

(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2005-319080
(P2005-319080A)

(43) 公開日 平成17年11月17日(2005.11.17)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
G 0 6 T 1/00	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	5 B 0 5 7
G 0 6 T 3/00	G 0 6 T 3/00 5 0 0 A	5 L 0 9 6
G 0 6 T 7/60	G 0 6 T 7/60 3 0 0 A	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2004-139685 (P2004-139685)	(71) 出願人	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成16年5月10日 (2004.5.10)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
		(72) 発明者	村下 賢 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		(72) 発明者	松下 典義 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 EE30 JC08 JC09 JC37 KK30 KK46

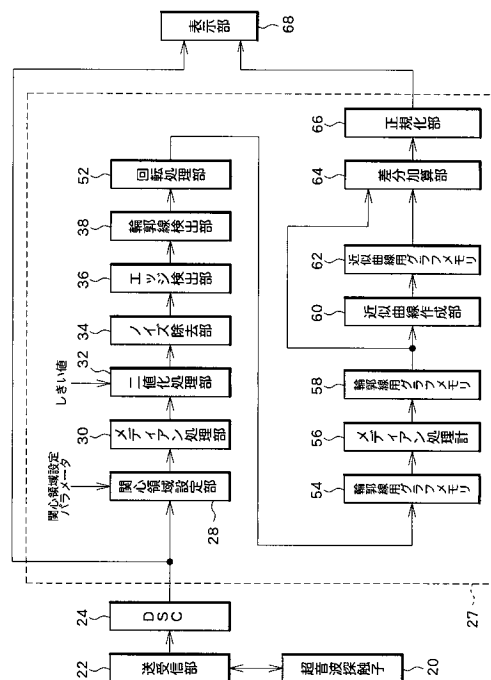
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 肝臓表面の凹凸不整の程度を定量化する。
 【解決手段】 超音波探触子 20 により肝臓に対し超音波を送受し、受信波に基づき超音波断層画像を得る。この画像に対し関心領域を設定し（関心領域設定部 28）、関心領域中の最長のエッジを肝臓の輪郭線とする（輪郭線検出部 38）。この輪郭線に近似する近似曲線を求め（近似曲線作成部 60）、輪郭線と近似曲線の差分を加算する（差分加算部 64）。この加算値を近似曲線の長さで割って正規化し（正規化部 66）、肝臓表面の凹凸不整の程度を定量化する。

【選択図】 図 3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

肝臓の超音波断層画像を得る断層画像取得手段と、
前記断層画像において、肝臓表面の凹凸の不整の程度を示す値を算出する不整度算出手段と、
を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記不整度算出手段は、肝臓表面を表す輪郭線の所定区間における近似曲線を算出し、この近似曲線と前記輪郭線の差に基づき不整の程度を算出することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、不整の程度の算出対象となる前記輪郭線の所定区間は、背中側の肝臓表面の一部区間であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、背中側の肝臓表面の一部を含む領域の画像において、最も長いエッジを前記輪郭線の所定区間とすることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、背中側の肝臓表面の一部を含む領域の画像において、所定長さ以上のエッジの内、肝臓の中央に最も近いエッジを前記輪郭線の所定区間とすることを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 6】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、前記不整の程度を示す値は、前記近似曲線と前記輪郭線に挟まれた部分の面積を前記近似曲線の長さで割って正規化した値とすることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 7】

請求項 2 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、前記近似曲線は 2 次曲線であることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、前記超音波断層画像上に、前記近似曲線を描き、この近似曲線と輪郭線とにより挟まれた部分に色を与えた画像を提供することを特徴とする超音波診断装置。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体内に送信された超音波の反射波を受信し、これに基づき超音波断層画像を得る超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

生体内に送信された超音波の反射波を受信し、この反射波に基づき超音波断層画像を得る超音波診断装置が知られ、被験者の負担が少ないことから各種の検査、診断に用いられている。このような検査、診断の一つに肝機能の診断がある。肝臓は、その機能が低下するのに対応して肝実質部の均質性、肝表面の滑らかさ、肝辺縁の鋭さ、肝内脈管像の明瞭さが失われていく。験者は、これらの状態を肝臓の断層画像より得て、また他の検査の結果などを勘案して診断を行っている。なお、前記の肝辺縁とは、ヒトであれば、ヒトが立った状態で下側の縁の部分に相当する。

40

【0003】

下記特許文献 1 には、超音波断層画像の肝実質部の変化に基づく肝機能の診断について開示されている。

【0004】

50

【特許文献1】特開2001-238884号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

前記特許文献1には、肝実質部の変化に基づく肝機能の検査、診断について開示があるが、肝機能の診断は上述したように肝実質部の均一性の他、肝表面の滑らかさ、肝辺縁の鋭さ、肝内脈管像の明瞭さなどを勘案して験者がある経験に基づき診断をしている。前記特許文献1には、肝実質部の均一性以外の観察対象については何ら開示されていない。

【0006】

本発明は、肝機能の検査、診断に関し、特許文献1とは別の特徴事項を対象とした評価を行い診断を支援する超音波診断装置を提供する。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の超音波診断装置は、肝臓の超音波断層画像を得る断層画像取得手段と、前記断層画像において、肝臓表面の凹凸の不整の程度を示す値を算出する不整度算出手段とを有している。

【0008】

前記不整度算出手段は、肝臓表面を表す輪郭線の所定区間における近似曲線を算出し、この近似曲線と前記輪郭線の差に基づき不整の程度を算出するものとして算出することができる。

【0009】

また、不整の程度の算出対象となる前記輪郭線の所定区間は、背中側の肝臓表面の一部区間とすることができる。

20

【0010】

また、背中側の肝臓表面の一部を含む領域の画像において、最も長いエッジを前記輪郭線の所定区間とすることができる。

【0011】

また、背中側の肝臓表面の一部を含む領域の画像において、所定長さ以上のエッジの内、肝臓の中央に最も近いエッジを前記輪郭線の所定区間とすることができる。

【0012】

また、前記不整の程度を示す値は、前記近似曲線と前記輪郭線に挟まれた部分の面積を前記近似曲線の長さで割って正規化した値とすることができる。

30

【0013】

また、前記近似曲線は2次曲線とすることができる。

【0014】

また、前記超音波断層画像上に、前記近似曲線を描き、この近似曲線と輪郭線とにより挟まれた部分に色を与えた画像を提供することができる。

【発明の効果】

【0015】

本発明により、肝臓表面の凹凸の不整の程度を数値化することにより、肝機能の診断の指標を提供することができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、本発明の実施形態を、図面に従って説明する。図1は、ヒトの肝臓10の概略の外観を示した図である。図1は、ヒトが立った状態のときの向きに描かれており、紙面手前側がヒトの正面、紙面奥が背面、紙面上が上方である。肝臓の下側の縁の部分(図1に符号12で示す縁)は、特に肝辺縁と呼ばれる。超音波断層画像を得る際には、超音波探触子を肋骨の下から、やや上方に向けて当接させて画像を得る。図1では、紙面手前側のやや下方から上方に向けて探触子を当てて断層画像を得る。図1の一点鎖線14における断層画像が図2に示されている。図2において、真上が超音波探触子の位置であり、よって図2の上側がヒトの正面側の面、下側が背中側の面となっている。また、前述した肝辺

50

縁は右端となる。

【0017】

正常な肝臓表面は凹凸がなく平滑であるが、肝細胞が壊れて硬くなる繊維化が進むにつれて、凹凸が生じる。この凹凸の不整の程度は、繊維化の程度と相関があり、症状の進行の程度を示している。超音波断層画像上にもこの凹凸が現れ、特に背中側、図2に示す画像においては下側の辺に凹凸が良く表れる。図2の画像においては、下側の辺に比較的大きな凹凸が現れているのが分かる。この辺の所定の区間、すなわち背中側の肝臓表面16を表している曲線の近似曲線を求め、これらの曲線に挟まれた部分に基づき凹凸の程度を表す値を算出する。例えば、前記の曲線に挟まれた部分の面積を、近似曲線の長さで割った値などを用いることができる。このような値により、肝臓の病変の進行状況が推測できるようになる。

10

【0018】

以下、肝臓表面の凹凸の数値化の手法について、詳細に説明する。図3は、肝臓表面の凹凸の定量化処理に関連する機能ブロック図である。超音波探触子20は、送受信部22に制御されて生体内に超音波を送信し、またこれの反射波を受信し、受信信号に変換する。受信信号は、送受信部よりデジタルスキャンコンバータ(DSC)24に送られ、ここで超音波断層画像が形成される。超音波断層画像に基づき肝臓表面の凹凸の不整の程度を示す不整度を、不整度算出手段27にて算出する。形成された超音波断層画像は、例えば図2のような画像となる。肝臓の断層画像中、凹凸が良く表れる背中側の表面16に関心領域26の設定を、関心領域設定部28が行う。関心領域26は、病変による凹凸が良く表れている部分を含み、さほど表れない部分を除くように設定することが好ましい。前述のように、超音波断層画像においては、背中側の面に凹凸が良く表れるので、ここに関心領域26を設定することが好ましく、さらに図2に示すように、背中側の表面の内、やや肝辺縁12寄りの部分に設定することがより好ましい。関心領域の設定は、験者が画面上の関心領域26の位置、大きさを数値で直接入力したり、またはポインティングデバイスなどにより入力することで設定することができ、験者は表示された断層画像を見て、領域の調節を行う。

20

【0019】

次に、表面を抽出するために各処理を行う。まず、メディアン処理部30でメディアン処理を行いノイズを排除する。具体的には、3×3の画素の輝度値の中央値を中心画素の輝度値とする処理を行う。これにより、突発的に大きなピークなどを除去することができる。次に、二値化処理部32にて画像の二値化を行う。二値化の際のしきい値は、あらかじめ定められた値を用いることもでき、また験者が任意に、例えば画像を見ながら設定するようにしてもよい。そして、ノイズ除去部34にて、二値化処理において発生したノイズなどの除去を行う。

30

【0020】

ノイズが除去された二値化画像に対してエッジ検出部36にてエッジ、すなわち二値の境界線の検出を行う。エッジ検出は、公知のフィルタを用いて行うことができる。図4には、関心領域26中の検出されたエッジが示されている。検出されたエッジ中、最長のエッジを肝臓の背中側の表面16として選ぶ。最長エッジの検出については、図5に示す輪郭線検出部38に関する、より詳しい機能ブロック図を用いて説明する。また、図6は、エッジ検出部36で検出したエッジに関する処理を説明するための図であり、エッジの例を挙げて各処理の段階で画像がどのように変化するかを示している。

40

【0021】

図5に示すように、エッジ検出部36で検出された全てのエッジを輪郭線検出部38のエッジフレーム用メモリ40に記憶する。この状態が図6(a)に示されている。次に、ラベリング処理部42にてラベリング処理を行い、一本のエッジごとに分離する。そして、ラベリングされた状態をラベル画像用フレームメモリ44に記憶する。ラベリング処理を行った状態が図6(b)に示される。次に、各ラベルの個数検出部46で各ラベルごとの個数を検出し、輪郭線および端点座標検出部48にて最も多いラベルのエッジ、すなわ

50

ち最長のエッジを肝臓断面の輪郭線として検出し、またその端点座標を検出する。図6 (b) においては、ラベル「10」が付されたエッジが最長であり、このエッジが輪郭線用フレームメモリ50に、図6 (c) に示すように記憶される。

【0022】

肝臓の輪郭線が検出されると、次に、この輪郭線の二つの端点のそれぞれのY座標が等しくなるように、回転処理部52にて当該輪郭線を回転移動させる。図6 (d) に、この状態が示されている。図6 (d) のエッジ (輪郭線) の形状は、図6 (c) のエッジの形状と一見異なるように見えるが、図6 (c) の下から3番目の画素と、6番目の画素がそれぞれ左、右に突出している特徴が、図6 (d) においても、左から3番目、6番目の画素が上、下に突出している形状に反映されており、同一の画像であることが理解できる。

10

【0023】

回転処理されたエッジ (輪郭線) は、輪郭線用グラフメモリ54に記憶される。この輪郭線の例が曲線A (以下輪郭線Aと記す) として、図7 (a) に示されている。なお、これに続く図7 (b) , (c) は、輪郭線Aを所定の処理を行うことによって得られた図である。この輪郭線Aに対してメディアン処理部56にてメディアン処理を行い、急峻なピークを除去し、輪郭線用グラフメモリ58に記憶する。メディアン処理が行われた輪郭線Bの例が図7 (b) に示されている。また、輪郭線用グラフメモリ58は、先の輪郭線用グラフメモリ54と同一のものでよく、メディアン処理後の輪郭線Bを、輪郭線Aに対し上書きしてもよい。そして、メディアン処理された輪郭線Bを近似する、Y軸に平行な軸を有する2次曲線Cを、近似曲線作成部60にて最小二乗法により求め、これを近似曲線用グラフメモリ62に記憶する。この2次曲線Cを図7 (c) に示す。

20

【0024】

次に、同一のX座標を有する輪郭線Bと2次曲線Cの、Y座標の差分 (絶対値) を輪郭線Bの一端から、他端まで積分する。この積分値は、輪郭線Bと2次曲線Cに挟まれた部分 (図中斜線で示す部分) の面積に相当する。この積分値が小さいということは輪郭線Bが近似曲線である2次曲線に近く滑らかであることを示し、逆に大きいということは表面の凹凸が大きいことを示している。したがって、この積分値に基づき、肝臓表面の性状の評価ができる。また、切り出した輪郭線AまたはBの長さが変わると、積分の区間が変わるので、これを正規化すると評価がしやすくなる。そこで、正規化部66を設け、輪郭線Bまたは2次曲線Cの長さで割って、正規化を行う。この正規化された値を、肝臓表面の凹凸の程度を示す不整度とすることができる。

30

【0025】

また、2次曲線Cと輪郭線Bとで挟まれた部分について、図2に示す超音波断層画像に重畳した画像を提供する。例えば、図8に示すように、CRTなどの表示画面上に、超音波断層画像に上記の挟まれた部分を他の部分から区別できるように表示する。例えば、超音波断層画像は白黒画像であるので、この部分に色を付ければ、凹凸の様子を明瞭に示すことができる。

【0026】

上述した実施形態において、輪郭線検出部38は、最長のエッジを肝臓断面の輪郭線として抽出したが、他の方法を採用することもできる。例えば、所定値以上または長さの順に所定本の比較的長いエッジを選び、このうち最も肝臓の実質部側のエッジを輪郭線とすることもできる。肝実質部は比較的均質な組織であり、ここに長いエッジが表れることは少ない。したがって、比較的長いエッジであり、肝臓の中心に最も近いものが、肝臓の表面を表す輪郭線と推定できる。実質部側のエッジを判定するには、例えば各エッジの画像の重心を求め、この重心と図2などに示す超音波画像の中心との距離の最も短いものとすることができる。また、験者が超音波断層画像を見ながら、肝臓の中心とする点を入力し、この入力された中心とエッジの重心距離に基づき求めても良い。

40

【0027】

また、所定値以上または長さの順に所定本数の比較的長いエッジを画面上に表示し、験者が選択して輪郭線を決定するようにしても良い。この場合の輪郭線検出部38は、験者

50

からの入力を受け付けて、この入力に従ったエッジを輪郭線とする。

【0028】

また、上述の実施形態においては近似曲線として2次曲線を用いたが、3次など高次の曲線で近似することも可能である。例えば、図9(a)に示すように、肝辺縁12に近い部分に関心領域26を設定した場合は、2次曲線で良く近似することができるが、図9(b)のように肝辺縁12より比較的離れた部分に関心領域26'を設定した場合は、3次曲線で近似することが好ましくなる。N次曲線のうち、何次の曲線を選ぶかは、例えば験者が入力して設定するようにできる。

【0029】

また、近似曲線は、さらに比較的大きいウィンドウにて平滑化処理、メディアン処理を行い取得してもよい。例えば、図7(b)に示すメディアン処理された輪郭線Bに対して、より大きなウィンドウを設定して平滑化処理またはメディアン処理を行うようにすることができる。図10では、250ポイントからなる曲線Bに対して前後61ポイントのウィンドウを設定して平滑化処理を行った曲線Dが示されている。この場合には、近似曲線作成部60は、平滑化処理またはメディアン処理を実行する回路となる。なお、平滑化またはメディアン処理は、図7(a)に示す曲線Aを直接処理するようにしてもよい。

10

【0030】

このような平滑化等により近似曲線を得る場合には、例えば肝臓断面の輪郭線全周にわたって凹凸の評価をすることができる。図11は、肝臓断面全周に対して平滑化処理により近似曲線を求め、この近似曲線と肝臓の輪郭線とに挟まれた部分に対して図8の場合と同様に色を付すなどして周囲との区別をした表示例を示す図である。

20

【0031】

図12は、図3に示す近似曲線作成部60と近似曲線用グラフメモリ62を、他の構成で置き換えた例を示す図である。図3の構成と同様の構成については同一符号を付し説明を省略する。この構成例は、近似曲線をN次曲線とする場合と、平滑化により得る場合とを、験者が選択可能とした例である。輪郭線に基づきN次曲線作成部160Aでは、所定次数の曲線で近似曲線を得て、これをN次曲線用グラフメモリ162Aに記憶する。一方、グラフ平滑化部160Bにおいても輪郭線を平滑化して近似曲線を得て、平滑化用グラフメモリ162Bに記憶する。験者は、二つのメモリ162A, Bのいずれに記憶された近似曲線を用いるか選択し、この選択に応じて選択部163が一方の近似曲線を差分加算部64に送り出す。

30

【0032】

上述の実施形態において、肝臓表面の凹凸を評価するのに輪郭線と近似曲線の差分を用いたが、正負のある状態で(すなわち絶対値をとる前の)差分値を二乗し、これを曲線全長にわたって積分するようにしても良い。

【図面の簡単な説明】

【0033】

【図1】ヒトの肝臓の外観を示す図である。

【図2】肝臓の超音波断層画像の例を示す図である。

【図3】肝臓の表面の凹凸の定量化処理に係る機能ブロック図である。

40

【図4】図2の超音波断層画像から画像のエッジ部分を抽出した様子を示す図である。

【図5】図3の機能ブロック図の一部を詳細に示す図である。

【図6】輪郭線検出部38および回転処理部52の処理を説明するための図である。

【図7】肝臓断面の輪郭線と、この輪郭線の近似曲線の一例を示す図である。

【図8】肝臓の超音波断層画像に、凹凸を明瞭に示す表示を行った例を示す図である。

【図9】設定される関心領域の違いにより近似曲線の適切な次数が変わる例を示す図である。

【図10】輪郭線の平滑化により得られた近似曲線の一例を示す図である。

【図11】肝臓断面の全周にわたって凹凸を明瞭に示す表示を行った例を示す図である。

【図12】図3の機能ブロック図の一部を置き換えるブロックを示す図である。

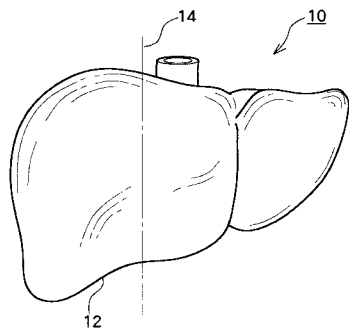
50

【符号の説明】

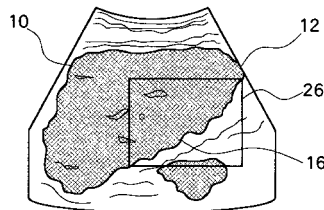
【0034】

10 肝臓、12 肝辺縁、16 背中側の肝臓表面、26 関心領域、27 不整度算出部。

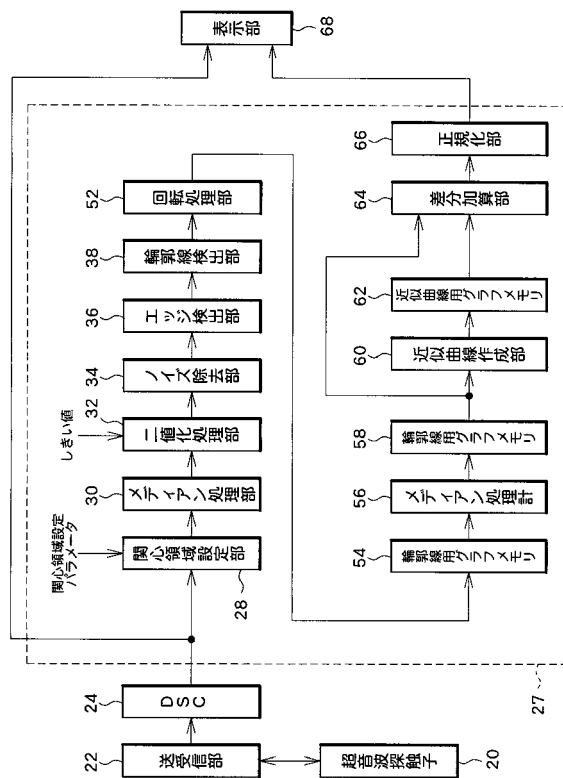
【図1】



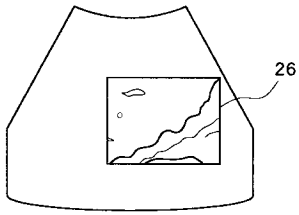
【図2】



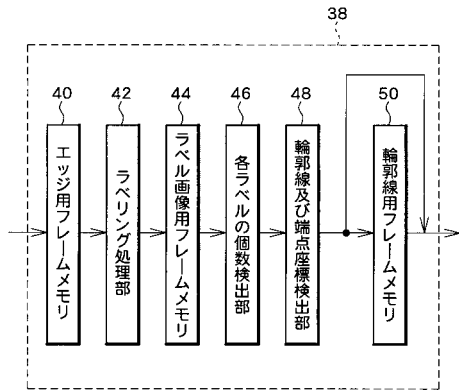
【図3】



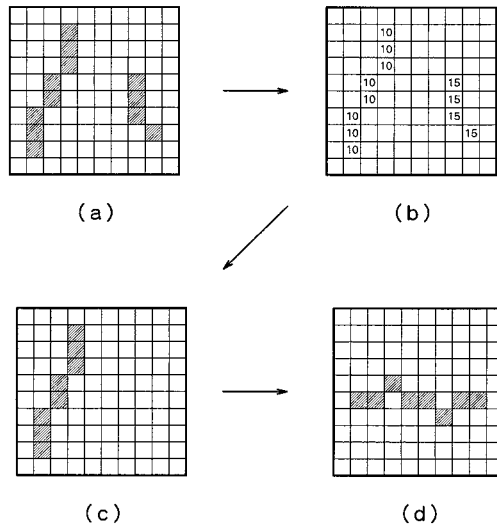
【 図 4 】



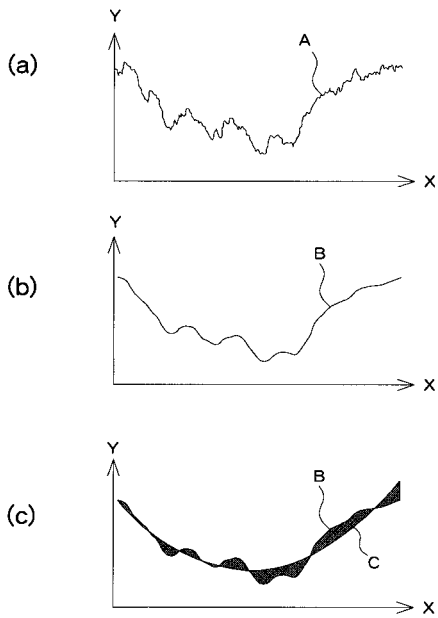
【 図 5 】



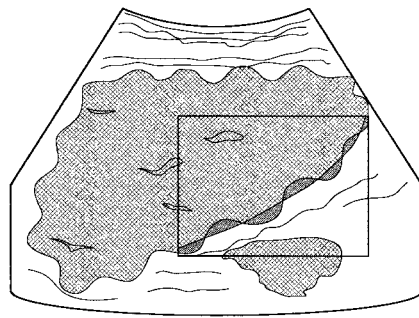
【 図 6 】



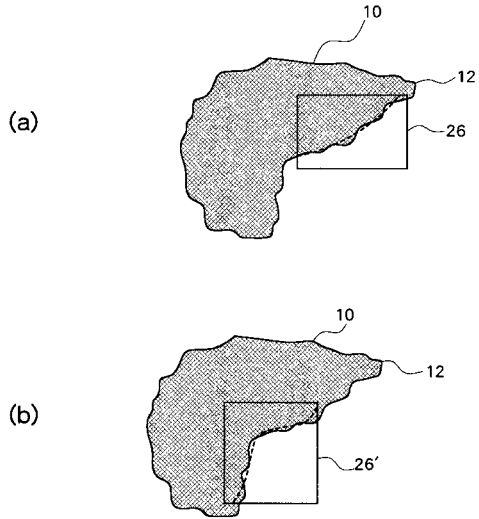
【 図 7 】



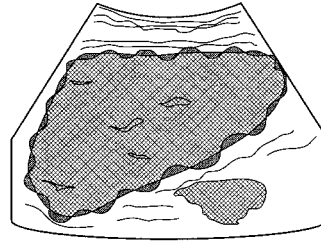
【 図 8 】



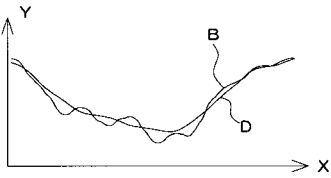
【 図 9 】



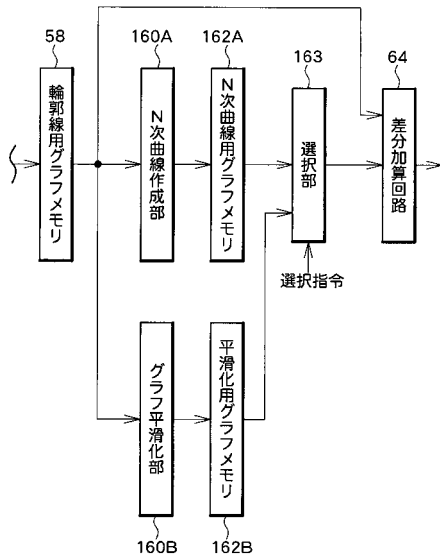
【 図 1 1 】



【 図 1 0 】



【 図 1 2 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CB01 CB12 CF05 CH01 DA08 DB02
DC16
5L096 BA06 BA13 CA01 EA05 FA06 FA13 FA52 GA08 GA34 HA07

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005319080A	公开(公告)日	2005-11-17
申请号	JP2004139685	申请日	2004-05-10
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	村下 賢 松下 典義		
发明人	村下 賢 松下 典義		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00 G06T3/00 G06T7/60		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T3/00.500.A G06T7/60.300.A G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/EE30 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC37 4C601/KK30 4C601/KK46 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CB01 5B057/CB12 5B057/CF05 5B057/CH01 5B057/DA08 5B057/DB02 5B057/DC16 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA01 5L096/EA05 5L096/FA06 5L096/FA13 5L096/FA52 5L096/GA08 5L096/GA34 5L096/HA07		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP4202966B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：量化超声波诊断设备中肝脏表面的不规则程度，该超声波诊断设备接收传输到生物体的超声波的反射波并获得超声波断层图像。ZOLUTION：该超声波诊断设备通过超声波探头20发送和接收相对于肝脏的超声波，并基于接收的波获得超声波断层图像。该设备设置图像的感兴趣区域（感兴趣区域设置部分28），并且感兴趣区域中的最长边缘被定义为肝脏的轮廓（轮廓检测部分38）。该设备找到近似于轮廓的近似曲线（近似曲线绘制部分60）并且添加轮廓和近似曲线之间的差异（差异添加部分64）。将附加值除以近似曲线的长度并归一化（归一化部分66），并量化肝脏表面的不规则程度。Z

