

(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2005-319081

(P2005-319081A)

(43) 公開日 平成17年11月17日(2005.11.17)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

A61B 8/00

F I

A61B 8/00

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 8 頁)

(21) 出願番号

特願2004-139688 (P2004-139688)

(22) 出願日

平成16年5月10日(2004.5.10)

(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

(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

Fターム(参考) 4C601 BB02 DD26 JC08 JC09 JC11

JC12 JC13 JC37 KK02

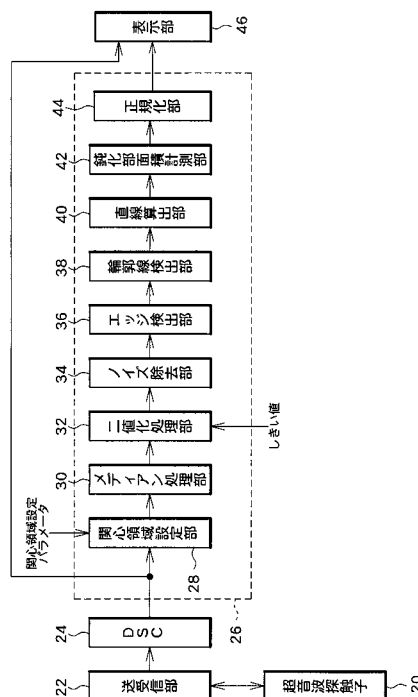
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 肝臓の肝辺縁の退縮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。肝辺縁付近に関心領域16を設定し(関心領域設定部28)、この領域内の最長のエッジを肝臓の輪郭線とする(輪郭線検出部38)。輪郭線から、肝辺縁を構成する2辺と推定される2直線を求める。この2直線と輪郭線に囲まれた部分を退縮により鈍化した部分とし、この部分の面積を算出する(鈍化部面積計測部42)。

【選択図】 図4



## 【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、肝辺縁の鈍化の程度を示す値である鈍化度を算出する鈍化度算出手段と、  
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、前記鈍化度算出手段は、肝辺縁を構成する 2 辺を抽出し、これらに対してそれぞれ近似直線を求め、この近似直線と肝辺縁の輪郭線とで囲まれる部分に基づき鈍化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、前記鈍化度算出手段は、前記近似直線と前記輪郭線とで囲まれる部分の面積に基づき鈍化度を算出す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、前記鈍化度は、前記近似直線と前記輪郭線とで囲まれる部分の面積を、前記近似直線の交わる角度で割って正規化した値であることを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 5】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記鈍化度算出手段は、肝辺縁を構成する 2 辺を抽出し、これらに対しそれぞれ近似直線を求め、前記近似直線の交点と、前記輪郭線の最短距離に基づき鈍化度を算出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 から 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、前記近似直線と前記輪郭線とで囲まれる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。

## 【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。

30

## 【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。

## 【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。

40

## 【0004】

## 【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その経験に基づき診断をしている。前記

50

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。

【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、肝辺縁の鈍化の程度を示す値である鈍化度を算出する鈍化度算出手段とを有している。

【0008】

また、前記鈍化度算出手段は、肝辺縁を構成する 2 辺を抽出し、これらに対してそれぞれ近似直線を求め、この近似直線と肝辺縁の輪郭線とで囲まれる部分に基づき鈍化度を算出するものとすることができる。

【0009】

また、前記鈍化度算出手段は、前記近似直線と前記輪郭線とで囲まれる部分の面積に基づき鈍化度を算出するものとすることができる。

【0010】

また、前記鈍化度は、前記近似直線と前記輪郭線とで囲まれる部分の面積を、前記近似直線の交わる角度で割って正規化した値とすることができる。

【0011】

前記鈍化度算出手段は、肝辺縁を構成する 2 辺を抽出し、これらに対してそれぞれ近似直線を求め、前記近似直線の交点と、前記輪郭線の最短距離に基づき鈍化度を算出するものとすることができる。

【0012】

前記超音波診断装置は、前記近似直線と前記輪郭線とで囲まれる部分に色を与えた画像を提供するものとすることができる。

【0013】

また、この部分に色を与えた超音波断層画像を提供することも好ましい。

【発明の効果】

【0014】

肝辺縁の退縮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。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

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, 3 に示されている。図 2, 3 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、前述した肝辺縁 12 は右端となる。

【0016】

図 2 は、正常な肝臓の超音波断層画像であり、肝辺縁 12 は先端がとがった形状となっている。図 3 は、病状が進んだ肝臓の画像であり、図 2 に対して、肝辺縁 12 の先端が退縮して、先端が丸くなって鈍化している様子が分かる。肝辺縁 12 で交わる 2 辺は、正常時はほぼ直線であり、肝辺縁 12 の先端が鈍化して丸くなっても、鈍化して丸くなった部分につながる部分は、ほぼ直線である。

【0017】

10

20

30

40

50

前述のように、正常な肝臓は、その断層画像において肝辺縁 1 2 が鋭角に表れるが、硬化が進むに従って、肝辺縁の先端が退縮し、丸みを帯びるようになってくる。この丸みの程度、すなわち鈍化の程度を求めることにより症状の推測ができる。

#### 【 0 0 1 8 】

以下、この肝辺縁 1 2 の鈍化の程度の数値化の手法について説明する。図 4 には、超音波診断装置における、肝辺縁の退縮の定量化処理に関連する機能ブロック図が示されている。超音波探触子 2 0 は、送受信部 2 2 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 ( D S C ) 2 4 に送られ、ここで超音波断層画像が形成される。この超音波断層画像に基づき、鈍化度算出部 2 6 にて鈍化の程度を示す値 ( 鈍化度 ) を算出する。

10

#### 【 0 0 1 9 】

鈍化度算出部 2 6 の詳細について、以下説明する。図 2 または図 3 に示すような肝臓断面の超音波断層画像に対し、図 5 に示すように、肝辺縁 1 2 に相当する部分に関心領域 1 6 を設定する。関心領域 1 6 の設定は、関心領域設定部 2 8 が行う。関心領域は、験者が画面上の関心領域の位置、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。

#### 【 0 0 2 0 】

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 3 0 でメディアン処理を行いノイズを排除する。具体的には、 $3 \times 3$  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 3 2 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 3 4 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。

20

#### 【 0 0 2 1 】

ノイズが除去された二値化画像に対してエッジ検出部 3 6 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。輪郭線検出部 3 8 は、検出されたエッジ中、最長のエッジを肝辺縁 1 2 の輪郭線とする。最長エッジは、例えば以下のようにして求める。まず、エッジ検出部 3 6 で得られたエッジに対し、連続する画素に共通のラベルを付すラベリング処理を行う。同じラベルが付された画素は、連続しており、連なる画素の数を数えることで、そのエッジの長さを算出できる。図 6 に、得られた輪郭線 e の例が示されている。

30

#### 【 0 0 2 2 】

次に、輪郭線 e に対し、肝辺縁を構成する 2 辺の算出を以下のように行う。図 7 には、図 6 の輪郭線 e を構成する各画素が示されている。各画素に付されている数字の組は、その画素と前後の画素、3 画素の各座標の算術平均である。すなわち、画素 H の平均化された  $x$  ,  $y$  座標は、下に示すように画素 H 本来の座標 ( 7 , 4 ) と、前後の画素 G , I の座標 ( 6 , 4 ) , ( 8 , 5 ) の各画素の平均値 ( 7 , 4 . 3 ) である。

#### 【 0 0 2 3 】

$$H x = ( 6 + 7 + 8 ) / 3 = 7$$

40

#### 【 0 0 2 4 】

$$H y = ( 4 + 4 + 5 ) / 3 = 4 . 3$$

#### 【 0 0 2 5 】

この平均化処理された各画素の値に基づき、次の画素との差分を求めて、これらの画素を結ぶ線分の傾きを求める。例えば、画素 H に関してこの傾きを求めると、この画素 H と次の画素 I について、前述の平均値により求められた座標が H ( 7 , 4 . 3 ) , I ( 8 , 4 . 7 ) であり、傾き a は、下に示す式から 0 . 4 となる。

#### 【 0 0 2 6 】

$$a = ( 4 . 7 - 4 . 3 ) / ( 8 - 7 ) = 0 . 4$$

50

図 8 は、このようにして求めた隣り合う画素の傾きを輪郭線 e を構成する全画素について調べた例である。

【 0 0 2 7 】

直線算出部 4 0 は、図 8 のように求められた隣接画素間での傾きに基づき、肝臓の硬化によって退縮してもなお残っている直線部の抽出を行う。具体的には、左上の点 A から、この傾きが所定値に達するまでの区間を上側の直線部に係る区間とし、その後絶対値が所定値以下となった点から左下の点 B B までの区間を下側の直線部に係る区間とする。この所定値は、例えば無限大とすることができ、この場合上側の直線部を構成する画素として、図 8 の例では画素 A から画素 X が抽出される。この抽出された画素に属する傾きから、直線と見なせる範囲を抽出して、これを直線部 s 1 , s 2 (図 9 参照) とする。直線部の抽出は、例えば、抽出された画素の平均値を中心に標準偏差内に納まる画素を選ぶようにすることができる。図 8 の上の部分であれば、画素 A から画素 X の平均値は 0 . 8 2、標準偏差は 0 . 8 9 となるから、- 0 . 0 7 から 1 . 7 1 の範囲が直線部を構成する画素であるとする。これを満たすのは、画素 B から画素 T までであり、これの近似直線を最小二乗法により算出する。図 9 の上側の直線部 s 1 を近似した直線が m 1 であり、同様にして、下側の直線部 s 2 を近似した直線が m 2 である。

10

【 0 0 2 8 】

鈍化部面積計測部 4 2 は、直線算出部 4 0 により算出された直線 m 1 , m 2 と輪郭線 e で囲まれた部分の面積を求める。これは、直線 m 1 , m 2 が正常な肝臓の輪郭線、すなわち肝辺縁を構成する 2 辺であり、これと実際の輪郭線の差が、肝臓が病変によって退縮した部分とする仮定に基づく。

20

【 0 0 2 9 】

二つの直線 m 1 , m 2 の角度は、被検者によって大きく変わるものではないが、当然個人差がある。鈍化部面積計測部 4 2 で、求められた面積が同じであっても角度が異なれば、退縮の程度が異なるため、正規化を行うことが好ましい。そこで、正規化部 4 4 において、直線 m 1 , m 2 と輪郭線 e で囲まれた部分の面積を、直線 m 1 , m 2 の交差する角度 (図 9 参照) で割って、正規化を行う。

【 0 0 3 0 】

算出された鈍化の程度を示す値を超音波診断装置の表示部 4 6 に表示し、退縮したと思われる部分、すなわち図 8 に符号 で示した部分に色を付して表示する。

30

【 0 0 3 1 】

以上の実施形態では、退縮した部分の面積に基づき、鈍化の程度を定量化したが、前述の近似直線 m 1 , m 2 の交点と、輪郭線 e との最短距離 f (図 1 0 参照) により定量化することも可能である。この場合、図 4 に示すブロック図の鈍化部面積計測部 4 2 と正規化部 4 4 に替えて、退縮距離計測部を設け、肝臓の硬化によって肝辺縁が退縮した長さと考えられる前述の距離 f を計測する。この値を鈍化の程度を表す指標とすることができる。この数値そのものを表示部 4 6 に表示し、またその長さを図 1 0 のように矢印などで、超音波断層画像上に重ねて表示することもできる。さらに、近似直線 m 1 , m 2 と輪郭線 e で囲まれた部分を色を付して表示してもよい。

【 図面の簡単な説明 】

40

【 0 0 3 2 】

【 図 1 】 ヒトの肝臓の外観を示した図である。

【 図 2 】 ヒトの肝臓の超音波断層画像を示した図であり、特に正常な肝臓の画像を示したものである。

【 図 3 】 ヒトの肝臓の超音波断層画像を示した図であり、特に肝機能が低下した肝臓の画像を示したものである。

【 図 4 】 肝辺縁の退縮程度の算出に係る超音波診断装置の機能ブロック図である。

【 図 5 】 関心領域の設定例を示す図である。

【 図 6 】 関心領域と、肝辺縁の輪郭線 e を示した図である。

【 図 7 】 肝辺縁の 2 辺を示す直線の算出に係る説明図である。

50

【図8】肝辺縁の2辺を示す直線の算出に係る説明図である。

【図9】肝辺縁の退縮した部分を示す図である。

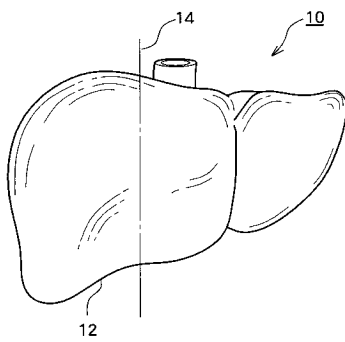
【図10】肝辺縁の退縮量の例を示す図である。

【符号の説明】

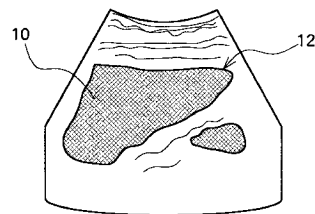
【0033】

10 肝臓、12 肝辺縁、20 超音波探触子、26 鈍化度算出部。

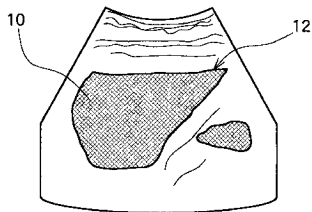
【図1】



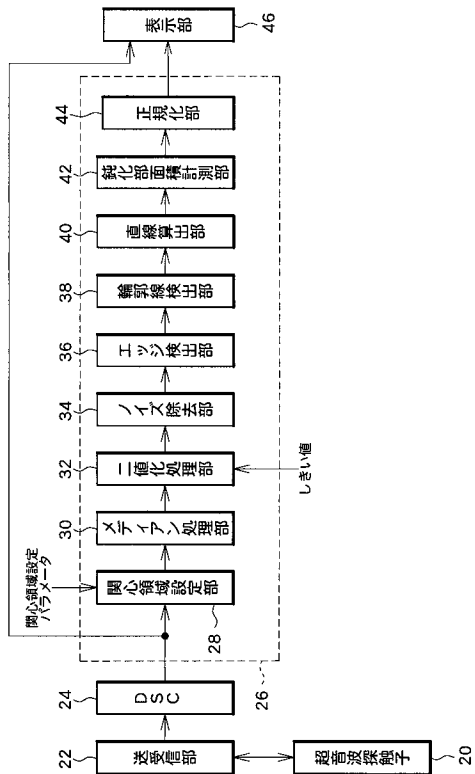
【図3】



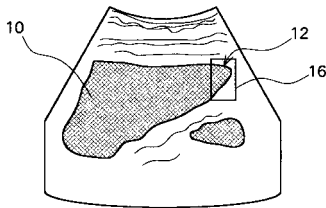
【図2】



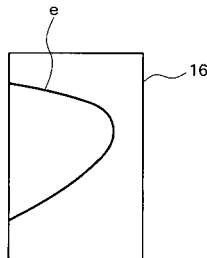
【 図 4 】



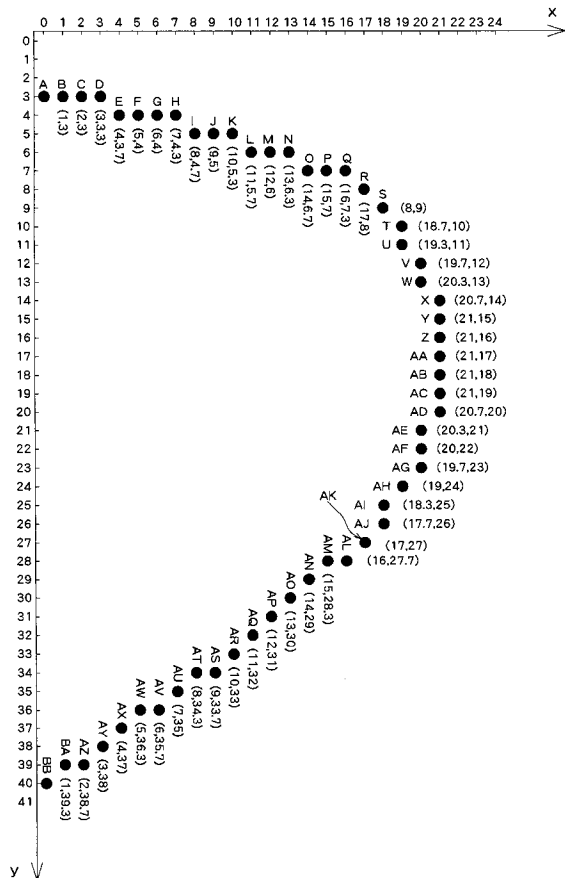
【 図 5 】



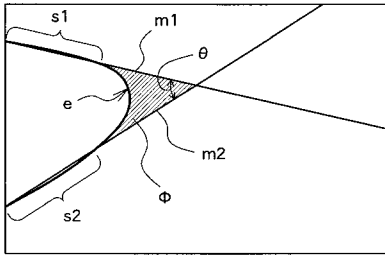
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 9 】



【 図 10 】

