

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体との間で超音波を送受信する複数の振動子を配列してなる探触子と、前記振動子を駆動する駆動信号を生成する送信部と、前記各振動子により受波された各反射エコー信号をサンプリングしてデジタル信号に変換する A/D 変換部と、前記複数の振動子に対応するデジタル化された反射エコー信号を、深度方向に隣接する複数 n (n : 2 以上の自然数) のサンプリング点ごとに共通に設定されたフォーカスデータを用いて整相加算して各サンプリング点における反射エコー信号を求める整相加算部と、該整相加算された反射エコー信号に基づいて再構成した超音波診断画像を表示する表示部と、前記各部を制御する制御部とを備え、

10

前記制御部は、関心領域が設定されたとき、該関心領域内の n 未満の 1 又は複数のサンプリング点ごとに関心領域用フォーカスデータを演算し、前記整相加算部は、前記関心領域内のサンプリング点における整相を前記関心領域用フォーカスデータを用いて整相することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記関心領域用フォーカスデータは、前記深度方向の各サンプリング点ごとに演算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 3】

前記表示部は、前記関心領域の画像分解能が他の部分に比べて高い超音波診断画像を表示することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、関心領域の画像の画質向上を図った超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、複数の振動子が配列された探触子を介し、被検体に超音波を照射すると共に被検体から発生する複数の反射エコー信号を受信し、受信された各反射エコー信号をサンプリングしてデジタル信号に変換する。そして、複数の振動子に対応するデジタル化された反射エコー信号を整相加算部によりフォーカスデータを用いて整相加算して各サンプリング点における反射エコー信号を求め、その反射エコー信号から超音波診断画像（例えば、B モード像、M モード像、ドプラ像等）を再構成するようになっている。

30

【0003】

このような超音波診断装置において、超音波診断画像上の特定部位について詳細に観察したい場合、その特定部位の位置に関心領域を設定し、その関心領域の画像の画質を変えることが一般に行われている。例えば、心臓の心壁の部位について詳細に観察する場合、その心壁部分に関心領域を設定し、関心領域に対応する反射エコー信号のゲインに関心領域外のゲインより大きな値にした後、その反射エコー信号から心壁に比べて比較的遅い動きをする肋骨の信号をフィルタにより取り除くことなどが提案されている（例えば、特許文献 1 参照）。

40

【0004】

【特許文献 1】特開平 8 - 107896 号公報（第 5 頁、第 5 図）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、特許文献 1 のような超音波診断画像のゲインを調整する技術のほか、関心領域の画像の画質を向上させる技術として画像分解能を調整することが試みられている。画像分解能とは、近接して存在する 2 つの対象物体を分離して表示する能力のことである。画像分解能を高くするには、例えば、深度方向に隣接する全サンプリング点ごとに遅延時

50

間差を考慮したフォーカスデータ（遅延データ）を予め設定することにより、各サンプリング点における整相精度を向上させることが考えられる。

【 0 0 0 6 】

しかし、サンプリング点は、例えば周波数 5 0 M H z でサンプリングする場合、深度方向に数 c m でも数千点を超える膨大な数になる。したがって、深度方向に隣接する複数 n (n : 2 以上の自然数) のサンプリング点ごとにフォーカスデータ（以下、標準フォーカスデータ）を共通化してデータ数を減らすことにより、そのデータを格納するメモリ容量の増大を抑える方法が一般に採用される。

【 0 0 0 7 】

また、整相加算部がアナログ信号を処理するハードウェアにより構成されている場合、一旦設定された標準フォーカスデータを高精度のものに変更するとき、ハードウェアの構成変更を伴うため、変更作業が煩雑になり時間がかかる。特に、関心領域が診断画像上で任意に変更される場合、その変更ごとにハードウェアを変更するようにすると、使い勝手が悪くなるばかりでなく超音波診断のリアルタイム性を損なうという問題がある。

【 0 0 0 8 】

本発明の課題は、フォーカスデータ数の増大を抑えつつ、任意に変更される関心領域の画像分解能が他の部分に比べて高い超音波診断画像をリアルタイムに取得することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

上記課題を解決するため、本発明の超音波診断装置は、被検体との間で超音波を送受信する複数の振動子を配列してなる探触子と、その振動子を駆動する駆動信号を生成する送信部と、その各振動子により受波された各反射エコー信号をサンプリングしてデジタル信号に変換する A D 変換部と、その複数の振動子に対応するデジタル化された反射エコー信号を、深度方向に隣接する複数 n (n : 2 以上の自然数) のサンプリング点ごとに共通に設定されたフォーカスデータを用いて整相加算して各サンプリング点における反射エコー信号を求める整相加算部と、この整相加算された反射エコー信号に基づいて再構成した超音波診断画像を表示する表示部と、前記各部を制御する制御部とを備え、この制御部は、関心領域が設定されたとき、その関心領域内の n 未満の 1 又は複数のサンプリング点ごとに関心領域用フォーカスデータを演算し、整相加算部は、その関心領域内のサンプリング点における整相を前記関心領域用フォーカスデータを用いて整相することを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

これによれば、関心領域用フォーカスデータは、関心領域内に限って演算すればよいことから、全領域を対象にする場合に比べてデータ数を少なくすることができる。また、関心領域が任意に変更されても、その変更後の関心領域用フォーカスデータをリアルタイムに演算することができる。さらに、関心領域用フォーカスデータに設定された遅延時間は、標準設定のフォーカスデータの遅延時間に比べて細かく段階的に設定されているから、関心領域用フォーカスデータは高精度のものになり、関心領域の画像分解能が他の部分に比べて高い超音波診断画像を表示することができる。

【 0 0 1 1 】

この場合において、関心領域の画像分解能をより一層高くするために、深度方向に隣接する複数 n のサンプリング点ごとにフォーカスデータを共通化することに代えて、深度方向の各サンプリング点ごとに遅延時間差が設定された関心領域用フォーカスデータを用いるのが望ましい。

【 0 0 1 2 】

また、上記の関心領域用フォーカスデータは、関心領域の位置データから演算することができる。例えば、診断画像上に関心領域が設定又は再設定されると、その関心領域の位置データ（位置、大きさ、範囲等）が取得される。取得された位置データとサンプリングクロック間隔とに基づいて関心領域内の複数のサンプリング点が特定される。特定された

各サンプリング点から各振動子までの距離が求められ、求められた距離に基づいて各振動子に反射エコー信号が到達する時間が計算される。そして、計算された到達時間と基準時間との差分が整相するための遅延時間とみなされることになり、関心領域用フォーカスデータが設定される。なお、基準時間として、例えば、複数の振動子により形成された口径の中心位置に反射エコー信号が到達する時間を用いることができる。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、フォーカスデータ数の増大を抑えつつ、任意に変更される関心領域の画像分解能が他の部分に比べて高い超音波診断画像をリアルタイムに取得することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

本発明を適用してなる超音波診断装置の一実施形態について図面を参照して説明する。本実施形態は、関心領域の画像分解能が他の部分より高い超音波診断画像を表示するために、精細度が異なる2種類のフォーカスデータを用意し、関心領域に限って精細度の高い方のフォーカスデータを用いて整相するようにした一例である。図1は、本発明の一実施形態の超音波診断装置のブロック図、図2は、フォーカスデータの説明図、図3は、超音波走査のフローチャート、図4は、超音波走査の概念図、図5は、超音波走査のタイムチャート、図6は、関心領域における整相処理の説明図を示している。

【0015】

20

図1に示すように、超音波診断装置1は、探触子10、送受信部12、アナログ-ディジタル変換器14（以下、AD変換器14）、整相加算部16、信号処理部18、ディジタルスキャンコンバータ20（以下、DSC20）、表示部22、メモリ34、36、制御部24、操作卓35などから構成されている。

【0016】

探触子10は、被検体との間で超音波を送受信するものであり、複数の振動子11が配列して形成されている。送受信部12は、送信部12-1と受信部12-2を有しており、送信部12-1は、振動子11を駆動する駆動信号を生成し、受信部12-2は、振動子11により受波された反射エコー信号に増幅などの処理を施す。AD変換部14は、複数 m （ m ：自然数）の変換回路を有しており、送受信部12から出力される各反射エコー信号をサンプリングしてディジタル信号に変換する。なお、 m は口径を形成する振動子に対応する。

30

【0017】

整相加算部16は、複数 m の補正回路を有する遅延量補正部26、メモリ28、加算器30などを有している。遅延量補正部26は、振動子11に対応するディジタル化された反射エコー信号を、深度方向に隣接する複数 n （ n ：2以上の自然数）のサンプリング点ごとに共通に設定されたフォーカスデータAを用いて整相する。メモリ28は、遅延量補正部26に付与するフォーカスデータを配列したフォーカスデータテーブルを格納している。また、加算器30は、整相された m 個の反射エコー信号を加算する。信号処理部18は、加算された反射エコー信号に対し検波や対数圧縮などを施して画像信号に変換する。DSC20は、変換された画像信号を表示用の信号に変える。表示部22は、表示用の画像信号をモニタに表示する。

40

【0018】

また、制御部24は各部を制御するものであり、演算機能部24-1、セレクト機能部24-2を有している。メモリ34は、フォーカスデータAすなわち標準用フォーカスデータAを格納する。また、メモリ36は、フォーカスデータAに比べて高精細度なフォーカスデータBすなわち関心領域用フォーカスデータを格納する。操作卓35は、トラックボール、キーボード、又はマウスなどの方向指示装置などを有し、入力指令を制御部24に伝達する。

【0019】

50

このように構成される超音波診断装置 1 の詳細構成を動作と共に説明する。まず、被検体に探触子 10 を接触させる。そして、複数（例えば 150）の振動子 11 のうち複数 m （例えば 50）の振動子 11—1 ~ 11 - m がチャンネル選択スイッチにより選択される。選択された振動子 11—1 ~ 11 - m に送受信部 12 から駆動パルスが供給されることにより、その振動子 11—1 ~ 11 - m から超音波が被検体に送波される。被検体から発生した反射エコー信号は振動子 11—1 ~ 11 - m により受波された後、送受信部 12 により増幅などの受信処理が施される。このような超音波の送受信操作が、図 5 の (a) に示すように、制御部 24 から出力された送受波タイミングパルスに基づいて繰り返される。例えば、口径を構成する 1 つの振動子 11（チャンネル）に着目すると、L レベルの区間（T1）で超音波が送波され、H レベルの区間（R2）で反射エコー信号が受波される。 10

【0020】

そして、各振動子 11 - 1 ~ 11 - m により受波された反射エコー信号は、AD 変換部 14 によりサンプリングされてデジタル信号に変換される。デジタル化された反射エコー信号は、メモリ 28 から読み出されたフォーカスデータ A に基づいて、遅延量補正部 26 により整相される。整相された各反射エコー信号は、加算部 30 により加算され、加算された反射エコー信号は、信号処理部 18 により検波や対数圧縮などが施されて画像信号に変換される。変換された画像信号は、DSC 20 により表示用の信号に変えられた後、表示部 22 のモニタに超音波診断画像（例えば、B モード像、M モード像、ドプラ像等）として表示される。 20

【0021】

このような超音波装置においては、フォーカスデータ、すなわち整相するために各反射エコー信号にそれぞれ与える遅延量や微小遅延量などのデータの数を減らすために、深度方向に隣接する複数 n （本実施形態では $n = 4$ ）のサンプリング点ごとに共通に設定されたフォーカスデータ A を用いるのが一般的である。

【0022】

このフォーカスデータ A について図 2 を参照して簡単に説明する。図 2 に示すように、口径を構成する振動子 11 - 1 ~ 11 - m が所定のピッチ間隔で配列している。その口径の中心に基準位置 O が設定されており、基準位置 O から被検体の深度方向に複数 p のサンプリング点 $S_1 \sim S_p$ が設定されている。なお、 p はサンプリングクロック数に等しく、各サンプリング点の間隔はサンプリングクロック間隔に等しい。 30

【0023】

フォーカスデータ A を設定するには、図 2 (b) 及び (c) に示すように、まず、サンプリング点 $S_1 \sim S_p$ を幾つかのグループ、すなわちフォーカス段に分ける。本実施形態では、4 つのグループ (x)、(y)、(z)、(w) に分けられている。分けられた各グループ、例えばグループ (x) に 4 つのサンプリング点 $S_1 \sim S_4$ が属するようにされている。そして、グループ (x) のサンプリング点 $S_1 \sim S_4$ における反射エコー信号は、同一のフォーカスデータ (x) を用いて整相される。他のグループ (y)、(z)、(w) についても同様である。このようなフォーカスデータ (x)、(y)、(z)、(w) の集まりがフォーカスデータ A として設定されてメモリ 34 に保存される。そして、メモリ 34 のフォーカスデータ A が、制御部 24 に指令に基づいて、標準データとしてメモリ 28 に転送される。なお、説明の便宜のため同一グループに 4 つのサンプリング点が属した例を説明したが、その数は適宜変更すればよい。 40

【0024】

ここで、超音波診断画像上に関心領域が設定又は変更された場合の動作について説明する。まず、操作卓 35 から関心領域が診断画像上に任意に設定又は変更される。設定された関心領域の位置データ（位置、大きさ、範囲等）が表示部 22 の表示座標に基づいて取得される。取得された位置データとサンプリングクロックのクロック間隔とに基づいて、図 2 (a) に示すように、関心領域内の深度方向の複数 p のサンプリング点 $S_1 \sim S_p$ が特定される。その各サンプリング点 $S_1 \sim S_P$ から各振動子までの距離が求められ、求められた距離に基づいて各振動子に反射エコー信号が到達する時間が計算される。例えば、 50

振動子 11 - 1 からサンプリング点 S 6 までの距離 L 1 を求め、求めた距離 L 1 に基づいて振動子 11 - 1 に反射エコー信号が到達する時間を計算する。この到達時間と基準位置における反射エコー信号の到達時間との差分が整相するための遅延時間 τ_1 とみなされる。振動子 11 - 2 ~ 11 - m についても同様に遅延時間 $\tau_2 \sim \tau_m$ が同様に計算される。

【0025】

このように求められた遅延時間 $\tau_1 \sim \tau_m$ がフォーカスデータ B (すなわち、関心領域用フォーカスデータ) として各サンプリング点 S 1 ~ S p ごとに設定されてメモリ 36 に保存される。これにより、フォーカスデータ B は、フォーカスデータ A のように 4 つの各グループごとに共通化されたものではなくサンプリング点 S 1 ~ S p ごとに遅延時間を考慮して設定されることから、フォーカスデータ A に比べて整相の精細度が高いものになる。なお、基準時間には、基準位置 O に反射エコー信号が到達した時間を用いているが、適宜設定することができる。

【0026】

超音波走査が開始されると (S 100)、超音波ビームのビームアドレスの初期化が行われる (S 102)。ビームアドレスは、走査方向に対応する横軸の走査アドレス (i) と、深度方向に対応する縦軸の深度アドレス (j) の 2 つのアドレスにより特定される。次いで、図 4 に示すように、走査アドレス (i) が順に変えられるごとに (S 103) 超音波が各振動子から送波されると同時に、深度アドレス (j) が順に変えられて各サンプリング点に対応した複数 p の受信ビームが形成される。

【0027】

次に、ビームアドレス (i、j) が関心領域内に相当するか否かが判定される (S 105)。関心領域外に該当すると判定された場合、フォーカスデータ A がメモリ 28 から読み出され、読み出されたフォーカスデータ A に基づいて反射エコー信号が整相される (S 106)。一方、関心領域内に該当すると判定された場合、メモリ 36 のフォーカスデータ B が読み出されてメモリ 28 に書き込まれる。次いで、メモリ 28 のフォーカスデータ B に基づいて反射エコー信号が整相される (S 107)。なお、ビームアドレス (i、j) が関心領域外になったとき、メモリ 34 のフォーカスデータ A がメモリ 28 に再び戻されるようになっている。そして、走査アドレス (i) と深度アドレス (j) が設定値になったとき (S 108、S 109)、超音波走査が終了する (S 110)。このような超音波走査により、複数の超音波ビームが形成されて 1 画面分の診断画像が取得される。

【0028】

関心領域が設定されたときの整相処理について更に詳細に説明する。診断画像上に関心領域が設定又は変更されると、例えば、図 5 (b) に示す ROI タイミング信号が生成される。これにより、フォーカスデータ A、B を切り替えるタイミングが決定される。図示の ROI タイミング信号は、H レベルの区間がビームアドレスが関心領域に該当しない時間を示し、L レベルの区間が関心領域に該当する時間を示している。

【0029】

超音波ビームの走査アドレス (i) が順に変えられて図 4 のアドレス (K) になったとき、すなわち ROI タイミング信号が H レベルから L レベルになったとき、フォーカスデータの切替処理が行われる。例えば、メモリ 34 からフォーカスデータ A が、またメモリ 36 からフォーカスデータ B がそれぞれ読み出される。読み出されたフォーカスデータ A、B に基づいてフォーカスデータテーブル 40 が作成され、作成されたフォーカスデータテーブル 40 がメモリ 28 に書き込まれる。このようなデータの読み出しからテーブルの書き込みまでの一連の処理 (データ転送処理) は、超音波の送波時間 (例えば、図 5 (a) に示す時間 T 2) 内に行われる。したがって、超音波の受信時間に遅れが生じることがなく超音波診断のリアルタイム性を確保することができる。なお、ROI タイミング信号が L レベルから H レベルに戻ったとき、超音波の送波時間 (例えば、図 5 (a) の時間 T 4) 内に、メモリ 34 のフォーカスデータ A がメモリ 28 に戻される。

【0030】

フォーカスデータテーブル 40 は、例えば図 6 に示すようなものであり、関心領域にフ

10

20

30

40

50

フォーカスデータ B が対応するように、フォーカスデータ A (D 1、D 2 ...)、フォーカスデータ B (R 1、R 2、...)、フォーカスデータ A (... D (N)) の順に配列されている。最初にフォーカスデータテーブル 40 の深度方向の値 (j) が最も小さいデータ例 (τ_1 、 τ_2 、... τ_m) が読み出され、読み出されたデータ列の各データが補正回路 26 - 1、26 - 2、...、26 - m に付与されるようになっている。そして、深度方向の値 (j) が変えられて次のデータ列が順に読み出されるようになっている。

【0031】

このような一連の動作は制御部 24 により制御される。例えば、制御部 24 の演算機能部 24 - 1 は、設定された関心領域の位置データの取得及び演算、フォーカスデータ A 及び B の演算、超音波の送受波タイミング信号の生成、ROI タイミング信号の生成、フォーカスデータの切替タイミングの決定などを行う。また、セレクト機能部 24 - 2 は、フォーカスデータ A とフォーカスデータ B の切り替え指令をメモリ 34、36 に出力する。ただし、各機能を実現する手段を個別に設け、その手段に制御指令を与えるようにしてもよい。

10

【0032】

本実施形態によれば、フォーカスデータ B は、関心領域に限って演算すればよいことから、全領域を対象にする場合に比べてデータ数が少ないものになる。また、フォーカスデータ A、B の切替は 1 回の送信区間ごとに可能であるため、関心領域が任意に変更されても、その変更後のフォーカスデータ B をリアルタイムに演算することができる。さらに、フォーカスデータ B に設定された遅延時間は、フォーカスデータ A に設定された遅延時間に比べて細かく段階的に設定されているから、フォーカスデータ B は高精細度のもとになる。これにより、関心領域の画像分解能が他の部分に比べて高い超音波診断画像をリアルタイムに表示することができる。

20

【0033】

また、本実施形態では、フォーカスデータ B を各サンプリング点ごとに設定する例を説明したが、フォーカスデータ B は、関心領域内の n 未満の 1 又は複数のサンプリング点ごとに設定されてもよい。要するに、フォーカスデータ B は、フォーカスデータ A に比べて整相の精細度が高くなるように、フォーカスデータ A に比べて細かく段階的に設定されたものであればよい。

【0034】

また、フォーカスデータ B の計算アルゴリズムは様々なものを適用することができる。本実施形態では、関心領域の位置データから演算する例を説明したが、フォーカスデータ A に基づいた補間計算を用いることもできる。その場合、補間計算を実行するために、遅延量補正部 26 は、ソフトウェアによる変更が可能な DSP (Digital Signal Processor) やリアルタイムシグナルプロセッサ、リコンフィギュラブルプロセッサなどの演算システムから構成されるのが好ましい。

30

【0035】

さらに、複数の計算アルゴリズムを予め設定し、そのうちから特定のアルゴリズムを適宜選択できるようにすることが望ましい。これによれば、超音波の送信時間 (例えば、図 5 の T 2) が超音波パルスの繰り返し周波数 (PRF) の変化により短くなったときでも、その送信時間の間に転送可能なデータを生成するアルゴリズムを選ぶことにより、超音波の受信処理に遅れが生じることを回避でき、超音波診断のリアルタイム性を確実に確保することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0036】

【図 1】本発明の一実施形態の超音波診断装置のブロック図である。

【図 2】フォーカスデータの説明図である。

【図 3】本発明の一実施形態の超音波走査のフローチャートである。

【図 4】本発明の一実施形態の超音波走査の概念図である。

【図 5】本発明の一実施形態の超音波走査のタイムチャートである。

50

【図 6】 関心領域における整相処理の説明図である。

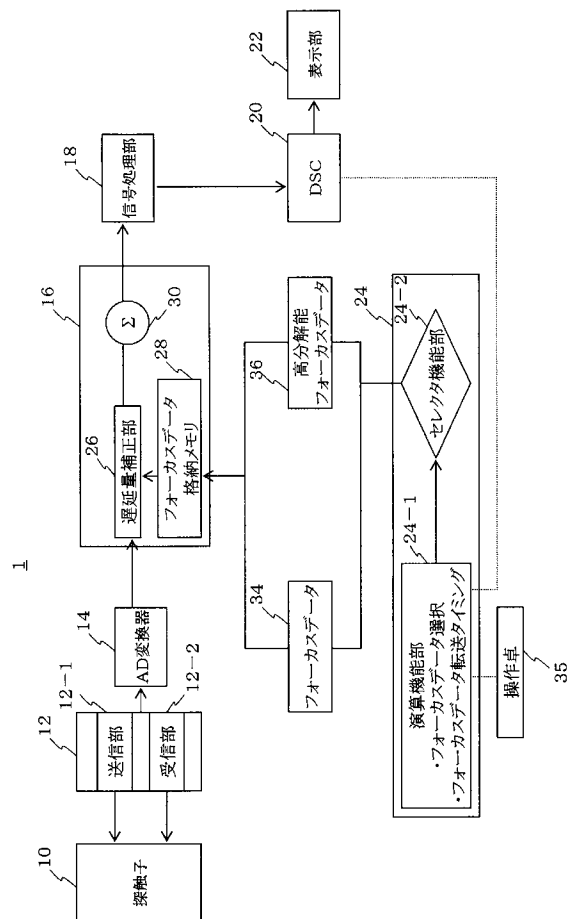
【符号の説明】

【 0 0 3 7 】

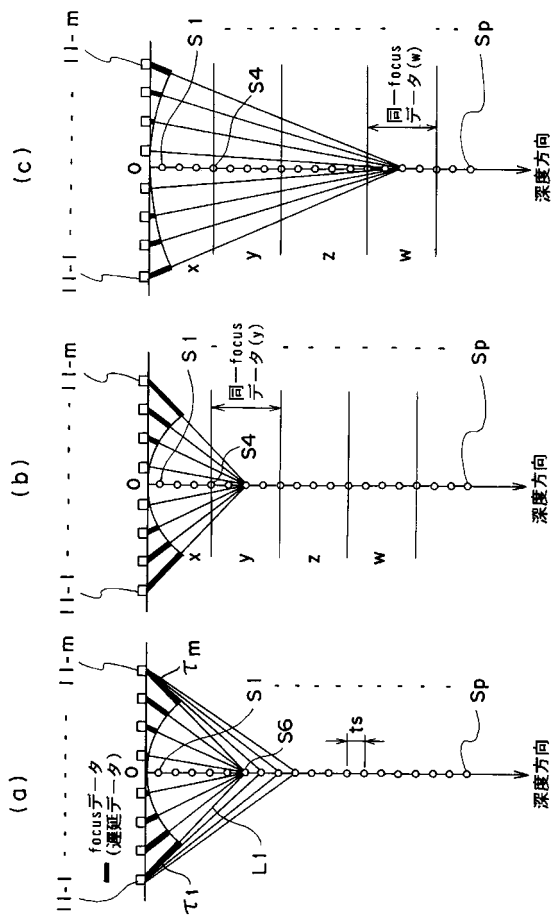
- 1 超音波診断装置
- 10 探触子
- 12 送受信部
- 14 A/D変換部
- 16 整相加算部
- 22 表示部
- 24 制御部
- 24-1 演算機能部
- 24-2 セレクタ機能部
- 28 フォーカスデータテーブル格納用メモリ
- 34 フォーカスデータA格納用メモリ
- 36 フォーカスデータB格納用メモリ

10

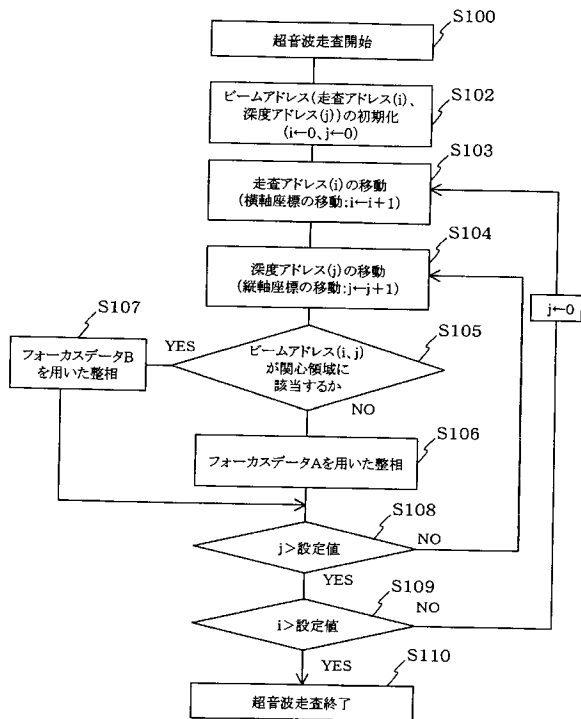
【図 1】



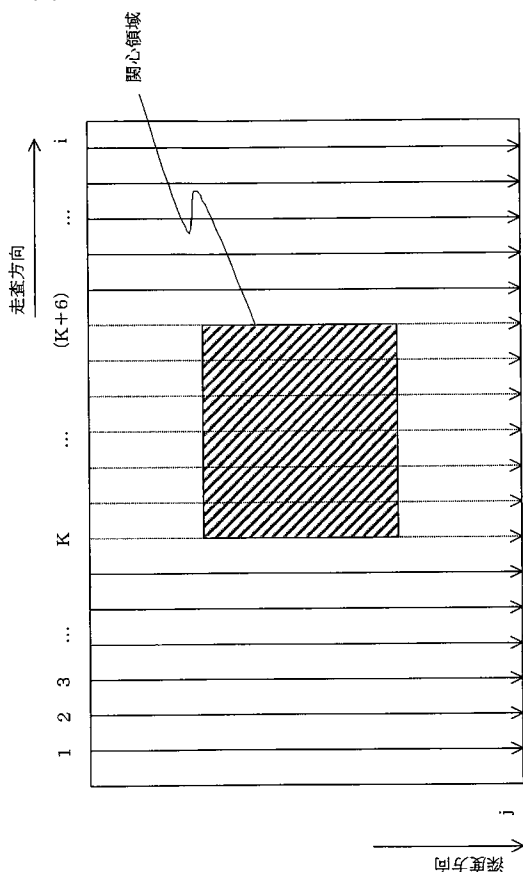
【図 2】



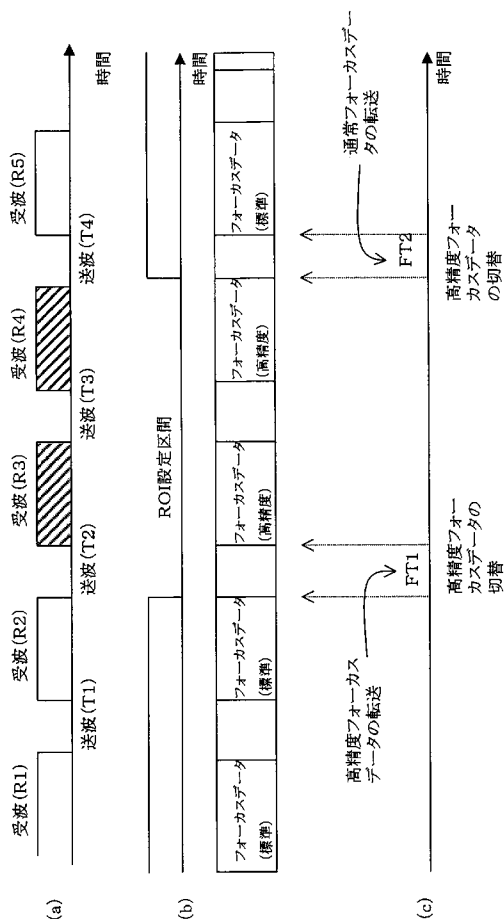
【図3】



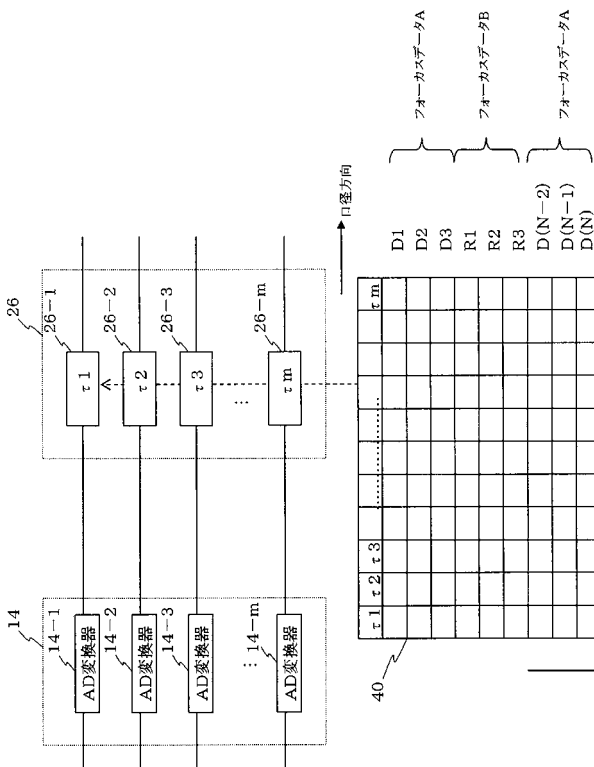
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(72)発明者 神田 浩

東京都千代田区内神田一丁目 1 番 1 4 号

株式会社日立メディコ内

F ターム(参考) 4C601 EE01 EE07 EE11 EE12 EE22 GB03 HH30 JB03 JB05 JB19

JC37 KK42 LL05

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005052350A	公开(公告)日	2005-03-03
申请号	JP2003285867	申请日	2003-08-04
[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	押木光博 篠村隆一 神田浩		
发明人	押木 光博 篠村 隆一 神田 浩		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE01 4C601/EE07 4C601/EE11 4C601/EE12 4C601/EE22 4C601/GB03 4C601/HH30 4C601/JB03 4C601/JB05 4C601/JB19 4C601/JC37 4C601/KK42 4C601/LL05		
其他公开文献	JP4565822B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：实时获得超声诊断图像，该超声诊断图像抑制了聚焦数据数量的增加，并且与其他部分相比，任意改变的关注区域的图像分辨率更高。解决方案：当设置了感兴趣区域时，超声诊断设备1控制感兴趣区域内每个小于 n （ n ：2或大于2的自然数）个采样点或多个采样点的聚焦数据。调相加法单元16使用用于ROI的焦点数据在关注区域中的采样点处执行调相，使得调相加法单元16能够在抑制焦点数据的数量增加的同时任意改变。可以在显示单元22上实时显示其中区域的图像分辨率高于其他区域的图像分辨率的超声诊断图像。[选型图]图1

