

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検査物の内部に超音波を送信し、その反射波を受信する超音波探触子と、
前記超音波探触子で受信した反射波に基づいて受信信号を出力する受信部と、
前記受信信号から超音波画像を生成する画像生成部と、
前記受信信号の強度に基づいて、前記超音波画像に現れる媒質間の境界を抽出する境界抽出部と、

表示部と、を備え、

前記境界抽出部は、

順次生成される時系列の超音波画像のそれぞれに対して境界の抽出処理を行うものであり、

処理対象となる超音波画像の前の超音波画像において抽出された境界を含むように、前記処理対象の超音波画像の一部に対象領域を設定し、

前記設定された対象領域の内側で反射された反射波に対応する受信信号を用いて、前記処理対象の超音波画像における境界の抽出処理を行う

ことを特徴とする超音波装置。

【請求項 2】

前記時系列の超音波画像は、前記被検査物における前記超音波探触子の位置ごとに生成され、

前記対象領域は、前記超音波探触子の位置間の移動情報に基づいて前記処理対象の超音波画像の一部に設定されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 3】

前記時系列の超音波画像の中の最初の超音波画像に対して初期の境界を設定する初期境界設定部を備えることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波装置。

【請求項 4】

前記初期境界設定部は、

前記表示部に表示された前記最初の超音波画像上でマークされた境界候補点を基準にして、あるいは前記表示部に表示された前記最初の超音波画像上で選択された関心領域を用いて、前記初期の境界を検出することを特徴とする請求項 3 に記載の超音波装置。

【請求項 5】

前記境界で区切られた領域毎に音速値を設定する音速設定部を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装置。

【請求項 6】

前記音速設定部は、前記境界で区切られた領域毎に設定された組織名称に応じて、各領域の音速値を決定することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波装置。

【請求項 7】

前記音速設定部によって設定された領域毎の音速値を用いて超音波画像を補正する画像処理部を備えることを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の超音波装置。

【請求項 8】

前記超音波探触子は複数の超音波振動子を有しており、

各超音波振動子の受信信号にフォーカス位置に応じた遅延を与えた後、前記受信信号を加算する位相整合演算部を備え、

前記位相整合演算部は、前記音速設定部によって設定された領域毎の音速値を用いて各超音波振動子の遅延時間を計算することを特徴とする請求項 5 ～ 7 のいずれかに記載の超音波装置。

【請求項 9】

被検査物の内部に超音波を送信し、その反射波を受信する超音波探触子と、前記超音波探触子で受信した反射波に基づいて受信信号を出力する受信部と、前記受信信号から超音波画像を生成する画像生成部と、前記受信信号の強度に基づいて、前記超音波画像に現れる媒質間の境界を抽出する境界抽出部と、表示部と、を備える超音波装置の制御方法であ

10

20

30

40

50

って、

前記受信信号から、時系列の超音波画像を順次生成するステップと、
生成される超音波画像に対して順次境界の抽出を行うステップと、を含み、
前記境界の抽出を行うステップは、

処理対象となる超音波画像の前の超音波画像において抽出された境界を含むように、前記処理対象の超音波画像の一部に対象領域を設定するステップと、

前記設定された対象領域の内側で反射された反射波に対応する受信信号を用いて、前記処理対象の超音波画像における境界の抽出処理を行うステップと、を含むことを特徴とする超音波装置の制御方法。

【請求項 10】

10

前記時系列の超音波画像は、前記被検査物における前記超音波探触子の位置ごとに生成され、

前記対象領域は、前記超音波探触子の位置間の移動情報に基づいて前記処理対象の超音波画像の一部に設定されることを特徴とする請求項 9 に記載の超音波装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を用いて被検査物の内部を画像化する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

20

超音波を利用して被検査物（被検体）の内部を画像化する超音波装置として、例えば、医療診断に用いられる超音波診断装置が知られている。超音波装置では、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子（超音波プローブ）が用いられる。超音波探触子から、複数の超音波の合波によって形成される超音波ビームを被検体に向けて送信すると、超音波ビームは、被検体内部における音響インピーダンスが異なる領域、即ち、組織の境界において反射される。そのようにして生じた超音波エコーを受信し、超音波エコーの強度に基づいて画像を構成することにより、被検体内部の様子を画面に再現することができる。

【0003】

このような超音波画像において、従来から、容易且つ正確に組織の輪郭（境界）を抽出することが試みられている。輪郭を抽出することにより 3 次元画像処理や腫瘍の良悪判定等の診断に利用できるからである。

30

【0004】

関連する技術として、特許文献 1 では、所望の被検体領域の輪郭を自動で抽出する方法として、しきい値処理を用いた方法が記載されている。超音波画像の輝度値を受波音線に沿って検索して、検索された輝度値がしきい値以上である画素が所定数以上連続した場合、受波音線上の画素に対し所定のしきい値処理、すなわち境界位置の抽出を行っている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

40

【特許文献 1】特開平 07 - 194597 号公報

【特許文献 2】特開 2004 - 181240 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

検査技師等の操作者（検査者）が超音波診断装置を使って画像診断を行う場合は、超音波画像を見ながら探触子を被検体の診断部位にあて、対象となる臓器を見つけるために探触子の位置や角度を自在に動かすことが一般的な使い方である。その時の超音波画像では、対象物の位置や形状が動的に変化する。このような動画像からリアルタイムに正確な輪郭情報を得るには、フレーム毎に境界抽出処理を実行する必要がある。

50

【 0 0 0 7 】

しかしながら、従来の境界抽出手法はそのようなリアルタイム処理を実現することが難しいという課題があった。例えば、特許文献 1 の手法は、音線データをしきい値と比較して境界位置を判定するというしきい値処理を全ての音線データに対して網羅的に実行することで、対象物の輪郭を抽出するものである。このような手法は演算量が膨大となるため（装置の処理能力にも依存するが）全てのフレームをリアルタイムに処理することは現実的ではない。それゆえ、従来の手法を動画像処理に適用するには、動画像のフレームレートを落とさざるを得なかった。

【 0 0 0 8 】

本発明は上記実情に鑑みてなされたものであって、動きのある超音波動画像からリアルタイムに正確な輪郭（境界）を抽出することを可能とする技術を提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上記目的を達成するために本発明は、以下の構成を採用する。

【 0 0 1 0 】

本発明の超音波装置は、被検査物の内部に超音波を送信し、その反射波を受信する超音波探触子と、前記超音波探触子で受信した反射波に基づいて受信信号を出力する受信部と、前記受信信号から超音波画像を生成する画像生成部と、前記受信信号の強度に基づいて、前記超音波画像に現れる媒質間の境界を抽出する境界抽出部と、表示部と、を備え、前記境界抽出部は、順次生成される時系列の超音波画像のそれぞれに対して境界の抽出処理を行うものであり、処理対象となる超音波画像の前の超音波画像において抽出された境界を含むように、前記処理対象の超音波画像の一部に対象領域を設定し、前記設定された対象領域の内側で反射された反射波に対応する受信信号を用いて、前記処理対象の超音波画像における境界の抽出処理を行う。

20

【 0 0 1 1 】

本発明の超音波装置の制御方法は、被検査物の内部に超音波を送信し、その反射波を受信する超音波探触子と、前記超音波探触子で受信した反射波に基づいて受信信号を出力する受信部と、前記受信信号から超音波画像を生成する画像生成部と、前記受信信号の強度に基づいて、前記超音波画像に現れる媒質間の境界を抽出する境界抽出部と、表示部と、を備える超音波装置の制御方法であって、前記受信信号から、時系列の超音波画像を順次生成するステップと、生成される超音波画像に対して順次境界の抽出を行うステップと、を含み、前記境界の抽出を行うステップは、処理対象となる超音波画像の前の超音波画像において抽出された境界を含むように、前記処理対象の超音波画像の一部に対象領域を設定するステップと、前記設定された対象領域の内側で反射された反射波に対応する受信信号を用いて、前記処理対象の超音波画像における境界の抽出処理を行うステップと、を含む。

30

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、動きのある超音波動画像からリアルタイムに正確な輪郭（境界）を抽出することができる。したがって、例えば、超音波探触子を移動させながらも診断部位の境界を動的に抽出し観察することが可能となる。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 3 】

【図 1】超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 2】超音波ビームの走査を示す図と、超音波エコーの受信波形を示す図。

【図 3】境界抽出処理のフローチャート。

【図 4】探索領域の設定方法を説明する図。

【図 5】境界線の追従処理を説明する図。

【図 6】実施例 2 を説明する図。

50

【発明を実施するための形態】**【0014】**

以下に図面を参照して、この発明の好適な実施の形態を例示的に詳しく説明する。なお、ここでは超音波装置の一例として、医用超音波診断装置の例を示しているが、本発明は、生体以外の物体を被検査物とする各種の超音波検査装置に好ましく適用可能である。

【0015】**<実施例1>**

図1Aは、本実施例に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。本実施例に係る超音波診断装置は、一般的な超音波診断装置が有するBモード画像生成機能（Bモード画像生成部1）に加えて、異なる組織間（媒質間）の境界を抽出するための機能（境界抽出部2）を備えている。

10

【0016】

図1Aに示すように、本実施例に係る超音波診断装置は、超音波探触子10と、入力操作部11と、システム制御部12と、送信部13と、受信部14と、画像処理部15と、表示部16と、画像データ記憶部17とを含んでいる。また、超音波診断装置は、位相整合演算部18とメモリ19とを備えている。

【0017】**（超音波探触子）**

超音波探触子（超音波プローブ）10は、被検体に接触させるように用いられ、被検体に向けて超音波ビームを送信及び受信する。超音波探触子10は、複数の超音波トランスデューサ（超音波振動子）を備えている。超音波トランスデューサは、印加される駆動信号に基づいて超音波ビームを送信すると共に、超音波エコー（反射波）を受信して反射強度に応じた電気信号を出力する素子である。これらの超音波トランスデューサが1次元又は2次元状に配列されて、トランスデューサアレイが形成されている。

20

【0018】

超音波トランスデューサは、圧電性を有する材料（圧電体）の両端に電極が形成された振動子によって構成されている。圧電体としては、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) zirconate titanate）に代表される圧電セラミックや、P(VDF)（ポリフッ化ビニリデン：polyvinylidene difluoride）に代表される高分子圧電素子等が用いられる。このような振動子の電極に、パルス状の電気信号又は連続波の電気信号を送って電圧を印加すると、圧電体は伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状の超音波又は連続波の超音波が発生し、これらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝播する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。これらの電気信号は、超音波の検出信号として出力される。

30

【0019】

或いは、超音波トランスデューサとして、変換方式の異なる複数種類の素子を用いても良い。例えば、超音波を送信する素子として上記の振動子を用い、超音波を受信する素子として光検出方式の超音波トランスデューサを用いるようにする。光検出方式の超音波トランスデューサとは、超音波ビームを光信号に変換して検出するものであり、例えば、フアブリーペロー共振器やファイバブラッググレーティングによって構成される。

40

【0020】**（駆動部）**

送信部13は、超音波探触子10から超音波を送信させるために、各超音波トランスデューサに対して駆動信号を供給する回路である。それぞれの超音波トランスデューサに対応する複数の駆動回路によって送信部13が構成されている。

【0021】

受信部14は、超音波探触子10が受信した超音波（反射波）を処理する回路である。受信部14も、それぞれの超音波トランスデューサに対応する複数の受信回路によって構成されている。受信回路は、超音波トランスデューサから出力された検出信号に対し、プリアンプ及びTGC（time gain compensation：時間利得補償）増幅器を用いてアナログ

50

増幅処理を施す。このアナログ増幅処理によって検出信号のレベルが、A / Dコンバータの入力信号レベルに整合される。TGC増幅器から出力されたアナログ信号は、A / Dコンバータによってデジタル信号としての検出データに変換される。受信部14からは、各超音波トランスデューサに対応する複数の検出データ（受信信号）が出力される。

【0022】

（装置の他の構成）

メモリ19は、複数の受信回路にそれぞれ対応する複数のラインメモリを含んでおり、それぞれの受信回路から出力された検出データを時系列に記憶する。

【0023】

位相整合演算部18は、検出データの位相を整合するための演算処理、即ち、受信フォーカス処理を行う。位相整合演算部18は、メモリ19に記憶されている複数の検出データのそれぞれにフォーカス位置に応じた遅延を与えた後、それらを加算する。これにより、所望の走査線に沿った超音波情報を表す音線データが生成される。位相整合演算部18は、シフトレジスタ遅延線、デジタル微小遅延器、若しくは、CPU（central processing unit：中央演算装置）とソフトウェア、又は、これらの組み合わせによって構成されている。

【0024】

入力操作部11は、操作者が命令や情報を超音波診断装置に入力する際に用いられる。入力操作部11は、キーボードや、調整ツマミや、マウスを含むポインティングデバイス等を含んでいる。

【0025】

システム制御部12は、プロセッサ及びソフトウェアによって構成されており、入力操作部11から入力された命令や情報に基づいて、超音波診断装置の各部を制御する。

【0026】

（超音波Bモード画像）

図1Bは、Bモード画像生成部1の内部構成を示した図である。Bモード画像生成部1は、受信信号から超音波画像を生成する機能であり、受信信号処理部21とBモード画像データ生成部22とで構成されている。受信信号処理部21が、位相整合演算部18によって生成された音線データに対して包絡線検波処理及びSTC（センシティビティ・タイム・ゲイン・コントロール）を施し、Bモード画像データ生成部22がBモード画像データを生成し出力する。

【0027】

図2Aは、超音波トランスデューサを含む超音波探触子10を用いて、反射体101に向けて走査線10a～10eを順次送信し走査した時に、反射体101の表面において反射された超音波エコーを受信している図である。超音波探触子10にセクタ型探触子を用いた場合は、ビームステアリングを任意に制御することができるので、超音波ビームの走査方向を自由に切替えることが可能である。また、コンベックス型探触子では扇形にトランスデューサアレイが構成されているので、超音波ビームは構造上決まった扇状に走査されることになる。このとき、反射体101の表面、つまり被検体内に存在する媒質の境界（輪郭）となる場所で、強い超音波エコーが返ってくる。

【0028】

図2Bは、各走査線10a～10eにおける超音波エコーの受信波形を表している。横軸は時間を示しており、縦軸は受信信号の電圧を示している。図2Aで示したように、反射体101の表面からの強い超音波エコーが返ってくるのは、走査線10bでは境界b1と境界b2、走査線10cでは境界c1と境界c2、走査線10dでは境界d1と境界d2の場所である。このとき、図2Bに示すように、走査線10b～10dの受信波形に、反射体101の境界部分で反射した信号が観測される。具体的には、走査線10bでは、b1とb2の位置に振幅の高いポイントが現れ、走査線10cではc1とc2の位置に、走査線10dではd1とd2の位置に、それぞれ振幅の高いポイントが現れる。これら振幅の高いポイントを結ぶことによって反射体101の境界を抽出することが可能となる。

なお実際の装置では、超音波ビームの走査角度（分解能）を更に細かくすることによって、より滑らかな境界形状を抽出する必要がある。

【0029】

図1Cは、境界抽出部2の内部構成を示した図である。境界抽出部2は、境界検出部23と境界画像データ生成部24とで構成されている。境界検出部23は、位相整合演算部18によって生成された音線データの信号強度に基づいて、被検体内に存在する媒質の境界（輪郭）を検出する。境界画像データ生成部24は、境界検出部23によって検出された境界に対応する表示画面上の領域（表示領域）に所定の色を割り当てることにより境界画像データを生成する。境界抽出部2において行われる境界抽出の原理及び動作については、後で詳しく説明する。

10

【0030】

画像処理部15は、Bモード画像データ生成部22によって生成されたBモード画像データと、境界画像データ生成部24によって生成された境界画像データとに基づいて、Bモード画像の領域に境界画像が重ね合わせられた合成画像データを生成する。境界画像が重ね合わせられるBモード画像上の領域は、画像処理部15によって自動的に決定されても良いし、入力操作部11を用いることにより、操作者がマニュアル指定しても良い。

【0031】

画像データ記憶部17は、生成された合成画像データを記憶する。また、画像処理部15は、合成画像データについて走査変換や階調処理等を含む所定の画像処理を施すことにより、画面表示用の画像データを生成する。表示部16は、例えば、CRTやLCD等のディスプレイ装置を含んでおり、画像処理部15によって画像処理が施された画像データに基づいて、超音波画像を表示する。

20

【0032】

（境界抽出処理）

次に、本実施例における境界抽出の原理及び動作について説明する。ただし、ここで述べる処理は一具体例にすぎず、本発明の範囲はこれに限定されるものではない。

【0033】

一般に超音波画像の中から目的とする境界線（輪郭）のみを精度良く抽出することは難しい。また前述したように、画像内の全ての音線データに対して網羅的に境界抽出処理を適用すると、データ演算量が膨大となり、リアルタイム処理が困難となる。そこで本実施例では、（1）操作者による教示を活用して初回の境界線（初期境界線）を決定した後、（2）境界線を含む近傍領域を対象領域として境界線の探索・追従処理を行うことで、上記問題を解決している。

30

【0034】

図3A、図3B、図3Cのフローチャートを用いて、境界抽出処理の流れを説明する。図3Aは境界抽出処理のメインフローを示し、図3Bは初期境界線の検出処理のフロー、図3Cは境界線の追従処理のフローを示している。なお、図3A～図3Cに示す処理は、主に境界抽出部2により実行されるものであるが、Bモード画像生成部1、システム制御部12、入力操作部11、画像処理部15、表示部16等との協働により実現される処理も含まれる。

40

【0035】

図3Aに示すように、境界線抽出処理が開始すると、表示部16にBモード画像が表示され（S100）、初期境界線の検出処理が実行される（S200）。なお、操作者が超音波探触子を移動させると、所定の周期で（被検査物における超音波探触子の位置ごとに）Bモード画像（超音波画像）が順次生成され、時系列の超音波画像が得られる。初期境界線の検出処理は、この時系列の超音波画像の中の最初の超音波画像に対して実行される。

【0036】

（初期境界線の検出）

図3Bに示すように、まず操作者は初期境界線の探索領域を設定する（S201）。本

50

実施例では、探索領域の設定方法を、方法 1（図 4 A：組織境界マーキング方式）と方法 2（図 4 B：ROI 設定方式）の 2 種類の中から選択可能である。

【0037】

方法 1 の組織境界マーキング方式は、図 4 A に示すように、境界線の位置を操作者が教示する手法である。操作者は、入力操作部 11（例えばポインティングデバイス）を用いて、表示部 16 に表示された B モード画像の上に境界候補点をマークする（S202）。図 4 A の例では、層状の組織境界の部分に点 P11～P13 がマーキングされ、円状の組織境界の部分に点 P21～P26 がマーキングされている。層状の組織境界としては例えば脂肪層と軟組織の境界などが想定される。また円状の組織境界としては例えば臓器や腫瘍の輪郭などが想定される。このように境界候補点が入力されると、それらの点列を基準にして初期境界線の検出が行われる。具体的には、それらの境界候補点を中心にした所定範囲の領域、あるいは、点列を結んだ線を中心線とする所定幅の領域が、初期境界線の探索領域に設定される（S204）。

10

【0038】

方法 2 の ROI 設定方式は、図 4 B に示すように、境界線が存在する領域を ROI（関心領域）として操作者が教示する手法である。操作者は、入力操作部 11 を用いて、表示部 16 に表示された画像の一部を範囲指定することにより ROI を設定できる（S203）。図 4 B の例では、層状の組織境界の部分に ROI-1 が指定され、円状の組織境界の部分に ROI-2 が指定されている。これらの ROI が初期境界線の探索領域に設定される（S204）。

20

【0039】

探索領域が確定した後は、境界抽出部 2 は位相整合演算部 18 から現フレームの受信信号（音線データ）を取得し（S205）、探索領域に対応する受信信号のみから境界線を検出する（S206）。これにより、全ての領域に対して境界検出処理を実行するよりも短い時間で境界線を検出することができる。しかも、境界が存在する領域が教示されていることから、境界の誤検出を低減でき、初期境界線を正確に決定することができる。

【0040】

以上述べた境界抽出部 2 による初期境界線の検出処理が、本発明における、時系列の超音波画像の中の最初の超音波画像に対して初期の境界を設定する初期境界設定部に対応する。時系列の超音波画像とは、所定の周期（フレームレート）で順次生成された時間的に連続する一群の超音波画像のことをいう。操作者が超音波探触子を移動操作すると、被検査物における超音波探触子の位置ごとに超音波画像が順次生成される。なお、初期境界線の検出処理の間は、超音波探触子 10 の位置を固定して境界位置が変動しないようにすることが好ましい。

30

【0041】

（境界線の追従）

以上のように初期境界線が決定すると、境界線の追従処理に移行する（S300）。なお、追従処理に入った後は、超音波探触子 10 の位置や角度を移動させながら被検体の観察を行うことができる。そして、所定のフレームレートで時系列の超音波画像（超音波動画像）が順次生成され、その各フレームの超音波画像に対して以下に述べる方法で順次境界の抽出が行われる。

40

【0042】

図 3 C に示すように、境界抽出部 2 は、まず初期境界線に基づいてマージン領域（対象領域）を設定する（S301）。具体的には、図 5 A に示すように、境界線を中心にして距離 L の範囲がマージン領域として設定される。図 5 A で示した脂肪層のような層状の境界線 1 に対しては、境界線 1 を中心に幅 2 L の矩形のマージン領域 1 が設定される。また、腎臓の輪郭のような円状の境界線 2 に対しては、境界線 2 を中心に幅 2 L のドーナツ形状のマージン領域 2 が設定される。

【0043】

次に、境界抽出部 2 は、位相整合演算部 18 から現フレーム（処理対象のフレーム）の

50

受信信号を取得する（S302）。図5Bに現フレームの画像の例を示す。超音波探触子10の位置や角度が変化していると、図5Bに示すように、前フレームの画像と比較して境界線1'、2'の位置も変化する。ただし、1フレーム期間における探触子の移動量は限られていると共に、フレーム間にはある程度の相関性があるため、現フレームの境界1'、2'は前フレームの境界のマージン領域に含まれている蓋然性が高い。

【0044】

そこで、境界抽出部2は、マージン領域の内側で反射された反射波に対応する受信信号のみを対象に、境界線の検出処理を実行する（S303）。これにより、全ての領域に対して境界検出処理を実行するよりも極めて短い時間で境界線を検出することができる。

【0045】

S301～S303の処理は1フレーム毎に繰り返し実行される。次のフレームの処理では、図5Cに示すように1つ前のフレームにおいて抽出された境界線1'、2'を含むようにマージン領域1'、2'が再設定（更新）され（S301）、これらのマージン領域が次フレームの境界検出処理に利用される（S302、S303）。

【0046】

マージン領域の大きさLの値は、固定でもよいし、変更できるようにしてもよいし、動的に変化するようにしてもよい。マージン領域の大きさ（Lの値）や位置は、操作者が探触子を動かすスピードや方向を考慮して（超音波探触子の位置間の移動情報に基づいて）決定することが好ましい。すなわち、速いスピードで探触子を移動させる操作者が使う場合には、Lの値を大きくしてマージン領域を大きくする。ただし、Lの値が大きくなるほど探索領域が大きくなって境界検出の処理時間が長くなるため、上限を設けるとよい。操作者が探触子をゆっくり動かしているときは、Lを小さくして探索領域を狭めることができる。検出処理を短縮できれば、フレームレートを一層高めてより高品質な動画表示が可能になるというメリットがある。このマージン領域の大きさLの設定については、初期設定によって操作者が手動設定してもよい。或いは、装置が探触子の移動操作状況を学習してフレーム単位での移動量を推測することで、大きさLをフレーム毎に自動設定することも可能である。探触子の移動方向や追従処理の履歴などから、画像内での境界線の移動方向を推測（予測）し、その推測結果に基づきマージン領域の位置を決定することも好ましい。図5Dは境界線が右側に動くことを推測した場合の、マージン領域の設定位置について示した図である。例えば、境界線が右側に移動することが推測されている場合は、大きさ2Lのマージン領域を現在の境界線から右側にシフトした位置に配置する。これにより、図5Bで示したマージン領域と同じ面積でありながら、探触子の移動範囲を2倍までカバーすることが可能となる。また、加速度センサ、速度センサ、位置センサなどを探触子に備えることで、探触子の移動方向や操作スピード（前記超音波探触子の位置間の移動情報）を検知し、その検知結果に応じてLの方向や大きさを動的に変えてもよい。更に一歩進めると、探触子に取り付けたセンサ情報から移動操作パターンを推測（学習）することによって、マージン領域Lをより効率的な範囲に設定することも可能となる。

【0047】

以上述べたように、本実施例では、境界線の探索範囲を限定したことにより、動きのある超音波動画像からリアルタイムに正確な輪郭（境界）を抽出することができる。したがって、例えば、超音波探触子を移動させながらも診断部位の境界を動的に抽出し観察することが可能となる。

【0048】

< 実施例2 >

次に本発明の実施例2に係る超音波診断装置について説明する。実施例2の超音波診断装置は、境界で区切られた領域毎に音速値を設定する音速設定機能を有している点が、実施例1と異なる。その他の構成は実施例1と同様であるため、以下では実施例1と異なる部分を中心に説明を行う。

【0049】

従来の超音波診断装置では、生体内の音速を特定の値（通常はJISで定められた15

10

20

30

40

50

30 m / s e c か 1 5 4 0 m / s e c) と仮定して、電子フォーカスにおける遅延時間を計算している。しかし実際は、組織（媒質）の種類毎に音速は異なっている。一般的に、骨は約 3 0 0 0 m / s e c、筋肉は約 1 5 9 0 m / s e c、脂肪は約 1 4 7 0 m / s e c である。

【 0 0 5 0 】

このように被検査物に音速の異なる領域があると、音速が均一であるという仮定の下に定めた各遅延時間を各受信信号に与えても、各受信信号の到達時刻は揃わない。したがって、これらの各受信信号を全て加算しても焦点のあった信号とはならず断層像がボケてしまう結果となる。各組織の実際の音速と、設定された基準音速（1 5 3 0 m / s e c）との差が大きいほど、フォーカスのずれ量が大きくなる。また、各組織の層の厚みが大きいほど、前記ずれ量が大きくなる。

10

【 0 0 5 1 】

例えば、経頭蓋骨で脳を診る場合や、肝臓を診る場合や、あるいは甲状腺を診る場合には、近距離方向に、フォーカシングした位置（生体が音速 1 5 3 0 m / s e c の均一な音速の超音波伝達媒体であると仮定した場合の位置）からずれる。また、乳腺を診る場合には、遠距離方向に、フォーカシングした位置からずれる。具体的に、腹部の肝臓の超音波診断を行う場合、体表近傍には音速約 1 4 7 0 m / s e c の脂肪層が存在し、その下に音速約 1 5 4 0 m / s e c の筋肉層が存在し、さらにその下部に同じく音速が約 1 5 4 0 m / s e c の肝臓が存在する。この脂肪層の厚さは人により異なるため、各受信信号に対する各遅延量を一律に補正することはできない。また、脂肪層は筋肉内や肝臓内に沈着する場合もある。

20

【 0 0 5 2 】

なお、音速値は、受信フォーカスにおける遅延時間の決定だけでなく、超音波画像の生成や、超音波画像上での各種計測などにも利用される。各組織の実際の音速と、設定された基準音速との間に差があると、超音波画像に歪みが生じて、超音波画像から得られる計測値の誤差が大きくなるため好ましくない。

【 0 0 5 3 】

このような問題を解決するため、本実施例の超音波診断装置は、境界で区切られた領域毎にその組織の音響特性に応じた適切な音速値を設定するための音速設定機能を備える。

【 0 0 5 4 】

30

（音速設定処理）

図 6 A は、音速設定処理のフローを示すフローチャートである。この音速設定処理は、主にシステム制御部 1 2 により実行されるものであるが、境界抽出部 2、B モード画像生成部 1、入力操作部 1 1、画像処理部 1 5、表示部 1 6、位相整合演算部 1 8 等との協働により実現される処理も含まれる。なお、システム制御部 1 2 等による音速設定処理が、本発明の音速設定部に対応する。

【 0 0 5 5 】

図 6 A に示すように、まず、境界抽出処理（図 3 A ~ 図 3 C）で得られた境界線情報に基づき、B モード画像上に境界線を重ねた画像が表示部 1 6 に表示される（S 4 0 1）。

【 0 0 5 6 】

40

次に、操作者は、入力操作部 1 1 を用いて、境界で区切られた領域毎に組織名称を選択し設定する（S 4 0 2）。図 6 B は、組織名称の選択画面の一例を示す図である。境界線で区切られた領域毎に名称を入力するボックス 1 4 0 1 が表示される。また組織リスト 1 4 0 2 には、組織名称の一覧が表示される。操作者は、ポインティングデバイス等の入力操作部 1 1 を利用して、組織リスト 1 4 0 2 の中から組織名を選択し、各ボックス 1 4 0 1 に設定することができる。なお、このように手動で組織名称を設定するのではなく、自動で組織名称を判別・設定する機能を設けてもよい。自動設定手法としては、例えば、M R I や X 線の画像と照合して合わせ込む方法や、トランスデューサアレイの素子毎に自己相関を取って超音波エコーの音速を組織毎に検出する方法などが考えられる。

【 0 0 5 7 】

50

次に、設定された組織名称に応じて、各領域の音速値が決定される（S403）。図6Cは、音速設定画面の一例を示している。各領域のボックスに、選択された組織名称と、その組織に対応する音速値とが表示されている。図6Cの例では、上から順に、「脂肪：1450m/sec」、「軟組織：1540m/sec」、「腎臓：1560m/sec」のように設定されている。

【0058】

次に、各領域の音速値は、システム制御部12から位相整合演算部18、画像処理部15などの各ブロックに渡され、超音波画像の処理に反映される（S404）。具体的には、位相整合演算部18は、領域毎の音速値を用いて各超音波トランスデューサの遅延時間を計算（補正）する。これにより、電子フォーカス位置のずれが改善されて画像のボケや信号レベルの低下が抑制される。さらに、画像処理部15は、領域毎の音速値を用いて超音波画像の歪みを補正する。このように領域毎に適切な音速値を適用することで、生体内の音速が均一でないことによる画質の劣化を好適に補正することができる。

【0059】

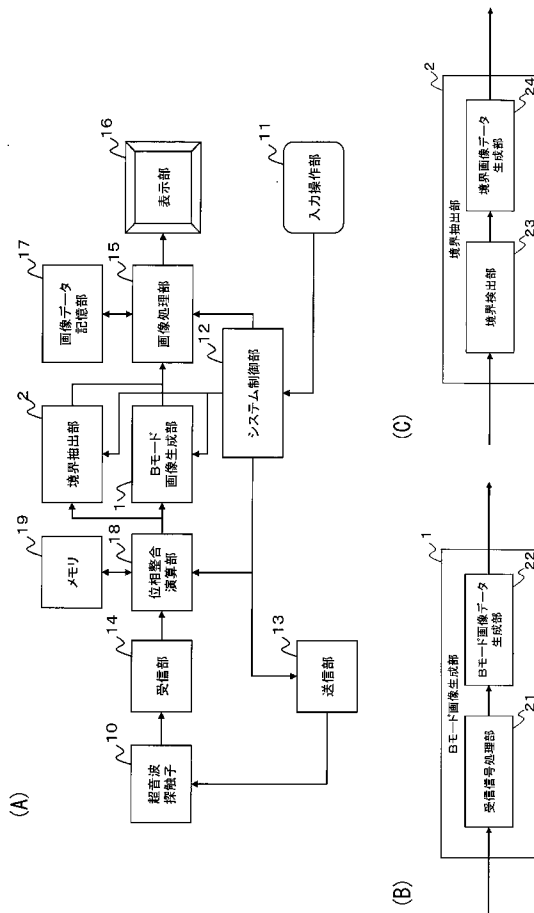
本実施例の手法は、通常の診断で頻繁に現れる、異なった音速の組織が多数存在する被検査物の診断に有効である。本実施例の手法は、そのような場合の超音波画像の画質劣化および画像歪を改善するとともに、画像上での計測誤差を減らすことも可能である。

【符号の説明】

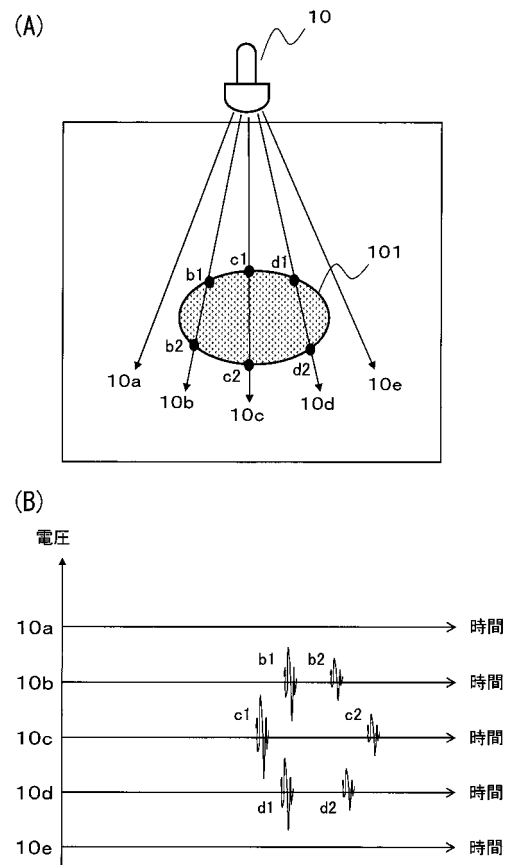
【0060】

- 1 Bモード画像生成部
- 2 境界抽出部
- 10 超音波探触子
- 14 受信部
- 15 画像処理部
- 16 表示部

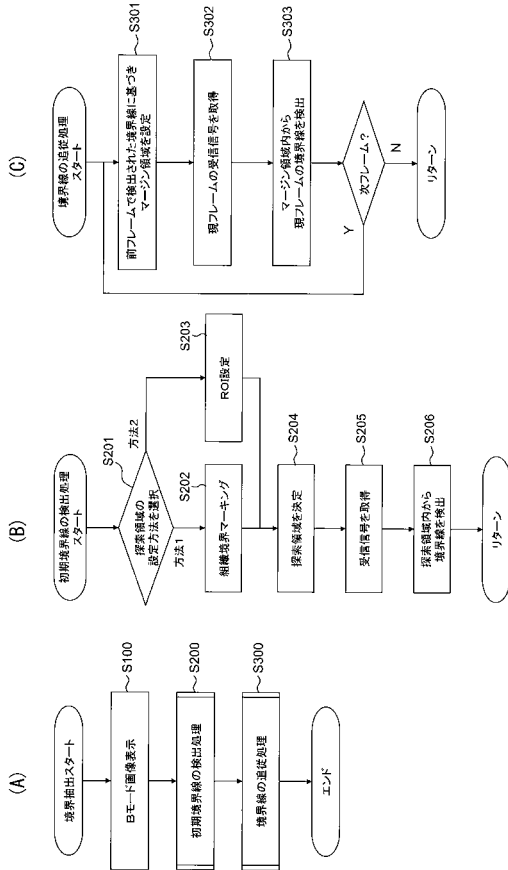
【図1】



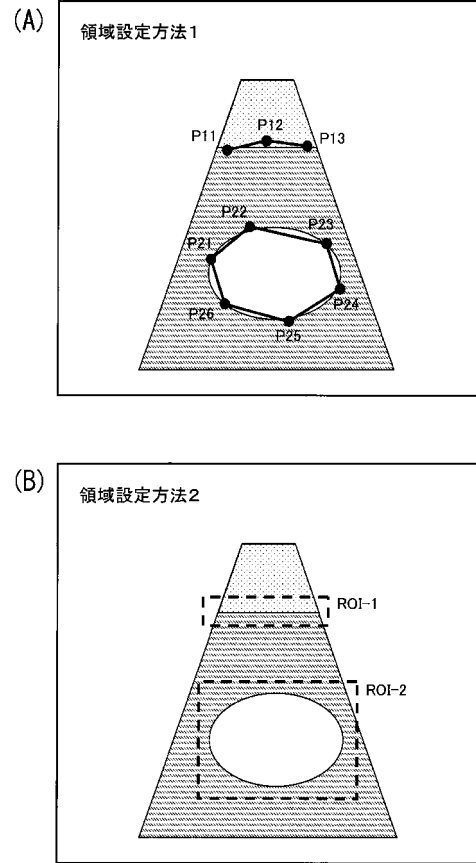
【図2】



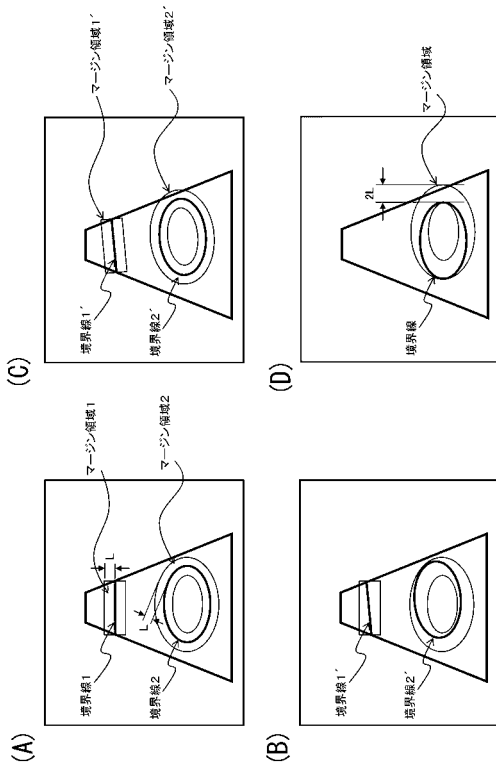
【図 3】



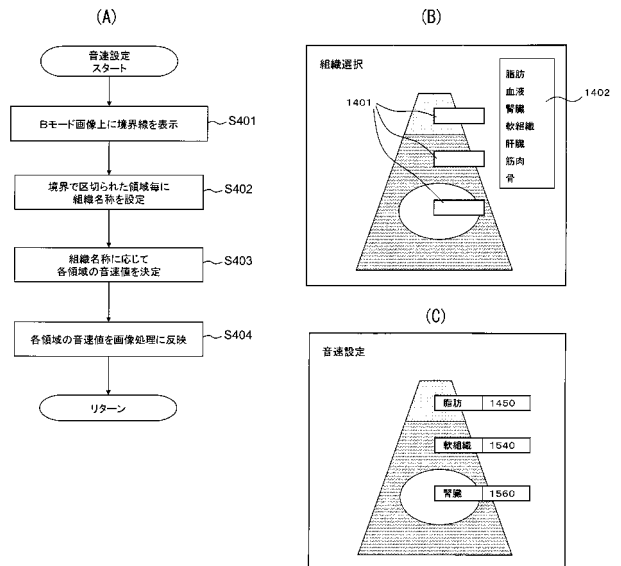
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(72)発明者 立山 二郎

東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号 キヤノン株式会社内

F ターム(参考) 4C601 EE07 JC09 JC37