

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-24828

(P2011-24828A)

(43) 公開日 平成23年2月10日 (2011.2.10)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2009-174636 (P2009-174636)
(22) 出願日 平成21年7月27日 (2009.7.27)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲

最終頁に続く

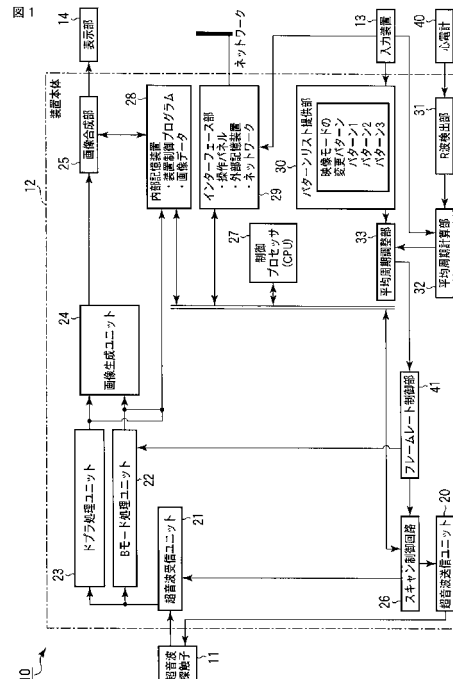
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】本発明の目的は、スキャン中に、心臓の動きの変動に合わせて、映像モード（フィルタTHI、位相変動THI、ディフェレンシャルTHI）や走査範囲などを、ユーザの操作なしに適宜変更することにある。

【解決手段】超音波診断装置は、超音波探触子11と、超音波探触子を介して被検体へ超音波を送信する超音波送信ユニット20と、超音波探触子を介して超音波のエコー信号を受信する超音波受信ユニット21と、超音波受信ユニット21の出力に基づいて、超音波画像を生成する画像生成ユニット24と、超音波画像を表示する表示部14と、被検体の心時相の一部区間において、スキャンのフレームレートを高く変更するために、超音波送信ユニット20および超音波受信ユニット21を制御するフレームレート制御部41とを具備する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波探触子と、
 前記超音波探触子を介して被検体へ超音波を送信する超音波送信ユニットと、
 前記超音波探触子を介して前記超音波のエコー信号を受信する超音波受信ユニットと、
 前記超音波受信ユニットの出力に基づいて、超音波画像を生成する画像生成ユニットと、
 、
 前記超音波画像を表示する表示部と、
 前記被検体の心時相の一部区間において、前記超音波送信ユニットおよび前記超音波受信ユニットを制御し、スキャンングのフレームレートを高く変更するフレームレート制御部と、
 を具備することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

超音波探触子と、
 前記超音波探触子を介して被検体へ超音波を送信する超音波送信ユニットと、
 前記超音波探触子を介して前記超音波のエコー信号を受信する超音波受信ユニットと、
 前記超音波受信ユニットの出力に基づいて、超音波画像を生成する画像生成ユニットと、
 、
 前記超音波画像を表示する表示部と、
 前記被検体の心拍の一部区間に対応して、前記デジタルフィルタかけるフレーム相関処理のフレーム枚数を制御し、デジタルフィルタにかけるフレーム相関処理のフレーム枚数を少なく変更するフレーム相関処理枚数制御部と、
 を具備することを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3】

超音波探触子と、
 前記超音波探触子を介して被検体へ超音波を送信する超音波送信ユニットと、
 前記超音波探触子を介して前記超音波のエコー信号を受信する超音波受信ユニットと、
 前記超音波受信ユニットの出力に基づいて、超音波画像を生成する画像生成ユニットと、
 、
 前記超音波画像を表示する表示部と、
 前記被検体の心拍の一部区間について、前記MTIフィルタのカットオフ周波数を制御し、MTIフィルタのカットオフ周波数を高く変更するMTIフィルタ制御部と、
 を具備することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 4】

前記フレームレート制御部は、前記被検体の心拍の一部区間について、前記被検体の走査範囲を狭く変更することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記フレームレート制御部は、前記被検体の心拍の一部区間について、少なくとも 2 レートで前記超音波を送信して得られる前記超音波のエコー信号に基づいて映像化する映像モードから、少なくとも 1 レートで前記超音波を送信して得られる前記超音波のエコー信号に基づいて映像化する映像モードへと変更することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

超音波探触子と、
 前記超音波探触子を介して被検体へ超音波を送信する超音波送信ユニットと、
 前記超音波探触子を介して前記超音波のエコー信号を受信する超音波受信ユニットと、
 前記超音波受信ユニットの出力に基づいて、Bモードの処理を行うBモード処理ユニットと、
 前記Bモード処理ユニットからの出力に基づいて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、

50

前記超音波画像を表示する表示部と、

前記Bモード処理ユニットからの出力データに基づいて、少なくとも2レートで前記超音波を送信して得られる前記超音波のエコー信号に基づいて映像化する映像モードと、少なくとも1レートで前記超音波を送信して得られる前記超音波のエコー信号に基づいて映像化する映像モードとを動的に切り替えるための閾値を計算する制御プロセッサと、

前記計算結果の閾値に基づいて、前記超音波送信ユニットと前記超音波受信ユニットを制御し、前記映像モードを動的に切り替える前記フレームレート制御部と、を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、探触子、超音波送受信機、エコー信号処理部、表示装置を具備し、被検体内部を超音波で走査し、得られたエコー信号に基づいて超音波画像を得て表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

通常、超音波診断装置を用いた診断において、映像モード（組織ハーモニックイメージングの三種すなわち、フィルタTHI、位相変調THI、ディフェレンシャルTHI、および基本波）、走査範囲、デジタルフィルタにかけるフレーム枚数、MTIフィルタのカットオフ周波数の変更は、超音波診断装置のタッチパネルを選択することによって行われている。

20

【0003】

拍動の時相（心時相）1サイクルには心臓の収縮期と拡張期が存在し、収縮期は心臓の動きが速く、拡張期は心臓の動きが遅い。また映像モードには、フレームレートが速く時間分解能に優れたフィルタTHIおよび基本波によるものや、フレームレートが遅く空間分解能に優れた位相変調THIおよびディフェレンシャルTHIがある。

【0004】

従来、映像モードなどは、スキャン前に選択され、スキャン中は固定される。このため、映像モードなどは、収縮期もしくは拡張期の少なくとも一方にしか適応しておらず、良好な超音波画像が得られない場合がある。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2007-159922号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の目的は、スキャン中に、心臓の動きの変動に合わせて、映像モード（フィルタTHI、位相変調THI、ディフェレンシャルTHI）や走査範囲などを、ユーザの操作なしに適宜変更することにある。

40

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0008】

本発明の第1局面は、超音波探触子と、超音波探触子を介して被検体へ超音波を送信する超音波送信ユニットと、超音波探触子を介して超音波のエコー信号を受信する超音波受信ユニットと、超音波受信ユニットの出力に基づいて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、超音波画像を表示する表示部と、被検体の心時相の一部区間において、スキャンのフレームレートを高く変更するために、超音波送信ユニットおよび超音波受信ユニットを制御するフレームレート制御部とを具備する超音波診断装置を提供する。

50

【 0 0 0 9 】

本発明の第2局面は、超音波探触子と、超音波探触子を介して被検体へ超音波を送信する超音波送信ユニットと、超音波探触子を介して超音波のエコー信号を受信する超音波受信ユニットと、超音波受信ユニットの出力に基づいて、超音波画像を生成する画像生成ユニットと、超音波画像を表示する表示部と、被検体の心拍の一部区間に対応して、デジタルフィルタにかけるフレーム関連処理のフレーム枚数を少なく変更するために、デジタルフィルタにかけるフレーム関連処理のフレーム枚数を制御するフレーム関連処理枚数制御部とを具備する超音波診断装置を提供する。

【 0 0 1 0 】

本発明の第3局面は、超音波探触子と、超音波探触子を介して被検体へ超音波を送信する超音波送信ユニットと、超音波探触子を介して超音波のエコー信号を受信する超音波受信ユニットと、超音波受信ユニットの出力に基づいて、超音波画像を生成する画像生成ユニットと、超音波画像を表示する表示部と、被検体の心拍の一部区間について、MTIフィルタのカットオフ周波数を高く変更するために、MTIフィルタのカットオフ周波数を制御するMTIフィルタ制御部とを具備する超音波診断装置を提供する。

【 0 0 1 1 】

本発明の第4局面は、超音波探触子と、超音波探触子を介して被検体へ超音波を送信する超音波送信ユニットと、超音波探触子を介して超音波のエコー信号を受信する超音波受信ユニットと、超音波受信ユニットの出力に基づいて、Bモードの処理を行うBモード処理ユニットと、Bモード処理ユニットからの出力に基づいて超音波画像を生成する画像生成ユニットと、超音波画像を表示する表示部と、Bモード処理ユニットからの出力データに基づいて、少なくとも2レートで超音波を送信して得られる超音波のエコー信号に基づいて映像化する映像モードと、少なくとも1レートで超音波を送信して得られる超音波のエコー信号に基づいて映像化する映像モードとを動的に切り替えるための閾値を計算する制御プロセッサと、計算結果の閾値に基づいて、映像モードを動的に切り替えるために超音波送信ユニットと超音波受信ユニットを制御するフレームレート制御部とを具備する超音波診断装置を提供する。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 2 】

本発明の超音波診断装置によれば、心臓の動きの変動に合わせて、映像モードや走査範囲などをユーザの操作を介さずに変更することで、心時相におけるフレームレートなどが適正化でき、さらに操作性が改善できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 3 】

【図1】図1は、第1の実施形態において、フレームレートの変更パターン在具体例として、映像モードの変更パターンを適用した超音波診断装置10のブロック構成図を示している。

【図2】図2は、第1の実施形態において心時相に対応した映像モードの変更において、実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図3】図3は、図1に記載され、図2で用いられる映像モードの変更パターンの一例である。

【図4】図4は、第1の実施形態において、フレームレートの変更パターン在具体例として、走査範囲の変更パターンを適用した超音波診断装置10のブロック構成図を示している。

【図5】図5は、第1の実施形態において心時相に対応した走査範囲の変更において、実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図6】図6は、図4に記載され、図5で用いられる走査範囲の変更パターンの一例である。

【図7】図7は、第2の実施形態において、心時相に応じてデジタルフィルタにかけるフレーム関連処理のフレーム枚数を変更する超音波診断装置10のブロック構成図を示し

10

20

30

40

50

ている。

【図 8】図 8 は、図 7 に記載され、図 9 で用いられるデジタルフィルタにかけるフレーム関連処理のフレーム枚数の変更パターンの一例である。

【図 9】図 9 は、第 2 の実施形態において心時相に対応したデジタルフィルタにかけるフレーム関連処理のフレーム枚数の変更において、実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図 10】図 10 は、第 3 の実施形態において心時相に応じて M T I フィルタのカットオフ周波数を変更する超音波診断装置 10 のブロック構成図を示している。

【図 11】図 11 は、図 10 に記載され、図 12 で用いられる M T I フィルタのカットオフ周波数の変更パターンの一例である。

【図 12】図 12 は、第 3 の実施形態において心時相に対応した M T I フィルタのカットオフ周波数の変更において、実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図 13】図 13 は、第 4 の実施形態において、B モード処理ユニットからの出力データに基づいて、映像モードを動的に変更する超音波診断装置 10 のブロック構成図を示している。

【図 14】図 14 は、第 4 の実施形態において、B モード処理ユニットからの出力データに基づいて、映像モードの動的な変更において、実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図 15】図 15 は、図 13 に記載され、図 14 で用いられる映像モードの動的な変更方法の一例である。

【図 16】図 16 は、従来の超音波診断装置のブロック構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態を説明する。

【0015】

(第 1 の実施形態)

図 1 は本実施形態に係る超音波診断装置 10 のブロック構成図を示している。同図に示すように、本超音波診断装置 10 は、超音波深触子 11、装置本体 12、装置本体 12 に接続されユーザからの各種指示・命令・情報を装置本体 12 に取り込むための入力装置 13、表示部 14、とから構成される。入力装置 13 は、図示しないが、関心領域 (R O I) の設定などを行うためのトラックボール、スイッチボタン、マウス、キーボードを有する。また、装置本体 12 は、超音波送信ユニット 20、超音波受信ユニット 21、B モード処理ユニット 22、ドプラ処理ユニット 23、画像生成ユニット 24、画像合成部 25、スキャン制御回路 26、制御プロセッサ (C P U) 27、内部記憶装置 28、インターフェース部 29、パターンリスト提供部 30、R 波検出部 31、平均周期計算部 32、平均周期調整部 33、フレームレート制御部 41 を有している。加えて装置本体 12 には、被検体の心電波形を収集する心電計 40 が別途設けられている。

【0016】

超音波探触子 11 は、圧電セラミックス等の音響 / 電気可逆的変換素子としての圧電振動子を有する。複数の圧電振動子は並列され、超音波探触子 11 の先端に装備される。

【0017】

超音波送信ユニット 20 は、図示しないが、レートパルス発生器と、送信遅延部と、パルスを備え、制御プロセッサ 27 により、内部記憶装置 28 に記憶されている送信条件を読み込み、該送信条件に従ってレートパルスを発生する。各レートパルスには、本超音波送信ユニット 20 において、超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が与えられ、超音波探触子 11 にはチャンネル毎に電圧パルスが印加される。これにより、超音波探触子 11 から超音波ビームが被検体に送信される。

【0018】

また、ユーザの入力装置 13 またはインターフェース部 29 を介した選択操作によって内部記憶装置 28 に記憶されたスキャンプログラムや装置制御プログラムが読み出される

10

20

30

40

50

。これらに従って制御プロセッサ 27 により、走査を制御するスキャン制御回路 26 を経て、超音波送信ユニット 20 および超音波受信ユニット 21 が制御される。同様に、ユーザの入力装置 13 またはインターフェース部 29 を介した選択操作によってパターンリスト提供部 30 にあらかじめ記憶されたフレームレートの変更パターンが読み出される。ここで、変更パターンとは、心時相 1 サイクルでの収縮期および拡張期、さらには各期内における心臓の動きの速さに適した映像モードなどを、心電波形信号の鋭いピークである R 波の頂点からの経過時間に沿って並べた型と定義される。

【0019】

フレームレート制御部 41 は、この変更パターンに従ってフレームレートを心時相に応じて変更する。フレームレートの変更に基づいて、スキャン制御回路 26 を介して超音波送信ユニット 20 と超音波受信ユニット 21 を制御する。また、必要に応じて B モード処理ユニットの制御も同時に行う。この具体的な処理の流れについては、後ほど詳述する。

10

【0020】

一方、画像生成用に被検体内に照射された超音波ビームは、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射し、その反射波が超音波探触子 11 で受信される。この探触子 11 からチャンネル毎に出力エコー信号は、超音波受信ユニット 21 に取り込まれる。エコー信号は、超音波受信ユニット 21 内で、図示しないが、プリアンプ、受信遅延回路、加算器の順に処理される。プリアンプでは、エコー信号をチャンネル毎に増幅し、十分な S/N 比を確保する。次の受信遅延回路では、細いビーム幅を得るため所定の深さからの受信超音波を集束するための遅延時間と、所定方向からの受信超音波に対して強い受信指向性を設定するための遅延時間を、プリアンプの出力に与える。そして所定の遅延時間が与えられた受信遅延回路の出力は、加算器に送られ加算合成される。この加算により受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。この送信指向性と受信指向性とにより超音波送受信の総合的な指向性が決定される（この指向性により、いわゆる「超音波走査線」が決まる。）。

20

【0021】

超音波受信ユニット 21 から出力されるエコー信号は、B モード処理ユニット 22 と、ドプラ処理ユニット 23 に送られる。B モード処理ユニット 22 には、図示しないが包絡線検波回路、対数変換器、アナログディジタルコンバータを介してディジタル化され、検波データとして出力される。また、ドプラ処理ユニット 23 では、直交位相検波を行ってドプラ信号を抽出し、抽出されたアナログ信号を図示しないが A/D コンバータでディジタル信号に変換する。次いで、図示しないが、高域通過用のディジタルフィルタである MTI フィルタ 47 によって、臓器の呼吸性移動や拍動性移動等に起因するドプラ成分（クラッタ成分）を除去する。さらに、図示しないが、ドプラ処理ユニット 23 内の最後の処理にあたる自己相関演算器では、MTI フィルタ 47 によって血流情報のみが抽出されたドプラ信号に対して自己相関値を算出し、更に、この自己相関値に基づいて血流の平均速度値や、分散値等を算出する。

30

【0022】

画像生成ユニット 24 は、B モード処理ユニット 22 から入力した検波データを用いてディジタルフィルタであるフレーム相関処理 45 等を実行し、B モード画像を生成する。また、ドプラ処理ユニット 23 からの入力値である血液情報を用いて、画像生成ユニット 24 は、平均速度画像、分散画像、パワー画像、これらの組合せ画像を生成する。これらに加えて、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換し、表示画像としての超音波診断画像を生成する。また、画像生成ユニット 24 は、画像データを格納する記憶メモリを搭載しており、3 次元画像の再構成処理などを行うことが可能である。なお、当該画像生成ユニット 24 に入る以前のデータは、「生データ」と呼ばれることがある。

40

【0023】

画像合成部 25 は、図示しないが、シネメモリ、フレームメモリ等を有し、画像生成ユニット 24 から受け取った画像を、種々のパラメータの文字情報や目盛等と共に合成し、

50

表示部 14 に出力する。シネメモリは、例えばフリーズする直前の複数のフレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。このシネメモリ記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画像を表示することも可能である。フレームメモリは、1フレーム分の超音波画像を記憶するメモリであり、当該フレームメモリに現在記憶されている画像が表示部 14 に表示される。

【0024】

制御プロセッサ（CPU）27 は、ユーザにより入力装置 13 または、インターフェース部 29 から入力されたモード選択、ROI 設定、パターンリストの選択、送信開始・終了に基づき、内部記憶装置 28 に記憶された送受信条件と装置制御プログラムを読み出し、これらに従って、当該超音波診断装置を静的にまたは動的に制御する。

10

【0025】

内部記憶装置 28 は、当該装置の制御プログラム、診断プロトコルや送受信条件等の各種データ群、Bモード処理ユニット 22 やドブラ処理ユニット 23 において走査方向単位で生成された Bモードデータとドブラデータ（生データ）、画像生成ユニット 24 で生成されたシネメモリ上の超音波画像等を記憶する。また内部記憶装置 28 は、一連の検査手順を構成する各処理を実現する各種小プログラム（アクティビティ）、及び各種アクティビティによって構成された検査手順（ワークフロー）に従って装置を制御するための制御プログラムを格納する。

【0026】

表示部 14 は、画像合成部 25 からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や血液情報を画像として表示する。この表示部 14 で表示された画像等は、画像合成部 25 内のフレームメモリに記憶された対応する画像データを用いて、内部記憶装置 28 に記憶される。また、内部記憶装置 28 に記憶された画像データを表示部 14 で表示することも可能である。

20

【0027】

心電計（ECG：ElectroCardiogram）40 は、被検体の心臓の電気現象による時間的変化を記録したグラフ、すなわち心電図（ECG 波形）を計測する。心電計 40 で検出された心電波形信号は、自動的に内部記憶装置 28 に記憶されると共に、必要であれば画像合成部 25 を介して表示部 14 に送られ、心電波形として表示される。

【0028】

R 波検出部 31 は、心電計 40 で計測された心電波形信号に基づいて、特定波、例えば心電波形信号の鋭いピークである R 波を検出する。

30

【0029】

平均周期計算部 32 は、被検体のハートレートが安定した後、R 波検出部 31 で検出した R 波の周期を多数求め、これらの平均化の計算をする。

【0030】

平均周期調整部 33 は、ユーザによる入力装置 13 またはインターフェース部 30 を介した選択操作によって読み出されたフレームレートの変更パターン長を平均周期に合わせて調整を行う。この調整は、上記変更パターン長に対するその構成要素の部分長の割合を、調整前後においてほぼ等しく保ったまま行われる。

40

【0031】

（動作）映像モード変更

次に、本超音波診断装置 10 において、心時相に応じたフレームレートの変更における動作について説明する。なお、フレームレートの変更はどのようなものを用いてもよいが、本実施形態では説明を具体的にするため、例えば映像モードの変更と走査範囲の変更の 2 点について説明を行う。フレームレートを変更するために、映像モードと走査範囲とのいずれを選択するか、映像モードと走査範囲とを併用するかに関しては、ユーザによりスキャン条件設定の段階で指定される。

【0032】

まず、フレームレートの変更パターンの具体例として映像モード（THI：Tissue Har

50

monic Imaging、組織ハーモニックイメージング)の変更パターンを適用した場合について説明する。図1は、フレームレートの変更として、映像モードの変更パターンを適用した場合の構成図である。

【0033】

フレームレート制御部41は、映像モードの変更パターンに応じて映像モードをスキャン中に変更し、変更した映像モードに基づいて、スキャン制御回路26を介して超音波送信ユニット20と超音波受信ユニット21を制御する。また、THIによって、基本周波数(送信中心周波数)の2倍のハーモニック成分を主として抽出する抽出方法が異なるため、映像モードと対応したハーモニック成分の抽出方法の制御をBモード処理ユニット22に対して行う。

10

【0034】

図2は、心時相に対応して、映像モードの変更における各処理のフローチャートである。同図に示すように、はじめに、心電計40によって心電図(ECG)信号を取得し(ステップS1)、R波検出部31においてR波を検出する(ステップS2)。次に、被検体のハートレートが安定した後、平均周期計算部32が、R波検出部31で検出したR波に基づいてR波の周期を多数求め、R波の周期の平均値を計算する(ステップS3)。

【0035】

次に、ユーザが入力装置13で選択した映像モードの変更パターンもしくはデフォルトのパターンをパターンリスト提供部30から読み出す(ステップS4)。パターンリスト提供部30から読み出す映像モードの変更パターンは、図3に記載されたように、例えば、臨床的な心臓の動きと対応した3種類のTHIの組合せで与えられる。

20

【0036】

以下、映像モードの変更パターンを、その一例である図3を参照としながら説明する。図3に記載されている4種類の映像モードは、超音波の送信を1回だけ行いフレームレートが速く時間分解能に優れたフィルタTHI(FTHI: Filter Tissue Harmonic Imaging、フィルタ組織ハーモニックイメージング)および基本波によるイメージング(Fund: Fundamental Imaging)と、超音波の送信を少なくとも2回行い、これらの映像モード(FTHI、Fund)に比べてフレームレートが遅い代償として空間分解能に優れた位相変調THI(PMTHI: Phase Modulation Tissue Harmonic Imaging、位相変調組織ハーモニックイメージング)およびディフェレンシャルTHI(DTHI: Differential Tissue Harmonic Imaging、ディフェレンシャル組織ハーモニックイメージング)の2種類に大別できる。

30

【0037】

上記2種類の大別から、心臓の動きが速い収縮期には、フレームレートが速いFTHIとFundが適切であり、心臓の動きが遅い拡張期には、PMTHIとDTHIが適切である。

【0038】

また、各映像モードに対して、受信中心周波数及び帯域幅を変えることで、3種類((1)、(2)、(3))の映像モードの特性が与えられる。帯域幅が広いと距離分解能が良くなり、受信中心周波数が低いと、周波数依存減衰(FDA: Frequency-Dependent Attenuation)の影響を受けにくく遠距離までスキャンが可能となる。これら2点およびフレームレートを考慮すると、広い帯域幅と低い受信中心周波数を持ち、かつフレームレートが遅い映像モードD、Jは、心臓の動きが遅い拡張期に用いることが適している。

40

【0039】

一方、収縮期においては、心臓の大きさが小さくなるため、周波数依存減衰(FDA)の影響が出ない程度に受信中心周波数を高くし、距離分解能を向上させる。また、帯域幅を狭くすることで、感度を向上させ時間分解能を向上させる。これら2点およびフレームレートを考慮すると、狭い帯域幅と高い受信中心周波数を持ち、かつフレームレートが速い映像モードC、Iは、心臓の動きが速い収縮期に用いることが適している。

【0040】

以上の特性すなわち、フレームレートおよび、受信中心周波数、帯域幅に基づいて、図3の各変更パターンについて、より詳しく解説を行う。

50

【 0 0 4 1 】

はじめに、心電図信号および、図 3 における収縮期および拡張期の定義を行う。

【 0 0 4 2 】

図 3 上部には、心電図信号の一般的な波形の模式図を示している。横軸は時間であり、映像モードの変更を見やすくする都合上、映像モードの時間間隔は一様ではない。縦軸は mV であり、心臓の興奮（脱分極）が心電計の電極点に向かってくるときは正值を示し、遠ざかる場合には負値を示す。心電図波形は図のように、P 波、Q 波、R 波、S 波、T 波と呼ばれる特定波が存在する。同図において、R 波の頂点から T 波の終わり付近までが心室の収縮期であり、T 波の終わり付近から次の R 波の頂点までが心室の拡張期であると理解されている。R 波の頂点から、心室の収縮期と心室の拡張期の境界である T 波の終わり付近までの時間は、心拍数によって変動する。そのため、図 3 における R 波をトリガーとして考えた場合の心臓の収縮期は、R 波の頂点から T 波の終わりまでと定義する。心臓の拡張期については、T 波の終わりから次の R 波の頂点までと定義する。

10

【 0 0 4 3 】

次に、上記定義に沿って図 3 における映像モードの選択について解説を行う。まず、心臓の収縮期において上記映像モードの特性を対応させる。R 波の頂点（僧帽弁閉鎖）から、S 波から T 波に続く曲線と横軸との交点までの間隔は、等容収縮期および急速駆出期にあたる。等容収縮期では、心室が収縮を開始するため心臓自体も大きな速度で収縮し、心臓の大きさは小さくなる。急速駆出期では、さらに心室が収縮を続けながら大動脈弁が開き、血液が急速に大動脈へ流れ出すことで心室の容積は急激に減少する。よって、心臓は大きな速度で収縮し心臓の大きさは小さくなる。これらのことからこの区間については、フレームレートが高い FTHI でかつ帯域幅が狭く受信中心周波数が高い映像モードすなわち図 3 における映像モード C を適用する。

20

【 0 0 4 4 】

続いて、減速駆出期の区間も収縮期であるが、心室の弛緩が始まるため、上記等容収縮期および急速駆出期の収縮速度より遅くなるので、上記映像モード C より帯域幅が広く受信中心周波数が低い映像モード A を適用する。

【 0 0 4 5 】

大動脈弁閉鎖後から T 波の終わりについては等容弛緩期に相当し、等容収縮期および急速駆出期と比較すると、収縮および拡張という動きの違いはあるが、動きの速さについては、同程度に高いと考えられる。従って、フレームレートが高い FTHI で、かつ、帯域幅が狭く受信中心周波数が高い映像モード、すなわち図 3 における映像モード C を適用する。

30

【 0 0 4 6 】

次に、僧帽弁開放後の拡張期の初期については、等容収縮期や等容弛緩期に比べて心臓の動きは緩慢であると考えられるが、心房からの血液の急速な流入により、心室の容積が急激に増加することから、減速駆出期に比べて心臓の動きは速いと考えられ、映像モード C と A の中庸である映像モード B を適用する。

【 0 0 4 7 】

収縮期および拡張期の初期における以上の映像モードの変更が複雑な場合には、PMTHI および受信中心周波数を F D A の影響が出ない程度に高く設定することで距離分解能を確保しつつ、帯域幅を狭くし感度を向上させ、フレームレートの低さ（2 回送信を行うこと）を補償し、収縮期全般および拡張期の初期にわたって同じ映像モード（映像モードの変更パターン 2 における収縮期の F）を選択することも可能である。

40

【 0 0 4 8 】

次に、拡張期の初期の映像モードである B、F に続く区間について説明する。この区間は減速充満期と呼ばれ、心房から心室へ血液が流入する区間である。しかし急速充満期の区間において大部分の血液が心房から心室へ流入しているため、この区間における血液の流入量は、ごくわずかである。従って、上記映像モード B、F の区間よりもさらに緩やかにかつ漸近的に遅く心臓が動くため、映像モードは漸近的に空間分解能がよくなるように選択できる。すなわち、漸近的に空間分解能が高く、広い帯域幅と低い受信中心周波数（

50

FDAが弱く、より遠方までスキャンが可能)になる映像モードの並びである。例えば、図3では、映像モードの変更パターン2における映像モードFの後および、変更パターン3における映像モードBの後に続く映像モードE、K、Jである。映像モードJの終点は、減速充満期が終わるP波の頂点である。

【0049】

この後の区間としては、僧帽弁閉鎖すなわち次のR波の頂点まで心房収縮期に入るため、心臓の動きに合わせて映像モードを変える必要がある。漸近的に心臓の動きが速くなることから、選択される映像モードは、図3の映像モードの変更パターン2およびパターン3における映像モードJの後に続く映像モードK、Lである。

【0050】

以上の映像モードの変更が複雑な場合には、PMTHIおよび広帯域幅で距離分解能を確保しつつ、受信中心周波数低く設定することで、被検体の深部までスキャンを可能にし、拡張期の急速充満期の終わりからP波の終わり付近まで同じ映像モード(映像モードの変更パターン1における拡張期のD)を選択することも可能である。ただし、その後の心房収縮期においては、心臓の動きに合わせて映像モードを変える必要がある。この区間では、心臓の動きが速くなることから、選択される映像モードは、図3における映像モードの変更パターン1映像モードDの後に続く映像モードEである。

【0051】

以上図3における各映像モードの変更パターンの詳細を説明してきたが、パターンの概略を説明すると次のようになる。パターン1は収縮期を重視したパターンに、パターン2は拡張期を重視したパターンに組まれている。また、パターン3は、収縮期と拡張期の全区間にわたって映像モードが最適化されたパターンに組まれている。図3では、例として3種類の映像モードの変更パターンが示されているが、パターンリスト提供部30で提供されるパターンは、上記3種類に限定されない。例えば、パターン2の収縮期部分とパターン1の拡張期部分を組み合わせれば、変更パターンは更に簡略化できる。また、ユーザが、診断目的に応じて映像モードの組合せを任意に設定できるようにしておいてもよい。またメンテナンス時などに、よりよい映像モードの変更パターンへ更新できるようにしておいてもよい。

【0052】

フローチャートに戻ると、パターンリスト提供部30から映像モードの変更パターンを読み出した(ステップS4)後、映像モードの変更パターン長をR波の平均周期に合わせて調整し(ステップS5)、R波検出を検出する(ステップS6)。ここで、説明の便宜上、映像モードの変更順序を表す変数 n を導入し、初期化する(ステップS7)。パターンリスト提供部30から読み出した映像モードの変更パターンに基づいて、映像モード I_n でスキャンを実行する(ステップS8)。スキャン開始後、映像モード I_n の継続時間 t (以後、モード継続時間)の計測を開始(ステップS9)し、図3の映像モードの変更パターンによって設定された映像モード I_n を用いる時間 t_n (以後、モード設定時間)を読み込み、 $t = t_n$ すなわちモード継続時間とモード設定時間が等しくなるまでスキャンを続行(ステップS10)する。 $t = t_n$ すなわちモード継続時間(t)がモード設定時間(t_n)に達したとき、映像モード I_n から映像モード I_{n+1} へ映像モードを変更(ステップS11)する。映像モードの変更に係る上記フローを言い換えると、映像モード I_n に対して t_n のみスキャンを実行し、その後映像モード I_{n+1} へ変更するということである。このとき、フレームレート制御部41が、Bモード処理ユニット22と超音波送信ユニット20と超音波受信ユニット21を変更した映像モードに応じて制御する。次に n をインクリメントし(ステップS12)、モード継続時間 t をリセットする(ステップS13)。上記映像モードの変更は各映像モードのスキャン実行時間に基づいているが、R波からの経過時間に基づいて映像モードの変更を行ってもよい。

【0053】

以後R波を検出するまで映像モード I_n でスキャンを実行する処理(ステップS8)が

10

20

30

40

50

ら、 t をリセットする処理（ステップS 1 3）までの手順を繰り返し行う。

【0054】

また、R波を検出すれば（ステップS 1 4）、スキヤンの終了をユーザが選択する（ステップS 1 5）まで、映像モードの変更順序を表す変数 n を導入し初期化する処理（ステップS 7）からR波検出の判断処理（ステップS 1 4）までの手順を繰り返し行う。

【0055】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0056】

本超音波診断装置によれば、臨床的な心臓の動きと対応した映像モード（3種のTHI）の変更パターンを導入し、被検体のR波の平均周期に基づいて映像モードの変更パターン長を調整し、この被検体の心時相に応じて映像モードを変更する。これにより、心臓の動きの変動に対してフレームレートを適正化できる。

10

【0057】

（動作）走査範囲の変更

次に、フレームレートの変更パターンの具体例として走査範囲の変更パターンを適用した場合について説明する。図4は、フレームレートの変更パターンとして、走査範囲の変更パターンを適用した場合の構成図である。図1と同じ構成部分には同符号を付して、その詳細な説明は省略する。

【0058】

フレームレート制御部41は、走査範囲の変更パターンに応じてスキヤン中に走査範囲を変更し、変更した走査範囲に基づいて、スキヤン制御回路26を介して超音波送信ユニット20と超音波受信ユニット21を制御する。

20

【0059】

図5は、心時相に対応して実行される走査範囲の変更における各処理のフローチャートである。図2と比較すると、パターンリスト提供部30から読み出すパターンが、映像モードの変更パターンから走査範囲の変更パターンへ、また、映像モード I_n から走査範囲 S_{R_n} へと置き換わっており、図2のステップS11内の「Bモード処理ユニット」を削除したフローチャートとなっている。上記の変更点を除いて、心時相に対応して実行される走査範囲の変更における各処理のフローは同じであり、以下では図2と異なる点である走査範囲の変更パターンについて説明する。

30

【0060】

パターンリスト提供部30から読み出す走査範囲の変更パターンは、図6に記載されたように、例えば、臨床的な心臓の動きと対応した、構成する超音波走査線の本数が異なる2種類（走査範囲が2次元での対応：パターン1）の走査範囲の組合せ、もしくは、構成する超音波走査線の本数が異なる3種類（走査範囲が3次元での対応：パターン2）の走査範囲の組合せで与えられる。

【0061】

以下、走査範囲の変更パターンを、その一例である図6と照合しながら説明する。図6の心電図波形および収縮期、拡張期の定義については、図3と同様である。また、図6に記載されている走査範囲のパターンは、2次元の走査範囲を対象にしたものと、3次元の走査範囲を対象にしたものの2種類に大別できる。

40

【0062】

はじめに2次元における走査範囲の変更パターンすなわちパターン1について、より詳しく解説する。

【0063】

まず、T波の終わりから次のR波の頂点までの拡張期における走査範囲の適用について説明する。P波の頂点付近では、心臓の大きさは最大となる。最大に拡張した心臓の全領域を少なくともカバーできる走査範囲を最大走査範囲という。すなわち、上記最大走査範囲は、走査範囲を変更するときの基準とする走査範囲であり、図6の一覧表の走査範囲2D2である。

50

【 0 0 6 4 】

次に、R波の頂点からT波の終わりまでの収縮期においては、心臓の大きさは小さくなり、心臓の動く速さは大きい。これらのことを考慮すると、心臓の大きさに合わせて走査範囲を狭め、走査線数を減らすことでフレームレートを上げることができる。すなわち空間分解能（走査線密度）一定のもとでは、走査範囲の角度を狭めることで、フレームレートを上げることができ、結果として心臓の速い動きに対して時間分解能が向上する。これらのことから、最大走査範囲に対するスキャン実行時の走査範囲の割合（角度比、走査線本数比）を例えば80%とする走査範囲、例えば図6の走査範囲2D1を適用する。

【 0 0 6 5 】

次に、3次元の走査範囲の変更パターンすなわちパターン2について解説する。

10

【 0 0 6 6 】

変更パターン2の解説に先立ち、図6の走査範囲の一覧表に記載されているアジマス方向とエレベーション方向について説明する。アジマス方向とは、例えばフェイズドアレイ型探触子におけるアレイの配列方向であり、エレベーション方向とは、走査断面に対して垂直な方向である。

【 0 0 6 7 】

拡張期については、図6に示されているように、2つの区間に分割する。ひとつめの区間は、最も心臓の動きが緩慢になり、かつ心臓の大きさも他の区間に比べて大きくなる減速充満期と心房収縮期をまとめた区間である。もうひとつの区間は、収縮期と上記まとめた区間のあいだにある急速充満期である。

20

【 0 0 6 8 】

まず、ひとつめの区間である減速充満期と心房収縮期をまとめた区間について、適用する走査範囲を説明する。この減速充満期は、心房から心室へ血液が流入する区間であるが、急速充満期において大部分の血液が心房から心室へ流入しているため、この区間における血液の流入量はごくわずかである。そのため、心臓の動きは最も緩慢であり、かつ心臓の大きさは最大値に近づく。また、心房収縮期についても上記減速充満期とほぼ同様に心臓の動きは緩慢であり、かつ心臓の大きさは最大値から漸減する。心房収縮については、心房の大きさは心室の大きさに比べて小さいため、心臓全体の大きさへの寄与は小さい。以上のことから、減速充満期と心房収縮期において同じ走査範囲を適用する。この走査範囲は、心臓の大きさが最大値近傍であることから、パターン1における最大走査範囲に相当する走査範囲すなわち、アジマス方向およびエレベーション方向ともに110°である走査範囲3D3を適用する。

30

【 0 0 6 9 】

次に、急速充満期について心臓の大きさは、減速充満期と心房収縮期とをまとめた区間に比べて小さい。一方心臓の動きは収縮期に比べ緩慢であるが、心房から心室への血液の急速な流入によって心室の容積が急激に増加することから、上記まとめた区間と比べて心臓の動きは速いと考えられる。これらのことを考慮すると、心臓の大きさに合わせて走査範囲を狭め、走査線数を減らすことでフレームレートを上げた走査範囲が適用できる。すなわち、空間分解能（走査線密度）一定のもとで走査範囲の角度を狭め、フレームレートをあげることができ、結果として心臓の速い動きに対して時間分解能が向上する。これらのことから、急速充満期においては、上記まとめた区間より走査範囲が狭い走査範囲である走査範囲3D2すなわち、アジマス方向およびエレベーション方向ともに90°の走査範囲を適用する。

40

【 0 0 7 0 】

収縮期については、心臓の大きさは最も小さくなり、心臓の動く速度も高いことから、心臓の大きさに合わせて上記急速充満期よりさらに走査範囲を狭め、走査線数を減らすことでフレームレートを上げた走査範囲が適用できる。すなわち空間分解能（走査線密度）一定のもとでは、アジマス方向およびエレベーション方向の走査範囲の角度を狭めることで、フレームレートを上げることができ、心臓の速い動きに対して時間分解能が向上する。これらのことから、例えばアジマス方向およびエレベーション方向ともに70°とする

50

走査範囲 3 D 1 を適用する。

【 0 0 7 1 】

以上、図 6 では、例として 2 種類の走査範囲の組合せによる走査範囲の変更パターン 1、および、3 種類の走査範囲の組合せによる走査範囲の変更パターン 2 が示されているが、パターンリスト提供部 3 0 で提供される走査範囲の変更パターンは、上記 2 種のパターンに限定されない。例えばパターン 1 については、心時相に応じて百分率を変更することで、パターン 1 より細かい区分で走査範囲を変更することができる。パターン 2 についても、心時相および診断状況に応じて、アジマス方向とエレベーション方向を独立に変更させることや、パターン 2 より細かく走査範囲を変更することも可能である。また、ユーザが、診断目的に応じて走査範囲の組合せを任意に設定できるようにしておいてもよい。また、メンテナンス時などに、よりよい走査範囲の変更パターンへ更新できるようにしておいてもよい。

10

【 0 0 7 2 】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【 0 0 7 3 】

本超音波診断装置によれば、臨床的な心臓の動きと対応した走査範囲（2 種類もしくは 3 種類）の変更パターンを導入し、被検体の R 波の平均周期に基づいて走査範囲の変更パターン長を調整し、この被検体の心時相に応じて走査範囲を変更する。これにより、心臓の動きの変動に対してフレームレートを適正化でき、心臓の全領域を走査できずに表示画像上において心臓の画像の一部が欠けるといった問題も解消される。

20

【 0 0 7 4 】

（第 2 の実施形態）デジタルフィルタにかけるフレーム相関処理のフレーム枚数次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。

【 0 0 7 5 】

上述した第 1 の実施形態では心時相に応じてフレームレート（具体的には、映像モードと走査範囲）を変更するとしていたが、第 2 の実施形態では心時相に応じてデジタルフィルタにかけるフレーム相関処理 4 5 のフレーム枚数を変更する。これは、第 1 の実施形態と併用可能である。

【 0 0 7 6 】

以下に述べる第 2 の実施形態において、超音波診断装置 1 0 の基本的な構成及び動作については、上述した第 1 の実施形態と同じであるので、説明の重複を避けるため、同じ構成部分には同符号を付してその詳細な説明は省略し、異なる構成要素についてのみ説明する。

30

【 0 0 7 7 】

図 7 は、本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 のブロック構成図である。第 1 の実施形態と異なる構成要素は、パターンリスト提供部 3 0 のデジタルフィルタにかけるフレーム相関処理（平滑化処理）4 5 のフレーム枚数の変更パターンと、フレーム相関処理枚数制御部 4 4 である。フレーム相関処理（平滑化処理）は、スキャン後取得された各フレーム間での同じ位置における画素の輝度値の相関性に基づいて、フレームを平滑化する処理である。フレーム枚数を変えることで、デジタルフィルタのフィルタ特性（平滑化特性）は変化する。すなわち、フレーム枚数を増加すれば、平滑化特性は高くなり、フレーム枚数を減少すれば、平滑化特性は低くなる。例えば、心臓の動きが速い区間である収縮期でのフレーム相関処理の適用における高い平滑化特性とは、ノイズと共に心臓の動きによる変化も平滑化されるため、高周波ノイズとともに、心筋や血流等の移動体の速度変化を抑制してしまうということを意味している。一方、収縮期でのフレーム相関処理の適用における低い平滑化特性（フレーム枚数が少ない）とは、ノイズの低減効果は低くなるが、心筋や血流等の移動体の速度変化を抑制しないということを意味している。上記特性をふまえると、心臓の動きが遅い時のフレーム枚数と同じフレーム枚数で、心臓の動きが速いときの画像に対してフレーム相関処理（平滑化処理）をかけると、動きの再現性（時間分解能）が低下する。従って、収縮期においては、フレーム枚数を減少させる必要がある。

40

50

また、以上のことから、各フレーム間の相関性に対応するフレーム相関処理（平滑化処理）45のフレーム枚数は、心臓の動きが速いほど少ない枚数とすることが適当であり、逆に心臓の動きが緩慢なほど、フレーム相関処理（平滑化処理）45のフレーム枚数は多い枚数とすることが適当である。

【0078】

フレーム相関処理枚数制御部44は、Bモード処理ユニット22からの出力データに基づいて、画像生成部24内でBモード画像生成を行う前に、デジタルフィルタにかけるフレーム相関処理45のフレーム枚数を制御する装置である。

【0079】

パターンリスト提供部30でのデジタルフィルタにかけるフレーム相関処理45のフレーム枚数の変更パターンは、図8のように例えば2種のパターンとして設定されている。図8についての詳細な説明は、以下の動作において適宜行う。

10

【0080】

（動作）

次に、デジタルフィルタにかけるフレーム相関処理45のフレーム枚数の変更パターンに基づいて、フレーム相関処理45のフレーム枚数の変更動作について説明する。図9は、心時相に対応して、デジタルフィルタにかけるフレーム相関処理45のフレーム枚数を変更する各処理のフローチャートである。図2および図5と比較すると、パターンリスト提供部30から読み出すパターンが、デジタルフィルタにかけるフレーム相関処理のフレーム枚数の変更パターン（以下フレーム枚数の変更パターン）となっており、また、変更する対象がフレーム枚数 F_n となっている。上記変更点を除いて、心時相に対応して実行されるフレーム枚数の変更での各処理のフローは同一であり、ここでは異なる点であるデジタルフィルタにかけるフレーム相関処理45のフレーム枚数の変更パターンについて説明する。

20

【0081】

パターンリスト提供部30から読み出すデジタルフィルタにかけるフレーム相関処理のフレーム枚数の変更パターンは、一例として図8に記載されたように、臨床的な心臓の動きと対応した、デジタルフィルタにかけるフレーム相関処理45のフレーム枚数が、2種類もしくは4種類の組合せとして与えられる。

【0082】

以下、フレーム枚数の変更パターンを、その一例である図8と照合しながら説明する。図8の心電図波形および収縮期、拡張期の定義については、図3および図6と同様である。

30

【0083】

はじめに、フレーム枚数の変更パターン1について、詳しく解説する。

【0084】

まず、T波の終わりから次のR波の頂点までの拡張期におけるフレーム相関処理45のフレーム枚数の変更について説明する。心室に血液が充満する急速充満期と減速充満期では、心臓の動きが最も緩慢であるため、各フレーム間での同じ位置における画素の輝度値の相関性は、心時相1サイクルにおいて最も高くなる。このことから、フレーム間の相関性に対応するフレーム相関処理45のフレーム枚数は、図8に示しているように最多であるフレーム枚数 F_5 を適用する。

40

【0085】

拡張期の最後の区間である心房収縮期では、心臓の動きの速さが漸増する。このことから、心房収縮期における各フレーム間の相関性は、急速充満期と減速充満期における相関性と比べて、徐々に低くなる。従って、フレーム相関処理のフレーム枚数は、漸減したフレーム枚数 F_6 、 F_7 、 F_8 を適用する。フレーム枚数 F_6 については、フレーム枚数の変更の複雑さを軽減するため、収縮期で用いる F_2 と同じフレーム枚数を適用する。フレーム枚数 F_7 についても同様にフレーム枚数 F_4 を適用する。フレーム枚数 F_2 、 F_4 の詳細については、以下の収縮期で解説する。また、フレーム枚数 F_8 については、収縮期

50

が始まる次の R 波の直前である Q 波に対応して変更し、フレーム枚数の変更の複雑さを軽減するため、収縮期の心臓の速い動きと対応したフレーム枚数 F_1 、 F_3 と同じフレーム枚数を適用する。フレーム枚数 F_1 、 F_3 の詳細についても、以下の収縮期で解説する。

【 0 0 8 6 】

次に、R 波の頂点から T 波の終わりまでの収縮期におけるフレーム相関処理 4 5 のフレーム枚数の変更について説明する。まず、収縮期全体におけるフレーム枚数の変更の概要を説明する。収縮期全区間にわたって、心臓の動きは拡張期より速いため、各フレーム間での同じ位置における画素の輝度値の相関性は低くなる。このことから、フレーム間の相関性に基づくフレーム相関処理 4 5 のフレーム枚数は、拡張期における代表的なフレーム枚数 F_5 より少ないフレーム枚数を適用する。以下収縮期における詳細な区間について、

10

【 0 0 8 7 】

まず、等容収縮期と急速駆出期では、心臓の収縮する動きは最も速いため、各フレーム間での同じ位置における画素の輝度値の相関性は低くなる。このことから等容収縮期と急速駆出期においては、デジタルフィルタにかけるフレーム相関処理 4 5 のフレーム枚数は、図 8 に示している最も少ないフレーム枚数である F_1 を適用する。

【 0 0 8 8 】

続いて、減速駆出期の区間も収縮期であるが、心室の弛緩が始まることにより、上記等容収縮期および急速駆出期の収縮速度より遅くなるが、拡張期に比べて速い動きをしていると考えられるため、フレーム枚数 F_1 より多くフレーム枚数 F_5 より少ないフレーム枚数である F_2 を適用する。

20

【 0 0 8 9 】

収縮期の最後の区間である等容弛緩期の前半では、等容収縮期および急速駆出期と比較すると、収縮および拡張という動きの違いはあるが、動きの速さについては、同程度に高いと考えられる。このことから、等容弛緩期の前半のフレーム枚数としては、等容収縮期および急速駆出期と同様に、各フレーム間での相関性は低くなるため、フレーム枚数 F_1 と同じフレーム枚数 F_3 を適用する。

【 0 0 9 0 】

等容弛緩期の後半では、心臓の拡張の動きは徐々に緩慢となるが、収縮から拡張へと動きが反転する区間であり心臓の弛緩が始まる減速駆出期よりも、心臓の動きは速いと考えられる。このことから、各フレーム間の相関性は、減速駆出期より低く、かつ、等容弛緩期前半、等容収縮期および急速駆出期より高くなると考えられる。従って、フレーム相関処理 4 5 のフレーム枚数としては、フレーム枚数 F_2 よりも少ないフレーム枚数であり、かつ、フレーム枚数 F_1 およびフレーム枚数 F_3 より多いフレーム枚数である F_4 を適用する。言い換えると、等容弛緩期の後半におけるフレーム相関処理 4 5 のフレーム枚数は、 F_1 ($= F_3$) と F_2 の間のフレーム枚数である F_4 を適用する。

30

【 0 0 9 1 】

フレーム枚数の変更パターン 2 については、収縮期と拡張期に大別したフレーム枚数を適用する。

【 0 0 9 2 】

まず、拡張期の全区間においては、心臓の動きは平均的に緩慢である。よって、各フレーム間での同じ位置における画素の輝度値の相関性は高くなる。このことから、フレーム間の相関性に基づくフレーム相関処理 4 5 のフレーム枚数は、図 8 に示しているように多いフレーム枚数である F_2 を適用する。

40

【 0 0 9 3 】

次に、収縮期の全区間においては、心臓の動きは平均的に速いので、各フレーム間での同じ位置における画素の輝度値の相関性は低くなる。このことから、フレーム間の相関性に基づくフレーム相関処理 4 5 のフレーム枚数は、図 8 に示しているように少ないフレーム枚数である F_1 を適用する。

【 0 0 9 4 】

50

デジタルフィルタにかけるフレーム相関処理（平滑化処理）４５のフレーム枚数における心時相に応じた変更の考え方をまとめると、フレーム枚数は、心臓の動きが速いほど各フレーム間の相関性が低くなるので少ないフレーム枚数となり、逆に心臓の動きが緩慢なほど各フレーム間の相関性が高くなるので多いフレーム枚数となる。

【００９５】

以上図８では、例としてデジタルフィルタにかけるフレーム相関処理のフレーム枚数が４種類である変更パターン１と、フレーム相関処理のフレーム枚数が２種類である変更パターン２が示されているが、パターンリスト提供部３０で提供されるフレーム枚数の変更パターンは、上記２種のパターンに限定されない。例えば、フレーム枚数の変更パターン１において、全てのフレーム枚数が異なってもよいし、心室の心周期や、心房の心周期に合わせて、より細かい区分でフレーム枚数を変更することも可能である。また、ユーザが診断目的に応じてフレーム枚数やその組合せを任意に設定できるようにしておいてもよい。また、メンテナンス時などに、よりよいフレーム枚数の変更パターンへ更新できるようにしておいてもよい。

【００９６】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【００９７】

本超音波診断装置によれば、臨床的な心臓の動きと対応したデジタルフィルタにかけるフレーム相関処理４５のフレーム枚数（４種類もしくは２種類）の変更パターンを導入し、被検体のＲ波の平均周期に基づいて上記パターン長を調整し、この被検体の心時相に応じて、デジタルフィルタにかけるフレーム相関処理のフレーム枚数を変更する。これにより、心臓の動きの変動に対して、デジタルフィルタにかけるフレーム相関処理のフレーム枚数を適正化できる。また、ユーザの操作なしにフレーム枚数を心時相に応じて変更できるので操作性が向上する。

【００９８】

（第３の実施形態）ＭＴＩフィルタ

次に、本発明の第３の実施形態について説明する。

【００９９】

上述した第１の実施形態では心時相に応じてフレームレート（具体的には、映像モードと走査範囲）を、また、上記の第２の実施形態では心時相に応じてデジタルフィルタにかけるフレーム相関処理４５のフレーム枚数を変更するとしていたが、この第３の実施形態では、心時相に応じてＭＴＩフィルタ４７にかけるカットオフ周波数を変更する。これは、第１の実施形態と併用可能である。

【０１００】

以下に述べる第３の実施形態において、超音波診断装置１０の基本的な構成及び動作については、上述した第１および第２の実施形態と同じであるので、説明の重複を避けるため、同じ構成部分には同符号を付して、その詳細な説明は省略し、異なる構成要素についてのみ説明する。

【０１０１】

図１０は、本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成図である。第１および第２の実施形態と異なる構成要素は、パターンリスト提供部３０におけるＭＴＩフィルタ４７のカットオフ周波数の変更パターンである部分と、ＭＴＩフィルタ制御部４６である。ＭＴＩフィルタ４７のカットオフ周波数を変えることで、ＭＴＩフィルタ４７のフィルタ特性（切断特性）は変化する。すなわち、カットオフ周波数を高くすれば、切断特性は高くなり、カットオフ周波数を低くすれば、切断特性は低くなる。例えば、心臓の動きが速い区間である収縮期でのＭＴＩフィルタ４７の適用における高い切断特性とは、計測されたドプラシフト周波数が高いドプラシフト周波数で切断されるため、臓器内の反射体（壁など）から生じる強い反射信号（クラッタ成分）を除去できるということを意味している。一方、収縮期でのＭＴＩフィルタ４７の適用における低い切断特性とは、計測されたドプラシフト周波数が低いドプラシフト周波数で切断されるため、クラッタ成分を十分除去で

10

20

30

40

50

きないことを意味している。上記特性をふまえると、心臓の動きが遅い時のカットオフ周波数と同じカットオフ周波数で、心臓の動きが速いときのドブラシフト周波数に対してMTIフィルタ47をかけると、クラッタ成分が残るため、流速の平均値が下がり、暗く表示される。従って、収縮期においては、カットオフ周波数を高くする必要がある。また、これらのことから、MTIフィルタ47のカットオフ周波数は、心臓の動きが速いほど高い周波数とすることが適当であり、逆に心臓の動きが緩慢なほど、MTIフィルタ47のカットオフ周波数は低い周波数とすることが適当である。

【0102】

MTIフィルタ制御部46は、ドブラ処理ユニット23内のA/Dコンバータと自己相関器の間にあるMTIフィルタ47のカットオフ周波数を制御する装置である。

10

【0103】

パターンリスト提供部30でのMTIフィルタ47のカットオフ周波数の変更パターンは、例えば図11のように心時相に応じて変更する2種のパターンとして設定されている。図11についての詳細な説明は、以下の動作において適宜行う。

【0104】

(動作)

次に、MTIフィルタ47のカットオフ周波数の変更パターンに基づいて、カットオフ周波数の変更動作について説明する。図12は、心時相に対応して、MTIフィルタ47のカットオフ周波数を変更する各処理のフローチャートである。図2、図5、および図9と比較すると、パターンリスト提供部30から読み出すパターンが、MTIフィルタ47のカットオフ周波数の変更パターン(以下カットオフ周波数の変更パターン)となっており、また、変更する対象がカットオフ周波数 M_n となっている。上記変更点を除いて、心時相に対応して実行されるカットオフ周波数の変更での各処理のフローは同一であり、ここでは異なる点であるMTIフィルタ47のカットオフ周波数の変更パターンについて説明する。

20

【0105】

パターンリスト提供部30から読み出すカットオフ周波数の変更パターンは、一例として図11に記載されたように、臨床的な心臓の動きと対応したMTIフィルタ47のカットオフ周波数が、2種類もしくは4種類の組合せとして与えられる。

【0106】

以下、カットオフ周波数の変更パターンを、その一例である図11と照合しながら説明する。図11の心電図波形および収縮期、拡張期の定義については、図3、図6および図8と同様である。

30

【0107】

はじめに、カットオフ周波数の変更パターン1について、詳しく解説する。

【0108】

まず、T波の終わりから次のR波の頂点までの拡張期におけるMTIフィルタ47のカットオフ周波数の変更について説明する。

【0109】

心室に血液が充満する急速充満期と減速充満期では、心臓の動きが最も緩慢なため、クラッタ成分のドブラシフト周波数は、心時相1サイクルにおいて最も低くなる。このことから、MTIフィルタ47のカットオフ周波数は、図11に示しているように最も低いカットオフ周波数である M_5 を適用する。

40

【0110】

拡張期の最後の区間である心房収縮期では、心臓の動きの速さが漸増する。このことから、心房収縮期におけるクラッタ成分のドブラシフト周波数は、急速充満期と減速充満期でのクラッタ成分のドブラシフト周波数に比べて、徐々に高くなる。従って、MTIフィルタ47のカットオフ周波数は、漸増したカットオフ周波数 M_6 、 M_7 、 M_8 を適用する。カットオフ周波数 M_6 については、カットオフ周波数の変更の複雑さを軽減するため、収縮期で用いるカットオフ周波数 M_2 と同じカットオフ周波数を適用する。カットオフ周

50

波数 M_7 についても同様に、かつオフ周波数 M_4 と同じカットオフ周波数を適用する。カットオフ周波数 M_2 、 M_4 については、以下の収縮期で解説する。また、カットオフ周波数 M_8 については、収縮期が始まる次のR波の直前であるQ波に対応して変更し、カットオフ周波数の変更の複雑さを軽減するため、収縮期の速い心臓の動きと対応したカットオフ周波数 M_1 、 M_3 と同じカットオフ周波数を適用する。カットオフ周波数 M_1 、 M_3 についても、以下の収縮期で解説する。

【0111】

次に、R波の頂点からT波の終わりまでの収縮期におけるMTIフィルタ47のカットオフ周波数の変更について説明する。まず、収縮期全体におけるカットオフ周波数の変更の概要を説明する。収縮期全区間にわたって、心臓の動きは拡張期より速いため、クラッタ成分のドブラシフト周波数は高くなる。このことから、MTIフィルタ47のカットオフ周波数は、拡張期における代表的なカットオフ周波数 M_5 より高いカットオフ周波数を適用する。以下収縮期における詳細な区間について、MTIフィルタ47のカットオフ周波数の変更について説明する。

10

【0112】

等容収縮期では、心臓の収縮の速い動きによって、クラッタ成分のドブラシフト周波数は大きくなる。また、急速駆出期における血液のドブラシフト周波数は、大動脈に流れ出す血液が心室の収縮速度よりも速いため、クラッタ成分のドブラシフト周波数より高い。これらのことから、MTIフィルタ47のカットオフ周波数は、高いカットオフ周波数である M_1 を適用する。

20

【0113】

次の減速駆出期も収縮期であるが、この区間では心室の弛緩が始まるため、上記等容収縮期および急速駆出期におけるクラッタ成分のドブラシフト周波数に比べて、減速駆出期のクラッタ成分のドブラシフト周波数は低い。また、減速駆出期は収縮期であるため、拡張期に比べて心臓の動きは大きいと考えられるので、減速駆出期のクラッタ成分のドブラシフト周波数は、拡張期のクラッタ成分のドブラシフト周波数より高くなる。これらのことから、減速駆出期でのMTIフィルタ47のカットオフ周波数は、カットオフ周波数 M_1 より低いカットオフ周波数であり、かつカットオフ周波数 M_5 より高いカットオフ周波数である M_2 を適用する。

30

【0114】

収縮期の最後の区間である等容弛緩期の前半では、上記等容収縮期および急速駆出期と同様に心臓の拡張による動きが大きいため、クラッタ成分のドブラシフト周波数は高くなる。従って、この区間におけるMTIフィルタ47のカットオフ周波数は、上記 M_1 と同じカットオフ周波数である M_3 を適用する。

40

【0115】

等容弛緩期の後半では心臓の動きは徐々に緩慢となるが、心臓の弛緩が始まり収縮から拡張へと動きが反転する区間である減速駆出期よりも、心臓の動きは速いと考えられる。このことから、クラッタ成分のドブラシフト周波数は、減速駆出期より高く、かつ、等容弛緩期の前半、等容収縮期および急速駆出期より低くなると考えられる。従って、カットオフ周波数は、カットオフ周波数 M_2 よりも高い周波数であり、かつ、カットオフ周波数 M_1 およびカットオフ周波数 M_3 より低いカットオフ周波数である M_4 を適用する。

40

【0116】

カットオフ周波数の変更パターン2については、収縮期と拡張期に大別したカットオフ周波数を適用する。以下詳細を説明する。

【0117】

拡張期の全区間については、心臓の動きは平均的に緩慢であるため、クラッタ成分のドブラシフト周波数は低くなる。このことから、MTIフィルタのカットオフ周波数は、図11に示しているように低いカットオフ周波数である M_2 を適用する。

【0118】

収縮期の全区間については、心臓の動きは平均的に速いので、クラッタ成分のドブラシ

50

フト周波数は高くなる。このことから、MTIフィルタのカットオフ周波数は、図11に示しているようにカットオフ周波数 M_2 より高いカットオフ周波数である M_1 を適用する。

【0119】

以上図11では、例としてMTIフィルタ47のカットオフ周波数が4種類の変更パターン1と、カットオフ周波数が2種類の変更パターン2が示されているが、パターンリスト提供部30で提供されるパターンは、上記2種のパターンに限定されない。例えば、カットオフ周波数の変更パターン1において、全てのカットオフ周波数が異なってもよいし、心室の心周期や、心房の心周期に合わせて、より細かい区分でカットオフ周波数を変更することも可能である。また、ユーザが診断目的に応じてカットオフ周波数やその組合せを任意に設定できるようにしておいてもよい。また、メンテナンス時などに、よりよいカットオフ周波数の変更パターンへ更新できるようにしておいてもよい。また、カットオフ周波数の変更に応じてMTIフィルタにおける傾斜(ドブラシフト周波数と信号強度の傾き)をカットオフ周波数に合わせて変更してもよい。

10

【0120】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0121】

本超音波診断装置によれば、臨床的な心臓の動きと対応したMTIフィルタ47のカットオフ周波数(4種類もしくは2種類)の変更パターンを導入し、被検体のR波の平均周期に基づいてこのパターン長を調整し、この被検体の心時相に応じて、MTIフィルタ47のカットオフ周波数を変更する。これにより、心臓の動きの変動に対して、MTIフィルタ47のカットオフ周波数を適正化できる。また、ユーザの操作なしにMTIフィルタ47のカットオフ周波数を心時相に応じて変更できるので操作性が向上する。

20

【0122】

(第4の実施形態)動的変更

次に、本発明の第4の実施形態について説明する。

【0123】

上述した第1乃至第3の実施形態では心時相に応じてフレームレート(例えば、映像モードと走査範囲)、デジタルフィルタにかけるフレーム枚数およびMTIフィルタ47のカットオフ周波数を、パターンリスト提供部30における各パターンに応じて変更している。しかしながら、第4の実施形態では、Bモード処理ユニット22から出力されるデータを制御プロセッサ(CPU)27が計算し、計算結果判断部48がその計算結果に基づいて、選択する映像モードを判断し動的に映像モードを適宜変更する。

30

【0124】

動的に変更される映像モードは、本実施形態では例えば3種類の映像モードとする。詳細は、以下の動作で説明する。

【0125】

なお、計算に用いられるデータは、Bモード処理ユニット22から出力されるデータであればどのようなものを用いても良いが、本実施形態では説明を具体的にするため、出力データとして検波器から出力されるIQデータもしくは、対数変換器から出力されるRawデータのうち少なくとも一つを利用するものとする。

40

【0126】

以下に述べる第4の実施形態において、超音波診断装置10の基本的な構成及び動作については、上述した第1乃至第3の実施形態と同じであるので、説明の重複を避けるため、同じ構成部分には同符号を付して、その詳細な説明を省略し、異なる構成要素についてのみ説明する。

【0127】

図13は、本実施形態に係る超音波診断装置のブロック構成図である。第1乃至第3の実施形態と異なる部分は、パターンリスト提供部30、R波検出部31、平均周期計算部32、平均周期調整部33、心電計40、映像モード変更部41、フレーム相関処理枚数

50

制御部 44、MTI フィルタ制御部 46 が存在せず、計算結果判断部 48 を具備していることである。

【0128】

計算結果判断部 48 は、制御プロセッサ (CPU) 27 での計算結果に基づいて変更する映像モードを判断する装置である。また、制御プロセッサ (CPU) 27 での計算結果は、連続した 2 枚のフレーム上での同一場所における IQ もしくは Raw データについての差である。

【0129】

(動作)

次に、B モード処理ユニット 22 から出力されるデータを制御プロセッサ (CPU) 27 が計算し、その計算結果に基づいて例として 3 種類の映像モードを動的に適宜変更する動作について説明する。3 種類の映像モードは、3 種類の TH I (Tissue Harmonic Imaging、組織ハーモニクイメーキング) であり、その内訳は、フィルタ組織ハーモニクイメーキング (Filter Tissue Harmonic Imaging 以下 FTHI) と、位相変調組織ハーモニクイメーキング (Phase Modulation Tissue Harmonic Imaging 以下 PMTHI) と、ディフェレンシャル組織ハーモニクイメーキング (Differential Tissue Harmonic Imaging 以下 DTHI) である。

10

【0130】

図 14 は、連続した 2 枚のフレーム上での同一場所における IQ もしくは Raw データについての差を求め、その計算結果から映像モードを動的に変更する各処理のフローチャートである。

20

【0131】

同図に示すように、はじめに、ユーザが入力装置 13 で選択した映像モードもしくはデフォルトの映像モードを第 1 の映像モードに設定 (ステップ S401) する。次に、スキャンを 1 回実行し (ステップ S402)、B モード処理ユニット 22 からフレームのデータ (IQ もしくは Raw データ) を取得し内部記憶装置 28 に保存する (ステップ S403)。続いて 2 回目のスキャン実行し (ステップ S404)、B モード処理ユニット 22 から取得したフレームのデータ (IQ もしくは Raw データ) を CPU へ転送する (ステップ S405)。上記内部記憶装置 28 から 1 回目のスキャンにおけるフレームのデータを読み出し (ステップ S406)、読み出したフレームのデータと、転送された 2 回目のスキャンにおけるフレームのデータについて、同一場所でのこれらのデータの差を計算する (ステップ S407)。計算結果判断部 48 が上記計算の結果であるデータの差を所定の閾値と比較し (ステップ S408)、上記差が閾値のどの範囲にあるのかを判断し、所定の映像モードを選択する (ステップ S409 ~ ステップ S413)。この判断は、例えば図 15 のように閾値を 2 点設定すれば、3 種類の映像モード (FTHI、PMTHI、DTHI) を選択することが可能となる。図 15 は閾値が 2 点であるが、変更する映像モードの種類に応じて多点用いてもよい。所定の映像モードを選択後、1 回目および 2 回目のスキャンの際に使用した映像モードから選択した映像モードへ映像モードを変更する (ステップ S414)。フレームレート制御部が、スキャン制御回路を介して、変更した映像モードに対応するように超音波送信ユニットと超音波受信ユニットを制御する。また、THI によって、基本周波数 (送信中心周波数) の 2 倍のハーモニク成分を主として抽出する抽出方法が異なるため、映像モードと対応したハーモニク成分の抽出方法の制御を B モード処理ユニット 22 に対して行う。スキャンの終了をユーザが選択するまで (ステップ S415)、スキャンを 1 回実行する処理 (ステップ S402) から、映像モードを変更する処理 (ステップ S414) までを繰り返し行う。

30

40

【0132】

以上図 15 では、映像モードの動的な変更が、例として 3 種類の映像モードに対して適用されているが、計算結果判断部 48 で判断される映像パターンは、上記 3 種類の映像モードに限定されない。例えば、動的に変更する映像モードにおいて、基本波によるイメージング (Fund: Fundamental Imaging) を新たに付け加えて、4 種類の映像モードを動的

50

に変更してもよいし、動的に変更する映像モードを上記実施形態の3種類映像モードから任意の映像モードをひとつ削減して、2種類の映像モードを動的に変更してもよい。また、ユーザが診断目的に応じて、動的に変更する映像モードを任意に設定できるようにしておいてもよい。また、メンテナンス時などに、動的に変更する映像モードを更新できるようにしておいてもよい。

【0133】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0134】

本超音波診断装置によれば、Bモード処理ユニット22からの出力データを制御プロセッサ(CPU)27が計算し、その計算結果に基づいて動的に映像モードを適宜変更する。これにより、少なくとも2回スキャンを行うごとに映像モードの変更が可能となり、心臓の動きの変動に対して、映像モードを適正化できる。また、ユーザの操作なしに映像モードを変更できるので操作性が向上する。

10

【0135】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

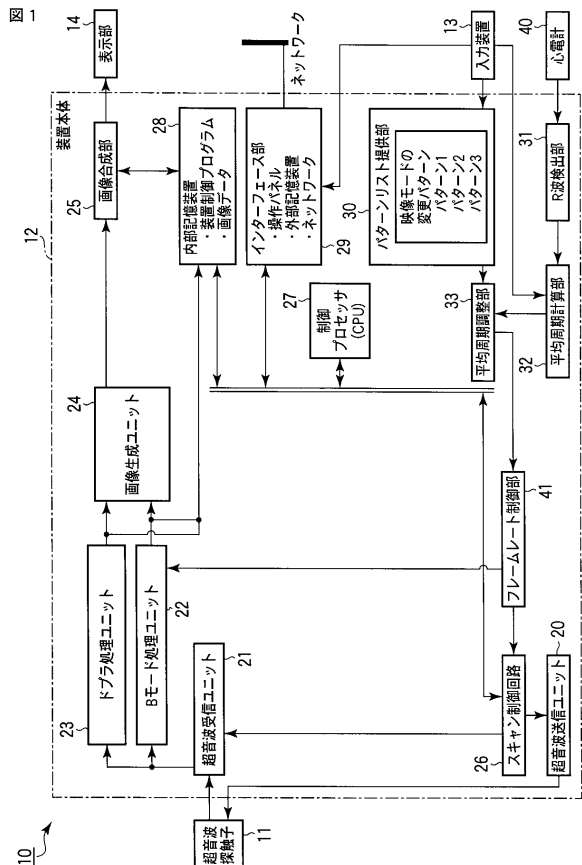
【符号の説明】

20

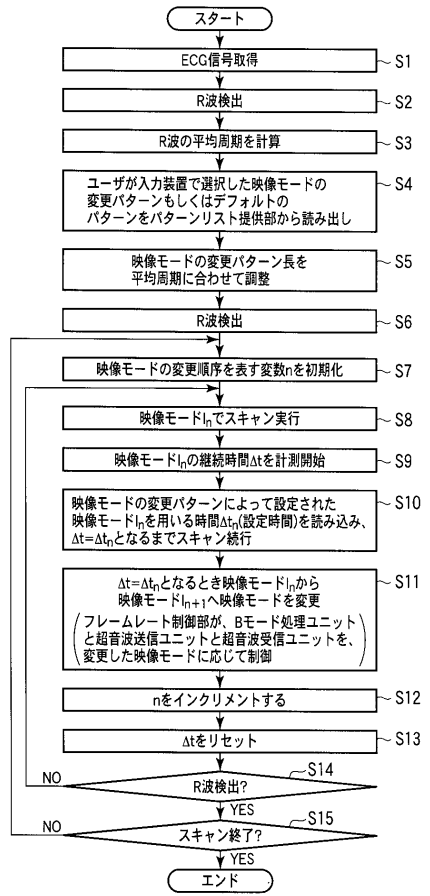
【0136】

10...超音波診断装置、11...超音波探触子、12...装置本体、13...入力装置、14...表示部、20...超音波送信ユニット、21...超音波受信ユニット、22...Bモード処理ユニット、23...ドプラ処理ユニット、24...画像生成ユニット、25...画像合成部、26...スキャン制御回路、27...制御プロセッサ(CPU)、28...内部記憶装置、29...インターフェース部、30...パターンリスト提供部、31...R波検出部、32...平均周期計算部、33...平均周期調整部、40...心電計、41...フレームレート制御部、44...フレーム関連処理枚数制御部、45...フレーム関連処理、46...MTIフィルタ制御部、47...MTIフィルタ、48...計算結果判断部

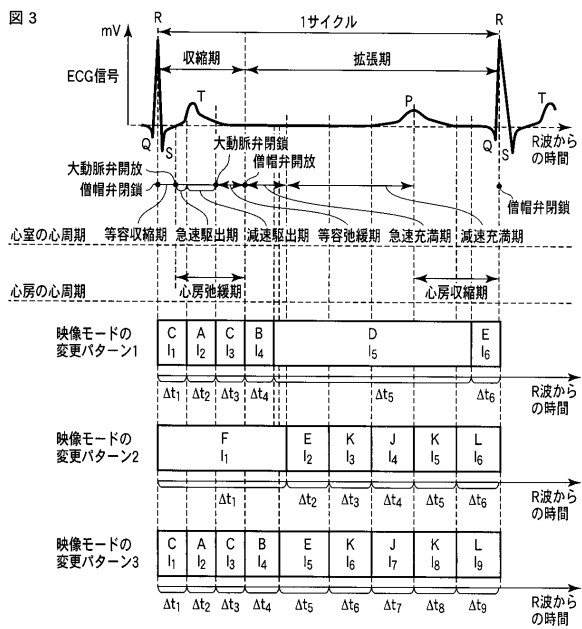
【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 3 】



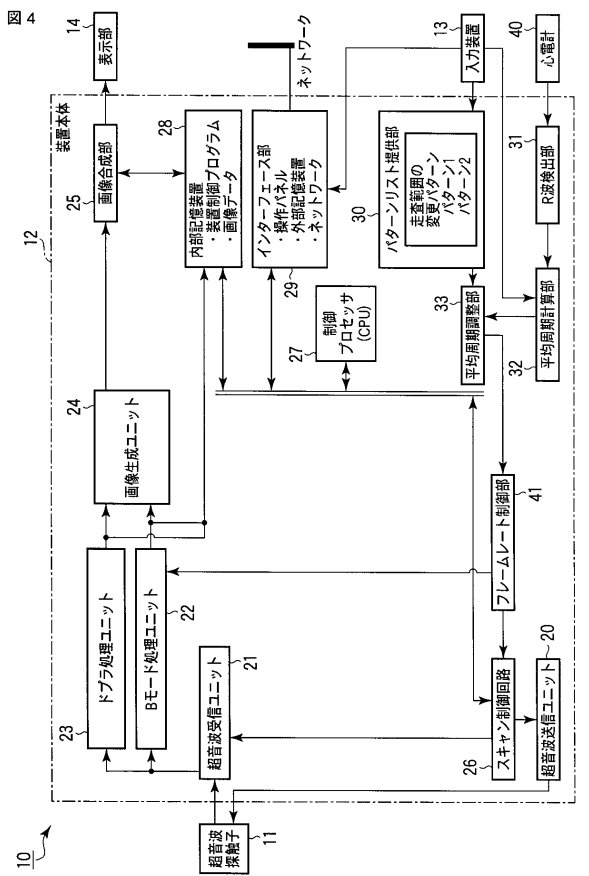
上記映像モード(A~L)の一覧表

(受信超音波の中心周波数 低い: FDA弱、遠距離適(1)<(2)<(3) 高い: FDA強、距離分解能良 帯域幅 広い: 距離分解能良 (1)<(2)<(3) 狭い: 感度良)

FTHI (1) A	FTHI (2) B	FTHI (3) C	PMTHI (1) D	PMTHI (2) E	PMTHI (3) F
Fund (1) G	Fund (2) H	Fund (3) I	DTHI (1) J	DTHI (2) K	DTHI (3) L

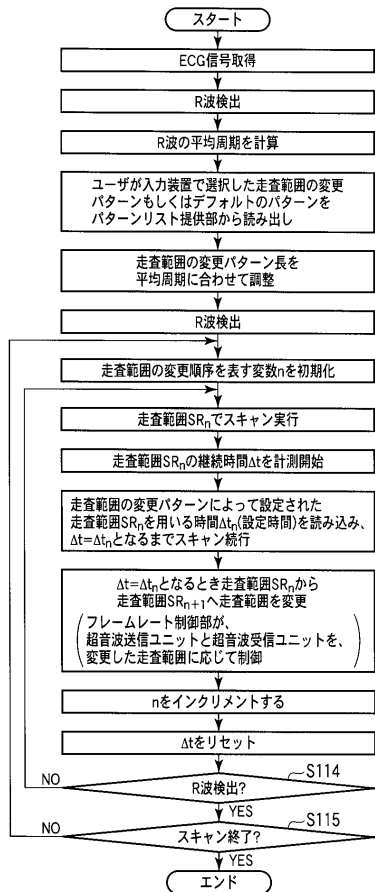
Fund: 基本波によるイメージング(Fundamental Imaging)
 FTHI: フィルタ組織ハーモニックイメージング(Filter Tissue Harmonic Imaging)
 PMTHI: 位相変調組織ハーモニックイメージング(Phase Modulation Tissue Harmonic Imaging)
 DTHI: ディフェレンシャル組織ハーモニックイメージング(Differential Tissue Harmonic Imaging)
 FDA: 周波数依存減衰(Frequency-Dependent Attenuation)

【 図 4 】



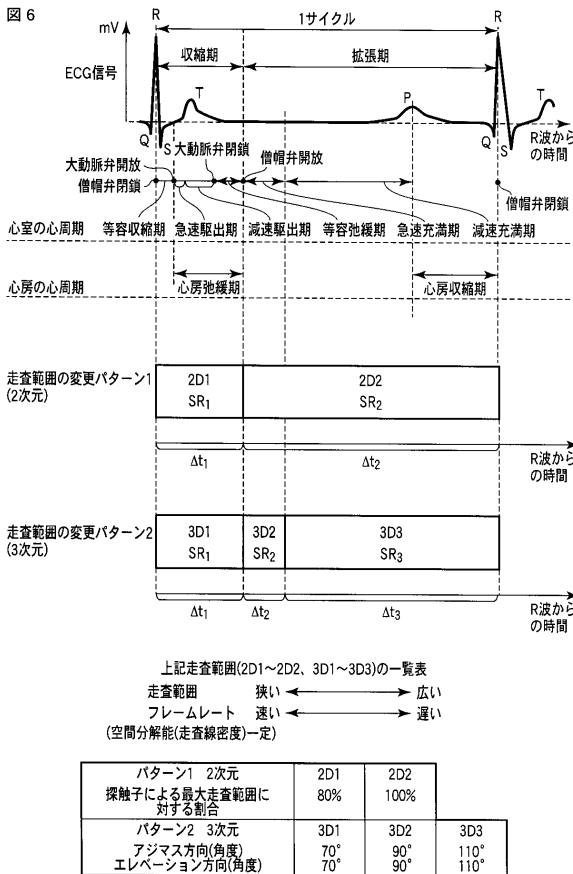
【 図 5 】

図 5



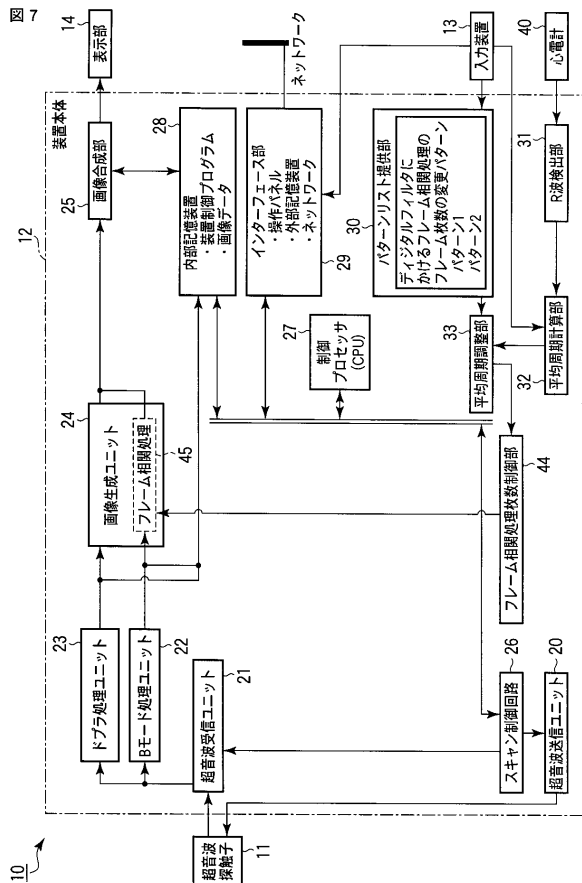
【 図 6 】

図 6



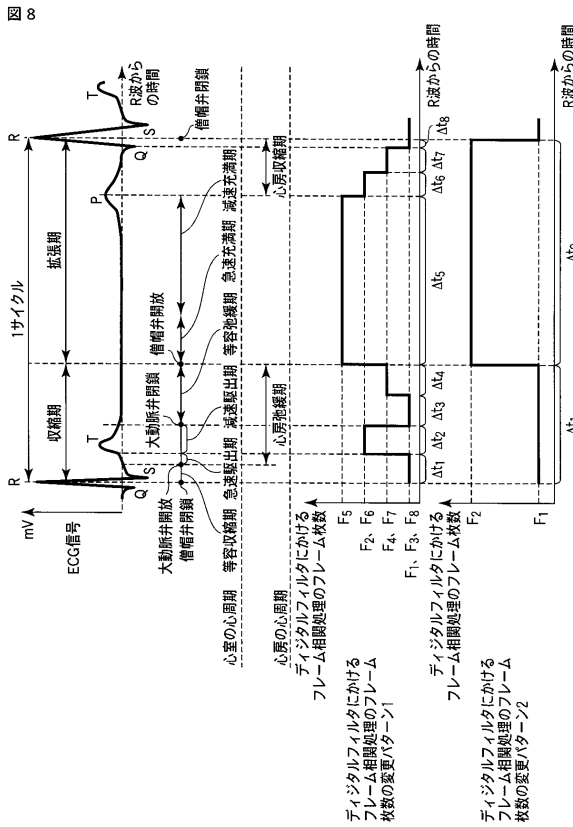
【 図 7 】

図 7



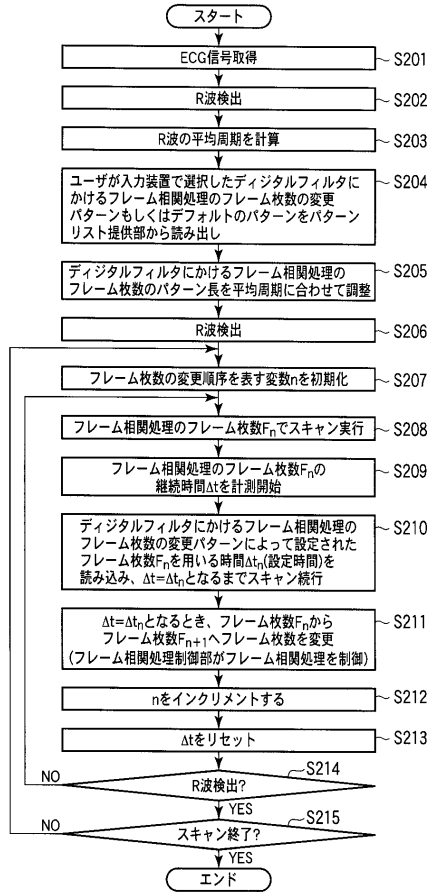
【 図 8 】

図 8



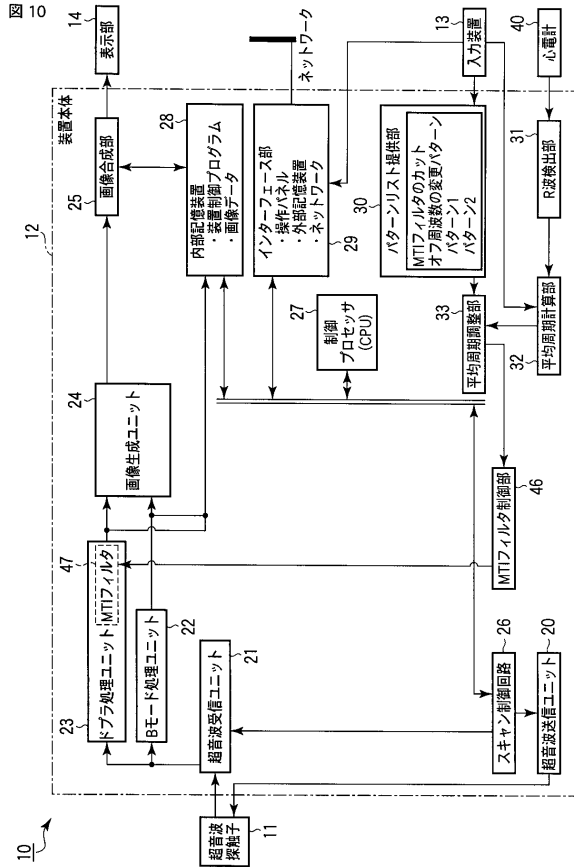
【図 9】

図 9



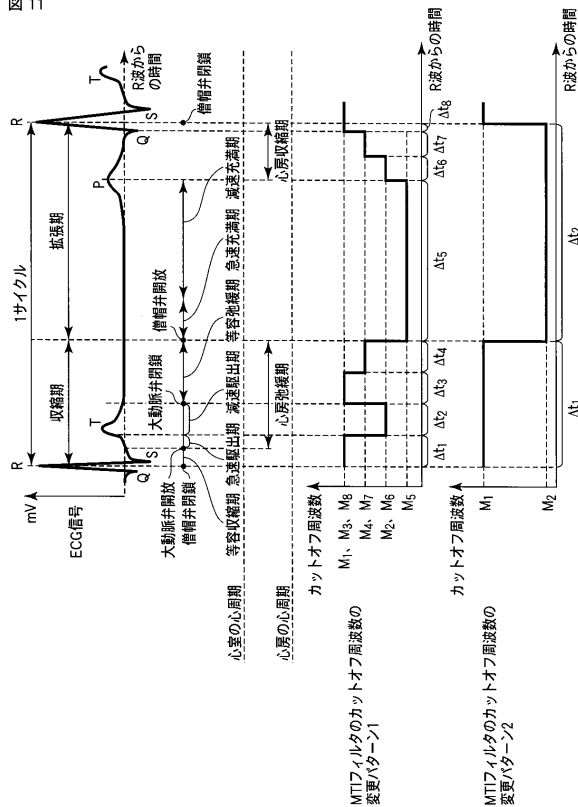
【図 10】

図 10



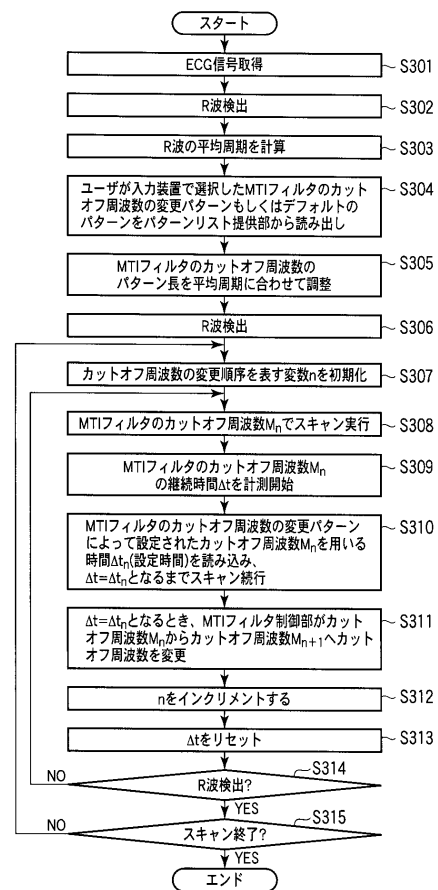
【図 11】

図 11

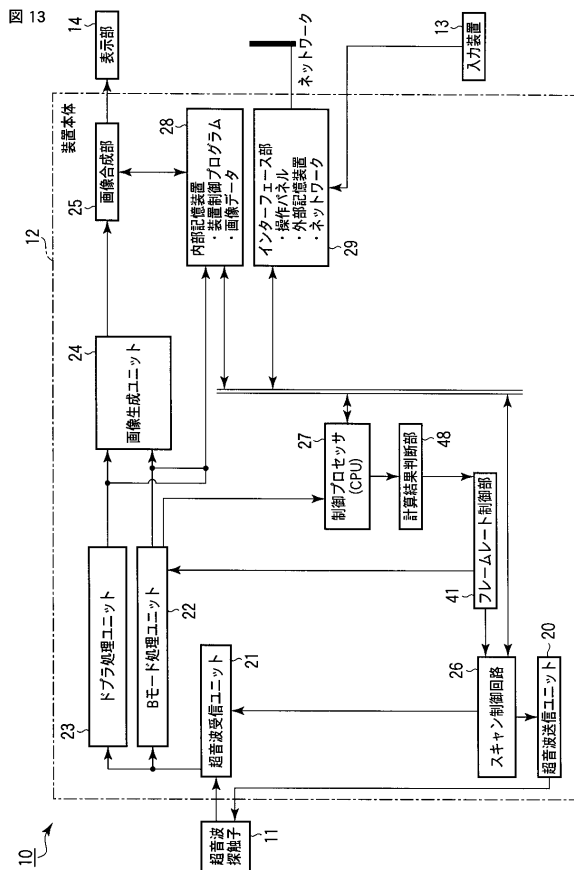


【図 12】

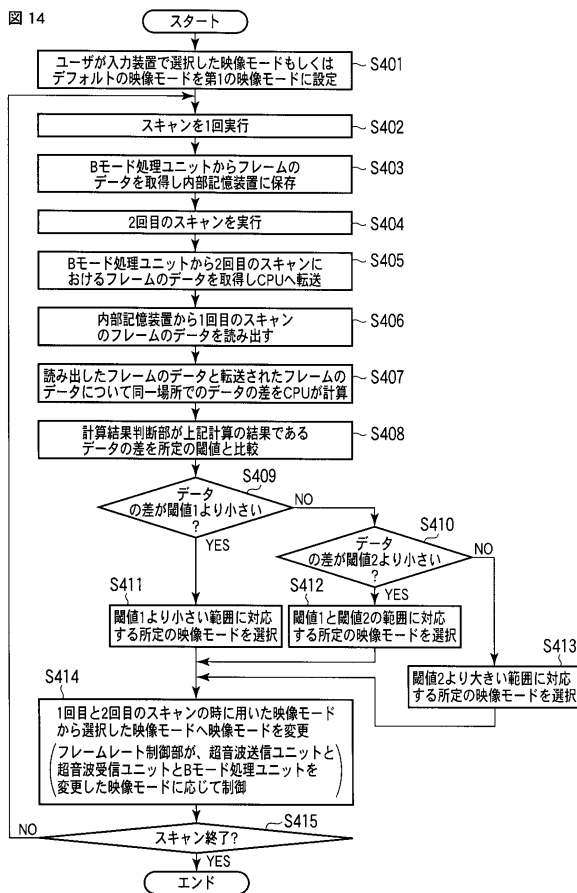
図 12



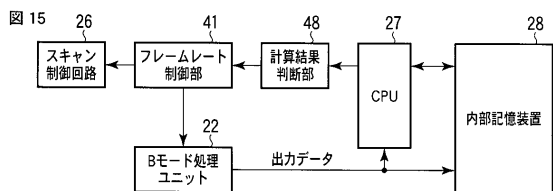
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



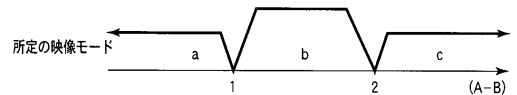
【 図 1 5 】



CPUでの計算処理
 Bモード処理ユニット22から取得した1枚目のフレームのデータAを内部記憶装置28に保存する。次に取得したフレームのデータBと内部記憶装置28から読み出した1枚目のフレームデータAについて、同一場所におけるデータAとデータBの差を計算する。

計算結果判断部内の判断処理
 CPU27で求められた差が、所定の閾値1より大きい値もしくは小さい値、さらには、別の所定の閾値2より大きい値のうち、どの範囲にあるのかを判断する。上記計算結果判断に基づいて、それぞれの閾値に対して割り当てられた所定の映像モードを選択する。

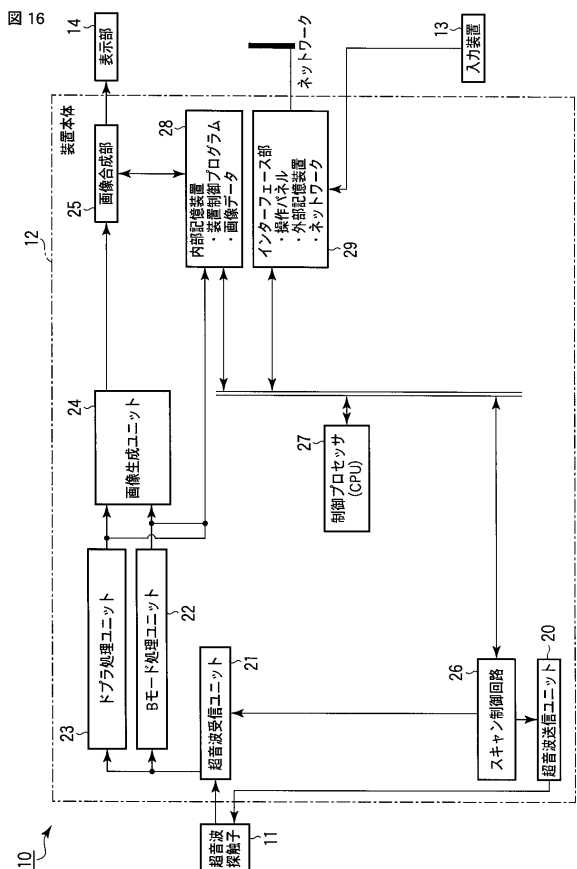
計算結果判断の概念図



A-B	1未満	1以上2未満	2以上
映像モード(心臓の動きの大小によって選別)	a	b	c

ここで、映像モードであるa, b, cは、フィルタ組織ハーモニックイメージング(FTHI: Filter Tissue Harmonic Imaging)、位相変調組織ハーモニックイメージング(PMTHI: Phase Modulation Tissue Harmonic Imaging)、ディフェレンシャル組織ハーモニックイメージング(DTHI: Differential Tissue Harmonic Imaging)のいずれかの映像モードに対応している。

【 図 1 6 】



フロントページの続き

- (74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元

(72)発明者 永井 岳年

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DE09 EE04 EE11 HH15 HH16

