

(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2011-83645

(P2011-83645A)

(43) 公開日 平成23年4月28日(2011.4.28)

(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 有 請求項の数 8 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2011-21111 (P2011-21111)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成23年2月2日 (2011.2.2)		株式会社東芝
(62) 分割の表示	特願2004-278252 (P2004-278252) の分割	(71) 出願人	594164542
原出願日	平成16年9月24日 (2004.9.24)		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	100159651
			弁理士 高倉 成男
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波信号処理装置

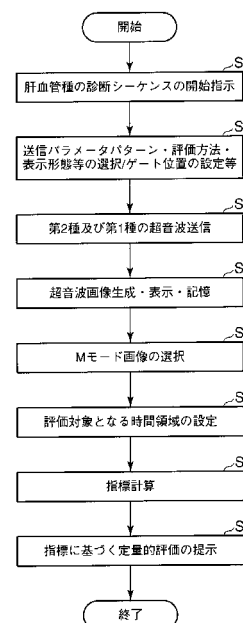
(57) 【要約】

【課題】 生体内の腫瘍などの構造物、例えば肝血管腫の構造等を診断するために有効な固有の機能を有する超音波診断装置又は超音波信号処理装置を提供すること。

【解決手段】 被検体の所定構造物を運動させるための第1の超音波を送信した後、前記所定構造物の運動をBモードによって画像化するための第2の超音波を前記所定構造物に送信して得られるエコー信号を取得する信号取得手段と、前記エコー信号に基づいて、前記所定構造物の運動に関するMモード画像を生成する画像生成手段と、前記Mモード画像に基づいて、前記所定構造物の運動を定量的に評価するための評価指標を計算する計算手段と、を具備する超音波診断装置である。

【選択図】 図13

図 13



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の所定構造物を運動させるための第 1 の超音波を送信した後、前記所定構造物の運動を B モードによって画像化するための第 2 の超音波を前記所定構造物に送信して得られるエコー信号を取得する信号取得手段と、

前記エコー信号に基づいて、前記所定構造物の運動に関する M モード画像を生成する画像生成手段と、

前記 M モード画像に基づいて、前記所定構造物の運動を定量的に評価するための評価指標を計算する計算手段と、

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記評価指標は、前記所定構造物の少なくとも一点における所定期間に関する信号の差分値であ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】

前記評価指標は、前記所定構造物の少なくとも一点における所定期間に関する信号変化量の積分値であ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】

前記評価指標は、前記所定構造物の少なくとも一点よりなる第 1 の位置の所定期間に関する信号変化量と、前記第 1 の位置とは異なる前記所定構造物の少なくとも一点よりなる第 2 の位置の所定期間に関する信号変化量との類似度を示す値であることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記評価指標は、前記所定構造物の少なくとも一点における所定期間に関する信号の周波数解析値であ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 6】

前記超音波画像を時系列的に表示することで、前記所定構造物の運動に基づく揺らぎ現象を表示する表示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 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記評価指標を、その値に対応したカラーマップ又はカラーバー、グラフその他の定量的表示形態によって表示する表示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 記載の超音波信号処理装置。

30

【請求項 8】

被検体の所定構造物を運動させるための第 1 の超音波を送信した後、前記所定構造物の運動を B モードによって画像化するための第 2 の超音波を前記所定構造物に送信して得られるエコー信号を記憶する記憶手段と、

前記エコー信号に基づいて、前記所定構造物の運動に関する M モード画像を生成する画像生成手段と、

前記 M モード画像に基づいて、前記所定構造物の運動を定量的に評価するための評価指標を計算する計算手段と、

を具備することを特徴とする超音波信号処理装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、生体内の腫瘍などの構造物、特に肝血管腫と肝癌などを鑑別するために、画像構成用のための超音波照射とは別に、局所的に機械的作用を加え、その運動を確認しやすくするための手法、及び M モード画像を利用して上記運動の定量的評価を実現可能な超音波診断装置等に関する。

【背景技術】**【0002】**

50

超音波診断装置は生体内情報の画像を表示する診断装置であり、X線やCT診断装置などの他の画像診断装置に比べ、安価で被爆が無く、非侵襲性に実時間で観測するための有用な装置として利用されている。超音波診断装置の適用範囲は広く、心臓などの循環器から肝臓、腎臓などの腹部、抹消血管、産婦人科、脳血管などに適用されている。

【0003】

腹部領域の例とした超音波診断を簡単に述べると、次の様である。すなわち、仮に検査中において腫瘍が発見された場合、それが悪性か良性かを鑑別し、経過観察か治療か、治療であればどのような治療を行うのかを決定しなければならない。肝臓を例にとって見れば、肝血管腫は良性の肝腫瘍であるが、造影剤を用いない通常の超音波診断装置で悪性の肝臓との鑑別が必ずしも容易でない場合がある。これに対し、造影CTや造影超音波による検査があるが、両者とも侵襲性が高くなること、加えて前者はX線の被爆の問題が発生し、後者は手技が複雑で検査に人員をさかなければならなくなる。また、MRIを用いた検査があるが、必ずしも全ての施設が所有しているわけではなく、検査の順番待ちも長いなどの問題もあり、早期検査の対応が困難である。このような背景を考慮すれば、造影剤を用いない通常の超音波診断検査で腫瘍の鑑別が出来ることが、医師にとっても患者にとっても望ましい。

10

【0004】

一方、近年の臨床的研究により、肝血管腫はその内部構造から、超音波診断装置肝のBモードの低エコー部で揺らいで観察されることが多いと報告されている（例えば、非特許文献1参照）。ここで「揺らぎ」とは、Bモードの輝度テクスチャ情報、すなわちスペク

20

【0005】

また、臨床検査においては、診断情報を履歴として記録することが必要である。現在、上述の現象を記録するためには、動画像を用いる手段が考えられるが、ここでいくつかの新たな課題が提示できる。

【0006】

第1に、動画像はビデオテープなどを介する必要が生じ、再確認時に煩雑さを伴う。また電子動画ファイルという手段もあるが、静止画像に比べ、記録容量が増大する傾向がある上、依然としてカルテに添付できない問題も生じる。

30

【0007】

第2に、上記現象は数秒間に渡る緩やかな変化であり、動画像であっても注意して見なくては、現象を見落としてしまう危険性がある。このため、この現象を顕著に示唆する表現方法が望まれる。また画像から診断する場合に一般的にいえる事項であるが、客観的、定量的な記録を残せることが望ましい。

【先行技術文献】

【非特許文献】

40

【0008】

【非特許文献1】（日本超音波医学会第76回学術集会 2003.05.08～11、76-C108「肝血管腫の揺らぎ現象(fluttering signal)の検討」東京医科大学 荒島ら）

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、生体内の腫瘍などの構造物、例えば肝血管腫の構造等を診断するために有効な固有の機能を有する超音波診断装置又は超音波信号処理装置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】

50

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

請求項 1 に記載の発明は、被検体の所定構造物を運動させるための第 1 の超音波を送信した後、前記所定構造物の運動を B モードによって画像化するための第 2 の超音波を前記所定構造物に送信して得られるエコー信号を取得する信号取得手段と、前記エコー信号に基づいて、前記所定構造物の運動に関する M モード画像を生成する画像生成手段と、前記 M モード画像に基づいて、前記所定構造物の運動を定量的に評価するための評価指標を計算する計算手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 1 2 】

請求項 8 に記載の発明は、被検体の所定構造物を運動させるための第 1 の超音波を送信した後、前記所定構造物の運動を B モードによって画像化するための第 2 の超音波を前記所定構造物に送信して得られるエコー信号を記憶する記憶手段と、前記エコー信号に基づいて、前記所定構造物の運動に関する M モード画像を生成する画像生成手段と、前記 M モード画像に基づいて、前記所定構造物の運動を定量的に評価するための評価指標を計算する計算手段と、を具備することを特徴とする超音波信号処理装置である。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 3 】

以上本発明によれば、生体内の腫瘍などの構造物、例えば肝血管腫の構造等を診断するために有効な固有の機能を有する超音波診断装置又は超音波信号処理装置を実現することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 4 】

【 図 1 】 図 1 は、実施形態に係る超音波診断装置 10 のブロック図である。

【 図 2 】 図 2 は、超音波画像と重畳して疑似表示される走査線 L とゲート G の一例を示した図である。

【 図 3 】 図 3 は、第 2 種の超音波送信の送信パラメータをマニュアル設定するための GUI の一例を示した図である。

【 図 4 】 図 4 は、本定量的評価において利用される、M モード画像上で定義される座標系の一例を示した図である。

【 図 5 】 図 5 は、本定量的評価における対象時間領域の設定操作を説明するための図である。

【 図 6 】 図 6 は、本定量的評価における対象時間領域の設定操作を説明するための図である。

【 図 7 】 図 7 は、本定量的評価における対象時間領域の設定操作を説明するための図である。

【 図 8 】 図 8 は、本定量的評価における対象時間領域の設定操作を説明するための図である。

【 図 9 】 図 9 は、評価指標を提示するのに好適な表示の一例を示した図である。

【 図 10 】 図 10 は、評価指標を提示するのに好適な表示の他の例を示した図である。

【 図 11 】 図 11 は、評価指標を提示するのに好適な表示の他の例を示した図である。

【 図 12 】 図 12 は、評価指標を提示するのに好適な表示の他の例を示した図である。

【 図 13 】 図 13 は、肝血管腫の運動を発生させるための超音波走査等を含む撮影動作において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 5 】

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のみ行う。

【 0 0 1 6 】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 10 のブロック図である。本超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 12、装置本体 11、装置本体 11 に接続されオペレータからの各種指示・命令・情報を装置本体 11 にとりこむための外部入力装置 13、装置本体 11 により作成された画像を表示するための外部表示装置であるモニター 14 とから構成される。入力装置 13 には、関心領域 (ROI) や後述する時間領域等の設定などを行うためのトラックボール 13a やスイッチ 13b 等が設けられる。

【0017】

超音波プローブ 12 は、圧電セラミック等の音響 / 電気可逆的変換素子としての圧電振動子を有する。複数の圧電振動子は並列され、プローブ 12 の先端に装備される。

【0018】

装置本体 11 は制御プロセッサ (CPU) 25 をシステム全体の制御中枢として、他のユニットや内部記憶装置 26 や記憶部 30 とバスで接続されている。なお、記憶部 30 は、画像メモリ 27、ソフトウェア格納部 28、インタフェース部 29 等で構成されている。プローブ 12 には超音波送受信ユニット 21 が接続される。超音波送受信ユニット 21 は、制御プロセッサ 25 により内部記憶装置 26 に記憶されている送受信条件を読み込み、送受信条件に従ってパルスを発生する。超音波送受信ユニット 21 では、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を各レートパルスに与え、レートパルスを受けたタイミングでプローブ 12 にチャンネル毎に電圧パルスを印加する。これにより超音波ビームが被検体に送信される。

【0019】

ここで、本超音波診断装置では、通常の画像生成のための超音波送信とは異なり、腫瘍などの構造物の変化 (位置の変動や血液の流動その他の構造物の運動) を強調するような超音波送信を実行する。この送信音圧や周波数を周期的または不規則に変化させるなどの機械的作用を加えるために、ユーザーの入力装置 13 またはその他インタフェース部 29 から入力されるモード選択、ROI 設定、時間領域設定、送信開始・終了等に基づき、内部記憶装置 26 に記憶された送受信条件と装置制御プログラムを読み出し、制御プロセッサ 25 により、送受信ユニット 21 が制御される。

【0020】

一方、通常の画像生成のための被検体内に照射された超音波ビームは、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射し、その反射波がプローブ 12 で受信される。プローブ 12 からチャンネル毎に出力されるエコー信号は、送受信ユニット 21 に取り込まれる。エコー信号は、送受信ユニット 21 内でチャンネル毎に増幅され、受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与えられ、加算される。この加算により受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。この送信指向性と受信指向性により超音波送受信の総合的な指向性が決定される。この指向性を走査線と称する。

【0021】

送受信ユニット 21 から出力されるエコー信号は、B モード処理ユニット 22 と、ドブラ処理ユニット 23 に送られる。B モード処理ユニット 22 は、図示しないが、対数変換器、包絡線検波回路、アナログディジタルコンバータ (A/D) から構成される。対数変換器は、エコー信号を対数変換する。包絡線検波回路は対数変換器からの出力信号の包絡線を検波する。この検波信号はアナログディジタルコンバータを介してディジタル化され、検波データとして出力される。出力された検波データは後段の画像生成回路 24 にて、フレーム相関、座標変換などの空間的分布情報に演算される。画像生成回路 24 は、画像メモリ 27 に接続され、画像生成回路 24 で扱うデータを記憶するために具備される。

【0022】

ドブラ処理ユニット 23 は、周波数解析によりその解析結果や、フィルタを用いて血流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。求めた血流情報は、画像生成回路 24 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を作成する。作成した画像情報はモニター 14 に送られ、カラー表示される。

【0023】

10

20

30

40

50

肝血管種の運動の定量的評価のための各演算処理は、前記画像メモリ２７に記憶されたデータに基づき、ソフトウェア格納部２８から読み出されたプログラムを用いて、制御プロセッサ２５であるホストＣＰＵあるいはローカルＣＰＵにてソフトウェアにて処理される。演算のためのＲＯＩ範囲の指定や評価方式の選択、開始等は、入力装置１３やその他インタフェース部２９により、ユーザーが入力し、制御プロセッサ２５により処理される。演算された評価結果は、バスを介して再び画像メモリ２７に記憶され、画像生成回路２４に送られる。画像生成回路２４において、演算結果をグラフやマップに対応して色付けし、目的の画像と合成処理を行う。最終的に作成された画像は、モニター１４に送られ、表示される。

【００２４】

なお、入力装置１３またはその他インタフェース部２９には、モード遷移用スイッチや画質調整用スイッチや画像保存スイッチなどのうち計測開始スイッチなど目的に応じて種々用意されているが、肝血管種の構造に起因する“揺らぎ現象”を強調するための超音波照射を行うために必要な選択、開始、終了スイッチ（ＳＷ）や、定量化のための計測開始ＳＷも用意されている。

【００２５】

（生体内腫瘍等の構造物の運動を発生させるための超音波送信機能）

次に、本超音波診断装置１０が有する、生体内腫瘍等の構造物の運動を発生させるための超音波送信機能について説明する。この機能は、生体内の腫瘍等の構造物に対して所定の制御に基づく超音波を送信し当該構造物を力学的に運動させることで、超音波画像における輝度テクスチャ情報（スペックルパターン）の揺らぎ現象等を積極的に発生させる（より強調させる）ものである。以下、説明を具体的にするため、対象とする生体内の構造物が肝血管種である場合を例とする。また、画像化のための超音波送信を「第１種の超音波送信」、肝血管種内の構造物に変位を発生させるための超音波送信を「第２種の超音波送信」と呼ぶことにする。

【００２６】

第２種の超音波送信は、代表的な二つのパターンに従って実行される。第１のパターンは、比較的強い機械的指標（Mechanical Index）による超音波を断続的（間歇的）に標的に送信する送信パターンである。第２のパターンは、機械的指標を周期的に変化させた超音波を標的に送信する送信パターンである。ここで、機械的指標は、送信音圧、送信周波数によって制御される。

【００２７】

なお、第２種の超音波送信パターンは、上記二つに限定する趣旨ではなく、例えば、第１のパターンと第２のパターンとの組み合わせや、その他の超音波画像における肝血管種内の構造物の変位を積極的に発生させる送信パターンであれば、どのようなものであってもよい。本実施形態においては、説明を具体的にするため、上記第１又は第２のパターンを採用するものとする。

【００２８】

各パターンに従う送信超音波の音圧、周波数、波数、送信間隔、音圧変化の周期等は、各種パラメータの複数の組み合わせ（送信パラメータパターン）によって予め登録されている。操作者は、第２種の超音波送信を含む撮影シーケンスを実行する場合には、予め登録され内部記憶装置２６に記憶された複数の送信パラメータパターンの中から所望のものを選択し設定することで、そのパターンに従う第２種の超音波送信を実行することができる。また、必要に応じて、例えば図３に示すような設定画面により、各パラメータについて所望の値をマニュアル設定することも可能である。この様にマニュアル設定された送信パラメータパターンは、内部記憶装置２６に自動的に登録される。

【００２９】

なお、第２のパターンに従う超音波送信を行う場合には、後述する評価指標等に基づいて、揺らぎが最も強調されるように周期が自動的に最適化されることが好ましい。この最適化は、例えば画像上の輝度変化の割合に基づいて周期を制御することで、実現すること

10

20

30

40

50

ができる。また、第 2 のパターンの周期については、十数秒、数秒の周期から、数百 Msec などの範囲におよぶものとする。

【 0 0 3 0 】

第 2 種の超音波送信は、標的となる腫瘍部位を焦点として実行される。この焦点位置の設定は、例えば次の様な手順によって実行される。

【 0 0 3 1 】

すなわち、まず、操作者は、映像化のためとは別に、“揺らぎ現象”を強調させるような第 2 の超音波送信を含む撮影シーケンスの開始操作を実行する。

【 0 0 3 2 】

次に、操作者は、図 2 に示すように、腫瘍部位を含む領域を描出する超音波画像をモニター 1 4 に表示し、モニター 1 4 の画面上に疑似表示された走査線 L とゲート G (送信超音波の焦点位置を決定するもの)を、トラックボール 1 3 a などにより標的まで移動させ、設定する。また、設定後、標的となる腫瘍内の変動が疑似表示された走査線やゲートによって見えなくならないように、スイッチ 1 3 b やトラックボール 1 3 a からの操作によりゲート G の幅を変更させ、走査線 L に沿ってゲート位置を移動させる。

【 0 0 3 3 】

この様に設定された標的 (腫瘍部位) に対して、所定の操作をトリガとして第 2 種の超音波送信が実行される。送信パターンは、所定の操作により、任意のタイミングで別のパターンに切り替えることができる。

【 0 0 3 4 】

第 2 種の超音波送信においては、腫瘍部位以外の領域は、診断にあまり寄与しない場合がある。従って、当該領域については、必ずしも第 2 種の超音波送信を行う必要はなく、例えば、所定の音圧による背景の B モードを構成するための超音波送信を実行する構成、或いは超音波送信を実行しない構成であってもよい。特に、第 2 種の超音波送信を実行する領域とそれ以外の領域 (背景領域) とで超音波送信条件や送信の実行 / 不実行を区別する場合には、背景用についての送信条件等を決定するための専用の I / F を具備する構成であってもよい。

【 0 0 3 5 】

第 2 種の超音波送信によって発生した腫瘍部位の運動は、その後に実行される第 1 種の超音波送信によって得られるエコー信号により、映像化される。この腫瘍部位の運動を映像化するための第 1 種の超音波送信は、通常の映像化に従う送信条件によって実行される。当該第 1 種の超音波送信によって得られるエコー信号に基づいて、例えば B モード画像を複数フレーム生成し連続的に表示することで、腫瘍部位の運動を、各 B モード画像のスペckルパターンが徐々に変化する現象 (すなわち「揺らぎ現象」) として観察することができる。

【 0 0 3 6 】

なお、肝血管種の運動の観察は、M モード画像を利用するものであってもよい。また、M モード画像を利用する場合には、当該 M モード画像は、図 2 に示されたゲート G のエリアの大きさに対応して拡大表示されることが好ましい

また、同運動を M モード画像によって観察する場合には、腫瘍部位を標的とする走査線上のみに第 2 種の超音波送信を実行する構成であってもよい。係る構成において第 2 種の超音波送信を断続的に実行 (すなわち、第 1 のパターンに従って実行) する場合には、装置による自動制御の他に、マニュアル操作によって第 2 種の超音波送信を任意のタイミングで ON / OFF するようにしてもよい。

【 0 0 3 7 】

(肝血管種運動の定量的評価機能)

次に、本超音波診断装置 1 0 が有する肝血管種運動の定量的評価機能について説明する。本機能による定量的評価は、M モード静止画像を利用して後述するいずれかの評価指標を計算し、これを所定の形態にて表示することで実行される。

【 0 0 3 8 】

10

20

30

40

50

図4は、本定量的評価において利用される、Mモード静止画像上で定義される座標系の一例を示した図である。同図において、縦軸座標 n ($0 \leq n \leq N-1$)は、ゲートG内の各位置を、横軸座標 m ($0 \leq m \leq M-1$)は各時刻をそれぞれ示している。本定量的評価を実行する場合には、まず、図4に示したMモード静止画像上の座標系において、評価対象となる時間領域が設定される。

【0039】

すなわち、操作者により、定量的評価を開始するための所定の操作が実行されると、Mモード画像上に図5に示すような始点直線Tsが時間軸に垂直に表示される。この始点直線Tsは、評価範囲の始点時刻を指定するためのものである。操作者は、Mモード画像上において、腫瘍辺縁あるいはその周りの臓器（ここでは肝臓）が静止している時間領域を

10

【0040】

始点時刻に対応する始点直線Tsが設定されると、引き続き評価範囲の終点時刻を指定するための終点直線Teが、図6に示すように出現する。操作者は、同様の操作を実行し、図7に示すように、腫瘍辺縁等が静止している時間領域の終点時刻に始点直線Tsを設定する。

【0041】

評価対象となる時間領域が設定されると、当該領域について、次の様な定量的評価が実行される。

20

【0042】

一般に、Mモードの縦軸はBモード上で設定したMモードサンプルライン上の位置を示し、横軸は観察のための経過時間を示す。今、位置を示す縦軸の標本点位置 n ($0 \leq n \leq N-1$)、経過時刻を示す横軸の評価のために指定された時間領域標本点位置 m ($0 \leq m \leq M-1$)における輝度あるいは信号値を $f_{m,n}$ とする。この信号値 $f_{m,n}$ を用いて評価指標を計算し、肝血管種の運動を定量的に評価する。

【0043】

具体的な評価指標としては、例えば次に示すものを採用することができる。

【数1】

$$(1) \text{ 累積二乗値誤差例1 } ES_{m,n} = \sum_{k=0}^{m-1} \left(\frac{f_{k+1,n} - f_{k,n}}{R} \right)^2$$

30

$$(2) \text{ 累積絶対値誤差例1 } EA_{m,n} = \sum_{k=0}^{m-1} \left| \frac{f_{k+1,n} - f_{k,n}}{R} \right|$$

(Rは規格化係数で、0より大きい任意の実数値、例えば

$$f_{k+1,n} \text{ または } f_{k,n} \text{ または } \frac{f_{k+1,n} + f_{k,n}}{F} \text{ などとする。)}$$

40

【0044】

上記(1)、(2)は、縦軸の位置 n ($0 \leq n \leq N-1$)における時間軸方向への輝度または信号強度の変動量を示す評価指標である。

【0045】

また、 m ($0 \leq m \leq M-1$)のうち、特定の位置 M_0 の輝度または信号強度の $f_{m_0,n}$ を規準とする評価指標(3)、(4)を採用することもできる。

【数 2】

$$(3) \text{ 累積二乗値誤差例 2 } ES(m0)_{m,n} = \sum_{k=0}^m \left(\frac{f_{k,n} - f_{m0,n}}{R} \right)^2$$

$$(4) \text{ 累積絶対値誤差例 2 } EA(m0)_{m,n} = \sum_{k=0}^m \left| \frac{f_{k,n} - f_{m0,n}}{R} \right|$$

(Rは規格化係数で、0より大きい任意の実数値、例えば

$$f_{k,n} \text{ または } f_{m0,n} \text{ または } \frac{f_{k,n} + f_{m0,n}}{F} \text{ などする。)}$$

10

【0046】

また、縦軸の位置 n ($0 \leq n \leq N-1$) における時間軸方向への輝度または信号強度の変動量を示す評価指標として、下記に示した一般に知られる FFT を用いて解析し、その結果を後述するグラフ等にて表示する。あるいは、血流の移動に基づくと予想される“揺らぎ現象”の速度成分を対象としてバンドパスフィルタ (BPF) で抽出したものを後述するグラフ等にて表示する。

【数 3】

$$(5) P_n = \sum_{k=0}^{M-1} \left\{ H(k) * \sum_{m=0}^{M-1} f_{m,n} * e^{-j2\pi km / M} \right\}$$

20

【0047】

ここで、 $H(k)$ はバンドパスフィルタ係数であり、ユーザーが抽出したいと考える帯域を指定することができる。また、操作性向上の観点から、事前に登録されているバンドパスフィルタ係数を、所定の操作によって選択し設定する構成であってもよい。

【0048】

また、縦軸の任意の位置に基準として固定される第 1 の位置 s ($0 \leq s \leq N-1$) における時間軸方向への輝度または信号強度の関数と、縦軸上の任意の位置に移動する第 2 の位置 r ($0 \leq r \leq N-1$) における時間軸方向への輝度または信号強度の関数との類似度を示す評価式として下式を評価する。

30

【数 4】

$$(6) \text{ 累積二乗値誤差例 3 } CS_{r,s} = \sum_{m=0}^{M-1} \left(\frac{F_{m,r} - F_{m,s}}{R} \right)^2$$

$$(7) \text{ 累積絶対値誤差例 3 } CA_{r,s} = \sum_{m=0}^{M-1} \left| \frac{F_{m,r} - F_{m,s}}{R} \right|$$

40

(Rは既述の規格化係数。)

【0049】

ここで、 $F_{m,t}$ は、縦軸位置 t の軸上において、時間方向の平均値で規格化された式 (a) によって求められるもの、或いは時間方向の最大値 $f_{MAX,t}$ で規格化された式 (b) によって求められるものである。(なお、 $f_{MAX,t} = (f_{0,t}, f_{1,t}, f_{2,t}, f_{3,t}, \dots, f_{m-1,t})$ 、 $\max()$ は () 内より最大値を選択する関数である。)

【数 5】

$$F_{m,t} = \frac{f_{m,t}}{\sum_{k=0}^{M-1} f_{k,t}} * M \quad (a)$$

$$F_{m,t} = \frac{f_{m,t}}{f_{MAX,t}} \quad (b)$$

【0050】

10

上記第1の位置は、例えば次の様な操作によって所望の位置に設定される。すなわち、評価対象となる時間領域を設定した後、図8に示すような第1の位置を設定するためのポインタPや、時間軸に平行な直線が表示される。操作者は、トラックボール13aなどの外部入力装置により、現れた直線またはポインタPを所望の位置まで移動させ、所定の操作を行うことにより第1の位置を設定する。第1の位置設定後は、評価対象となる時間領域について、上記(6)、(7)の評価指標計算が実行され、その結果が後述するような数値、グラフ、またはマップ等の所定の形態にて表示される。

【0051】

なお、各評価指標の計算式は事前に設定されており、「評価選択」スイッチを押すことで切り換えることができる。また、切り換えとほぼ同時に指定された評価式で演算を直ちに実行して表示を更新しても良いし、切り換え後、「アップデート」スイッチを押してから演算式を実行しても良く、事前にユーザーがプリセットなどの事前設定画面で設定ができる。

20

【0052】

以上述べた定量的評価のための評価指標計算は、超音波診断装置の計測機能のひとつに位置付けられ、指定したシネメモリにおける輝度または信号強度の情報を用いて、データベースを介して、ソフトウェア格納部28から読み出されたプログラムを用いて、制御プロセッサ25であるホストCPUあるいはローカルCPUにてソフトウェアにて処理される。また、評価指標計算のための範囲指定や評価方式の選択、開始等は、入力装置13やその他インタフェース部29により、ユーザーが入力し、制御プロセッサ25により処理される。さらに、後述する評価指標計算において用いられる関数は、差分や二乗和、FFT、バンドパスフィルタ、積算処理などの一般に良く知られた演算関数またはその組み合わせであり、ソフトウェアにより容易に実現できるが、専用のハードウェアにより回路を実現しても構わない。

30

【0053】

(評価指標の提示機能)

上記定量的評価において計算された各評価指標は、例えば次に示すような形態にて観察者に提示される。

【0054】

図9は、(1)～(4)、(6)、(7)の各評価指標を提示するのに好適な表示の一例である。同図に示すように、各位置における累積二乗又は累積絶対値誤差は、色彩と対応付けられ、時刻毎にマップ表示される。

40

【0055】

図10は、(1)～(7)の各評価指標を提示するのに好適な表示の一例である。同図に示すように、各位置における累積二乗又は累積絶対値誤差の最終演算値、又はFFTの後BPFにより抽出された成分の積分値が、マップ(カラーバー)表示される。

【0056】

図11は、(1)～(7)の各評価指標を提示するのに好適なマップ表示の一例である。同図に示すように、各位置における累積二乗又は累積絶対値誤差の最終演算値の分布、又はFFTの後BPFにより抽出された成分の周波数分布が、グラフ表示される。

50

【 0 0 5 7 】

図 1 2 は、(5) の評価指標を提示するのに好適な表示の一例である。同図に示すように、F F T、又は F F T の後 B P F 処理を加えた周波数解析結果が、グラフ表示される。

【 0 0 5 8 】

上記図 9 ~ 図 1 2 のいずれの形態によって評価指標が提示されるかは、予め設定された各評価指標との組み合わせの中から、操作者が所望の形態を選択することによって決定される。

【 0 0 5 9 】

(動作)

次に、肝血管種内の構造物に変位を発生させるための超音波走査、及び肝血管種内の構造物の変位に関する定量的評価を含む一連の撮影動作について、図面を参照しながら説明する。

【 0 0 6 0 】

図 1 3 は、肝血管種の運動を発生させるための超音波走査等を含む撮影動作において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。同図において、まず、肝血管種の超音波画像診断シーケンスを開始する指示が実行され(ステップ S 1)、患者 I D、所望の送信パラメータパターン、評価方法及び評価指標の提示形態等の選択、ゲート位置の設定等が実行される(ステップ S 2)。

【 0 0 6 1 】

次に、選択された送信パラメータパターンに従う第 2 種及び第 1 種の超音波送信が実行され(ステップ S 3)、第 1 種の超音波送信によって得られたエコー信号に基づいて、超音波画像(ここでは、M モード画像)が生成され、モニター 1 4 に所定の形態にて表示される。また、操作者は、被験者に呼吸を一時的に止めて臓器の動きを一時停止させ、評価に適当な画像が表示できた時点でフリーズスイッチを押すことにより、画像メモリ 2 7 に超音波画像を適宜記憶する(ステップ S 4)。

【 0 0 6 2 】

次に、操作者は、記憶された各超音波画像を読み出してモニター 1 4 に表示し、トラックボール 1 3 a 等により表示された超音波画像をめぐりながら、肝血管種の運動の定量的評価に最適な M モード画像を選択する(ステップ S 5)。

【 0 0 6 3 】

次に、選択された M モード画像上に評価対象となる時間領域が設定され(ステップ S 6)、選択された評価方法に対応する評価指標を計算が実行される(ステップ S 7)。計算された評価指標は、既述のいずれかの形態によってモニター 1 4 に表示され、観察者に提示される(ステップ S 8)。

【 0 0 6 4 】

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。

【 0 0 6 5 】

本超音波診断装置によれば、第 2 種の超音波送信により、肝血管種の運動を効果的且つ積極的に発生させることができる。従って、第 2 種の超音波送信の後に第 1 種の超音波送信を実行することで、肝血管種の運動を、超音波画像における輝度テクスチャ情報の揺らぎ現象として観察することができ、造影超音波などの侵襲性の高い検査をすることなく、診断に有効な情報を提供することができる。

【 0 0 6 6 】

本超音波診断装置によれば、第 2 種の超音波送信の送信パターン、送信パラメータパターン、第 2 種の超音波送信と第 1 種の超音波送信との間の時間間隔等をプリセットされた内容から選択することで、設定することができる。従って、肝血管種の超音波診断において、迅速且つ簡便な装置操作を実現することができ、操作者の精神的及び身体的負担を軽減させることができる。

【 0 0 6 7 】

また、本超音波診断装置によれば、種々の評価指標に基づいて、肝血管種の運動に起因

10

20

30

40

50

する超音波画像の揺らぎ現象を定量的に評価することができ、肝血管種の超音波診断において有効且つ客観的な情報を提供することができる。また、この定量的評価は、グラフ、カラーバー等による所定の形態によって表示される。従って、観察者は、一般的には観察が容易でない肝血管種の運動に起因する超音波画像の揺らぎ現象を、優れた視認性によって観察することができる。加えて、医師は、グラフ、カラーバー等により提示される定量的評価を利用することで、患者に対して診断結果を分かり易く説明することができ、インフォームドコンセントを尊重した診断を実現することができる。

【0068】

また、本超音波診断装置によれば、肝血管種の運動に起因する超音波画像の揺らぎ現象を、超音波動画像に比してデータ量の少ない定量的情報として保存することができる。従って、容量に限りのあるハード資源を有効に活用することができる。また、データ量が少ないため、電子カルテへの添付も可能となり、当該定量的情報を通信によってやりとりすることも可能である。

10

【0069】

なお、本発明は上記実施形態そのままに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。例えば、次のような変形例を挙げることができる。

【0070】

(1) 肝血管種運動の定量的評価において採用可能な評価指標は、上記例に限定するものではなく、Mモード画像における時間軸方向に関する変動量を示す値、または異なる縦軸位置における時間変化の類似度が示せるものであれば、どのような評価指標であってもよい。

20

【0071】

(2) 上述した肝血管種運動の定量的評価処理は、当該各処理をコンピュータに実行させるためのプログラムをワークステーション等の画像処理装置や超音波診断装置にて展開することによっても実現可能である。また、このプログラムをリムーバブルな記憶媒体に格納し、当該記憶媒体をインタフェース部29の外部記憶装置から本装置内に読み込み展開することによっても実現可能である。

【0072】

(3) 上記実施形態では、説明を分かり易くするため、第2種の超音波送信は肝血管種に力学的に作用を及ぼすことのみを目的とすることとし、画像化には利用しないこととした。しかしながら、これに限定する趣旨ではなく、必要に応じて第2種の超音波送信に起因するエコー信号を画像化に利用する構成としてもよい。

30

【0073】

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。

【産業上の利用可能性】

【0074】

以上本発明によれば、肝血管腫の構造を診断するために有効な固有の機能を有する超音波診断装置又は超音波信号処理装置を実現できる。

40

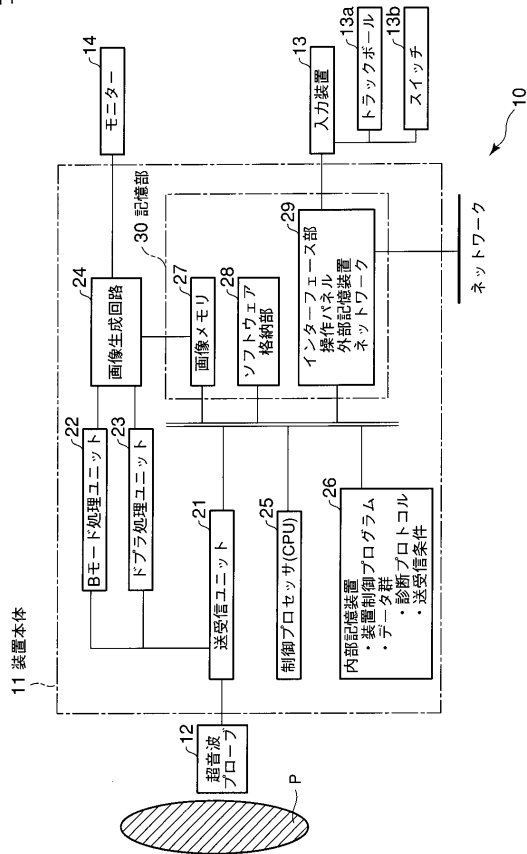
【符号の説明】

【0075】

10...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、13a...トラックボール、13b...スイッチ、14...モニター、21...送受信ユニット、22...Bモード処理ユニット、23...ドプラ処理ユニット、25...画像生成回路、26...内部記憶装置、27...画像メモリ、25...制御プロセッサ、28...ソフトウェア格納部、29...インタフェース部、30...記憶部、

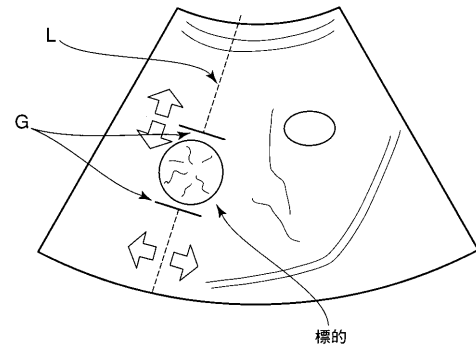
【図 1】

図 1



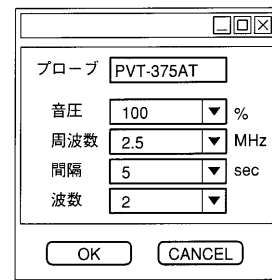
【図 2】

図 2



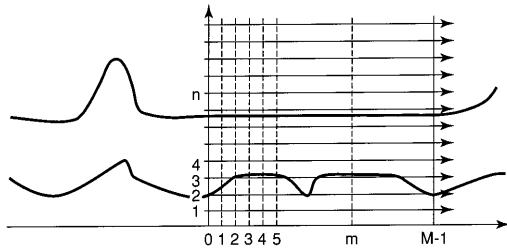
【図 3】

図 3



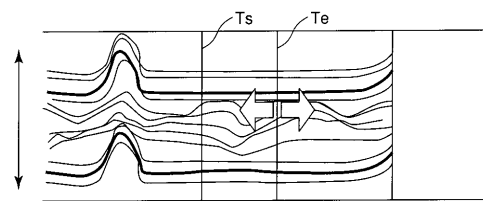
【図 4】

図 4



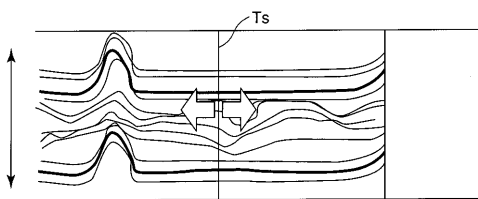
【図 6】

図 6



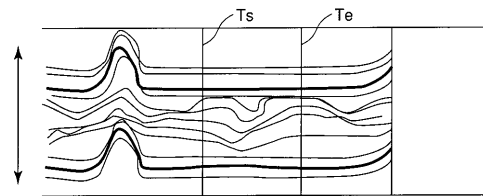
【図 5】

図 5



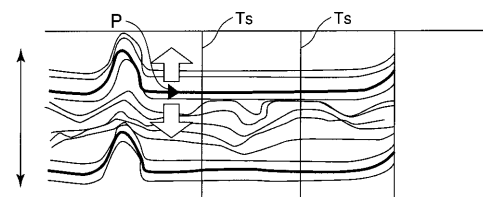
【図 7】

図 7



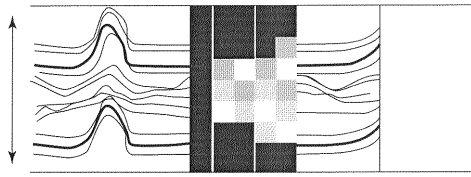
【図 8】

図 8



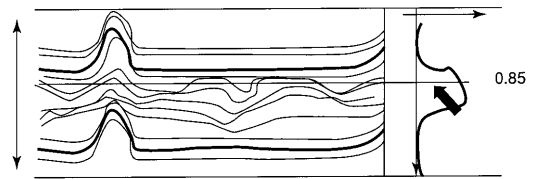
【図 9】

図 9



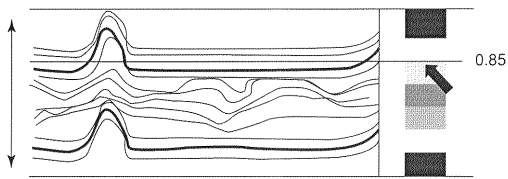
【図 11】

図 11



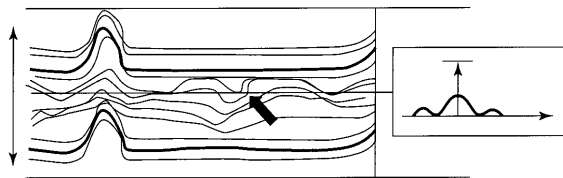
【図 10】

図 10



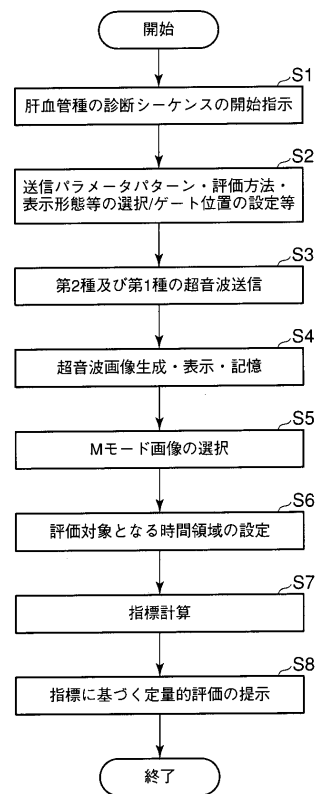
【図 12】

図 12



【図 13】

図 13



フロントページの続き

(74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
(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 100158805
弁理士 井関 守三
(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
(72)発明者 小笠原 洋一
東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 株式会社東芝本社事務所内
(72)発明者 神山 直久
東京都港区芝浦一丁目 1 番 1 号 株式会社東芝本社事務所内
F ターム(参考) 4C601 BB02 DD23 DE20 EE05 HH05 HH06 JB16 JB31 JB45 JB46
JB47 JB49 JC06 JC13 JC37 KK01 KK02 KK12 KK13 KK24
KK25 KK31 KK36 KK44 LL03 LL38

专利名称(译)	超音波診断装置及び超音波信号処理装置		
公开(公告)号	JP2011083645A	公开(公告)日	2011-04-28
申请号	JP2011021111	申请日	2011-02-02
[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	小笠原洋一 神山直久		
发明人	小笠原 洋一 神山 直久		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD23 4C601/DE20 4C601/EE05 4C601/HH05 4C601/HH06 4C601/JB16 4C601/JB31 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JB47 4C601/JB49 4C601/JC06 4C601/JC13 4C601/JC37 4C601/KK01 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK36 4C601/KK44 4C601/LL03 4C601/LL38		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆		
其他公开文献	JP5481407B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备或超声信号处理设备，其具有有效诊断诸如活体中的肿瘤之类的结构的固有功能，例如肝血管瘤的结构。 解决方案：在发送用于移动对象的预定结构的第一超声波之后，用于通过B模式对预定结构的运动进行成像的第二超声波被发送到预定结构图像生成单元，被配置为基于回波信号生成与预定结构的运动相关的M模式图像;以及图像生成单元，被配置为基于M模式图像生成M模式图像，并且计算装置用于计算用于定量评估预定结构的运动的评估指标。 .
The 13

