

(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2002－238896
(P2002－238896A)

(43)公開日 平成14年8月27日(2002.8.27)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テーマコード [*] (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
G 0 1 S 7/526		H 0 3 M 1/08	A 5 J 0 2 2
H 0 3 M 1/08		G 0 1 S 7/52	J 5 J 0 8 3

審査請求 未請求 請求項の数 1 O L (全 5 数)

(21)出願番号 特願2001－45184(P2001－45184)

(22)出願日 平成13年2月21日(2001.2.21)

(71)出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72)発明者 藤田 直人

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式
会社日立メディコ内

(72)発明者 岸本 眞治

東京都千代田区内神田1丁目1番14号 株式
会社日立メディコ内

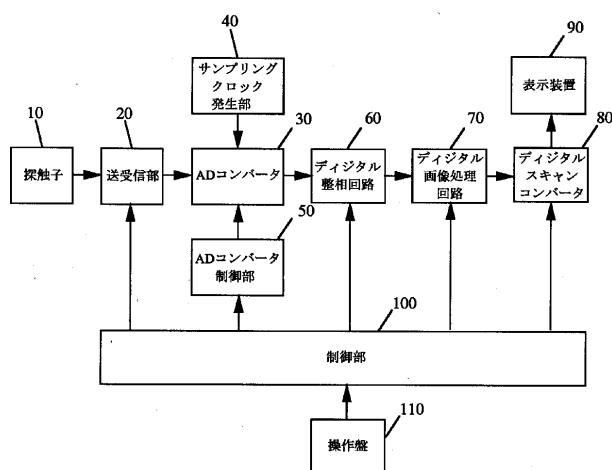
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波診断装置

(57)【要約】

【課題】 超音波断層装置において、A Dコンバータから発生するサンプリングクロックノイズによって超音波画像が劣化することのないようにする。

【解決手段】 探触子10から出力されるエコー信号を、A Dコンバータ30とデジタル整相回路60とから成るデジタル整相部によって受信ビーム信号を形成し、その受信ビーム信号に対しデジタル画像処理回路70で画像化前処理を行った後、D S C 80で画像化し表示装置へ表示する超音波診断装置において、前記A Dコンバータ30はデジタル部又は出力部にA Dコンバータ30の出力をゼロにする信号入力端子を備えたものを用い、受信時の最大口径内で用いられない振動子へ接続されるA Dコンバータの出力をゼロとする信号を出力する制御部50を設ける。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 複数の振動子を有した探触子と、前記探触子の各振動子で受信されたエコー信号をそれぞれデジタル信号に変換する複数のADコンバータと、これらの各ADコンバータの出力信号を整相処理及び加算処理して受信ビーム信号を形成するデジタル整相部とを備えた超音波診断装置において、前記ADコンバータは、サンプルホールド回路を含むアナログ部と、デジタル部と、出力部とを有し、前記デジタル部と出力部とのいずれかにADコンバータの出力をゼロにする制御信号入力端子を備えたものから成り、超音波受信時に最大口径内の用いられない振動子へ接続された前記ADコンバータの前記入力端子へ前記ADコンバータの出力をゼロにする制御信号を出力するADコンバータ制御回路を設けたことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明が属する技術分野】 本発明は、デジタル整相回路を備えた超音波診断装置に係わり、特に、探触子の口径を変化させながら超音波ビームを受信するダイナミックフォーカスが可能なデジタル整相方式の超音波診断装置に関するものである。

【0002】

【従来の技術】 探触子で受信されたエコー信号をデジタル整相回路でデジタル信号に変換するためのADコンバータ（複数の振動子の各々に対応して複数個設けられている）は、サンプリングクロック発生部によってデジタル化の同期がとられている。

【0003】 超音波ビームの受信動作は、受信フォーカス点が浅い部位では小さな口径で、そして深い部位へ行くにしたがって口径は大きくされる。このように、受信フォーカス点の移動にしたがって受信口径を変化させる際に最大口径内にあって用いられていない振動子に対応するADコンバータもあるので、そこで発生するノイズを防ぐために次の3つの方法が考えられる。

（1）ADコンバータより前に設けられた可変ゲインアンプのゲインを下げ、使用しないADコンバータへの入力信号が0となるように制御する方法。

（2）ADコンバータのサンプリングクロックを停止させる方法。

（3）ADコンバータの電源を切断して動作を停止させる方法。

【0004】 しかし、上記3つの方法にはそれぞれ問題点がある。

（1）はADコンバータを完全に停止させる方法ではないので、例えばサンプリングクロックに対する折り返しノイズが0Hzのスペクトルとして表示されてしまう。

（2）はサンプリングクロックを再入力する際に広帯域の大きなノイズが発生する傾向にある。

（3）は再び電源を投入したときに動作が安定するまで

の時間が必要であり、ダイナミックフォーカスを行うためには実用的ではない。

【0005】 本発明の目的は、デジタル整相方式の超音波診断装置において、ダイナミックフォーカス撮像を行っても得られた画像中にノイズが混入せず、良好な画像が得られる超音波診断装置を提供することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】 上記目的を達成するために本発明は、複数の振動子を有した探触子と、前記探触子の各振動子で受信されたエコー信号をそれぞれデジタル信号に変換する複数のADコンバータと、これらの各ADコンバータの出力信号を整相処理及び加算処理して受信ビーム信号を形成するデジタル整相部とを備えた超音波診断装置において、前記ADコンバータは、サンプルホールド回路を含むアナログ部と、デジタル部と、出力部とを有し、前記デジタル部と出力部とのいずれかにADコンバータの出力をゼロにする制御信号入力端子を備えたものから成り、超音波受信時に最大口径内に用いられない振動子へ接続された前記ADコンバータの前記入力端子へ前記ADコンバータの出力をゼロにする制御信号を出力するADコンバータ制御回路を設けたことを特徴としている。

【0007】

【実施の実施の形態】 以下、本発明の実施形態を図面により詳細に説明する。図1は超音波撮像装置の全体構成を示すブロック図である。図1において、10は超音波を送受信する探触子で、内部に複数の振動子を含む。20は探触子10へ送波信号を出力するとともに、受信されたエコー信号をADコンバータの入力範囲に合わせて増幅する送受信部、30はエコー信号をデジタル信号に変換するためのADコンバータ、40は信号をデジタル化する際の周期信号を前記ADコンバータ30に供給するサンプリングクロック発生部、50は後に説明するが本発明の特徴部分であるADコンバータ制御部、60はADコンバータ30によってデジタル信号に変換された受信信号を遅延回路及び加算回路によって受信超音波ビーム信号を形成して出力するデジタル整相回路、70は画像化するための前処理として、対数変換処理、フィルタ処理、 γ 補正等を行うデジタル画像処理回路、80は画像データを形成すると共に形成された画像データを画像表示装置の走査に応じて出力する、すなわち超音波走査と表示走査との走査変換を行うデジタルスキャンコンバータ、90はデジタルスキャンコンバータ80から出力された画像データをD/A変換して輝度信号へ変換し、画像として表示する表示装置（一般にはCRTモニタ）、100は上記の各構成部分を直接または間接的に制御して超音波の送受信と画像表示を行わせる中央演算ユニット等を有する制御部、110は送波フォーカス深度等のスキャンパラメータを制御部に入力するための操作盤である。

【0008】次に図2は、ADコンバータの内部構造である。図2において、30-1はアナログのエコー信号を一定時間間隔でサンプルしてその時点での振幅値を求める標本化と前記振幅値の保持、デジタル部での量子化のための比較演算を行うアナログ部、30-2はある有限範囲の連続な値をもつ前記振幅値を量子化ステップに区切ってその数（デジタル値）を読み取る（量子化という）デジタル部、30-3は前記デジタル値を符号化して出力する出力部、30-4は前記標本化および保持を行うサンプルホールド回路、30-5は前記量子化のための比較演算を行う比較器、120はADコンバータの各部を駆動するための電源である。

【0009】次に上記構成になる超音波診断装置およびADコンバータの動作を説明する。まず、操作盤110から送波フォーカス深度等のスキャンパラメータを入力すると、制御部100は前記送波フォーカス深度等に応じた超音波送信時および受信時の遅延時間の設定をする。探触子10を被検体の検査部位の体表に接触させて超音波スキャン開始命令を操作盤110より入力すると、制御部100は各ユニットを制御し超音波スキャンを開始する。

【0010】制御部100は送受信部20に対し最初の送波における探触子内の振動子の選択指令を行う。送受信部20は探触子10の中にある振動子に対して前記設定した遅延時間に応じて駆動パルス出力する。振動子は駆動パルスを入力されると、所定の周波数で振動し超音波を順次被検体内へ送波する。例えば電子走査方式（短冊状振動子）の場合、中央の振動子に対してまわりの振動子は遅延させて超音波を発生する。すると、合成波面は超音波ビームとなり、所定位置がフォーカスポイントとなる。

【0011】送波された超音波は生体内の組織や臓器の音響インピーダンスの異なる面でその一部が反射され、エコーとして探触子10方向へ戻ってくる。このエコーを受信するために、制御部100は送受信部20を制御する。まず送波の終了と共に振動子は受信系に繋ぎ替えられる。この時受信に使用される振動子は、操作者によって入力されたスキャンパラメータ等の条件に応じて制御部100に基づいて瞬時に選択される。探触子に対して近い位置にある境界面で反射された超音波は遠い位置にある超音波より早く戻ってくるが、近い位置からの超音波は出力が大きく、遠い位置からの超音波は出力が小さい。そこで、受信の際まず始めは選択する振動子の数は少なく、徐々に増やしていくといった切り替えを行う。更に振動子の中央に対してまわりに戻ってくる超音波は中央に戻ってくる超音波より戻る時間が遅いので、補正をデジタル整相回路60において行う。

【0012】これらの制御によって、被検体内の浅い部位から深い部位へと超音波が伝播して行くにつれて生ずるエコーが受信され、各受信遅延回路から出力されたエ

コー信号はデジタル整相回路60の加算回路で加算され、受信ビームのエコーとなってデジタル画像処理回路70へ出力される。デジタル画像処理回路70は、入力されたエコー信号に対し前述の処理を行い、デジタルスキャンコンバータ80へ処理後の信号を出力する。デジタルスキャンコンバータ80は入力された信号をメモリへ記憶し、表示の同期信号に対応して表示装置90へ記憶内容を読み出して出力する。以上の動作が終了すると、制御部100は超音波の送受信方向を変更して2回目、3回目、…というように順次超音波の送受信方向を変更して上記動作を繰り返す。

【0013】更にADコンバータは通常（1）標本化、（2）保持、（3）量子化および（4）符号化の4つの操作より成り、図2において主に（1）と（2）はアナログ部、（3）はデジタル部、（4）は出力部が受け持つ。

【0014】この超音波送受信の繰り返しにおいて、受信の際の口径は例えば受信するビームの深度に応じて刻々変化する。ここである時刻において探触子10内の、制御部100によって選択された振動子数が受信最大口径を構成する振動子の総数より少ない場合、ADコンバータ制御部50は使用しないADコンバータに対して停止の制御信号を送る。ADコンバータ内、デジタル部あるいは出力部にはダイオードあるいはトランジスタより構成されている停止回路があり、制御信号によりデジタル部あるいは出力部に印加される駆動電圧をOFFにする仕組みとなっている。これにより、ADコンバータを使用しない場合、瞬時にデジタル部あるいは出力部が停止されるので、サンプリングクロックによるノイズを低減することが可能となる。上記停止させる部分はデジタル部でもよいし、出力部でもよい。

【0015】図3は、本発明の超音波エコー受信における受波フォーカス点の深度と口径の大きさの関係を説明する図である。前述のように超音波の送受信では通常、浅い位置からエコー信号を受信するときは口径を狭く、深い位置からのエコーを受ける時は深度に従って順次口径を広くしていく。図3（a）は浅部からのエコー信号を受信するとき、図3（b）は中程の位置からのエコーを受信するとき、図3（c）は深部からのエコー信号を受信するときの口径の様子を表している。このうち、斜線で示した振動子が口径に用いる振動子である。尚、簡単のため、図ではチャンネル数を減らして描いている。

【0016】図3（a）では、受波フォーカス点Fが浅い位置にあるためエコー信号が大振幅を有しており、大口径では受信して整相回路を行うと、信号が大きすぎて飽和してしまう。また、図に矢印eで示したような急角度の反射エコーは、ジャミング（隣どうしの振動子間で超音波の位相の差が大きくなるため現れるアーチファクト）を起こすため不要である。これらを防ぐため、受波フォーカス点Fが浅部にあるときは口径を狭くする。そ

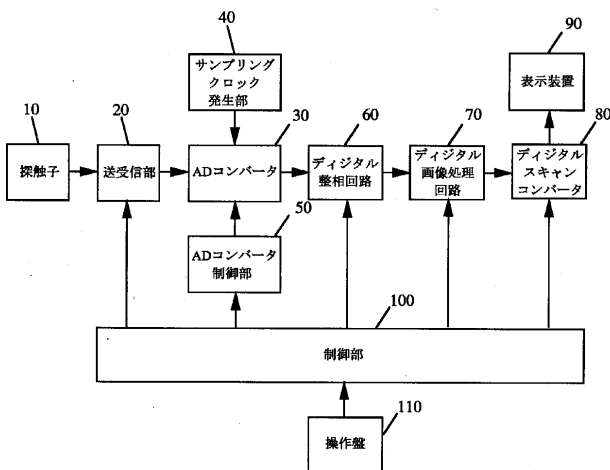
して図3 (b) , 図3 (c) と、受波フォーカス点Fが深くなっていくに従って、減衰の影響を受け反射エコーは小さくなるため、順次口径を大きくしていく。

【0017】図4は、本発明において上記可変口径を行う際の、ADコンバータ制御信号の例を模式的に表したものである。まずはじめにch3のADコンバータがONになる。次にch2及びch4のADコンバータがONになる。最後にch1及びch5のADコンバータがONになり、全てのADコンバータが動作する。ここで、ch3のADコンバータのみが動作しているとき、ch1, 2, 4, 5のADコンバータは停止しているため、合計2ch分のノイズが低減される。尚、簡単のため、図ではチャンネル数を減らして描いている。

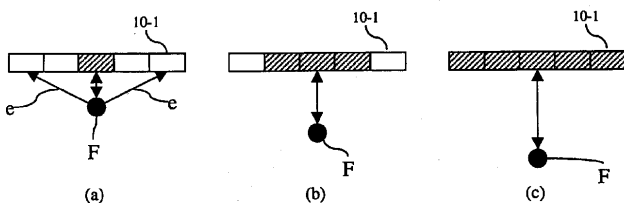
【0018】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、ADコンバータの動作モードを変える端子を用いてADコンバータをすぐに再動作可能な状態で停止させるように*

【図1】



【図3】



*したので、受信口径を変化させる際に使用しないADコンバータから発生するサンプリングクロックノイズを低減し、このノイズによる画像の劣化を回避することが出来る。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態による超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】ADコンバータの内部構造。

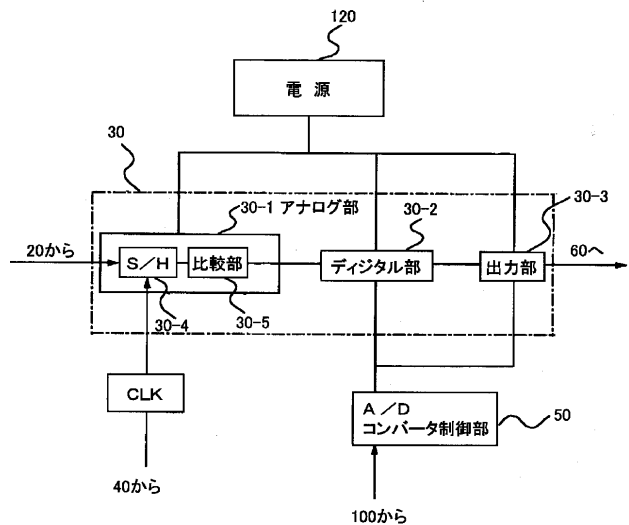
【図3】受波フォーカス点の深度と口径の大きさの関係を説明する図。

【図4】可変口径を行う際の、ADコンバータ制御信号の例。

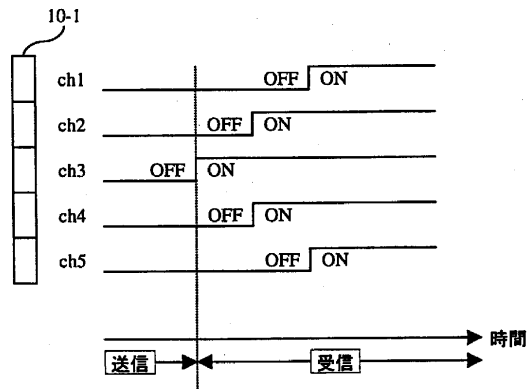
【符号の説明】

30…ADコンバータ、30-1…アナログ部、30-2…デジタル部、30-3…出力部、50…ADコンバータ制御部、120…電源

【図2】



【図4】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 AA02 EE04 GB04 HH15 HH25
JB03 JB06
5J022 AA01 BA02 CA10 CB06 CE01
CE04 CF01
5J083 AA02 AB17 AC18 AD04 AE10
BA01 BC02 BC19 EA14

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2002238896A	公开(公告)日	2002-08-27
申请号	JP2001045184	申请日	2001-02-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	藤田直人 岸本眞治		
发明人	藤田 直人 岸本 眞治		
IPC分类号	A61B8/00 G01S7/526 H03M1/08		
FI分类号	A61B8/00 H03M1/08.A G01S7/52.J G01S7/526.J		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/EE04 4C301/GB04 4C301/HH15 4C301/HH25 4C301/JB03 4C301/JB06 5J022/AA01 5J022/BA02 5J022/CA10 5J022/CB06 5J022/CE01 5J022/CE04 5J022/CF01 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC18 5J083/AD04 5J083/AE10 5J083/BA01 5J083/BC02 5J083/BC19 5J083/EA14 4C601/EE02 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/GB04 4C601/HH14 4C601/HH22 4C601/HH24 4C601/HH30 4C601/JB04 4C601/JB19 4C601/LL28		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了防止对超声断层成像设备中的AD转换器产生的时钟噪声进行采样而使超声图像劣化。 解决方案：从探头10输出的回声束由包括AD转换器30和数字定相电路60的数字定相单元形成接收束信号，并为接收束信号形成数字图像处理电路。 在70处执行图像预处理然后在具有DSC 80的显示装置上显示图像的超声诊断设备中，AD转换器30具有信号输入端子，该信号输入端子用于使AD转换器30的输出在数字部分或输出部分为零。 使用所提供的，提供控制单元50，该控制单元50输出信号，该信号使得在接收到零时在最大孔径内未使用连接到振荡器的AD转换器的输出。

