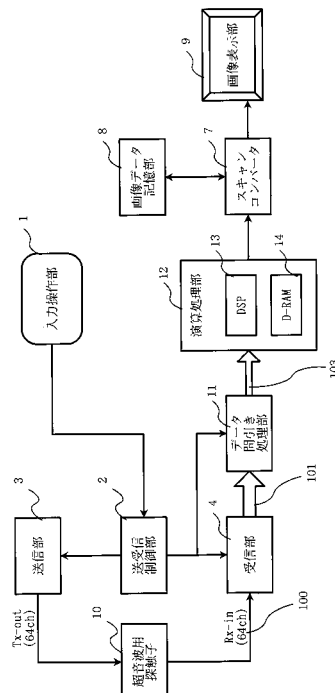




【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内を伝播してきた超音波を複数の超音波変換素子で受信することにより得られたアナログ信号を用いて被検体内の画像データを生成する測定装置であって、

前記アナログ信号をデジタル信号に変換する信号変換部と、

前記デジタル信号に適応型信号処理を行い、画像情報を生成する演算手段と、

前記信号変換部から前記演算手段に転送される前記デジタル信号のデータ量を削減するデータ間引き手段と、

を有することを特徴とする測定装置。

【請求項 2】

前記データ間引き手段は、データ削減量の異なる複数のデータ間引き処理を実行可能であり、

データ間引き手段が行うデータ間引き処理を選択可能な選択手段をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の測定装置。

【請求項 3】

前記データ間引き手段は、隣接した超音波変換素子間のデジタル信号を加算することでデータ量の間引きを行うことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の測定装置。

【請求項 4】

前記データ間引き手段は、前記デジタル信号のサンプリング周波数を小さくしてデータ量の間引きを行うことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の測定装置。

【請求項 5】

前記演算手段は、間引きされたデータに補間処理を行うことを特徴とする請求項 4 に記載の測定装置。

【請求項 6】

被検体内を伝播してきた超音波を複数の超音波変換素子で受信することにより得られたアナログ信号を用いて被検体内の画像データを生成する測定装置であって、

前記アナログ信号をデジタル信号に変換する信号変換部と、

前記デジタル信号に適応型信号処理を行い、画像情報を生成する演算手段と、

アナログ信号からデジタル信号に変換する際のサンプリング周波数を前記信号変換部に指示する指示信号を生成する生成器と、

を有し、

前記生成器は、基準とするサンプリング周波数よりも低いサンプリング周波数に変更可能であり、前記低いサンプリング周波数に変更することで、前記演算手段に転送されるデータ量を削減することを特徴とする測定装置。

【請求項 7】

前記デジタル信号の位相を整合する遅延加算手段と、位相整合された信号に信号処理を行う信号処理部と、

前記演算手段によって生成された画像と、前記信号処理部によって生成された画像とを、同時に、あるいは、交互に切り替えて表示するための切り替え手段と、を有する

ことを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の測定装置。

【請求項 8】

前記データ間引き手段は、複数のデータ間引き処理を時間的に切り替えて実行し、

異なるデータ間引き処理が施された信号に基づいて生成された画像を、同時に、あるいは、交互に切り替えて表示するための切り替え手段を有する

ことを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の測定装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体内から放出される超音波を受信して、被検体内の断層像もしくは 3 次元像を取得する測定装置に関し、特に超音波を受信して取得した受信信号を適応信号処理

10

20

30

40

50

する測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療診断に用いられる測定装置においては、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランスデューサ（超音波変換素子）を含む超音波用探触子（プローブ）が用いられる。このような複数の素子からなる超音波用探触子のそれぞれの素子から複数の超音波の合波によって形成される超音波ビームを被検体に向けて送信すると、超音波ビームは、被検体内部における音響インピーダンスが異なる領域、即ち、組織の境界において反射される。そのようにして生じた超音波エコーを受信し、超音波エコーの強度に基づいて画像を構成することにより、被検体内部の様子を画面に再現することができる。また、パルス光を被検体内に送信して光エネルギーの吸収によって断熱膨張した結果生じた弾性波（以下、光音響波ともいう超音波である。）を受信するもの等、光音響効果を介して被検体内を画像化する手法もある。

10

【0003】

一方、レーダーの分野などで発展してきた適応型信号処理がある。適応型信号処理とは、伝搬環境に応じて処理パラメータを適応的に制御して、所望波を補足し、かつ干渉波（ノイズ成分）を抑圧する処理である。適応型信号処理の例として、複数の素子で超音波を受信して受信信号（アナログ信号）に変換した際にある方向（所望波の到来方向）に関する感度を固定した状態で信号電力を最小化する、方向拘束付電力最小化規範（DCMP：Directionally Constrained Minimization of Power）と呼ばれる手法がある。このような適応型信号処理は、空間解像度（特に方位方向の解像度）を向上させる効果がある。

20

【0004】

ここで、上記DCMP手法はノイズ成分と所望波とが相関性を持たない場合は有効であるが、ノイズ成分と所望波とが相関性を有する場合はそのままでは適用できないことが知られている。具体的には所望波と相関性を有するノイズ成分が受信された場合、所望波の方向以外に、ノイズ成分の方向にも逆位相で感度を有する指向性の受信パターンを形成してしまう。これは、出力される信号を最小化するためにノイズ成分を逆位相で所望波に加算することで、出力信号を0に近づけようとするためである。

【0005】

一方、超音波の送受信や光音響効果を利用した画像化を行う場合、レーダーの技術分野とは異なり、ノイズ成分は所望成分と高い相関性を有する。なぜならば、超音波による画像化においては、主なノイズ成分は所望波以外の方向から反射してくる送信波に起因し、ノイズ成分と所望波との相関性が高いからである。また、光音響効果を利用した画像化においても入射した光が散乱効果によって広範囲に広がり、その広範囲から発生する超音波は互いに相関性の高いものが生じる可能性が大きい。

30

【0006】

このような相関性の高いノイズに対してもDCMPが動作するようにする手法が空間平均法である。空間平均法では、相関行列から部分行列を複数抽出し、それらを平均した部分相関行列を用いて最適ウェイトを算出する。これにより、ノイズ成分方向に感度を持つことが回避され、したがって超音波を利用する診断装置においても方位方向の空間分解能向上というDCMPの効果を得ることができる。非特許文献1には空間平均法が記載されている。また、特許文献1は、空間平均法のひとつであるCapon法を測定装置で用いた先行技術であり、Capon法によるビームフォーミングを用いた場合には部分相関行列の演算が複雑になることが開示されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】米国特許第6,798,380号明細書

【非特許文献】

【0008】

50

【非特許文献 1】IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Process., Vol. ASSP-33, No. 3, pp. 527-536 (June 1985)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

上記で説明したように、測定装置において適応型信号処理を行う場合、所望波と関連のあるノイズ成分を除去するために空間平均法を用いることが必要となる。そのため、部分相関行列を高速に処理することができる信号処理部が必要となる。部分相関行列の信号処理を行う場合、受信信号のビット幅・素子数・サンプリング時間等の個々のパラメータに比例してデータ量が増大する。そして、部分相関行列の処理が、適応型信号処理を行う演算処理部へのデータ転送時間や演算処理時間が画像表示の書き換え時間（リフレッシュレート）に対して間に合わなくなるといった問題があった。

10

【0010】

本発明はこのような問題点を解決するためのもので、適応型信号処理を行う際に、高速な信号処理を実現できる測定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】

【0011】

上記課題を解決するため、本発明の一態様に係る測定装置は、
被検体内を伝播してきた超音波を複数の超音波変換素子で受信することにより得られたアナログ信号を用いて被検体内の画像データを生成する測定装置であって、

20

前記アナログ信号をデジタル信号に変換する信号変換部と、
前記デジタル信号に適応型信号処理を行い、画像情報を生成する演算手段と、
前記信号変換部から前記演算手段に転送される前記デジタル信号のデータ量を削減するデータ間引き手段と、

を有する。

【0012】

また、本発明の別の態様に係る測定装置は、
被検体内を伝播してきた超音波を複数の超音波変換素子で受信することにより得られたアナログ信号を用いて被検体内の画像データを生成する測定装置であって、

30

前記アナログ信号をデジタル信号に変換する信号変換部と、
前記デジタル信号に適応型信号処理を行い、画像情報を生成する演算手段と、
アナログ信号からデジタル信号に変換する際のサンプリング周波数を前記信号変換部に指示する指示信号を生成する生成器と、
を有し、

前記生成器は、基準とするサンプリング周波数よりも低いサンプリング周波数に変更可能であり、前記低いサンプリング周波数に変更することで、前記演算手段に転送されるデータ量を削減する。

【発明の効果】

【0013】

空間平均法を使用した画像化を行う測定装置において、信号処理を高速に行うことができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図 1】第 1，第 2 の実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 2】従来の超音波診断装置の構成を示すブロック図。

【図 3】受信部と位相整合演算部の内部構成を説明する図

【図 4】第 1 の実施形態のデータ間引き処理部の構成図。

【図 5】第 2 の実施形態のデータ間引き処理部の構成図。

【図 6】第 2 の実施形態のデータ間引き処理を説明する図。

【図 7】第 3 の実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図。

50

【図 8】第 3 の実施形態の画像表示方法を説明する図。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の実施形態を、図面を参照しながら詳しく説明する。

【0016】

(従来例)

まず、図 2 に示した従来の超音波診断装置（測定装置）の構成を示すブロック図を用いて一般的な超音波診断装置の内部構成について説明する。超音波診断装置は、超音波探触子 10 と、入力操作部 1、送受信制御部 2、送信部 3、信号変換部としての受信部 4、位相整合演算部 5、信号処理部 6、スキャンコンバータ 7、画像データ記憶部 8、画像表示部 9 で内部が構成されている。

10

【0017】

超音波探触子 10 は、被検体に接触させるように用いられ、被検体に向けて超音波ビームを送信および受信する。超音波探触子 10 は、印加される駆動信号に基づいて超音波ビームを送信すると共に、被検体内で反射され伝播してきた超音波エコーを受信してアナログ信号である受信信号に変換し出力する複数の超音波トランスデューサ（超音波変換素子）で構成される。これらの超音波トランスデューサは 1 次元または 2 次元状に配列されてトランスデューサアレイ（素子アレイ）になっている。

【0018】

超音波トランスデューサは、例えば、PZT（チタン酸ジルコン酸鉛：Pb(lead) Zirconium Titanate）に代表される圧電セラミックや、PVDf（ポリフッ化ビニリデン：Polyvinylidene Difluoride）に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料（圧電体）の両端に電極を形成した振動子によって構成されている。あるいは、超音波トランスデューサとして、変換方式の異なる複数種類の素子を用いても良い。例えば、超音波を送信する素子として上記の振動子を用い、超音波を受信する素子として光検出方式の超音波トランスデューサを用いるようにする。光検出方式の超音波トランスデューサとは、超音波ビームを光信号に変換して検出するものであり、例えば、ファブリーペロー共振器やファイバブラッググレーティングによって構成される。また、静電容量検出型の超音波トランスデューサを用いても良い。

20

【0019】

入力操作部 1 は、操作者が命令や情報を超音波診断装置に入力する際に用いられるものであり、キーボードや、調整ツマミや、マウスを含むポインティングデバイス等を含んでいる。

30

【0020】

送受信制御部 2 は、プロセッサおよびソフトウェアによって構成されており、入力操作部 1 から入力された命令や情報に基づいて、超音波診断装置の送信部 3、受信部 4、位相整合演算部 5 の各ブロックを制御する。

【0021】

送信部 3 は、複数の超音波トランスデューサにそれぞれ供給される複数チャンネルの駆動信号（Tx-out）を発生する複数チャンネルの駆動回路によって構成される。ここでは例として全 64 チャンネルで構成された超音波診断装置を記載している。ここで、1 チャンネルは 1 素子に対応する。

40

【0022】

受信部 4 および位相整合演算部 5 の内部構成を図 3 に示す。受信部 4 は、個々の超音波トランスデューサから出力されたアナログ信号である受信信号（Rx-in）100 のそれぞれについて、まず初めに LNA（Low Noise Amplifier）31 を使って受信信号をアナログ増幅する。その後、TGC（time gain compensation：時間利得補償）増幅器 32 において更にアナログ増幅する。このアナログ増幅処理によって受信信号のレベルが A/D コンバータの入力信号レベルに整合される。TGC 増幅器 32 から出力された増幅後のアナログ信号は、AAF（Anti Al

50

ias Filter) 33によって折り返し雑音の除去を目的としたLPF (Low Pass Filter) 処理が施される。更にA/Dコンバータ34によってアナログ信号がデジタル変換され、12ビットのデジタル信号が50MHzのサンプリング周波数で生成される。この12ビットのデジタル信号は、各チャンネルについて生成されるので、ここでは全64チャンネルのデジタル信号が生成される。したがってデジタル信号であるエコー検出データ101の転送量をビットレートの単位であるbps (bit per sec) で表すと、

$$12 \text{ bit} \times 50 \text{ MHz} \times 64 \text{ ch} = 38.4 \text{ Gbps}$$

となる。

【0023】

位相整合演算部5は、エコー検出データ101の位相を整合するための遅延加算処理、即ち受信フォーカス処理を行う回路である。位相整合演算部5は、FIFO (First In First Out) 35に記憶されている複数チャンネルのエコー検出データ101に所望のフォーカス遅延を与えた後に加算処理を行う。これにより、所望の走査線に沿った超音波情報を表す位相整合データ102が生成される。ここでは、位相整合演算部5における、シフトレジスタ遅延線、デジタル微小遅延器、加算演算器などは、FPGAなどを使ったハードウェアブロックで構成される。ただし位相整合演算部5を、CPU (central processing unit: 中央演算装置) とソフトウェア、又は、これらの組み合わせによって構成してもよい。

【0024】

A/Dコンバータ34から出力され位相整合演算部5に入力されたエコー検出データ101は、送受信制御部2から与えられる遅延量データ104に適応したフォーカス遅延を得るために、FIFO 35に一定時間保存される。FIFO 35で保存された時系列のエコー検出データ101の中からフォーカス遅延をかけた各チャンネルのデータが選択され、受信フォーカス処理として必要な重み付けデータ105との乗算処理が行われる。重み付けデータ105が乗算された各チャンネルのデータは、隣接チャンネル間でトーナメント型 (ラダー型) の加算処理が行われる。最終的に64チャンネルのデータが加算されて、所望の走査線に沿った超音波情報を表す位相整合データ102が出力される。

【0025】

位相整合演算部5に12ビットで入力されたエコー検出データ101は、8ビットの重み付けデータ105との乗算処理で20ビットとなり、64ch分の加算処理で26ビットのデータが出力されることになる。位相整合データ102の転送量は、ビットレートで表すと、

$$26 \text{ bit} \times 50 \text{ MHz} = 1.3 \text{ Gbps}$$

となる。入出力のビットレート比としては1/30程度の圧縮が成されている。

【0026】

信号処理部6は、位相整合演算部5によって受信フォーカス処理が行われた位相整合データ102に対して、包絡線検波処理、及びSTC (センシティビティ・タイム・ゲイン・コントロール) を施すことでAモードと呼ばれる画像データ (画像情報) を生成する。Aモードでは1次元の画像データなので、画像データ記憶部8に一時保存しながら1フレーム単位の画像データを生成するスキャンコンバータ7によってBモードと呼ばれる2次元画像 (断層画像) データが生成される。2次元画像データは画像表示部9に出力され断層画像として表示される。なお、超音波探触子を平面的に操作することで2次元画像データから3次元画像データを生成して、3次元画像として表示することも可能である。

【0027】

(第1の実施形態)

次に、本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置を図1に示す。図2の従来の一般的な超音波診断装置が有する位相整合演算部5と信号処理部6の代わりに、データ間引き手段としてのデータ間引き処理部11と、演算手段としての演算処理部12を備えているところが異なっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 8 】

本実施形態では、方位分解能の向上を図るために適応型信号処理として D C M P 手法を用いる。背景技術の欄でも説明したように、受信信号には、所望波と相関のあるノイズ成分が含まれるため空間平均法を適用することが必要となる。空間平均法では、相関行列から部分行列を複数抽出して、それらを平均した部分相関行列を用いて最適ウェイトを算出する。部分相関行列 $R_{p \times x}$ は以下の式により算出できる。なお、 N は抽出する部分行列の数、 M は $K - N + 1$ で求められる部分行列のサイズである。また Z_n は部分行列を平均化際の重み係数であって、 $Z_n = 1 / N$ の時は単純平均となるが、重み関数としてハミング窓やハニング窓、Dolph-Chebyshev 窓などを使用することも可能である。

【 0 0 2 9 】

10

【 数 1 】

$$R_{p \times x} = \sum_{n=1}^N z_n E[X_n(t) X_n^H(t)]$$

$$X_n(t) = [x_n(t), x_{n+1}(t), \dots, x_{n+M-1}(t)]^T \quad (n=1, 2, \dots, N)$$

【 0 0 3 0 】

このようにして求めた部分相関行列 $R_{p \times x}$ から所望波の到来方向を推定し、得られた情報に基づいて適当な拘束条件を設定して D C M P 法を適用する。これにより、所望波と相関性の高いノイズ成分が受信された場合であっても、ノイズ成分の方向に感度を有することが回避される。演算処理部 12 は D C M P 法の演算結果に対して、包絡線検波処理や S T C 処理を施して A モード画像データ（画像情報）を生成する。生成された A モード画像データはスキャンコンバータ 7 に出力される。

20

【 0 0 3 1 】

演算処理部 12 は、部分相関行列の演算や D C M P 法の演算を高速に処理して、画像データとして出力できることが必須となる。したがって、演算処理部 12 は、高速な信号処理を行うための D S P（デジタル・シグナル・プロセッサ）13 によって構成することが好ましい。演算処理部 12 には、その他に、演算処理に必要な保存メモリ領域を確保するための D - R A M 14、ハードウェアによる演算器などが含まれる。もちろん十分に高速なものであれば、D S P ではなく、汎用プロセッサであっても採用可能である。

30

【 0 0 3 2 】

演算処理部 12 が、全チャンネルのエコー検出データ 101 を利用して部分相関行列の演算を行った場合に、従来の位相整合演算部 5 と比較して 1 フレームの画像データを生成する時間が長くなってしまふ。表示される画像のリフレッシュレートが遅くなると、コマ送りを見ているような再生画像となる。また、測定装置としてのコストや規模が限定された機器環境では、演算速度を向上させるためのハードウェア強化にも限界があるので、何らかの演算処理の簡略化が必要となってくる。そこで、演算処理部 12 に入力される演算データ 103 のデータ量を低減するために、データ間引き処理部 11 を新たに設けたのが本実施形態の超音波診断装置である。

40

【 0 0 3 3 】

図 4 はデータ間引き処理部 11 の一例として、位相整合演算部 5 の一部機能を流用した構成例を示した図である。本実施形態のデータ間引き処理部 11 は隣接する超音波変換素子間のエコー検出データを加算することで、データ量を削減する。位相整合演算部 5 と比較するとデータ間引き処理部 11 では受信フォーカス処理が必要なくなることから重み付けデータ 105 が不要となるので、F I F O 段出力に繋がる重み付け用の乗算器が不要となる。それに伴い、隣接チャンネルの加算器のビット数も削減され、2 チャンネル分を加算した場合は 13 ビット、4 チャンネル分を加算した場合は 14 ビットのデータとなる。演算処理部 12 に出力する演算データ 103 をビットレートで表すと、(1) データを間引かない場合、(2) 2 チャンネル分をまとめる場合、(3) 4 チャンネル分をまとめる

50

場合でそれぞれ以下になる。

$$(1) \quad 64 \text{ ch} \times 12 \text{ bit} \times 50 \text{ MHz} = 38.4 \text{ Gbps}$$

$$(2) \quad 32 \text{ ch} \times 13 \text{ bit} \times 50 \text{ MHz} = 20.8 \text{ Gbps}$$

$$(3) \quad 16 \text{ ch} \times 14 \text{ bit} \times 50 \text{ MHz} = 11.2 \text{ Gbps}$$

【0034】

このようにチャンネル数の削減に比例して演算データ103の転送量も削減されている。ただし、隣接チャンネルのエコー検出データ101を加算してまとめてしまうと、演算データ103の転送量は削減されるが、加算したことによる画像の画質劣化は避けられない。すなわち、演算データ103の転送量と画質についてはトレードオフの関係である。そこで、本実施形態ではデータ削減量が異なる複数の間引き処理を同時に実行可能とし、切り替え手段であるセクタ37を設けてデータ転送量（画質）を操作者が任意に設定できるようにしている。実際に画像表示部9に表示される超音波画像を見ながら、隣接チャンネルの加算数を操作者が入力操作部1から送受信制御部2のセクタ切換出力106を使って任意に切り替えできるよう構成している。

【0035】

このように、隣接チャンネルを加算するデータ間引き処理部11によって演算処理部12への演算データ103の転送量（データ削減量）を可変にすることで、データ転送時間と演算処理時間の短縮を操作者により任意に行えることを可能とした。なお、上記の説明では、2チャンネル分および4チャンネル分をまとめる間引き処理の2つ（間引かない場合も含めると3つ）を選択可能としているが、3つ以上の間引き処理を選択可能としても良い。また、加算チャンネル数は必ずしも2のべき乗とする必要はなく、隣接する3チャンネルや5チャンネル分のエコー検出データを加算してまとめてしまっても構わない。

【0036】

（第2の実施形態）

第1の実施形態では、隣接チャンネルの加算による間引き処理について説明したが、第2実施の形態ではサンプリング周波数の制御による間引き処理について以下に説明する。なお、データ間引き処理部11以外の構成は第1の実施形態と同様であるので説明を省略する。

【0037】

図5Aは、サンプリング周波数によるデータ間引き処理部11の構成を示した図である。受信部4のA/Dコンバータ34でサンプリングされたエコー検出データ101が、50MHzサンプリングのクロック周波数に同期してデータ間引き処理部11のFIFO35に書き込まれる。データ間引き処理部11には、入力クロックの分周器38と、サンプリングのクロック周波数を選択することが可能なセクタ39が設けられている。データ間引き処理部11は、FIFO35に書き込まれたエコー検出データ101から、セクタ39で選択したクロック周波数を利用して時間間隔の間引き処理を行い、演算処理部12に間引きした演算データ103を出力することが可能となる。なお、セクタ39の切り替えは、送受信制御部2からのセクタ切り替え出力106によって行われる。本実施形態でも第1の実施形態と同様に、操作者が入力操作部1を操作することで、任意にセクタ39を切り替え可能である。

【0038】

図6(A)～(D)は、それぞれ、50MHz、25MHz、16.7MHz、12.5MHzのサンプリング周波数でエコー検出データ101を入力した場合を示すプロット図である。それぞれの場合において、演算データ103のビットレートは以下になる。

$$(A) \quad 50 \text{ MHz} : 12 \text{ bit} \times 64 \text{ ch} \times 50 \text{ MHz} = 38.4 \text{ Gbps}$$

$$(B) \quad 25 \text{ MHz} : 12 \text{ bit} \times 64 \text{ ch} \times 25 \text{ MHz} = 19.2 \text{ Gbps}$$

$$(C) \quad 16.7 \text{ MHz} : 12 \text{ bit} \times 64 \text{ ch} \times 16.7 \text{ MHz} = 12.8 \text{ Gbps}$$

$$(D) \quad 12.5 \text{ MHz} : 12 \text{ bit} \times 64 \text{ ch} \times 12.5 \text{ MHz} = 9.6 \text{ Gbps}$$

サンプリング周波数を50MHzとするときは間引き処理が行われていないので、ピッ

トレートが最大となる。サンプリング周波数を 25 MHz 、 16.7 MHz 、 12.5 MHz とする場合のビットレートは、それぞれ、最大値の $1/2$ 、 $1/3$ 、 $1/4$ となる。

【0039】

ただし、サンプリングのクロック周波数を落としてしまうと、演算データ103の転送量は削減されるが、時間間隔が伸びたことによる超音波画像の画質劣化は避けることはできない。すなわち、演算データ103の転送量と画質についてはトレードオフの関係がある。本実施形態では、切り替え手段であるセクタ39を切り替えることによりデータ削減量を操作者が任意に設定できるので、操作者は所望の画質の超音波画像を得ることができる。より具体的には、操作者は、実際に画像表示部9に表示される超音波画像を見ながら入力操作部1を操作すると、それに対応したセクタ切り替え出力106が送受信制御部2からセクタ39に出力され、画質（データ転送量）を任意に切り替えできる。

10

【0040】

あるいは、演算処理部12は、データ間引き処理部11から受け取った演算データ103に対して補間処理を行うことで、元のサンプリングレートのデータを生成しても良い。これは、演算処理部12における部分相関行列算出等の演算処理は高速に行えるもののデータ転送処理がボトルネックになる場合に有効である。このように補間処理を行うことで時間分解能の高い画像が得られる。また、操作者からの操作に応じて補間処理のオン・オフを切り替えられるようにすることも好ましい。

【0041】

以上のように、サンプリングのクロック周波数を切り替えることによるデータ間引き処理部11によって、演算処理部12への演算データ103の転送量を可変にすることで、データ転送時間と演算処理時間の短縮を操作者により任意に行えることを可能とした。なお、上記では3種類の間引き処理（ 25 MHz 、 16.7 MHz 、 12.5 MHz ）を選択可能としているが、4種類以上の間引き処理を選択可能としても良い。

20

また、サンプリング周波数は、エコー検出データ101のサンプリング周波数（ここでは 50 MHz ）の整数分の1とする必要はなく、非整数分周器を利用して非整数分の1（たとえば、 $1/2.5$ の 20 MHz ）としても構わない。

【0042】

上記の例では、受信部4のA/Dコンバータ34によって所定のサンプリング周波数でデジタル化されたデジタル信号を、データ間引き処理部11においてより低いサンプリング周波数でサンプリングすることで間引き処理を実現している。ここで、サンプリング周波数の制御による間引き処理には上記とは異なる手法も採用できる。すなわち、受信部4のA/Dコンバータ34によってアナログ信号100をデジタル変換する際のサンプリング周波数を可変制御することにより、図5Aを用いて説明した間引き処理と同等以上の機能を設けることも可能である。

30

【0043】

図5Bは、アナログ信号100からデジタル信号101に変換する際のサンプリング周波数を可変制御する手法を示した図である。この場合、デジタル信号による間引き処理と異なり、サンプリング周波数を生成するクロック生成器15（サンプリング周波数を受信部に指示する指示信号を生成する生成器）として、PLL（Phase Locked Loop）型を用いる。PLL型クロック生成器15は発振周波数を自由に設定でき、より細かな単位でのサンプリング周波数を設定することが可能となる。

40

【0044】

PLL型クロック生成器15は、基準周波数（ 50 MHz ）となる入力信号と出力信号との位相差を検出し、VCO（電圧によって周波数を変化させる発振器）や回路のループを制御することで、正確に同期した周波数の信号を発振することができるデバイスである。このデバイスに周波数設定値を与えることで、例えばサンプリング周波数を $25 \sim 50\text{ MHz}$ の範囲内において数Hz単位で設定することが出来るようになるので、演算データ103のビットレートを動的に可変制御することが可能となる。

【0045】

50

すなわち、P P L 型クロック生成器は、基準とするサンプリング周波数よりも低いサンプリング周波数に変更可能であり、前記低いサンプリング周波数に変更することで、前記演算手段に転送されるデータ量が削減される。つまり、図 5 B の構成では、受信部自体がデータ間引き手段として機能する。また、操作者が入力操作部 1 のダイヤル等を用いてサンプリング周波数を任意に設定することが出来るので、セクタ 39 で切り替えるよりも柔軟なビットレートの設定変更が可能である。

【 0 0 4 6 】

(変形例)

データ間引き処理については上記実施例 1、2 の手法に限定されるものではなく、エコー検出データ 101 の下位ビットを足切りする (ビット数を減らす) ことで間引きすることも可能である。例えば 12 ビットのエコー検出データ 101 を 11 ビットに削減した場合のビットレートは以下ようになる。

【 0 0 4 7 】

$$11 \text{ bit} \times 64 \text{ ch} \times 50 \text{ MHz} = 35.2 \text{ Gbps}$$

他にもデータ間引き処理部 11 でデータ圧縮処理を行い、演算処理部 12 で伸張処理を行う等の方法も十分有効である。また、隣接チャネル間のデータをまとめる手法 (第 1 の実施形態)、サンプリング周波数を小さくする手法 (第 2 の実施形態)、下位ビットを落とす手法、データ圧縮を行う方法のうちから任意の 2 個以上の手法を組み合わせることも有効である。

【 0 0 4 8 】

(第 3 の実施形態)

本発明の第 1、第 2 の実施の形態では、D C M P 法および空間平均法を使用した画像化を行う処理について説明したが、操作者によっては適応型信号処理を用いない従来の超音波診断装置 (図 2、図 3) による位相整合演算による画像の方が見やすいと思う場合も考えられる。すなわち、解像度の高い画像ではなく見慣れた画質のままで見た方が臓器の異常を発見しやすいと感じる操作者がいることも予想される。どちらの画像処理を使って見た方が良いかは、実際の画像で比較しないと解らない部分が多いので、本実施形態に係る超音波診断装置では 2 種類以上の画像処理方法を用いた画像を画面上に表示する。

【 0 0 4 9 】

図 7 は、本実施形態の超音波診断装置の構成を示したブロック図である。本実施形態の超音波診断装置は、従来例の構成と同じ位相整合演算部 5 と信号処理部 6、上記第 1、2 の実施形態の構成と同じデータ間引き処理部 11 と演算処理部 12 の、双方の機能を持った装置として構成されている。

【 0 0 5 0 】

受信部 4 から出力されたエコー検出データ 101 は、位相整合演算部 5 とデータ間引き処理部 11 の双方へ送られ、双方の処理を並列に行うことによって 2 種類の画像データ 106、107 がスキャンコンバータ 7 に送られる。スキャンコンバータ 7 では、この 2 種類の画像データ 106、107 を画像データ記憶部 8 に一時記録し、記憶した 2 種類の画像データを画像表示部 9 に対して 2 画面同時に、あるいは 1 画面ずつ選択して表示する。

【 0 0 5 1 】

図 8 (A) は、画像表示方法 (1) として 2 種類の画像を並べて画像表示部 9 に出力した場合の図で、左側に従来の位相整合処理を用いた画像 108 と、右側に適応型信号処理を用いた画像 109 を、1 画面で同時に表示している。同じ臓器を観察していても、画像処理の違いによって見え方が変わってくるので、2 画面同時に表示することで比較がし易くなり、画像診断の正確性を向上させることが可能となる。

【 0 0 5 2 】

図 8 (B) は、画像表示方法 (2) として 2 つの画像を切り替えて画像表示部 9 に出力した場合の図で、従来の位相整合処理を用いた画像 108 と、適応型信号処理を用いた画像 109 を、1 画面で交互に切り替えて表示している。同じ臓器を観察していても、画像処理の違いによって見え方が変わってくるので、2 つの画像を同じ場所で切り替えて表示

10

20

30

40

50

することで比較がし易くなり、画像診断の正確性を向上させることが可能となる。

【 0 0 5 3 】

図 8 (C) は、画像表示方法 (3) として 2 つの画像を重ねて画像表示部 9 に出力した場合の図で、従来の位相整合処理を用いた画像 1 0 8 に、必要な関心領域だけ適応型信号処理を用いた画像 1 0 9 を重ねて 1 画面で表示している。同じ臓器を観察していても、画像処理の違いによって見え方が変わってくるので、関心領域だけを重ねて表示することで比較がし易くなり、画像診断の正確性を向上させることが可能となる。

【 0 0 5 4 】

なお、画像表示方法 (1) ~ (3) では、従来の画像 1 0 8 と適応型信号処理を施した画像 1 0 9 を 2 画面表示する場合について説明したが、異なる間引き量 (すなわち画質) の 2 つあるいはそれ以上の画像を表示する場合にも同様に利用可能である。第 1 の実施形態のチャンネル加算間引きと第 2 の実施形態のサンプリング間引きとを時間的に切り替えて (たとえば 1 画面毎に) 画像を生成すれば、1 画面の中で複数の処理方法の画像を同時に画像表示部 9 に出力することも可能である。

【 0 0 5 5 】

また、例えば、関心領域だけは高精細で表示し、他の領域は画像がボケても構わなければスピード重視の処理をすることにより、全体のフレームレートを下げることなく必要な部分だけ適応処理が行えるといったメリットが生じる。

【 0 0 5 6 】

また、超音波探触子を被検体に対して操作する際に、モーションセンサー等を用いて動きを検知することで、低速移動時は高精細で表示し、高速移動時はスピード重視になるよう、間引き処理を切り替えることも有用な方法である。

【 0 0 5 7 】

更に、画像表示方法の切り替え操作については、入力操作部 1 のキーボードやポインティングデバイスを用いて行うことが一般的だが、超音波探触子の自体に切り替えスイッチ等を設けてもよい。超音波探触子自体に操作部を設けることで、超音波探触子を被検体に対して操作しながら画面を切り替えられるので、作業効率の向上に有効である。

【 0 0 5 8 】

以上のような、画面の表示を行うスキャンコンバータ 7 において、画像表示部 9 への表示方法を切り替えることで、操作者が複数の診断画像を比較しながら、同時に観察できることを可能とした。なお、本発明の切り替え手段は、受信信号に対し適応型信号処理を行う場合において、本発明の間引き処理を行う場合と、間引き処理を行わない場合とを切り替えるように構成することもできる。

【 0 0 5 9 】

また、本発明において「適応型信号処理」は、実施形態で用いた D C M P 法および空間平均法に限られない。レーダー分野などで公知の一般的な適応型信号処理はいずれも、測定装置に適用した場合にデータ量増加の問題が生じるため、本発明に含まれる。

【 0 0 6 0 】

また、本発明の「超音波」には、被検体に超音波探触子から超音波を送信し、被検体内で反射したエコー超音波のみならず、被検体に照射したパルス光によって被検体内の光吸収体が膨張して発生する弾性波である光音響波も含む概念である。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 1 】

- 4 受信部
- 8 画像表示部
- 1 0 超音波探触子
- 1 1 データ間引き処理部
- 1 2 演算処理部

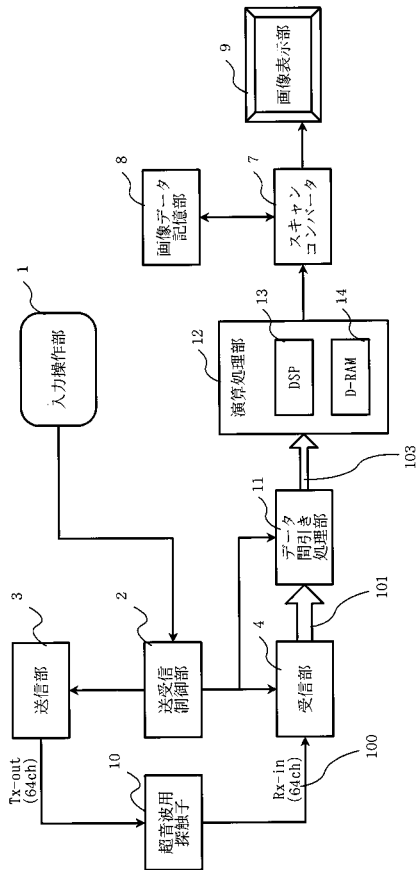
10

20

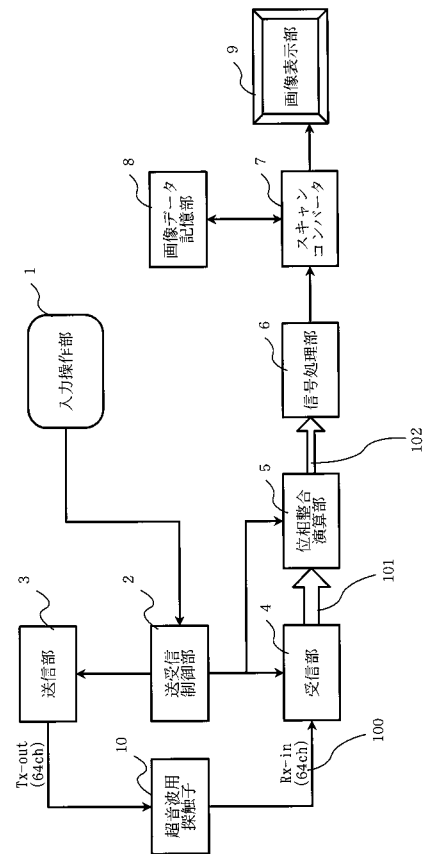
30

40

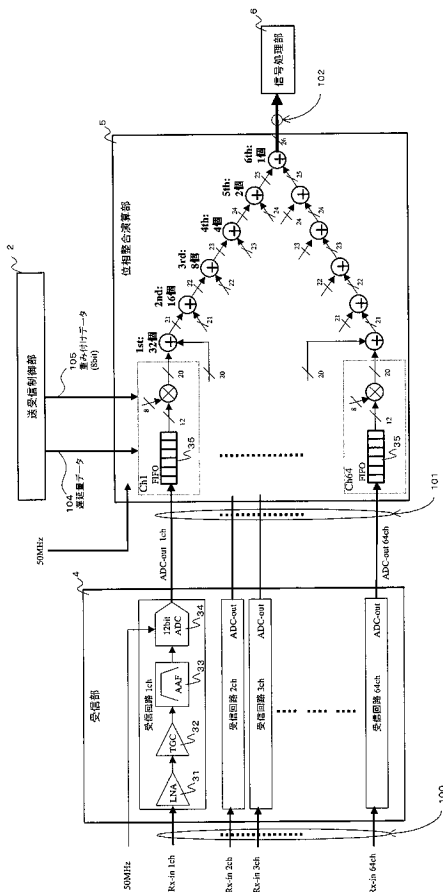
【図 1】



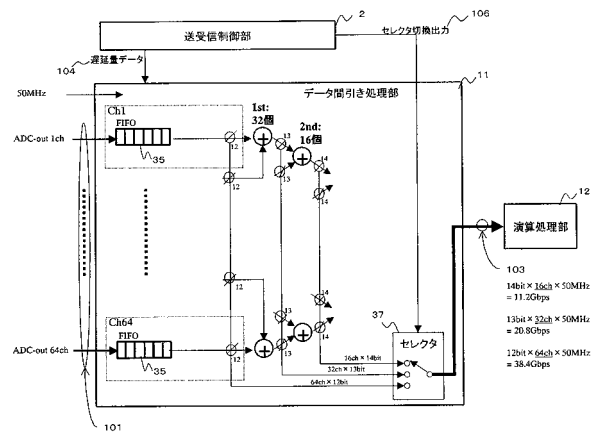
【図 2】



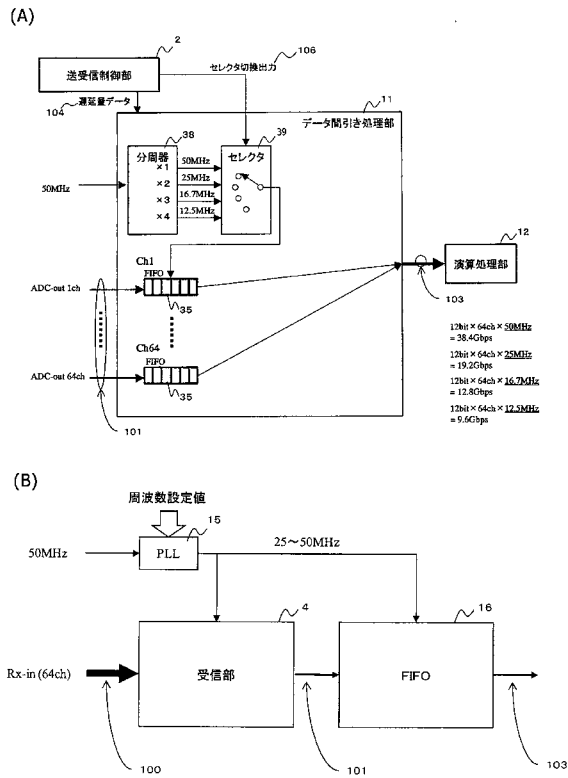
【図 3】



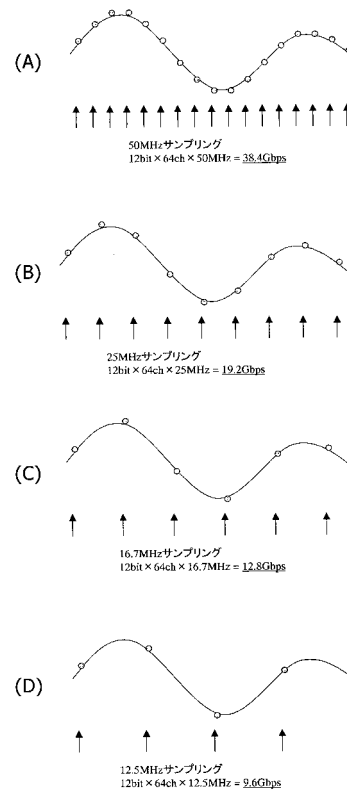
【図 4】



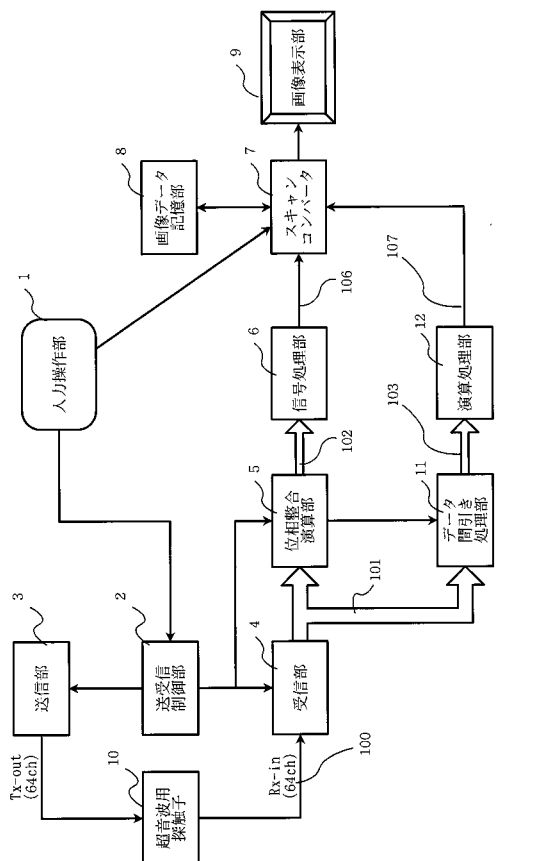
【図 5】



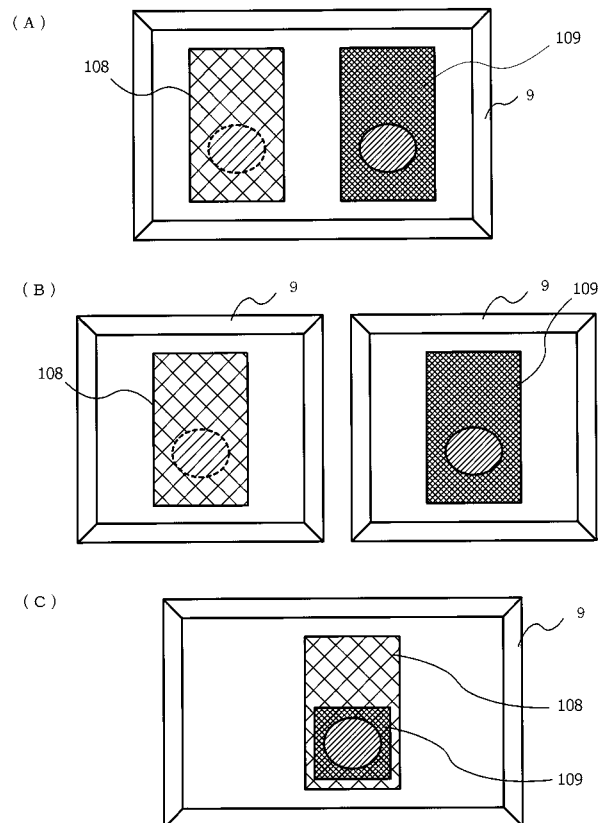
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

(72)発明者 立山 二郎

東京都大田区下丸子 3 丁目 3 0 番 2 号 キヤノン株式会社内

F ターム(参考) 4C601 EE07 JB04 JB41 JB48 JB51 LL13

5J083 AA02 AB17 AC30 AD13 AE08 BA01 BC02 BC13 BE52 BE57

CA01 CA12 CB03 CB05 CB14 DC07 EA14

专利名称(译)	测定装置		
公开(公告)号	JP2011005237A	公开(公告)日	2011-01-13
申请号	JP2010068568	申请日	2010-03-24
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能公司		
[标]发明人	立山 二郎		
发明人	立山 二郎		
IPC分类号	A61B8/00 G01S15/89 G01S7/526		
CPC分类号	G01S7/52034 G01S7/52047 G01S7/52074 G01S15/8915 A61B8/14 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/00 G01S15/89.B G01S7/52.J G01S7/526.J		
F-TERM分类号	4C601/EE07 4C601/JB04 4C601/JB41 4C601/JB48 4C601/JB51 4C601/LL13 5J083/AA02 5J083/AB17 5J083/AC30 5J083/AD13 5J083/AE08 5J083/BA01 5J083/BC02 5J083/BC13 5J083/BE52 5J083/BE57 5J083/CA01 5J083/CA12 5J083/CB03 5J083/CB05 5J083/CB14 5J083/DC07 5J083/EA14		
代理人(译)	川口义行 中村刚		
优先权	2009127829 2009-05-27 JP		
其他公开文献	JP5653057B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是实现用于测量装置的高速信号处理，该测量装置使用自适应信号处理执行成像，以及空间平滑。测量装置使用通过利用多个超声波换能装置接收在物体内部传播的超声波而获得的模拟信号在对象内部生成图像数据，该测量装置包括：接收信号处理单元，将模拟信号转换为数字信号；计算单元，对数字信号进行自适应信号处理并生成图像信息；数据减少单元，用于减少从接收信号处理单元传输到计算单元的数字信号的数据量。

