

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4837037号
(P4837037)

(45) 発行日 平成23年12月14日(2011.12.14)

(24) 登録日 平成23年10月7日(2011.10.7)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00

請求項の数 10 (全 15 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2008-525809 (P2008-525809) (86) (22) 出願日 平成19年6月14日 (2007.6.14) (86) 国際出願番号 PCT/JP2007/062021 (87) 国際公開番号 W02008/010366 (87) 国際公開日 平成20年1月24日 (2008.1.24) 審査請求日 平成21年1月8日 (2009.1.8) (31) 優先権主張番号 特願2006-195674 (P2006-195674) (32) 優先日 平成18年7月18日 (2006.7.18) (33) 優先権主張国 日本国 (JP)</p>	<p>(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 (73) 特許権者 000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区外神田四丁目14番1号 (74) 代理人 100091096 弁理士 平木 祐輔 (72) 発明者 東 隆 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所 中央研究所内 審査官 川上 則明</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波撮像装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波ビームの送波と超音波エコー信号の受波を行う超音波探触子と、
 前記超音波探触子から扇形に走査される超音波ビームが発生されるように前記超音波探触子に信号を送信する送波ビームフォーマと、
 前記超音波探触子から扇状に走査される各走査線上の複数のデータ点からのエコー信号を取得する受波ビームフォーマと、
 前記複数のデータ点からのエコー信号を各データ点のデータとして格納するメモリと、
 前記メモリに格納された走査線間のデータを補間するデータ補間部とを備え、
 前記データ補間部は、データ点の深さに応じた複数の補間方式を用いてデータ補間を行

10

い、
 前記複数の補間方式は線形補間と二次以上の高次関数補間を含むことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波撮像装置において、前記線形補間の結果と前記二次以上の高次関数による補間の結果を重み付け加算したものを補間データとし、データ点の深さが予め決められた補間方式切り替え深さより浅いときは前記線形補間の結果に対する重みを大きくし、データ点の深さが前記補間方式切り替え深さより深いときは前記二次以上の高次関数による補間の結果に対する重みを大きくすることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 3】

20

超音波ビームの送波と超音波エコー信号の受波を行う超音波探触子と、
前記超音波探触子から扇形に走査される超音波ビームが発生されるように前記超音波探触子に信号を送信する送波ビームフォーマと、
前記超音波探触子から扇状に走査される各走査線上の複数のデータ点からのエコー信号を取得する受波ビームフォーマと、
前記複数のデータ点からのエコー信号を各データ点のデータとして格納するメモリと、
前記メモリに格納された走査線間のデータを補間するデータ補間部とを備え、
前記データ補間部は、データ点の深さに応じた複数の補間方式を用いてデータ補間を行う、

前記複数の補間方式は線形補間とsinc関数補間であることを特徴とする超音波撮像装置 10

【請求項 4】

請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波撮像装置において、前記複数の補間方式を切り替える深さをを入力部を有することを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波撮像装置において、前記データ補間を行う前にノイズ除去を行うことを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 6】

請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の超音波撮像装置において、撮影対象部位あるいは病気の種類に対して定められた撮像用パラメータ毎に前記複数の補間方式の切り替え深さを記憶していることを特徴とする超音波撮像装置。 20

【請求項 7】

超音波ビームの送波と超音波エコー信号の受波を行う超音波探触子と、
 前記超音波探触子から扇形に走査される超音波ビームが発生されるように前記超音波探触子に信号を送信する送波ビームフォーマと、
 前記超音波探触子から扇状に走査される各走査線上の複数のデータ点からのエコー信号を取得する受波ビームフォーマと、
 前記複数のデータ点からのエコー信号を各データ点のデータとして格納するメモリと、
 前記走査線に沿った深さ方向への前記エコー信号強度の変化プロファイルを求め、当該信号強度が予め定めた信号強度を下回る深さ位置を補間方式切り替え位置とする補間方式切り替え判定部と、

前記メモリに格納された走査線間のデータを、前記補間方式切り替え位置より浅いデータ点のデータに関しては線形補間し、前記補間方式切り替え位置より深いデータ点のデータに関しては二次以上の高次関数で補間して走査線間のデータを補間するデータ補間部とを有することを特徴とする超音波撮像装置。 30

【請求項 8】

請求項 7 に記載の超音波撮像装置において、前記二次以上の高次関数はsinc関数であることを特徴とする超音波撮像装置。

【請求項 9】

請求項 7 に記載の超音波撮像装置において、前記線形補間の結果と前記二次以上の高次関数による補間の結果を重み付け加算したものを補間データとし、データ点の深さが前記補間方式切り替え位置より浅いときは前記線形補間の結果に対する重みを大きくし、データ点の深さが前記補間方式切り替え位置より深いときは前記二次以上の高次関数による補間の結果に対する重みを大きくすることを特徴とする超音波撮像装置。 40

【請求項 10】

請求項 7 に記載の超音波撮像装置において、前記線形補間の結果と前記二次以上の高次関数により補間した結果を重みをつけて合成する手段と、重み値を制御するを入力部を有する超音波撮像装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【 0 0 0 1 】

本発明は、超音波断層像を表示する装置に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

超音波撮像においては、狭い口径から、広い視野を確保するために、セクタスキャンもしくはコンベックスキャンと呼ばれる扇形のビーム走査を行う方法が広く利用されている。視野が広い方が病変を見つけるのに有利であるが、以下のように口径が狭い方が有利な場合がある。すなわち、心臓の撮像などのように、肋骨の隙間に探触子を押し当てる場合など、被検体に探触子を接触させることの出来る範囲が限定されている場合などには探触子の表面積が小さい方が有利な場合がある。しかし、探触子の表面積を小さくすると走査線本数が減少してしまい、少ない走査線本数の条件のままビデオ表示装置へのスキャンコンバージョンを行うと画像の劣化が起こる。画質劣化を防止するために、特許文献1に開示されるような、受信信号を複素信号に変換し、複素信号の実数部と虚数部について個別にsinc関数を用いた補間処理を行う方法がある。

10

【特許文献1】特開平11-9603号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 3 】

しかし、sinc関数を用いる場合、一つの補間データを求めるのに用いる走査線の数が、単純な線形補間に比べて増えるため、ある走査線上のデータにノイズが混入した場合、その影響が遠くまで及んでしまう。ノイズが入った場合には、必ずしもsinc関数補間が最適とは言えない場合があり、sinc関数の適用の良否について判定するという未解決な問題が依然としてあった。

20

【 0 0 0 4 】

本発明の目的は、走査線上に混入するノイズの除去に寄与するために最適の補間処理を適用可能とした超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 5 】

本発明では、取得した信号に対して、信号のダイナミックレンジを測定し、信号に対して適応的に線形補間もしくはsinc関数補間を用いるかの選択、もしくは両者の重み付け平均を行う。線形補間とsinc関数補間を切り替える深さ位置を予め装置に設定しておき、その補間方式切り替え深さを境に2つの補間方式を切り替えてもよい。補間方式切り替え深さを境に2つの補間方式を完全に切り替えるのではなく、2つの補間方式による補間値を重み付け加算したものを補間値としてもよい。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 6 】

【図1】本発明による超音波診断装置の一例を示す機能ブロック図。

【図2】スキャンコンバージョンの原理説明図。

【図3】線形補間の説明図。

【図4】sinc関数補間の説明図。

40

【図5】ビーム幅に関する説明図。

【図6】補間結果を示す実験データの一例の図。

【図7】信号のダイナミックレンジとビーム幅の関係を示す説明図。

【図8】信号のダイナミックレンジとビーム幅の関係を示す説明図。

【図9】ノイズの影響が補間方式によって異なることを説明する図。

【図10】信号のダイナミックレンジと補間方式の切り替え方を示す説明図。

【図11】モードによって減衰率が異なることと、それに対応した補間点切り替え位置に関する説明図。

【図12】補間方式切り替えの重み関数の変化の仕方を説明する図。

【図13】切り替え位置制御入力部の模式図。

50

【図 1 4】切り替え位置制御入力部の模式図。

【図 1 5】本発明による超音波診断装置の一例を示す機能ブロック図。

【図 1 6】本発明による超音波診断装置の一例を示す機能ブロック図。

【図 1 7】ノイズ除去フィルタの説明図。

【図 1 8】ノイズ除去フィルタの制御フロー図。

【図 1 9】ノイズ除去フィルタの重み関数を説明する図。

【符号の説明】

【0007】

1 ... 超音波探触子

2 ... 送受切り替えスイッチ

3 ... 送波ビームフォーマ

4 ... 制御系

20 ... 受波ビームフォーマ

21 ... 深さ記憶部

22 ... 補間方式切り替え判定部

23 ... スキャンコンバータ

24 ... 表示部

29 ... メモリ

30 ... データ補間部

31 ... ノイズ除去フィルタ

32 ... 診断機本体

33 ... 切り替え位置制御入力部

101 ... パラメータ設定工程

102 ... 重み計算範囲設定工程

103 ... 重み値計算工程

104 ... 終了判定工程

105 ... 輝度値変換工程

106 ... 判定工程

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0009】

図 1 は、本発明による超音波診断装置の一例を示す機能ブロック図である。最初に、超音波診断装置における、画像化のための信号処理の流れを説明する。被検体の表面に設置された超音波探触子 1 に対して、送受切り替えスイッチ 2 を介して、制御部 4 の制御のもと送信ビームフォーマ 3 から送波電気パルスが送られる。このとき送信ビームフォーマは、所望の走査線上に超音波ビームが進むように、探触子 1 の各チャンネル間の遅延時間が適した状態になるように制御している。この送信ビームフォーマ 3 からの電気信号は超音波探触子 1 において超音波信号に変換され、被検体内に超音波パルスが送波される。被検体内において散乱された超音波パルスは、一部がエコー信号として再び超音波探触子 1 によって受信され、電気信号に変換される。この受信された信号は送受切り替えスイッチ 2 を介して受波ビームフォーマ 20 に送られ、所望の走査線上の所望の深さからのエコー信号が選択的に増強された、データとして、メモリ 29 に格納される。データ補間部 30 は、走査線の数を増やすように、実際にデータを所得した走査線と走査線間のデータを補間する。補間の方式は後に説明するように、複数の方式の中から最適なものが選択される。この補間されたデータがスキャンコンバータ 23 に送られ、スキャンコンバージョンが行われる。スキャンコンバージョン後のデータは、表示部 24 に送られ、超音波断層像として表示される。

【0010】

以下、本発明の補間と、スキャンコンバージョンに関して説明を行う。まず、図 2 を用

10

20

30

40

50

いて、セクタスキャンもしくはコンベックスキャンで得られたエコーデータから直交座標系のビデオ画像データへのスキャンコンバージョン方法について説明する。スキャンコンバージョンでは、スキャンコンバージョン後のデータ点（図中の黒丸）の周囲の複数のスキャンコンバージョン前のデータ点（同じく白丸）での輝度値を用いて、スキャンコンバージョン後のデータ点での輝度値を算出する。このとき、スキャンコンバージョン後の空間サンプリング間隔がスキャンコンバージョン前の空間サンプリング間隔に比べ、十分に広い場合には、スキャンコンバージョン方法に対して注意を払う必要はないが、スキャンコンバージョン後の空間サンプリング間隔がスキャンコンバージョン前の空間サンプリング間隔に比べ、十分に広くない場合には、スキャンコンバージョン方法によって出力画像が大きな影響を受ける。スキャンコンバージョンを、(1)補間によりスキャンコンバージョン前のサンプリングを十分に細かくして、(2)スキャンコンバージョンする、というように2段階に分けて取り扱うことにすると、スキャンコンバージョン方式の検討は、補間方式の検討に帰着する。

10

【0011】

超音波画像においては、送受波それぞれでフォーカスを行うが、回折効果によって横方向へのビーム絞込みには限界がある。また、横方向に細かく走査線を配するとフレームレートが低下するため、通常は中心周波数での波長の半分から4分の1の間隔で横方向に走査線を配する。この結果、横方向のサンプリング間隔は、例えば中心周波数が3MHzの場合には250μmから125μm程度となる。一方、深さ方向に関しては、搬送波の周波数に対して十分にサンプリングを行うため、通常30から40MHzでA/D変換器のサンプリングを行い、音速を1500m/sとして計算すると、20から25μmのサンプリング間隔となる。このように、深さ方向に比べ、方位方向にはサンプリングが極めて粗いため、二次元スキャンコンバージョンにおける補間は、方位方向への一次元補間の問題として取り扱うことが出来る。

20

【0012】

一次元の補間方式としては、図3に示す補間方法と図4に示す補間方法が一般的である。図3は、補間後のデータを挟む最近接な二点の輝度の内挿から補間後のデータを求める線形補間の説明図であり、図4は、4点以上のデータを用いるsinc関数補間の説明図である。データ点を有限の幅の空間の代表点と考え、この有限幅を矩形関数とみなし、矩形関数のフーリエ変換であるsinc関数を用いて補間係数を決定するのが、sinc関数補間である。図4に示す破線位置での補間データの輝度を求めるには、隣接する画素での輝度値に、隣接する画素にピークを持つsinc関数（図4の実線及び点線）からの係数2/を乗じたものと、その外側の画素での輝度値に、その画素位置にピークを持つsinc関数（図4の破線及び一点鎖線）からの係数-3/2を乗じたものの総和が補間値となる。

30

【0013】

データのサンプリング周波数が、データの周波数に比べ十分に細かい場合はいずれの方法を用いても結果は同等であるが、十分に細くない場合は、sinc関数を用いた補間の方が、補間による誤差が少ないことが知られている。補間位置が不変である場合は、sinc関数を使った、あらかじめ求めた係数を使えばよいので、（上記のように、2/、-3/2など）sinc関数を用いることによる、計算上の負荷は発生しない。しかし、補間位置が一定でない場合は、補間位置ごとにsinc関数を用いて補間係数を求めることは計算負荷が大きくなってしまふ。実際上は、必ずしもsinc関数ではなくても、sinc関数をTaylor展開して、有限の項で打ち切った近似的な関数を用いても、実用上は問題ない。特に、実際上はDSP上で超音波診断装置のフレームレートに間に合うように処理をする必要があるため、有限の項で打ち切る方が、むしろ実用的には好ましい。この場合、例えば、位置aを中心として、sinc関数の3次までのTaylor展開は、

40

$$\text{Sin}(a)/a+(x-a)(\cos(a)/a-\sin(a)/a^2)+(x-a)^2/2x(-\sin(a)/a-2\cos(a)/a^2+2\cos(a)/a^3)+(x-a)^3/6x(-\cos(a)/a+3\sin(a)/a^2+4\cos(a)/a^3-2\sin(a)/a^3-6\cos(a)/a^4)$$

となるので、/2の位置を中心に展開すると、

$$(2/a^2-8/3a^3)x^3+(4/a^2-4/a^3)x^2+(-4/a^2-2/a^3+5/2a)x+(4/a^2-1/2+1/3)$$

50

と高々3次の多項式で近似できる。隣接点からの補間、二つとなりの点からの補間など、補間位置によって、展開の中心値異なるようにしたほうが、展開係数で必要な次数を下げる事が出来る。

【0014】

超音波画像は、ビームフォーミング及びポストプロセス処理で決定される装置の撮像条件固有の点応答関数と、被写体の散乱体分布のコンボリューションである。ビームフォーミングは送波と受波それぞれで行われるが、現状の超音波撮像においては、送波に関してはフレームレートを低下させないことを優先して、一つの走査線上では1箇所にはフォーカスするのみで、それ以外の場所ではオフフォーカスとなっている。一方受波では、ダイナミックフォーカスと呼ばれる、受波の時間に応じて連続的にフォーカス位置を切り替え、深度方向で一様にオンフォーカスとなるような装置構成を実現している。

10

【0015】

横流れが問題となるような生体深部での点応答関数の広がり、すなわち方位方向の分解能は、受波ビーム幅で決まる。焦点位置でのビーム幅BWは、幾何学的なビーム幅よりは、図5に示すように、超音波の回折効果で決まる。回折角 θ は次式で近似出来る。ここで、 λ は波長、Dは口径幅である。

【0016】

$$\theta = \sin^{-1}(\lambda / D)$$

以下典型的な例で計算すると、深部での中心周波数2MHz、送波口径重みを近似して半分の口径幅として扱おうと、口径幅12.5mm、探触子表面から撮像部位までの距離をZとした場合、回折角は0.06radとなるので、ビーム幅は0.06×Zmmである。一方、走査線の幅は、典型的には0.01×Zmm程度である。すなわち、ビーム幅に対して約6倍細かくサンプリングしていることになるので、通常は線形補間で十分であると考えられる。

20

【0017】

実験結果を図6に示す。縦軸は輝度、横軸は横方向の位置を示す。図6(a)は点反射体からのエコー信号に関するもので、実線で結ばれている黒丸が倍密度走査、点線で結ばれている白丸が通常走査でデータの取得を行ったあと、線形補間により倍密度にした結果である。いずれの結果もほとんど差がなく、よく重なっており、このケースでは線形補間によって画像の劣化は起きていない。これは既に述べたように、ビーム幅が走査線間隔より十分に広い場合として予測されたとおりである。

30

【0018】

一方、図6(b)はスペックル信号に関するもので、実線が倍密度走査、点線が通常走査でデータの取得を行ったあと、線形補間により倍密度にした結果である。線形補間された結果の方が、高い空間周波数成分の信号が失われていることがわかる。この結果が、断層像が横流れを起こしている印象を与えている。

【0019】

まず、当初の見積もりと異なり、スペックル信号に対しては線形補間では横流れが起き、sinc関数補間では横流れが起きなかった原因に関して考察を行う。これは、信号のダイナミックレンジが有限であることを考えると説明できる。現状の超音波診断装置は、A/D変換器でおよそ150dBと有限なダイナミックレンジを持っている。そのため、図7に示すように、散乱体の反射強度が大きい場合には、ビーム幅と反射信号の空間的な幅は一致する。しかし、スペックル信号のように反射強度が比較的小さく、かつ深部からのエコーのように超音波の生体中の伝播に伴う減衰によって信号強度が小さくなってしまった場合には、図8に示すように、有効ダイナミックレンジ内での信号の幅は狭くなってしまふ。このように、図8に示すようなケースでは、補間方式は線形補間よりむしろsinc関数補間を用いる必要がある。

40

【0020】

ノイズが補間後のデータに与える影響に関して、原理実験によって評価した結果を図9に示す。ノイズが加わる前の理想ビームをsinc関数で近似し、仮想的にデルタ関数的なノ

50

イズを加えて評価を行った。図9(a)はノイズが無い場合で、実線が理想ビームデータ、点線が線形補間データ、破線がsinc関数補間データを示す。ノイズが無い場合は、sinc関数補間の方が線形補間より元データに近い。図9(b)は、図中の矢印の位置にノイズを加えた結果である。ノイズの影響の出る範囲が線形補間とsinc関数補間で異なることが解る。つまり、線形補間の場合は、ノイズが入ったときに、そのノイズが補間に影響を与える範囲は、ノイズの入った位置に隣接する補間点のみであるが、sinc関数補間の場合にはノイズの入った位置に隣接する補間点及びそのもう一つ隣の点にまで影響がでる。

【0021】

この補間方式がノイズに与える影響のシミュレーション評価の結果を表1にまとめる。評価は $20 \log(\text{sinc関数補間での誤差} / \text{線形補間での誤差})$ を評価しており、dBが正の場合には線形補間が適しており、負の場合にはsinc関数補間が適していることを示している。

10

【表1】

sampling S/N	$\lambda/2.5$	$\lambda/10$	$\lambda/40$
1	0dB	+2.5dB	+2.8dB
2	-1.4dB	+2.5dB	+3.2dB
10	-2dB	+2.5dB	+6.8dB

20

【0022】

この結果は、sinc関数補間を行う場合は隣接4点のデータを使うため、隣接2点しか用いない線形補間に比べノイズがより多くの点に対して影響を与えてしまうことを示しており、信号の周波数成分に対して十分細かくサンプリング出来ているときは、sinc関数補間よりむしろ線形補間が優れていることを示している。

【0023】

30

この結果、図10に示すように、信号の有効なダイナミックレンジが広い場合は線形補間を用い、信号の有効なダイナミックレンジが狭い場合にはsinc関数補間を用いるという、信号に対して適応的な補間方法が有効であると考えられる。信号大きさ及び装置固有の電気ノイズのレベルは、対象物、対象部位、送波フォーカス位置が決まった場合には大きな変化がないので、予めモードごとに、切り替え深さを決めておくことが出来る。

【0024】

通常超音波診断装置では、接続する超音波探触子を選んだときに、撮像対象部位を選択する。例えば低周波コンベックスキャン型探触子の場合、肝臓、腎臓、子宮、胎児、大動脈など対象部位毎に、それぞれに最適化した撮像用パラメータを選択するようになっている。このパラメータセットの選択を切り替えることを、ここではモードを切り替えるという。このような対象部位によって、超音波の伝播に伴う減衰率が大きく異なる。例えば、胎児の場合は、伝播媒質のほとんどは、羊水であるため、ほとんど減衰しない。一方肝臓の場合などは、伝播経路はほとんど、皮下脂肪と、肝臓という実質臓器で占められているため、羊水を伝播する場合に比べ、減衰率ははるかに大きい。このため、図11に示すように、モードによって、エコー信号の深さに対する傾きが変わってくるので、ビーム幅>ラスタ間隔となるダイナミックレンジになる深さが変化する。同一撮像部位でも病気の種類や進行度合いによって、(例えば肝硬変の場合など)減衰率が変わってくるので、病変や、進行度合いも含めたモードの細かい調節が可能であることが望ましい。

40

【0025】

このため、本実施例の超音波撮像装置は深さ記憶部21を有し、深さ記憶部21に補間

50

方式の切り替え深さ、すなわち線形補間とsinc関数補間を切り替えるべき深さのデータを格納しておく。データ補間部30は、深さ記憶部21に格納された補間方式の切り替え深さを参照し、データ点の深さが記憶している補間方式の切り替え深さより浅いときは線形補間方式でデータ補間を行い、記憶している切り替え深さより深いときはsinc関数補間方式によってデータ補間を行う。また、切り替え深さで、急峻に線形補間からsinc関数補間に切り替えると、切り替え位置がアーチファクトとして現れてしまう場合がある。これを防ぐ方法として、以下のように重み値を連続的に変えていく方法がある。線形補間値を I_l 、これに対する重み値 w_l 、sinc関数補間値を I_s 、これに対する重み値 w_s を使って、補間結果の出力 I を次式のように表し、 w_l と w_s を図12に示すように切り替え点で連続的に切り替わるように構成することが出来る。

【0026】

$$I = w_l \times I_l + w_s \times I_s$$

なお、この切り替え点の位置は、オペレータが好みによって制御出来るように、診断機32の操作パネルの中に切り替え位置制御入力部33を設けてもよい。その場合、深さ方向に切り替え位置が変わるようにしてもよいし、前記の w_l と w_s の配分が変更されるようにしても良い。図13は、切り替え位置を深さの位置として、一つのパラメータを入力する形にしたものであり、図14は、 w_l と w_s の配分の切り替えを、切り替え点(図中のa)と切り替え時の重み配分変更の傾き(図中のb)と二つのパラメータで入力する形にしたものである。

【0027】

図1に示した装置の場合、補間方法の切り替え点の位置は、撮像モードが決まったら固定であった。しかし実際には、例えば肝臓の場合などでも、肝硬変など病状の進み具合や、皮下脂肪の厚みなど、被検体間のばらつきによって、最適な切り替え点の位置は大きく異なる。そのため、最適な切り替え点の位置は、取得した信号に応じて設定するのが好ましい。特に、超音波診断装置は、time gain controlといって、信号の深さ毎にゲインを調節出来るようになっているので、装置の撮像モードを決めるパラメータ(対象部位、送波フォーカス位置、送受信の周波数など)だけでは、信号のダイナミックレンジが完全に決定されるとは限らない。

【0028】

このような場合に対応した装置の構成例を図15に示す。本実施例の装置は、補間方式切り替え判定部22があること以外は図1に示した装置と同じであるので、共通する部分の説明は省略する。補間方式切り替え判定部22では、補間の対象となる走査線に沿った1次元データが入力されると、図10に示すような、深さ方向への信号強度の変化プロファイルを求め、予め設定したダイナミックレンジを下回る位置を求める。この点を補間方式切り替え位置とする。図10の実線が実際のデータで、点線が深さ方向のトレンドを算出したデータである。このトレンドの算出にあたっては、実線のデータに対して、ローパスフィルタやメディアンフィルタのようなフィルタを用いてもよいし、深さ x でのエコー強度 $I(x)$ が、 $I(x) = ax + b$ で表現できると仮定して、係数 a 及び b を最小自乗フィッティングで求めてもよい。

【0029】

一つの走査線毎に補間方式切り替え点が大きく異なると、画像に縞々状のアーチファクトが出てしまうので、複数走査線の平均データに対して信号強度の変化プロファイルを求める方法や、走査線毎に求めた補間方式切り替え位置に対して、走査線間での平均値を求めて、これを使う方法などがある。

【0030】

次に、信号処理技術によって、S/Nを改善してから補間を行う場合の装置の構成例を図16に示す。図16のノイズ除去フィルタ31での具体的な処理内容について、図17, 18, 19を用いて説明する。

【0031】

図17は、ノイズ除去処理の対象画素と、重みを計算する範囲を説明する図である。図

10

20

30

40

50

18はノイズ除去処理のフロー図である。

【0032】

ノイズ除去フィルタ31内のメモリには、図17に示すように、時間軸tの方向にそれぞれ変化する、1, 2, ..., N本の走査線に関する1次元の画像データを走査線の並ぶ方向に並べた2次元データが記憶されている。

【0033】

ノイズ除去処理の対象画素(輝度 I_0)を囲み、重みを計算する範囲(重み計算範囲)を設定する。重み計算範囲は、 $i = 1, 2, \dots, i_{max}$ 、及び、 $j = 1, 2, \dots, j_{max}$ からなる対象画素の周辺画素(輝度 I_{ij} をもつ、 $i_{max} \times j_{max}$ 個の画素)を含む。重み計算範囲が大きいほどノイズ除去フィルタの効果は大きいが、その分、演算速度は遅くなる。
 i_{max} と j_{max} 、重み関数の形状が、図18のパラメータ設定工程101で設定される。パラメータ設定工程101では、対象画素の輝度 I_0 と、この対象画素を囲む重み計算範囲の内の画素の輝度 I_{ij} との差を、上記の処理の全ての対象画素に対して求めて得られる輝度差の度数分布の幅を求める。この輝度差の度数分布の幅を後述の重み関数を設定するために用いる。

10

【0034】

重み計算範囲の設定工程102で、対象画素の位置と、 i_{max} と j_{max} によって定まる重み計算範囲の画素が設定される。重み計算工程103で、後述の重み関数に基づいて重みの計算が行なわれる。これが重み計算範囲内の全ての画素に対して行われたと、重み計算の終了判定工程104で判定された時、輝度値置換工程105で、上記の抽出処理の対象画素に設定する輝度値が求められる。上記の抽出処理の対象画素の位置をシフトして、生体組織の構造の抽出処理を行なうとする2次元データの全ての画素に関して計算が行なわれたと、対象画素の終了判定工程106で判定された時、ノイズ除去処理が終了する。

20

【0035】

図19は、前記の重み関数を説明する図である。図19(a)は、典型的な超音波画像における、先に説明した輝度差の度数分布を示す図であり、横軸は先に説明した輝度差($I_0 - I_{ij}$)であり、縦軸は輝度差($I_0 - I_{ij}$)の出現度数である。図19(b)は、輝度差($I_0 - I_{ij}$)の絶対値が大きくなるほど重みが単調に小さくなる重み関数Wの例を示しており、横軸($I_0 - I_{ij}$)の値に対応して、重み W_{ij} が計算される。重み関数Wの例として偶数次の多項式はじめ、その他、ガウシアン関数、 $1 / (x^2 + a^2)$ のような関数等の多様な偶関数があり得る。関数Wは($I_0 - I_{ij}$) = 0の時に極大点をもち、負の無限大から正の無限大の範囲での関数の絶対値Wの積分値は有限である。この重み関数を用いて、輝度の計算は次式のように行われる。

30

【0036】

$$I_0 + \{ (I_{ij} - I_0) W_{ij} \} / W_{ij}$$

このノイズ除去フィルタは、画素の輝度の周囲画素への連続性によって、その機能が異なる。輝度 I_0 と周囲画素の輝度 I_{ij} の差が小さい時は、重みがほぼ一定の値になるので、2次元の低域フィルタとして働き、輝度 I_0 をもつ画素が、2つの構造物(組織)の界面に位置する場合は、2つの構造物の界面に沿った画素に対して重みが大きくなるので、2つの構造物の界面に沿った方向では、1次元の低域フィルタ、2つの構造物の界面に直交する方向では、全域フィルタとして働くので、界面の鋭さを鈍らせることはない。このように画素の輝度の分布形状によって機能が異なる非線形フィルタを用いることにより、画像中のエッジをなまらせる効果を最小限に抑えて、ノイズ除去を行うことによって、信号の実効的なダイナミックレンジが拡大し、線形補間からsinc関数補間への切り替え位置をより深部に変えることができる。

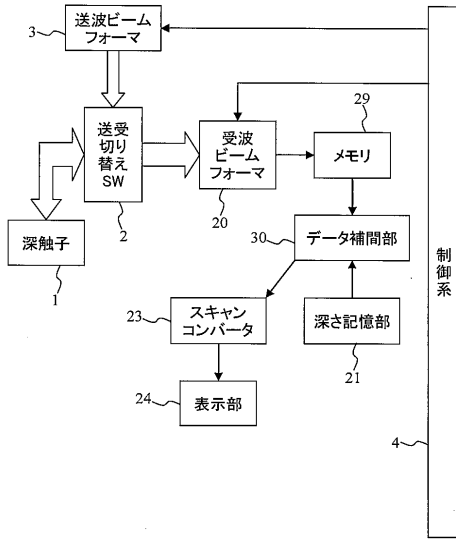
40

【産業上の利用の可能性】

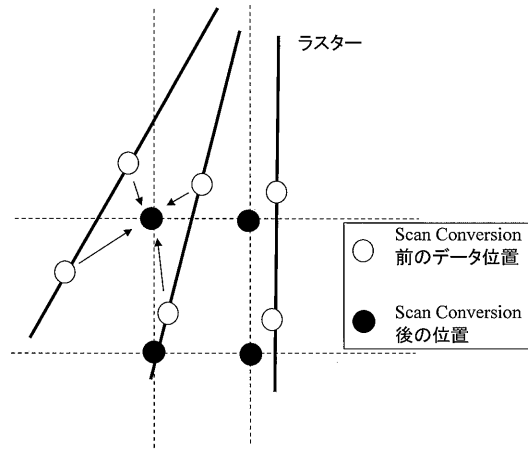
【0037】

本発明によると、空間分解能と信号対雑音比の良好な超音波断層像を得ることができる。

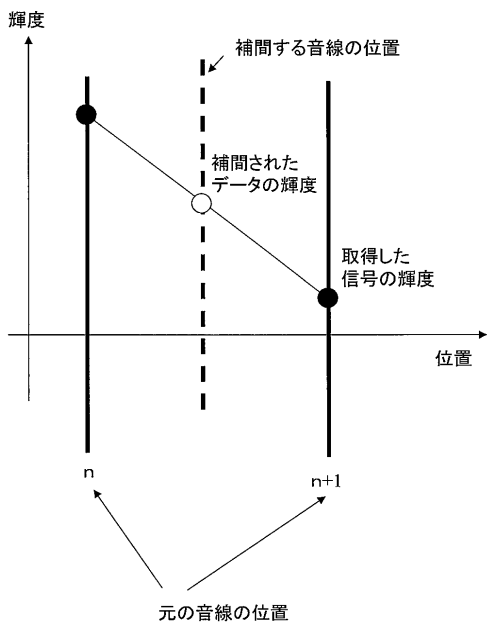
【図1】



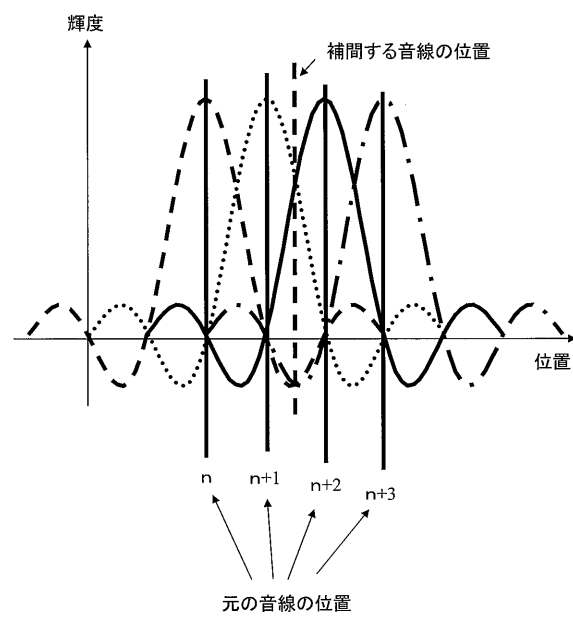
【図2】



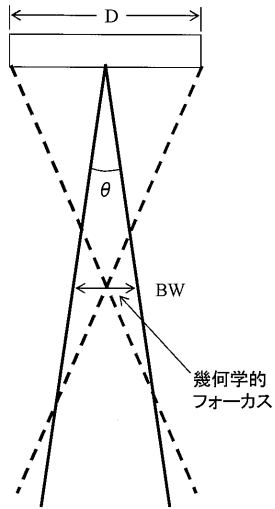
【図3】



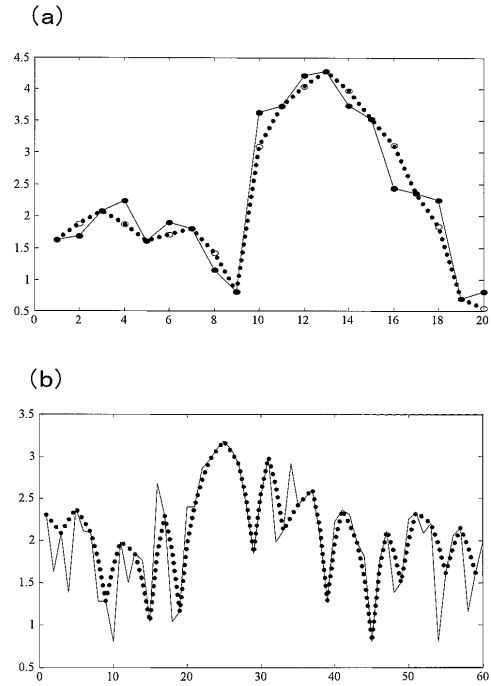
【図4】



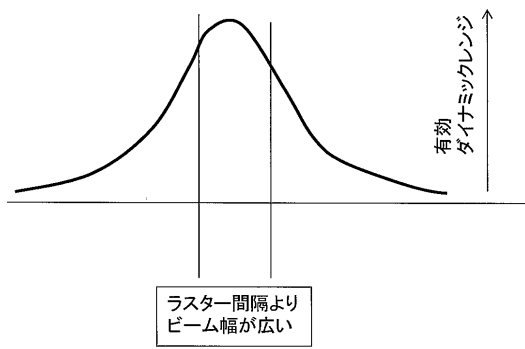
【 図 5 】



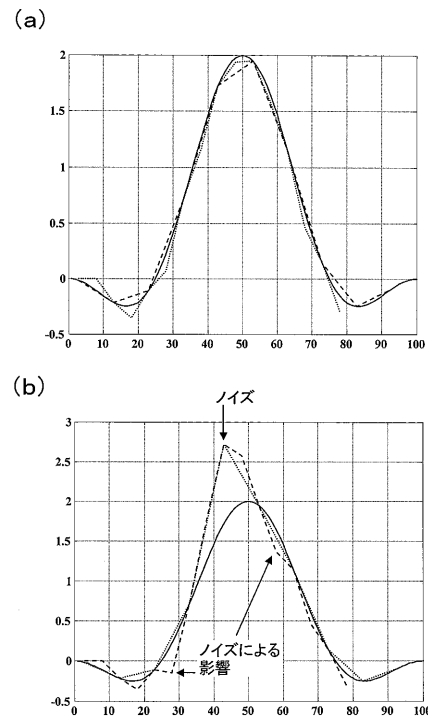
【 図 6 】



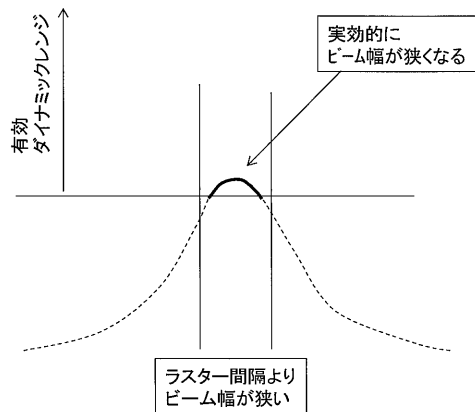
【 図 7 】



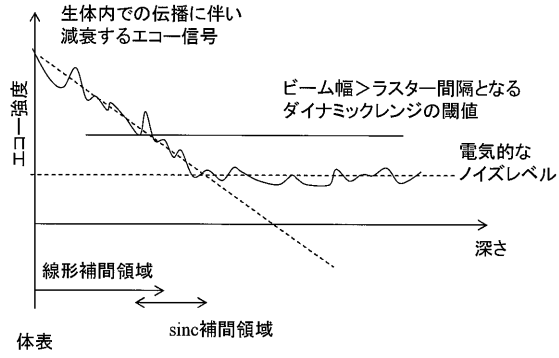
【 図 9 】



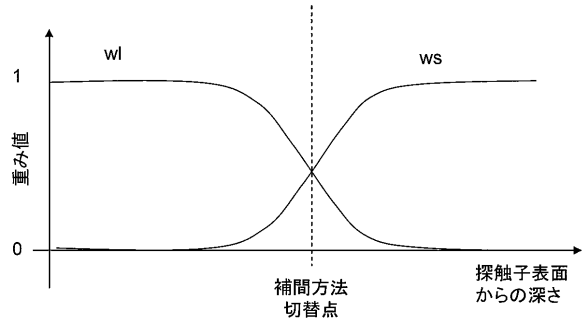
【 図 8 】



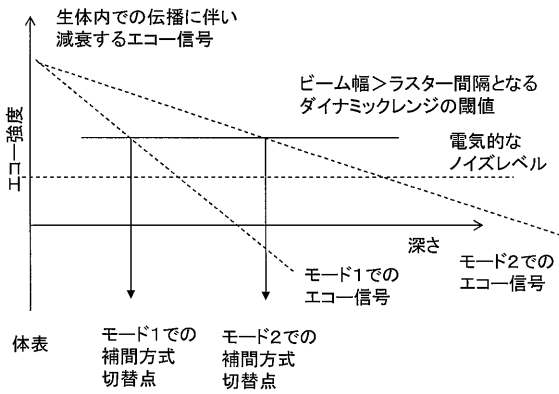
【図10】



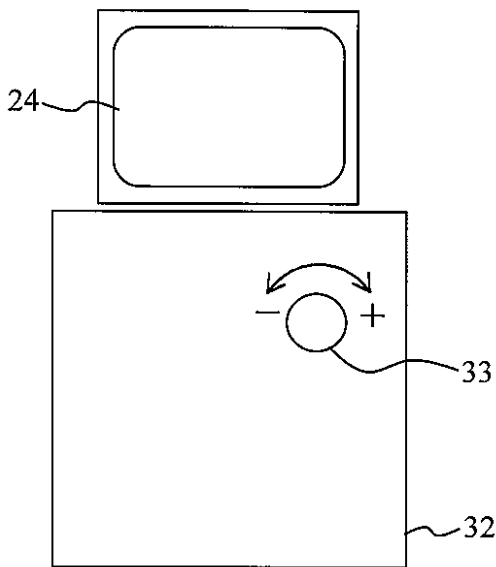
【図12】



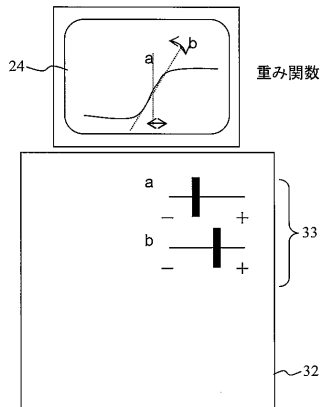
【図11】



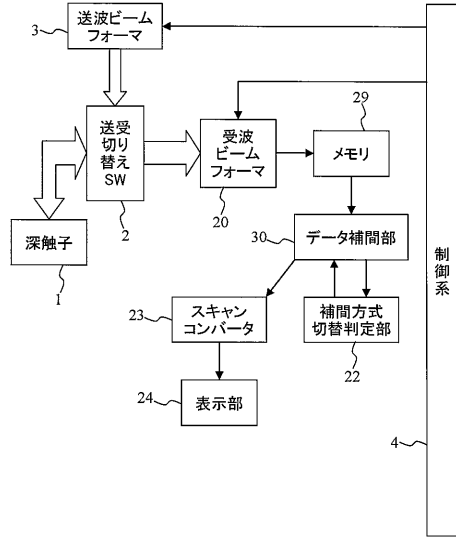
【図13】



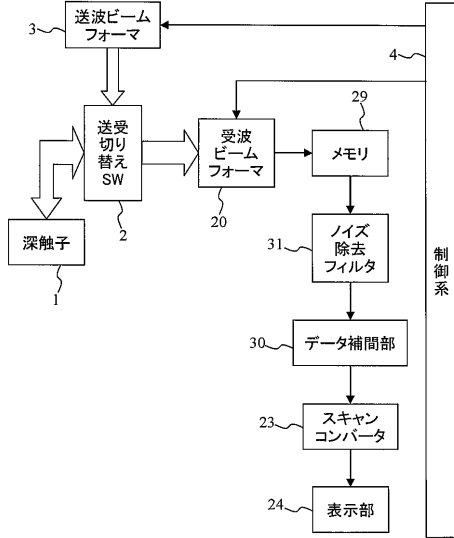
【図14】



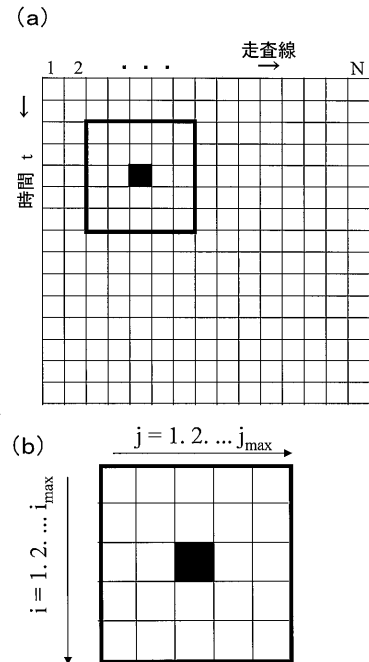
【図15】



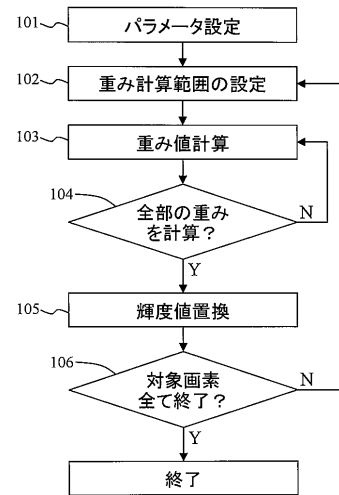
【図16】



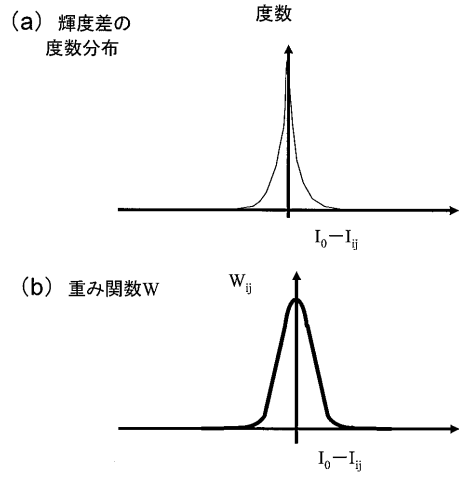
【図17】



【図18】



【 図 1 9 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平07 - 095978 (JP, A)
特開平11 - 009603 (JP, A)
特開2001 - 286472 (JP, A)
特開平11 - 276477 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

