

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3917929号

(P3917929)

(45) 発行日 平成19年5月23日(2007.5.23)

(24) 登録日 平成19年2月16日(2007.2.16)

(51) Int. Cl.		F I	
<b>A 6 1 B</b>	<b>8/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B 8/00
<b>G 0 6 T</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D
<b>G 0 6 T</b>	<b>15/00</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 6 T 15/00 2 0 0

請求項の数 4 (全 8 頁)

(21) 出願番号	特願2002-332002 (P2002-332002)	(73) 特許権者	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成14年11月15日(2002.11.15)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2004-160070 (P2004-160070A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成16年6月10日(2004.6.10)	(72) 発明者	宇野 隆也 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
審査請求日	平成16年8月23日(2004.8.23)	審査官	後藤 順也
		(56) 参考文献	特開平07-328009 (JP, A) 特開平10-033538 (JP, A) 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

生体の三次元領域に対して超音波ビームを走査することにより、複数のエコーデータを取り込む送受波手段と、

前記複数のエコーデータに基づいて、1フレームが複数のラインによって構成される三次元画像を形成する三次元画像形成部と、

ライン単位表示モードにおいて、前記三次元画像形成部によって1ラインが形成されるごとにそのラインを順次表示することにより三次元画像を表示するライン単位表示処理手段と、

フレーム単位表示モードにおいて、前記三次元画像形成部によって1フレームの三次元画像が形成されるごとに三次元画像を表示するフレーム単位表示処理手段と、

モード選択用の参照情報に基づいて、前記ライン単位表示モード又は前記フレーム単位表示モードを選択する表示モード選択手段と、

を備え、

前記モード選択用の参照情報は、前記三次元領域の形成に係るフレームレートであることを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項2】

請求項1に記載の超音波診断装置であって、

前記表示モード選択手段は、前記フレームレートが所定閾値より小さい場合には、前記ライン単位表示処理手段を選択し、前記フレームレートが所定閾値より大きい場合には、

10

20

前記フレーム単位表示処理手段を選択することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置であって、

前記各ラインは、前記超音波ビームの走査面ごとに形成されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 に記載の超音波診断装置であって、

前記三次元画像は、ボリューム・レンダリング法に基づいて形成されることを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

10

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、生体の三次元領域に対して超音波ビームを走査し、この領域の三次元画像を形成して表示する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

現在、生体内の三次元領域に対して超音波ビームの走査を行い、組織の三次元画像を形成し表示する装置が実用化されている。その三次元画像は、特開平 10 - 33538 号公報、特開平 10 - 277030 号公報などに記載されるように、例えば、超音波ビームのエコーデータをボリュームレンダリング法により演算処理することにより得られたものであり、組織を立体的に表現することが可能である。なお、三次元領域を画像化する他の手法としては、表面抽出法、積算法、投影法などが知られている。

20

【0003】

超音波診断装置では、超音波ビームを第一の方向に走査し、複数の超音波ビームを含む走査面からのエコーデータを取り込み、また同時に、この走査面を第二の方向に走査し、複数の走査面を含む三次元領域からのエコーデータを取得する。このような超音波ビームの走査方法により、三次元領域からのエコーデータが得られる。このような超音波ビームの三次元領域に対する全走査は、所定のフレームレート(Hz)で行われる。なお、このフレームレートは、超音波ビームの送受信深さ及び本数で決定される。

【0004】

30

ボリュームレンダリング法では、1本の超音波ビームのエコーデータに対して演算処理することにより、三次元画像の1画素分の画素データが算出される。よって、1走査面からのエコーデータを演算処理することにより1ライン分の画素データが算出され、複数の走査面を含む三次元領域からのエコーデータを演算処理することにより1フレーム分の画素データが算出されることとなる。超音波診断装置は、超音波ビームの走査を上記のフレームレートで繰り返し行い、得られたエコーデータに対して演算処理を行うので、上記のフレームレートで三次元画像を繰り返し算出する。

【0005】

また、従来技術に係る超音波診断装置では、上述のように算出された三次元画像をモニタの画面上に表示する際には、画面表示を更新する方式として次ぎの2つの表示モードのいずれかが用いられている。

40

【0006】

一つ目の表示モードは、ライン単位表示モードと呼ばれる方式であり、図3(a)に示すように、超音波ビームを各走査面で走査して1ライン分の画素データを演算することにより、その1ラインを書き換える方式である。このライン単位表示モードでは、1ラインごとに三次元画像14が書き換えられることとなり、プローブの動きに対する画面表示の追従性能が向上する利点があるが、同時に画面に画像の変わり目12が表示され、ユーザにとって目障りとなる欠点がある。

【0007】

二つ目の表示モードは、フレーム単位表示モードと呼ばれる方式であり、図3(b)に示

50

すように、超音波ビームを三次元領域に対して走査して、1フレームの画像データを演算するごとに、三次元画像の1フレームを表示する方式である。このフレーム単位表示モードでは、上述のような画面表示の変わり目12がないため、画面表示は見やすいのであるが、三次元画像の表示が超音波ビームの全走査を終えたあとであるため、新しい三次元画像が表示されるまでの周期が長くなり、プローブの動きに対する画面表示の追従性能が悪く、ユーザの操作性が悪化するという欠点がある。

【0008】

【特許文献1】

特開平10-33538号公報

【特許文献2】

特開平10-277030号公報

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

また、従来技術の超音波診断装置では、画面表示のリアルタイム性を調節するために、走査される超音波ビームの間隔を変更してデータ密度を調節し、フレームレートを変更する機能が備えられている。

【0010】

データ密度の高いエコーデータを得る通常の場合には、超音波ビームは狭い間隔で送受信されるため、全ての超音波ビームを送受信するのに時間がかかり、フレームレートは小さい。このような状況でフレーム単位表示モードを用いると、画面表示の追従性が顕著に悪くなり、ユーザは生体内のリアルタイムな状況を知ることができない、という問題がある。

【0011】

また、画像表示のリアルタイム性を上げるために、超音波ビームの間隔を大きくしてフレームレートを大きくした場合には、ライン単位表示モードを用いると、画像の変わり目の画面上での移動が速くなり、顕著に目障りとなる、という問題がある。

【0012】

以上、フレームレートの大小により三次元画像の表示に問題が発生する状況を一例として挙げたが、上記問題点を一般化してとらえれば、画面表示の最適な表示方式は状況によって変わってしまうということである。

【0013】

上述の課題を解決するために、本発明は、自動的に表示モードが最適化される超音波診断装置を提供することを目的とする。

【0014】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、生体の三次元領域に対して超音波ビームを走査することにより、複数のエコーデータを取り込む送受波手段と、前記複数のエコーデータに基づいて、1フレームが複数のラインによって構成される三次元画像を形成する画像形成部と、ライン単位表示モードにおいて、前記画像形成部によって1ラインが形成されるごとにそのラインを順次表示することにより三次元画像を表示するライン単位表示処理手段と、フレーム単位表示モードにおいて、前記三次元画像形成部によって1フレームの三次元画像が形成されるごとに三次元画像を表示するフレーム単位表示処理手段と、モード選択用の参照情報に基づいて、前記ライン単位表示モード又は前記フレーム単位表示モードを選択する表示モード選択手段と、を備えたものである。

【0015】

本発明においては、このような参照情報に基づき表示モードを選択することにより、常にその状況に最適な表示モードで三次元画像を画面上に表示させることができる。また、表示モードが自動的に選択されるため、ユーザ自身が表示モードの変更をする必要がなく、超音波診断装置の操作性が向上している。

【0016】

10

20

30

40

50

モード選択用の参照情報とは、例えば、超音波診断装置の動作条件、診断部位、診断科目、患者名、診断者名などである。また、超音波診断装置の動作条件としては、超音波の送受信深さ、ビーム本数、又はこれらの値により決定される三次元領域の形成に係るフレームレートなどの超音波の送受信条件が考えられる。

【0017】

また、参照情報が三次元画像のフレームレートである場合には、前記表示モード選択手段が、前記フレームレートが所定閾値より小さい場合には、前記ライン単位表示処理手段を選択し、前記フレームレートが所定閾値より大きい場合には、前記フレーム単位表示処理手段を選択する構成とすればよい。これにより、フレームレートが早いときは1フレームごとに三次元画像が表示されるため、画面表示の変わり目がなく、画像はユーザにとって見やすいものとなり、また、フレームレートが遅いときはラインごとに三次元画像が表示されるため、画像は超音波探触子の動きに対して追従性のよいものとなる。

10

【0018】

また、本発明の一態様においては、前記各ラインは、前記超音波ビームの走査面ごとに形成されるものである。また、前記三次元画像は、ボリューム・レンダリング法に基づいて形成されるものである。

【0019】

【発明の実施の形態】

以下に、図面を参照して、本発明の好適な実施形態について説明する。図1には、本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図が示されている。

20

【0020】

超音波探触子22は、使用時には生体の三次元領域に向けて配置されるリニアアレイ型の超音波振動子を備えており、この超音波振動子からの超音波を電子的に制御することにより超音波ビームがX方向に走査される。また、超音波探触子22は、モータを有した駆動部24を備え、この駆動部24によって超音波ビームはZ方向に機械的に走査される。超音波ビームをX方向に走査することによりX-Y方向に広がる走査面10からのエコーデータが得られる。さらに、超音波ビームをZ方向に走査することによりZ方向に積層される複数の走査面10からのエコーデータが得られる。超音波ビームの三次元領域への全走査は、所定の周期で繰り返し行われる。この周期はボリュームレート(Hz)と呼ばれている。

30

【0021】

各超音波ビームについて取得されたエコーデータは、超音波探触子22から送受信部30に順次出力される。ロータリーエンコーダ26はその超音波探触子22のZ方向の座標を検出し、後述する表示制御部28内のデジタルスキャンコンバータ(DSC)に出力している。なお、この実施形態では、Z方向への超音波ビームの走査は機械的に行われているが、二次元アレイ型の超音波振動子を用いて、超音波ビームを電子的に走査してもよい。

【0022】

送受信部30は超音波探触子22に対して送信信号を供給すると共に、超音波探触子22から出力された受信信号を処理するものである。送受信部30は、各超音波ビームのエコーデータが得られる度に、そのエコーデータを出力する。送受信部30から出力されたエコーデータは、まずアンプ32によって増幅された後、LOGアンプ34において対数増幅され、そしてA/D変換器36にてデジタル信号に変換された後に、画像処理部38に送られる。

40

【0023】

画像処理部38は、このエコーデータに対して、ボリューム・レンダリング法に基づき演算処理を行い、三次元領域の立体的投影画像を形成する。すなわち、画像処理部38は、1本の超音波ビームのエコーデータが入力されるごとに、このエコーデータに対してボリューム・レンダリング法による演算を行い、超音波ビーム上の各点について演算データを算出する。そして、これらの演算データに基づき、この超音波ビームのエコーデータをY方向に投影した、三次元画像の画素データを算出する。このような処理を1走査面に含ま

50

れる超音波ビームのエコーデータについて行うことにより、三次元画像の1ラインを構成する複数画素の画素データが算出され、全超音波ビームについて行うことにより、三次元画像の1フレームを構成する複数画素の画素データが算出される。この三次元画像は、上述のボリュームレート、すなわち1フレームの三次元画像を得るためのフレームレート(Hz)で算出される。算出された画素データは、表示制御部28に出力される。なお、本実施形態では、ボリューム・レンダリング法による演算処理を行っているが、積算法、投影法などによる演算処理を行ってもよい。また、本実施形態では、超音波ビームごとに投影を行っており、すなわち、Y方向に投影がされているが、X方向、Z方向に投影してもよい。

#### 【0024】

表示制御部28は、1フレームの三次元画像を格納可能な表示メモリを内蔵するDSCと、ライン単位表示モード表示を行うライン単位表示処理部と、フレーム単位表示モード表示制御を行うフレーム単位表示処理部を備えている。表示制御部28は、三次元画像の画素データが画像処理部38から入力されると、画素データを表示メモリに書き込む。このとき、各画素の画素データは超音波ビームのXアドレスとZアドレスとによって特定されており、それらが表示メモリ上のX、Zアドレスに対応づけられ書き込まれる。

#### 【0025】

後述する処理により、ライン単位表示処理部とフレーム単位表示処理部のいずれか一方が選択されるのであるが、ライン単位表示処理部が選択された際には、画素データは、画像処理部38から入力されるごと、すなわち1ラインごとに表示メモリに書き込まれる。また、フレーム単位表示処理部が選択された際には、1フレームの画素データが入力されるごとに、画素データが表示メモリに書き込まれる。表示メモリに格納された三次元画像は、表示器42が表示を更新する周期で読み出され、D/A変換器40にてアナログ信号に戻された後、表示器42に送られ、画面上に表示される。

#### 【0026】

また、超音波診断装置には、エコーデータのデータ密度を調節するためのデータ密度調節器44が設けられている。このデータ密度調節器44は、データ密度を調節するための切換スイッチや回転つまみなどで構成され、ユーザによりデータ密度が調節されると、データ密度値の信号を送受信部30、駆動部24及び表示モード選択部46に出力する。送受信部30は、入力されたデータ密度値に基づき、リニアアレイ振動子から送出される超音波ビームのX方向の間隔の調節を行う。また、駆動部24は、入力されたデータ密度値に基づき、超音波ビームのZ方向の間隔の調節を行う。

#### 【0027】

表示モード選択部46は図2に示される次の処理を行う。まず、表示モード選択部46は、超音波の生体内部への送受信深さ、及び超音波の走査されるビーム本数に基づきフレームレートを算出する(S201)。次に、このフレームレートと所定の閾値n(Hz)と比較する(S202)。ここで、フレームレートが所定閾値nより小さい場合には、ライン単位表示モードを選択する選択信号を表示制御部28に出力し(S203)、フレームレートが所定閾値より大きい場合には、フレーム単位表示モードを選択する選択信号を表示制御部28に出力する(S204)。表示制御部28は、入力された選択信号により、2つの表示制御部のうちいずれか一方を選択し、表示メモリに画素データを書き込む処理を行う。

#### 【0028】

この三次元画像の表示モードの選択が本実施形態における特徴的な処理であり、これにより、フレームレートが早いときはフレーム単位表示モードが選択され、表示の変わり目がない画像を画面上に表示することができ、画面に表示される画像はユーザにとって見やすいものとなる。一方、フレームレートが遅いときはライン単位表示モードが選択され、画面表示がラインごとに順次表示されるため、超音波探触子22の動きに対して追従性のよい画像を画面上に表示することができる。また、本実施形態では表示モードが自動的に選択されるため、ユーザ自身が設定の変更をする必要がなく、スムーズに診断を行うことが

10

20

30

40

50

できる。

【0029】

なお、上述の実施形態では、モード選択用の参照情報は三次元画像のフレームレートであり、これに基づいて画面表示の表示方式を変更しているが、参照情報はこれに限られない。他の参照情報としては、例えば、超音波診断装置の動作条件、診断部位、診断科目、患者名、診断者名などが挙げられる。超音波診断装置の動作条件としては、例えば、超音波の送受信深さ、ビーム本数などである。また、上述の実施形態では、超音波の送受信深さ及びビーム本数に基づきフレームレートを算出する構成としたが、他の実施形態では、超音波診断装置の動作に基づき、フレームレートを実測することも可能である。また、上記所定閾値  $n$  をユーザが任意に設定できるように超音波診断装置を構成したり、所定閾値  $n$  が状況に応じて自動的に変更されるよう超音波診断装置を構成してもよい。また、上記の各実施形態はハードウェアで構成することも可能であるが、ソフトウェアで構成することもできる。

10

【0030】

【発明の効果】

本発明では、モード選択用の参照情報に基づいて、ライン単位表示モード又はフレーム単位表示モードを選択し、状況に適した表示モードで三次元画像の表示を行うため、表示画面をユーザにとって見やすいものとすることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

20

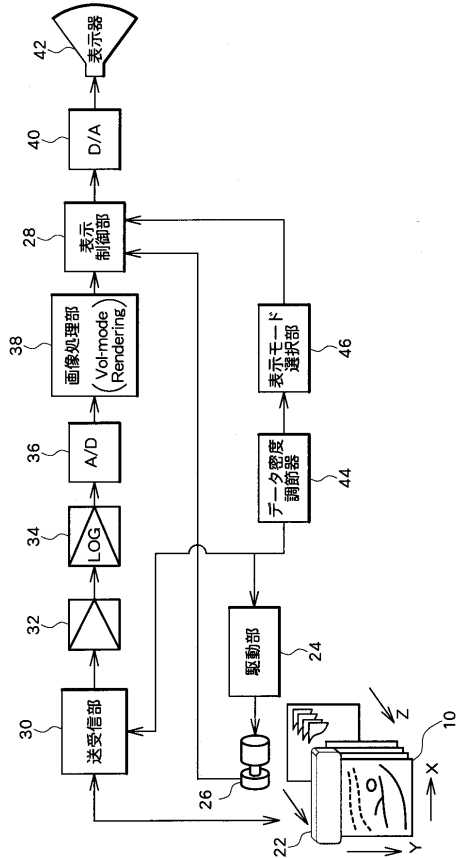
【図2】 本実施形態に係る超音波診断装置が行う処理を示すフローチャートである。

【図3】 ライン単位表示モード及びフレーム単位表示モードを説明するための図である。

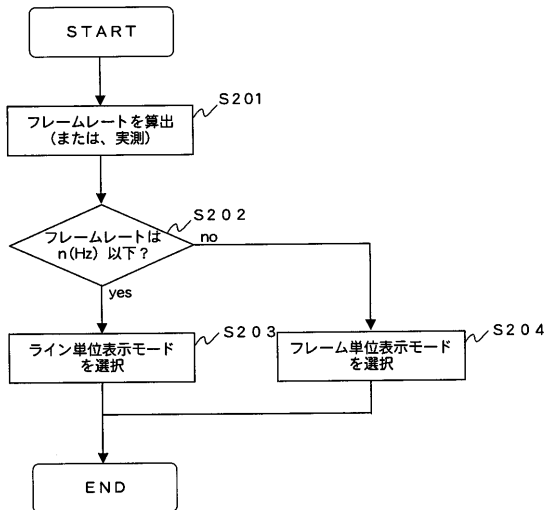
【符号の説明】

10 走査面、22 超音波探触子、24 駆動部、26 ロータリーエンコーダ、28 表示制御部、30 送受信部、32 アンプ、34 LOGアンプ、36 A/D変換器、38 画像処理部、40 D/A変換器、42 表示器、44 データ密度調節器、46 表示モード選択部。

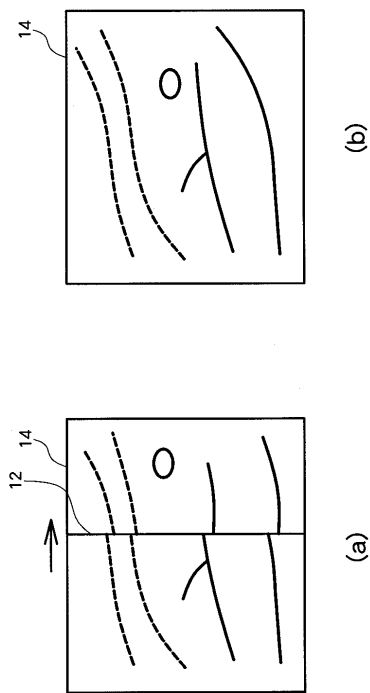
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , DB名)

A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP3917929B2</a>	公开(公告)日	2007-05-23
申请号	JP2002332002	申请日	2002-11-15
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	宇野隆也		
发明人	宇野 隆也		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T15/00 G06T15/08		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T15/00.200 G06T15/08 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/BB28 4C301/BB34 4C301/EE20 4C301/GB04 4C301/GB09 4C301/GD02 4C301/JB03 4C301/JB04 4C301/JB11 4C301/KK17 4C301/LL04 4C601/BB03 4C601/BB05 4C601/BB09 4C601/BB11 4C601/BB12 4C601/BB13 4C601/EE30 4C601/GA17 4C601/GA18 4C601/GA21 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/GB06 4C601/GB11 4C601/GB19 4C601/GB55 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/LL01 4C601/LL02 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB08 5B057/CB13 5B057/CB16 5B057/CD14 5B057/CE08 5B080/AA17 5B080/CA01 5B080/CA08 5B080/GA00		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2004160070A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供一种自动优化显示方法的超声波诊断装置。超声诊断设备具有数据密度调节器，用于调节回波数据的密度。当用户调整数据密度时，数据密度调节器42将数据密度值的信号输出到发送/接收单元30，驱动单元24和显示模式选择单元46。当输入数据密度值时，显示模式选择单元46基于超声波的发送/接收深度和波束数计算帧速率，并将帧速率(Hz)与预定阈值n(Hz)进行比较。。当帧速率小于预定阈值n时，用于选择行单元显示模式的选择信号被输出到显示控制单元28，并且当帧速率大于预定阈值时，用于选择帧单元显示模式的选择信号输出到显示控制单元28。 [选图]图1

