

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5710566号  
(P5710566)

(45) 発行日 平成27年4月30日 (2015. 4. 30)

(24) 登録日 平成27年3月13日 (2015. 3. 13)

(51) Int. Cl. F 1  
**A 6 1 B 8/08 (2006.01)**  
**A 6 1 B 8/14 (2006.01)**

A 6 1 B 8/08  
A 6 1 B 8/14

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2012-204257 (P2012-204257)  
(22) 出願日 平成24年9月18日 (2012. 9. 18)  
(65) 公開番号 特開2014-57712 (P2014-57712A)  
(43) 公開日 平成26年4月3日 (2014. 4. 3)  
審査請求日 平成26年8月21日 (2014. 8. 21)

(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 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

審査官 杉田 翠

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】

生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、

該物理量算出部によって算出された物理量の絶対値、前記相関演算における相関係数及び前記生体組織から得られた超音波のエコー信号の強度の三つのパラメータのうち、少なくとも二つのパラメータを用いた演算式であって、前記生体組織におけるシストのパラメータ特性が強調されてシスト以外とは区別できる演算値が得られる演算式の演算値を演算する演算部と、

該演算部の演算値に応じた表示形態を有する画像が表示される表示部と、  
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記演算式は、下記（式 1）であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

(式 1)

$$F(n) = P(n) \times Q(n)$$

$$\text{ただし、} P(n) = k1 \times Abs(strain(n))$$

$$Q(n) = k2 \times (1 / xCorr(n))$$

$$\text{または、} P(n) = k1 \times \{1 / abs(strain(n))\}$$

$$Q(n) = k_2 \times x \text{Corr}(n)$$

$n$  : 前記物理量算出部によって歪みが算出される音線上の点を示す  $1 \sim N$  までの自然数

$k_1, k_2$  : 重み係数

$\text{strain}(n)$  : 前記物理量算出部によって算出された音線上の点  $1 \sim N$  における歪みの値

$\text{Abs}(\text{strain}(n))$  : 前記物理量算出部によって算出された歪みの絶対値を返す関数

$x \text{Corr}(n)$  : 音線上の点  $1 \sim N$  における相関係数の値

#### 【請求項 3】

前記演算式は、下記(式 11)であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

(式 11)

$$F(n) = P(n) \times Q(n) \times R(n)$$

ただし、 $P(n) = k_1 \times \text{Abs}(\text{strain}(n))$

$$Q(n) = k_2 \times (1 / x \text{Corr}(n))$$

$$R(n) = k_3 \times (1 / \text{Intensity}(n))$$

または、 $P(n) = k_1 \times \{1 / \text{Abs}(\text{strain}(n))\}$

$$Q(n) = k_2 \times x \text{Corr}(n)$$

$$R(n) = k_3 \times \text{Intensity}(n)$$

$n$  : 前記物理量算出部によって歪みが算出される音線上の点を示す  $1 \sim N$  までの自然数

$k_1, k_2, k_3$  : 重み係数

$\text{strain}(n)$  : 前記物理量算出部によって算出された音線上の点  $1 \sim N$  における歪みの値

$\text{Abs}(\text{strain}(n))$  : 前記物理量算出部によって算出された歪みの絶対値を返す関数

$x \text{Corr}(n)$  : 超音波の音線上の点  $1 \sim N$  における相関係数の値

$\text{Intensity}(n)$  : 超音波の音線上の点  $1 \sim N$  におけるエコー信号の強度

#### 【請求項 4】

前記演算式は、下記(式 21)であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

(式 21)

$$F(n) = P(n) \times R(n)$$

ただし、 $P(n) = k_1 \times \text{Abs}(\text{strain}(n))$

$$R(n) = k_3 \times (1 / \text{Intensity}(n))$$

または、 $P(n) = k_1 \times \{1 / \text{Abs}(\text{strain}(n))\}$

$$R(n) = k_3 \times \text{Intensity}(n)$$

$n$  : 前記物理量算出部によって歪みが算出される音線上の点を示す  $1 \sim N$  までの自然数

$k_1, k_3$  : 重み係数

$\text{strain}(n)$  : 前記物理量算出部によって算出された音線上の点  $1 \sim N$  における歪みの値

$\text{Abs}(\text{strain}(n))$  : 前記物理量算出部によって算出された歪みの絶対値を返す関数

$\text{Intensity}(n)$  : 超音波の音線上の点  $1 \sim N$  におけるエコー信号の強度

#### 【請求項 5】

前記演算式は、下記(式 31)であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

(式 31)

10

20

30

40

50

$$F(n) = Q(n) \times R(n)$$

$$\text{ただし、} Q(n) = k_2 \times (1 / xCorr(n))$$

$$R(n) = k_3 \times (1 / Intensity(n))$$

$$\text{または、} Q(n) = k_2 \times xCorr(n)$$

$$R(n) = k_3 \times Intensity(n)$$

$n$  : 前記物理量算出部によって歪みが算出される音線上の点を示す 1 ~  $N$  までの自然数

$k_2$  ,  $k_3$  : 重み係数

$xCorr(n)$  : 超音波の音線上の点 1 ~  $N$  における相関係数の値

$Intensity(n)$  : 超音波の音線上の点 1 ~  $N$  におけるエコー信号の強度

10

#### 【請求項 6】

前記演算部の演算値に応じた表示形態を有する画像と、前記物理量に応じた表示形態を有する弾性画像とを、前記表示部に切り替えて表示させる画像表示制御部を備え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】

前記物理量算出部は、前記相関ウィンドウ間で複素相互相関の虚数部を演算して前記生体組織の歪みを算出することを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

#### 【請求項 8】

コンピュータに、

20

生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出機能と、

該物理量算出機能によって算出された物理量の絶対値、前記相関演算における相関係数及び前記生体組織から得られた超音波のエコー信号の強度の三つのパラメータのうち、少なくとも二つのパラメータを用いた演算式であって、前記生体組織におけるシストのパラメータ特性が強調されてシスト以外とは区別できる演算値が得られる演算式の演算値を演算する演算機能と、

該演算機能によって得られた演算値に応じた表示形態を有する画像を表示させる表示画像制御機能と、

30

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、生体組織に対する超音波の送受信により得られたエコー信号に基づく画像を表示する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】

通常の B モード画像と、生体組織の硬さ又は軟らかさを表す弾性画像とを合成して表示させる超音波診断装置がある。この種の超音波診断装置において、弾性画像は例えば次のようにして作成される。まず、生体組織に対し、例えば超音波プローブによる圧迫とその弛緩を繰り返すなどして生体組織を変形させながら超音波の送受信を行なってエコーを取得する。そして、得られたエコーデータに基づいて、相関演算を行なって生体組織の弾性に関する物理量を算出し、この物理量を色情報に変換してカラーの弾性画像を作成する。ちなみに、生体組織の弾性に関する物理量としては、例えば生体組織の歪みなどを算出している。歪みの算出方法は、例えば特許文献 1 に開示されている。

40

#### 【先行技術文献】

#### 【特許文献】

#### 【0003】

【特許文献 1】特開 2008 - 126079 号公報

50

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

ところで、生体組織にシスト（Cyst、嚢胞）と呼ばれる液体部分が存在する場合がある。このシストの全体又はその一部分について、前記特許文献1の手法で算出される歪みの値は、生体組織が硬いことを示す値になる場合がある。ここで、弾性画像において、シストと同様に塊りとして表示される腫瘤についても歪みの値は硬いことを示す値になる。このため、弾性画像において腫瘤とシストとを区別することが困難な場合があった。

## 【課題を解決するための手段】

## 【0005】

本願発明者は、シストにおいては、相関演算を行なって算出された生体組織の弾性に関する物理量として、符号がばらばらな値が得られ、その絶対値としては、シスト以外の部分よりも生体組織が軟らかいことを示す値が得られることがあり、かつ相関演算における相関係数が小さく、なおかつエコー信号の強度が小さいというパラメータ特性を有することに着目した。本願発明者は、これら物理量の絶対値、相関係数及びエコー信号の強度の三つのパラメータのうち、少なくとも二つのパラメータにおいてシストに見られるパラメータ特性を反映した画像を表示させる超音波診断装置を課題解決手段として提案する。具体的には、生体組織に対する超音波の送受信により得られた同一音線上の時間的に異なる二つのエコー信号に相関ウィンドウを設定し、該相関ウィンドウ間で相関演算を行なって前記生体組織における各部の弾性に関する物理量を算出する物理量算出部と、この物理量算出部によって算出された物理量の絶対値、前記相関演算における相関係数及び前記生体組織から得られた超音波のエコー信号の強度の三つのパラメータのうち、少なくとも二つのパラメータを用いた演算式であって、前記生体組織におけるシストのパラメータ特性が強調されてシスト以外とは区別できる演算値が得られる演算式の演算値を演算する演算部と、この演算部の演算値に応じた表示形態を有する画像が表示される表示部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

## 【発明の効果】

## 【0006】

上記観点の発明によれば、前記物理量算出部によって算出された物理量の絶対値、前記相関演算における相関係数及び前記生体組織から得られた超音波のエコー信号の強度の三つのパラメータのうち、少なくとも二つのパラメータ特性を用いた演算式であって、前記生体組織におけるシストのパラメータ特性が強調された演算値が得られる演算式の演算値を演算する演算部を備え、この演算部の演算値に応じた表示形態を有する画像が表示されるので、腫瘤とシストとを判別可能な画像を表示することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【0007】

【図1】本発明の第一実施形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】図1に示す第一実施形態の超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図3】Bモード画像とカラー画像とが合成された合成超音波画像が表示された表示部を示す図である。

【図4】本発明の第二実施形態の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図5】図4に示す第二実施形態の超音波診断装置における表示制御部の構成を示すブロック図である。

【図6】Bモード画像と弾性画像とが合成された合成超音波画像が表示された表示部を示す図である。

【図7】Bモード画像とカラー画像とが合成された合成超音波画像と、Bモード画像と弾性画像とが合成された合成超音波画像と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】

## 【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3に基づいて説明する。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、Bモードデータ作成部4、物理量データ作成部5、演算部6、表示制御部7、表示部8、操作部9、制御部10及び記憶部11を備える。

【0009】

前記超音波プローブ2は、生体組織に対して超音波を送信しそのエコーを受信する。この超音波プローブ2を生体組織の表面に当接させた状態で圧迫と弛緩を繰り返して、生体組織を変形させながら超音波の送受信を行なって取得されたエコーデータに基づいて、後述のようにBモード画像及びカラー画像が作成される。

10

【0010】

前記送受信ビームフォーマ3は、前記制御部10からの制御信号に基づいて前記超音波プローブ2を所定の走査条件で駆動させて音線毎の超音波の走査を行なう。また、送受信ビームフォーマ3は、前記超音波プローブ2で受信したエコーについて、整相加算処理等の信号処理を行なう。前記送受信ビームフォーマ3で信号処理されたエコーデータは、前記Bモードデータ作成部4及び前記物理量データ作成部5に出力される。

【0011】

前記Bモードデータ作成部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、対数圧縮処理、包絡線検波処理等のBモード処理を行い、Bモードデータを作成する。Bモードデータは、前記Bモードデータ作成部4から前記表示制御部7へ出力される。

20

【0012】

前記物理量データ作成部5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基づいて、生体組織における各部の弾性に関する物理量のデータ(物理量データ)を作成する(物理量算出機能)。前記物理量データ作成部5は、例えば上記特許文献1に記載されているように、一の走査面における同一音線上の時間的に異なるエコーデータに相関ウィンドウを設定し、この相関ウィンドウ間で複素相互相関の虚数部を演算して前記弾性に関する物理量を算出し前記物理量データを作成する。より詳細には、前記物理量データ作成部は、前記超音波プローブ2による生体組織の変形の前後(圧迫前と圧迫後、弛緩前と弛緩後)におけるエコー信号の波形の圧縮率を求める。ここでの波形の圧縮率は、相関ウィンドウ間における波形の圧縮率である。この結果、前記弾性に関する物理量として、歪みが得られる。前記物理量データ作成部5は、音線方向において複数の相関ウィンドウを設定して各相関ウィンドウについて歪みを算出する。従って、歪みは、一音線上における複数点(相関ウィンドウに対応する部分)について算出される。

30

【0013】

前記物理量データ作成部5は、本発明における物理量算出部の実施の形態の一例であり、また前記物理量算出機能は本発明における物理量算出機能の実施の形態の一例である。

【0014】

ちなみに、算出される歪みは、生体組織の変位の方向に応じた符号を伴っている。前記超音波プローブによって圧迫を行なう時とその弛緩を行なう時とでは、符号は反対になるが、ある時間において、各部分(各点)において得られる演算結果は、同じ符号になるはずである。例えば、圧迫時においては各部において正の符号になり、弛緩時においては各部において負の符号になるはずである。しかし、シストにおいては、上述のようにエコー信号の信号強度が非常に小さい。これにより、S/N(signal to noise ratio)が悪いので、各部分において得られる演算結果の符号が同じにならない。

40

【0015】

前記演算部6は、前記物理量データ作成部5で得られた歪み、前記相関演算における相関係数及び生体組織から得られた超音波のエコー信号の強度の三つのパラメータのうち、少なくとも二つのパラメータを用いた演算式の演算値を算出する(演算機能)。詳細は後

50

述する。前記演算部 6 は、本発明における演算部の実施の形態の一例である。また、前記演算機能は、本発明における演算機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 1 6 】

前記表示制御部 7 には、前記 B モードデータ作成部 4 からの B モードデータ及び前記演算部 6 で得られた演算値のデータが入力されるようになっている。前記表示制御部 7 は、図 2 に示すように、B モード画像データ作成部 7 1、カラー画像データ作成部 7 2、合成画像表示制御部 7 3 を有している。

【 0 0 1 7 】

前記 B モード画像データ作成部 7 1 は、前記 B モードデータ作成部 4 によって得られた B モードデータを、エコーの信号強度に応じた輝度に対応する情報を有する B モード画像データに変換する。また、前記カラー画像データ作成部 7 2 は、前記演算部 6 によって得られた演算値のデータを、色に対応する情報に変換して、前記演算値に応じた色に対応する情報を有するカラー画像データを作成する。前記カラー画像データ作成部 7 2 は、前記演算値のデータを階調化し、各階調に割り当てられた色に対応する情報からなるカラー画像データを作成する。階調数は、例えば 2 5 6 である。

【 0 0 1 8 】

前記合成画像表示制御部 7 3 は、前記 B モード画像データ及び前記カラー画像データを合成し、前記表示部 8 に表示する合成超音波画像の画像データを作成する。また、前記合成画像表示制御部 7 3 は、前記合成超音波画像の画像データを、図 3 に示すように、B モード画像 B I とカラー画像 C I とが合成された合成超音波画像 U I として前記表示部 8 に表示させる。前記カラー画像 C I は、前記 B モード画像 B I に設定された領域 R 内に表示される。前記カラー画像 C I は、半透明で（背景の B モード画像が透けた状態で）表示される。

【 0 0 1 9 】

前記表示部 8 は、例えば LCD ( Liquid Crystal Display ) や CRT ( Cathode Ray Tube ) など構成される。前記操作部 9 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。

【 0 0 2 0 】

前記制御部 1 0 は、CPU ( Central Processing Unit ) を有して構成され、前記記憶部 1 1 に記憶された制御プログラムを読み出し、前記物理量算出機能、前記演算機能などをはじめとする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。

【 0 0 2 1 】

さて、本例の超音波診断装置 1 の作用について説明する。本例の超音波診断装置 1 は、生体組織において本例の抽出対象であるシストが抽出された画像を表示する。具体的に説明する。前記超音波プローブ 2 を被検体の体表面に当接させた状態で、生体組織に対する超音波の送受信を行なうことにより、エコー信号が取得される。超音波の送受信が行われる時には、前記超音波プローブ 2 によって生体組織に対する圧迫とその弛緩が行なわれる。

【 0 0 2 2 】

超音波の送受信は二種類であり、B モード画像用の超音波の送受信と、前記物理量データ作成部 5 が歪みを算出するための超音波の送受信とが、それぞれの送受信パラメータ ( parameter ) において行われる。

【 0 0 2 3 】

エコー信号が取得されると、前記 B モードデータ作成部 4 が前記 B モードデータを作成する。また、前記物理量データ作成部 5 が相関演算を行なって生体組織の歪みを算出し、前記物理量データを作成する。前記物理量データ作成部 5 は、一音線上の複数点について相関演算を行ない、各点について歪みを算出する。

【 0 0 2 4 】

前記物理量データが得られると、前記演算部 6 は、下記（式 1）を用いて演算を行なう。

$$F(n) = P(n) \times Q(n) \quad \cdots (式 1)$$

【0025】

上記（式 1）において、 $n$  は歪みが算出される音線上の点（相関ウィンドウに対応する部分）を示す 1 ～  $N$  までの自然数である。また、 $P(n)$  は歪みに関する関数であり、 $Q(n)$  は相関演算における相関係数に関する関数である。具体的には、 $P(n)$ 、 $Q(n)$  は下記（式 2）及び（式 3）である。

$$P(n) = k_1 \times Abs(strain(n)) \quad \cdots (式 2)$$

$$Q(n) = k_2 \times (1 / xCorr(n)) \quad \cdots (式 3)$$

10

【0026】

これら（式 2）及び（式 3）において、 $k_1$ 、 $k_2$  は任意に設定される重み係数である。これら  $k_1$ 、 $k_2$  はデフォルトで設定されていてもよいし、操作者が任意に設定できるようになっていてもよい。また、 $strain(n)$  は、前記音線上の点 1 ～  $N$  における歪みの値であり、 $Abs(strain(n))$  は、歪みの絶対値を返す関数である。さらに、 $xCorr(n)$  は、前記音線上の点 1 ～  $N$  における相関係数の値である。

【0027】

$F(n)$  は、シストを抽出できる関数になっている。これについて具体的に説明する。例えば、圧迫時において、歪みとして、シストにおいては、「- 0.1%」という値が得られ、腫瘍においては、「+ 0.01%」が得られ、それ以外の部分においては、「+ 0.1%」、「+ 0.3%」という値が得られたとする。また、弛緩時において、歪みとして逆の符号の値、すなわちシストにおいては、「+ 0.1%」が得られ、腫瘍においては、「- 0.01%」が得られ、それ以外の部分においては、「- 0.1%」、「- 0.3%」という値が得られたとする。

20

【0028】

上述のような歪みの値が得られた場合、シストの歪みは他の部分と比較して硬いことを示す値になっているため、従来のように歪みの値に基づいて弾性画像を作成した場合、シストは硬いことを示す色で表示される。しかし、前記（式 2）においては、歪みの絶対値が得られる。従って、 $P(n)$  の値は腫瘍よりもシストの方が大きくなり、腫瘍よりも軟らかいことを示す値になる。また、シストにおいては、他の部分と比べて相関係数が小さい。従って、前記（式 3）によって得られる  $Q(n)$  の値も大きくなる。以上のことから、シストにおいては、 $F(n)$  の値が大きくなり、 $F(n)$  は、シストに見られるパラメータ特性が強調されてシスト以外とは区別できる演算値が得られる関数になっている。

30

【0029】

前記演算部 6 によって得られた  $F(n)$  の演算値は、前記表示制御部 7 へ入力される。そして、前記カラー画像データ作成部 72 は、 $F(n)$  の演算値に応じた色に対応する情報を有するカラー画像データを作成する。

【0030】

また、前記 B モード画像データ作成部 71 は、前記 B モードデータ作成部 4 で作成された前記 B モードデータに基づいて B モード画像データを作成する。

40

【0031】

前記 B モード画像データ及び前記カラー画像データが作成されると、前記合成画像表示制御部 73 は、これら B モード画像データ及びカラー画像データに基づいて合成超音波画像の画像データを作成し、図 3 に示すように、前記表示部 8 に合成超音波画像 UI を表示させる。

【0032】

前記合成超音波画像は、B モード画像 BI とカラー画像 CI とが合成された画像である。前記カラー画像 CI は、 $F(n)$  の演算値に応じた色を有する画像であり、青色、緑色、赤色などの色を有する。例えば、 $F(n)$  の演算値が小さい部分は、前記カラー画像 CI において青色で表示され、 $F(n)$  の演算値が大きい部分は、前記カラー画像 CI にお

50

いて赤色で表示される。この場合、シストにおいては  $F(n)$  の演算値が大きいのので、前記カラー画像  $C I$  において赤色で表示される。従って、本例の超音波診断装置 1 によれば、シストが抽出された画像を表示することができる。

#### 【0033】

一方、腫瘍においては、歪みの絶対値が小さく、なおかつ相関係数は必ずしも小さくはない。このため、腫瘍においては、シストよりも  $F(n)$  の演算値が小さくなるので、前記カラー画像  $C I$  において、腫瘍はシストとは異なる色で表示される。したがって、前記カラー画像  $C I$  において、腫瘍とシストとを判別することができる

#### 【0034】

ちなみに、上述においては、シストにおいて、 $F(n)$  の演算値が大きくなるような  $P(n)$  及び  $Q(n)$  になっているが、シストにおいて、 $F(n)$  の演算値が小さくなるような  $P(n)$  及び  $Q(n)$  になっていてもよい。具体的には、 $P(n)$  及び  $Q(n)$  は下記(式 2') 及び(式 3') であってもよい。

$$P(n) = k_1 \times \{1 / Abs(strain(n))\} \cdots (式 2')$$

$$Q(n) = k_2 \times Corr(n) \cdots (式 3')$$

#### 【0035】

$P(n)$  及び  $Q(n)$  が、前記(式 2') 及び(式 3') である場合、前記カラー画像  $C I$  において、シストは青色で表示される。一方、腫瘍においては、 $F(n)$  の演算値はシストよりも大きくなるので、前記カラー画像  $C I$  において、腫瘍はシストとは異なる色で表示される。

#### 【0036】

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。本例では、前記演算部 6 は、下記(式 11) を用いて演算を行なう。

$$F(n) = P(n) \times Q(n) \times R(n) \cdots (式 11)$$

#### 【0037】

上記(式 11) において、 $P(n)$  及び  $Q(n)$  は、上述の(式 2) 及び(式 3) である。また、 $R(n)$  は、下記(式 12) である。

$$R(n) = k_3 \times (1 / Intensity(n)) \cdots (式 12)$$

#### 【0038】

(式 12) において、 $k_3$  は任意に設定される重み係数である。この  $k_3$  はデフォルトで設定されていてもよいし、操作者が任意に設定できるようになっていてもよい。また、 $Intensity(n)$  は、前記音線上の点 1 ~ N におけるエコー信号の強度である。エコー信号の強度は、B モード画像用の超音波の送受信によって得られたエコー信号の強度であってもよいし、前記物理量データ作成部 5 が歪みを算出するための超音波の送受信によって得られたエコー信号の強度であってもよい。

#### 【0039】

ここで、シストにおいては、エコー信号の強度は小さいので、 $R(n)$  は大きい値になる。従って、シストにおいては、 $F(n)$  の演算値は大きくなる。

#### 【0040】

また、前記(式 11) において、 $P(n)$  及び  $Q(n)$  は、上述の(式 2') 及び(式 3') であってもよい。この場合、 $R(n)$  は下記(式 12') である。

$$R(n) = k_3 \times Intensity(n) \cdots (式 12')$$

この場合、シストにおいては、 $F(n)$  の演算値は小さくなる。

#### 【0041】

以上説明した本例においても、シストにおいては  $F(n)$  の演算値が大きくなるか小さくなるので、シストが抽出された画像を表示することができる。

#### 【0042】

次に、第二変形例について説明する。本例では、前記演算部 6 は、下記(式 21) を用いて演算を行なう。

$$F(n) = P(n) \times R(n) \cdots (式 21)$$

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 3 】

上記（式 2 1）において、 $P(n)$  及び  $R(n)$  は、上述の（式 2）及び（式 1 2）である。この場合、シストにおいては、 $F(n)$  の演算値は大きくなる。また、上記（式 2 1）において、 $P(n)$  及び  $R(n)$  は、上述の（式 2'）及び（式 1 2'）であってもよい。この場合、シストにおいては、 $F(n)$  の演算値は小さくなる。

## 【 0 0 4 4 】

以上説明した本例においても、シストにおいては  $F(n)$  の演算値が大きくなるか小さくなるので、シストが抽出された画像を表示することができる。

## 【 0 0 4 5 】

次に、第三変形例について説明する。本例では、前記演算部 6 は、下記（式 3 1）を用いて演算を行なう。

$$F(n) = Q(n) \times R(n) \quad \cdots \text{（式 3 1）}$$

## 【 0 0 4 6 】

上記（式 3 1）において、 $Q(n)$  及び  $R(n)$  は、上述の（式 3）及び（式 1 2）である。この場合、シストにおいては、 $F(n)$  の演算値は大きくなる。また、上記（式 3 1）において、 $Q(n)$  及び  $R(n)$  は、上述の（式 3'）及び（式 1 2'）であってもよい。この場合、シストにおいては、 $F(n)$  の演算値は小さくなる。

## 【 0 0 4 7 】

以上説明した本例においても、シストにおいては  $F(n)$  の演算値が大きくなるか小さくなるので、シストが抽出された画像を表示することができる。

## 【 0 0 4 8 】

（第二実施形態）

次に、第二実施形態について説明する。なお、以下の説明では、第一実施形態と異なる事項について説明する。

## 【 0 0 4 9 】

図 4 に示す本例の超音波診断装置 20 は、第一実施形態と同様に、超音波プローブ 2、送受信ビームフォーマ 3、B モードデータ作成部 4、物理量データ作成部 5、演算部 6、表示制御部 7、表示部 8、操作部 9、制御部 10 及び記憶部 11 を備える。ただし、本例の超音波診断装置 20 においては、物理量データ作成部 5 で作成された物理量データが、前記演算部 6 のみならず、前記表示制御部 7 にも入力される。また、前記表示制御部 7 は、図 5 に示すように、B モード画像データ作成部 71、カラー画像データ作成部 72、合成画像表示制御部 73 のほか、弾性画像データ作成部 74 を有している。この弾性画像データ作成部 74 は、前記物理量データを、色に対応する情報に変換して、歪みに応じた色に対応する情報を有する弾性画像データを作成する。前記弾性画像データ作成部 74 は、前記演算値のデータを階調化し、各階調に割り当てられた色に対応する情報からなる弾性画像データを作成する。階調数は、例えば 256 である。弾性画像データに基づいて表示される弾性画像の色のバリエーションは、前記カラー画像 C I と同じでもよく、例えば歪みが小さい場合は青、歪みが大きい場合は赤で表示されるようになっていてもよい。

## 【 0 0 5 0 】

本例の作用について説明する。本例の超音波診断装置 20 では、前記合成画像表示制御部 73 が、前記図 3 に示すように、B モード画像 B I とカラー画像 C I とが合成された合成超音波画像 U I と、図 6 に示すように、B モード画像 B I と弾性画像 E I とが合成された合成超音波画像 U I' とを、前記表示部 8 に切り替えて表示させる。前記合成画像表示制御部 73 は、前記操作部 9 における操作者の入力に基づいて、前記合成超音波画像 U I と前記合成超音波画像 U I' とを切り替えて表示させるようになっていてもよい。前記合成画像表示制御部 73 は、本発明における画像表示制御部の実施の形態の一例である。

## 【 0 0 5 1 】

また、前記合成画像表示制御部 73 は、図 7 に示すように、前記合成超音波画像 U I と前記合成超音波画像 U I' とを並べて前記表示部 8 に表示させてもよい。

## 【 0 0 5 2 】

第二実施形態の超音波診断装置 20 によれば、第一実施形態と同様の効果を得ることができるほか、操作者が、前記合成超音波画像 UI と前記合成超音波画像 UI' とを切り替えて表示したり並べて表示したりすることにより、シストと腫瘤とをより確実に判別することができる。

【0053】

以上、本発明を上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。

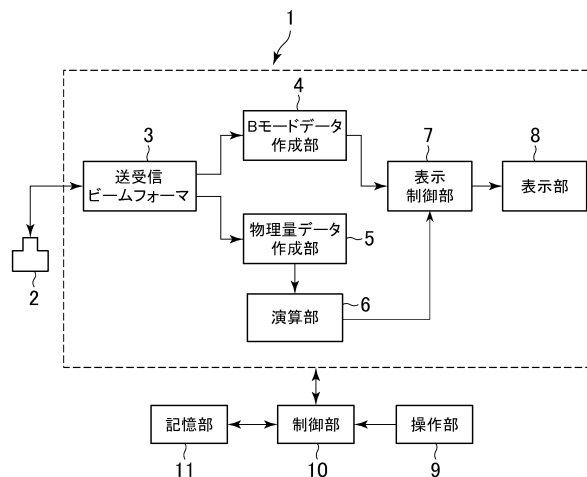
【符号の説明】

【0054】

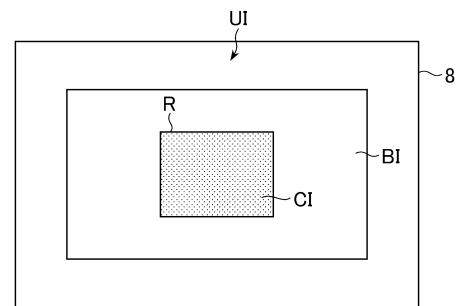
- 1, 20 超音波診断装置
- 5 物理量データ作成部
- 6 演算部
- 8 表示部
- 73 合成画像表示制御部
- CI カラー画像

10

【図 1】

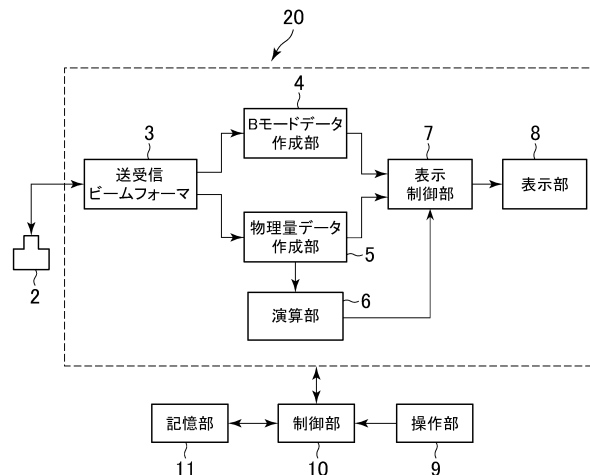
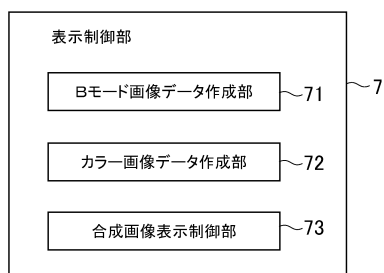


【図 3】

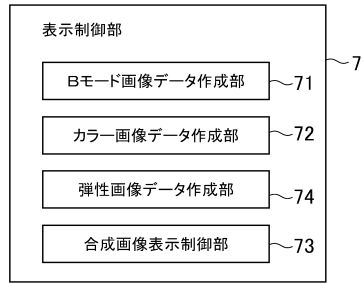


【図 4】

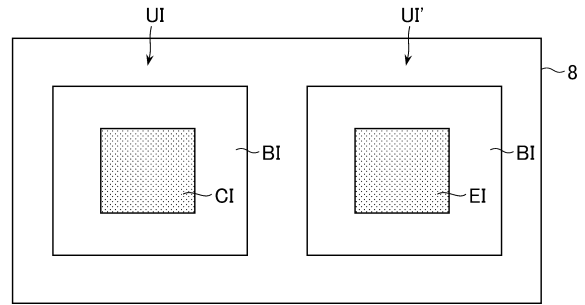
【図 2】



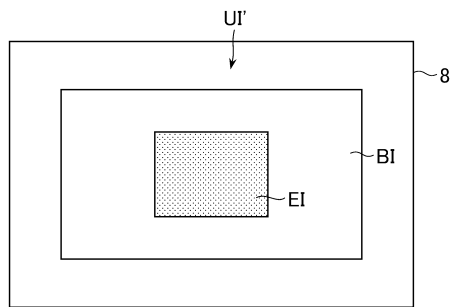
【図 5】



【図 7】



【図 6】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 国際公開第2007/083745(WO, A1)

Andreas Heimdal, Doppler based ultrasound imaging methods for noninvasive assessment of tissue viability, A dissertation submitted to the Norwegian University of Science and Technology in partial fulfillment of the requirements for the degree of Doktor ingeniør, ノルウェー, 1999年 9月, pp.90-91

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B8/00 - 8/15

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

医中誌WEB

Google Scholar

|               |                                             |         |            |
|---------------|---------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)       | 超声波诊断装置及其控制程序                               |         |            |
| 公开(公告)号       | <a href="#">JP5710566B2</a>                 | 公开(公告)日 | 2015-04-30 |
| 申请号           | JP2012204257                                | 申请日     | 2012-09-18 |
| 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        | 谷川俊一郎                                       |         |            |
| 发明人           | 谷川 俊一郎                                      |         |            |
| IPC分类号        | A61B8/08 A61B8/14                           |         |            |
| CPC分类号        | A61B8/485 A61B8/085 A61B8/5207              |         |            |
| FI分类号         | A61B8/08 A61B8/14                           |         |            |
| F-TERM分类号     | 4C601/DD19 4C601/EE09 4C601/JB41 4C601/JC21 |         |            |
| 代理人(译)        | 伊藤亲                                         |         |            |
| 其他公开文献        | JP2014057712A                               |         |            |
| 外部链接          | <a href="#">Espacenet</a>                   |         |            |

# 摘要(译)

要解决的问题：提供能够显示能够区分肿瘤和囊肿的图像的超声诊断设备。物理量数据生成单元，计算与生物组织中的各部位的弹性有关的物理量;由物理量数据生成部计算出的物理量的绝对值;相关计算中的相关系数;使用超声回波信号强度的三个参数中的至少两个参数的算术表达式，并且强调计算的囊肿参数参数以获得可与囊肿区分的计算值用于计算算术表达式的算术值的运算单元6和用于显示具有与运算单元6的算术值对应的显示形式的图像的显示单元8。点域1

