

(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2012-210317

(P2012-210317A)

(43) 公開日 平成24年11月1日(2012.11.1)

(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 11 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2011-77335 (P2011-77335)
(22) 出願日 平成23年3月31日(2011.3.31)

(71) 出願人 300019238
ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(74) 代理人 100106541
弁理士 伊藤 信和
(72) 発明者 谷川 俊一郎
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD18 DD26 EE09 JB34 JB48 JB50 JC13 JC37 KK24 LL38

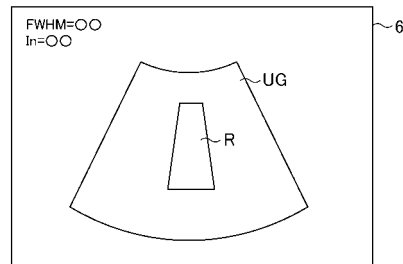
(54) 【発明の名称】 超音波画像表示装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 脂肪肝の診断などの判断に役立つ情報を提供することができる超音波画像表示装置を提供する。

【解決手段】 対象に対して送信された超音波のエコー信号に対してマルチフラクタル解析を行なうマルチフラクタル解析部と、マルチフラクタル解析によって得られた特異性スペクトルの半値幅と前記特異性スペクトルにおける最大フラクタル次元とこの最大フラクタル次元における特異性指数とに基づいて得られるインデックス I_n 、前記特異性スペクトルの半値幅である FWHM を表示させる表示制御部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

対象に対して送信された超音波のエコー信号に対してマルチフラクタル解析を行なうマルチフラクタル解析部と、

マルチフラクタル解析によって得られた特異性スペクトルの半値幅と前記特異性スペクトルにおける最大フラクタル次元と該最大フラクタル次元における特異性指数とに基づいて得られる指標値、前記特異性スペクトルの半値幅及び前記特異性スペクトルの少なくとも一つを表示させる表示制御部と、

を備えることを特徴とする超音波画像表示装置。

【請求項 2】

前記特異性スペクトルにおいて、前記半値幅、前記最大フラクタル次元及び該最大フラクタル次元における特異性指数を算出する算出部を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 3】

前記エコー信号に基づいて作成される超音波画像において、前記マルチフラクタル解析を行なう対象となる範囲を設定する範囲設定部を備えることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 4】

前記表示制御部により表示される前記指標値、前記特異性スペクトルの半値幅及び前記特異性スペクトルは、複数音線の平均であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 5】

前記表示制御部は、前記指標値、前記特異性スペクトルの半値幅及び前記特異性スペクトルの少なくとも一つを、複数音線について表示させることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 6】

前記マルチフラクタル解析部は、複数の音線におけるエコー信号を結合した信号に対してマルチフラクタル解析を行なうことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 7】

前記マルチフラクタル解析部は、複数の音線におけるエコー信号の端部同士を結合してなる信号に対してマルチフラクタル解析を行なうことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 8】

前記マルチフラクタル解析部は、各音線におけるエコー信号のデータを複数の音線にわたって超音波の走査方向の順に並ぶように結合してなる信号に対してマルチフラクタル解析を行なうことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 9】

前記マルチフラクタル解析を行なう前の前記エコー信号に対して、平滑化处理、ハイパスフィルタ処理、ダウンサンプリング処理又はアップサンプリング処理のいずれかの処理を行なう前処理部を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 10】

前記表示制御部は、前記指標値又は前記特異性スペクトルの半値幅の値に応じた画像を、前記エコー信号に基づく超音波画像上に表示させることを特徴とする請求項 1 ~ 9 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 11】

コンピュータに、

対象に対して送信された超音波のエコー信号に対してマルチフラクタル解析を行なうマルチフラクタル解析機能と、

10

20

30

40

50

マルチフラクタル解析によって得られた特異性スペクトルの半値幅と前記特異性スペクトルにおける最大フラクタル次元と該最大フラクタル次元における特異性指数とに基づいて得られる指標値、前記特異性スペクトルの半値幅及び前記特異性スペクトルの少なくとも一つを表示させる表示制御機能と、

を実行させることを特徴とする超音波画像表示装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、エコー信号に対してマルチフラクタル解析を行なう超音波画像表示装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波画像表示装置は、対象に送信された超音波のエコー信号に基づいて作成された超音波画像をリアルタイムで観察することができる。例えば、人体に対して超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて作成された超音波画像を表示する超音波画像表示装置においては、超音波画像を観察して、様々な診断が行なわれる。具体的には、特許文献1には、超音波画像に基づいて脂肪肝の診断を行なうことが記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2010-233859号公報(第3頁、段落[0004])

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、脂肪肝の場合、一般的に肝細胞内への多数の脂肪滴により音響インピーダンスの異なる反射面ができると考えられ、これによりBモード画像の輝度が上昇する。また、肝細胞に沈着した脂肪による超音波の散乱により、深部になるほど超音波の減衰によって輝度が低下する場合もある。従って、このような傾向がないか超音波画像を観察して脂肪肝の診断を行なうが、超音波画像のみでは、脂肪肝であるか否かの判定は困難な場合もある。従って、脂肪肝の診断など何らかの判断を行なう場合に、判断に役立つ情報を提供することができる超音波画像表示装置が望まれている。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上述の課題を解決するためになされた発明は、対象に対して送信された超音波のエコー信号に対してマルチフラクタル解析を行なうマルチフラクタル解析部と、マルチフラクタル解析によって得られた特異性スペクトルの半値幅と前記特異性スペクトルにおける最大フラクタル次元と該最大フラクタル次元における特異性指数とに基づいて得られる指標値、前記特異性スペクトルの半値幅及び前記特異性スペクトルの少なくとも一つを表示させる表示制御部と、を備えることを特徴とする超音波画像表示装置である。

【発明の効果】

【0006】

上記観点の発明によれば、超音波のエコー信号に対してマルチフラクタル解析が行なわれる。ここで、例えば脂肪の蓄積量が多い肝臓は、エコー信号の振幅情報(輝度情報)において正常肝臓と大きな違いがなかったとしても、肝細胞に含まれる脂肪滴の影響によって、エコー信号に含まれる信号パターンが正常肝臓とは異なっている。従って、エコー信号に対してマルチフラクタル解析を行なって得られた特異性スペクトルの半値幅と前記特異性スペクトルにおける最大フラクタル次元と該最大フラクタル次元における特異性指数とに基づいて得られる指標値、前記特異性スペクトルの半値幅及び前記特異性スペクトルの少なくとも一つが表示されることにより、脂肪肝であるか否かの診断など、エコー信号のままでは区別しづらい情報に対する判断に役立つ情報を提供することができる。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明に係る超音波画像表示装置の実施形態の概略構成の一例を示すブロック図である。

【図2】図1に示す超音波画像表示装置における制御部の構成を示すブロック図である。

【図3】マルチフラクタル解析を行なう対象となる関心領域が設定された表示部を示す図である。

【図4】マルチフラクタル解析によって得られた特異性スペクトルの一例を示す図である。

【図5】FWHMの値及びインデックス I_n の値が表示された表示部を示す図である。

10

【図6】特異性スペクトルが表示された表示部を示す図である。

【図7】第一実施形態の第一変形例において、色画像を有する超音波画像が表示された表示部を示す図である。

【図8】第一実施形態の第一変形例において、ラインを有する超音波画像が表示された表示部を示す図である。

【図9】第一実施形態の第二変形例における制御部の構成を示すブロック図である。

【図10】第二実施形態における制御部の構成を示すブロック図である。

【図11】第二実施形態における複数音線のエコー信号の結合を説明する図である。

【図12】エコー信号の結合をさらに詳細に説明する図である。

【図13】第二実施形態の変形例における複数音線のエコー信号の結合を説明する図である。

20

【図14】第二実施形態の変形例においてマルチフラクタル解析の対象となる信号を示す概念図である。

【図15】第三実施形態におけるマルチフラクタル解析の対象となる領域を説明するための図である。

【図16】超音波画像における分割領域に色画像が表示された表示部を示す図である。

【図17】マルチフラクタル解析を行なう対象を指定するカーソルが超音波画像に表示された表示部を示す図である。

【図18】制御部の他の構成を示すブロック図である。

【図19】エコー信号の平均化を説明する図である。

30

【図20】マルチフラクタル解析の対象となる信号を示す概念図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて詳細に説明する。

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について図1～図6に基づいて説明する。図1に示す超音波画像表示装置1は、超音波プローブ2、送受信部3、エコーデータ処理部4、表示制御部5、表示部6、操作部7、制御部8を備える。

【0009】

前記超音波プローブ2は、複数の超音波振動子(図示省略)から対象に対して超音波を送信する。前記超音波プローブ2は、音線順次で超音波の走査を行なって超音波を送信する。また、前記超音波プローブ2は、超音波のエコー信号を受信する。

40

【0010】

前記送受信部3は、前記超音波プローブ2から所定の走査条件で超音波を送信するための電気信号を、前記制御部8からの制御信号に基づいて前記超音波プローブ2に供給する。また、前記送受信部3は、前記超音波プローブ2で受信したエコー信号について、A/D変換、整相加算処理等の信号処理を行なう。

【0011】

前記エコーデータ処理部4は、前記送受信部3から出力されたエコー信号のデータに対し、超音波画像を作成するための処理を行なう。例えば、前記エコーデータ処理部4は、

50

対数圧縮処理及び包絡線検波処理等のBモード処理や、直交検波処理及びフィルタ処理等のドブラ(doppler)処理などを行なう。

【0012】

ちなみに、ドブラ処理には、カラードブラ画像を作成するためのカラードブラ処理、パワードブラ画像を作成するためのパワードブラ処理、パルスドブラ法による画像を作成するためのパルスドブラ処理、連続波ドブラ法による画像を作成するための連続波ドブラ処理が含まれる。

【0013】

前記表示制御部5は、前記エコーデータ処理部4で得られたデータを、スキャンコンバータ(scan converter)によって走査変換して超音波画像データを作成する。また、前記表示制御部5は、前記超音波画像データに基づく超音波画像を前記表示部6に表示させる。超音波画像は、Bモード画像やドブラ処理で得られたデータに基づく画像などである。

10

【0014】

また、前記表示制御部5は、前記超音波画像のほか、後述のマルチフラクタル解析部82によるマルチフラクタル解析(multi-fractal analysis)によって得られた特異性スペクトル(spectrum)Spの半値幅(後述のFWHM)と前記特異性スペクトルSpにおける最大フラクタル次元Dmaxと最大フラクタル次元Dmaxにおける特異性指数hmaxとに基づいて得られる指標値(後述のインデックスIn)、前記特異性スペクトルSpの半値幅及び前記特異性スペクトルSpの少なくとも一つを表示させる(表示制御機能)。前記表示制御部5は本発明における表示制御部の実施の形態の一例であり、前記表示制御機能は本発明における表示制御機能の実施の形態の一例である。

20

【0015】

なお、特異性スペクトルSpの半値幅、前記最大フラクタル次元Dmax、最大フラクタル次元Dmaxにおける特異性指数hmax、前記指標値(インデックスIn)、前記特異性スペクトルSpについては後述する。

【0016】

前記表示部6は、例えばLCD(Liquid Crystal Display)やCRT(Cathode Ray Tube)などで構成される。前記操作部7は、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード及びポインティングデバイス(図示省略)などを含んで構成されている。

30

【0017】

前記制御部8は、特に図示しないがCPU(Central Processing Unit)を有して構成される。この制御部8は、図示しない記憶部に記憶された制御プログラムを読み出し、前記超音波画像表示装置1の各部における機能を実行させる。

【0018】

前記制御部8の詳細構成について説明する。図2に示すように、前記制御部8は、関心領域設定部81、マルチフラクタル解析部82、算出部83を有している。これら各部の機能も、前記記憶部に記憶された制御プログラムにより実行される。これら各部機能の説明は後述する。前記関心領域設定部81は、本発明における範囲設定部の実施の形態の一例である。また、前記マルチフラクタル解析部82は、本発明におけるマルチフラクタル解析部の実施の形態の一例であり、本発明におけるマルチフラクタル解析機能の実施の形態の一例を実行する。さらに、前記算出部83は、本発明における算出部の実施の形態の一例である。

40

【0019】

さて、本例の超音波画像表示装置1の作用について説明する。人体などの対象に対して前記超音波プローブ2において超音波の送受信を行なうと、得られたエコー信号が前記送受信部3と前記エコーデータ処理部4で処理される。そして、エコーデータ処理部4からの出力信号に基づいて、前記表示制御部5は超音波画像データを作成する。そして、前記

50

表示制御部 5 は、前記超音波画像データに基づく超音波画像 U G を前記表示部 6 に表示させる。

【 0 0 2 0 】

また、前記マルチフラクタル解析部 8 2 は、エコー信号を対象にしてマルチフラクタル解析を行なう。マルチフラクタル解析を行なう前においては、図 3 に示すように、前記表示部 6 に表示された超音波画像 U G において、マルチフラクタル解析を行なう対象となる関心領域 R を設定する。具体的には、操作者が前記操作部 7 のポインティングデバイスなどを操作して、マルチフラクタル解析を行なう領域を前記超音波画像 U G において指定すると、前記関心領域設定部 8 1 は前記指定された領域を前記関心領域 R として設定する。

【 0 0 2 1 】

マルチフラクタル解析の対象となるエコー信号は、前記送受信部 3 の出力信号でもよく、前記エコーデータ処理部 4 の出力信号でもよい。前記エコーデータ処理部 4 の出力信号は、B モード処理で得られた信号でもよく、直交検波処理後の I 信号又は Q 信号でもよい。また、これら I 信号及び Q 信号を足し合わせるなどして組み合わせた信号に対してマルチフラクタル解析を行なってもよい。

【 0 0 2 2 】

また、マルチフラクタル解析の対象となるエコー信号は、前記関心領域 R における全て又は一部の音線についてのエコー信号である。前記マルチフラクタル解析部 8 2 は、各音線のエコー信号についてそれぞれマルチフラクタル解析を行なう。

【 0 0 2 3 】

前記マルチフラクタル解析部 8 2 は、WTMM (Wavelet Transform Modulus Maxima) 法を用いたマルチフラクタル解析を行なう。この WTMM 法を用いたマルチフラクタル解析は、Wavelet 変換、Modulus maxima line の抽出、分配関数による処理、ルジャンドル (Legendre) 変換を含む処理を行なうものである。

【 0 0 2 4 】

マルチフラクタル解析により、図 4 に示すように特異性スペクトル S_p が得られる。この特異性スペクトル S_p において、横軸 h は特異性指数 (リプシッツ・ヘルダー指数) であり、縦軸 D はフラクタル次元 (fractal dimension) である。また、 D_{max} は前記特異性スペクトル S_p における極大値、すなわちフラクタル次元 D の最大値 (最大フラクタル次元) であり、 h_{max} は前記特異性スペクトル S_p において D_{max} における特異性指数 h の値である。さらに、FWHM (full width at half maximum) は、 D_{max} の二分の一である D_{half} における特異性スペクトル S_p の特異性指数 h の幅 (半値幅) である。

【 0 0 2 5 】

ちなみに特異性指数 h は、解析対象であるエコー信号の波形の複雑さの程度を示す指数であり、FWHM はエコー信号に含まれる異なる信号パターンの量に関する値である。例えば、エコー信号に、相似形の信号パターンが多く含まれるほど、FWHM の値は小さくなる。

【 0 0 2 6 】

前記算出部 8 3 は、前記特異性スペクトル S_p が得られると、この特異性スペクトル S_p における前記 D_{max} 、前記 FWHM 及び前記 h_{max} を算出する。また、前記算出部 8 3 は、下記 (式 1) により得られる所定のインデックス (index) I_n を算出してもよい。

$$I_n = FWHM \times (h_{max} / D_{max}) \cdots (式 1)$$

このインデックス I_n は、本発明における指標値の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 7 】

前記表示制御部 5 は、図 5 に示すように FWHM の値及びインデックス I_n の値を、前記超音波画像 U G と並べて前記表示部 6 に表示させる。ただし、前記表示制御部 5 は、FWHM の値及びインデックス I_n の値のうち、いずれか一方のみを表示させてもよい。ま

10

20

30

40

50

た、表示制御部 5 は、特に図示しないが、 D_{max} の値、 h_{max} の値を前記 FWHM の値及びインデックス I_n の値とともに前記表示部 6 に表示させてもよい。さらに、前記表示制御部 5 は、図 6 に示すように特異性スペクトル S_p を、前記超音波画像 U_G と並べて前記表示部 6 に表示させてもよい。前記特異性スペクトル S_p は、前記 FWHM の値及び前記インデックス I_n の値とともに表示されてもよい。

【0028】

複数音線のエコー信号についてマルチフラクタル解析を行なった場合、各音線についての FWHM の値及びインデックス I_n の値を表示してもよいし（すなわち、複数の FWHM の値及び複数のインデックス I_n の値が表示される）、各音線について平均化した FWHM の値及びインデックス I_n の値を前記算出部 83 が算出してこれを表示してもよい。また、各音線についての特異性スペクトル S_p を表示してもよいし（すなわち、複数の特異性スペクトル S_p が表示される）、各音線について平均化した特異性スペクトル S_p を前記算出部 83 が求めてこれを表示してもよい。平均化することによって、特に前記関心領域 R の音線方向（深度方向）の長さが短く、一音線におけるエコー信号のデータ数が少なくなった場合でも、より適正な結果を表示することができる。

10

【0029】

ここで、エコー信号を対象にしてマルチフラクタル解析を行ない、FWHM の値、インデックス I_n の値及び前記特異性スペクトルを表示する理由について説明する。例えば、びまん性脂肪肝の場合、Bモード画像全体の輝度（エコー信号の振幅情報）が一律に上がるため、輝度の差として認識しづらく、肝腎コントラストの評価手法に頼らざるを得ない場合もある。しかし、肝腎コントラストの評価手法は腎臓を含めた Bモード画像を得る必要があるため、腎臓から離れた部分については用いることができない。一方、脂肪の蓄積量が多い肝臓は、肝細胞に含まれる脂肪滴の影響によって、エコー信号に含まれる信号パターンが正常肝臓とは異なる。従って、エコー信号を対象にしてマルチフラクタル解析を行なって得られた特異性スペクトル S_p は、脂肪の蓄積量が多い肝臓と正常肝臓とで異なる。以上のことから、前記表示部 6 に FWHM の値、インデックス I_n の値及び特異性スペクトル S_p を表示することにより、操作者は例えば脂肪肝であるか否かを、腎臓を含めた画像からではなくても診断することができる。

20

【0030】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。図 7 に示すように、前記表示制御部 5 は、前記関心領域 R について一つ算出された FWHM の値又はインデックス I_n の値に応じた色相を有する色画像 C_G を前記関心領域 R 内に表示させてもよい。具体的には、前記表示制御部 5 は、超音波画像 U_G と色画像 C_G とを加算し超音波画像 U_G 上の関心領域 R 内に色画像 C_G が合成された画像を前記表示部 6 に表示させる。前記色画像 C_G は、背景の超音波画像 U_G が透過して見える状態で表示されている。

30

【0031】

ただし、FWHM の値又はインデックス I_n の値に応じた画像であれば、前記色画像 C_G に限られるものではない。

【0032】

FWHM の値及びインデックス I_n の値が複数音線について算出される場合、前記表示制御部 5 は、図 8 に示すように音線に相当するライン L を前記関心領域 R 内に表示させ、前記ライン L の色を FWHM の値又はインデックス I_n の値に応じた色で表示させてもよい。

40

【0033】

次に、第二変形例について説明する。この第二変形例では、前記制御部 8 は、図 9 に示すように、前記関心領域設定部 81、マルチフラクタル解析部 82、算出部 83 の他に、前処理部 84 を有している。この前処理部 84 は、マルチフラクタル解析を行なう前段階のエコー信号に対する信号処理として、平滑化処理、ハイパスフィルタ（high pass filter）処理、ダウンサンプリング（down sampling）処理又

50

はアップサンプリング (up sampling) 処理のいずれかの処理、或いはこれら複数の処理を行なう。

【0034】

平滑化処理、ダウンサンプリング処理、アップサンプリング処理を行なうことにより、マルチフラクタル解析の結果を安定させることができる。また、信号の相似性に関する解析を行なうマルチフラクタル解析においては、信号の振幅の情報は不要であるため、ハイパスフィルタ処理を行なうことによってマルチフラクタル解析に必要な信号成分のみを取り出すことができる。前記前処理部84は、本発明における前処理部の実施の形態の一例である。

【0035】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。ただし、第一実施形態と同一事項についての説明は省略する。

【0036】

本例では、複数の音線におけるエコー信号を結合した信号に対してマルチフラクタル解析を行なう。前記制御部8は、図10に示すように、前記関心領域設定部81、マルチフラクタル解析部82、算出部83の他に、信号結合部85を有している。この信号結合部85は、複数の音線におけるエコー信号を結合する。具体的には、図11に示すように、関心領域R内における複数音線のエコー信号 s_a 、 s_b 、 s_c の音線方向における端部を結合して一つのエコー信号 s (信号は単純化して直線で示す)とする。そして、前記マルチフラクタル解析部82は、結合された前記エコー信号 s についてマルチフラクタル解析を行なう。

【0037】

ここで、図12に示すように、前記エコー信号 s_a 、 s_b 、 s_c の浅部側(超音波プローブ2に近い側)の端部を a_n 、 b_n 、 c_n 、深部側(超音波プローブ2から遠い側)の端部を a_f 、 b_f 、 c_f とする。前記信号結合部85は、隣り合うエコーにおける深度が近い側の端部同士を結合する。すなわち、前記信号結合部85は、前記エコー信号 s_a の端部 a_f と前記エコー信号 s_b の端部 b_f とを結合し、前記エコー信号 s_b の端部 b_n と前記エコー信号 s_c の端部 c_n とを結合する。ただし、このような場合に限られるものではない。

【0038】

ここで、関心領域Rの音線方向(深度方向)の長さが短くなるほど、エコー信号のデータ数が少なくなるので、適正なマルチフラクタル解析の結果が得られなくなるおそれがある。しかし、本例によれば、複数音線のエコー信号が結合されたエコー信号を対象にしてマルチフラクタル解析が行なわれるので、関心領域Rの音線方向の長さが短い場合であっても、適正なマルチフラクタル解析の結果を得ることができる。従って、例えば血管を避けて関心領域Rを設定するような場合に、関心領域Rの音線方向の長さが短くなってしまっても、適正な特異性スペクトル S_p を得ることができる。

【0039】

次に、第二実施形態の変形例について図13及び図14に基づいて説明する。図13において、 s_1-a 、 s_1-b 、 s_1-c は関心領域R(図13では図示省略)内における音線を示している。そして、音線 s_1-a におけるエコー信号のデータを a_1 、 a_2 、 a_3 、 \dots 、音線 s_1-b におけるエコー信号のデータを b_1 、 b_2 、 b_3 、 \dots 、音線 s_1-c におけるエコー信号のデータを c_1 、 c_2 、 c_3 、 \dots とする。

【0040】

前記信号結合部85は、各音線において音線方向の順に並ぶエコー信号のデータを、複数の音線にわたって超音波の走査方向の順に並ぶように結合したデータ列からなる信号を作成する。具体的には、前記信号結合部85は、図14に示すように、データ a_1 、 b_1 、 c_1 、 c_2 、 b_2 、 a_2 、 a_3 、 b_3 、 c_3 、 \dots の順に並ぶデータ列からなる信号 s を作成する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 1 】

ちなみに、この第二実施形態のように、複数音線のエコー信号を結合した信号を対象にしてマルチフラクタル解析を行なうか、第一実施形態のように一音線のエコー信号を対象にしてマルチフラクタル解析を行なうかを、例えば前記操作部 7 における入力によって選択することができるようになっていてもよい。

【 0 0 4 2 】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について説明する。ただし上記各実施形態と同一の事項については説明を省略する。

【 0 0 4 3 】

本例の前記マルチフラクタル解析部 8 2 は、図 1 5 に示すように、前記関心領域 R を音線方向に分割した分割領域 r_1 , r_2 , r_3 について、マルチフラクタル解析を行なう。この場合、前記各分割領域 $r_1 \sim r_3$ の各音線についてマルチフラクタル解析を行ないその解析結果を平均化して得られた FWHM の値及びインデックス I_n の値を前記算出部 8 3 が算出し、これを前記各分割領域 $r_1 \sim r_3$ 毎に表示してもよい。また、前記信号結合部 8 5 が前記各分割領域 $r_1 \sim r_3$ における各音線を結合し、結合されたエコー信号を対象にしてマルチフラクタル解析を行なってもよい。この場合も、前記各分割領域 $r_1 \sim r_3$ 毎に前記 FWHM の値及び前記インデックス I_n の値を表示する。

10

【 0 0 4 4 】

さらに、前記各分割領域 $r_1 \sim r_3$ について得られた FWHM の値及びインデックスの値に応じた色画像 CG 1、CG 2、CG 3 を、図 1 6 に示すように前記超音波画像 UG における前記各分割領域 $r_1 \sim r_3$ に表示してもよい。

20

【 0 0 4 5 】

以上、本発明を前記各実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、上述の実施形態においては、マルチフラクタル解析を行なう対象を関心領域 R を設定することにより指定しているが、前記関心領域の代わりに、図 1 7 に示すようにカーソル C 1、C 2 を用いて指定してもよい。この場合、前記カーソル C 1、C 2 の間のエコー信号がマルチフラクタル解析の対象になる。

30

【 0 0 4 6 】

また、前記送受信部 3 において A / D 変換を行なう際のサンプリングレート (sampling rate) を調節して、マルチフラクタル解析の結果を安定させることができるようになっていてもよい。

【 0 0 4 7 】

また、前記制御部 8 は、図 1 8 に示すように、前記関心領域設定部 8 1、マルチフラクタル解析部 8 2、算出部 8 3 の他に、信号平均部 8 6 を有していてもよい。この信号平均部 8 6 は、エコー信号を複数音線について平均化した信号 s を作成する。具体的に図 1 9 及び図 2 0 に基づいて説明する。図 1 9 に示すように、音線 $s_1 - a$ におけるエコー信号のデータを $a_1, a_2, a_3, \dots, a_n$ 、音線 $s_1 - b$ におけるエコー信号のデータを $b_1, b_2, b_3, \dots, b_n$ 、音線 $s_1 - c$ におけるエコー信号のデータを $c_1, c_2, c_3, \dots, c_n$ とする。前記信号平均部 8 6 は、図 2 0 に示すように、各音線におけるエコー信号のデータであって、各深度位置におけるデータ (a_1, b_1, c_1)、(a_2, b_2, c_2)、(a_3, b_3, c_3)、(a_n, b_n, c_n) を音線方向に平均化して得られたデータ $x_1, x_2, x_3, \dots, x_n$ のデータ列からなる信号 s を作成する。具体的には、 $x_1 = (a_1 + b_1 + c_1) / 3$ 、 $x_2 = (a_2 + b_2 + c_2) / 3$ 、 $x_3 = (a_3 + b_3 + c_3) / 3$ 、 \dots 、 $x_n = (a_n + b_n + c_n) / 3$ である。

40

【 0 0 4 8 】

そして、前記信号 s についてマルチフラクタル解析を行なうことによって得られ、前記表示制御部 5 により表示される FWHM の値及び前記インデックス I_n の値、前記特異

50

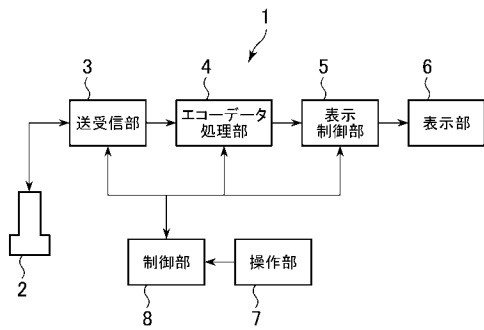
性スペクトル S_p は複数音線の平均である。

【符号の説明】

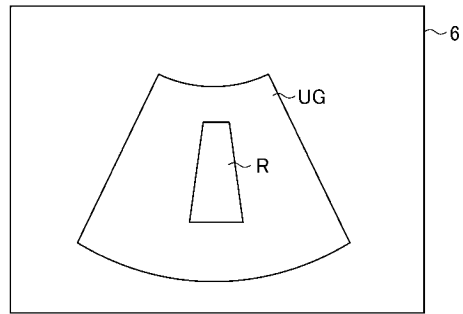
【0049】

- 1 超音波画像表示装置
- 5 表示制御部
- 8 1 関心領域設定部 (範囲設定部)
- 8 2 マルチフラクタル解析部
- 8 3 算出部
- 8 4 前処理部

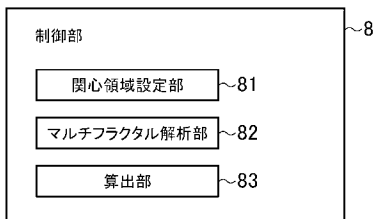
【図1】



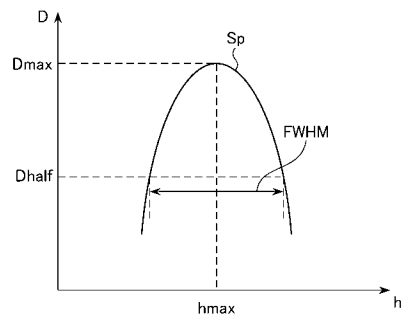
【図3】



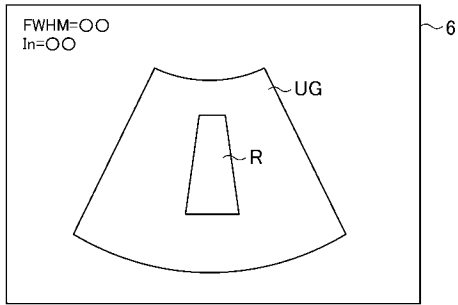
【図2】



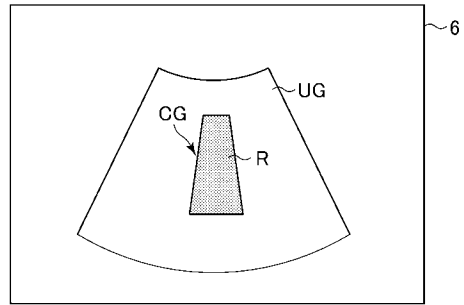
【図4】



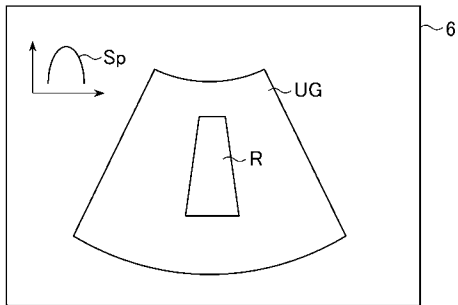
【 図 5 】



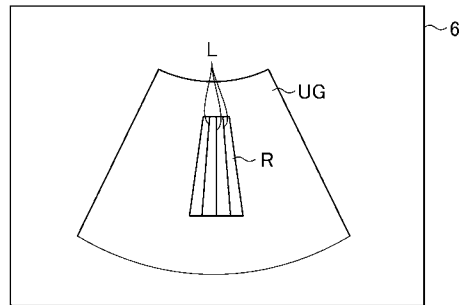
【 図 7 】



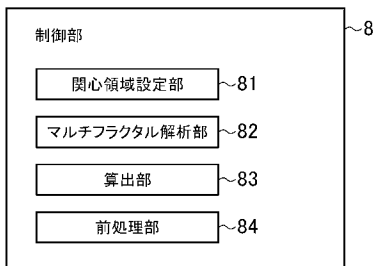
【 図 6 】



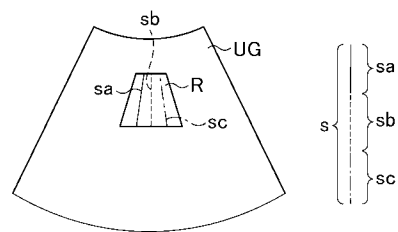
【 図 8 】



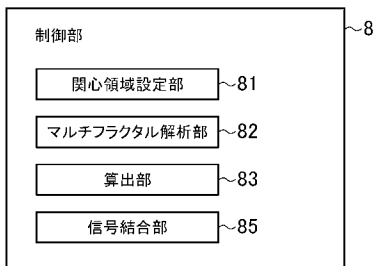
【 図 9 】



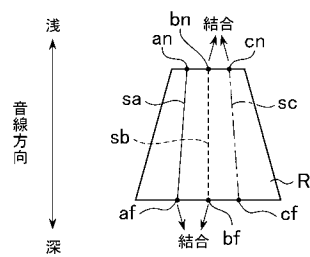
【 図 1 1 】



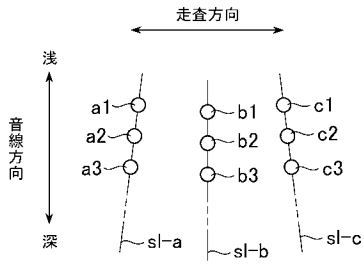
【 図 1 0 】



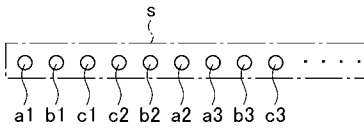
【 図 1 2 】



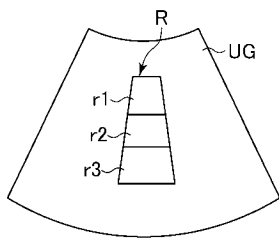
【図 1 3】



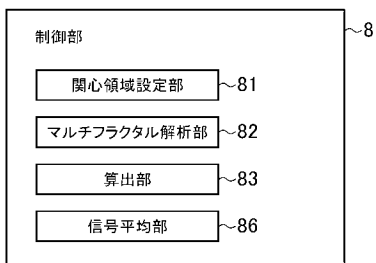
【図 1 4】



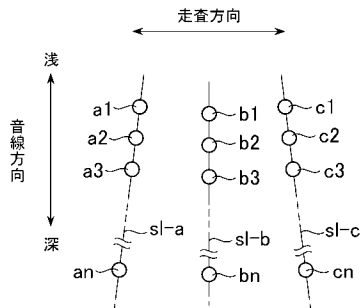
【図 1 5】



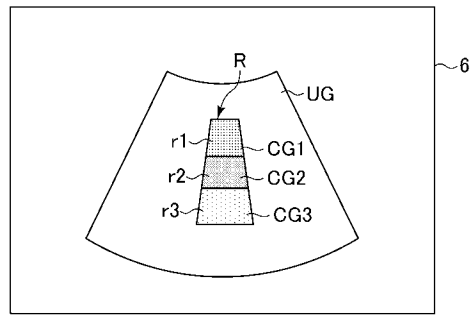
【図 1 8】



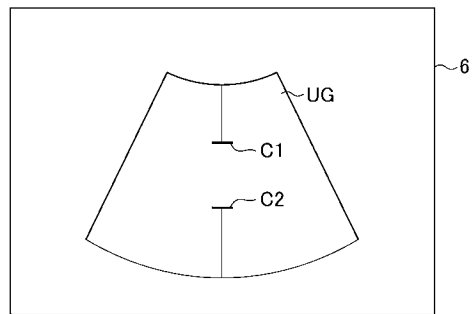
【図 1 9】



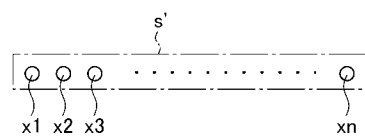
【図 1 6】



【図 1 7】



【図 2 0】



专利名称(译)	超声图像显示装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2012210317A	公开(公告)日	2012-11-01
申请号	JP2011077335	申请日	2011-03-31
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	谷川俊一郎		
发明人	谷川 俊一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD18 4C601/DD26 4C601/EE09 4C601/JB34 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/JC13 4C601/JC37 4C601/KK24 4C601/LL38		
代理人(译)	伊藤亲		
其他公开文献	JP5710341B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够传递对脂肪肝诊断等判断有用的信息的超声波图像显示装置。解决方案：超声波图像显示装置包括：多重分形分析部分，用于对发送到的超声波回波信号进行多重分形分析。课程;显示控制部分，用于显示通过分形分析获得的特异性光谱的半值获得的指数 \ln ，特异性光谱中的最大分形维数和最大分形维数中的特异性指数，以及FWHM (半高全宽)) 作为特异性谱的半值。

