

(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2009-28366  
(P2009-28366A)

(43) 公開日 平成21年2月12日(2009.2.12)

(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 10 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2007-196613 (P2007-196613)  
(22) 出願日 平成19年7月27日(2007.7.27)

(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  
(74) 代理人 100058479  
弁理士 鈴江 武彦  
(74) 代理人 100091351  
弁理士 河野 哲  
(74) 代理人 100088683  
弁理士 中村 誠  
(74) 代理人 100108855  
弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

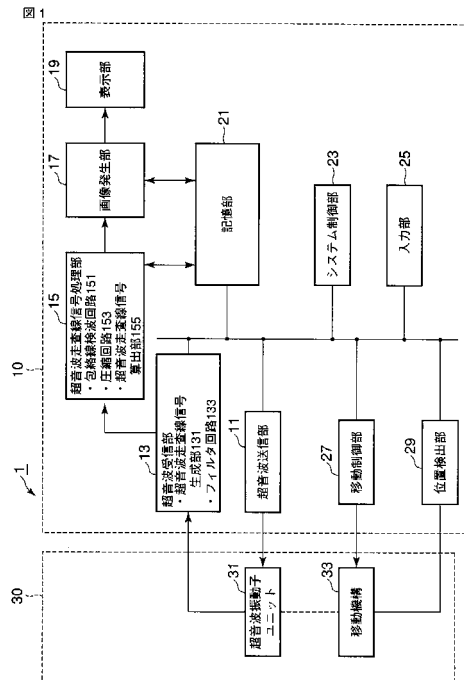
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】振動子ユニットを機械的に連続移動させながら電子走査を行う高速な3Dスキャンを実現させつつ簡便に高精度且つ高画質な擬似3次元画像を発生することが可能な超音波診断装置の提供。

【解決手段】第1方向に配列された複数の超音波振動子を有する超音波振動子ユニット31と、超音波振動子ユニット31を第2方向に連続移動させるための機構33とを有する探触子30と、超音波振動子ユニット31に超音波を発生させる超音波送信部11と、超音波走査線信号を生成する超音波走査線信号生成部131と、超音波振動子ユニット31の位置に基づいて複数の実測の超音波走査線信号から第2方向に垂直な計算上の電子走査面を構成する複数の計算上の超音波走査線信号を算出する超音波走査線信号算出部155と、第2方向に垂直な多断面の断層像を発生する画像発生部17と、を具備する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

第 1 の方向に配列され超音波を送信しエコー信号を受信する複数の超音波振動子を有する超音波振動子ユニットと、前記超音波振動子ユニットを前記第 1 の方向に交差する第 2 の方向に連続的に移動させるための移動機構とを有する超音波探触子と、

前記超音波振動子ユニットの位置を検出する位置検出部と、

前記超音波振動子ユニットを前記第 2 の方向に連続移動させるように前記移動機構を制御する移動制御部と、

前記超音波振動子ユニットに超音波を発生させる超音波送信部と、

前記超音波振動子ユニットからの複数のエコー信号を遅延加算し実測の超音波走査線信号を生成する超音波走査線信号生成部と、

前記検出した超音波振動子ユニットの位置に基づいて前記複数の実測の超音波走査線信号から前記第 2 の方向に垂直な複数の計算上の電子走査面を構成する複数の計算上の超音波走査線信号を算出する超音波走査線信号算出部と、

前記複数の計算上の超音波走査線信号に基づいて前記第 2 の方向に垂直な多断面の断層像を発生する画像発生部と、を具備する超音波診断装置。

10

## 【請求項 2】

前記複数の実測の超音波走査線信号に対して検波処理を行う検波部をさらに有し、

前記超音波走査線信号算出部は、前記検出した超音波振動子ユニットの位置に基づいて前記検波処理をされた前記複数の実測の超音波走査線信号から前記第 2 の方向に垂直な複数の計算上の電子走査面を構成する複数の計算上の超音波走査線信号を算出することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

## 【請求項 3】

前記検波処理は、包絡線検波処理であることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記検波処理は、直交検波処理であることを特徴とする請求項 2 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記超音波走査線信号の位置に応じて前記複数の実測の超音波走査線信号の位相を合わせる位相合わせ部をさらに具備することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

30

## 【請求項 6】

前記超音波走査線信号の位置に応じて前記複数の実測の超音波走査線信号の時相を合わせる時相合わせ部をさらに具備することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 7】

前記超音波走査線信号算出部は、複数の前記計算上の電子走査面が等間隔になるように前記複数の計算上の超音波走査線信号を算出することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記超音波走査線信号算出部は、前記超音波振動子ユニットの前記第 2 の方向に沿う移動に関して、往路における前記計算上の電子走査面と復路における前記計算上の電子走査面とが略等しい位置となるように、複数の計算上の超音波走査線信号を算出することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

40

## 【請求項 9】

前記超音波走査線信号算出部は、前記実測の電子走査面の数よりも前記計算上の電子走査面の数の方が多くなるように複数の計算上の超音波走査線信号を算出することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 10】

前記走査線信号算出部は、前記超音波振動子ユニットの前記第 2 の方向に沿う移動に関して、往路における実測の電子走査面を構成する前記複数の実測の超音波走査線信号と復

50

路における実測の電子走査面を構成する前記複数の実測の超音波走査線信号とに基づいて、前記第2の方向に垂直な計算上の電子走査面を構成する複数の計算上の超音波走査線信号を算出することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、3次元スキャンを行うための超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

3次元スキャンのために、超音波探触子を機械的に移動（機械走査）させながら電子走査を行う（以下、電子・機械複合走査と呼ぶことにする）超音波診断装置がある。当該電子・機械複合走査を行う超音波診断装置における超音波探触子は、一列に配列された複数の超音波振動子からなる超音波振動子ユニットを有しており、超音波送信部は、超音波走査線を順次切り換えるよう複数の超音波振動子に対する超音波駆動パルスの遅延時間を制御する。超音波振動子ユニットで受信された複数のエコー信号は、遅延加算回路にて遅延加算され、実測の超音波走査線信号に変換される。超音波診断装置は、電子走査時に超音波振動子ユニットを電子走査面に対して交差する方向（通常電子走査面に対して垂直）に機械的に移動させることで複数の実測の超音波走査線信号を生成する。そして、これら複数の実測の超音波走査線信号に基づいて多断面の断層像が発生され、これら多断面の断層像の集合にレンダリング処理が行われ、その結果擬似3次元画像が発生される。

10

20

【0003】

電子・機械複合走査の方法として、超音波振動子ユニットを機械的に連続移動させながら電子走査を繰り返す方法があるが、この方法では電子走査面は移動方向に対して傾斜する。この場合、超音波受信時における超音波振動子ユニットの位置情報を用いて、移動方向に対して傾斜した電子走査面を構成する複数の実測の超音波走査線信号に基づいて移動方向に対して傾斜した多断面の実測の断層像が発生し、当該多断面の実測の断層像の集合にレンダリング処理をし、擬似3次元画像を発生する。

【0004】

しかし、この場合、複雑なレンダリング処理を必要とし、現実的ではない。また、超音波振動子ユニットの往路と復路とで電子走査面が同一にならないために、このことも考慮した複雑なレンダリング処理を必要とする。

30

【0005】

そこで、電子・機械複合走査の別の方法として、図13に示すように、電子走査面を移動方向に対して垂直にするために超音波振動子ユニットを移動 停止 電子走査 移動 停止 電子走査、のように間歇的に移動させる方法がある。しかし、この方法では移動機構の制御や電子走査の制御が複雑となる。また、超音波振動子ユニットを機械的に停止させるため高速な3Dスキャンには不向きである。

【特許文献1】特許第2723464号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0006】

本発明の目的は、超音波振動子ユニットを機械的に連続移動させながら電子走査を行う高速な3Dスキャンを実現させつつ簡便に高精度且つ高画質な擬似3次元画像を発生することが可能な超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

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、ある局面において、第1の方向に配列され超音波を送信しエコー信号を受信する複数の超音波振動子を有する超音波振動子ユニットと、前記超音波振動子ユニットを前記第1の方向に交差する第2の方向に連続的に移動させるための移動機構とを有する超音波探触子と、前記超音波振動子ユニッ

50

トの位置を検出する位置検出部と、前記超音波振動子ユニットを前記第2の方向に連続移動させるように前記移動機構を制御する移動制御部と、前記超音波振動子ユニットに超音波を発生させる超音波送信部と、前記超音波振動子ユニットからの複数のエコー信号を遅延加算し実測の超音波走査線信号を生成する超音波走査線信号生成部と、前記検出した超音波振動子ユニットの位置に基づいて前記複数の実測の超音波走査線信号から前記第2の方向に垂直な複数の計算上の電子走査面を構成する複数の計算上の超音波走査線信号を算出する超音波走査線信号算出部と、前記複数の計算上の超音波走査線信号に基づいて前記第2の方向に垂直な多断面の断層像を発生する画像発生部と、を具備する。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、超音波振動子ユニットを機械的に連続移動させながら電子走査を行う高速な3Dスキャンを実現させつつ簡便に高精度且つ高画質な擬似3次元画像を発生することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態を説明する。

【0010】

図1は、本実施形態に関わる超音波診断装置1の構成を示す図である。図1に示すように、超音波診断装置1は、超音波診断装置本体10と超音波探触子30とから構成される。

【0011】

超音波診断装置本体10は、超音波送信部11、超音波受信部13、信号処理部15、画像発生部17、表示部19、記憶部21、システム制御部23、入力部25、移動制御部27、位置検出部29を備える。

【0012】

超音波探触子30は、超音波診断装置本体10に接続されており、超音波振動子ユニット31、移動機構33を備える。以下、個々の構成要素の機能について説明する。

【0013】

超音波送信部11は、図示しないレートパルス発生回路、遅延回路、駆動パルス発生回路等を有している。レートパルス発生回路は、所定のレート周波数 $f_r$  Hz (周期;  $1/f_r$ 秒)で、レートパルスを繰り返し発生する。遅延回路は、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束させ且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに与える。駆動パルス発生回路は、各遅延されたレートパルスに基づくタイミングで超音波駆動パルスを発生する。駆動パルスを受けた超音波振動子ユニット31の超音波振動子は、超音波を発生する。

【0014】

超音波振動子ユニット31は、図示しない複数の超音波振動子、バックング材、音響整合層、音響レンズを有する。複数の超音波振動子は1方向に沿って配列され、個々の超音波振動子は複数の圧電素子からなる。この超音波振動子が配列される方向をアレイ方向と称することにする。個々の超音波振動子は、超音波送信部11からの超音波駆動パルスの印加を受けて超音波を被検体に送信する。被検体等の内部組織によって反射された超音波は、エコー信号として個々の超音波振動子で受信され、超音波受信部13に送信される。バックング材は、複数の超音波振動子の背面に設けられ超音波を吸収し振動を抑える。音響整合層は、複数の超音波振動子の前面に設けられ被検体と複数の超音波振動子との音響インピーダンスの違いによる超音波の反射を抑える。音響レンズは、音響整合層の前面に設けられ遅延回路による集束の方向とは異なる方向に関して超音波を集束させる。

【0015】

超音波受信部13は、超音波走査線信号生成部131、フィルタ回路133からなる。

【0016】

超音波走査線信号生成部131は、図示しないアンプ回路、A/D変換器、遅延回路、

10

20

30

40

50

加算器を有している。アンプ回路は、被検体からのエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号を標本化及び量子化することにより、アナログ信号からデジタル信号に変換する。遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号を、ビーム状に集束させ且つ受信指向性を順次変更するのに必要な遅延時間を各エコー信号に与える。加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。

【0017】

この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビーム（超音波ビーム）が形成される。このように、超音波送信部11及び超音波受信部13により超音波振動子ユニット31の超音波ビームの送受信を制御することにより電子走査が行われる。1本の超音波ビームは、1本の超音波走査線に対応する。そこで、超音波ビームの送受信によって得られた超音波走査線ごとのエコー信号を、実測の超音波走査線信号と称することにする。超音波走査線信号は、標本化の際に超音波走査線の深さ方向に一定間隔でとったサンプル点におけるエコー信号成分の集合である。ここで「実測の」とは、実際に電子走査によって得られた、という意味である。1回の電子走査における全ての超音波走査線は、1つの実測の電子走査面（フレーム）を構成する。記憶部21には、電子走査面ごとに複数の超音波走査線信号のデータが記憶される。

10

【0018】

図2は、超音波送信部11及び超音波受信部13によって制御される電子走査を説明するための図である。図2に示すように、Y軸をアレイ方向に、Z軸を超音波ビームの送受信方向（超音波走査線の深さ方向）に、X軸をYZ平面に垂直な方向に規定する。超音波振動子31からZ軸に沿って伸びるN本の線は超音波ビームを表わす。また、実際に電子走査行われる面（図2において、点線で囲まれた面（YZ平面））を実測の電子走査面とする。超音波送信部11及び超音波受信部13は、超音波振動子ユニット31に、超音波ビームを1番からN番まで時間間隔 $dt$ で順次位置を変更させながら送受信させることによって電子走査を行わせる。N番の超音波ビームの送受信が終わると、繰り返し1番からN番まで超音波ビームの送受信が繰り返されることで電子走査が繰り返される。

20

【0019】

フィルタ回路133は、周波数の選択性を有する電気回路であり、実測の超音波走査線RF信号の所望の周波数成分を通過させ残りの周波数成分を除去する。

30

【0020】

超音波走査線信号処理部15は、超音波受信部13からの実測の超音波走査線信号に種々の処理を行う。図3は、超音波走査線信号処理部15の構成を示す図である。図3に示すように、超音波走査線信号処理部15は、包絡線検波回路151、圧縮回路153、超音波走査線信号算出部155を有する。

【0021】

包絡線検波回路151は、実測の超音波走査線信号を包絡線検波し、実測の超音波走査線信号の包絡線を検出する。

【0022】

圧縮回路153は、包絡線検波された実測の超音波走査線信号を、対数圧縮（対数増幅）等の圧縮（増幅）をする。なお、包絡線検波回路151と圧縮回路153とは順番を入れ替えても構わない。即ち、実測の超音波走査線信号は、始めに圧縮回路153にて圧縮処理され、次に包絡線検波部151にて包絡線検波されてもよい。

40

【0023】

超音波走査線信号算出部155は、検出した超音波振動子ユニット31の位置に基づいて、複数の実測の超音波走査線信号から、移動方向に垂直な複数の計算上の電子走査面を構成する複数の計算上の超音波走査線信号を算出する。ここで「計算上の」とは、実測の超音波走査線信号に基づいた計算によって得られた、という意味である。これら複数の計算上の超音波走査線画像信号は、画像発生部17に送信される。この超音波走査線信号算出処理についての詳細は後述する。

50

## 【 0 0 2 4 】

画像発生部 17 は、複数の計算上の超音波走査線信号に基づいて移動方向に垂直な多断面の断層像を発生する。また、必要に応じ、移動方向に垂直な多断面の断層像の集合にレンダリングを行い、最大値投影像やサーフェス（表面）像等の種々の擬似 3 次元画像を発生する。

## 【 0 0 2 5 】

表示部 19 は、画像発生部 17 で発生された各種画像を表示する。

## 【 0 0 2 6 】

入力部 20 は、操作者からの指示、例えば走査の停止や後述する計算上の電子走査面の位置等を超音波診断装置本体 10 にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール、マウス、キーボード等を有している。

10

## 【 0 0 2 7 】

記憶部 18 は、超音波走査線算出処理を実行するための制御プログラム、電子走査面ごとの超音波走査線信号のデータ、超音波振動子ユニット 31 の位置、超音波走査線信号の位置等を記憶する。

## 【 0 0 2 8 】

システム制御部 19 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、超音波診断装置 10 の動作を制御する。システム制御部 19 は、記憶部 18 から画像生成・表示等を実行するための制御プログラムを読み出して自身が有するメモリ上に展開し、各種処理に関する演算・制御等を実行する。

20

## 【 0 0 2 9 】

移動機構 33 は、超音波振動子ユニット 31 をアレイ方向と交差する方向（移動方向）に沿って移動させるための機構であり、モータの駆動力を受けて動作する。また、移動機構 33 のモータの回転軸には、光学式あるいは磁気式のエンコーダのスリット板が取り付けられている。エンコーダは、モータの回転軸が一定角度回転する毎にパルス信号を発生する。

## 【 0 0 3 0 】

位置検出部 29 は、エンコーダからのパルス信号のパルスを計数し、その計数値から超音波振動子ユニット 31 の位置を特定する。また、位置検出部 29 は、超音波送信部 11 で発生される超音波駆動パルスの印加タイミングとエンコーダからのパルス信号とに基づいて、特定の超音波ビームの受信位置を検出することも可能である。位置検出処理については後述する。

30

## 【 0 0 3 1 】

移動制御部 27 は、検出された超音波振動子ユニット 31 の位置等に基づいて、移動機構 33 を動作させるための駆動信号を生成し移動機構 33 に供給することで、移動制御部 27 は、超音波振動子ユニット 31 を適切なタイミング、速さ、向きで移動方向（X 軸）に機械的に往復連続移動（間歇的でない移動）させるように移動機構 33 を制御する。

## 【 0 0 3 2 】

図 4 は、超音波振動子ユニット 31 が往路を移動する時の超音波走査線の位置を示す図であり、図 5 は、超音波振動子ユニット 31 が復路を移動する時の超音波走査線の位置を示す図である。図 4 と図 5 とに示すように、超音波振動子ユニット 31 は、アレイ方向（Y 軸）と直交する方向（X 軸）に移動するとする。超音波振動子ユニット 31 は、図 4 と図 5 とに示す丸は、超音波走査線を示す。超音波走査線の位置は、その超音波走査線に関する超音波走査線信号の位置に対応する。超音波振動子ユニット 31 は、移動制御部 33 によって連続的に移動される。その間、超音波送信部 11 及び超音波受信部 13 によって電子走査が繰り返される（電子・機械複合走査）。従って、複数の超音波走査線信号が構成する実測の電子走査面は移動方向（X 軸）に対して傾斜している。また、図 4 と図 5 とを比較すれば分かるように、往路と復路とでは、実測の電子走査面の傾斜方向が同一ではない。

40

## 【 0 0 3 3 】

50

次に、本実施形態における計算上の超音波走査線信号の算出処理について説明する。算出の方法は様々あるが、簡単な線形補間に因る方法を説明する。まずは、2つの実測の超音波走査線信号を用いて計算上の超音波走査線信号を算出（補間）する方法を説明する。

【0034】

図6は、2つの実測の超音波走査線信号を用いて計算上の超音波走査線信号を算出（補間）する場合における、実測の電子走査面、実測の超音波走査線信号、計算上の電子走査面、計算上の超音波走査線信号、の移動方向（X軸）に沿う位置を示す図である。点線で示した丸は、実測の超音波走査線信号の、移動方向（X軸）に沿う位置Xであり、実線で示した丸は、計算上の超音波走査線信号Xの、移動方向（X軸）に沿う位置Xである。各超音波走査線信号の位置Xに付された左側の下付文字は、電子走査面の番号を表わし、各超音波走査線信号Xに付された右側の下付文字は、各超音波走査線信号Xに対応する超音波走査線の番号を表わす。なお、下付文字のSは、計算上の電子走査面sを表わす。例えば、超音波走査線信号の位置 $X_{i,1}$ は、実測の電子走査面iにおける1番目の超音波走査線に関する超音波走査線信号の位置を表わす。もう1つ例を挙げると、 $X_{s,1}$ は、計算上の電子走査面sにおける1番目の超音波走査線に関する超音波走査線信号の位置を表わす。ただし、同一の計算上の電子走査面sを構成する複数の計算上の超音波走査線信号の位置( $X_{s,1} \dots X_{s,N}$ )は、等しい。

【0035】

計算上の電子走査面sの位置は、システム制御部23により決定される。システム制御部23は、複数の計算上の電子走査面が移動方向に垂直且つそれら電子走査面が互いに平行になるように、複数の計算上の超音波走査線信号の位置を決定する。例えば、図6のように、移動方向に対して垂直な計算上の電子走査面sの位置は、隣合う実測の電子走査面iの位置と電子走査面i+1の位置との間にある。

【0036】

図7は、2つの実測の超音波走査線画像信号を用いて計算上の超音波走査線画像信号を算出（補間）する場合における、2つの実測の超音波走査線信号の位置と計算上の超音波走査線信号の位置との距離を示す図である。図7においては、便宜上、電子走査面を構成する複数の超音波走査線信号のうち、超音波走査線の番号が同じ超音波走査線信号を、各電子走査面ごとに1つずつ示している。つまり、 $X_i$ は電子走査面iにおける所望の超音波走査線番号における超音波走査線信号の位置であり、 $X_{i+1}$ は電子走査面i+1における、 $X_s$ は計算上の電子走査面sにおける $X_i$ と同じ番号の超音波走査線に関する超音波走査線信号の位置を表わす。 $L_i$ は、超音波走査線信号の位置 $X_s$ と超音波走査線信号の位置 $X_i$ との距離であり、 $L_{i+1}$ は、超音波走査線信号の位置 $X_{i+1}$ と超音波走査線信号 $S_s$ の位置 $X_s$ との距離である。なお、図6や図7から明らかなように $L_i$ と $L_{i+1}$ とは、超音波走査線の位置（番号）に応じて変化する。各超音波走査線画像信号の位置の検出方法については後述する。

【0037】

ここで、位置 $X_i$ 、 $X_{i+1}$ 、 $X_s$ に対応する超音波走査線信号をそれぞれ $S_i$ 、 $S_{i+1}$ 、 $S_s$ とする。2つの実測の超音波走査線信号（ $S_i$ 、 $S_{i+1}$ ）を用いて計算上の超音波走査線信号を算出する場合、超音波走査線信号算出部155は、2つの実測の超音波走査線画像信号（ $S_i$ 、 $S_{i+1}$ ）を下記の線形補間式（1）に適用させて、計算上の超音波走査線信号 $S_s$ を各超音波走査線ごとに算出（補間）する。

$$S_s = (L_i \cdot S_{i+1} + L_{i+1} \cdot S_i) / (L_i + L_{i+1}) \dots (1)$$

上述したように、実測の超音波走査線信号（ $S_i$ 、 $S_{i+1}$ ）は、この際、超音波走査線の深さ方向（Z軸）のサンプル点におけるエコー信号成分の集合である。従って、超音波走査線信号算出部155は、2つの実測の超音波走査線信号（ $S_i$ 、 $S_{i+1}$ ）のうちの、同じ位置のサンプル点におけるエコー信号成分同士を（1）式を用いて計算する。超音波走査線信号算出部155によって、ある1つの超音波走査線に関する2つの実測の超音波走査線信号（ $S_i$ 、 $S_{i+1}$ ）の全てのサンプル点におけるエコー信号成分が計算されると、当該超音波走査線に関する計算上の超音波走査線信号 $S_s$ が算出される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 8 】

次に、3つの実測の超音波走査線画像信号を用いて計算上の超音波走査線画像信号を算出（補間）する方法を説明する。

## 【 0 0 3 9 】

図8は、3つの実測の超音波走査線信号を用いて計算上の超音波走査線信号を算出（補間）する場合における、実測の電子走査面、実測の超音波走査線信号、計算上の電子走査面、計算上の超音波走査線信号、の位置を示す図である。図6と同様に、点線で示した丸は実測の超音波走査線画像信号（ $S_{i,1} \dots N$ 、 $S_{i+1,1} \dots N$ 、 $S_{i+2,1} \dots N$ ）の位置（ $X_{i,1} \dots N$ 、 $X_{i+1,1} \dots N$ 、 $X_{i+2,1} \dots N$ ）であり、実線で示した丸は、計算上の超音波走査線信号（ $S_{s,1} \dots N$ ）の位置（ $X_{s,1} \dots N$ ）である。図8に示すように、移動方向に対して垂直な計算上の電子走査面sの位置は、3つの連続する実測の電子走査面（ $i$ 、 $i+1$ 、 $i+2$ ）のうち両端の電子走査面（ $i$ と $i+2$ ）の位置の間にある。

10

## 【 0 0 4 0 】

図9は、3つの実測の超音波走査線信号（ $S_{i,1} \dots N$ 、 $S_{i+1,1} \dots N$ 、 $S_{i+2,1} \dots N$ ）を用いて計算上の超音波走査線信号（ $S_{s,1} \dots N$ ）を算出（補間）する場合における、3つの実測の超音波走査線信号の位置と計算上の超音波走査線信号の位置との距離を示す図である。図9に示すように、 $L_{i+2}$ は、超音波走査線画像信号 $S_{i+2}$ の位置 $x_{i+2}$ と超音波走査線画像信号 $S_s$ の位置 $x_s$ との距離であり、 $L_i$ や $L_{i+1}$ と同様に超音波走査線の位置（番号）によって値が変化する。

20

## 【 0 0 4 1 】

超音波走査線信号算出部155は、3つの実測の超音波走査線信号（ $S_i$ 、 $S_{i+1}$ 、 $S_{i+2}$ ）を下記の線形補間式（2）に適用させて、計算上の超音波走査線信号 $S_s$ を各超音波走査線ごとに算出（補間）する。

## 【 0 0 4 2 】

$$S_s = \{(L_i(S_{i+1} + S_{i+2}) + L_{i+1}(S_{i+2} - S_i) + L_{i+2}(S_i + S_{i+1})) / (L_i + L_{i+2}) \dots (2)$$

超音波走査線信号算出部155は、上記の（1）式又は（2）式を用いて、複数の計算上の超音波走査線信号を（ $S_{s,1} \dots N$ ）、複数の計算上の電子走査面を算出する。次に、画像発生部17は、複数の計算上の超音波走査線画像信号（ $S_{s,1} \dots N$ ）に基づいて、移動方向（X軸）に垂直な多断面の断層像を発生する。画像発生部17は、この移動方向に垂直な多断面の断層像にレンダリング処理を施し、種々の擬似3次元画像を発生する。当該レンダリング処理は、移動方向（X軸）に垂直な多断面の断層像に対して行うので、断面を移動方向（X軸）に対して垂直にするための座標変換等の複雑な演算は必要なく、非常に簡便な処理である。また、その結果生ずる擬似3次元画像は、座標変換等の複雑な演算を行う必要がないために、高精度且つ高画質である。

30

## 【 0 0 4 3 】

また、システム制御部23が、複数の計算上の超音波走査面の間隔（X軸）が一定の間隔となるように、複数の計算上の超音波走査線信号の位置（ $X_{s,1} \dots N$ ）を決定した場合、画像発生部17は、超音波振動子ユニット31の移動方向（X軸）に沿って均一な間隔を有する多断面の断層像を発生する。均一な間隔を有する多断面の断層像に基づく擬似3次元画像は、ランダムな間隔を有する多断面の断層像に基づく擬似3次元画像に比べ、より高精度となる。

40

## 【 0 0 4 4 】

上記の説明においては、超音波振動子ユニット31が一方向に移動しながら電子走査を行う場合を説明したが、次は、超音波振動子ユニット31が往復移動しながら電子走査を行う場合を説明する。

## 【 0 0 4 5 】

図10は、超音波振動子ユニット31が往復移動する場合における往路及び復路での実測の電子走査面、往路及び復路での実測の超音波走査線画像信号、計算上の電子走査面、

50

計算上の超音波走査線画像信号の位置関係を示す図である。図10に示すように、往路に関する超音波走査線信号の位置 $X$ の下付文字は $i$ 、復路に関する超音波走査線画像信号の位置 $X$ の下付文字は $j$ とする。超音波走査線信号算出部155は、往路の電子走査面 $i$ 及び復路の電子走査面 $j$ を構成する複数の超音波走査線信号( $S_{i,1} \dots N$ 、 $S_{i+1,1} \dots N$ 、 $S_{j,1} \dots N$ 、 $S_{j+1,1} \dots N$ )を(1)式又は(2)式に適用し、移動方向( $X$ 軸)に垂直な計算上の電子走査面 $s$ を構成する複数の計算上の超音波走査線信号( $S_{s,1} \dots N$ )を算出(補間)する。

【0046】

上記の方法によって算出された複数の計算上の超音波走査線信号( $S_{s,1} \dots N$ )に基づいて、画像発生部17は、超音波振動子ユニット31の往路と復路とでの実測の電子走査面の位置や角度の違いを考慮せずに、簡便なレンダリング処理で擬似3次元画像を発生することができる。また、簡便なレンダリング処理の結果、画像発生部17は、超音波振動子ユニット31が連続的に往復移動している間に、リアルタイムに擬似3次元画像を発生させることができる。そして表示部19は、リアルタイムで擬似3次元画像を表示させることができる。

【0047】

また、往路と復路とでの実測の超音波走査線信号に基づいて計算上の超音波走査線信号を算出する方法として、以下に説明する方法もある。超音波走査線信号算出部155は、往路での超音波走査線信号と復路での超音波走査線信号とから計算上の超音波走査線信号( $S_{s,1} \dots N$ )を挟む直近の超音波走査線信号(図10においては、位置 $X_{i+1,1}$ 、 $X_{j+1,1}$ 、 $X_{i+1,2}$ 、 $X_{j+1,2}$ 、 $X_{j,3}$ 、 $X_{i,3}$ 、 $X_{j,4}$ 、 $X_{i,4}$ 、 $X_{j,N-2}$ 、 $X_{i,N-2}$ 、 $X_{j,N-1}$ 、 $X_{i,N-1}$ 、 $X_{j,N}$ 、 $X_{i,N}$ に対応する超音波走査線信号)を(1)式及び(2)式等に適用して計算上の超音波走査線信号( $S_{s,1} \dots N$ )を算出する。この結果、計算上の超音波走査線信号により近い位置で得られた実測の超音波走査線信号に基づく断層像が発生されるので、被検体が静止している場合、画像発生部17は、往路又は復路のみに関する断層像よりも高精度な断層像を発生させることができる。

【0048】

超音波振動子ユニット31の移動速度が速い場合には、電子走査方向の超音波走査線密度と移動方向の電子走査面密度とが大きくなってしまふ。この場合、システム制御部23は、パラメータ $X_s$ の値を幾つも設定する。そして、超音波走査線信号算出部155は、(1)式や(2)式等の線形補間式を適宜組み合わせることによって、複数の計算上の超音波走査線画像信号を算出(補間)する。その結果、計算上の電子走査面 $s$ の数は、実測の電子走査面 $i$ 、 $j$ 等の数に比べ多くなる。従って、画像発生部17は、より均一な擬似3次元画像を発生することができる。

【0049】

なお、上記の超音波走査線信号算出処理は、全て(1)式や(2)式のような線形補間式を用いるとした。しかし、これに拘泥されず、超音波走査線信号算出処理は、スプライン関数やSINC関数等の高次の補間式を用いても良い。

【0050】

次に、超音波走査線信号の位置の検出方法について説明する。各超音波走査線信号の位置を検出する方法は、主に3つある。

【0051】

1つ目について説明する。まず、各電子走査における基準となる位置(番号)の超音波ビーム受信時における超音波振動子ユニット31の位置を、位置検出部29によって特定する。以下、説明のため、基準となる位置(番号)は、1番目とする。1番目の超音波ビーム受信時における超音波振動子ユニット31の位置は、各電子走査面における1番目の超音波走査線に関する超音波走査線信号( $S_{i,1}$ 、 $S_{i+1,1}$ 等)の位置に略等しい。超音波ビームの送受信の時間間隔 $dt$ は一定なので、位置検出部29は、1番目の超音波走査線に関する超音波走査線信号( $S_{i,1}$ 、 $S_{i+1,1}$ 等)の位置と1番目の超音波ビームの受信時刻からの時間間隔とから全ての超音波走査線に関する超音波走査線信号( $S_{i,2} \dots N$ 、

10

20

30

40

50

$S_{i+1,2} \dots S_N$ 等)の位置を検出(算出)する。

【0052】

2つ目について説明する。移動制御部27により超音波振動子ユニット31が安定した速度で連続的に移動し、超音波ビームが所定の一定間隔 $dt$ で送受信される場合、位置検出部29は、連続的な移動を開始した時刻から全ての超音波走査線信号( $S_{i,1} \dots S_N$ 、 $S_{i+1,1} \dots S_N$ 等)の位置を近似的に検出(算出)する。

【0053】

3つ目について説明する。位置検出部29は、各超音波ビームを受信した時刻と超音波振動子ユニット31の位置とに基づいて全ての超音波走査線信号( $S_{i,1} \dots S_N$ 、 $S_{i+1,1} \dots S_N$ 等)の位置を検出(実測)する。この方法によればより他の2つの方法に比べ高精度な断層像を得ることができる。この場合さらに、超音波走査線算出部155が開口合成の技術を用いてコヒーレントに超音波走査線画像信号を算出することにより、画像発生部17は、擬似3次元画像に関する移動方向(X軸)の分解能を向上させることが可能である。

10

【0054】

かくして、本実施形態によれば、超音波振動子ユニットを機械的に連続移動させながら電子走査を行う高速な3Dスキャンを実現させつつ簡便に高精度且つ高画質な擬似3次元画像を発生することが可能となる。

【0055】

(本実施形態の変形例)

本実施形態の変形例の説明では、包絡線検波前の複数の実測の超音波走査線信号に基づいて複数の計算上の超音波走査線信号を算出する手段を有する超音波診断装置の例を説明する。なお以下の説明において、本実施形態と略同一の機能を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

20

【0056】

図11は、本実施形態の変形例における超音波走査線信号処理部15aの構成を示す図である。図11に示すように、超音波走査線信号処理部15aは、位相合わせ部157、超音波走査線信号算出部155、包絡線検波回路151、圧縮回路153を有する。

【0057】

位相合わせ部157は、同じ超音波走査線における複数の実測の超音波走査線信号に対して位相合わせを行う。

30

【0058】

また、図12に示すように、超音波走査線信号処理部15bは、位相合わせ部157の代わりに、同じ超音波走査線における複数の実測の超音波走査線信号に対して時相合わせを行う、時相合わせ部158を有しても良い。

【0059】

なお、位相合わせ又は時相合わせが必要ない場合は、超音波走査線信号処理部15aは、位相合わせ部157又は時相合わせ部158を有さなくても良い。

【0060】

超音波走査線信号算出部155a又は155bは、検出した超音波振動子ユニット31の位置に基づいて、移動方向に対して傾斜している少なくとも2つの電子走査面を構成する複数の実測の超音波走査線信号から、移動方向に垂直な計算上の電子走査面を構成する少なくとも2つの計算上の超音波走査線信号を算出する。記憶部21には、電子走査面ごとに複数の計算上の超音波走査線信号のデータが記憶される。

40

【0061】

包絡線検波回路151は、計算上の超音波走査線信号を包絡線検波し、計算上の超音波走査線信号の包絡線を検出する。

【0062】

圧縮回路153は、包絡線検波された計算上の超音波走査線信号に対数圧縮(対数増幅)等の圧縮(増幅)をする。なお、包絡線検波回路151と圧縮回路153とは順番を入

50

れ替えても構わない。

【0063】

次に、本実施形態の変形例における計算上の超音波走査線信号の算出処理について説明する。実測の超音波走査線信号、実測の電子走査面、計算上の超音波走査線信号、計算上の電子走査面の位置は、図6及び図8と同様である。

【0064】

また、実測の超音波走査線信号 ( $S_{i,1} \dots N$ 、 $S_{i+1,1} \dots N$ 、 $S_{i+2,1} \dots N$ ) と計算上の超音波走査線信号 ( $S_{s,1} \dots N$ ) との距離は、それぞれ  $L_i$ 、 $L_{i+1}$ 、 $L_{i+2}$  と同様である。

【0065】

そして、超音波走査線信号算出部155a又は155bは、複数の実測の超音波走査線信号を(1)式又は(2)式に適用して、移動方向に垂直な電子走査面を構成する複数の計算上の超音波走査線信号を算出(補間)する。

【0066】

超音波走査線信号算出部155a又は155bが(1)式又は(2)式を用いて、全ての超音波走査線について計算上の超音波走査線信号 ( $S_{s,1} \dots N$ ) を算出(補間)すると、移動方向に垂直な計算上の電子走査面  $s$  が構成される。この際、超音波走査線信号算出部155a又は155bは、実測の超音波走査線信号 ( $S_i$ 、 $S_{i+1}$ ) のエコー信号成分のうち、同じサンプル点におけるエコー信号成分同士を(1)式又は(2)式も用いて計算する。超音波走査線信号算出部155a又は155bによって、ある1つの超音波走査線に関する実測の超音波走査線信号 ( $S_i$ 、 $S_{i+1}$ ) の全てのサンプル点におけるエコー信号成分が計算されると、当該超音波走査線に関する計算上の超音波走査線信号  $S_s$  が算出される。複数の計算上の超音波走査線信号 ( $S_{s,1} \dots N$ ) のデータは、電子走査面ごとに記憶部21に記憶される。

【0067】

算出された計算上の超音波走査線信号 ( $S_{s,1} \dots N$ ) は、包絡線検波回路151で包絡線検波され、圧縮回路で圧縮される。そして、画像発生部17は、複数の計算上の超音波走査線信号に基づいて、多断面の断層像を発生する。また、必要に応じて、移動方向に垂直な多断面の断層像の集合にレンダリングを行い種々の擬似3次元画像を発生する。そして、表示部19は、画像発生部17で発生された各種画像を表示する。

【0068】

なお、超音波走査線処理部15a又は15bは、超音波走査線信号のドブラ信号を抽出するための図示しない直交検波回路を備え、超音波走査線信号算出部155a又は155bは、直交検波された複数の実測の超音波走査線信号に基づいて、計算上の超音波走査線信号を算出することも可能である。超音波走査線算出部155a又は155bは、

かくして、本実施形態の変形例によれば、超音波振動子ユニットを機械的に連続移動させながら電子走査を行う高速な3Dスキャンを実現させつつ簡便に高精度且つ高画質な擬似3次元画像を発生することが可能となる。

【0069】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【0070】

【図1】本実施形態に関わる超音波診断装置1の構成を示す図。

【図2】図1の超音波送信部11及び超音波受信部13による電子走査を説明するための図。

【図3】図1の超音波走査線信号処理部15の構成を示す図。

10

20

30

40

50

【図 4】図 1 の超音波振動子ユニット 3 1 が往路を移動する時の超音波走査線の位置を示す図。

【図 5】図 1 の超音波振動子ユニット 3 1 が復路を移動する時の超音波走査線の位置を示す図。

【図 6】本実施形態及び本実施形態の変形例において、2 つの実測の超音波走査線信号を用いて計算上の超音波走査線信号を算出する場合における、実測の電子走査面、実測の超音波走査線信号、計算上の電子走査面、計算上の超音波走査線信号の位置を示す図。

【図 7】本実施形態及び本実施形態の変形例において、2 つの実測の超音波走査線信号を用いて計算上の超音波走査線信号を算出する場合における、2 つの実測の超音波走査線信号と計算上の超音波走査線信号との距離を示す図。

10

【図 8】本実施形態及び本実施形態の変形例において、3 つの実測の超音波走査線信号を用いて計算上の超音波走査線信号を算出する場合における、実測の電子走査面、実測の超音波走査線信号、計算上の電子走査面、計算上の超音波走査線信号の位置を示す図。

【図 9】本実施形態及び本実施形態の変形例において、3 つの実測の超音波走査線信号を用いて計算上の超音波走査線信号を算出する場合における、3 つの実測の超音波走査線信号と計算上の超音波走査線信号との距離を示す図。

【図 10】図 1 の超音波振動子ユニット 3 1 が往復移動する場合における、往路及び復路での電子走査面、往路及び復路の超音波走査線信号、計算上の電子走査面、計算上の超音波走査線信号の位置を示す図。

【図 11】本実施形態の変形例における超音波走査線信号処理部 1 5 a の構成を示す図。

20

【図 12】本実施形態の変形例における超音波走査線信号処理部 1 5 b の構成を示す図。

【図 13】従来の技術により、超音波振動子ユニットを間歇的に移動させながら電子走査を行う場合における電子走査面、超音波走査線と移動方向との位置関係を示す図。

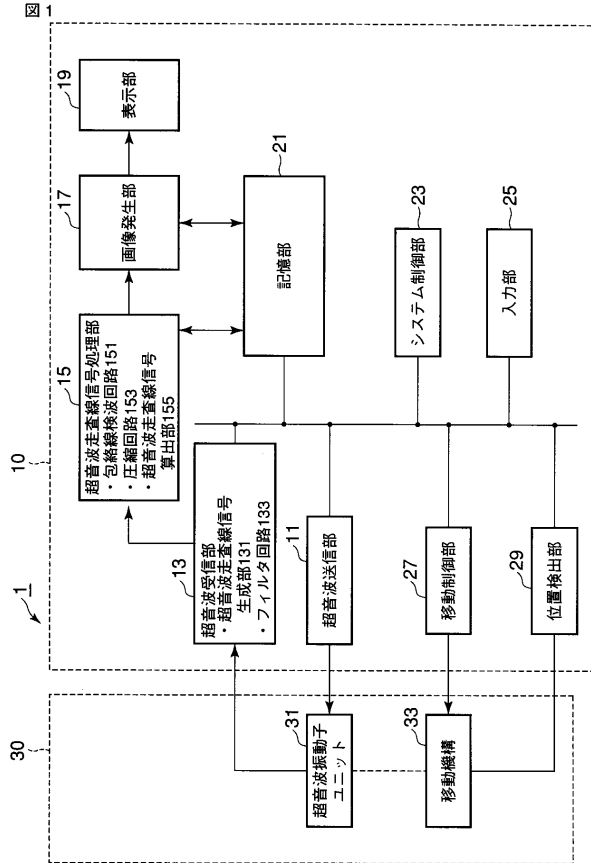
【符号の説明】

【0071】

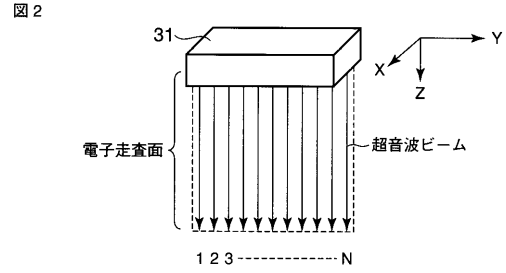
1 ... 超音波診断装置、10 ... 超音波診断装置本体、11 ... 超音波送信部、13 ... 超音波受信部 13、131 ... 超音波走査線信号算出部、133 ... フィルタ回路、15 ... 超音波走査線信号処理部、151 ... 包絡線検波回路、153 ... 圧縮回路、155 ... 超音波走査線算出部、17 ... 画像発生部、19 ... 表示部、21 ... 記憶部、23 ... システム制御部、25 ... 入力部、27 ... 移動制御部、29 ... 位置検出部、30 ... 超音波探触子 30、31 ... 超音波振動子ユニット、33 ... 移動機構。

30

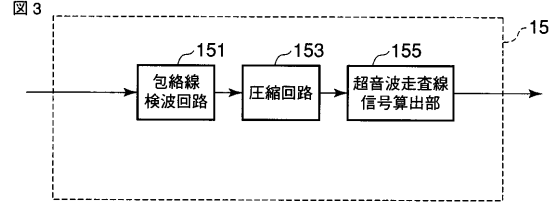
【図1】



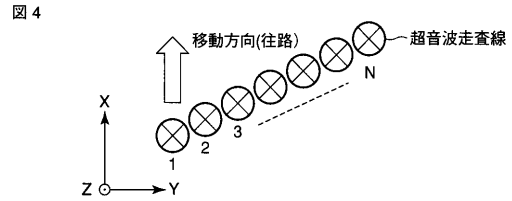
【図2】



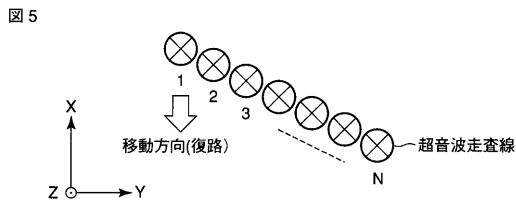
【図3】



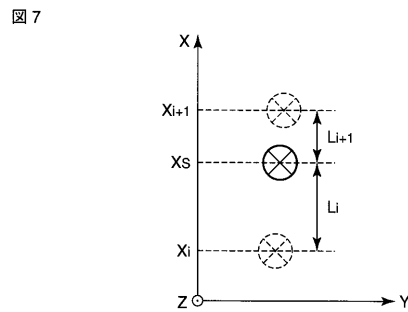
【図4】



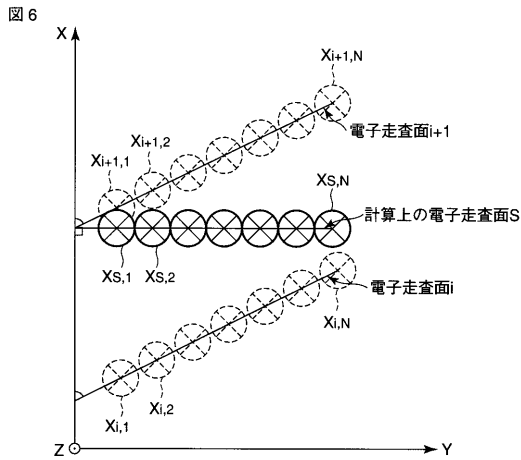
【図5】



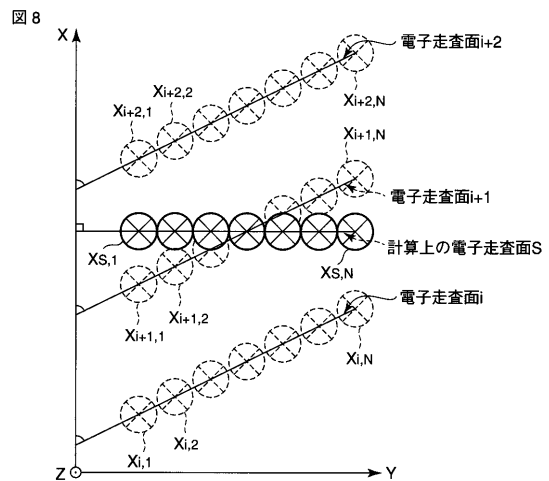
【図7】



【図6】

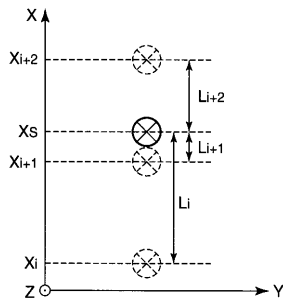


【図8】



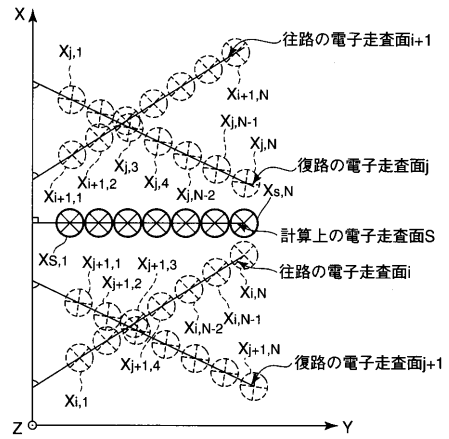
【 図 9 】

図 9



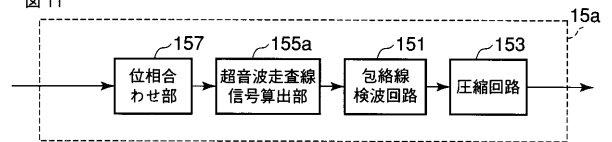
【 図 1 0 】

図 10



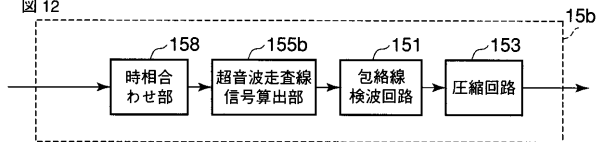
【 図 1 1 】

図 11



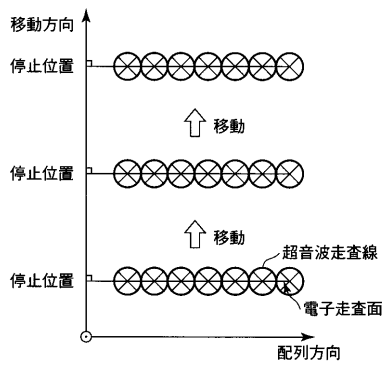
【 図 1 2 】

図 12



【 図 1 3 】

図 13



---

フロントページの続き

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 平間 信

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB08 BB13 BB16 EE04 EE09 EE12 GA18 GA30 GA31

JB22 JB24 JC02

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009028366A</a>	公开(公告)日	2009-02-12
申请号	JP2007196613	申请日	2007-07-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	平間信		
发明人	平間 信		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8909 A61B8/00 A61B8/483 G01S7/52085 G01S15/8945 G01S15/8993		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB08 4C601/BB13 4C601/BB16 4C601/EE04 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/GA18 4C601/GA30 4C601/GA31 4C601/JB22 4C601/JB24 4C601/JC02		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，该超声波诊断设备能够容易地生成高精度和高质量的伪三维图像，同时实现高速3D扫描，其中在机械地连续移动换能器单元的同时执行电子扫描。提供。一种探头，具有：具有沿第一方向排列的多个超声波换能器的超声波换能器单元31；以及使超声波换能器单元31沿第二方向连续移动的机构33。在换能器单元31的位置，在超声波换能器单元31中产生超声波的超声波发送单元11，产生超声波扫描线信号的超声波扫描线信号产生单元131和超声波换能器单元31。超声波扫描线信号计算单元155，其从多个实际测量的超声扫描线信号中计算出形成垂直于第二方向的计算电子扫描表面的多个计算超声扫描线信号，以及图像产生部分17，用于产生垂直于第二方向的多层断层图像。[选型图]图1

