

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5918198号
(P5918198)

(45) 発行日 平成28年5月18日(2016.5.18)

(24) 登録日 平成28年4月15日(2016.4.15)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 6 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2013-243475 (P2013-243475)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成25年11月26日(2013.11.26)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2015-100539 (P2015-100539A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成27年6月4日(2015.6.4)	(74) 代理人	110001210
審査請求日	平成26年11月12日(2014.11.12)		特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
		(72) 発明者	前田 俊徳
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内
		(72) 発明者	村下 賢
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内
		(72) 発明者	松下 典義
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
			アロカメディカル株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波を送受するプローブと、
 プローブを制御することにより超音波の受信信号を得る送受信部と、
 受信信号に基づいて得られる超音波画像に対する解像度の変換処理により、互いに解像度の異なる複数の解像度画像を生成する解像度処理部と、
 互いに解像度の異なる複数の解像度画像間の差分画像に対する非線形処理により、画像内に含まれる境界に係る境界成分を生成するに¹あたり、差分画像の画素値が正の場合と負の場合において互いに異なる特性の非線形処理を施す境界成分生成部と、

を有し、

生成された境界成分に基づいて超音波画像に対して強調処理を施すことにより境界強調画像を生成する、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
 前記境界成分生成部は、差分画像の画素値の絶対値が大きいほど画素値を抑制して出力する非線形処理を施す、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、

10

20

前記境界成分生成部は、非線形処理を施した差分画像に対して、当該差分画像を得るにあたって比較した解像度画像の画素値に応じた重みづけ処理を施すことにより、前記境界成分を生成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記解像度処理部は、段階的に解像度を異ならせた複数の解像度画像を形成し、

前記境界成分生成部は、1 段階だけ解像度を異ならせた 2 つの解像度画像に基づいて 1 つの境界成分を得ることにより、複数段階に対応した複数の境界成分を生成し、

複数段階に対応した複数の境界成分に基づいて画像の加算成分を生成する加算成分生成部と、

生成された加算成分を超音波画像に加算して境界強調画像を生成する加算処理部と、
をさらに有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記境界成分生成部は、1 段階だけ解像度を異ならせた 2 つの解像度画像に基づいて 1 つの差分画像を生成し、複数段階に対応した複数の差分画像に対して各段階に応じた非線形処理を施して複数の境界成分を生成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記境界成分生成部は、差分画像の画素値が正の場合よりも負の場合において抑圧効果の大きい非線形処理を施す、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、超音波画像の画像処理に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波を送受することにより得られる超音波画像内において、例えば組織などの境界を強調する技術が知られている（特許文献 1，2 参照）。

【0003】

従来から知られている境界強調の代表的な具体例として、トーンカーブの変更やアンシャープマスク法などが挙げられる。しかしながら、これらの技術では、強調を望む境界の他に、強調を望まない部位である例えばノイズ等も強調されてしまう場合がある。また、既に十分なコントラストを持つ部位も強調してしまうため、コントラストが過剰に増加されてしまう場合もある。

【0004】

ちなみに、特許文献 3 には、画像に対する多重解像度分解により超音波画像の画質を改善する方法が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特許第 3 8 1 6 1 5 1 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 1 2 - 9 5 8 0 6 号公報

【特許文献 3】特許第 4 7 8 9 8 5 4 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】**【0006】**

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、超音波画像内において境界を強調する技術について研究開発を重ねてきた。特に多重解像度分解を応用した画像処理に注目した。

【0007】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、多重解像度分解を利用して超音波画像内の境界を強調する技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】**【0008】**

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波を送受するプローブと、プローブを制御することにより超音波の受信信号を得る送受信部と、受信信号に基づいて得られる超音波画像に対する解像度の変換処理により、互いに解像度の異なる複数の解像度画像を生成する解像度処理部と、複数の解像度画像を互いに比較して得られる差分画像に対する非線形処理により、画像内に含まれる境界に係る境界成分を生成する境界成分生成部と、を有し、生成された境界成分に基づいて超音波画像に対して強調処理を施すことにより境界強調画像を生成する、ことを特徴とする。

10

【0009】

望ましい具体例において、前記境界成分生成部は、差分画像の画素値が正の場合と負の場合において互いに異なる特性の非線形処理を施す、ことを特徴とする。

【0010】

20

望ましい具体例において、前記境界成分生成部は、差分画像の画素値の絶対値が大きいほど画素値を抑制して出力する非線形処理を施す、ことを特徴とする。

【0011】

望ましい具体例において、前記境界成分生成部は、非線形処理を施した差分画像に対して、当該差分画像を得るにあたって比較した解像度画像の画素値に応じた重みづけ処理を施すことにより、前記境界成分を生成する、ことを特徴とする。

【0012】

望ましい具体例において、前記解像度処理部は、段階的に解像度を異ならせた複数の解像度画像を形成し、前記境界成分生成部は、1段階だけ解像度を異ならせた2つの解像度画像に基づいて1つの境界成分を得ることにより、複数段階に対応した複数の境界成分を生成し、複数段階に対応した複数の境界成分に基づいて画像の加算成分を生成する加算成分生成部と、生成された加算成分を超音波画像に加算して境界強調画像を生成する加算処理部と、をさらに有する、ことを特徴とする。

30

【0013】

望ましい具体例において、前記境界成分生成部は、1段階だけ解像度を異ならせた2つの解像度画像に基づいて1つの差分画像を生成し、複数段階に対応した複数の差分画像に対して各段階に応じた非線形処理を施して複数の境界成分を生成することを特徴とする。

【発明の効果】**【0014】**

本発明により、多重解像度分解を利用して超音波画像内の境界を強調する技術が提供される。例えば、本発明の好適な態様によれば、超音波画像本来の情報を損なうことなく組織境界の視認性を向上させることができる。

40

【図面の簡単な説明】**【0015】**

【図1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。

【図2】多重解像度分解の具体例を示す図である。

【図3】解像度画像に対するアップサンプリング処理の具体例を示す図である。

【図4】差分画像を説明するための図である。

【図5】心筋部分に関する差分画像の具体例を示す図である。

【図6】加算成分の生成処理を説明するための図である。

50

【図 7】 心筋部分に関する境界強調画像の具体例を示す図である。

【図 8】 画像処理部の内部構成を示す図である。

【図 9】 加算成分発生部の内部構成を示す図である。

【図 10】 サンプル方向 D S 部の内部構成を示す図である。

【図 11】 D S 部の内部構成を示す図である。

【図 12】 サンプル方向 U S 部の内部構成を示す図である。

【図 13】 U S 部の内部構成を示す図である。

【図 14】 加算成分算出部の内部構成を示す図である。

【図 15】 多重解像度分解部の内部構成を示す図である。

【図 16】 境界成分算出部の内部構成を示す図である。

10

【図 17】 非線形処理の基本関数の具体例を示す図である。

【図 18】 最大値の大きさを変更した場合の具体例を示す図である。

【図 19】 利得の大きさを変更した場合の具体例を示す図である。

【図 20】 正の場合と負の場合において異なる特性の非線形処理を示す図である。

【図 21】 階層ごとにパラメータを変更する具体例を示す図である。

【図 22】 G_n 成分を参照した重みづけ処理の具体例を示す図である。

【図 23】 G_n 成分を参照した重みづけ処理の具体例を示す図である。

【図 24】 境界成分合算部の内部構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

20

図 1 は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。プローブ 10 は、例えば心臓などの診断対象を含む領域に対して超音波を送受する超音波探触子である。プローブ 10 は、各々が超音波を送受する複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が送受信部 12 により送信制御されて送信ビームが形成される。また、複数の振動素子が診断対象を含む領域内から超音波を受波し、これにより得られた信号が送受信部 12 へ出力され、送受信部 12 が受信ビームを形成して受信ビームに沿ってエコーデータが収集される。プローブ 10 は、超音波ビーム（送信ビームと受信ビーム）を二次元平面内において走査する。もちろん、超音波ビームを三次元空間内において立体的に走査する三次元プローブが利用されてもよい。

【0017】

30

診断対象を含む領域内で超音波ビームが走査され、送受信部 12 により超音波ビームに沿ったエコーデータ、つまりラインデータが収集されると、画像処理部 20 は、収集されたラインデータに基づいて超音波の画像データを形成する。画像処理部 20 は、例えば B モード画像の画像データを形成する。

【0018】

超音波画像（画像データ）を形成するにあたり、画像処理部 20 は、超音波画像内における心臓等の組織の境界を強調する。境界を強調するために、画像処理部 20 は、多重解像度分解、境界成分生成、非線形処理、重みづけ処理、境界強調処理の各機能を備えている。そして、画像処理部 20 において、例えば、複数フレームに亘って診断対象である心臓を映し出した複数の画像データが形成されて表示処理部 30 に出力される。

40

【0019】

なお、送受信部 12 から得られる信号に対して検波や対数変換等の処理を施してから、画像処理部 20 において画像処理を実行し、その後にデジタルスキャンコンバータにおいて座標変換処理が実行されてもよい。もちろん、送受信部 12 から得られる信号に対して画像処理部 20 において境界の強調処理を行ってから、検波や対数変換等の処理を施してもよいし、デジタルスキャンコンバータにおいて座標変換処理を実行してから、画像処理部 20 において画像処理を実行してもよい。

【0020】

表示処理部 30 は、画像処理部 20 から得られる画像データに対して、例えば、超音波の走査座標系から画像の表示座標系へ変換する座標変換処理等を施し、さらに、必要に応

50

じてグラフィック画像等を加えて、超音波画像を含んだ表示画像を形成する。表示処理部 30 において形成された表示画像は表示部 40 に表示される。

【0021】

図 1 に示す構成（各機能ブロック）のうち、送受信部 12 と画像処理部 20 と表示処理部 30 は、それぞれ、例えばプロセッサや電子回路等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。表示部 40 の好適な具体例は液晶ディスプレイ等である。

【0022】

また、図 1 に示すプローブ 10 以外の構成は、例えばコンピュータにより実現することもできる。つまり、コンピュータが備える CPU やメモリやハードディスク等のハードウェアと、CPU 等の動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により、図 1 のプローブ 10 以外の構成（例えば画像処理部 20 のみでもよい）が実現されてもよい。

【0023】

図 1 の超音波診断装置の全体構成は以上のとおりである。次に、図 1 の超音波診断装置（本超音波診断装置）により実現される機能等について詳述する。なお、図 1 に示した構成（部分）については以下の説明において図 1 の符号を利用する。まず、図 2 から図 7 を利用して、本超音波診断装置（特に画像処理部 20）において実行される処理の原理について説明する。本超音波診断装置の画像処理部 20 は、超音波画像を多重解像度分解して得られる複数の解像度画像を利用して、超音波画像内の境界を強調する。

【0024】

図 2 は、多重解像度分解の具体例を示す図であり、図 2 には、心筋を含んだ超音波画像が図示されている。図 2 には、解像度変換前の超音波画像（原画像） G_0 と、超音波画像 G_0 から 1 回のダウンサンプリング処理により得られる低解像度画像 G_1 と、低解像度画像 G_1 から 1 回のダウンサンプリング処理により得られる低解像度画像 G_2 と、低解像度画像 G_2 から 1 回のダウンサンプリング処理により得られる低解像度画像 G_3 が図示されている。

【0025】

画像処理部 20 は、互いに異なる解像度に対応した複数の解像度画像、例えば、図 2 に示す画像 $G_0 \sim G_3$ を比較する。なお、その比較に先だって、画像サイズを備えるためにアップサンプリング処理が実行される。

【0026】

図 3 は、解像度画像に対するアップサンプリング処理の具体例を示す図である。図 3 には、解像度画像 G_{n+1} （ n は 0 以上の整数）から、1 回のアップサンプリング処理により得られる解像度画像 $E \times (G_{n+1})$ が図示されている。解像度画像 $E \times (G_{n+1})$ は、解像度画像 G_{n+1} と同じ解像度であり、ダウンサンプリング処理前の解像度画像 G_n と同じ画像サイズである。画像処理部 20 は、互いに異なる解像度に対応した複数の解像度画像に基づいて、例えば、解像度画像 G_n と解像度画像 $E \times (G_{n+1})$ に基づいて差分画像を生成する。

【0027】

図 4 は、差分画像を説明するための図である。画像処理部 20 は、解像度画像 G_n から解像度画像 $E \times (G_{n+1})$ を減算して差分画像を形成する。つまり、2 つの画像間において互いに対応する画素（互いに同じ座標の画素）の輝度値の差を、その画素の画素値（差分の輝度値）としたものが差分画像である。

【0028】

超音波画像内において心臓の心筋部分には、心筋組織（構造物）の性状、例えば組織表面または組織内における微小な凹凸が反映されている。そのため、例えば、心筋表面や心筋内の画素を注目画素とすると、比較的解像度の高い解像度画像 G_n において、注目画素とその周囲画素との間には比較的大きな輝度差が現れる。特に心筋の境界においては輝度の変化が激しい。

【0029】

これに対し、解像度画像 $E \times (G_{n+1})$ は、低解像度化（ダウンサンプリング処理）により、超音波画像 G_n に比べて鈍った（ボケた）画像であるため、超音波画像 G_n と比較して、注目画素とその周囲画素との間における輝度差が小さくなる。

【 0 0 3 0 】

したがって、超音波画像 G_n における注目画素と周囲画素の輝度差が大きければ大きいほど、特に心筋の境界において、解像度画像 $E \times (G_{n+1})$ における注目画素が超音波画像 G_n から大きく変更され、その結果として差分画像における画素値（輝度差）が大きくなる。

【 0 0 3 1 】

図 5 は、心筋部分に関する差分画像の具体例を示す図であり、図 5 には、心筋部分における解像度画像 G_n （ n は 0 以上の整数）と解像度画像 $E \times (G_{n+1})$ と、これら 2 つの画像の差分画像 L_n の具体例が図示されている。画像処理部 20 は、複数の解像度画像から複数の差分画像を形成し、複数の差分画像に基づいて、超音波画像内の境界を強調するための加算成分を生成する。

10

【 0 0 3 2 】

図 6 は、加算成分の生成処理を説明するための図である。画像処理部 20 は、複数の差分画像 L_n （ n は 0 以上の整数）に基づいて、例えば図 6 に示す差分画像 $L_0 \sim L_3$ に基づいて、加算成分を生成する。差分画像 L_n は、解像度画像 G_n と解像度画像 $E \times (G_{n+1})$ の差分に基づいて得られる（図 5 参照）。

【 0 0 3 3 】

加算成分を生成するにあたり、画像処理部 20 は、各差分画像 L_n を構成する画素に対して非線形処理を施す。また、画像処理部 20 は、非線形処理後の各差分画像 L_n を構成する画素に対して、解像度画像 G_n の画素を参照した重みづけ処理を施す。差分画像 L_n に対する非線形処理と重みづけ処理については後にさらに詳述する。

20

【 0 0 3 4 】

そして、画像処理部 20 は、非線形処理と重みづけ処理を施した複数の差分画像 L_n を段階的にアップサンプリング（US）処理を施しつつ徐々に加算する。なお、その加算の際に、加算の重みづけ（ $\times W_n$ ）が行われてもよい。こうして、画像処理部 20 は、複数の差分画像 L_n に基づいて加算成分を生成する。

【 0 0 3 5 】

図 7 は、心筋部分に関する境界強調画像の具体例を示す図である。画像処理部 20 は、解像度変換前の原画像 G_0 （図 2）と加算成分（図 6）を加算することにより、つまり、各画素ごとに原画像の画素値と加算成分を加算することにより、心筋の境界を強調した境界強調画像を形成する。

30

【 0 0 3 6 】

本超音波診断装置（特に画像処理部 20）において実行される処理の概要は以上のとおりである。次に、上述した処理を実現する画像処理部 20 の具体的な構成例について説明する。

【 0 0 3 7 】

図 8 は、画像処理部 20 の内部構成を示す図である。画像処理部 20 は、図示する構成を備えており、入力された診断画像 Input から境界強調画像 Enh を算出し、両者のうち、ユーザーが装置上で選択した画像を Output として出力する。画像処理部 20 に入力された診断画像 Input は、加算成分発生部 31、重みづけ加算部 12 - 1、セレクト部 13 - 1 に、それぞれ入力される。

40

【 0 0 3 8 】

加算成分発生部 31 では、後述されるような処理を経て加算成分 Edge が算出される。算出された加算成分 Edge は、診断画像 Input と共に、重みづけ加算部 12 - 1 へ入力される。

【 0 0 3 9 】

重みづけ加算部 12 - 1 では、診断画像 Input と加算成分 Edge を重みづけ加算し、境界

50

強調画像Enhを作成する。重みづけ加算は、好ましくはパラメータ W_{org} を用いて次式により算出されるが、これに限定されない。算出された境界強調画像Enhは、診断画像Inputと共に、セクタ部13-1へ入力される。

【0040】

【数1】

$$Enh = W_{org} \cdot Input + Edge$$

【0041】

セクタ部13-1では、診断画像Inputと境界強調画像Enhが入力され、ユーザーが装置上で選択した画像を、出力画像Outputとして出力するように選択を行う。選択された画像はOutputとして表示処理部30に出力される。

10

【0042】

図9は、加算成分発生部31（図8）の内部構成を示す図である。加算成分発生部31は図示する構成を備えている。加算成分発生部31に入力された診断画像Inputは、サンプル方向DS（ダウンサンプリング）部41に入力され、後述するような手法でサンプル方向（例えば超音波ビームの深さ方向）にダウンサンプリング処理を受ける。ダウンサンプリング処理を施されたデータはセクタ部13-2、およびノイズ除去フィルタ部51へ入力される。

【0043】

20

ノイズ除去フィルタ部51では、例えば、Guided Filterと呼ばれるエッジ保存型フィルタを施すことで境界情報を保存しながらノイズを除去する。これにより、後述するような処理を経て算出される加算成分Edgeに持ち込まれるノイズ情報が抑制できる。なお、エッジ保存型フィルタは上記具体例に限定されず、例えば、ガウシアンフィルタなどに代表される非エッジ保存型のフィルタを用いてもよい。

【0044】

ノイズ除去フィルタ部51で算出されたデータは、サンプル方向DS部41で算出されたデータと共にセクタ部13-2に入力され、ユーザーが装置上で選択したデータを加算成分算出部101に入力する。

【0045】

30

加算成分算出部101では、後述するような処理を経て、境界画像が算出され、サンプル方向US（アップサンプリング）部61に入力される。サンプル方向US部61では、境界画像が後述するような手法でサンプル方向にアップサンプリング処理を受け、加算成分発生部31へ入力された診断画像Inputと同じサイズを有する加算成分Edgeが算出される。算出された加算成分Edgeは、重みづけ加算部12-1（図8）に入力される。

【0046】

図10は、サンプル方向DS部41（図9）の内部構成を示す図である。サンプル方向DS（ダウンサンプリング）部41は図示するように、複数のDS（ダウンサンプリング）部4101で構成されている。本実施例では説明を具体化するため、サンプル方向DS部41が2つのDS部4101-s1、4101-s2で構成され、診断画像Inputをサンプル方向に2回ダウンサンプリングしてサイズ調整画像 G_0 成分を作成する例を示している。ただし上記具体例に限定する必要はなく、また、サンプル方向にダウンサンプリングを行わなくても良い。

40

【0047】

図11は、DS部4101（図10）の内部構成を示す図である。DS（ダウンサンプリング）部4101は図示する構成を備えており、入力されたIn成分はLPF部14-1にて低域通過フィルタ（LPF）が施され、デシメーション部41011でデータを間引くデシメーション処理を受け、サンプル密度と解像度が減少したIn+1成分が作成される。この処理を1次元方向にのみ行えば、DS部4101は1次元方向のダウンサンプリング処理を施すこととなり、多次元方向に行えば多次元方向のダウンサンプリング処理を実

50

行できる。

【0048】

図12は、サンプル方向US部61(図9)の内部構成を示す図である。サンプル方向US(アップサンプリング)部61は図示するように、複数のUS(アップサンプリング)部6101で構成されている。本実施例では説明を具体化するため、サンプル方向US部61が2つのUS部6101-s1、6101-s2で構成され、境界画像L0''をサンプル方向に2回アップサンプリングして加算成分Edgeを作成する例を示している。ただし上記具体例に限定する必要はなく、加算成分発生部31(図9)に入力された診断画像Inputと同じサンプル密度・解像度を有する加算成分Edgeを出力すればよい。

【0049】

10

図13は、US部6101(図12)の内部構成を示す図である。US(アップサンプリング)部6101は図示する構成を備えており、入力されたIn+1成分はゼロ挿入部61011にてデータの1つ飛ばしの間隔でゼロを挿入するゼロ挿入処理を受け、LPF部14-2にて低域通過フィルタ(LPF)が施され、これにより、サンプル密度が増加したEx(In+1)成分が算出される。この処理を1次元方向にのみ行えば、US部6101は1次元方向のアップサンプリング処理を施すこととなり、多次元方向に行えば多次元方向のアップサンプリング処理を実行できる。

【0050】

図14は、加算成分算出部101(図9)の内部構成を示す図である。加算成分算出部101は図示する構成を備えている。加算成分算出部101に入力されたG₀成分は、多重解像度分解部111へ入力され、後述の処理を経て多重解像度分解を受ける。多重解像度分解部111で作成されたG_n成分は、G₀成分とはサンプル密度・解像度が異なる多重解像度表現となっている。

20

【0051】

多重解像度分解部111で算出されたG_n成分は、G_{n+1}成分と共に、境界成分算出部112-1、112-2、112-3に入力され、後述の処理を経て、非線形処理を受けたL_n'成分が算出される。算出されたL_n'成分は境界成分合算部113に入力され、後述の処理を経て境界画像L_n"成分が生成される。

【0052】

上記具体例では、多重解像度分解を3回行い、G_n成分(0 ≤ n ≤ 3)からなるガウシアンピラミッドを作成し、L_n'成分(0 ≤ n ≤ 2)を算出する例を示したが、これに限定する必要はない。

30

【0053】

図15は、多重解像度分解部111(図14)の内部構成を示す図である。多重解像度分解部111は、入力された診断画像のガウシアンピラミッド(図2参照)を作成する。具体的には、多重解像度分解部111は図示する構成を有しており、入力されたG_n成分がDS(ダウンサンプリング)部4101-1、4101-2、4101-3へ入力されてダウンサンプリング処理を受ける。

【0054】

なお、上記具体例では、最高階層を3としているが、これに限定する必要はなく、階層0から階層n(n ≥ 1)の範囲で多重解像度分解が行われれば良い。また、上記具体例では、多重解像度分解部の一例として、ガウシアンピラミッド処理を行う構成を示しているが、離散ウェーブレット変換や、ガボール変換、周波数領域におけるバンドパスフィルタ等を用いて多重解像度分解する構成に変更しても良い。

40

【0055】

多重解像度分解部111において得られたG_n成分は、G_{n+1}成分と共に、境界成分算出部112(図14)に入力される。

【 0 0 5 6 】

図 1 6 は、境界成分算出部 1 1 2 (図 1 4) の内部構成を示す図である。境界成分算出部 1 1 2 は図示する構成を有しており、入力された G_{n+1} 成分 $U S$ (アップサンプリング) 部 6 1 0 1 でアップサンプリング処理を受けて $Ex(G_{n+1})$ 成分が算出され、 G_n 成分と共に減算器 1 5 に入力される。減算器 1 5 は、 G_n 成分から $Ex(G_{n+1})$ 成分を減算し、高周波成分の L_n 成分を算出する。

【 0 0 5 7 】

通常のガウシアン・ラプラシアンピラミッドであれば、 L_n 成分を高周波成分として出力するが、この成分を出力として加算成分を算出してしまうと、加算成分 Edge は過剰な加減算を含む成分となる。そこで、本実施形態においては、 L_n 成分に対して、非線形変換部 1 2 1 にて非線形処理を施し、 L_n' 成分を算出する。

10

【 0 0 5 8 】

図 1 7 から図 2 1 は、非線形処理の具体例を示す図である。非線形変換部 1 2 1 (図 1 6) は、例えば図 1 7 から図 2 1 に示されるシグモイド関数に代表されるような、ゼロクロス付近で線形性を有し、ゼロクロスから離れるほど非線形性が現れるような関数を利用する。これにより、非線形変換部 1 2 1 は、入力である L_n 成分のゼロクロスにある境界成分を十分に残しつつ過剰な加減算を抑制して、出力である L_n' 成分を得る。

【 0 0 5 9 】

なお、図 1 7 は、非線形処理の基本関数の具体例を示しており、図 1 8 は、図 1 7 の基本関数について最大値の大きさに係るパラメータを変更した場合の具体例を示しており、図 1 9 は、図 1 7 の基本関数について利得の大きさに係るパラメータを変更した場合の具体例を示している。

20

【 0 0 6 0 】

特に、本実施形態において、 L_n 成分は正の値と負の値を有するが、ここでいう負の値とは、診断画像が本来有する情報を損なう方向に働いてしまう。そのため、診断画像が本来有する情報を元に良好な診断画像を提供するためには、例えば、図 2 0 に示されるように、正の値と負の値のそれぞれに対して別のパラメータで調整されることが好ましい。つまり、入力である L_n 成分の画素値が正の場合と負の場合において互いに異なる特性の非線形処理、特に、正の場合よりも負の場合において抑圧効果の大きい非線形処理を施すことが望ましい。

30

【 0 0 6 1 】

また、境界成分算出部 1 1 2 (図 1 4) の非線形変換部 1 2 1 (図 1 6) における非線形処理では、図 2 1 に示されるように、高周波成分である L_n 成分の階層 n ごとにパラメータを変更することが好ましい。例えば高周波成分をより強調したい場合、境界成分算出部 1 1 2 - 1 におけるゼロクロス付近の利得もしくは最大値を、境界成分算出部 1 1 2 - 2 , 1 1 2 - 3 のゼロクロス付近の利得もしくは最大値よりも大きく設定すればよい。一方、低周波成分をより強調したい場合、境界成分算出部 1 1 2 - 3 におけるゼロクロス付近の利得もしくは最大値を、境界成分算出部 1 1 2 - 2 , 1 1 2 - 1 のゼロクロス付近の利得もしくは最大値よりも大きく設定すればよい。

【 0 0 6 2 】

40

なお、上記具体例では、非線形変換部 1 2 1 において非線形処理を施すことが好ましいとしたが、これに限定する必要はなく、いくつかの閾値を設け、閾値間ごとに定められた線形変換を施しても良い。

【 0 0 6 3 】

以上に説明したように、 L_n 成分に対する非線形処理により、ゼロクロス近傍にある境界成分を十分に残しつつ過剰な加減算を抑制することができる。本実施形態においては、さらに、すでに十分なコントラストがある部位、例えば高輝度部などにも少なからず加減算を施すことにより発生する、例えば、後壁のぎらつき等の原因となる過剰な加減算を抑制するために、上述の非線形処理を加えた成分に対して G_n 成分を参照して決定される重みづけを乗算し、調整することが好ましい。

50

【 0 0 6 4 】

図 2 2 , 図 2 3 は、 G_n 成分を参照した重みづけ処理の具体例を示す図である。例えば図 2 2 , 図 2 3 に示されるようなガウシアン型の関数を用い、 G_n 成分の画素がエッジ付近の輝度である場合は重みづけを 1 とし、後壁のように輝度が高い部位、または心腔のように輝度が低い部位に対しては重みづけを 0 に近づけることで、高輝度部、およびノイズ部への加減算を抑制することができる。

【 0 0 6 5 】

なお、図 2 2 は、エッジ付近の範囲（許容範囲）に係るパラメータを広くした場合と狭くした場合の具体例を示しており、図 2 3 は、エッジと判定される輝度（中心輝度）に係るパラメータを高くした場合と低くした場合の具体例を示している。

10

【 0 0 6 6 】

また、上述した具体例では、 G_n 成分の輝度値を参照して L_n 成分への重みづけを決定したが、これに限定する必要はなく、例えば、境界強度を参照し、エッジ強度の強い部位の重みづけを 1 に、エッジ強度の弱い部位を 0 にするというように、輝度値とは異なる特徴を参照して重みを決定しても良い。

【 0 0 6 7 】

図 2 4 は、境界成分合算部 1 1 3（図 1 4）の内部構成を示す図である。境界成分合算部 1 1 3 は図示する構成を有しており、境界成分算出部 1 1 2 - 1 , 1 1 2 - 2 , 1 1 2 - 3（図 1 4）から得られる L_0' 成分、 L_1' 成分、 L_2' 成分に基づいて、境界画像 L_0'' を生成する。なお、 L_0' 成分、 L_1' 成分、 L_2' 成分に加えて、さらに多くの階層を用いても良い。

20

【 0 0 6 8 】

入力された L_2' 成分はUS（アップサンプリング）部 6 1 0 1 - 2 - 1 でアップサンプリングされ、 $Ex(L_2')$ 成分として、重みづけ加算部 1 2 - 2 およびUS（アップサンプリング）部 6 1 0 1 - 2 - 2 に入力される。

【 0 0 6 9 】

重みづけ加算部 1 2 - 2 は、 L_1' 成分と $Ex(L_2')$ 成分を重みづけ加算し、 L_1'' 成分を作成する。重みづけ加算部 1 2 - 2 における重みづけ加算は、好ましくはパラメータ W_2 を用いて次式のように算出されるが、次式に限定されない。

【 0 0 7 0 】

30

【 数 2 】

$$L_1'' = L_1' + W_2 \cdot Ex(L_2')$$

【 0 0 7 1 】

重みづけ加算部 1 2 - 2 で算出された成分は、US（アップサンプリング）部 6 1 0 1 - 1 でアップサンプリングされ、 $Ex(L_1'')$ 成分として、重みづけ加算部 1 2 - 3 に入力される。

【 0 0 7 2 】

また、US部 6 1 0 1 - 2 - 2 に入力された $Ex(L_2')$ 成分は、再度アップサンプリング処理が施され、 L_0' 成分と同じ画像サイズを有する $Ex(Ex(L_2'))$ 成分となり、高周波制御部 1 3 1 に入力される。

40

【 0 0 7 3 】

高周波制御部 1 3 1 では、比較的ノイズを多く含む L_0' 成分から、境界成分を残しつつノイズ成分を低減する処理を施す。具体的には、 $Ex(Ex(L_2'))$ 成分の値が大きい際、境界に近い成分であると推定して重みを 1 に近づけ、 $Ex(Ex(L_2'))$ 成分の値が小さい際、大きな構造の境界から離れた位置の情報であると推測して重みを 0 に近づけるような、重みづけを算出する。そして、算出された重みづけの値を L_0' 成分に乗算することで L_0' 成分に含まれるノイズ成分を抑制する。ノイズ成分が抑制された L_0' 成分は、重みづけ加算部 1 2 - 3 に入力される。

50

【 0 0 7 4 】

なお、上述した具体例においては、 $Ex(Ex(L_2'))$ 成分を参照して L_0' 成分のノイズを抑制する処理を説明したが、これに限定する必要はなく、例えば、注目した L_n' 成分に比べて、より低い解像度を有する成分を参照し、ノイズ抑制処理を施しても良い。

【 0 0 7 5 】

重みづけ加算部 1 2 - 3 は、高周波制御部 1 3 1 でノイズ抑制処理を受けた L_0' 成分と、US 部 6 1 0 1 - 1 から得られる $Ex(L_1'')$ 成分を重みづけ加算し、境界画像 L_0'' を生成する。重みづけ加算部 1 2 - 3 における重みづけ加算は、好ましくはパラメータ W_0 、 W_1 を用いて次式のように算出されるが、次式に限定されない。

【 0 0 7 6 】

【 数 3 】

$$L_0'' = W_0 \cdot L_0' + W_1 \cdot Ex(L_1'')$$

【 0 0 7 7 】

重みづけ加算部 1 2 - 3 において算出された成分は、サンプル方向 US (アップサンプリング) 部 6 1 (図 9) でアップサンプリングされ、加算成分 Edge として重みづけ加算部 1 2 - 1 (図 8) に入力される。

【 0 0 7 8 】

そして、図 8 を利用して説明したように、重みづけ加算部 1 2 - 1 は、診断画像 Input と加算成分 Edge を重みづけ加算し、境界強調画像 Enh を作成する。算出された境界強調画像 Enh は、診断画像 Input と共に、セクタ部 1 3 - 1 へ入力される。セクタ部 1 3 - 1 は、ユーザーが装置上で選択した画像を、出力画像 Output として出力するように選択を行う。選択された画像は Output として表示処理部 3 0 に出力され、表示部 4 0 に表示される。

【 0 0 7 9 】

例えば、従来から、循環器分野、特に心臓の超音波検査において、組織の性状・形態の評価が重要なポイントとされており、そのため、例えば、心内膜面の組織境界の視認性向上が求められていた。しかしながら、従来技術では、境界強調を行ってしまうと、心内膜面が強調される他に、心腔内のノイズ増強や後壁のぎらつきが増強されてしまい、診断に向かない画像となってしまう。

【 0 0 8 0 】

これに対し、上述した本実施形態に係る超音波診断装置によれば、例えば、取得した被検体の超音波画像を用い、その超音波画像から算出され、違和感が生じないように制御された境界画像を、その超音波画像に加算することで、違和感なく組織境界の視認性を向上させた診断画像を生成することが可能になる。

【 0 0 8 1 】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 2 】

1 0 プローブ、1 2 送受信部、2 0 画像処理部、3 0 表示処理部、4 0 表示部。

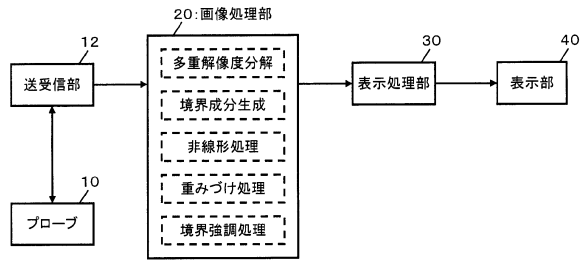
10

20

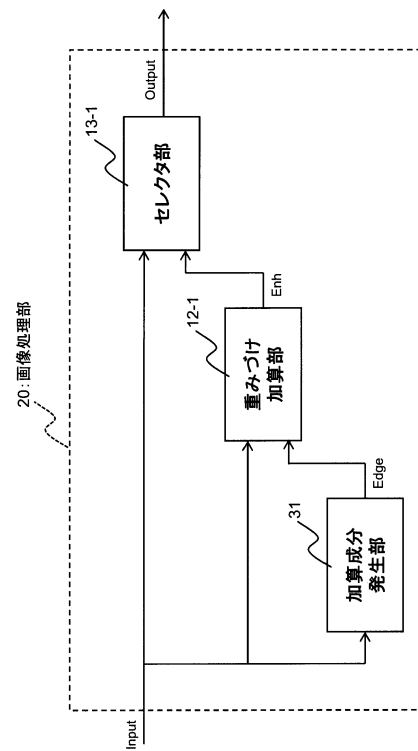
30

40

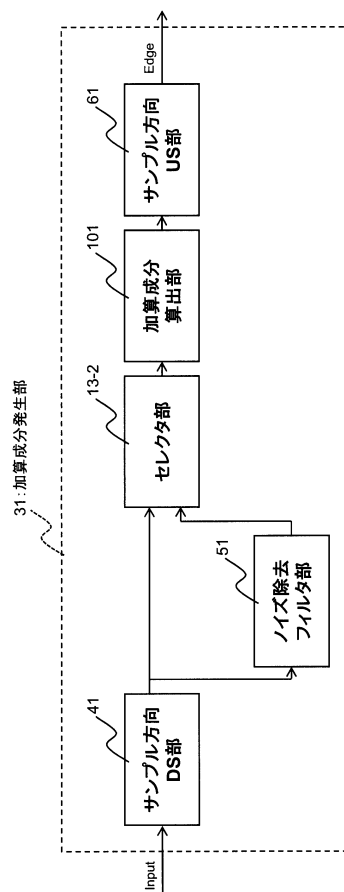
【図 1】



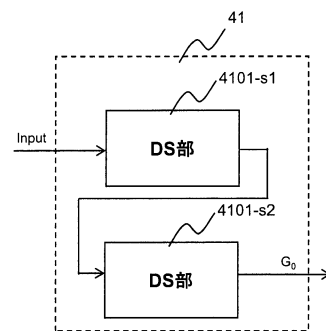
【図 8】



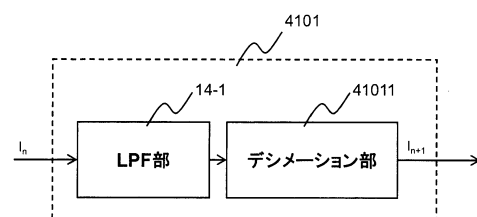
【図 9】



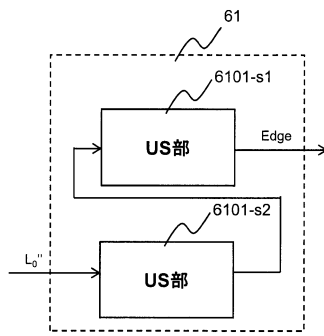
【図 10】



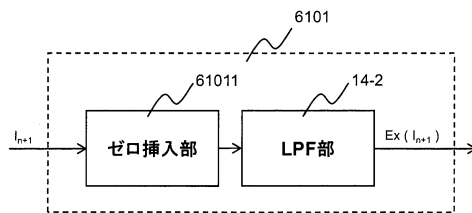
【図 11】



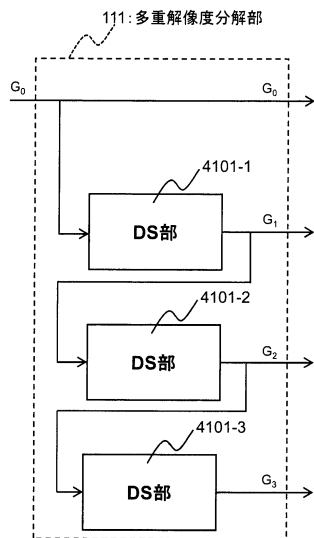
【図 1 2】



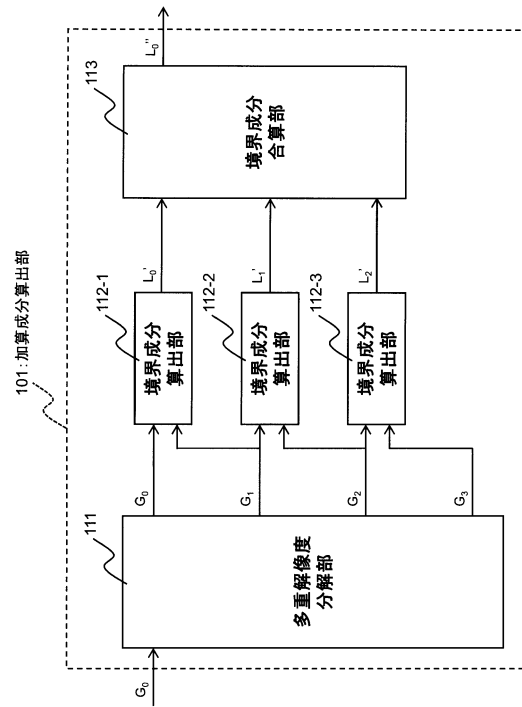
【図 1 3】



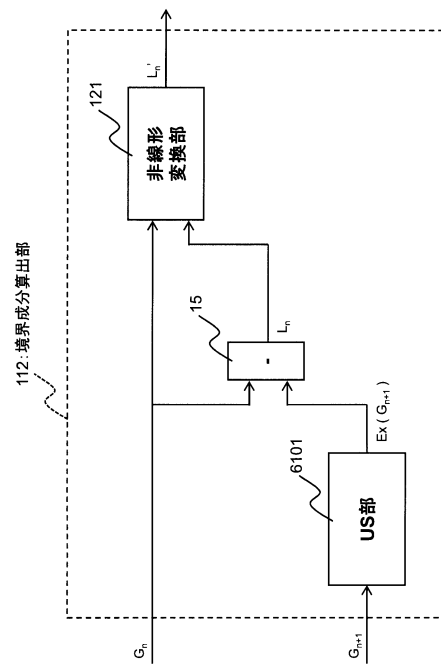
【図 1 5】



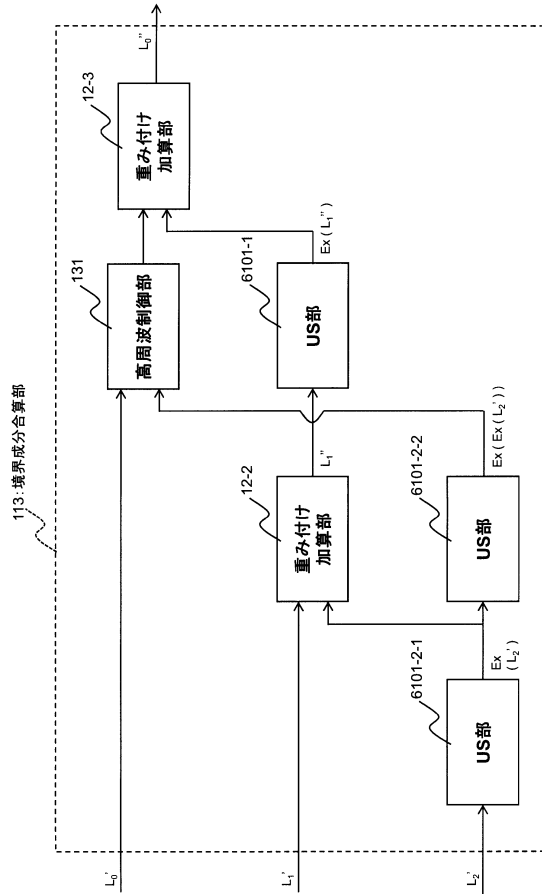
【図 1 4】



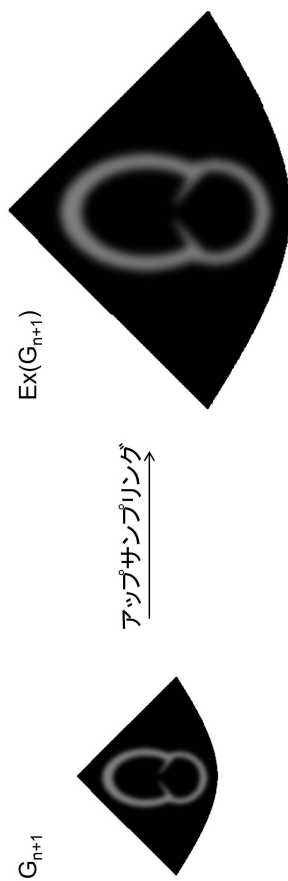
【図 1 6】



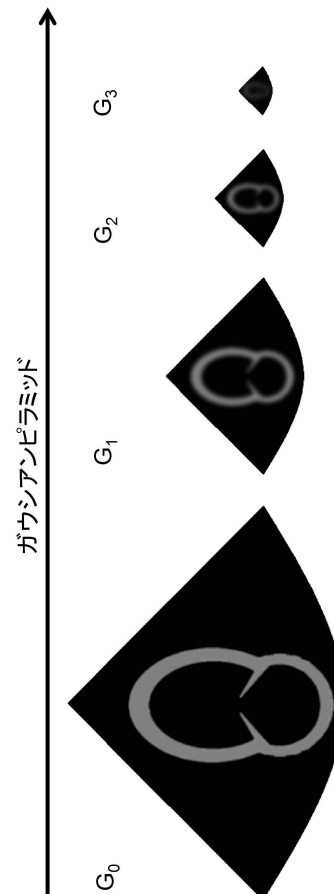
【図 2 4】



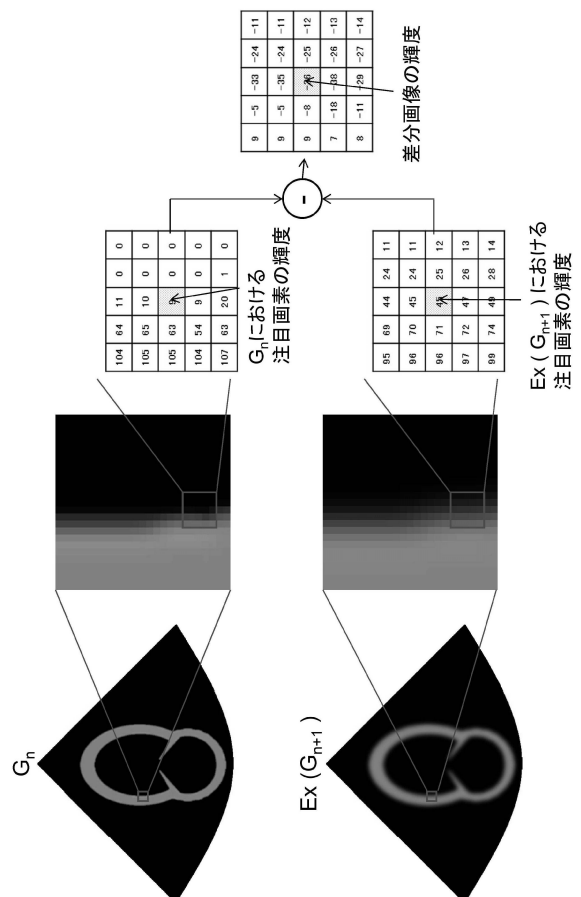
【図 3】



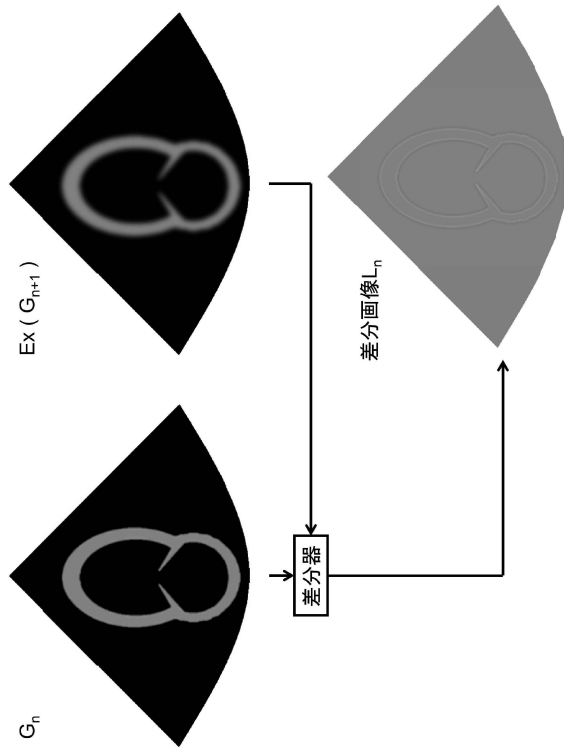
【図 2】



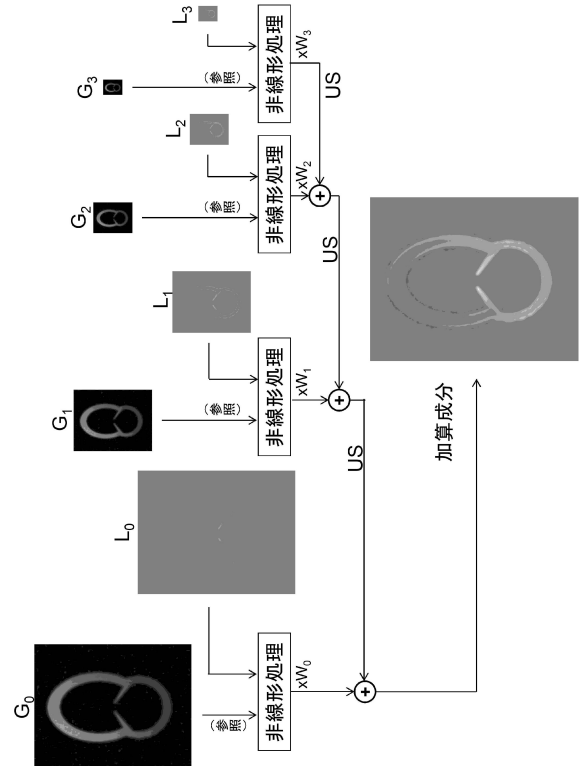
【図 4】



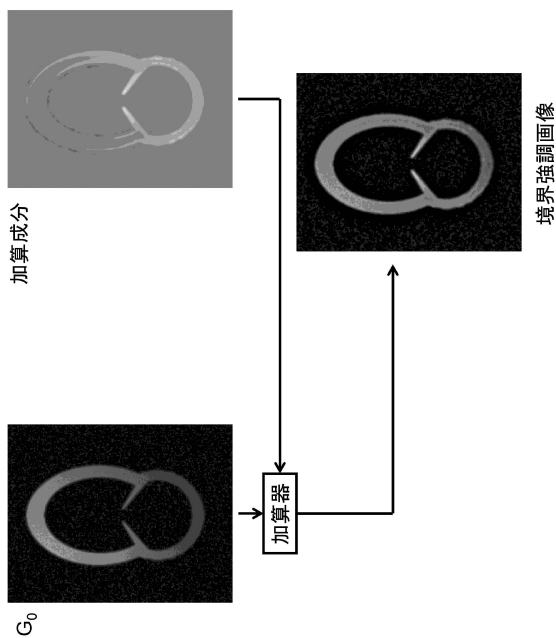
【図 5】



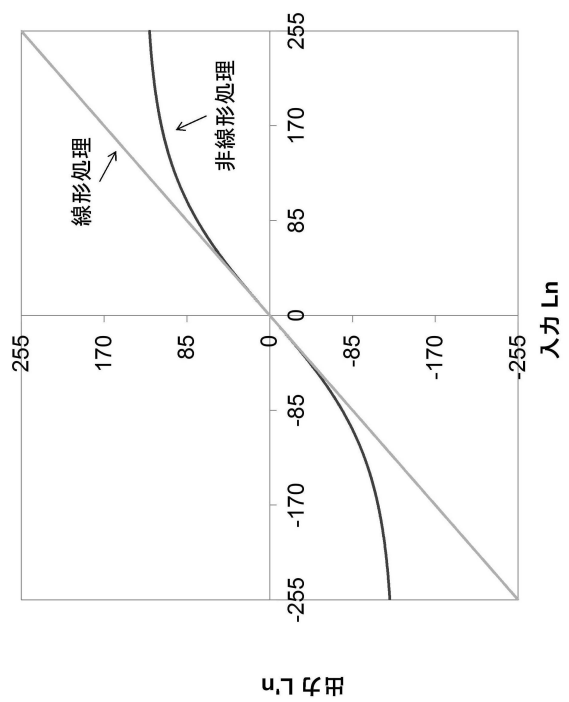
【図 6】



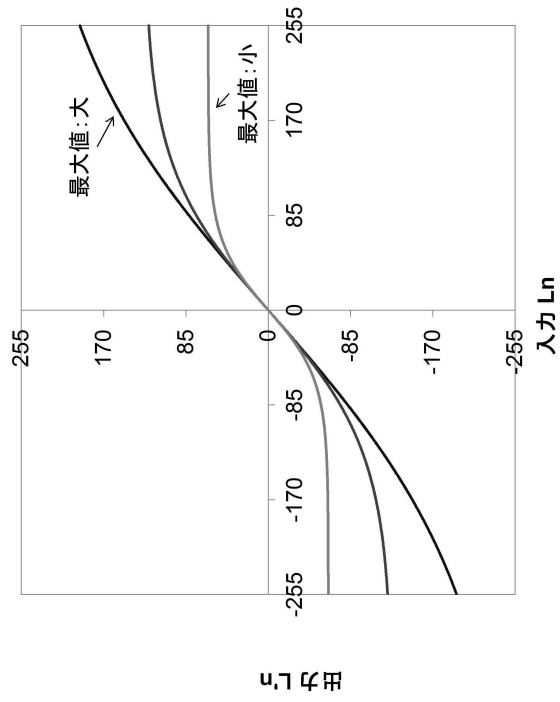
【図 7】



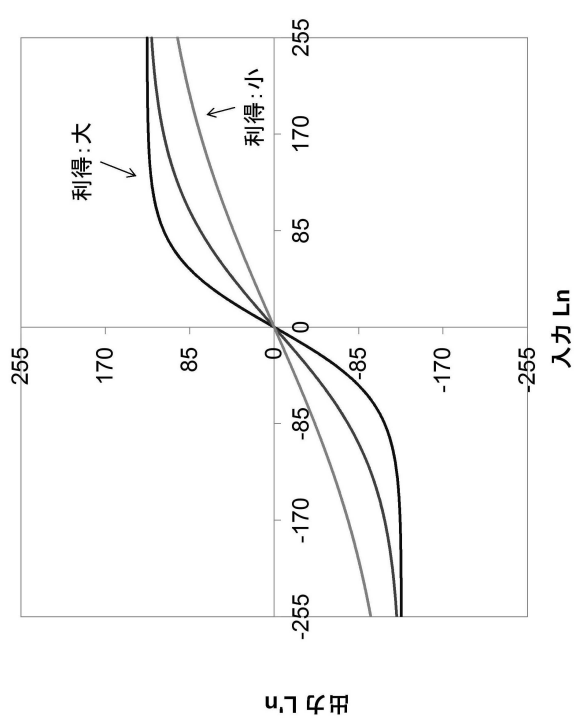
【図 17】



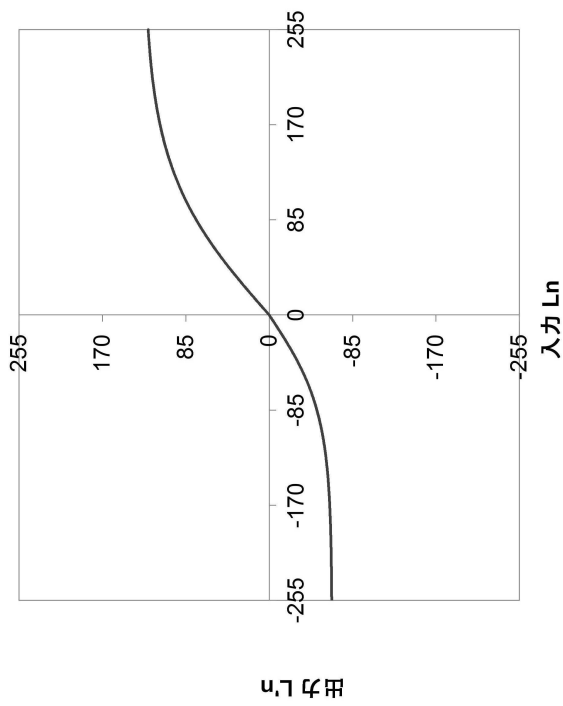
【図 18】



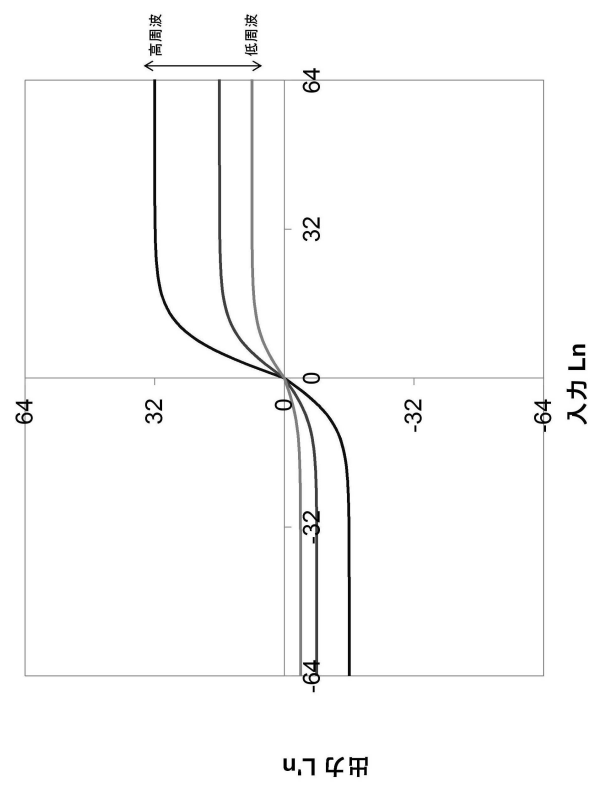
【図 19】



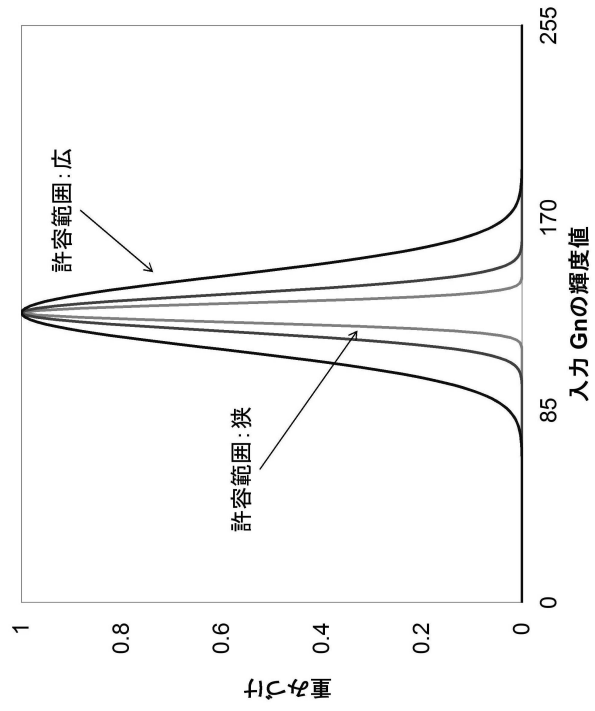
【図 20】



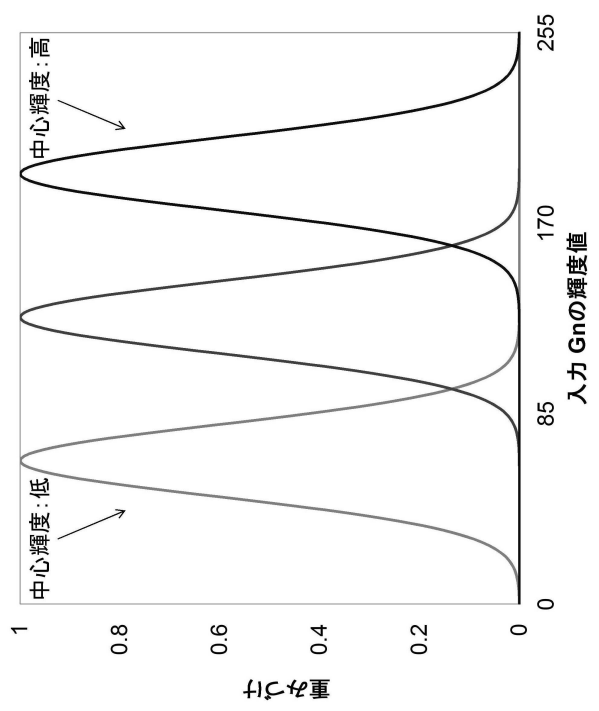
【図 21】



【図 2 2】



【図 2 3】



フロントページの続き

(72)発明者 永瀬 優子

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内

審査官 樋熊 政一

- (56)参考文献 特開平10-075395(JP,A)
特開2005-296331(JP,A)
国際公開第2013/146283(WO,A1)
特開2006-263180(JP,A)
特開2001-167261(JP,A)
特開平09-153132(JP,A)
特開2013-013436(JP,A)
特開2012-050816(JP,A)
特開2010-044641(JP,A)
特開2013-078569(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	8/00	-	8/15
A61B	6/00	-	6/14
A61B	5/055		
A61B	5/00	-	5/01
A61B	1/00	-	1/32

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5918198B2	公开(公告)日	2016-05-18
申请号	JP2013243475	申请日	2013-11-26
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	前田俊徳 村下賢 松下典義 永瀬優子		
发明人	前田 俊徳 村下 賢 松下 典義 永瀬 優子		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/0883 A61B8/5207 A61B8/5215 A61B8/5223 A61B8/5238 A61B8/5246 A61B8/5253 G06T5/003 G06T5/50 G06T2207/10132 G06T2207/20016 G06T2207/20192 G06T2207/20221 G16H50/20 G16H50/30 A61B8/4444 A61B8/461 G06T7/0012		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE04 4C601/JB31 4C601/JB45 4C601/JB51 4C601/JC10 4C601/JC17 4C601/JC19		
审查员(译)	棕熊正和		
其他公开文献	JP2015100539A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

图像处理单元 (20) 对基于接收信号获得的超声图像执行分辨率转换处理，以生成具有相互不同分辨率的多个分辨率图像。此外，图像处理单元 (20) 对通过将多个分辨率图像彼此进行比较而获得的差分图像执行非线性处理，以生成与包括在图像中的边界相关的边界分量。此外，通过基于所生成的边界分量对超声图像执行增强处理来生成边界增强图像。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第5918198号 (P5918198)
(45) 発行日 平成28年5月18日 (2016. 5. 18)		(24) 登録日 平成28年4月15日 (2016. 4. 15)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006. 01)		F I A 6 1 B 8 / 1 4	
請求項の数 6 (全 18 頁)			
(21) 出願番号 特願2013-243475 (P2013-243475) (22) 出願日 平成25年11月26日 (2013. 11. 26) (65) 公開番号 特開2015-100539 (P2015-100539A) (43) 公開日 平成27年6月4日 (2015. 6. 4) 審査請求日 平成26年11月12日 (2014. 11. 12)		(73) 特許権者 390029791 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 (74) 代理人 110001210 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所 前田 俊徳 (72) 発明者 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内 (72) 発明者 村下 賢 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内 (72) 発明者 松下 典義 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内	
最終頁に続く			
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置			