

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6389116号  
(P6389116)

(45) 発行日 平成30年9月12日(2018.9.12)

(24) 登録日 平成30年8月24日(2018.8.24)

(51) Int.Cl. F1  
A61B 8/14 (2006.01) A61B 8/14

請求項の数 12 (全 14 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2014-258480 (P2014-258480)                  (22) 出願日 平成26年12月22日(2014.12.22)                  (65) 公開番号 特開2016-116717 (P2016-116717A)                  (43) 公開日 平成28年6月30日(2016.6.30)                  審査請求日 平成29年12月13日(2017.12.13)</p>	<p>(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、53188、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グランドビュー・プールバード、300                  (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 門田 宏</p>
---	--

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) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に対して超音波の送受信を行なう送受信面が互いに対向するように配置される第一の超音波プローブ及び第二の超音波プローブと、

前記第一の超音波プローブ及び前記第二の超音波プローブの間の距離を計測する距離計測部と、

前記第一の超音波プローブによる超音波の送受信によって得られた超音波のエコー信号に基づいて作成された第一超音波画像のデータと、前記第二の超音波プローブによる超音波の送受信によって得られた超音波のエコー信号に基づいて作成された第二超音波画像のデータとを合成して、前記第一超音波画像と前記第二超音波画像が、これら第一超音波画像及び第二超音波画像における前記被検体の深さ方向に並ぶように結合された結合画像のデータを作成する結合部と、

前記結合画像が表示される表示部と、

を備え、

前記結合部は、前記結合画像における前記被検体の深さ方向の長さが、前記距離計測部によって計測された距離と対応する長さになるように、前記結合画像のデータを作成することを特徴とする超音波画像表示装置。

【請求項2】

前記第一の超音波プローブによる超音波の送受信と、前記第二の超音波プローブによる超音波の送受信とを時分割で行なう送受信制御部を備え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】

前記結合部は、前記距離計測部によって計測された距離に基づいて、前記結合画像のデータの作成に用いる前記第一超音波画像のデータ及び前記第二超音波画像のデータの前記被検体の深さ方向における範囲を設定することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 4】

前記第一の超音波プローブ及び前記第二の超音波プローブの位置関係は、互いに同一断面上において超音波の送受信を行なう位置関係であり、

前記結合画像は、前記被検体における所要の断面についての画像であることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 5】

前記第一の超音波プローブ及び前記第二の超音波プローブは基体に設けられており、少なくとも一方の超音波プローブが前記基体に対してスライド可能に設けられてい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画像表示装置。

【請求項 6】

前記距離計測部は、前記一方の超音波プローブとともにスライド可能に前記基体に設けられ、スライドによって変化する距離を計測することを特徴とする請求項 5 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 7】

前記第一の超音波プローブ及び前記第二の超音波プローブは、前記基体に設けられた一対のジョウを有するノギスにおいて、前記一対のジョウにそれぞれ設けられていることを特徴とする請求項 5 又は 6 に記載の超音波画像表示装置。

20

【請求項 8】

前記第一の超音波プローブと前記第二の超音波プローブのうち、一方の超音波プローブから超音波を送信させる送信制御部と、

前記一方の超音波プローブによって超音波が送信されてから、該超音波が他方の超音波プローブによって受信されるまでの時間と、前記距離計測部によって計測された距離とに基づいて、前記超音波の音速を算出する音速算出部と、

該音速算出部によって算出された音速に応じた音速画像のデータを作成する音速画像データ作成部と、  
を備え、

30

前記表示部には、前記音速画像が表示される

ことを特徴とする請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 9】

前記第一の超音波プローブによって受信されたエコー信号に基づいて、前記第一超音波画像のデータとして、第一 B モード画像のデータを作成する第一データ作成部と、

前記第二の超音波プローブによって受信されたエコー信号に基づいて、前記第二超音波画像のデータとして、第二 B モード画像のデータを作成する第二データ作成部と、

を備えることを特徴とする請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

40

【請求項 10】

前記表示部には、前記結合画像と前記被検体における同一の部分について取得された医用画像と、前記結合画像とを重畳した画像が表示されることを特徴とする請求項 1 ~ 9 のいずれか一項に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 11】

被検体に対して超音波の送受信を行なう送受信面が互いに対向するように配置される第一の超音波プローブ及び第二の超音波プローブと、

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、

50

前記第一の超音波プローブによる超音波の送受信によって得られた超音波のエコー信号に基づいて作成された第一超音波画像のデータと、前記第二の超音波プローブによる超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて作成された第二超音波画像のデータとを合成して、前記第一超音波画像と前記第二超音波画像が、これら第一超音波画像及び第二超音波画像における前記被検体の深さ方向に並ぶように結合された結合画像のデータを作成する結合機能であって、前記結合画像における前記被検体の深さ方向の長さが、前記第一の超音波プローブ及び前記第二の超音波プローブの間の距離と対応する長さになるように、前記結合画像のデータを作成する結合機能と、

前記結合画像を表示部に表示させる表示処理機能と、  
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。

10

【請求項 12】

被検体に対して超音波の送受信を行なう送受信面が互いに対向するように配置される第一の超音波プローブ及び第二の超音波プローブと、

プロセッサと、  
を備える超音波画像表示装置の制御プログラムであって、  
前記プロセッサにより、

前記第一の超音波プローブによる超音波の送受信によって得られた超音波のエコー信号に基づいて作成された第一超音波画像のデータと、前記第二の超音波プローブによる超音波の送受信によって得られた超音波のエコー信号に基づいて作成された第二超音波画像のデータとを合成して、前記第一超音波画像と前記第二超音波画像が、これら第一超音波画像及び第二超音波画像における前記被検体の深さ方向に並ぶように結合された結合画像のデータを作成する結合機能であって、前記結合画像における前記被検体の深さ方向の長さが、前記第一の超音波プローブ及び前記第二の超音波プローブの間の距離と対応する長さになるように、前記結合画像のデータを作成する結合機能と、

20

前記結合画像を表示部に表示させる表示処理機能と、  
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、第一の超音波プローブによって得られたエコー信号に基づく第一超音波画像と、第二の超音波プローブによって得られたエコー信号に基づく第二超音波画像とを結合して一枚の超音波画像を作成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。

30

【背景技術】

【0002】

被検体に対して送信された超音波のエコー信号に基づく超音波画像を表示する超音波診断装置は、整形外科の分野でも利用されている（例えば、特許文献1参照）。整形外科の分野における超音波診断装置の利用目的は、例えば、上腕や下肢の軟部組織、筋肉、腱の異常を超音波画像によって視覚的に見つけたり、異常の重症度を評価したりすることである。また、超音波は骨を透過しづらいものの、骨の表面における骨びらん等の診断を行なう場合にも、超音波診断装置が利用されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2012-50551号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、例えば操作者が腕などに超音波プローブを当接して超音波画像の観察を行なう場合、前記超音波プローブが当接された体表面とは反対側の体表面側に近い部分からの

50

エコー信号は、超音波画像を作成するために十分な強度を有していない。このため、骨径と軟部組織の両方を観察することができる程度に良好な画質の超音波画像を得ることが困難である。従って、一方の体表面側から、一方の体表面とは反対側の他方の体表面側まで、良好な画質の超音波画像を得ることができる超音波画像表示装置が望まれている。

【課題を解決するための手段】

【0005】

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、被検体に対して超音波の送受信を行なう送受信面が互いに対向するように配置される第一の超音波プローブ及び第二の超音波プローブと、前記第一の超音波プローブ及び前記第二の超音波プローブの間の距離を計測する距離計測部と、前記第一の超音波プローブによる超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づいて作成された第一超音波画像のデータと、前記第二の超音波プローブによる超音波の送受信によって得られた超音波のエコー信号に基づいて作成された第二超音波画像のデータとを合成して、前記第一超音波画像と前記第二超音波画像が、これら第一超音波画像及び第二超音波画像における前記被検体の深さ方向に並ぶように結合された結合画像のデータを作成する結合部と、前記結合画像が表示される表示部と、を備え、前記結合部は、前記結合画像における前記被検体の深さ方向の長さが、前記距離計測部によって計測された距離と対応する長さになるように、前記結合画像のデータを作成することを特徴とする超音波画像表示装置である。

10

【発明の効果】

【0006】

上記観点の発明によれば、前記送受信面が互いに対向するように配置される第一の超音波プローブと第二の超音波プローブの間に、例えば被検体における腕などの対象部位を挟んだ状態で超音波の送受信が行なわれる。これにより、被検体における一方の体表面側において前記第一の超音波プローブによって超音波の送受信が行われ、前記一方の体表面とは反対側の他方の体表面側において前記第二の超音波プローブによって超音波の送受信が行われる。従って、前記第一の超音波プローブ及び前記第二の超音波プローブによって、一方の体表面側から他方の体表面側まで、従来よりも強いエコー信号を取得することができる。そして、このエコー信号に基づいて、被検体の深さ方向における長さが、前記距離計測部によって計測された距離と対応する長さになるように前記結合画像が作成されるので、より良好な画質の前記結合画像を得ることができる。

20

30

【図面の簡単な説明】

【0007】

【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】プローブ付きノギスを示す図である。

【図3】エコーデータ処理部の構成を示すブロック図である。

【図4】実施形態の作用を示すフローチャートである。

【図5】第一の超音波プローブ及び第二の超音波プローブによって、腕における検査部位を挟んだ状態を示す図である。

【図6】結合画像を説明する図である。

40

【図7】結合画像が表示された表示部を示す図である。

【図8】結合画像と医用画像とが重畳された重畳画像が表示された表示部を示す図である。

【図9】第二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10】第二変形例における音速測定的作用を示すフローチャートである。

【図11】第二変形例において音速画像を含む合成画像が表示された表示部を示す図である。

【図12】結合画像の他例を説明する図である。

【図13】表示処理部の構成の他例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

50

## 【0008】

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。ここでは、本発明に係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。図1に示す超音波診断装置1は、プローブ付きノギス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、操作部7、制御部8及び記憶部9を備える。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、前記表示処理部5、前記表示部6、前記操作部7、前記制御部8及び前記記憶部9は、超音波診断装置本体1a内に設けられている。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。

## 【0009】

前記プローブ付きノギス2は、図2に示すように、基体20と、この基体20に設けられた一対のジョウ21, 22を有している。前記ジョウ22は、前記基体20に対してスライド可能に設けられている。前記ジョウ21の先端側には第一の超音波プローブ23が設けられており、前記ジョウ22の先端側には第二の超音波プローブ24が設けられている。また、基体20には、前記ジョウ22とともにスライドする距離計測部25が設けられている。

10

## 【0010】

前記プローブ付きノギス2は、例えば静電容量式、光学式又は磁気式のデジタルノギスである。前記ジョウ22がスライドすることによって変化する前記第一の超音波プローブ23及び前記第二の超音波プローブ24の間の距離dが、前記距離計測部25によって算出されるようになっている。前記距離計測部25は、プロセッサ(processor)で構成されていてもよい。前記距離計測部25は、本発明における距離計測部の実施の形態の一例である。

20

## 【0011】

前記基体20には、プローブケーブル26が設けられている。前記プローブ付きノギス2は、前記プローブケーブル26を介して超音波診断装置本体1aと接続されている。前記距離計測部25で算出された距離dの情報は、前記プローブケーブル26を介して前記表示処理部5へ入力される。

## 【0012】

前記第一の超音波プローブ23及び前記第二の超音波プローブ24の各々は、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複数の超音波振動子(図示省略)を有して構成される。複数の前記超音波振動子は、例えば一方向に配列されている。前記第一の超音波プローブ23及び前記第二の超音波プローブ24は、超音波の送受信を行なう送受信面23a, 24aが互いに対向するようにして、前記ジョウ21, 22に設けられている。また、前記第一の超音波プローブ23及び前記第二の超音波プローブ24の位置関係は、互いに同一断面上において超音波の送受信を行なう位置関係である。前記第一の超音波プローブ23は、本発明における第一の超音波プローブの実施の形態の一例である。また、前記第二の超音波プローブ24は、本発明における第二の超音波プローブの実施の形態の一例である。

30

## 【0013】

前記送受信ビームフォーマ3は、前記第一の超音波プローブ23及び前記第二の超音波プローブ24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第一の超音波プローブ23及び前記第二の超音波プローブ24に供給する。前記送受信ビームフォーマ3からの電気信号は、前記プローブケーブル26を介して前記第一の超音波プローブ23及び前記第二の超音波プローブ24へ供給される。

40

## 【0014】

また、前記送受信ビームフォーマ3は、前記第一の超音波プローブ23及び前記第二の超音波プローブ24の各々で受信されたエコー信号について、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。前記第一の超音波プローブ23及び前記第二の超音波プローブ24で受信

50

されたエコー信号は、前記プローブケーブル 26 を介して前記送受信ビームフォーマ 3 へ入力される。

【0015】

前記送受信ビームフォーマ 3 及び前記制御部 8 は、前記第一の超音波プローブ 23 による超音波の送受信と、前記第二の超音波プローブ 24 による超音波の送受信とを時分割で行なう。前記送受信ビームフォーマ 3 及び前記制御部 8 は、本発明における送受信制御部の実施の形態の一例である。

【0016】

前記エコーデータ処理部 4 は、図 3 に示すように、B モードデータ作成部 41 及び結合部 42 を有している。前記 B モードデータ作成部 41 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、B モード処理を行なって B モードデータを作成する。B モード処理は、対数圧縮処理、包絡線検波処理等を含む。

【0017】

前記 B モードデータ作成部 41 は、第一 B モードデータ作成部 411 及び第二 B モードデータ作成部 412 を有している。前記第一 B モードデータ作成部 411 は、前記第一の超音波プローブ 23 によって受信されたエコー信号に基づく第一の B モードデータを作成する。前記第一 B モードデータ作成部 411 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、前記第一の B モードデータは、本発明における第一超音波画像のデータ及び第一 B モード画像のデータの実施の形態の一例である。

【0018】

また、前記第二 B モードデータ作成部 412 は、前記第二の超音波プローブ 24 によって受信されたエコー信号に基づく第二の B モードデータを作成する。前記第二 B モードデータ作成部 412 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、前記第二の B モードデータは、本発明における第二超音波画像のデータ及び第二 B モード画像のデータの実施の形態の一例である。

【0019】

前記結合部 42 は、前記第一の B モードデータ及び前記第二の B モードデータを合成して結合画像のデータを作成する。前記結合画像は、前記第一の B モードデータに基づく第一 B モード画像と前記第二の B モードデータに基づく第二 B モード画像とが結合された画像である。詳細は後述する。前記結合部 42 は、本発明における結合部の実施の形態の一例である。また、前記結合部 42 による機能は、本発明における結合機能の実施の形態の一例である。

【0020】

前記表示処理部 5 は、前記結合画像のデータ(ローデータ(raw data))を、スキャンコンバータ(Scan Converter)によって走査変換して結合画像データを作成する。そして、前記表示処理部 5 は、前記結合画像データに基づく結合画像を、前記表示部 6 に表示させる。結合画像データは、B モード画像データであり、前記結合画像は B モード画像である。前記表示処理部 5 による機能は、本発明における表示処理機能の実施の形態の一例である。

【0021】

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。前記表示部 6 は、本発明における表示部の実施の形態の一例である。

【0022】

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。

【0023】

前記制御部 8 は、CPU(Central Processing Unit)等のプロセッサである。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、

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 2 4 】

前記制御部 8 は、前記送受信ビームフォーマ 3 の機能のうちの全て、前記エコーデータ処理部 4 の機能のうちの全て及び前記表示処理部 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。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。

10

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

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 Only Memory) 等の半導体メモリ (Memory) 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 HDD、前記 RAM 及び前記 ROM の全てを有していてもよい。また、前記記憶部 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。

20

【 0 0 2 7 】

前記制御部 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。

【 0 0 2 8 】

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、操作者は、図 5 に示すように、前記第一の超音波プローブ 2 3 及び前記第二の超音波プローブ 2 4 の間に、検査対象である被検体の腕 Ar を挟むようにして、前記第一の超音波プローブ 2 3 及び前記第二の超音波プローブ 2 4 を検査部位に配置する。前記第一の超音波プローブ 2 3 は、被検体の腕 Ar における一方の体表面に当接している。また、前記第二の超音波プローブ 2 4 は、被検体の腕 Ar における前記一方の体表面とは反対側の他方の体表面に当接している。操作者は、前記ジョウ 2 2 をスライドさせて前記第一の超音波プローブ 2 3 及び前記第二の超音波プローブ 2 4 の間隔を調整し、前記第一の超音波プローブ 2 3 の送受信面 2 3 a 及び前記第二の超音波プローブ 2 4 の送受信面 2 4 a を腕 Ar の表面に密着させる。

30

【 0 0 2 9 】

次に、ステップ S 2 では、前記距離計測部 2 5 によって、前記第一の超音波プローブ 2 3 及び前記第二の超音波プローブ 2 4 の間の距離 d が算出される。前記距離 d は、前記送受信面 2 3 a 及び前記送受信面 2 4 a の間の距離である。前記距離計測部 2 5 によって算出された距離 d は、前記プローブケーブル 2 6 を介して、前記エコーデータ処理部 4 に入力される。

40

【 0 0 3 0 】

前記距離 d の算出は、例えば操作者が前記操作部 7 において距離計測の指示を入力することによって行なわれてもよい。また、前記距離 d の算出は、前記距離計測の指示が入力された後に、ステップ S 2 以降においても、所要の時間毎に行われ、距離 d の情報が更新されてもよい。

【 0 0 3 1 】

次に、ステップ S 3 では、前記第一の超音波プローブ 2 3 によって超音波の送受信が行われる。このステップ S 3 では、前記送受信ビームフォーマ 3 は、前記第一の超音波プローブ 2 3 のみにおいて超音波が送受信されるよう制御を行なう。前記第一の超音波プロー

50

ブ 2 3 において超音波のエコー信号が受信されると、このエコー信号に基づいて、前記第一 B モードデータ作成部 4 1 1 が第一の B モードデータを作成する。

【 0 0 3 2 】

次に、ステップ S 4 では、送受信ビームフォーマ 3 は、前記第一の超音波プローブ 2 3 による超音波の送受信から、前記第二の超音波プローブ 2 4 による超音波の送受信に切り替える。従って、このステップ S 4 では、前記第二の超音波プローブ 2 4 のみにおいて超音波が送受信される。前記第二の超音波プローブ 2 4 は、前記第一の超音波プローブ 2 3 と同一断面上において、超音波の送受信を行なう。前記第二の超音波プローブ 2 4 において超音波のエコー信号が受信されると、このエコー信号に基づいて、前記第二 B モードデータ作成部 4 1 2 が第二の B モードデータを作成する。

10

【 0 0 3 3 】

次に、ステップ S 5 では、前記結合部 4 2 が結合画像のデータを作成する。前記結合画像は、後述のステップ S 6 において前記表示部 6 に表示される画像である。図 6 に示すように、前記結合画像 B I は、前記第一の B モードデータに基づく第一 B モード画像 B I 1 と前記第二の B モードデータに基づく第二 B モード画像 B I 2 とが結合された画像である。前記結合部 4 2 は、前記第一の B モードデータと前記第二の B モードデータとを合成して、前記第一 B モード画像 B I 1 と前記第二 B モード画像 B I 2 が、これら前記第一 B モード画像 B I 1 及び前記第二 B モード画像 B I 2 における被検体の深さ方向に並ぶように結合された結合画像のデータを作成する。

【 0 0 3 4 】

20

前記結合画像 B I において、前記第一 B モード画像 B I 1 及び前記第二 B モード画像 B I 2 は、被検体の体表側とは反対側において結合されている。前記結合部 4 2 は、前記結合画像 B I における被検体の深さ方向の長さが、前記距離計測部 2 5 によって得られた距離  $d$  と対応する長さ  $D$  になるように、前記第一の B モードデータ及び前記第二の B モードデータを合成する。前記距離  $d$  の情報が更新される場合、前記結合部 4 2 は、前記距離  $d$  として最新の情報を用いる。

【 0 0 3 5 】

前記結合部 4 2 は、前記距離  $d$  に基づいて、前記結合画像のデータの作成に用いる前記第一の B モードデータ及び前記第二の B モードデータの被検体の深さ方向における範囲を設定する。例えば、第一 B モード画像 B I 1 の被検体の深さ方向における長さ  $D 1$  と、第二 B モード画像 B I 2 の被検体の深さ方向における長さ  $D 2$  とが同じ長さである場合 ( $D 1 = D 2$ 、 $D = D 1 + D 2$ )、前記結合部 4 2 は、 $d / 2$  の長さに対応する範囲の前記第一の B モードデータ及び前記第二の B モードデータを用いて、前記結合画像のデータを作成する。

30

【 0 0 3 6 】

次に、ステップ S 6 では、前記表示処理部 5 は、前記結合画像のデータに基づいて、図 7 に示すように、被検体における所要の断面についての結合画像 B I を前記表示部 6 に表示させる。

【 0 0 3 7 】

なお、前記結合画像 B I のフレームが更新される場合、前記ステップ S 3 ~ S 6 の処理が繰り返される。

40

【 0 0 3 8 】

本例によれば、被検体の腕 A r における一方の体表面側において、前記第一の超音波プローブ 2 3 によって超音波の送受信が行われてエコー信号が取得される。また、前記一方の体表面とは反対側の他方の体表面側において、前記第二の超音波プローブ 2 4 によって超音波の送受信が行われてエコー信号が取得される。従って、被検体の腕 A r における一方の体表面側から他方の体表面側まで、従来よりも強いエコー信号を取得することができる。そして、このエコー信号に基づいて作成された前記第一 B モード画像 B I 1 及び前記第二 B モード画像 B I 2 からなる結合画像 B I が表示されるので、操作者は、骨径と軟部組織の両方を、従来よりも良好な画質の結合画像 B I において観察することができる。

50

## 【0039】

次に、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。図8に示すように、前記表示処理部5は、超音波診断装置とは異なるモダリティにおいて取得された医用画像M Iが、前記結合画像B Iに対して重畳された重畳画像Iを前記表示部6に表示させる。前記医用画像M Iは、例えばX線装置において取得されたX線画像である。また、前記医用画像M Iは、X線CT装置において取得されたX線CT画像やMRI装置において取得されたMRI画像などであってもよい。前記医用画像M Iのデータは、前記記憶部9に記憶される。前記表示処理部5は、前記記憶部9から読み出した前記医用画像M Iのデータと、前記結合画像B Iの画像データとを加算して、前記重畳画像Iの画像データを作成する。

10

## 【0040】

前記医用画像M Iは、前記結合画像B Iと被検体において同一の部分の画像である。前記医用画像M Iのデータと前記重畳画像Iの画像データは、互いに位置合わせ処理が行われて加算されてもよい。この場合、前記超音波診断装置1は、前記第一の超音波プローブ23及び前記第二の超音波プローブ24の位置を検出するための位置センサ(図示省略)を有していてもよい。この位置センサで検出された位置情報を用いて、前記位置合わせ処理が行われてもよい。

## 【0041】

次に、第二変形例について説明する。この第二変形例では、被検体の生体組織の音速が測定される。図9に示すように、前記エコーデータ処理部4は、前記Bモードデータ作成部41及び前記結合部42の他に、音速算出部43を有している。前記音速算出部43は、本発明における音速算出部の実施の形態の一例である。

20

## 【0042】

第二変形例における音速の測定について、図10のフローチャートに基づいて説明する。先ず、ステップS11では、前記送信ビームフォーマ3は、前記第一の超音波プローブ23によって超音波の送信を行わせる。次に、ステップS12では、前記ステップS11において前記第一の超音波プローブ23によって送信された超音波が、前記第二の超音波プローブ24によって受信される。ちなみに、前記ステップS11, S12における超音波の送受信時においては、上述したように前記第一の超音波プローブ23及び前記第二の超音波プローブ24は、被検体の腕を挟むようにして配置されている(図5参照)。

30

## 【0043】

前記ステップS12において、前記第二の超音波プローブ24によってエコー信号が受信されると、ステップS13では、前記音速算出部43が被検体の腕Arの生体組織における音速 $v$ を算出する。前記音速算出部43は、前記第一の超音波プローブ23によって超音波が送信されてから、この超音波が前記第二の超音波プローブ24によって受信されるまでの時間 $t$ と、前記距離計測部25によって計測された前記距離 $d$ とに基づいて、前記音速 $v$ を算出する。前記距離 $d$ としては、前記ステップS2において算出されたものが用いられる。前記音速算出部43は、超音波の音線毎(超音波ビーム毎)に、前記音速 $v$ を算出する。

## 【0044】

次に、ステップS4では、前記表示処理部5は、前記ステップS3において算出された音線毎の音速 $v$ のデータに基づいて音速画像データを作成する。前記表示処理部5は、本発明における音速画像データ作成部の実施の形態の一例である。そして、前記表示処理部5は、図11に示すように、前記音速画像データに基づく音速画像S Iを前記表示部6に表示させる。前記音速画像S Iは、例えば音線毎に算出された前記音速 $v$ に応じた色を有するカラー画像である。

40

## 【0045】

前記音速画像S Iは、前記結合画像B Iと合成されている。前記表示処理部5は、前記結合画像B Iの画像データと前記音速画像S Iの画像データとを加算して合成画像データを作成する。そして、前記表示処理部5は、前記合成画像データに基づく合成画像C Iを

50

前記表示部 6 に表示させる。合成画像 C I は、音速画像 S I の背景に結合画像 B I が透過した画像である。

【 0 0 4 6 】

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、上記実施形態においては、前記結合画像 B I において、前記第一 B モード画像 B I 1 及び前記第二 B モード画像 B I 2 が重ならないように結合されているが、本発明はこれに限られるものではない。例えば、図 1 2 に示すように、前記結合画像 B I において、前記第一 B モード画像 B I 1 及び前記第二 B モード B I 2 の一部分が、体表とは反対側（被検体における深部側）において、重複していてもよい。図 1 2 では、前記結合画像 B I は、長さ D 1 2 の重複部分を有する。前記結合部 4 2 は、前記重複部分において前記第一の B モードデータと前記第二の B モードデータを加算する。

10

【 0 0 4 7 】

また、上述の実施形態では、前記結合画像のデータはローデータであるが、前記結合画像のデータは、画像データであってもよい。すなわち、画像データを用いて結合画像のデータが作成されてもよい。この場合、図 1 3 に示すように、前記表示処理部 5 が結合部 5 2 を有している。前記エコーデータ処理部 4 は前記結合部 4 2 を有していなくてもよい。

【 0 0 4 8 】

前記表示処理部 5 は、前記結合部 5 2 のほか、B モード画像データ作成部 5 1 及び画像表示制御部 5 3 を有している。前記 B モード画像データ作成部 5 1 は、第一 B モード画像データ作成部 5 1 1 及び第二 B モード画像データ作成部 5 1 2 を有している。前記第一 B モード画像データ作成部 5 1 1 は、前記第一の B モードデータを走査変換して第一の B モード画像データを作成する。また、前記第二 B モード画像データ作成部 5 1 2 は、前記第二の B モードデータを走査変換して第二の B モード画像データを作成する。

20

【 0 0 4 9 】

前記結合部 5 2 は、前記第一の B モード画像データと前記第二の B モード画像データとから、前記結合部 4 2 と同様にして結合画像のデータ（画像データ）を作成する。そして、前記画像表示制御部 5 3 が、前記結合画像のデータに基づいて結合画像 B I を前記表示部 6 に表示させる。

【 符号の説明 】

30

【 0 0 5 0 】

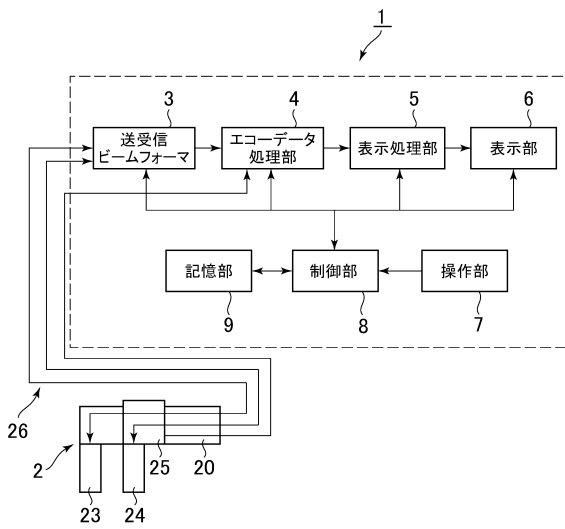
- 1 超音波診断装置
- 2 プローブ付きノギス
- 3 送受信ビームフォーマ
- 5 表示処理部
- 6 表示部
- 8 制御部
- 2 0 基体
- 2 1 , 2 2 ジョウ
- 2 3 第一の超音波プローブ
- 2 3 a 送受信面
- 2 4 第二の超音波プローブ
- 2 4 a 送受信面
- 2 5 距離計測部
- 4 2 結合部
- 4 3 音速算出部
- 5 2 結合部
- 4 1 1 第一 B モードデータ作成部
- 4 1 2 第二 B モードデータ作成部
- 5 1 1 第一 B モード画像データ作成部

40

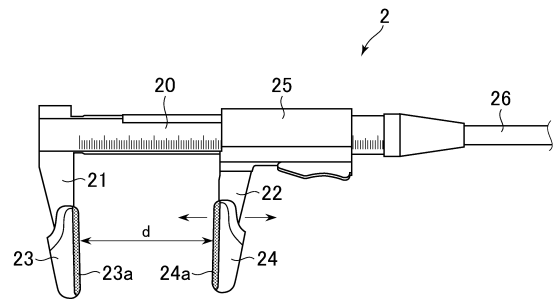
50

5 1 2 第二Bモード画像データ作成部

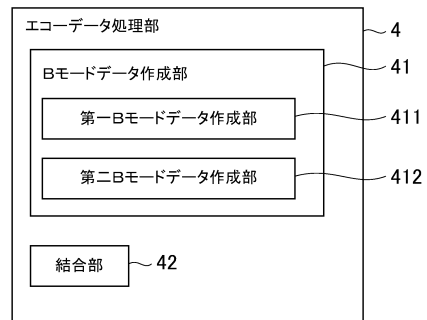
【図1】



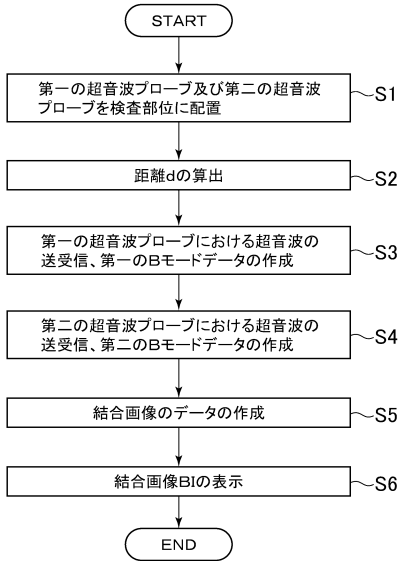
【図2】



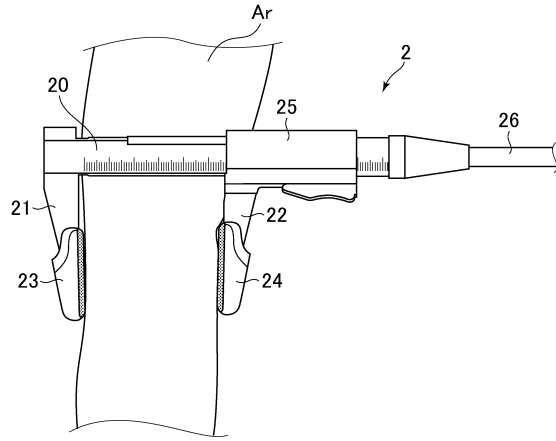
【図3】



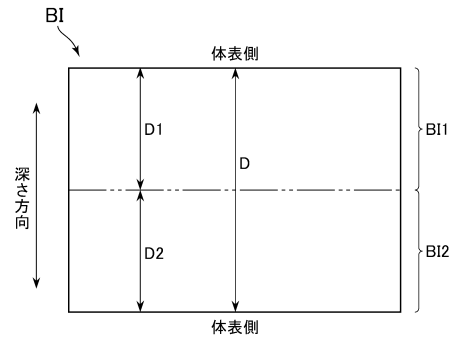
【図4】



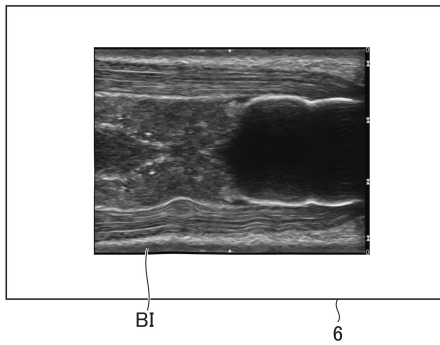
【図5】



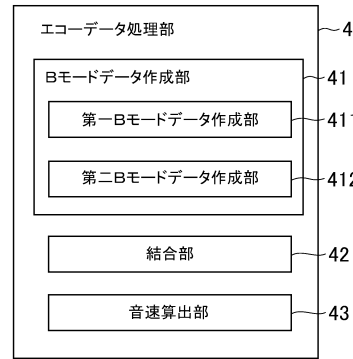
【図6】



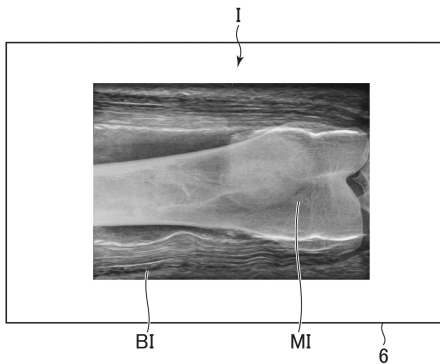
【図7】



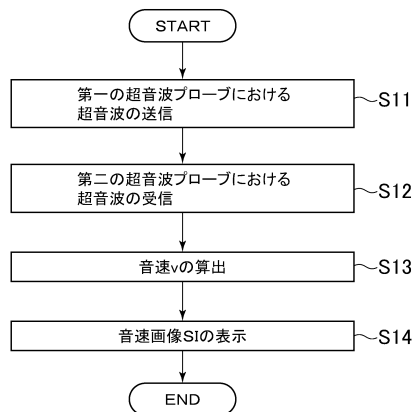
【図9】



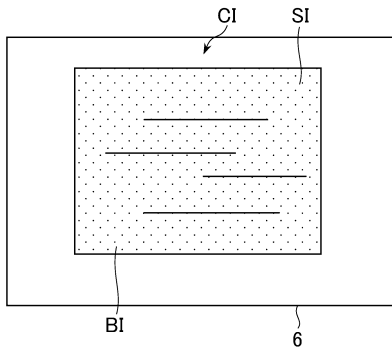
【図8】



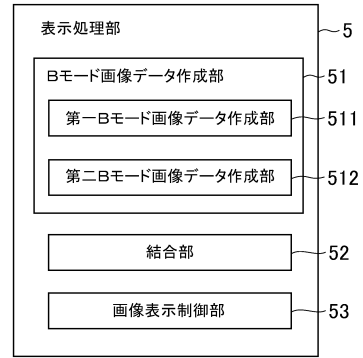
【図10】



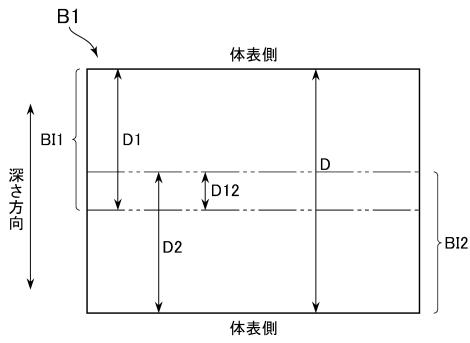
【図 1 1】



【図 1 3】



【図 1 2】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭57-112849(JP,A)  
特開2005-137581(JP,A)  
特開平08-299336(JP,A)  
特開2006-263068(JP,A)  
特開2012-050551(JP,A)  
米国特許第04976267(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

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="#">JP6389116B2</a>	公开(公告)日	2018-09-12
申请号	JP2014258480	申请日	2014-12-22
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	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD10 4C601/DD20 4C601/EE05 4C601/GA01 4C601/JC21		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2016116717A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声图像显示装置，其能够获得具有良好图像质量的超声图像，达到可以观察到骨直径和软组织的程度。解决方案：超声图像显示装置基于通过第一超声探头发送和接收超声波而获得的超声波的回波信号和第一超声图像BI1的数据来显示第一超声图像BI1的数据。并且基于通过发送和接收超声波获得的回波信号，第二超声图像BI2的数据一种组合单元，其创建组合图像BI的数据，其中第一超声图像BI1和第二超声图像BI2被组合以便在对象的深度方向上排列；以及要显示的显示单元。联接部分，以便在合成图像BI在被检体的深度方向上的长度变对应于第一超声波探头和第二超声波探头之间的距离的长度d于，以创建组合图像BI的数据。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6389116号 (P6389116)
(45) 発行日 平成30年9月12日 (2018. 9. 12)	(24) 登録日 平成30年8月24日 (2018. 8. 24)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 1 4	
請求項の数 12 (全 14 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-258480 (P2014-258480)	(73) 特許権者 300019238	
(22) 出願日 平成26年12月22日 (2014. 12. 22)	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	
(65) 公開番号 特開2016-116717 (P2016-116717A)	アメリカ合衆国、53188、ウィスコンシン州、ワウケシャ、ノース・グラウンドヴェー・ブールバード、300	
(43) 公開日 平成28年6月30日 (2016. 6. 30)	(74) 代理人 100137545	
審査請求日 平成29年12月13日 (2017. 12. 13)	弁理士 荒川 聡志	
	(72) 発明者 神山 直久	
	東京都目黒区旭が丘四丁目7番地の127	
	GEヘルスケア・ジャパン株式会社内	
	審査官 門田 宏	
	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		