

(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2011-212070

(P2011-212070A)

(43) 公開日 平成23年10月27日(2011.10.27)

(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 7 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2010-80676 (P2010-80676)
(22) 出願日 平成22年3月31日 (2010.3.31)(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100080159
弁理士 渡辺 望穂
(74) 代理人 100090217
弁理士 三和 晴子
(72) 発明者 佐藤 智夫
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE30 GB18 GB21 GB22 GD20
LL05 LL20

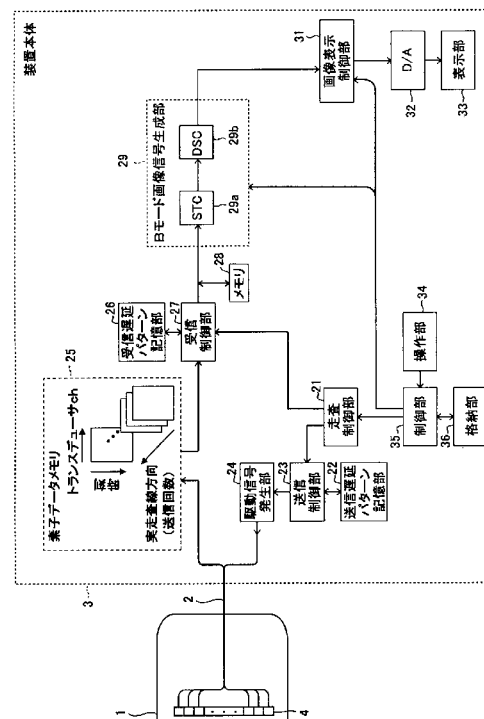
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波プローブと装置本体とを接続する接続ケーブルの細径化および軽量化を図りながらも受信信号を高精度に検出することができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】接続ケーブルの信号線を介して超音波プローブへアナログ高電圧の駆動信号が供給されると(時刻T3)、この駆動信号が超音波トランスデューサに供給されて超音波ビームが送信され、駆動信号の供給が終了すると(時刻T4)、超音波エコーを受信した超音波トランスデューサから出力される受信信号がプリアンプで増幅されると共にA/Dコンバータでデジタル変換された後にメモリに格納され、最深部からのエコーを受信して超音波エコーの受信が終了すると(時刻T7)、メモリに格納されていたデジタルの受信信号がまとめて接続ケーブルの信号線を介して装置本体へ転送される。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

装置本体から接続ケーブルを介して供給されたアナログの駆動信号に基づいて超音波プローブのアレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した前記超音波プローブのアレイトランスデューサから出力され且つ前記接続ケーブルを介して入力した受信信号に基づいて前記装置本体が超音波画像を生成する超音波診断装置であって、

前記超音波プローブは、それぞれ前記アレイトランスデューサの各トランスデューサから出力された受信信号を増幅するプリアンプと前記プリアンプで増幅された受信信号をデジタル信号に変換する A / D コンバータとを含む複数の受信回路を内蔵し、

前記装置本体から前記超音波プローブへ供給される前記駆動信号と前記超音波プローブの前記受信回路でデジタル信号に変換された後に前記装置本体へ出力される前記受信信号とが互いに時分割されて前記接続ケーブルを伝送することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記超音波プローブは、前記接続ケーブルと前記受信回路とを互いに接続 / 遮断するためのスイッチ手段と、前記受信回路でデジタル信号に変換された前記受信信号を一時的に格納するメモリとを有し、

前記スイッチ手段により前記受信回路が前記接続ケーブルに接続されると前記メモリに一時的に格納されていた前記受信信号が前記接続ケーブルを介して前記装置本体へ伝送される請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記接続ケーブルは、前記超音波プローブの前記トランスデューサの個数より少ない本数の信号線からなる請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波プローブは、前記接続ケーブルの複数の信号線と前記アレイトランスデューサとを接続する高電圧マルチプレクサと、前記アレイトランスデューサと前記複数の受信回路とを接続する低電圧マルチプレクサとを有する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記接続ケーブルの各信号線を介して 1 回の送信期間中に供給される複数の前記駆動信号によりそれぞれ対応する前記トランスデューサが駆動される請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記アレイトランスデューサからの超音波ビームの送信方向を傾斜させることにより前記アレイトランスデューサへの前記駆動信号の供給タイミングを互いにずらす請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記装置本体は、前記アレイトランスデューサで受信され且つ前記接続ケーブルを介して前記超音波プローブから伝送された 1 フレーム以上の期間の受信 RF 信号あるいは受信 RF 信号と等価な信号を記憶し、隣接する複数方向の受信信号により実走査線とは異なる仮想走査線上の信号を合成することにより、仮想走査線に基づく超音波画像を生成する請求項 6 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

この発明は、超音波診断装置に係り、特に、装置本体と超音波プローブとを接続ケーブルで接続し、超音波プローブから被検体に向けて超音波ビームを送信すると共に被検体による超音波エコーを超音波プローブで受信し、その受信信号を装置本体へ伝送して超音波画像の生成を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、医療分野において、超音波画像を利用した超音波診断装置が実用化されている。一般に、この種の超音波診断装置は、アレイトランスデューサを内蔵した超音波プローブと、この超音波プローブに接続ケーブルを介して接続された装置本体とを有しており、超音波プローブから被検体に向けて超音波を送信し、被検体からの超音波エコーを超音波プローブで受信して、その受信信号を装置本体で電氣的に処理することにより超音波画像が生成される。

【0003】

ここで、超音波プローブと装置本体とを接続する接続ケーブルには、超音波プローブで得られた受信信号が超音波プローブから装置本体へ伝送される他、各超音波トランスデューサを駆動するための駆動信号が装置本体から超音波プローブへ伝送される。このため、超音波プローブに配設された超音波トランスデューサのそれぞれに対応して、駆動信号を伝送するための送信用信号線と受信信号を伝送するための受信用信号線とが必要となり、超音波トランスデューサの個数が増えるほど、接続ケーブルの信号線の本数も増加することとなる。

10

このようにして信号線の本数が増加すると、接続ケーブルが太く且つ重くなり、超音波プローブの操作性が低下するという問題が発生する。

【0004】

このような問題に対処するために、接続ケーブルの各信号線を細径化しようとする、外来ノイズの混入や信号線の線抵抗による減衰が発生し、受信信号の検出精度が著しく低下するという問題を来してしまう。

20

【0005】

そこで、例えば、特許文献1には、超音波プローブ内の各超音波トランスデューサ毎に遅延回路を接続して各信号を時分割して伝送することにより、超音波トランスデューサの個数に関わらずに少ない本数の信号線で各超音波トランスデューサのための駆動信号と受信信号の伝送を行う技術が提案されている。

また、特許文献2では、駆動信号の送信と受信信号の受信を能動的にスイッチで切り替えることにより接続ケーブルの信号線の本数を低減すると共に、超音波プローブ内にプリアンプを内蔵して受信信号を増幅することで受信信号の検出精度を向上させようとする装置が提案されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2005-279130号公報

【特許文献2】特開2007-209700号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献1に記載の超音波診断装置では、超音波トランスデューサを駆動するための高電圧の駆動信号と微小な受信信号の双方に所定の遅延を与えようとしているが、一般にアナログの遅延線は時間精度が低く、特に、最大で100V以上にもなる駆動信号を高精度に遅延させることは困難である。

40

また、例えば100V以上もの耐電圧を有しながら、1μ秒程度の高速度動作を行うことができる実用的な電子スイッチが未だ開発されていないため、特許文献2に開示された装置を実現することは困難である。

【0008】

この発明は、このような従来の問題点を解消するためになされたもので、超音波プローブと装置本体とを接続する接続ケーブルの細径化および軽量化を図りながらも受信信号を高精度に検出することができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

50

この発明に係る超音波診断装置は、装置本体から接続ケーブルを介して供給されたアナログの駆動信号に基づいて超音波プローブのアレイトランスデューサから被検体に向けて超音波ビームが送信されると共に被検体による超音波エコーを受信した超音波プローブのアレイトランスデューサから出力され且つ接続ケーブルを介して入力した受信信号に基づいて装置本体が超音波画像を生成する超音波診断装置であって、超音波プローブは、それぞれアレイトランスデューサの各トランスデューサから出力された受信信号を増幅するプリアンプとプリアンプで増幅された受信信号をデジタル信号に変換するA/Dコンバータとを含む複数の受信回路を内蔵し、装置本体から超音波プローブへ供給される駆動信号と超音波プローブの受信回路でデジタル信号に変換された後に装置本体へ出力される受信信号とが互いに時分割されて接続ケーブルを伝送するものである。

10

【0010】

好ましくは、超音波プローブは、接続ケーブルと受信回路とを互いに接続/遮断するためのスイッチ手段と、受信回路でデジタル信号に変換された受信信号を一時的に格納するメモリとを有し、スイッチ手段により受信回路が接続ケーブルに接続されるとメモリに一時的に格納されていた受信信号が接続ケーブルを介して装置本体へ伝送される。

【0011】

また、接続ケーブルは、超音波プローブのトランスデューサの個数より少ない本数の信号線から構成することが好ましい。

超音波プローブは、接続ケーブルの複数の信号線とアレイトランスデューサとを接続する高電圧マルチプレクサと、アレイトランスデューサと複数の受信回路とを接続する低電圧マルチプレクサとを有するように構成することができる。

20

接続ケーブルの各信号線を介して1回の送信期間中に供給される複数の駆動信号により、それぞれ対応するトランスデューサを駆動するようにしてもよい。

アレイトランスデューサからの超音波ビームの送信方向を傾斜させることによりアレイトランスデューサへの駆動信号の供給タイミングを互いにずらすこともできる。この場合、装置本体は、アレイトランスデューサで受信され且つ接続ケーブルを介して超音波プローブから伝送された1フレーム以上の期間の受信RF信号あるいは受信RF信号と等価な信号を記憶し、隣接する複数方向の受信信号により実走査線とは異なる仮想走査線上の信号を合成することにより、仮想走査線に基づく超音波画像を生成することもできる。

30

【発明の効果】

【0012】

この発明によれば、超音波プローブと装置本体との接続に用いられる接続ケーブルを構成する信号線の本数を削減することにより接続ケーブルの細径化および軽量化を図りながらも受信信号を高精度に検出することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】この発明の実施の形態1に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図2】実施の形態1の動作を示すタイミングチャートである。

【図3】実施の形態1における装置本体の内部構成を示すブロック図である。

【図4】実施の形態2で用いられた超音波プローブの内部構成を示すブロック図である。

40

【図5】実施の形態2の超音波プローブに用いられた高電圧マルチプレクサを模式的に示す図である。

【図6】実施の形態2の超音波プローブに用いられた低電圧マルチプレクサを模式的に示す図である。

【図7】超音波プローブの開口を模式的に示す図である。

【図8】超音波プローブの送信開口中心部と送信開口端部との間の遅延時間を示すグラフである。

【図9】実施の形態3における超音波トランスデューサの駆動方法を示す図である。

【図10】実施の形態3における超音波プローブを模式的に示す図である。

【図11】実施の形態3における送信ビーム偏向方向を模式的に示す図である。

50

【図 1 2】実施の形態 3 における画像化方法を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、この発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

実施の形態 1

図 1 に、この発明の実施の形態 1 に係る超音波診断装置の構成を示す。超音波診断装置は、超音波プローブ 1 と、この超音波プローブ 1 に接続ケーブル 2 を介して電氣的に接続された装置本体 3 とを備えている。

【0015】

超音波プローブ 1 は、アレイ状に配列された第 1 チャンネル～第 N チャンネルの N 個の超音波トランスデューサ 4 を有しており、この超音波トランスデューサ 4 にマルチプレクサ 5 を介して M 個の送受信回路 6 が接続され、これら M 個の送受信回路 6 に信号分配器 7 が接続されている。さらに、信号分配器 7 には、マルチプレクサ 5 と各送受信回路 6 の動作を制御するための制御部 8 が接続されると共に、マルチプレクサ 5 と各送受信回路 6 と制御部 8 にそれぞれ電源を供給する電源部 9 が接続されている。

【0016】

各送受信回路 6 は、超音波エコーの受信により超音波トランスデューサ 4 から出力された受信信号を増幅するプリアンプ AMP および可変利得アンプ VGA と、受信信号から信号検出に用いられない高周波成分を除去するローパスフィルタ LPF と、受信信号をデジタル信号に変換する A/D コンバータ ADC とが順次直列に接続された受信回路 10 を有している。また、各送受信回路 6 は、受信回路 10 に直列に接続されたメモリ 11 を有すると共に、受信回路 10 およびメモリ 11 に対して並列に配置された送信用信号線 12 を有している。メモリ 11 は、受信回路 10 の A/D コンバータ ADC でデジタル信号に変換された受信信号を一時的に格納するためのものである。

【0017】

さらに、各送受信回路 6 には、受信回路 10 および送信用信号線 12 のいずれかを選択的にマルチプレクサ 5 に接続する切替スイッチ SW1 と、メモリ 11 および送信用信号線 12 のいずれかを選択的に信号分配器 7 に接続する切替スイッチ SW2 とが配設されている。切替スイッチ SW1 は、送信用信号線 12 の電位に基づいて自動的に作動する受動型のスイッチで、装置本体 3 からの駆動信号の供給により送信用信号線 12 の電位がしきい値を越えると、送信用信号線 12 とマルチプレクサ 5 とを接続し、駆動信号が供給されずに送信用信号線 12 の電位がしきい値以下になると、受信回路 10 とマルチプレクサ 5 とを接続する。一方、切替スイッチ SW2 は、制御部 8 から入力される SW2 制御信号に基づいて作動する汎用の能動型のスイッチである。これら切替スイッチ SW1 および SW2 により、接続ケーブル 2 と受信回路 10 とを互いに接続/遮断するスイッチ手段が構成されている。

【0018】

このような超音波プローブ 1 の信号分配器 7 に接続ケーブル 2 が接続されている。接続ケーブル 2 は、駆動信号および受信信号を伝送するための m 本の信号線 13 と、制御線 14 および電源線 15 を有している。接続ケーブル 2 の m 本の信号線 13 は、信号分配器 7 を介して M 個の送受信回路 6 に接続され、制御線 14 および電源線 15 はそれぞれ制御部 8 および電源部 9 に接続されている。

なお、送受信回路 6 の個数 M は、超音波トランスデューサ 4 の個数 N と同数あるいは個数 N より少なく設定され、接続ケーブル 2 の信号線 13 の本数 m は、送受信回路 6 の個数 M と同数あるいは個数 M より少なく設定されている。

【0019】

なお、装置本体 3 は、接続ケーブル 2 の信号線 13 を介して超音波プローブ 1 の各超音波トランスデューサ 4 へアナログ高電圧の駆動信号を供給すると共に、接続ケーブル 2 の信号線 13 を介して超音波プローブ 1 から入力された受信信号に基づいて超音波画像を生成し表示するものである。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 0 】

次に、図 2 のタイミングチャートを参照して、この実施の形態 1 の動作について説明する。

まず、装置本体 3 から接続ケーブル 2 の制御線 1 4 を介して超音波プローブ 1 の制御部 8 に指令が伝送され、時刻 T 1 に、制御部 8 は第 1 番目の送受信回路 6 の切替スイッチ S W 2 に信号分配器 7 と送信用信号線 1 2 とを接続するための S W 2 制御信号を出力すると共に、マルチプレクサ 5 により第 1 番目の送受信回路 6 と第 1 チャネルの超音波トランスデューサ 4 とを接続させるものとする。S W 2 制御信号の出力により、切替スイッチ S W 2 が要する応答時間 T d が経過した時刻 T 2 に切替スイッチ S W 2 が作動して第 1 番目の送受信回路 6 の送信用信号線 1 2 が信号分配器 7 に接続される。

10

【 0 0 2 1 】

その後、時刻 T 3 に装置本体 3 により接続ケーブル 2 の第 1 番目の信号線 1 3 を介して超音波プローブ 1 へアナログ高電圧の駆動信号が供給されると、この駆動信号は、信号分配器 7 を介して第 1 番目の送受信回路 6 の切替スイッチ S W 2 から送信用信号線 1 2 へと伝送される。駆動信号の伝送により、送信用信号線 1 2 の電位がしきい値を越えるため、受動型の切替スイッチ S W 1 は自動的に送信用信号線 1 2 をマルチプレクサ 5 に接続するように切り替わる。

【 0 0 2 2 】

このようにして、駆動信号は、第 1 番目の送受信回路 6 の送信用信号線 1 2 を通り、マルチプレクサ 5 を介して第 1 チャネルの超音波トランスデューサ 4 に供給される。これにより、第 1 チャネルの超音波トランスデューサ 4 から図示しない被検体に向けて超音波ビームが送信される。

20

【 0 0 2 3 】

時刻 T 4 に駆動信号の供給が終了すると、第 1 番目の送受信回路 6 における送信用信号線 1 2 の電位がしきい値以下となるため、受動型の切替スイッチ S W 1 は自動的に受信回路 1 0 とマルチプレクサ 5 とを接続するように切り替わる。このため、被検体による超音波エコーを受信した第 1 チャネルの超音波トランスデューサ 4 から出力される受信信号が、マルチプレクサ 5 を介して第 1 番目の送受信回路 6 の受信回路 1 0 に入力され、プリアンプ A M P および可変利得アンプ V G A で増幅され、ローパスフィルタ L P F で高周波成分が除去され、A / D コンバータ A D C でデジタル信号に変換された後にメモリ 1 1 に格納される。このようにして時刻 T 4 から超音波エコーの受信が行われ、第 1 チャネルの超音波トランスデューサ 4 から出力される受信信号が次々と受信回路 1 0 で処理されてメモリ 1 1 に格納される。

30

【 0 0 2 4 】

駆動信号の供給が終了した時刻 T 4 から所定時間経過後の時刻 T 5 に、装置本体 3 からの指令に基づき、制御部 8 を介して第 1 番目の送受信回路 6 の切替スイッチ S W 2 に信号分配器 7 とメモリ 1 1 とを接続するための S W 2 制御信号を出力する。これにより、切替スイッチ S W 2 が要する応答時間 T d が経過した時刻 T 6 に切替スイッチ S W 2 が作動して第 1 番目の送受信回路 6 のメモリ 1 1 が信号分配器 7 に接続される。

40

【 0 0 2 5 】

この切替スイッチ S W 2 の切り替えの間も超音波エコーの受信は続行されているが、被検体の最深部からのエコーを受信したところで、超音波エコーの受信が終了し、時刻 T 7 に、装置本体 3 からの指令に基づき、制御部 8 を介して、時刻 T 4 から第 1 番目の送受信回路 6 のメモリ 1 1 に格納されていたデジタルの受信信号がまとめて切替スイッチ S W 2 、信号分配器 7 、接続ケーブル 2 の第 1 番目の信号線 1 3 を介して装置本体 3 へ転送される。すなわち、アナログの駆動信号とデジタルの受信信号とが互いに時分割されて共通の信号線 1 3 を伝送する。

【 0 0 2 6 】

このようにして、第 1 チャネルの超音波トランスデューサ 4 による超音波の送信および超音波エコーの受信が時刻 T 8 に完了する。

50

その後、時刻 T 9 に、次の超音波トランスデューサ 4 による超音波の送信および超音波エコーの受信が開始される。

【 0 0 2 7 】

上述したような接続ケーブル 2 の第 1 番目の信号線 1 3 を用いた超音波の送信および超音波エコーの受信を、接続ケーブル 2 の m 本の信号線 1 3 に対してそれぞれ行うことができる。

第 1 チャンネル～第 N チャンネルのすべての超音波トランスデューサ 4 による受信信号を入力すると、装置本体 3 は、それらの受信信号を処理することにより超音波画像を生成し、図示しないディスプレイ等に表示する。

【 0 0 2 8 】

ここで、装置本体 3 の内部構成の一例を図 3 に示す。

装置本体 3 は、走査制御部 2 1 と、送信遅延パターン記憶部 2 2 と、送信制御部 2 3 と、駆動信号発生部 2 4 と、素子データメモリ 2 5 と、受信遅延パターン記憶部 2 6 と、受信制御部 2 7 と、メモリ 2 8 と、B モード画像信号生成部 2 9 と、画像表示制御部 3 1 と、D / A コンバータ 3 2 と、表示部 3 3 と、操作部 3 4 と、制御部 3 5 と、格納部 3 6 とを含んでいる。

【 0 0 2 9 】

走査制御部 2 1 は、超音波ビームの送信方向及び超音波エコーの受信方向を順次設定する。送信遅延パターン記憶部 2 2 は、超音波ビームを形成する際に用いられる複数の送信遅延パターンを記憶している。送信制御部 2 3 は、走査制御部 2 1 において設定された送信方向に応じて、送信遅延パターン記憶部 2 2 に記憶されている複数の遅延パターンの中から 1 つのパターンを選択し、そのパターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ 4 の駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。あるいは、送信制御部 2 3 は、複数の超音波トランスデューサ 4 から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように遅延時間を設定しても良い。

【 0 0 3 0 】

駆動信号発生部 2 4 は、例えば、複数の超音波トランスデューサ 4 に対応する複数のパルスによって構成されている。駆動信号発生部 2 4 は、送信制御部 2 3 によって設定された遅延時間に従って、複数の超音波トランスデューサ 4 から送信される超音波が超音波ビームを形成するように複数の駆動信号を超音波プローブ 1 に供給し、又は、複数の超音波トランスデューサ 4 から一度に送信される超音波が被検体の撮像領域全体に届くように複数の駆動信号を超音波プローブ 1 に供給する。

超音波プローブ 1 からのデジタルの受信信号は、素子データメモリ 2 5 に格納される。素子データメモリ 2 5 は、超音波プローブ 1 の各チャンネルのトランスデューサ 4 に対応する各時刻の受信信号を超音波の送信回数毎に記憶するものである。

【 0 0 3 1 】

受信遅延パターン記憶部 2 6 は、複数の超音波トランスデューサ 4 から出力される複数の受信信号に対してフォーカス処理を行う際に用いられる複数の受信遅延パターンを記憶している。受信制御部 2 7 は、走査制御部 2 1 において設定された受信方向に基づいて、受信遅延パターン記憶部 2 6 に記憶されている複数の受信遅延パターンの中から 1 つを選択し、その受信遅延パターンに基づいて、素子データメモリ 2 5 に格納されている複数の受信信号に遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。また、受信信号に基づいて送信フォーカス処理を行うようにしても良い。このフォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線信号が生成される。さらに、受信制御部 2 7 は、生成された音線信号に対して包絡線検波処理を施す。

【 0 0 3 2 】

受信制御部 2 7 によって生成される音線信号は、メモリ 2 8 に供給されると共に、B モード画像信号生成部 2 9 に供給される。B モード画像信号生成部 2 9 は、S T C (sensitivity time control) 部 2 9 a と、D S C (digital scan converter : デジタル・スキャン・コンバータ) 2 9 b とを含んでおり、受信制御部 2 7 から供給される音線信号に基づ

10

20

30

40

50

いて、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像信号を生成する。また、フリーズモードにおいては、メモリ 28 に格納されている音線信号に基づいて、B モード画像信号が生成される。

【0033】

STC 部 29a は、受信制御部 27 又はメモリ 28 から供給される音線信号に対して、超音波の反射位置の深度に応じて、距離による減衰の補正を施す。DSC 29b は、STC 部 29a によって補正された音線信号を通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像信号にラスタ変換し、階調処理等の必要な画像処理を施すことにより、B モード画像信号を生成する。

【0034】

画像表示制御部 31 は、B モード画像信号生成部 29 によって生成される B モード画像信号に基づいて、被検体の超音波画像を表す画像信号を生成する。D/A コンバータ 32 は、画像表示制御部 31 から出力されるデジタルの画像信号を、アナログの画像信号に変換する。表示部 33 は、例えば、LCD 等のディスプレイ装置を含んでおり、アナログの画像信号に基づいて、被検体の超音波画像を表示する。

【0035】

制御部 35 は、操作部 34 を用いたオペレータの操作に従って、走査制御部 21、B モード画像信号生成部、画像表示制御部 31 等を制御する。走査制御部 21、送信制御部 23、受信制御部 27、B モード画像信号生成部 29、画像表示制御部 31 および制御部 35 は、CPU とソフトウェア（プログラム）によって構成されるが、それらをデジタル回路やアナログ回路で構成しても良い。上記のソフトウェア（プログラム）は、格納部 36 に格納される。格納部 36 における記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM 等を用いることができる。

【0036】

以上説明したように、この実施の形態 1 によれば、マルチプレクサ 5 を介して N 個の超音波トランスデューサ 4 と M 個の送受信回路 6 とを接続すると共に信号分配器 7 を介して M 個の送受信回路 6 と m 本の信号線 13 とを接続し、各送受信回路 6 において 2 つの切替スイッチ SW1 および SW2 により受信回路 10 と送信用信号線 12 との切り替えを行うようにしたので、超音波トランスデューサ 4 の個数より少ない本数の信号線 13 で駆動信号と受信信号の伝送を行うことができるようになった。

【0037】

また、各送受信回路 6 において、超音波トランスデューサ 4 からの受信信号を一時的にメモリ 11 に格納し、切替スイッチ SW2 が切り替わった後に、メモリ 11 内の受信信号をまとめて装置本体 3 へ転送するため、切替スイッチ SW2 として所定の応答時間 Td を有する汎用の能動型のスイッチを用いても、受信信号の一部を失うことなく、受信信号のすべてを装置本体 3 で検出することが可能となる。

【0038】

さらに、各受信回路 10 で、超音波トランスデューサ 4 から出力された受信信号をプリアンプ AMP および可変利得アンプ VGA で増幅すると共に A/D コンバータ ADC でデジタル信号に変換した後にメモリ 11 に格納して、装置本体 3 へと転送するので、接続ケーブル 2 の信号線 13 としてシールドを重視した同軸ケーブルを用いなくても、データ転送におけるノイズの混入が低減され、より鮮明な超音波画像を得ることができる。

【0039】

実施の形態 2

図 4 に実施の形態 2 に係る超音波診断装置に用いられる超音波プローブの内部構成を示す。

アレイ状に配列された第 1 チャネル～第 N チャネルの N 個の超音波トランスデューサ 4 に高電圧マルチプレクサ 41 を介して接続ケーブル 2 の m 本の信号線 S1～Sm が接続されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 0 】

また、N個の超音波トランスデューサ4にそれぞれ過電圧保護回路42を介して低電圧マルチプレクサ43が接続され、この低電圧マルチプレクサ43にM個の受信回路 $R \times_1 \sim R \times_M$ が接続されている。これらの受信回路 $R \times_1 \sim R \times_M$ は、それぞれ図1に示した実施の形態1における受信回路10と同一のもので、受信信号を増幅するプリアンプAMPおよび可変利得アンプVGAと、受信信号から信号検出に用いられない高周波成分を除去するローパスフィルタLPFと、受信信号をデジタル信号に変換するA/DコンバータADCとが順次直列に接続された構成を有している。

【 0 0 4 1 】

M個の受信回路 $R \times_1 \sim R \times_M$ に共通のメモリ44が接続され、このメモリ44にデジタル演算部/デジタル出力コントローラ45が接続されている。さらに、デジタル演算部/デジタル出力コントローラ45にm個の汎用の能動型スイッチからなる保護スイッチ46を介して接続ケーブル2のm本の信号線 $S_1 \sim S_m$ が接続されている。

さらに、高電圧マルチプレクサ41、低電圧マルチプレクサ43、M個の受信回路 $R_1 \sim R_M$ 、メモリ44、デジタル演算部/デジタル出力コントローラ45および保護スイッチ46に制御部47が接続されている。

【 0 0 4 2 】

この実施の形態2においては、N個の超音波トランスデューサ4は、便宜上、それぞれ $A_1 \sim A_n$ 、 $B_1 \sim B_n$ 、 $C_1 \sim C_n$ 、 $D_1 \sim D_n$ のn個の超音波トランスデューサからなるA群～D群の4群に分けられている。そして、A群～D群のそれぞれの超音波トランスデューサの個数nが接続ケーブル2の信号線 $S_1 \sim S_m$ の本数mに等しく、受信回路 $R \times_1 \sim R \times_M$ の個数Mが接続ケーブル2の信号線 $S_1 \sim S_m$ の本数mの2倍の関係になるように設定されているものとする。

【 0 0 4 3 】

高電圧マルチプレクサ41は、図5に示されるように、信号線 $S_1 \sim S_m$ のそれぞれをA群～D群の4個の超音波トランスデューサに選択的に接続する4:1マルチプレクサである。例えば、第1番目の信号線 S_1 は、A群の第1番目の超音波トランスデューサ A_1 、B群の第1番目の超音波トランスデューサ B_1 、C群の第1番目の超音波トランスデューサ C_1 、D群の第1番目の超音波トランスデューサ D_1 のいずれかに接続される。

【 0 0 4 4 】

一方、低電圧マルチプレクサ43は、図6に示されるように、受信回路 $R \times_1 \sim R \times_M$ のそれぞれを2個の超音波トランスデューサに選択的に接続する2:1マルチプレクサである。M個の受信回路 $R \times_1 \sim R \times_M$ のうち、半分のm個の受信回路 $R \times_1 \sim R \times_m$ は、それぞれA群の1つの超音波トランスデューサとC群の1つの超音波トランスデューサに選択的に接続され、残り半分のm個の受信回路 $R \times_{m+1} \sim R \times_M$ は、それぞれB群の1つの超音波トランスデューサとD群の1つの超音波トランスデューサに選択的に接続される。例えば、第1番目の受信回路 $R \times_1$ は、A群の第1番目の超音波トランスデューサ A_1 とC群の第1番目の超音波トランスデューサ C_1 のいずれかに接続され、第m+1番目の受信回路 $R \times_{m+1}$ は、B群の第1番目の超音波トランスデューサ B_1 とD群の第1番目の超音波トランスデューサ D_1 のいずれかに接続される。

【 0 0 4 5 】

なお、高電圧マルチプレクサ41、低電圧マルチプレクサ43および保護スイッチ46により、この発明におけるスイッチ手段が構成されている。

【 0 0 4 6 】

次に、この実施の形態2の動作について説明する。

まず、制御部47により保護スイッチ46の各スイッチがOFFにされた状態で、図示しない装置本体から接続ケーブル2の信号線 $S_1 \sim S_m$ を介してアナログ高電圧の駆動信号が伝送されると、これらの駆動信号は、高電圧マルチプレクサ41によりそれぞれ接続された超音波トランスデューサ4に供給され、その超音波トランスデューサ4から超音波ビームが送信される。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 7 】

超音波エコーを受信した超音波トランスデューサ 4 から出力される受信信号は、過電圧保護回路 4 2 を通り、低電圧マルチプレクサ 4 3 で選択された受信回路に入力されて、プリアンプ A M P および可変利得アンプ V G A で増幅され、ローパスフィルタ L P F で高周波成分が除去され、A / D コンバータ A D C でデジタル信号に変換された後にメモリ 4 4 に格納される。

このようにして、受信回路 $R \times_1 \sim R \times_M$ のそれぞれで増幅され且つ A / D 変換された受信信号がメモリ 4 4 に格納される。

【 0 0 4 8 】

そして、被検体の最深部からのエコーを受信したところで、超音波エコーの受信が終了し、制御部 4 7 により保護スイッチ 4 6 の各スイッチが O N され、デジタル演算部 / デジタル出力コントローラ 4 5 によりメモリ 4 4 に格納されていたデジタルの受信信号がまとめて接続ケーブル 2 の信号線 S 1 ~ S m を介して装置本体へ転送される。すなわち、アナログの駆動信号とデジタルの受信信号とが互いに時分割されて共通の信号線 S 1 ~ S m を伝送する。受信信号の装置本体への転送は、シリアル形式でもパラレル形式でも行うことができる。

【 0 0 4 9 】

受信信号の装置本体への転送が完了すると、高電圧マルチプレクサ 4 1 および低電圧マルチプレクサ 4 3 で接続が切り替えられた超音波トランスデューサ 4 により、同様にして、超音波の送信および超音波エコーの受信が行われ、メモリ 4 4 に格納された受信信号がまとめて接続ケーブル 2 の信号線 S 1 ~ S m を介して装置本体へ転送される。

このようにしてすべての超音波トランスデューサ 4 による受信信号を入力すると、装置本体は、それらの受信信号を処理することにより超音波画像を生成し、図示しないディスプレイ等に表示する。

【 0 0 5 0 】

この実施の形態 2 においても、実施の形態 1 と同様に、超音波トランスデューサ 4 の個数 N より少ない本数の信号線 S 1 ~ S m で駆動信号と受信信号の伝送を行うことができる。

例えば、超音波プローブの超音波トランスデューサ 4 の個数 N を 1 2 8 、接続ケーブル 2 の信号線の本数 m を 3 2 、受信回路の個数 M を 6 4 とし、これらの受信回路でデジタル化された 6 4 チャンネルの受信信号をデジタル演算部 / デジタル出力コントローラ 4 5 によりいわゆる T S S 方式あるいは圧縮等の伝送方式で 3 2 チャンネルとした上で 3 2 本の信号線で装置本体 3 へ伝送し、装置本体 3 内で 6 4 チャンネルに戻して素子データメモリに格納することができる。

さらに、いわゆるゾーン方式で拡がった超音波ビームを使用することにより、1 回の送信で 1 2 8 チャンネルの超音波プローブのうち最大 3 2 チャンネルしか送信しない場合には、超音波プローブの超音波トランスデューサ 4 と接続ケーブル 2 とを接続する高電圧マルチプレクサ 4 1 として 8 : 1 マルチプレクサを使用することで、接続ケーブル 2 を 1 6 チャンネルとすることもできる。6 4 個の受信回路でデジタル化された受信信号は、デジタル演算部 / デジタル出力コントローラ 4 5 により 1 6 チャンネルとした上で 1 6 本の信号線で装置本体 3 へ伝送され、装置本体 3 内で 4 : 1 マルチプレクサにより 6 4 チャンネルに戻して素子データメモリに格納すればよい。

ただし、超音波トランスデューサ 4 の総数 N より少ない本数 m の信号線でアナログの駆動信号とデジタルの受信信号とを互いに時分割して接続ケーブル 2 の信号線で伝送することができれば、超音波トランスデューサ 4 の総数 N 、受信回路の個数 M 、接続ケーブル 2 の信号線の本数 m は適宜設定することができる。

【 0 0 5 1 】

これに対して、従来の超音波診断装置では、1 2 8 チャンネルの超音波プローブからの受信信号を 6 4 個の受信回路で受信する場合、例えば 1 2 8 チャンネルの接続ケーブルで超音波プローブから装置本体へ受信信号を伝送して装置本体内で 2 : 1 マルチプレクサにより

10

20

30

40

50

64チャンネルにするか、あるいは、超音波プローブ内に2:1マルチプレクサを内蔵して64チャンネルの接続ケーブルで超音波プローブから装置本体内の64個の受信回路へ伝送しなければならず、本発明のような接続ケーブルの信号線の大幅な削減を図ることはできない。

【0052】

また、実施の形態2においても、各超音波トランスデューサからの受信信号を一時的にメモリ44に格納した後、まとめて装置本体へ転送するため、保護スイッチ46として汎用の能動型のスイッチを用いても、受信信号の一部を失うことなく、受信信号のすべてを装置本体で検出することが可能となる。

なお、メモリ44に格納された受信信号に対して、デジタル演算部/デジタル出力コントローラ45で一次処理として焦点形成演算の一部を行った上で装置本体へ転送することもできる。このようにすれば、装置本体における信号処理の負担が軽減される。

【0053】

実施の形態3

1回の超音波の送信期間中において、接続ケーブルの1つの信号線で複数の超音波トランスデューサを駆動することができれば、接続ケーブル内の信号線の本数削減および接続ケーブルの軽量化を図ることができる。

【0054】

例えば、図7に示されるように、超音波プローブの開口幅 W を40mm、最大送信開口幅 W_e を20mm、送信焦点距離 L_f を5~70mm、音速 c を1530m/sとすると、超音波プローブ1から正面方向に超音波を送信したときの送信開口中心 O と送信開口端部 E との間の遅延時間 τ は、

$$\tau = (L_{ef} - L_f) / c$$

となる。ただし、 L_{ef} は、焦点 f と送信開口端部 E との間の距離を示す。この遅延時間 τ を送信焦点距離 L_f の関数としてグラフに表すと、図8のようになり、送信焦点距離 $L_f = 5 \sim 70$ mmに対応する遅延時間 τ は、4 μ s程度以下となる。

【0055】

これに対して、汎用の高電圧スイッチの応答速度は、ON時及びOFF時ともに3~5 μ sであるので、1回の超音波の送信期間中に高電圧スイッチを作動させて超音波トランスデューサを切り替えると、受信信号の一部を失うこととなる。

そこで、この実施の形態3においては、図9に示されるように、複数の超音波トランスデューサ4に対して駆動信号の供給タイミングを互いにずらすことにより、アレイ状に配列された複数の超音波トランスデューサ4から傾斜した方向へ超音波ビームを送信させるようにした。

【0056】

例えば、上述した実施の形態2に用いられた超音波プローブのA群~D群の超音波トランスデューサに対して、A群の第1番目の超音波トランスデューサA1から超音波を送信した直後にB群の第1番目の超音波トランスデューサB1から超音波を送信し、以降、A群の第2番目の超音波トランスデューサA2、B群の第2番目の超音波トランスデューサB2、A群の第3番目の超音波トランスデューサA3、B群の第3番目の超音波トランスデューサB3・・・と、A群の n 個の超音波トランスデューサA1~AnとB群の n 個の超音波トランスデューサB1~Bnを交互に切り替えてそれぞれ超音波の送信を行う。

【0057】

このとき、図10に示されるように、超音波プローブの開口幅 $W = 40$ mmが4群に分割されているため、1つの群の開口幅 W_g は10mmとなり、汎用の高電圧スイッチの応答時間を5 μ sと見なすと、A群の第1番目の超音波トランスデューサA1による送信直後に汎用の高電圧スイッチを切り替えてB群の第1番目の超音波トランスデューサB1から超音波を送信するまで5 μ sを要し、この間に超音波は、 $L = 1530 [m/s] \times 5 [\mu s] = 7.65 [mm]$ だけ進行することとなる。

【0058】

10

20

30

40

50

このため、 $5 \mu s$ の間隔でA群の n 個の超音波トランスデューサ $A_1 \sim A_n$ とB群の n 個の超音波トランスデューサ $B_1 \sim B_n$ を交互に切り替えて順次超音波の送信を行うと、図11に示されるように、

$$\theta = \tan^{-1}(L/Wg) = \tan^{-1}(7.65/10) = 37.4^\circ$$

で表される角度だけ超音波プローブの正面方向から傾斜した方向に超音波ビームが偏向されて送信される。

このようにして、複数の超音波トランスデューサからの超音波ビームの送信方向を偏向させることで、受信信号の一部を失うことなく、接続ケーブルの1つの信号線で複数の超音波トランスデューサを駆動することが可能となる。

【0059】

このように傾斜した方向に超音波ビームを送信した場合に、各超音波トランスデューサで受信された1フレーム以上の期間の受信RF信号、あるいは受信RF信号の複素ベースバンド化された信号等、受信RF信号と等価な信号を装置本体内で記憶し、隣接する複数方向の受信信号により実走査線とは異なる仮想走査線上の信号を合成することにより、仮想走査線に基づく超音波画像を生成することも可能となる。

具体的には、1回の超音波ビームの送信によって得られる複数のエコー信号を整相加算する第1受信フォーカス処理により1回の超音波ビームの送信毎に複数の走査線について第1音線データを生成して記憶し、これら第1音線データから複数方向へ超音波ビームを送信することによって生成された第1音線データを読み出して、これらに第2受信フォーカス処理を施すことにより1ライン分の第2音線データを生成する。例えば、 n 回目に送信した超音波ビームのエコーから生成された第1音線データと、 $n+1$ 回目に送信した超音波ビームのエコーから生成された第1音線データに対して第2受信フォーカス処理を施して第2音線データを生成する。

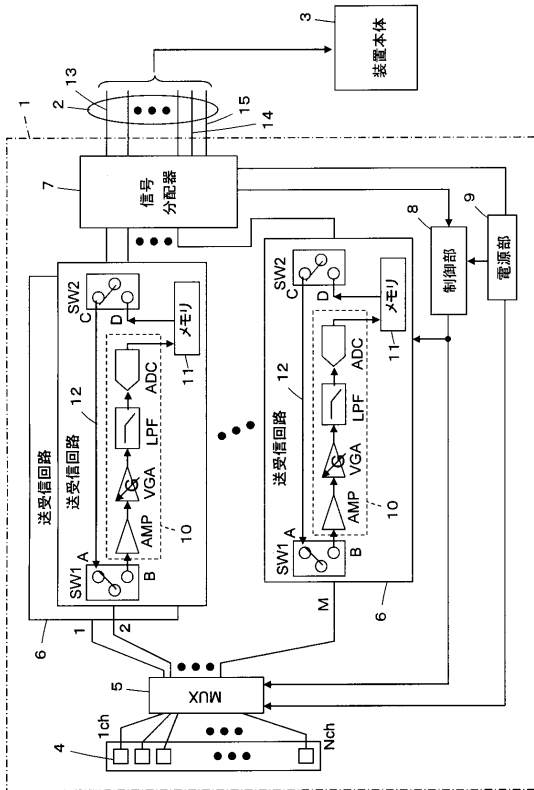
このようにして、図12に示されるように、例えば点Pからのエコーについては、超音波プローブの j 番目の超音波トランスデューサから送信された超音波 S_j による受信RF信号を利用し、点Qからのエコーについては、超音波プローブの $j+1$ 番目の超音波トランスデューサから送信された超音波 S_{j+1} による受信RF信号を利用して、これらの受信RF信号を合成することにより、仮想走査線に基づく超音波画像を生成することができる。

【符号の説明】

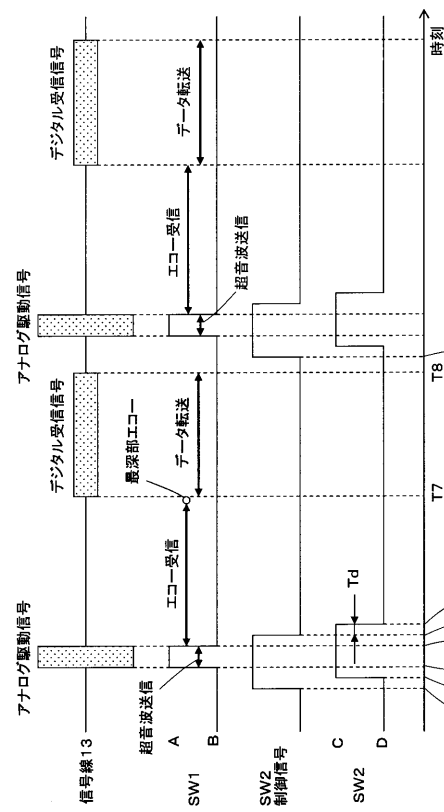
【0060】

1 超音波プローブ、2 接続ケーブル、3 装置本体、4 , $A_1 \sim A_n$, $B_1 \sim B_n$, $C_1 \sim C_n$, $D_1 \sim D_n$ 超音波トランスデューサ、5 マルチプレクサ、6 送受信回路、7 信号分配器、8 , 47 制御部、9 電源部、10 , $R_{x1} \sim R_{xm}$ 受信回路、11 , 44 メモリ、12 送信用信号線、13 , $S_1 \sim S_m$ 信号線、14 制御線、15 電源線、21 走査制御部、22 送信遅延パターン記憶部、23 送信制御部、24 駆動信号発生部、25 素子データメモリ、26 受信遅延パターン記憶部、27 受信制御部、28 メモリ、29 Bモード画像信号生成部、31 画像表示制御部、32 D/Aコンバータ、33 表示部、34 操作部、35 制御部、36 格納部、41 高電圧マルチプレクサ、42 過電圧保護回路、43 低電圧マルチプレクサ、45 デジタル演算部/デジタル出力コントローラ、46 保護スイッチ、 SW_1 , SW_2 切替スイッチ、AMP プリアンプ、VGA 可変利得アンプ、LPF ローパスフィルタ、ADC A/Dコンバータ。

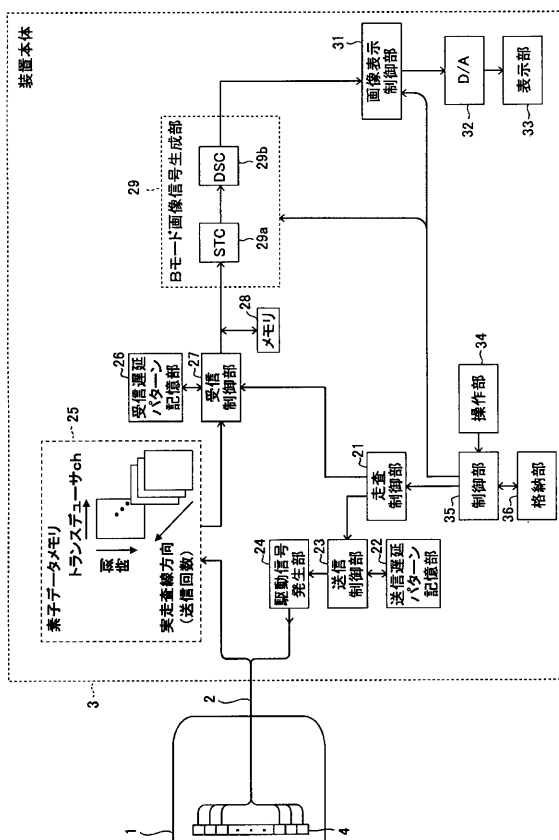
【図 1】



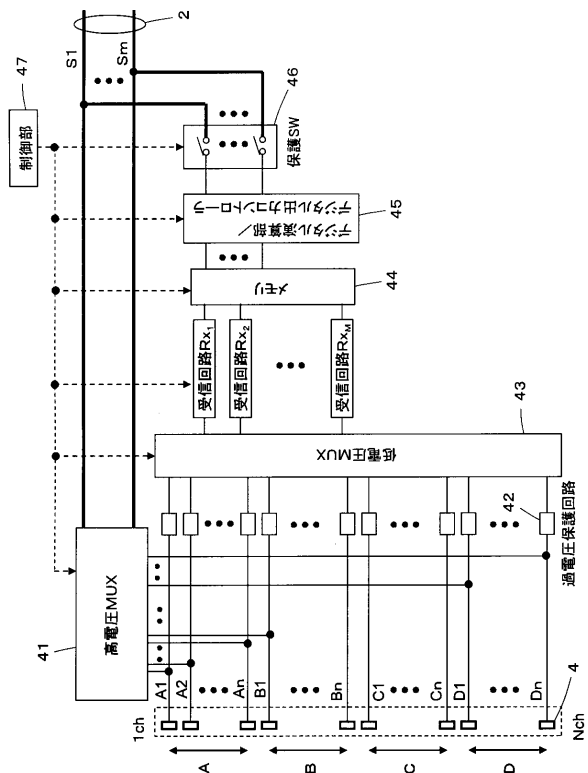
【図 2】



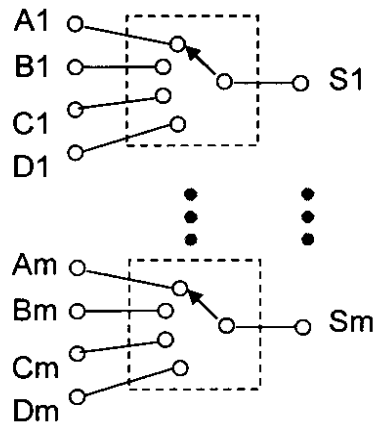
【図 3】



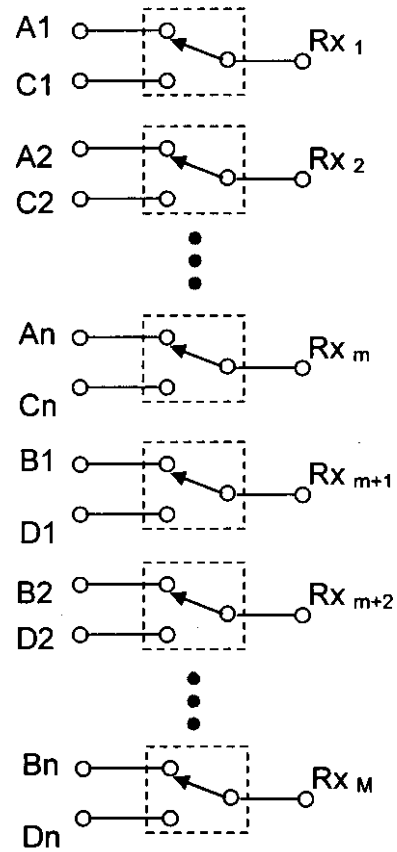
【図 4】



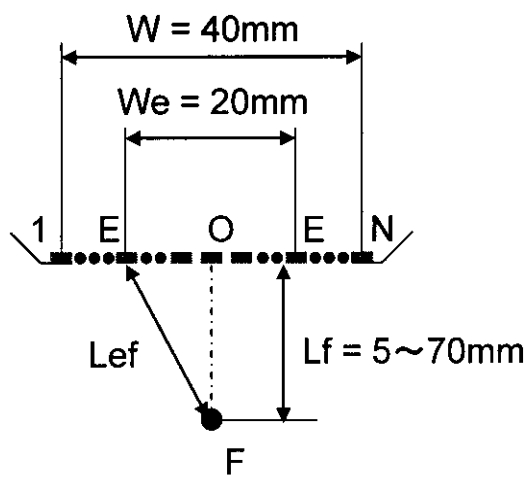
【図 5】



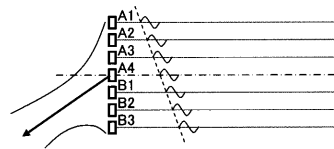
【図 6】



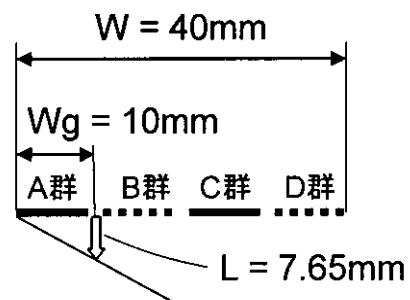
【図 7】



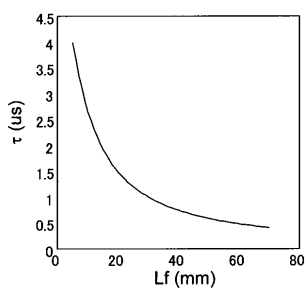
【図 9】



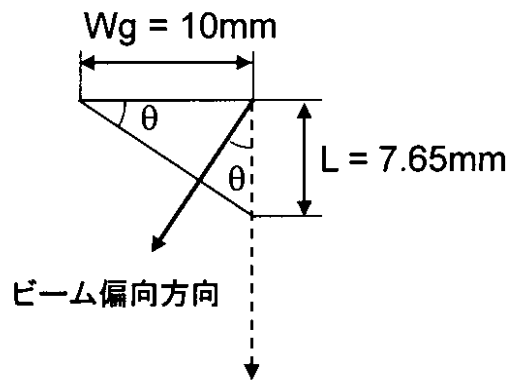
【図 10】



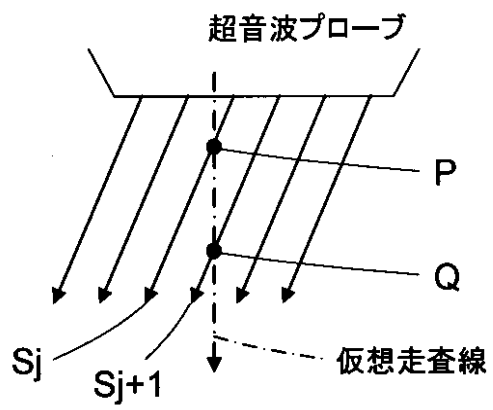
【図 8】



【図 1 1】



【図 1 2】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2011212070A	公开(公告)日	2011-10-27
申请号	JP2010080676	申请日	2010-03-31
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/08 A61B8/4461 A61B8/54 G01S7/52079 G01S7/5208 G01S15/8915 G01S15/8927		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE30 4C601/GB18 4C601/GB21 4C601/GB22 4C601/GD20 4C601/LL05 4C601/LL20		
其他公开文献	JP5452319B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种超声诊断设备，包括：超声探头，具有多个超声换能器;装置主体，其向超声波换能器提供模拟驱动信号，并基于从超声波换能器输出的接收信号生成超声波图像;连接超声探头和设备主体的连接电缆，超声探头包括：多个接收电路，每个接收电路包括放大从一个超声换能器输出的接收信号的前置放大器和转换该超声换能器的A / D转换器。放大的接收信号;和时分单元，控制接收信号到装置主体的输出，使得从装置主体提供的驱动信号和在由接收电路转换成数字信号之后输出到装置主体的接收信号是相互时间的 - 分开并通过连接电缆发送。

