

(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2007-175233**(P2007-175233A)**(43) 公開日 **平成19年7月12日(2007.7.12)**

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F I

A 6 1 B 8/00

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2005-376258 (P2005-376258)

(22) 出願日 平成17年12月27日 (2005.12.27)

(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 100109900

弁理士 堀口 浩

(72) 発明者 石塚 正明

栃木県大田原市下石上1385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 BB02 DE01 EE02 GB04 GB21

HH01 HH05 KK12 KK13 KK19

KK24 LL38

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【要約】

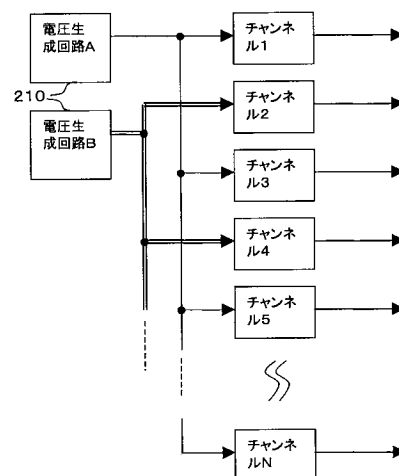
【課題】

フレームレートの低下を招くことなく、必要な信号成分に重畳されるノイズ成分を抑えることにより、高画質かつリアルタイム性の高い超音波診断装置を提供する。

【解決手段】

電圧が印加されることにより超音波の送信を行い、反射信号を受信する複数の超音波振動子と、前記複数の超音波振動子に対して印加する電圧を発生する複数の電圧生成手段と、複数の前記電圧生成手段に接続された前記超音波振動子からの反射信号を合成して超音波画像を生成する画像生成手段と、を含むことを特徴とする。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電圧が印加されることにより超音波の送信を行い、反射信号を受信して受信信号を生成する複数の超音波振動子と、

それぞれが、前記複数の超音波振動子のうちの異なる超音波振動子群に対して印加する電圧を発生する複数の電圧生成手段と、

それぞれ異なる前記電圧生成手段に接続された複数の前記超音波振動子群からの受信信号を合成して超音波画像を生成する画像生成手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記複数の超音波振動子のうち少なくとも一部に対して、複数の前記電圧生成手段のうちのどれを接続するかを切り換えるスイッチ手段を更に含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置

【請求項 3】

前記画像生成手段は、

それぞれ異なる前記電圧生成手段に接続された複数の前記超音波振動子群からの受信信号に基づき、単一のモードの超音波画像を生成することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記複数の超音波振動子は、

隣り合って配置される前記超音波振動子同士において異なる電圧発生手段に接続されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記超音波振動子への信号にそれぞれに遅延を与えて前記送信される超音波を収束させる遅延手段を更に備え、

前記スイッチ手段は、

前記遅延の量が最も近い複数の前記超音波振動子に対して、それぞれ互いに異なる前記電圧生成手段を接続することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記複数の超音波振動子に対し実質的に同一の振幅の超音波の送信を行わせる制御手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記画像生成手段は、

B モード画像を取得するための送受信と、およびドプラ画像を取得するための送受信を交互に行い、前記 B モード画像及びドプラ画像を実質的に同時に生成する同時生成機能を更に有し、

前記スイッチ手段は、

前記同時生成機能における前記 B モード画像を取得するための送受信が行われる時は所定の電圧生成手段に前記複数の超音波振動子を接続し、ドプラ画像を取得するための送受信が行われる時は、前記所定の電圧生成手段と異なる他の電圧生成手段に前記複数の超音波振動子を接続するよう切り換えることを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

第 1 の超音波振動子群に対して印加する電圧を発生する第 1 の電圧生成手段と、

第 2 の超音波振動子群に対して印加する電圧を発生する第 2 の電圧生成手段と、

前記第 1 の超音波振動子群からの受信信号と前記第 2 の超音波振動子群からの受信信号を合成して超音波画像を生成する画像生成手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 9】

電圧が印加されることにより超音波の送信を行い、反射信号を受信する複数の超音波振動子と、前記複数の超音波振動子に対して印加する電圧を発生する複数の電圧生成手段と

10

20

30

40

50

を備えた超音波診断装置に、

複数の前記電圧生成手段に接続された前記超音波振動子からの反射信号を合成して超音波画像を生成させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、複数の超音波振動子を用いて超音波の送受信を行い、この複数の超音波振動子毎に受信された信号を加算して画像を生成する超音波診断装置及びこのような超音波診断装置の制御プログラムに関する。

10

【背景技術】

【0002】

被検体内を超音波で走査し、被検体内からの反射波から生成した受信信号を基に、当該被検体の内部を画像化する超音波診断装置が知られている。この超音波診断装置は、超音波探触子から被検体内に超音波を送信し、被検体内部で音響インピーダンスの不整合により生じる反射波を超音波探触子で受信して受信信号を生成する。

【0003】

超音波診断装置は、実用に供されるようになってから久しく、その技術的進歩も初期のものから比べると著しい。しかしながら、臨床的に現時点の性能で満足されているわけではなく、より高性能なものを求める要求は持続している。

20

【0004】

具体的には、高分解能化による形態診断や血流速度測定の正確さや容易さへの要求が挙げられる。体内組織中の異変の小さな兆候や、微弱だが確かに存在する通常でない血流を、正確に捕らえられるかが重要である。

【0005】

しかしながら、電気回路を用いて画像を表現するかぎり、電氣的ノイズによる性能劣化は避けられない。より小さい反射信号からの画像に対する要求が大きくなるにつれ、絶対的に存在するある大きさの電氣的ノイズの影響が相対的に大きくなってくる。

【0006】

このような電氣的ノイズを説明するために、従来の超音波送信ユニットの一例について、図8を用いて説明する。本例の超音波送受信ユニットは、電圧生成回路210、パルサ回路211、パルス生成スイッチ212、送信トランス213を有している。電圧生成回路210は送信信号の振幅を決めるためのDC電圧を生成するものであり、パルサ回路211は送信トランス213接続されるパルス生成スイッチ212をオン／オフし、送信信号を出力させるためのパルス信号を生成する。

30

【0007】

ここで、電圧生成回路210およびパルサ回路211ともあるノイズを持っているため、出力される送信信号には、それらが重畳される。パルサ回路211はパルス生成スイッチ212を介して間接的にしか寄与しないのに対し、電圧生成回路210は直接的に送信信号に変換されるので、その影響度は大きい。

40

【0008】

一方、図9に示されるように、パルサ回路211、パルス生成スイッチ212、送信トランス213を一つのチャンネルとして、各チャンネルに対して同一の電圧を与え、同一の振幅で各超音波振動子から超音波を送信すればよい場合、電圧生成回路210はチャンネル間で共通に用いられるという状況がある。この場合、電圧生成回路が持つノイズは、各チャンネル共通に重畳されることになる。もし各チャンネル同一のタイミングで送信されるとすると、チャンネル間で同相となる送信ノイズ成分は受信ビームフォーミング時に加算強調されてしまう。実際は、送信信号はフォーカスの位置によって各チャンネル毎に様々なタイミングで出力されるので、全チャンネル間で全く同相の送信ノイズ成分が加算されることはない。しかしながら、フォーカスの位置によっては、同じ遅延特性を付与さ

50

れるチャンネルが複数発生することになり、この場合ある程度のノイズの増強が生じる。

【0009】

このような状況に鑑み、より低ノイズ高分解能を得ようとする試みがなされている。例えば、いわゆるフィルタを適用し、不必要な周波数成分を除去するのは最も基本的な技術のうちのひとつである。ノイズのパワーは、全ての周波数帯域に散在している各成分の合計なので、信号成分が存在しない帯域を削れば、それだけノイズを小さくすることができる。

【0010】

その他の技術としては、コンパウンドと呼ばれる技術がある（特許文献1）。これは例えば2回の送信から得られる2本の受信信号の相加平均により1本の受信信号を合成する技術である。この技術によれば、2回の受信処理中、受信開口等若干違ったものを適用することにより、結果として得られる1本の受信信号の分解能を上げることができる。N個の無相関ノイズどうしを加算しても理論的にはその信号強度は $\sqrt{N}$ 倍にしかならないが、相関のある組織信号はN倍となり、シグナル／ノイズ比の向上に繋がるからである。

10

【特許文献1】特開2003-70786号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

しかしながら、上述のノイズ除去の技術には課題がある。まず、フィルターによるノイズ成分の除去の技術に関しては、最も肝心である組織信号に重畳したノイズは除去はできないという課題が挙げられる。また、コンパウンドによるノイズ成分の除去の技術に関しては、1本の受信信号を得るために複数回の超音波送受信を行わなければならないという課題がある。これによってフレームレートが低下し、診断画像や血流画像のリアルタイム性が損なわれることとなる。

20

【0012】

なお、このような技術のほとんどは、受信処理に関したものである。シグナル／ノイズ比の性能は、送信と受信両方の性能によって決定されるが、技術開発が進んでいるのは受信処理に関してのみである。送信回路は、低ノイズ性能を追求するという観点での改良対象として見られることは少なかった。換言すれば、送信回路・処理に対して低ノイズ性能という観点で考察することは、それを達成する可能性を秘めているといっている。

30

【0013】

本発明はこのような状況に鑑みてなされたものであり、フレームレートの低下を招くことなく、必要な信号成分に重畳されるノイズ成分を抑えることにより、高画質かつリアルタイム性の高い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】

【0014】

上記課題を解決するため、本発明に係る超音波診断装置は、電圧が印加されることにより超音波の送信を行い、反射信号を受信して受信信号を生成する複数の超音波振動子と、それぞれが、前記複数の超音波振動子のうちの異なる超音波振動子群に対して印加する電圧を発生する複数の電圧生成手段と、それぞれ異なる前記電圧生成手段に接続された複数の前記超音波振動子群からの受信信号を合成して超音波画像を生成する画像生成手段と、を含むことを特徴とする。

40

【0015】

また、本発明に係る超音波診断装置の制御プログラムは、電圧が印加されることにより超音波の送信を行い、反射信号を受信する複数の超音波振動子と、前記複数の超音波振動子に対して印加する電圧を発生する複数の電圧生成手段とを備えた超音波診断装置に、複数の前記電圧生成手段に接続された前記超音波振動子からの反射信号を合成して超音波画像を生成させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

50

本発明によれば、フレームレートの低下を招くことなく、必要な信号成分に重畳されるノイズ成分を抑えることにより、高画質かつリアルタイム性の高い超音波診断装置を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

(全体の構成)

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置10は、超音波プローブ12、入力装置13、モニター14、超音波送信ユニット21、超音波受信ユニット22、Bモード処理ユニット23、ドプラ処理ユニット24、スキャンコンバータ25、シネメモリ26、画像合成部27、制御プロセッサ(CPU)28、記憶媒体29、インタフェース部30を具備している。以下、個々の構成要素の機能について説明する。 10

【0018】

超音波プローブ12は、超音波送受信ユニット21からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の超音波振動子、当該超音波振動子に設けられる整合層、当該超音波振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材等を有している。当該超音波プローブ12から被検体Pに超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ12に受信される。このエコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが、移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。 20

【0019】

入力装置13は、装置本体11に接続され、オペレータからの各種指示、条件、関心領域(ROI)の設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体11にとりこむための各種スイッチ、ボタン、トラックボール13s、マウス13c、キーボード13d等を有している。例えば、操作者が入力装置13の終了ボタンやFREEZEボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、当該超音波診断装置は一時停止状態となる。

【0020】

モニター14は、スキャンコンバータ25からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。 30

【0021】

超音波送信ユニット21は、電圧生成回路、パルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz(周期; $1/f_r$ 秒)で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。この超音波送信ユニット21に関しては、本実施形態の特徴をなす部分であるので、さらに後述する。

【0022】

超音波受信ユニット22は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ12を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、この増幅されたエコー信号のアナログーデジタル変換を行う。そして受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。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が形成される。 40

【0023】

Bモード処理ユニット23は、送受信ユニット21からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータを生成する。このデータは、スキャンコンバータ25に送信され、反射波の強度を輝度にて表したBモード画像としてモニター14に表示される。

【0024】

ドプラ処理ユニット 24 は、送受信ユニット 21 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。得られた血流情報はスキャンコンバータ 25 に送られ、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組み合わせ画像としてモニター 14 にカラー表示される。

【0025】

スキャンコンバータ 25 は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。スキャンコンバータ 25 は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、例えば診断の後に操作者が検査中に記録された画像を呼び出すことが可能となっている。

10

【0026】

シネメモリ 26 は、例えばフリーズする直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。このシネメモリ 26 に記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画像を表示することも可能である。

【0027】

画像合成部 27 は、スキャンコンバータ 25 から受け取った画像を種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、ビデオ信号としてモニター 14 に出力する。

【0028】

制御プロセッサ 28 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を制御する制御手段である。制御プロセッサ 28 は、記憶媒体 29 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

記憶媒体 29 は、画像生成、表示処理を実行するための制御プログラムや、診断情報（患者 ID、医師の所見等）、診断プロトコル、送受信条件その他のデータ群が保管されている。また、必要に応じて、画像メモリ 26 中の画像の保管などにも使用される。記憶媒体 29 のデータは、インタフェース回路 30 を経由して外部周辺装置へ転送することも可能となっている。

【0029】

インタフェース部 30 は、入力装置 13、ネットワーク、新たな外部記憶装置（図示せず）に関するインタフェースである。当該装置によって得られた超音波画像等のデータや解析結果等は、インタフェース部 30 によって、ネットワークを介して他の装置に転送可能である。

30

【0030】

（超音波送信ユニットの構成）

次に、本実施形態の特徴部である超音波送信ユニット 21 について、図 2 を用いて更に説明する。超音波送受信ユニット 21 は、電圧生成回路 210、パルサ回路 211、パルス生成スイッチ 212、送信トランス 213、電圧源スイッチ 214 を有している。電圧生成回路 210 は送信信号の振幅を決めるための DC 電圧を生成するものであり、制御プロセッサ 28 からの制御を受けて駆動する。電圧生成回路 210 は 2 つ備えられ、どちらの電圧生成回路を接続するかを電圧源スイッチ 214 によって切り換える。電圧源スイッチ 214 は制御プロセッサ 28 からの制御により切り替わる。パルサ回路 211 はパルス生成スイッチ 212 をオン／オフし、送信信号を出力させるためのパルス信号を生成する。パルサ回路 211 は制御プロセッサ 28 からの制御をうけて駆動する。

40

【0031】

これらのうちパルサ回路 211、パルス生成スイッチ 212、送信トランス 213、電圧源スイッチ 214 の一組を一つのチャンネルとする。複数のこのようなチャンネル毎に上記構成が設けられ、それぞれのチャンネルに対して超音波振動子が接続されている。2 つの電圧生成回路 210 は複数のチャンネルの電圧源スイッチ 214 に共通に接続される。

50

【0032】

(動作)

次に本実施形態の動作について説明する。まず、単一のモード画像、ここではBモード画像を生成し表示する場合を例として説明する。

【0033】

まず、ステップ1として、操作者が入力手段13を用いて、Bモード画像生成を行う旨の入力をする。すると、ステップS2として、その情報をインターフェイス30を介して制御プロセッサ28が受け取り、Bモード画像の生成のための制御を開始する。具体的には、超音波送信ユニット21、超音波受信ユニット22、Bモード処理ユニット23、スキャンコンバータ27、画像合成部27、モニター14の起動や制御が行われる。

10

【0034】

このうち、本実施形態の特徴部である超音波送信ユニット21の動作を説明する。まず、ステップS3としてBモード画像の生成開始にともない、制御プロセッサ28は2つの電圧生成回路210の両方を起動させて所定のDC電圧を発生させる。ここで所定のDC電圧とは、所望するスキャンに必要なとされる振幅から決定される。2つの電圧生成回路210は、両方が同じ電圧を発するよう制御され、ノイズ成分を除けば略同じ電圧を発生する。

【0035】

また、ステップS4として制御プロセッサ28は電源圧スイッチ214を切り換える制御を行う。この切り換えは、隣り合うチャンネル同士で異なる電圧発生回路が接続されるように切り換えられる。具体的に例示すると、図2のようなチャンネル構成においては、図4において模式的に表されるような接続となるよう電圧源スイッチ214の切り換えを行う。つまり、チャンネル1、3、5、7・・・を電圧生成回路Aに接続し、チャンネル2、4、6・・・を電圧生成回路Bに接続する。

20

【0036】

上述の起動、制御の後、ステップS5として、制御プロセッサ28は、超音波の送信のための制御をパルス回路に対して行う。具体的には、超音波ビームが、所望の形状、周波数、タイミングで超音波プローブ12から発生されるように、それぞれのチャンネルに対して独立にパルス生成スイッチ212の切り換えタイミングを指示する。通常は、ある位置に超音波ビームがフォーカスするようにタイミング制御を行うので、ビーム中心に位置する振動子から端部に行くにつれて送信のタイミングが少しずつ早くなるように遅延制御を行う。

30

【0037】

このようにして送信された超音波ビームは被検体で反射され再び超音波プローブで受信される。

【0038】

ステップS6として、制御プロセッサ28は受信においても送信のときと同様に各振動子毎に遅延、タイミング制御を行う。これらを加算して受信信号が得られる。尚、受信においては電圧生成回路210は寄与しないので、この加算においては、上記のような接続の振り分けによってとくにチャンネルを区別する必要はない。

40

【0039】

ステップS7として得られた受信信号は、上述したようにBモード処理ユニット23、スキャンコンバータ25及び画像合成部27で処理され、モニター14に表示される。このようなステップS5～ステップS7の動作を繰り返して複数の走査線の映像を得ることにより、リアルタイムに被検体内部の形態を表すBモード画像が表示されることとなる。

【0040】

なお、ここではBモード表示の場合を例として説明したが、その他のモード(カラーモード、パルスドプラモード、連続波ドプラモード、Mモード等)でも同様に適応が可能であることは言うまでもない。

【0041】

50

次に、複数のモード画像を同時に生成する場合の動作を図5を用いて説明する。ここではBモードとカラードプラモードを同時に生成、表示する場合を例として説明する。

【0042】

まず、ステップ11として、操作者が入力手段13を用いて、Bモード、カラードプラモード同時画像生成を行う旨の入力をする。すると、ステップS12として、その情報をインターフェイス30を介して制御プロセッサ28が受け取り、Bモード画像の生成のための制御を開始する。具体的には、超音波送信ユニット21、超音波受信ユニット22、Bモード処理ユニット23、ドプラ処理ユニット24、スキャンコンバータ27、画像合成部27、モニター14の起動や制御が行われる。

【0043】

このうち、本実施形態の特徴部である超音波送信ユニット21の動作を説明する。まず、ステップS13として、制御プロセッサ28は2つの電圧生成回路210の両方を起動させて所定のDC電圧を発生させる。ここで所定のDC電圧とは、所望するスキャンに必要とされる振幅から決定される。2つの電圧生成回路210のうち一方は、Bモード用の送信に必要な振幅に応じた電圧を発するように制御され、他方の電圧生成回路210は、カラードプラモードに必要な振幅に応じた電圧を発するように制御される。

【0044】

また、ステップS14として制御プロセッサ28は電源圧スイッチ214をモードに応じて切り換える制御を行う。ここでは、まずBモード用のスキャンを先に行うこととし、電源圧スイッチ214は、全てのチャンネルがBモード用の電圧を発する電圧発生回路210に接続されるよう切り換えを行う。

【0045】

ステップS15として、制御プロセッサ28は、超音波の送受信のための制御をパルサ回路に対して行い、得られた受信信号は、Bモード処理ユニットによって処理され、モニター14に表示される。送受信を所定回数繰り返して複数の走査線の映像を得ることにより、リアルタイムに被検体内部の形態を表すBモード画像が表示される。

【0046】

次に、Bモードの送受信が所定回数繰り返された後、ステップS16として制御プロセッサ28は電源圧スイッチ214を再度切り換える制御を行う。ここでは、カラードプラモードのスキャンを次に行うので、電源圧スイッチ214は、全てのチャンネルがカラードプラモード用の電圧を発する電圧発生回路210に接続されるよう切り換えを行う。

【0047】

ステップS17として、制御プロセッサ28は、超音波の送受信のための制御をパルサ回路に対して行い、得られた受信信号は、ドプラ処理ユニットによって処理され、モニター14に表示される。送受信を所定回数繰り返して複数の走査線の映像を得ることにより、リアルタイムに被検体内部の血流情報を色彩で表すカラードプラモード画像が表示される。

【0048】

さらにカラードプラモードの送受信を所定回数実行すると、ステップS14に戻る。このようなステップS14～ステップS17の動作を繰り返して行うことにより、Bモードと、カラードプラモードの同時生成、表示がほぼリアルタイムに行われる。

【0049】

なお、ここではBモード、パルスドプラモードの同時表示の場合を例として説明したが、その他のモード（カラーモード、パルスドプラモード、連続波ドプラモード、Mモード等）の組み合わせでも、同様に適応が可能であることは言うまでもない。

【0050】

(効果)

上述した従来の技術に比べ、本実施形態によれば、下記のような効果がある。

【0051】

本実施形態においては、チャンネル1、3、5、7・・・と2、4、6、8・・・で用

10

20

30

40

50

いられる電圧生成回路210が異なる。したがって、チャンネル1、3、5、7・・・と2、4、6、8・・・の2組の間において、送信信号に重畳される電圧生成回路210に起因するノイズ成分は無相関となる。つまり、本実施形態においては、最も遅延が近い可能性が高い隣どうしのチャンネルでのノイズ成分が無相関となる。遅延が近いということは、近いタイミングで送受信を行ってそのまま加算されることを意味するので、隣同士のチャンネルのノイズに相関があるとノイズが強調されることとなる。ある程度離れたチャンネルであれば、遅延によって互いにずれた受信信号が加算されるので、ノイズの相関は小さくなる。つまり、本実施形態によれば、従来に比べ、全てのチャンネルでのノイズの相関が小さくなる。

【0052】

10

この関係を図6を用いて簡単に説明する。図6(a)は互いに相関関係のあるノイズに組織信号が重畳された2つの信号を加算することを示した模式図である。図6(b)は互いに相関のないノイズに組織信号が重畳された2つの信号を加算することを示した模式図である。組織信号は実際の組織からの反射信号なので、微視的には相関を有すると考えてよい。(a)の場合は組織信号、ノイズとも同一の形状なので、加算すると双方が2倍の大きさとなる。(b)の場合、ノイズは異なる形状なので、単純には2倍とならず、平坦化される傾向を示す。したがって(b)においてはノイズ／シグナル比が向上している。

【0053】

また、上述より本実施形態では加算される信号の相関関係によってシグナル／ノイズ比が向上するので、画像化すべき組織信号に重畳しているノイズも相対的に減らすことができる。これは、フィルタによるノイズ除去では得られない効果である。

20

【0054】

さらに、従来技術で説明したコンパウンドと比べても本実施形態は有利な効果を奏する。コンパウンドでは複数回送受信された信号を加算するので、一つの画像を得るために複数回の送受信が必要となる。すなわちこれは、フレームレートの低下を意味する。しかし、本実施形態によれば、一回の送受信で効果が得られ、フレームレートの低下を招来するものではない。

【0055】

これらのことから、本実施形態によれば、フレームレートの低下を招くことなく、必要な信号成分に重畳されるノイズ成分を抑えることにより、高画質かつリアルタイム性の高い超音波診断装置を提供することができる。

30

【0056】

また、異なるモードの画像を同時に生成、表示する場合には、上述したように、それぞれのモードに応じた異なる振幅で超音波を送信する必要がある。ここで、電圧生成回路の生成電圧の切りかえ応答時間は、パルス生成スイッチ212の切り換え応答時間に比べて格段に遅くならざるを得ない。したがって、本実施形態においては、必要な電圧を電圧生成回路210のそれぞれに前もって与え、スキャンの繰り返しレート毎にパルス生成スイッチ212で電圧生成回路210を切りかえるようにしている。つまり、本実施形態においては、電圧生成回路の生成電圧の切りかえを行う場合に比べて、切り換えの応答を待つ時間が格段に少ないため、複数モードの画像を生成する際のリアルタイム性がよい。

40

【0057】

図7に単一モードの制御と、複数モードの制御とを比較して示す。本実施形態の構成は上述の単一モードの表示の際の効果に加え、このような複数モードの画像を生成する際の効果をも並存させるものである。つまり、例えばこのような複数モードの画像を生成する際の制御を行っている装置に対しては、ハードウェアの改造等を行うことなく、制御プロセッサ28に上述のような単一モードの表示の際の制御を行うプログラムを組み込むのみで、上述の効果が実現されるものである。

【0058】

(変形例)

本実施形態は、上述の他にも種々に応用、変形が可能である。以下に、本実施形態の変

50

形例を列挙する。

【0059】

まず、上述の実施形態では、電圧源スイッチ214の切り換えによって複数の電圧発生回路210への接続を切り換え可能な構成であったが、これに限られない。例えば、電圧源スイッチ214を用いずとも、固定配線で、チャンネル1、3、5、7・・・を電圧生成回路Aに接続し、チャンネル2、4、5、6・・・を電圧生成回路Bに接続するように構成されてもよい。このようにしても上述の単一モード表示の際の効果は同様に得られるうえ、回路構成が単純となり、生産性の向上やコストダウンに繋がる。

【0060】

また、上述の実施形態では、電圧発生回路210を2つ用いた例を示したが、これに限られない。3つ、4つ、あるいはそれ以上の電圧源スイッチを用いても良い。このとき、それぞれのチャンネルにおいて、全ての電圧発生回路210がスイッチング可能に接続されていても良い。また、4つの電圧発生回路を用いる場合は、一つのチャンネルごとに2つの電圧発生回路がスイッチング可能で、2組の電圧発生回路で全てのチャンネルを分担するようにしても良い。よりたくさんの電圧発生回路を並列して用いることにより、さらに送信波形のノイズ成分の相関を排除できるので更なる高画質化が期待できる。

【0061】

さらに、上述の実施形態では、電圧源スイッチ214は隣り合うチャンネルで接続される電圧発生回路210が異なるようにスイッチングするとしたが、これに限られない。その他のスイッチングでも上述のような効果はある程度奏することができる。

【0062】

加えて、このスイッチングを超音波ビーム形状に合わせてアダプティブに切り換えても良い。例えば、ビーム中心を軸として互いに対象の位置の2つのチャンネルにおいては、遅延量はほぼ等しい。したがって、制御プロセッサ28は、これらのチャンネルが同じ電圧生成回路に接続されないように、電圧源スイッチ214を制御しても良い。まず、Bモードや、カラードプラモードの画像を取得する際にこのような制御を行う場合を説明する。Bモードや、カラードプラモードにおいては、送受信毎に超音波ビームの送受信方向が異なるため、一回の送受信の都度、又は所定回数の送受信の度に、制御プロセッサ28は超音波ビーム形状に関するデータを参照し、これに応じて電圧源スイッチ214を切り換えるよう制御を行う。このようにしても上述と同じ効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0063】

【図1】本発明の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。

【図2】図1の実施形態に係る超音波送信ユニットの構成を示すブロック図。

【図3】図1の実施形態に係る単一モード画像生成時の動作を示すフローチャート。

【図4】図3の動作における電圧源スイッチの接続を示すブロック図。

【図5】図1の実施形態における複数モード画像同時生成時の動作を示すフローチャート。

【図6】図1の実施形態に係る単一モード画像生成時と複数モード画像同時生成時の動作を比較するための模式図。

【図7】図1の実施形態に係るシグナル／ノイズ比改善の効果を説明するための図。

【図8】従来の超音波診断装置に係る超音波送信ユニットの一構成例を示すブロック図。

【図9】従来の超音波診断装置に係る電圧生成回路の接続を示すための模式図。

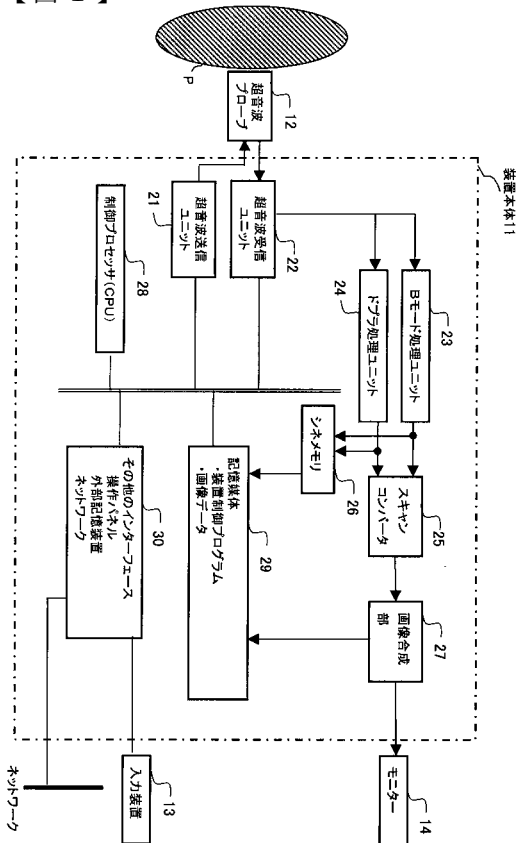
【符号の説明】

【0064】

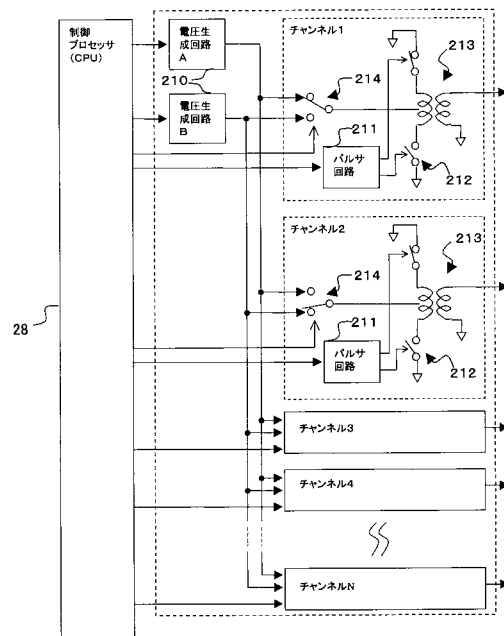
- 11 装置本体
- 12 超音波プローブ
- 13 入力装置
- 14 モニター
- 21 超音波送信ユニット

- | | |
|-------|--------------|
| 2 1 0 | 電圧生成回路 |
| 2 1 1 | パルサ回路 |
| 2 1 2 | パルス生成スイッチ |
| 2 1 3 | 送信トランス |
| 2 1 4 | 電圧源スイッチ |
| 2 2 | 超音波受信ユニット |
| 2 3 | Bモード処理ユニット |
| 2 4 | ドプラ処理ユニット |
| 2 5 | スキャンコンバータ |
| 2 6 | シネメモリ |
| 2 7 | 画像合成部 |
| 2 8 | 制御プロセッサ |
| 2 9 | 記憶媒体 |
| 3 0 | その他のインターフェース |

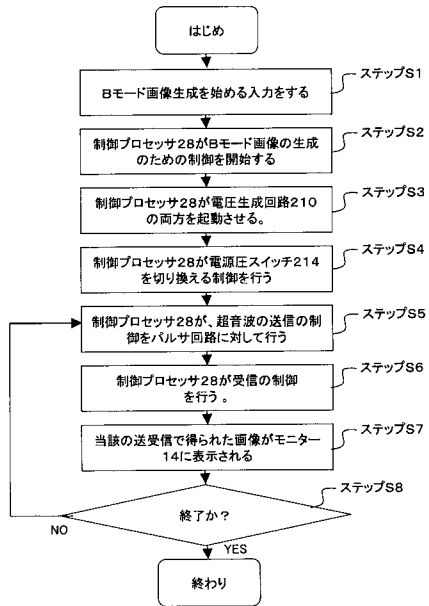
【図 1】



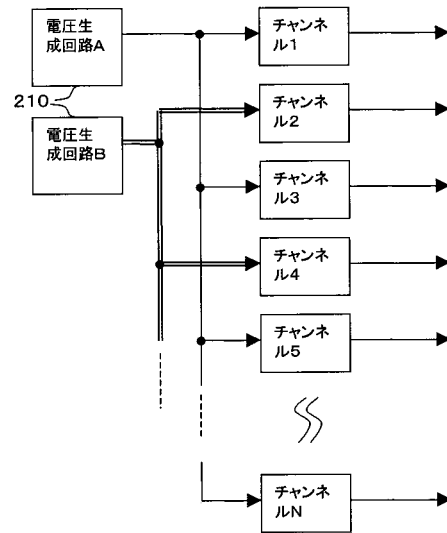
【図 2】



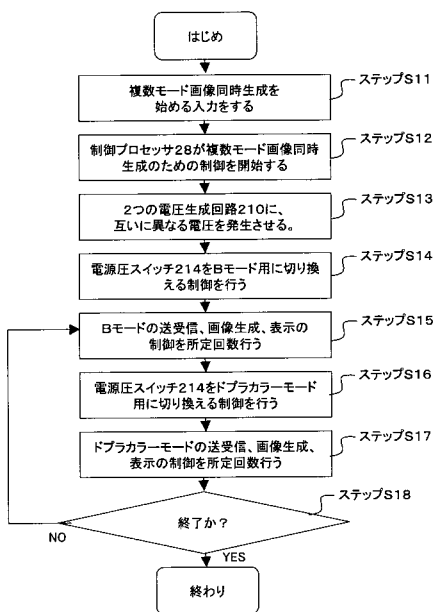
【図 3】



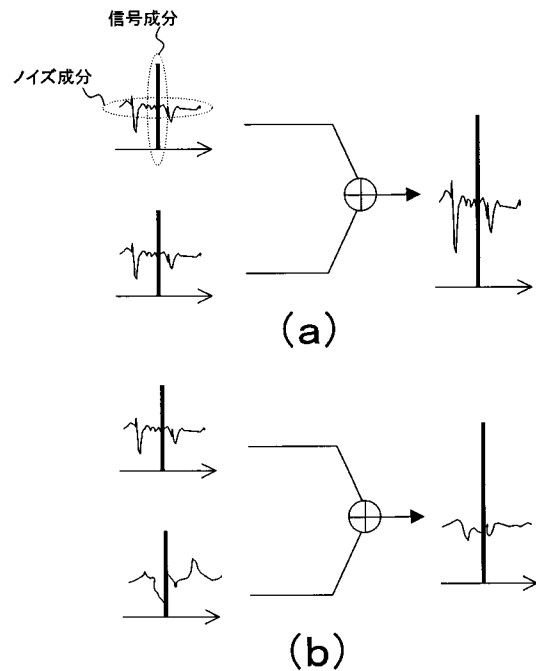
【図 4】



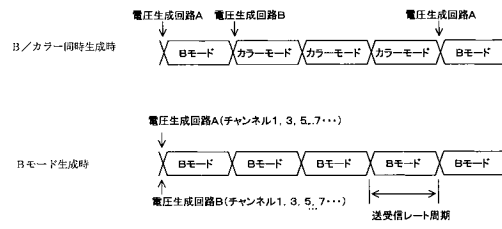
【図 5】



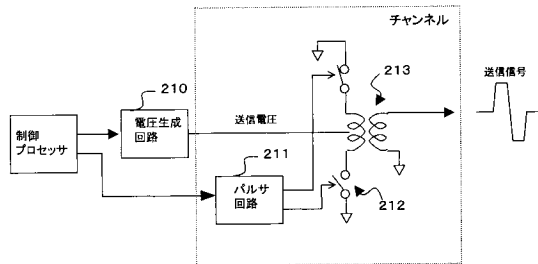
【図 6】



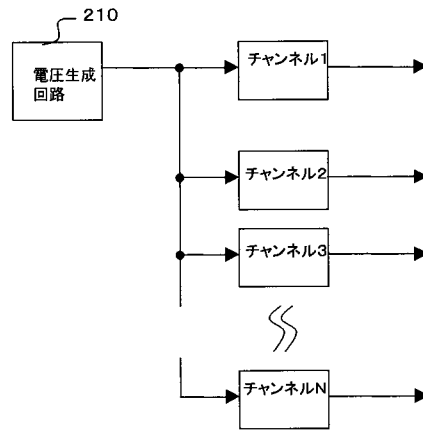
【図 7】



【図 8】



【図 9】



专利名称(译)	用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP2007175233A	公开(公告)日	2007-07-12
申请号	JP2005376258	申请日	2005-12-27
[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	石塚正明		
发明人	石塚 正明		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE01 4C601/EE02 4C601/GB04 4C601/GB21 4C601/HH01 4C601/HH05 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/LL38		
代理人(译)	堀口博		
其他公开文献	JP4791820B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

[问题] 通过在不引起帧频降低的情况下抑制叠加在必要信号分量上的噪声分量，来提供具有高图像质量和高实时性的超声波诊断装置。 [解决方案] 通过施加电压来发送超声波，用于接收反射信号的多个超声换能器，用于产生要施加到所述多个超声换能器的电压的多个电压产生装置，图像产生装置，用于通过合成来自连接到多个电压产生装置的超声换能器的反射信号来产生超声图像。 [选择图]图4

