

(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2019-76654

(P2019-76654A)

(43) 公開日 令和1年5月23日(2019.5.23)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F1

A61B 8/14

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2017-207945 (P2017-207945)
(22) 出願日 平成29年10月27日 (2017.10.27)(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 123
45、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

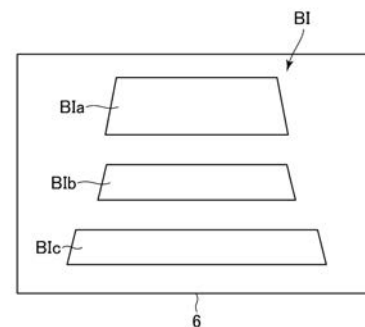
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】診断に必要な所要の深度より深い部分におけるBラインの観察を可能としつつ、組織の構造情報の観察を適切に行なうことも可能な超音波画像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1は、被検体に対して超音波を送信して該超音波の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Bモード画像B Iを表示する表示デバイス6と、を備え、表示デバイス6には、前記被検体において前記エコー信号が得られた全体領域のうち、前記被検体における深さ方向において所要の幅を有する第一の部分領域を除いた第二の部分領域であって、前記深さ方向における位置が異なる少なくとも二つの第二の部分領域のBモード画像B I a , B I b , B I c が表示される。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波を送信して該超音波の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超音波画像を表示する表示デバイスと、
を備え、

前記表示デバイスには、前記超音波画像として、前記被検体において前記エコー信号が
得られた全体領域のうち、前記被検体における深さ方向において所要の幅を有する第一の
部分領域を除いた第二の部分領域であって、前記深さ方向における位置が異なる少なくと
も二つの第二の部分領域の超音波画像が表示される、
超音波診断装置。

10

【請求項 2】

制御デバイスを備え、該制御デバイスは、

前記全体領域について得られた前記エコー信号に基づいて超音波画像データを作成する
画像データ作成機能と、

前記第二の部分領域についての超音波画像データに基づく超音波画像を、前記超音波画
像として前記表示デバイスに表示させる表示制御機能と、

をプログラムによって実行する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記表示制御機能は、複数の前記第二の部分領域の各々についての前記超音波画像を前
記表示デバイスに表示させる機能であり、

20

前記複数の第二の部分領域の各々についての前記超音波画像のうち、少なくとも一つの
超音波画像は、他の超音波画像とは縮尺が異なる、請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記少なくとも一つの超音波画像は、前記他の超音波画像よりも前記被検体において体
表に近い領域についての画像であり、前記他の超音波画像よりも拡大された画像であり、

前記他の超音波画像は、前記被検体において診断に必要な深度を有する部分の画像を含
む、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

制御デバイスを備え、該制御デバイスは、

前記エコー信号に基づいて得られる前記全体領域のローデータのうち、前記第二の部分
領域についてのローデータを用いて超音波画像データを作成する画像データ作成機能と、

30

前記超音波画像データに基づく超音波画像を、前記超音波画像として前記表示デバイス
に表示させる表示制御機能と、

をプログラムによって実行する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第二の部分領域は、前記被検体の体表と該体表から所要の深さまでの間の第三の部
分領域と、該第三の部分領域よりも深部である第四の部分領域を含み、前記第三の部分領
域についての第一の超音波画像と、前記第四の部分領域についての第二の超音波画像は、
互いに異なる画質である、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】

40

前記第一の超音波画像は、前記エコー信号に対し、コントラスト分解能及び空間分解能
を向上させる処理を行なって得られた画像であり、

前記第二の超音波画像は、前記エコー信号に対し、コントラスト分解能を向上させる処
理を行なって得られた画像である、

請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記第一の超音波画像は、コントラスト分解能及び空間分解能を向上させる第一の画像
フィルタを用いて得られた画像であり、

前記第二の超音波画像は、前記エコー信号に対し、コントラスト分解能を向上させる第
二の画像フィルタを用いて得られた画像である、

50

請求項 6 又は 7 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 9】

前記第一の超音波画像は、前記エコー信号のうち高調波成分の第一の周波数帯域のエコー信号に基づいて作成された画像であり、

前記第二の超音波画像は、前記エコー信号のうち基本波成分の第二の周波数帯域のエコー信号に基づいて作成された画像である、

請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記超音波プローブは、異なる複数の方向において超音波の送受信を行ない、

前記第一の超音波画像は、前記複数の方向の各々において得られた複数フレームの各々のエコー信号について合成処理を行なって得られたコンパウンド画像であり、

前記第二の超音波画像は、前記複数の方向のうちのいずれか一つの方向において得られたフレームのエコー信号に基づいて得られた画像である、

請求項 6 又は 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

被検体に対して超音波を送信して該超音波のエコー信号を受信する超音波プローブと、制御デバイスと、

前記エコー信号に基づく超音波画像が表示される表示デバイスと、
を備え、

前記制御デバイスは、前記エコー信号に基づいて得られるローデータに対し走査変換を行なって超音波画像データを作成する画像データ作成機能であって、前記超音波画像データに基づいて前記表示デバイスに表示される超音波画像において、前記被検体における深さ方向において所要の幅を有する第五の部分領域が、第六の部分領域よりも縮小されるように前記ローデータをマッピングする前記走査変換を行なう画像データ作成機能をプログラムによって実行する、

超音波診断装置

【請求項 12】

前記第六の部分領域は、前記第五の部分領域よりも前記被検体の体表に近い領域であり、

、

前記第五の部分領域についての第三の超音波画像と、前記第六の部分領域についての第四の超音波画像は、互いに異なる画質である、請求項 11 に記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記第四の超音波画像は、前記エコー信号に対し、コントラスト分解能及び空間分解能を向上させる処理を行なって得られた画像であり、

前記第三の超音波画像は、前記エコー信号に対し、コントラスト分解能を向上させる処理を行なって得られた画像である、

請求項 12 に記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記第四の超音波画像は、コントラスト分解能及び空間分解能を向上させる第一の画像フィルタを用いて得られた画像であり、

前記第三の超音波画像は、前記エコー信号に対し、コントラスト分解能を向上させる第二の画像フィルタを用いて得られた画像である、

請求項 12 又は 13 に記載の超音波画像表示装置。

【請求項 15】

前記第四の超音波画像は、前記エコー信号のうち高調波成分の第一の周波数帯域のエコー信号に基づいて作成された画像であり、

前記第三の超音波画像は、前記エコー信号のうち基本波成分の第二の周波数帯域のエコー信号に基づいて作成された画像である、

請求項 12 又は 13 に記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

10

20

30

40

50

前記超音波プローブは、異なる複数の方向において超音波の送受信を行ない、

前記第四の超音波画像は、前記複数の方向の各々において得られた複数フレームの各々のエコー信号について合成処理を行なって得られたコンパウンド画像であり、

前記第三の超音波画像は、前記複数の方向のうちのいずれか一つの方

向において得られたフレームのエコー信号に基づいて得られた画像である、

請求項 1 2 又は 1 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 1 7】

被検体に対して超音波を送信して該超音波のエコー信号を受信する超音波プローブと、制御デバイスとを備えた超音波診断装置の制御プログラムであって、

該制御プログラムは、前記制御デバイスに、前記エコー信号に基づいて作成された超音波画像を表示デバイスに表示させる表示制御機能を実行させるものであり、該表示制御機能は、前記超音波画像として、前記被検体において前記エコー信号が得られた全体領域のうち、前記被検体における深さ方向において所要の幅を有する第一の部分領域を除いた第二の部分領域であって、前記深さ方向における位置が異なる少なくとも二つの第二の部分領域の超音波画像を表示させる、超音波診断装置の制御プログラム。

10

【請求項 1 8】

被検体に対して超音波を送信して該超音波のエコー信号を受信する超音波プローブと、制御デバイスと、前記エコー信号に基づく超音波画像が表示される表示デバイスと、を備える超音波診断装置の制御プログラムであって、

前記制御デバイスに、

20

前記エコー信号に基づいて得られるローデータに対し走査変換を行なって超音波画像データを作成する画像データ作成機能であって、前記超音波画像データに基づいて前記表示デバイスに表示される超音波画像において、前記被検体における深さ方向において所要の幅を有する第五の部分領域が、第六の部分領域よりも縮小されるように前記ローデータをマッピングする前記走査変換を行なう画像データ作成機能を実行させる、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、被検体に対して超音波を送信してそのエコー信号を受信し、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及びその制御プログラムに関する。

30

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置では、被検体に対して送信された超音波のエコー信号に基づいて超音波画像が表示され、様々な診断が行われる。超音波画像としては、例えば白黒の断層像である B モード画像がある（例えば、特許文献 1 参照）。この B モード画像においては、構造情報を観察して診断が行われる。

【0003】

近年、B モード画像において、肺の疾患を診断するようになってきている。肺は空気を多く含むので、B モード画像において肺内部までは見えないが、肺の境界の見え方で、気胸や肺水腫などを判別することができる。その 1 つに、B モード画像に現れる線状の模様である B ラインと呼ばれる診断サインがある。

40

【0004】

B ラインが観察されるということは、肺部に水が貯蓄されることを意味するため、肺水腫や肺炎を疑うことができる。観察される B ラインの本数は、貯蓄されている水の量、すなわち疾患の重症度にも関連する。

【0005】

また、この B ラインは、一般的には 1 2 c m 以上長く尾を引くものが該当し、それより短いものは B ラインとはみなされない。このように尾引きの長さの観察が重要となる B ラインを観察するためには、通常は視野深度を大きくすることが必要なのは言うまでもない

50

。例えば 12 cm までの B ラインを観察するためには視野深度は最低 12 cm 必要である。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2015 - 084898 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

B モード画像において、肺の表面は体表から 2 ~ 3 cm 付近に存在し、それ以深は B ラインを除けば組織の情報は得られないものの、体表から肺の表面までの間においては、組織情報を観察することができる。しかし、視野深度を深くするほど、超音波画像の縮尺は小さくなることから、B ラインを観察するために視野深度を深くした場合、組織情報を観察することができる領域において、微細な情報を見落とすおそれがある。そこで、診断に必要な所要の深度より深い部分における B ラインの観察を可能としつつ、組織の構造情報の観察を適切に行なうことも可能な超音波画像を得ることができる超音波診断装置が望まれている。

10

【課題を解決するための手段】

【0008】

本願発明者は、超音波画像において、肺表面よりも深部においては組織の構造情報は得られておらず、B ラインの存否を確認することができれば十分であることに着目した。上記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を送信して該超音波の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超音波画像を表示する表示デバイスと、を備え、前記表示デバイスには、前記超音波画像として、前記被検体において前記エコー信号が得られた全体領域のうち、前記被検体における深さ方向において所要の幅を有する第一の部分領域を除いた第二の部分領域であって、前記深さ方向における位置が異なる少なくとも二つの第二の部分領域の超音波画像が表示される、超音波診断装置である。

20

【0009】

また、他の観点の発明は、被検体に対して超音波を送信して該超音波のエコー信号を受信する超音波プローブと、制御デバイスと、前記エコー信号に基づく超音波画像が表示される表示デバイスと、を備え、前記制御デバイスは、前記エコー信号に基づいて得られるローデータに対し走査変換を行なって超音波画像データを作成する画像データ作成機能であって、前記超音波画像データに基づいて前記表示デバイスに表示される超音波画像において、前記被検体における深さ方向において所要の幅を有する第五の部分領域が、第六の部分領域よりも縮小されるように前記ローデータをマッピングする前記走査変換を行なう画像データ作成機能をプログラムによって実行する、超音波診断装置である。

30

【発明の効果】

【0010】

上記一の観点の発明によれば、前記被検体において前記エコー信号が得られた領域のうち、前記被検体における深さ方向において、所要の幅を有する第一の部分領域を除いた少なくとも二つの第二の部分領域の超音波画像が表示されるので、第一の部分領域が除かれた分だけ、第二の部分領域の超音波画像を大きく表示することができる。これにより、例えば微細な情報についても容易に観察することができる。一方、B ラインが所要の深さまで続いていることが確認できれば、診断には十分であるので、診断に必要な所要の深さよりも深い部分について表示された第二の部分領域の超音波画像により、診断に必要な B ラインの観察を行なうことができる。

40

【0011】

また、他の観点の発明によれば、前記被検体における深さ方向において所要の幅を有す

50

る第五の部分領域が、第六の部分領域よりも縮小されるように前記ローデータをマッピングする走査変換が行われて作成された超音波画像データに基づいて表示される超音波画像においては、第五の部分領域が縮小された分、第六の部分領域を大きく表示することができる。従って、第六の部分領域の超音波画像において、例えば微細な情報についても容易に観察することができる。一方、Bラインが所要の深さまで続いていることが確認できれば、診断には十分であるので、診断に必要な所要の深さよりも深い部分について第五の部分領域の超音波画像を表示することにより、診断に必要なBラインの観察を行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【0012】

10

【図1】本発明の実施形態における超音波診断装置を示すブロック図である。

【図2】表示処理部を示す機能ブロック図である。

【図3】Bモード画像データを示す概念図である。

【図4】第一実施形態において表示デバイスに表示されたBモード画像を示す図である。

【図5】第一の方向における超音波の送受信を示す図である。

【図6】第二の方向における超音波の送受信を示す図である。

【図7】第三の方向における超音波の送受信を示す図である。

【図8】Bモードデータを示す概念図である。

【図9】第二実施形態において表示デバイスに表示されたBモード画像を示す図である。

【図10】第三実施形態において表示デバイスに表示されたBモード画像を示す図である

20

。【図11】Bモードデータを示す概念図である。

【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面を参照して説明する。

(第一実施形態)

まず、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、表示デバイス6、操作デバイス7、制御デバイス8及び記憶デバイス9を備える。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。

30

【0014】

超音波プローブ2は、被検体の生体組織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においては、特に図示しないが複数の超音波トランスデューサ(transducer)がアジマス(azimuth)方向に配列されている。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。

【0015】

送受信ビームフォーマ3は、制御デバイス8からの制御信号に基づいて、超音波プローブ2を駆動させて所定の送信条件を有する超音波を送信させる。また、送受信ビームフォーマ3は、超音波のエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行なう。送受信ビームフォーマ3の一部は、制御デバイス8がプログラムを読み出して実行することにより、機能的に実現される。

40

【0016】

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。エコーデータ処理部4による処理は、例えば制御デバイス8がプログラムを読み出して実行することにより機能的に実現される。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。

【0017】

ちなみに、後述のスキャンコンバータ(scan converter)によって走査変換されて超音波画像データとなる前のデータを、ローデータ(raw data)とい

50

うものとする。Bモードデータは、ローデータである。

【0018】

表示処理部5は、図2に示すように、画像データ作成部51及び画像表示制御部52を有する。表示処理部5における画像データ作成部51及び画像表示制御部52による処理は、例えば制御デバイス8がプログラムを読み出して実行することにより機能的に実現される。

【0019】

画像データ作成部51は、エコーデータ処理部4からの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画像データを作成する。画像データ作成部51は、例えば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の機能は、本発明における画像データ作成機能の実施の形態の一例である。

【0020】

画像表示制御部52は、画像データに基づく超音波画像を表示デバイス6に表示させる。画像表示制御部52は、例えばBモード画像データに基づくBモード画像を表示デバイス6に表示させる。画像表示制御部52の機能は、本発明における表示制御機能の実施の形態の一例である。また、カラードブラ画像は、本発明における動き画像の実施の形態の一例である。

【0021】

表示デバイス6は、LCD(Liquid Crystal Display)や有機EL(Electro-Luminescence)ディスプレイなどである。表示デバイス6は、本発明における表示デバイスの実施の形態の一例である。

【0022】

操作デバイス7は、ユーザーからの指示や情報の入力を受け付けるデバイスである。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。

【0023】

制御デバイス8は、超音波診断装置1を制御する回路であり、例えばCPU(Central Processing Unit)等のプロセッサである。制御デバイス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。制御デバイス9は、本発明における制御デバイスの実施の形態の一例である。

【0024】

例えば、制御デバイス8は、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、上述した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。制御デバイス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。制御デバイス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。

【0025】

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。

【0026】

記憶デバイス9は、非一過性の記憶媒体及び一過性の記憶媒体を含む。非一過性の記憶媒体は、例えば、HDD(Hard Disk Drive:ハードディスクドライブ)、ROM(Read Only Memory)などの不揮発性の記憶媒体である。非一過性の記憶媒体は、CD(Compact Disk)やDVD(Digital Versatile Disk)などの可搬性の記憶媒体を含んでいてもよい。制御デバイス8によって実行されるプログラムは、非一過性の記憶媒体に記憶されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 7 】

一過性の記憶媒体は、R A M (R a n d o m A c c e s s M e m o r y) などの揮発性の記憶媒体である。

【 0 0 2 8 】

制御デバイス 8 によって実行されるプログラムは、記憶デバイス 9 を構成する 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、プログラムは、記憶デバイス 9 を構成する C D や D V D 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 9 】

次に、本例の超音波診断装置の作用について説明する。超音波プローブ 2 によって被検体の内部（体内）に対して超音波の送受信が行われ、エコー信号が取得される。そして、エコー信号に基づいて超音波画像が作成され、表示デバイス 6 に表示される。本例では、肺を含む領域に対して超音波が送受信され、超音波画像として、肺を含む B モード画像が表示される。

10

【 0 0 3 0 】

より詳細に説明する。画像データ作成部 5 1 は、エコーデータ処理部 4 によってエコー信号から作成された 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。画像データ作成部 5 1 は、被検体においてエコー信号が得られた全体領域 R について B モード画像データ D I を作成する。図 3 に、B モード画像データ D I を示す。図 3 は概念図であり、B モード画像データ D I は、台形で示されている。この台形の領域が全体領域 R である。

20

【 0 0 3 1 】

B モード画像データ D I は、第一の B モード画像データ D I 1 と第二の B モード画像データ D I 2 とを含む。全体領域 R は、第一の部分領域 R 1 及び第二の部分領域 R 2 からなり、第一の B モード画像データ D I 1 は、第一の部分領域 R 1 についてのデータである。また、第二の B モード画像データ D I 2 は、第二の部分領域 R 2 についてのデータである。

【 0 0 3 2 】

第一の部分領域 R 1 及び第二の部分領域 R 2 は、前記被検体における深さ方向において、所要の幅 W 1、W 2 を有する。画像表示制御部 5 2 は、全体領域 R のうち、第一の部分領域 R 1 を除く第二の部分領域 R 2 の B モード画像 B I を、図 4 に示すように表示デバイス 6 に表示させる。

30

【 0 0 3 3 】

第二の部分領域 R 2 の B モード画像 B I は、第二の B モード画像データ D I 2 に基づく画像である。第二の B モード画像データ D I 2 は、第二の部分領域 R 2 A についての第二の B モード画像データ D I 2 A、第二の部分領域 R 2 B についての第二の B モード画像データ D I 2 B、第二の部分領域 R 2 C についての第二の B モード画像データ D I 2 C を含む。

【 0 0 3 4 】

より詳細には、第二の B モード画像データ D I 2 A は、体表と体表からの深さ方向の距離 a までの間の第二の部分領域 R 2 A についてのデータである。また、第二の B モードデータ D I 2 B は、体表からの深さ方向の距離 b と体表からの深さ方向の距離 c までの間の第二の部分領域 R 2 B についてのデータである。また、第二の B モードデータ D I 2 C は、体表からの深さ方向の距離 d と体表からの深さ方向の距離 e までの間の第二の部分領域 R 2 C についてのデータである。ただし、 $a < b < c < d < e$ である。従って、三つの第二の部分領域 R 2 A、R 2 B、R 2 C は、深さ方向における位置が異なり、第二の部分領域 R 2 A が最も浅い領域であり、第二の部分領域 R 2 C が最も深い領域である。

40

【 0 0 3 5 】

距離 a は、例えば肺の表面の位置である。また、距離 d は、例えば B ラインを認定するために最低限必要となる距離（例えば 1 2 c m）である。あるいは、距離 b 又は距離 c が

50

、Bラインを認定するために最低限必要となる距離であってもよい。さらに、距離dは、Bラインを認定するために最低限必要となる距離よりも大きくなっていてもよい。

【0036】

三つの第二の部分領域R2A、R2B、R2Cの各々の幅W2は、同じであってもよいし異なってもよい。また、二つの第一の部分領域R1の各々の幅W2は、同じであってもよいし異なってもよい。

【0037】

図4に示すように、表示デバイス6には、Bモード画像BIとして、第二のBモード画像データDI2Aに基づくBモード画像BIa、第二のBモード画像データDI2Bに基づくBモード画像BIb、第二のBモード画像データDI2Cに基づくBモード画像BIcが表示される。

10

【0038】

画像表示制御部52は、Bモード画像BIaを、他のBモード画像BIb、BIcよりも拡大して表示してもよい。言い換えれば、Bモード画像BIaの縮尺は、Bモード画像BIb、BIcよりも大きくなっていてもよい。この場合、Bモード画像BIaにおいては、Bモード画像BIb、BIcよりも、組織構造がより拡大して表示される。

【0039】

本例によれば、被検体における深さ方向において、所要の幅W1を有する第一の部分領域R1を除いた第二の部分領域R2のBモード画像BIが表示されるので、第一の部分領域R1が除かれた分だけ、第二の部分領域R2のBモード画像BIを大きく表示することができる。ここに、大きくとは、表示デバイス6における表示領域の面積を変えずに、被検体の体内が大きく表示されるという意味である。これにより、本例では例えば肺表面の微細な情報についても容易に観察することができる。さらに、Bモード画像BIaを他のBモード画像BIb、BIcよりも拡大することで、より容易に微細な情報を観察することができる。

20

【0040】

一方、肺表面よりも深部においては組織の構造情報は得られないので、第一の部分領域R1を除いても問題はない。肺表面よりも深部においては、Bラインの存否を確認することができれば十分である。従って、Bラインを認定するために必要となる深度を含むBモード画像BIb、BIcを表示することにより、Bラインの存否を確認することができる。

30

【0041】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。まず、第一変形例について説明する。Bモード画像BIaと、Bモード画像BIb、BIcは、互いに異なる画質になっていてもよい。Bモード画像BIaは、本発明における第一の超音波画像の実施の形態の一例である。また、第二の部分領域R2Aは、本発明における第三の部分領域の実施の形態の一例である。また、Bモード画像BIb、BIcは、本発明における第二の超音波画像の実施の形態の一例である。また、第二の部分領域R2B、R2Cは、本発明における第四の部分領域の実施の形態の一例である。

【0042】

40

例えば、画像データ作成部51は、第二のBモード画像データDI2Aに対し、コントラスト分解能及び空間分解能を向上させる処理を行なう。例えば、画像データ作成部51は、第二のBモード画像データDI2Aに対し、コントラスト分解能及び空間分解能を向上させる第一の画像フィルタを適用する。また、画像データ作成部51は、第二のBモード画像データDI2B、DI2Cに対し、コントラスト分解能を向上させる処理を行なう。例えば、画像データ作成部51は、第二のBモード画像データDI2B、DI2Cに対し、コントラスト分解能を向上させる第二の画像フィルタを適用する。

【0043】

画像表示制御部52は、第一の画像フィルタが適用された第二のBモード画像データDI2Aに基づくBモード画像BIaを表示させる。また、画像表示制御部52は、第二の

50

画像フィルタが適用された第二の B モード画像データ D I 2 B、D I 2 C に基づく B モード画像 B I b、B I c を表示させる。

【 0 0 4 4 】

B モード画像 B I a は、コントラスト分解能及び空間分解能が向上し、構造物をよりよく描写した画像であるので、肺表面における微細な情報の観察に適した画像を表示させることができる。一方、B モード画像 B I b、B I c は、コントラスト分解能が向上した画像であるので、B ラインの観察に適した画像を表示させることができる。

【 0 0 4 5 】

コントラスト分解能及び空間分解能が向上した B モード画像 B I a を表示させるため、エコーデータ処理部 4 は、第二の部分領域 R 2 A から得られたエコー信号（ローデータ）に基づいて高調波成分の第一の周波数帯域の信号を抽出してもよい。この場合、第一の周波数帯域の信号に基づいて作成された第二の B モード画像データ D I 2 A に基づく B モード画像 B I a が表示される。

【 0 0 4 6 】

エコーデータ処理部 4 は、第二の部分領域 R 2 B、R 2 C から得られたエコー信号（ローデータ）に基づいて基本波成分の第二の周波数帯域の信号を抽出してもよい。この場合、第二の周波数帯域の信号に基づいて作成された第二の B モード画像データ D I 2 B、D I 2 C に基づく B モード画像 B I b、B I c が表示される。

【 0 0 4 7 】

次に、第二変形例について説明する。この第二変形例では、B モード画像 B I a はコンパウンド画像であってもよい。具体的に説明する。超音波プローブ 2 は、異なる複数の方向において超音波の送受信を行なう。例えば、超音波プローブ 2 は、図 5 に示す第一の方向 A において超音波の送受信を行ない、図 6 に示す第二の方向 B において超音波の送受信を行ない、図 7 に示す第三の方向 C において超音波の送受信を行なう。

【 0 0 4 8 】

画像データ作成部 5 1 は、一フレーム分の第一の方向 L における超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づく第二の B モード画像データ D I 2 A と、一フレーム分の第二の方向 M における超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づく第二の B モード画像データ D I 2 A と、一フレーム分の第三の方向 N における超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づく第二の B モード画像データ D I 2 A を合成して、一フレーム分の合成データを作成する。画像表示制御部 5 2 は、合成データに基づく B モード画像 B I a を表示させる。B モード画像 B I a は、コンパウンド画像であるので、構造物の輪郭をよりよく描写することができる。

【 0 0 4 9 】

一方、B モード画像 B I b、B I c は、コンパウンド画像ではなく、第一の方向 L における超音波の送受信によって得られたエコー信号に基づく第二の B モード画像データ D I 2 B、D I 2 C に基づいて表示される。これにより、B ラインの存否を確認することができる。

【 0 0 5 0 】

（第二実施形態）

次に、第二実施形態について説明する。以下、第一実施形態と同一事項については、説明を省略する。

【 0 0 5 1 】

本例の超音波診断装置 1 も、図 1 及び図 2 に示す超音波診断装置と同一の構成を有する。ただし、本例では、画像データ作成部 5 1 は、被検体においてエコー信号が得られた全体領域 R のうち、第一の部分領域 R 1 を除いた第二の部分領域 R 2 についての B モードデータ（ローデータ）を用いて B モード画像データを作成する。図 8 に B モードデータ D R を示す。図 8 は概念図であり、B モードデータ D R は、長方形で示されている。この長方形の領域が全体領域 R である。

【 0 0 5 2 】

BモードデータDRは、第一のBモードデータDR1と第二のBモードデータDR2とを含む。第一のBモードデータDR1は、第一の部分領域R1についてのデータである。また、第二のBモードデータDR2は、第二の部分領域R2についてのデータである。

【0053】

図8において、第一の部分領域R1及び第二の部分領域R2は、図3と同様である。すなわち、第二の部分領域R2は、体表と体表からの距離aまでの間の領域R2A、体表からの距離bと体表からの距離cまでの間の領域R2B、体表からの距離dと体表からの距離eまでの間の領域R2Cである。

【0054】

第二のBモードデータDR2は、第二の部分領域R2AについてのデータDR2A、第二の部分領域R2BについてのデータDR2B、第二の部分領域R2CについてのデータDR2Cである。

10

【0055】

画像データ作成部51は、第二のBモードデータDR2A、第二のBモードデータDR2B及び第二のBモードデータDR2Cを走査変換して、一フレームのBモード画像データを作成する。画像表示制御部52は、このBモード画像データに基づくBモード画像BIを図9に示すように表示デバイス6に表示させる。

【0056】

図9のBモード画像BIにおいて、Bモード画像BIaは、第二のBモードデータDR2Aに基づく画像、Bモード画像BIbは、第二のBモードデータDR2Bに基づく画像、Bモード画像BIcは、第二のBモードデータDR2Cに基づく画像である。画像データ作成部51は、例えば台形のBモード画像BIが得られるように上述の走査変換を行なってBモード画像データを作成する。図9では、Bモード画像BIaとBモード画像BIbの間、Bモード画像BIbとBモード画像BIcの間に隙間が形成されているが、この隙間はなくてもよい。

20

【0057】

本例によれば、第一の部分領域R1を除いた第二の部分領域R2についての第二のBモードデータDR2に基づくBモード画像BIが表示される。従って、第一の部分領域R1が除かれた分だけ、Bモード画像BIを大きく表示することができるので、第一実施形態と同様に、肺表面の微細な情報についても容易に観察することができる。一方、Bモード画像BIにおけるBモード画像BIbとBモード画像BIcについては、位置情報は正確ではなくてもよい、第一実施形態と同様に、Bラインの存否を確認することはできる。

30

【0058】

本例においても、第一実施形態の第一変形例と同様に、Bモード画像BIaと、Bモード画像BIb、BIcは、互いに異なる画質になっていてもよい。また、本例においても、第一実施形態の第二変形例と同様に、Bモード画像BIaはコンパウンド画像であってもよい。

【0059】

(第三実施形態)

次に、第三実施形態について説明する。以下、第一、第二実施形態と同一事項については、説明を省略する。

40

【0060】

本例の図1及び図2に示す超音波診断装置と同一の構成を有する。ただし、本例では、画像データ作成部51は、第一、第二実施形態とは異なる走査変換を行なってBモード画像データを作成する。

【0061】

具体的に説明する。図10に本例において表示されるBモード画像BIを示す。このBモード画像BIにおいて、第五の部分領域R5のBモード画像BIdは第六の部分領域R6のBモード画像BIeよりも縮小されて表示される。本例では、第五の部分領域R5及び第六の部分領域R6は、Bモード画像BIの一部として示されている。Bモード画像BI

50

I d は、本発明における第三の超音波画像の実施の形態の一例である。また、Bモード画像 B I e は、本発明における第四の超音波画像の実施の形態の一例である。

【0062】

画像データ作成部 51 は、Bモード画像 B I において、第五の部分領域 R 5 のBモード画像 B I d が、第六の部分領域 R 6 のBモード画像 B I e よりも縮小されるようにBモードデータ（ローデータ）D R をマッピングする走査変換を行なう。図11にBモードデータ D R を示す。図11も、図8と同様に概念図である。

【0063】

画像データ作成部 51 は、Bモードデータ D R において、第五の部分領域 R 5 についての第五のBモードデータ D R 5 を走査変換してBモード画像 B I d の画像データを作成する。また、画像データ作成部 51 は、Bモードデータ D R において、第六の部分領域 R 6 についての第六のBモードデータ D R 6 を走査変換してBモード画像 B I e の画像データを作成する。画像データ作成部 51 は、Bモード画像 B I における第五の部分領域 R 5 が第六の部分領域 R 6 よりも縮小されるように、Bモードデータ D R 5、D R 6 をマッピングする走査変換を行なう。

【0064】

第六の領域 R 6 は、体表と体表からの距離 a までの間の領域である。また、第五の領域 R 5 は、体表からの距離 a と体表からの距離 e（図10では図示省略）までの間の領域である。図10において、Bモード画像 B I の横に示された目盛り S において、体表からの距離 a までの間の目盛りの間隔 a d と、体表からの距離 a よりも深い部分の目盛りの間隔 e d は、実際の被検体においては同じ距離を示す。しかし、図10においては、間隔 a d よりも間隔 e d の方が小さくなっており、Bモード画像 B I における第五の部分領域 R 5 が第六の部分領域 R 6 よりも縮小されていることが示されている。

【0065】

本例によれば、第五の部分領域 R 5 が、第六の部分領域 R 6 よりも縮小された分、第六の部分領域 R 6 を大きく表示することができる。従って、本例のBモード画像 B I によれば、第五の部分領域 R 5 が、第六の部分領域 R 6 よりも縮小されずに作成されるBモード画像と比べて、第六の部分領域 R 6 を大きく表示することができる。従って、第六の部分領域 R 6 のBモード画像 B I e において、肺表面の微細な情報についても容易に観察することができる。一方、第五の部分領域のBモード画像 B I d においては、Bラインの存否を確認することができる。

【0066】

本例においても、第一実施形態の第一変形例と同様に、Bモード画像 B I d と、Bモード画像 B I e は、互いに異なる画質になっていてもよい。この場合、Bモード画像 B I e は、コントラスト分解能及び空間分解能が向上した画像であり、Bモード画像 B I d は、コントラスト分解能が向上した画像である。

【0067】

また、本例においても、第一実施形態の第二変形例と同様に、Bモード画像 B I e はコンパウンド画像であってもよい。

【0068】

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。

【符号の説明】

【0069】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 6 表示デバイス
- 8 制御デバイス
- 9 記憶デバイス
- 51 画像データ作成部

10

20

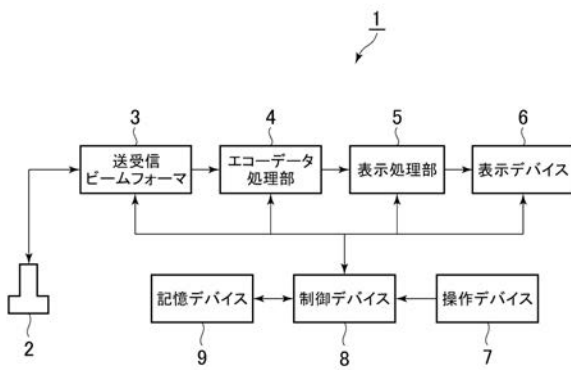
30

40

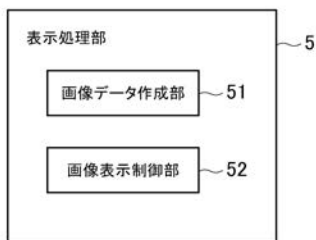
50

5 2 画像表示制御部

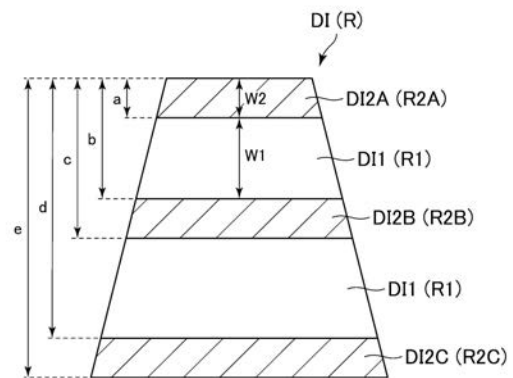
【図 1】



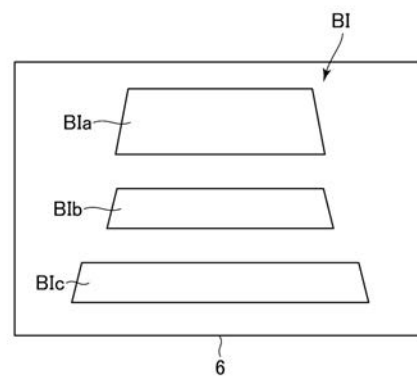
【図 2】



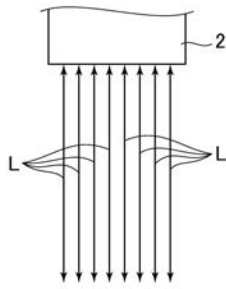
【図 3】



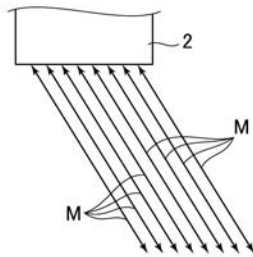
【図 4】



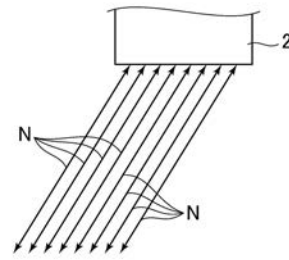
【図 5】



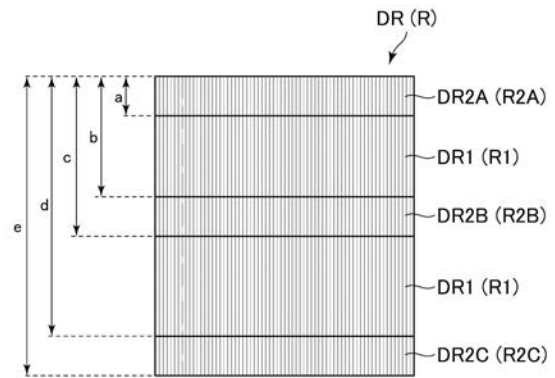
【図 6】



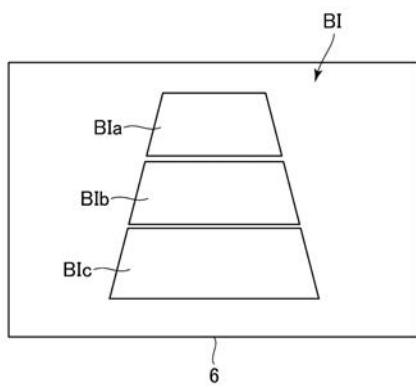
【図 7】



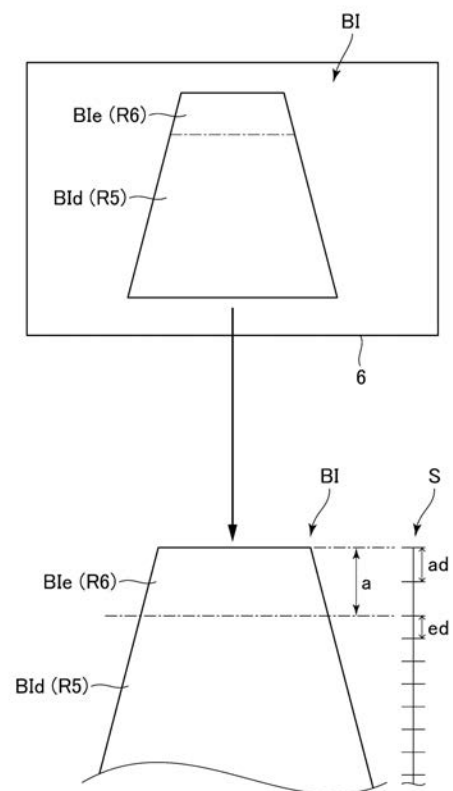
【図 8】



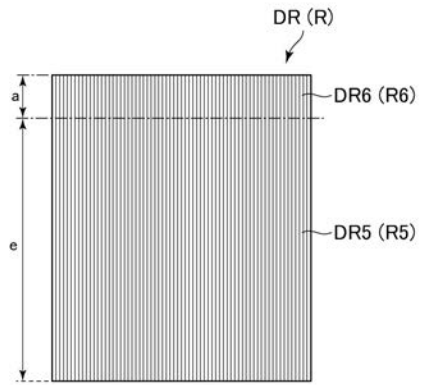
【図 9】



【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 1 2 7 G E ヘルスケア・ジャパン株式会社内

F ターム(参考) 4C601 BB27 DE08 EE05 EE06 GB03

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2019076654A	公开(公告)日	2019-05-23
申请号	JP2017207945	申请日	2017-10-27
[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		
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/BB27 4C601/DE08 4C601/EE05 4C601/EE06 4C601/GB03		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人 小岛 猛		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声诊断设备，其能够获得能够适当地观察组织的结构信息的超声图像，同时能够在比诊断所需的所需深度更深的部分中观察B线。提供。超声波诊断装置1向对象发送超声波并接收超声波的回波信号，以及基于回波信号生成的B模式图像BI。第一部分区域，在获得回波信号的对象整个区域中在对象的深度方向上具有所需宽度;显示在深度方向上位置不同的至少两个第二部分区域的B模式图像Bla，B1b和B1c。[选图]图4

