

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4740695号
(P4740695)

(45) 発行日 平成23年8月3日(2011.8.3)

(24) 登録日 平成23年5月13日(2011.5.13)

(51) Int.Cl.		F 1	
A 6 1 B	8/00	(2006.01)	A 6 1 B 8/00
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D
G 0 6 T	15/08	(2011.01)	G 0 6 T 15/00 2 0 0

請求項の数 7 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2005-246016 (P2005-246016)
 (22) 出願日 平成17年8月26日 (2005.8.26)
 (65) 公開番号 特開2007-54504 (P2007-54504A)
 (43) 公開日 平成19年3月8日 (2007.3.8)
 審査請求日 平成20年8月5日 (2008.8.5)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (74) 代理人 100098017
 弁理士 吉岡 宏嗣
 (72) 発明者 辻田 剛啓
 東京都千代田区内神田一丁目1番14号
 株式会社日立メディコ内
 審査官 川上 則明

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】

被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、該超音波探触子に駆動信号を供給するとともに前記超音波探触子から出力される受信信号を受信する送受信手段と、該送受信手段から出力される受信信号に基づき超音波像を再構成する画像処理部と、前記超音波像を表示する表示部とを備え、

前記画像処理部は、前記受信信号に基づき前記被検体に関するボリュームデータを生成する手段と、前記ボリュームデータに対して設定された視線方向のボクセルのうち、輝度が一の設定範囲に該当するボクセルのデータに基づき一の投影像を生成し、輝度が他の設定範囲に該当するボクセルのデータに基づき他の投影像を生成する投影像生成手段を有し

10

、
 前記一の投影像上の指定点又は指定領域の輝度情報を基準とし、前記他の投影像のうち前記指定点又は指定領域に対応した領域の輝度情報を前記基準輝度情報に近づけて補正し、該補正後の他の投影像と前記一の投影像との差分画像を表示用の超音波像として生成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記画像処理部は、前記一の投影像の前記指定点又は指定領域の輝度分布のピーク位置を基準とし、前記他の投影像のうち前記指定点又は指定領域に対応した領域の輝度分布のピーク位置を前記基準ピーク位置に合わせて補正することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 3】

前記画像処理部は、前記一の投影像の前記指定点又は指定領域の輝度値を基準とし、前記他の投影像のコントラストを調整した後に、該調整後の他の投影像のうち前記指定点又は指定領域に対応した領域の輝度値を前記基準輝度値に合わせて補正することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記画像処理部は、前記一の投影像として最大値投影画像を生成し、前記他の投影像として最小値投影画像を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記画像処理部は、前記超音波探触子の走査面に対応する二次元超音波像と、前記走査面の変更に追従して更新される前記差分画像とを並べて又は重畳して前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記画像処理部は、前記被検体に関するボリュームデータに対して設定された視線方向の各ボクセルの輝度に、該輝度に応じた透明度を乗じて構成される三次元超音波像と、該三次元超音波像の表示座標に変換された前記差分画像とを並べて又は重畳して前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像処理部は、前記被検体に関するボリュームデータに対して設定された複数の視線方向に対応した複数の前記差分画像を生成し、該複数の差分画像を並べて前記表示部に表示させることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のいずれかに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、被検体に関する診断画像として三次元超音波像を撮像する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体に関する超音波像を撮像する超音波診断装置は、被検体との間で超音波探触子により超音波を送受し、超音波探触子から出力される受信信号に基づき超音波像を再構成して表示するものである。

【0003】

この超音波診断装置として、受信信号に基づき被検体に関するボリュームデータを生成し、ボリュームデータの各ボクセルのデータから三次元超音波像を再構成するものが知られている。例えば、ボリュームデータに対して設定された視線方向の各ボクセルの輝度に、輝度に応じた透明度を乗じて加算するいわゆるボリュームレンダリング法で三次元超音波像を再構成するものがある。

【0004】

ボリュームレンダリング法に代表される三次元超音波撮像法では、肝臓などの音響インピーダンスが比較的高い実質部を撮像した際、実質部の表面のみが画像に描出されるため、実質部内の構造物（例えば、腫瘍や血管）が描出されない場合がある。

【0005】

そこで、構造物の形状、構造又は相対位置を把握するために、ボリュームデータに対して設定した視線方向で最も高輝度のものを抽出して高輝度構造物（例えば、腫瘍）を表示する最大値投影法や、最も低輝度のものを抽出して低輝度構造物（例えば、血管）を表示する最小値投影法が行われる。さらに、最大値投影法及び最小値投影法で得られた各超音波像を減算することにより、描出すべき構造物以外の不必要な画像情報を打ち消して必要な画像情報を描出させることが提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

【0006】

10

20

30

40

50

【特許文献1】特開2001-170056号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、被検体を超音波撮像する際は、被検体の組織構造などに起因して音響インピーダンスのばらつきが生じる場合や、超音波が入射した組織体を構成する微小な無数の散乱体に起因して後方散乱波の干渉が生じる場合がある。したがって、特許文献1のような方式では、最大値投影画像における不必要な画像情報と最小値投影画像における不必要な画像情報の輝度が一致するとは限らないため、最大値投影画像から最小値投影画像を単に減算しても、その不必要な画像情報の全てを打ち消すことができないことがある。その場合、差分画像に不必要な画像情報が残留することから、描出すべき構造物の画像コントラストが劣化するなど、構造物が描出される超音波像の視認性に改善の余地がある。

10

【0008】

本発明の課題は、体内構造物が描出された超音波像の視認性を向上させるのにより好適な超音波診断装置を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子と、超音波探触子に駆動信号を供給するとともに超音波探触子から出力される受信信号を受信する送受信手段と、送受信手段から出力される受信信号に基づき超音波像を再構成する画像処理部と、超音波像を表示する表示部とを備え、画像処理部は、受信信号に基づき被検体に関するボリュームデータを生成する手段と、ボリュームデータに対して設定された視線方向のボクセルのうち、輝度が一の設定範囲に該当するボクセルのデータに基づき一の投影像を生成し、輝度が他の設定範囲に該当するボクセルのデータに基づき他の投影像を生成する投影像生成手段を有し、一の投影像上の指定点又は指定領域の輝度情報を基準とし、他の投影像のうち前記指定点又は指定領域に対応した領域の輝度情報を基準輝度情報に近づけて補正し、補正後の他の投影像と一の投影像との差分画像を表示用の超音波像として生成することを特徴とする。

20

【0010】

これによれば、描出すべき構造物以外の不必要な画像（例えば、周辺組織の画像）を基準投影像上に指定すると、指定点又は指定領域に対応した補正後投影像の画像は、輝度が前記指定点又は指定領域の輝度と例えば一致することになる。

30

【0011】

したがって、基準投影像から補正後投影像を減算することにより、不必要な画像の輝度情報が打ち消される。その結果、不必要な画像の輝度情報が除去又は低減されるので、超音波像に描出された構造物の周辺組織に対するコントラストが強調されるため、構造物を判別するのが容易になるなど、超音波像の視認性を向上できる。

【0012】

この場合において、画像処理部は、一の投影像の指定点又は指定領域の輝度分布のピーク位置を基準とし、他の投影像のうち指定点又は指定領域に対応した領域の輝度分布のピーク位置を基準ピーク位置に合わせて補正できる。また、輝度分布のピーク位置に基づき補正することに代えて又はそれと共に、一の投影像の指定点又は指定領域の輝度値を基準とし、他の投影像のコントラストを調整した後に、調整後の他の投影像のうち指定点又は指定領域に対応した領域の輝度値を基準輝度値に合わせて補正できる。

40

【0013】

また、画像処理部は、最大値投影法により一の投影像として最大値投影画像を生成し、最小値投影法により他の投影像として最小値投影画像を生成できる。これにより、音響インピーダンスの大きさが異なる複数の構造物を良好なコントラストで描出できる。例えば、高輝度構造物（例えば、穿刺針、腫瘍）と低輝度構造物（例えば、血管、のう胞）を構造物抽出画像である差分画像に良好なコントラストで描出させることができる。

50

【 0 0 1 4 】

また、画像処理部は、超音波探触子の走査面に対応する二次元超音波像と、走査面の変更に従って更新される差分画像とを並べて又は重畳して表示部に表示させることができる。また、被検体に関するボリュームデータに対して設定された視線方向の各ボクセルの輝度に、輝度に応じた透明度を乗じて構成される三次元超音波像と、三次元超音波像に表示座標が合わせられた差分画像とを並べて又は重畳して表示部に表示させることができる。これにより、二次元超音波像（又は三次元超音波像）と差分画像である構造物抽出画像との対比が容易になるから、表示画像を視認することにより、構造物の相対位置を一層的に確かかつ容易に把握できる。

【 0 0 1 5 】

また、画像処理部は、被検体に関するボリュームデータに対して設定された複数の視線方向に対応した複数の差分画像を生成し、その複数の差分画像を並べて表示部に表示させることができる。これにより、視線方向の数に応じて構造物の相対位置等を多面的に把握できる。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、体内構造物が描出された超音波像の視認性を向上させるのにより好適な超音波診断装置を実現できる。例えば、肝臓の肝腫瘍を診断又は治療する際、不必要な周辺の肝細胞の画像を除去して肝腫瘍と血管の画像だけを描出できるから、肝腫瘍と血管の相対位置を的確に把握できる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 7 】

（第一の実施形態）

本発明を適用した超音波診断装置の第一の実施形態について図面を参照して説明する。図 1 は、本発明を適用した本実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。図 2 は、図 1 の構造物画像構築部の詳細構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 8 】

図 1 に示すように、被検体に関する超音波像を撮像する超音波診断装置 1 0 0 は、被検体との間で超音波を送受する超音波探触子 1 0 2（以下、探触子 1 0 2）と、探触子 1 0 2 に駆動信号を供給するとともに探触子 1 0 2 から出力される受信信号を受信する送受信手段としての超音波データ収集部 1 0 4 と、超音波データ収集部 1 0 4 から出力される受信信号に基づき超音波像を再構成する画像処理部などを備えている。ここでの画像処理部は、超音波データ収集部 1 0 4 から出力される受信信号に基づき超音波像データを生成する超音波画像作成部 1 0 6 と、超音波画像作成部 1 0 6 から出力される超音波像データに基づき三次元画像データを構成する三次元画像構築部 1 0 8 と、超音波画像作成部 1 0 6 から出力される超音波像データに基づき体内構造物（例えば、穿刺針、腫瘍、血管、のう胞）が描出された構造物抽出画像データを構成する構造物画像構築部 1 1 0 と、構造物画像構築部 1 1 0 から出力された構造物抽出画像データに対し、超音波画像作成部 1 0 6 から出力された超音波像データや三次元画像構築部 1 0 8 から出力された三次元画像データを合成して表示用超音波像としての合成画像を生成する画像合成部 1 1 2 を有している。

【 0 0 1 9 】

なお、画像合成部 1 1 2 から出力される合成画像をモニタ画面に表示する表示部 1 1 4 や、各部との間で指令を授受する制御部 1 1 6 と、制御部 1 1 6 に入力指令を出力するコントロールパネル 1 1 8 が配設されている。ここでの制御部 1 1 6 は、例えば、超音波データ収集部 1 0 4 や超音波画像作成部 1 0 6 の間で指令を授受し、またコントロールパネル 1 1 8 の入力指令に応じて三次元画像構築部 1 0 8 や構造物画像構築部 1 1 0 又は画像合成部 1 1 2 に指令を出力する。

【 0 0 2 0 】

ここで、本実施形態に適用する構造物画像構築部 1 1 0 は、超音波画像作成部 1 0 6 から出力される受信信号に基づき被検体に関するボリュームデータを作成する手段を有する

10

20

30

40

50

。また、そのボリュームデータに対して設定された視線方向のボクセルのうち、最大輝度を有するボクセルのデータに基づき最大値投影画像を生成し、最小輝度を有するボクセルのデータに基づき最小値投影画像を生成する。そして、構造物画像構築部 110 は、最大値投影画像のうち指定点又は指定領域（例えば、周辺組織に対応する点又は領域）の輝度情報を基準とし、最小値投影画像のうち指定点又は指定領域に対応する領域の輝度情報を基準輝度情報に近づけて補正し、補正後の投影画像と一の投影画像との差分画像を表示用の超音波像として生成する。

【0021】

より詳細に超音波診断装置 100 について説明する。本実施形態の超音波診断装置 100 は、二次元走査可能な探触子 102 を用いて三次元超音波データを収集し、三次元超音波データに基づいた最大値投影画像データと最小値投影画像データに基づき差分画像データを構成する例である。

10

【0022】

探触子 102 は、複数の振動子が一次元又は二次元に配列されている。各振動子は、超音波データ収集部 104 から供給される電気的な駆動信号を機械的な超音波に変換するとともに、被検体から反射したエコーを電気信号に変換する。また、探触子 102 は、走査面の位置データを検出して制御部 116 に送信する位置センサが貼付されている。

【0023】

超音波データ収集部 104 は、探触子 102 に駆動信号を供給する送信手段と、探触子 102 から出力される受信信号を処理する受信手段を備えている。ここでの受信手段は、探触子 102 から出力される受信信号に対し、増幅処理や整相加算処理やLog圧縮処理などを施して超音波画像作成部 106 に出力する。超音波画像作成部 106 は、超音波データ収集部 104 から出力される受信信号に対し、フィルタ処理や走査変換処理などで二次元超音波像データを構成する。

20

【0024】

三次元画像構築部 108 は、超音波画像作成部 106 から出力された超音波像データに対し、制御部 116 から出力された探触子 102 の位置データに基づき三次元データセット（以下、ボリュームデータという）を生成する手段と、そのボリュームデータに対して設定された視線方向の各ボクセルの輝度に、各輝度に応じた透明度値を乗じて加算して三次元超音波像を再構成する手段を備えている。なお、視線方向や透明度値は、コントロールパネル 118 の入力指令に応じて制御部 116 から入力される。

30

【0025】

構造物画像構築部 110 は、図 2 に示すように、三次元座標変換部 200 と、回転情報処理部 201 と、投影画像生成手段としての最大値抽出部 202 と最小値抽出部 204 と、補正画像作成部 206 と、差分画像作成部 208 を備えている。

【0026】

三次元座標変換部 200 は、超音波画像作成部 106 から出力された超音波像データを三次元座標上に再構成する。例えば、三次元座標変換部 200 は、超音波画像作成部 106 から出力された各超音波像データに対し、制御部 116 から出力される探触子 102 の位置データを関連付けてボリュームデータを生成する。回転情報処理部 201 は、コントロールパネル 118 から入力される視線方向に対応した視点情報からボリュームデータの回転情報を作成する。

40

【0027】

最大値抽出部 202 は、最大値投影法により最大値投影画像を構成する。例えば、最大値抽出部 202 は、三次元座標変換部 200 から出力されるボリュームデータを回転情報処理部 201 から出力される回転情報に従って回転し、回転後のボリュームデータに対し、視線方向で最も高輝度のボクセルを抽出することによって高輝度構造物（例えば、腫瘍、穿刺針）の描出画像を生成する。また、最小値抽出部 204 は、最小値投影法により最小値投影画像を構成する。例えば、最小値抽出部 204 は、三次元座標変換部 200 から出力されるボリュームデータを回転情報処理部 201 から出力される回転情報に従って回

50

転し、回転後のボリュームデータに対し、視線方向で最も低輝度のボクセルを抽出することによって低輝度構造物（例えば、血管、のう胞）の描出画像を生成する。

【0028】

補正画像生成部206は、最大値抽出部202から出力される最大値投影画像のうち指定点又は指定領域（例えば、周辺組織に対応する点又は領域）の輝度情報を基準とし、最小値抽出部204から出力される最小値投影画像のうち前記指定領域に対応する領域の輝度情報を基準輝度情報に近づけて補正して補正後投影画像を生成する。差分画像作成部208は、補正画像作成部206から出力される補正後投影画像と最大値抽出部202から出力される最大値投影画像との差分画像を生成して構造物抽出画像として画像合成部112に出力する。

10

【0029】

また、図1に示す画像合成部112は、超音波画像作成部106から出力される超音波画像データと、三次元画像構築部108から出力される三次元画像と、構造物画像構築部110から出力される構造物抽出画像とを必要に応じて合成することによって表示用超音波画像を生成する。例えば、三次元画像構築部108から出力された三次元画像と、構造物画像構築部110から出力された構造物抽出画像とを乗算係数に基づき加算して表示用超音波画像を生成する。生成された表示用超音波画像は、三次元超音波画像中の構造物だけが強調表示された画像になる。なお、ここでの乗算係数は、制御部116から画像合成部112に出力される係数であり、必要に応じて変更可能な係数である。

20

【0030】

このように構成される超音波診断装置の基本動作について説明する。まず、探触子102の超音波送受面側を被検体の例えば体表に接触させる。接触させた探触子102に駆動信号が供給されると、探触子102から被検体に向けて超音波が送波される。送波された超音波は、被検体内を伝播する過程で生体組織の音響インピーダンスに応じてエコーとして反射する。反射エコーは、探触子102で受波された後、超音波データ収集部104により所定の処理が施される。処理が施された反射エコーに基づき、超音波画像作成部106により超音波データが構成される。構成された超音波データに基づき、三次元画像構築部108により三次元画像データが生成されるとともに、構造物画像構築部110により構造物抽出画像データが生成される。生成された超音波データと三次元画像データと構造物抽出画像データは、画像合成部112により合成されることによって表示用の超音波画像として生成される。生成された超音波画像は、被検体の診断画像として表示部114のモニタ画面に表示される。

30

【0031】

図3は、図1及び図2の構造物画像構築部の動作を説明するための概念図である。図3に示す形態は、実質部である肝臓を撮像したものであり、肝臓内の音響インピーダンスが異なる構造物（例えば、穿刺針302、肝腫瘍304、血管306、のう胞308）を描出させる例である。図3Aは、最大値抽出部202で得られる最大値投影画像310とその輝度分布ヒストグラム312である。図3Bは、最小値抽出部204で得られる最小値投影画像314とその輝度分布ヒストグラム316である。図3Cは、補正画像作成部206で得られる補正後画像つまり輝度分布シフト後画像317とその輝度分布ヒストグラム318である。図3Dは、差分画像作成部208で得られる構造物抽出画像320である。図3Zは、輝度分布をシフトさせる概念を示す図である。なお、実質部として肝臓を撮像した例を示すが、腎臓、膵臓、脾臓、甲状腺などのいわゆる実質エコーを呈する他の実質部を撮像してもよい。

40

【0032】

図3Aの最大値投影画像310は、音響インピーダンスが周辺組織のものよりも大きな高輝度構造物（例えば、穿刺針302、肝腫瘍304）が描出されている。最大値投影画像310の周辺組織画像305は、例えば、組織構造などに起因した音響インピーダンスのばらつき、あるいは、超音波の波長よりも十分小さな無数の反射つまり群反射体による後方散乱波の干渉に起因したただら模様のスペckルパターンが生じることから、輝度情

50

報がばらついたスペックル画像になる。このスペックル画像の信号振幅の輝度分布は、輝度分布ヒストグラム 3 1 2 に示すように、ある輝度でピークを有する。

【 0 0 3 3 】

一方、図 3 B の最小値投影画像 3 1 4 は、音響インピーダンスが周辺組織のものよりも小さな低輝度構造物（例えば、血管 3 0 6、のう胞 3 0 8）が描出されている。最小値投影画像 3 1 4 の周辺組織画像 3 0 7 についても輝度がばらついたスペックル画像になる。このスペックル画像の信号振幅の輝度分布を示したものが輝度分布ヒストグラム 3 1 6 である。輝度分布ヒストグラム 3 1 6 は、音響インピーダンスのばらつきや超音波の後方散乱波の干渉に起因して、図 3 A の輝度分布ヒストグラム 3 1 2 と異なるものになる。すなわち、最大値投影画像 3 1 0 のうち不必要な情報である周辺組織画像 3 0 5 の輝度分布と、最小値投影画像 3 1 4 のうち不必要な情報である周辺組織画像 3 0 7 の画像の輝度分布は異なるものになる。

10

【 0 0 3 4 】

そこで、補正画像作成部 2 0 6 は、図 3 Z に示すように、最大値投影画像 3 1 0 のうち周辺組織画像 3 0 5 の輝度分布のピーク位置を基準とし、最小値投影画像 3 1 4 のうち周辺組織画像 3 0 7 の輝度分布のピーク位置と前記基準ピーク位置とのズレ量 S を求める。例えば、補正画像作成部 2 0 6 は、輝度分布ヒストグラム 3 1 2 と輝度分布ヒストグラム 3 1 6 の相互相関関数 3 2 2 を求め、相互相関関数 3 2 2 に基づきピーク位置のズレ量 S を算定する。

【 0 0 3 5 】

次に、補正画像作成部 2 0 6 は、ズレ量 S をゼロにするように輝度分布ヒストグラム 3 1 6 の輝度分布をシフトする。すなわち、補正画像作成部 2 0 6 は、最小値投影画像 3 1 4 の周辺組織画像 3 0 7 に対応する輝度分布ヒストグラム 3 1 6 のピーク位置と、最大値投影画像 3 1 0 の周辺組織画像 3 0 5 に対応する輝度分布ヒストグラム 3 1 2 のピーク位置とを一致させる。このように輝度分布をシフトした後のヒストグラムが図 3 C の輝度分布ヒストグラム 3 1 8 であり、輝度分布ヒストグラム 3 1 8 に対応した画像が輝度分布シフト後画像 3 1 7 である。

20

【 0 0 3 6 】

要するに、補正画像作成部 2 0 6 で求められるズレ量 S は、図 3 A の周辺組織画像 3 0 5 と図 3 B の周辺組織画像 3 0 7 の輝度差に相当する。したがって、補正画像作成部 2 0 6 は、ズレ量 S をオフセットとして最小値投影画像 3 1 4 に加算して輝度分布シフト後画像 3 1 7 を生成することによって、図 3 A の周辺組織画像 3 0 5 の輝度と図 3 C の周辺組織画像 3 0 9 の輝度を一致させることができる。なお、補正画像作成部 2 0 6 は、輝度分布シフト後画像 3 1 7 を差分画像作成部 2 0 8 に出力する。

30

【 0 0 3 7 】

そして、差分画像作成部 2 0 8 は、最大値抽出部 2 0 2 から出力された最大値投影画像 3 1 0 と補正画像作成部 2 0 6 から出力された輝度分布シフト後画像 3 1 7 とを減算して構造物抽出画像 3 2 0 を生成する。なお、減算する際の差分係数については、コントロールパネル 1 1 8 を介して任意に設定可能である。

【 0 0 3 8 】

構造物抽出画像 3 2 0 は、図 3 D に示すように、周辺組織画像 3 1 1 の輝度が除去又は低減されるから、構造物（例えば、穿刺針 3 0 2、肝腫瘍 3 0 4、血管 3 0 6、のう胞 3 0 8）の周辺組織に対するコントラストが強調された画像になる。このような構造物抽出画像 3 2 0 は、画像合成部 1 1 2 を介して表示部 1 1 4 に表示される。なお、図 3 D においては、周辺組織画像 3 1 1 の輝度情報が除去又は低減されているため、図示の便宜上、周辺組織画像 3 1 1 が黒色に記載されている。

40

【 0 0 3 9 】

要するに、本実施形態によれば、描出すべき構造物以外の不必要な周辺組織画像 3 0 5 を最大値投影画像 3 1 0 に指定すると、輝度分布シフト後画像 3 1 7 の周辺組織画像 3 0 9 の輝度は、最大値投影画像 3 1 0 の周辺組織画像 3 0 5 の輝度に合わせられたものにな

50

る。すなわち、最大値投影画像 3 1 0 の周辺組織画像 3 0 5 の輝度と輝度分布シフト後画像 3 1 7 の周辺組織画像 3 0 9 の輝度は一致したものになる。

【 0 0 4 0 】

したがって、最大値投影画像 3 1 0 から輝度分布シフト後画像 3 1 7 を減算して構造物抽出画像 3 2 0 を生成すると、構造物抽出画像 3 2 0 は、周辺組織画像 3 0 5 と周辺組織画像 3 0 9 の輝度が打ち消されたものになる。換言すると、周辺組織画像 3 1 1 の画像情報が除去又は低減されるため、構造物（例えば、穿刺針 3 0 2、肝腫瘍 3 0 4、血管 3 0 6、のう胞 3 0 8）の周辺組織に対する画像コントラストが強調される。その結果、表示部 1 1 4 表示された構造物抽出画像 3 2 0 を視認することにより、構造物を判別するのが容易になるなど、超音波像の視認性を向上できる。このように図 3 に示す例では、肝腫瘍 3 0 4 を治療するために穿刺針 3 0 2 を体内に刺入するに際し、血管 3 0 6 を避けながら穿刺針 3 0 2 を刺入する作業を容易かつ的確に実施できる。

10

【 0 0 4 1 】

図 4 は、二次元超音波像と構造物抽出画像の表示形態を示す図である。図 4 に示す二次元超音波像 4 0 0 は、図 1 に示す超音波画像作成部 1 0 6 から画像合成部 1 1 2 に転送されたものであり、撮像中の探触子 1 0 2 の走査面に対応している。また、構造物抽出画像 3 2 0 は、図 1 に示す構造物画像構築部 1 1 0 から画像合成部 1 1 2 に転送されたものであり、図 3 D に示す画像に対応する。すなわち、二次元超音波像 4 0 0 は、必要に応じて変更される走査面に対応した画像であり、構造物抽出画像 3 2 0 は、二次元超音波像 4 0 0 の走査面の変更に従って更新される画像である。

20

【 0 0 4 2 】

このような二次元超音波像 4 0 0 と構造物抽出画像 3 2 0 は、図 4 に示すように、表示部 1 1 4 の表示画面に並んで同時に表示されている。これによれば、二次元超音波像 4 0 0 の関心領域内の構造物を的確に描出した構造物抽出画像 3 2 0 を視認することにより、診断精度や検査効率が向上する。

【 0 0 4 3 】

図 4 に示す形態では、二次元超音波像 4 0 0 と構造物抽出画像 3 2 0 を表示画面に並べて表示する例を説明したが、これに代えて、二次元超音波像 4 0 0 と構造物抽出画像 3 2 0 を合成して表示してもよい。例えば、二次元超音波像 4 0 0 と構造物抽出画像 3 2 0 を予め決めた乗算係数で加算してもよいし、二次元超音波像 4 0 0 又は構造物抽出画像 3 2 0 の一方を半透明にし、それを他方に重畳して表示してもよい。これにより、二次元超音波像 4 0 0 の関心領域内の構造物を把握するのがよりの確かつ容易になる。

30

【 0 0 4 4 】

また、構造物抽出画像 3 2 0 を三次元超音波像に合成して表示できる。より具体的には、被検体に関するボリュームデータに対して設定された視線方向の各ボクセルの輝度に、その輝度に応じた透明度を乗じて構成される三次元超音波像と、三次元超音波像の表示座標に変換された構造物抽出画像 3 2 0 とを並べて又は重畳して表示部 1 1 4 に表示してもよい。

【 0 0 4 5 】

図 5 は、二次元超音波像と構造物抽出画像の他の表示形態を示す図である。図 5 に示す二次元超音波像 4 0 0 は、図 1 に示す超音波画像作成部 1 0 6 から画像合成部 1 1 2 に転送されたものであり、探触子 1 0 2 の走査面に対応する。なお、説明の便宜上、二次元超音波像 4 0 0 を基準とし、紙面に対して垂直方向を X 軸、X 軸に直交した水平方向を Y 軸、X 軸及び Y 軸に直交した鉛直方向を Z 軸方向とする。

40

【 0 0 4 6 】

図 5 に示す構造物抽出画像 5 0 0 は、Z 軸方向からみた投影像であり、構造物（例えば、穿刺針 3 0 2、肝腫瘍 3 0 4、血管 3 0 6、のう胞 3 0 8）が抽出して表示されたものである。構造物抽出画像 5 0 2 は、走査面を X 軸周りに回転した投影像であり、構造物が同様に描出されている。構造物抽出画像 5 0 4 は、Y 軸方向からみた投影像であり、構造物が同様に描出されている。このような投影像を生成するには、コントロールパネ

50

ル 1 1 8 から制御部 1 1 6 を介して回転情報処理部 2 0 1 に入力する指令（例えば、穿刺針のガイド情報）に応じて投影像を作成するための視線方向を決めることができる。

【 0 0 4 7 】

図 5 に示す形態によれば、二次元超音波像 4 0 0 と、互いに直交する三方向からみた構造物抽出画像 5 0 0、5 0 2、5 0 4 は、表示部 1 1 4 の表示画面に並べて同時に表示されている。したがって、各画像を参照することにより、構造物の相対位置を多面的に把握できるから、診断精度や検査効率が一層向上する。例えば、体内に穿刺針 3 0 2 を刺入するに際し、穿刺針 3 0 2 に対する血管 3 0 6 又は肝腫瘍 3 0 4 の相対位置を的確に把握できるから、穿刺針 3 0 2 の刺入作業が的確かつ容易になる。

【 0 0 4 8 】

図 5 に示す形態では、互いに直交する 3 方向の投影像を同時に表示する例を説明したが、これに限らず、要は、被検体に関するボリュームデータに対して設定された複数の視線方向のそれぞれに対応する複数の構造物抽出画像を生成し、それら構造物抽出画像を表示部 1 1 4 に並べて表示できる。これにより、視線方向の数に応じて構造物の相対位置等を多面的に把握できる。

【 0 0 4 9 】

図 6 は、図 3 の輝度分布シフト後画像 3 1 7 をインタラクティブに生成するための対話的な設定画面 6 0 1 の表示形態を示す図である。図 6 に示す形態は、輝度分布シフト後画像 3 1 7 を操作者の手動でインタラクティブに作成する点で、輝度分布シフト後画像 3 1 7 を自動生成する図 3 の形態と異なる。

【 0 0 5 0 】

図 6 に示す設定画面 6 0 1 は、輝度分布シフト後画像 3 1 7 の表示領域と、構造物抽出画像 3 2 0 の表示領域と、輝度分布ヒストグラム 6 0 3 の表示領域と、輝度分布シフト量調整バー 6 0 5 の表示領域を有する。操作者は、コントロールパネル 1 1 8 を介して輝度分布シフト量調整バー 6 0 5 のカーソル 6 0 7 を移動させると、前述のズレ量 S を任意に設定できる。ズレ量 S を可変するにつれて、輝度分布シフト後画像 3 1 7 の輝度がリアルタイムに更新されるし、輝度分布シフト後画像 3 1 7 を用いて生成される構造物抽出画像 3 2 0 の輝度もリアルタイムに更新される。

【 0 0 5 1 】

ここで、輝度分布ヒストグラム 6 0 3 は、基準として設定した最大値投影画像 3 1 0 の輝度分布 6 0 9 と、輝度分布シフト後画像 3 1 7 の現在の輝度分布 6 1 1 の双方が表示されている。したがって、操作者は、輝度分布ヒストグラム 6 0 3 を参照しながらカーソル 6 0 7 を操作することにより、輝度分布 6 1 1 を輝度分布 6 0 9 側に移動させる作業を視覚的に行えるから、輝度分布 6 1 1 のピーク位置を輝度分布 6 0 9 のピーク位置に合わせることが容易になる。また、カーソル 6 0 7 の動きに連動して構造物抽出画像 3 2 0 の輝度も更新されるから、構造物抽出画像 3 2 0 も同時に参照しながらカーソル 6 0 7 を操作することにより、視認性がより一層向上した構造物抽出画像 3 2 0 を簡単に得ることができる。

【 0 0 5 2 】

上述のように、第一の実施形態により本発明を適用した超音波診断装置を説明したが、これに限られるものではない。例えば、操作者が任意の領域のみを除去して観察を行いたい場合は、図 4 に示すように、二次元超音波像 4 0 0 に関心領域を指定し、設定された関心領域に対応する輝度分布ヒストグラムに基づき、図 3 に示す最大値投影画像 3 1 0 の輝度分布のピーク位置と最小値投影画像 3 1 4 の輝度分布のピーク位置とのズレ量 S を求めることができる。

【 0 0 5 3 】

また、二次元超音波像 4 0 0 に任意の点を指定し、指定された点に関しての最大値投影画像 3 1 0 の最小値投影画像 3 1 4 の輝度差を求め、求めた輝度差をオフセットとして最小値投影画像 3 1 4 に加算してもよい。これにより、最大値投影画像 3 1 0 の周辺組織画像 3 0 5 の輝度と最小値投影画像 3 1 4 の周辺組織画像 3 0 7 の輝度を一致させて輝度分

10

20

30

40

50

布シフト後画像 317 を生成することができる。

【0054】

(第二の実施形態)

本発明を適用した超音波診断装置の第二の実施形態について図面を参照して説明する。本実施形態の超音波診断装置は、最小値投影画像の周辺組織画像の輝度を最大値投影画像の周辺組織画像の輝度を合わせる前に、最小値投影画像のコントラストを調整する点で、各投影画像の輝度分布に基づき各投影画像の周辺組織画像の輝度を合わせる第一の実施形態と異なる。したがって、第一の実施形態と相互に対応する箇所については説明を省略し、相違点を中心に説明する。

【0055】

図7は、本実施形態の構造物画像構築部の動作を説明するための概念図である。本実施形態の構造物画像構築部は、図2に示す補正画像作成部206の処理内容が第一の実施形態と異なる。図2及び図7を参照すると、まず、補正画像作成部206は、最小値抽出部204で得られた最小値投影画像314の画像データに基づき、最小値投影画像314の最大輝度値、最小輝度値、中央輝度値を算出する。その後、補正画像作成部206は、最大輝度値と最小輝度値の差をシステムが保持する輝度階調に変換し、中央輝度値をオフセットとして採用する。そして、補正画像作成部206は、コントラストがゼロの場合は、中央輝度値になるようなガンマカーブを自動作成し、作成したガンマカーブに基づき最小値投影画像314に対してコントラストの調整をする。要するに、補正画像作成部206は、最小値投影画像314の中央輝度値を変更せずに、コントラストの良好な画像に変更する。なお、最小値投影画像314のコントラストを調整するに際し、最小値投影画像314の中央輝度値を用いたが、その中央輝度値に代えて平均輝度値を用いてもよい。

【0056】

次に、補正画像作成部206は、コントラスト調整後の最小値投影画像314の中央輝度値を求めるとともに、最大値抽出部202で得られた最大値投影画像310の中央輝度値を求める。その後、補正画像作成部206は、最小値投影画像314の中央輝度値と、最大値投影画像310の中央輝度値との比を算定し、算定した比を補正係数として最小値投影画像314に乘算してコントラスト補正後画像701を生成する。ここでの補正係数は、最小値投影画像314の中央輝度値と、最大値投影画像310の中央輝度値との輝度差を反映したものである。したがって、補正係数を最小値投影画像314に乘じることにより、最大値投影画像310の周辺組織画像305の輝度値と、コントラスト補正後画像701の周辺組織画像703の輝度値を等しい値にできる。なお、補正係数については、コントロールパネル118を介して必要に応じて変更することもできる。

【0057】

そして、図2に示す差分画像作成部208は、最大値抽出部202から出力された最大値投影画像310と補正画像作成部206から出力されたコントラスト補正後画像701とを減算して構造物抽出画像705を生成する。

【0058】

本実施形態によれば、コントラスト補正後画像701のうち周辺組織画像703の輝度は、最大値投影画像310の周辺組織画像305の輝度に合わせられたものになる。したがって、最大値投影画像310からコントラスト補正後画像701を減算して構造物抽出画像705を生成すると、構造物抽出画像705は、その周辺組織画像707の画像情報が除去されるため、構造物の周辺組織に対する画像コントラストが強調される。その結果、表示部114に表示された構造物抽出画像320を視認することにより、構造物を判別するのが容易になるなど、超音波像の視認性を向上できる。

【0059】

以上、第一及び第二の実施形態により本発明を適用した超音波診断装置を適用したが、これに限られるものではない。例えば、第一及び第二の実施形態では、最大値投影画像と最小値投影画像という二つの投影像を用いた例を説明したが、二以上の投影像を生成した場合にも本発明を適用できる。

10

20

30

40

50

【0060】

より具体的には、図2の三次元座標変換部200から出力されるボリュームデータに対して設定された視線方向のボクセルのうち、輝度が設定範囲Aに該当するボクセルのデータに基づき一の投影像A'を生成し、輝度が設定範囲Bに該当するボクセルのデータに基づき一の投影像B'を生成し、輝度が設定範囲Cに該当するボクセルのデータに基づき一の投影像C'を生成する。そして、投影像A'～投影像C'のうち例えば投影像A'を基準投影像として選択する。次に、投影像A'のうち不必要な画像情報(例えば、周辺組織画像)の輝度と、投影像B'及びC'のうち不必要な画像情報(例えば、周辺組織画像)の輝度が一致するように、投影像B'及び投影像C'の輝度情報を補正して新たな投影像B''及び投影像C''を生成する。次いで、補正後の投影像B''と投影像A'の差分画像Dを生成するとともに、補正後の投影像C''と投影像A'の差分画像Eを生成する。最後に、差分画像Dと差分画像Eを合成した構造物抽出画像を表示部114に表示する。このように複数の投影像に基づき構造物抽出画像を表示することにより、音響インピーダンスの大きさが異なる多層構造の構造物の形状、構造又は相対位置を的確に把握できる。

10

【0061】

要するに、本実施形態の超音波診断装置は、ボリュームデータに対して設定された視線方向のボクセルのうち、輝度が一の設定範囲に該当するボクセルのデータに基づき一の投影像を生成し、輝度が他の設定範囲に該当するボクセルのデータに基づき他の投影像を生成する投影像生成手段を有し、一の投影像のうち指定領域の輝度情報を基準とし、他の投影像のうち指定領域に対応する領域の輝度情報を基準輝度情報に近づけて補正し、補正後の投影像と一の投影像との差分画像を表示用の超音波像として生成する手段を備えて構成することにより、体内構造物が描出された超音波像の視認性を向上させることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0062】

【図1】本発明を適用した第一の実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図1の構造物画像構築部の詳細構成を示すブロック図である。

【図3】図1及び図2の構造物画像構築部の動作を説明するための概念図である。

【図4】二次元超音波像と構造物抽出画像の表示形態を示す図である。

30

【図5】二次元超音波像と構造物抽出画像の他の表示形態を示す図である。

【図6】図3の輝度分布シフト後画像を対話的に生成するための設定画面の表示形態を示す図である。

【図7】本発明を適用した第二の実施形態の構造物画像構築部の動作を説明するための概念図である。

【符号の説明】

【0063】

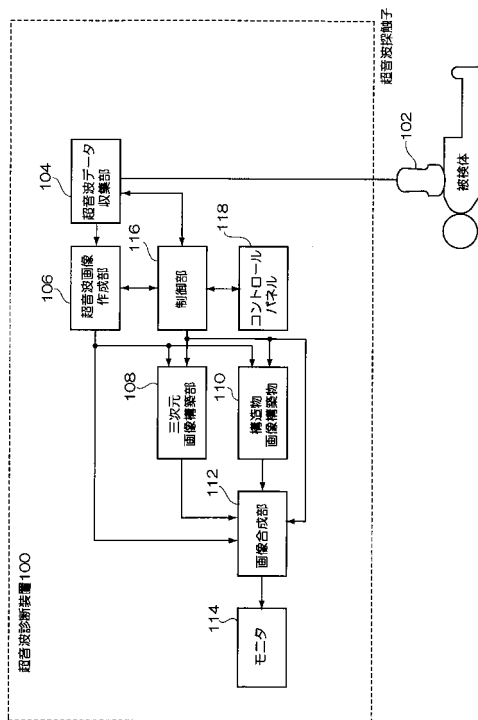
- 102 超音波探触子
- 104 超音波データ収集部
- 106 超音波画像作成部
- 110 構造物画像構築部
- 112 画像合成部
- 114 表示部
- 202 最大値抽出部
- 204 最小値抽出部
- 206 補正画像作成部
- 208 差分画像作成部
- 310 最大値投影画像
- 312, 316, 318 輝度分布ヒストグラム
- 314 最小値投影画像

40

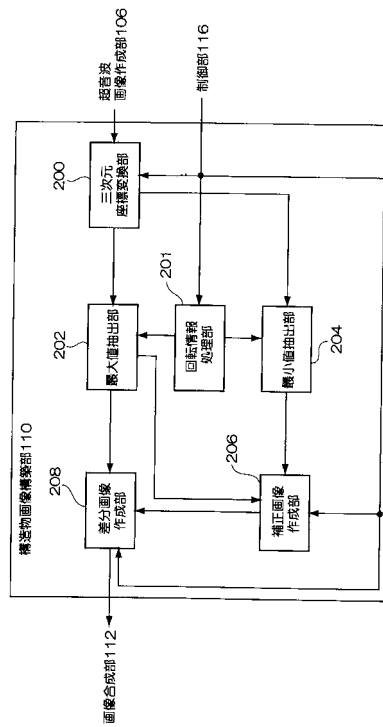
50

- 3 1 7 輝度分布シフト後画像
- 3 2 0 構造物抽出画像

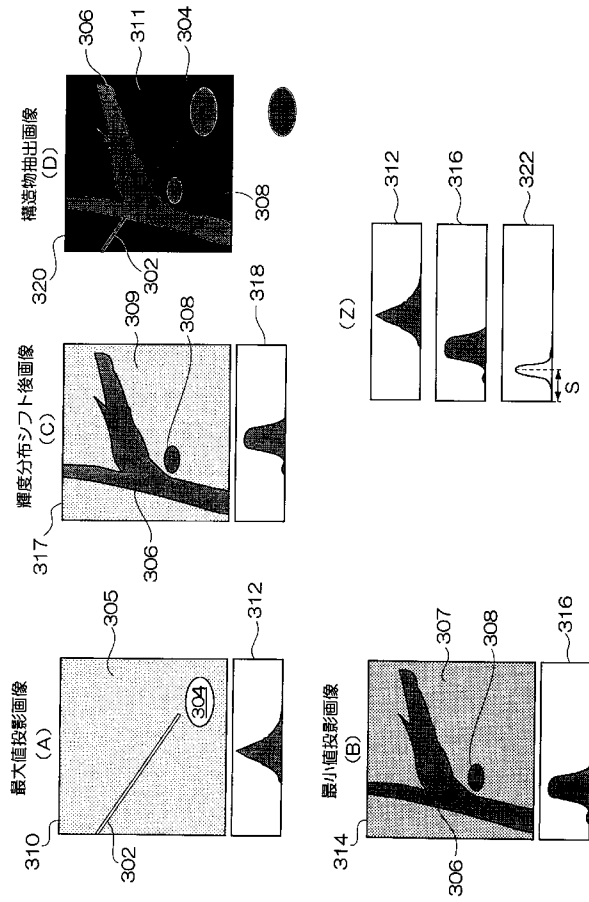
【 図 1 】



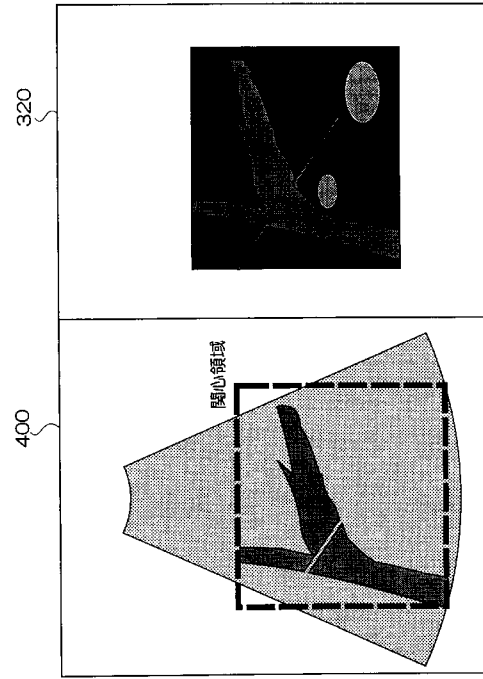
【 図 2 】



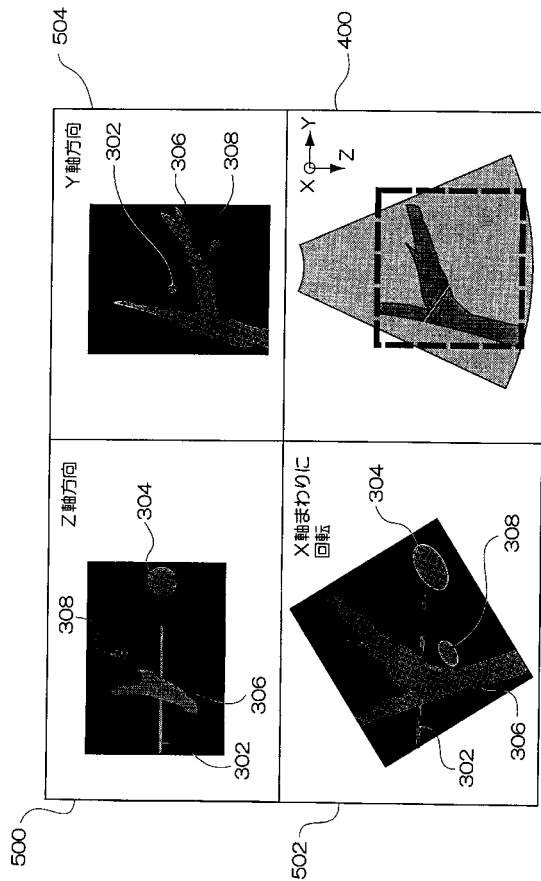
【図3】



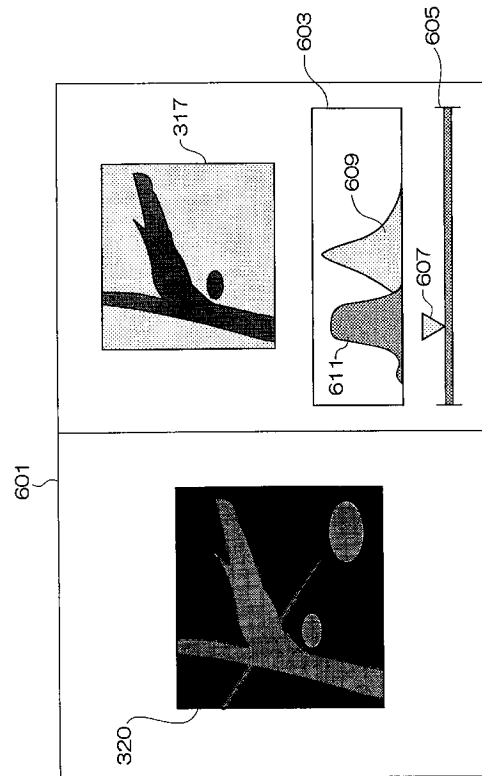
【図4】



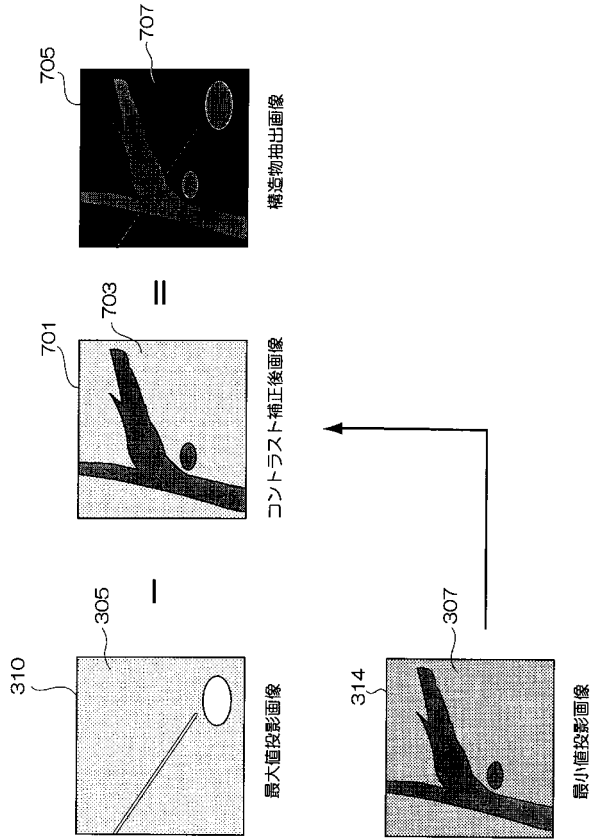
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-170056(JP,A)
特開平11-056840(JP,A)
特開平08-161520(JP,A)
特開2004-152043(JP,A)
特開平11-047134(JP,A)
特開2001-276066(JP,A)
特開2002-190010(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	8/00
G06T	1/00
G06T	15/08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4740695B2	公开(公告)日	2011-08-03
申请号	JP2005246016	申请日	2005-08-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	辻田剛啓		
发明人	辻田 剛啓		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T15/08		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T15/00.200 G06T15/08 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE04 4C601/JB50 4C601/JB51 4C601/JC19 4C601/JC26 4C601/JC30 4C601/JC37 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/DA16 5B057/DB03 5B057/DB09 5B057/DC05 5B057/DC22 5B057/DC32 5B080/AA17 5B080/FA08		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2007054504A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现一种适合于改善超声图像可见度的超声波检查装置，其中对体内结构进行成像。ZSOLUTION：该超声波检查装置包括：探针102;超声波数据采集部分104;结构图像构建部分110，其中结构图像构建部分110产生关于对象的体数据，基于视线方向上的体素中具有最大亮度的体素的数据产生最大强度投影图像310对于体数据，基于最大强度投影图像310上的指定点或指定区域的亮度信息，校正与最小强度投影图像314中的指定点或指定区域相对应的区域的亮度信息。近似于参考亮度信息，并且在校正后的亮度分布偏移图像317和最大强度投影图像310之间产生差分图像作为用于显示的超声图像。Z

【 図 2 】

