

(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2008-212522

(P2008-212522A)

(43) 公開日 平成20年9月18日(2008.9.18)

(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 7 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2007-56862 (P2007-56862)
(22) 出願日 平成19年3月7日 (2007.3.7)(71) 出願人 000153498
株式会社日立メディコ
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(72) 発明者 外村 明子
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
株式会社日立メディコ
(72) 発明者 三竹 毅
東京都千代田区外神田四丁目14番1号
株式会社日立メディコ
Fターム(参考) 4C601 BB02 DD19 DD23 JC07 JC08
JC13 KK02 KK07 KK12 KK24
KK36

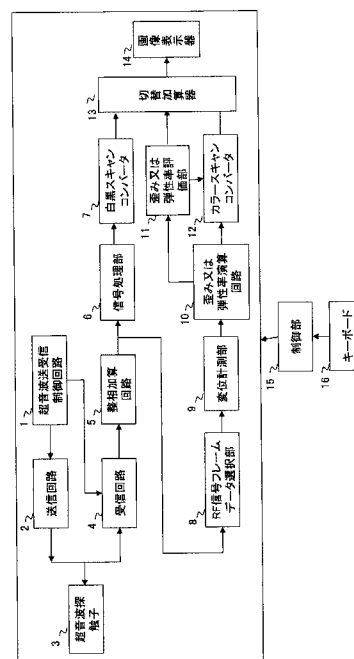
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 弾性画像の画像情報から疾患の進行具合を客観的に評価する超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波探触子1と、超音波探触子1を介して被検体に超音波を送受信し、被検体の断層部位のRF信号フレームデータに基づいて断層画像を生成する断層画像構成手段6と、RF信号フレームデータに基づいて断層部位における組織の歪み又は弾性率を求める弾性情報演算手段10と、弾性情報演算手段10で求めた歪み又は弾性率に基づいて弾性画像を生成する弾性画像構成手段12と、断層画像及び/又は前記弾性画像を表示する表示手段14とを備えた超音波診断装置において、弾性画像の画像情報から算出される組織の形状に基づいて組織を評価する描出領域評価手段11を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体に超音波を送受信し、前記被検体の断層部位のRF信号フレームデータに基づいて断層画像を生成する断層画像構成手段と、前記RF信号フレームデータに基づいて前記断層部位における組織の歪み又は弾性率を求める弾性情報演算手段と、前記弾性情報演算手段で求めた歪み又は弾性率に基づいて弾性画像を生成する弾性画像構成手段と、前記断層画像及び／又は前記弾性画像を表示する表示手段とを備えた超音波診断装置において、前記弾性画像の画像情報から算出される前記組織の形状に基づいて前記組織を評価する描出領域評価手段を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記組織の形状は、複雑度により求められ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】

前記画像情報は、前記歪み又は前記弾性率に基づいて 2 値化されてい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 4】

前記表示手段は、前記複雑度の数値を前記弾性画像とともに表示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】

前記描出領域評価手段は、前記弾性画像の画像情報から算出される前記組織の面積又は個数に基づいて前記組織を評価する請求項 2 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 6】

前記複雑度、前記面積、前記個数を前記評価された組織の構造と関連付けて蓄積させる記憶手段を備えることを特徴とする請求項 2 又は請求項 5 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記描出領域評価手段は、所定の圧迫状態で前記組織を評価することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

30

【0001】

本発明は、超音波を利用して被検体内の診断部位について断層画像を得る超音波診断装置に関し、特に時系列に並んだRF信号フレームデータから歪み及び／又は弾性率を演算し、生体組織の硬さ又は柔らかさを示す弾性画像として表示する技術に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来の超音波診断装置は、超音波送受信を制御する超音波送受信制御手段と、被検体に超音波を送信及び受信する超音波送受信手段と、この超音波受信手段からの反射エコー信号を用いて運動組織を含む被検体内の断層画像データを所定周期で繰り返して得る走査手段と、この走査手段によって得た断層画像を表示する画像表示手段とを有して構成されている。

40

【0003】

近年、超音波探触子の超音波送受信面にて、被検体の体表面から用手的な方法にて被検体に外力を与え、被検体内の生体組織を圧迫し、時系列的に隣接するRF信号フレームデータ(連続2フレーム)を相関演算して、各点における変位を求め、さらにその変位を空間微分することにより歪みを計測し、この歪みデータを画像化する超音波診断装置がある。また、外力による応力分布と歪みデータから、生体組織のヤング率等に代表される弾性率データを画像化する超音波診断装置がある。このような歪み及び／又は弾性率データ(以下、弾性フレームデータ)を基にした弾性画像によれば、被検体内の生体組織の硬さや柔らかさを計測して表示することができる。(例えば特許文献1)

50

【特許文献1】特開平5-317313号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

断層画像又は弾性画像を表示する超音波診断装置は、癌など腫瘍性の病変の診断だけでなく、例えば、びまん性疾患の診断にも期待されている。びまん性疾患、特に結節など局所的な硬化組織が周囲の柔らかい組織中に散在する場合、形状が複雑な構造を反映したまだら模様が表示される。肝炎から肝硬変のように疾患が進行して線維化が進むと、結節が肝実質内に拡がり、まだら模様が複雑化していく。よって、検者は、まだら模様の状態に基づいて疾患の進行具合を評価していた。

10

【0005】

しかし、検者はまだら模様の状態を目視で観察しているため、疾患の評価結果が検者間でばらついていていた。本発明は、弾性画像の画像情報から疾患の進行具合を客観的に評価することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の目的を達成するため、超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体に超音波を送受信し、前記被検体の断層部位のRF信号フレームデータに基づいて断層画像を生成する断層画像構成手段と、前記RF信号フレームデータに基づいて前記断層部位における組織の歪み又は弾性率を求める弾性情報演算手段と、前記弾性情報演算手段で求めた歪み又は弾性率に基づいて弾性画像を生成する弾性画像構成手段と、前記断層画像及び/又は前記弾性画像を表示する表示手段とを備えた超音波診断装置において、前記弾性画像の画像情報から算出される前記組織の形状に基づいて前記組織を評価する描出領域評価手段を備える。

20

【0007】

前記組織の形状は、複雑度により求められ、前記画像情報は、前記歪み又は前記弾性率に基づいて2値化されている。また、前記表示手段は、前記複雑度の数値を前記弾性画像とともに表示する。

【発明の効果】

【0008】

本発明により、弾性画像の画像情報から疾患の進行具合を客観的に評価することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

本発明の実施形態を図面に基いて説明する。図1は、本発明による超音波診断装置を示すブロック図である。超音波診断装置は、超音波を利用して被検体の診断部位について断層画像を得るとともに生体組織の硬さ又は柔らかさを表す弾性画像を表示するものである。超音波診断装置は、図1に示すように、超音波送受信制御回路1と、送信回路2と、超音波探触子3と、受信回路4と、整相加算回路5と、信号処理部6と、白黒スキャンコンバータ7と、RF信号フレームデータ選択部8と、変位計測部9と、歪み又は弾性率演算回路10と、歪み又は弾性率評価部11と、カラースキャンコンバータ12と、切替加算器13と、画像表示器14と、制御部15と、キーボード16とを具備して構成されている。検者や操作者は、キーボード16及び制御部15を用いて、適宜操作することができるようになっている。

40

【0010】

超音波探触子3は、多数の振動子を短冊状に配列して形成されたものであり、機械式または電子的にビーム走査を行って被検体に超音波を送信及び受信するものであり、図示は省略したがその中には超音波の発生源であるとともに反射エコーを受信する振動子が内蔵されている。各振動子は、一般に、入力されるパルス波、または連続波の送波信号を超音波に変換して発射する機能と、被検体の内部から発射する反射エコーを電気信号(反射エコー信号)に変換して出力する機能を有して形成される。

50

【 0 0 1 1 】

一般に、弾性画像を表示するために行なう圧迫動作は、超音波探触子3で超音波送受信を行なうとともに被検体を圧迫して診断部位の体腔内に応力分布を与える。超音波探触子3の超音波送受信面と、この送受信面に面を合わせて圧迫板を装着し、超音波探触子3の超音波送受信面と圧迫板にて構成される圧迫面を被検体の体表に接触させ、圧迫面を手動的に上下動させて被検体を圧迫するという方法をとっているが、心臓や動脈の拍動による圧迫を利用することも可能である。

【 0 0 1 2 】

超音波送受信制御回路1は、超音波を送信及び受信するタイミングを制御するものである。送信回路2は、超音波探触子3を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生じるとともに、内蔵された送波整相加算回路によって送信される超音波の収束点のある深さに設定するものである。受信回路4は、超音波探触子3で受信した反射エコー信号を所定のゲインで増幅するものである。増幅された各振動子の数に対応した数の反射エコー信号が整相加算回路5に入力される。整相加算回路5は、受信回路4で増幅された反射エコー信号の位相を制御し、RF信号フレームデータを形成するものである。

【 0 0 1 3 】

信号処理部6は、整相加算回路5からのRF信号フレームデータを入力して、ゲイン補正、ログ補正、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の各種信号処理を行なうものである。

【 0 0 1 4 】

白黒スキャンコンバータ7は、信号処理部6から出力されるRF信号フレームデータを超音波周期で取得し、このRF信号フレームデータを表示するためテレビジョン方式の周期で読み出すための断層走査手段及びシステムの制御を行うための手段、例えば、信号処理部6からのRF信号フレームデータをディジタル信号に変換するA/D変換器と、このA/D変換器でディジタル化された断層画像データを時系列に記憶する複数枚のフレームメモリと、これらの動作を制御するコントローラなどを含んで構成される。

【 0 0 1 5 】

画像表示器14は、白黒スキャンコンバータ7によって得られた時系列の断層画像データすなわち断層画像を表示するものであり、切替加算器14を介して白黒スキャンコンバータ7から出力される画像データをアナログ信号に変換するD/A変換器と、このD/A変換器からアナログビデオ信号を入力して画像として表示するカラーテレビモニタとからなる。

【 0 0 1 6 】

また、整相加算回路5の出力側から分岐してRF信号フレームデータ選択部8と、変位計測部9と、歪み又は弾性率演算回路10が設けられている。また、歪み又は弾性率演算回路10の後段には歪み又は弾性率評価部11とカラースキャンコンバータ12が設けられ、白黒スキャンコンバータ7と歪み又は弾性率評価部11とカラースキャンコンバータ12との出力側には切替加算器14が設けられている。

【 0 0 1 7 】

RF信号フレームデータ選択部8は、整相加算回路5から出力されるRF信号フレームデータをRF信号フレームデータ選択部8内に備えられたフレームメモリ内に順次確保し(現在確保されたRF信号フレームデータをRF信号フレームデータNとする。)、超音波診断装置の制御命令に従って時間的に過去のRF信号フレームデータN-1、N-2、N-3・・・N-Mの中から1つのRF信号フレームデータを選択し(RF信号フレームデータXとする。)、変位計測部9に1組のRF信号フレームデータNとRF信号フレームデータXを出力する役割を担うものである。整相加算回路5から出力される信号をRF信号フレームデータと記述したが、RF信号を複合復調したI、Q信号の形式になった信号であってもよい。

【 0 0 1 8 】

変位計測部9は、RF信号フレームデータ選択部8によって選択された1組のRF信号フレームデータに基づいて1次元又は2次元の相関処理を実行し、断層画像上の各計測点の変位又は移動ベクトル(変位の方向と大きさ)を計測し、変位フレームデータと相関フレームデータを生成するものである。この移動ベクトルの検出法としては、例えば、特許文献1に記

10

20

30

40

50

載されたようなブロック・マッチング法やグラジェント法がある。ブロック・マッチング法は、画像を例えば $N \times N$ 画素からなるブロックに分け、現フレーム中の着目しているブロックにもっとも近似しているブロックを前フレームから探索し、これらを参照して符号化を行うものである。

【0019】

歪み又は弾性率演算回路10は、変位計測部9から出力される変位フレームデータから断層画像上の各計測点の歪み又は弾性率を演算して、歪み又は弾性率の数値データ(弾性フレームデータ)を生成し、カラスキャンコンバータ12に出力するものである。歪み又は弾性率演算回路10において行なう歪みの演算については、例えば、その変位を空間微分することによって計算上で求めるものとする。また、弾性率の内の一つである、例えばヤング率 Y_m の演算については、以下の式に示すように、各演算点における応力(圧力)を各演算点における歪みで除することにより求める。下記数式において、 i, j の指標は、フレームデータの座標を表す。

[数1] $Y_{mi}, j = \text{圧力(応力)}_{i, j} / (\text{歪み}_{i, j}) \quad (i, j = 1, 2, 3, \dots)$

ここで、体表に与えられた圧力は、体表と圧迫機構との接触面に圧力センサを介在させ、この圧力センサによって直接的に計測する。なお、歪み又は弾性率演算回路10は、算出された弾性フレームデータに座標変面内におけるスムージング処理、コントラスト最適化処理や、フレーム間における時間軸方向のスムージング処理などの様々な画像処理を施し、処理後の弾性フレームデータを歪みとして出力してもよい。

【0020】

ここで、弾性画像の画像情報(複雑度)から疾患の進行具合を客観的に評価する第1の実施形態について図2を用いて説明する。

【0021】

第1の実施形態の特徴部である弾性画像評価部11は、歪み又は弾性率演算回路10の出力側に配置され、ヒストグラム演算部111と、統計処理部112と、描出領域評価部113とを有して構成される。

【0022】

ヒストグラム演算部111は、歪み又は弾性率演算回路10から出力される弾性フレームデータから歪み又は弾性率の出現回数をカウントし、ヒストグラムデータを作成している。ヒストグラム演算部111で演算されたヒストグラムデータは、切替加算器13を介して画像表示器14に出力され、画像表示器14は、ヒストグラムデータに基づくヒストグラム画像30を表示する。図3は、画像表示器14で表示されるヒストグラム画像30を示す図である。

【0023】

図3に示すように、弾性画像中には、例えば組織1、組織2、組織3が含まれている。これらの組織1~3の組織固有の硬さの情報は、画像表示器14にリアルタイムに表示される。これにより、組織1~3の硬さの関係を容易に把握することができる。ヒストグラム画像30の縦軸は、それぞれの歪み又は弾性率に属する計測点の個数(度数)に対応する。したがって、個数が多いほど棒の長さが長くなっている。

【0024】

また、ヒストグラム演算部111は、例えば母集団に属する計測点の個数、母集団の歪み又は弾性率の平均値、中央値、分散値を演算し、ヒストグラム画像30とともに画像表示器14にリアルタイムに表示させることもできる。

【0025】

統計処理部112は、弾性フレームデータにおける歪み又は弾性率の平均値、標準偏差など統計処理データを算出し、歪み又は弾性率の分布を数値化する。ここで、弾性フレームデータにおける歪み又は弾性率の平均値の算出について具体的に説明する。統計処理部112は、歪み又は弾性率演算回路10から得られる弾性フレームデータに基づいて、弾性画像全体で得られる歪み又は弾性率の値を画素数で割ることにより、各画素単位辺りの歪み又は弾性率を算出する。算出された各画素単位辺りの歪み又は弾性率は、弾性フレームデータの平均値である。このように統計処理部112で演算された平均値は、切替加算器13を介

10

20

30

40

50

して画像表示器14に出力され、画像表示器14は歪み又は弾性率の平均値を表示する。なお、標準偏差の算出については、平均値の算出と同様であるため、詳細な説明は省略する。

【0026】

描出領域評価部113は、歪み又は弾性率演算回路10から得られる弾性フレームデータに基づいて、弾性画像の画像情報から疾患の進行具合を客観的に評価する。

【0027】

まず、描出領域評価部113は、ヒストグラム演算部111で演算されたヒストグラムデータを用いて、所定の歪み又は弾性率で弾性フレームデータを二値化する。画像表示器14には、ヒストグラムデータに基づくヒストグラム画像30が表示されている。

【0028】

ここで、弾性フレームデータを二値化する閾値Ethをマニュアルで設定する場合、検者はキーボード16で閾値Ethを設定する。キーボード16で入力された閾値Ethは、制御部15を介してヒストグラム演算部111と描出領域評価部113に入力される。そして、描出領域評価部113は、弾性フレームデータを閾値Ethより小さい歪み又は弾性率と閾値Ethより大きい歪み又は弾性率とに分ける。ヒストグラム演算部111は、閾値Ethより大きい歪み又は弾性率の弾性フレームデータを検出フレームデータとして設定する。また、ヒストグラム演算部111は、閾値Ethに対応する二値化ライン31をヒストグラム画像30に表示させるヒストグラムデータを作成する。画像表示器14には、図3に示すように、ヒストグラム画像30に二値化ライン31(閾値Eth)が表示される。なお、閾値Ethより大きい歪み又は弾性率の弾性フレームデータによって得られる弾性画像は、組織3のみが表示される弾性画像である。

【0029】

弾性フレームデータを二値化する閾値Ethを自動的に設定する場合、描出領域評価部113は後述する複雑度が最大となる場合の閾値Ethを算出して設定することもできる。例えば、弾性フレームデータによって表示される弾性画像には、様々な組織が描出される。描出領域評価部113は、弾性画像として描出される組織の形状が最も複雑となる場合の歪み又は弾性率を弾性フレームデータを二値化する閾値Ethとして設定する。

【0030】

そして、描出領域評価部113は、弾性フレームデータに含まれる組織の個数、面積、形状の複雑度などを用いて、描出領域評価データを算出する。

【0031】

描出領域評価部113が算出する形状の複雑度について図4を用いて説明する。図4Aの上段の画像40は円形状の組織44が表示されている弾性画像であり、図4Aの下段の画像41は閾値Ethによって弾性画像を二値化した二値化画像である。図4Bの上段の画像42はまだら模様の組織45が表示されている弾性画像であり、図4Bの下段の画像43は閾値Ethによって弾性画像を二値化した二値化画像である。ここでは、図4Aと図4Bで表示される面積は等しいものとする。組織の形状の複雑度は、例えば、次式によって求めることができる。

[数2] 複雑度=(周囲長)²/面積

【0032】

図4Bの組織45の方が複雑な形状であるため周囲長が長くなり、周囲長の二乗によって算出される複雑度は図4Aの組織44から算出される複雑度よりも大きい値となる。このように、描出領域評価部113は組織の形状に対応する複雑度を算出することができる。つまり、検者は、描出領域評価部113で算出した複雑度が大きければ、その組織は形状が複雑な構造、すなわち、まだら模様の構造であることを認識でき、複雑度が小さければ、その組織は円形状の構造であることを認識することができる。

【0033】

上記の通り、まだら模様の組織45を複雑度として数値化することにより、検者は疾患の進行具合を把握することができる。

【0034】

描出領域評価部113は、算出した複雑度を切替加算器13を介して画像表示器14に表示する。この表示形態について図5を用いて説明する。

図5に示されるように、算出された複雑度は弾性画像又は2値化画像上に数値として画像表示器14に表示される。具体的には、図5Aの上段の弾性画像40では、円形状の組織44の内部に複雑度 4π が表示される。図5Aの下段の二値化画像41では、その内部に複雑度 4π が表示される。また、図5Bの上段の弾性画像42では、形状が複雑な組織45の内部に複雑度 150π が表示される。図5Bの下段の二値化画像43では、その内部に複雑度 150π が表示される。このように、弾性画像又は二値化画像とともに複雑度の数値を画像表示器14に表示させることにより、検者は弾性画像又は二値化画像に対応させて複雑度を把握することができる。

【0035】

また、算出された複雑度に応じた補助画像を弾性画像とともに表示してもよい。具体的には、図5Aの上段の弾性画像40では、円形状の組織44の内部の壁面に沿うように補助画像46が表示される。組織44は円形状であるので、補助画像46も円形状に表示される。また、画像表示器14は、組織44の複雑度が小さいため、補助画像46を例えば白色に表示する。図5Bの上段の弾性画像42では、形状が複雑な組織45の内部の壁面を沿うように補助画像47が表示される。形状が複雑な組織45は複数の円形組織が結節されている形状であるので、それぞれの壁面に沿うように補助画像が表示される。また、画像表示器14は、組織45の複雑度が大きいいため、補助画像47を例えば黒色に表示する。

【0036】

このように、弾性画像40、42はカラー画像であるので、補助画像46、47はグレースケールで表示する。例えば、組織の複雑度が 4π 以下である場合、補助画像46、47を白色で表示することとし、複雑度が 4π 以上且つ 200π 以下である場合、補助画像46、47を灰色で表示することとし、複雑度が 200π 以上である場合、補助画像46、47を黒色で表示することとする。

【0037】

このように、複雑度の大小に応じて、補助画像の色が変化するため、検者は補助画像の色で組織の複雑度を把握し、疾患の進行具合を把握することができる。

また、算出された複雑度に応じて弾性画像の色相を変化させて表示してもよい。具体的には、図6を用いて説明する。

【0038】

カラスキャンコンバータ12は、階調化回路121と色相変換回路122とから構成され、超音波診断装置制御部15からの命令又は歪み又は弾性率演算回路10から出力される弾性フレームデータの中の階調化選択範囲とする上限値及び下限値を入力し、赤、緑、青などの色相情報を付与する色相変換処理を含むものである。また、カラスキャンコンバータ12は白黒スキャンコンバータ7でもよく、歪みが大きく計測された領域は、弾性画像の該領域の輝度を明るくさせ、逆に歪が小さく計測された領域は、弾性画像の該領域の輝度を暗くさせるようにしてもよい。

【0039】

カラスキャンコンバータ12内の階調化回路121では、歪み又は弾性率演算回路10から出力される弾性フレームデータを、超音波診断装置制御部16からの命令又は階調化を行う領域内における弾性フレームデータの要素データの値の大小に応じて255段階に変換して弾性階調化フレームデータを生成するものである。

【0040】

カラスキャンコンバータ12内の色相変換回路122は、弾性階調化フレームデータにおいて、歪み又は弾性率が大きく計測された領域については、弾性画像フレームデータ内の該当領域を赤色コードに変換し、逆に歪み又は弾性率が小さく計測された領域については、弾性画像フレームデータ内の該当領域を青色コードに変換するようになっている。

【0041】

さらに、描出領域評価部113とカラスキャンコンバータ12内の色相変換回路122は接続されている。描出領域評価部113で算出した複雑度は、色相変換回路122に出力される。そして、色相変換回路122は算出された複雑度の大小に応じて、色コードを変換する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 2 】

弾性階調化フレームデータ内の円形状の組織44を階調化する場合、色相変換回路122は組織44の弾性階調化フレームデータの要素データの値が緑色コードで表示されるように色コードを変換する。また、弾性階調化フレームデータ内の形状が複雑な組織45を階調化する場合、色相変換回路122は組織45の弾性階調化フレームデータの要素データの値が青色系で表示されるように色コードを変換する。

【 0 0 4 3 】

複雑度に基づいて弾性画像の色コードを変換することにより、検者は弾性画像に表示される組織の色で複雑度を把握することができる。

【 0 0 4 4 】

切替加算器13は、白黒スキャンコンバータ7からの白黒の断層画像データとカラースキャンコンバータ12から出力された弾性画像フレームデータとを入力し、両画像を加算又は切り替える手段となるもので、白黒の断層画像データだけ又はカラーの弾性画像データだけを出力したり、あるいは両画像データを加算合成して出力したりするように切り替えるようになっている。また、例えば、特願2002-304399号に記載されているように、断層画像にカラーの弾性画像を半透明的に重畳して表示するようにしてもよい。断層画像とは一般的なBモード画像に限らず、反射エコー信号の高調波成分を画像化したティッシュハーモニック断層画像やティッシュドブラ像を表示してもよい。

【 0 0 4 5 】

ここで、弾性画像の画像情報(複雑度、面積、個数など)から疾患の進行具合を客観的に評価する第2の実施形態について図7、図8を用いて説明する。第1の実施形態の実施形態と異なる点は、複雑度以外のパラメータを用いて疾患の進行具合を客観的に評価する点である。

【 0 0 4 6 】

複雑度以外のパラメータとは、組織の面積、個数、歪み又は弾性率の標準偏差、歪み又は弾性率の平均値などである。ここでは、説明簡略のため、複雑度、面積、個数を用いて組織を評価することを説明する。

【 0 0 4 7 】

図7は、図4のように閾値Ethによって弾性画像を二値化した二値化画像である。図7(a)→(b)→(c)→(d)→(e)の順で、正常から疾患へ進行する進行状態を示している。図7の二値化画像の右側には、描出領域評価部113によって算出された、複雑度、面積、個数の数値が表示されている。

【 0 0 4 8 】

図7(a)の二値化画像は、閾値Ethより硬い組織がない状態であり、描出領域評価部113はこの状態を正常(良性)として評価する。図7(b)の二値化画像は、円形状の組織が点在しており、描出領域評価部113は円形状の組織が点在するという状態から軽度の肝炎として評価する。図7(c)の二値化画像は、円形状の組織がより高い密度で点在しており、描出領域評価部113は円形状の組織が高い密度で点在するという状態から中度の肝炎として評価する。図7(d)の二値化画像は、円形状の組織が互いに結びつき、形状が複雑になって点在しており、描出領域評価部113は円形状の組織が互いに結びつき、複雑な形状という状態から重度の肝炎として評価する。図7(e)の二値化画像は、組織がさらに互いに結びつき、形状が複雑でまだら模様であり、且つ複数の組織が一つに纏まっている。描出領域評価部113はこの状態から肝硬変として評価する。

【 0 0 4 9 】

描出領域評価部113の評価方法について、図8を用いて詳細に説明する。図8は、複雑度(実線)、面積(一点鎖線)、個数(破線)の関係をグラフ化したものである。図8の横軸に記載されている(a)~(e)は、図7の(a)~(e)に対応している。

【 0 0 5 0 】

図8に示すように、複雑度(実線)は所定の箇所(c)まで一定であり、その後、指数関数的に増加する特性を持っている。また、面積(一点鎖線)は良性から悪性にかけて、比例する

10

20

30

40

50

特性を持っている。また、個数(破線)は所定の箇所(c)まで増加し、その後、減少する特性を持っている。個数の最終状態(e)は1個である。

【0051】

描出領域評価部113には複雑度、面積、個数のグラフの特性が予め記憶されており、評価する対象の組織の複雑度、面積、個数とグラフの特性とを比較して、評価を行なう。例えば、複雑度 4π 、面積5、個数10の場合(ケース1)、複雑度が 4π であり個数が1以上であるため、図8の(a)より右側であり(c)より左側に位置する。よって、描出領域評価部113はこの状態を肝炎として評価する。また、複雑度 30π 、面積30、個数6の場合(ケース2)、複雑度が 30π であり個数が1以上、面積がケース1より大きいため、(c)より右側であり(e)より左側に位置する。よって、描出領域評価部113はこの状態を重度の肝炎として評価する。また、複雑度 200π 、面積33.6、個数1の場合(ケース3)、個数が1であり、複雑度が大きいため(e)に位置する。よって、描出領域評価部113はこの状態を肝硬変として評価する。

10

【0052】

よって、検者は、弾性画像の画像情報(複雑度、面積、個数など)から疾患の進行具合を客観的に評価することができる。第2の実施形態では、複雑度、面積、個数から組織の評価を行ったが、歪み又は弾性率の標準偏差、歪み又は弾性率の平均値などの評価パラメータが加われば、より正確な評価を行うことができる。

【0053】

また、描出領域評価部113は、複雑度、面積、個数のパラメータに重みをつけることができる。例えば、描出領域評価部113で複雑度、個数、面積の順で重みを付け、組織の評価を行うこととする。図8の(c)から(e)の間では、複雑度による判定が優先され、複雑度のみで評価が行われる。(a)から(c)の間では、複雑度に変化がないため、個数によって評価が行われる。(c)付近で個数に基づいて評価が行えない場合、面積によって評価を行う。このように、描出領域評価部113は、複雑度、面積、個数のパラメータに重みをつけることにより、より正確に組織の評価を行うことができる。

20

【0054】

ここで、弾性画像の画像情報(複雑度、面積、個数など)を蓄積させ、蓄積情報から疾患の進行具合を客観的に評価する第3の実施形態について図9を用いて説明する。第1の実施形態と第2の実施形態と異なる点は、画像情報(複雑度、面積、個数など)を蓄積させる点である。

30

【0055】

描出領域評価部113には、画像情報とそれに対応する評価情報を保存する複数のメモリが備えられている。複数のメモリには図8で示される複雑度、面積、個数などの分布が記憶されている。

【0056】

第1のメモリ90には、正常(良性)として評価された画像情報が記憶されている。第1のメモリ90には、正常(良性)として評価された画像情報(複雑度、面積、個数など)が記憶されている。第2のメモリ91には、肝炎として評価された画像情報(複雑度、面積、個数など)が記憶されている。第3のメモリ92には、肝硬変として評価された画像情報(複雑度、面積、個数など)が記憶されている。

40

【0057】

描出領域評価部113によって、ある組織が評価されたら、複雑度などの数値や評価結果を画像表示器14に表示させるとともに、正常(良性)、肝炎、肝硬変の評価に応じたメモリ90, 91, 92にその画像情報を蓄積する。そして、メモリ90, 91, 92では複雑度、面積、個数などの分布の修正を行う。このように、各メモリに複雑度、面積、個数の画像情報を蓄積し、修正していくことにより、評価のバラツキを抑えることができる。

【0058】

また、メモリ90, 91, 92では、被検体の性別や年齢、体重毎に画像情報(複雑度、面積、個数など)とその評価結果を分類して記憶しておいてもよい。これにより、被検体の性別や年齢、体重による評価のバラツキを抑えることができる。

50

【 0 0 5 9 】

弾性画像の画像情報から疾患の進行具合を所定の圧迫状態で評価する第4の実施形態について図10を用いて説明する。被検体を圧迫する圧迫状態に応じて、組織45が変形するため、第4の実施形態では、決まった圧迫状態で組織を評価する。

【 0 0 6 0 】

図10には、体表と圧迫機構との間に設置された圧力センサによって計測された圧力情報100が表示されている。また、被検体の心電信号を表示した心電波形情報101が表示されている。圧力情報100には、時間と圧力の関係が示されている。また、心電波形情報101には、時間と心電信号の関係が示されている。

【 0 0 6 1 】

描出領域評価部113は、例えば、適度に圧迫が加わっている各圧力20KPaで取得された弾性画像を用いて組織の形状に対応する複雑度などを算出する。検者は、描出領域評価部113で算出した圧力20KPaにおける複雑度が大きければ、その組織は形状が複雑な構造であることを認識でき、圧力20KPaにおける複雑度が小さければ、その組織は円形状の構造であることを認識することができる。このように、圧力20KPaの圧迫状態で組織を評価することにより、圧迫状態の変化による評価のバラツキを抑えることができる。ここでは、所定の圧迫状態を認識するために圧力情報を用いたが、弾性画像の歪み又は弾性率の平均値を用いてもよい。

【 0 0 6 2 】

さらに、心臓の拍動によって被検体の組織を圧迫させ、弾性画像を表示することがある。そこで、被検体に設置された心電波形取得装置(図示しない。)を用いて、描出領域評価部113は、例えば、心臓の拍動によるR波が取得される時刻(T1)(T2)(T3)から一定時間遅延された時刻(T1')(T2')(T3')における弾性画像を用いて組織の形状に対応する複雑度などを算出する。検者は、描出領域評価部113で算出した時刻(T1')(T2')(T3')における複雑度が大きければ、その組織は形状が複雑な構造であることを認識でき、時刻(T1')(T2')(T3')における複雑度が小さければ、その組織は円形状の構造であることを認識することができる。このように、所定の心電状態で組織を評価することにより、心電状態の変化による評価のバラツキを抑えることができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 3 】

【 図 1 】 本発明の超音波診断装置を示すブロック図である。

【 図 2 】 本発明の第1の実施形態を示す図である。

【 図 3 】 本発明の第1の実施形態におけるヒストグラムを示す図である。

【 図 4 】 本発明の第1の実施形態における組織の複雑度を示す図である。

【 図 5 】 本発明の第1の実施形態における表示形態を示す図である。

【 図 6 】 本発明の第1の実施形態における弾性画像の色相を示す図である。

【 図 7 】 本発明の第2の実施形態を示す図である。

【 図 8 】 本発明の第2の実施形態を示す図である。

【 図 9 】 本発明の第3の実施形態を示す図である。

【 図 1 0 】 本発明の第4の実施形態を示す図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 4 】

1 超音波送受信制御回路、2 送信回路、3 超音波探触子、4 受信回路、5 整相加算回路、6 信号処理部、7 白黒スキャンコンバータ、8 RF信号フレームデータ選択部、9 変位計測部と、10 歪み又は弾性率演算回路、11 歪み又は弾性率評価部、12 カラースキャンコンバータ、13 切替加算器、14 画像表示器、15 制御部、16 キーボード

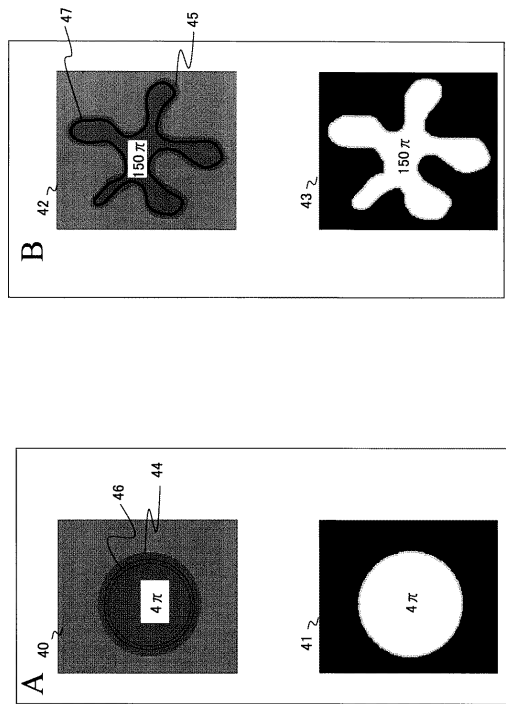
10

20

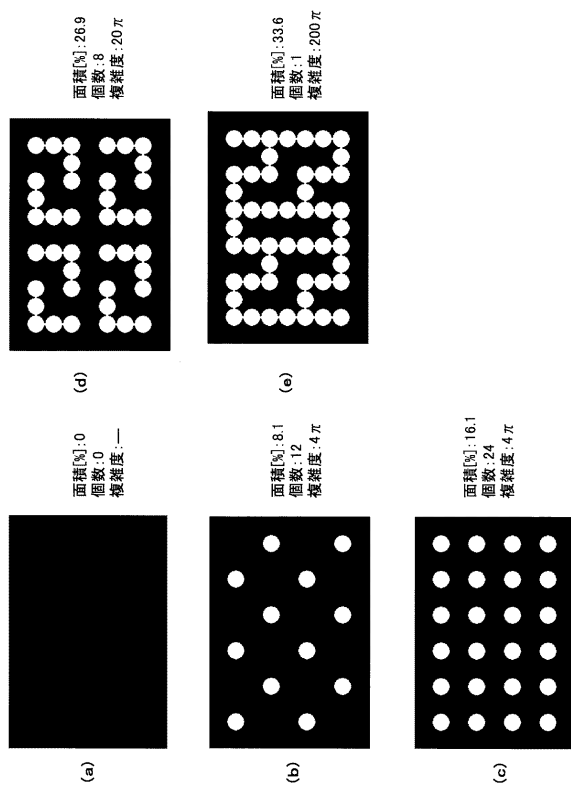
30

40

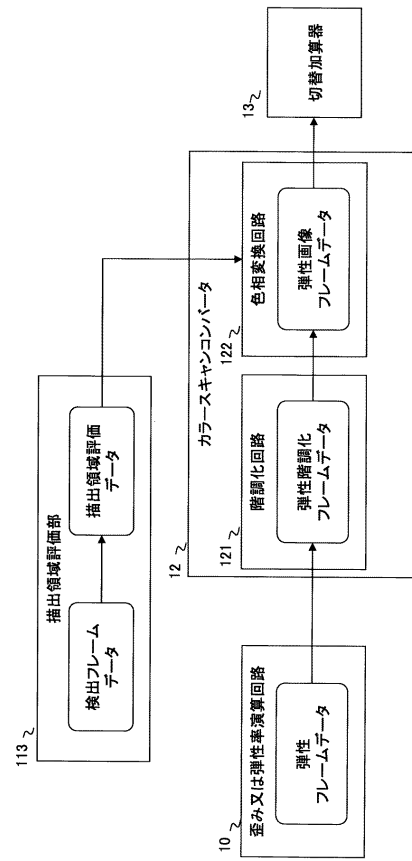
【図 5】



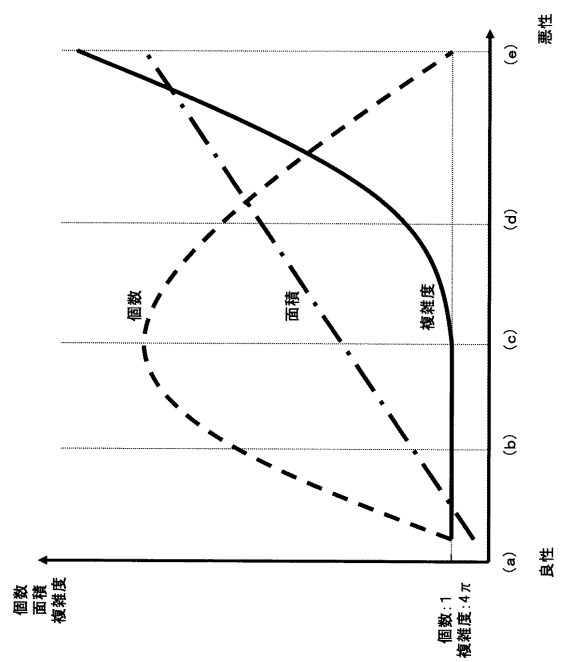
【図 7】



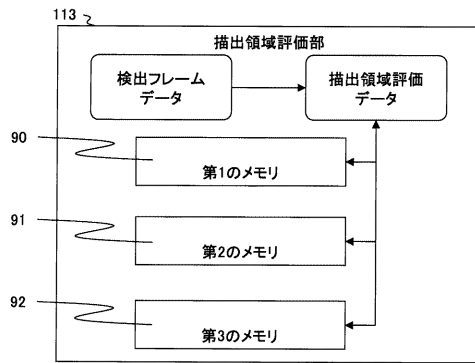
【図 6】



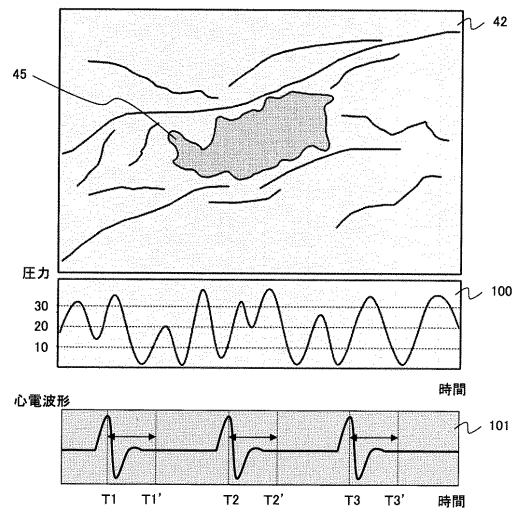
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2008212522A	公开(公告)日	2008-09-18
申请号	JP2007056862	申请日	2007-03-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	外村明子 三竹毅		
发明人	外村 明子 三竹 毅		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/JC07 4C601/JC08 4C601/JC13 4C601/KK02 4C601/KK07 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK36		
其他公开文献	JP5128149B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，用于从弹性图像的图像信息中客观地评估疾病的进展。 解决方案：超声波探头1经由超声波探头1向对象发送/接收超声波，并基于对象的断层图像部分的RF信号帧数据生成用于生成断层图像的断层图像。弹性信息计算装置10，用于基于RF信号帧数据计算断层摄影部位处的组织的变形或弹性模量，以及基于弹性信息计算装置10获得的应变或弹性模量的弹性图像。一种超声诊断设备，包括弹性图像构建装置（12）和用于显示断层图像和/或弹性图像的显示装置（14），基于根据弹性图像的图像信息计算的形状来评估组织以及渲染区域评估装置11。点域1

