

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2013 年 11 月 28 日(28.11.2013)



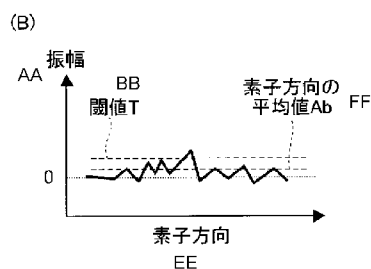
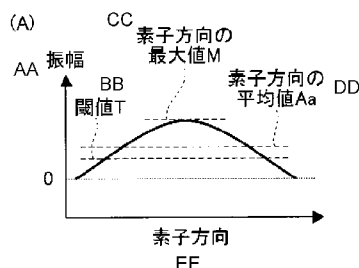
(10) 国際公開番号
WO 2013/176246 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/064460
- (22) 国際出願日: 2013 年 5 月 24 日(24.05.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-120010 2012 年 5 月 25 日(25.05.2012) JP
- (71) 出願人: 富士フイルム株式会社(FUJIFILM CORPORATION) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布 2 丁目 2 6 番 3 0 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 山本 拓明(YAMAMOTO Hiroaki); 〒2588538 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 渡辺 望稔, 外(WATANABE Mochitoshi et al.); 〒1010032 東京都千代田区岩本町 2 丁目 3 番 3 号 友泉岩本町ビル 6 階 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT,

[続葉有]

(54) Title: ULTRASOUND DIAGNOSTIC DEVICE, AND ULTRASOUND DIAGNOSTIC IMAGE DATA PROCESSING METHOD

(54) 発明の名称: 超音波診断装置及び超音波診断画像データ処理方法



AA Oscillation
BB Threshold value (T)
CC Maximum value (M) in the element direction
DD Average value (Aa) in the element direction
EE Element direction
FF Average value (Ab) in the element direction

(57) Abstract: In this ultrasound diagnostic device and ultrasound diagnostic image data processing method, an element data determination unit (164) compares a pre-set threshold value (T) with the average value (A) of oscillation values in the element direction of element data calculated by means of an average value calculation unit (162) in the element direction, and an RF data calculation unit (166) carries out a process in which the element data of which the absolute value of the oscillation value is the maximum is adopted as the RF data without phasing or adding when the average value (A) (Aa) is greater than the threshold value (T). Meanwhile, when the average value (A) (Ab) is equal to or lower than the threshold value (T), the RF data calculation unit (166) carries out a process in which the average values of all oscillation values in the element direction of the element data are adopted as the RF data without phasing or adding.

(57) 要約: この超音波診断装置及び超音波診断画像データ処理方法では、素子データ判定部(164)が素子方向の平均値算出部(162)によって算出された素子データの素子方向の振幅値の平均値Aを予め設定された閾値Tと比較判定し、平均値A(Aa)が閾値Tよりも大きい場合には、RFデータ算出部(166)が整相加算せずに振幅値の絶対値が最大値である素子データをRFデータとして採用する処理を行う。一方、平均値A(Ab)が閾値Tよりも小さいまたは等しい場合には、RFデータ算出部(166)が整相加算せずに素子データの素子方向の全ての振幅値の平均値をRFデータとして採用する処理を行う。

WO 2013/176246 A1



NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI 添付公開書類:

(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, — 国際調査報告 (条約第 21 条(3))
NE, SN, TD, TG).

明 細 書

発明の名称：超音波診断装置及び超音波診断画像データ処理方法 技術分野

[0001] 本発明は超音波診断装置及び超音波診断画像データ処理方法に関し、特に超音波を用いて被検体の超音波画像を撮影して表示する超音波診断装置及び超音波診断画像データ処理方法に関する。

背景技術

[0002] 医療分野において、超音波診断装置が診察や検査に広く用いられている。超音波診断装置は、超音波探触子から被検体に超音波を照射し、そのエコー（反響）信号から被検体の断層画像（以下、超音波画像という）を生成する装置である。

[0003] その超音波画像のフォーカスを向上させるため、様々な提案がなされている。例えば、特許文献1には、図11のブロック図に示すように、整相加算部3が、受波遅延補正值の切替間隔を指定すれば瞬時にその切替間隔に応じた受波フォーカス動作ができるものであり、フォーカス切替間隔記憶部7に、観察部位毎や被検体の体格毎に予め最適な受波遅延補正值切替間隔の値を複数用意しておき、被検体の体格や観察部位までの超音波ビームパスの違い等により、想定した標準音速では十分良好なフォーカスが得られないときは、受波遅延補正值の切替間隔を設定し直すことが記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2009-142680号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] しかしながら、特許文献1では、複数の設定値を用意しても、超音波送受信部2で処理された受信信号のノイズが多いために質が悪ければ、その受信信号を処理して得た素子データの質も悪くなり、部分的にまたは全体的に位

相がずれている素子データを整相加算することによって輝度値が低下するため、最適なフォーカスに調整することが難しいという問題があった。また、素子データを記憶していないので、再度超音波パルスを送信しない限り、受波遅延補正值の切替間隔変更後の新たなBモード画像データを生成することができないという問題があった。

[0006] 本発明は、上記事実を鑑みてなされたものであり、エコー信号をA/D（アナログ／デジタル）変換して得た素子データを遅延補正した後、整相加算せずにその素子データに基づいて素子データの持つノイズに依存する素子データの質を判定し、その判定結果に応じて素子データに異なる処理を行うことによって、S/N（信号／ノイズ）が良い超音波画像を表示する超音波診断装置及び超音波診断画像データ処理方法を提供することを第1の目的とする。

[0007] さらに、本発明は、素子データ保持部が素子データを記憶し、その素子データを使用することによって、再度送信部が超音波パルスを送信することなしに、音速設定値の変更後の新たなBモード画像データを生成することができる超音波診断装置及び超音波診断画像データ処理方法を提供することを第2の目的とする。

[0008] また、本発明は、予め設定された画質判定基準を満たすまで、音速設定値の変更後の新たなBモード画像データを生成することを自動的に繰り返すことによって、最適なフォーカスに調整された超音波画像を表示する超音波診断装置及び超音波診断画像データ処理方法を提供することを第3の目的とする。

課題を解決するための手段

[0009] 上記目的を達成するために、本発明の第1の態様は、一方向に配列された複数の超音波送受信素子を用いて、超音波パルスを送信すると共に、超音波パルスが被検体で反射した超音波エコーを受信して素子データを生成する超音波送受信部と、超音波送受信部によって生成された素子データを保持する素子データ保持部と、所定の音速設定値を用いて、素子データ保持

部から読み出された素子データにおける超音波エコーの到達時刻の差である複数の超音波送受信素子の配列方向における遅延時間を補正して、素子データの位相を揃える遅延補正部と、複数の超音波送受信素子の配列方向における遅延時間の補正後の素子データに基づいて、素子データの持つノイズに依存する素子データの質を判定する素子データ判定部と、素子データ判定部による判定結果に応じて、素子データに異なる処理を行って超音波画像を生成する画像生成部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置を提供するものである。

[0010] ここで、上記第1の態様においては、画像生成部は、素子データ判定部による判定結果に応じて、素子データのノイズが少なく質が良い場合とノイズの影響を受けて質が悪い場合とで素子データに異なる処理を行うものであるのが好ましい。

素子データ判定部は、複数の超音波送受信素子の配列方向における遅延時間の補正後の素子データの振幅値の分布に基づいて、素子データの質を判定するものであるのが好ましい。

素子データ判定部は、複数の超音波送受信素子の配列方向における遅延時間の補正後の素子データの振幅値の平均値とノイズに応じて予め設定された閾値とを比較して、平均値が閾値よりも大きい場合にはノイズが少なく素子データの質が良いと判定し、平均値が閾値以下の場合にはノイズの影響を受けて素子データの質が悪いと判定するものであるのが好ましい。

画像生成部は、素子データ判定部によって素子データの質が良いと判定された場合には、振幅値の絶対値が最大値である素子データに処理を行い、素子データの質が悪いと判定された場合には、複数の超音波送受信素子の配列方向における全ての遅延時間の補正後の素子データの振幅値の平均値に処理を行うものであるのが好ましい。

さらに、超音波画像の画像特徴量に応じて、画像生成部によって生成された超音波画像の画質を判定する画質判定部を備えるのが好ましい。

画質判定部は、画像生成部によって生成された超音波画像の輝度値に基づ

いて、超音波画像の画質を判定するものであるのが好ましい。

画質判定部は、画像生成部によって生成された超音波画像の鮮鋭度に基づいて、超音波画像の画質を判定するものであるのが好ましい。

画質判定部は、画像特徴量が所定の画質の超音波画像に対応する閾値以上の値を有するか否かに応じて、画像生成部によって生成された超音波画像の画質を判定するものであるのが好ましい。

さらに、画像生成部によって生成された超音波画像が所定の画質ではないと画質判定部によって判定された場合に、音速設定値を変更する処理条件変更部を備え、超音波画像が所定の画質ではないと判定された場合には、超音波画像が所定の画質であると画質判定部によって判定されるまで、処理条件変更部による音速設定値の変更、遅延補正部による素子データの遅延時間の補正、素子データ判定部による素子データの質の判定、画像生成部による超音波画像の生成および画質判定部による超音波画像の画質の判定を繰り返すように制御するのが好ましい。

[0011] また、本発明の第2の態様は、一方向に配列された複数の超音波送受信素子から超音波パルスを被検体に送信し、送信された超音波パルスが被検体で反射した超音波エコーを複数の超音波送受信素子によって受信して素子データを生成する第1ステップと、第1ステップで生成された素子データを素子データ保持部に保持する第2ステップと、所定の音速設定値を用いて、素子データ保持部から読み出された素子データにおける超音波エコーの到達時刻の差である複数の超音波送受信素子の配列方向における遅延時間を補正して、素子データの位相を揃える第3ステップと、複数の超音波送受信素子の配列方向における遅延時間の補正後の素子データに基づいて、素子データの持つノイズに依存する素子データの質を判定する第4ステップと、第4ステップにおける素子データの質の判定結果に応じて、素子データに異なる処理を行って超音波画像を生成する第5ステップと、を含むことを特徴とする超音波診断画像データ処理方法を提供するものである。

[0012] ここで、上記第2の態様においては、さらに、超音波画像の画像特徴量に

応じて、第5ステップで生成された超音波画像の画質を判定する第6ステップと、第6ステップにおいて、第5ステップで生成された超音波画像が所定の画質ではないと判定された場合に、音速設定値を変更する第7ステップとを備え、超音波画像が所定の画質ではないと判定された場合には、超音波画像が所定の画質であると判定されるまで、第7ステップによる音速設定値の変更、第3ステップによる素子データの遅延時間の補正、第4ステップによる素子データの質の判定、第5ステップによる超音波画像の生成および第6ステップによる超音波画像の画質の判定を繰り返すように制御するのが好ましい。

発明の効果

[0013] 本発明によれば、エコー信号をA/D変換して得た素子データを遅延補正した後、整相加算せずにその素子データに基づいて素子データの持つノイズに依存する素子データの質を判定し、その判定結果に応じて素子データに異なる処理を行うことによって、S/Nが良い超音波画像を表示することができる。

[0014] また、本発明によれば、素子データ保持部が素子データを記憶し、その素子データを使用することによって、再度送信部が超音波パルスを被検体内に送信することなしに、音速設定値の変更後の新たなBモード画像データを生成することができる。

[0015] さらに、本発明によれば、予め設定された画質判定基準を満たすまで、音速設定値の変更後の新たなBモード画像データを生成することを自動的に繰り返すことによって、最適なフォーカスに調整された超音波画像を表示することができる。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]本発明に係る超音波診断装置の一実施形態を示す機能ブロック図である。

[図2]図1に示す超音波診断装置の素子データ処理部の詳細な構成を示す機能ブロック図である。

[図3]図3 Aと図3 Bは、ノイズの少ない質の良い素子データを示した説明図であり、図3 Aは、遅延補正後の素子データを示し、図3 Bは、高輝度の信号が映っているある時刻 t_1 における素子データの素子方向の振幅値の分布を示している。図3 Cと図3 Dはノイズの影響によって遅延補正がうまく機能しなかった質の悪い素子データを示した説明図であり、図3 Cは、遅延補正後の素子データを示し、図3 Dは、高輝度の信号が映っているある時刻 t_1 における素子データの素子方向の振幅値の分布を示している。

[図4]本発明に係る超音波診断画像データ処理方法の手順の一実施例を示すフローチャートである。

[図5]図1と図2に示す超音波診断装置の実施例1を示す機能ブロック図である。

[図6]図6 Aは、ノイズの少ない質の良い素子データに対する処理内容を説明する説明図であり、図6 Bはノイズの影響によって遅延補正がうまく機能しなかった質の悪い素子データに対する処理内容を説明する説明図である。

[図7]本発明に係る超音波診断画像データ処理方法の手順の実施例1を示すフローチャートである。

[図8]図1と図2に示す超音波診断装置の実施例2を示す機能ブロック図である。

[図9]本発明に係る超音波診断画像データ処理方法の手順の実施例2を示すフローチャートである。

[図10]音速設定値に基づいて、素子データを遅延補正する様子を表す概念図である。

[図11]従来の超音波診断装置を示すブロック図である。

発明を実施するための形態

[0017] 本発明に係る超音波診断装置を添付の図面に示す好適実施形態に基づいて以下に詳細に説明する。

[0018] 図1は、本発明に係る超音波診断装置の一実施形態を示す機能ブロック図である。同図に示す超音波診断装置は、送信部10と、超音波送受信素子1

１と、受信部１２と、素子データ保持部１４と、素子データ処理部１６と、検波処理部１８と、画像作成部２０と、表示部２２と、を備えている。

[0019] 送信部１０は、被検体の診断部位に当接させて使用する超音波探触子（図示せず）の一方向に配列された複数の超音波送受信素子１１（圧電素子）を駆動して超音波パルス（超音波ビーム）を発生させる。

[0020] 超音波探触子は、超音波送受信素子１１を用いて、送信部１０が発生させた超音波パルスを被検体内に送信すると共に、その超音波パルスが被検体で反射した反射エコー信号（超音波エコー）を受信し、その反射エコー信号を電気信号（アナログ）に変換する。

受信部１２は、超音波探触子によって受信され、変換された反射エコー信号の電気信号を増幅し、ローパスフィルタで高周波成分をカットした後、Ａ／Ｄ変換することによって素子データ（デジタル）を出力するものである。即ち、素子データは、超音波探触子が受信し、変換した反射エコー信号（超音波エコー）の電気信号（アナログ）を増幅し、フィルタ処理し、Ａ／Ｄ変換して得たデータ（デジタル）である。

ここで、上記送信部１０、超音波探触子及び受信部１２は、本発明の超音波送受信部を構成する。

[0021] 素子データ保持部１４は、受信部１２によって出力された素子データを記憶するものである。この素子データの記憶は、１回目の遅延補正処理で用いた音速設定値を変更し、別の音速設定値で再計算するために、所定の操作によって消去されるまで保たれるものである。

[0022] 図２は、図１に示す超音波診断装置の素子データ処理部の詳細な構成を示す機能ブロック図である。素子データ処理部１６は、図２に示されるように、素子データ保持部１４に記憶された素子データに対して、その素子方向（一方向に配列された超音波送受信素子１１の配列方向）における遅延時間を補正する遅延補正部１６ａと、遅延補正後の素子データの素子方向の振幅値の分布から、素子データの持つノイズに依存する素子データの質を判定する素子データ判定部１６ｂと、その判定結果毎に素子データのノイズが少なく

質が良い場合とノイズの影響を受けて質が悪い場合とで素子データに異なる処理を行うRFデータ作成部16cで構成される。RF（ラジオ周波数）データは、従来の超音波診断装置では、素子データを遅延補正し、整相加算して得たデータであるが、本発明に係る超音波診断装置では、素子データを遅延補正した後、整相加算せずに素子データの素子方向の振幅値の分布から素子データの質を判定し、その判定結果毎に素子データの質が良い（ノイズが少ない）場合と悪い（ノイズの影響を受ける）場合とで素子データに異なる処理を行うことによって作成されたデータである。

[0023] 遅延補正部16aは、所定の音速設定値を用いて遅延補正処理、即ち、素子データ保持部14から供給された（読み出された）素子データに対して、超音波エコーの到達時刻の差である素子データの素子方向における遅延時間を補正し、素子データの位相を揃えるように処理するものである。

[0024] 図3Aと図3Bは、ノイズの少ない質の良い素子データを示した説明図であり、図3Aは、横軸を素子方向とし、縦軸を時間として、遅延補正後の素子データを示し、図3Bは、横軸を素子方向とし、縦軸を振幅として、高輝度の信号が映っているある時刻t1における素子データの素子方向の振幅値の分布を示している。この場合の素子データは、図3Aに示すように、ある時刻t1において素子方向にノイズの影響が無く真っ直ぐになっており、図3Bに示すように、その時刻t1での振幅は中央の素子の付近が高く、両端の素子に行くほど小さくなっている。また、図3Bに示すある時刻t1における素子データの素子方向の振幅値は、正の領域に分布しているが、素子データは正の領域と負の領域を時間と共に往復するので、別の時刻における振幅値は、負の領域に分布することがある。

[0025] 一方、図3Cと図3Dはノイズの影響によって遅延補正がうまく機能しなかった質の悪い素子データを示した説明図であり、同様に、図3Cは、横軸を素子方向とし、縦軸を時間として、遅延補正後の素子データを示し、図3Dは、横軸を素子方向とし、縦軸を振幅として、高輝度の信号が映っているある時刻t1における素子データの素子方向の振幅値の分布を示している。

この場合の素子データは、図 3 C に示すように、ある時刻 t_1 において図 3 A に示すようにノイズの影響を受けて細かく変動して真っ直ぐになっておらず、かつ、図 3 D に示すように、その時刻 t_1 での素子方向の振幅値も大小ばらばらに分布し、滑らかな形には分布していない。

[0026] 素子データ判定部 16 b は、素子方向における遅延補正後の素子データの振幅値の分布に基づいて、素子データの持つノイズに依存する素子データの質を判定する、即ち、図 3 A と図 3 B に示すような素子データの質が良い場合と図 3 C と図 3 D に示すような素子データの質が悪い場合とを判定する処理を行うものである。素子データ判定部 16 b は、本実施形態の場合、素子データの素子方向の全ての振幅値の平均値とノイズに応じて予め設定された閾値とを比較して、平均値が閾値よりも大きい場合にはノイズが少なく素子データの質が良いと判定し、平均値が閾値以下の場合にはノイズの影響を受けて素子データの質が悪いと判定する。なお、素子データ判定部 16 b は、素子方向における遅延補正後の素子データに基づいて、素子データの質を判定するものであって、素子データの振幅値の分布に基づいて素子データの質を判定することは必須ではなく、素子データの質を判定する方法は何ら限定されるものではない。

[0027] RF データ作成部 16 c は、素子データ判定部 16 b による判定結果に応じて、素子データの質が良い場合と悪い場合とで素子データに異なる処理を行うことによって RF データを作成するものである。具体的には、RF データ作成部 16 c は、素子データ判定部 16 b によって素子データの質が良いと判定された場合には、ノイズの少ない反射エコー信号のうちで最も質の良い素子データを選択するように、例えば、振幅値の絶対値が最大値である素子データを RF データとして採用する。一方、RF データ作成部 16 c は、素子データの質が悪いと判定された場合には、反射エコー信号に含まれるノイズを抑制するように、例えば、素子データの素子方向の全ての振幅値の平均値を RF データとして採用する。従って、ノイズの少ない素子データの中で最も質の良い素子データを選択し、ノイズの影響を受けた素子データの平

均値を求めて、その値をRFデータ値とすることによってS/Nを向上させることができる。

なお、RFデータ作成部16cは、素子データ判定部16bによる判定結果に応じて、素子データに異なる処理を行うものであって、素子データの質が良い場合と質が悪い場合とで素子データに異なる処理を行うことは必須ではない。

[0028] 時刻t1以外の時刻の素子データも同様に、素子データを遅延補正した後、素子データの素子方向の振幅値の分布から素子データの質を判定し、その判定結果毎に素子データの質が良い場合と悪い場合とで素子データに異なる処理を行うことによって時刻ゼロから所定の時刻までのRFデータを作成する。

[0029] 続いて、図1に示される検波処理部18は、RFデータ作成部16cによって作成されたRFデータに対して、STC (Sensitivity Time gain Control) によって、超音波の反射位置の深度に応じて距離による減衰の補正をした後、ローパスフィルタ等によって包絡線検波処理を施すことにより、包絡線信号を生成するものである。

[0030] 画像作成部20は、検波処理部18によって生成された包絡線信号に対して、対数圧縮やゲイン調整等の処理を施して画像データを生成し、この画像データを通常のテレビジョン信号の走査方式に従う画像データに変換（ラスタ変換）することにより、エコーの信号強度に応じた輝度情報を有するBモード画像データを生成するものである。

ここで、RFデータ作成部16c、検波処理部18及び画像作成部20は、本発明の画像生成部を構成する。

[0031] 表示部22は、画像作成部20によって生成されたBモード画像データに対応する超音波画像を表示するものである。

本発明に係る超音波診断装置は、基本的に以上のように構成される。

[0032] 次に、本発明に係る超音波診断装置の作用および超音波診断画像データ処理方法について説明する。

図4は、本発明に係る超音波診断画像データ処理方法の手順の一実施例を示すフローチャートである。本発明は、エコー信号をA/D変換して得た素子データを遅延補正した後、整相加算せずにその素子データに基づいて素子データの質を判定し、その判定結果に応じて素子データに異なる処理を行うことによって、S/Nが良い超音波画像を表示することができる超音波診断画像データ処理方法である。また、本発明は、素子データ保持部が素子データを記憶し、その素子データを使用することによって、再度送信部が超音波パルスを送信することなしに、音速設定値の変更後の新たなBモード画像データを生成することができる超音波診断画像データ処理方法であり、ステップS10～S26で構成される。

[0033] ステップS10において、送信部10が超音波探触子の一方向に配列された複数の超音波送受信素子11を駆動して超音波パルスを発生させ、超音波探触子が超音波送受信素子11を用いてその超音波パルスを被検体内に送信する。

[0034] ステップS12において、超音波探触子が超音波送受信素子11を用いてステップS10で被検体内に送信された超音波パルスが被検体で反射した反射エコー信号（超音波エコー）を受信し、その反射エコー信号を電気信号（アナログ）に変換する。そして、受信部12が超音波探触子によって受信され、変換された超音波パルスの反射エコー信号の電気信号を増幅し、フィルタ処理し、A/D変換して素子データを出力する。

[0035] ステップS14において、素子データ保持部14がステップS12で出力された素子データを記憶する。

[0036] ステップS16において、素子データ処理部16の遅延補正部16aがステップS14で記憶された素子データを素子データ保持部14から読み出し、所定の音速設定値を用いて遅延補正処理、即ち、この素子データに対して、超音波エコーの到達時刻の差である素子データの素子方向における遅延時間を補正し、素子データの位相を揃えるように処理する。

[0037] ステップS18において、素子データ判定部16bがステップS16で遅

延補正された素子データのある時刻 t_1 における素子方向の振幅値の分布に基づいて、素子データの持つノイズに依存する素子データの質が、ノイズの少ない質の良いものかノイズの多い質の悪いものかを判定する。

[0038] ステップ S 2 0 において、R F データ作成部 1 6 c がステップ S 1 8 の判定結果に応じて、素子データの質が良い場合と悪い場合とで素子データに異なる処理を行うことによって R F データを作成する。また、時刻 t_1 以外の時刻の素子データも同様に、ステップ S 1 6 ~ S 2 0 を繰り返すことによって、時刻ゼロから所定の時刻までの R F データを作成する。

[0039] ステップ S 2 2 において、検波処理部 1 8 がステップ S 2 0 で作成された R F データから包絡線信号を生成する。

[0040] ステップ S 2 4 において、画像作成部 2 0 がステップ S 2 2 で生成された包絡線信号から B モード画像データを生成する。

[0041] ステップ S 2 6 において、表示部 2 2 がステップ S 2 4 で生成された B モード画像データに対応する超音波画像を表示する。

本発明に係る超音波診断画像データ処理方法は、基本的に以上のようなステップで構成される。

実施例 1

[0042] まず、本発明に係る超音波診断装置の実施例 1 について説明する。

図 5 は、図 1 と図 2 に示す超音波診断装置の実施例 1 を示す機能ブロック図である。また、図 6 A は、ノイズの少ない質の良い素子データに対する処理内容を説明する説明図であり、図 6 B はノイズの影響によって遅延補正がうまく機能しなかった質の悪い素子データに対する処理内容を説明する説明図である。実施例 1 は、図 2 に示された素子データ処理部 1 6 の各構成要素における処理内容をより具体的に示したものである。

その他の部分は、図 1 に示された本発明に係る超音波診断装置の一実施形態と同一である。

[0043] 遅延補正部 1 6 0 は、図 2 の遅延補正部 1 6 a に相当するものであり、素子データ保持部 1 4 によって記憶された素子データに対して遅延補正を行う

。

[0044] 素子方向の平均値算出部 1 6 2 及び素子データ判定部 1 6 4 は、図 2 の素子データ判定部 1 6 b に相当するものである。

素子方向の平均値算出部 1 6 2 は、遅延補正部 1 6 0 によって補正された素子データに対して素子方向の振幅値の平均値 A を算出する。以下の説明では、図 6 A に示す質の良い素子データ及び図 6 B に示す質の悪い素子データの平均値をそれぞれ A_a 、 A_b とする。

[0045] 素子データ判定部 1 6 4 は、素子方向の平均値算出部 1 6 2 によって算出された素子データの素子方向の振幅値の平均値 A を予め設定された閾値 T と比較判定する。そして、図 6 A のように、平均値 A (A_a) が閾値 T よりも大きい場合 (YES) には、素子データ判定部 1 6 4 がノイズの少ない質の良い素子データと判定して、RF データ算出部 1 6 6 が後述する素子データの質が良い場合に対応する処理 1 6 6 y を行う。一方、図 6 B のように、平均値 A (A_b) が閾値 T よりも小さいまたは等しい場合 (NO) には、素子データ判定部 1 6 4 がノイズの多い質の悪い素子データと判定して、RF データ算出部 1 6 6 が後述する素子データの質が悪い場合に対応する処理 1 6 6 n を行う。

[0046] RF データ算出部 1 6 6 は、図 2 の RF データ作成部 1 6 c に相当するものであり、素子データ判定部 1 6 4 によって判定された素子データに対して、判定結果に応じて処理 1 6 6 y と処理 1 6 6 n の 2 つの処理のいずれかを行う。処理 1 6 6 y は、整相加算せずに振幅値の絶対値が最大値である素子データを RF データとして採用する処理である。具体的な処理としては図 6 A に示すように、時刻 t_1 における素子データの素子方向の振幅値の最大値の絶対値と最小値の絶対値を比較して、 $|\text{最大値}| \geq |\text{最小値}|$ の場合は、時刻 t_1 における素子データの素子方向の振幅値の最大値 (図 6 の M) を、 $|\text{最大値}| < |\text{最小値}|$ の場合は、時刻 t_1 における素子データの素子方向の振幅値の最小値を RF データ値とする。一方、処理 1 6 6 n は、整相加算せずに素子データの素子方向の全ての振幅値の平均値を RF データとして採用する処理

である。具体的な処理としては図 6 B に示すように、時刻 t_1 における素子データの素子方向の全ての振幅値の平均値（図 6 の A b）を RF データ値とするが、この平均値は、素子方向の平均値算出部 162 によって既に算出されたものを使用することができる。

[0047] 時刻 t_1 以外の時刻の素子データも同様に、素子データを遅延補正した後、素子データの素子方向の振幅値の平均値を算出し、その平均値を予め設定された閾値と比較判定し、その判定結果に応じて処理 166 y と処理 166 n の 2 つの処理のいずれかを行うことによって、時刻ゼロから所定の時刻までの RF データを作成する。

[0048] 実施例 1 の超音波診断装置は、エコー信号を A/D 変換して得た素子データを遅延補正した後、整相加算せずにその素子データに基づいて素子データの質を判定し、その判定結果に応じて素子データに異なる処理を行うことによって、S/N が良い超音波画像を表示することができるという効果がある。また、素子データ保持部が素子データを記憶し、その素子データを使用することによって、再度送信部 10 が超音波パルスを被検体内に送信することなしに、音速設定値の変更後の新たな B モード画像データを生成することができるという効果がある。

本発明に係る超音波診断装置の実施例 1 は、基本的に以上のように構成される。

[0049] 次に、本発明に係る超音波診断装置の作用および超音波診断画像データ処理方法の実施例 1 の作用について説明する。

図 7 は、本発明に係る超音波診断画像データ処理方法の手順の実施例 1 を示すフローチャートである。実施例 1 は、図 4 に示されたステップ S 16 ~ S 20 における処理内容をより具体的に示したものである。

その他の部分は、図 4 に示された本発明に係る超音波診断画像データ処理方法の手順の一実施例と同一である。

[0050] ステップ S 116 において、遅延補正部 160 がステップ S 14 で記憶された素子データを遅延補正する。

- [0051] ステップS 1 1 8 aにおいて、素子方向の平均値算出部 1 6 2がステップ S 1 1 6で遅延補正された素子データの素子方向の振幅値の平均値を算出する。
- [0052] ステップS 1 1 8 bにおいて、素子データ判定部 1 6 4がステップS 1 1 8 aで算出された素子データの素子方向の振幅値の平均値を閾値 Tと比較判定する。
- [0053] ステップS 1 2 0 aにおいて、素子データ判定部 1 6 4がステップS 1 1 8 bで比較判定した結果、素子データの素子方向の振幅値の平均値が閾値 Tよりも大きい時、R Fデータ算出部 1 6 6が時刻 t 1における素子データの素子方向の振幅値の最大値の絶対値と最小値の絶対値を比較して、 $|最大値| \geq |最小値|$ の場合は、時刻 t 1における素子データの素子方向の振幅値の最大値を、 $|最大値| < |最小値|$ の場合は、時刻 t 1における素子データの素子方向の振幅値の最小値をR Fデータ値とする。
- [0054] ステップS 1 2 0 bにおいて、素子データ判定部 1 6 4がステップS 1 1 8 bで比較判定した結果、素子データの素子方向の振幅値の平均値が閾値 Tよりも小さい又は等しい時、R Fデータ算出部 1 6 6が時刻 t 1における素子データの素子方向の全ての振幅値の平均値をR Fデータ値とする。

本発明に係る超音波診断画像データ処理方法の実施例 1 は、基本的に以上のようなステップで構成される。

実施例 2

- [0055] 次に、本発明に係る超音波診断装置の実施例 2 について説明する。

図 8 は、図 1 と図 2 に示す超音波診断装置の実施例 2 を示す機能ブロック図である。実施例 2 は、図 5 に示された超音波診断装置の実施例 1 を示す機能ブロック図において、画像作成部 2 0 と表示部 2 2 の間に画質判定部 2 1 を追加したものであり、判定結果が「OK」の場合には実施例 1 と同様に表示部 2 2 の処理が行われ、判定結果が「NG」の場合には処理条件変更部 2 4 を経て実施例 1 の遅延補正部 1 6 0 の処理に戻る。

その他の部分は、図 5 に示された本発明に係る超音波診断装置の処理方法

の手順の実施例 1 と同一である。

[0056] 画質判定部 21 は、超音波画像の画像特徴量に応じて、画像作成部 20 によって生成された B モード画像データの画質が予め設定された画質判定基準を満たすか満たさないかについて判定するものである。そして、画質判定基準を満たす場合には、判定された B モード画像データに対して表示部 22 の処理が行われる。一方、画質判定基準を満たさない場合には、処理条件変更部 24 の処理が行われる。

[0057] 画質判定部 21 は、例えば、画像作成部 20 によって生成された B モード画像データに対応する超音波画像の輝度値、鮮鋭度などの画像特徴量に対して予め設定した閾値、例えば、所定の画質の超音波画像に対応する輝度値、鮮鋭度などの閾値以上の値を有するか否かに応じて、その画質を判定することができる。また、例えば異なる音速設定値を適用する度に音速設定値の差分を計算し、この差分に対して予め設定した音速設定値の収束度合いを示す閾値を画質判定基準として用いても良い。

[0058] 処理条件変更部 24 は、画像作成部 20 によって生成された B モード画像データに対応する超音波画像が所定の画質ではないと画質判定部 21 によって判定された場合に、現在設定されている音速設定値を別の音速設定値に変更する。そして、超音波画像が所定の画質ではないと判定された場合には、画像作成部 20 によって生成された B モード画像データに対応する超音波画像が所定の画質であると画質判定部 21 によって判定されるまで、処理条件変更部 24 による音速設定値の変更、遅延補正部 160 による素子データの遅延時間の補正、素子データ判定部（素子方向の平均値算出部 162 及び素子データ判定部 164）による素子データの質の判定、画像生成部（RF データ算出部 166、検波処理部 18 及び画像作成部 20）による超音波画像の生成および画質判定部 21 による超音波画像の画質の判定を繰り返すように制御する。音速設定値の変更方法は、例えば遅延補正部 160 が使用頻度の最も高い音速設定値を初期設定し、処理条件変更部 24 がこの音速設定値に対して予め設定された音速差分を 1 回ずつ加算したり減算したりする方法

でも良い。また、例えば遅延補正部 160 が前回用いた音速設定値をそのまま初期設定し、処理条件変更部 24 が音速差分を加減算する方法でも良い。

[0059] 実施例 2 の超音波診断装置は、実施例 1 の効果に加えて、さらに、予め設定された画質判定基準を満たすまで、音速設定値の変更後の新たな B モード画像データを生成することを自動的に繰り返すことによって、最適なフォーカスに調整された超音波画像を表示することができるという効果がある。

本発明に係る超音波診断装置の実施例 2 は、基本的に以上のように構成される。

[0060] 次に、本発明に係る超音波診断装置の作用および超音波診断画像データ処理方法の実施例 2 の作用について説明する。

図 9 は、本発明に係る超音波診断画像データ処理方法の手順の実施例 2 を示すフローチャートである。実施例 2 は、図 7 に示されたステップ S 24 と S 26 の間にステップ S 25 a を追加したものであり、ステップ S 25 の判定結果が「OK」の場合には実施例 1 と同様にステップ S 26 の処理が行われ、判定結果が「NG」の場合にはステップ S 25 b を経て実施例 1 のステップ S 116 の処理に戻る。

その他の部分は、図 7 に示された本発明に係る超音波診断画像データ処理方法の実施例 1 と同一である。

[0061] ステップ S 25 a において、超音波画像の画像特徴量に応じて、画質判定部 21 がステップ S 24 で生成された B モード画像データの画質を判定する。

[0062] ステップ S 25 b において、画質判定部 21 がステップ S 25 a で B モード画像データの画質が画質判定基準を満たさないと判定した場合、処理条件変更部 24 が現在設定されている音速設定値を別の音速設定値に変更する。そして、B モード画像データの画質が画質判定基準を満たさないと判定された場合には、画質判定部 21 がステップ S 25 a で B モード画像データの画質が画質判定基準を満たすと判定するまで、ステップ S 25 b による音速設定値の変更、ステップ S 116 による素子データの遅延時間の補正、ステッ

プ S 1 1 8 a、S 1 1 8 b による素子データの質の判定、ステップ S 1 2 0 a、S 1 2 0 b、S 2 2、S 2 4 による超音波画像の生成およびステップ S 2 5 a による超音波画像の画質の判定を繰り返すように制御する。

[0063] ここで、音速設定値の設定を変更した場合の素子データの遅延補正について説明する。

図 1 0 は、音速設定値に基づいて、素子データを遅延補正する様子を表す概念図である。同図に示すように、超音波探触子が有する複数の圧電素子が、同図中左右方向に一系列に配列されている場合を考える。

[0064] ここで、圧電素子の配列方向における各々の圧電素子の幅を L とすると、配列方向の中心の圧電素子から端部に向かって n 番目の圧電素子までの距離は nL となる。

同図に示すように、超音波の反射点が、中心の圧電素子から配列方向に対して垂直な距離（深さ） d の位置にあるとすると、 n 番目の圧電素子と反射点との間の距離（長さ） d_n は、式（1）により算出される。

$$d_n = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} \quad \dots \quad (1)$$

従って、音速設定値 V を用いて、超音波が反射点から n 番目の圧電素子で受信されるまでの時間 t_n は、式（2）により算出される。

$$t_n = d_n / V = ((nL)^2 + d^2)^{1/2} / V \quad \dots \quad (2)$$

[0065] 上記のように、各々の圧電素子と反射点との間の距離はそれぞれ異なるため、この例の場合、同図上部のグラフに示すように、配列方向の端部側の圧電素子になればなるほど、時間 t_n は長くなる。

[0066] つまり、 n 番目の圧電素子で受信される超音波は、超音波が反射点から中心の圧電素子で受信されるまでの時間を t_1 とすると、中心の圧電素子で受信される超音波に対して、時間 $\Delta t = t_n - t_1$ だけ遅れる。遅延補正部 1 6 0 は、各々の圧電素子に対応する素子データについて、上記時間 Δt で表される遅延時間を補正する。この遅れた遅延時間 Δt を受信遅延パターンと呼ぶ。以上のように、各々の素子データの遅延時間 Δt は、反射点と圧電素子の幾何学的な配置から求めた距離と音速設定値から算出される。

[0067] なお、上記例は、超音波探触子がリニアプローブの場合であるが、コンベックスプローブの場合もプローブ形状が違っただけで考え方は同じである。

本発明に係る超音波診断画像データ処理方法の実施例2は、基本的に以上のようなステップで構成される。

[0068] 以上、本発明に係る超音波診断装置について実施形態及び実施例を挙げて詳細に説明したが、本発明は上記実施形態及び実施例に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしても良いのはもちろんである。

例えば、遅延補正部160が初期設定する音速設定値は、予め設定された値ではなく、その都度オペレータが図示しない入力手段を操作して入力した値でも良い。また、素子データ判定部164が素子データの素子方向の振幅値の平均値 A_a 、 A_b と比較判定する閾値 T は、予め設定された値ではなく、その都度オペレータが図示しない入力手段を操作して入力した値でも良い。さらに、画質判定部21がBモード画像データの画質を判定する画質判定基準も同様に、予め設定された値ではなく、その都度オペレータが図示しない入力手段を操作して入力した値でも良い。

また、超音波画像が所定の画質ではないと判定された場合に、画像作成部20によって生成されたBモード画像データに対応する超音波画像が所定の画質であると画質判定部21によって判定されるまで、音速設定値の変更、素子データの遅延時間の補正、素子データの質の判定、超音波画像の生成および超音波画像の画質の判定を繰り返す際に、その繰り返しが無限に継続されるのを防ぐように制御しても良い。例えば、その繰り返し回数の上限値を予め設定し、実際の繰り返し回数が予め設定された上限値に達した時点で超音波診断画像データ処理を強制的に終了させると共に、強制的に終了させたことをオペレータに通知するように制御しても良い。

産業上の利用可能性

[0069] 本発明の超音波診断装置及び超音波診断画像データ処理方法は、 S/N が良くかつ最適なフォーカスに調整された超音波画像を表示することができる

ので、産業上有用である。

符号の説明

- [0070] 1 0 送信部
- 1 2 受信部
- 1 4 素子データ保持部
- 1 6 素子データ処理部
- 1 6 a 遅延補正部
- 1 6 b 素子データ判定部
- 1 6 c R F データ作成部
- 1 8 検波処理部
- 2 0 画像作成部
- 2 1 画質判定部
- 2 2 表示部
- 2 4 処理条件変更部
- 1 6 0 遅延補正部
- 1 6 2 素子方向の平均値算出部
- 1 6 4 素子データ判定部
- 1 6 6 R F データ算出部
- 1 6 6 y、1 6 6 n 処理

請求の範囲

- [請求項1] 一方向に配列された複数の超音波送受信素子を用いて、超音波パルスを送信すると共に、前記超音波パルスが前記被検体で反射した超音波エコーを受信して素子データを生成する超音波送受信部と、
前記超音波送受信部によって生成された前記素子データを保持する素子データ保持部と、
所定の音速設定値を用いて、前記素子データ保持部から読み出された前記素子データにおける前記超音波エコーの到達時刻の差である前記複数の超音波送受信素子の配列方向における遅延時間を補正して、前記素子データの位相を揃える遅延補正部と、
前記複数の超音波送受信素子の配列方向における前記遅延時間の補正後の素子データに基づいて、前記素子データの持つノイズに依存する前記素子データの質を判定する素子データ判定部と、
前記素子データ判定部による判定結果に応じて、前記素子データに異なる処理を行って超音波画像を生成する画像生成部と、を備えることを特徴とする超音波診断装置。
- [請求項2] 前記画像生成部は、前記素子データ判定部による判定結果に応じて、前記素子データの前記ノイズが少なく質が良い場合と前記ノイズの影響を受けて質が悪い場合とで前記素子データに異なる処理を行うものである請求項1に記載の超音波診断装置。
- [請求項3] 前記素子データ判定部は、前記複数の超音波送受信素子の配列方向における前記遅延時間の補正後の素子データの振幅値の分布に基づいて、前記素子データの質を判定するものである請求項1または2に記載の超音波診断装置。
- [請求項4] 前記素子データ判定部は、前記複数の超音波送受信素子の配列方向における前記遅延時間の補正後の素子データの振幅値の平均値と前記ノイズに応じて予め設定された閾値とを比較して、前記平均値が前記

閾値よりも大きい場合には前記ノイズが少なく前記素子データの質が良いと判定し、前記平均値が前記閾値以下の場合には前記ノイズの影響を受けて前記素子データの質が悪いと判定するものである請求項3に記載の超音波診断装置。

[請求項5] 前記画像生成部は、前記素子データ判定部によって前記素子データの質が良いと判定された場合には、前記振幅値の絶対値が最大値である素子データに処理を行い、前記素子データの質が悪いと判定された場合には、前記複数の超音波送受信素子の配列方向における全ての前記遅延時間の補正後の素子データの振幅値の平均値に処理を行うものである請求項4に記載の超音波診断装置。

[請求項6] さらに、前記超音波画像の画像特徴量に応じて、前記画像生成部によって生成された前記超音波画像の画質を判定する画質判定部を備える請求項1～5のいずれかに記載の超音波診断装置。

[請求項7] 前記画質判定部は、前記画像生成部によって生成された前記超音波画像の輝度値に基づいて、前記超音波画像の画質を判定するものである請求項6に記載の超音波診断装置。

[請求項8] 前記画質判定部は、前記画像生成部によって生成された前記超音波画像の鮮鋭度に基づいて、前記超音波画像の画質を判定するものである請求項6に記載の超音波診断装置。

[請求項9] 前記画質判定部は、前記画像特徴量が所定の画質の超音波画像に対応する閾値以上の値を有するか否かに応じて、前記画像生成部によって生成された前記超音波画像の画質を判定するものである請求項6～8のいずれかに記載の超音波診断装置。

[請求項10] さらに、前記画像生成部によって生成された前記超音波画像が所定の画質ではないと前記画質判定部によって判定された場合に、前記音速設定値を変更する処理条件変更部を備え、

前記超音波画像が所定の画質ではないと判定された場合には、前記超音波画像が前記所定の画質であると前記画質判定部によって判定さ

れるまで、前記処理条件変更部による前記音速設定値の変更、前記遅延補正部による前記素子データの前記遅延時間の補正、前記素子データ判定部による前記素子データの質の判定、前記画像生成部による前記超音波画像の生成および前記画質判定部による前記超音波画像の画質の判定を繰り返すように制御する請求項6～9のいずれかに記載の超音波診断装置。

[請求項11]

一方向に配列された複数の超音波送受信素子から超音波パルスを被検体に送信し、送信された前記超音波パルスが前記被検体で反射した超音波エコーを前記複数の超音波送受信素子によって受信して素子データを生成する第1ステップと、

前記第1ステップで生成された前記素子データを素子データ保持部に保持する第2ステップと、

所定の音速設定値を用いて、前記素子データ保持部から読み出された前記素子データにおける前記超音波エコーの到達時刻の差である前記複数の超音波送受信素子の配列方向における遅延時間を補正して、前記素子データの位相を揃える第3ステップと、

前記複数の超音波送受信素子の配列方向における前記遅延時間の補正後の素子データに基づいて、前記素子データの持つノイズに依存する前記素子データの質を判定する第4ステップと、

前記第4ステップにおける前記素子データの質の判定結果に応じて、前記素子データに異なる処理を行って超音波画像を生成する第5ステップと、を含むことを特徴とする超音波診断画像データ処理方法。

[請求項12]

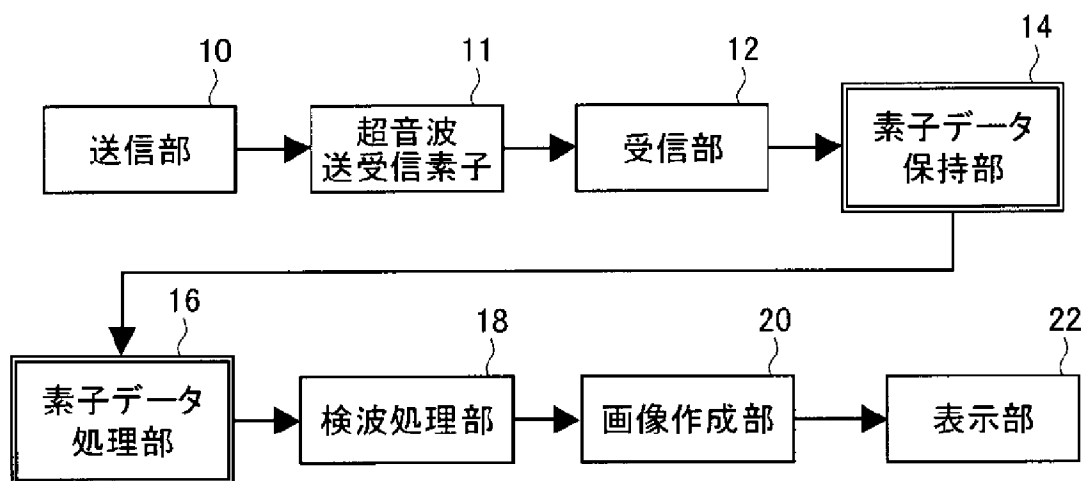
さらに、前記超音波画像の画像特徴量に応じて、前記第5ステップで生成された前記超音波画像の画質を判定する第6ステップと、

前記第6ステップにおいて、前記第5ステップで生成された前記超音波画像が所定の画質ではないと判定された場合に、前記音速設定値を変更する第7ステップとを備え、

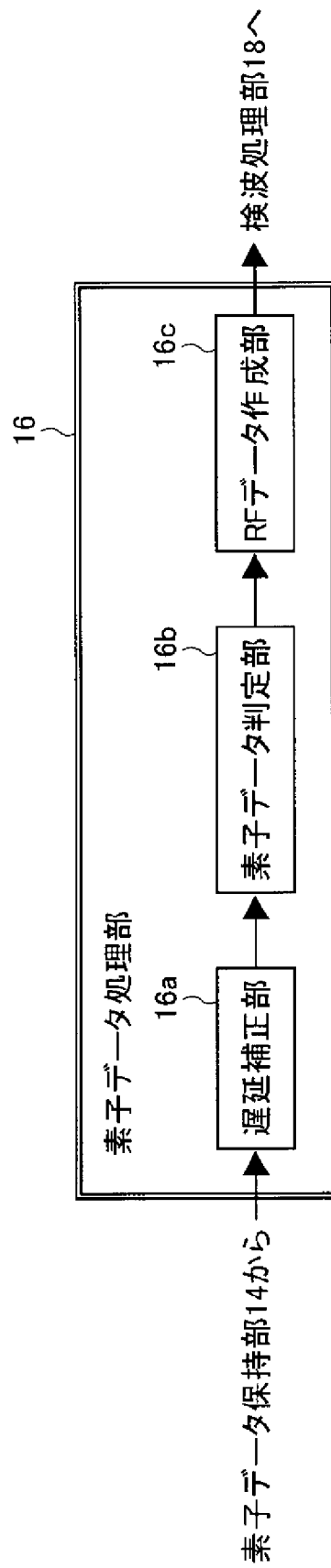
前記超音波画像が所定の画質ではないと判定された場合には、前記

超音波画像が前記所定の画質であると判定されるまで、前記第 7 ステップによる前記音速設定値の変更、前記第 3 ステップによる前記素子データの遅延時間の補正、前記第 4 ステップによる前記素子データの質の判定、前記第 5 ステップによる前記超音波画像の生成および前記第 6 ステップによる前記超音波画像の画質の判定を繰り返すように制御する請求項 1 1 に記載の超音波診断画像データ処理方法。

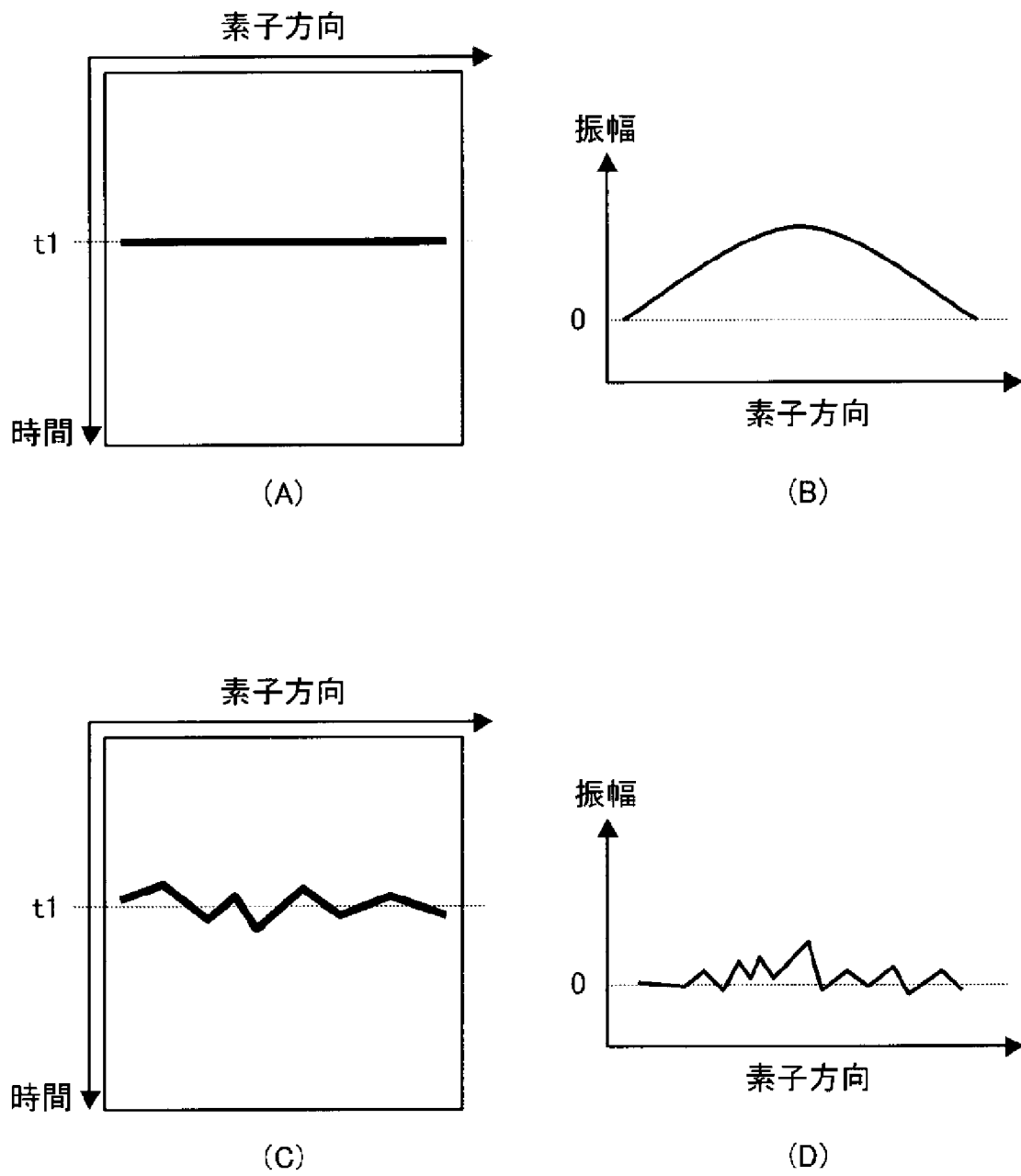
[図1]



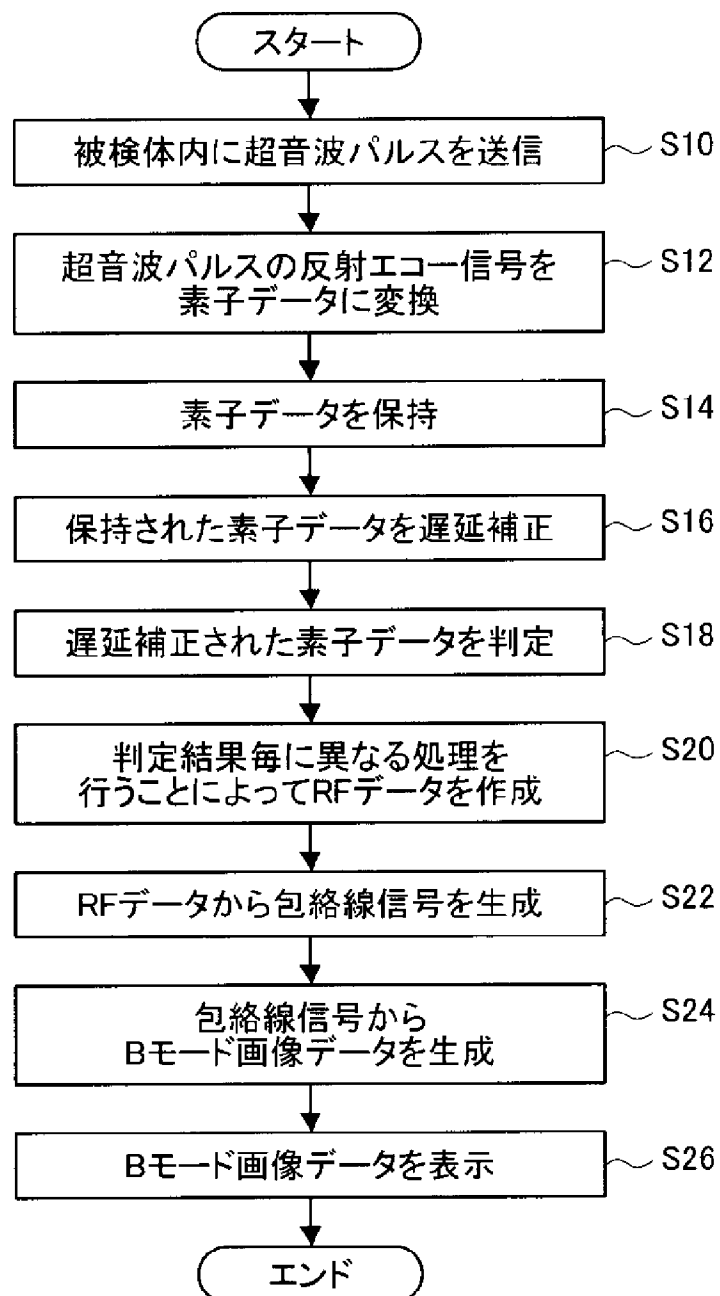
[図2]



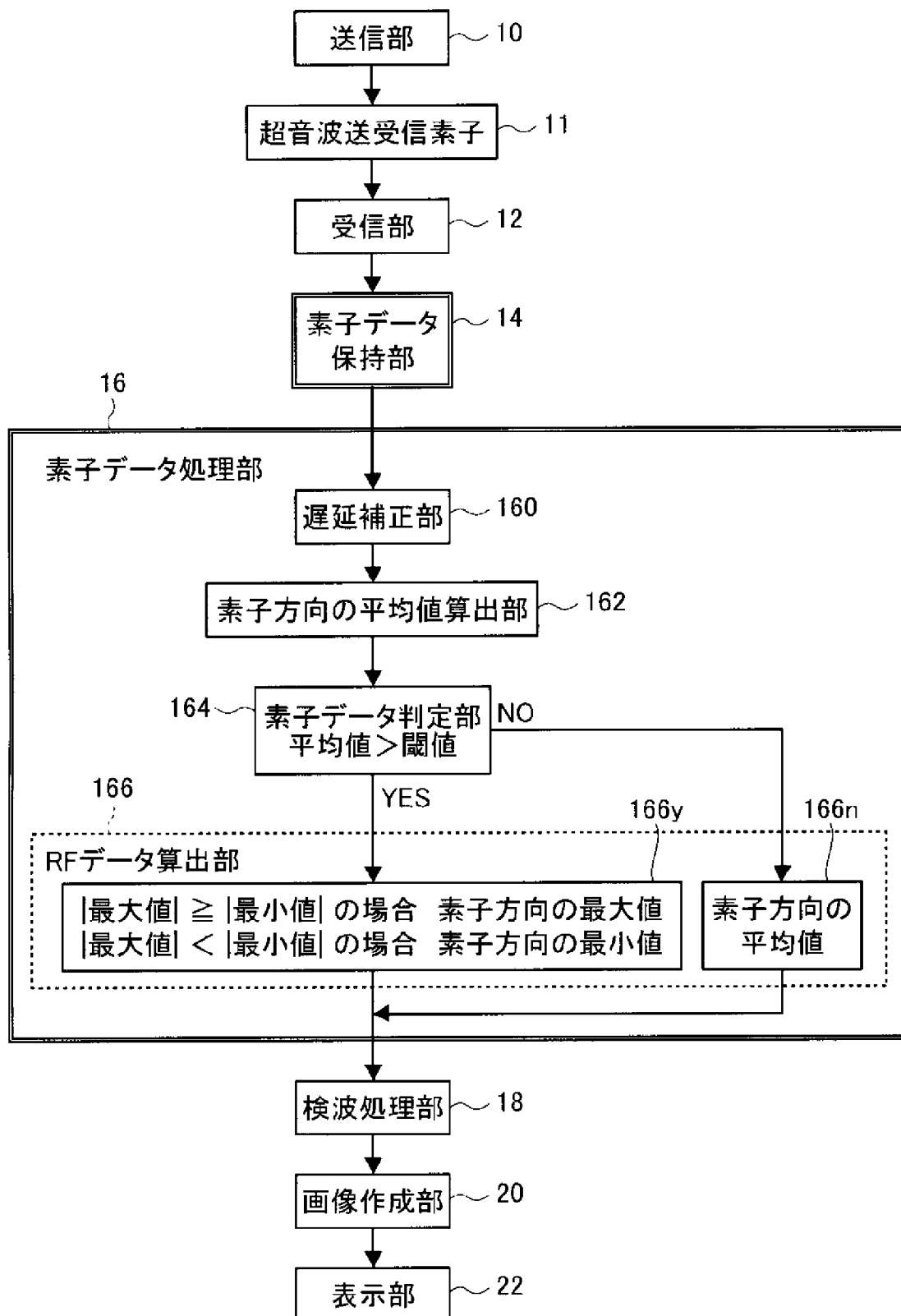
[図3]



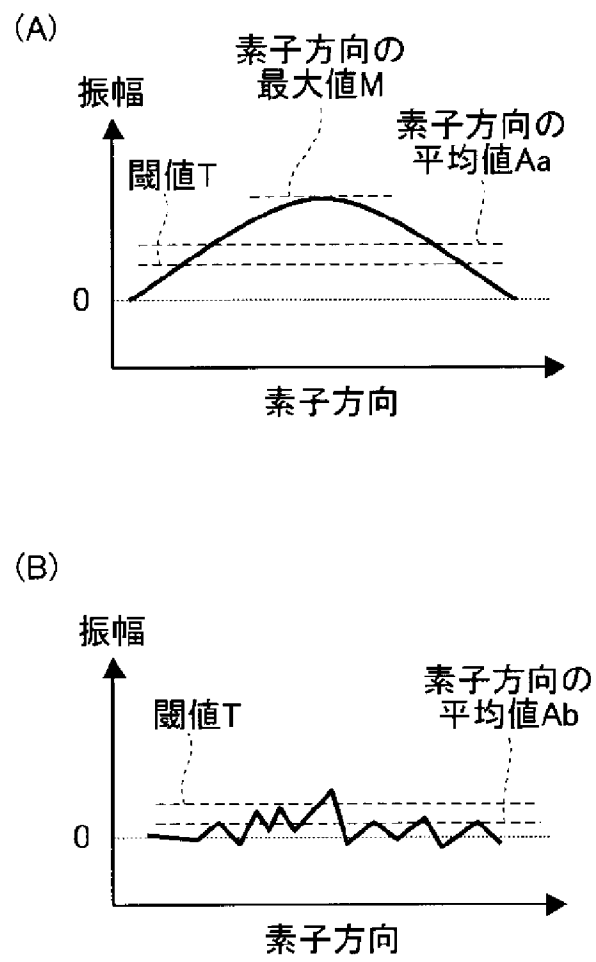
[図4]



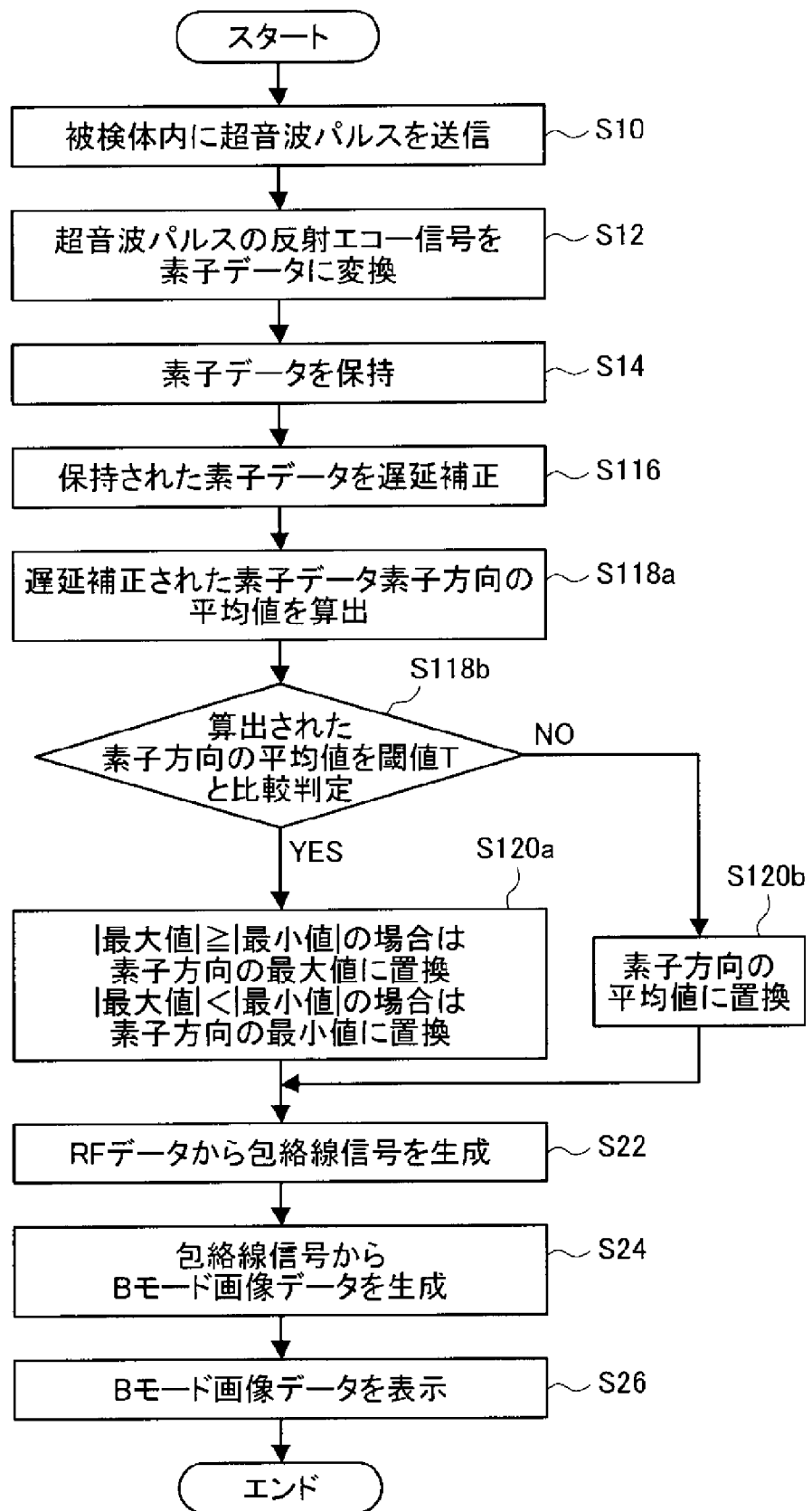
[図5]



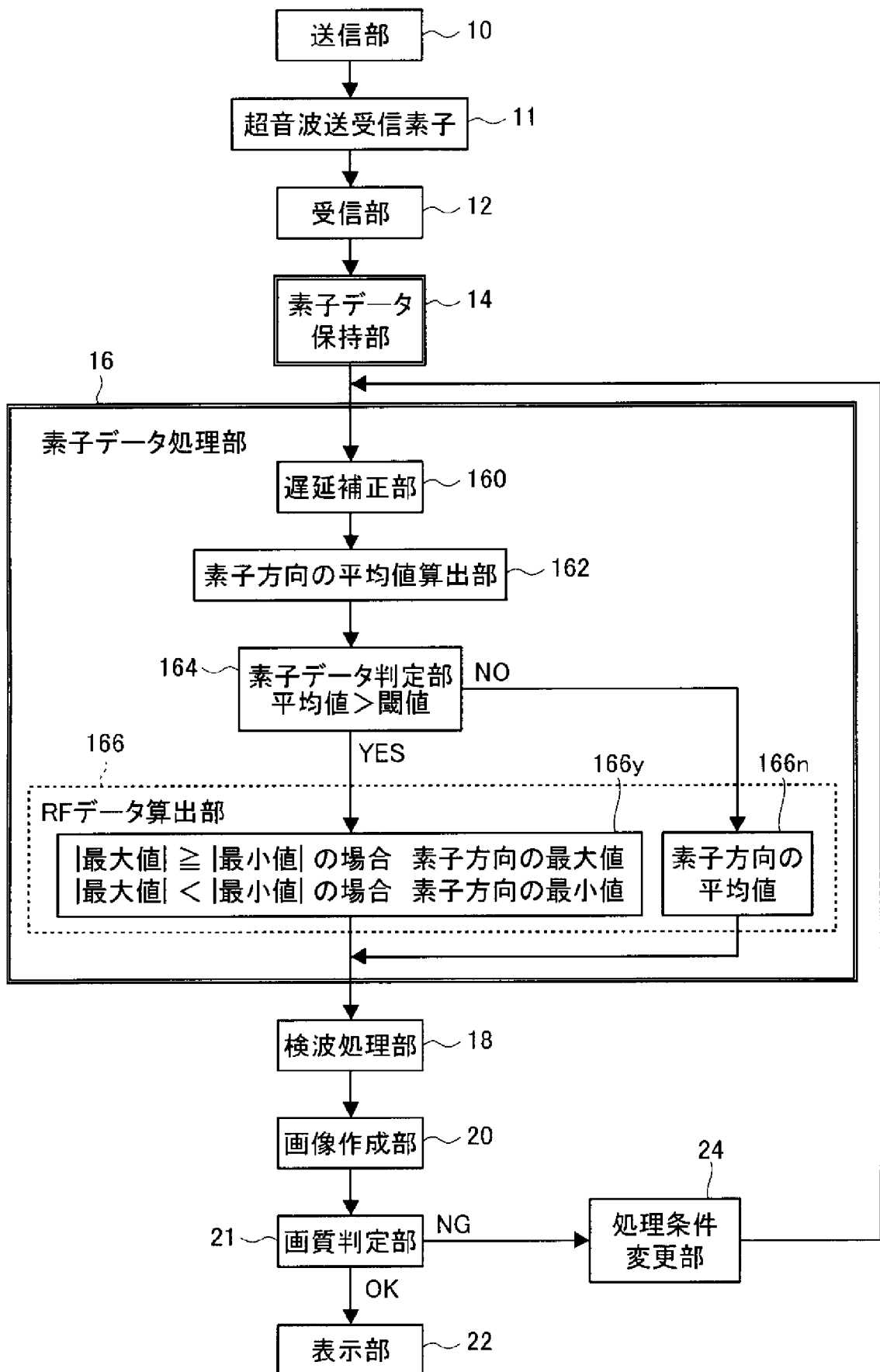
[図6]



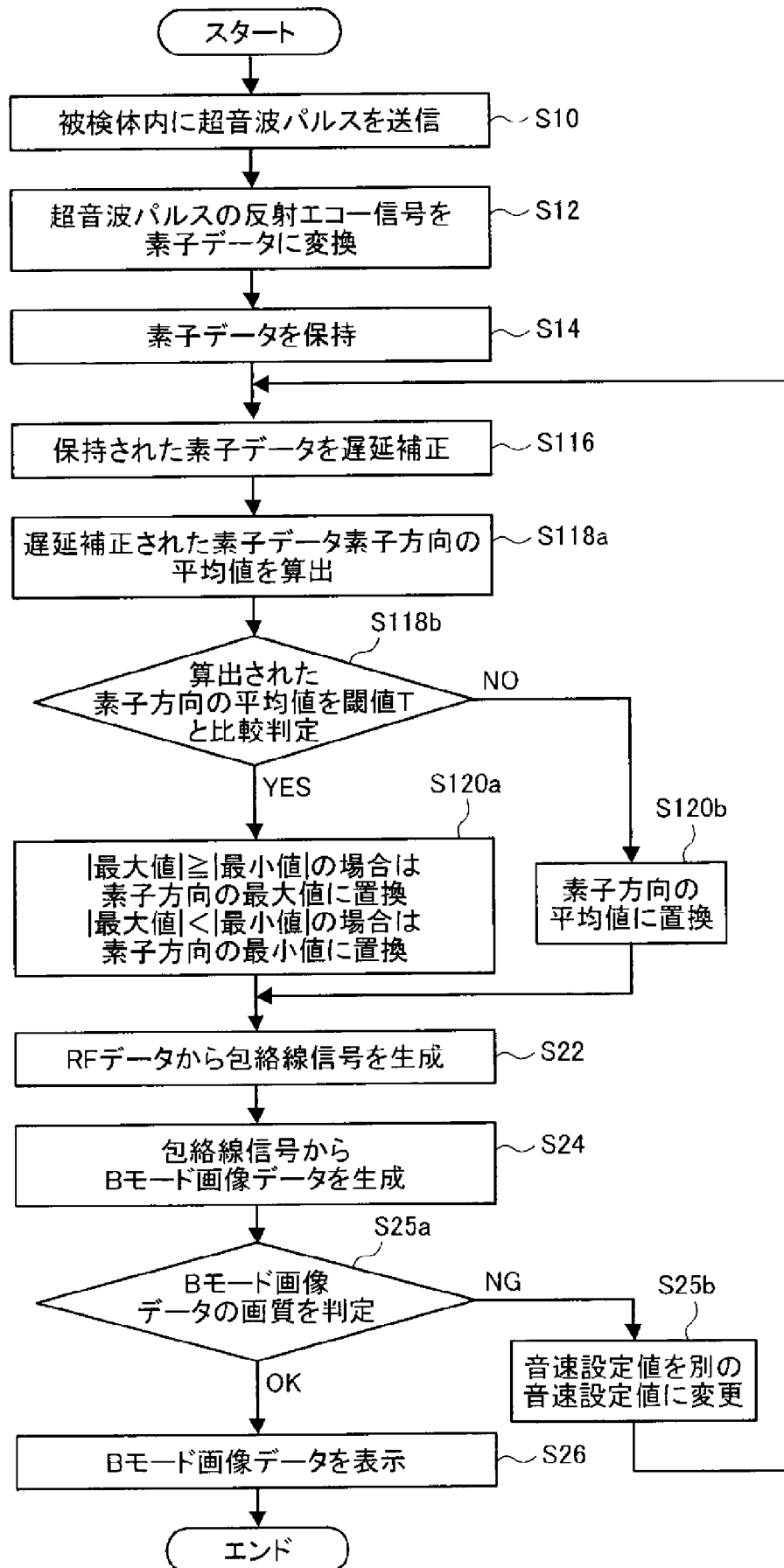
[図7]



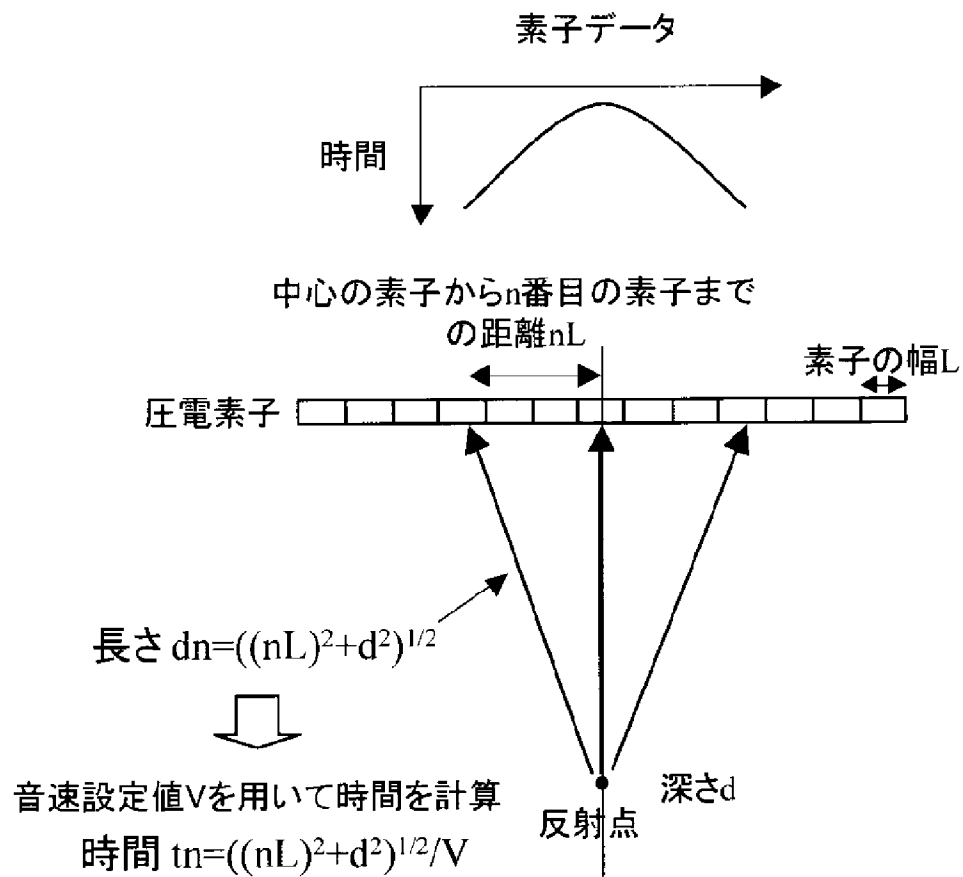
[図8]



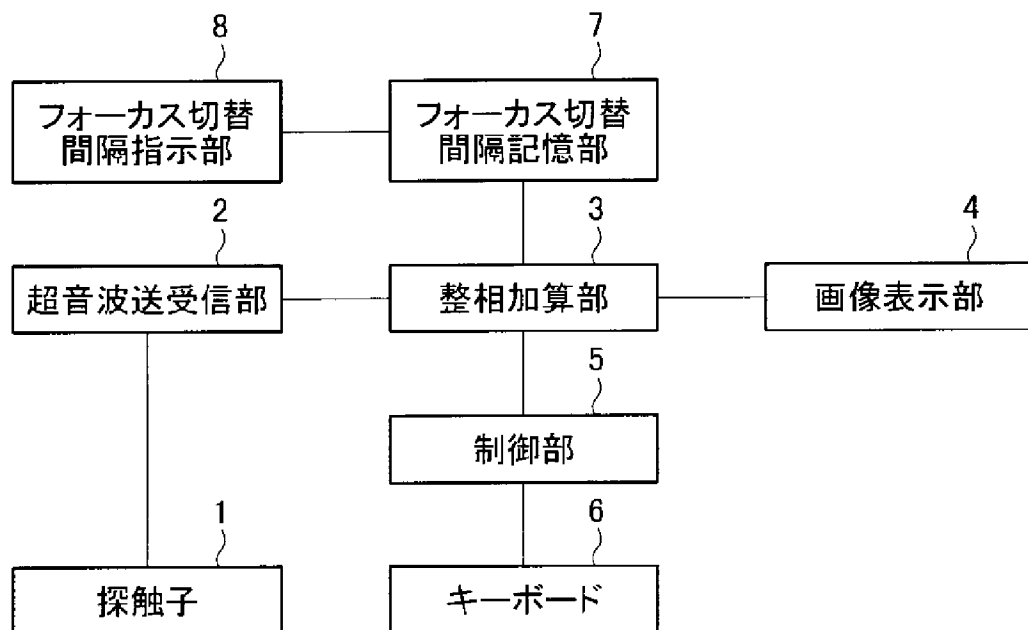
[図9]



[図10]



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/064460

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2013

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2013 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2001-252276 A (Hitachi Medical Corp.), 18 September 2001 (18.09.2001), paragraphs [0023] to [0050]; fig. 1 to 4 & US 2003/0092990 A1 & EP 1262148 A1 & WO 2001/066014 A1 & DE 60142157 D	1, 2, 11, 12
A	JP 2009-279306 A (Fujifilm Corp.), 03 December 2009 (03.12.2009), entire text; all drawings & US 2009/0292207 A1	1-12
A	JP 2009-142680 A (Hitachi Medical Corp.), 02 July 2009 (02.07.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-12

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
06 June, 2013 (06.06.13)Date of mailing of the international search report
18 June, 2013 (18.06.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/064460

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2008-212441 A (General Electric Co.), 18 September 2008 (18.09.2008), entire text; all drawings (Family: none)	1-12

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B8/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61B8/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 2001-252276 A (株式会社日立メディコ) 2001.09.18, 段落 [0023]-[0050], 第 1-4 図 & US 2003/0092990 A1 & EP 1262148 A1 & WO 2001/066014 A1 & DE 60142157 D	1, 2, 11, 12
A	JP 2009-279306 A (富士フイルム株式会社) 2009.12.03, 全文, 全図 & US 2009/0292207 A1	1-12
A	JP 2009-142680 A (株式会社日立メディコ) 2009.07.02, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-12
A	JP 2008-212441 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ) 2008.09.18, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-12

C 欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

0 6 . 0 6 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

1 8 . 0 6 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号

特許庁審査官 (権限のある職員)

宮川 哲伸

2 Q

9 2 0 8

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2