

(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2014-132949

(P2014-132949A)

(43) 公開日 平成26年7月24日(2014.7.24)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

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 12 頁)

(21) 出願番号 特願2013-1641(P2013-1641)
(22) 出願日 平成25年1月9日(2013.1.9)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100088720
弁理士 小川 眞一
(74) 代理人 100118430
弁理士 中原 文彦

最終頁に続く

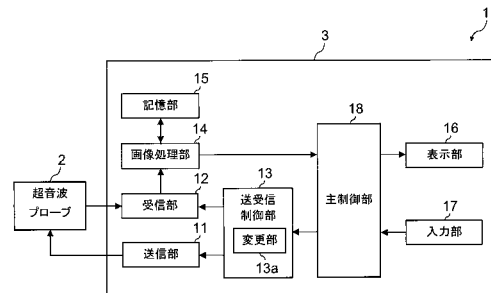
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】フレームレートを向上させることができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】実施形態に係る超音波診断装置1は、超音波ビームの送受波を繰り返しながら被検体内を超音波ビームによって走査し、1フレーム分の反射波情報を得ることを繰り返す超音波プローブ2と、反射波情報を用いてフレーム毎に超音波画像を生成する画像処理部14と、走査による複数の超音波ビームのうち所定の超音波ビーム及び複数のフレームのうち所定のフレームのどちらか一方又は両方で、被検体の体表からの診断距離である深さを変更する変更部13aとを備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波ビームの送受波を繰り返しながら被検体内を超音波ビームによって走査し、1フレーム分の反射波情報を得ることを繰り返す超音波プローブと、
前記反射波情報を用いてフレーム毎に超音波画像を生成する画像処理部と、
前記走査による複数の超音波ビームのうち所定の超音波ビーム及び複数のフレームのうち所定のフレームのどちらか一方又は両方で、前記被検体の体表からの診断距離である深さを変更する変更部と、
を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記変更部は、前記走査による複数の超音波ビームのうち所定の超音波ビームで前記深さを変更する場合、超音波ビーム毎に前記深さを変更す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】

前記変更部は、前記複数のフレームのうち所定のフレームで前記深さを変更する場合、フレーム毎に前記深さを変更す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 4】

前記画像処理部は、前記走査による複数の超音波ビームのうち所定の超音波ビームで前記深さを浅く変更したことによる1フレームの超音波画像の欠け部分のデータを、前記深さを浅く変更した超音波ビームより深さが深い超音波ビームに対応するデータにより補間す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 5】

前記画像処理部は、前記複数のフレームのうち所定のフレームで前記深さを浅く変更したことによる1フレームの超音波画像の欠け部分のデータを、前記深さを浅く変更したフレームより前のフレームであって、前記深さを浅く変更したフレームより深さが深いフレームに対応するデータにより補間す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 6】

前記画像処理部は、前記走査による複数の超音波ビームのうち所定の超音波ビームで前記深さを浅く変更したことによる1フレームの超音波画像の欠け部分のデータを、前記深さを浅く変更した超音波ビームに隣接し、当該超音波ビームより深さが深い超音波ビームに対応するデータにより補間することを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記超音波画像を表示する表示部と、
操作者の入力操作を受け付ける入力部と、
を備え、

前記変更部は、前記入力部に対する操作者の入力操作に応じて、前記所定の超音波ビーム及び前記所定のフレームのどちらか一方又は両方を設定することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記超音波画像を表示する表示部と、
操作者の入力操作を受け付ける入力部と、
を備え、

前記変更部は、前記入力部に対する操作者の入力操作に応じて、前記深さを変更する変更量を設定することを特徴とする請求項 1 ないし請求項 6 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

10

20

30

40

50

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波ビーム（超音波）を送受波する超音波プローブを用い、その超音波ビームにより被検体内を走査して被検体内からの反射波を受波し、その反射波の強度分布を輝度情報に変換して被検体の内部状態を超音波画像（超音波断層像）として画像化する装置である。

【0003】

この超音波診断装置では、フレームレート（1秒間に書き換えられるフレーム数）は超音波ビームのPRF（繰り返し周波数：1秒間の送受信の繰り返し数）により左右される。PRFは、被検体の体表からの診断距離である深さ（深度）と関係しており、その深さが深くなるほど低くなる。このPRFが低くなると、PRFの逆数であるPRT（繰り返し周期）は長くなるため、フレームレートが落ちてしまう。

10

【0004】

ここで、例えば、ユーザが、深さが浅い部分（関心部分）を見たい場合には、その浅い部分だけを表示させれば良いが、その浅い部分に加えて全体像を捉えるために深さが深い部分も表示させたい場合がある。この場合には、深さが深い部分を撮影するため、超音波ビームのPRFを低く、すなわちPRTを長くする必要がある。このため、所望の超音波画像を得ようとする、フレームレートが低下することになってしまう。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0005】

【特許文献1】特開平9-192130号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明が解決しようとする課題は、フレームレートを向上させることができる超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

実施形態に係る超音波診断装置は、超音波ビームの送受波を繰り返しながら被検体内を超音波ビームによって走査し、1フレーム分の反射波情報を得ることを繰り返す超音波プローブと、反射波情報を用いてフレーム毎に超音波画像を生成する画像処理部と、走査による複数の超音波ビームのうち所定の超音波ビーム及び複数のフレームのうち所定のフレームのどちらか一方又は両方で、被検体の体表からの診断距離である深さを変更する変更部とを備える。

30

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】第1の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】第1の実施形態に係る深さ変更処理の一例を説明するための説明図である。

【図3】第1の実施形態に係る穿刺時の深さ変更の流れを説明するための第1の説明図である。

40

【図4】第1の実施形態に係る穿刺時の深さ変更の流れを説明するための第2の説明図である。

【図5】第1の実施形態に係る穿刺時の深さ変更の流れを説明するための第3の説明図である。

【図6】第1の実施形態に係る深さ変更処理の他の一例を説明するための説明図である。

【図7】第1の実施形態に係る深さ変更処理の他の一例を説明するための説明図である。

【図8】第2の実施形態に係る深さ変更処理の一例を説明するための説明図である。

【図9】第3の実施形態に係る深さ変更処理の一例を説明するための説明図である。

【発明を実施するための形態】

50

【0009】

(第1の実施形態)

第1の実施形態について図1乃至図7を参照して説明する。

【0010】

図1に示すように、第1の実施形態に係る超音波診断装置1は、患者などの被検体に対して超音波の送受波を行う超音波プローブ2と、その超音波プローブ2が着脱可能に接続される装置本体3とを備えている。

【0011】

超音波プローブ2は、被検体の表面である体表にその先端面を接触させた状態で、超音波の送受波(送受信)を行う超音波探触子である。この超音波プローブ2は複数の圧電振動子を内蔵しており、それらの圧電振動子は先端面に二次元的に配列されている。超音波プローブ2は、各圧電振動子により被検体内に超音波を順次送波して撮影範囲を走査し、被検体からの反射波を反射波情報(反射信号)として受波する。

10

【0012】

装置本体3は、超音波プローブ2に対して駆動信号を送信する送信部11と、超音波プローブ2からの反射信号を受信する受信部12と、それらの送受信を制御する送受信制御部13と、反射信号を処理して超音波画像(超音波断層像)を生成する画像処理部14と、その超音波画像を記憶する記憶部15と、各種画像を表示する表示部16と、医師などの操作者の入力操作を受け付ける入力部17と、各部を制御する主制御部18とを備えている。

20

【0013】

送信部11は、送受信制御部13の制御に応じて、超音波プローブ2に超音波を発生させるための駆動信号、すなわち各圧電振動子に印加する電気パルス信号(励起信号)を生成し、その電気パルス信号を超音波プローブ2に送信する。このとき、送信部11は、送受信制御部13の制御により、超音波ビームのPRF(繰り返し周波数)に基づいて電気パルス信号を生成して送信する。

【0014】

受信部12は、送受信制御部13の制御に応じて、超音波プローブ2からの反射信号(エコー信号)を受信し、その受信信号に対して整相加算を行い、その整相加算により取得した信号を画像処理部14に出力する。なお、受信部12は、送信部11による超音波ビームの送信と送信の合間であるPRT(繰り返し周期)内で受信を行うため、その間に戻ってくる反射信号だけを受信することになる。

30

【0015】

送受信制御部13は、超音波プローブ2が超音波ビームの送受波を繰り返しながら所定の撮影範囲を超音波ビームにより走査するように送信部11及び受信部12を制御する。なお、超音波ビームの走査により、スキャン領域である走査面が形成され、その走査面は複数の走査線(超音波ビーム)により構成される。

【0016】

この送受信制御部13は、被検体の体表からの診断距離である深さ(深度)を変更する変更部13aを有している。この変更部13aは、走査による複数の超音波ビーム(走査線)のうち所定の超音波ビームで、一例としてビーム毎に深さを変更してそのPRFを変える。

40

【0017】

例えば、図2に示すように、深さはビーム毎に変更される(図2中の実線の黒矢印参照)。すなわち、所定の超音波ビームが2、4、6、8・・・(2n:nは自然数)という偶数ビームである場合には、深さをA1からA2に浅く変更し、さらに、所定の超音波ビームが3、5、6、7・・・(2n+1:nは自然数)という奇数ビームである場合には、深さをA2からA1に深く変更する。このように深さはビーム毎に変更され、PRFがビーム毎に変えられる。

【0018】

50

ここで、一例として、深さA1が20cm、深さA2が10cmとされ、変換率(変更率)が二分の一に予め設定された場合には、偶数ビームの深さは10cmであり、そのPRFは10cm分のPRFとなって20cm分のPRFの二倍となる。このため、偶数ビームのPRFは半分となり、フレームレートは全てのビームを20cmでスキャンする場合に比べて4/3倍になる。このように深さを浅く変更する間引きを1/2間隔(ビーム2本に1本の割合)で行うことによって、フレームレートを向上させることができる。なお、変換率は、深さが浅い部分(0~10cm)である関心部分のデータを残すように予め設定されている。

【0019】

このような処理を行う変更部13aは、電気回路などのハードウェアにより構成されても良く、また、各機能を実行するプログラムなどのソフトウェアにより構成されても良い。あるいは、変更部13aは、ハードウェア及びソフトウェアの両方の組合せにより構成されても良い。

10

【0020】

画像処理部14は、1フレーム分の反射波情報を用いて超音波画像(画像データ)をフレーム毎に生成する。このとき、画像処理部14は、前述の深さを浅く変更したことによる1フレームの超音波画像の欠け部分のデータを、深さを浅く変更した超音波ビームより深さが深い超音波ビームに対応するデータにより補間する。このとき、深さを浅く変更した超音波ビームの両側に隣接する一対の超音波ビームのどちらか一方又は両方に対応するデータを用いることが可能である。

20

【0021】

例えば、図2に示すように、所定の超音波ビームが2、4、6、8・・・(2n:nは自然数)という偶数ビームであるとき、深さをA1からA2に、例えば20cmから10cmに浅く変更した場合には、その偶数ビームの深さの変更に応じて不足したデータである深さ10~20cmのデータを、その偶数ビームに隣り合う奇数ビームでスキャンして得たデータ(奇数ビームの深さ10~20cmのデータ)により補間する(図2中の点線の黒矢印参照)。これにより、間引きによる画質低下、すなわち深さが深い部分(10~20cm)の画質低下を抑えることが可能となる。

【0022】

なお、前述の画像処理部14は、Bモード処理部やドブラ処理部、カラーモード処理部などを有しており、さらに、データ変換を行うDSC(デジタルスキャンコンバータ)も有している。Bモード処理部は、受信部12から供給された信号の振幅情報の映像化を行い、Bモード超音波ラスタデータを生成してDSCに出力する。ドブラ処理部は、受信部12から供給された信号からドブラ偏移周波数成分を取り出し、さらにFFT(高速フーリエ変換)処理などを施し、血流情報を生成してDSCに出力する。カラーモード処理部は、受信部12から供給された信号に基づいて血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成してDSCに出力する。

30

【0023】

その後、画像処理部14は、DSCによりスキャンコンバージョン処理を行い、前述のデータを直交座標で表される超音波画像に変換する。例えば、DSCは、Bモード処理部から出力されたBモード超音波ラスタデータに対してスキャンコンバージョン処理を施し、被検体の組織形状を二次元情報として表す超音波画像(画像データ)を生成する。

40

【0024】

記憶部15は、画像処理部14により生成された超音波画像や各種プログラムなどの各種情報を記憶する記憶装置である。この記憶部15としては、例えば、大容量のHDD(ハードディスクドライブ)やSSD(ソリッドステートドライブ)などを用いることが可能である。

【0025】

表示部16は、超音波画像や操作画面(例えば、操作者から各種指示を受け付けるためのGUI(グラフィカルユーザインターフェース))などの各種画像を表示する表示装置

50

である。この表示部 16 としては、例えば、液晶ディスプレイや有機 EL (エレクトロルミネッセンス) ディスプレイなどを用いることが可能である。

【0026】

入力部 17 は、医師などのユーザである操作者により入力操作される操作部 (操作パネル) であり、例えば、撮影指示や画像表示、画像の切り替え、診断モード指定、各種設定など、様々な入力操作を受け付ける。この入力部 17 としては、例えば、ボタンやキーボード、ツマミ、GUI などの入力デバイスを用いることが可能である。

【0027】

主制御部 18 は、例えば、CPU (中央処理装置) や ROM (リードオンリーメモリ)、RAM (ランダムアクセスメモリ) などにより構成されている。この主制御部 18 は、10 入力部 17 からの入力信号に基づいてプログラムなどを読み出して実行し、各部の制御、例えば、送受信制御部 13 に送受信の命令を出す処理や表示部 16 に各種画像を表示させる処理などを行う。

【0028】

次に、前述の超音波診断装置 1 が行う深さ変更処理 (間引き処理) の流れについて説明する。

【0029】

まず、操作者は、入力部 17 を入力操作し、必要に応じて通常モード (間引き無し) から間引きモード (間引き有り) に切り替え、被検体の体表に超音波プローブ 2 を当て、所望の超音波画像を取得するように超音波プローブ 2 を操作する。このとき、超音波ビームの送受波が送信部 11 及び受信部 12 により繰り返されながら、所定の撮影範囲 (スキャン領域) が超音波ビームにより走査され、1 フレーム分の反射波情報が取得される。この走査が繰り返されてフレーム毎の反射波情報が得られる。なお、操作者は撮影前に入力部 17 を入力操作し、希望する深さ (すなわち PRF) を例えば $A1 = 20 \text{ cm}$ に設定する。20

【0030】

このような超音波ビームの走査において、前述の深さが所定の超音波ビーム (走査線) で変更部 13a により変更され、その PRF が変えられる。例えば、深さの変換率が $1/2$ とされ、所定の超音波ビームが偶数ビームとされた場合には、偶数ビームの深さを $A1$ から $A2$ 、すなわち 20 cm から 10 cm に浅く変更する間引きが $1/2$ 間隔で行われる (図 2 中の実線の黒矢印参照)。これにより、偶数ビームの PRF は 10 cm 分の PRF となって 20 cm 分の PRF の二倍となり、偶数ビームの PRT は半分となる。このため、フレームレートは全てのビームを 20 cm でスキャンする場合に対して $4/3$ 倍になるので、フレームレートを向上させることができる。30

【0031】

次いで、深さが浅い部分 ($0 \sim 10 \text{ cm}$) に加えて、全体像を捉えるために深さが深い部分 ($10 \sim 20 \text{ cm}$) を含む超音波画像が画像処理部 14 により生成される。このとき、深さを浅く変更する間引きに応じて欠けた、偶数ビームの深さ $10 \sim 20 \text{ cm}$ のデータは、その偶数ビームに隣り合う奇数ビームでスキャンして得たデータにより補間される (図 2 中の点線の黒矢印参照)。これにより、間引きによるデータ不足を補うことが可能となり、深さが深い部分の画質が低下することを抑えることができる。なお、補間用のデータとしては、反射波情報そのもの、あるいは、その反射波情報から得られた画像データのどちらを用いても良いが、処理速度向上のためには画像データを用いることが好ましい。40

【0032】

その後、前述の超音波画像が表示部 16 により表示される。これにより、操作者は、深さが浅い部分 ($0 \sim 10 \text{ cm}$) に加えて、全体像を捉えるために深さが深い部分 ($10 \sim 20 \text{ cm}$) も見ることが可能となり、全体像を捉えつつ深さが浅い部分 (関心部分) を確認することができる。このように深さが浅い部分に加えて、全体像を捉えるために深さが深い部分も表示させた場合でも、全ビームの深さが 20 cm である場合に比べ、PRT を抑えてフレームレートを向上させることができる。50

【0033】

特に、穿刺を行う場合で、針の先の部分を明瞭に撮影しつつ、ターゲット部分まで表示させておく必要がある時、針の動作に追従するためにフレームレートを上げたいときに対応することが可能となる。

【0034】

例えば、図3に示すように、針H1の挿入開始直後は針H1の先の少し奥（針H1の先端からの所定距離）まで全ビームスキャンして、それより奥は全ビームの1/2（あるいは1/3）のスキャンをしてターゲットT1を表示しておくようにしておく。なお、針H1の先端からの所定距離は予め設定されているが、入力部17に対する操作者の入力操作によって変更可能である。

10

【0035】

次いで、図4に示すように、針H1の挿入が奥に進むにつれて、全ビームスキャンする深さを変化させていく（図4中のA2参照）。この変化方法としては、操作者が入力部17のツマミなどを操作して深さを変更できるようにしても良いし、画像データから針H1の位置を検出し、自動的に変化させるようにしても良い。

【0036】

なお、操作者が入力部17のツマミなどを操作して深さを変更する場合には、図5に示すように、全ビームスキャンする深さが判るようにその深さを示す線である破線T2などを画像に表示するようにしておく。この表示タイミングは、表示ON/OFFを操作者が選択できるようにしても良いし、ツマミなどで深さを変更する場合、そのツマミとして、回すだけではなく押しボタンにもなっているツマミを使用し、押しながら回すと深さ方向が変更され、それを押している間、全ビームスキャンする深さを表示し、ツマミを離すと表示を消すようにしても良い。

20

【0037】

以上説明したように、第1の実施形態によれば、走査による複数の超音波ビーム（走査線）のうち所定の超音波ビームで、例えばビーム毎に深さを変更することによって、1フレーム内で深さを部分的に浅くしてPRFを高くし、PRTを短くすることが可能となるので、フレームレートを向上させることができる。また、深さを浅く変更する間引きによるデータ不足もデータ補間により抑えることが可能となるので、深さが深い部分の画質低下を抑止することができる。

30

【0038】

なお、前述の第1の実施形態においては、深さを浅く変更する間引きを1/2間隔（ビーム2本に1本の割合）で行っているが、これに限るものではなく、例えば、図6に示すように、1/3間隔で行うようにしても良く、また、1/4間隔で行うようにしても良い。さらに、図7に示すように、前述の所定の超音波ビームが2、3、5、6、8、9・・・（ $3n-1$ 、 $3n$ ： n は自然数）で、すなわち2/3間隔で間引きを行うようにしても良く、その間隔は限定されるものではない。また、規則性無くランダムに間引きを行うことも可能であり、前述の所定の超音波ビームを自由に設定することができる。なお、このような間引きでは、深さが深い部分の画質低下を許容できる範囲まで間引きの間隔（頻度）を変えることが可能である。

40

【0039】

この間引きの間隔を変える場合には、ユーザである操作者は、表示部16により表示されている超音波画像を見ながら、入力部17を入力操作して間引きの間隔を設定（変更）することが可能である。さらに、操作者は、超音波画像を見ながら入力部17を入力操作し、深さの変更量（例えば、変換率や減数など）も設定（変更）することが可能である。このとき、送受信制御部13の変更部13aは、主制御部18を介して、入力部17に対する操作者の入力操作に応じ、間引きの間隔や深さの変更量を設定して所定値として記憶し、それらの所定値に基づいて間引きを実行する。操作者により間引きの間隔や深さの変更量の変更されると、その変更に応じた超音波画像がリアルタイムに表示されることになる。このため、操作者は超音波画像を視認しながら間引きの間隔や深さの変更量を変える

50

ことが可能となり、所望の超音波画像（所望の画質や所望深さの関心部分）を容易に得ることができる。

【0040】

（第2の実施形態）

第2の実施形態について図8を参照して説明する。なお、第2の実施形態では、第1の実施形態との相違点について説明し、第1の実施形態で説明した部分と同一部分は同一符号で示し、その説明も省略する。

【0041】

第2の実施形態では、変更部13aは、複数のフレームのうち所定のフレームで、例えばフレーム毎に深さを変更する。また、画像処理部14は、深さを浅く変更したことによる1フレームの超音波画像の欠け部分のデータを、深さを浅く変更したフレームより前（例えば、直前）のフレームであって、深さを浅く変更したフレームより深さが深いフレームに対応するデータにより補間する。

【0042】

例えば、図8に示すように、深さはフレーム毎に変更される（図8中の実線の黒矢印参照）。すなわち、所定のフレームが偶数フレームである場合には、第1ビームで深さをA1からA2に浅く変更し、さらに、所定のフレームが奇数フレームである場合には、第1ビームで深さをA2からA1に深く変更する。このように深さはフレーム毎に変更され、PRFがフレーム毎に変えられる。

【0043】

ここで、一例として、深さA1が20cm、深さA2が10cmとされ、変換率が二分の一に予め設定された場合には、偶数フレームの全ビームの深さは10cmであり、それらのビームのPRFは10cm分のPRFとなって20cm分のPRFの二倍となる。このため、偶数フレームの全ビームのPRTは半分となり、偶数フレームのフレームレートが奇数フレームの二倍となるため、全体を通してのフレームレートは全フレームの全てのビームを20cmでスキャンする場合に比べて4/3倍になる。このような深さを浅く変更する間引きを偶数フレーム、すなわち1/2間隔（フレーム2つに1つの割合）で行うことによって、フレームレートを向上させることができる。

【0044】

なお、このような深さを浅く変更する間引きでは、その間引きに応じて不足したデータとして偶数フレームの全ビームの深さ10~20cmのデータを、その偶数フレームの直前の奇数フレームでスキャンして得たデータ（奇数フレームの全ビームの深さ10~20cmのデータ）により補間する（図8中の点線の黒矢印参照）。これにより、間引きによる画質低下、すなわち深さが深い部分（10~20cm）の画質低下を抑えることが可能となる。

【0045】

以上説明したように、第2の実施形態によれば、前述の第1の実施形態と同様の効果を得ることができる。すなわち、複数のフレームのうち所定のフレームで、例えばフレーム毎に深さを変更することによって、全フレーム内の所定のフレームで深さを浅くしてPRFを高くし、PRTを短くすることが可能となるので、フレームレートを向上させることができる。また、深さを浅く変更する間引きによるデータ不足もデータ補間により抑えることが可能となるので、深さが深い部分の画質低下を抑止することができる。

【0046】

なお、前述の第2の実施形態においては、深さを浅く変更する間引きを1/2間隔（フレーム2つに1つの割合）で行っているが、これに限るものではなく、例えば、1/3間隔で行うようにしても良く、また、1/4間隔で行うようにしても良い。さらに、前述の所定のフレームが2、3、5、6、8、9・・・（ $3n-1$ 、 $3n$ ： n は自然数）で、すなわち2/3間隔で間引きを行うようにしても良く、その間隔は限定されるものではない。また、規則性無くランダムに間引きを行うことも可能であり、前述の所定の超音波ビームを自由に設定することができる。なお、このような間引きでは、深さが深い部分の画質

10

20

30

40

50

低下を許容できる範囲まで間引きの間隔（頻度）を変えることが可能である。この間引きの間隔を変える方法は第1の実施形態と同様である。

【0047】

（第3の実施形態）

第3の実施形態について図9を参照して説明する。なお、第3の実施形態では、第1の実施形態との相違点について説明し、第1の実施形態で説明した部分と同一部分は同一符号で示し、その説明も省略する。

【0048】

第3の実施形態では、変更部13aは、走査による複数の超音波ビーム（走査線）のうち所定の超音波ビーム及び複数のフレームのうち所定のフレームで、例えばビーム毎及びフレーム毎に深さを変更する。また、画像処理部14は、深さを浅く変更したことによる1フレームの超音波画像の欠け部分のデータを、深さを浅く変更した超音波ビームより深さが深い超音波ビームに対応するデータにより補間したり、あるいは、深さを浅く変更したフレームの前（例えば、直前）のフレームであって、その深さを浅く変更したフレームより深さが深いフレームに対応するデータにより補間したりする。

10

【0049】

例えば、図9に示すように、深さはビーム毎及びフレーム毎に変更される（図9中の実線の黒矢印参照）。すなわち、所定のフレームが奇数フレームであり、前述の所定の超音波ビームが2、4、6、8・・・（ $2n$ ： n は自然数）という偶数ビームである場合には、深さをA1からA2に浅く変更し、さらに、所定の超音波ビームが3、5、6、7・・・（ $2n+1$ ： n は自然数）という奇数ビームである場合には、深さをA2からA1に深く変更する。このように深さはビーム毎に変更され、PRFがビーム毎に変えられる。

20

【0050】

さらに、所定のフレームが偶数フレームである場合には、第1ビームで深さをA1からA2に浅く変更する。ところが、深さはフレーム毎に加えてビーム毎にも変更されるため、前述の所定の超音波ビームが2、4、6、8・・・（ $2n$ ： n は自然数）という偶数ビームである場合には、深さをA2からA1に深く変更し、さらに、所定の超音波ビームが3、5、6、7・・・（ $2n+1$ ： n は自然数）という奇数ビームである場合には、深さをA1からA2に浅く変更する。これにより、偶数フレームのビーム毎の深さは奇数フレームのビーム毎の深さと逆になる。このように深さはフレーム毎さらにビーム毎に変更され、PRFが変えられる。

30

【0051】

ここで、一例として、深さA1が20cm、深さA2が10cmとされ、変換率が二分の一に予め設定された場合には、奇数フレームにおいて、偶数ビームの深さは10cmであり、そのPRFは10cm分のPRFとなって20cm分のPRFの二倍となるため、偶数ビームのPRTは半分となる。また、偶数フレームにおいて、奇数ビームの深さは10cmであり、そのPRFは10cm分のPRFとなって20cm分のPRFの二倍となるため、奇数ビームのPRTは半分となる。これらのことから、フレームレートは全てのビームを20cmでスキャンする場合に比べて4/3倍になる。このような深さを浅く変更する間引きを1/2間隔（ビーム2本に1本の割合）で行うことによって、フレームレートを向上させることができる。

40

【0052】

なお、このような深さを浅く変更する間引きでは、その間引きに応じて不足したデータとして偶数ビームあるいは奇数ビームの深さ10～20cmのデータを、その偶数ビームあるいは奇数ビームに隣り合うビームでスキャンして得たデータ（深さ10～20cmのデータ）により補間する（図9中の点線の黒矢印参照）。また、偶数フレームあるいは奇数フレームの深さ10～20cmのデータを、それらの偶数フレームあるいは奇数フレームの直前でスキャンして得たデータ（深さ10～20cmのデータ）により補間することも可能である。このような補間を実行することによって、間引きによる画質低下、すなわち深さが深い部分（10～20cm）の画質低下を抑えることが可能となる。

50

【 0 0 5 3 】

以上説明したように、第3の実施形態によれば、前述の第1の実施形態と同様の効果を得ることができる。すなわち、走査による複数の超音波ビームのうち所定の超音波ビームと複数のフレームのうち所定のフレームで、例えばビーム毎及びフレーム毎に深さを変更することによって、その全フレームのうち所定の超音波ビーム及び所定のフレームで深さを浅くしてPRFを高くし、PRTを短くすることが可能となるので、フレームレートを向上させることができる。また、深さを浅く変更する間引きによるデータ不足もデータ補間により抑えることが可能となるので、深さが深い部分の画質低下を抑えることもできる。

【 0 0 5 4 】

なお、第1及び第2の実施形態と同様に、深さを浅く変更する間引きの間隔は限定されるものではなく、1/3間隔や1/4間隔、2/3間隔などで間引きを行っても良い。さらに、規則性無くランダムに間引きを行うことも可能である。この間引きの間隔を変える方法は第1の実施形態と同様である。

10

【 0 0 5 5 】

以上、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

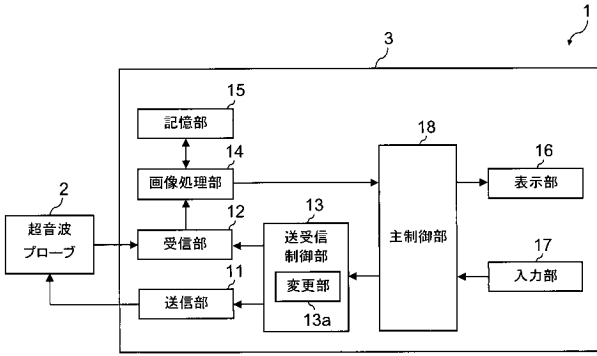
20

【 符号の説明 】

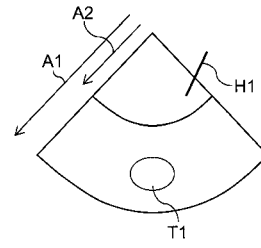
【 0 0 5 6 】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 13 a 変更部
- 14 画像処理部
- 16 入力部
- 17 表示部

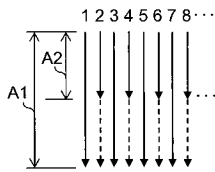
【 図 1 】



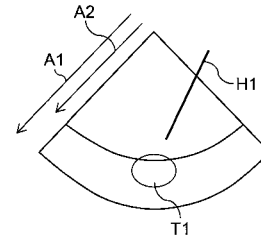
【 図 3 】



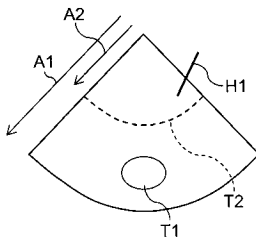
【 図 2 】



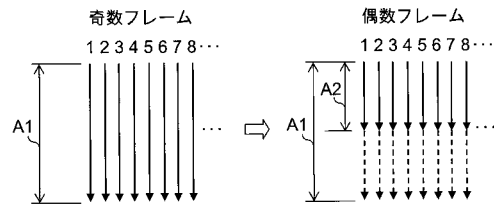
【 図 4 】



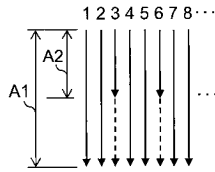
【 図 5 】



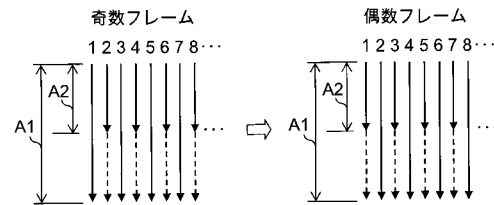
【 図 8 】



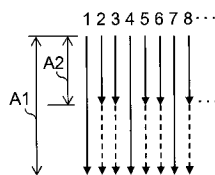
【 図 6 】



【 図 9 】



【 図 7 】



フロントページの続き

- (72)発明者 中内 信行
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 田村 和宏
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 渡辺 欣孝
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 藤掛 俊太
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- Fターム(参考) 4C601 EE06 EE08 HH14 JC01 KK12

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2014132949A	公开(公告)日	2014-07-24
申请号	JP2013001641	申请日	2013-01-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	中内信行 田村和宏 渡边欣孝 藤掛俊太		
发明人	中内 信行 田村 和宏 渡边 欣孝 藤掛 俊太		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE06 4C601/EE08 4C601/HH14 4C601/JC01 4C601/KK12		
代理人(译)	希尼奇·奥格瓦		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够提高帧频的超声波诊断设备。根据实施例的超声诊断设备1是超声探头，其在重复发送和接收超声束的同时用超声束重复扫描对象的内部，并且重复获得一帧的反射波信息。参照图2，图像处理单元14使用反射波信息，通过扫描的多个超声波束中的预定超声波束和多个帧中的预定帧之一，为每个帧生成超声图像。它们之一或两者都包括改变单元13a，该改变单元13a改变作为距被检体的体表的诊断距离的深度。[选型图]图1

