

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6139067号
(P6139067)

(45) 発行日 平成29年5月31日(2017.5.31)

(24) 登録日 平成29年5月12日(2017.5.12)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/06 (2006.01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 9 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2012-138551 (P2012-138551)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成24年6月20日(2012.6.20)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2014-290 (P2014-290A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成26年1月9日(2014.1.9)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成27年6月3日(2015.6.3)		弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100159651
			弁理士 高倉 成男
		(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	100103034
			弁理士 野河 信久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体に対して、前記被検体の血流の流速値の時間変化を表すドプラ波形を表示するためのドプラモード及び当該ドプラモード以外の他のモードの各々に対応する超音波を送信する送信処理部と、

前記被検体からの超音波反射波を、走査面に関するエコー信号として前記超音波プローブを介して受信する受信処理部と、

前記エコー信号に基づいて前記ドプラモード及び前記他のモードの各々の画像を生成する超音波画像生成部と、

前記ドプラモード及び前記他のモードの各々の画像を同時に表示する表示部と、

前記走査面に対応する前記被検体の血流の拍動性を検出する検出部と、

前記検出された拍動性の度合いに応じて、前記ドプラモードに対応する超音波の送信と前記他のモードに対応する超音波の送信との割合を変更する制御部と

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記検出部は、前記検出された拍動性の度合いに応じて、前記走査面に対応する前記被検体の血流が拍動流であるか定常流であるかを判別し、

前記制御部は、前記拍動流であると判別された場合、前記ドプラモードに対応する超音波を送信しない所定の長さの第1のGap期間を設定し、前記定常流であると判別された

場合、前記ドプラモードに対応する超音波を送信しない前記第1のGap期間より長い第2のGap期間を設定する

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3】

前記検出部は、前記ドプラ波形によって示される流速値の時間変化をトレースし、単位時間あたりの流速値の変化量が予め定められた値以上であるか否かに基づいて前記拍動性を検出する

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4】

前記他のモードは、前記被検体のBモード画像を表示するためのBモードを含み、
前記検出部は、前記Bモード画像のフレーム間の相関に応じて前記拍動性を検出することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

10

【請求項5】

前記他のモードは、前記被検体のカラードプラモード画像を表示するためのカラーモードを含み、
前記検出部は、前記カラーモードにおいて得られるドプラ偏移周波数の時間的变化に応じて前記拍動性を検出する

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6】

前記拍動性の度合いに対応づけて前記ドプラモードに対応する超音波の送信と前記他のモードに対応する超音波の送信との割合を予め保持するテーブルを更に具備し、
前記制御部は、前記ドプラモードに対応する超音波の送信と前記他のモードに対応する超音波の送信との割合を、前記検出された拍動性の度合いに対応づけて前記テーブルに保持されている割合に変更する

20

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7】

前記他のモードは、前記被検体のBモード画像を表示するためのBモード及び前記被検体のカラードプラモード画像を表示するためのカラーモードを含み、
前記制御部は、前記Bモードの繰り返し周波数、並列同時受信、前記カラーモードの繰り返し周波数、並列同時受信、アンサンブル数を変更することによって、前記ドプラモードに対応する超音波の送信と前記他のモードに対応する超音波の送信との割合を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。

30

【請求項8】

前記検出部は、検査者からの指示に応じて前記拍動性を検出することを特徴とする請求項1～7のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記検出部は、予め定められた間隔で前記拍動性を検出することを特徴とする請求項1～7のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明の実施形態は、ドプラモードを含む複数の動作モードの画像を同時に表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は生体内情報の画像を表示する診断装置であり、X線診断装置やX線コンピュータ断層撮影装置などの他の画像診断装置に比べ、安価で被曝がなく、非侵襲性に実時間で観測するための有用な装置として利用されている。超音波診断装置の適用範囲は広く、心臓などの循環器から肝臓、腎臓などの腹部、抹消血管、産婦人科、乳癌の診断などに適用されている。

50

【0003】

一般に、超音波診断装置では、超音波プローブを用いて被検体内に超音波を送信し、被検体内からの反射波を受信することにより、被検体内の診断情報（超音波画像）を得ることができる。また、超音波診断装置の動作モードとしては、例えば2次元形態像（Bモード画像）を表示するためのBモード（B）、2次元血流像（カラードプラモード画像）を表示するためのカラーモード（C）及びドプラ波形（ドプラスペクトラム像）を表示するためのドプラモード（D）等がある。

【0004】

ところで、このような超音波診断装置において複数の動作モードの画像を表示するためのモードの1つにTriplexモードがある。このTriplexモードによれば、例えばBモード、カラーモード及びドプラモードの画像を同時に表示することができる。なお、このTriplexモードにおけるスキャン方式には、Interleave ScanとSegment Scanとの2種類がある。

10

【0005】

まず、Interleave Scanとは、Bモード、カラーモード及びドプラモードの各々に対応する超音波（ビーム）を交互に送信させるスキャン方式である。このInterleave Scanでは、Segment Scanと比較してドプラモードの画像の画質（以下、単にドプラモードの画質と表記）はよいが、血流の流速の上限値が制限される。

【0006】

一方、Segment Scanとは、一定期間連続してドプラモードに対応する超音波を送信した後にBモード及びカラーモードに対応する超音波を送信するスキャン方式である。なお、このSegment Scanによれば、Bモード及びカラーモードに対応する超音波の送信時は補間によりドプラ波形が生成される。Segment Scanでは、上記したInterleave Scanと比較して血流の流速の上限値を高く設定することができるが、ドプラモードにおけるドプラ波形を補間によって推定するために当該ドプラモードの画質が劣化する。

20

【0007】

上記したSegment Scanの場合においてドプラモードの画質を向上させるためには、ドプラモードに対応する超音波を送信しない期間（Gap期間）を短くする必要がある。換言すれば、ドプラモードのデータ数（つまり、ドプラモードに対応する超音波の送信回数）を増加させればよい。しかしながら、この場合、Bモード及びカラーモードのデータ数（つまり、Bモード及びカラーモードに対応する超音波の送信回数）が少なくなるため、当該Bモード及びカラーモードの画像の画質（以下、単にBモード及びカラーモードの画質と表記）が劣化する。このため、例えば測定条件により、Bモード、カラーモード及びドプラモードの各々の画質のバランスがよくなるように、それぞれのデータ配分を最適化する必要がある。

30

【0008】

そこで、超音波診断装置にはIQ-Balanceというスイッチが設けられており、このスイッチにより検査者（ユーザ）がドプラモードの画質重視か、またはBモード及びカラーモードの画質重視かを選択することができる。例えばドプラモードの画質を重視する場合には、ドプラモードのデータ数を多くし、Gap期間を少なくすることにより、当該ドプラモードの画質を向上させることができる。一方、Bモード及びカラーモードの画質を重視する場合には、ドプラモードのデータ数を少なくし、Bモード及びカラーモードのデータ数を増加させることによって、Bモード及びカラーモードの画質を向上させることができる。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開2005-168585号公報

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

ところで、超音波の診断では、被検者の様々な血流をドプラモードにおいて測定することができる。このドプラモードにおいて測定される血流には、心拍に伴って時間的に流速が変わる拍動性の血流（以下、拍動流と表記）と流速が一定の血流（以下、定常流と表記）がある。

【0011】

測定される血流が拍動流の場合は、ドプラモードにおけるドプラ波形の劣化が目立つため、ドプラモードのデータ数を多くしてGap期間を短くする必要がある。

10

【0012】

一方、測定される血流が定常流の場合は、上記したGap期間が多くても比較的ドプラモードにおけるドプラ波形の劣化が少ないため、Bモード及びカラーモードのデータ数（つまり、Bモード及びカラーモードのデータ配分）を増加させることができる。

【0013】

このように拍動流と定常流とではドプラ波形（の劣化）の特徴が異なるものの、測定される血流が拍動流であるか定常流であるかにかかわらず、Bモード、カラーモード及びドプラモードのデータ数が同じ配分のまま検査を行うことが一般的である。また、検査者が拍動流及び定常流を判別し、上記したIQ - Balanceを毎回変更することが考えられるが、この作業は検査者にとっては煩雑である。

20

【0014】

したがって、上記したTriplexモードのようなドプラモードを含む複数の動作モードの画像が同時に表示される場合において、各動作モードの画質を自動的に最適化する仕組みが望まれている。

【0015】

そこで、本発明が解決しようとする課題は、同時に表示されるドプラモードを含む複数の動作モードの画像の画質を最適化することが可能な超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0016】

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブと、送信処理部と、受信処理部と、超音波画像生成部と、表示部と、検出部と、制御部とを具備する。

30

【0017】

送信処理部は、前記超音波プローブを介して被検体に対して、前記被検体の血流の流速値の時間変化を表すドプラ波形を表示するためのドプラモード及び当該ドプラモード以外の他のモードの各々に対応する超音波を送信する。

【0018】

受信処理部は、前記被検体からの超音波反射波を、走査面に関するエコー信号として前記超音波プローブを介して受信する。

【0019】

超音波画像生成部は、前記エコー信号に基づいて前記ドプラモード及び前記他のモードの各々の画像を生成する。

40

【0020】

表示部は、前記ドプラモード及び前記他のモードの各々の画像を同時に表示する。

【0021】

検出部は、前記走査面に対応する前記被検体の血流の拍動性を検出する。

【0022】

制御部は、前記検出された拍動性の度合いに応じて、前記ドプラモードに対応する超音波の送信と前記他のモードに対応する超音波の送信との割合を変更する。

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 2 3 】

【図 1】第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【図 2】T r i p l e x モードにおいて表示される超音波画像の一例を示す図。

【図 3】本実施形態に係る超音波診断装置の処理手順を示すフローチャート。

【図 4】走査面に対応する被検体の血流が拍動流であり、ドプラモードのデータ数が少ない場合の超音波画像の一例を示す図。

【図 5】走査面に対応する被検体の血流が拍動流であり、ドプラモードのデータ数が多い場合の超音波画像の一例を示す図。

【図 6】走査面に対応する被検体の血流が拍動流であり、ドプラモードのみで動作させた場合の超音波画像の一例を示す図。

【図 7】走査面に対応する被検体の血流が定常流であり、ドプラモードのデータ数が少ない場合の超音波画像の一例を示す図。

【図 8】走査面に対応する被検体の血流が定常流であり、ドプラモードのデータ数が多い場合の超音波画像の一例を示す図。

【図 9】走査面に対応する被検体の血流が定常流であり、ドプラモードのみで動作させた場合の超音波画像の一例を示す図。

【図 1 0】走査面に対応する被検体の血流が拍動流である場合の各動作モードのデータ配分の一例を示す図。

【図 1 1】走査面に対応する被検体の血流が定常流である場合の各動作モードのデータ配分の一例を示す図。

【図 1 2】第 2 の実施形態に係る超音波診断装置の処理手順を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 4 】

以下、図面を参照して、各実施形態について説明する。

【 0 0 2 5 】

(第 1 の実施形態)

まず、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す。

【 0 0 2 6 】

本実施形態に係る超音波診断装置は、例えば T r i p l e x モードのように、ドプラモードを含む複数の動作モードにおける画像を同時に表示する機能を有する。以下、本実施形態に係る超音波診断装置は、複数の動作モードとして、B モード、カラーモード及びドプラモードにおける画像を同時に表示するものとして説明する。B モードは、2 次元形態像 (B モード画像) を表示するためのモードである。カラーモードは、2 次元血流像 (カラーモード画像) を表示するためのモードである。また、ドプラモードは、ドプラ波形 (ドプラスペクトラム像) を表示するためのモードである。

【 0 0 2 7 】

なお、本実施形態に係る超音波診断装置では、一定期間連続してドプラモードに対応する超音波を送信した後に B モード及びカラーモードに対応する超音波を送信するスキャン方式 (S e g m e n t S c a n) が採用されているものとする。この S e g m e n t S c a n によれば、B モード及びカラーモードに対応する超音波の送信時は補間によりドプラモードにおけるドプラ波形が生成される。

【 0 0 2 8 】

図 1 に示すように、本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 0、送受信処理部 2 0、信号処理部 3 0、D S C (Digital Scan Converter : デジタルスキャンコンバータ) 4 0、表示部 5 0、拍動性検出部 6 0、入力部 7 0 及び制御部 8 0 を備える。

【 0 0 2 9 】

超音波プローブ 1 0 は、送受信処理部 2 0 からの駆動信号を受けて超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層及び当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有して

10

20

30

40

50

いる。この超音波プローブ10から被検体に超音波が送信されると、当該送信超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、エコー信号として超音波プローブ10に受信される。このエコー信号は、送受信処理部20に供給される。なお、エコー信号の振幅は、反射することになった不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。また、送信された超音波パルスが移動している血流や心臓壁等の表面で反射された場合のエコーは、ドプラ効果により移動体の超音波送信方向の速度成分を依存して、周波数偏移を受ける。

【0030】

送受信処理部20は、後述するスキャンシーケンスに関するパラメータの変更に従って、超音波プローブ10を介して超音波（ビーム）を繰り返し送受信する。送受信処理部20は、送信処理部21及び受信処理部22を含む。

10

【0031】

送信処理部21は、超音波プローブ10を介して被検体に対して、上記したBモード、カラーモード及びドプラモードの各々に対応する超音波を送信する。送信処理部21は、図示しないパルス発生器、送信遅延部及びパルサ等を有している。パルス発生器は、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。送信遅延部は、チャンネル毎に超音波をビーム状に収束し、かつ、送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を、各チャンネルのレートパルスに与える。パルサは、チャンネル毎にレートパルスに基づくタイミングで超音波プローブ10に駆動パルスを印加する。

20

【0032】

受信処理部22は、被検体からの超音波反射波を、走査面に関するエコー信号として超音波プローブ10を介して受信する。受信処理部22は、図示しないプリアンプ、受信遅延部及び加算器等を有している。プリアンプは、超音波プローブ1を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。受信遅延部は、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性とにより超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0033】

信号処理部30は、受信処理部22からのエコー信号に基づいて、複数の動作モードにそれぞれ対応する複数の超音波信号処理を行う。具体的には、信号処理部30は、Bモード処理部31、カラーモード処理部32及びドプラモード処理部33を含む。

30

【0034】

Bモード処理部31は、受信処理部22からのエコー信号（Bモードに対応する超音波を送受信して得られたエコー信号）をBモード処理する。具体的には、Bモード処理部31は、受信処理部22からのエコー信号を包絡線検波し、包絡線検波されたエコー信号を対数圧縮する。これにより、エコー信号の強度を輝度で表現するBモード画像のデータを生成する。Bモード処理部4によって生成されたBモード画像のデータは、DSC40に供給される。

【0035】

カラーモード処理部32は、受信処理部22からのエコー信号（カラーモードに対応する超音波を送受信して得られたエコー信号）をカラードプラモード処理し、関心領域内のカラーモード画像のデータを生成する。具体的には、カラーモード処理部32は、受信処理部22からのエコー信号を直交検波する。次に、カラーモード処理部32は、直交検波されたエコー信号を自己相関法により周波数解析する。カラーモード処理部32は、周波数解析により、サンプルの各点において血流の平均速度値や分散値を算出する。カラーモード処理部32は、算出された平均流速値や分散値をカラーで表現するカラードプラモード画像のデータを生成する。また、カラーモード処理部32は、直交検波されたエコー信号に基づいて血流のパワー値を算出する。カラーモード処理部32は、算出されたパワー値をカラーで表現するカラードプラモード画像のデータを生成する。カラーモード処理部

40

50

32によって生成されたカラードプラモード画像のデータは、DSC40に供給される。

【0036】

ドプラモード処理部33は、受信処理部22からのエコー信号（ドプラモードに対応する超音波を送受信して得られたエコー信号）をドプラモード処理し、レンジゲート内のドプラ波形（ドプラスペクトラム像）のデータを生成する。具体的には、ドプラモード処理部33は、受信処理部22からのエコー信号を直交検波する。ドプラモード処理部33は、直交検波されたエコー信号の中から予め設定されたレンジゲート内の信号を抽出し、当該信号をFFT（Fast Fourier Transform）によりスペクトル解析し、流速値（流速スペクトラム）を算出する。ドプラモード処理部33は、流速スペクトラムの計時変化を示すドプラ波形のデータを生成する。ドプラモード処理部33によって生成されたドプラ波形のデータは、DSC40に供給される。

10

【0037】

DSC40は、Bモード処理部31からのBモード画像のデータを表示部50に表示可能な画像データに変換する。また、DSC40は、カラーモード処理部32からのカラードプラモード画像のデータを表示部50に表示可能な画像データに変換する。同様に、DSC40は、ドプラモード処理部33からのドプラ波形のデータを表示部50に表示可能な画像データに変換する。

【0038】

表示部50は、DSC40からのBモード画像、カラードプラモード画像、ドプラ波形を重ね合わせて表示デバイスに同時に表示する。表示デバイスとしては、例えばCRTディスプレイ、液晶ディスプレイ、有機ELディスプレイ、プラズマディスプレイ等が利用可能である。

20

【0039】

拍動性検出部60は、例えばドプラ波形等に基づいて、走査面に対応する被検体の血流の拍動性を検出する。具体的には、拍動性検出部60は、走査面に対応する被検体の血流が心拍に伴って時間的に流速が変わる拍動性の血流（以下、拍動流と表記）であるか、または流速が一定の血流（以下、定常流と表記）であるかを判別する。拍動性検出部60による判別結果は、制御部80に渡される。

【0040】

入力部70は、ユーザからの入力デバイスを介し入力された各種指令や情報入力を制御部80に入力する。具体的には、入力部70は、超音波走査の開始指示や終了指示を入力する。また、入力部70は、カラーモードのための関心領域の位置やドプラモードのためのレンジゲートの位置を入力する。入力デバイスとしては、例えばキーボード、マウス、各種ボタン、タッチパネル等が適宜利用可能である。

30

【0041】

制御部80は、超音波診断装置の中核として機能する。具体的には、制御部80は、図示しない記憶部から制御プログラムを読み出して自身が有するメモリに展開し、展開された制御プログラムに従って各部を制御する。

【0042】

また、制御部80は、拍動性検出部60によって検出された拍動性に応じて、上記したスキャンシーケンスに関するパラメータを変更する。これにより、制御部80は、上記したTriplexモードにおいて同時に表示されるBモード画像、カラードプラモード画像及びドプラ波形の画質を最適化する。具体的には、制御部80は、拍動性検出部60による判別結果に基づいて、Triplexモードにおけるドプラモードに対応する超音波の送信とBモード画像及びカラーモード画像に対応する超音波の送信との割合を変更する。換言すれば、制御部80は、Bモード、カラーモード及びドプラモードの各々のデータ配分を変更する。なお、Bモード、カラーモード及びドプラモードのデータ配分が変更された場合、当該変更されたデータ配分に応じて各モードに対応する超音波が送信されることになる。

40

【0043】

50

ここで、図2は、上記したTriplexモードにおいて表示される超音波画像の一例を示す。図2に示すように、Triplexモードにおける超音波画像では、Bモード画像I1、カラードプラモード画像I2及びドプラ波形(ドラスペクトラム像)I3が同時に表示される。Bモード画像I1は、Bモード走査面に関する2次元の形態像である。また、カラードプラモード画像I2は、関心領域内の2次元の血流像であり、Bモード画像I1の関心領域上に重ねて表示される。なお、Bモード画像I1上にはドプラレンジゲートの位置を示すマークMRが重ねて表示されている。一方、Bモード画像I1の下部には、ドプラ波形I3が表示される。ドプラ波形I3は、マークMRが指し示すレンジゲート内のドラスペクトラムを描出している。ドプラ波形は、縦軸を血流速、横軸を時間に規定して構成されたグラフである。換言すれば、ドプラ波形は、走査面に対応する被検体の血流の流速値の時間変化を表している。典型的には、Bモード画像I1、カラードプラモード画像I2及びドプラ波形I3は、リアルタイムに生成されて表示される。

10

【0044】

次に、図3のフローチャートを参照して、本実施形態に係る超音波診断装置の処理手順について説明する。

【0045】

まず、超音波診断装置において、Bモード、カラーモード及びドプラモードの画像を同時に表示するためのTriplexモードにおけるスキャン(上記したSegment Scanでのスキャン)が開始される(ステップS1)。なお、Segment Scanによれば、上記したように一定期間連続してドプラモードに対応する超音波が送信された後にBモード及びカラーモードに対応する超音波が送信される。ここでは、例えば予め設定されているスキャンシーケンスに関するパラメータ(Bモード、カラーモード及びドプラモードのデータ配分)に基づいてTriplexモードにおけるスキャンが開始されることにより、Bモード画像、カラードプラモード画像及びドプラ波形が例えば表示部50に同時に表示される。

20

【0046】

ここで、検査者(操作者)は、例えば超音波診断装置を操作することによって、当該超音波診断装置に対してTriplexモードにおいて同時に表示されるBモード、カラーモード及びドプラモードの画像の画質(Bモード画像、カラードプラモード画像及びドプラ波形の画質)を最適化する旨の指示(以下、最適化指示と表記)をすることができる。

30

【0047】

入力部70は、検査者の操作に応じて、最適化指示を入力する(ステップS2)。最適化指示のための検査者の操作には、例えばQuick Scan for DopplerのスイッチをONにする操作が含まれる。なお、Quick Scan for Dopplerとは、ドプラ波形によって流速レンジ、Baseline等を最適化する技術である。ここでは、Quick Scan for DopplerのスイッチをONすることによって最適化指示が入力されるものとして説明したが、例えば単に最適化指示を入力するためのボタン等が設けられており、当該ボタンを押下するような操作に応じて最適化指示が入力されても構わない。

【0048】

最適化指示が入力されると、拍動性検出部60は、走査面に対応する被検体の血流(以下、単に被検体の血流と表記)の流速値の時間変化を示すドプラ波形(過去のドプラ波形)をトレースする(ステップS3)。なお、過去のドプラ波形には、例えば上記したステップS1において開始されたスキャン後(Quick Scan for DopplerのスイッチをONする前)に得られたドプラ波形等が含まれる。

40

【0049】

次に、拍動性検出部60は、トレースされたドプラ波形のデータから当該ドプラ波形の時間的変化を計測する。拍動性検出部60は、計測されたドプラ波形の時間的変化に基づいて、単位時間あたりの流速値の変化量が予め定められた値(以下、閾値と表記)以上であるか否かを判定する(ステップS4)。

50

【 0 0 5 0 】

流速値の変化量が閾値以上であると判定された場合（ステップ S 4 の Y E S ）、拍動性検出部 6 0 は、被検体の血流が拍動流であると判別し、当該判別結果を制御部 8 0 に渡す。

【 0 0 5 1 】

制御部 8 0 は、被検体の血流が拍動流である場合、ドプラモードに対応する超音波の送信の割合を増加させ、他の動作モード（Bモード及びカラーモード）に対応する超音波の送信の割合を減少させる。つまり、制御部 8 0 は、ドプラモードのデータ数を増加させ、Bモード及びカラーモードのデータ数を減少させるように、各動作モードのデータ配分を変更する（ステップ S 5 ）。

10

【 0 0 5 2 】

一方、流速値の変化量が閾値以上でないと判定された場合（ステップ S 4 の N O ）、拍動性検出部 6 0 は、被検体の血流が定常流であると判別し、当該判別結果を制御部 8 0 に渡す。

【 0 0 5 3 】

制御部 8 0 は、被検体の血流が定常流である場合、ドプラモードに対応する超音波の送信の割合を減少させ、他の動作モード（Bモード及びカラーモード）に対応する超音波の送信の割合を増加させる。つまり、制御部 8 0 は、ドプラモードのデータ数を減少させ、Bモード及びカラーモードのデータ数を増加させるように、各動作モードのデータ配分を変更する（ステップ S 6 ）。

20

【 0 0 5 4 】

上記したステップ S 5 または S 6 の処理が実行されると、超音波診断装置において、変更されたデータ配分でスキャン（T r i p l e x モードにおけるスキャン）が再開される（ステップ S 7 ）。

【 0 0 5 5 】

なお、上記したドプラモードのデータ数の増加及び減少は、例えばBモードの P R F（パルス繰り返し周波数）、並列同時受信、カラーモードの P R F、並列同時受信、アンサンプル数等の条件を変更することによって実現されても構わない。具体的には、被検体の血流が拍動流である場合には、Bモードの P R F を高くする、並列同時受信を O N する、カラーモードの P R F を高くする、並列同時受信を O N する、アンサンプル数を減らす等の変更を行うことで、Bモード及びカラーモードのフレームレートが上がり、代わりにドプラモードのデータ数を増加させることができる。なお、この場合にはBモード画像及びカラードプラモード画像の画質は劣化する。

30

【 0 0 5 6 】

また、ここでは検査者の操作に応じて最適化指示が入力されるものとして説明したが、検査者の操作を必要とせず、例えば予め定められた間隔で随時上記したステップ S 3 以降の処理が実行されるような構成とすることも可能である。

【 0 0 5 7 】

以下、本実施形態に係る超音波診断装置における T r i p l e x モードにおいて同時に表示されるBモード画像、カラードプラモード画像及びドプラ波形の画質の最適化について簡単に説明する。

40

【 0 0 5 8 】

図 4 ~ 図 6 は、走査面に対する被検体の血流が拍動流である場合に T r i p l e x モードにおいて表示される超音波画像の一例を示す。なお、図 4 は、ドプラモードのデータ数が少なく、Bモード及びカラーモードのデータ数（ラスタ数）が多い場合の超音波画像である。図 5 は、ドプラモードのデータ数が多く、Bモード及びカラーモードのデータ数（ラスタ数）が少ない場合の超音波画像である。また、図 6 は、超音波診断装置をドプラモードのみで動作させた場合の超音波画像である。

【 0 0 5 9 】

図 4 及び図 5 に示すドプラ波形を比較すると、図 6 に示すドプラ波形と比べて、ドプラ

50

モードのデータ数を少なくした際のドプラ波形（つまり、図4に示すドプラ波形）の劣化が目立つ。このため、走査面に対する被検体の血流が拍動流である場合には、ドプラ波形の劣化を抑制するためにドプラモードのデータ数を増加させる必要がある。

【0060】

一方、図7～図9は、走査面に対する被検体の血流が定常流である場合にT r i p l e xモードにおいて表示される超音波画像の一例を示す。なお、図7は、ドプラモードのデータ数が少なく、Bモード及びカラーモードのデータ数（ラスタ数）が多い場合の超音波画像である。図8は、ドプラモードのデータ数が多く、Bモード及びカラーモードのデータ数（ラスタ数）が少ない場合の超音波画像である。また、図9は、超音波診断装置をドプラモードのみで動作させた場合の超音波画像である。

10

【0061】

図7及び図8に示すドプラ波形を比較すると、図9に示すドプラ波形と比べて、ドプラモードのデータ数を少なくしたとしてもドプラ波形の劣化が目立たない。このため、走査面に対する被検体の血流が定常流である場合には、Bモード画像及びカラーモード画像の画質を向上させるために、ドプラモードのデータ数を少なくし、Bモード及びカラーモードのデータ数を増加させる。

【0062】

ここで、走査面に対応する被検体の血流が拍動流である場合及び定常流である場合のBモード、カラーモード及びドプラモードのデータ配分について具体的に説明する。

【0063】

図10は、走査面に対する被検体の血流が拍動流である場合の各動作モードのデータ配分の一例を示す。図11は、走査面に対応する被検体の血流が定常流である場合の各動作モードのデータ配分の一例を示す。

20

【0064】

走査面に対する被検体の血流が拍動流である場合には、図10に示すように、ドプラモードのデータ数を多くし、ドプラモードに対応する超音波を送信しない期間（G a p期間）を短くすることによって、ドプラモードにおけるドプラ波形の画質の劣化を抑制する。具体的には、Bモードのラスタを150本、カラーモードのラスタを70本、ドプラモードのデータ数を128（データ）のように設定する。

【0065】

一方、走査面に対する被検体の血流が定常流である場合には、図11に示すように、ドプラモードのデータ数を少なくし、ドプラモードに対応する超音波を送信しない期間（G a p期間）を長くすることで、Bモード及びカラーモードのデータ数を多くしてBモード画像及びカラーモード画像の画質を向上させる。具体的には、Bモードのラスタを300本、カラーモードのラスタを140本、ドプラモードのデータ数を64（データ）のように設定する。

30

【0066】

上記したように本実施形態においては、走査面に対応する被検体の血流の拍動性（拍動流であるか定常流であるか）に応じてドプラモードに対応する超音波の送信と他の動作モードに対応する超音波の送信との割合を変更する構成により、ドプラモード及び他の動作モードのデータ配分を自動的に変更することができるため、検査者がI Q - B a l a n c eのスイッチ等の操作を行うことなく、T r i p l e xモードのように同時に表示されるドプラモードを含む複数の動作モードの画像の画質を最適化することができる。つまり、本実施形態によれば、例えばT r i p l e xモードにおける画質の調整等を実行者が行う手間を削減することができることにより、検査時間が短縮され、被検者等の負担を軽減することができる。

40

【0067】

なお、本実施形態においては、ドプラ波形によって示される流速値の時間変化をトレースし、単位時間当たりの流速値の変化量に基づいて被検者の血流の拍動性を検出する（拍動流であるか定常流であるかを判別する）ものとして説明したが、ドプラ計測指標である

50

R I (Resistance Index) や P I (Pulsatility Index) から拍動性を検出する構成としても構わない。

【 0 0 6 8 】

更に、例えば B モード及びカラーモードの時間的変化で拍動性を検出する構成としてもよい。B モードの場合には、B モード画像のフレーム間の相関をとり、当該フレーム間の相関が小さければ拍動流、フレーム間の相関が大きければ定常流と判別することができる。一方、カラーモードの場合には、ある関心領域を指定してカラーモードのドプラ偏移周波数の時間的変化を測定し、当該ドプラ偏移周波数の時間的変化が大きければ拍動流、当該ドプラ偏移周波数の時間的変化が小さければ定常流と判別することができる。

【 0 0 6 9 】

また、本実施形態においては、B モード画像、カラードプラモード画像及びドプラ波形が同時に表示される T r i p l e x モードについて主に説明したが、本実施形態はドプラモードを含む複数の動作モードの画像を同時に表示する超音波診断装置であれば適用可能である。具体的には、B モード画像及びドプラ波形が同時に表示される D u p l e x モードで動作する超音波診断装置にも適用可能である。この場合、上記した G a p 期間のスキキャンが B モードのみになる点以外は上記説明した T r i p l e x モードの場合と同様である。

【 0 0 7 0 】

(第2の実施形態)

次に、第2の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置は、前述した第1の実施形態と同様に、ドプラモードを含む複数の動作モードとして、B モード、カラーモード及びドプラモードにおける画像を同時に表示するものとして説明する。

【 0 0 7 1 】

なお、本実施形態に係る超音波診断装置の構成は、前述した第1の実施形態と同様であるため、適宜、図1を用いて説明する。ここでは、前述した第1の実施形態と異なる部分について主に述べる。

【 0 0 7 2 】

前述した第1の実施形態においては被検体の血流が拍動流であるか定常流であるかの判別結果に応じて各動作モードのデータ配分を変更するものとして説明したが、本実施形態においては、拍動流の中でも拍動性の度合いに応じて更にデータ配分(ドプラモードに対応する超音波の送信の割合)を変更する点が、前述した第1の実施形態とは異なる。

【 0 0 7 3 】

なお、本実施形態に係る超音波診断装置において、制御部80は、拍動性の度合い対応づけてドプラモードに対応する超音波の送信と他のモード(Bモード及びカラーモード)に対応する超音波の送信との割合(つまり、Bモード、カラーモード及びドプラモードのデータ配分)を予め保持するテーブルを有している。具体的には、制御部80が有するテーブルには、拍動性の度合いが高い拍動流(以下、第1の拍動流と表記)のインデックスに対応づけて当該第1の拍動流に対応する各動作モードのデータ配分(以下、第1のデータ配分と表記)が保持されている。同様に、制御部80が有するテーブルには、拍動性の度合いが低い拍動流(以下、第2の拍動流と表記)のインデックスに対応づけて当該第2の拍動流に対応する各動作モードのデータ配分(以下、第2のデータ配分と表記)が保持されており、定常流のインデックスに対応づけて当該定常流に対応する各動作モードのデータ配分(以下、第3のデータ配分と表記)が保持されている。つまり、本実施形態においては、拍動性の度合い(第1の拍動流、第2の拍動流及び定常流)に応じて3つの I Q - B a l a n c e が設定されている。

【 0 0 7 4 】

なお、第2の拍動流と比較して第1の拍動流の方が拍動性の度合いが高いため、ドプラ波形の劣化が目立つ。したがって、第1のデータ配分では、第2のデータ配分と比較して、ドプラモードに対応する超音波の送信の割合が高い。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 5 】

以下、本実施形態に係る超音波診断装置の動作について説明する。図 1 2 は、本実施形態に係る超音波診断装置の処理手順を示すフローチャートである。

【 0 0 7 6 】

まず、前述した図 3 に示すステップ S 1 ~ S 4 の処理に相当するステップ S 1 1 ~ S 1 4 の処理が実行される。

【 0 0 7 7 】

ステップ S 1 4 において流速値の変化量が閾値（以下、第 1 の閾値と表記）以上であると判定された場合、拍動性検出部 6 0 は、流速値の変化量を第 1 の閾値とは異なる閾値（第 2 の閾値と表記）と比較することによって、当該流速値の変化の程度が大きいかなかを判定する（ステップ S 1 5 ）。

10

【 0 0 7 8 】

流速値の変化の程度が大きいと判定された場合（ステップ S 1 5 の Y E S ）、拍動性検出部 6 0 は、被検体の血流が第 1 の拍動流であると判別し、当該判別結果を制御部 8 0 に渡す。

【 0 0 7 9 】

制御部 8 0 は、被検体の血流が第 1 の拍動流である場合、当該制御部 8 0 が有するテーブルを参照して、当該第 1 の拍動流（のインデックス）に対応づけて当該テーブルに保持されている第 1 のデータ配分（第 1 の拍動流時のデータ配分）を選択する（ステップ S 1 6 ）。なお、ステップ S 1 6 において選択された第 1 のデータ配分の一例としては、例えば B モードのラスタを 1 5 0 本、カラーモードのラスタを 7 0 本、ドプラモードのデータ数を 1 2 8 （データ）とする。

20

【 0 0 8 0 】

一方、流速値の変化の程度が小さくないと判定された場合（ステップ S 1 5 の N O ）、拍動性検出部 6 0 は、被検体の血流が第 2 の拍動流であると判別し、当該判別結果を制御部 8 0 に渡す。

【 0 0 8 1 】

制御部 8 0 は、被検体の血流が第 2 の拍動流である場合、当該制御部 8 0 が有するテーブルを参照して、当該第 2 の拍動流（のインデックス）に対応づけて当該テーブルに保持されている第 2 のデータ配分（第 2 の拍動流時のデータ配分）を選択する（ステップ S 1 7 ）。なお、ステップ S 1 7 において選択された第 2 のデータ配分の一例としては、例えば B モードのラスタを 2 0 0 本、カラーモードのラスタを 1 0 0 本、ドプラモードのデータ数を 9 6 （データ）とする。第 2 のデータ配分では、上記した第 1 のデータ配分と比較して、ドプラモードのデータ数（ドプラモードに対応する超音波の送信の割合）が少なくなっている。

30

【 0 0 8 2 】

また、ステップ S 1 4 において流速値の変化量が第 1 の閾値以上でないと判定された場合、拍動性検出部 6 0 は、被検体の血流が定常流であると判別し、当該判別結果を制御部 8 0 に渡す。

【 0 0 8 3 】

制御部 8 0 は、被検体の血流が定常流である場合、当該制御部 8 0 が有するテーブルを参照して、当該定常流（のインデックス）に対応づけて当該テーブルに保持されている第 3 のデータ配分（定常流時のデータ配分）を選択する（ステップ S 1 8 ）。なお、ステップ S 1 8 において選択された第 3 のデータ配分の一例としては、例えば B モードのラスタを 3 0 0 本、カラーモードのラスタを 1 4 0 本、ドプラモードのデータ数を 6 4 （データ）とする。

40

【 0 0 8 4 】

上記したステップ S 1 6 、 S 1 7 または S 1 8 の処理が実行されると、超音波診断装置において、選択されたデータ配分でスキャン（T r i p l e x モードにおけるスキャン）が再開される（ステップ S 1 9 ）。

50

【 0 0 8 5 】

上記したように本実施形態においては、検出された拍動性の度合いに対応づけて予め用意されたテーブルに保持されているドプラモードに対応する超音波の送信と他の動作モードに対応する超音波の送信との割合（つまり、各動作モードのデータ配分）を選択し、現在の各動作モードのデータ配分を当該選択された各動作モードのデータ配分に変更する構成により、前述した第1の実施形態と比較して、拍動性の度合いに応じてより詳細な設定の変更をすることができる。

【 0 0 8 6 】

以上説明した実施形態によれば、同時に表示されるドプラモードを含む複数の動作モードの画像の画質を最適化することが可能な超音波診断装置を提供することが可能となる。

10

【 0 0 8 7 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

【 符号の説明 】

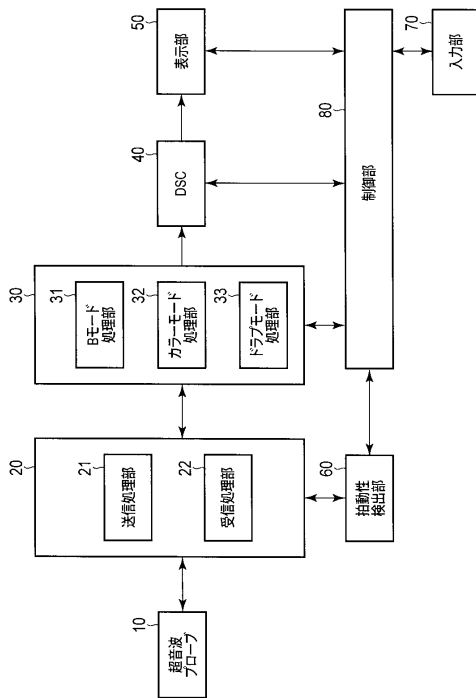
【 0 0 8 8 】

10 ... 超音波プローブ、 20 ... 送受信処理部、 21 ... 送信処理部、 22 ... 受信処理部、 30 ... 信号処理部、 31 ... Bモード処理部、 32 ... カラーモード処理部、 33 ... ドプラモード処理部、 40 ... DSC（超音波画像生成部）、 50 ... 表示部、 60 ... 拍動性検出部、 70 ... 入力部、 80 ... 制御部（最適化部）。

20

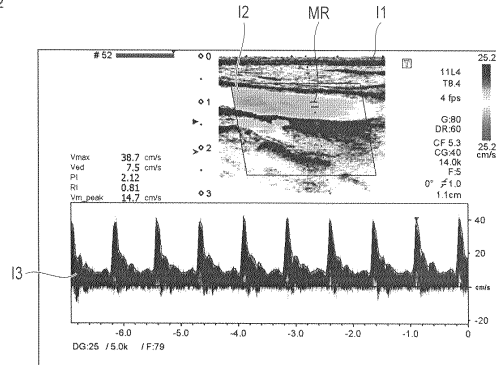
【 図 1 】

図 1



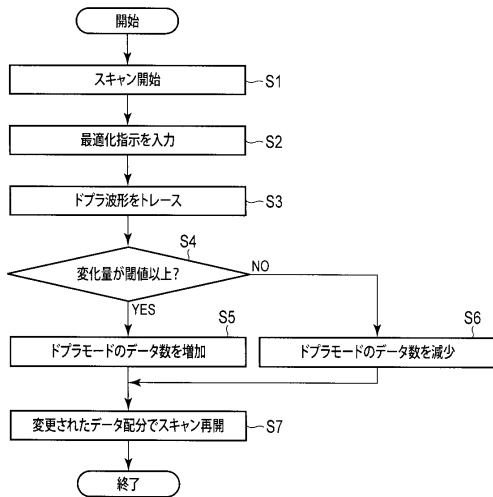
【 図 2 】

図 2



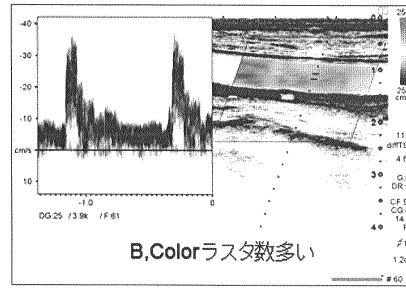
【 図 3 】

図 3



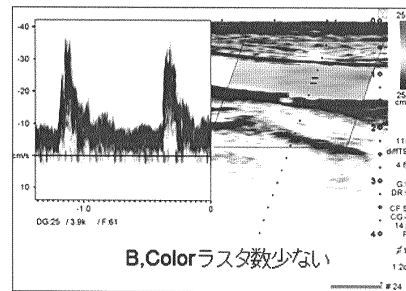
【 図 4 】

図 4



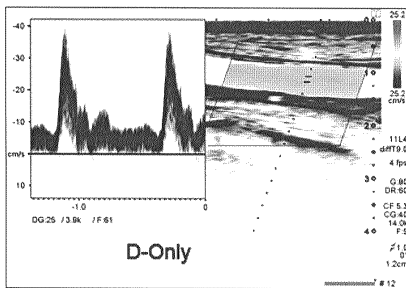
【 図 5 】

図 5



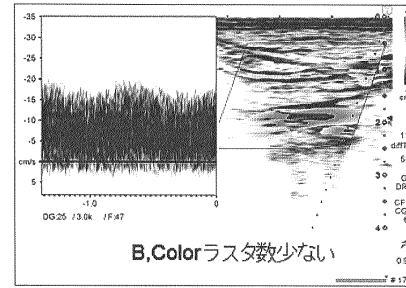
【 図 6 】

図 6



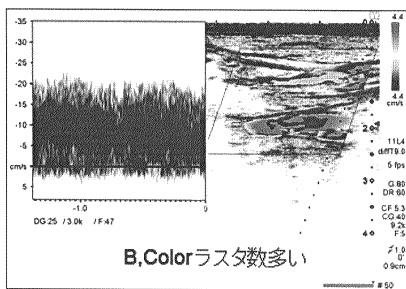
【 図 8 】

図 8



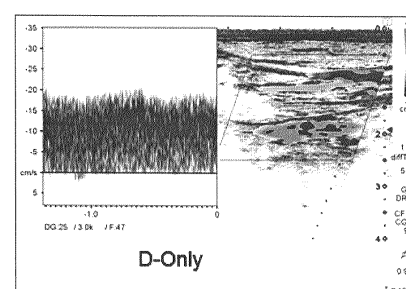
【 図 7 】

図 7



【 図 9 】

図 9



フロントページの続き

- (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 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (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
- (72)発明者 中屋 重光
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 畔上 美緒
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開2005-168585(JP,A)
特開2007-202617(JP,A)
特開平11-235342(JP,A)
特開平11-033023(JP,A)
特開平05-200025(JP,A)
特開2004-290407(JP,A)
特開2010-022418(JP,A)
特開2010-172376(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6139067B2	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	JP2012138551	申请日	2012-06-20
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	中屋重光 畔上美緒		
发明人	中屋 重光 畔上 美緒		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5246 A61B8/463 A61B8/488		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD05 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE04 4C601/EE11 4C601/HH14 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK19		
代理人(译)	中村诚 河野直树 井上正 冈田隆		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2014000290A JP2014000290A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种超声诊断设备，其能够在多种操作模式中优化图像质量，包括同时显示图像的多普勒模式。解决方案：发送处理单元21经由超声探头10将对应于多普勒模式和其他模式中的每一个的超声波发送到对象。接收处理单元22经由超声探头接收来自对象的超声反射作为与扫描表面相关的回波信号。超声图像生成单元40根据回波信号以多普勒模式和其他模式中的每一个生成图像。显示单元50以多普勒模式和其他模式中的每一个同时显示图像。检测单元60检测对应于扫描表面的对象的血流的脉动性。控制单元80根据检测到的脉动的水平改变对应于多普勒模式的超声波的传输比率和对应于其他模式的超声波的传输比率。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6139067号 (P6139067)
(45) 発行日 平成29年5月31日(2017.5.31)	(24) 登録日 平成29年5月12日(2017.5.12)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 0 6 (2006.01)	F 1 A 6 1 B 8 / 0 6	
請求項の数 9 (全 16 頁)		
(21) 出願番号 特願2012-138551(P2012-138551)	(73) 特許権者 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	
(22) 出願日 平成24年6月20日(2012.6.20)	(74) 代理人 弁理士 藤田 昌俊	
(65) 公開番号 特開2014-290(P2014-290A)	(74) 代理人 弁理士 高倉 成男	
(43) 公開日 平成26年1月9日(2014.1.9)	(74) 代理人 弁理士 中村 誠	
審査請求日 平成27年6月3日(2015.6.3)	(74) 代理人 弁理士 福原 淑弘	
	(74) 代理人 弁理士 100075672 弁理士 100075672	
	(74) 代理人 弁理士 100103034 弁理士 100103034	
	(74) 代理人 弁理士 野河 信久	
最終頁に続く		