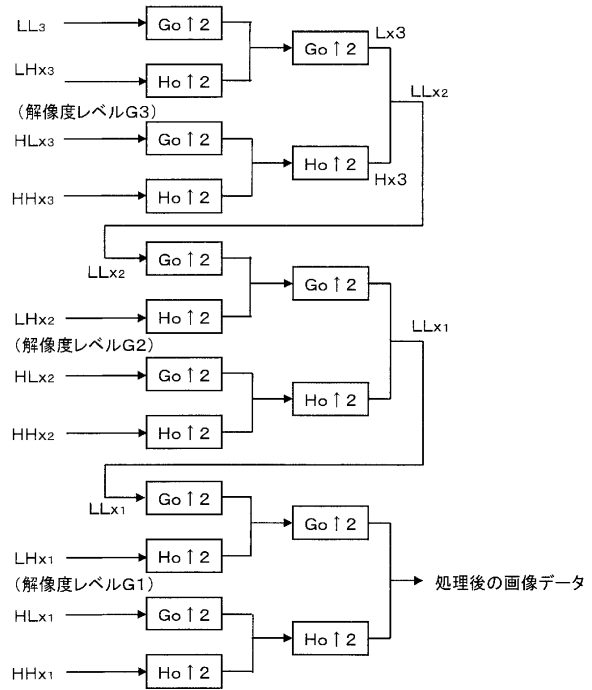
【 図 5 】



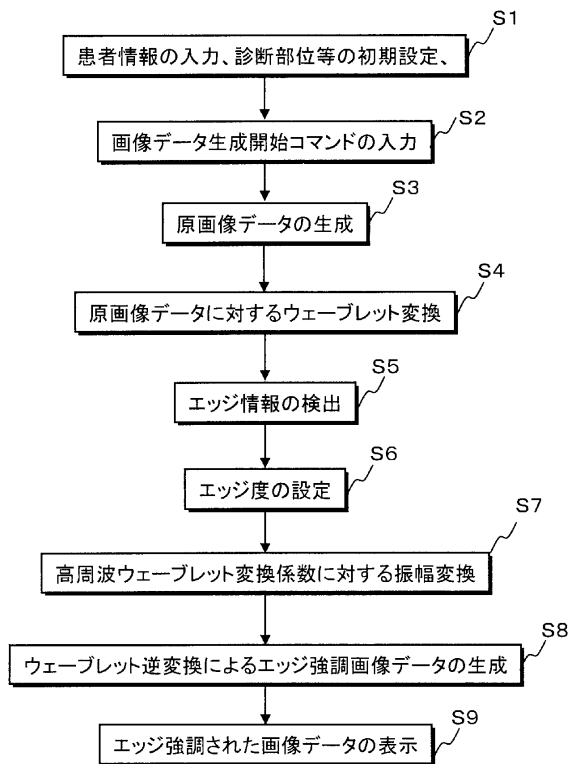
【図 6】



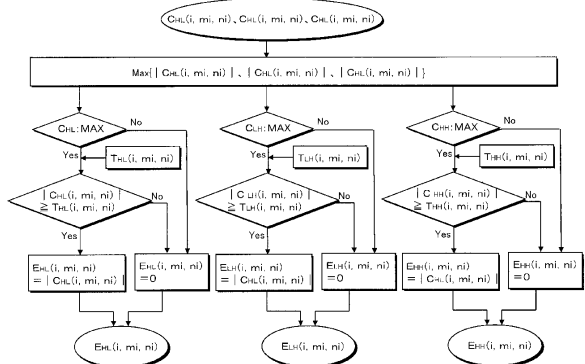
【図 7】



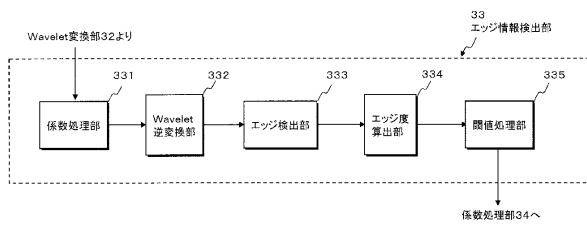
【図 8】



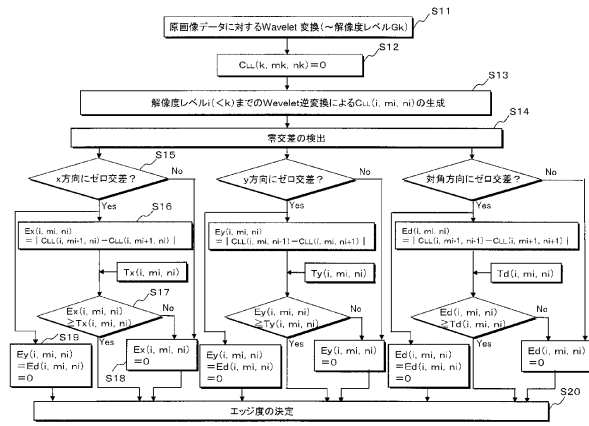
【図 9】



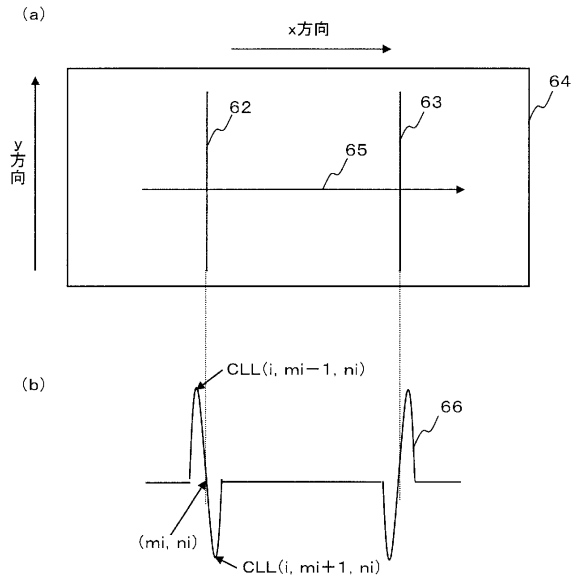
【図 10】



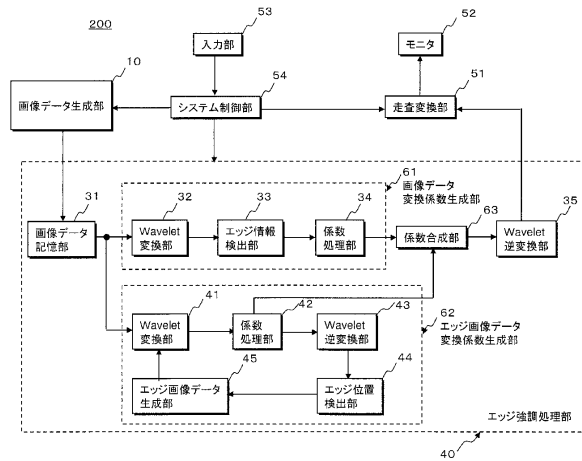
【図 1 1】



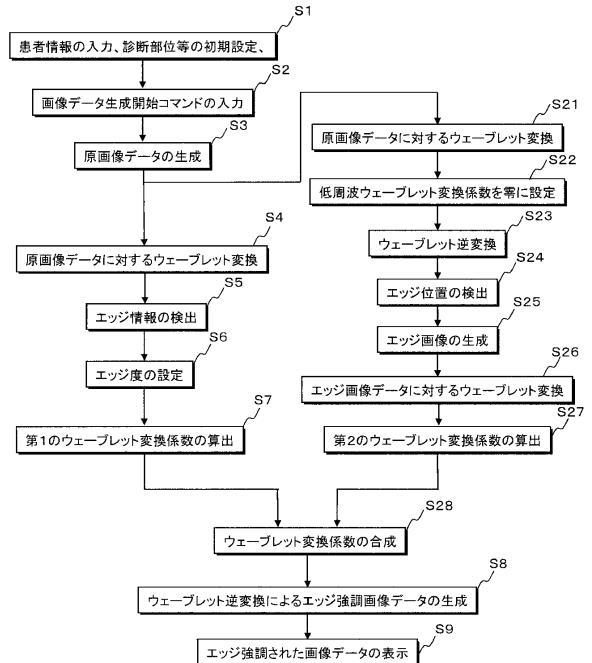
【図 1 2】



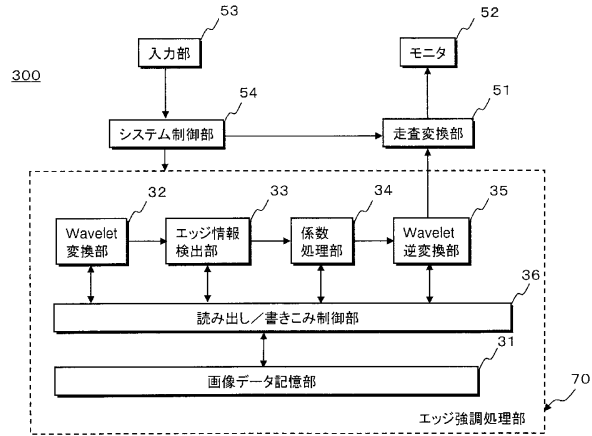
【図 1 3】



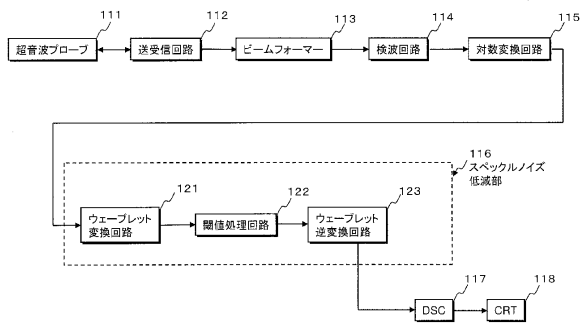
【図 1 4】



【図 15】



【図 16】





---

フロントページの続き

## (56)参考文献 米国特許第5497777 ( U S , A )

Xuli Zong et al , Speckle Reduction and Contrast Enhancement of Echocardiograms via Multiscale Nonlinear Processing , IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING , 1 9 9 8 年 8 月 , vol.17, no.4 , pp.532-540

Alin Achim et al , Novel Bayesian Multiscale Method for Speckle, Removal in Medical Ultrasound Images , IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING , 2 0 0 1 年 8 月 , vol.20, no.8 , pp.772-783

## (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备和图像数据处理设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4632685B2</a>	公开(公告)日	2011-02-16
申请号	JP2004116922	申请日	2004-04-12
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	鷲見篤司		
发明人	鷲見 篤司		
IPC分类号	A61B8/00 G06T5/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T5/00.300 G06T5/00.705		
F-TERM分类号	4C601/EE04 4C601/JB34 4C601/JC10 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE02 5B057/CE06 5B057/CG05 5B057/CH09 5B057/DC16		
代理人(译)	堀口博		
其他公开文献	JP2005296331A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：减少散斑噪声并有效地增强边缘到超声图像数据。解决方案：小波变换部分32对由图像数据生成部分10收集的图像数据执行小波变换，并计算低频小波变换系数和低频小波变换系数。边缘信息检测部分33通过比较通过该小波变换获得的高频小波变换系数和预先分配的阈值来检测边缘信息。接下来，系数处理部分34基于检测到的边缘信息执行高频小波变换系数的加权处理，并且小波逆转换部分35通过使用高频信号的小波逆转换来生成边缘强调图像数据。已应用加权处理的频率小波变换系数和低频小波变换系数。 Z

## 【図 2】

