

(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2010-284218

(P2010-284218A)

(43) 公開日 平成22年12月24日(2010.12.24)

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

F1

A61B 8/08

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2009-138569(P2009-138569)
 (22) 出願日 平成21年6月9日(2009.6.9)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 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 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100109830
 弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び医用画像処理装置

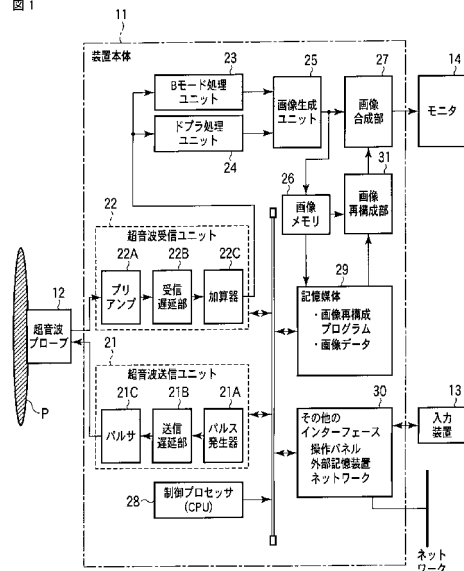
(57) 【要約】

【課題】臓器などの関心部位の表面の凹凸を、簡易な処理でしかも高い再現性信頼性でもって発生すること。

【解決手段】超音波診断装置は、超音波プローブ12と、超音波プローブを介して被検体に対して超音波を送受信して、複数の走査面に関するエコー信号を発生する超音波送受信部21、22と、エコー信号に基づいて複数の走査面にそれぞれ対応する複数の断層像のデータを発生する画像データ発生部25と、複数の断層像から特定部位に関する複数の輪郭をそれぞれ抽出し、抽出した複数の輪郭にそれぞれ対応する複数の平滑曲線を平滑化処理により発生し、複数の断層像から複数の平滑曲線上の複数の1次元輝度列を発生し、それぞれ対応する走査面の位置に従って配列することにより特定部位の表面凹凸を輝度表現する表面画像を構築する表面画像再構成部31とを具備する。

【選択図】図1

図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体に対して超音波を送受信して、複数の走査面に関するエコー信号を発生する超音波送受信部と、

前記エコー信号に基づいて複数の走査面にそれぞれ対応する複数の断層像のデータを発生する画像データ発生部と、

前記複数の断層像から特定部位に関する複数の輪郭をそれぞれ抽出する輪郭抽出処理部と、

前記抽出した複数の輪郭にそれぞれ対応する複数の平滑曲線を平滑化処理により発生する平滑化処理部と、

前記複数の断層像から前記複数の平滑曲線上の複数の 1 次元輝度列を発生し、それぞれ対応する走査面の位置に従って配列することにより前記特定部位の表面凹凸を輝度表現する表面画像を構築する表面画像構築部とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記表面画像は、前記断層像とともに表示することが可能な表示部をさらに備えることを特徴とした請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記超音波プローブは、機械的に揺動するメカニカル 3 次元プローブ、又は電子的に遅延方向を制御可能な 2 次元マトリクスアレイプローブであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体に対して超音波を送受信して、複数の走査面に関するエコー信号を発生する超音波送受信部と、

前記エコー信号に基づいて複数の走査面にそれぞれ対応する複数の断層像のデータを発生する画像データ発生部と、

前記複数の断層像から特定部位の輪郭に近似する曲線上の複数の 1 次元輝度列を発生し、それぞれ対応する走査面の位置に従って配列することにより前記特定部位の表面画像を構築する表面画像構築部とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 5】

被検体に関する複数の走査面にそれぞれ対応する複数の断層像のデータを記憶する記憶部と、

前記複数の断層像から特定部位に関する複数の輪郭をそれぞれ抽出する輪郭抽出処理部と、

前記抽出した複数の輪郭にそれぞれ対応する複数の平滑曲線を平滑化処理により発生する平滑化処理部と、

前記複数の断層像から前記複数の平滑曲線上の複数の 1 次元輝度列を発生し、それぞれ対応する走査面の位置に従って配列することにより前記特定部位の表面凹凸を輝度表現する画像を構築する表面画像構築部とを具備する医用画像処理装置。

40

【請求項 6】

被検体に関する複数の走査面にそれぞれ対応する複数の断層像のデータを記憶する記憶部と、

前記複数の断層像から特定部位の輪郭に近似する曲線上の複数の 1 次元輝度列を発生し、それぞれ対応する走査面の位置に従って配列することにより前記特定部位の表面画像を構築する表面画像構築部とを具備することを特徴とする医用画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内を超音波で走査して臓器の断層像を画像化し、疾患などを診断する超

50

音波診断装置及び医用画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は生体内情報の画像を表示する診断装置であり、X線診断装置やX線コンピュータ断層撮影装置などの他の画像診断装置に比べ、安価で被曝が無く、非侵襲性に実時間で観測するための有用な装置として利用されている。超音波診断装置の適用範囲は広く、心臓などの循環器から肝臓、腎臓などの腹部、抹消血管、産婦人科、乳癌の診断などに適用されている。

【0003】

超音波診断装置は通常、探触子から送信される1回のパルスによって、1次元的な生体情報を得る。この送受信を、送信方向を変えて繰り返すことで、2次元断層像を再構成可能である。これは被検体内部の臓器などの形態を表し、Bモード像、又は単に断層像と呼ばれ、超音波診断の最も基本的な映像モードとなっている。

10

【0004】

同様に、送受信を3次元方向に繰り返し行えば、生体臓器の3次元的情報を得ることができる。現在では機械的に探触子を揺動させる、あるいは2次元的に配列させた複数の振動子の遅延を電子的に制御することで、送受信方向を3次元的に変化させる技術によって、超音波による3次元情報の映像化は既に臨床で利用されている。

【0005】

3次元情報を用いれば、従来のBモードのような単なる断層像では不可能であった画像が再構成できるため、診断の効率が向上したり、新しい診断情報が提供できるようになる。例えば、胎児の観察では、通常のBモードでは胎児の断層の観察が主流であったのに対して、3次元情報を用いると、胎児の顔の表面があたかもカメラで撮影したごとく再構成可能である。

20

【0006】

前記胎児の例で示したような3次元画像は、全ての場合で実現可能というわけではない。胎児の場合、胎児表面と探触子の間には、羊水が介在する。羊水は普通超音波のエコーが存在しないため、比較的簡単に關心物の表面を画像化できる。心臓や血管、胆管などの内壁についても同様で、心腔などの血液部分が無エコーであるため、表面の視覚化が容易となる。

30

【0007】

しかしながら、それ以外のケースでは、超音波による表面の観察は容易ではない。例えば肝臓内腫瘍の表面の様子を画像化しようとする場合、腫瘍の外側も充実したエコー信号が存在するため、腫瘍の表面を観測するためには、腫瘍外側の信号を綿密に除去しなくてはならない。

【0008】

ところで、発明者が注目しているのは肝臓表面の観察である。肝炎を発症した後、肝硬変に至るまでに肝臓の組織性状はびまん的に変化していく場合があるが、肝臓表面にもその特徴が現れ、表面には凹凸が見られるようになる。現在、この様子は腹腔内視鏡で光学的に観察している。これは、麻酔下の患者に対して腹部に小さな穴を開け、そこから内視鏡(カメラ)を挿入して表面を観察するものであり、肝臓と腹膜の間には普通空気の隙間を設けるため、このような光学的観察ができる。

40

【0009】

しかしながら、前記のような肝臓表面の画像を、超音波診断装置で実現しようとしても、肝表面は腹膜に接触しているため、前述の腫瘍表面と同様に、通常の3次元超音波では画像化は困難である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】特開2003-61964号公報

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明の目的は、臓器などの関心部位の表面の凹凸を、簡易な処理でしかも高い再現性信頼性をもって発生することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の第1局面は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体に対して超音波を送受信して、複数の走査面に関するエコー信号を発生する超音波送受信部と、前記エコー信号に基づいて複数の走査面にそれぞれ対応する複数の断層像のデータを発生する画像データ発生部と、前記複数の断層像から特定部位に関する複数の輪郭をそれぞれ抽出する輪郭抽出処理部と、前記抽出した複数の輪郭にそれぞれ対応する複数の平滑曲線を平滑化処理により発生する平滑化処理部と、前記複数の断層像から前記複数の平滑曲線上の複数の1次元輝度列を発生し、それぞれ対応する走査面の位置に従って配列することにより前記特定部位の表面凹凸を輝度表現する表面画像を構築する表面画像構築部とを具備することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

10

本発明の第2局面は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体に対して超音波を送受信して、複数の走査面に関するエコー信号を発生する超音波送受信部と、前記エコー信号に基づいて複数の走査面にそれぞれ対応する複数の断層像のデータを発生する画像データ発生部と、前記複数の断層像から特定部位の輪郭に近似する曲線上の複数の1次元輝度列を発生し、それぞれ対応する走査面の位置に従って配列することにより前記特定部位の表面画像を構築する表面画像構築部とを具備することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

20

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、臓器などの関心部位の表面の凹凸を、簡易な処理でしかも高い再現性信頼性をもって発生することができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

30

【図2】本実施形態による表面画像の生成手順を示すフローチャートである。

【図3】図2の工程52の補足図である。

【図4】図2の工程52、53の補足図である。

【図5】図2の工程55の補足図である。

【図6】図2の工程58の補足図である。

【図7】図2の工程53の補足図である。

【図8】図2の工程54の補足図である。

【図9】図2の工程55による表面画像の一例を示す図である。

【図10】本実施形態の実験例で用いた対象を示す図である。

40

【図11】図10の対象に関する実際の断層像を示す図である。

【図12】図10の対象に関する実際の表面画像を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示している。この超音波診断装置は、超音波診断装置本体11と、超音波プローブ12と、入力装置13と、モニタ14とを有する。超音波プローブ12は、装置本体11の超音波受信ユニット21からの駆動信号を受けて超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子と、当該圧電振動子に設けられる整合層と、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等とを有している。当該超音波プローブ12から被検体Pに超音波が

50

送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ12に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【0016】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体11にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボールの他、マウス、キーボード等を有している。モニター14は、画像生成回路25からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。

10

【0017】

装置本体11は、超音波送信ユニット21と、超音波受信ユニット22と、Bモード処理ユニット23と、ドプラ処理ユニット24と、画像生成ユニット25と、画像メモリ26と、画像合成部27と、制御プロセッサ28と、記憶媒体29と、インターフェース部30と、画像再構成部31とを具備している。装置本体11の超音波送信ユニット21および受信ユニット22等は、集積回路などのハードウェアで構成されることもあるが、ソフトウェア的にモジュール化されたソフトウェアプログラムである場合もある。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

20

【0018】

超音波送信ユニット21は、パルス発生器21A、送信遅延部21Bおよびパルサ21Cを有している。パルス発生器21Aは、所定のレート周波数 f_r Hz(周期; $1/f_r$ 秒)で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。送信遅延部21Bは、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を、各チャンネルのレートパルスに与える。パルス発生器21Aは、各チャンネルごとにレートパルスに基づくタイミングでプローブ12に駆動パルスを印加する。

【0019】

超音波受信ユニット22は、プリアンプ22A、A/D変換器(図示せず)、受信遅延部22B、加算器22C等を有している。プリアンプ22Aは、プローブ12を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。受信遅延部22Bは、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器22Cにおいて加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

30

【0020】

Bモード処理ユニット23は、受信ユニット22からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。画像生成ユニット25は、Bモード処理ユニット23からの出力データを、所定のルックアップテーブルにより反射波の強度を輝度にて表したBモード画像に変換する。Bモード画像はモニター14に表示される。

40

【0021】

ドプラ処理ユニット24は、受信ユニット22から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報は画像生成ユニット25に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像に変換され、モニター14にカラーで表示される。

【0022】

画像生成ユニット25は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像

50

を生成する。画像生成ユニット 25 は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。なお、当該画像生成ユニット 25 に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

【0023】

画像メモリ 26 は、画像生成ユニット 25 から受信した画像データを格納する記憶メモリから成る。この画像データは、例えば診断の後に操作者が呼び出すことが可能となっており、静止画的に、あるいは複数枚を使って動的に再生することが可能となる。

【0024】

記憶媒体 29 は、後述のスキャンシーケンス、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報（患者 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件、その他のデータ群が保管されている。また必要に応じて、画像メモリ 26 中の画像の保管などにも使用される。また後述する本実施形態に固有の新規な画像を発生する画像処理プログラムもここに格納されている。記憶媒体 29 のデータは、インタフェース回路 30 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

10

【0025】

制御プロセッサ 28 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する制御手段である。制御プロセッサ 28 は、記憶媒体 29 から後述する画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して各種処理に関する演算・制御等を実行する

20

インタフェース部 30 は、入力装置 13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェース部 30 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

【0026】

画像再構成部 30 は、画像メモリ 26 からの画像、あるいは画像メモリ 26 から記憶媒体 29 を経由した得られた画像データを受け取り、本実施形態に係る新規な画像を生成する画像処理部である。生成された画像は、画像合成部 27 に送られ、通常の診断画像と並列してモニタ 14 に表示される。

【0027】

本実施形態では、臓器などの関心部位の表面の凹凸を、簡易な処理でしかも高い再現性信頼性をもって発生するために、以下のような処理、機能をもって新規な画像を生成する。新規な画像は肝臓などの関心部位の表面の凹凸を輝度で表現した画像であり、以下「表面画像」と称する。

30

【0028】

まず、第 1 に、断層像の画素値（受信信号の振幅値）の違い（画像の濃淡、輝度）から、閾値処理等により関心臓器の輪郭（輪郭曲線、図 8 の参照符号 62 参照）を抽出する機能を具備する。これにより関心臓器の表面の位置を推定する。第 2 に、抽出した輪郭をおおまかに追跡する曲線（平滑曲線、図 8 の参照符号 63 参照）を計算する。これにより、関心臓器の表面の凹凸に応じて振動する輪郭線に対して交差しながら、凹凸のほぼ中央付近を通過する平滑曲線を得ることができる。第 3 に、前記平滑曲線上の輝度値列を用いて新たな画像を構築する。抽出した輪郭曲線上の輝度はその周囲のほぼ最大輝度を示し、一方、輪郭曲線から離れた位置の輝度はその距離にある程度依存して低下する。従って平滑曲線上の輝度値変化は、関心臓器の表面の凹凸を反映する。

40

【0029】

本実施形態の手法によれば、1 枚の B モード断層像から得られる「新たな画像（表面画像）」は 1 次元の輝度値列の情報のみである。しかし複数の連続した B モード画像、すなわち 3 次元的な超音波データから、複数の輝度値列を集めて、走査位置に従って配列することにより、新たな 2 次元画像としての表面画像を構築できる。この表面画像は結果的に、関心臓器表面の凹凸を輝度の濃淡で表現した画像として、検査者に提示可能となる。

50

【 0 0 3 0 】

このように操作者は、例えば肝臓をゆっくりと3次元的に走査するだけで、肝表面の様子が映像化され、肝表面の凹凸の様子を容易に診断可能となる。

【 0 0 3 1 】

以下、本実施形態により得られる新規な表面画像の生成手順について詳細に説明する。図2には当該処理の手順を示している。まず操作者が入力装置13に具備されるボタン等を入力することで、本実施形態による表面画像生成手法が開始される(51)。図3に示すように、プローブ12が例えば肝臓に対応する体表面上をゆっくりと移動されることで、肝臓を含む3次元領域が走査される。なお、2次元走査面をXY軸で規定し、その2次元走査面の移動方向をZ軸で規定する。3次元走査は、任意である。2次元超音波走査の繰り返しと並行して操作者がプローブ12を移動させるものであってもよいし、その移動を機械的又は電子的に行うものであっても良い。3次元走査により、複数の走査面に関するエコー信号が発生され、図4に示すように、エコー信号に基づいて複数の走査面にそれぞれ対応する複数の断層像のデータが画像生成ユニット25で発生される。

10

【 0 0 3 2 】

画像生成ユニット25からの2次元断層像のデータは、画像再構成部31に送られる(52)。次に、画像再構成部31では、前記送られた断層像から、臓器表面もしくは腫瘍性病変などの輪郭を抽出する(53)。この時、断層像には検査者が所望しない複数の臓器表面が含まれる可能性もあるため、図6に示すように、断層像上には、輪郭を抽出する領域を局所に限定するための関心領域(ROI)61を設定できるようになっている。操作者は前記ROI61の大きさ、位置を、入力装置13で任意に変更することができる(58)。別の例としては、検査の前に診断領域を指定するプリセットを指定することで、輪郭を抽出すべき領域を自動的に予測するという手段も可能となっている。例えばプリセットとして「肝表面」が選択されると、ちょうど図6のROI61として示したような近距離領域について解析を行う。

20

【 0 0 3 3 】

なお、輪郭抽出の手法としては、現在種々の方法が提案されているが、超音波診断画像は輝度の濃淡にて臓器輪郭が表現されており、輝度値(受信信号の強さ)を用いた輪郭抽出の手法の中で任意の適当な手段を用いることができる。一例を図7に示す。本例では、設定されたROI61の下端から上部にかけて、ROI内の最大輝度の点を探索し、結果的に横方向に延びる辺縁曲線を抽出する。なお、前記アルゴリズムは、「最大輝度の点」を「ある閾(しきい)値に達した点」と置き換える方法を採用しても良い。

30

【 0 0 3 4 】

輪郭抽出後には、図8に示すように、この輪郭曲線62を元に、最終的に画像化するための「平滑曲線63」を生成する(54)。この平滑曲線63とは、前記抽出された輪郭曲線62を滑らかに近似追跡するような曲線であり、例えば前記輪郭曲線の座標を移動平均処理により平滑化(平均化)することなどで得られるものである。

【 0 0 3 5 】

平滑曲線63を求める理由は以下の通りである(図8)。すなわち、前記抽出された輪郭曲線62は、最大輝度を抽出したものであるから、この曲線上の輝度はほぼ同様な高輝度を有している。一方、平滑曲線63は、図8のごとく、輪郭曲線62を何度も交差する位置を通過するため、平滑曲線63上の輝度は、明暗が交互に現れることになる。また、もとより平滑な輪郭に対しては、輪郭曲線62と平滑曲線63はほぼ同様な形状となり、明暗が交互に現れることは少なくなる。

40

【 0 0 3 6 】

このようにして本実施形態のアルゴリズムで得られる平滑曲線上の輝度値列は、輪郭の凹凸の様子を輝度変化で表現可能な情報を有している。

【 0 0 3 7 】

次に前記平滑曲線上の輝度値は、新たな表面画像として表示される(55)。ただし、前記の1度の処理のみでは、結果の画像は1次元の直線であるから、引き続き得られる超

50

音波断層像に対して、再度52～55の処理が行われ、別の直線が追加される。これを繰り返し行うことで、図5、図9に示すような、表面の凹凸を2次的に表現する表面画像が再構成される。

【0038】

工程52～56のフローは、操作者によって終了の指示が行われるまで繰り返す。再構成された直線の数が表示領域より大きくなった場合は、表示領域の上端に戻って再描画するか、あるいはスクロール表示して最新の画像を更新できるようになっている。

【0039】

ここで、発明者が行った基礎実験の例を図10乃至図12に示す。実験サンプルとして幅約4cm金属製の刻印メダル71を浸水させ、通常診断に使用される7MHz帯域の超音波探触子にて表面を用手的にゆっくりと走査した。メダル表面の刻印の凹凸は1mm以下である。スキャン中の断層像72を見ると、メダル表面の境界は必ずしも直線状になっていないが、本発明のアルゴリズムによって良好に平滑曲線が得られていることが分る。この曲線を最構成した画像73を見ると、メダルのデザインが良好に映像化されていることが分る。

10

【0040】

<機械式揺動プローブによる応用>

前述の説明は、操作者が手動的に被検体を3次的に走査することを前提としていたが、この3次的走査は、機械的に揺動するメカニカル3次元プローブ、あるいは電子的に遅延方向を制御可能な2次元マトリクスアレイプローブを用いて行うことも可能である。

20

【0041】

その場合、操作者はプローブ自体を同じ位置に保持したままで、前述の再構成画像が得られる。しかしながら、画像処理等の構成は前述と同一で実現可能である。

【0042】

<表示>

前記再構成された本実施形態の画像は、通常のBモード画像などと並列して、表示部に表示されるようになっている。本発明の画像は単独でも表示可能であるが、走査中のBモード画像との並列表示できることが好適である。

【0043】

本実施形態によれば、操作者は、例えば肝臓をゆっくりと3次的に走査するだけで、臓器表面の様子が映像化され、例えば肝表面の凹凸の様子を容易に診断可能となる。このような診断画像は従来法で表示が困難であったため、新しい診断情報を提供することが可能となる。

30

【0044】

また、本手法は3次元映像法に必要なポリウムデータの取得が不要で、診断に必要なデータ量が軽減する、あるいは、一般的な3次元映像法に必要なポリウムレンダリング等の演算が不要でCPUの演算負荷が軽減する。

【0045】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

40

【産業上の利用可能性】

【0046】

本発明は、臓器などの関心部位の表面の凹凸を、簡易な処理でしかも高い再現性信頼性でもって発生する分野に利用可能性がある。

【符号の説明】

【0047】

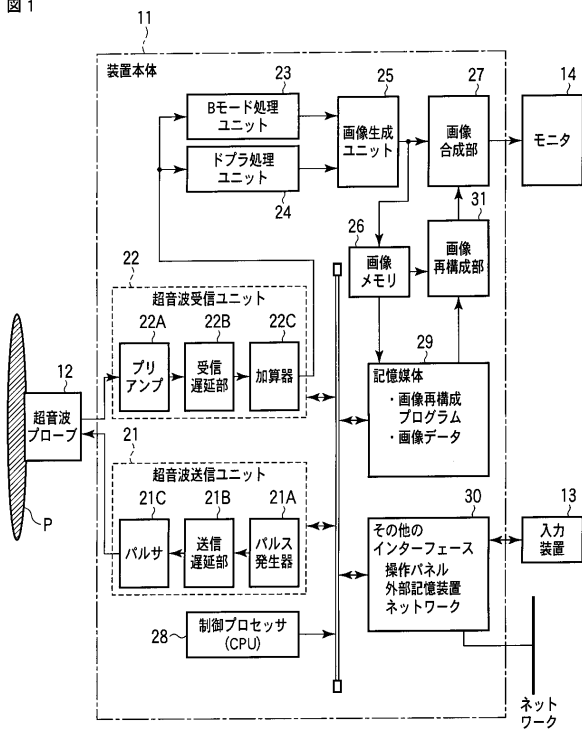
11...本超音波診断装置本体、12...超音波プローブ、13...入力装置、14...モニタ

50

、 2 1 ... 超音波送信ユニット、 2 2 ... 超音波受信ユニット、 2 3 ... Bモード処理ユニット、 2 4 ... ドブラ処理ユニット、 2 5 ... 画像生成ユニット、 2 6 ... 画像メモリ、 2 7 ... 画像合成部、 2 8 ... 制御プロセッサ、 2 9 ... 記憶媒体、 3 0 ... インターフェース部、 3 1 ... 画像再構成部。

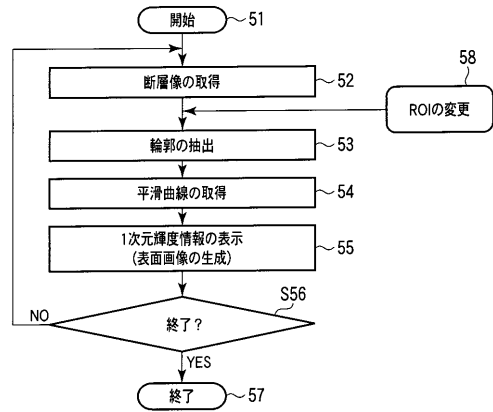
【 図 1 】

図 1



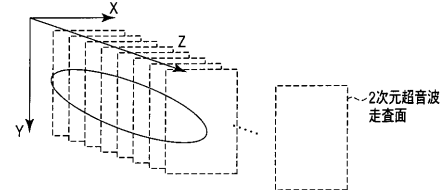
【 図 2 】

図 2



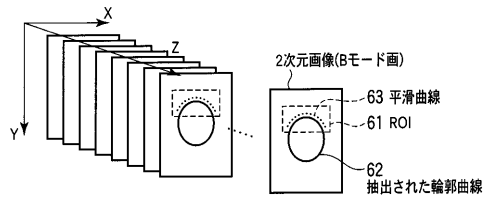
【 図 3 】

図 3



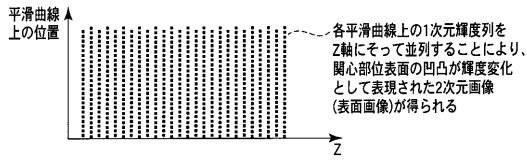
【 図 4 】

図 4



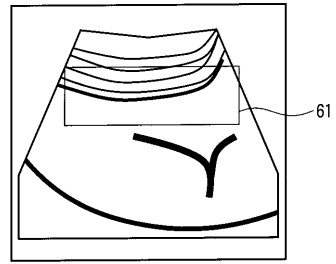
【 図 5 】

図 5



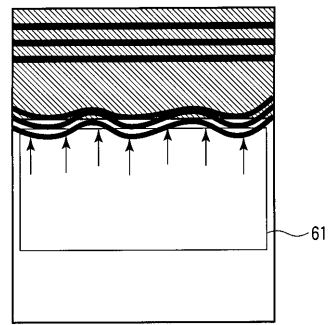
【 図 6 】

図 6



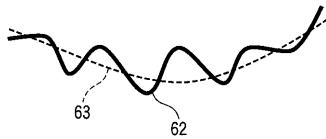
【 図 7 】

図 7



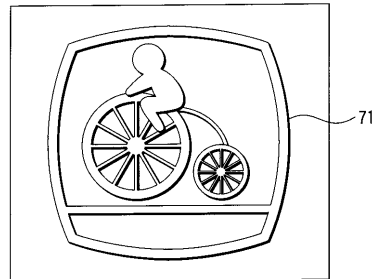
【 図 8 】

図 8



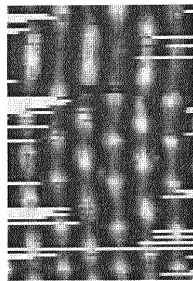
【 図 10 】

図 10



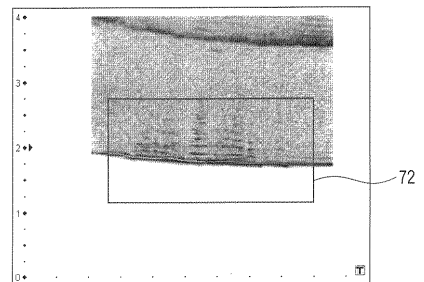
【 図 9 】

図 9



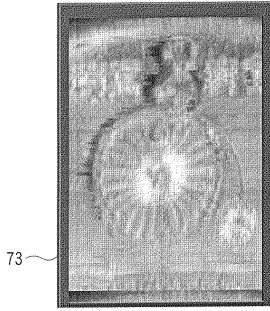
【 図 11 】

図 11



【 図 1 2 】

図 12



フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 神山 直久

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

Fターム(参考) 4C601 BB03 EE30 JC04 JC08 JC09 JC37 KK25

专利名称(译)	超声诊断设备和医学图像处理设备		
公开(公告)号	JP2010284218A	公开(公告)日	2010-12-24
申请号	JP2009138569	申请日	2009-06-09
[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		
[标]发明人	神山直久		
发明人	神山 直久		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/483 G06T7/12 G06T7/55 G06T2207/10136 G06T2207/30056		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE30 4C601/JC04 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC37 4C601/KK25		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚 河野直树 冈田 隆 山下 元		
其他公开文献	JP5422264B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过简单的加工和高度的再现性和可靠性，产生感兴趣区域（如器官）的表面不均匀性。解决方案：超声波诊断装置包括超声波探头12，超声波发送/接收单元21,22，其通过经由超声波探头向对象发送超声波和从对象接收超声波来生成与多个扫描平面相关联的回波信号，图像数据生成单元25和表面图像重建单元31，数据生成单元25基于回波信号生成与多个扫描平面对应的多个断层图像数据，表面图像重建单元31从多个断层图像中提取特定区域的多个轮廓线每个通过平滑处理生成与多个提取的轮廓线对应的多个平滑曲线，从多个断层图像在多个平滑曲线上生成多个一维亮度序列，并构建表示该多个一维亮度曲线的表面图像。具有亮度的特定区域的表面不均匀性通过排列e亮度根据相应扫描平面的位置进行训练。Z

