

(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2011-143062

(P2011-143062A)

(43) 公開日 平成23年7月28日(2011.7.28)

(51) Int.Cl.

A 61 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 61 B 8/08

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号

特願2010-6111 (P2010-6111)

(22) 出願日

平成22年1月14日 (2010.1.14)

(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、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラム

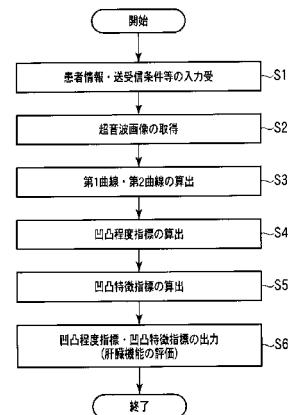
(57) 【要約】

【課題】肝臓境界線の特徴等を識別することにより、病気種類及び進行度を従来に比して適切に評価することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを提供すること。

【解決手段】肝臓に関する超音波画像に肝臓境界線を含む関心領域を設定し、平滑化処理を含む輪郭抽出処理によって取得される肝臓の境界線と、平滑化処理を含まない輪郭抽出処理によって取得される肝臓の境界線との双方を考慮して、肝臓の境界線の凹凸の程度を示す凸程度指標及び肝臓の境界線の特徴を示す凹凸特徴指標を算出する。算出された凸程度指標及び凹凸特徴指標は、所定の形態で、或いは必要に応じて肝臓機能対応表と共に、所定の形態で表示等される。

【選択図】図2

図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の肝臓の少なくとも一部を含む領域を超音波で走査し、肝臓に関するエコー信号を取得する超音波走査手段と、

前記肝臓に関するエコー信号に基づいて、肝臓に関する超音波画像を生成する画像生成手段と、

前記肝臓に関する超音波画像を用いて、前記肝臓の凹凸程度を示す第1の指標及び前記肝臓の凹凸の特徴を示す第2の指標のうち、少なくとも一方を算出する算出手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記算出手段は、

前記肝臓に関する超音波画像を用いて、平滑化処理を含む輪郭抽出処理によって肝臓の第1の境界線を取得する共に、平滑化処理を含まない輪郭抽出処理によって肝臓の第2の境界線を取得し、

前記第1の境界線及び前記第2の境界線を用いて前記第1の指標を算出し、

前記第2の境界線を用いて前記第2の指標を算出すること、

を特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記算出手段は、前記第1の境界線と前記第2の境界線との間の距離の平均値を前記第1の指標として算出することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記算出手段は、前記第2の境界線を所定の近似曲線のカーネル座標系に投影した後、周波数領域へ変換することで得られるスペクトラム分布を前記第2の指標として算出することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記算出手段は、Fast Marching 法を用いて前記第1の境界線と前記第2の境界線とを取得することを特徴とする請求項2乃至4のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第1の指標及び前記第2の指標と肝臓機能とを対応付けた肝臓機能対応表と同時に出力する出力手段をさらに具備することを特徴とする請求項1乃至5のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

被検体の肝臓の少なくとも一部を含む領域を超音波で走査して取得された、肝臓に関する超音波画像を記憶する記憶手段と、

前記肝臓に関する超音波画像を用いて、前記肝臓の凹凸程度を示す第1の指標及び前記肝臓の凹凸の特徴を示す第2の指標のうち、少なくとも一方を算出する算出手段と、

を具備することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 8】

コンピュータに、

被検体の肝臓の少なくとも一部を含む領域を超音波で走査して取得された、肝臓に関する超音波画像を用いて、前記肝臓の凹凸程度を示す第1の指標及び前記肝臓の凹凸の特徴を示す第2の指標のうち、少なくとも一方を算出させる算出機能と、

前記算出された前記第1の指標及び前記第2の指標のうちの少なくとも一方を出力させる出力機能と、

を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、肝臓の超音波画像を用いて、肝臓の病気の種類及び進行度を正確に評価することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムに関する

10

20

30

40

50

る。

【背景技術】

【0002】

超音波診断は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡単な操作で心臓の拍動や胎児の動きの様子がリアルタイム表示で得られ、かつ安全性が高いため繰り返して検査が行えるほか、システムの規模がX線、CT、MRIなど他の診断機器に比べて小さく、ベッドサイドへ移動していっての検査も容易に行えるなど簡便である。また、超音波診断はX線などのように被曝の影響がなく、産科や在宅医療等においても使用することができる。

【0003】

近年、この様な超音波診断装置を用いて、例えば肝臓等の臓器を評価するための技術が開示されている（例えば、特許文献1参照）。この技術は、肝臓表面の凹凸の不整程度示すため、平滑処理を含んで抽出される輪郭線とその近似曲線の差に基づき、挟まれた部分の面積を近似曲線の長さで割って正規化した値で不整度を表す。画像上に、挟まれた部分に色を与えて表示するものである。

10

【0004】

また、超音波画像等を用いた臓器等の輪郭の抽出法としては、例えばFast Marching法と呼ばれる手法がある。この手法は、断層像から臓器境界の抽出は、臓器領域内に初期輪郭を指定し、初期輪郭から全ての方向において伝搬は連続的に行われる。伝搬する際、画素間の経路コスト、つまり、到達時刻差は、ローカルの伝搬速度で決める。伝搬速度が画像における濃度値に依存するアイコナール方程式のような所与の式により与えられる。たとえば、臓器の境界部周辺と比べ、臓器内部の濃度値均一で、伝搬速度が速く、輪郭は、より迅速に臓器内を伝播する。これにより、輪郭が到達する地点を輪郭が到達しない地点から分離することにより、迅速な領域分割を得ることが可能となる（例えば、非特許文献1参照）。

20

【0005】

さらに、臓器等の輪郭の他の抽出法として、カーネル法と呼ばれるものがある。この手法は、データ分析する際、非線形的なデータ構造を把握するため、非線形変換を掛けることで、元のデータを分析し易い形（一般的に線形）に変換することである。例えば、非特許文献2ではカーネル法の機能がより正確に説明されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特許4202966号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】Level sets methods and fast marching method, evolving interfaces in computational geometry, fluid mechanics, computer vision and material science"、Cambridge University Press, 1999

【非特許文献2】Learning with kernels, support vector machines, regularization, optimization and beyond"、MIT Press, 2002

40

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、従来の超音波診断における臓器の評価法においては、例えば次の様な問題がある。

【0009】

すなわち、従来の評価法では、境界線付近の雑音を除去するために、輪郭線を抽出する過程において平滑化処理を実行する。このとき、雑音の除去と共に、一部の微細な境界凹凸情報も失うことになる。この一部の微細な境界凹凸情報には、病気種類を判断するための結節のパタンなども含まれるため、十分な評価ができない可能性がある。

50

【0010】

また、従来の評価法では、輪郭線とその近似曲線に挟まれた面積、つまり、近似曲線との分散で不整度として肝機能を評価する。しかしながら、肝臓の病気種類及びその進行度は様々であり、近似曲線との分散と肝機能との間に、必ずしも一対一の関数関係が成立するとは限らない。そのため、単に近似曲線との分散を肝機能の診断の指標とするのは、不十分である場合がある。より具体的には、例えば図10(a)、図10(b)に示すように二つの肝臓の輪郭線C1、C2の場合、それぞれの近似曲線は曲線を横断するL1、L2となる。この場合、近似曲線L1に対する輪郭線C1の分散と近似曲線L2に対する輪郭線C2の分散とは、ほぼ同じになる。しかしながら、輪郭線C1と輪郭線C2とを比較した場合、それぞれの凹凸の形態(ジグザグの激しさなど)は大幅に異なる。同様に、異なる進行度のC型肝硬変、B型肝硬変と境界線に同じ分散を持つ可能性もある。

10

【0011】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、肝臓境界線の特徴等を識別することより、病気種類及び進行度を従来に比して適切に評価することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0013】

請求項1に記載の発明は、被検体の肝臓の少なくとも一部を含む領域を超音波で走査し、肝臓に関するエコー信号を取得する超音波走査手段と、前記肝臓に関するエコー信号に基づいて、肝臓に関する超音波画像を生成する画像生成手段と、前記肝臓に関する超音波画像を用いて、前記肝臓の凹凸程度を示す第1の指標及び前記肝臓の凹凸の特徴を示す第2の指標のうち、少なくとも一方を算出する算出手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0014】

請求項7に記載の発明は、被検体の肝臓の少なくとも一部を含む領域を超音波で走査して取得された、肝臓に関する超音波画像を記憶する記憶手段と、前記肝臓に関する超音波画像を用いて、前記肝臓の凹凸程度を示す第1の指標及び前記肝臓の凹凸の特徴を示す第2の指標のうち、少なくとも一方を算出する算出手段と、を具備することを特徴とする超音波画像処理装置である。

30

【0015】

請求項8に記載の発明は、コンピュータに、被検体の肝臓の少なくとも一部を含む領域を超音波で走査して取得された、肝臓に関する超音波画像を用いて、前記肝臓の凹凸程度を示す第1の指標及び前記肝臓の凹凸の特徴を示す第2の指標のうち、少なくとも一方を算出させる算出機能と、前記算出された前記第1の指標及び前記第2の指標のうちの少なくとも一方を出力させる出力機能と、を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラムである。

【発明の効果】

【0016】

以上本発明によれば、肝臓境界線の特徴等を識別することより、病気種類及び進行度を従来に比して適切に評価することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成図を示している。

【図2】図2は、本肝臓診断支援機能に従う処理(肝臓診断支援処理)の流れを示したフローチャートである。

【図3】図3は、本肝臓診断支援処理のステップS3、S4、S5における処理をさらに詳しく説明するための図である。

50

【図4】図4は、肝臓の模式図である

【図5】図5は、肝臓の超音波断層像の一例を示す図である。

【図6】図6(a)、(b)、(c)、(d)は、図2のステップS3における処理を説明するための図である。

【図7】図7(a)、図7(b)は、ステップS5において実行される非線形座標変換処理を説明するための図である。

【図8】図8は、凹凸特徴指標としての正規化されたスペクトラム分布の一例を示した図である。

【図9】図9は、凹凸程度指標及び凹凸特徴指標と肝臓機能とを対応付けた肝臓機能対応表の一例を示した図である。

【図10】図10(a)、図10(b)は、従来の肝臓機能の評価法を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。また、各実施形態においては説明を具体的とするため、診断対象は乳房であるとする。しかしながら、これに拘泥されることなく、本発明に係る技術的思想は、乳房以外の所定の臓器、例えば肝臓、脾臓等に対しても有効である。

【0019】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置のプロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置10、装置本体に接続される超音波プローブ12、入力装置13、モニター14、装置本体に内蔵される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、画像生成ユニット25、画像メモリ26、画像合成ユニット27、制御プロセッサ(CPU)28、記憶ユニット29、インターフェースユニット30を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0020】

超音波プローブ12は、超音波送受信ユニット21からの駆動信号に基づき超音波を発生し、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、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するパッキング材等を有している。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。

【0021】

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、タッチボール、マウス、キーボード等を有している。例えば、操作者が入力装置13の終了ボタンやFREEZEボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

【0022】

モニター14は、画像合成ユニット26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。

【0023】

超音波送信ユニット21は、図示しないトリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数fr Hz(周期；1/fr秒)で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では

、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が、各レートパルスに与えられる。トリガ発生回路は、この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。

【0024】

なお、超音波送信ユニット21は、制御プロセッサ28の指示に従って所定のスキャンシーケンスを実行するために、送信周波数、送信駆動電圧等を瞬時に変更可能な機能を有している。特に送信駆動電圧の変更については、瞬間にその値を切り替え可能なりニアアンプ型の発信回路、又は複数の電源ユニットを電気的に切り替える機構によって実現される。

【0025】

超音波受信ユニット22は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、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。A/D変換器では、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により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

10

【0026】

Bモード処理ユニット23は、送受信ユニット21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からの信号を反射波の強度を輝度にて表したBモード画像としてモニター14に表示される。この時、エッジ強調や時間平滑化、空間平滑化など、種々の画像フィルタも施され、ユーザの好みに応じた画質を提供できるようになっている。

20

【0027】

ドプラ処理ユニット24は、送受信ユニット21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としてモニター14にカラー表示される。

30

【0028】

画像生成ユニット25は前記の他、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を生成する。また、画像生成ユニット25は、専用プロセッサや画像データを格納する記憶メモリ等を搭載しており、これらを用いた座標変換処理、補間処理等により3ボリュームデータの再構成処理を行う。さらに、画像生成ユニット25は、入力置13からの指示に応答して、走査断面画像、ボリュームデータ利用画像（MPR画像、ボリュームレンダリング画像等）を生成する。後述する肝臓診断支援機能においては、本画像生成ユニット25で生成された画像を用いて、入力装置13より設定された関心領域を処理対象として行う。算出される凹凸程度、凹凸特徴、及び肝臓機能を表すパラメータは、画像合成部27経由し、モニター14に出力する。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。

40

【0029】

画像メモリ26は、例えばフリーズする直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。この画像メモリ26に記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画像を表示することも可能である。

【0030】

画像合成ユニット27は、画像生成ユニット25から受け取った画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニター14に出力する。また、画像合成ユニット27は、ボリュームレンダリング画像における走査断面画像の位置を示す情報を含む走査断面位置付きVR画像を生成する。さらに、画像合成ユニット27は、

50

制御プロセッサ 28 からの制御に従って、後述する肝臓診断支援機能において取得される肝臓の機能診断を支援するためのパラメータを、所定の形態でモニター 14 に出力する。

【0031】

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、記憶ユニット 29 から画像生成・表示等を実行するための制御プログラム、後述する肝臓診断支援機能を実現するための専用プログラム等を読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

【0032】

記憶ユニット 29 は、送受信条件、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、ボディマーク生成プログラム、後述する肝臓診断支援機能を実現するための専用プログラム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。記憶ユニット 29 のデータは、インターフェースユニット 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

【0033】

インターフェースユニット 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）に関するインターフェースである。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、当該インターフェースユニット 30 より、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

20

【0034】

（肝臓診断支援機能）

次に、本超音波診断装置 1 が有する肝臓診断支援機能について説明する。本機能は、平滑化処理を含む輪郭抽出処理によって取得される肝臓の境界線と、平滑化処理を含まない輪郭抽出処理によって取得される肝臓の境界線と、の双方を考慮して、肝臓の境界線の凹凸の程度を示す指標（以下、単に「凹凸程度指標」と呼ぶ）及び肝臓の境界線の特徴を示す指標（以下、単に「凹凸特徴指標」と呼ぶ）の少なくとも一方を算出し、所定の形態で出力することで、肝臓診断を支援するものである。

30

【0035】

このように平滑化処理を含む輪郭抽出処理によって取得される肝臓の境界線と、平滑化処理を含まない輪郭抽出処理によって取得される肝臓の境界線と、の双方を考慮するのは、次のような背景による。

【0036】

すなわち、正常な肝臓においては、境界面は凹凸がなく滑らかである。一方、病変した肝臓等の異常な肝臓においては、ウィルス、アルコール、脂肪蓄積などの様々な要因によって線維化が進行している。このため、肝臓の境界が不明瞭になり、肝臓の境界線は凹凸を持つようになる。この凹凸は、肝臓の超音波画像にも映像化される。

40

【0037】

また、肝臓境界線の凹凸の不整の形態及び程度は、病変起因の種類及び病変の進行度と相関があり、肝臓境界線の凹凸のパターンも病変の種類より異なる。例えば、B型慢性肝炎より肝線維化する場合、肝実質が比較的大きな結節パターンを呈する。また、C型肝炎よりの線維化である場合、実質が点状パターンを示す。これら凹凸パターンが肝臓境界線において出現しているか否か、或いは出現の程度等を評価することで、肝臓の病変の種類等を特定することが可能である。

【0038】

ところで、このように肝臓の境界線を評価する際、その評価結果は、肝臓の境界線（輪郭）の抽出精度に左右されると言える。輪郭抽出手法の一つとして、Fast Marching 法はよく使われている。また、伝搬面は初期輪郭から真の肝臓境界で止まるため、スペックパターン等を除去するための平滑処理は必要である。その反面、平滑処理を行った場合に、境界線の凸凹情報も削除されてしまう。

50

【0039】

そこで、本肝臓診断支援機能においては、平滑化処理を含む輪郭抽出処理によって取得される肝臓の境界線と、平滑化処理を含まない輪郭抽出処理によって取得される肝臓の境界線と、の双方を考慮して、肝臓機能を評価するための凹凸程度指標、凹凸特徴指標を算出し、所定の形態で出力する。

【0040】

図2は、本肝臓診断支援機能に従う処理（肝臓診断支援処理）の流れを示したフローチャートである。また、図3は、本肝臓診断支援処理のステップS3、S4、S5における処理をさらに詳しく説明するための図である。図2、図3に従って、以下、各ステップの処理の内容について説明する。

10

【0041】

[患者情報・送受信条件等の入力受、超音波画像の取得：ステップS1、S2]

まず、入力装置13を介して患者情報、送受信条件（焦点深さ、送信電圧、走査範囲等）等が入力されると、制御プロセッサ28は、各種情報、条件を記憶ユニット29に記憶する（ステップS1）。

【0042】

次に、制御プロセッサ28は、入力された送受信条件に従って、超音波プローブ12、超音波送信ユニット22、超音波受信ユニット23等を制御し、図4に示すような肝臓の少なくとも一部を含む領域を超音波走査し、肝臓に関するエコー信号を取得する。取得されたエコー信号は、超音波受信ユニット22を経由してBモード処理ユニット23に送られる。Bモード処理ユニット23は、対数増幅処理、包絡線検波処理等を実行し、信号強度が輝度で表現される輝度データを生成する。画像生成ユニット25は、Bモード処理ユニット23から受け取った輝度データを用いて、図5に示すような肝臓に関する超音波画像を生成する（ステップS2）。

20

【0043】

[第一曲線・第二曲線の算出：ステップS3]

次に、制御プロセッサ28は、平滑化処理を含む輪郭抽出処理によって取得される肝臓の境界線（第一曲線）と、平滑化処理を含まない輪郭抽出処理によって取得される肝臓の境界線（第二曲線）とを取得する（ステップS3）。

30

【0044】

すなわち、制御プロセッサ28は、図6（a）に示すような現実の（実体としての）肝臓境界線61を含む超音波画像に対して平滑化処理を実行する（ステップS31）。これにより、本来凹凸がある境界線61を含む超音波画像は、図6（b）に示すように、輝度の平均効果より幅厚い帯状の境界領域62を含む画像となる。なお、境界線61の凹凸が激しいほど、境界領域62の幅は厚くなる。

【0045】

制御プロセッサ28は、平滑化された超音波画像に対してFast Marching法を実行することにより、第一曲線を算出する（ステップS32）。Fast Marching法により抽出される第一曲線63は、図6（c）に示すように、境界領域62の内側と一致する。その後、制御プロセッサ28は、算出された第一曲線を用いて、図6（d）に示すような関心領域（の境界線）64と初期輪郭65とを設定する。例えば、第一曲線近傍数画素範囲内、例えば、第一曲線までの距離8画素以内すべての領域は、新しい関心領域として指定する。新たな初期輪郭も、この関心領域内肝臓の内側の点に設定する。

40

【0046】

また、制御プロセッサ28は、ステップS33において設定された関心領域と初期輪郭とを用いて、ステップS2において取得された超音波画像に対してFast Marching処理を実行し、第二曲線を取得する（ステップS34）。この様にステップS33において設定された限定的な関心領域を利用することで、スペックルパターンの影響及び境界漏れを最小限に抑制することができる。また、本ステップS34において取得される第二曲線は、平滑化処理を経由していない。従って、肝臓境界線の微細な凹凸を保持することができる。

50

【0047】

[凹凸程度指標の算出：ステップS4]

制御プロセッサ28は、関心領域内における第二曲線と第一曲線との間の距離の平均値を、肝臓境界線の凹凸の程度を表す指標（凹凸程度指標）として計算する（ステップS4）。

【0048】

正常な肝臓の場合、肝臓境界線は本来滑らかであるので、第二曲線は第一曲線にほぼ重なる。一方、病気になっている等の異常な肝臓の場合には、第二曲線は第一曲線の外側で検出される。また、内側の第一曲線と外側の第二曲線間との間の距離は、肝臓境界線の凹凸の程度に依存し、凹凸の程度は、肝臓の異常の程度を反映する。従って、第一曲線と第二曲線間との間の距離は、肝臓の異常の程度を評価する好適な指標となる。

10

【0049】

[凹凸特徴指標の算出：ステップS5]

制御プロセッサ28は、凹凸特徴指標を算出する（ステップS3）。

【0050】

すなわち、制御プロセッサ28は、肝臓境界線を示す第二曲線を用いてフィッティング処理を実行し、第三曲線を算出する（ステップS51）。このフィッティング処理は、例えば多項式近似、二次曲線、指数曲線、その他の輪郭の形を反映できる非線形フィッティングを用いて実行することができる。次に、制御プロセッサ28は、得られた第三曲線をカーネル関数として用いた非線形座標変換を実行し、新空間における曲線上各点の座標を取得する（ステップS52）。この非線形座標変換により、図7（a）に示すような第三曲線（フィッティング曲線）周辺に分布する輪郭点（点線）は、図7（b）に示すように直線周辺に分布することになる。

20

【0051】

その後、制御プロセッサ28は、輪郭点の新空間座標を周波数領域に変換し（ステップS53）、得られた各周波数成分を正規化することで、凹凸特徴指標を算出する（ステップS54）。

30

【0052】

本ステップの処理により、凹凸特徴指標として、図8に示すような正規化されたスペクトラム分布が得られる。なお、ステップS53における周波数領域への変換は、例えばフーリエ変換を採用することができる。しかしながら、当該例に拘泥されず、他の周波数領域変換を利用することも可能である。

【0053】

[凹凸程度指標、凹凸特徴指標の出力：ステップS6]

次に、制御プロセッサ28は、得られた凹凸程度指標、凹凸特徴指標を所定の形態で出力する（ステップS6）。

40

【0054】

例えば、凹凸程度指標としての第二曲線と第一曲線との間の距離の平均は、及び図8に示した凹凸特徴指標としてのスペクトラム分布は、所定の形態でモニター14に表示される。異常な肝臓では、凹凸特徴指標としてのスペクトラム分布と病変起因の種類及び病変の進行度との間には相関がある。例えば、C型肝硬変の場合には、図8に示すように、B型より高周波成分が多くなる。また、アルコール肝硬変では、さらに高周波成分が多くなる。従って、医師等は、肝臓性状の事前知識を用いて、モニター14に表示される凹凸特徴指標としてのスペクトラム分布を観察することで、肝臓機能を適切に評価することができる。

【0055】

さらに、必要に応じて、図9に示すような、凹凸程度指標及び凹凸特徴指標と肝臓機能とを対応付けた肝臓機能対応表を表示することも可能である。医師等は、表示された凹凸程度指標、凹凸特徴指標、肝臓機能対応表を観察することで、例えばスペクトラム分布（凹凸特徴指標）から病気種類をC型肝硬変として、凹凸程度指標が例えば凹凸程度2mm

50

であることから病気の進行度3として、肝臓機能を総合的に評価することができる。

【0056】

(効果)

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0057】

本超音波診断装置によれば、肝臓に関する超音波画像に肝臓境界線を含む関心領域を設定し、平滑化処理を含む輪郭抽出処理によって取得される肝臓の境界線と、平滑化処理を含まない輪郭抽出処理によって取得される肝臓の境界線との双方を考慮して、肝臓の境界線の凹凸の程度を示す凸程度指標及び肝臓の境界線の特徴を示す凹凸特徴指標を算出する。算出された凸程度指標及び凹凸特徴指標は、所定の形態で、或いは必要に応じて肝臓機能対応表と共に、所定の形態で表示等される。従って、医師等は、表示された凸程度指標、凹凸特徴指標を観察することで、肝臓の病気の分類、進行度(重症度)の判定等の総合的評価を正確且つ迅速に行うことができる。その結果、肝臓機能診断の精度の向上、診断時間の短縮等に寄与することができ、肝機能診断を支援することができる。

10

【0058】

なお、本発明は上記実施形態そのままで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。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【0059】

例えば、本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク(フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

20

【0060】

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。

30

【産業上の利用可能性】

【0061】

以上本発明によれば、肝臓境界線の特徴等を識別することより、病気種類及び進行度を従来に比して適切に評価することができる超音波診断装置、超音波画像処理装置及び超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【符号の説明】

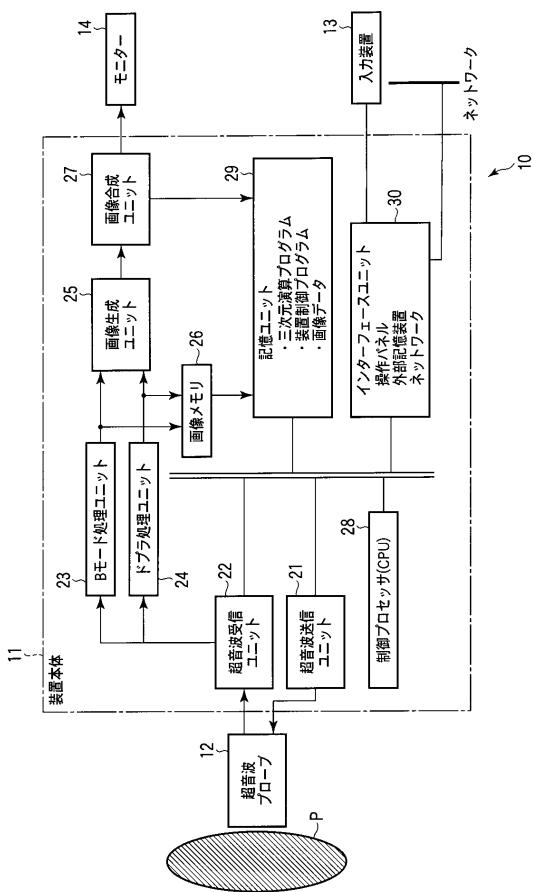
【0062】

1...超音波診断装置、11...装置本体、12...超音波プローブ、13...入力装置、14...モニター、21...超音波送信ユニット、22...超音波受信ユニット、23...Bモード処理ユニット、24...ドプラ処理ユニット、25...画像生成ユニット、26...画像メモリ、27...画像合成ユニット、28...制御プロセッサ(CPU)、29...記憶ユニット、30...インターフェースユニット

40

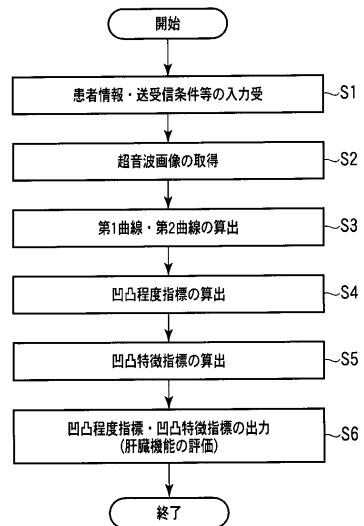
【図1】

図1



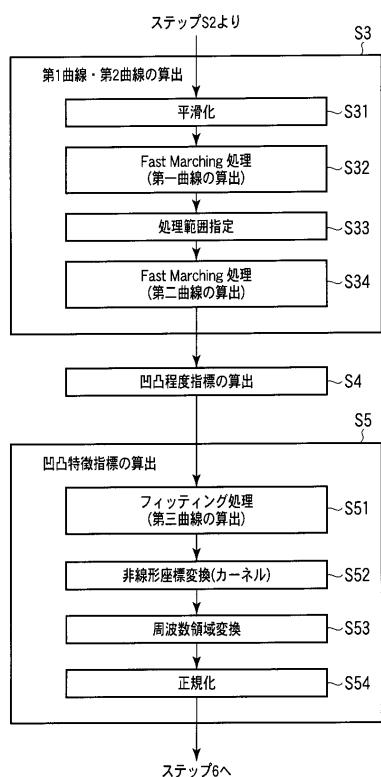
【図2】

図2



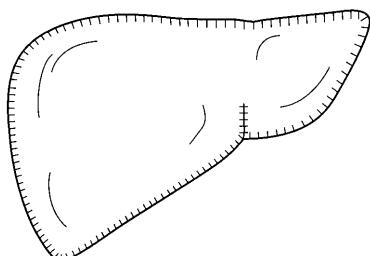
【図3】

図3



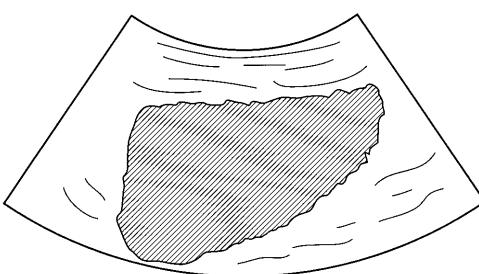
【図4】

図4



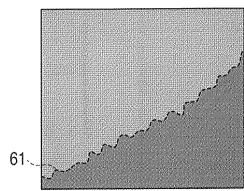
【図5】

図5

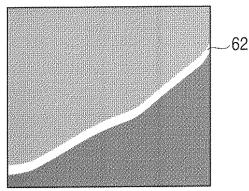


【図6】

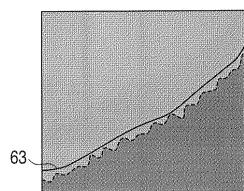
図6



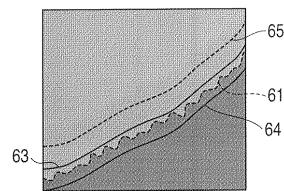
(a)



(b)



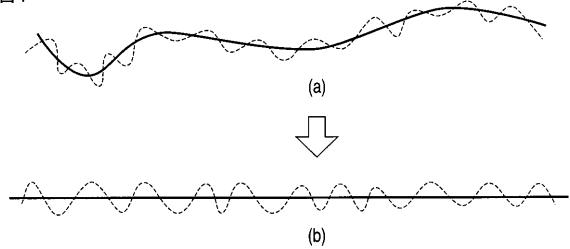
(c)



(d)

【図7】

図7

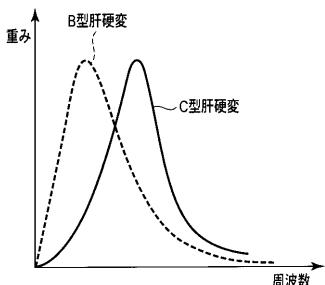


(a)

(b)

【図8】

図8



【図9】

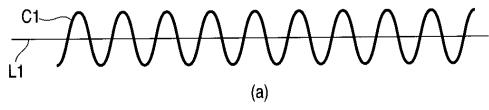
図9

凹凸程度	凹凸特徴		
	B型肝硬変	C型肝硬変	...

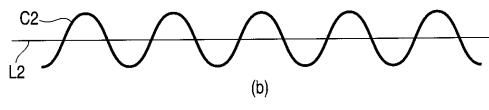
2mm	進行度2	進行度3	0
...
...

【図10】

図10



(a)



(b)

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 100101812
弁理士 勝村 紘
(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 姚 淩
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
(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 JB48 JB49 JC04 JC08 JC09 JC13 JC37 KK17 KK30

专利名称(译)	超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP2011143062A	公开(公告)日	2011-07-28
申请号	JP2010006111	申请日	2010-01-14
[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	姚淙 神山直久		
发明人	姚淙 神山直久		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/13 A61B8/483 A61B8/5223 G06T7/0012 G06T7/12 G06T2207/10132 G06T2207/30056		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/JB48 4C601/JB49 4C601/JC04 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC13 4C601/JC37 4C601/KK17 4C601/KK30		
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	JP5542454B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，超声波图像处理装置和超声波图像处理程序，能够通过识别肝脏边界线的特征等来更适当地评估疾病的种类和进展程度。解决方案：包括肝脏边界的感兴趣区域设置在肝脏的超声图像中，并且表示肝脏边界线的不均匀程度的投影度指数和表示边界线的特征的不均匀特征指数。通过考虑通过包括平滑处理的轮廓提取处理获得的肝脏的边界线和通过轮廓提取处理获得的肝脏的边界线来计算肝脏，而不包括平滑处理。如果需要，计算的投影度指数和不均匀性特征指数以规定的形式或以规定的形式与肝功能对应表一起显示等。

