

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4074100号
(P4074100)

(45) 発行日 平成20年4月9日(2008.4.9)

(24) 登録日 平成20年2月1日(2008.2.1)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2002-33817 (P2002-33817)	(73) 特許権者	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
(22) 出願日	平成14年2月12日(2002.2.12)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(65) 公開番号	特開2003-230560 (P2003-230560A)	(74) 代理人	100109900 弁理士 堀口 浩
(43) 公開日	平成15年8月19日(2003.8.19)	(72) 発明者	小役丸 貴士 東京都北区赤羽2丁目16番4号 東芝 医用システムエンジニアリング株式会社内
審査請求日	平成17年2月10日(2005.2.10)	審査官	川上 則明

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の超音波振動子を備え、超音波放射面から超音波の送受波を行うように構成された超音波探触子と、

前記超音波振動子から超音波を送波するための駆動信号を生成し、且つ、前記超音波振動子の出力信号を処理する送受信手段と、

前記送受信手段の出力に基づいて超音波画像を生成する手段と、

前記超音波放射面が被検体に接触している範囲を検出する検出手段と、

前記検出手段からの信号に基づいて前記送受信手段を制御する走査制御手段を有したことを特徴とする超音波画像診断装置。

【請求項2】

前記走査制御手段は、前記検出手段の出力に基づいて、超音波画像生成用の超音波送受波に使用する前記超音波振動子の駆動範囲又は偏向角度の少なくとも一方を変えるものであることを特徴とする請求項1記載の超音波画像診断装置。

【請求項3】

前記走査制御手段は、前記超音波放射面の接触範囲が減少した時に、前記送受信手段により形成される超音波ビームの偏向角を外側方向に増加するものであることを特徴とする請求項2記載の超音波画像診断装置。

【請求項4】

前記検出手段は、前記超音波探触子に設けられた前記被検体との接触状態を検出するセン

10

20

サと、前記センサの出力を所定の閾値と比較する手段を備えることを特徴とする請求項 1 記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

前記センサは、圧力センサあるいは温度センサであることを特徴とする請求項 4 記載の超音波画像診断装置。

【請求項 6】

前記検出手段は、前記超音波振動子の出力信号に基づいて被検体との接触範囲を検出するものであることを特徴とする請求項 1 記載の超音波画像診断装置。

【請求項 7】

前記検出手段は、前記超音波振動子の出力に基づく信号を所定の期間積分し、その積分値に基づいて接触・非接触を判断するものであることを特徴とする請求項 6 記載の超音波画像診断装置。

10

【請求項 8】

操作者が閾値を設定するための入力手段を備え、且つ、前記検出手段は、前記超音波振動子の出力に基づいて得られた信号を所定の閾値と比較することにより接触・非接触を判断するものであることを特徴とする請求項 6 記載の超音波画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は医療診断のために被検体内の情報を画像として表示する超音波画像診断装置に関わる。

20

【0002】

【従来の技術】

超音波パルスを生体内に放射し、各組織からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は超音波断層法と超音波ドップラ法の 2 つの大きな技術開発により近年急速な進歩を遂げた。超音波画像診断装置は探触子を構成する超音波振動子から発生する MHz 帯の超音波パルスを生体内に放射し体内組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる反射信号を前記超音波振動子によって受信し、この受信信号に所定の信号処理を施してモニタ上に表示するものである。

【0003】

30

現在広く普及しているものの大部分はアレイ型振動子を用いこれらを電子的に制御して超音波の送受信を行うリアルタイム装置である。リニア電子走査超音波画像診断装置のブロック図を用い従来例を図 1 3 に示す。

【0004】

超音波を生体内に送信する場合には、まずレート信号発生器 1 によって超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスが出力される。このパルスは N チャンネルから構成される送信遅延回路 2 に送られ、送信における超音波ビームの収束距離を決定する遅延時間が与えられて N チャンネルの駆動回路 (パルサ) 3 に供給される。このパルサ 3 では、超音波振動子 5 を駆動し超音波を発生するための駆動パルスが形成され、その駆動タイミングは前記送信遅延回路 2 によって決定される。このパルサ 3 の出力は電子スイッチ 4 によ

40

って超音波探触子を構成する M 個の超音波振動子 5 のうち、隣接した N 個の振動子 (例えば 5 - 1 ~ 5 - N) に供給されこれを駆動し超音波を生体内 1 6 に放射する。超音波振動子 5 から生体内 1 6 に放射された超音波は生体内の各組織の境界面などで反射され、再び前記超音波振動子 5 によって受信された後プリアンプ 6 を介して N チャンネルで構成される受信遅延回路 7 に送られる。ここで受信超音波ビームの収束距離を決定する遅延時間が与えられた後加算器 8 に入力され、N チャンネルの受信信号は加算合成される。さらにこの信号は対数変換機 9、包絡線検波器 10 にて信号振幅の対数圧縮と検波が行なわれ A / D 変換器 11 を介して画像メモリ 12 に一旦記憶される。

【0005】

次に前記 M 個の振動子のうち例えば 5 - 2 ~ 5 - N + 1 の振動子が選択されて同様な動作

50

が行なわれ、その受信信号は前記画像メモリ12に記憶される。このような動作は振動子5 - M - N + 1 ~ 5 - Mが選択駆動されるまで繰り返され、その受信信号は順次画像メモリ12に記憶される。このようにして画像メモリ12に記憶されたM - N + 1の受信信号はD/A変換器13にてアナログのビデオ信号に変換された後モニタ14にて超音波断層像として表示される。

【0006】

以上、従来例としてリニア走査装置につき述べてきたが送信遅延時間2や受信遅延回路7における遅延時間設定あるいは電子スイッチ4における振動子の選択、画像メモリ12やレート信号発生器1などの制御は制御回路15において行なわれる。なお振動子5が平面状に配列されたりニア走査方式の探触子に対してコンベックス走査方式の探触子では振動子5が凸面状に配列されるがこれらの振動子を駆動する方式に差異はない。このようなりニア走査方式、あるいはコンベックス走査方式では断層像の横幅は全振動子幅(すなわち振動子配列間隔と振動子数の積)に依存し、広い画像幅を確保するには前記全振動子幅を広くする必要がある。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】

リニア走査方式あるいはコンベックス走査方式によって腹部等の診断を行った場合、探触子の端部近くに位置する振動子から放射された超音波は生体内の軟部組織に対して透過されない場合がある。その原因の1つは凸面状になっている生体表面に探触子を接触させた場合にその両端の接触がとり難くなり、振動子と生体の間に空気層が介在するためである。

【0008】

この問題は探触子を体表に強く押しつけることによって改善させることが可能であるが被検者(患者)に苦痛を与えるという問題を有している。すなわち図13にて述べたN個の同時駆動振動子と生体との間に空気層が介在した場合、振動子のもつ音響インピーダンスと空気の音響インピーダンスの差が大きいため音波の大部分はその境界面で反射し生体内にはほとんど入射されない。このため生体内画像として表示できない領域が発生する。

【0009】

以下ではこの領域を診断不可領域と呼ぶ。この診断不可領域が診断に必要とされる領域(いわゆる関心領域)と重なった場合とくに問題となる。図14は探触子の両端が生体表面に接触していない場合に生ずる診断不可領域をリニア走査方式を例に示したものであり、凸面状の生体17に超音波探触子31を接触させた場合、前記探触子の前面にある振動子に対して生体の非接触面21-1、非接触面21-2は直接接触できず、その間には空気層が介在する。したがって非接触面21の直下には超音波が入射できないいわゆる診断不可領域23が存在し、これと前記関心領域22とが重なった領域、すなわち関心領域22-1と関心領域22-2では超音波検査が不可能となる。

【0010】

このような問題点に対して従来は生体との接触面積が小さく深部にて広い視野幅が得られるセクタ走査方式に切り替えて診断を行っていたが、この場合リニア走査用探触子あるいはコンベックス走査用探触子をセクタ走査用探触子に交換しなくてはならなかった。しかしながら超音波による臨床検査の途中で探触子を交換することは診断効率を著しく低下させ、またセクタ走査用探触子を常に準備しておく必要があった。

【0011】

このような問題点に対して特開平5-192337号公報では超音波画像診断装置本体の制御回路にセクタ方式やリニア方式、コンベックス方式等の複数の走査機能をもたせ、一方、探触子の中央部に配列された振動素子幅は端部に配列されたものより小さくした探触子を用いることによって1本の探触子でリニア走査あるいはコンベックス走査とセクタ走査を可能とする装置の提案がなされている。

【0012】

しかしながらこの方法における走査方式の切り替えは装置の操作者である医師や検査士が

10

20

30

40

50

画像を観察しながら手動で行うものであり、探触子を体表面上で絶えず動かしながらリアルタイム画像を観測する一般の臨床検査にそのまま適用するには操作性に問題があり診断効率低下の問題は依然解決されていない。

【 0 0 1 3 】

このような従来の問題点に対して本発明は超音波画像診断装置の探触子表面近傍に音波の送受信を妨げる媒質が存在する場合にその媒質の後方領域の観察を可能とする走査方式への自動切り替えを可能とする超音波画像診断装置の提供を目的としている。

【 0 0 1 4 】

【課題を解決するための手段】

上記問題を解決するために、本発明の超音波画像診断装置は複数の振動子が配列されてなる超音波探触子と、この振動子を所定の駆動法によって駆動して超音波の送受信を行う超音波送受信手段と、この送受信回路によって得られた信号を処理し表示する手段と、前記超音波探触子の音波放射面近傍に装着され、前記音波放射面が検査対象である媒質表面に接触しているか否かを検出するための検出手段と、前記検出手段からの信号に基いて超音波送受信の制御を行う走査制御手段を有したことを特徴とする。本発明によれば超音波探触子の生体接触面の一部に音響的障害物が存在しても生体内断層像の広範囲な観測が容易に実現でき装置の診断能のみならず診断効率においても大幅な向上が期待できる。

【 0 0 1 5 】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態を説明する。

【 0 0 1 6 】

図 1 は本発明の概要を示すブロック図であり、生体に接触する探触子 3 1 の表面近傍にはこの探触子 3 1 の表面が生体に対して接触しているか否かを検出するためのセンサ 3 2 が装着され、このセンサ 3 2 からの出力信号は探触子接触度検出回路 3 6 に送られ生体と接触していない振動子を特定する。

【 0 0 1 7 】

次にこの探触子接触度検出回路 3 6 の結果は制御回路 1 5 に送られ、制御回路 1 5 は送受信回路 3 3 に対して生体と密着し生体内に超音波の送受信が可能な振動子の選定と超音波ビーム偏向を行うための送受信遅延時間 3 3 を制御し最適な走査方式への自動切り替えを行う。このようなシステム構成により生体と接触していない振動子の存在によって狭くなった有効画像幅を画質劣化なしに改善する。

【 0 0 1 8 】

図 2 は本発明によって有効画像幅の改善がなされたりニア走査画像の 1 例であり、探触子両端部の振動子の送受信信号に所定の遅延時間を与え超音波ビームを外側に偏向させることにより従来の方法では診断不可領域であったために観測できなかった関心領域の端部表示が可能となる。

【 0 0 1 9 】

図 3 にて本発明の第 1 の実施形態を述べる。図 3 の実施形態では探触子表面と生体との接触の良否を検出する手段として超音波画像診断装置に使用されている超音波振動子をそのまま使用する方法をリニア走査方式の装置において述べる。

【 0 0 2 0 】

超音波を生体内に送信する場合、まずレート信号発生器 1 からのパルスが N チャンネルで構成される送信遅延回路 2 に送られ、ここで送信超音波ビームの収束距離を決定する遅延時間 f が与えられた後振動子駆動回路 (パルサ) 3 に供給される。ここで n 番目の遅延回路において設定される遅延時間 $f(n)$ は次のように設定される。

【 0 0 2 1 】

$$f(n) = d^2[(N-1)^2 - (2n-N-1)^2] / 8V_0F_0 \quad \dots (1)$$

ただし、N は送信遅延回路のチャンネル数、d は振動子配列間隔、 V_0 は生体内音速、 F_0 は焦点距離である。このパルサ 3 では、超音波振動子を駆動し超音波を発生するための駆動パルスが形成され、その駆動パルスのタイミングは送信用遅延回路 2 によって決定され

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 2 2 】

このパルサ 3 の出力は電子スイッチ 4 によって M 個配列された超音波振動子 5 のうちの N 個（例えば 5 - 1 ~ 5 - N）を選択駆動し超音波を発生する。生体内に放射された超音波の一部は臓器の境界面あるいは生体組織の音響散乱体にて反射し、再び超音波振動子 5 によって受信され電気信号に変換される。この受信信号は再び電子スイッチ 4 を経てさらにプリアンプ 6 や受信超音波ビームの収束用遅延時間を与えるための N チャンネル受信遅延回路 7 を介して加算器 8 に送られる。加算器 8 で受信遅延回路 7 の N チャンネル出力信号は加算合成され、さらに対数変換器 9、包絡線検波器 10 にて受信信号振幅の対数圧縮と包絡線検波が行なわれた後 A / D 変換されて画像メモリ 12 に一旦記憶される。

10

【 0 0 2 3 】

一方 N 個の受信遅延回路 7 の出力はそれぞれ探触子接触度検出回路 36 に送られ後述する方法によってそれぞれの受信信号の大きさが定量的に測定され、その結果は探触子接触度検出回路 36 内のメモリ & 加算平均回路 54 に一旦記憶される。さらに振動子 5 - 2 ~ 5 - N + 1、振動子 5 - 3 ~ 5 - N + 2、・・・振動子 5 - M - N + 1 ~ 5 - M を順次選択した状態で同様な動作を繰り返す。この時得られた加算器 8 の出力信号も対数変換器 9、包絡線検波器 10、A / D 変換器 11 を経て前記画像メモリ 12 に順次記憶されるとともに探触子接触度検出回路 36 にて信号強度が測定され、その結果も探触子接触度検出回路 36 内のメモリ & 加算平均回路 54 に記憶される。

【 0 0 2 4 】

振動子 5 - M - N + 1 ~ 5 - M による超音波の送受信が行なわれた後、画像メモリ 12 に記憶された 1 フレーム分の画像データはテレビフォーマットに変換された後 D / A 変換されてモニタ 14 上に超音波断層像として表示される。このように 1 フレーム分の受信信号を得る間に探触子接触度検出回路 36 内のメモリ & 加算平均回路 54 には振動子 5 - 1、および振動子 5 - M からの信号を除き同一振動子につき複数個の受信信号が記憶されており、これらを加算平均することによって精度の良い測定結果を得ることが可能となる。

20

【 0 0 2 5 】

このようにして得られた各振動子の反射強度測定値が予め設定された値（閾値）より小さければ当該振動子から生体内への送受信は両者間の空気層介在のため行なわれていないと判定する。

30

【 0 0 2 6 】

図 4 は空気層が介在する場合としない場合の信号の違いを示したものである。図 4 (A) は振動子 5 - (a)、振動子 5 - (b) の位置及び被検者の体表位置の関係を表している。図 4 (B) は振動子と生体との間に空気層が存在する場合の振動子 5 - (a) の受信絶対値波形（すなわち検波波形）と振動子と生体が直接接している場合の振動子 5 - (b) の受信絶対値波形を、また図 4 (C) は振動子番号とその受信強度（すなわちメモリ & 加算平均回路 54 の出力）および閾値との関係を模式的に示したものである。

【 0 0 2 7 】

なおこの閾値は操作卓から操作者が設定する方法を採ることが望ましい。これは生体内からの超音波反射強度には個体差があるためであり、また装置の増幅器ゲインの変化に伴いノイズレベルも変動するためである。(B) において振動子 5 - (a) の場合のように振動子と生体との間に空気が介在する場合には振動子と空気の境界からは大きな反射信号が得られるが、深部からの反射波の大きさはきわめて小さい。これに対して振動子 5 - (b) の場合のように振動子と生体とが直接接触している場合には深部からも十分な大きさをもつ反射信号を測定することができる。

40

【 0 0 2 8 】

上記振動子を含む全ての振動子について所定の深さ（図中の観測点）からの反射信号（すなわち図中の観測点）の大きさを順次測定すると (C) に示す強度分布が得られる。ここで例えば破線で示したレベルに閾値を設定すればこの閾値より低値を示す振動子 5 - 1 ~ 振動子 5 - m 1 と振動子 5 - m 2 ~ 振動子 M は空気層介在のため有効に送受信されていな

50

いと判定することができる。すなわち探触子接触度検出回路 36 によって生体 16 と接触している振動子は振動子 5 - m1 から振動子 5 - m2 の範囲であることを検出する。したがって振動子 5 - 1 ~ 振動子 5 - m1 と振動子 5 - m2 ~ 振動子 M に相当する分だけ超音波画像として表示できる幅が狭くなるが本発明では既に図 2 において示したように超音波ビームを外側に偏向することによってこれを補っている。このときの偏向角の設定方法については後述する。

【0029】

ところでこの図に示すようにある時刻での信号振幅値の測定は外来ノイズの影響を受けやすく、計測が不安定になりやすい。

【0030】

図 5 はこのような問題点を改善するために積分方式を採用した探触子接触度検出回路 36 のブロック図を示したものであり、N チャンネルの受信遅延回路 7 の各出力は各々反射強度測定回路 50 の絶対値回路 51 (あるいは包絡線検波回路) を経てゲート回路 52 に送られる。このゲート回路にて所定の期間のみの信号が選択された後積分回路 53 を経てメモリ & 加算平均回路 54 に送られる。

【0031】

図 6 に各部の信号波形を示す。(a) は超音波振動子の駆動タイミングと駆動周期を決定するレート信号発生器 1 の出力、(b) は積分回路 53 の積分範囲を決定するゲート信号であり、所定の期間 (t1 ~ t2) を設けることによって振動子-空気表面からの大振幅信号の影響を排除する。図 6 (c) と図 6 (d) は生体と振動子の間に空気層がある場合について、振動子 5 - (a) の受信信号の絶対値回路 51 の出力と積分回路 53 の出力例、また図 6 (e) と図 6 (f) は生体と振動子の間に空気層がない場合について、振動子 5 - (b) の受信信号の絶対値回路 51 の出力と積分回路 53 の出力例を示した。

【0032】

ところでリニア走査方式では各振動子 5 からの受信信号は電子スイッチ 4 によって所定の遅延時間を有した受信遅延回路 7 に接続される。例えば振動子 7 - 3 の受信信号は第 1 の超音波受信では電子スイッチ 4 を介して受信遅延回路 7 - 3 に接続されるが第 2 の受信では受信遅延回路 7 - 2 に、また第 3 の受信では受信遅延回路 7 - 1 に順次シフトして接続される構成になっている。したがってメモリ & 加算平均回路 54 では N チャンネルの積分回路 53 によって積分された値のうち同一振動子に対応するものを抽出しこれらに対して加算平均を行う必要がある。

【0033】

加算平均して得られた M 個の振動子の各受信強度値は振動子選定回路 18 に送られここで閾値設定回路 38 にて予め設定された閾値と比較することによって有効に機能している振動子が選定される。その結果は振動子制御回路 42 およびビーム偏向制御回路 41 に送られ生体深部における画像表示範囲拡大のための最適走査が行なわれる。

【0034】

探触子接触度検出回路 36 よりこのとき有効に機能している振動子番号 (振動子 5 - m1 ~ 振動子 5 - m2) の情報を得た振動子制御回路 42 ではこれらの振動子のみを選択した新しい走査に切り替える。すなわち空気層が介在することによって視野幅が狭くなった分は振動子の送受信信号の遅延時間制御によって超音波ビームを偏向して補う。例えば最初の送受信では振動子 5 - m1 ~ 振動子 5 - m1 + N を選択して用いる。このときの振動子 5 - m1 + nx (nx = 0 ~ N - 1) の送受信信号に与えられる遅延時間 (nx) は超音波ビーム収束用遅延時間 $f(nx)$ と超音波ビーム偏向用遅延時間 $s(nx)$ の和であり、 f および s はそれぞれ次のように設定される。

$$f(nx) = d^2[(N-1)^2 - (2nx - N - 1)^2] / 8V_0F_0$$

$$s(nx) = (nx - 1) d \sin \theta / V_0 \quad \dots (1)$$

ただし、 d は振動子配列間隔、 V_0 は生体内音速、 F_0 は焦点距離、 θ は偏向角である。

【0035】

図 7 は本発明における超音波走査順序を示したものであり走査領域の外側へのビーム偏向

10

20

30

40

50

は振動子 $5 - m 1 \sim$ 振動 $5 - m 1 + N - 1$ および振動子 $5 - m 2 - N + 1 \sim$ 振動子 $5 - m 2$ によってのみ行う場合について述べる。最大ビーム偏向角を $s 1$ 、 $s 2$ ($s 1 < 0$ 、 $s 2 > 0$) とすれば、まず第 1 の走査において振動子 $5 - m 1 \sim$ 振動 $5 - m 1 + N - 1$ の送受信信号には $s 1$ 方向にビーム偏向を行うための遅延時間が与えられるべく前記送信遅延回路 2 および受信遅延回路 7 は前記ビーム偏向制御回路 4 1 によって制御される。このとき超音波走査によって得られた受信信号は既に述べたものと同様の電子回路を経て前記画像メモリ 1 2 内の第 1 の領域に記憶される。

【 0 0 3 6 】

次の第 2 の走査、第 3 の走査・・・では第 1 の走査と同じ振動子 $5 - m 1 \sim$ 振動 $5 - m 1 + N - 1$ を用い、その送受信信号に対してビーム偏向角が $s 1 +$ (は走査角間隔)、 $s 1 + 2$ 、・・・となるように遅延時間が与えられる。このような動作はビーム偏向角が零度すなわちリニア走査方向と一致するまで繰り返され、それぞれの走査によって得られた受信信号は前記画像メモリ 1 2 の第 1 の領域に記憶される。

10

【 0 0 3 7 】

次に振動子 $5 - m 1 \sim$ 振動子 $5 - m 2$ の範囲で N 個の振動子を用いたリニア走査が行なわれその受信信号は前記画像メモリ 1 2 の第 2 の領域に記憶される。このリニア走査が終了すると再び角度間隔 のビーム偏向が振動子 $5 - m 2 - N + 1 \sim$ 振動子 $5 - m 2$ を用いて行なわれる。この動作は最大偏向角 $s 2$ までくりかえされ、その受信信号は前記画像メモリ 1 2 の第 3 の領域に一旦記憶された後既に画像メモリ 1 2 の第 1 の領域および第 2 の領域に記憶されている画像信号とともに断層像としてモニタ 1 4 上に表示される。

20

【 0 0 3 8 】

次に最大偏向角 s の設定方法について述べる。超音波画像診断装置では既に述べたように各振動子の送受信信号および受信信号に遅延時間を与え、振動子面から所定の距離に超音波ビームを収束させることにより解像度を上げている。受信においては受信のタイミングに同期して遅延時間を変更することによって深さ方向の広い範囲で収束ビームを得るいわゆるダイナミック収束法の適用が可能である。これに対して送信での収束点は 1 つに限られるため関心領域に送信ビームの収束点が設定されるようになっており、腹部診断における焦点距離は一般に約 7 0 mm に設定される。したがってこの深さにおいて空気層の影響を受けない場合のリニア走査画像の有効幅と同等の画像有効幅が得られるように前記最大偏向角 s を設定する必要がある。

30

【 0 0 3 9 】

図 8 を用いてさらに詳細に述べる。リニア走査式探触子を用いた従来の超音波画像の画像幅を W 、送信収束点までの距離 (焦点距離) を L 、探触子の両端部において空気層の介在により超音波の送受信が不能となっている横幅を $W 1$ 、 $W 2$ とすれば探触子左端での最大偏向角 $s 1$ は $s 1 = \tan^{-1} (W 1 / L)$ で決定される。同様に探触子右端での最大偏向角 $s 2$ は $s 2 = \tan^{-1} (W 2 / L)$ となる。前記偏向角度間隔 についても深さ L においてリニア走査間隔とほぼ等しくなるように設定すればよい。すなわちリニア走査間隔が x の場合には $= \tan^{-1} (x / L)$ で決定される。このような設定により関心領域の中心である深さ L においては常に画像幅 W を走査間隔 x で走査するため毎秒表示される画像枚数 (フレーム数) は変わらない。

40

【 0 0 4 0 】

ところで振動子の配列間隔 d が十分小さくない場合には偏向角 を大きくするとグレイティングローブが発生し 方向の主ビーム以外の方向においても超音波の送受信が同時に行なわれるため超音波画像上でのアーチファクト (虚像) 発生の原因となることはよく知られている。したがってこのような現象が起こらないような振動子配列間隔を有した探触子を使用する必要がある。振動子間隔が十分小さく出来ないため偏向角 g 以上においてグレイティングローブが発生し、それによるアーチファクトが診断上許容できないレベルにある場合には最大偏向角 s を g として設定してもよい。

【 0 0 4 1 】

次に本発明の 1 つ重要な構成要素である探触子接触度検出回路 3 6 につき第 2 の実施形態

50

を図9のブロック図を用いて説明する。この実施形態では探触子接触度検出回路36への入力信号を包絡線検波回路10の出力から取っていることがすでに述べた図3の方法と異なる。すなわち生体内16からの反射波を電子スイッチ4によって選択されたN個の超音波振動子5(例えば5-1~5-N)によって受信し電気信号に変換された受信信号は電子スイッチ4、プリアンプ6さらには受信遅延回路7を経て加算器8に送られる。この加算器8でNチャンネルの受信信号は加算合成され、対数変換器9、包絡線検波回路10にて対数圧縮、検波された後A/D変換され画像メモリ12に一旦記憶される。

【0042】

一方この包絡線検波回路10の出力は探触子接触度検出回路36に入力されて生体内からの反射強度が測定され、その結果は探触子接触度検出回路36のメモリ回路に記憶される。さらに振動子5-2~5-N+1、振動子5-3~5-N+2、・・・振動子5-M-N+1~5-Mを順次選択した状態で同様な動作を繰り返し、この時得られた加算器8の出力信号も対数変換器9、包絡線検波回路10、A/D変換器11を経て前記画像メモリ12に順次記憶される。

10

【0043】

一方、包絡線検波回路10の出力は探触子接触度検出回路36において生体内からの超音波受信強度の測定が行なわれ、その結果は探触子接触度検出回路36内のメモリ回路に記憶される。振動子5-M-N+1~5-Mによる超音波の送受信が行なわれた後、画像メモリ12に蓄積された1フレーム分の画像データはテレビフォ-マットに変換された後D/A変換されてモニタ14上に超音波断層像として表示される。探触子接触度検出回路36内のメモリには各走査によって得られた受信信号の大きさが順次記憶される。

20

【0044】

探触子接触度検出回路36への入力信号を包絡線検波回路10の出力からとったこの実施形態では探触子接触度検出回路36は1チャンネルでよいため装置の構成が簡単になる。しかしながら接触/非接触の判定に用いた受信信号はいずれもN本の振動子によって得られたものであり、(1)N本全ての振動子が非接触の場合や(2)N本全ての振動子が接触の場合の他に(3)N本の中の一部の振動子が非接触の場合の3つのケースがある。

【0045】

図4(A)において凸面をした生体16の表面に探触子31を置いた場合、走査bは探触子31の中央部に配置された例えばN個の振動子の全てが生体16に接触している場合の超音波送受信、走査aは探触子31の端部に配置されたN個の振動子の全てが生体16に接触していない場合の超音波送受信、さらに走査cは探触子31の隣接したN個の振動子のうち一部は生体16に接触していない場合の超音波送受信を示している。

30

【0046】

図10(B)は走査a、走査bおよび走査cのそれぞれにおける受信絶対値波形(すなわち包絡線検波器10の出力波形)を示したものである。走査aは振動子と生体との間に空気が介在するために振動子と空気の境界からは大きな反射信号が得られるが深部からの反射波強度はきわめて小さい。走査bでは振動子と生体とが直接接触しているため深部からも十分な大きさの反射信号を測定できる。一方走査cでは振動子の一部において生体との間に空気が介在するため走査aと走査bの中間の大きさをもつ反射信号が得られる。

40

【0047】

これを第1の実施形態と同様に横軸を振動子番号、縦軸を反射信号強度にとったグラフで模式的に示すと図10(C)のようになり走査cでは使用される振動子のシフトにともなって反射強度は順次変化する。ただしこの場合は走査番号と振動子番号は正確ではないがほぼ対応させることが可能であり、図9の振動子選定回路18では閾値以下の受信強度を示す走査番号から空気層介在のため有効な送受信が行なわれていない振動子を選定することができる。この振動子選定回路18の出力は振動子制御回路42およびビーム偏向制御回路41に送られ生体深部における画像表示範囲拡大のための最適走査が行なわれる。

【0048】

探触子接触度検出回路36よりこのとき有効に機能している振動子番号(振動子5-m 1

50

～振動子 5 - m 2) の情報を得た振動子制御回路 4 2 ではこれらの振動子のみを選択した新しい走査に切り替える。すなわち空気層が介在することによって視野幅が狭くなった分を振動子の送受信信号の遅延時間制御によって超音波ビームを偏向し補う。例えば最初の送受信では振動子 5 - m 1 ~ 振動子 5 - m 1 + N を選択して用いる。

【 0 0 4 9 】

既に図 7 に示したように最大ビーム偏向角を s_1 、 s_2 とすれば、まず第 1 の走査において振動子 5 - m 1 ~ 振動子 5 - m 1 + N - 1 の送受信信号には s_1 方向にビーム偏向を行う。このために必要な前記送信遅延回路 2 および受信遅延回路 7 の遅延時間は前記ビーム偏向制御回路 4 1 によって制御される。このとき超音波走査によって得られた受信信号は既に述べたものと同様の電子回路を経て前記画像メモリ 1 2 内の第 1 の領域に記憶される。

10

【 0 0 5 0 】

次の第 2 の走査、第 3 の走査・・・では第 1 の走査と同じ振動子 5 - m 1 ~ 振動子 5 - m 1 + N - 1 を用い、その送受信信号に対してビーム偏向角が $s_1 + \theta$ (θ は走査角間隔)、 $s_1 + 2\theta$ 、・・・となるように遅延時間が与えられる。このような動作はビーム偏向角が零度すなわちリニア走査方向と一致するまで繰り返され、それぞれの走査によって得られた受信信号は前記画像メモリ 1 2 の第 1 の領域に記憶される。

【 0 0 5 1 】

次に振動子 5 - m 1 ~ 振動子 5 - m 2 の範囲で N 個の振動子を用いたリニア走査が行なわれその受信信号は前記画像メモリ 1 2 の第 2 の領域に記憶される。このリニア走査が終了すると再び角度間隔 θ のビーム偏向が振動子 5 - m 2 - N + 1 ~ 振動子 5 - m 2 を用いて行なわれる。この動作は最大偏向角 s_2 までくりかえされ、その受信信号は前記画像メモリ 1 2 の第 3 の領域に一旦記憶された後既に画像メモリ 1 2 の第 1 の領域および第 2 の領域に記憶されている画像信号とともに断層像としてモニタ 1 4 上に表示される。

20

【 0 0 5 2 】

次に本発明の第 3 の実施形態として超音波探触子の生体接触面に専用のセンサを配置した場合について図 1 1 を用い説明する。第 1 の実施の形態および第 2 の実施の形態の説明では前期超音波探触子 3 1 と生体との接触を検出する手段として従来から超音波画像診断装置にて使用されてきた超音波振動子を用いる方法について述べてきたが、この実施例では図 1 1 に示すように前記振動子 5 の各素子に対応して接触感知センサ 1 9 を配置し、この接触感知センサ 1 9 から得られる信号によって前記探触子 3 1 の表面が生体に接触しているか否かを検出する。

30

【 0 0 5 3 】

この前記接触感知センサ 1 9 として圧力センサや温度センサを使用することが可能である。すなわち前記超音波探触子 3 1 が生体 1 6 に接触すると超音波探触子 3 1 内に内蔵された前記接触感知センサ 1 9 はその接触圧力あるいは接触によって伝達される生体体温を感知し電気信号を探触子接触度検出回路 3 6 に送る。例えば前記接触感知センサ 1 9 は M 個の前記超音波振動子の各々に隣接して配置されており、これら M 個の前記接触感知センサ 1 9 からの信号は前記探触子接触度検出回路 3 6 に送られて増幅や所定時間内の平均化処理が行われることにより図 1 2 に示すように横軸を超音波振動子番号に対応した接触感知センサ番号、縦軸を検出信号強度とした特性が得られる。

40

【 0 0 5 4 】

このようにして得られた各接触感知センサ 1 9 の検出信号強度値は振動子選定回路 1 8 に送られ、ここで前記検出信号強度値は閾値設定回路 3 8 による設定値 (閾値) との比較結果から当該接触感知センサ 1 9 に対応した各々の振動子の生体と接触の有無を判定する。

【 0 0 5 5 】

振動子選定回路 1 8 よりこのとき有効に機能できる振動子番号 (振動子 5 - m 1 ~ 振動子 5 - m 2) の情報を得た振動子制御回路 4 2 ではこれらの振動子のみを選択した走査を実施する。すなわち前記超音波探触子の表面が生体と接触できないことによって発生する視野幅の狭小化に対し振動子の送受信信号の遅延時間制御によって超音波ビームを偏向して

50

これを補う。例えば最初の送受信では振動子 $5 - m 1 \sim$ 振動子 $5 - m 1 + N$ を選択して用いる。既に図 7 に示したように最大ビーム偏向角を $s 1$ 、 $s 2$ ($s 1 < 0$ 、 $s 2 > 0$) とすれば、まず第 1 の走査において振動子 $5 - m 1 \sim$ 振動子 $5 - m 1 + N - 1$ の送受信信号には $s 1$ 方向にビーム偏向を行うための遅延時間が与えられるべく前記送信遅延回路 2 および受信遅延回路 7 は前記ビーム偏向制御回路 4 1 によって制御される。このとき超音波走査によって得られた受信信号は既に述べたものと同様の電子回路を経て前記画像メモリ 1 2 内の第 1 の領域に記憶される。

【0056】

次の第 2 の走査、第 3 の走査・・・では第 1 の走査と同じ振動子 $5 - m 1 \sim$ 振動子 $5 - m 1 + N - 1$ を用い、その送受信信号に対してビーム偏向角が $s 1 +$ (は走査角間隔)、 $s 1 + 2$ 、・・・となるように遅延時間が与えられる。このような動作はビーム偏向角が零度すなわちリニア走査方向と一致するまで繰り返され、それぞれの走査によって得られた受信信号は前記画像メモリ 1 2 の第 1 の領域に記憶される。次に振動子 $5 - m 1 \sim$ 振動子 $5 - m 2$ の範囲で N 個の振動子を用いたりニア走査が行なわれその受信信号は前記画像メモリ 1 2 の第 2 の領域に記憶される。

【0057】

このリニア走査が終了すると再び角度間隔 のビーム偏向が振動子 $5 - m 2 - N + 1 \sim$ 振動子 $5 - m 2$ を用いて行なわれる。この動作は最大偏向角 $s 2$ までくりかえされ、その受信信号は前記画像メモリ 1 2 の第 3 の領域に一旦記憶された後既に画像メモリ 1 2 の第 1 の領域および第 2 の領域に記憶されている画像信号とともに断層像としてモニタ 1 4 上に表示される。

【0058】

なお本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば超音波振動子に隣接して設置される接触感知センサは圧力センサや温度センサに限定されないし、超音波ビームの偏向に際して実効振動子のうち両端部の振動子 $5 - m 1 \sim$ 振動子 $5 - m 1 + N$ および振動子 $5 - m 2 - N + 1 \sim$ 振動子 $5 - m 2$ のそれぞれ N 個の振動子群によってのみ行なったがこれに限定されるものではなくその近傍の振動子群 (例えば振動子 $5 - m 1 + 1 \sim$ 振動子 $5 - m 1 + N + 1$ および振動子 $5 - m 2 - N \sim$ 振動子 $5 - m 2 - 1$) を使用しても良い。さらに送信時および受信時で使用される振動子はいずれも N 本としたがこれに限定されず、送信時の振動子数は受信時の振動子数と異なってもよいし、本発明の実施形態ではリニア走査方式を例に説明したがコンベックス走査方式においても同様に有効であることは言うまでも無い。

【0059】

また従来例および本発明を実現する回路構成についてはアナログ方式にて説明したが近年実用化に至ったフルデジタル方式においてもその効果に差異は無い。

【0060】

【発明の効果】

本発明によれば、超音波探触子の接触状態に応じて超音波画像生成のための振動子の駆動範囲又は偏向角度の少なくとも一方を切り換えるので、超音波探触子の接触面の低下による画像の有効視野範囲の減少を少なくすることができる。これにより超音波画像診断を良好に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に係る超音波画像診断装置の構成を示すブロック図。

【図 2】本発明によってなされる超音波走査領域を示す。

【図 3】本発明の第 1 の実施の形態による超音波画像診断装置のブロック図。

【図 4】図 3 の方法によって得られる反射波形と反射強度を示す図。

【図 5】図 3 の接触/非接触判定回路の詳細を示したブロック図。

【図 6】図 5 の接触/非接触判定回路の測定原理を示す図。

【図 7】図 3 の方法における超音波ビームの偏向方法を示す図。

【図 8】図 3 における最大ビーム偏向角の設定方法を示す図。

10

20

30

40

50

【図9】本発明の第2の実施の形態による超音波画像診断装置のブロック図。

【図10】図9の方法によって得られる反射波形と反射強度を示す図。

【図11】本発明の第3の実施の形態による超音波画像診断装置のブロック図。

【図12】図11の方法によって得られる接触感知センサ番号と検出信号強度の関係を示す図。

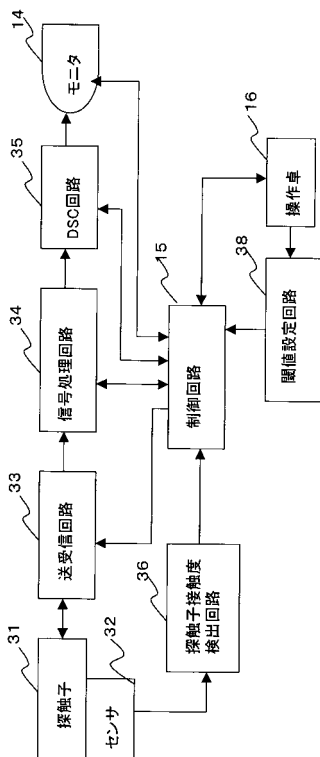
【図13】従来の超音波画像診断装置の構成を示す図。

【図14】従来の超音波画像診断装置における問題点を示す図。

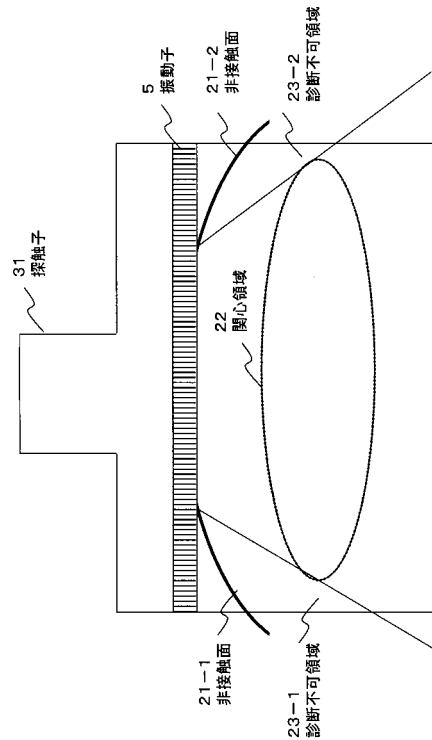
【符号の説明】

5 ... 振動子、14 ... モニタ、15 ... 制御回路、16 ... 操作卓、18 ... 振動子選定回路、19 ... 接触感知センサ、31 ... 探触子、32 ... センサ、33 ... 送受信回路、34 ... 信号処理回路、35 ... DSC回路、36 ... 探触子接触度検出回路、38 ... 閾値設定回路、50 ... 反射強度測定回路

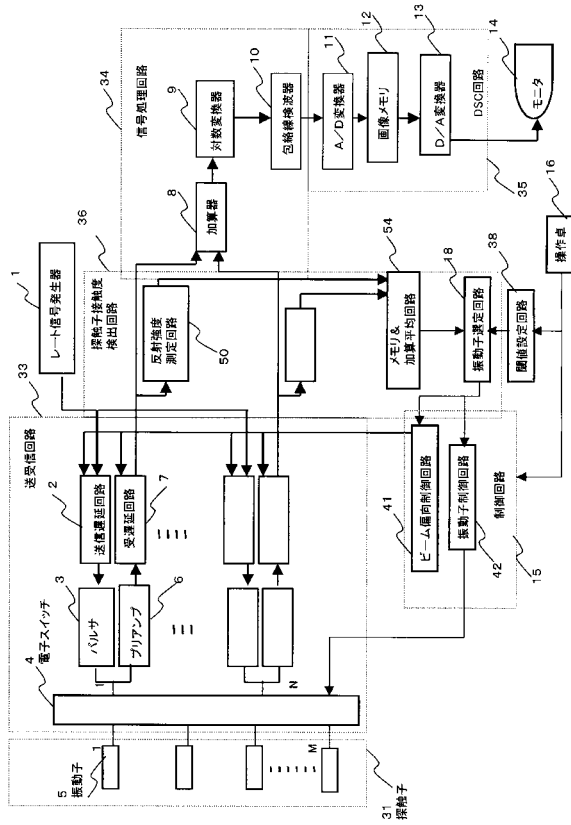
【図1】



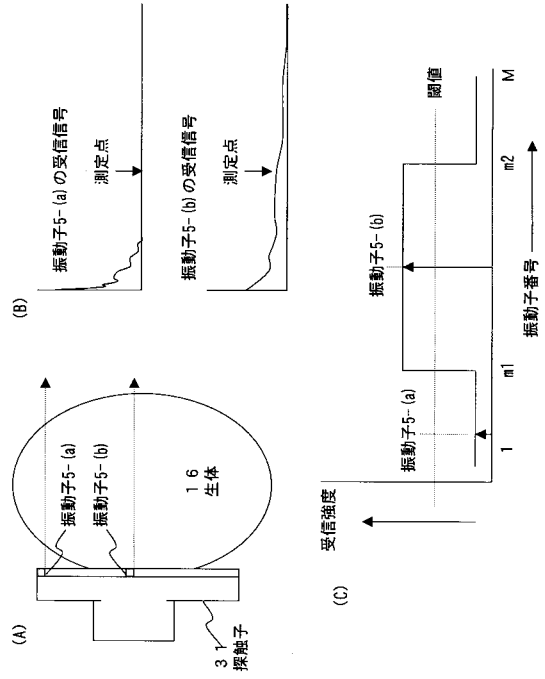
【図2】



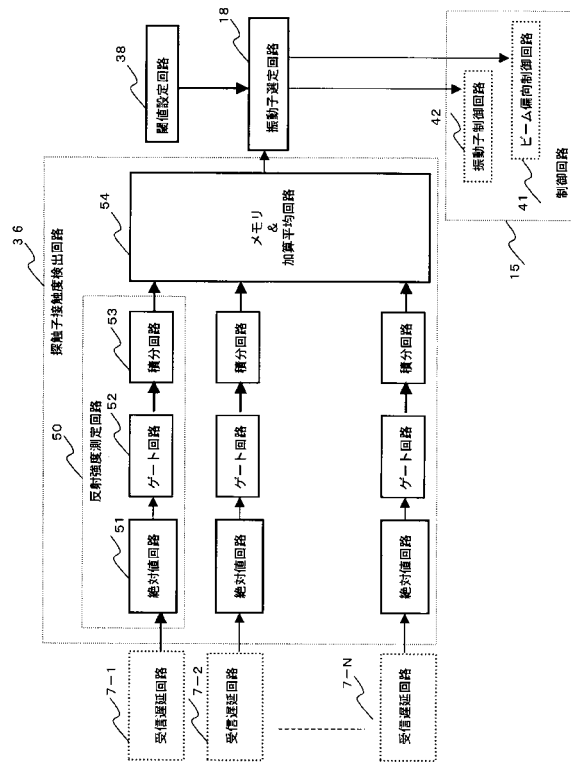
【図3】



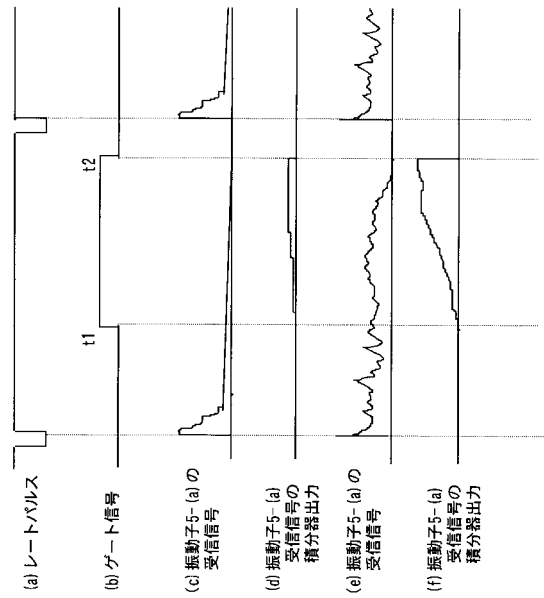
【図4】



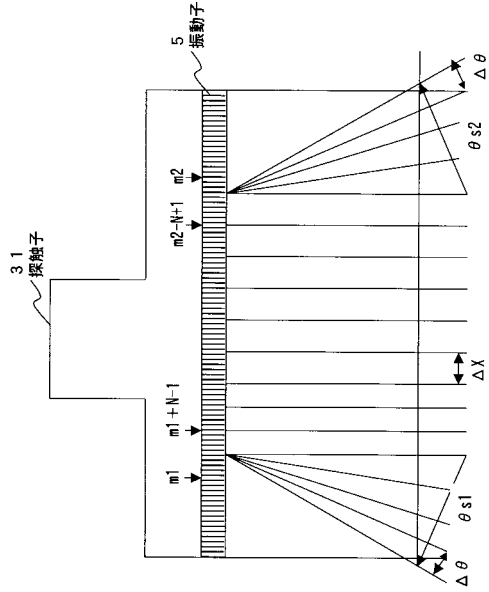
【図5】



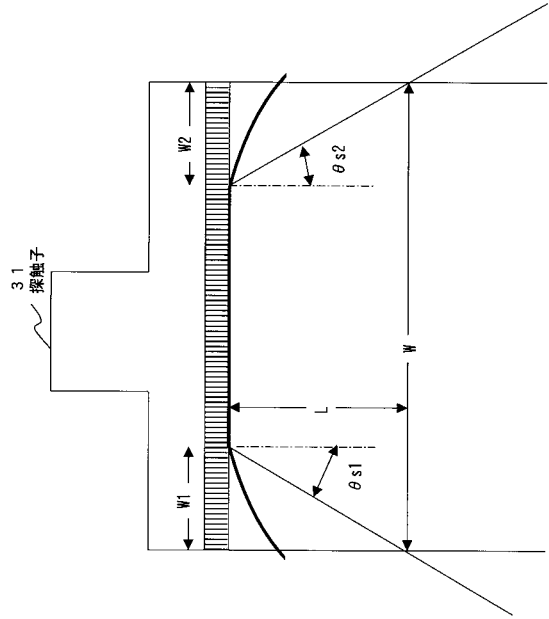
【図6】



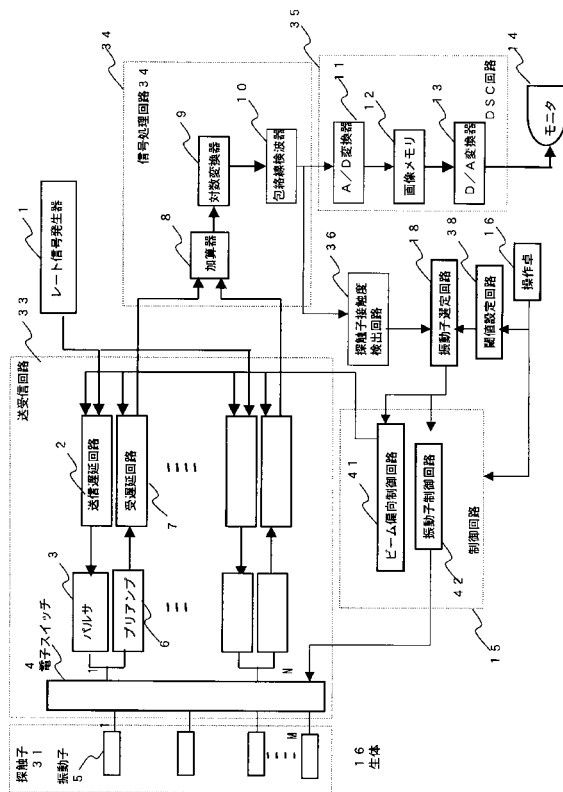
【図7】



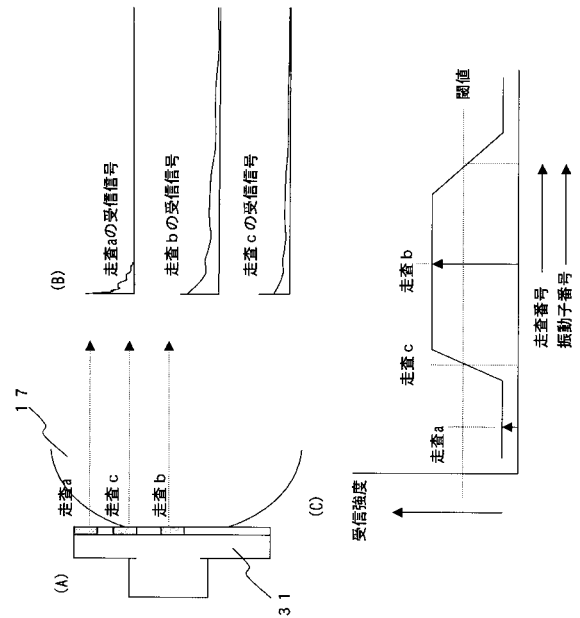
【図8】



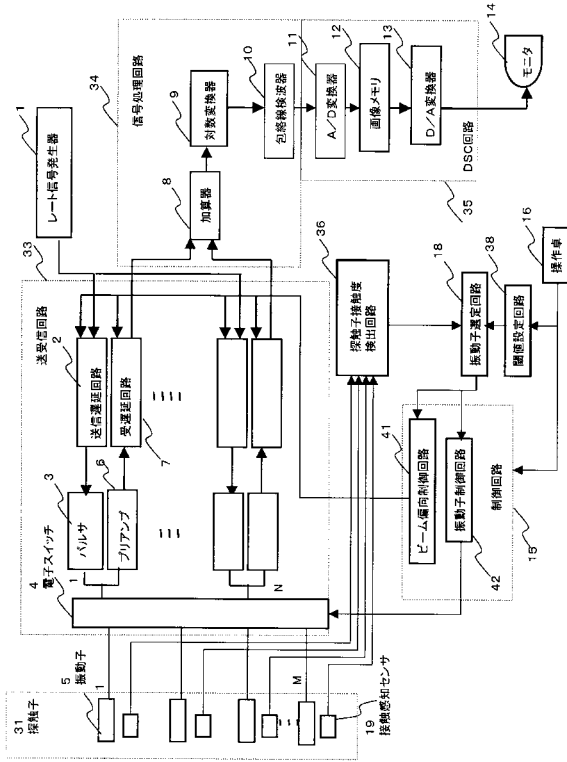
【図9】



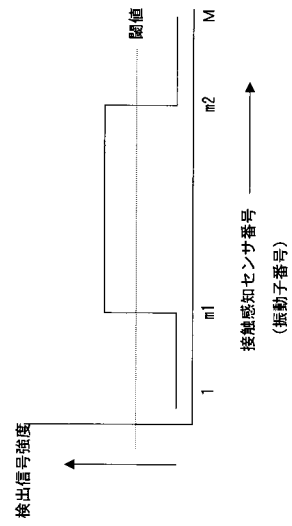
【図10】



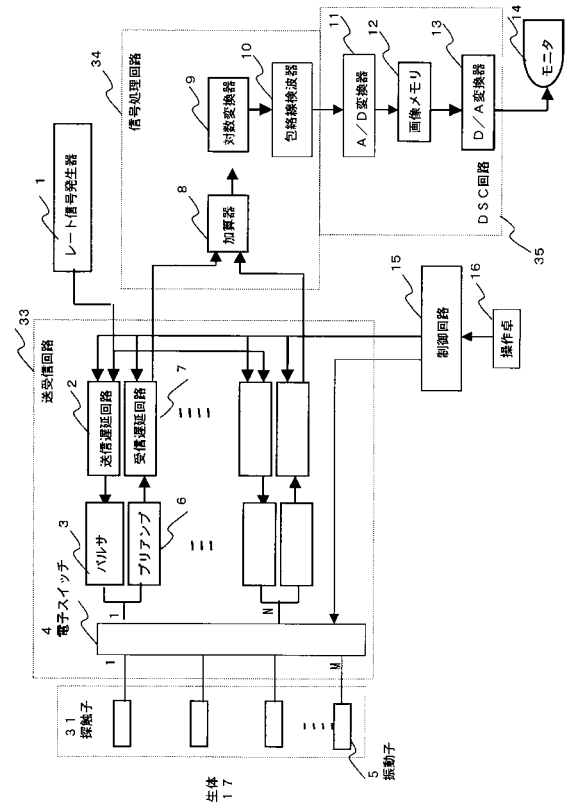
【図 1 1】



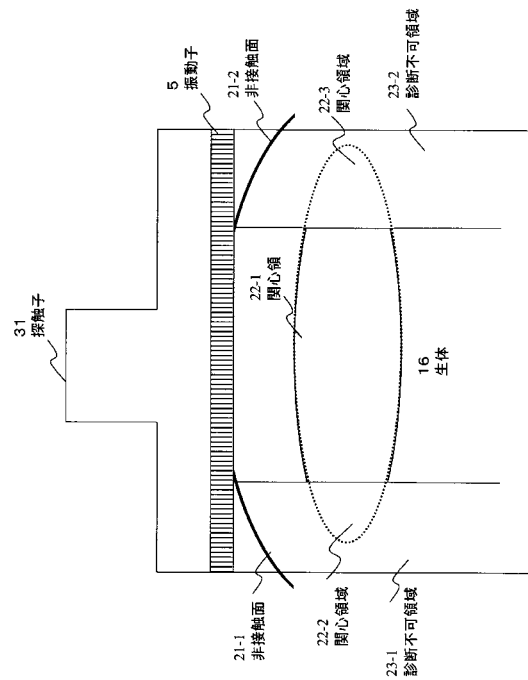
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2000-300560(JP,A)
特開平10-201760(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	JP4074100B2	公开(公告)日	2008-04-09
申请号	JP2002033817	申请日	2002-02-12
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工程株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工程有限公司 东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工程有限公司 东芝公司		
[标]发明人	小役丸 貴士		
发明人	小役丸 貴士		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C301/BB14 4C301/BB22 4C301/EE08 4C301/EE14 4C301/HH11 4C301/HH13 4C301/HH14 4C301/HH38 4C301/BB23 4C301/BB27 4C301/BB30 4C601/BB05 4C601/BB06 4C601/BB27 4C601/EE05 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/HH23 4C601/HH31 4C601/BB01 4C601/BB34 4C601/BB35 4C601/BB36 4C601/BB40 4C601/BB46		
代理人(译)	堀口博		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2003230560A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：当超声波探头的探头附近存在介质干扰声波时，确保图像显示区域。解决方案：超声波检查仪具有：超声波探头31，其中排列有多个振动器；超声波发送/接收装置33，其通过根据指定的驱动方法驱动振动器来发送或接收超声波；用于处理和显示信号的装置34通过发送/接收电路获得的传感器32，安装在超声探头的声波辐射表面上的传感器32，检测装置36，用于检测声波辐射表面通过输出接触待检测介质表面的范围。传感器和扫描控制装置15根据来自检测装置36的信号控制超声波的发送或接收。

【图 2】

