

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-54419

(P2014-54419A)

(43) 公開日 平成26年3月27日(2014.3.27)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2012-201361 (P2012-201361)
(22) 出願日 平成24年9月13日 (2012.9.13)

(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100080159
弁理士 渡辺 望稔
(74) 代理人 100090217
弁理士 三和 晴子
(74) 代理人 100152984
弁理士 伊東 秀明
(74) 代理人 100148080
弁理士 三橋 史生
(72) 発明者 野口 雅史
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 BB06 DE08 EE01 EE02 EE22
JC07 JC09 JC10

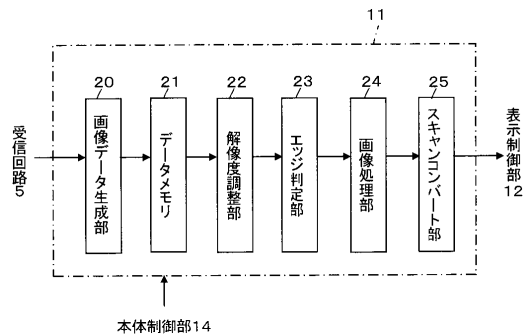
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波画像生成方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】超音波診断に際して、超音波画像内に含まれる表在組織、血管、横隔膜等の観察したい構造物が見やすい超音波画像を生成することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】解像度調整部22が、超音波プローブの中心周波数に基づいて超音波画像データに基づく超音波画像を拡大・縮小処理して超音波画像データの解像度を調整した調整済み超音波画像データを生成し、エッジ判定部23が、調整済み超音波画像データに基づく超音波画像内に含まれる構造物のエッジ判定を行って構造物のエッジの情報を取得し、画像処理部24が、エッジ判定部23で取得された構造物のエッジの情報に基づき、解像度調整部22で生成された調整済み超音波画像データまたは画像データ生成部20で生成された超音波画像データに対してノイズの除去処理またはエッジの強調処理を含む画像処理を行うことにより処理済み超音波画像データを生成する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブにより被検体に向けて超音波を送信し、得られた受信データに基づいて診断装置本体により超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

前記受信データに基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成部と、

前記画像データ生成部において生成された前記超音波画像データの解像度を調整し、調整済み超音波画像データを生成する解像度調整部と、

前記解像度調整部において生成された前記調整済み超音波画像データに基づく超音波画像内に含まれる構造物のエッジ判定を行い、前記構造物のエッジの情報を取得するエッジ判定部と、

前記エッジ判定部において取得された前記エッジの情報に基づき、前記解像度調整部で生成された前記調整済み超音波画像データまたは前記画像データ生成部で生成された前記超音波画像データに対してノイズの除去処理またはエッジの強調処理を含む画像処理を行うことにより処理済み超音波画像データを生成する画像処理部とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記超音波画像データのデシメーションを行い、間引き超音波画像データを生成するデシメーション部をさらに備え、

前記解像度調整部は、前記デシメーション部で生成された前記間引き超音波画像データの解像度を調整し、調整済み超音波画像データを生成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】

前記解像度調整部は、前記超音波プローブの中心周波数、送信される前記超音波の帯域幅、前記超音波プローブの走査ライン密度、前記受信データに対する検波処理のための検波フィルタのフィルタ特性、およびハーモニックイメージングを含む画像化方法のいずれかに応じて、前記超音波画像データの解像度を調整し、調整済み超音波画像データを生成することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記解像度調整部は、前記超音波プローブの中心周波数に比例して前記超音波画像データの解像度を調整し、調整済み超音波画像データを生成することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記画像データ生成部で生成された前記超音波画像データに対して表示のための座標変換を行うスキャンコンパート部と、

前記画像処理部で画像処理がされた前記調整済み超音波画像データの解像度を前記解像度調整部による調整前の解像度に復元する解像度復元部とをさらに備えることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記解像度調整部において生成された前記調整済み超音波画像データに対して多重解像度分解を行い、前記調整済み超音波画像データを解像度の異なる複数の分解超音波画像データに分解する多重解像度分解部と、

解像度の異なる複数の分解超音波画像データを再構成する多重解像度再構成部とをさらに備え、

前記エッジ判定部は、前記多重解像度分解部において分解された解像度の異なる複数の分解超音波画像データに基づく超音波画像内に含まれる構造物のエッジ判定をそれぞれ行い、前記分解超音波画像データに対応する前記構造物のエッジの情報をそれぞれ取得し、

前記画像処理部は、前記エッジ判定部において取得された対応する前記エッジの情報に基づき前記分解超音波画像データのそれぞれに対して画像処理を行うことにより解像度の異なる複数の処理済みの分解超音波画像データを生成して前記多重解像度再構成部へ出力することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれかに超音波診断装置。

40

50

【請求項 7】

前記画像データ生成部で生成された前記超音波画像データに対して多重解像度分解を行い、前記超音波画像データを解像度の異なる複数の分解超音波画像データに分解する多重解像度分解部と、

解像度の異なる複数の前記分解超音波画像データの解像度をそれぞれ復元し、複数の復元済み分解超音波画像データをそれぞれ生成する解像度復元部と、

前記解像度復元部において生成された複数の前記復元済み分解超音波画像データを再構成する多重解像度再構成部とをさらに備え、

前記解像度調整部は、前記多重解像度分解部において多重解像度分解された解像度の異なる複数の前記分解超音波画像データの解像度をそれぞれ調整して複数の調整済み分解超音波画像データを生成し、

前記エッジ判定部は、前記解像度調整部で生成された複数の調整済み分解超音波画像データに基づく超音波画像内に含まれる構造物のエッジ判定をそれぞれ行って前記構造物のエッジの情報を取得し、

前記画像処理部は、対応する前記エッジの情報に基づき前記複数の調整済み分解超音波画像データのそれぞれに対して画像処理を行うことにより解像度の異なる複数の処理済みの分解超音波画像データを生成して前記解像度復元部へ出力することを特徴とする請求項 1～4 のいずれかに超音波診断装置。

【請求項 8】

前記解像度調整部で生成された前記調整済み超音波画像データの解像度を復元し、第 1 の復元データを生成する第 1 の解像度復元部と、

前記第 1 の復元データを前記超音波画像データから減算することで減算データを生成する減算器と、

前記画像処理部で生成された前記処理済み超音波画像データの解像度を復元し、第 2 の復元データを生成する第 2 の解像度復元部と、

前記減算データと前記第 2 の復元データとを加算することで加算データを生成する加算器とをさらに備えることを特徴とする請求項 1～4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

超音波プローブにより被検体に向けて超音波を送信し、得られた受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成方法であって、

前記受信データに基づいて超音波画像データを生成し、

生成された前記超音波画像データの解像度を調整し、調整済み超音波画像データを生成し、

生成された前記調整済み超音波画像データに基づく超音波画像内に含まれる構造物のエッジ判定を行い、前記構造物のエッジの情報を取得し、

取得された前記エッジの情報に基づき、前記調整済み超音波画像データまたは前記超音波画像データに対して、ノイズの除去処理またはエッジの強調処理を含む画像処理を行うことにより処理済み超音波画像データを生成することを特徴とする超音波画像生成方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置および超音波画像生成方法に係り、特に、超音波プローブから超音波の送受信を行うことで得られた受信信号に基づいて超音波画像を生成し、表示部に超音波画像を表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来から、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、超音波プローブのアレイトランスデューサから被検体内に向けて超音波ビームを送信し、被検体からの超音波エコーをアレイトランスデューサで受信して、その受信信号を診断装置本体で電氣的に処理することにより超音波画

10

20

30

40

50

像が生成される。

【0003】

また、近年、例えば、特許文献1および特許文献2に開示されているように、超音波画像を生成する際に、超音波画像について多重解像度分解を行った上で、ノイズの除去処理やエッジの強調処理などの画像処理を施し、画質を改善した超音波画像を生成する超音波診断装置が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特許4789854号公報

10

【特許文献2】特開2012-50816号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

超音波診断に際して、超音波画像内の所定の構造物を明瞭に観察したい場合、特許文献1および特許文献2に記載の多重解像度分解を用いることで、超音波画像内の構造物の大きさに応じて、複数の解像度を多重解像度分解の結果から選択し、観察することができる。しかし、多重解像度分解は、超音波画像の解像度を、例えば1/2ずつ等、所定の割合で段階的に変化させるため、超音波画像内の観察したい構造物を取り出すのに適切な周波数帯域が、多重解像度分解した連続する2つの多重解像度分解画像の間にある場合には、多重解像度分解したいずれの多重解像度分解画像を用いたとしても、観察したい構造物を適切に取り出すことができないといった問題がある。

20

【0006】

本発明の目的は、超音波診断に際して、超音波画像内に含まれる表在組織、血管、横隔膜等の観察したい構造物が見やすい超音波画像を生成することができる超音波診断装置および超音波画像生成方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するために、本発明は、超音波プローブにより被検体に向けて超音波を送信し、得られた受信データに基づいて診断装置本体により超音波画像を生成する超音波診断装置であって、受信データに基づいて超音波画像データを生成する画像データ生成部と、画像データ生成部において生成された超音波画像データの解像度を調整し、調整済み超音波画像データを生成する解像度調整部と、解像度調整部において生成された調整済み超音波画像データに基づく超音波画像内に含まれる構造物のエッジ判定を行い、構造物のエッジの情報を取得するエッジ判定部と、エッジ判定部において取得されたエッジの情報に基づき、解像度調整部で生成された調整済み超音波画像データまたは画像データ生成部で生成された超音波画像データに対してノイズの除去処理またはエッジの強調処理を含む画像処理を行うことにより処理済み超音波画像データを生成する画像処理部とを備えることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

30

【0008】

また、超音波画像データのデシメーションを行い、間引き超音波画像データを生成するデシメーション部をさらに備え、解像度調整部は、デシメーション部で生成された間引き超音波画像データの解像度を調整し、調整済み超音波画像データを生成してもよい。

40

【0009】

そして、解像度調整部は、超音波プローブの中心周波数、送信される超音波の帯域幅、超音波プローブの走査ライン密度、受信データに対する検波処理のための検波フィルタのフィルタ特性、およびハーモニクイメーキングを含む画像化方法のいずれかに応じて、超音波画像データの解像度を調整し、調整済み超音波画像データを生成することが好ましく、また、解像度調整部は、超音波プローブの中心周波数に比例して超音波画像データの解像度を調整し、調整済み超音波画像データを生成することが好ましい。

50

【0010】

また、画像データ生成部で生成された超音波画像データに対して表示のための座標変換を行うスキャンコンパート部と、画像処理部で画像処理がされた調整済み超音波画像データの解像度を解像度調整部による調整前の解像度に復元する解像度復元部とをさらに備えてもよい。

【0011】

解像度調整部において生成された調整済み超音波画像データに対して多重解像度分解を行い、調整済み超音波画像データを解像度の異なる複数の分解超音波画像データに分解する多重解像度分解部と、解像度の異なる複数の分解超音波画像データを再構成する多重解像度再構成部とをさらに備え、エッジ判定部は、多重解像度分解部において分解された解像度の異なる複数の分解超音波画像データに基づく超音波画像内に含まれる構造物のエッジ判定をそれぞれ行い、分解超音波画像データに対応する構造物のエッジの情報をそれぞれ取得し、画像処理部は、エッジ判定部において取得された対応するエッジの情報に基づき分解超音波画像データのそれぞれに対して画像処理を行うことにより解像度の異なる複数の処理済みの分解超音波画像データを生成して多重解像度再構成部へ出力することが好ましい。

10

【0012】

また、画像データ生成部で生成された超音波画像データに対して多重解像度分解を行い、超音波画像データを解像度の異なる複数の分解超音波画像データに分解する多重解像度分解部と、解像度の異なる複数の分解超音波画像データの解像度をそれぞれ復元し、複数の復元済み分解超音波画像データをそれぞれ生成する解像度復元部と、解像度復元部において生成された複数の復元済み分解超音波画像データを再構成する多重解像度再構成部とをさらに備え、解像度調整部は、多重解像度分解部において多重解像度分解された解像度の異なる複数の分解超音波画像データの解像度をそれぞれ調整して複数の調整済み分解超音波画像データを生成し、エッジ判定部は、解像度調整部で生成された複数の調整済み分解超音波画像データに基づく超音波画像内に含まれる構造物のエッジ判定をそれぞれ行って構造物のエッジの情報を取得し、画像処理部は、対応するエッジの情報に基づき複数の調整済み分解超音波画像データのそれぞれに対して画像処理を行うことにより解像度の異なる複数の処理済みの分解超音波画像データを生成して解像度復元部へ出力することが好ましい。

20

30

【0013】

また、解像度調整部で生成された調整済み超音波画像データの解像度を復元し、第1の復元データを生成する第1の解像度復元部と、第1の復元データを超音波画像データから減算することで減算データを生成する減算器と、画像処理部で生成された処理済み超音波画像データの解像度を復元し、第2の復元データを生成する第2の解像度復元部と、減算データと第2の復元データとを加算することで加算データを生成する加算器とをさらに備えてもよい。

【0014】

また、本発明は、超音波プローブにより被検体に向けて超音波を送信し、得られた受信データに基づいて超音波画像を生成する超音波画像生成方法であって、受信データに基づいて超音波画像データを生成し、生成された超音波画像データの解像度を調整し、調整済み超音波画像データを生成し、生成された調整済み超音波画像データに基づく超音波画像内に含まれる構造物のエッジ判定を行い、構造物のエッジの情報を取得し、取得されたエッジの情報に基づき、調整済み超音波画像データまたは超音波画像データに対して、ノイズの除去処理またはエッジの強調処理を含む画像処理を行うことにより処理済み超音波画像データを生成することを特徴とする超音波画像生成方法を提供する。

40

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、超音波診断に際して、超音波画像内の観察したい構造物に合わせて超音波画像の解像度を調整し、解像度調整後の超音波画像に基づいて構造物のエッジを検出

50

し、適切な画像処理を行うことで、観察したい構造物が見やすい超音波画像を生成することができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の画像生成部の詳細構成を示すブロック図である。

【図3】本発明の実施の形態2に係る超音波診断装置の画像生成部の詳細構成を示すブロック図である。

【図4】本発明の実施の形態3に係る超音波診断装置の画像生成部の詳細構成を示すブロック図である。

【図5】本発明の実施の形態3の変形例に係る超音波診断装置の画像生成部の詳細構成を示すブロック図である。

【図6】本発明の実施の形態4に係る超音波診断装置の画像生成部の詳細構成を示すブロック図である。

【図7】本発明の実施の形態5に係る超音波診断装置の画像生成部の詳細構成を示すブロック図である。

【図8】本発明の実施の形態6に係る超音波診断装置の画像生成部の詳細構成を示すブロック図である。

【図9】本発明の実施の形態7に係る超音波診断装置の画像生成部の詳細構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、この発明の実施の形態を添付の図面に基づいて説明する。

実施の形態1

図1は、実施の形態1に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。超音波診断装置は、超音波プローブ1とこの超音波プローブ1に接続された診断装置本体2とを備えている。

超音波プローブ1は、アレイトランスデューサ3を有しており、このアレイトランスデューサ3に送信回路4および受信回路5がそれぞれ接続され、送信回路4および受信回路5にプローブ制御部6が接続されている。

【0018】

診断装置本体2は、超音波プローブ1の受信回路5に接続された画像生成部11を有し、この画像生成部11に表示制御部12および表示部13が順次接続され、画像生成部11および表示制御部12に本体制御部14が接続されている。

さらに、本体制御部14に、操作部15および格納部16がそれぞれ接続されている。

また、超音波プローブ1のプローブ制御部6と診断装置本体2の本体制御部14が互いに接続されている。

【0019】

超音波プローブ1のアレイトランスデューサ3は、1次元または2次元のアレイ状に配列された複数の超音波トランスデューサを有している。これら複数の超音波トランスデューサは、それぞれ送信回路4から供給される送信信号に従って超音波を送信すると共に被検体からの超音波エコーを受信して受信信号を出力する。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）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）に代表される高分子圧電素子、PMN-PT（マグネシウムニオブ酸・チタン酸鉛固溶体）に代表される圧電単結晶等からなる圧電体の両端に電極を形成した振動子によって構成される。

【0020】

そのような振動子の電極に、パルス状または連続波の送信信号電圧を印加すると、圧電

10

20

30

40

50

体が伸縮し、それぞれの振動子からパルス状または連続波の超音波が発生して、それらの超音波の合成により超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することにより伸縮して電気信号を発生し、それらの電気信号は、超音波の受信信号として出力される。

【0021】

送信回路4は、例えば、複数のトランスミッタを含んでおり、プローブ制御部6からの制御信号に応じて選択された送信遅延パターンに基づいて、アレイトランスデューサ3の複数の超音波トランスデューサから送信される超音波が超音波ビームを形成するようにそれぞれの送信信号の遅延量を調節して複数の超音波トランスデューサに供給する。

受信回路5は、アレイトランスデューサ3の各超音波トランスデューサから送信される受信信号を増幅してA/D変換した後、プローブ制御部6からの制御信号に応じて選択された受信遅延パターンに基づいて設定される音速または音速の分布に従い、各受信信号にそれぞれの遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた受信データ(音線信号)が生成される。

プローブ制御部6は、診断装置本体2の本体制御部14から伝送される各種の制御信号に基づいて、超音波プローブ1の各部の制御を行う。プローブ制御部6の指示により受信回路5で生成された受信データは、順次、診断装置本体2の画像生成部11へ出力される。

【0022】

一方、診断装置本体2の画像生成部11は、超音波プローブ1の受信回路5で生成された受信データを受けて超音波画像データを生成し、表示部13で表示可能な表示画像データに変換して表示制御部12へ出力する。

表示制御部12は、画像生成部11から入力された表示画像データに基づいて、表示部13に超音波画像を表示させる。

表示部13は、例えば、LCD等のディスプレイ装置を含んでおり、表示制御部12の制御の下で、超音波画像を表示する。

【0023】

また、操作部15は、オペレータが入力走査を行うための各種の操作ボタンを有している。オペレータは、操作部15を介して、診断における測定深度および測定モードの入力を行うことができる。

格納部16は、動作プログラム等を格納するもので、ハードディスク、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、DVD-ROM、SDカード、CFカード、USBメモリ等の記録メディア、またはサーバ等を用いることができる。

本体制御部14は、オペレータにより操作部15から入力された各種の指令信号等に基づいて、診断装置本体2内の各部の制御を行う。

なお、画像生成部11および表示制御部12は、CPUと、CPUに各種の処理を行わせるための動作プログラムから構成されるが、それらをデジタル回路で構成してもよい。

【0024】

次に、診断装置本体2の画像生成部11の詳細構成を図2のブロック図に示す。

画像生成部11は、超音波プローブ1の受信回路5に接続される画像データ生成部20を備え、また、画像データ生成部20から順次接続されるデータメモリ21、解像度調整部22、エッジ判定部23、画像処理部24、およびスキャンコンバート部25を備える。そして、スキャンコンバート部25は、表示制御部12に接続される。

画像データ生成部20は、超音波プローブ1の受信回路5で生成された受信データに対して、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正を施した後、包絡線検波処理を施すことにより、被検体内の組織に関する断層画像情報である超音波画像データ(Bモード画像データ)を生成する。画像データ生成部20において生成された超音波画像データは、データメモリ21へ出力される。

【0025】

データメモリ 21 は、画像データ生成部 20 において順次生成される超音波画像データを順次保存し、本体制御部 14 からの指示により、保存されている超音波画像データを解像度調整部 22 へ出力する。

解像度調整部 22 は、超音波画像データに基づく超音波画像から観察したい構造物のエッジを検出し易くするために、超音波画像データの解像度を調整し、調整済み超音波画像データを生成する。具体的には、超音波画像データに基づく超音波画像を拡大処理、または縮小処理することで、超音波画像データの解像度を調整する。なお、超音波診断において観察したい構造物とは、例えば、超音波診断において観察対象となる超音波画像内の表在組織、血管、横隔膜等である。

【0026】

また、超音波プローブ 1 (のアレイトランスデューサ 3) の中心周波数に応じて超音波画像データの解像度を調整すると、調整済み超音波画像内の観察したい構造物のエッジを検出し易く、特に、超音波プローブ 1 の中心周波数に比例するように定めることが好ましい。なぜなら、一般的に中心周波数に比例して、得られる超音波画像の分解能が上がり、中心周波数を上げると、より小さな構造物をシャープに描画できるようになるためである。

よって、解像度調整部 22 は、例えば、超音波プローブ 1 の中心周波数に応じて超音波画像データの解像度を調整する。

超音波プローブ 1 として、中心周波数が 3 ~ 4 MHz 程度のコンベックスプローブを用いた場合には、深さ方向が 0.4 mm / pixel で走査ライン方向が 0.5 deg / pixel 程度の解像度が、超音波画像における表材組織、血管、横隔膜等の構造物を抽出するのに適している。また、超音波プローブ 1 として中心周波数が 7 ~ 8 MHz 程度のリニアプローブを用いた場合であれば、深さ方向および走査ライン方向のそれぞれを上述のコンベックスプローブの場合の 2 倍程度の解像度とし、深さ方向が 0.2 mm / pixel で走査ライン方向が 0.25 deg / pixel 程度とすることが好ましい。

【0027】

なお、通常、ノイズとして扱われるスペckルパターンの大きさも、超音波プローブ 1 の中心周波数に依存するため、スペckルノイズを効果的に除去するためにも、超音波プローブ 1 の中心周波数に依存した適切な解像度に調整されることが望ましい。

また、画像の分解能やスペckルパターンの大きさは、超音波プローブ 1 より送信される超音波の周波数および帯域幅、超音波プローブ 1 の走査ライン密度、画像データ生成部 20 における受信データに対する検波処理のための検波フィルタのフィルタ特性、ならびにハーモニクイメーキング等の画像化方法によって異なるため、これらに応じて解像度を調整してもよい。

【0028】

エッジ判定部 23 は、解像度調整部 22 で解像度の調整された調整済み超音波画像データに基づいて、対応する超音波画像から構造物のエッジを検出し、構造物のエッジの情報を取得する。取得された構造物のエッジの情報は、調整済み超音波画像データと共に画像処理部 24 へ出力される。なお、構造物のエッジの情報には、超音波画像データにおける周波数成分の情報が含まれる。

【0029】

画像処理部 24 は、エッジ判定部 23 により取得された調整済み超音波画像における構造物のエッジの情報を基に、調整済み超音波画像データに対してノイズの除去処理やエッジの強調処理を含む画像処理を行い、処理済み超音波画像データを生成する。例えば、調整済み超音波画像データに対して、構造物のエッジの情報に基づいて所定のローパスフィルタを適用することでノイズの除去処理を行い、また、構造物のエッジの情報に基づいて所定の帯域成分を増幅することで構造物のエッジの強調処理を行う。画像処理部 24 で生成された処理済み超音波画像データはスキャンコンバート部 25 へ出力される。

【0030】

スキャンコンバート部 25 は、画像処理部 24 により生成された処理済み超音波画像デ

10

20

30

40

50

ータを表示部 1 3 で表示するために、ラスタ変換や階調処理等の表示処理を施して表示画像データを生成し、表示制御部 1 2 へ表示画像データを出力する。

【 0 0 3 1 】

次に、本発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の動作を説明する。

診断装置本体 2 の電源スイッチを投入することにより、診断装置本体 2 内および超音波プローブ 1 内の各部に電力が供給され、超音波診断装置が起動される。

オペレータは、超音波プローブ 1 を被検体の診断箇所 contacts させ、超音波診断を開始する。

【 0 0 3 2 】

超音波プローブ 1 の送信回路 4 からの駆動信号に従ってアレイトランスデューサ 3 の複数の超音波トランスデューサから順次超音波ビームが被検体内に送信され、複数の超音波トランスデューサで受信された被検体からの受信信号が、受信回路 5 に順次出力されて、受信データが生成される。これら受信データは、診断装置本体 2 の画像生成部 1 1 に順次出力される。

10

【 0 0 3 3 】

画像生成部 1 1 内の画像データ生成部 2 0 は、これらの受信データに基づいて超音波画像データを順次生成し、データメモリ 2 1 へ順次出力する。データメモリ 2 1 は、超音波画像データを順次保存し、また、本体制御部 1 4 の指示に基づいてデータメモリ 2 1 に保存された超音波画像データを解像度調整部 2 2 へ出力する。例えば、1 フレーム分の超音波画像データが解像度調整部 2 2 へ出力される。

20

【 0 0 3 4 】

解像度調整部 2 2 は、超音波プローブ 1 の中心周波数に基づいて超音波画像データに基づく超音波画像を拡大・縮小処理して、超音波画像データの解像度を調整した調整済み超音波画像データを生成する。生成された調整済み超音波画像データは、エッジ判定部 2 3 へ出力される。

エッジ判定部 2 3 は、調整済み超音波画像データに基づく超音波画像内の構造物のエッジを検出し、構造物のエッジの情報を取得する。取得された構造物のエッジの情報は、調整済み超音波画像データと共に画像処理部 2 4 へ出力される。

【 0 0 3 5 】

画像処理部 2 4 は、エッジ判定部 2 3 で取得された構造物のエッジの情報に基づいて、調整済み超音波画像データに対してノイズの除去処理またはエッジの強調処理を含む画像処理を行う。例えば、ノイズの除去処理としては、超音波画像の高周波成分を抑制するために、調整済み超音波画像データに対して高周波成分を抑制するためのローパスフィルタを適用し、また、例えば、エッジの強調処理としては、エッジの存在する周波数帯域の成分を強調するために、調整済み超音波画像データに対して構造物のエッジの情報に対応したバンドパスフィルタまたはハイパスフィルタを適用した上で、適当な係数を掛けて、画像処理部 2 4 への入力データである調整済み超音波画像データに加算する。こうして画像処理部 2 4 で画像処理された処理済み超音波画像データは、スキャンコンバート部 2 5 に出力される。

30

【 0 0 3 6 】

スキャンコンバート部 2 5 では、処理済み超音波画像データに対してラスタ変換や階調処理等の表示処理を施して、表示部 1 3 において表示可能な表示画像データを生成し、表示制御部 1 2 へ出力する。

40

表示制御部 1 2 は、本体制御部 1 4 の指示により、表示部 1 3 に表示画像データに基づく、ノイズの除去処理やエッジの強調処理のなされた観察したい構造物の見やすい超音波画像を表示する。

【 0 0 3 7 】

実施の形態 1 に係る超音波診断装置では、ノイズの除去処理やエッジの強調処理等の画像処理の前に、解像度調整部 2 2 において超音波画像データの解像度を適切に調整するため、超音波画像内のノイズを適切に抑制し、超音波診断において観察対象となる超音波画

50

像内の観察したい構造物を適切に強調処理した見やすい超音波画像を得ることができる。

【0038】

実施の形態2

上述の実施の形態1では、画像生成部11の画像データ生成部20において超音波画像データを順次生成し、生成された超音波画像データをそのままデータメモリ21で順次保存していたが、データメモリ21の保存容量や、超音波画像データのデータ量（走査深度や動画再生時間等により変動）、超音波画像データに適用する画像処理の種類、表示部13の解像度等に応じて、データメモリ21で保存する前に超音波画像データをデシメーション（間引き処理）してもよい。例えば、図3に示すように、画像生成部111において、画像データ生成部20とデータメモリ21との間にデシメーション部26を設け、画像データ生成部20で順次生成される超音波画像データをデータメモリ21に保存する前にデシメーションし、間引き超音波画像データを順次生成する。そして、デシメーション部26で順次生成された間引き超音波画像データをデータメモリ21で順次保存し、本体制御部14の指示により、1フレーム分の間引き超音波画像データを解像度調整部22へ出力する。解像度調整部22は、実施の形態1における超音波画像データの代わりに間引き超音波画像データに対して解像度を調整して、調整済み超音波画像データを生成し、エッジ判定部23へ出力する。実施の形態1と同様、エッジ判定部23は、構造物のエッジの情報を算出し、調整済み超音波画像データと共に画像処理部24へ出力する。画像処理部24は、構造物のエッジの情報に基づいて調整済み超音波画像データを画像処理して処理済み超音波画像データを生成し、スキャンコンバート部25へ出力する。

10

20

【0039】

実施の形態2では、データメモリ21において超音波画像データを保存する前にデシメーションを行うため、実施の形態1と比較してデータメモリ21の保存容量が少なく済み、また、超音波画像データ一つのデータ量が小さくなるため、解像度調整部22による解像度の調整、エッジ判定部23による構造物のエッジの検出、画像処理部24による画像処理等にかかる負荷を軽くすることができる。

【0040】

実施の形態3

上述の実施の形態2では、画像処理部24と表示制御部12との間にスキャンコンバート部25を設け、画像生成部111における一連の画像処理の最後に、表示部13に合わせてラスタ変換および階調処理等を含む表示処理を行っていたが、解像度調整部22による解像度の調整を行う前にこれらの表示処理を行ってもよい。例えば、図4に示すように、画像生成部112において、データメモリ21と解像度調整部22との間にスキャンコンバート部25を設け、また、画像処理部24と表示制御部12との間に解像度復元部27を設ける。

30

スキャンコンバート部25は、本体制御部14の指示によりデータメモリ21から出力された1フレーム分の間引き超音波画像データに対してラスタ変換および階調処理等を含む表示処理を行い、表示部13で表示可能な表示画像データを生成し、解像度調整部22へ出力する。解像度調整部22は、スキャンコンバート部25で生成された表示画像データに対して解像度の調整を行い、調整済み超音波画像データを生成し、エッジ判定部23へ出力する。エッジ判定部23、画像処理部24では、上述の実施の形態1および2と同様の処理がなされる。画像処理部24では、処理済み超音波画像データが生成されるが、処理済み超音波画像データは、解像度調整部22において表示部13に対応した表示画像データから解像度を調整されているため、表示部13ではそのまま表示することができない。よって、画像処理部24で生成された処理済み超音波画像データを解像度復元部27へ出力し、解像度復元部27において、処理済み超音波画像データの解像度が解像度調整部22による解像度調整前の表示画像データの解像度と等しくなるように、処理済み超音波画像データの解像度を復元し、復元済み画像データを表示制御部12へ出力する。

40

なお、実施の形態1の場合にも、データメモリ21と解像度調整部22との間にスキャンコンバート部25を設け、また、画像処理部24と表示制御部12との間に解像度復元

50

部 2 7 を設けることで実施の形態 2 の場合と同様の効果が得られる。

【 0 0 4 1 】

また、実施の形態 3 の変形例として、図 5 に示すように、画像生成部 1 1 3 のスキャンコンバート部 2 5 を解像度調整部 2 2 に接続すると共に、表示制御部 1 2 にも直接接続してもよい。

スキャンコンバート部 2 5 から出力された表示画像データは、解像度復元部 2 7 で復元された上述の復元済み画像データと共に表示制御部 1 2 へ出力される。

表示制御部 1 2 は、本体制御部 1 4 の指示により、表示部 1 3 に、画像処理部 2 4 で画像処理された超音波画像を表示してもよく、また、スキャンコンバート部 2 5 から直接出力された画像処理されていない超音波画像を表示してもよく、また、両画像を並べて表示してもよい。

10

【 0 0 4 2 】

実施の形態 3 では、上述の実施の形態 1 および 2 と同様、ノイズの除去処理やエッジの強調処理等の画像処理の前に、解像度調整部 2 2 において超音波画像データの解像度を適切に調整するため、超音波画像内のノイズを適切に抑制し、超音波診断において観察対象となる超音波画像内の観察したい構造物を適切に強調処理した見やすい超音波画像を得ることができる。

また、実施の形態 3 の変形例では、例えば、上述の所定の画像処理を行った超音波画像と画像処理されていない超音波画像とを表示部 1 3 に並べて表示することで両画像を直接比較することができる。

20

【 0 0 4 3 】

実施の形態 4

超音波診断に際し、1つの超音波画像内に観察したい構造物が複数存在し、それぞれの構造物のエッジを検出するのに適切な解像度が異なる場合、上述の実施の形態 2 では、複数の構造物のそれぞれを強調した超音波画像を得ることはできなかった。しかし、多重解像度分解を利用して解像度の異なる複数の分解超音波画像データを生成し、これら複数の分解超音波画像データのそれぞれについて、エッジの検出、ノイズの除去処理やエッジの強調処理等の画像処理を行うことで、複数の構造物のそれぞれを強調した超音波画像を得ることができる。例えば、図 6 に示すように、画像生成部 1 1 4 は、超音波プローブ 1 の受信回路 5 に接続される画像データ生成部 2 0 を備え、また、画像データ生成部 2 0 から

30

順次接続されるデシメーション部 2 6、データメモリ 2 1、解像度調整部 2 2、多重解像度分解部 2 8、エッジ判定部 2 3 A、画像処理部 2 4 A、多重解像度再構成部 2 9、およびスキャンコンバート部 2 5 を備える。

多重解像度分解部 2 8 は、解像度調整部 2 2 で生成された調整済み超音波画像データに基づいて、それぞれ解像度の異なる複数の分解超音波画像データを生成し、エッジ判定部 2 3 A へ出力する。エッジ判定部 2 3 A は、分解超音波画像データに基づく超音波画像内の観察したい構造物のエッジをそれぞれ検出し、構造物のエッジの情報をそれぞれ取得する。取得された構造物のエッジの情報は、分解超音波画像データと共に画像処理部 2 4 A へそれぞれ出力される。画像処理部 2 4 A は、それぞれの分解超音波画像データに対して画像処理を行い、それぞれ解像度の異なる複数の処理済み超音波画像データを多重解像度再構成部 2 9 へ出力する。多重解像度再構成部 2 9 は、画像処理部 2 4 A から入力された、それぞれ解像度の異なる複数の処理済み超音波画像データを再構成して一つの再構成超音波画像データを生成し、スキャンコンバート部 2 5 へ出力する。スキャンコンバート部 2 5 は、多重解像度再構成部 2 9 で生成された再構成超音波画像データに対してラスタ変換および階調処理等を含む表示処理を行って表示部 1 3 で表示可能な表示画像データを生成し、表示制御部 1 2 へ出力する。

40

【 0 0 4 4 】

実施の形態 4 では、1つの超音波画像内にサイズの異なる構造物が複数存在し、それぞれの構造物のエッジを検出するのに適切な解像度が異なる場合であっても、解像度の異なる複数の分解超音波画像についてそれぞれエッジを検出して構造物のエッジの情報をそれ

50

それぞれ取得し、それぞれの分解超音波画像データに対して対応するエッジの情報に基づいてノイズの除去処理やエッジの強調処理を含む適切な画像処理を行うため、観察したい構造物ごとに適切な画像処理のなされた、構造物のそれぞれが見やすい超音波画像を得ることができる。

【0045】

実施の形態5

上述の実施の形態4と異なり、超音波画像の解像度の調整の前に多重解像度分解がなされてもよい。例えば、図7に示すように、画像生成部115は、超音波プローブ1の受信回路5に接続される画像データ生成部20を備え、また、画像データ生成部20から順次接続されるデシメーション部26、データメモリ21、多重解像度分解部28、解像度調整部22A、エッジ判定部23A、画像処理部24A、解像度復元部27A、多重解像度再構成部29、およびスキャンコンバート部25を備える。

多重解像度分解部28は、本体制御部14の指示によりデータメモリ21から出力された1フレーム分の間引き超音波画像データを多重解像度分解し、それぞれ解像度の異なる複数の分解超音波画像データを生成し、解像度調整部22Aへそれぞれ出力する。解像度調整部22Aは、分解超音波画像データのそれぞれに対して解像度の調整を行い、調整済み超音波画像データを生成し、エッジ判定部23Aへそれぞれ出力する。エッジ判定部23Aは、解像度調整部22Aで生成された調整済み超音波画像データのそれぞれについて、対応する超音波画像内の観察したい構造物のエッジを検出して、構造物のエッジの情報をそれぞれ取得し、対応する調整済み超音波画像データと共に画像処理部24Aへ出力する。画像処理部24Aは、それぞれの分解超音波画像データに対して、エッジ判定部23Aで取得された、対応する構造物のエッジの情報に基づいてノイズの除去処理またはエッジの強調処理を含む画像処理を行い、処理済み超音波画像データをそれぞれ生成し、解像度復元部27Aへそれぞれ出力する。解像度復元部27Aは、画像処理部24Aで生成された処理済み超音波画像データのそれぞれが、解像度調整部22Aによる解像度調整前の対応する分解超音波画像データの解像度と等しくなるように、対応する処理済み超音波画像データの解像度をそれぞれ復元し、復元済み画像データを多重解像度再構成部29へそれぞれ出力する。多重解像度再構成部29は、複数の復元済み画像データを再構成して一つの再構成超音波画像データを生成し、スキャンコンバート部25へ出力する。

【0046】

実施の形態5では、多重解像度分解された解像度の異なる分解超音波画像データのそれぞれに対して、解像度調整部22Aにより解像度調整を行うため、実施の形態4よりも更に適切に観察したい構造物のエッジの情報を取得することができ、適切なエッジの情報に基づいてノイズの除去処理またはエッジの強調処理を含む画像処理を適切に行うことができ、構造物ごとに適切な画像処理のなされた、構造物のそれぞれが見やすい超音波画像を得ることができる。

【0047】

実施の形態6

超音波画像データの解像度調整によって失われる高周波成分等を一連の処理の最後に戻すことで、実施の形態2では失われていた情報を超音波画像内に反映することができる。例えば、図8に示すように、画像生成部116は、超音波プローブ1の受信回路5に接続された画像データ生成部20を備え、画像データ生成部20から順次接続される、デシメーション部26、データメモリ21、解像度調整部22、エッジ判定部23、および、画像処理部24を備える。そして、データメモリ21は、上述のとおり解像度調整部22に接続されると共に、減算器31の入力端子i1にも接続され、また、解像度調整部22は、上述のとおりエッジ判定部23に接続されると共に、第1の解像度復元部30にも接続される。第1の解像度復元部30は、減算器31の入力端子i2に接続される。また、画像処理部24は、第2の解像度復元部32に接続され、第2の解像度復元部32は、加算器33の入力端子i3に接続される。減算器31の出力端子o1は加算器33の入力端子i4に接続され、加算器33の出力端子o2はスキャンコンバート部25に接続される。

本体制御部 14 は、データメモリ 21 に保存された 1 フレーム分の間引き超音波画像データを解像度調整部 22 および減算器 31 の入力端子 i1 にそれぞれ出力する。また、解像度調整部 22 は、データメモリ 21 から入力された超音波画像データの解像度を調整して調整済み超音波画像データを生成し、エッジ判定部 23 および第 1 の解像度復元部 30 へそれぞれ出力する。なお、エッジ判定部 23 および画像処理部 24 の動作は実施の形態 2 と同様である。第 1 の解像度復元部 30 は、解像度調整部 22 で生成された調整済み超音波画像データの解像度を解像度調整部 22 による調整前の解像度に復元し、第 1 の復元データを生成して減算器 31 の入力端子 i2 へ出力する。そして、減算器 31 は、入力端子 i1 に入力された間引き超音波画像データから入力端子 i2 に入力された第 1 の復元データを減算し、減算データを生成して減算器 31 の出力端子 o1 から加算器 33 の入力端子 i4 へ出力する。また、第 2 の解像度復元部 32 は、画像処理部 24 で画像処理された処理済み超音波画像データの解像度を解像度調整部 22 による調整前の解像度に復元し、第 2 の復元データを生成して加算器 33 の入力端子 i3 へ出力する。そして、加算器 33 は、減算器 31 の出力端子 o1 から入力端子 i4 へ出力された減算データと第 2 の解像度復元部 32 から入力端子 i3 へ出力された第 2 の復元データとを加算して加算データを生成し、加算器 33 の出力端子 o2 からスキャンコンパート部 25 へ出力する。

10

【0048】

実施の形態 6 では、実施の形態 2 では解像度調整によって失われていた高周波成分を含む減算データと第 2 の復元データとを加算するため、解像度調整で失われるはずの高周波成分が残った、構造物の見やすい超音波画像を得ることができる。

20

【0049】

実施の形態 7

上述の実施の形態 2 では、画像処理部 24 において解像度調整のなされた調整済み超音波画像データに対して、構造物のエッジの情報に基づいてノイズの除去処理やエッジの強調処理を含む画像処理を行っていたが、解像度調整部 22 において解像度調整を行う前の超音波画像データに対して、構造物のエッジの情報に基づいてノイズの除去処理やエッジの強調処理を含む画像処理を行ってもよい。例えば、図 9 に示すように、画像生成部 117 は、超音波プローブ 1 の受信回路 5 に接続された画像データ生成部 20 を備え、画像データ生成部 20 から順次接続される、デシメーション部 26、データメモリ 21、画像処理部 24、およびスキャンコンパート部 25 を備える。また、データメモリ 21 は、上述のとおり画像処理部 24 に接続されると共に、解像度調整部 22 にも接続される。また解像度調整部 22 は、エッジ判定部 23 B に接続され、エッジ判定部 23 B は、画像処理部 24 に接続される。

30

本体制御部 14 は、データメモリ 21 に保存された 1 フレーム分の間引き超音波画像データを解像度調整部 22 および画像処理部 24 へそれぞれ出力する。解像度調整部 22 は、データメモリ 21 より入力された間引き超音波画像データの解像度を調整し、調整済み超音波画像データを生成して、エッジ判定部 23 B へ出力する。エッジ判定部 23 B は、解像度調整部 22 で生成された調整済み超音波画像データに基づいて、対応する超音波画像内の構造物のエッジの情報を取得し、画像処理部 24 へ構造物のエッジの情報 S を出力する。画像処理部 24 は、本体制御部 14 の指示によりデータメモリ 21 から出力された超音波画像データを、エッジ判定部 23 から出力された構造物のエッジの情報 S に基づいて画像処理し、処理済み超音波画像データを生成して、スキャンコンパート部 25 へ出力する。

40

【0050】

実施の形態 7 では、解像度調整を行っていない超音波画像データに対してノイズの除去処理やエッジの強調処理を含む画像処理を行っているため、解像度調整によって失われるはずの情報を備えた、観察したい構造物の見やすい超音波画像を得ることができる。

【0051】

以上、本発明の超音波診断装置について詳細に説明したが、本発明は、上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更

50

を行ってもよい。

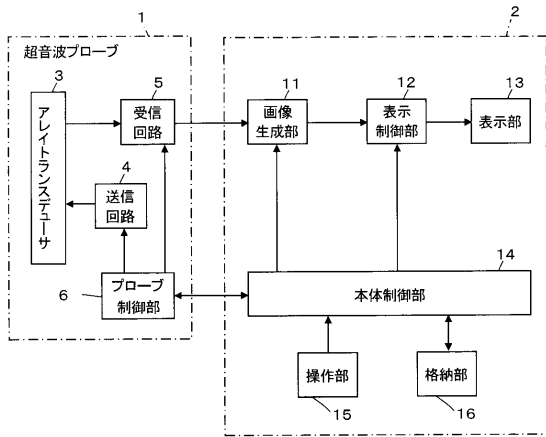
【符号の説明】

【0052】

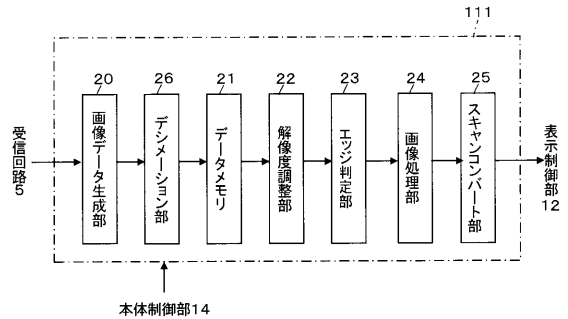
1 超音波プローブ、 2 診断装置本体、 3 アレイトランスデューサ、 4 送信回路、 5 受信回路、 6 プローブ制御部、 11、111、112、113、114、115、116、117 画像生成部、 12 表示制御部、 13 表示部、 14 本体制御部、 15 操作部、 16 格納部、 20 画像データ生成部、 21 データメモリ、 22、22A 解像度調整部、 23、23A、23B エッジ判定部、 24、24A 画像処理部、 25 スキャンコンバート部、 26 デシメーション部、 27、27A 解像度復元部、 28 多重解像度分解部、 29 多重解像度再構成部、 30 第1の解像度復元部、 31 減算器、 32 第2の解像度復元部、 33 加算器、 i1、i2、i3、i4 入力端子、 o1、o2 出力端子、 S 構造物のエッジの情報。

10

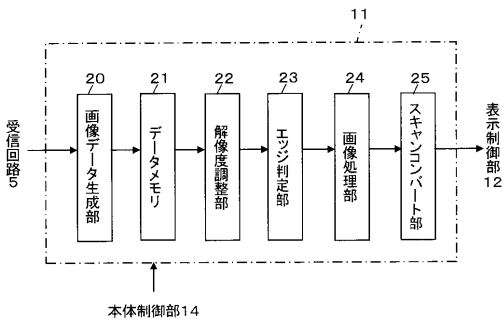
【図1】



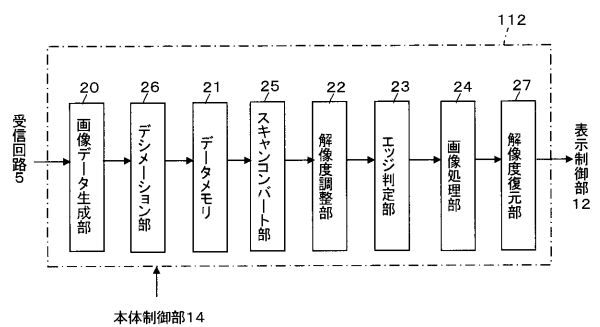
【図3】



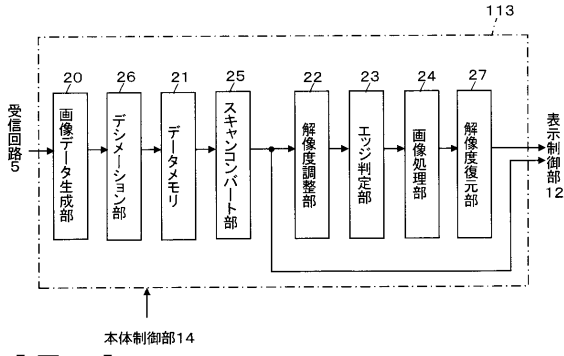
【図2】



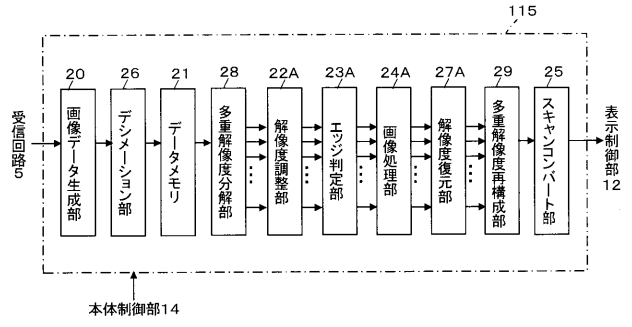
【図4】



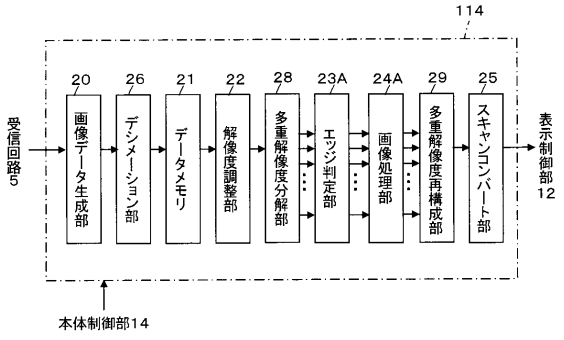
【図 5】



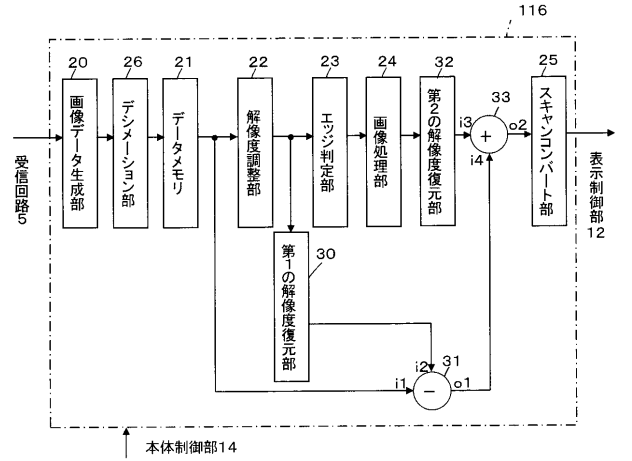
【図 7】



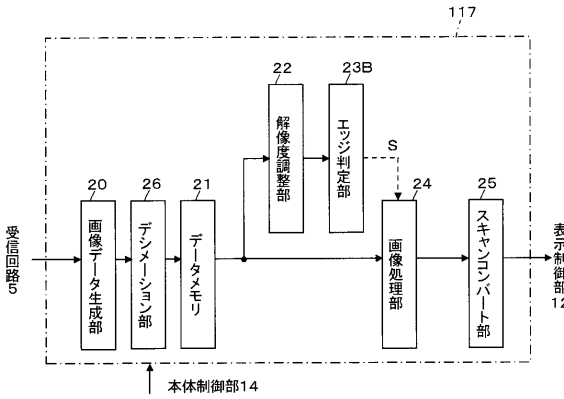
【図 6】



【図 8】



【図 9】



专利名称(译)	超声诊断设备和超声图像产生方法		
公开(公告)号	JP2014054419A	公开(公告)日	2014-03-27
申请号	JP2012201361	申请日	2012-09-13
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	野口雅史		
发明人	野口 雅史		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5215 A61B8/085 G06T5/002 G06T2207/10132 G06T2207/20192		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DE08 4C601/EE01 4C601/EE02 4C601/EE22 4C601/JC07 4C601/JC09 4C601/JC10		
代理人(译)	伊藤英明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种能够产生超声图像的超声诊断设备，其中，在超声诊断期间可以容易地看到诸如超声图像中包括的表层组织，血管，隔膜等待观察的结构。 解决方案：分辨率调整单元22通过基于基于超声探头的中心频率的超声图像数据放大和缩小超声图像并调整超声图像数据，来调整超声图像数据的分辨率。 边缘确定单元23，通过基于调整后的超声图像数据，对超声图像中包括的结构，图像处理单元24，边缘进行边缘确定来获得结构的边缘信息。 基于由确定单元23获取的结构的边缘信息，对由分辨率调整单元22生成的调整后的超声图像数据或由图像数据生成单元20生成的超声图像数据执行噪声去除。 通过执行包括边缘增强处理的处理或图像处理来生成处理后的超声图像数据。 [选择图]图2

