

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6139242号
(P6139242)

(45) 発行日 平成29年5月31日(2017.5.31)

(24) 登録日 平成29年5月12日(2017.5.12)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 7 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2013-88962(P2013-88962)
(22) 出願日 平成25年4月22日(2013.4.22)
(65) 公開番号 特開2014-210121(P2014-210121A)
(43) 公開日 平成26年11月13日(2014.11.13)
審査請求日 平成28年4月1日(2016.4.1)

(73) 特許権者 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・53
188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
ュー・ブルバード・ダブリュー・710
・3000

(74) 代理人 100137545

弁理士 荒川 聡志

(72) 発明者 神山 直久

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

審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に対する超音波の送受信によってエコー信号を取得する超音波プローブと、
前記エコー信号から得られたデータが複数フレーム分重み付け加算された加算データに
基づく超音波画像が表示される表示部と、

前記加算データの散布度をフレーム毎に算出する散布度算出部と、

前記超音波画像における前記被検体の生体組織の組織性状解析を、前記加算データに基
づいて行なう組織性状解析部と、

該組織性状解析部による組織性状解析を行なう対象となる前記超音波画像のフレームを
、前記散布度算出部によって算出された散布度に基づいて決定するフレーム決定部と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記フレーム決定部は、前記散布度の上昇度合いが所定以下になったフレームを、組織
性状解析を行なうフレームとすることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記表示部には、前記散布度の時間変化が表示されることを特徴とする請求項 1 又は 2
に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記組織性状解析部は、前記超音波画像のスペckルパタン解析を行なうことによって
前記被検体の組織性状を定量化することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載

20

の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記加算データを作成する重み付け加算部を備え、該重み付け加算部は、前記組織性状解析部による組織性状解析を行なう組織性状解析モードにおいて、現フレームよりも前のフレームの加算割合が、通常モードよりも大きくなるように、重み付け加算を行なうことを特徴とする請求項 1～4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

散布度は、変動係数、分散、標準偏差であることを特徴とする請求項 1～5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

コンピュータに、

被検体に対する超音波の送受信によって取得されたエコー信号から得られたデータを重み付け加算する重み付け加算機能と、

該重み付け加算機能によって得られた加算データに基づく超音波画像を表示部に表示させる表示画像制御機能と、

前記加算データの散布度をフレーム毎に算出する散布度算出機能と、

前記超音波画像における前記被検体の生体組織の組織性状解析を、前記加算データに基づいて行なう組織性状解析機能と、

該組織性状解析機能による組織性状解析を行なう対象となる前記超音波画像のフレームを、前記散布度算出機能によって算出された散布度に基づいて決定するフレーム決定機能と、

を実行させることを特徴とする超音波診断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、超音波画像における被検体の生体組織の組織性状解析を行なう超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置において表示される超音波画像によって、読影者は、例えば臓器の委縮や変形、腫瘍などの構造物の診断が可能である。また、超音波画像に基づいて、臓器などの組織性状の診断も行われている。例えば、超音波画像において、肝臓や甲状腺、筋肉などの実質の明るさ、スペックルパタンの不均一さ、超音波の減衰などから、その臓器の脂肪化や硬変といったびまん性の疾患を読影している。

【0003】

上述の超音波画像に現れるスペックルパターンは、超音波の干渉によって生じるいわゆる干渉縞である。このスペックルパターン自体は、臓器の構造を直接反映したものではない。しかし、肝硬変など疾患の進行度合いに応じて、前記スペックルパタンの態様が特徴的であるため、これが診断に用いられている。これまでは、医師が、超音波画像に現れたスペックルパターンを観察して、経験等に基づいて診断を行なうことが多かった。

【0004】

そこで、スペックルパターンに基づいて、組織性状を定量化するための手法が提案されている（例えば、特許文献 1、非特許文献 1 参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2004 - 321582 号公報

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献 1】Toyota H, Kumada T, Kamiyama N,

10

20

30

40

50

Shiraki K, Takase K, Yamaguchi T, Hachiy
a H, 「B-mode Ultrasound with Algorithm B
ased on Statistical Analysis of Signals:
Evaluation of Liver Fibrosis in Patient
s with Chronic Hepatitis C」、American Jo
urnal of Roentgenology、193(4)、2009年10月
、p.1037-1043

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

10

上述の組織性状の定量解析を正確に行なうためには、十分な空間分解能と、高いS/N比(signal to noise ratio)が要求される。一般に、超音波診断装置においては、超音波の周波数が上がると空間分解能が向上し、一方でS/N比は低下する。従って、空間分解能とS/N比は、トレードオフ(trade-off)の関係にある。

【0008】

空間分解能を維持しつつ、S/N比を向上させる手法としては、複数フレーム(frame)分の信号を重み付け加算する手法がある。重み付け加算により、各フレームにランダム(random)に発生するノイズが平滑化されるため、S/N比が向上する。

【0009】

20

しかし、複数フレーム分の信号を重み付け加算する場合、呼吸等による被検体の体動があったり超音波プローブが動いたりすると、フレーム間で位置ずれが生じ、超音波画像のぶれが生じる。このような画像ぶれが生じると、空間分解能が低下する。従って、画像ぶれが生じたデータ(重み付け加算されたデータ)に対して、組織性状の定量解析を行なうと、組織性状を正確に反映した解析結果を得ることが困難になる。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上述の課題を解決するためになされた一の観点の発明は、被検体に対する超音波の送受信によってエコー信号を取得する超音波プローブと、前記エコー信号から得られたデータが複数フレーム分重み付け加算された加算データに基づく超音波画像が表示される表示部と、前記加算データの散布度をフレーム毎に算出する散布度算出部と、前記超音波画像における前記被検体の生体組織の組織性状解析を、前記加算データに基づいて行なう組織性状解析部と、この組織性状解析部による組織性状解析を行なう対象となる前記超音波画像のフレームを、前記散布度算出部によって算出された散布度に基づいて決定するフレーム決定部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【発明の効果】

【0011】

上記観点の発明によれば、組織性状解析を行なう対象となるフレームが、前記散布度に基づいて決定されるので、空間分解能とS/N比が高い超音波画像のフレームを解析対象として特定することができる。これにより、より正確な組織性状解析を行なうことができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】本発明の実施形態における超音波診断装置の概略構成の一例を示すブロック図である。

【図2】図1に示された超音波診断装置の表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図3】図1に示された超音波診断装置の制御部の構成を示すブロック図である。

【図4】本発明に係る超音波診断装置の実施の形態の一例の作用を示すフローチャートである。

【図5】通常モードの超音波画像が表示された表示部を示す図である。

50

【図 6】変動係数の時間変化を示すグラフである。

【図 7】超音波画像とともに変動係数の時間変化を示すグラフが表示された表示部を示す図である。

【図 8】超音波画像、変動係数の時間変化を示すグラフとともに、組織性状解析の解析結果が表示された表示部を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、本発明の実施形態について図 1～図 7 に基づいて詳細に説明する。図 1 に示す超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信ビームフォーマ 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 及び記憶部 9 を備える。

10

【0014】

前記超音波プローブ 2 は、アレイ (array) 状に配置された複数の超音波振動子 (図示省略) を有して構成され、この超音波振動子によって被検体に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。

【0015】

前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記超音波プローブ 2 から所定の送信パラメータ (parameter) 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、前記送受信ビームフォーマ 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所定の受信パラメータで行ない、信号処理後のエコーデータを前記エコーデータ処理部 4 へ出力する。

20

【0016】

前記エコーデータ処理部 4 は、前記送受信ビームフォーマ 3 から出力されたエコーデータに対し、超音波画像を作成するための信号処理などを行なう。例えば、前記エコーデータ処理部 4 は、B モード処理を行なう。前記 B モード処理は、対数圧縮処理、包絡線検波処理等を含む。前記 B モード処理によって B モードデータが作成される。

【0017】

前記エコーデータ処理部 4 は、直交検波処理、MTI フィルタ (Moving Target Indication filter) 処理、自己相関演算処理等を含むカラードブラ処理を行なってカラードブラデータを作成してもよい。

30

【0018】

前記表示制御部 5 は、図 2 に示すように、画像データ作成部 51、重み付け加算部 52、表示画像制御部 53 を有している。前記画像データ作成部 51 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。例えば、前記画像データ作成部 51 は、前記 B モードデータを走査変換して B モード画像データを作成したり、前記カラードブラデータを走査変換してカラードブラ画像データを作成したりする。

【0019】

前記重み付け加算部 52 は、複数フレーム分の超音波画像データ (例えば、B モード画像データ) を重み付け加算し、加算済超音波画像データを作成する (重み付け加算機能)。前記重み付け加算部 52 は、本発明における重み付け加算部の実施の形態の一例である。また、前記加算済超音波画像データは、本発明における加算データの実施の形態の一例である。

40

【0020】

前記表示画像制御部 53 は、前記加算済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 (表示画像制御機能)。例えば、前記超音波画像は、B モード画像である。また、前記表示画像制御部 53 は、後述するように、前記加算済超音波画像データの散布度の経時変化を示すグラフや組織性状解析によって得られた結果を、前記表示部 6 に表示させる。

【0021】

50

前記表示部 6 は、LCD (Liquid Crystal Display) や有機 EL (Electro-Luminescence) ディスプレイなどで構成される。前記操作部 7 は、特に図示しないが、操作者が指示や情報を入力するためのキーボード (keyboard)、ダイヤル (dial) 及びポインティングデバイス (pointing device) などを含んで構成されている。

【0022】

前記制御部 8 は、CPU (Central Processing Unit) であり、前記記憶部 9 に記憶された制御プログラムを読み出し、前記重み付け加算機能や前記表示画像制御機能のほか、前記超音波診断装置 1 の各部における機能を実行させる。

【0023】

また、前記制御部 8 は、その他にも、図 3 に示す散布度算出部 81 による散布度算出機能、フレーム決定部 82 によるフレーム決定機能、組織性状解析部 83 によるフレーム決定機能を実行させる。前記散布度算出部 81 は、前記加算済超音波画像データの散布度をフレーム毎に算出する。前記フレーム決定部 82 は、前記組織性状解析部 83 による組織性状解析を行なう対象となるフレームを所定の基準に従って決定する。前記組織性状解析部 83 は、前記フレーム決定部 82 によって決定されたフレームの加算済超音波画像データに対して組織性状解析を行なう。詳細は後述する。

【0024】

前記散布度算出部 81 は、本発明における散布度算出部の実施の形態の一例である。また、前記フレーム決定部 82 は、本発明におけるフレーム決定部の実施の形態の一例である。また、前記組織性状解析部 83 は、本発明における組織性状解析部の実施の形態の一例である。

【0025】

前記記憶部 9 は、例えば HDD (Hard Disk Drive) や半導体メモリ (memory) などである。

【0026】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について、図 4 のフローチャートに基づいて説明する。先ず、ステップ S1 では、操作者は、前記超音波プローブ 2 によって被検体に対する超音波の送受信を開始する。例えば、被検体の肝臓を対象にした超音波の送受信が行われる。これにより、図 5 に示すように通常モード (mode) の超音波画像 UI1 が前記表示部 6 に表示される。より詳細には、前記超音波プローブ 2 によってエコー信号が得られると、前記重み付け加算部 52 が加算済超音波画像データを作成する。前記表示画像制御部 53 は、前記加算済超音波画像データに基づくりアルタイム (real time) の超音波画像 UI を前記表示部 6 に表示させる。前記超音波画像 UI は、例えば B モード画像である。

【0027】

ステップ S1 における通常モードとは、後述の組織性状解析を行なわないモードであり、例えば検査対象となる部分の描出などを行なうモードである。

【0028】

前記重み付け加算部 52 は、例えば下記 (式 1) により、現在のフレーム i (i は自然数) の加算済超音波画像データ $Fadd(i)$ を得る。

$$Fadd(i) = F(i) + \alpha F(i-1) \cdots (式1)$$

上記 (式 1) において、 $F(i)$ は、現フレーム i について前記画像データ作成部 51 によって得られた超音波画像データ (未加算の超音波画像データ)、 $F(i-1)$ は、現フレーム i の一フレーム前である ($i-1$) フレームの超音波画像データである。 $F(i-1)$ は、($i-1$) フレームとこれよりも前のフレームの超音波画像データを重み付け加算して得られた超音波画像データである。また、 α は重み付け係数であり、 $\alpha < 1$ である。

【0029】

また、前記重み付け加算部 52 は、下記 (式 2) により現フレーム i の加算済超音波画

10

20

30

40

50

像データ $F_{add}(i)$ を得てもよい。

$$F_{add}(i) = a_1 F(i) + a_2 F(i-1) + a_3 F(i-2) + \dots + a_{n+1} F(i-n) \quad \dots (式2)$$

上記(式2)において、 $a_1, a_2, a_3, \dots, a_{n+1}$ は、重み付け係数であり、 $a_1, a_2, a_3, \dots, a_{n+1} \leq 1$ である。また、 n は自然数であり、重み付け加算したいフレーム数に応じた数に設定される。

【0030】

次に、ステップS2では、組織性状解析モードに移行する。例えば、前記操作部7において、操作者が組織性状解析モードに移行する入力を行なうと、組織性状解析モードへの移行が行われる。

10

【0031】

前記組織性状解析モードでは、前記重み付け加算部52は、現フレーム*i*よりも前のフレームの超音波画像データの加算割合を、通常モードよりも大きくする。具体的には、前記重み付け加算部52は、上記(式1)を用いた重み付け加算を行なう場合、前記重み付け係数 α を、通常モードよりも大きな値に設定する。また、前記重み付け加算部52は、上記(式2)を用いた重み付け加算を行なう場合、 n を通常モードよりも大きな値に設定する。 n を大きくするほど、より多くのフレームの超音波画像データが加算される。

【0032】

前記組織性状解析モードでは、周波数などの超音波の送受信パラメータが、通常モードとは異なるパラメータに設定されてもよい。例えば、前記組織性状解析モードでは、空間分解能を向上させるため、通常モードの周波数よりも高い周波数で超音波の送受信が行われる。

20

【0033】

次に、ステップS3では、組織性状モード下において、複数フレーム分の超音波画像データが重み付け加算される。そして、この加算済超音波画像データに基づく超音波画像UI2が前記表示部6に表示される。次に、ステップS4では、前記散布度算出部81は、前記ステップS3で作成された加算済超音波画像データの散布度を算出する。この散布度は、現フレームにおける加算済超音波画像データの散布度である。例えば、前記散布度算出部81は、前記散布度として、変動係数CVを算出する。この変動係数CVは、下記(式3)によって算出される。

30

$$CV = \sigma / \mu \quad \dots (式3)$$

上記(式3)において、 σ は現フレームにおける加算済超音波画像データの標準偏差、 μ は現フレームにおける加算済超音波画像データの平均値である。

【0034】

前記散布度は、一フレームの加算済超音波画像データの一部について算出されてもよい。この場合、前記超音波画像UIに、散布度を算出する対象となる関心領域が設定される。

【0035】

次に、ステップS5では、前記フレーム決定部82は、前記ステップS4で算出された変動係数CVの時間変化に基づいて、前記変動係数CVの上昇度合いが所定以下になったか否かを判定する。ここで、前記変動係数CVの時間変化について説明する。超音波画像のS/N比が低いと、加算済超音波画像データのばらつきが小さく、一方でS/N比が高いと、加算済超音波画像データのばらつきが大きい。また、被検体の呼吸等によって生じる体動や前記超音波プローブ2が動いたりすることが原因で画像ぶれが生じると画像の空間分解能が低くなるので、加算済超音波画像データのばらつきは小さくなり、一方で画像ぶれが収まると画像の空間分解能が高くなるので、加算済超音波画像データのばらつきは大きくなる。

40

【0036】

組織性状解析モードに移行して、現在のフレームよりも前のフレームの加算割合が大き

50

くなると、時間の経過に伴い、フレーム加算の効果によって、超音波画像UIのS/N比は次第に高くなり、その後ほぼ一定の値になる。従って、組織性状解析モードに移行した後に、操作者が前記超音波プローブ2を動かさないように注意し、被検体が息止め状態を維持すれば、前記加算済超音波画像データのばらつきは、次第に高くなった後、ほぼ一定になるので、前記変動係数CVは、例えば図6に示されたグラフGのように、時間とともに大きくなり、やがてほぼ定常値になる。

【0037】

前記変動係数CVの経時変化を示すグラフGは、前記表示画像制御部53によって、図7に示すように、前記超音波画像UI2とともに前記表示部6に表示されてもよい。

【0038】

前記変動係数CVがほぼ定常値となったフレームは、加算済超音波画像データのばらつき度合いが最大になったフレームである。従って、このフレームの超音波画像UI2は、空間分解能とS/N比が高いので、スペックルパタン解析による組織性状の定量化に適した画像である。

【0039】

前記フレーム決定部82は、前記ステップS4で算出された変動係数CVの時間経過に伴う上昇度合いを算出する。例えば、前記フレーム決定部82は、前記ステップS4で算出された変動係数CVの、前のフレームの変動係数CVに対する上昇率（傾き） r を算出する。そして、前記フレーム決定部82は、その上昇率を予め設定された値 r_s と比較して、前記変動係数CVの上昇度合いが所定以下になったか否かを判定する。

【0040】

前記値 r_s は、前記変動係数CVがほぼ定常値になったといえる値に設定される。前記値 r_s は、操作者によって設定されていてもよいし、デフォルト（default）で設定されていてもよい。

【0041】

前記フレーム決定部82により、前記変動係数CVの上昇度合いが所定以下になっていない（前記変動係数CVの上昇率が予め設定された値より大きい）と判定された場合（ステップS5において「No」）、ステップS3の処理へ戻る。そして、このステップS3において次のフレームの加算済超音波画像データが作成され、次いでステップS4、S5の処理が行われる。

【0042】

ちなみに、組織性状解析モードに移行して最初のフレームについては、変動係数CVの時間変化を算出することはできないので、前記ステップS5では「No」の判定となり、前記ステップS3の処理へ移行する。

【0043】

一方、前記フレーム決定部82は、前記変動係数CVの上昇度合いが所定以下になっている（前記変動係数CVの上昇率が予め設定された値以下）と判定した場合（ステップS5において「Yes」）、そのフレームを組織性状解析の対象と決定し、ステップS6の処理へ移行する。

【0044】

ステップS6では、前記ステップS5において決定された現在のフレームの加算済超音波画像データに対し、前記組織性状解析部83が組織性状解析を行なう。前記組織性状解析部83は、超音波画像UI2のスペックルパタンの解析を行なうことによって組織性状を定量化する。スペックルパタンの解析による組織性状の定量化は、公知の手法で行なうものとし、ここでは詳細を省略する。前記組織性状解析部83は、超音波画像UI2に設定された関心領域内について、組織性状解析を行なってもよい。

【0045】

前記組織性状解析部83による組織性状解析により、例えば肝臓の硬変度に関する正常度又は異常度が定量化される。

【0046】

10

20

30

40

50

次に、ステップ S 7 では、前記表示画像制御部 5 3 は、前記ステップ S 6 で得られた組織性状解析の解析結果（数値）を、図 8 に示すように前記表示部 6 の結果表示部 X に表示させる。

【 0 0 4 7 】

本例によれば、前記変動係数 C V がほぼ最大値になったフレームを対象にして前記組織性状解析部 8 3 による組織性状解析が行われる。従って、解析に適した超音波画像、すなわち空間分解能と S / N 比が高い超音波画像に対する組織性状解析を行なうことができるので、より正確な解析結果を得ることができる。

【 0 0 4 8 】

以上、本発明を前記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、前記重み付け加算部 5 2 は、B モード画像データではなく、前記 B モードデータを複数フレーム分重み付け加算して、加算済 B モードデータを作成してもよい。この場合、前記組織性状解析部 8 3 は、前記加算済 B モードデータに対して組織性状解析を行なってもよい。また、前記散布度算出部 8 1 は、前記加算済 B モードデータの散布度を算出してもよい。また、加算済 B モードデータに基づく超音波画像 U I 1 , U I 2 が表示される。前記加算済 B モードデータは、本発明における加算データの実施の形態の一例である。

【 0 0 4 9 】

また、前記散布度算出部 8 1 によって算出される散布度は、前記加算済超音波画像データ又は前記加算済 B モードデータの分散や標準偏差であってもよい。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 0 】

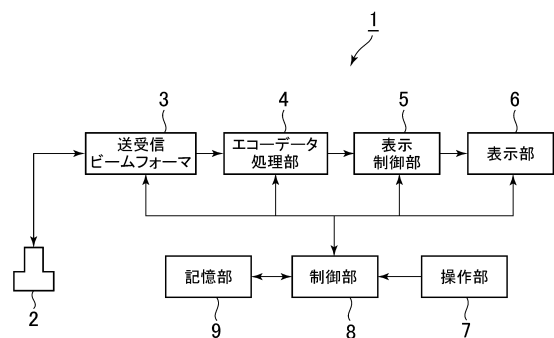
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 6 表示部
- 5 2 重み付け加算部
- 5 3 表示画像制御部
- 8 1 散布度算出部
- 8 2 フレーム決定部
- 8 3 組織性状解析部

10

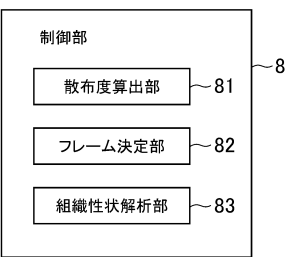
20

30

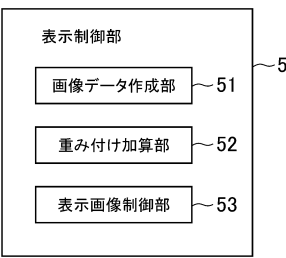
【図 1】



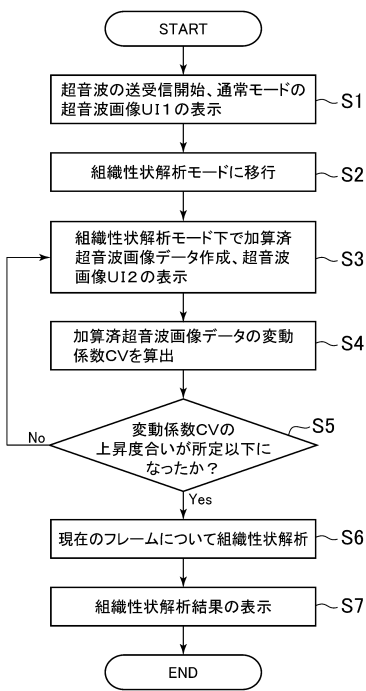
【図 3】



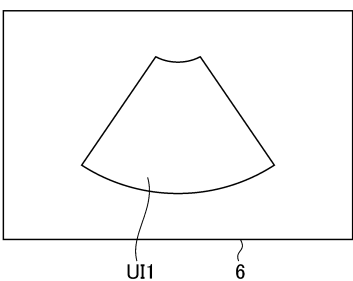
【図 2】



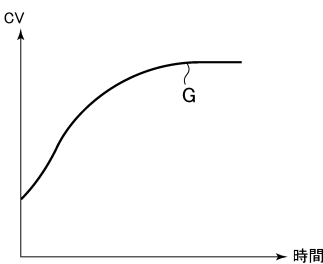
【図 4】



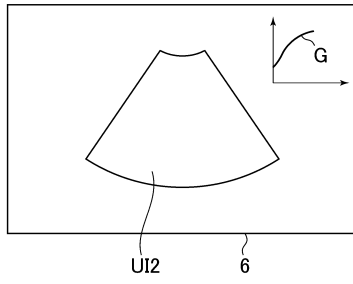
【図 5】



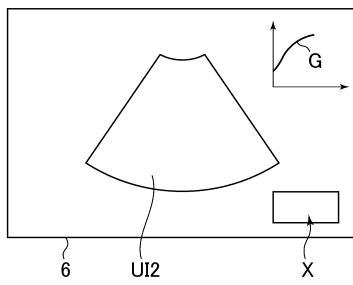
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 0 3 - 6 1 9 6 4 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 3 2 1 5 8 2 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 9 9 3 7 8 (J P , A)
特開平 9 - 9 4 2 4 8 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 5 5 2 8 2 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 6 5 2 8 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP6139242B2	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	JP2013088962	申请日	2013-04-22
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(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	神山直久		
发明人	神山 直久		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/JC17 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK31 4C601/KK41		
其他公开文献	JP2014210121A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够执行更精确的组织特性分析的超声波诊断设备。和A超声波探头通过发送和接收超声波的主题，显示数据到其中由回波信号获得的是基于所述多个帧的超声图像被显示加权 and 求和数据获得的回波信号散射度计算单元，其计算每个帧的附加数据的变化系数CV；帧确定所述组织表征，以及执行所添加的数据结构表征单元，基于，超声图像帧要经受由所述组织表征单元的组织表征来确定基于分散CV的程度其特征在于它包括一个部分，一个。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6139242号 (P6139242)
(45) 発行日 平成29年5月31日 (2017. 5. 31)	(24) 登録日 平成29年5月12日 (2017. 5. 12)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 00 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 00	
請求項の数 7 (全 11 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-88962 (P2013-88962)	(73) 特許権者 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・グラウンドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(22) 出願日 平成25年4月22日 (2013. 4. 22)		
(65) 公開番号 特開2014-210121 (P2014-210121A)		
(43) 公開日 平成26年11月13日 (2014. 11. 13)		
審査請求日 平成28年4月1日 (2016. 4. 1)	(74) 代理人 100137545	弁理士 荒川 聡志 神山 直久 東京都目黒区山手町4丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
	(72) 発明者	
	審査官 宮川 晋伸	
		最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム		