

(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2011-4952

(P2011-4952A)

(43) 公開日 平成23年1月13日(2011.1.13)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)

F I
A61B 8/06

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 9 頁)

(21) 出願番号 特願2009-151140 (P2009-151140)
(22) 出願日 平成21年6月25日(2009.6.25)

(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
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

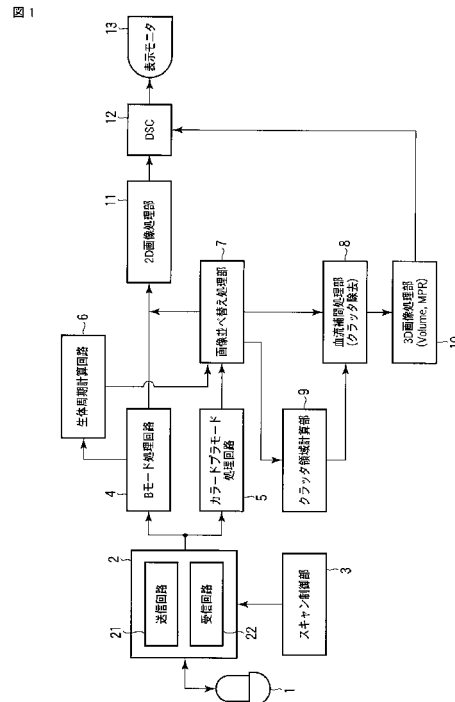
(54) 【発明の名称】 3次元超音波診断装置及びプログラム

(57) 【要約】

【課題】 本発明の目的は、超音波診断装置において、血流画像からクラッタ成分を効果的に除去することにある。

【解決手段】 超音波診断装置は、超音波プローブと、超音波プローブを介して被検体の内部を超音波で繰り返し走査しエコー信号を繰り返し収集する超音波走査部と、エコー信号に基づいて複数の血流画像のデータを発生する画像発生部と、複数の血流画像からクラッタ成分が支配的な画素を含む血流画像を補間対象の血流画像として特定し、補間対象の血流画像の画素値を、補間対象の血流画像と走査タイミングが略同一の心拍時相であって、補間対象の血流画像を挟んで走査タイミングが前後する2つの血流画像における対応画素の画素値で補間する補間処理部と、補間された血流画像を含む複数の血流画像から表示画像を発生する表示画像発生部とを具備する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体の内部を超音波で繰り返し走査しエコー信号を繰り返し収集する超音波走査部と、

前記エコー信号に基づいて複数の血流画像のデータを発生する画像発生部と、

前記複数の血流画像からクラッタ成分が支配的な画素を含む血流画像を補間対象の血流画像として特定し、前記補間対象の血流画像の画素値を、前記補間対象の血流画像と走査タイミングが略同一の心拍時相であって、前記補間対象の血流画像を挟んで走査タイミングが前後する2つの血流画像における対応画素の画素値で補間する補間処理部と、

前記補間された血流画像を含む複数の血流画像から表示画像を発生する表示画像発生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】

前記補間処理部は、前記クラッタ成分が支配的な画素からなる領域の体積又は面積が所定の閾値以上を示す前記領域に局限して補間を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】

前記補間処理部は、前記クラッタ成分が支配的な画素からなる領域の体積又は面積が所定の閾値以上を示す血流画像を前記補間対象の血流画像として特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。

20

【請求項 4】

前記補間処理部は、前記クラッタ成分が支配的な画素を、閾値処理により特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 5】

超音波プローブと、

前記超音波プローブを介して被検体の内部を超音波で繰り返し走査しエコー信号を繰り返し収集する超音波走査部と、

前記エコー信号に基づいて複数の血流画像のデータを発生する画像発生部と、

前記複数の血流画像を特定部位の運動時相に従って複数の血流画像群に分類し、前記血流画像群ごとに特定の血流画像を前後の運動周期の血流画像で補間する補間処理部と、

前記補間された血流画像を含む複数の血流画像から表示画像を発生する表示画像発生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 6】

送受信回路に超音波プローブを介して被検体の内部を超音波で繰り返し走査しエコー信号を繰り返し収集させる手段と、

前記エコー信号に基づいて複数の血流画像のデータを発生する手段と、

前記複数の血流画像を特定部位の運動時相に従って複数の血流画像群に分類し、前記血流画像群ごとに特定の血流画像を前後の運動周期の血流画像で補間する手段と、

前記補間された血流画像を含む複数の血流画像から表示画像を発生する手段とをコンピュータに実現させるためのプログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波により生体内を画像化し診断を行う医用超音波診断装置に関するものであり、特にカラードプラ画像を含む超音波画像を立体的に表示する3次元超音波診断装置及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置では、血流などの動いているものをカラードプラ法にて、速度成分、パワー成分、分散成分をそれぞれ信号化し、2次元表示している。近年、超音波診断装置に

50

於いて3次元の血流画像表示を行うようになり、血流の速度成分、パワー成分や分散成分を表示している。また、任意の断面位置の血流情報を表示することも可能である。

【0003】

心臓や頸動脈のような拍動性の血流を描出する際、その周期を解析しその周期に応じて受信ラスタを並べ替えることで、1心拍の心臓の動きを3次的に表示することが可能である(特許文献1、特許文献2、特許文献3)。

【0004】

超音波を送受するプローブに対して、物体の速度成分(プローブから近づくかまたは遠ざかるか)を解析することでその物体の動く方向および速さを表示する技術を用いて胎児の血流を検出し、胎児発育状態や胎児疾患を診断することができる。カラードブラ法では、拍動などの生体の動きを除去するフィルタが用いられているが、動きが早い場合は血流情報として表示されてしまうため、生体や胎児などの動きによりその動きが流速データとして(クラッタノイズ)表示されてしまい、評価したい血流の観察が困難になる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2005-074225号公報

【特許文献2】特開2009-022342号公報

【特許文献3】米国特許第5782769号明細書

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の目的は、超音波診断において、血流画像からクラッタ成分を効果的に除去することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の第1局面は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体の内部を超音波で繰り返し走査しエコー信号を繰り返し収集する超音波走査部と、前記エコー信号に基づいて複数の血流画像のデータを発生する画像発生部と、前記複数の血流画像からクラッタ成分が支配的な画素を含む血流画像を補間対象の血流画像として特定し、前記補間対象の血流画像の画素値を、前記補間対象の血流画像と走査タイミングが略同一の心拍時相であって、前記補間対象の血流画像を挟んで走査タイミングが前後する2つの血流画像における対応画素の画素値で補間する補間処理部と、前記補間された血流画像を含む複数の血流画像から表示画像を発生する表示画像発生部とを具備することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

30

本発明の第2局面は、超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体の内部を超音波で繰り返し走査しエコー信号を繰り返し収集する超音波走査部と、前記エコー信号に基づいて複数の血流画像のデータを発生する画像発生部と、前記複数の血流画像を特定部位の運動時相に従って複数の血流画像群に分類し、前記血流画像群ごとに特定の血流画像を前後の運動周期の血流画像で補間する補間処理部と、前記補間された血流画像を含む複数の血流画像から表示画像を発生する表示画像発生部とを具備することを特徴とする超音波診断装置を提供する。

40

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、血流画像からクラッタ成分を効果的に除去することができる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の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】図1の画像並び替え処理部による血流画像の並び替えを示す図である。

【図3】本実施形態において、走査順の画素値変化を模式的に示す図である。

50

【図4】本実施形態において、心拍時相ごとの画素値変化を模式的に示す図である。

【図5】図1の血流補間処理部の補間処理を補足する図である。

【図6】図1のクラッタ領域計算部のクラッタ領域計算処理を補足するためのN-1枚目の画像を示す図である。

【図7】図1のクラッタ領域計算部のクラッタ領域計算処理を補足するためのN枚目の画像を示す図である。

【図8】図1のクラッタ領域計算部のクラッタ領域計算処理を補足するためのN+1枚目の画像を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。

ここで、一般的に、クラッタノイズは、時間的に連続性があまりなく、換言すると一過性傾向が強く、一方、血流成分は時間的に連続性が強い傾向があり、血流画像を心拍時相ごとに並べ替えることで、クラッタノイズを含む血流画像を空間的にも時間的にも分散させることができる。つまり、当該並び替えにより、クラッタノイズを含む血流画像が連続的に連なる状態を避けて、クラッタノイズを含む血流画像をクラッタノイズを含まない血流画像で効果的に挟むことができる。その後、ノイズ低減のフィルタ処理などを行うことで、クラッタノイズ成分を容易に低減することができる。生体上に生じるクラッタノイズを消去して、血流情報のみを表示することが可能になり、診断の精度向上と時間短縮が可能になる。

【0011】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示している。なお、以下に説明する処理はプログラムコードとしてコンピュータに実現させるものであってもよい。超音波診断装置は、超音波プローブ1を有する。超音波プローブ1は、送受信ユニット2の送信回路21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一次元に配列された複数の圧電振動子と、当該圧電振動子に設けられる整合層と、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いる。当該超音波プローブ1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1に受信される。この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。

【0012】

受信回路22は、プリアンプ、A/D変換器、受信遅延部、加算器等を有している。プリアンプは、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により超音波送受信の総合的なビームが形成される。

【0013】

スキャン制御部3の制御により送信回路21及び受信回路22は、2次元断面の超音波走査を繰り返す。超音波走査が繰り返される間、術者によりプローブ1が例えば胎児の心臓に対応する母体の体表面上をゆっくりと移動されることで、胎児の心臓を含む3次元領域が走査される。この走査を3次元走査という。なお、本実施形態では、Bモード走査とカラードプラモード走査とは交互に繰り返される。

【0014】

Bモード処理回路4は、受信回路22からエコー信号を受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを施し、信号強度が輝度の明るさで表現される内部構造を輝度変化で反映したいわゆるBモード画像データ(形態画像データ)を生成する。2次元(2D)画像処理部

10

20

30

40

50

1 1 は 2 次元の表示対象画像を輝度画像やカラー画像に変換する。

【 0 0 1 5 】

カラードプラモード処理回路 5 は、受信回路 2 2 から受け取ったエコー信号から速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー成分を抽出し、平均速度、分散、パワー等の空間分布をカラーで表現したいいわゆるカラーフローマッピングデータ（血流画像データ）を生成する。

【 0 0 1 6 】

生体周期計算回路 6 は、形態画像（Bモード画像）のデータから周期的に形態変化する対象臓器、ここでは胎児の心筋輪郭を抽出し、心筋輪郭の経時的变化に基づいて各形態画像の走査時の心拍時相を同定する。生体周期計算回路 6 に代えて、心電計により各画像の走査時の心拍時相を測定するようにしてもよい。生体周期計算回路 6 で同定された心拍時相は、対応する血流画像のデータとともに画像並び替え処理部 7 に供給される。

10

【 0 0 1 7 】

画像並び替え処理部 7 は、カラードプラモード処理回路 5 で生成された複数の血流画像を、複数の心拍時相各々ごとに走査タイミングに従って並び替える。換言すると、画像並び替え処理部 7 は、複数の血流画像を胎児の心臓の心拍時相に従って複数の血流画像群に分類するとともに、各血流画像群ごとに血流画像を走査タイミングに従って配列する。同一の血流画像群を構成する血流画像は、略同一の心拍時相の走査で収集されたエコー信号に由来している。

【 0 0 1 8 】

クラッタ領域計算部 9 は、各血流画像から画素値に対して、主に母体のクラッタノイズレベルに応じて予め決められている閾値を比較し、この閾値を超過した画素値を有する画素（クラッタ成分が支配的な画素）が一塊に連結する領域（クラッタ領域候補）を特定する。クラッタ領域計算部 9 は、特定したクラッタ領域候補からその体積又は面積に対して、血流領域の視認を空間的に阻害する大きさを有することを理由に補間処理を要するものとして予め決められている閾値を比較し、この閾値を超過した体積又は面積を有するクラッタ領域候補を、補間対象のクラッタ領域として決定する。

20

【 0 0 1 9 】

血流補間処理部 8 は、クラッタ領域計算部 9 で同定された補間対象のクラッタ領域内の画素値を、同じ画像群、つまり補間対象の血流画像と走査タイミングが略同一の心拍時相であって、補間対象のクラッタ領域を含む血流画像を挟んで走査タイミングが前後する 2 つの血流画像における対応画素の画素値で補間する。

30

【 0 0 2 0 】

3次元（3D）画像処理部 10 は、血流補間処理部 8 により補間された血流画像を含む 3次元走査による走査位置が異なる複数の血流画像のデータから、ボリュームデータ又は任意断面画像（MPR）を生成する。

【 0 0 2 1 】

デジタルスキャンコンバータ（DSC）12 は、2次元（2D）画像処理部 11 で生成された形態画像データと、3D画像処理部 10 で生成されたボリュームデータ又は断面画像データを、モニタ 13 に応じたビデオ走査方式に並び替えて出力する。

40

【 0 0 2 2 】

以下、本実施形態の動作を説明する。図 2 に示すように、本実施形態においては、スキャン制御部 3 の制御のもとで送信回路 2 1 及び受信回路 2 2 により、2次元断面の超音波走査が繰り返され、それとともに術者によりプローブ 1 が例えば胎児の心臓に対応する母体の体表面上をゆっくりと移動される。この走査を一般的に 3次元走査と呼ばれる。3次元走査としては、手動式に限定されることなく、一次元に配列された複数の圧電振動子を有するプローブを機械的に揺動する機械式や、二次元に配列された複数の圧電振動子を有するプローブを用いて走査面を電子的に揺動する電子式であってもよい。

【 0 0 2 3 】

本実施形態では、Bモード走査とカラードプラモード走査とが交互に繰り返される。B

50

モード走査は、生体周期計算回路 6 により胎児の心拍時相をその B モード画像上の心臓の形態変化から同定する。胎児の心筋領域内の画素はそれに応じた閾値で抽出され、そしてその大きさを、胎児の心臓に想定され得る大きさに関するある程度の範囲から比較的高精度に同定され得る。心臓は拍動するので、当然にしてその形態は周期的に変化する。従って形態変化から各 B モード画像の走査タイミングを心拍時相として特定することができる。そして、B モード走査とカラードプラモード走査とを交互に繰り返すことから、血流画像の走査タイミングの心拍時相は、当該カラードプラモード走査の直前（又は直後）の B モード走査の心拍時相とほぼ等価である。

【 0 0 2 4 】

生体周期計算回路 6 により胎児の心拍時相が特定された複数の血流画像は、画像並び替え処理部 7 により、心拍時相各々ごとに走査タイミングに従って並び替えられる。つまり、図 2 に示すように、複数の血流画像は、胎児の心臓の心拍時相に従って複数の血流画像群に分類され、そして血流画像群ごとに走査タイミングに従って配列される。

10

【 0 0 2 5 】

次に、クラッタ領域計算部 9 により、各血流画像の各画素値（速度、分散、パワーのいずれか）が、それぞれクラッタノイズレベルに応じて予め決められている閾値に比較される。この閾値を超過した画素値を有する画素（クラッタ成分が支配的な画素）が一塊に連結する領域がクラッタ領域候補として特定される。特定されたクラッタ領域候補は、その体積又は面積に対して、予め決められている閾値に比較される。閾値を超過した体積又は面積を有するクラッタ領域候補が、補間対象のクラッタ領域として同定される。これは、小さなクラッタ領域は血流領域の視認を阻害しない。一方、ある程度の大きさを有するクラッタ領域候補は、血流領域の視認を阻害することにある。

20

【 0 0 2 6 】

図 5 に示すように、血流補間処理部 8 により、同定されたクラッタ領域内の画素の画素値は、その補間対象の血流画像を含む画像群の配列の中で、補間対象の血流画像に隣り合う前後の血流画像における同じ位置の画素の画素値から計算された補間値に置き換えられる。つまり、補間対象画素の画素値は、補間対象の血流画像と走査タイミングが略同一の心拍時相であって、補間対象のクラッタ領域を含む血流画像を挟んで走査タイミングが前後する 2 つの血流画像における対応画素の画素値から計算された補間値に置き換えられる。

30

【 0 0 2 7 】

補間対象の血流画像の画素値 ($S_{x,y,z}$) は、に隣り合う前後の血流画像における同じ位置の画素の画素値 ($S_{x,y,z-1}$)、($S_{x,y,z+1}$) の平均値として、

$$S_{x,y,z} = (S_{x,y,z-1} + S_{x,y,z+1}) / 2$$

により計算される。なお、ここでは典型的な例として前後 2 フレームの平均値を計算したが、3 フレーム以上の平均値を計算するようにしても良い。

【 0 0 2 8 】

これによりクラッタ領域は除去され得る。図 3 に例示するように、一般的に、クラッタノイズは、時間的に連続性があまりなく、換言すると一過性傾向が強く、一方、血流成分は時間的に連続性が強い傾向がある。本実施形態のように、図 4 に示すように、血流画像を心拍時相ごとに並べ替えることで、クラッタノイズを含む血流画像は空間的にも時間的にも分散され、典型的には、クラッタノイズは 1 フレームにだけ登場し、その前後のフレームには表れにくい。また、同じ心拍時相の血流画像で補間値を計算することで、補間値は真値と大きく外れた値とはならない。従ってクラッタノイズ成分を効果的に低減することができ、それとともに信頼性の高い補間値で補間することができる。さらに血流を覆い隠す影響の大きいクラッタ領域に局限して補間することにより、補間処理工数を低減することができる。図 6 はオリジナルの血流画像であり、図 7 には同定されたクラッタ領域を破線で示している。本実施形態により補間処理がなされた結果、図 8 に示すように、クラッタにより見えなくなっていた血流部分（矢印部分）が回復したのが分かる。

40

50

【0029】

なお、速度成分を表示する場合には、同時に得られるパワー成分を用いて上記処理を行い、これにより得られた信号強度を元に速度情報を補正して表示してもよい。

【0030】

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。

【産業上の利用可能性】

10

【0031】

本発明は、超音波診断装置において、血流画像からクラッタ成分を効果的に除去する分野に利用可能性がある。

【符号の説明】

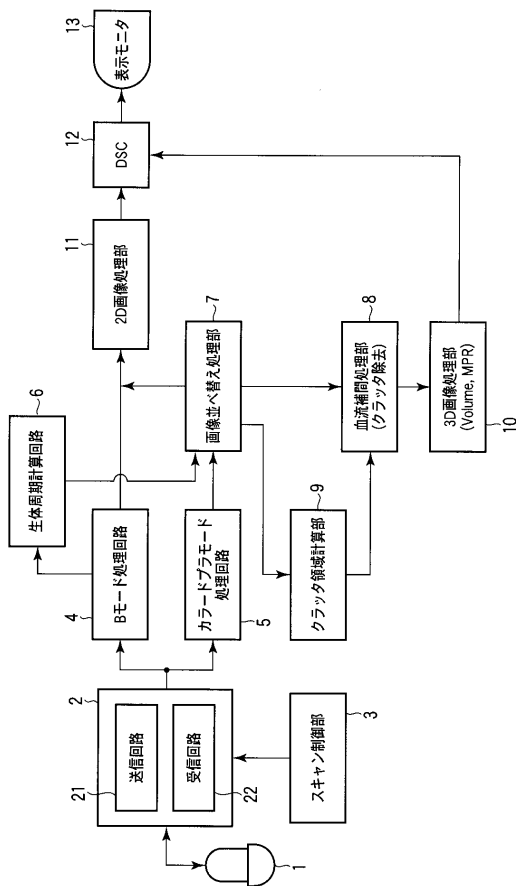
【0032】

1...超音波プローブ、2...送受信ユニット、21...送信回路、22...受信回路、3...スキャン制御部、4...Bモード処理回路、11...2次元(2D)画像処理部、5...カラードプラモード処理回路、6...生体周期計算回路、7...画像並び替え処理部、9...クラッタ領域計算部、8...血流補間処理部(クラッタ除去)、10...3次元(3D)画像処理部(Volume, MPR)、12...DSC、13...表示モニタ

20

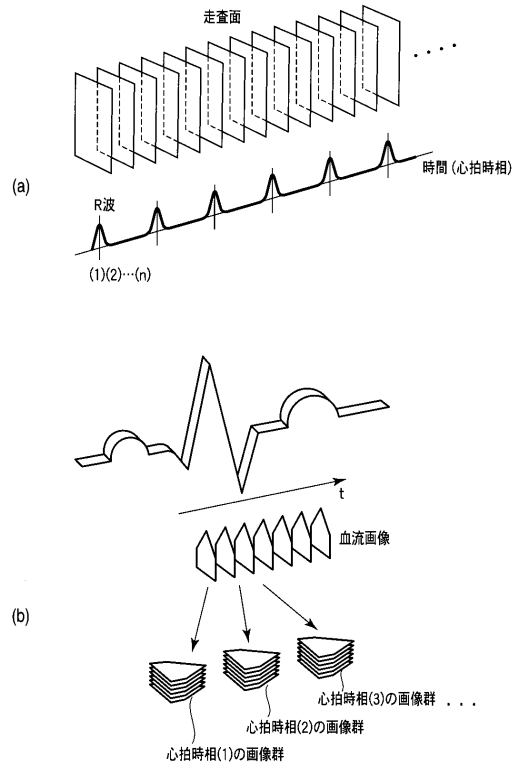
【図1】

図1



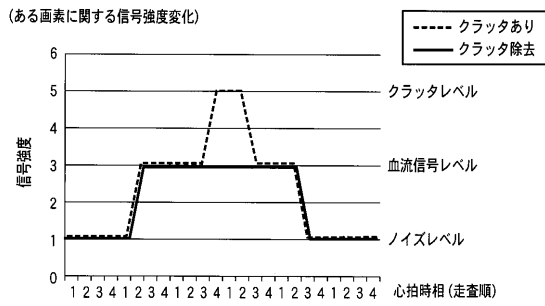
【図2】

図2



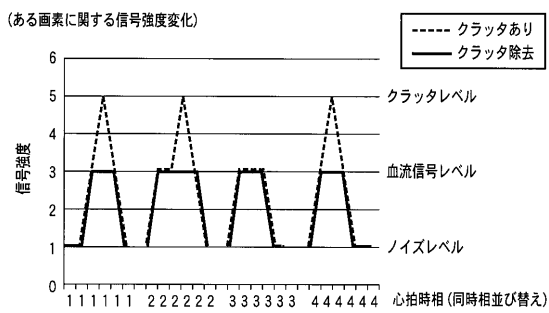
【 図 3 】

図 3



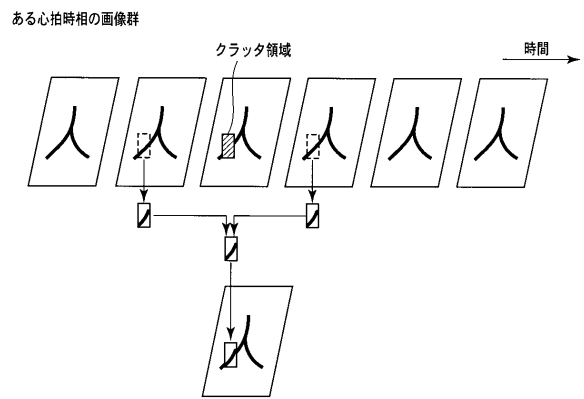
【 図 4 】

図 4



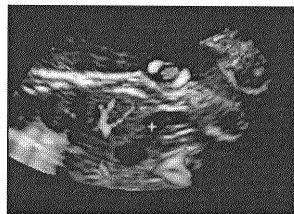
【 図 5 】

図 5



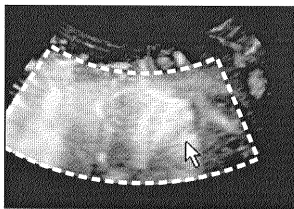
【 図 6 】

図 6



【 図 7 】

図 7



【 図 8 】

図 8



フロントページの続き

- (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 浜田 賢治

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

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD09 DD15 DE04 EE04 FF08 JB40 JC02 JC04 JC11
JC16 JC26 JC33 KK24 KK28 LL38

