

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波診断装置において、
被検体で反射し探触子で受信された超音波に基づく受信信号を生成する受信部と、
前記受信信号に基づいて画像データを生成する画像生成部と、
前記受信信号に基づいて前記探触子が静止したか否かを判定する静止判定部と、を備え

、
前記画像生成部は、
通常モードまたは高画質モードのいずれかで動作し、前記通常モードで動作しているときに、前記探触子が静止したと判定された場合には、前記通常モードから前記高画質モードに切り換わることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、
前記画像生成部は、所定のフレームレートで時間経過と共に順次画像データを生成し、
前記通常モードでのフレームレートが、前記高画質モードでのフレームレートよりも大きいことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

超音波診断装置において、
被検体で反射し探触子で受信された超音波に基づく受信信号を生成する受信部と、
前記受信信号に基づいて、前記被検体の弾性データを生成する弾性データ生成部と、
前記受信信号に基づいて前記探触子が静止したか否かを判定する静止判定部と、
前記探触子が静止したと判定された場合に、前記弾性データに基づいて、前記被検体の脂肪組織を検出する脂肪組織検出部と、
前記脂肪組織が検出された領域に応じて前記受信信号に対する処理を実行して、前記探触子に受信ビームを形成する受信ビーム形成部と、を備え、
前記受信部は、前記受信ビームによって前記探触子に超音波を受信させることを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

超音波診断装置において、
被検体で反射し探触子で受信された超音波に基づく受信信号を生成する受信部と、
前記受信信号に基づいて、前記被検体の弾性データを生成する弾性データ生成部と、
前記受信信号に基づいて前記探触子が静止したか否かを判定する静止判定部と、
前記探触子が静止したと判定された場合に、前記弾性データに基づいて、前記被検体の脂肪組織を検出する脂肪組織検出部と、
前記被検体に剪断波を発生させる弾性測定用超音波を前記探触子に送信させる送信部と、
前記脂肪組織が検出された領域に応じて前記送信部を制御して、前記探触子に送信ビームを形成する送信ビーム形成部と、を備え、
前記送信部は、前記送信ビームによって前記弾性測定用超音波を前記探触子に送信させることを特徴とする超音波診断装置。

30

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、超音波診断装置に関し、特に、探触子の状態に応じて動作状態を切り換える処理に関する。

【背景技術】**【0002】**

被検体を観測する装置として超音波診断装置が広く用いられている。超音波診断装置は、超音波の送受信によって被検体の断層画像を生成し、モニタに表示する。超音波診断装

50

置では、探触子が被検体の適切な位置に接触することで、被検体の関心部位に対して超音波が送受信され、関心部位の断層画像が表示される。

【0003】

超音波診断装置には高画質モードでの動作が可能なものがある。高画質モードでは、通常モードで表示される断層画像に比べて解像度が高い等、詳細な観測に適した断層画像が表示される。一方、通常モードでは、高画質モードに比べて、断層画像の変化が探触子または生体組織の動きに迅速に追従する。そのため、一般には、探触子の適切な位置および姿勢を定めるときに超音波診断装置は通常モードに設定され、探触子の位置および姿勢が定められた後に、超音波診断装置が高画質モードに設定される。

【0004】

超音波診断装置の動作モードを切り換えるため、超音波診断装置には、キーボード、スイッチ、マウス、トラックボール等の入力デバイスが設けられている。ユーザは、モニタに表示された画像を参照しながら、被検体の適切な位置に適切な姿勢で探触子を接触させ、入力デバイスを操作して超音波診断装置を通常モードから高画質モードに切り換える。

【0005】

超音波画像の画質に関連する技術として、特許文献1には空間的コンパウンド画像を生成する超音波診断装置が記載されている。空間的コンパウンド画像は、複数の異なるビーム方向から受信された超音波を合成することで生成される画像であり、一方向のビーム方向から受信された超音波に基づく画像よりも高画質である。特許文献2には、超音波ビームの形成に際して被検体の脂肪層の厚みに応じた処理を実行することで、超音波画像の画質を向上させる技術が記載されている。また、特許文献3～6には、探触子を入力デバイスとして用いる技術が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特表2007-504876号公報

【特許文献2】特開2015-136449号公報

【特許文献3】特開2005-279096号公報

【特許文献4】特開平9-238944号公報

【特許文献5】特開2008-295859号公報

【特許文献6】国際公開パンフレット2014-112242号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上記のように、被検体の関心部位を高画質モードで観測するためには、モニタを参照しながら探触子の位置および姿勢を決定し、さらには入力デバイスを操作して動作モードを切り換えるという作業が要される。したがって、入力デバイスの操作時に手振れ等によって、一度適切に位置および姿勢が決定された探触子が動いてしまうことがある。

【0008】

本発明は、超音波診断装置の動作の切り換えを容易にすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明は、超音波診断装置において、被検体で反射し探触子で受信された超音波に基づく受信信号を生成する受信部と、前記受信信号に基づいて画像データを生成する画像生成部と、前記受信信号に基づいて前記探触子が静止したか否かを判定する静止判定部と、を備え、前記画像生成部は、通常モードまたは高画質モードのいずれかで動作し、前記通常モードで動作しているときに、前記探触子が静止したと判定された場合には、前記通常モードから前記高画質モードに切り換わることを特徴とする。

【0010】

本発明によれば、探触子が静止したと判定された場合に、画像生成部が通常モードから

10

20

30

40

50

高画質モードに切り換わる。したがって、画質のモードを切り換えるためにユーザが探触子以外の入力デバイス等を操作しなくてもよく、画質のモードの切り換えが容易になる。一般に、ユーザは、探触子が適切な位置および姿勢に設定された状態で高画質な画像を参照することが多い。本発明によれば、高画質の観測に適合した条件の下で、画質のモードが通常モードから高画質モードに切り換わる。

【0011】

望ましくは、前記画像生成部は、所定のフレームレートで時間経過と共に順次画像データを生成し、前記通常モードでのフレームレートが、前記高画質モードでのフレームレートよりも大きい。

【0012】

これによって、通常モードでは、画像データの変化が探触子の動きや被検体の動きに迅速に追従する。したがって、ユーザが関心部位を探索し、探触子の位置および姿勢を設定することが容易となる。

【0013】

また、本発明は、超音波診断装置において、被検体で反射し探触子で受信された超音波に基づく受信信号を生成する受信部と、前記受信信号に基づいて、前記被検体の弾性データを生成する弾性データ生成部と、前記受信信号に基づいて前記探触子が静止したか否かを判定する静止判定部と、前記探触子が静止したと判定された場合に、前記弾性データに基づいて、前記被検体の脂肪組織を検出する脂肪組織検出部と、前記脂肪組織が検出された領域に応じて前記受信信号に対する処理を実行して、前記探触子に受信ビームを形成する受信ビーム形成部と、を備え、前記受信部は、前記受信ビームによって前記探触子に超音波を受信させることを特徴とすることを特徴とする。

【0014】

本発明によれば、脂肪組織が検出された領域に応じた処理に基づき受信ビームが形成される。これによって、受信信号は、適切な部位から反射した超音波に基づく信号となり、受信信号に基づく画像データが示す画像の質が向上する。

【0015】

また、本発明は、超音波診断装置において、被検体で反射し探触子で受信された超音波に基づく受信信号を生成する受信部と、前記受信信号に基づいて、前記被検体の弾性データを生成する弾性データ生成部と、前記受信信号に基づいて前記探触子が静止したか否かを判定する静止判定部と、前記探触子が静止したと判定された場合に、前記弾性データに基づいて、前記被検体の脂肪組織を検出する脂肪組織検出部と、前記被検体に剪断波を発生させる弾性測定用超音波を前記探触子に送信させる送信部と、前記脂肪組織が検出された領域に応じて前記送信部を制御して、前記探触子に送信ビームを形成する送信ビーム形成部と、を備え、前記送信部は、前記送信ビームによって前記弾性測定用超音波を前記探触子に送信させることを特徴とする。

【0016】

本発明によれば、脂肪組織が検出された領域に応じた処理に基づいて送信ビームが形成される。これによって、弾性測定用超音波を被検体の適切な部位に向けて送信することができる。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、超音波診断装置の動作の切り換えを容易にすることができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】基本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【図2】超音波診断装置の動作例を示すタイミングチャートである。

【図3】第2実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【図4】被検体の観測面を模式的に示す図である。

【図5】超音波診断装置の動作例を示すタイミングチャートである。

10

20

30

40

50

【図 6】超音波診断装置の動作例を示すタイミングチャートである。

【図 7】超音波診断装置の動作例を示すタイミングチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0019】

1. 基本実施形態

(1) 超音波診断装置の構成および基本的な動作

図 1 には基本実施形態に係る超音波診断装置の構成が示されている。超音波診断装置は、送受信制御部 10、送信部 12、探触子 14、受信部 20、整相加算部 22、バッファメモリ 24、断層画像生成部 26、画像処理部 28、フレーム間相関演算部 30、静止判定部 32、装置制御部 34、表示部 36、およびシネメモリ 38 を備える。これらの構成要素のうち、送受信制御部 10、整相加算部 22、断層画像生成部 26、画像処理部 28、フレーム間相関演算部 30、静止判定部 32 および装置制御部 34 は、例えば、プロセッサ等の演算処理デバイスによって構成される。演算処理デバイスは、プログラムによって各構成要素を構成するものであってもよい。なお、これらの構成要素のそれぞれを、ハードウェアとしてのデジタル回路によって個別に構成してもよい。

10

【0020】

超音波診断装置は、探触子 14 によって被検体 18 に対して超音波を送受信し、モニタとしての表示部 36 に断層画像（Bモードでの画像）を表示する。また、探触子 14 における受信超音波に基づく指令が超音波診断装置に与えられ、探触子 14 の動きに応じて超音波診断装置に指令が与えられる。なお、本願明細書では、受信された超音波に基づき超音波診断装置内で伝送されるあらゆる信号またはデータを受信信号と定義する。

20

【0021】

断層画像を表示する構成および処理について説明する。探触子 14 は、複数の振動素子 16 を備えている。複数の振動素子 16 は、被検体 18 に接触させる面に沿った x 軸方向に配列されている。

【0022】

被検体 18 の観測に際して、探触子 14 は被検体 18 の表面に接触した状態とされる。各振動素子 16 は、送信部 12 から出力された送信信号に応じて超音波を発生する。送受信制御部 10 および送信部 12 は、送信ビーム形成部として機能する。すなわち、送信部 12 は、送受信制御部 10 による制御に従い、各振動素子 16 に出力する送信信号の遅延時間を調整し、探触子 14 において送信ビームを形成し、さらに、その送信ビームを被検体 18 に対して走査する。送信ビームは、例えば、放射方向を y 軸正方向に向けて x 軸方向に直線状に走査してもよい。また、送信ビームの放射点を探触子 14 上の固定端として、送信ビームを回転走査（セクタ走査）してもよい。

30

【0023】

また、後述する空間コンパウンド処理を実行する場合、送信部 12 は、送受信制御部 10 による制御に従い、超音波ビーム（送信ビームまたは受信ビーム）の各走査方向または各走査位置について、異なる複数の方向に送信ビーム形成する。

【0024】

その他の送受信態様として、探触子 14 から被検体 18 に平面波が送信されるように、送信部 12 が各振動素子 16 に送信信号を出力してもよい。例えば、複数の振動素子 16 が直線状に配列されている場合には、各振動素子 16 に出力される送信信号の強度および出力タイミングを同一とし、各振動素子 16 に同一強度の超音波を同時に発生させる。これによって、探触子 14 の接触面と平行な波面を有する平面波が発生する。

40

【0025】

被検体 18 内で反射した超音波が探触子 14 の各振動素子 16 で受信されると、各振動素子 16 は、受信された超音波に応じた電気信号を受信部 20 に出力する。受信部 20 は、送受信制御部 10 の制御に従い、各振動素子 16 から出力された各信号に対して増幅、直交検波等の処理を施す。これによって、受信部 20 は、複数の振動素子 16 に対応する複数チャンネルの受信ベースバンド信号を生成し、整相加算部 22 に出力する。

50

【 0 0 2 6 】

受信部 2 0 および整相加算部 2 2 は受信ビームデータ生成部として機能する。整相加算部 2 2 は、複数チャンネルの受信ベースバンド信号を整相加算して、複数の受信ビームに対応する複数の受信ビームデータを生成する。例えば、y 軸方向に向けられた送信ビームが x 軸方向に直線走査される場合、整相加算部 2 2 は、各送信ビームと同一方向に向けられた各受信ビームを送受信制御部 1 0 の制御に従って形成し、各受信ビームに対応する受信ビームデータを生成する。

【 0 0 2 7 】

送受信制御部 1 0、送信部 1 2、探触子 1 4、および受信部 2 0 は、断層画像が観測される観測面に対し超音波ビームの走査を繰り返し行う。整相加算部 2 2 は、繰り返し行われる超音波ビームの走査に対応して、時間経過と共に順次フレームデータを生成し、バッファメモリ 2 4 に出力する。バッファメモリ 2 4 は、整相加算部 2 2 から時間経過と共に順次出力されたフレームデータを記憶する。バッファメモリ 2 4 は、整相加算部 2 2 から最新のフレームデータが出力された時から過去に遡って所定フレーム数（最新のフレームを含む。）のフレームデータを記憶する。この所定フレーム数のフレームよりも先に記憶されたフレームデータは、新たなフレームデータが記憶されるごとに削除されてもよい。

10

【 0 0 2 8 】

断層画像生成部 2 6 は、バッファメモリ 2 4 から時間経過と共に順次フレームデータを読み出し、各フレームデータに対し、ゲイン補正、ログ圧縮、フィルタ処理等の視認性を調整する信号処理を施して、縦方向および横方向に配列された複数の画素を表す断層画像データを生成し、画像処理部 2 8 に出力する。画像処理部 2 8 は、断層画像データを、画像表示を行うためのビデオ信号に変換して装置制御部 3 4 に出力する。装置制御部 3 4 は、画像処理部 2 8 から順次出力された断層画像データに基づく画像を、動画像として表示部 3 6 に表示させる。

20

【 0 0 2 9 】

装置制御部 3 4 は、表示対象となっている断層画像データから過去に遡って所定フレーム数の断層画像データをシネメモリ 3 8 に記憶させる。装置制御部 3 4 は、シネメモリ 3 8 に記憶された各断層画像データに基づく画像を、ユーザの操作に基づいて、静止画像または動画像として表示部 3 6 に表示してもよい。

30

【 0 0 3 0 】

(2) 画質切り換え処理

本実施形態に係る超音波診断装置は、通常モードまたは高画質モードのいずれかのモードで動作する。動作モードを切り換える処理は探触子 1 4 の動きに応じて行われる。通常モードで動作する超音波診断装置は、探触子 1 4 が被検体 1 8 に接触した状態で静止したことを認識すると、動作モードが通常モードから高画質モードに切り換わる。そして、探触子 1 4 が動き始めたことを認識すると、超音波診断装置は、高画質モードから通常モードに切り換わる。

【 0 0 3 1 】

(2 - 1) 画質切り換え処理を実行するための構成

画質切り換え処理は、探触子 1 4 が静止しているか否かの判定に基づいて行われる。この判定は、時間経過と共に順次生成されたフレームデータについて、時間的に隣接する 2 つのフレームデータの間の相関値を求め、この相関値に基づいて行われる。相関値が所定値を超えた場合には、探触子 1 4 が静止しているものとして、通常モードから高画質モードへの切り換えが行われる。

40

【 0 0 3 2 】

フレーム間相関演算部 3 0 は、異なる時間に生成された複数フレームのフレームデータをバッファメモリ 2 4 から読み込み、これら複数フレームのフレームデータの近似度を表すフレーム間相関値を求める。

【 0 0 3 3 】

フレーム間相関演算部 3 0 は、例えば、最新のフレームデータと 1 フレーム前のフレ

50

ムデータをバッファメモリ 24 から読み込み、最新のフレームデータと 1 フレーム前のフレームデータについてフレーム間相関値を求める。相関演算は、例えば、観測面上の同一位置のデータ値を乗算し、各位置について求められた乗算値を加算合計する演算として定義される。フレーム間相関値は、0 以上 1 以下の値となるように規格化されてもよい。また、フレーム間相関値は、予め観測面上に設定された関心領域について求められてもよい。このように定義されたフレーム間相関値は、値が大きい程、2 つのフレームデータが近似していることを意味する。被検体 18 内の生体組織が動かないという条件下では、探触子 14 の動きが遅い程、フレーム間相関値が大きくなる。フレーム間相関演算部 30 は、整相加算部 22 からバッファメモリ 24 に新たにフレームデータが出力されるごとにフレーム間相関値を生成し、静止判定部 32 に出力する。

10

【0034】

なお、フレーム間相関値は、バッファメモリ 24 に記憶された複数フレームのフレームデータから、その他の規則性に基づいて選択された複数フレームのフレームデータに基づき生成してもよい。例えば、最新のフレームデータと N フレーム前のフレームデータに基づいてフレーム間相関値を求めてもよい。ここで N は 2 以上の任意の整数である。また、複数フレームのフレームデータのうち時間的に隣接する 2 つのフレームデータの組のそれぞれについて仮のフレーム間相関値を求め、これら仮のフレーム間相関値に対する重み付け平均化（移動平均化）によって得られた値がフレーム間相関値として求められてもよい。

20

【0035】

静止判定部 32 は、フレーム間相関値が所定の静止閾値以上である場合には、探触子 14 が静止している旨の静止判定をし、その旨を示す静止情報を装置制御部 34 に出力する。また、静止判定部 32 は、フレーム間相関値が所定の静止閾値未満である場合には、探触子 14 が動いている旨の運動判定をし、その旨を示す運動情報を装置制御部 34 に出力する。

【0036】

装置制御部 34 は、超音波診断装置の動作モードの設定、表示部 36 に表示する画像に関する処理等、超音波診断装置に対する全体的な制御を行う。装置制御部 34 は、静止判定部 32 から出力される情報が運動情報から静止情報に変化した場合には、超音波診断装置を通常モードから高画質モードに設定する。また、装置制御部 34 は、静止判定部 32 から出力される情報が静止情報から運動情報に変化した場合には、超音波診断装置を高画質モードから通常モードに設定する。

30

【0037】

(3) 高画質モード

高画質モードでの動作では、以下に列挙するように、空間コンパウンド処理の実行、周波数コンパウンド処理の実行、ダイナミックレンジの拡大、パーシスタンスの強化、画素密度の増加、パルスインバージョン法を用いたティッシュ・ハーモニック・イメージ処理、超音波ビームの多段フォーカス化等の手法によって、詳細な観測に適した断層画像が表示される。高画質モードでは、これらの高画質化手法のうち少なくとも 1 つが採用される。

40

【0038】

(3-1) 空間コンパウンド処理の実行

空間コンパウンド処理では、異なる複数の方向に超音波ビームが形成され、その複数の超音波ビームが走査される。空間コンパウンド処理については特許文献 1 にも記載されている。超音波ビームをリニア走査する場合には、異なる複数の方向に形成された複数の超音波ビームがリニア走査される。超音波ビームをセクタ走査する場合には、異なる複数の方向に形成された複数の超音波ビームがセクタ走査される。そして、異なる複数の方向に形成された超音波ビームに対応して複数フレームのフレームデータが生成される。異なる複数の方向について生成されたフレームデータは、バッファメモリ 24 に記憶される。断層画像生成部 26 は、異なる複数の方向について生成された複数フレームのフレームデー

50

タを合成して1フレームのフレームデータを生成し、断層画像データを生成する。空間コンパウンド処理によれば、断層画像に現れるノイズやアーチファクトが抑制される。

【0039】

(3-2) 周波数コンパウンド処理の実行

周波数コンパウンド処理では、周波数が異なる複数種の超音波を送受信し、各周波数についてフレームデータが生成される。すなわち、周波数が異なる複数種の超音波のそれぞれについてフレームデータが生成され、バッファメモリ24に記憶される。断層画像生成部26は、異なる複数の周波数について生成された複数フレームのフレームデータを合成して1フレームのフレームデータを生成し、断層画像データを生成する。周波数コンパウンド処理によれば、空間コンパウンド処理と同様、断層画像に現れるノイズやアーチファクトが抑制される。

10

【0040】

(3-3) ダイナミックレンジの拡大

断層画像生成部26は、フレームデータの各画素値に対し、断層画像データの各画素値を対応付ける。断層画像データの各画素値については、小さい値(低輝度)から大きい値(高輝度)へと段階的に複数の値が定められている。このような階調数が多い程、すなわち、ダイナミックレンジが広い程、断層画像の解像度が向上する。高画質モードでは、通常モードよりもダイナミックレンジを拡大してもよい。

【0041】

(3-4) パーシスタンスの強化

断層画像生成部26は、バッファメモリ24に記憶された複数フレームのフレームデータのうち、最新のものを含めて過去に遡ってMフレームについて移動平均化を行う。すなわち、現時点から過去に遡って自らが生成したMフレーム分のフレームデータのそれぞれにつき適切な重み付け係数を乗じて、各位置における画素値の重み付け平均値を求める。この場合、観測面上の各位置における画素値の重み付け平均値を観測面上の各位置における移動平均化処理後の画素値とする。例えば、最新の観測面上のある位置の画素値をP(0)、1枚前の画素値をP(1)、2枚前の画素値をP(2)、・・・、M-1枚前の画素値をP(M-1)としたときに、重み付け平均値Aは、次の(数1)で表される。

20

【0042】

【数1】

$$A = \frac{1}{M} \sum_{i=0}^{M-1} W_i P(i)$$

30

【0043】

ここで、W_iは重み付け係数であり、この値を適宜設定することで、過去の断層画像を反映させる度合いが設定される。W_iを1とした場合、重み付け平均値は、通常平均値と同一となる。

【0044】

移動平均化処理を用いることにより断層画像の変化が平滑化され、ノイズが低減する。また、最新の断層画像には過去の断層画像の残像が含まれる。そのため、生体組織が急激に変位したり、探触子14が急激に動いたりした場合であっても、断層画像の変化が滑らかとなる。このような過去の断層画像の影響度は、一般にパーシスタンスと称される。高画質モードでは、通常モードに比べてパーシスタンスを強くしてもよい。(数1)におけるMが大きい程、パーシスタンスが強いといえる。また、過去の断層画像についての重み付けを大きくすることでパーシスタンスが強くなる。

40

【0045】

(3-5) 画素密度(デンシティ)の増加

高画質モードでは、通常モードよりもフレームデータに含まれる画素値の数を多くして

50

もよい。すなわち、超音波ビームの空間的な走査間隔を狭くし、受信ビームデータのビーム方向の分解能を増加させることで、フレームデータに含まれる画素値の数を多くしてもよい。このように画素密度が増加することで、断層画像の解像度が向上する。

【0046】

(3-6) ティッシュ・ハーモニック・イメージ処理

超音波診断装置では、ティッシュ・ハーモニック・イメージ処理 (THI : Tissue Harmonic Image) を実行してもよい。この処理では、倍高調波を含む超音波を送信し、被検体内で反射した超音波を受信し、さらに、受信信号から倍高調波を抽出することでフレームデータを生成する。ティッシュ・ハーモニック・イメージ処理によれば、断層画像の解像度が向上する。

10

【0047】

高画質モードでは、倍高調波を抽出する際に、パルスインバージョン法を用いてもよい。パルスインバージョン法では、連続して2回に亘って送信する超音波パルスの位相を互いに逆位相とする。連続して2回に亘って受信された信号を受信部20において加算することで倍高調波が抽出される。パルスインバージョン法では、フィルタを用いて倍高調波を抽出する場合に比べてフレームレートが2分の1に減少するものの、フィルタ処理が簡略化されるという利点がある。

【0048】

(3-7) 超音波ビームの複数フォーカス化

高画質モードでは、探触子14において形成される送信ビームおよび受信ビームに複数のフォーカス点を設定してもよい。送信ビームのフォーカス点では、各振動素子16から送信された超音波が互いに強め合う。受信ビームのフォーカス点で反射し、各振動素子16で受信された超音波に基づく各受信信号は、整相加算部22において互いに強め合う。複数のフォーカス点を適切な位置に設定することで、断層画像の解像度が向上する。

20

【0049】

(4) 通常モード

通常モードでの動作では、以下に列挙するように、高コントラスト化、パーシスタンスの弱化、画素密度の減少、フィルタ法を用いたティッシュ・ハーモニック・イメージ処理、超音波ビームの単一フォーカス化等の手法によって、迅速な観測に適した断層画像が表示される。通常モードでは、これらの高速化手法のうち少なくとも1つが採用される。

30

【0050】

(4-1) 高コントラスト化

上述のように断層画像生成部26は、フレームデータの各画素値に対し、断層画像データの各画素値を対応付ける。断層画像データの画素値について定められた階調数が多い程、断層画像が詳細に表示される。一方、断層画像データの画素値について定められた階調数が少ない程、すなわち、高コントラストである程、明暗が明確に区別される。高コントラスト化によって、ユーザが探触子14を動かしながら被検体18の特定の部位を探し出すのに適した断層画像が表示される。

【0051】

(4-2) パーシスタンスの弱化

通常モードでは、高画質モードに比べてパーシスタンスを弱くしてもよい。(数1)におけるMが小さい程、パーシスタンスが弱いといえる。また、iが小さい値であるほど重み付けを小さくすることでパーシスタンスが弱くなる。パーシスタンスを弱くすることで、生体組織の変位や探触子14の急激な動きに断層画像の変化が迅速に追従する。

40

【0052】

(4-3) 画素密度の減少

通常モードでは、高画質モードよりもフレームデータに含まれる画素値の数を少なくしてもよい。すなわち、超音波ビームの空間的な走査間隔を広くし、受信ビームデータのビーム方向の分解能を減少させることで、フレームデータに含まれる画素値の数を少なくしてもよい。このように画素密度が減少することで、断層画像データを生成するために要さ

50

れる処理量が減少する。これによって、生体組織の変位や探触子 14 の急激な動きに断層画像の変化が迅速に追従する。

【0053】

(4-4) ティッシュ・ハーモニック・イメージ

上述のように、超音波診断装置では、ティッシュ・ハーモニック・イメージ処理を実行してもよい。通常モードでは、ティッシュ・ハーモニック・イメージ処理において倍高調波を抽出する際にフィルタ法を用いてもよい。フィルタ法では、受信部 20 において受信信号にフィルタ処理を施すことで倍高調波を抽出する。フィルタ法では、1 回の超音波パルスの送信に対して倍高調波が抽出されるため、パルスインバージョン法よりも迅速に断層画像データが生成される。これによって、生体組織の変位や探触子 14 の急激な動きに断層画像の変化が迅速に追従する。

10

【0054】

(4-5) 超音波ビームの単一フォーカス化

通常モードでは、探触子 14 において形成される送信ビームおよび受信ビームに、高画質モードよりも少ない数のフォーカス点を設定してもよい。フォーカス点の数を少なくすることで、高画質モードに比べて迅速に断層画像データが生成される。これによって、生体組織の変位や探触子 14 の急激な動きに断層画像の変化が迅速に追従する。

【0055】

(5) 動作例

図 2 には、超音波診断装置の動作例を示すタイミングチャートが示されている。図 2 (a) は、フレームデータが生成されるタイミングをパルスによって概念的に表したものである。図 2 (a) に示されている「SC」は、送信ビームおよび受信ビームを走査しているスキャン状態を示し、「FR」はスキャンによって生成されたフレームデータに対する処理を実行している状態を示す。図 2 (b) は、静止判定部 32 が判定を行うタイミングをパルスによって概念的に示したものである。パルスの下方に示されている符号「Y」は、静止判定部 32 が静止判定をしたことを示す。パルスの下方に示されている符号「N」は、静止判定部 32 が運動判定をしたことを示す。時間 t_2 、 t_3 および t_4 においては静止判定がされ、時間 t_2 から時間 t_3 までの時間帯、時間 t_3 から時間 t_4 までの時間帯、および時間 t_4 から時間 t_5 までの時間帯は、フレームデータに対する処理を実行する時間間隔が他の時間帯よりも長くなっており、フレームレートが小さくなっている。これらの時間帯は、静止判定がされた後に続く時間帯であり高画質モードで動作している。一方、図 2 に示されている時間 t_0 から時間 t_1 までの時間帯、時間 t_1 から時間 t_2 までの時間帯、時間 t_5 から時間 t_6 までの時間帯、時間 t_6 から時間 t_7 までの時間帯、および時間 t_7 から時間 t_8 までの時間帯は、通常モードで動作している。

20

30

【0056】

(6) 効果

本実施形態に係る超音波診断装置は、探触子 14 が静止したと判定された場合に、通常モードから高画質モードに切り換わる。したがって、画質のモードを切り換えるためには探触子 14 を被検体 18 上で静止させるだけでよく、探触子 14 以外の入力デバイスを操作しなくてもよい。これによって画質のモードの切り換えが容易になる。一般に、ユーザは、探触子 14 が適切な位置および姿勢に設定され、探触子 14 が静止した状態で高画質な画像を参照することが多い。したがって、本実施形態に係る超音波診断装置によれば、高画質の観測に適合した条件の下で、画質のモードが通常モードから高画質モードに切り換わる。また、通常モードにおいて高フレームレートによって画像表示が行われる場合には、小さな病変の発見が容易となり、見落しを防ぐことができる。

40

【0057】

2. 弾性画像を表示する実施形態

(1) 超音波診断装置の構成および基本的な動作

弾性画像を表示する実施形態について説明する。図 3 には、断層画像と弾性画像との合成画像を表示する超音波診断装置の構成が示されている。この超音波診断装置では、図 1

50

に示された超音波診断装置に対し、弾性画像生成部 40 を追加したものである。また、探触子 14 には、被検体 18 に剪断波を発生させるプッシュ超音波パルス（弾性測定用超音波）を送信可能なものが用いられる。

【0058】

断層画像データを生成する処理は基本実施形態と同様であるため、ここでは弾性画像データを生成する処理について説明する。送信部 12 は、送受信制御部 10 による制御に従い、各振動素子 16 に出力する送信信号の遅延時間を調整する。これによって、探触子 14 において送信ビームが形成されプッシュ超音波パルスが送信される。そして、被検体 18 内に剪断波が発生し、生体組織は剪断波によって変位する。

【0059】

プッシュ超音波パルスを送信した後、送信部 12 は、送受信制御部 10 による制御に従い、探触子 14 から被検体 18 に平面波を繰り返し送信する。

【0060】

被検体 18 内で反射した超音波が探触子 14 の各振動素子 16 で受信されると、各振動素子 16 は、受信された超音波に応じた電気信号を受信部 20 に出力する。受信部 20 は、送受信制御部 10 の制御に従い、各振動素子 16 から出力された各信号に対して増幅、直交検波等の処理を施す。これによって、受信部 20 は、複数の振動素子 16 に対応する複数チャンネルの受信ベースバンド信号を生成し、整相加算部 22 に出力する。

【0061】

断層画像データを取得する処理と同様、整相加算部 22 は、繰り返し行われる平面波の送信に対応して、時間経過と共に順次フレームデータを生成し、バッファメモリ 24 に出力する。弾性画像生成部 40 は、バッファメモリ 24 から時間経過と共に順次フレームデータを読み出し、各フレームデータに基づいて、被検体 18 の観測面における剪断波の速度分布を求める。そして、時間経過と共に順次求められた速度分布に基づいて、弾性率の分布を表す弾性画像データを時間経過と共に順次求め、画像処理部 28 および装置制御部 34 に出力する。

【0062】

断層画像データを取得する処理と弾性画像データを取得する処理は、時分割で行われる。例えば、断層画像生成部 26 および弾性画像生成部 40 は、予め定められたフレーム数毎に交互に断層画像データおよび弾性画像データを画像処理部 28 に出力する。画像処理部 28 は、断層画像データおよび弾性画像データに基づいて、時間的に対応する断層画像および弾性画像を重ねた合成画像を表すデータを生成する。そして、この合成画像データをビデオ信号に変換して装置制御部 34 に出力する。装置制御部 34 は、画像処理部 28 から順次出力された合成画像データに基づく画像を、動画像として表示部 36 に表示させる。

【0063】

なお、探触子 14 から平面波を送信して弾性画像データを生成する処理の他、x 軸上の 2 つの異なる位置に時間的に交互にトラッキングビームを形成し、各トラッキングビームに対応する超音波の送受信に応じて弾性画像データを生成してもよい。この場合、プッシュ超音波パルスを送信した後、送信部 12 は、送受信制御部 10 による制御に従い、探触子 14 において第 1 送信トラッキングビームを形成し、受信部 20 は、第 1 送信トラッキングビームに対して探触子 14 で受信された超音波に応じて、複数チャンネルの受信ベースバンド信号を整相加算部 22 に出力する。整相加算部 22 は、複数チャンネルの受信ベースバンド信号のそれぞれの遅延時間を調整して整相加算し、探触子 14 において第 1 受信トラッキングビームを形成する。

【0064】

同様に、送信部 12 は、送受信制御部 10 による制御に従い、探触子 14 において第 2 送信トラッキングビームを形成する。受信部 20 は、第 2 送信トラッキングビームに対して探触子 14 で受信された超音波に応じて、複数チャンネルの受信ベースバンド信号を整相加算部 22 に出力する。整相加算部 22 は、複数チャンネルの受信ベースバンド信号のそれ

10

20

30

40

50

それぞれの遅延時間を調整して整相加算し、探触子 14 において第 2 受信トラッキングビームを形成する。第 1 送信トラッキングビームおよび第 1 受信トラッキングビームは同一の位置に形成され、第 2 送信トラッキングビームおよび第 2 受信トラッキングビームは同一の位置に形成される。また、第 1 送信トラッキングビームと第 2 送信トラッキングビームは、異なる位置に形成される。第 1 トラッキングビーム（第 1 送信トラッキングビームおよび第 1 受信トラッキングビーム）に対応する超音波の送受信と、第 2 トラッキングビーム（第 2 送信トラッキングビームおよび第 2 受信トラッキングビーム）に対応する超音波の送受信は時間的に交互に行われる。

【0065】

整相加算部 22 は、第 1 トラッキングビームに対応して時間経過と共に順次生成された第 1 受信データをバッファメモリ 24 に出力する。同様に、整相加算部 22 は、第 2 トラッキングビームに対応して生成された第 2 受信データをバッファメモリ 24 に出力する。弾性画像生成部 40 は、時間経過と共に順次バッファメモリ 24 に記憶された第 1 受信データと、時間経過と共に順次バッファメモリ 24 に記憶された第 2 受信データとに基づいて、第 1 トラッキングビームと第 2 トラッキングビームに挟まれた関心領域における弾性率を求める。弾性画像生成部 40 は、関心領域における弾性率を表す弾性画像データを生成する。

【0066】

(2) 脂肪組織の領域に応じた超音波ビームの形成

本実施形態に係る超音波診断装置では、静止判定部 32 によって静止判定がされたときには、脂肪組織検出部として機能する装置制御部 34 が被検体 18 内の脂肪組織を検出し、脂肪組織の領域に応じた処理に基づき超音波ビームを形成する。すなわち、送信部 12 は、送受信制御部 10 による制御に従い、各振動素子 16 に出力する送信信号の遅延時間を脂肪組織の領域に応じて調整し、探触子 14 において送信ビームを形成する。また、整相加算部 22 は、脂肪組織の領域に応じて複数チャネルの受信ベースバンド信号のそれぞれの遅延時間を調整して整相加算し、探触子 14 において受信ビームを形成する。このような技術は、特許文献 2 にも記載されている。

【0067】

装置制御部 34 は、静止判定部 32 から出力される情報が運動情報から静止情報に変化した場合には、弾性画像生成部 40 から出力される弾性画像データに基づいて脂肪組織を検出する。脂肪組織の検出は、例えば、脂肪組織と他の組織との境界を検出することで行われる。また、弾性画像データに代えて断層画像データに基づいて脂肪組織の検出が行われてもよい。この場合、弾性画像生成部 40 は、画像処理部 28 のみならず装置制御部 34 にも断層画像データを出力する。

【0068】

図 4 には、被検体 18 の観測面が模式的に示されている。被検体 18 は、皮膚層 42、脂肪組織 44、および関心組織 49 を有している。これらの組織は、表面から深い方向に向かって皮膚層 42、脂肪組織 44、および関心組織 49（非脂肪組織）の順に重なる。また、図 4 には、各振動素子 16 に対する超音波の送受信経路 48 が示されている。これらの送受信経路 48 が形成する送信ビームおよび受信ビームには、フォーカス点 46 が形成されている。

【0069】

装置制御部 34 は、弾性画像データに基づいて皮膚層 42、脂肪組織 44 および関心組織 49 の各領域を特定し、脂肪組織 44 の厚み 50 を測定する。そして、脂肪組織 44 の厚み 50 を送受信制御部 10 に与える。

【0070】

送受信制御部 10 は、脂肪組織 44 の厚みに基づいて各振動素子 16 に対する遅延時間を設定する。すなわち、送受信制御部 10 は、関心組織 49 については伝搬速度を所定の標準速度とし、脂肪組織 44 については伝搬速度を脂肪用速度として求めた遅延時間に、各振動素子 16 に対する遅延時間を設定し、送信部 12 および整相加算部 22 を制御する

10

20

30

40

50

。なお、脂肪組織 44 が皮膚層 42 よりも十分に厚い場合には、皮膚層 42 の影響を遅延時間の設定に反映しなくてもよい。

【0071】

また、脂肪組織 44 の厚み対して、各振動素子 16 に対する遅延時間を対応付けた遅延時間テーブルを装置制御部 34 が記憶していてもよい。遅延時間テーブルでは、関心組織 49 については伝搬速度として所定の標準速度を用い、脂肪組織 44 については伝搬速度として脂肪用速度を用いて、各振動素子 16 に対する遅延時間が求められている。この場合、装置制御部 34 は遅延時間テーブルを参照して、脂肪組織 44 の厚み 50 に対応する各振動素子 16 に対する遅延時間を求め、各遅延時間を送受信制御部 10 に与える。送受信制御部 10 は、装置制御部 34 から与えられた各遅延時間に基づいて、各振動素子 16 に対する遅延時間を設定し、送信部 12 および整相加算部 22 を制御する。

10

【0072】

送信部 12 は、送受信制御部 10 による制御に従い、各振動素子 16 に出力する送信信号の遅延時間を調整する。これによって、送信部 12 は、探触子 14 において送信ビームを形成し、探触子 14 にプッシュ超音波パルス、弾性画像データを取得するための超音波、または、断層画像データを取得するための超音波を送信させる。

【0073】

また、整相加算部 22 は、送受信制御部 10 による制御に従い、複数チャネルの受信ベースバンド信号のそれぞれの遅延時間を調整して整相加算し、探触子 14 において受信ビームを形成する。

20

【0074】

一般に、肝臓等の関心組織での超音波の伝搬速度と、脂肪組織での超音波の伝搬速度とは異なる。送受信制御部 10 は、このような伝搬速度の相違に応じて各振動素子 16 に対する遅延時間を調整し、探触子 14 における送信ビームおよび受信ビームを形成する。これによって、脂肪組織の存在を考慮した上で良好にフォーカス点を設定し、良好な超音波ビームを形成することができる。したがって、脂肪組織の存在によってフォーカス点が形成されない、脂肪組織の存在によってフォーカス点の位置が所望の位置からずれる等の問題が生じる頻度が低くなる。これによって、弾性画像および断層画像の画質が向上する。

【0075】

(3) 動作例

図 5 には、超音波診断装置の動作例を示すタイミングチャートが示されている。図 5 (a) は、フレームデータが生成されるタイミングをパルスによって概念的に表したものである。図 5 (a) に示されている「SC」は、送信ビームおよび受信ビームを走査しているスキャン状態を示し、「FR」はスキャンによって生成されたフレームデータに対する処理を実行している状態を示す。図 5 (b) は、装置制御部 34 が脂肪組織を検出するタイミングを示す。図 5 (b) に記載されている「ON」は装置制御部 34 が脂肪組織を検出する動作状態を示し、「OFF」は装置制御部 34 が脂肪組織を検出する動作状態でない動作状態を示す。図 5 (c) は、静止判定部 32 が判定を行うタイミングをパルスによって概念的に示したものである。パルスの下方に示されている符号「Y」は、静止判定部 32 が静止判定をしたことを示す。パルスの下方に示されている符号「N」は、静止判定部 32 が運動判定をしたことを示す。

30

40

【0076】

時間 t_1 、時間 t_2 、時間 t_3 および時間 t_4 の直後において、静止判定部 32 は静止判定をし、静止判定をする元となったフレームデータに対する処理を実行する時間帯に、装置制御部 34 は脂肪組織を検出する。超音波診断装置では、脂肪組織が検出されるごとに、脂肪組織の厚みに応じた超音波ビームが形成される。先に検出された脂肪組織の厚みに基づく各振動素子 16 に対する遅延時間が、次に脂肪組織が検出されるまで用いられる。

【0077】

図 6 には、脂肪組織を検出するのに要される時間が、送信ビームを走査するのに要され

50

る時間よりも長い場合の動作例を示すタイミングチャートが示されている。図6(a)は、フレームデータが生成されるタイミングをパルスによって概念的に表したものである。図6(a)に示されている「NE」は、スキャン状態およびフレームデータを生成する状態のいずれでもない状態を示す。この状態において、装置制御部34は脂肪組織を検出する処理を実行してもよい。図6(b)に記載されている「ON」は装置制御部34が脂肪組織を検出している状態を示し、「OFF」は装置制御部34が脂肪組織を検出していない状態を示す。図6(c)は、静止判定部32が判定を行うタイミングをパルスによって概念的に示したものである。

【0078】

時間 t_1 、時間 t_2 、時間 t_3 および時間 t_4 の直後において、静止判定部32は静止判定をし、静止判定をする元となったフレームデータに対する処理を実行する時間帯に、装置制御部34は脂肪組織を検出する。さらに、静止判定をする元となったフレームデータに対する処理を実行する時間帯が終了し、次にフレームデータが生成される時間帯までの間、送信ビームの走査およびフレームデータの生成のいずれも実行していない状態(NE)となる。装置制御部34は、NEで示される時間帯に脂肪組織の検出を続行し、時間 t_a 、時間 t_b 、時間 t_c 、および時間 t_d に脂肪組織の検出を完了する。

【0079】

図7には、プッシュ超音波パルスを送信して生体組織に剪断波を発生させると共に、超音波の送信および受信によって弾性率の分布を測定する場合の動作例を示すタイミングチャートが示されている。図7(a)には、リファレンス超音波 $r(\quad)$ および $r(\quad)$ が送信される時間帯、プッシュ超音波パルスPが送信される時間帯、ならびに、トラッキング超音波 $k(\quad)$ が送信される時間帯が概念的に表されている。ここで、リファレンス超音波は、剪断波の基準位置を測定するために送信される超音波であり、トラッキング超音波は、剪断波の伝搬位置を測定するために送信される超音波である。リファレンス超音波およびトラッキング超音波は、平面波であってもよい。

【0080】

スキャン状態での時間帯0~時間帯2のそれぞれでは、リファレンス超音波 $r(\quad)$ が送信される。さらに、リファレンス超音波 $r(\quad)$ に応じて生体組織で反射した超音波が受信され、剪断波の基準位置を測定するためのフレームデータが生成される。

【0081】

図7(c)は、静止判定部32が判定を行うタイミングをパルスによって概念的に示したものである。時間 t_2 の直後において静止判定部32は静止判定をし、静止判定をする元となったフレームデータに対する処理を実行する時間帯に、装置制御部34は脂肪組織を検出する。超音波診断装置は、検出された脂肪組織の厚みに基づいて各振動素子16に対する遅延時間を設定する。すなわち、時間帯3では、時間 t_2 の直後における静止判定に伴って検出された脂肪組織の厚みに応じて各振動素子16に対する遅延時間が設定される。そして、この遅延時間に基づいて、リファレンス超音波 $r(\quad)$ に応じた複数チャンネルの受信ベースバンド信号が整相加算され、剪断波の基準位置を測定するためのフレームデータが生成される。なお、図中の符号「 \square 」は、各振動素子16に対する遅延時間が更新される前の超音波であることを示し、符号「 \square 」は、各振動素子16に対する遅延時間が更新された後の超音波であることを示している。

【0082】

超音波診断装置は、さらに、検出された脂肪組織の領域に応じた処理によって送信ビームを形成し、時間 t_3 にプッシュ超音波パルスを送信する。時間 t_3 より後のスキャンでは、トラッキング超音波 $k(\quad)$ が送信される。また、時間 t_2 の直後の静止判定に応じて各振動素子16に対する遅延時間が設定されている。この遅延時間に基づいて、トラッキング超音波 $k(\quad)$ に応じた複数チャンネルの受信ベースバンド信号が整相加算され、剪断波の伝搬位置を測定するためのフレームデータが生成される。超音波診断装置は、剪断波の基準位置を測定するためのフレームデータ、および、剪断波の伝搬位置を測定するための各フレームデータに基づいて剪断波の伝搬速度の分布を求める。さらに、剪断波の伝

10

20

30

40

50

搬速度の分布に基づいて、生体組織における弾性率の分布を求める。

【0083】

一般に、探触子からプッシュ超音波パルスを送信して剪断波を発生させる測定法では、ユーザが探触子を被検体上で静止させる。本実施形態によれば、探触子を被検体上で静止させるという操作に伴って、探触子が備える各振動素子に対する遅延時間が適切に設定され、脂肪組織の領域に応じた送信ビームの形成、および、脂肪組織の領域に応じた整相加算が適切なタイミングで行われる。

【0084】

(4) 効果

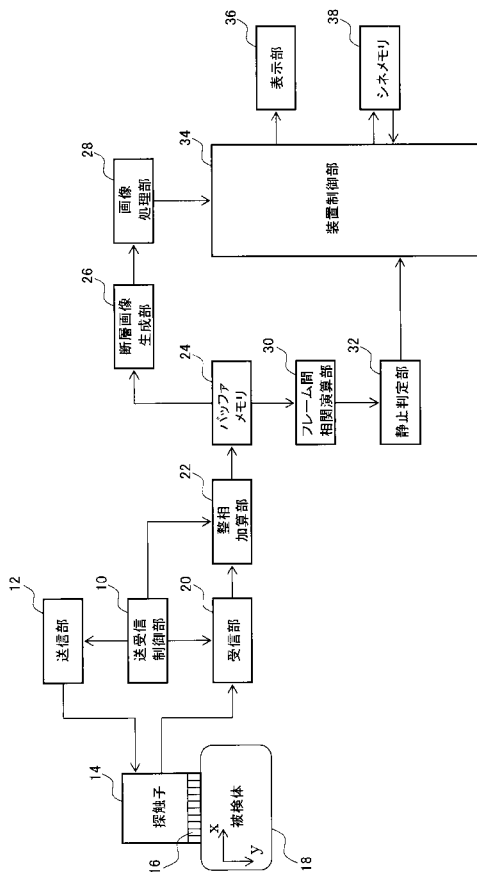
本実施形態に係る超音波診断装置は、探触子14が静止したと判定された場合に脂肪組織の検出が行われ、その後のスキャンでは、脂肪組織の厚さに応じた処理によって超音波ビームが形成される。脂肪組織の検出は探触子14が静止した状態で行われるため、適切な条件下で脂肪組織の検出が行われる。さらに、脂肪組織の検出の後に、脂肪組織の厚みに応じて形成された送信ビームによってプッシュ超音波パルスが送信され、脂肪組織の厚みに応じて形成された超音波ビームの走査によって断層画像データおよび弾性画像データが生成される。このように超音波ビームが形成されることで、断層画像および弾性画像の質が向上する。

【符号の説明】

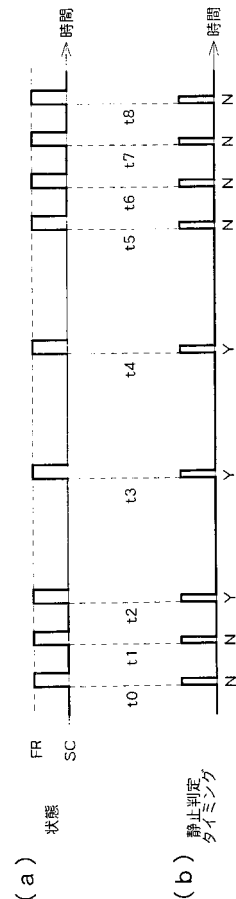
【0085】

10 送受信制御部、12 送信部、14 探触子、16 振動素子、18 被検体、20 受信部、22 整相加算部、24 バッファメモリ、26 断層画像生成部、28 画像処理部、30 フレーム間相関部、32 静止判定部、34 装置制御部、36 表示部、38 シネメモリ、40 弾性画像生成部、42 皮膚層、44 脂肪組織、46 フォーカス点、48 送受信経路、50 脂肪組織の厚み。

【図1】



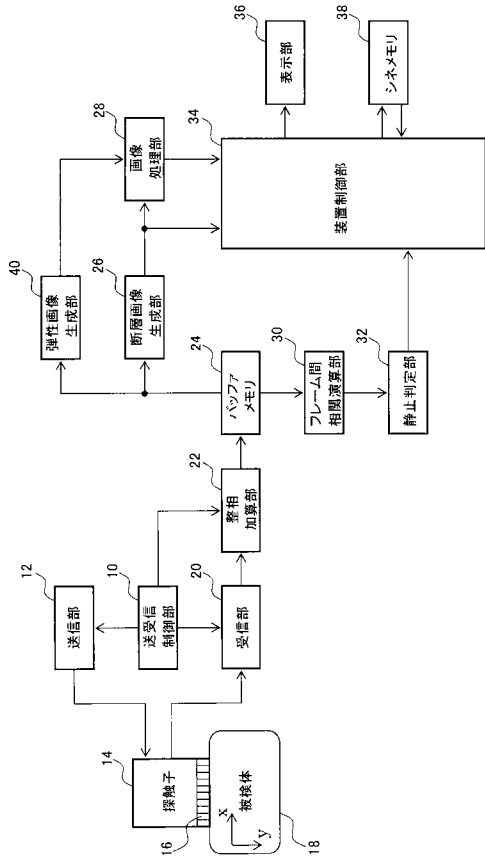
【図2】



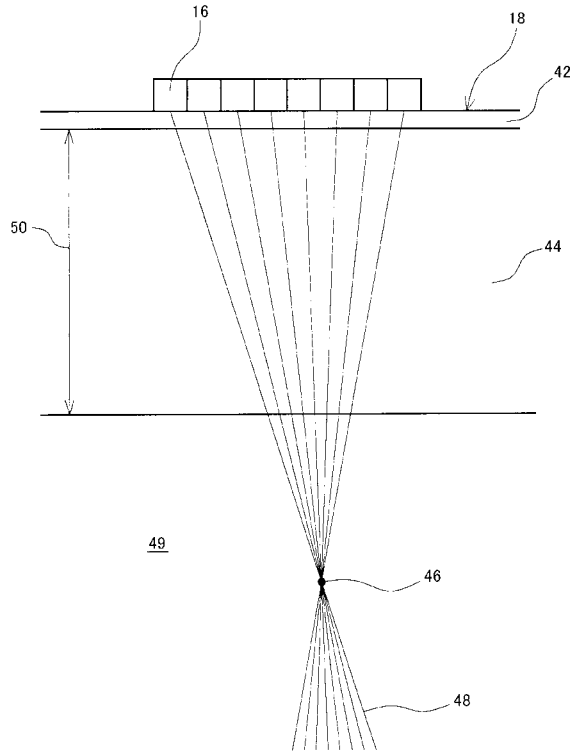
10

20

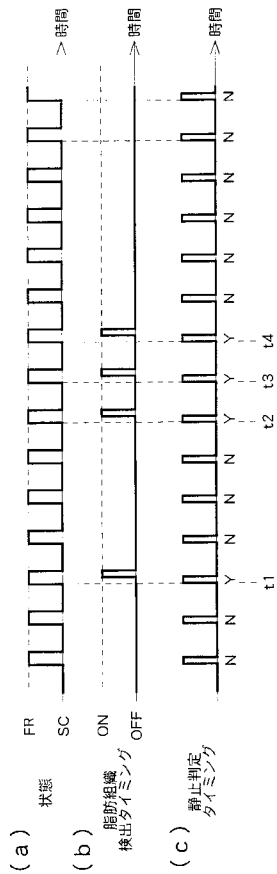
【 図 3 】



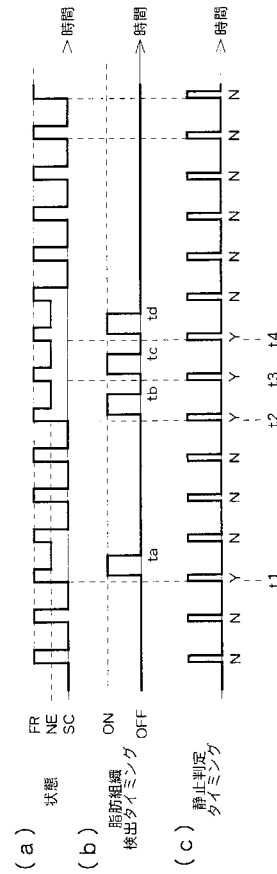
【 図 4 】



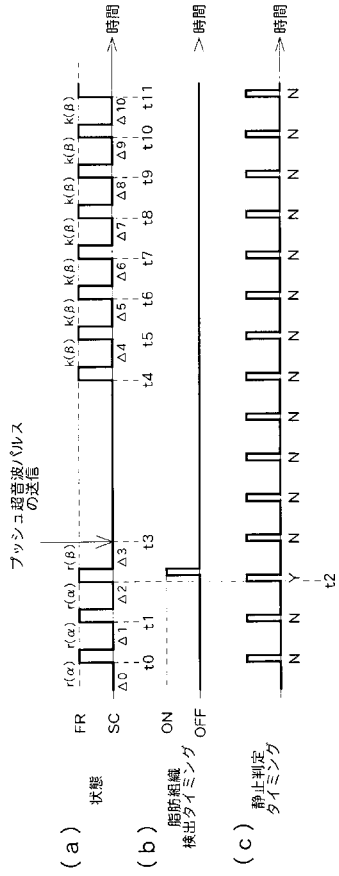
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2018023619A	公开(公告)日	2018-02-15
申请号	JP2016157728	申请日	2016-08-10
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	松村 剛		
发明人	松村 剛		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/EE11 4C601/HH17 4C601/JC17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：容易地切换超声诊断设备的正常模式或高图像质量模式的操作。 超声诊断设备以正常模式和高图像质量模式之一操作。根据探头14的移动执行切换操作模式的过程。当在正常模式下操作的超声诊断设备识别出探头14已经在与对象18接触的状态下停止时，操作模式从正常模式切换到高图像质量模式。然后，当识别出探头14开始移动时，超声波诊断设备从高图像质量模式切换到正常模式。

