

(19)日本国特許庁（ J P ）

(12) 公 開 特 許 公 報 （ A ） (11)特許出願公開番号

特開2003 - 135461

(P2003 - 135461A)

(43)公開日 平成15年5月13日(2003.5.13)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マコード* (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
B 0 6 B 1/06		B 0 6 B 1/06	A 4 C 6 0 1
H 0 4 R 3/00	330	H 0 4 R 3/00	330 5 D 0 1 9
17/00	332	17/00	332 B 5 D 1 0 7

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2001 - 336110(P2001 - 336110)

(22)出願日 平成13年11月1日(2001.11.1)

(71)出願人 000005201

富士写真フイルム株式会社

神奈川県南足柄市中沼210番地

(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

写真フイルム株式会社内

(74)代理人 100100413

弁理士 渡部 温 (外 1 名)

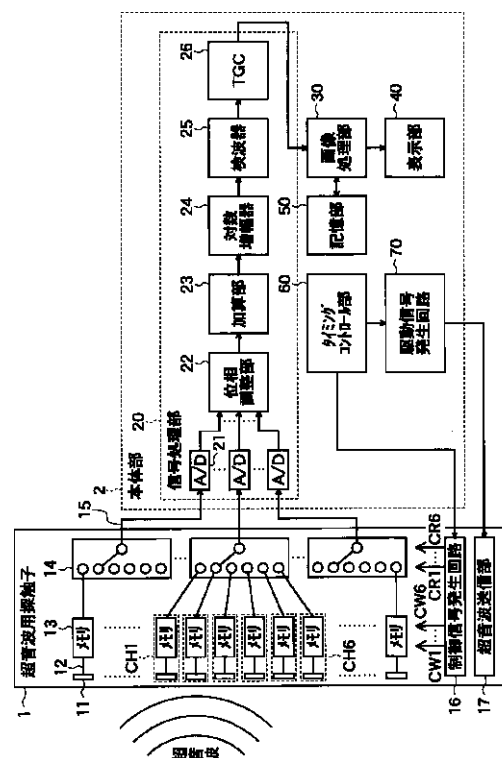
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波用探触子及びそれを用いた超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 超音波用探触子と超音波診断装置本体とを接続する配線の数、及び、超音波用探触子に含まれている複数の変換素子から出力される検出信号を処理する回路のチャンネル数を低減する。

【解決手段】 この超音波用探触子は、超音波を受信して、受信した超音波に基づいて検出信号を発生する複数の変換手段 1 1 と、複数の変換手段が発生する検出信号に基づいて、複数の変換手段が受信した超音波に関する情報をそれぞれ一時的に記憶する複数の記憶手段 1 3 とを具備する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波を受信して、受信した超音波に基づいて検出信号を発生する複数の変換手段と、前記複数の変換手段が発生する検出信号に基づいて、前記複数の変換手段が受信した超音波に関する情報をそれぞれ一時的に記憶する複数の記憶手段と、を具備する超音波用探触子。

【請求項 2】 前記複数の記憶手段が、前記複数の変換手段が発生した検出信号を周期的に積分して得られた積分値をそれぞれ記憶する、請求項 1 記載の超音波用探触子。

【請求項 3】 前記複数の記憶手段が、前記複数の変換手段が発生した検出信号を該検出信号の $1/4 \sim 3/4$ 周期に渡って積分して得られた積分値をそれぞれ記憶する、請求項 2 記載の超音波用探触子。

【請求項 4】 隣接する 2 つの変換手段に対応する 2 つの記憶手段が、前記隣接する 2 つの変換手段が受信した検出信号を該検出信号の $1/4$ 周期だけずれた 2 つの期間に渡って積分して得られた 2 つの積分値をそれぞれ記憶する、請求項 2 又は 3 記載の超音波用探触子。

【請求項 5】 前記複数の記憶手段の各々が、前記複数の変換手段のそれぞれ 1 つに接続された第 1 の切換回路と、前記第 1 の切換回路から供給された電荷を蓄積するコンデンサと、を含み、前記コンデンサに接続された第 2 の切換回路をさらに具備する請求項 2 ～ 4 のいずれか 1 項記載の超音波用探触子。

【請求項 6】 超音波を受信して、受信した超音波に基づいて検出信号を発生する複数の変換手段と、前記複数の変換手段が発生する検出信号に基づいて、前記複数の変換手段が受信した超音波に関する情報を前記複数の変換手段の数よりも少ない数の出力線に供給する切換手段と、を具備する超音波用探触子。

【請求項 7】 前記切換手段が、前記複数の変換手段が受信した超音波に関する情報を時分割多重で前記出力線に供給する、請求項 6 記載の超音波用探触子。

【請求項 8】 駆動信号に基づいて超音波を送信する送信手段をさらに具備する、請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項記載の超音波用探触子。

【請求項 9】 超音波を受信して、受信した超音波に基づいて検出信号を発生する複数の変換手段と、前記複数の変換手段が発生する検出信号に基づいて、前記複数の変換手段が受信した超音波に関する情報をそれぞれ一時的に記憶する複数の記憶手段と、前記複数の記憶手段に記憶された情報を前記複数の記憶手段の数よりも少ない数の出力線に供給する切換手段とを有する超音波用探触子と、前記超音波用探触子の出力線に供給された情報に基づいて画像信号を生成する本体部と、を具備する超音波診断* 50

*装置。

【請求項 10】 前記本体部が、前記超音波用探触子の複数の記憶手段が検出信号を周期的に積分して得られた積分値をそれぞれ記憶するように、前記超音波用探触子を制御するタイミング制御手段を含む、請求項 9 項記載の超音波診断装置。

【請求項 11】 前記タイミング制御手段が、前記超音波用探触子の複数の記憶手段が検出信号を該検出信号の $1/4 \sim 3/4$ 周期に渡って積分して得られた積分値をそれぞれ記憶するように、前記超音波用探触子を制御する、請求項 10 項記載の超音波診断装置。

【請求項 12】 前記タイミング制御手段が、前記超音波用探触子の隣接する 2 つの変換手段に対応する 2 つの記憶手段が検出信号を該検出信号の $1/4$ 周期だけずれた 2 つの期間に渡って積分して得られた 2 つの積分値をそれぞれ記憶するように、前記超音波用探触子を制御する、請求項 10 又は 11 記載の超音波診断装置。

【請求項 13】 前記本体部が、前記超音波用探触子の隣接する一群の変換手段の中で、1 つの変換手段に対応する記憶手段に記憶されなかった超音波に関する情報を、他の変換手段が受信した超音波に関する情報を用いた補間により求める信号処理部をさらに含む、請求項 9 ～ 12 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 14】 前記信号処理部が、前記超音波用探触子の出力線に供給された情報を A/D 変換する複数の A/D 変換器を含む、請求項 13 記載の超音波診断装置。

【請求項 15】 前記本体部が、超音波を送信するために前記超音波用探触子に駆動信号を供給する駆動信号発生回路をさらに含む請求項 9 ～ 14 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、超音波を送受信して生体内臓器等を観察するために用いる超音波用探触子に関し、特に、3次元超音波画像を取得するために多チャンネルを有する超音波用探触子に関する。さらに、本発明は、そのような超音波用探触子を用いた超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、超音波を送受信して 3次元画像を取得するためには、位置センサ付きの 1次元センサアレイを用いて、受信する超音波を電氣的にスキャンさせて深度方向の断面に関する 2次元画像を取得し、さらに、この 1次元センサアレイを機械的にスキャンさせて取得した複数の 2次元画像を合成して 3次元画像を作成していた。しかしながら、この手法によれば、1次元センサアレイの機械的なスキャンにおいてタイムラグがあるため、異なる時刻における複数の 2次元画像を合成することになるので、合成された画像がぼけたものになってしまう。従って、この手法は、生体のような、動きを伴う

被写体のイメージングには適していない。

【0003】このような欠点を解消するためには、2次元センサアレイを用いて3次元画像を取得する方が有利である。しかしながら、2次元センサアレイに含まれる超音波検出素子の数は、1次元センサアレイに比較して非常に多くなるため、新たな問題が生じている。例えば、 80×80 素子程度の2次元センサアレイを用いる場合には、全素子を使用して超音波を受信することが理想的である。しかしながら、素子数が多くなると、2次元センサアレイの製造において配線が複雑化する等の問題が生じる。また、超音波検出素子により超音波を検出して得られた検出信号を処理するための電気回路のチャンネル数は、超音波検出素子の数と同じ数だけ必要であるため、電気回路が複雑化するという問題も生じる。このため、実用に耐えうる2次元センサアレイを有する超音波用探触子又は超音波診断装置の実現は困難であった。

【0004】そのような事情から、検出信号を処理する電気回路のチャンネル数を低減するために、2次元に配置された複数の超音波検出素子の中から一部の超音波検出素子のみを使用する「疎のアレイ」(スパースアレイ: sparse array)が用いられている。例えば、E. D. Lightらの論文「Progress in Two-Dimensional Arrays for Real-Time Volmetric Imaging」(ULTRASONIC IMAGING Vol. 20, 1-15 (1998))には、アレイサイズ、素子間隔、及び、超音波の周波数等を変化させて超音波を送受信した結果が開示されている。超音波ビームパターンのサイドローブを一定値以下に抑えるために、この文献においては、送信及び受信のそれぞれについて256個程度のチャンネルが使用されている。

【0005】また、日本国特許出願公開(特開)平11-221217号公報には、配列された複数個の超音波振動子から構成され、超音波ビームの送信及びその反射波の受信を行うための超音波プローブと、所定の方向間隔で順次に方向を変えながら超音波ビームを送信する送信手段と、特定の深さ領域からの反射波が前記超音波振動子に到達する期間においてのみ、当該反射波の元となる送信超音波ビームとほぼ同一の方向に受信指向性を設定して受信信号を得る受信手段と、受信手段から得られた受信信号を信号処理して超音波診断画像を生成する生成手段と、超音波診断画像を表示する表示手段とを具備する超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置によれば、特定の深さ領域からの反射波が超音波振動子に到達する期間においてのみ、当該反射波の元となる送信超音波ビームとほぼ同一の方向に受信指向性を設定して受信信号を得るようにしているので、単位時間当りの走査回数を大幅に増加させることができる。この超音波診断装置においても、スパースアレイ振動子が用い

られている。

【0006】また、阿部らの論文「リアルタイム3Dシステム用2次元スパースアレイの音場検討」(J Med Ultrasonics Vol. 28 No. 3 (2001))には、チャンネル数の増加と共に平均サイドローブが減少し、1024チャンネルで従来の1次元プローブ用いた方法と同等のレベルになると記載されている。

【0007】このように、スパースアレイを用いても、従来と同程度の画質を得るためには、少なくとも256個以上、望ましくは1024個以上のチャンネルが必要であり、配線数や回路数の増大という問題は解決されていない。

【0008】図5は、従来用いられている超音波診断装置の構成の一部を示している。この超音波診断装置は、2次元状に配置されたN個の超音波トランスデューサ(変換素子)111を含む超音波用探触子101と、本体部102とから構成される。N個の変換素子111は、信号線112を介して、信号処理部120に含まれているN個のA/D変換器121にそれぞれ接続されている。

【0009】超音波用探触子101において、各々の変換素子111は、被検体から反射された超音波を検出して検出信号を出力する。N個の変換素子111から出力された検出信号は、信号線112を通して本体部102に送信され、N個のA/D変換器121においてデジタルの検出信号にそれぞれ変換される。

【0010】さらに、信号処理部120は、デジタルの検出信号に対して信号処理を施す。画像処理部130は、信号処理部120の出力信号に基づいて2次元又は3次元の画像データを構成すると共に、画像処理を行う。また、表示部140は、CRTやLCD等のディスプレイ装置を含んでおり、画像データに基づいて超音波画像を表示する。

【0011】図5に示す各々のA/D変換器121においては、画像形成に必要な位相情報を得るために、ナイキスト周波数よりも高い周波数で検出信号のサンプリングが行われている。例えば、超音波の波長を λ とすると、 $\lambda/30$ に相当する時間間隔でサンプリングを行うことが望ましいとされている。これは、超音波の周波数が3.5MHzである場合に、約100MHzの周波数でサンプリングを行うことを意味する。さらに、近年実用化された10MHz以上の伝送帯域を有する高周波プローブを用いる場合には、GHzオーダーの周波数でサンプリングを行うことが求められる。しかしながら、このような高速で高精度のサンプリングを行うA/D変換器は、未だ存在しない。従って、サンプリング周波数が40MHzで10ビット又は12ビット精度のA/D変換器を用いてサンプリングを行い、データを内挿しているのが現状である。

【0012】しかしながら、そのような A/D 変換器を、256 ~ 1000 個並列に動作させると、A/D 変換器のコストが上昇してしまう。また、処理すべきデータ量が膨大になり、処理に必要な CPU のコストも上昇してしまう。さらに、プローブと装置本体との間の配線数が増えてしまう。探触子の操作性を保つために、配線に用いるケーブルを細径化すると、ケーブルの容量が増加し、伝送可能な有効電力が減少し、SN 比が劣化してしまう。

【0013】ところで、変換素子から出力される高周波 (RF) の検出信号から超音波エコーに関する情報をサンプリングする方式としては、次のいくつかの方式が考えられる。

(1) 瞬間値計測方式

図 6 に示すように、検出信号 $x(t)$ の瞬時値 S_1 、 S_2 、 S_3 を計測する。しかしながら、この方式には、位相の管理が難しく、雑音に弱いという欠点がある。

【0014】(2) 時間積分方式

図 7 に示すように、検出信号 $x(t)$ の積分値を計測する。この方式によれば、雑音による影響を低減することはできるが、積分周期 ΔT の設定が難しい。例えば、検出信号をちょうど 1 周期分を積分すると、積分値はゼロ又は小さな値となってしまう。

【0015】(3) 直交検波方式

図 8 に示すように、2 個の積分器を用い、積分周期を互いに $1/4$ 周期ずらして検出信号 $x(t)$ を積分し、これらの積分値を計測する。即ち、検出信号 $x(t)$ を積分器 101 によって積分することにより積分値 Q を求め、遅延回路 103 によって積分周期の $1/4$ だけ遅延された検出信号 $x(t)$ を積分器 102 によって積分することにより積分値 I を求める。この方式によれば、上記の時間積分方式において積分値が小さな値になるという問題は解決できるが、1 個の変換素子について 2 個の積分器が必要であり、回路が煩雑になってしまう。また、超音波用探触子において直交検波を行う場合には、超音波用探触子から本体部に伝送すべき情報が 2 倍になるため、スパースアレイによって配線数を低減した効果が半減してしまう。

【0016】

【発明が解決しようとする課題】そこで、上記の点に鑑み、本発明は、超音波用探触子と超音波診断装置本体とを接続する配線の数、及び、超音波用探触子に含まれている複数の変換素子から出力される検出信号を処理する回路のチャンネル数を低減することを第 1 の目的とする。また、本発明は、複数の変換素子から出力される検出信号に基づいて、位相整合のために必要な波形情報を高い SN 比で得ることを第 2 の目的とする。

【0017】

【課題を解決するための手段】上記の課題を解決するため、本発明の第 1 の観点に係る超音波用探触子は、超音

波を受信して、受信した超音波に基づいて検出信号を発生する複数の変換手段と、複数の変換手段が発生する検出信号に基づいて、複数の変換手段が受信した超音波に関する情報をそれぞれ一時的に記憶する複数の記憶手段とを具備する。

【0018】また、本発明の第 2 の観点に係る超音波用探触子は、超音波を受信して、受信した超音波に基づいて検出信号を発生する複数の変換手段と、複数の変換手段が発生する検出信号に基づいて、複数の変換手段が受信した超音波に関する情報を複数の変換手段の数よりも少ない数の出力線に供給する切換手段とを具備する。

【0019】さらに、本発明に係る超音波診断装置は、超音波を受信して受信した超音波に基づいて検出信号を発生する複数の変換手段と複数の変換手段が発生する検出信号に基づいて複数の変換手段が受信した超音波に関する情報をそれぞれ一時的に記憶する複数の記憶手段と複数の記憶手段に記憶された情報を複数の記憶手段の数よりも少ない数の出力線に供給する切換手段とを有する超音波用探触子と、超音波用探触子の出力線に供給された情報に基づいて画像信号を生成する本体部とを具備する。

【0020】上記のように構成した本発明によれば、複数の変換素子によって超音波を検出することにより得られた検出信号を時分割多重化して出力することにより、超音波用探触子と超音波診断装置本体とを接続する配線の数、及び、超音波用探触子に含まれている複数の変換素子から出力される検出信号を処理する回路のチャンネル数を低減することができる。また、検出信号を積分値として送信する場合には、雑音の影響を低減して、画質の良い超音波画像信号を得ることが可能である。

【0021】

【発明の実施の形態】以下、図面に基づいて本発明の実施の形態について説明する。なお、同一の構成要素には同一の参照番号を付して、説明を省略する。図 1 は、本発明の一実施形態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 1 に示すように、この超音波診断装置は、被検体に当接させて用いられる超音波用探触子 1 と、超音波用探触子 1 によって得られた検出信号の処理を行う本体部 2 とを含んでいる。

【0022】超音波用探触子 1 は、2 次元マトリックス状に配列されている N 個の超音波トランスデューサ (変換素子) 11 と、これらの変換素子にそれぞれ接続された N 個のメモリ 13 と、複数の切換回路 14 を有している。変換素子 11 としては、例えば、PZT (チタン酸ジルコン酸鉛) に代表される圧電セラミックや、PVD F (ポリフッ化ビニリデン: polyvinyl difluoride) 等の高分子圧電素子等を含む圧電素子が用いられる。 N 個のメモリ 13 は複数のメモリ群を構成しており、各々のメモリ群が M 個 (本実施形態においては $M = 6$ とする) のメモリを含む。各々の切換回路

14は、各々のメモリ群に含まれるM個のメモリの出力信号を順次切り換えるにより、M個のメモリの出力信号を時分割多重化して1本の信号線15に出力する。これにより、N個の変換素子11にそれぞれ接続されているN本の信号線12を1/Mに減少させたN/M本程度の信号線15によって、検出信号を本体部2に出力することができる。

【0023】さらに、超音波用探触子1は、本体部2のタイミングコントロール部60の制御の下で、メモリ13及び切換回路14において使用する書込み制御信号C10 W1~CW6及び読出し制御信号CR1~CR6を発生する制御信号発生回路16と、本体部2の駆動信号発生回路70から供給される駆動信号に基づいて超音波を送信する超音波送信部17とを有している。なお、N個の変換素子11の内の一部の変換素子から超音波を送信するようにして、超音波送信部17を省略してもかまわない。

【0024】メモリ13は、対応する変換素子11によって検出された超音波の波形を一時的に記録する。メモリ13としては、CMOS等で構成した半導体メモリを用いても良いし、図2に示すような積分器13aを用いても良い。以下においては、図2に示す積分器13aを用いる場合について説明する。

【0025】図2の(a)においては、スイッチSW1が閉じてスイッチSW2が開いており、図2の(b)においては、スイッチSW1が開いてスイッチSW2が閉じている。スイッチSW1及びSW2は、制御信号発生回路16から供給される書込み制御信号CW及び読出し制御信号CRによって状態を変える。

【0026】変換素子11が超音波を受信すると、変換素子11は、超音波の強度に応じた電圧を有する検出信号を電極11a及び11b間に発生する。このとき、積分器13aが図2の(a)に示す状態にあると、変換素子11からスイッチSW1及び抵抗Rを介して供給される電荷がコンデンサCに蓄積され、これによって検出信号の積分値が記憶される。また、積分器13aが図2の(b)に示す状態にあると、コンデンサCに蓄積されている電荷がスイッチSW2を介して出力端子OUTに放出され、記憶された積分値が読み出される。

【0027】ここでは、積分器13aがスイッチSW1及びSW2を有するとして説明したが、積分器13aの後段に接続される切換回路14が、スイッチSW2の働きを兼ねるようにしても良い。

【0028】再び図1を参照すると、本体部2は、超音波用探触子1に含まれる超音波送信部17が超音波を送信するタイミングを決定すると共に、制御信号発生回路16が制御信号を発生するタイミングを決定するタイミングコントロール部60と、タイミングコントロール部60の制御の下で、超音波送信部17を駆動するための駆動信号を発生する駆動信号発生回路70とを有してい

る。さらに、本体部2は、超音波用探触子1から供給される検出信号を処理する信号処理部20と、画像処理部30と、表示部40と、記憶部50とを有している。

【0029】信号処理部20は、複数のA/D変換器21と、位相調整部22と、加算部23と、対数増幅器24と、検波器25と、TGC(time gain compensation)増幅器26とを含んでいる。信号処理部20は、超音波用探触子1から供給される検出信号に対し、A/D変換を行うと共に、位相調整及び加算を行うことにより焦点合わせを行い、さらに、対数増幅、検波、TGC等の信号処理を行う。

【0030】画像処理部30は、信号処理部20の出力信号に基づいて2次元又は3次元画像データを構成すると共に、画像処理を行う。また、表示部は、CRTやLCD等のディスプレイ装置を含んでおり、画像データに基づいて超音波画像を表示する。さらに、記憶部50は、画像処理部30において構成された画像データを記憶する。

【0031】本実施形態に係る超音波診断装置の動作について、図1、図3、図4を参照しながら説明する。図1に示すように、1つの切換回路14には、チャンネルCH1~CH6の変換素子11及びメモリ13が接続されている。ここで、チャンネルCH1~CH6の変換素子11は、超音波用探触子1の探触面において隣接している。図3は、チャンネルCH1~CH6において変換素子11から出力されるRF信号 $x_1(t) \sim x_6(t)$ と、切換回路14の出力信号の波形を示している。ここで、RF信号 $x_1(t) \sim x_6(t)$ に示す斜線部分は、それぞれのチャンネルにおける積分値A~Eを示している。

【0032】本実施形態においては、チャンネルCH1~CH6の変換素子11及びメモリ13を奇数番目と偶数番目とに分けて、奇数番目のメモリが書込み動作を行っているときに偶数番目のメモリが読出し動作を行い、次の時点において、偶数番目のメモリが書込み動作を行っているときに奇数番目のメモリが読出し動作を行うようにしている。

【0033】図3においては、説明を簡単にするために、積分周期Tが、送信する超音波の周期と等しいように示している。実際には、積分周期Tは、送信する超音波の周期よりも十分小さいことが望ましい。また、積分期間 ΔT は、積分周期Tの1/4~3/4倍が好ましい。ここでは、積分期間 ΔT を、積分周期Tの1/2倍としている。さらに、図3においては、隣接するチャンネルにおいて積分を開始する時刻を、積分周期Tの1/4、即ち、積分期間 ΔT の1/2だけずらしている。このような積分期間等の設定は、タイミングコントロール部60において、制御信号発生回路16から発生する制御信号のタイミングを調節することにより行うことができる。

【0034】図3に示すように、まず、奇数番目のチャンネルCH1、CH3、CH5が積分を開始する。次に、積分周期Tの1/4だけ遅れて、偶数番目のチャンネルCH2、CH4、CH6が積分を開始する。各チャンネルは、積分期間ΔTにおいて積分を継続する。奇数番目のチャンネルCH1、CH3、CH5における積分が終了すると、切換回路14は、これらのチャンネルにおける積分値A、C、Eを順次出力する。さらに、偶数番目のチャンネルCH2、CH4、CH6における積分が終了すると、切換回路14は、これらのチャンネルに

10 における積分値B、D、Fを順次出力する。
【0035】再び図1を参照すると、切換回路14は、それぞれの切換回路14に接続されているチャンネルから供給された検出信号を、時分割多重化して出力する。本体部2の信号処理部20において、これらの検出信号は、A/D変換器21によってデジタル信号に変換され、さらに、位相調整、加算、増幅、検波等の処理を受ける。

【0036】信号処理を受けた出力信号は、画像処理部30において、2次元画像データや3次元画像データに構成される。さらに、画像データは、補間、レスポンス変調処理、階調処理等の処理を受け、表示部40に表示される。

【0037】図4に、超音波用探触子の画素と切換回路との接続を模式的に示す。本実施形態においては、奇数番目のチャンネルCH1、CH3、CH5において得られる第1の検出信号と、偶数番目のチャンネルCH2、CH4、CH6ににおいて得られる第2の検出信号とは、積分周期の1/4だけずれており、これは90°の位相差に相当するので、第1の検出信号を直交検波方式におけるQ信号、第2の検出信号を直交検波方式におけるI信号とみなすことができる。しかしながら、奇数番目のチャンネルCH1、CH3、CH5において、Q信号については実際に検出が行われているが、I信号については実際に検出が行われていない。このような場合には、I信号に対応する画素データを補間によって求めれば良い。

【0038】例えば、mが奇数の場合に、第m行、第n列におけるQ信号 $Q_{m,n}$ は実際に検出されており、I信号 $I_{m,n}$ は次式によって求めることができる。

$$I_{m,n} = (Q_{m-1,n} + Q_{m+1,n} + Q_{m,n-1} + Q_{m,n+1}) / 4$$
 40
同様に、mが偶数の場合に、第m行、第n列におけるI信号 $I_{m,n}$ は実際に検出されており、Q信号 $Q_{m,n}$ は次式によって求めることができる。

$$Q_{m,n} = (I_{m-1,n} + I_{m+1,n} + I_{m,n-1} + I_{m,n+1}) / 4$$

このような補間は、図1に示す信号処理部20において行われる。

【0039】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、複数の変換素子によって超音波を検出することにより得

られた検出信号を時分割多重化して出力することにより、超音波用探触子と超音波診断装置本体とを接続する配線の数、及び、超音波用探触子に含まれている複数の変換素子から出力される検出信号を処理する回路のチャンネル数を低減することができる。従って、超音波用探触子の作成が容易になると共に、コストを下げることができる。また、検出信号を積分値として送信する場合には、雑音の影響を低減して、画質の良い超音波画像信号を得ることが可能である。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態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】図1に示すメモリ在具体例を示す図である。

【図3】本発明の一実施形態において、変換素子から出力されるRF信号と、切換回路から出力される時分割多重化された積分信号を示す波形図である。

【図4】本発明の一実施形態において、超音波用探触子の画素と切換回路との接続を模式的に示す図である。

【図5】従来の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図6】従来の超音波検出方法における問題点を説明するための図である。

【図7】従来の超音波検出方法における問題点を説明するための図である。

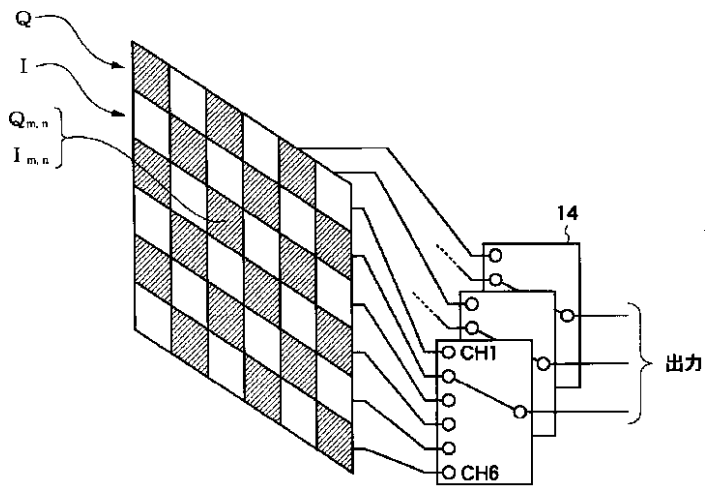
【図8】従来の超音波検出方法における問題点を説明するための図である。

【符号の説明】

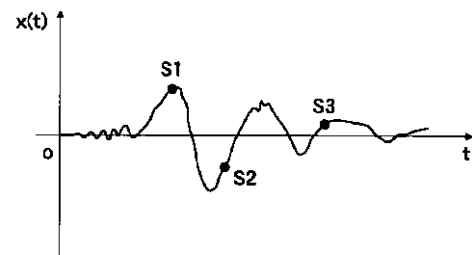
- 1 超音波用探触子
- 2 本体部
- 11 超音波トランスデューサ（変換素子）
- 11a、11b 電極
- 12、15 信号線
- 13 メモリ
- 13a 積分器
- 14 切換回路
- 16 制御信号発生回路
- 17 超音波送信部
- 20 信号処理部
- 21 A/D変換器
- 22 位相調整部
- 23 加算部
- 24 対数増幅部
- 25 検波器
- 26 TGC増幅器
- 30 画像処理部
- 40 表示部
- 50 記憶部
- 60 タイミングコントロール部
- 70 駆動信号発生回路

Figure 1 illustrates the generation of a 6-channel time-division multiplexed signal. The diagram shows six channels (CH1 to CH6) with their respective signals $x_i(t)$ and integrated signals A, B, C, D, E, F . The signals are integrated over a period ΔT . The resulting signals are then combined into a single output signal (出力信号) which is a sequence of pulses labeled A, C, E, B, D, F.

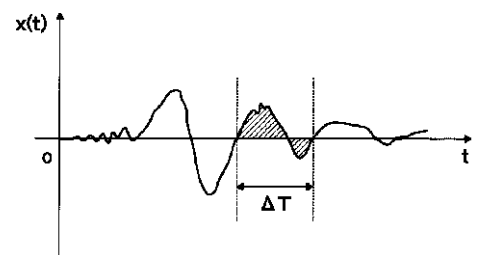
【図4】



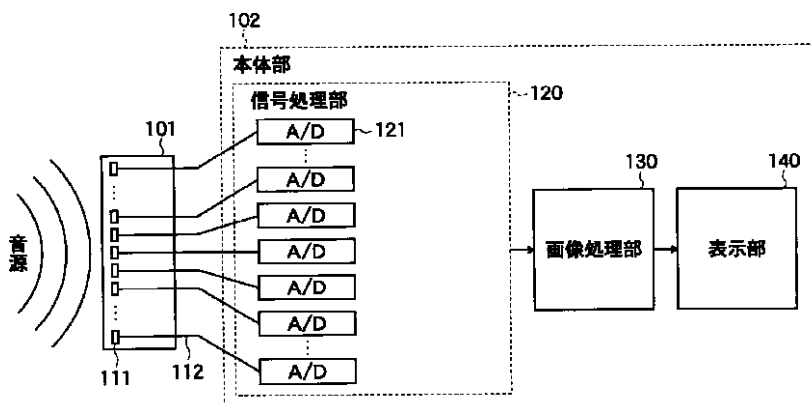
【図6】



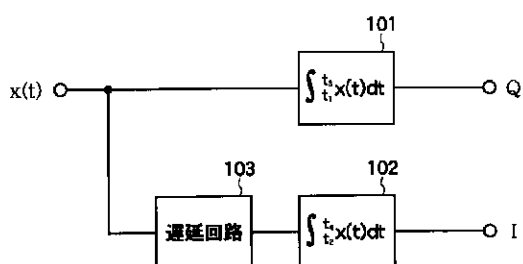
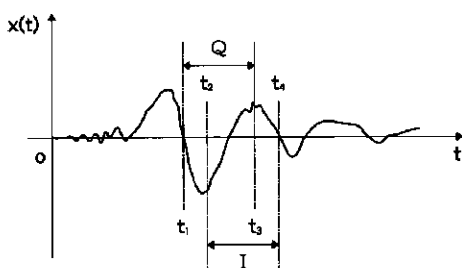
【図7】



【図5】



【図8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C301 AA02 BB13 EE04 EE15 GA01
GB09 HH27 HH33 HH37 HH51
HH54 JA01 JA20 JB03 JB11
JB13 JB29 JB30 JC01 KK17
LL08
4C601 BB03 EE02 EE12 GA01 GB01
GB03 GB06 GD01 GD20 JB01
JB03 JB11 JB13 JB19 JB21
JB23 JB24 JB34 JB45 JB46
JC01 JC25 JC26 KK21 KK22
LL01 LL05 LL07
5D019 BB02 BB19 FF04
5D107 AA16 BB07 CC01 CC12 CD03

专利名称(译)	超声波探头和使用其的超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2003135461A	公开(公告)日	2003-05-13
申请号	JP2001336110	申请日	2001-11-01
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	佐藤智夫		
发明人	佐藤 智夫		
IPC分类号	A61B8/00 B06B1/06 H04R3/00 H04R17/00		
FI分类号	A61B8/00 B06B1/06.A H04R3/00.330 H04R17/00.332.B		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/BB13 4C301/EE04 4C301/EE15 4C301/GA01 4C301/GB09 4C301/HH27 4C301/HH33 4C301/HH37 4C301/HH51 4C301/HH54 4C301/JA01 4C301/JA20 4C301/JB03 4C301/JB11 4C301/JB13 4C301/JB29 4C301/JB30 4C301/JC01 4C301/KK17 4C301/LL08 4C601/BB03 4C601/EE02 4C601/EE12 4C601/GA01 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB06 4C601/GD01 4C601/GD20 4C601/JB01 4C601/JB03 4C601/JB11 4C601/JB13 4C601/JB19 4C601/JB21 4C601/JB23 4C601/JB24 4C601/JB34 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JC01 4C601/JC25 4C601/JC26 4C601/KK21 4C601/KK22 4C601/LL01 4C601/LL05 4C601/LL07 5D019/BB02 5D019/BB19 5D019/FF04 5D107/AA16 5D107/BB07 5D107/CC01 5D107/CC12 5D107/CD03 4C601/GB11		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种电路，该电路用于处理连接超声探头和超声诊断设备主体的导线的数量，以及从包括在超声探头中的多个转换元件输出的检测信号。减少通道数。解决方案：超声波探头接收多个超声波，并根据接收到的超声波生成检测信号；以及多个转换装置11，它们根据接收到的超声波生成检测信号。多个存储装置13，用于临时存储与由多个转换装置接收的超声波有关的信息。

