

(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2016-77670

(P2016-77670A)

(43) 公開日 平成28年5月16日(2016.5.16)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/14 (2006.01)

F I  
A61B 8/14

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2014-213623 (P2014-213623)  
(22) 出願日 平成26年10月20日(2014.10.20)

(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 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

最終頁に続く

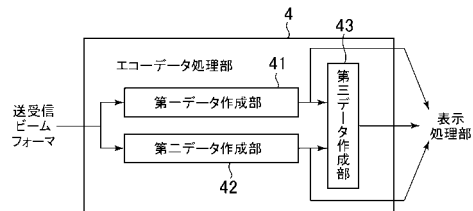
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】より正確な組織性状の診断を行なうために有用な情報を得ることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】超音波診断装置は、第一Bモードデータに対してテクスチャ解析を行なって第一解析データを作成する第一データ作成部41と、前記第一Bモードデータとは空間分解能が異なる第二Bモードデータに対してテクスチャ解析を行なって第二解析データを作成する第二Bモードデータ作成部42と、前記第一解析データ及び前記第二解析データにおける前記同一部分のデータの差に基づく第三解析データを作成する第三データ作成部43と、前記第三解析データを表示させる表示処理部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】図2



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体に対する超音波の送信を行なってエコー信号を受信する超音波プローブと、  
前記エコー信号に基づいて作成された第一の超音波画像のデータに対してテクスチャ解析を行なって第一解析データを作成する第一データ作成部と、

前記エコー信号に基づいて作成されなかつ前記第一の超音波画像とは空間分解能が異なる第二の超音波画像のデータに対してテクスチャ解析を行なって第二解析データを作成する第二データ作成部であって、前記被検体において前記第一解析データが作成された部分と同一の部分についての前記第二解析データを作成する第二データ作成部と、

前記第一解析データ及び前記第二解析データにおける前記同一部分のデータの差に基づく第三解析データを作成する第三データ作成部と、

前記第三解析データを表示させる表示処理部と、  
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 2】**

前記第一の超音波画像のデータは、第一の周波数を中心周波数とする第一のエコー信号に基づいて作成され、

前記第二の超音波画像のデータは、前記第一の周波数とは異なる第二の周波数を中心周波数とし、前記被検体において前記第一のエコー信号が取得された部分と同一の部分について取得された第二のエコー信号に基づいて作成される

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】**

前記第一のエコー信号は、前記第一の周波数を中心周波数とする第一の超音波を送信して受信されたエコー信号であり、

前記第二のエコー信号は、前記第二の周波数を中心周波数とする第二の超音波を送信して受信されたエコー信号である

ことを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 4】**

前記第一の周波数及び前記第二の周波数を含む超音波を送信して得られたエコー信号に基づいて、前記第一の周波数を中心周波数とする前記第一のエコー信号を抽出する第一抽出部と、

前記第一の周波数及び前記第二の周波数を含む超音波を送信して得られた前記エコー信号に基づいて、前記第二の周波数を中心周波数とする前記第二のエコー信号を抽出する第二抽出部と、

を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 5】**

前記第一の超音波画像のデータ及び前記第二の超音波画像のデータは、ローデータ又は画像データである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】**

前記第一の超音波画像のデータの空間分解能及び前記第二の超音波画像のデータの空間分解能のうち、いずれか一方の空間分解能は、前記エコー信号に基づく組織性状の解析の対象ではない第一の構造物が検出され、なおかつ該第一の構造物よりも小さく、前記エコー信号に基づく組織性状の解析の対象である第二の構造物が検出されない空間分解能であり、他方の空間分解能は、前記一方の空間分解能よりも高く、前記第一の構造物及び前記第二の構造物が検出される空間分解能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】**

超音波プローブにより、被検体に対する超音波の送信を行なって受信されたエコー信号に基づいて作成された第一の超音波画像のデータに対してテクスチャ解析を行なって第一解析データを作成する第一データ作成機能と、

前記エコー信号に基づいて作成されなかつ前記第一の超音波画像とは空間分解能が異なる第二の超音波画像のデータに対してテクスチャ解析を行なって第二解析データを作成する第二データ作成機能であって、前記被検体において前記第一解析データが作成された部分と同一の部分についての前記第二解析データを作成する第二データ作成機能と、

前記第一解析データ及び前記第二解析データにおける前記同一部分のデータの差に基づく第三解析データを作成する第三データ作成機能と、

前記第三解析データを表示させる表示処理機能と、

を、プログラムによって実行させるプロセッサを備えることを特徴とする超音波診断装置。

#### 【請求項 8】

超音波プローブにより、被検体に対する超音波の送信を行なって受信されたエコー信号に基づいて作成された第一の超音波画像のデータに対してテクスチャ解析を行なって第一解析データを作成する第一データ作成機能と、

前記エコー信号に基づいて作成されなかつ前記第一の超音波画像とは空間分解能が異なる第二の超音波画像のデータに対してテクスチャ解析を行なって第二解析データを作成する第二データ作成機能であって、前記被検体において前記第一解析データが作成された部分と同一の部分についての前記第二解析データを作成する第二データ作成機能と、

前記第一解析データ及び前記第二解析データにおける前記同一部分のデータの差に基づく第三解析データを作成する第三データ作成機能と、

前記第三解析データを表示させる表示処理機能と、

を、コンピュータによって実行させることを特徴とするプログラム。

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

本発明は、超音波のエコー信号に基づいて、組織性状の解析対象となるデータを作成する超音波診断装置及び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、超音波画像のデータに対する組織性状の解析を行なうことにより、疾患の定量評価が行われることがある。例えば、超音波画像のデータに対する組織性状の解析を行なうことによって微小な構造物を検出し、生体組織の線維化に対する定量評価を行なうことができる。特許文献 1 には、疾患の定量評価の一例として、同時生起行列によるテクスチャ特徴量を算出する解析手法が開示されている。

#### 【先行技術文献】

#### 【特許文献】

#### 【0003】

【特許文献 1】特開 2013 - 244219 号公報（第 25 頁）

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0004】

しかし、超音波画像のデータに対する組織性状の解析を行なう際に、血管など疾患の定量評価とは関係ない構造物が解析領域に含まれていると、解析結果に誤差が生じる。従って、組織性状の診断に対して悪影響を及ぼすおそれがある。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0005】

本願発明者は、上述の課題を解決すべく鋭意検討した結果、疾患の定量評価とは関係ない血管などの構造物が、微小構造物よりも大きいことに着目した。空間分解能がより低い超音波画像のデータにおいては、微小構造物が検出されず、血管などの比較的大きな構造物が検出される。一方、空間分解能がより高い超音波画像のデータにおいては、血管などの比較的大きな構造物とそれよりも小さな構造物を検出することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 6 】

そこで、本願発明者は、空間分解能が異なる二つの超音波画像のデータの差を算出することにより、血管などの比較的大きな構造物が除去され、解析に適したデータを得ることができることに着目し、本願発明に至った。すなわち、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信を行なってエコー信号を受信する超音波プローブと、前記エコー信号に基づいて作成された第一の超音波画像のデータに対してテクスチャ解析を行なって第一解析データを作成する第一データ作成部と、前記エコー信号に基づいて作成されなおかつ前記第一の超音波画像とは空間分解能が異なる第二の超音波画像のデータに対してテクスチャ解析を行なって第二解析データを作成する第二データ作成部であって、前記被検体において前記第一解析データが作成された部分と同一の部分についての前記第二解析データを作成する第二データ作成部と、前記第一解析データ及び前記第二解析データにおける前記同一部分のデータの差に基づく第三解析データを作成する第三データ作成部と、前記第三解析データを表示させる表示処理部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置である。

10

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 0 7 】

上記観点の発明によれば、前記第一の超音波画像のデータに対してテクスチャ解析を行なって得られた第一解析データ及び前記第二の超音波画像に対してテクスチャ解析を行なって得られた第二解析データにおける同一部分のデータの差に基づく前記第三解析データが作成される。前記第一の超音波画像と前記第二の超音波画像は、互いに空間分解能が異なるので、前記第三解析データにおいては、前記第一の超音波画像のデータと前記第二の超音波画像のデータの両方において検出できる比較的大きな構造物が削除され、空間分解能が高い方の超音波画像のデータにおいてのみ検出できる構造物を検出することができる。従って、前記第三解析データが表示されることにより、診断者がより正確な組織性状の診断を行なうために有用な情報を提供することができる。

20

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 0 8 】

【 図 1 】本発明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におけるエコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

30

【 図 3 】テクスチャ解析においてテクスチャ特徴量が算出されるブロックとブロック内のデータを示す概念図である。

【 図 4 】第一実施形態における超音波診断装置の作用を示すフローチャートである。

【 図 5 】第一解析データを示す概念図である。

【 図 6 】第二解析データを示す概念図である。

【 図 7 】第三解析データに基づく画像を示す図である。

【 図 8 】第一実施形態の変形例におけるエコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

【 図 9 】第一実施形態及び第二実施形態の変形例における表示処理部の構成を示すブロック図である。

40

【 図 1 0 】第二実施形態におけるエコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

【 図 1 1 】第二実施形態における超音波診断装置の作用を示すフローチャートである。

【 図 1 2 】第二実施形態の変形例におけるエコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 0 9 】

以下、本発明の実施形態について図面に基づいて説明する。

## ( 第一実施形態 )

先ず、第一実施形態について説明する。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、エコーデータ処理部 4、表示処理部 5、表示部 6、操作

50

部 7、制御部 8、記憶部 9 を備える。前記超音波診断装置 1 は、コンピュータ ( c o m p u t e r ) とした構成を備えている。

【 0 0 1 0 】

前記超音波プローブ 2 は、アレイ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。前記超音波プローブ 2 は、第一の周波数  $f_1$  を中心周波数とする第一の超音波を送信することにより、前記第一の周波数  $f_1$  を中心周波数とする第一のエコー信号を受信する。また、前記超音波プローブ 2 は、第二の周波数  $f_2$  を中心周波数とする第二の超音波を送信することにより、前記第二の周波数  $f_2$  を中心周波数とする第二のエコー信号を受信する。  $f_1 < f_2$  であるものとする。前記超音波プローブ 2 は、本発明における超音波プローブの実施の形態の一例である。

10

【 0 0 1 1 】

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。前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記第一の周波数  $f_1$  を中心周波数とする第一の超音波と、前記第二の周波数  $f_2$  を中心周波数とする第二の超音波とを、前記超音波プローブ 2 から送信させる。

【 0 0 1 2 】

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

【 0 0 1 3 】

前記エコーデータ処理部 4 は、図 2 に示すように、第一データ作成部 4 1、第二データ作成部 4 2 及び第三データ作成部 4 3 を有する。前記第一データ作成部 4 1 及び前記第二データ作成部 4 2 は、先ず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 モード処理を行って B モードデータを作成する。また、前記第一データ作成部 4 1 は、前記 B モードデータに対してテクスチャ解析を行なって解析データを作成する。

【 0 0 1 4 】

より詳細に説明する。前記第一データ作成部 4 1 は、前記第一のエコー信号から得られた第一のエコーデータに基づいて、第一 B モードデータを作成する。そして、前記第一データ作成部 4 1 は、前記第一 B モードデータに対してテクスチャ解析を行なって第一解析データを作成する。前記第一 B モードデータは、本発明における第一の超音波画像のデータの実施の形態の一例である。また、前記第一解析データは、本発明における第一解析データの実施の形態の一例である。また、前記第一データ作成部 4 1 は、本発明における第一データ作成部の実施の形態の一例である。また、前記第一データ作成部 4 1 の機能は、本発明における第一データ作成機能の実施の形態の一例である。

30

【 0 0 1 5 】

前記第一解析データの作成について説明する。前記第一データ作成部 4 1 は、図 3 に示すように、前記 B モードデータにおけるあるデータを注目データ  $d_a$  とし、この注目データ  $d_a$  を中心とする周囲のデータ  $d_b$  からなるブロック B 1 について、前記テクスチャ解析を行なってテクスチャ特徴量を算出する。図 3 では、注目データ及びブロックは一つのみしか図示されていないが、前記第一データ作成部 4 1 は、前記 B モードデータの各々を注目データとし、これら注目データを中心とする周囲のデータからなるブロックの各々について、テクスチャ特徴量を算出することにより第一解析データを作成する。従って、例えば前記第一解析データはテクスチャ特徴量のデータである。

40

【 0 0 1 6 】

前記第二データ作成部 4 2 は、前記第二のエコー信号から得られた第二のエコーデータに基づいて、第二 B モードデータを作成する。そして、前記第二データ作成部 4 2 は、前記第二 B モードデータに対してテクスチャ解析を行なって第二解析データを作成する。前

50

記第二解析データも、例えばテクスチャ特徴量のデータである。前記第二解析データは、前記第一解析データが作成された部分と被検体において同一の部分について作成される。前記第二Bモードデータは、本発明における第二の超音波画像のデータの実施の形態の一例である。また、前記第二解析データは、本発明における第二解析データの実施の形態の一例である。また、前記第二データ作成部42は、本発明における第二データ作成部の実施の形態の一例である。また、前記第二データ作成部42の機能は、本発明における第二データ作成機能の実施の形態の一例である。

【0017】

前記第三データ作成部43は、前記第一解析データ及び前記第二解析データにおいて互いに対応するデータの差を算出することにより、第三解析データを作成する。前記第一Bモードデータ及び前記第二Bモードデータにおいて互いに対応するデータとは、被検体において同一の部分についてのデータである。そして、前記第三解析データは、前記データ同士の差の集合からなるデータである。前記第三データ作成部43は、本発明における第三データ作成部の実施の形態の一例である。また、前記第三データ作成部43の機能は、本発明における第三データ作成機能の実施の形態の一例である。

10

【0018】

前記表示処理部5は、前記エコーデータ処理部4から入力されたデータを、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、前記表示処理部5は、前記第三解析データを走査変換して画像データを作成する。また、前記表示処理部は、前記第一Bモードデータや前記第二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てもよい。前記スキャンコンバータによる走査変換前のデータをローデータ(raw data)というものとする。

20

【0019】

また、前記表示処理部5は、前記画像データや前記Bモード画像データに基づいて前記表示部6に画像を表示させる。前記表示処理部5は、本発明における表示処理部の実施の形態の一例である。

【0020】

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ある。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

【0021】

前記制御部8は、CPU(Central Processing Unit)等のプロセッサ(processor)である。この制御部8は、前記記憶部9に記憶されたプログラムを読み出し、前記超音波診断装置1の各部を制御する。例えば、前記制御部8は、前記記憶部9に記憶されたプログラムを読み出し、読み出されたプログラムにより、前記送受信ビームフォーマ3、前記エコーデータ処理部4及び前記表示処理部5の機能を実行させる。前記制御部8は、本発明におけるプロセッサの実施の形態の一例である。

【0022】

前記制御部8は、前記送受信ビームフォーマ3の機能のうちの前記エコーデータ処理部4の機能のうちの前記表示処理部5の機能のうちの前記制御部8が一部の機能のみを実行する場合、残りの機能は回路等のハードウェアによって実行されてもよい。

40

【0023】

なお、前記送受信ビームフォーマ3、前記エコーデータ処理部4及び前記表示処理部5の機能は、回路等のハードウェアによって実現されてもよい。

【0024】

前記記憶部9は、HDD(Hard Disk Drive:ハードディスクドライブ)や、RAM(Random Access Memory)及びROM(Read O

50

n l y M e m o r y ) 等の半導体メモリ ( M e m o r y ) などである。前記超音波診断装置 1 は、前記記憶部 9 として、前記 H D D、前記 R A M 及び前記 R O M の全てを有していてもよい。また、前記記憶部 9 は、C D ( C o m p a c t D i s k ) や D V D ( D i g i t a l V e r s a t i l e D i s k ) などの可搬性の記憶媒体であってもよい。

【 0 0 2 5 】

前記制御部 8 によって実行されるプログラムは、H D D や R O M などの非一過性の記憶媒体に記憶されている。また、前記プログラムは、C D ( C o m p a c t D i s k ) や D V D ( D i g i t a l V e r s a t i l e D i s k ) などの可搬性を有し非一過性の記憶媒体に記憶されていてもよい。

【 0 0 2 6 】

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。まず、ステップ S 1 では、被検体に対し、前記超音波プローブ 2 が、前記第一の周波数  $f_1$  を中心周波数とする第一の超音波を送信し、前記第一のエコー信号を受信する。本例では、超音波の送受信は、被検体の肝臓に対して行われる。そして、前記第一データ作成部 4 1 が、前記第一のエコーデータに基づいて前記第一 B モードデータを作成する。さらに、前記第一データ作成部 4 1 は、前記第一 B モードデータに基づいて前記第一解析データを

【 0 0 2 7 】

次に、ステップ S 2 では、前記ステップ S 1 において前記第一のエコー信号が取得された部分と被検体において同一の部分に対し、前記超音波プローブ 2 が、前記第二の周波数  $f_2$  を中心周波数とする第二の超音波を送信し、前記第二のエコー信号を受信する。そして、前記第二データ作成部 4 2 が、前記第二のエコーデータに基づいて、前記被検体において前記第一 B モードデータが作成された部分と同一の部分について前記第二 B モードデータを作成する。さらに、前記第二データ作成部 4 2 は、前記第二 B モードデータに基づいて前記第二解析データを

【 0 0 2 8 】

次に、ステップ S 3 では、前記第三データ作成部 4 3 が第三解析データを作成する。前記第三データ作成部 4 3 は、前記第一解析データ及び前記第二解析データの対応データの差を算出することにより、前記第三解析データを作成する。

【 0 0 2 9 】

ここで、前記第三解析データについて説明する。一般に、エコー信号の中心周波数が低くなるほど、そのエコー信号に基づいて作成された B モード画像の空間分解能が低くなる。一方、エコー信号の中心周波数が高くなるほど、そのエコー信号に基づいて作成された B モード画像の空間分解能が高くなる。従って、前記第一 B モードデータに基づく B モード画像の空間分解能よりも、前記第二 B モード画像データに基づく B モード画像の空間分解能の方が高くなる。そして、前記第一 B モードデータに基づいて作成される第一解析データよりも、前記第二 B モードデータに基づいて作成される第二解析データの方が、より小さな構造物を検出できるデータである。

【 0 0 3 0 】

図 5 に示すように、前記第一解析データ D 1 では、比較的大きな構造物 X 1 しか検出できない。一方、前記第二解析データ D 2 は、前記第一解析データ D 1 よりも空間分解能が高いので、より小さな構造物を検出 ( 判別 ) することができ、図 6 に示すように、前記構造物 X 1 のほか、この構造物 X 1 よりも小さい微小構造物 X 2 も検出することができる。

【 0 0 3 1 】

ちなみに、図 5 , 6 では、前記第一解析データ D 1 及び前記第二解析データ D 2 は、説明の便宜上白黒の 2 階調で画像として示されているが、前記第一解析データ D 1 及び前記第二解析データ D 2 は、画像ではなく、上述のように、例えばテクスチャ特徴量のデータである。

【 0 0 3 2 】

前記第一解析データと前記第二解析データの差を算出することによって作成された第

10

20

30

40

50

三解析データにおいて、前記第一解析データと前記第二解析データとで検出できる前記構造物 X 1 は除去される。一方、前記第一解析データにおいて検出できず、前記第二解析データにおいて検出できる前記微小構造物 X 2 は、前記第三解析データにおいて検出できる。図 7 は、後述のステップ S 4 において、前記第三解析データに基づいて作成される画像 I を示している。前記第三解析データを作成する処理は、より低い空間分解能の前記第一解析データにおいて検出できず、より高い空間分解能の前記第二解析データにおいて検出できる構造物を抽出する処理である。

【0033】

前記構造物 X 1 は、例えば血管などであり、後述する組織性状の解析の対象ではなく、この組織性状の解析結果に誤差を生じさせる構造物である。また、前記微小構造物 X 2 は、例えば肝組織が線維化して形成された結節などであり、組織性状の解析の対象である。前記第三解析データにおいては、前記構造物 X 1 が除去され、前記微小構造物 X 2 が検出できるので、このステップ S 3 では、診断者が、より正確な組織性状の診断を行なうために適したデータを得ることができる。

10

【0034】

前記構造物 X 1 は、本発明における第一の構造物の実施の形態の一例である。また、前記微小構造物 X 2 は、本発明における第二の構造物の実施の形態の一例である。

【0035】

前記第一の周波数 f 1 は、前記構造物 X 1 を検出することができるものの、前記微小構造物 X 2 を検出することはできない前記第一解析データが得られる周波数に設定される。一方、前記第二の周波数 f 2 は、前記構造物 X 1 のほか、前記微小構造物 X 2 まで検出することができる前記第二解析データが得られる周波数に設定される。

20

【0036】

次に、ステップ S 4 では、前記表示処理部 5 が、前記第三解析データに基づく画像 I を前記表示部 6 に表示させる。この画像 I は、前記テクスチャ特徴量が階調化されたグレースケールの画像であってもよい。前記画像 I の表示は、本発明において、第三解析データの表示の実施の形態の一例である。

【0037】

また、前記表示処理部 5 は、前記第一 B モードデータに基づいて第一 B モード画像データを作成し、第一 B モード画像を前記表示部 6 に表示させてもよい。また、前記表示処理部 5 は、前記第二 B モードデータに基づいて第二 B モード画像データを作成し、第二 B モード画像を前記表示部 6 に表示させてもよい。この場合、前記表示処理部 5 は、前記画像 I に代えて、特に図示しないが、前記第三解析データが階調化されたカラー画像が前記第一 B モード画像又は前記第二 B モード画像に重畳された画像を、前記表示部 6 に表示させてもよい。

30

【0038】

以上説明した本例の超音波診断装置によれば、診断者は、前記画像 I が表示されることにより、より正確な診断を行なうことができる。

【0039】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。この変形例では、上述のようにローデータではなく、画像データに基づいて前記第一解析データ及び第二解析データが作成され、さらに前記第三解析データが作成されてもよい。具体的に説明する。本例では、図 8 に示すように、前記エコーデータ処理部 4 は、第一 B モードデータ作成部 4 4 及び第二 B モードデータ作成部 4 5 を有している。前記第一 B モードデータ作成部 4 4 は、前記第一のエコー信号から得られた第一のエコーデータに基づいて、前記第一 B モードデータを作成する。また、前記第二 B モードデータ作成部 4 5 は、前記第二のエコー信号から得られた第二のエコーデータに基づいて、前記第二 B モードデータを作成する。

40

【0040】

また、図 9 に示すように、前記表示処理部 5 は、第一データ作成部 5 1、第二データ作成部 5 2、第三データ作成部 5 3 及び画像表示制御部 5 4 を有している。

50

## 【0041】

この変形例では、前記第一Bモードデータ作成部41によって作成された第一Bモードデータに基づいて、前記第一データ作成部51が第一Bモード画像データを作成する。そして、前記第一データ作成部51は、前記第一Bモード画像データに対してテクスチャ解析を行なって第一解析データを作成する。前記第一データ作成部51は、前記第一データ作成部41及び前記第二データ作成部42と同様にして、前記第一Bモード画像データに基づいて前記第一解析データを作成する。前記第一Bモード画像データは、本発明における第一の超音波画像のデータの実施の形態の一例である。また、前記第一データ作成部51は、本発明における第一データ作成部の実施の形態の一例である。また、前記第一データ作成部51の機能は、本発明における第一データ作成機能の実施の形態の一例である。

10

## 【0042】

また、前記第二Bモードデータ作成部42によって作成された第二Bモードデータに基づいて、前記第二画像データ作成部52が第二Bモード画像データを作成する。そして、前記第二データ作成部52は、前記第二Bモード画像データに対してテクスチャ解析を行なって第二解析データを作成する。前記第二データ作成部52は、前記第一データ作成部41及び前記第二データ作成部42と同様にして、前記第二Bモード画像データに基づいて前記第二解析データを作成する。前記第二Bモード画像データは、本発明における第二の超音波画像のデータの実施の形態の一例である。また、前記第二データ作成部52は、本発明における第二データ作成部の実施の形態の一例である。また、前記第二データ作成部52の機能は、本発明における第二データ作成機能の実施の形態の一例である。

20

## 【0043】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。以下、第一実施形態と異なる事項を中心に説明する。

## 【0044】

本例では、図10に示すように、前記エコーデータ処理部4は、前記第一データ作成部41、前記第二データ作成部42及び前記第三データ作成部43のほか、第一抽出部46及び第二抽出部47を有している。前記第一抽出部46は、前記第一の周波数 $f_1$ を中心周波数とする第一のエコーデータを抽出する。前記第一抽出部46は、例えばフィルタ(filter)処理によって前記第一のエコーデータを抽出する。前記第一抽出部46は、

30

## 【0045】

また、前記第二抽出部47は、前記第二の周波数 $f_2$ を中心周波数とする第二のエコーデータを抽出する。前記第二抽出部47は、例えばフィルタ処理によって前記第二のエコーデータを抽出する。前記第二抽出部47は、本発明における第二抽出部の実施の形態の一例である。

## 【0046】

前記第一データ作成部41は、前記第一抽出部46によって抽出された前記第一のエコーデータに基づいて、前記第一Bモードデータを作成する。そして、この第一Bモードデータに基づいて、前記第一データ作成部41が前記第一解析データを作成する。また、前記第二データ作成部42は、前記第二抽出部47によって抽出された前記第二のエコーデータに基づいて、前記第二Bモードデータを作成する。そして、この第二Bモードデータに基づいて、前記第二データ作成部42が前記第二解析データを作成する。

40

## 【0047】

さて、本例の作用について、図11のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステップS11では、被検体に対し、前記超音波プローブ2が、前記第一の周波数 $f_1$ 及び前記第二の周波数 $f_2$ を含む超音波を送信し、前記第一の周波数 $f_1$ 及び前記第二の周波数 $f_2$ を含むエコー信号を受信する。本例においても、超音波の送受信は、被検体の肝臓に対して行われる。

## 【0048】

50

次に、ステップ S 1 2 では、前記第一解析データと第二解析データとが作成される。より詳細に説明する。先ず、前記第一抽出部 4 6 が、前記ステップ S 1 で得られたエコー信号から得られたエコーデータに基づいて、前記第一のエコーデータを抽出する。また、前記第二抽出部 4 7 が、前記ステップ S 1 で得られたエコー信号から得られたエコーデータに基づいて、前記第二のエコーデータを抽出する。

【 0 0 4 9 】

次に、前記第一 B モードデータ作成部 4 1 は、前記第一のエコーデータに基づいて前記第一 B モードデータを作成し、さらに前記第一解析データを作成する。また、前記第二 B モードデータ作成部 4 2 は、前記第二のエコーデータに基づいて前記第二 B モードデータを作成し、さらに前記第二解析データを作成する。

10

【 0 0 5 0 】

次に、ステップ S 1 3 では、前記第一実施形態のステップ S 3 と同様に、前記第三データ作成部 4 3 が、前記第一解析データ及び前記第二解析データに基づいて第三解析データを作成する。次に、ステップ S 1 4 では、前記第一実施形態のステップ S 4 と同様に、前記表示処理部 5 が、前記第三解析データに基づく画像 I を前記表示部 6 に表示させる。

【 0 0 5 1 】

本例によれば、前記第一実施形態と同様の効果を得ることができるほか、前記ステップ S 1 1 において、前記第一の周波数  $f_1$  及び前記第二の周波数  $f_2$  を含む超音波の送受信が行われるので、前記第一の超音波の送受信と前記第二の超音波の送受信の二種類の超音波の送受信を別々に行なう手間を省くことができる。

20

【 0 0 5 2 】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。この変形例では、上述のようなローデータではなく、前記第一実施形態の変形例と同様に、画像データに基づいて前記第一解析データ及び前記第二解析データが作成され、さらに前記第三解析データが作成されてもよい。具体的に説明する。本例では、図 1 2 に示すように、前記エコーデータ処理部 4 は、前記第一抽出部 4 6、前記第二抽出部 4 7、前記第一 B モードデータ作成部 4 6 及び前記第二 B モードデータ作成部 4 5 を有している。また、前記表示処理部 5 は、前記第一実施形態の変形例と同様に、前記第一データ作成部 5 1、前記第二データ作成部 5 2、前記第三データ作成部 5 3 及び前記画像表示制御部 5 4 を有し、前記図 9 の構成を有している。

【 0 0 5 3 】

この変形例においても、前記第一実施形態の変形例と同様に、前記第一 B モードデータに基づいて、前記第一データ作成部 5 1 が第一 B モード画像データを作成し、さらに前記第一解析データを作成する。また、前記第二 B モードデータに基づいて、前記第二データ作成部 5 2 が第二 B モード画像データを作成し、さらに前記第二解析データを作成する。

30

【 0 0 5 4 】

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、前記第一解析データ、前記第二解析データ及び前記第三解析データの作成は、前記超音波診断装置 1 で行われる場合に限られない。例えば、超音波診断装置 1 と接続され、この超音波診断装置 1 からの超音波画像のデータが入力されたワークステーション (work station) などのコンピュータにおいて、前記第一解析データ、前記第二解析データ及び前記第三解析データが作成されてもよい。

40

【 0 0 5 5 】

また、前記表示処理部 5 は、前記画像 I に代えて、または前記画像 I とともに、前記第三解析データにおいて検出される前記微小構造物 X 2 の面積を示す数字を、前記表示部 6 に表示させてもよい。この場合、前記面積を示す数字の表示は、本発明において、第三解析データの表示の実施の形態の一例である。また、本発明における第三解析データには、前記面積のデータが含まれる。

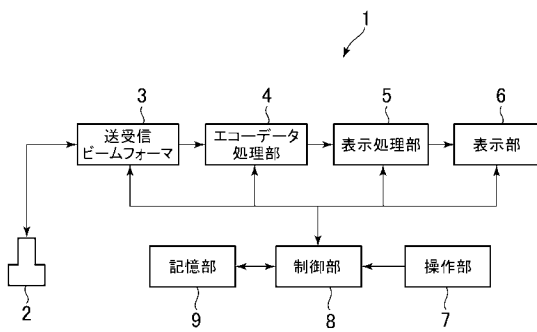
【 符号の説明 】

【 0 0 5 6 】

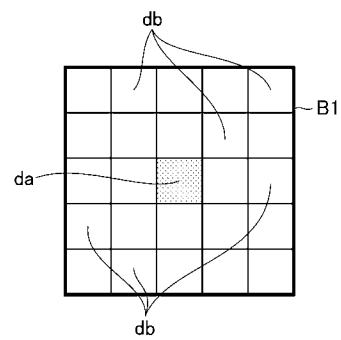
50

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 8 制御部
- 4 1, 5 1 第一データ作成部
- 4 2, 5 2 第二データ作成部
- 4 3, 5 3 第三データ作成部
- 4 6 第一抽出部
- 4 7 第二抽出部

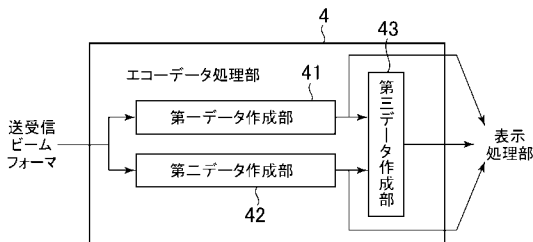
【 図 1 】



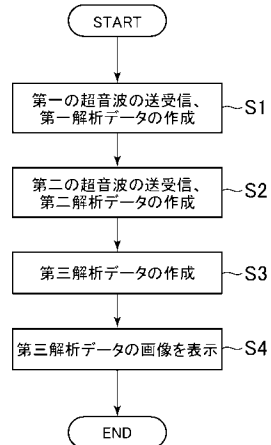
【 図 3 】



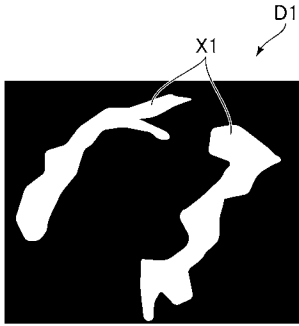
【 図 2 】



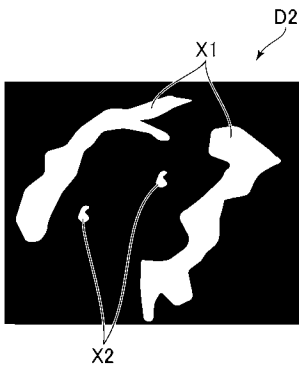
【 図 4 】



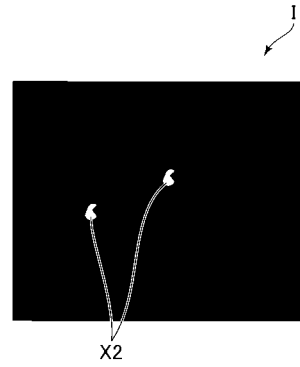
【図5】



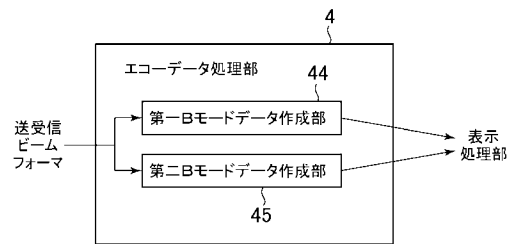
【図6】



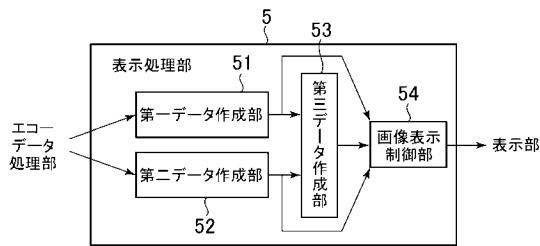
【図7】



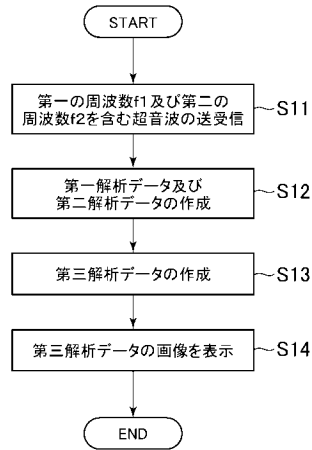
【図8】



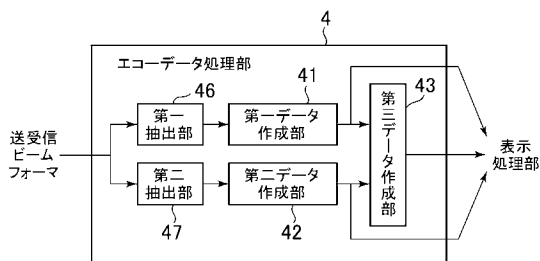
【図9】



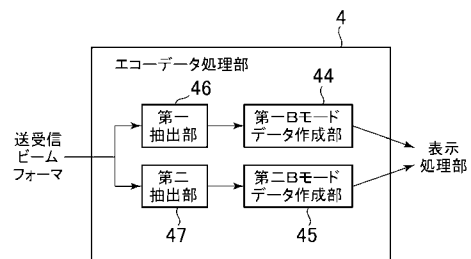
【図11】



【図10】



【図12】



---

フロントページの続き

(72)発明者 野口 幸代

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 HH35 JB39 JB45 JC05 JC19

专利名称(译)	超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2016077670A</a>	公开(公告)日	2016-05-16
申请号	JP2014213623	申请日	2014-10-20
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 野口幸代		
发明人	神山 直久 野口 幸代		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/HH35 4C601/JB39 4C601/JB45 4C601/JC05 4C601/JC19		
其他公开文献	JP6646926B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够获得有用信息的超声诊断设备，以更准确地诊断组织特性。超声诊断设备包括：第一数据创建单元（41），其通过对第一B模式数据执行纹理分析来创建第一分析数据，以及第二数据生成单元第二B模式数据创建单元42，其通过对第二B模式数据执行纹理分析来创建第二分析数据；第三数据创建部分43，用于基于第一分析数据中相同部分的数据与第二分析数据中相同部分的数据之间的差异来创建第三分析数据，以及用于显示第三分析数据的显示处理部分到。

