

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブを介して複数方向の超音波ビームを送信するとともに該超音波プローブを介して複数方向のエコー信号を受信する超音波送受信部と、

前記超音波送受信部によって受信されたエコー信号を用いて前記超音波ビームの方向毎に断層像を生成する断層像生成部と、

前記断層像生成部によって超音波ビームの方向毎に生成された複数の断層像間にて空間的位置が対応するエコー信号を比較し、前記比較に基づいて解析を行う解析部と、

前記解析部によって解析された解析結果を表示部に表示する解析結果表示制御部とを備える、超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記解析部は、エコー信号の強度、または、該強度に基づいて割り当てられる輝度を比較することで、前記解析を行う、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記解析部は、関心領域の指定を受け付け、指定された関心領域内のエコー信号を比較する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記断層像生成部によって超音波ビームの方向毎に生成された複数の断層像を、表示部に並べて表示する、または、各断層像を切り替えて表示する断層像表示制御部をさらに備える、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記解析部は、複数の断層像間にて空間的位置が対応する画素同士の輝度差を算出し、算出した輝度差に応じてカラーを割り当て、

前記解析結果表示制御部は、前記カラーが割り当てられたカラーマッピング画像を表示する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記解析結果表示制御部は、複数の断層像間にて空間的位置が対応する画素同士の輝度差を算出して、前記解析結果として前記超音波ビームの角度の違いと前記輝度差との関係を示すグラフを表示する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

超音波プローブを介して複数方向の超音波ビームを送信するとともに該超音波プローブを介して複数方向のエコー信号を受信する超音波送受信部によって受信されたエコー信号を用いて前記超音波ビームの方向毎に断層像を生成する断層像生成部と、

前記断層像生成部によって超音波ビームの方向毎に生成された複数の断層像間にて空間的位置が対応するエコー信号を比較し、前記比較に基づいて解析を行う解析部と、

前記解析部によって解析された解析結果を表示部に表示する解析結果表示制御部とを備える、画像処理装置。

30

【請求項 8】

超音波プローブを介して複数方向の超音波ビームを送信するとともに該超音波プローブを介して複数方向のエコー信号を受信する超音波送受信部によって受信されたエコー信号を用いて前記超音波ビームの方向毎に断層像を生成する断層像生成部と、

前記断層像生成部によって超音波ビームの方向毎に生成された複数の断層像間にて空間的位置が対応するエコー信号を比較し、前記比較に基づいて解析を行う解析部と、

前記解析部によって解析された解析結果を表示部に表示する解析結果表示制御部とをコンピュータに実行させる、解析プログラム。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施の形態は、超音波診断装置、画像処理装置、及び解析プログラムに関する。

50

【背景技術】

【0002】

従来、超音波診断装置は、X線診断装置、X線CT(Computed Tomography)装置、MRI(Magnetic Resonance Imaging)装置などの他の医用画像診断装置に比べ装置規模が小さい。また、超音波診断装置は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡便な操作により、例えば心臓の拍動や胎児の動きといった検査対象の動きの様子をリアルタイムで表示可能である。このようなことから、超音波診断装置は、今日の医療において重要な役割を果たしている。また、被曝のおそれがない超音波診断装置には、片手で持ち運べる程度に小型化された装置も開発されており、かかる超音波診断装置は、産科や在宅医療などの医療現場においても容易に使用することができる。

10

【0003】

ところで、近年、高周波プローブの開発や画像処理技術の発展に伴い超音波画像の分解能が飛躍的に向上し、超音波診断装置の利用が急激に増加している。例えば整形外科領域などにおいては、筋肉や腱など、微小な線維が束状に集まった層構造の軟部組織が観察対象とされるが、超音波診断装置は、その層構造を超音波画像上に表すことができる。このため、超音波画像上で層構造の消失や断裂が観察された場合に医師が異常を疑うというように、超音波画像は、臨床上有用な所見として利用されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

20

【特許文献1】特開2008-206779号公報

【非特許文献】

【0005】

【非特許文献1】Hiro et al, 「Detection of Fibrous Cap in Atherosclerotic Plaque by Intravascular Ultrasound by Use of Color Mapping of Angle - Dependent Echo - Intensity Variation」、Circulation JOURNAL OF THE AMERICAN HEART ASSOCIATION、March6, 2001、P.1206 - 1211

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

30

しかしながら、超音波画像上で観察される異常は慣れない者にとっては発見が難しく、また、超音波画像を観察し易くする目的で平滑化処理を施すと、臨床上有用な情報自体が失われることもある。このように、従来、超音波画像の観察は、観察者の能力などに依存するものであるため、超音波画像上に表される情報を定量的に表現することが望まれていた。

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施の形態の超音波診断装置は、超音波送受信部と、断層像生成部と、解析部と、解析結果表示制御部とを備える。超音波送受信部は、超音波プローブを介して複数方向の超音波ビームを送信するとともに該超音波プローブを介して複数方向のエコー信号を受信する。断層像生成部は、前記超音波送受信部によって受信されたエコー信号を用いて前記超音波ビームの方向毎に断層像を生成する。解析部は、前記断層像生成部によって超音波ビームの方向毎に生成された複数の断層像間にて空間的位置が対応するエコー信号を比較し、前記比較に基づいて解析を行う。解析結果表示制御部は、前記解析部によって解析された解析結果を表示部に表示する。

40

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、実施例1に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、実施例1における超音波画像表示の処理手順を示すフローチャートである。

50

【図 3 A】図 3 A は、実施例 1 における超音波ビームの送信方向を説明するための図である。

【図 3 B】図 3 B は、実施例 1 における超音波ビームの送信方向を説明するための図である。

【図 3 C】図 3 C は、実施例 1 における超音波ビームの送信方向を説明するための図である。

【図 3 D】図 3 D は、実施例 1 における超音波ビームの送信方向を説明するための図である。

【図 4】図 4 は、実施例 1 における断層像の格納を説明するための図である。

【図 5】図 5 は、実施例 1 における断層像格納の処理手順を示すフローチャートである。

【図 6 A】図 6 A は、実施例 1 において超音波ビームの方向毎に生成された複数の断層像を例示する図である。

【図 6 B】図 6 B は、実施例 1 において超音波ビームの方向毎に生成された複数の断層像を例示する図である。

【図 6 C】図 6 C は、実施例 1 において超音波ビームの方向毎に生成された複数の断層像を例示する図である。

【図 7】図 7 は、実施例 1 における解析及び解析結果表示の処理手順を示すフローチャートである。

【図 8】図 8 は、実施例 1 における R O I (Region Of Interest) 指定の受付を例示する図である。

【図 9】図 9 は、実施例 1 において表示される解析結果を例示する図である。

【図 10】図 10 は、実施例 1 における R O I 指定の受付の他の例を例示する図である。

【図 11】図 11 は、実施例 1 において表示される解析結果の他の例を例示する図である。

【図 12 A】図 12 A は、実施例 2 において表示される解析結果を例示する図である。

【図 12 B】図 12 B は、実施例 2 において表示される解析結果を例示する図である。

【図 12 C】図 12 C は、実施例 2 において表示される解析結果を例示する図である。

【図 13 A】図 13 A は、実施例 2 において表示される解析結果の他の例を例示する図である。

【図 13 B】図 13 B は、実施例 2 において表示される解析結果の他の例を例示する図である。

【図 13 C】図 13 C は、実施例 2 において表示される解析結果の他の例を例示する図である。

【図 14】図 14 は、実施例 2 における解析を説明するための図である。

【図 15】図 15 は、実施例 3 における解析及び解析結果表示を説明するための図である。

【図 16】図 16 は、実施例 3 における超音波画像表示の処理手順を示すフローチャートである。

【図 17】図 17 は、実施例 3 における解析及び解析結果表示の処理手順を示すフローチャートである。

【図 18】図 18 は、実施例 4 に係る制御部の構成を示すブロック図である。

【図 19】図 19 は、実施例 4 において表示される B モード画像を例示する図である。

【図 20】図 20 は、実施例 4 において表示される B モード画像の他の例を例示する図である。

【図 21】図 21 は、その他の実施例における構成例を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、実施の形態に係る超音波診断装置、画像処理装置、及び解析プログラムの一例を説明する。

【実施例 1】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 0 】

まず、実施例 1 に係る超音波診断装置 1 0 の構成を説明する。図 1 は、実施例 1 に係る超音波診断装置 1 0 の構成を示すブロック図である。図 1 に例示するように、実施例 1 に係る超音波診断装置 1 0 は、装置本体 1 1 と、超音波プローブ 1 2 と、入力装置 1 3 と、モニタ 1 4 とを備える。

【 0 0 1 1 】

超音波プローブ 1 2 は、複数の圧電振動子を有する。これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体 1 1 が有する超音波送信ユニット 2 1 から供給される駆動信号に基づき超音波を発生し、また、被検体 P からの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ 1 2 は、圧電振動子に設けられる整合層と、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ング材などを有する。

10

【 0 0 1 2 】

超音波プローブ 1 2 から被検体 P に超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体 P の体内組織における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 1 2 が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信されるエコー信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合のエコー信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

20

【 0 0 1 3 】

入力装置 1 3 は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボールなどを有し、装置本体 1 1 に接続される。また、入力装置 1 3 は、超音波診断装置 1 0 の操作者からの各種指示や設定要求を受け付け、受け付けた各種指示や設定要求（例えば、関心領域（ROI）の設定要求など）を装置本体 1 1 に対して転送する。

【 0 0 1 4 】

モニタ 1 4 は、超音波診断装置 1 0 の操作者が入力装置 1 3 を用いて各種指示や設定要求を入力するための GUI（Graphical User Interface）を表示したり、装置本体 1 1 において生成された超音波画像や解析結果を表示したりする。

30

【 0 0 1 5 】

装置本体 1 1 は、超音波プローブ 1 2 が受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する。装置本体 1 1 は、図 1 に例示するように、超音波送信ユニット 2 1 と、超音波受信ユニット 2 2 と、B モード処理ユニット 2 3 と、ドプラ処理ユニット 2 4 と、画像生成ユニット 2 5 と、画像メモリ 2 6 と、画像合成部 2 7 と、制御部 2 8 と、記憶媒体 2 9 と、インターフェース 3 0 とを有する。

【 0 0 1 6 】

超音波送信ユニット 2 1 は、パルス発生器 2 1 a、送信遅延部 2 1 b、及びパルサ 2 1 c を有し、超音波プローブ 1 2 に駆動信号を供給する。パルス発生器 2 1 a は、所定のレート周波数で、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。また、送信遅延部 2 1 b は、超音波プローブ 1 2 から発生される超音波をビーム状に集束し、かつ送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルス発生器 2 1 a が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサ 2 1 c は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 2 に駆動信号（駆動パルス）を印加する。なお、送信方向あるいは送信方向を決定する遅延時間は記憶媒体 2 9 に記憶されており、送信遅延部 2 1 b は、記憶媒体 2 9 を参照して遅延時間を与える。

40

【 0 0 1 7 】

なお、この 1 次元の超音波ビームの方向を変化させながら繰り返し走査することで、2 次元断層面からの情報を収集可能だが、1 断層像を生成するためのビーム方向の組合せは 1 通りでなく、種々のパターンが存在する。

【 0 0 1 8 】

50

超音波受信ユニット 22 は、プリアンプ 22 a、A/D 変換器（図示を省略）、受信遅延部 22 b、及び加算器 22 c を有し、超音波プローブ 12 が受信したエコー信号に対して各種処理を行ってエコーデータを生成する。プリアンプ 22 a は、エコー信号を増幅してゲイン補正処理を行う。A/D 変換器は、ゲイン補正されたエコー信号を A/D 変換する。受信遅延部 22 b は、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。加算器 22 c は、受信遅延部 22 b によって処理されたエコー信号の加算処理を行なってエコーデータを生成する。加算器 22 c の加算処理により、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。なお、送信と同様、受信方向あるいは受信方向を決定する遅延時間は記憶媒体 29 に記憶されており、受信遅延部 22 b は、記憶媒体 29 を参照して遅延時間を与える。

10

【0019】

なお、超音波プローブ 12 によって受信されるエコー信号は、主に組織の境界から発生する。2つの媒体の音響インピーダンスが異なると、そこで散乱（反射）といった現象が起こるが、この音響インピーダンスを決定する物理定数は、媒体の密度及び音速である。すなわち、組織の硬い・軟らかいといった性状は、大局的には、そのままエコー信号に反映されているといえる。

【0020】

Bモード処理ユニット 23 は、超音波受信ユニット 22 からエコーデータを受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを行って、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ（Bモードデータ）を生成する。

20

【0021】

ドプラ処理ユニット 24 は、超音波受信ユニット 22 から受け取ったエコーデータ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、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ（ドプラデータ）を生成する。

【0022】

画像生成ユニット 25 は、Bモード処理ユニット 23 が生成したBモードデータや、ドプラ処理ユニット 24 が生成したドプラデータから、超音波画像を生成する。具体的には、画像処理ユニット 25 は、BモードデータからBモード画像を生成し、ドプラデータからドプラ画像を生成する。また、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ビデオフォーマットの走査線信号列に変換（スキャンコンバート）し、表示画像としての超音波画像（Bモード画像やドプラ画像）を生成する。

30

【0023】

画像メモリ 26 は、画像生成ユニット 25 が生成した超音波画像や、超音波画像を画像処理することで生成した画像を記憶するメモリである。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おり、静止画像的に、あるいは複数枚を使って動的に再生することが可能である。また、画像メモリ 26 は、超音波受信ユニット 22 通過後の画像輝度信号、その他の生データ、ネットワークを介して取得した画像データ等を必要に応じて記憶する。

40

【0024】

制御部 28 は、超音波診断装置 10 における処理全体を制御する。具体的には、制御部 28 は、入力装置 13 を介して操作者から入力された各種指示や設定要求、記憶媒体 29 から読み込んだ各種プログラム及び各種設定情報に基づき、超音波送信ユニット 21、超音波受信ユニット 22、Bモード処理ユニット 23、ドプラ処理ユニット 24、及び画像生成ユニット 25 の処理を制御したり、画像メモリ 26 が記憶する超音波画像などをモニタ 14 にて表示するように制御したりする。

【0025】

記憶媒体 29 は、超音波送受信、画像処理及び表示処理を行うための装置制御プログラムや、診断情報（例えば、患者ID、医師の所見など）、診断プロトコルや各種設定情報

50

などの各種データなどを記憶する。また、記憶媒体 29 は、後述する解析部 28 a と同様の処理を実行する手順と、後述する解析結果表示制御部 28 b と同様の処理を実行する手順とが記述された解析プログラムを記憶する。また、記憶媒体 29 は、必要に応じて、画像メモリ 26 が記憶する画像の保管などにも使用される。なお、記憶媒体 29 が記憶するデータは、インターフェース 30 を経由して、外部の周辺装置へ転送することができる。

【0026】

インターフェース 30 は、入力装置 13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示を省略）に関するインターフェースである。超音波診断装置 10 によって得られた超音波画像などのデータや解析結果などは、インターフェース 30 によって、ネットワークを介して他の装置へ転送することができる。

【0027】

なお、装置本体 11 に内蔵される超音波送信ユニット 21 及び超音波受信ユニット 22 などは、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プログラムである場合もある。

【0028】

さて、実施例 1 に係る超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 12 を介して複数方向の超音波ビームを送信するとともに、超音波プローブ 12 を介して複数方向のエコー信号を受信する。

【0029】

図 2 は、実施例 1 における超音波画像表示の処理手順を示すフローチャートであり、図 3 A ~ 3 D は、実施例 1 における超音波ビームの送信方向を説明するための図である。なお、実施例 1 においては、超音波診断装置 10 が 3 方向の超音波ビームを送信すると想定するが、開示の技術はこれに限られるものではなく、超音波ビームの送信方向の数は、運用の形態などに応じて任意に変更することができる。

【0030】

図 2 に例示するように、超音波診断装置 10 は、操作者からの開始指示を受け付けるなどして処理を開始すると、ビームパターン数を取得する（ステップ S 101）。例えば、超音波診断装置 10 は、記憶媒体 29 に予め記憶されたビームパターン数『3』を記憶媒体 29 から読み出すことで取得する。また、例えば、超音波診断装置 10 は、ビームパターン数『3』の指示を操作者から受け付けることで取得する。

【0031】

次に、超音波診断装置 10 は、i 番目のビーム方向で超音波の送受信を行う（ステップ S 102）。具体的には、まず、送信遅延部 21 b 及び受信遅延部 22 b が、それぞれ、ステップ S 101 において取得されたビームパターン数に従って遅延時間を計算する。実施例 1 において、ビームパターン数は『3』であるので、送信遅延部 21 b 及び受信遅延部 22 b は、3 回の送受信のそれぞれについて、決められたビーム方向をなすような遅延時間を各素子について計算する。そして、超音波送信ユニット 21 及び超音波受信ユニット 22 が、送信遅延部 21 b 及び受信遅延部 22 b によって計算された遅延時間のパターンを用いて、超音波の送受信を行う。

【0032】

例えば、超音波送信ユニット 21 及び超音波受信ユニット 22 は、図 3 A に例示するように、走査線 42 の方向が超音波プローブ 12 の圧電振動子に対して 90 度の角度となるように、超音波を送受信する。

【0033】

続いて、超音波診断装置 10 は、B モード画像を生成する（ステップ S 103）。具体的には、B モード処理ユニット 23 が、超音波受信ユニット 22 からエコーデータを受け取り、受け取ったエコーデータから B モードデータを生成し、生成した B モードデータを画像生成ユニット 25 に送る。すると、画像生成ユニット 25 が、B モード処理ユニット 23 から受け取った B モードデータから B モード画像を生成する。

【0034】

そして、超音波診断装置 10 は、N 番目（実施例 1 においては 3 番目）のビームパターンまで終了したか否かを判定し（ステップ S 104）、終了していないと判定した場合には（ステップ S 104 否定）、ステップ S 102 の処理に戻る。こうして、実施例 1 に係る超音波診断装置 10 は、ビームパターン数『3』に対応する 3 つの B モード画像を生成する。

【0035】

例えば、超音波送信ユニット 21 及び超音波受信ユニット 22 は、図 3 B に例示するように、走査線 43 の方向が超音波プローブ 12 の圧電振動子に対して 90 度よりも小さい角度となるように超音波を送受信し、B モード画像を生成する。また、例えば、超音波送信ユニット 21 及び超音波受信ユニット 22 は、図 3 C に例示するように、走査線 44 の方向が超音波プローブ 12 の圧電振動子に対して 90 度よりも大きい角度となるように超音波を送受信し、B モード画像を生成する。

10

【0036】

ステップ S 104 において終了したと判定した場合には（ステップ S 104 肯定）、超音波診断装置 10 は、重畳画像を生成し（ステップ S 105）、生成した重畳画像をモニタ 14 に表示する（ステップ S 106）。具体的には、画像生成ユニット 25 が、ビームパターン数『3』に対応して生成した 3 つの B モード画像を重畳して表示画像としての重畳画像を生成し、生成した重畳画像を画像合成部 27 に送る。そして、画像合成部 27 が、画像生成ユニット 25 から送られた重畳画像にその他の情報を付与するなどして、モニタ 14 に表示する。なお、図 3 D は、異なる 3 方向の超音波ビームを送受信した場合の重畳後ビームパターンを示す。

20

【0037】

超音波診断装置 10 は、操作者からの終了指示を受け付けるなどして処理を終了するまで、上述したステップ S 102 ~ S 106 の処理手順を繰り返し実行し、超音波画像をリアルタイムに表示する。なお、実施例 1 においては、画像生成ユニット 25 が、B モード画像から重畳画像を生成するものとして説明したが、開示の技術はこれに限られるものではない。例えば、画像生成ユニット 25 は、B モードデータから直接重畳画像を生成してもよい。

【0038】

ここで、実施例 1 に係る超音波診断装置 10 は、上述したように、複数方向の超音波ビームを送受信し、重畳画像をリアルタイムに表示する処理を行うが、この処理とは別に、方向毎の断層像間にて空間的位置が対応するエコー信号を比較解析する処理を行う。なお、以下において「方向毎の断層像」と記載する場合、開示の技術は、「B モードデータ」であっても「B モード画像」であっても適用することができるが、実施例 1 においては、「B モード画像」として説明する。

30

【0039】

図 4 は、実施例 1 における断層像の格納を説明するための図である。図 4 に例示するように、実施例 1 に係る超音波診断装置 10 は、表示画像として生成した重畳画像をモニタ 14 にリアルタイムに表示するとともに、生成した重畳画像を画像メモリ 26 に格納する処理を行う。また、実施例 1 に係る超音波診断装置 10 は、この処理とは別に、方向毎の断層像も画像メモリ 26 に格納する。比較解析処理の対象とするためである。

40

【0040】

図 5 は、実施例 1 における断層像格納の処理手順を示すフローチャートである。図 5 に例示するように、実施例 1 に係る超音波診断装置 10 は、例えば操作者からボタン押下を受け付けると（ステップ S 201 肯定）、方向毎の B モード画像を画像メモリ 26 に格納する（ステップ S 202）。例えば、画像生成ユニット 25 は、ボタン押下のタイミングで収集された 3 つの B モードデータから 3 つの B モード画像それぞれ（第 1 断層像、第 2 断層像、第 3 断層像）を生成し、生成した 3 つの B モード画像を画像メモリ 26 に格納する。

【0041】

50

図 6 A ~ 6 C は、実施例 1 において超音波ビームの方向毎に生成された複数の断層像を例示する図である。図 6 A は図 3 A に対応し、図 6 B は図 3 B に対応し、図 6 C は図 3 C に対応するとする。画像生成ユニット 2 5 は、例えば、図 6 A ~ 6 C に例示する 3 つの B モード画像それぞれを画像メモリ 2 6 に格納する。

【 0 0 4 2 】

例えば、図 6 A ~ 6 C に例示するように、超音波プローブ 1 2 直下の皮下組織は、超音波ビームの方向によらず、各 B モード画像間で輝度が一定である。一方、超音波プローブ 1 2 直下の皮下組織の下を横に走る『腱』は、図 6 A に例示する B モード画像において輝度が最大である（明るい）が、図 6 B や図 6 C に例示する B モード画像においては、輝度がやや低下している（暗くなっている）。

10

【 0 0 4 3 】

図 6 A に例示する B モード画像は、図 3 A を用いて説明したように、超音波ビームが『腱』にほぼ垂直に入射された場合の断層像である。これに対し、図 6 B や図 6 C に例示する B モード画像は、超音波ビームが『腱』にやや斜めに入射された場合の断層像である。

【 0 0 4 4 】

このように、超音波ビームの方向を変えて方向毎の B モード画像を生成すると、同一部分であっても、輝度が異なってみえる。これは、組織の角度依存性（異方性効果）によるものである。例えば筋肉や腱など、例えば特定の方向に線維が並ぶ線維構造の組織は、入射する超音波ビームの方向に応じて反射するエコー信号の強度が異なるという性質を有する。これが、角度依存性である。

20

【 0 0 4 5 】

図 1 に戻り、制御部 2 8 は、解析部 2 8 a と、解析結果表示制御部 2 8 b とを有する。これらの各部が、方向毎の断層像間にて空間的位置が対応するエコー信号を比較解析する処理を行う。解析部 2 8 a は、超音波ビームの方向毎に生成された複数の断層像間にて空間的位置が対応するエコー信号を比較し、断層像に描出された被検体の組織性状を解析する。具体的には、解析部 2 8 a は、エコー信号の強度に基づいて割り当てられる輝度を比較することで、組織性状を解析する。なお、エコー信号の強度を直接比較する手法でもよい。解析結果表示制御部 2 8 b は、解析部 2 8 a によって解析された解析結果をモニタ 1 4 に表示する。

【 0 0 4 6 】

30

図 7 は、実施例 1 における解析及び解析結果表示の処理手順を示すフローチャートであり、図 8 は、実施例 1 における R O I 指定の受付を例示する図であり、図 9 は、実施例 1 において表示される解析結果を例示する図である。

【 0 0 4 7 】

図 7 に例示するように、まず、解析部 2 8 a は、操作者から解析指示を受け付けたか否かを判定し（ステップ S 3 0 1）、受け付けたと判定した場合（ステップ S 3 0 1 肯定）、R O I 指定用の画像を表示する（ステップ S 3 0 2）。例えば、解析部 2 8 a は、図 8 に例示するように、R O I 指定用の画像をモニタ 1 4 に表示する。

【 0 0 4 8 】

40

次に、解析部 2 8 a は、ステップ S 3 0 2 において表示した画像上にて R O I の指定を受け付け、受け付けた場合（ステップ S 3 0 3 肯定）、R O I 内の輝度を解析する（ステップ S 3 0 4）。

【 0 0 4 9 】

例えば、図 8 に例示するように、解析部 2 8 a は、R O I 指定用の画像上にて、『R O I 1』及び『R O I 2』の指定を受け付ける。すると、解析部 2 8 a は、超音波ビームの方向毎に生成された複数の B モード画像それぞれについて『R O I 1』内の輝度を解析し、例えば『R O I 1』内の輝度の平均値を求めるなどして、B モード画像間で空間的位置が対応するエコー信号を比較する。また、解析部 2 8 a は、超音波ビームの方向毎に生成された複数の B モード画像それぞれについて『R O I 2』内の輝度を解析し、例えば『R O I 2』内の輝度の平均値を求めるなどして、B モード画像間で空間的位置が対応するエ

50

コー信号を比較する。

【0050】

そして、解析結果表示制御部28bが、解析結果を表示する(ステップS305)。例えば、解析結果表示制御部28bは、図9に例示する解析結果をモニタ14に表示する。なお、図9に例示する解析結果は一例に過ぎず、解析結果表示制御部28bは、解析結果を、数値や文字、他のグラフなどによって表示してもよい。

【0051】

さて、図9を用いて、実施例1における解析結果を説明する。例えば図9は、ビーム角度と輝度との関係をROI毎に示す。例えば、実線の曲線51は、『ROI1』に対応し、点線の曲線52は、『ROI2』に対応するとする。すると、『ROI1』の解析結果は、超音波ビームの角度に応じて輝度が変化しているのに対し、『ROI2』の解析結果は、超音波ビームの角度に応じた輝度の変化が少ないことがわかる。

【0052】

ここで、上述したように、例えば線維構造の組織などには、入射する超音波ビームの方向に応じて反射するエコー信号の強度が異なるという角度依存性がある。言い換えると、角度依存性を有する組織が正常であれば、超音波ビームの方向毎に生成された断層像間で空間的位置が対応するエコー信号同士を比較した場合、超音波ビームの方向に応じて輝度が変化すると考えられる。一方、超音波ビームの方向毎に生成された断層像間で空間的位置が対応するエコー信号同士を比較し、超音波ビームの方向に応じて輝度が変化しない場合には、組織が異常であると考えられる。

【0053】

すなわち、例えば図9の例で説明すると、超音波ビームの角度に応じて輝度が変化する『ROI1』は正常であると考えられるが、超音波ビームの角度に応じて輝度が変化しない『ROI2』は異常であると考えられる。このように、解析結果表示制御部28bが表示する解析結果には、超音波画像上に表される情報が定量的に表現されており、操作者は、モニタ14に表示された解析結果を見ることで、超音波画像上に表される情報を定量的に把握することができる。

【0054】

なお、説明の便宜上、組織が『正常』であるか『異常』であるかを定量的に表現すると説明したが、解析結果は、必ずしも組織の正常異常を表現するものとは限らない。例えば、超音波ビームを様々な方向に反射し易い性状であるか、一方向のみに反射し易い性状であるかなど、組織の性状を定量的に表現するものである。

【0055】

また、実施例1においては、ROIの指定を2箇所受け付ける例を説明したが、開示の技術はこれに限られるものではない。図10は、実施例1におけるROI指定の受付の他の例を例示する図であり、図11は、実施例1において表示される解析結果の他の例を例示する図である。

【0056】

例えば、解析部28aは、ROI指定用の画像上にて、図10に例示するように、『ROI1』、『ROI2』、『ROI3』、及び『ROI4』の指定を受け付ける。すると、解析部28aは、超音波ビームの方向毎に生成された複数のBモード画像それぞれについて、『ROI1』、『ROI2』、『ROI3』、及び『ROI4』内の輝度を解析し、Bモード画像間で空間的位置が対応するエコー信号を比較する。そして、解析結果表示制御部28bは、図11に例示するように、解析結果を表示する。

【0057】

[実施例1の効果]

上述したように、実施例1に係る超音波診断装置10において、超音波送信ユニット21及び超音波受信ユニット22が、超音波プローブ12を介して複数方向の超音波ビームを送信するとともに超音波プローブ12を介して複数方向のエコー信号を受信する。また、Bモード処理ユニット23及び画像生成ユニット25が、超音波受信ユニット22によ

10

20

30

40

50

って受信されたエコー信号を用いて超音波ビームの方向毎に断層像を生成する。また、解析部 28a が、超音波ビームの方向毎に生成された複数の断層像間にて空間的位置が対応するエコー信号を比較し、断層像に描出された被検体の組織性状を解析する。また、解析結果表示制御部 28b が、解析部 28a によって解析された解析結果をモニタ 14 に表示する。このようなことから、実施例 1 によれば、超音波画像上に表される情報を定量的に表現することが可能になる。超音波診断装置 10 は、例えば角度依存性を定量的に表示することが可能になる。この結果、操作者は、例えば、特定の方向に線維構造を持つ組織とそうでない組織とを簡単に見分けることができる。

【0058】

また、解析部 28a は、エコー信号の強度、又は、強度に基づいて割り当てられる輝度を比較することで、組織性状を解析する。このようなことから、実施例 1 によれば、角度依存性を有する組織について、その組織性状を有効に解析することが可能になる。

【0059】

また、解析部 28a は、関心領域の指定を受け付け、指定された関心領域内のエコー信号を比較する。このようなことから、実施例 1 によれば、解析対象として所望される領域についてのみ解析処理を行うことができ、効率的に解析することが可能になる。

【実施例 2】

【0060】

次に、実施例 2 に係る超音波診断装置 10 を説明する。実施例 2 に係る超音波診断装置 10 は、解析結果として、カラーマッピング画像を表示する。

【0061】

図 12A ~ 12C は、実施例 2 において表示される解析結果を例示する図である。例えば、実施例 2 に係る解析部 28a は、複数の B モード画像間にて、空間的位置が対応する画素同士の輝度変化を求めることで、角度依存性の度合いを算出する。例えば、解析部 28a は、複数の B モード画像から 2 枚の B モード画像を選択し、選択した B モード画像間で、空間的位置が対応する画素同士の輝度差を算出する。そして、解析部 28a は、算出した輝度差に応じてカラーを割り当て、解析結果表示制御部 28b が、解析部 28a によってカラーを割り当てられた画像と元の画像とを重畳したカラーマッピング画像を表示する。なお、解析結果表示制御部 28b は、必ずしも元の画像と重畳せずに、カラーを割り当てた画像のみをカラーマッピング画像として表示してもよい。

【0062】

例えば、図 12A ~ 12C に例示するように、解析部 28a は、図 12A の B モード画像と、図 12B の B モード画像とを選択し、選択した B モード画像間で、空間的位置が対応する画素同士の輝度差を算出する。また、解析部 28a は、算出した輝度差に応じてカラーを割り当てる。例えば、輝度差が大きい場合には赤色成分が強くなるように、一方輝度差が小さい場合には黄色成分が強くなるようにカラーを割り当てる。そして、解析結果表示制御部 28b は、図 12C に例示するように、カラーを割り当てられた画像と元の画像とを重畳したカラーマッピング画像を表示する。例えば、図 12C に例示するカラーマッピング画像においては、強い角度依存性を示す『腱』と、角度依存性が弱いその他の領域とが明確に区別されている。なお、図 12A ~ 12C においては、説明の便宜上、カラーの違いは、パターンの違いで表現している。

【0063】

なお、実施例 2 においても、実施例 1 と同様、ROI の指定を受け付けることが可能である。図 13A ~ 13C は、実施例 2 において表示される解析結果の他の例を例示する図である。例えば、図 13 に例示するように、解析部 28a は、図 13A の B モード画像と、図 13B の B モード画像とを選択し、選択した B モード画像間のうち、ROI として指定された領域内で、空間的位置が対応する画素同士の輝度差を算出する。また、解析部 28a は、算出した輝度差に応じてカラーを割り当てる。そして、解析結果表示制御部 28b は、図 13C に例示するように、カラーを割り当てられた画像と元の画像とを重畳したカラーマッピング画像を表示する。例えば、図 13C に例示するカラーマッピング画像に

においては、強い角度依存性を示す『腱』の中で、一部の領域のみ、角度依存性が弱いことを示している。例えば医師は、このカラーマッピング画像を見ることで、腱の一部に消失や断裂が生じていることを簡単に見分けることができる。

【0064】

ところで、図12A～12Cや図13A～13Cの例では、解析対象の組織が水平方向の線維構造を有しているため、2枚のBモード画像間で比較を行う手法によっても期待した効果が得られた。もっとも、例えば、解析対象の組織が超音波プローブ12の素子面に対して平行に位置していない場合、上述の手法では期待した効果が得られないおそれがある。

【0065】

そこで、一般的には、3枚以上のBモード画像間で比較を行う手法を採用することが望ましい。この場合、例えば、解析部28aは、3枚以上のBモード画像間で、空間的位置が対応する画素同士を比較し、最も輝度が高くなる超音波ビームの角度を求める。そして、解析部28aは、その角度の前後に位置付けられる所定の角度における輝度と、最大輝度との輝度差を算出し、カラーを割り当てる。

【0066】

例えば、Bモード画像中の点Aについて、ビーム角度 x° のときの輝度を $I(x)$ とし、輝度が最大になるときのビーム角度を $x_{\max}$ とする。このとき、ビーム角度 $x_{\max}$ から一定の角度 α だけ離れた角度のビームを送受信して得られたBモード画像中の点Aの輝度は、 $I(x_{\max} + \alpha)$ 、 $I(x_{\max} - \alpha)$ である。したがって、これらの輝度と最大輝度との輝度差は、 $I(x_{\max}) - I(x_{\max} + \alpha)$ 、 $I(x_{\max}) - I(x_{\max} - \alpha)$ である。そこで、 $I(x_{\max}) - I(x_{\max} + \alpha)$ と $I(x_{\max}) - I(x_{\max} - \alpha)$ との平均値を、角度依存性の程度として定義する。

【0067】

図14は、実施例2における解析を説明するための図である。図14に例示する×印で示されるBモード画像のある点は、符号62のビーム角度において、最大輝度を示す。一方、○印で示されるBモード画像のある点は、符号73のビーム角度において、最大輝度を示す。この2つの点における角度依存性の程度は、前者の点(×印の点)については、符号61、62、63のビーム角度における輝度を用いて算出する。一方、後者の点(○印の点)については、符号72、73、74のビーム角度における輝度を用いて算出する。そして、解析部28aは、求めた角度依存性の程度に基づいて色を割り当てる。こうして、解析部28aは、解析対象の組織が超音波プローブ12に対して水平方向であるか否かにかかわらず、角度依存性の程度を定量的に求めることが可能になる。

【実施例3】

【0068】

次に、実施例3に係る超音波診断装置10を説明する。実施例1や実施例2においては、超音波診断装置10が、組織性状の解析を事後的に行う例を説明したが、開示の技術はこれに限られるものではない。すなわち、実施例3に係る超音波診断装置10は、超音波画像をリアルタイムに表示するとともに、組織性状の解析をリアルタイムに行い、解析結果をリアルタイムに表示する。

【0069】

図15は、実施例3における解析及び解析結果表示を説明するための図である。図15に例示するように、実施例3に係る超音波診断装置10は、表示画像として生成した重畳画像をモニタ14にリアルタイムに表示するとともに、方向毎の断層像もリアルタイムに画像メモリ26に格納する。そして、実施例3に係る超音波診断装置10は、画像メモリ26に格納された方向毎の断層像をリアルタイムに解析し、解析結果であるカラーマッピング画像をモニタ14にリアルタイムに表示する。なお、カラーマッピング画像の生成手法は、実施例2において説明した手法を用いることができる。また、図15では、表示画像として生成した重畳画像を表示するモニタ(モニタ1)と、カラーマッピング画像を表示するモニタ(モニタ2)とをそれぞれ示しているが、重畳画像とカラーマッピング画像

10

20

30

40

50

とは同じモニタに表示されてもよいし、別のモニタに表示されてもよい。

【 0 0 7 0 】

図 1 6 は、実施例 3 における超音波画像表示の処理手順を示すフローチャートであり、図 1 7 は、実施例 3 における解析及び解析結果表示の処理手順を示すフローチャートである。図 1 6 に例示する処理手順と図 2 に例示した処理手順とを対比するとわかるように、実施例 3 に係る超音波診断装置 1 0 は、ステップ S 4 0 3 の処理が、ステップ S 1 0 3 と異なる。

【 0 0 7 1 】

実施例 1 に係る超音波診断装置 1 0 の場合、ステップ S 1 0 3 において生成された B モード画像は、ステップ S 1 0 5 において重畳画像を生成するまでは一時的に画像メモリ 2 6 に格納されるが、重畳画像の生成に用いられた後は特に保存される必要がないものであった。解析対象の画像ではないからである。このため、図 2 に例示するフローチャート内においては B モード画像の格納については明示せず、図 5 に例示するフローチャートにおいて、B モード画像の格納を明示した。

【 0 0 7 2 】

この点、実施例 3 に係る超音波診断装置 1 0 の場合、組織性状の解析をリアルタイムに行い、解析結果をリアルタイムに表示するので、ステップ S 4 0 3 において生成された B モード画像は、解析対象の画像とするために、画像メモリ 2 6 に格納される。

【 0 0 7 3 】

そして、図 1 7 に例示するように、解析部 2 8 a は、ビームパターンの数分 (N 枚分) の B モード画像が画像メモリ 2 6 に格納されると (ステップ S 5 0 1 肯定) 、リアルタイムに輝度差を算出する (ステップ S 5 0 2) 。そして、解析部 2 8 a は、輝度差に応じてリアルタイムにカラーマッピングを行い (ステップ S 5 0 3) 、解析結果表示制御部 2 8 b は、カラーマッピング画像をリアルタイムに表示する (ステップ S 5 0 4) 。例えば、解析結果表示制御部 2 8 b は、通常の超音波画像 (重畳画像) に並べてカラーマッピング画像をリアルタイムに表示するなどする。なお、ステップ S 5 0 1 から S 5 0 4 の処理は、例えば操作者から終了指示を受け付けるまで繰り返し行われる。

【 実施例 4 】

【 0 0 7 4 】

なお、開示の技術は、上記実施例以外にも、種々の異なる形態にて実施されてよいものである。

【 0 0 7 5 】

[方向別 B モード画像の表示]

図 1 8 は、実施例 4 に係る制御部 2 8 の構成を示すブロック図であり、図 1 9 は、実施例 4 において表示される B モード画像を例示する図であり、図 2 0 は、実施例 4 において表示される B モード画像の他の例を例示する図である。

【 0 0 7 6 】

図 1 8 に例示するように、実施例 4 に係る制御部 2 8 は、方向別 B モード画像表示制御部 2 8 c をさらに有する。方向別 B モード画像表示制御部 2 8 c は、超音波ビームの方向毎に生成された複数の B モード画像を、モニタ 1 4 に並べて表示する、又は、各 B モード画像を切り替えて表示する。この結果、操作者は、方向毎に生成された複数の B モード画像を簡単に見比べることが可能になる。

【 0 0 7 7 】

例えば、方向別 B モード画像表示制御部 2 8 c は、図 1 9 に例示するように、超音波ビームの方向毎に生成された複数の B モード画像を、モニタ 1 4 に並べて表示する。また、例えば、方向別 B モード画像表示制御部 2 8 c は、図 2 0 に例示するように、超音波ビームの方向毎に生成された各 B モード画像を切り替えて表示する。例えば、操作者がトラックボールを操作することにより (図 2 0 の矢印を参照) 、超音波ビームの方向毎に生成された B モード画像は、コマ送りのように切り替えて表示される。

【 0 0 7 8 】

[制御部]

また、上記実施例においては、送信遅延部 2 1 b 及び受信遅延部 2 2 b が遅延時間を計算し、計算した遅延時間のパターンを用いて超音波の送受信を行うものとして説明したが、開示の技術はこれに限られるものではない。例えば、遅延時間の計算などの制御は、制御部 2 8 が行ってもよい。

【 0 0 7 9 】

[解析時の補正]

また、上記実施例において、解析部 2 8 a は、B モード画像を解析する際に特に補正を行わなかったが、開示の技術はこれに限られるものではなく、補正を行った上で B モード画像を解析してもよい。例えば、超音波プローブ 1 2 の素子面の法線方向からずれた方向に超音波ビームの送受信を行う場合には、音場の変化に伴って、法線方向に送受信する場合よりもエコー信号が弱くなる傾向がある。そこで、解析部 2 8 a は、この影響による輝度の変化分を予め補正した上で解析を行ってもよい。例えば、解析部 2 8 a は、実験データなどとして取得された輝度の変化分を、超音波ビームの方向毎に予め記憶する。解析部 2 8 a は、該当する超音波ビームの方向を用いて記憶部を参照し、補正すべき輝度の変化分を取得する。そして、解析部 2 8 a は、取得した変化分を用いて B モード画像の輝度を補正した上で解析を行う。なお、補正のタイミングは、解析を行う際に補正してもよいし、B モード画像を生成する際に補正してもよい。

10

【 0 0 8 0 】

[解析プログラム]

また、上記実施例において説明した解析方法は、解析プログラムによる情報処理がコンピュータを用いて具体的に実現されることで実行されてもよい。コンピュータは、例えば、CPU (Central Processing Unit) と、システムメモリと、ハードディスクドライブインタフェースと、ディスクドライブインタフェースと、シリアルポートインタフェースと、ビデオアダプタと、ネットワークインタフェースとを有し、これらの各部はシステムバスによって接続される。システムメモリは、ROM (Read Only Memory) 及び RAM (Random Access Memory) を含む。ROM は、例えば、BIOS (Basic Input Output System) 等のブートプログラムを記憶する。ハードディスクドライブインタフェースは、ハードディスクドライブに接続される。ディスクドライブインタフェースは、ディスクドライブに接続される。例えば磁気ディスクや光ディスク等の着脱可能な記憶媒体が、ディスクドライブに挿入される。シリアルポートインタフェースは、例えば、マウス、キーボードに接続される。ビデオアダプタは、例えば、ディスプレイに接続される。

20

30

【 0 0 8 1 】

ここで、ハードディスクドライブは、例えば、OS (Operating System)、アプリケーションプログラム、プログラムモジュール、プログラムデータを記憶する。すなわち、開示の技術に係る解析プログラムは、コンピュータによって実行される指令が記述されたプログラムモジュールとして、例えばハードディスクに記憶される。具体的には、上記実施例で説明した解析部 2 8 a と同様の処理を実行する手順と、解析結果表示制御部 2 8 b と同様の処理を実行する手順とが記述されたプログラムモジュールが、ハードディスクに記憶される。

40

【 0 0 8 2 】

なお、解析プログラムに係るプログラムモジュールやプログラムデータは、ハードディスクに記憶される場合に限られず、例えば着脱可能な記憶媒体に記憶され、ディスクドライブ等を介して CPU によって読み出されてもよい。あるいは、解析プログラムに係るプログラムモジュールやプログラムデータは、ネットワーク (LAN (Local Area Network)、WAN (Wide Area Network) 等) を介して接続された他のコンピュータに記憶され、ネットワークインタフェースを介して CPU によって読み出されてもよい。

【 0 0 8 3 】

[画像処理装置]

また、上述の実施例においては、超音波診断装置 1 0 が、解析部 2 8 a 及び解析結果表

50

示制御部 28b を備え、あるいは、超音波診断装置 10 が、解析部 28a、解析結果表示制御部 28b、及び方向別 B モード画像表示制御部 28c を備える例を説明したが、実施形態はこれに限られるものではない。

【0084】

例えば、超音波診断装置 10 によって受信されたエコー信号について、超音波診断装置 10 とは異なる画像処理装置 50 が、解析を行い、解析結果を表示してもよい。

【0085】

図 21 は、その他の実施例における構成例を説明するための図である。図 21 に示すように、その他の実施例において、超音波診断装置 10 は、実施例 1 と同様、超音波プローブ 12 を介して複数方向の超音波ビームを送信するとともに超音波プローブ 12 を介して複数方向のエコー信号を受信する。また、超音波診断装置 10 は、実施例 1 と同様、受信したエコー信号を用いて超音波ビームの方向毎に断層像を生成する。この断層像は、ネットワークなどを介して画像処理装置 50 に送られる。なお、エコー信号が画像処理装置 50 に送られ、画像処理装置 50 側で、超音波ビームの方向毎に断層像を生成してもよい。

【0086】

一方、画像処理装置 50 は、図 21 に示すように、インタフェース 51 と、制御部 52 と、モニタ 53 とを有する。インタフェース 51 は、超音波診断装置 10 のインタフェース 30 と同様、ネットワークなどに関するインターフェースである。また、制御部 52 は、超音波診断装置 10 の制御部 28 と同様、画像処理装置 50 における処理全体を制御するプロセッサである。また、モニタ 53 は、超音波診断装置 10 のモニタ 14 と同様、解析結果を表示したりする。

【0087】

また、制御部 52 は、図 21 に示すように、解析部 52a、解析結果表示制御部 52b、及び方向別 B モード画像表示制御部 52c を備える。なお、実施形態はこれに限られるものではなく、制御部 52 は、例えば方向別 B モード画像表示制御部 52c を備えなくてもよい。

【0088】

解析部 52a は、超音波ビームの方向毎に生成された複数の断層像間にて空間的位置が対応するエコー信号を比較し、断層像に描出された被検体の組織性状を解析する。また、解析結果表示制御部 52b は、解析部 52a によって解析された解析結果をモニタ 53 に表示する。また、方向別 B モード画像表示制御部 52c は、超音波ビームの方向毎に生成された複数の B モード画像を、モニタ 53 に並べて表示する、又は、各 B モード画像を切り替えて表示する。

【0089】

以上述べた少なくとも一つの実施形態の超音波診断装置、画像処理装置、及び解析プログラムによれば、超音波画像上に表される情報を定量的に表現することができる。

【0090】

[その他]

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

【0091】

- 10 超音波診断装置
- 28 制御部
- 28a 解析部
- 28b 解析結果表示制御部

10

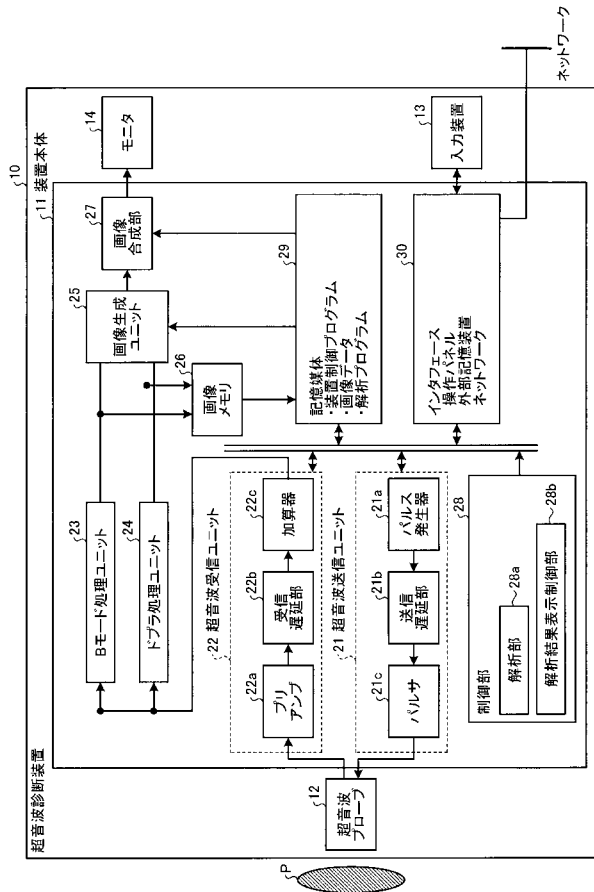
20

30

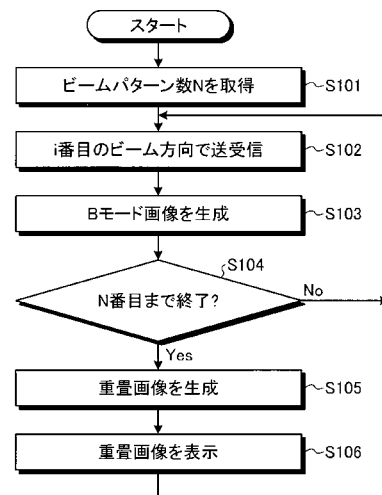
40

50

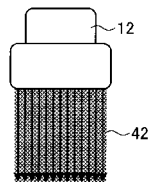
【図 1】



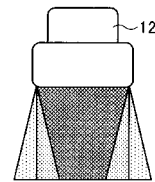
【図 2】



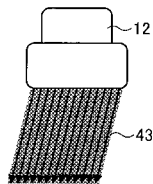
【図 3 A】



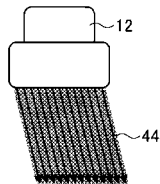
【図 3 D】



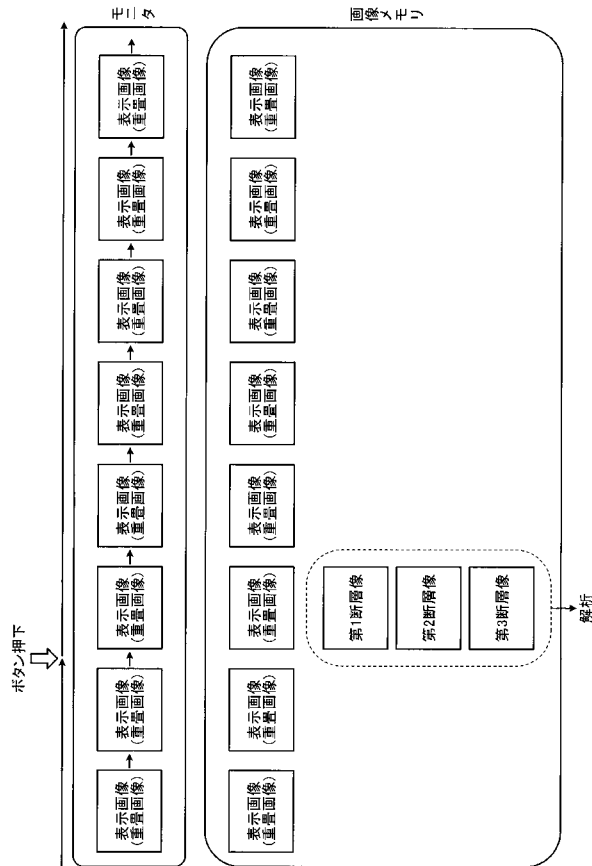
【図 3 B】



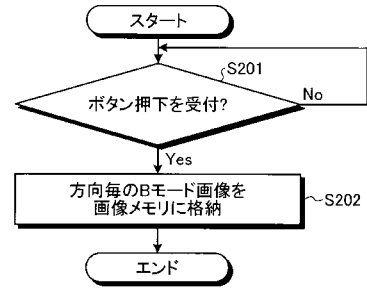
【図 3 C】



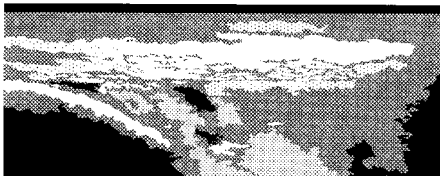
【図 4】



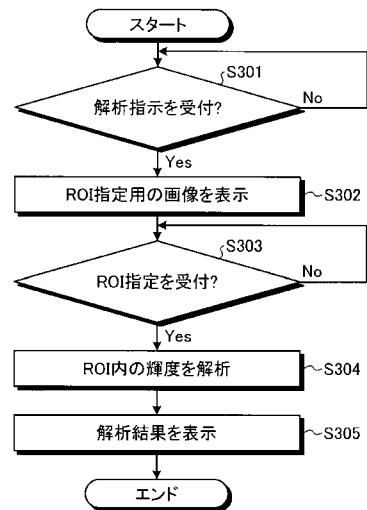
【図 5】



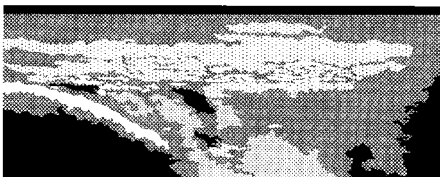
【図 6 A】



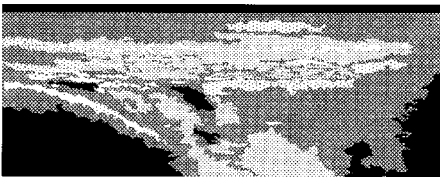
【図 7】



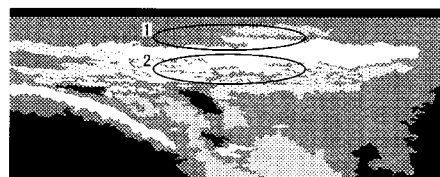
【図 6 B】



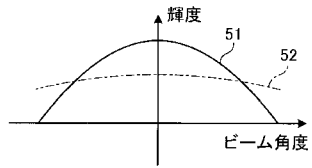
【図 6 C】



【図 8】



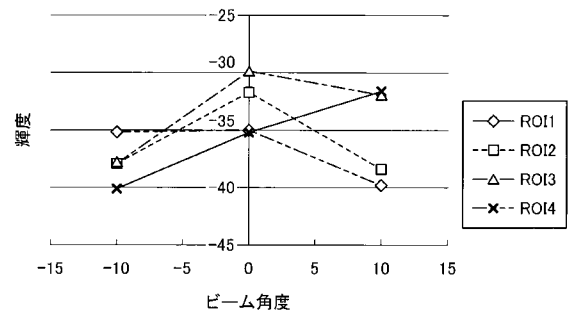
【図 9】



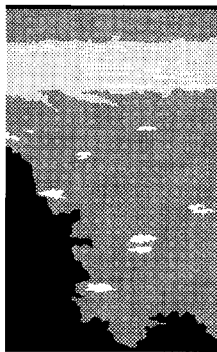
【図 10】



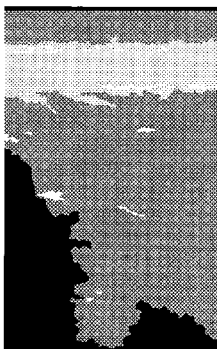
【図 11】



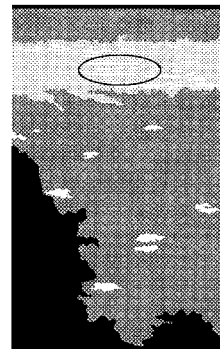
【図 12 A】



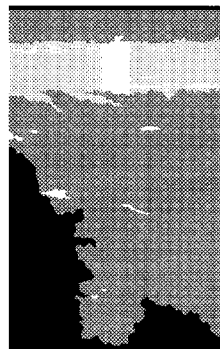
【図 12 B】



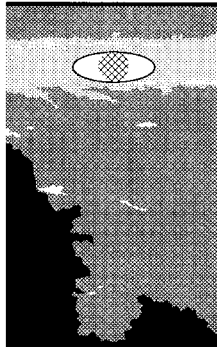
【図 13 A】



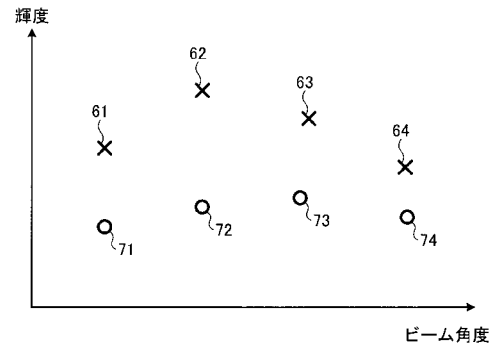
【図 13 B】



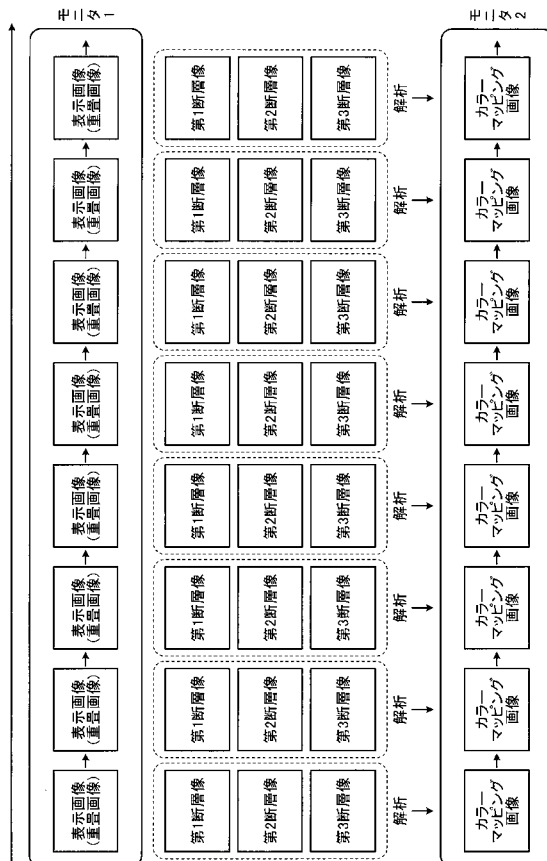
【図 13C】



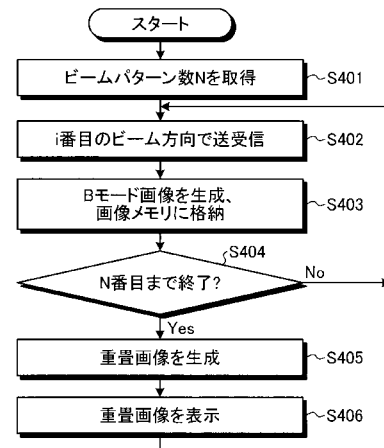
【図 14】



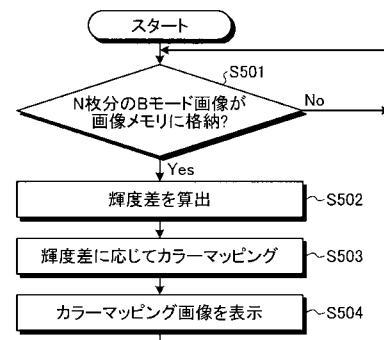
【図 15】



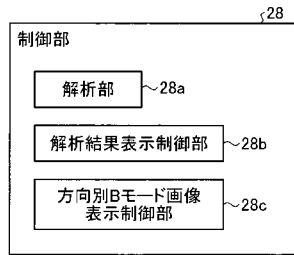
【図 16】



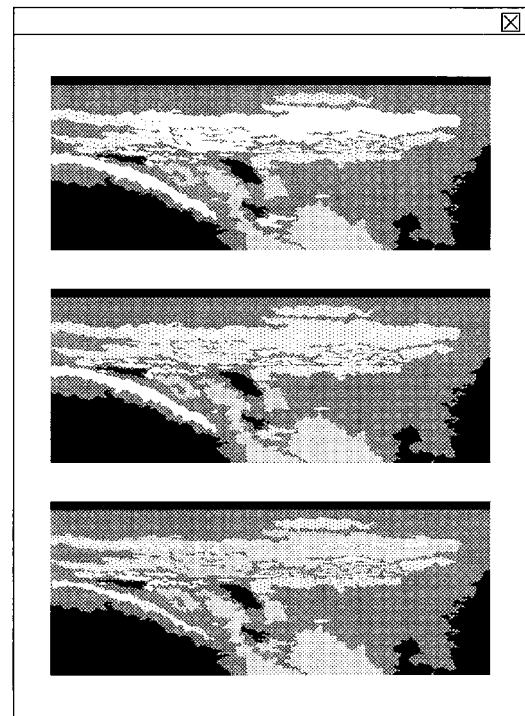
【図 17】



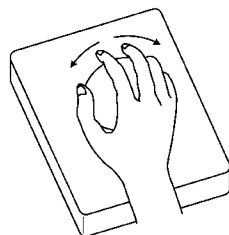
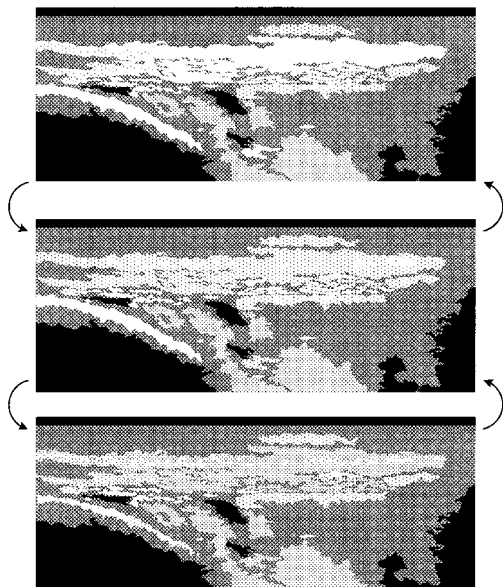
【図 18】



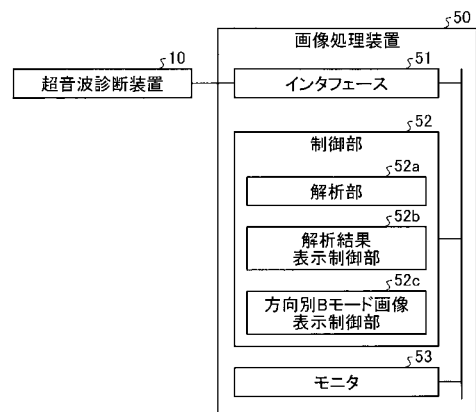
【図 19】



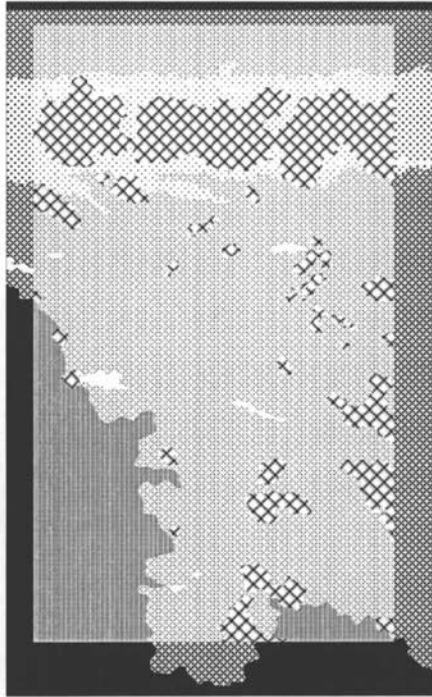
【図 20】



【図 21】



【図 12 C】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB07 BB27 EE09 JB36 JC18 JC37 KK02 KK12 KK24 KK25
KK27 LL04 LL38

专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和分析程序		
公开(公告)号	JP2012030048A	公开(公告)日	2012-02-16
申请号	JP2011128059	申请日	2011-06-08
[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	金山侑子 神山直久		
发明人	金山 侑子 神山 直久		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8995 G01S7/52036 G01S7/52063 G01S7/52071 G01S15/8979 G06T7/0014 G06T2200/24 G06T2207/10136 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB07 4C601/BB27 4C601/EE09 4C601/JB36 4C601/JC18 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK27 4C601/LL04 4C601/LL38		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2010151987 2010-07-02 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：定量表达超声图像上表达的信息。 超声波发送单元和超声波接收单元经由超声波探头在多个方向上发送超声波束，并且经由超声波探头在多个方向上接收回波信号。 B模式处理单元23和图像生成单元25使用由超声波接收单元22接收的回波信号，为超声波束的每个方向生成断层图像。此外，分析单元28a比较针对针对超声波束的每个方向生成的多个断层图像中的空间位置对应的回波信号，并基于该比较执行分析。另外，分析结果显示控制单元28b在监视器14上显示由分析单元28a分析的分析结果。 点域1

