

(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2018-33494

(P2018-33494A)

(43) 公開日 平成30年3月8日(2018.3.8)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/14

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2016-166652 (P2016-166652)  
 (22) 出願日 平成28年8月29日 (2016.8.29)

(71) 出願人 390041542  
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ  
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州 1 2 3  
 4 5、スケネクタデイ、リバーロード、1  
 番  
 (74) 代理人 100137545  
 弁理士 荒川 聡志  
 (74) 代理人 100105588  
 弁理士 小倉 博  
 (74) 代理人 100129779  
 弁理士 黒川 俊久  
 (74) 代理人 100113974  
 弁理士 田中 拓人  
 (74) 代理人 100115462  
 弁理士 小島 猛

最終頁に続く

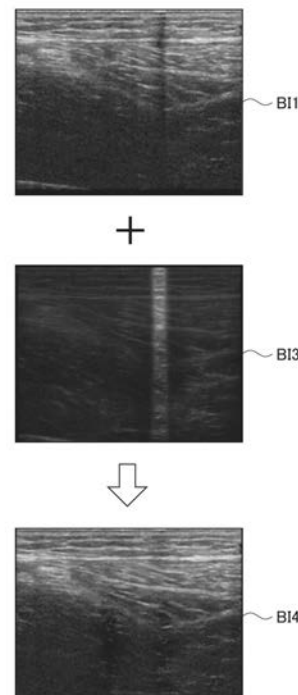
(54) 【発明の名称】 超音波画像表示装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】より薄いスライスの超音波画像の長所とより厚いスライスの超音波画像の長所とを有する画像を得ることができる超音波画像表示装置を提供する。

【解決手段】超音波画像表示装置は、第一のBモード画像B I 1のデータと、第一のBモード画像B I 1よりも厚いスライスの第二のBモード画像のデータを作成するデータ作成部と、第一のBモード画像B I 1のデータに基づいて、第二のBモード画像のデータに対する補正情報を作成する補正情報作成部と、補正情報を用いて第二のBモード画像のデータを補正して補正済みBモード画像B I 3のデータを作成する補正部と、第一のBモード画像B I 1のデータと補正済みBモード画像B I 3のデータとを加算して合成Bモード画像B I 4のデータを作成する合成部と、を備えることを特徴とする。

【選択図】図 1 1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

エレベーション方向における第一のビーム幅を有する第一の超音波ビームの受信と、エレベーション方向において前記第一のビーム幅よりも広い第二のビーム幅を有する第二の超音波ビームの受信とを行なう超音波プローブと、

前記第一の超音波ビームのエコー信号に基づいて第一の超音波画像のデータを作成し、前記第二の超音波ビームのエコー信号に基づいて第二の超音波画像のデータを作成するデータ作成部と、

前記第一の超音波画像のデータから得られる輝度を示す情報に基づいて、前記第二の超音波画像のデータに対する補正情報を作成する補正情報作成部と、

前記補正情報を用いて前記第二の超音波画像のデータを補正して補正済み超音波画像のデータを作成する補正部と、

前記第一の超音波画像のデータと前記補正済み超音波画像のデータとを加算して合成画像のデータを作成する合成部と、

を備えることを特徴とする超音波画像表示装置。

**【請求項 2】**

前記補正情報作成部は、一フレームの前記第一の超音波画像における音線ごとの輝度を示す情報に基づいて、音線ごとのゲインを示す補正関数を前記補正情報として作成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波画像表示装置。

**【請求項 3】**

前記補正情報作成部は、前記補正関数として、輝度が高いほどゲインが小さく、輝度が低いほどゲインが大きい補正関数を作成することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波画像表示装置。

**【請求項 4】**

一フレームの前記第一の超音波画像における音線ごとの輝度を示す前記情報は、一フレームの前記第一の超音波画像における音線の各々における輝度の平均値からなることを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の超音波画像表示装置。

**【請求項 5】**

前記超音波プローブは、エレベーション方向において複数の超音波振動子を有しており、

前記第一の超音波ビームの受信に用いられるエレベーション方向における超音波振動子の数と前記第二の超音波ビームの受信に用いられるエレベーション方向における超音波振動子の数とが異なる

ことを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

**【請求項 6】**

エレベーション方向における第一のビーム幅を有する第一の超音波ビームの受信と、エレベーション方向において前記第一のビーム幅よりも広い第二のビーム幅を有する第二の超音波ビームの受信とを行なう超音波プローブと、

プロセッサと、

を備えることを特徴とする超音波画像表示装置であって、

前記プロセッサは、

前記第一の超音波ビームのエコー信号に基づいて第一の超音波画像のデータを作成し、前記第二の超音波ビームのエコー信号に基づいて第二の超音波画像のデータを作成するデータ作成機能と、

前記第一の超音波画像のデータから得られる輝度を示す情報に基づいて、前記第二の超音波画像のデータに対する補正情報を作成する補正情報作成機能と、

前記補正情報を用いて前記第二の超音波画像のデータを補正して補正済み超音波画像のデータを作成する補正機能と、

前記第一の超音波画像のデータと前記補正済み超音波画像のデータとを加算して合成画像のデータを作成する合成機能と、

10

20

30

40

50

をプログラムによって実行することを特徴とする超音波画像表示装置。

【請求項 7】

エレベーション方向における第一のビーム幅を有する第一の超音波ビームの受信と、エレベーション方向において前記第一のビーム幅よりも広い第二のビーム幅を有する第二の超音波ビームの受信とを行なう超音波プローブと、

プロセッサと、

を備えることを特徴とする超音波画像表示装置の制御プログラムであって、

前記プロセッサに、

前記第一の超音波ビームのエコー信号に基づいて第一の超音波画像のデータを作成し、前記第二の超音波ビームのエコー信号に基づいて第二の超音波画像のデータを作成するデータ作成機能と、

前記第一の超音波画像のデータから得られる輝度を示す情報に基づいて、前記第二の超音波画像のデータに対する補正情報を作成する補正情報作成機能と、

前記補正情報を用いて前記第二の超音波画像のデータを補正して補正済み超音波画像のデータを作成する補正機能と、

前記第一の超音波画像のデータと前記補正済み超音波画像のデータとを加算して合成画像のデータを作成する合成機能と、

を実行させることを特徴とする超音波画像表示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、エレベーション方向における超音波ビーム幅を変えられる超音波プローブを有する超音波画像表示装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

いわゆる 1 . 2 5 D アレイプローブ、1 . 5 D アレイプローブ、1 . 7 5 D アレイプローブ、2 D アレイプローブと呼ばれる超音波プローブは、エレベーション方向において複数の超音波振動子が配列された超音波プローブである（例えば、特許文献 1 参照）。この種の超音波プローブでは、エレベーション方向における超音波ビーム幅を変えることにより、超音波画像のスライス幅を変更することができる。この様に、エレベーション方向にビーム形成が可変なプローブでは、深さ方向により均一な音場を実現できる。しかしながら、被検体における超音波振動子の直下や比較的浅い部分においては、送信のために駆動される超音波振動子の幅が実質的な超音波ビーム幅となる。例えば、エレベーション方向において、3 つすなわち 3 チャンネルの超音波振動子が配列された超音波プローブにおいて、中央の 1 チャンネルで超音波の送受信を行なうと、得られる超音波画像のスライスは、3 チャンネルで超音波の送受信を行なった場合と比べて薄くなる。スライスがより薄い超音波画像は、スライスがより厚い超音波画像と比べて、空間分解能及びコントラスト分解能が高い。

【0003】

一方、3 チャンネルで超音波の送受信を行なって得られる超音波画像は、1 チャンネルで超音波の送受信を行なって得られる超音波画像と比べて空間コンパウンド効果があるため、生体組織における構造物のつながりの視認性が向上するとともに、音響陰影のアーチファクトが低減する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2 0 1 5 - 3 3 4 0 9 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

10

20

30

40

50

上述のように、スライスがより薄い超音波画像は、空間分解能及びコントラスト分解能が高いものの、生体組織の表在部分における構造物等から生じる音響陰影が存在する場合がある。一方、スライスがより厚い超音波画像は、上述のように、構造物のつながりの視認性向上や音響陰影のアーチファクトが低減するものの、空間分解能やコントラスト分解能の点で劣り、細かな構造の視認性が低下する。このようなことから、表示された画像が、診断目的に常に合致しているわけではなかった。

【課題を解決するための手段】

【0006】

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、エレベーション方向における第一のビーム幅を有する第一の超音波ビームの受信と、エレベーション方向において前記第一のビーム幅よりも広い第二のビーム幅を有する第二の超音波ビームの受信とを行なう超音波プローブと、前記第一の超音波ビームのエコー信号に基づいて第一の超音波画像のデータを作成し、前記第二の超音波ビームのエコー信号に基づいて第二の超音波画像のデータを作成するデータ作成部と、前記第一の超音波画像のデータから得られる輝度を示す情報に基づいて、前記第二の超音波画像のデータに対する補正情報を作成する補正情報作成部と、前記補正情報を用いて前記第二の超音波画像のデータを補正して補正済み超音波画像のデータを作成する補正部と、前記第一の超音波画像のデータと前記補正済み超音波画像のデータとを加算して合成画像のデータを作成する合成部と、を備えることを特徴とする超音波画像表示装置である。

【発明の効果】

【0007】

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は、前記第二の超音波画像のデータと比べて、薄いスライスについてのデータである。このような第一の超音波画像のデータから得られる輝度を示す情報に基づいて作成された補正情報を用いて前記第二の超音波画像のデータが補正されて補正済み超音波画像のデータが作成される。そして、この補正済み超音波画像のデータと前記第一の超音波画像のデータとが加算された合成画像のデータが作成されるので、より薄いスライスの超音波画像の長所とより厚いスライスの超音波画像の長所とを有する合成画像を得ることができる。これにより、診断目的に合致した画像を得ることができる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【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における表示処理部の構成を示すブロック図である。

【図3】実施形態の作用を示すフローチャートである。

【図4】第一の超音波ビームを示す図である。

【図5】第二の超音波ビームを示す図である。

【図6】第一のBモード画像データに基づく第一のBモード画像を示す図である。

【図7】第二のBモード画像データに基づく第二のBモード画像を示す図である。

【図8】第一の関数を説明する図である。

【図9】第二の関数の作成を説明する図である。

【図10】補正済みBモード画像データの作成を説明する図である。

【図11】合成Bモード画像データの作成を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

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。以下、本発明における超音波画像表示装置の一例として超音波診断装置について説明する。

【0010】

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

10

20

30

40

50

データ処理部 4、表示処理部 5、表示デバイス 6、操作デバイス 7、制御部 8、記憶デバイス 9 を備える。前記超音波診断装置 1 は、コンピュータ (computer) としての構成を備えている。

【0011】

超音波プローブ 2 は、アジマス (azimuth) 方向とエレベーション (elevation) 方向に配置された複数の超音波振動子を有して構成され、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。超音波プローブ 2 は、例えば 1.5D アレイ、1.75D アレイ、2D アレイのプローブである。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。

【0012】

送受信ビームフォーマ 3 は、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、制御部 8 からの制御信号に基づいて超音波プローブ 2 に供給する。また、送受信ビームフォーマ 3 は、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。

【0013】

エコーデータ処理部 4 は、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処理を行なう。例えば、エコーデータ処理部 4 は、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。この B モードデータなど、後述のスキャンコンバータによって処理される前のデータをローデータ (raw data) と云う。

【0014】

表示処理部 5 は、図 2 に示すように、画像データ作成部 51、補正情報作成部 52、補正済画像データ作成部 53 及び画像表示制御部 54 を有する。画像データ作成部 51 は、エコーデータ処理部 4 から入力されたデータ (ローデータ) 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、超音波画像データとして、画像データ作成部 51 は、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する。画像データ作成部 51 は、後述するように、第一の超音波画像データと第二の超音波画像データを作成する。画像データ作成部 51 は、本発明におけるデータ作成部の実施の形態の一例である。また、画像データ作成部 51 の機能は、本発明におけるデータ作成機能の実施の形態の一例である。

【0015】

補正情報作成部 52 は、前記第一の超音波画像データから得られる輝度を示す情報に基づいて、前記第二の超音波画像データに対する補正情報を作成する。詳細は後述する。補正情報作成部 52 は、本発明における補正情報作成部の実施の形態の一例である。また、補正情報作成部 52 の機能は、本発明における補正情報作成機能の実施の形態の一例である。

【0016】

補正済画像データ作成部 53 は、前記補正情報を用いて前記第二の超音波画像データを補正して補正済超音波画像データを作成する。詳細は後述する。補正済画像データ作成部 53 は、本発明における補正部の実施の形態の一例である。補正画像データ作成部 53 の機能は、本発明における補正機能の実施の形態の一例である。

【0017】

画像表示制御部 54 は、前記第一の超音波画像データと前記補正済超音波画像データとを加算して合成画像データを作成する。また、画像表示制御部 54 は、合成画像データに基づいて、合成画像を表示デバイス 6 に表示させる。画像表示制御部 54 は、本発明における合成部の実施の形態の一例である。画像表示制御部 54 の機能の一部は、本発明における合成機能の実施の形態の一例である。

【0018】

前記表示デバイス 6 は、LCD (Liquid Crystal Display) や

10

20

30

40

50

有機EL (Electro - Luminescence) ディスプレイなどである。

【0019】

操作デバイス7は、操作者からの指示や情報の入力を受け付けるボタン及びキーボード (keyboard) などを含み、さらにトラックボール (trackball) 等の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。

【0020】

制御部8は、CPU (Central Processing Unit) 等のプロセッサである。制御部8は、記憶デバイス9に記憶されたプログラムを読み出し、超音波診断装置1の各部を制御する。例えば、制御部8は、記憶デバイス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、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4及び表示処理部5の機能を実行させる。

10

【0021】

制御部8は、送受信ビームフォーマ3の機能のうちの全て、エコーデータ処理部4の機能のうちの全て及び表示処理部5の機能のうちの全ての機能をプログラムによって実行してもよいし、一部の機能のみをプログラムによって実行してもよい。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。

【0022】

なお、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4及び表示処理部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。

20

【0023】

記憶デバイス9は、HDD (Hard Disk Drive: ハードディスクドライブ) や、RAM (Random Access Memory) やROM (Read Only Memory) 等の半導体メモリ (Memory) などである。

【0024】

超音波診断装置1は、記憶デバイス9として、HDD、RAM及びROMの全てを有していてもよい。また、記憶デバイス9は、CD (Compact Disk) やDVD (Digital Versatile Disk) などの可搬性の記憶媒体であってもよい。

【0025】

制御部8によって実行されるプログラムは、HDDやROM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、CDやDVD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。

30

【0026】

さて、本例の超音波診断装置1の作用について図3のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステップS1では、超音波プローブ2によって、第一の超音波ビームの送受信と第二の超音波ビームの送受信が行われ、第一の超音波画像データと第二の超音波画像データとが作成される。具体的に説明する。ここでは、超音波プローブ2は、図4及び図5に示すように、エレベーション方向に3つ、すなわち3チャンネルの超音波振動子2a, 2b, 2cを有するものとする。なお、図4及び図5では、超音波振動子2a, 2b, 2cは、説明の便宜上実線で示されているが、超音波プローブ2の筐体内に収容されている。また、図4及び図5において、符号Xは、被検体Pの表面Sに近い部分に存在する構造物である。この構造物Xは、例えば乳腺構造、石灰化部分あるいは体表に付着した微小気泡である。

40

【0027】

第一の超音波ビームBM1の送受信は、図4に示すように超音波プローブ2のエレベーション方向における真ん中の1チャンネルの超音波振動子2bを用いて行われる。また、第二の超音波ビームBM2の送受信は、図5に示すように超音波プローブ2のエレベーション方向における3チャンネル全ての超音波振動子2a, 2b, 2cを用いて行われる。第一の超音波ビームBM1のエレベーション方向における第一のビーム幅よりも、第二の

50

超音波ビーム B M 2 のエレベーション方向における第二のビーム幅が広がっている。第一の超音波ビーム B M 1 の送信及び受信の開口よりも、第二の超音波ビーム B M 2 の送信及び受信の開口の方が大きくなっている。第一の超音波ビーム B M 1 は、本発明における第一の超音波ビームの実施の形態の一例である。第二の超音波ビーム B M 2 は、本発明における第二の超音波ビームの実施の形態の一例である。

【 0 0 2 8 】

第一の超音波ビーム B M 1 の送受信と第二の超音波ビーム B M 2 の送受信は別々に行われる。第一の超音波ビーム B M 1 の送受信が行われた後に第二の超音波ビーム B M 2 の送受信が行われてもよいし、その逆であってもよい。

【 0 0 2 9 】

エコーデータ処理部 4 は、第一の超音波ビーム B M 1 のエコー信号に基づいて、第一の B モードデータを作成し、第二の超音波ビーム B M 2 のエコー信号に基づいて、第二の B モードデータを作成する。そして、画像データ作成部 5 1 は、第一の B モードデータに基づいて第一の B モード画像データを作成し、第二の B モードデータに基づいて第二の B モード画像データを作成する。第一の 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り、第二の 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。

【 0 0 3 0 】

図 6 に、第一の B モード画像データに基づく第一の B モード画像 B I 1 を示す。また、図 7 に、第二の B モード画像データに基づく第二の B モード画像 B I 2 を示す。第一の B モード画像 B I 1 は、第二の B モード画像 B I 2 よりも薄いスライスの画像であり、第二の B モード画像 B I 2 よりも空間分解能及びコントラスト分解能が高いものの、構造物 X の影響による音響陰影 A T が存在している。一方、第二の B モード画像 B I 2 には、音響陰影 A T は存在しない。

【 0 0 3 1 】

次に、ステップ S 2 では、補正情報作成部 5 2 は、前記第二の B モード画像データに対する補正情報を作成する。具体的に説明する。まず、補正情報作成部 5 2 は、一フレームの第一の B モード画像データから、第一の B モード画像 B I 1 における音線ごとの輝度を示す情報を得る。この音線ごとの輝度を示す情報は、図 8 に示すように、横軸を音線、縦軸を輝度とする第一の関数 F 1 である。この第一の関数 F 1 は、第一の B モード画像 B I 1 における音線の各々における輝度の平均値からなる。補正情報作成部 5 2 は、第一の B モード画像 B I 1 において、一音線における輝度の平均値（各画素の輝度の平均値）を全ての音線について算出し、第一の関数 F 1 を得る。図 8 において、第一の関数 F 1 の横軸における音線の位置は、第一の B モード画像 B I 1 における音線の位置と一致している。第一の関数 F 1 において、音響陰影 A T に対応する部分は、他の部分よりも輝度が低くなっている。

【 0 0 3 2 】

第一の関数 F 1 が得られると、補正情報作成部 5 2 は、第一の関数 F 1 に基づいて前記補正情報を作成する。この補正情報は、図 9 に示すように、音線ごとのゲイン（gain）を示す第二の関数 F 2 である。第二の関数 F 2 は、横軸が音線、縦軸がゲインになっている。第二の関数 F 2 におけるゲインは、ある音線における第二の B モード画像データに乘算するゲインである。第二の関数 F 2 は、本発明における補正関数の実施の形態の一例である。

前記補正情報作成部 5 2 は、第一の関数 F 1 における輝度が高い音線ほど、第二の関数 F 2 において対応する音線におけるゲインが小さくなり、第一の関数 F 1 における輝度が低い音線ほど、第二の関数 F 2 において対応する音線におけるゲインが大きくなるように、第一の関数 F 1 に基づいて第二の関数 F 2 を作成する。従って、第二の関数 F 2 において、音響陰影 A T に対応する部分は、他の部分よりもゲインが大きくなっている。

【 0 0 3 3 】

次に、ステップ S 3 では、補正済画像データ作成部 5 3 は、第二の関数 F 2 を用いて第

10

20

30

40

50

二の B モード画像データを補正して補正済み B モード画像データを作成する。図 10 に補正済み B モード画像データの作成の概念を示す。補正済み画像データ作成部 53 は、第二の B モード画像データ（図 10 では第二の B モード画像 B I 2）に対し、第二の関数 F 2 における対応する音線のゲインを乗算して、補正済み B モード画像データ（図 10 では補正済み B モード画像データに基づく補正済み B モード画像 B I 3）を作成する。より詳細には、補正済み画像データ作成部 53 は、ある音線における第二の B モード画像データに対し、第二の関数 F 2 において対応する音線のゲインを乗算し、これを全ての音線のデータに対して行なうことで、補正済み B モード画像データを得る。補正済み B モード画像データは、本発明における補正済み超音波画像のデータの実施の形態の一例である。

【0034】

10

図 10 では、説明の便宜上、第二の B モード画像 B I 2 に対して第二の関数 F 2 が乗算されて得られる補正済み B モード画像 B I 3 が示されている。第二の B モード画像データにおいて、第一の B モード画像 B I 1 における音響陰影 A T に対応する部分に対しては、他の部分よりも高いゲインが乗算される。従って、補正済み B モード画像 B I 3 において、第一の B モード画像 B I 1 における音響陰影 A T に対応する部分 H B は、他の部分よりも輝度が高くなっている。

【0035】

次に、ステップ S 4 では、図 11 に示すように、画像表示制御部 54 は、第一の B モード画像データ（図 11 では説明の便宜上、第一の B モード画像 B I 1）と補正済み B モード画像データ（図 11 では説明の便宜上、補正済み B モード画像 B I 3）とを加算して合成 B モード画像データ（図 11 では説明の便宜上、合成画像データに基づく合成 B モード画像 B I 4）を作成する。ここでは、画像表示制御部 54 は、第一の B モード画像データと補正済み B モード画像データとを重み付け加算して合成 B モード画像データを作成する。重み付け加算において、第一の B モード画像データ及び補正済み B モード画像データの各々に対する重み係数は、同じであってもよいし異なってもよい。合成 B モード画像データは、本発明における合成画像のデータの実施の形態の一例である。

20

【0036】

画像表示制御部 54 は、合成 B モード画像データに基づいて、表示デバイス 6 に合成 B モード画像 B I 4 を表示させる。合成 B モード画像 B I 4 は、第一の B モード画像 B I 1 における高い空間分解能及び高いコントラスト分解能を保持しつつ、音響陰影 A T が存在しない画像になっている。

30

【0037】

本例によれば、第二の B モード画像データと比べて薄いスライスのデータである第一の B モード画像データの輝度情報（第一の関数）から、輝度が高いほどゲインが小さく、輝度が高いほどゲインが大きい第二の関数 F 2 が作成され、この第二の関数 F 2 が第二の B モード画像データに対して乗算されて補正済み B モード画像データが作成される。この補正済み B モード画像データに基づく補正済み B モード画像は、第一の B モード画像 B I 1 における音響陰影 A T に対応する部分の輝度が高く、それ以外の部分の輝度は低くなる。従って、上述のように、合成 B モード画像 B I 4 は、第一の B モード画像 B I 1 における高い空間分解能及び高いコントラスト分解能を保持しつつ、音響陰影 A T が存在しない画像となる。例えば、乳癌の超音波検査では、石灰化の検出や微小な腫瘍の発見には薄いスライスの超音波画像であることが望ましいが、一方で、薄いスライスでは乳腺構造から発生する音響陰影が強調されてしまうため、このアーチファクトが全体の視認性を損ねてしまう可能性がある。しかし、合成 B モード画像 B I 4 により、石灰化の検出や微小な腫瘍の発見のための検査効率が向上することが期待される。

40

【0038】

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、上述のステップ S 1 ~ ステップ S 4 までの処理は、B モード画像データを対象にして行われているが、B モード画像データなどの画像データを対象にして行われてもよい。本発明における超音波画像のデータには

50



、超音波画像データのほか、ローデータも含まれる。

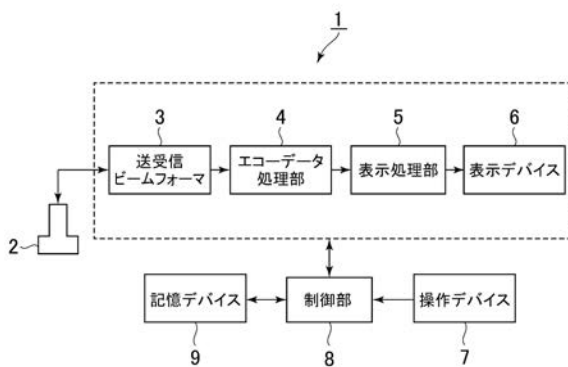
【符号の説明】

【0039】

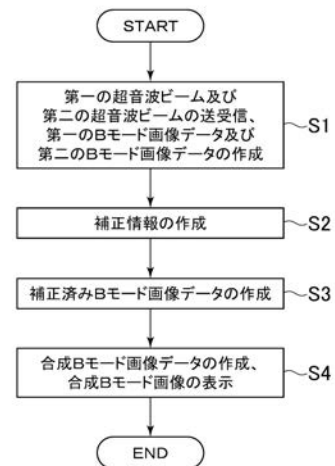
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 2 a , 2 b , 2 c 超音波振動子
- 5 1 画像データ作成部
- 5 2 補正情報作成部
- 5 3 補正済画像データ作成部
- 5 4 画像表示制御部

10

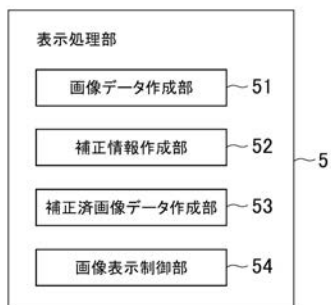
【図1】



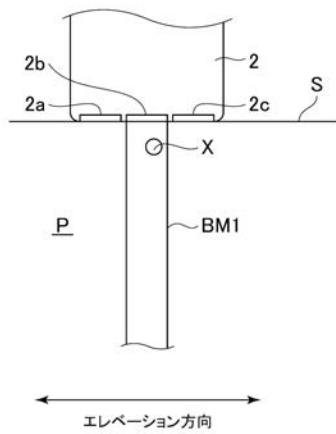
【図3】



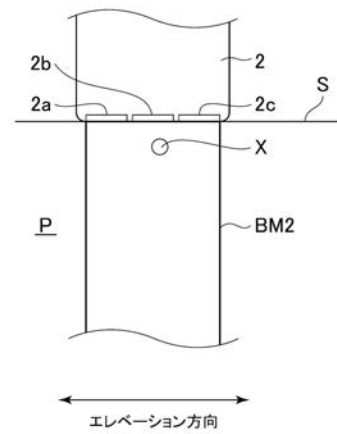
【図2】



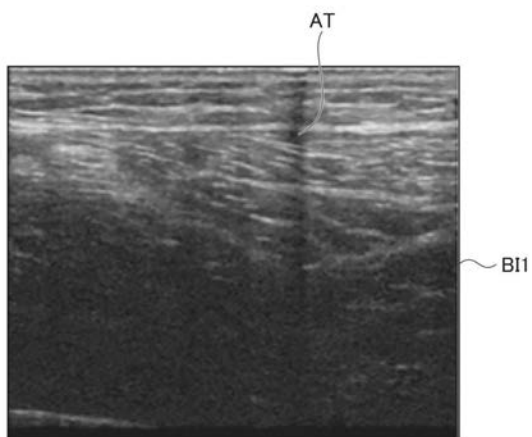
【図 4】



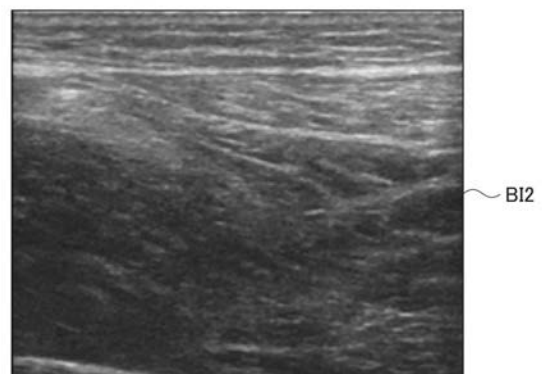
【図 5】



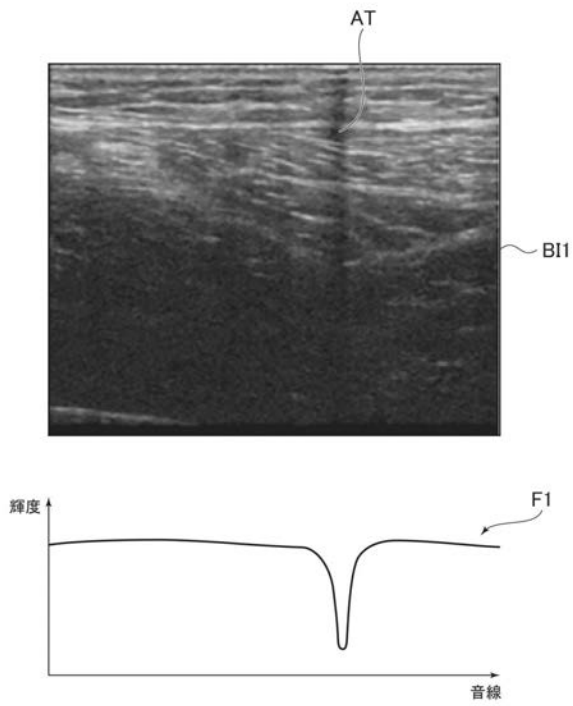
【図 6】



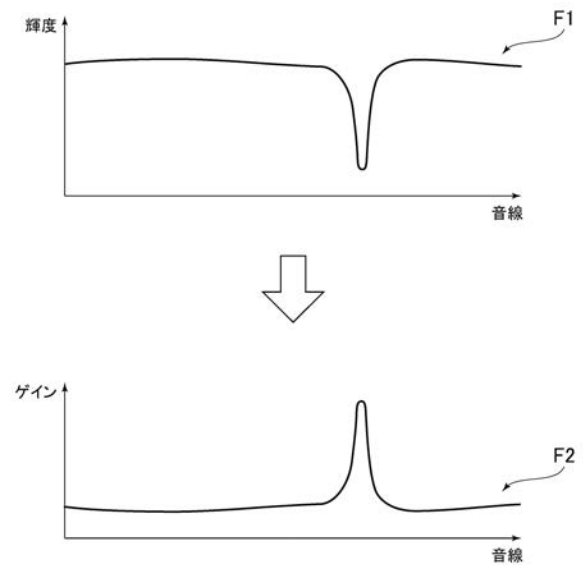
【図 7】



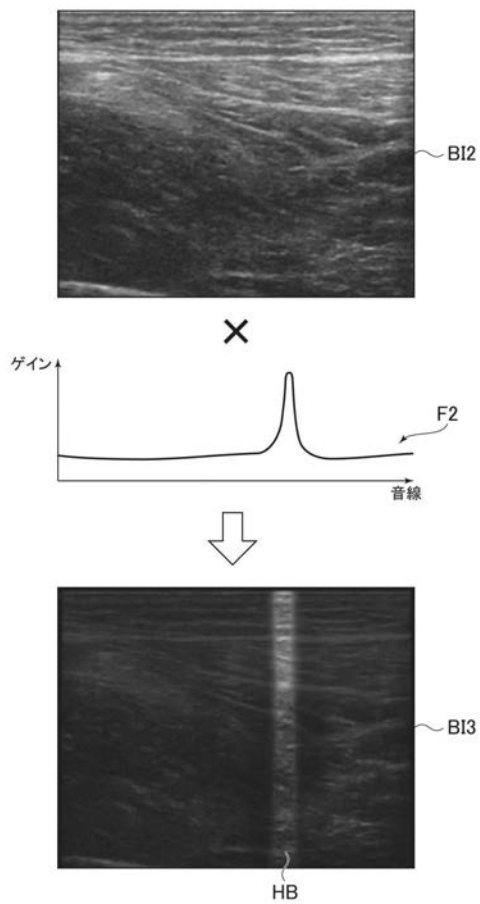
【図 8】



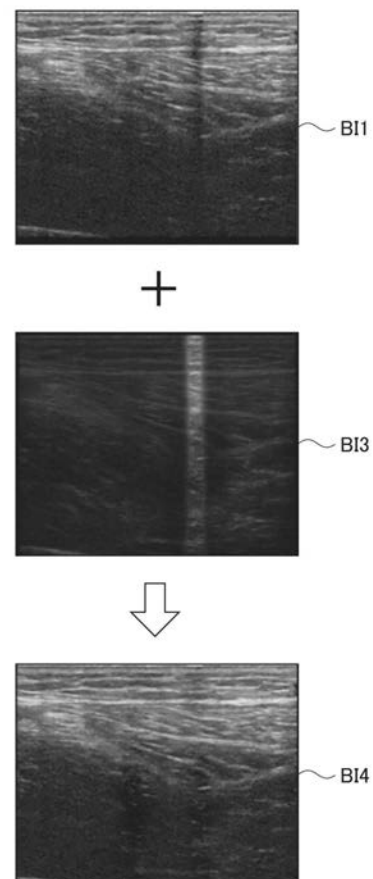
【図 9】



【図 10】



【図 11】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100151286

弁理士 澤木 亮一

(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

(72)発明者 金山 侑子

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 BB06 EE01 EE04 GB08 JB47 JB51 JC20 LL38

专利名称(译)	超声图像显示装置及其控制程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP2018033494A</a>	公开(公告)日	2018-03-08
申请号	JP2016166652	申请日	2016-08-29
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	神山直久 金山侑子		
发明人	神山 直久 金山 侑子		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/EE01 4C601/EE04 4C601/GB08 4C601/JB47 4C601/JB51 4C601/JC20 4C601/LL38		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人 小岛 猛		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够获得具有较薄切片的超声图像的优点和较厚切片的超声图像的优点的图像的超声图像显示装置。一种超声波图像显示设备包括：数据创建单元，其创建第一B模式图像BI1的数据和比第一B模式图像BI1更厚的切片的第二B模式图像的数据；校正信息创建单元，其基于第一B模式图像BI1的数据创建用于第二B模式图像的数据的校正信息，并且使用校正信息校正第二B模式图像的数据更正B模式以及合成单元，其通过将第一B模式图像BI1的数据和校正的B模式图像BI3的数据添加到图像BI3的数据来创建合成的B模式图像BI4的数据如图所示。

