

(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2008-35903

(P2008-35903A)

(43) 公開日 平成20年2月21日(2008.2.21)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2006-209895 (P2006-209895)
(22) 出願日 平成18年8月1日(2006.8.1)(71) 出願人 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・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000
(74) 代理人 100094053
弁理士 佐藤 隆久
(72) 発明者 川江 宗太郎
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

最終頁に続く

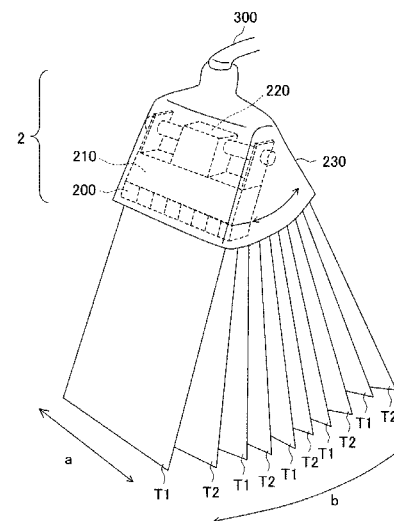
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】ボリウムレートを維持しつつ、超音波診断画像の画質を向上させる。

【解決手段】本発明のフレキシブルプリント基板は、電気絶縁性の基板の表面に複数の配線パターンが延在するように形成されているフレキシブルプリント基板であって、複数の前記配線パターンそれぞれは、互いの間隔が前記基板の延在する方向に沿って狭まるように形成されている部分を含む。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の 3 次元領域の第 1 方向に沿って複数の音線の位置が間隔を隔てられるように超音波を送信し、前記被検体において反射される超音波を受信することによってエコー信号を取得する走査を、前記被検体において前記第 1 方向に沿った方向と異なる第 2 方向において間隔を隔てるように繰り返し実施する走査部と、

前記走査部によって取得された前記エコー信号に基づいて、前記被検体についての超音波診断画像を生成する画像生成部と

を有し、

前記走査部は、前記走査として、第 1 走査と、前記音線が前記第 1 方向において前記第 1 走査における前記音線の位置の間に位置する第 2 走査とを含むように、前記走査を繰り返し実施する

超音波診断装置。

【請求項 2】

前記走査部は、前記第 1 走査と、前記第 2 走査とを交互に繰り返し実施する

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記走査部は、前記第 2 走査における前記音線が、前記第 1 走査において第 1 方向に沿って隣り合う前記音線の中心に位置する

請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記走査部は、前記超音波を前記被検体へ送信する複数の超音波振動子が、第 1 方向に沿って配列されている

請求項 1 から 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記走査部は、前記被検体を走査する方式が電子走査方式である

請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記走査部は、前記第 1 方向に前記被検体を走査する方式が前記電子走査方式であり、前記第 2 方向に前記被検体を走査する方式が機械走査方式である

請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記走査部は、複数の前記超音波振動子が第 1 方向に沿って直線状に配列されている

請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記画像生成部により生成される前記超音波診断画像を表示する画像表示部を有する

請求項 1 から 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

被検体の 3 次元領域の第 1 方向に沿って複数の音線の位置が間隔を隔てられるように超音波を送信し、前記被検体において反射される超音波を受信することによってエコー信号を取得する走査を、前記被検体において前記第 1 方向に沿った方向と異なる第 2 方向において間隔を隔てるように繰り返し実施する第 1 ステップと、

前記第 1 ステップにおいて取得された前記エコー信号に基づいて、前記被検体についての超音波診断画像を生成する第 2 ステップと

を有し、

前記第 1 ステップにおいては、第 1 走査と、前記音線が前記第 1 方向において前記第 1 走査における前記音線の位置の間に位置する第 2 走査とを含むように、前記走査を繰り返し実施する

超音波診断画像生成方法。

【請求項 10】

前記第 1 ステップにおいては、前記第 1 走査と、前記第 2 走査とを交互に繰り返し実施し、超音波診断画像を生成する

請求項 9 に記載の超音波診断画像生成方法。

【請求項 11】

前記第 1 ステップにおいては、前記第 2 走査における前記音線が、前記第 1 走査において、第 1 方向に沿って隣り合う前記音線の中心に位置する

請求項 10 に記載の超音波診断画像生成方法。

【請求項 12】

前記第 1 ステップにおいては、前記超音波を前記被検体へ送信する複数の超音波振動子が、第 1 方向に沿って配列されている

10

請求項 9 から 11 のいずれかに記載の超音波診断画像生成方法。

【請求項 13】

前記第 1 ステップにおいては、前記被検体を走査する方式が電子走査方式である

請求項 12 に記載の超音波診断画像生成方法。

【請求項 14】

前記第 1 ステップにおいては、複数の前記超音波振動子が第 1 方向に沿って配列され、

前記第 1 方向に前記被検体を走査する方式が前記電子走査方式であり、

前記第 2 方向に前記被検体を走査する方式が機械走査方式である

請求項 12 に記載の超音波診断画像生成方法。

【請求項 15】

20

前記第 1 ステップにおいては、複数の前記超音波振動子が第 1 方向に沿って直線状に配列されている

請求項 14 に記載の超音波診断画像生成方法。

【請求項 16】

前記第 2 ステップにおいて与えられた画像信号を基に、前記超音波診断画像を表示する第 3 ステップを有する

請求項 9 から 15 のいずれかに記載の超音波診断画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

本発明は、超音波診断装置および超音波診断画像生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波を被検体に送信し、その被検体から反射され受信される超音波のエコー信号に基づいて、被検体の断層面についての画像を生成し、その生成した画像を表示する装置として知られている。超音波診断装置は、リアルタイムに被検体の断層画像を撮影することが容易であるため、特に、胎児検診や心臓検診などの医療分野において多く利用されている。

【0003】

超音波診断装置は、超音波診断画像を得るために超音波探触子（以下、探触子とも称する）により被検体を走査する。走査方法は被検体の診断部位や診断目的により異なり、様々な方法がある。また、探触子は超音波を送信する超音波振動子アレイ（以下、振動子アレイとも称する）を含む。振動子アレイは超音波振動子（以下、振動子とも称する）の組み合わせであり、走査方法により様々な形状のものがある。たとえば、単体の振動子からなるシングルアレイ、複数の振動子が予め定める方向に隣接して配置されているフェイズドアレイ、また、複数の振動子が 2 次元的に配列されているマトリックスアレイ等がある。

40

【0004】

様々な形状の振動子アレイを含む探触子により被検体を走査し得られたエコー信号を基に、超音波診断画像（以下、診断画像とも称する）を生成する。探触子により被検体を走

50

査する方式として、複数の振動子において、超音波を送信させる振動子アレイを順次一定時間、一定間隔で電子的に高速で切り替えて走査する電子走査方式と、振動子アレイを機械的に動かすことにより走査する機械走査方式とがある。

【0005】

被検体を走査する際、第1方向と、第1方向と直交する第2方向の2方向を、電子的にまたは機械的に走査する。たとえば、フェイズドアレイを含む探触子により被検体を走査する場合、まず複数の振動子を駆動し、各振動子から超音波が送信され、超音波の合成波である音線が形成される。そして、振動子アレイにおいては、電子的に振動子が配列方向に順次切り替えられることにより電子走査を行う。その後、機械的に振動子アレイの配列方向と直交する方向に振動子アレイを移動または揺動させて、再び電子走査を行う（特許文献1参照）。

10

【0006】

ここで、被検体を走査して得られるエコー信号を基に生成される画像の分解能は、被検体を走査する際の音線の数に依存する。すなわち、被検体を走査する音線の数が増えることで得られる画像全体の分解能が向上し、被検体の細部まで判別することができる画像を得ることができる。しかし、音線の数が増えると、1画像あたりのデータ量が大きくなるため、ボリュームレート（単位時間あたりの画像取り込み枚数）が下がり、被検体の生体組織の動きを追従できない場合があった。

【特許文献1】特開2005-118081号公報

【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

したがって、本発明の目的は、ボリュームレートを維持しつつ、超音波診断画像の画質を向上させることができる超音波診断装置および超音波診断画像生成方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的の達成のために本発明の超音波診断装置は、被検体の3次元領域の第1方向に沿って複数の音線の位置が間隔を隔てられるように超音波を送信し、前記被検体において反射される超音波を受信することによってエコー信号を取得する走査を、前記被検体において前記第1方向に沿った方向と異なる第2方向において間隔を隔てるように繰り返し実施する走査部と、前記走査部によって取得された前記エコー信号に基づいて、前記被検体についての超音波診断画像を生成する画像生成部とを有し、前記走査部は、前記走査として、第1走査と、前記音線が前記第1方向において前記第1走査における前記音線の位置の間に位置する第2走査とを含むように、前記走査を繰り返し実施する。

30

【0009】

上記目的の達成のために本発明の画像表示方法は、被検体の3次元領域の第1方向に沿って複数の音線の位置が間隔を隔てられるように超音波を送信し、前記被検体において反射される超音波を受信することによってエコー信号を取得する走査を、前記被検体において前記第1方向に沿った方向と異なる第2方向において間隔を隔てるように繰り返し実施する第1ステップと、前記第1ステップにおいて取得された前記エコー信号に基づいて、前記被検体についての超音波診断画像を生成する第2ステップとを有し、前記第1ステップにおいては、第1走査と、前記音線が前記第1方向において前記第1走査における前記音線の位置の間に位置する第2走査とを含むように、前記走査を繰り返し実施する。

40

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、ボリュームレートを維持しつつ、超音波診断画像の画質を向上させることができる超音波診断装置および超音波診断画像生成方法を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

50

以下より、本発明にかかる実施形態について図面を参照して説明する。

【0012】

図1は、本発明にかかる本実施形態における超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

図2は、本発明にかかる本実施形態における超音波探触子の略図である。

【0013】

図1に示すように、超音波診断装置1は、超音波探触子2と、送受信部10と、画像生成部30と、画像表示部40と、制御部50と、操作部60とを有する。

また、図2に示すように、超音波探触子2は、超音波振動子アレイ200、ダンパー210、モーター220、整合層(図示なし)、音響レンズ(図示なし)を設け、これらを保護ケース230に収容することにより構成される。また、図2に示すaは第1方向を示し、bは第2方向を示す。

【0014】

以下より、各構成要素について、順次、説明する。

【0015】

探触子2は、制御部50からの指令に基づいて、送受信部10から送信される駆動信号によって、超音波を振動子アレイ200から被検体100に送信する。そして、被検体100から反射される超音波を受信し、振動子アレイ200でエコー信号に変換する。そして、探触子2は、エコー信号を送受信部10に送信する。

探触子2は、振動子アレイ200が形成された面を被検体100の表面に当接して使用される。

【0016】

振動子アレイ200は、たとえば、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛)セラミックスなどの圧電材料により構成されている。振動子アレイ200に電圧を印加して振動させることにより超音波を振動子アレイ200から被検体100に送信する。そして、振動子アレイ200が被検体100から反射される超音波を受信し、振動子アレイ200でエコー信号に変換する。

振動子アレイ200は、複数の振動子が予め定める方向に隣接して配置されているフェイズドアレイ、複数の振動子を2次元的に配列したマトリックスアレイなどの種類がある。また、フェイズドアレイは、複数の振動子が直線状に配列されたりニアアレイ、凸面状に配列されたコンベックスアレイなどの種類がある。本実施形態では、いずれの振動子アレイでも適用できる。

【0017】

ダンパー210は、振動子アレイ200を振動させて超音波を被検体100に送信した後に振動子アレイ200の自由振動を抑制する。これにより、超音波のパルス幅を短くすることができる。

また、ダンパー210は、吸音効果を有する材料を用いて構成され、ダンパー210から後方の探触子ケーブル300との接続側への超音波の不必要な伝搬を抑制する。

【0018】

モーター220は、例えば、振動子アレイ200がフェイズドアレイの場合、振動子アレイ200を機械的に振動子の配列方向と直交する第2方向bに移動させる。モーター220は、第2方向bへの走査が機械走査方式である探触子に保有される。

【0019】

整合層は、被検体100と振動子アレイ200との中間の音響インピーダンスを有しており、被検体100と振動子アレイ200との間の音響インピーダンスの相違による超音波の反射を抑える。音響レンズは、被検体100に送信される超音波のフォーカスポイントを設定する。

【0020】

送受信部10は、探触子2に接続されている。送受信部10は、制御部50からの指令に基づいて、探触子2に駆動信号を与えて超音波を送波させる。また、送受信部10は、

10

20

30

40

50

探触子 2 からエコー信号を受信する。そして、受信したエコー信号に増幅、遅延、加算などの処理を施して画像生成部 30 に出力する。

【0021】

画像生成部 30 は、送受信部 10 に接続されている。画像生成部 30 は、送受信部 10 により得られるエコー信号に基づいて、被検体の診断画像を生成する。画像生成部 30 は、たとえば、コンピュータとプログラムとによって構成されている。

【0022】

画像表示部 40 は、画像生成部 30 に接続されている。画像表示部 40 は、画像生成部 30 から画像信号が与えられ、それに基づいて診断画像を表示する。画像表示部 40 は、カラー画像表示が表示可能な CRT や液晶ディスプレイ等で構成される。

10

【0023】

制御部 50 は、たとえば、コンピュータとプログラムとにより構成されており、各部にそれぞれ接続されている。制御部 50 は、操作部 60 からの操作信号に基づいて各部に制御信号を与え動作を制御する。

【0024】

操作部 60 は、制御部 50 に接続されている。操作部 60 は、たとえば、キーボード、タッチパネル、トラックボール、フットスイッチ、音声入力装置などの入力装置により構成されている。操作部 60 は、オペレータからの操作情報が入力され、それに基づいて制御部 50 に指令を出力する。

【0025】

以下より、本発明にかかる実施形態における超音波診断画像の生成方法について説明する。

20

【0026】

図 3 は、本発明にかかる本実施形態における画像表示方法のフローである。

図 4 は、本発明にかかる本実施形態における被検体の 3 次元領域の超音波振動子アレイによる走査を示す概念図である。

図 5 は、本発明にかかる本実施形態における超音波振動子アレイから送信される超音波により形成される音線の位置を示す図である。図 5 において、図 5 (A) は第 1 走査における音線の位置であり、図 5 (B) は第 2 走査における音線の位置である。

図 6 は、本発明にかかる本実施形態において、被検体の 3 次元領域を走査したときの音線方向に垂直な面での音線の位置を示す断面図である。図 6 の斜線部分は音線の存在する部分、白い部分は音線の存在しない部分を表す。

30

図 7 は、従来実施されてきた被検体の 3 次元領域を走査したときの音線方向に垂直な面での音線の位置を示す断面図である。図 7 の斜線部分は音線の存在する部分、白い部分は音線の存在しない部分を表す。

【0027】

まず、オペレータが探触子 2 を被検体 100 の診断部位に当接する。

【0028】

次に、被検体 100 の 3 次元領域を走査する (ST10)。

被検体 100 の 3 次元領域の走査は、第 1 走査と第 2 走査とを交互に含むように繰り返し実施する。ここで、図 4 に示す T1 は第 1 走査における音線 400 の位置を示す音線テーブルであり、T2 は第 2 走査における音線 400 の位置を示す音線テーブルである。また、図 4 に示す a は第 1 方向を示し、b は第 2 方向を示す。また、図 4 における T1 は、図 5 (A) における T1 に該当し、図 4 における T2 は、図 5 (B) における T2 に該当する。したがって、第 1 走査と第 2 走査とを交互に含むように繰り返し実施するとは、たとえば、図 4 に示すように、第 1 走査として T1 に示す音線 400 の位置での走査と、第 2 走査と T2 に示す音線 400 の位置での走査とを交互に繰り返し実施することである。

40

【0029】

第 1 走査は、振動子アレイ 200 により任意の一方向である第 1 方向 a (以下、X 方向とも称する) に沿って、被検体 100 に超音波を送信し、被検体 100 から反射される超

50

音波を受信することによってエコー信号を取得する走査を実施する。

たとえば、振動子アレイ 200 は図 2 に示すような複数の振動子が予め定める方向に隣接して配置されているフェイズドアレイが挙げられる。フェイズドアレイの場合、X 方向 a (振動子の配列方向 (以下、配列方向とも称する)) に沿った第 1 走査は、電子的に振動子アレイ 200 を制御し、被検体を走査する電子走査方式で行う。

【0030】

そして、第 1 走査を行う際の音線 400 の位置が図 5 (A) に示す T1 の位置となるように制御部 50 から振動子アレイ 200 に制御信号を与え、振動子アレイ 200 から超音波を送信させる。

ここで電子走査方式とは、複数の振動子を配列してなる振動子アレイ 200 を用い、複数の振動子を 1 単位とし、この 1 単位の振動子を振動させ超音波を送信させる。そして、たとえば、フェイズドアレイの場合、超音波を送信させる振動子アレイ 200 を 1 単位の振動子ずつ配列方向に電子的に制御し、切り替えながら超音波を送信させる方式である。

【0031】

また、振動子アレイ 200 はフェイズドアレイに限らず、たとえば、複数の振動子を 2 次元的に配列したマトリックスアレイを用いても良い。また、フェイズドアレイである、振動子が直線状に配列されたリニアアレイを用いても良いし、凸面状に配列されたコンベックスアレイを用いても良い。

また、マトリックスアレイの場合、第 1 方向 a に沿った第 1 走査は、フェイズドアレイと同様に電子走査方式で行う。

【0032】

第 2 走査は、振動子アレイ 200 を X 方向 a と異なる第 2 方向 b (以下、Y 方向とも称する) に間隔を隔て、X 方向 a に沿って走査を実施する。

たとえば、フェイズドアレイの場合、図 2 に示すように、Y 方向 b (配列方向に直交する方向) への振動子アレイ 200 の切り替えは、モーター 220 により振動子アレイ 200 を機械的に移動または揺動させる機械走査方式で行う。そして、第 2 走査を行う際の音線 400 の位置が図 5 (B) に示す T2 の位置、たとえば、第 1 走査における隣り合う音線 400 の位置の midpoint (1/2 ピッチ) となるように制御部 50 から振動子アレイ 200 に制御信号を与え、振動子アレイ 200 から超音波を送信させる。このように、第 2 走査における音線 400 の位置は、第 1 走査における隣り合う音線 400 の位置の間である。

また、マトリックスアレイの場合、第 2 走査は、電子走査方式により Y 方向 b に沿って振動子アレイ 200 を切り替え、X 方向 a に沿って電子走査方式により走査を実施する。

【0033】

第 1 走査と第 2 走査とを交互に繰り返し実施する場合、たとえば、第 2 走査における音線 400 を、第 1 走査における隣り合う音線 400 の中心に位置させることにより、被検体 100 の 3 次元領域の走査 (以下、走査 A とも称する) を実施する。これにより被検体の表面において、超音波の音線 400 が均一に分布される。

また、第 1 走査と、第 2 走査と、音線 400 が第 1 走査の音線 400 と第 2 走査の音線 400 と異なる位置である走査とを繰り返し実施することにより、被検体 100 の 3 次元領域の走査を実施してもよい。

【0034】

次に、超音波診断画像を生成する (ST20)。

ステップ ST10 を実施することにより得られるエコー信号に基づいて診断画像を生成する。たとえば、走査 A を行った場合の、音線方向に垂直な面での音線 400 の位置は図 6 で示すようになる。図 6 において、斜線部分は音線が存在する部分、白い部分は音線が存在しない部分を表す。また図 6 において a は第 1 方向を示し、b は第 2 方向を示す。

診断画像を生成する際、分解能が均一である診断画像を得るために、音線の存在しない部分 (図 6 に示す白い部分) を、当該部分に隣接する 4 つの音線の存在する部分 (図 6 に示す斜線部分) におけるエコー信号を用いて補間し、そのデータに基づいて診断画像を生成する。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

次に、超音波診断画像を表示する（ S T 3 0 ）。

ステップ S T 2 0 で生成された画像信号に基づいて画像表示部 4 0 に診断画像を表示する。

走査 A において、音線の存在する部分におけるエコー信号を用いて音線の存在しない部分を補間することにより、画像全体として分解能が均一となる画像が得られる。

【 0 0 3 6 】

また、図 7 は、従来実施している被検体の 3 次元領域を走査したとき、すなわち、図 5 (A) に示す音線テーブルが T 1 である第 1 走査を繰り返し実施し、被検体の 3 次元領域の走査（以下、走査 B とも称する）を実施したときの音線方向に垂直な面での音線 4 0 0 の位置を示す断面図である。図 7 において、図 6 と同様に斜線部分は音線の存在する部分、白い部分は音線の存在しない部分を表す。また図 7 において a は第 1 方向を示し、 b は第 2 方向を示す。

【 0 0 3 7 】

本発明に係る本実施形態において、走査 A における音線の存在しない部分は、隣接する 4 つの音線の存在する部分におけるエコー信号により補間される。また、従来の走査方法において、走査 B における音線の存在しない部分は、隣接する 2 つの音線の存在する部分におけるエコー信号により補間される。また、走査 A は補間されてない部分（図 6 に示す斜線部分）と補間された部分（図 6 に示す白い部分）とが交互に配置され、走査 B は補間されてない部分（図 7 に示す斜線部分）と補間された部分（図 7 に示す白い部分）とが直線的に配置される。そのため、走査 A と走査 B における音線 4 0 0 の数が同じ場合でも、走査 A により得られたエコー信号を用いて補間して生成された診断画像の方が、走査 B により得られたエコー信号を用いて補間して生成された診断画像よりも、画像全体における分解能が向上し、画質を向上させることができる。

【 0 0 3 8 】

以上のように、本実施形態において、X 方向 a に沿って被検体の第 1 走査を行う。そして、X 方向 a とは異なる Y 方向 b に間隔を隔て、X 方向 a に沿って被検体の第 2 走査を行う。そして、第 1 走査と第 2 走査とを交互に含むように走査を繰り返し実施し、得られたエコー信号を補間処理する。したがって、補間処理していないエコー信号と補間処理したエコー信号とが交互に配置される。そのため、従来よりも画像全体における分解能を向上させることができ、診断画像の画質を向上させることができる。

したがって、音線 4 0 0 の数を変化させず、すなわち、ポリウムレートを維持しつつ、診断画像の画質を向上させることができる。

【 0 0 3 9 】

なお、上記の本実施形態における超音波診断装置 1 は、本発明の超音波診断装置に相当する。また、本実施形態の超音波探触子 2 と送受信部 1 0 とは、本発明の走査部に相当する。また、本実施形態の画像生成部 3 0 は、本発明の画像生成部に相当する。また、本実施形態の超音波振動子アレイ 2 0 0 は、本発明の超音波振動子アレイに相当する。また、本実施形態の音線 4 0 0 は、本発明の音線に相当する。

【 0 0 4 0 】

なお、本発明の実施に際しては、上記した実施形態に限定されるものではなく、種々の変形形態を採用することができる。

【 0 0 4 1 】

本発明の実施形態において、第 2 走査における音線 4 0 0 の位置は、第 1 走査における隣り合う音線 4 0 0 の位置の中点（ 1 / 2 ピッチ）であるが、これに限定されず、たとえば、第 1 走査における隣り合う音線 4 0 0 の位置の 1 / 3 ピッチや 1 / 4 ピッチでもよい。

また、本発明の実施形態において、第 1 走査と第 2 走査とを繰り返し実施（走査 A ）して、被検体 1 0 0 の 3 次元領域を走査しているが、これに限定されず、たとえば、音線 4 0 0 の位置が第 1 走査と第 2 走査の音線 4 0 0 の位置と異なる 3 走査、音線 4 0 0 の位置

10

20

30

40

50

が第 1 走査と第 2 走査と第 3 走査の音線 4 0 0 の位置と異なる第 4 走査等を含めて繰り返し走査してもよい。

また、本発明の実施形態において、生成する画像は超音波探触子の音響レンズ面と平行する被検体の断面における画像について説明したが、これに限定されず、たとえば、音線と平行する被検体の断面画像であってもよい。

また、本発明の実施形態において、超音波振動子アレイがフェイズドアレイの場合について説明したが、これに限定されない。たとえば、マトリックスアレイ、リニアアレイ、コンベックスアレイなどを用いても良い。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 2 】

10

【図 1】図 1 は、本発明にかかる本実施形態における超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】図 2 は、本発明にかかる本実施形態における超音波探触子の略図である。

【図 3】図 3 は、本発明にかかる本実施形態における画像表示方法のフローである。

【図 4】図 4 は、本発明にかかる本実施形態における被検体の 3 次元領域の超音波振動子アレイによる走査を示す概念図である。

【図 5】図 5 は、本発明にかかる本実施形態における超音波振動子アレイから送信される超音波により形成される音線の位置を示す図である。

【図 6】図 6 は、本発明にかかる本実施形態における、被検体の 3 次元領域を走査したときの音線方向に垂直な面での音線の位置を示す断面図である。

20

【図 7】図 7 は、従来実施されてきた被検体の 3 次元領域を走査したときの音線方向に垂直な面での音線の位置を示す断面図である。

【符号の説明】

【 0 0 4 3 】

1：超音波診断装置（超音波診断装置）

2：超音波探触子（走査部）

10：送受信部（走査部）

30：画像生成部（画像生成部）

40：画像表示部

50：制御部

30

60：操作部

100：被検体

200：超音波振動子アレイ

210：整合層

220：音響レンズ

210：ダンパー

220：保護ケース

300：超音波探触子ケーブル

400：音線

a：第 1 方向

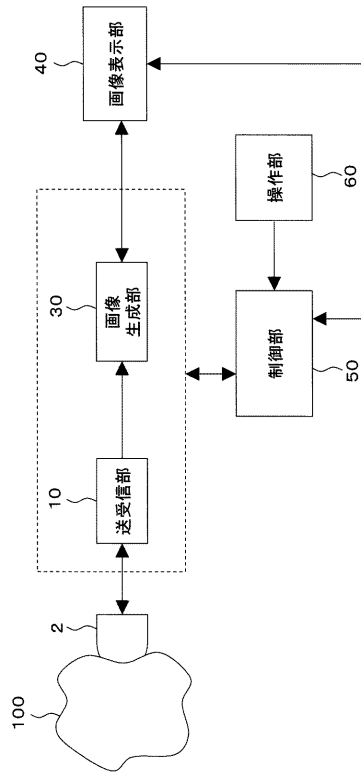
40

b：第 2 方向

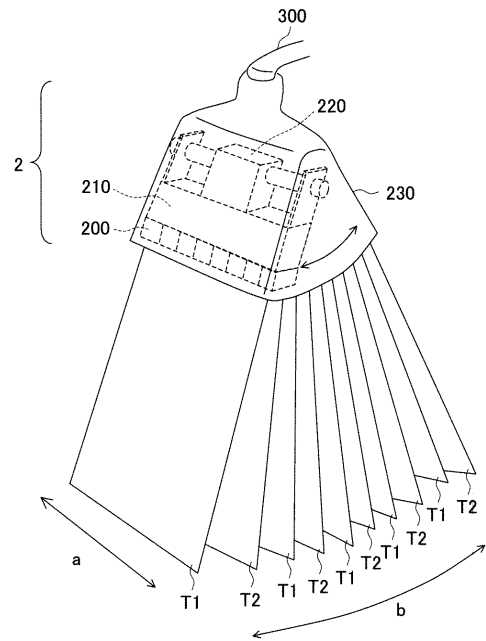
T1：第 1 走査における音線テーブル

T2：第 2 走査における音線テーブル

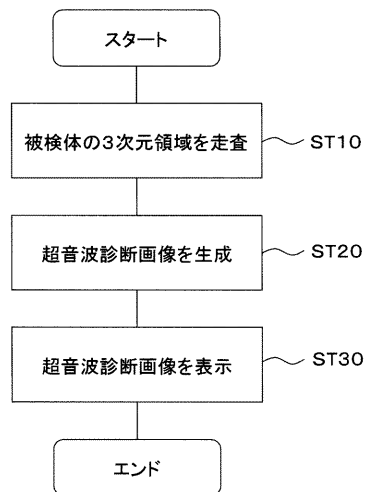
【図 1】



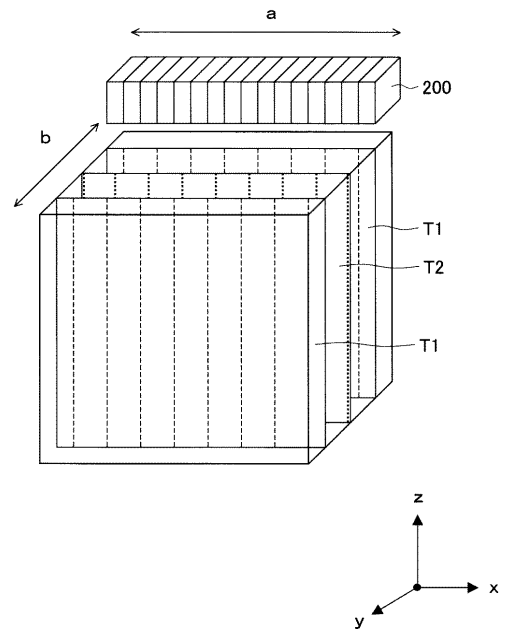
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB03 BB16 BB21 BB22 EE04 EE08 GB04 HH16 HH17 JB57
JC02

专利名称(译)	超声诊断设备和超声诊断图像生成方法		
公开(公告)号	JP2008035903A	公开(公告)日	2008-02-21
申请号	JP2006209895	申请日	2006-08-01
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	川江宗太郎		
发明人	川江 宗太郎		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB16 4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/EE04 4C601/EE08 4C601/GB04 4C601/HH16 4C601/HH17 4C601/JB57 4C601/JC02		
代理人(译)	佐藤隆久		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在保持体积率的同时提高超声波诊断图像的图像质量。
 解决方案：本发明中的柔性印刷板构造具有在电绝缘基板的表面上延伸的多个布线图案。多个布线图案中的每一个包括以其间的间隔沿着基板的延伸方向变窄的方式形成的部分。Z

