

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波造影剤を注入した被検体を超音波ビームで走査することにより画像データを収集する画像収集手段と、

前記画像収集手段により撮像された同一被検体の同一部位についての複数の画像間で、ピクセル同士を対応づけるピクセル対応手段と、

前記ピクセル対応手段により対応付けられた、複数の画像の互いに対応するピクセルの輝度を用いて上記複数の画像間の輝度の変化に関する画像情報を演算する演算手段と、

前記演算手段により演算された結果を表示する表示手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

超音波造影剤を注入した同一被検体の同一部位について撮像された複数の画像間で、ピクセル同士を対応づけるピクセル対応手段と、

前記ピクセル対応手段により対応付けられた、複数の画像の対応するピクセルの輝度を用いて上記複数の画像間の輝度の変化に関する画像情報を演算する演算手段と、

前記演算手段により演算された結果を表示する表示手段と、

を備えることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 3】

超音波造影剤を注入した同一被検体の同一部位について撮像された複数の画像のデータを所定のアルゴリズムで処理する超音波診断装置において、

前記画像間で、ピクセル同士を対応付け、

この対応付けられた、複数の画像の対応するピクセルの輝度を用いて上記複数の画像間の輝度の変化に関する画像情報の演算を行い、

この演算結果を表示させる

ように設定したことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 4】

超音波造影剤を注入した被検体を超音波ビームで走査することにより画像データを収集する画像収集手段と、

前記画像データを表示する第 1 の表示手段と、

この第 1 の表示手段により表示された画像上に R O I（関心領域）を設定する R O I 設定手段と、

該 R O I について、前記画像収集手段により収集された同一被検体の同一部位についての複数の画像間で、ピクセル同士を対応づけるピクセル対応手段と、

前記ピクセル対応手段により対応付けられた、複数の画像の対応するピクセルの輝度を用いて上記複数の画像間の輝度の変化に関する画像情報を演算する演算手段と、

前記演算手段により演算された結果を表示する第 2 の表示手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 5】

前記 R O I 設定手段は、前記 R O I 設定手段により設定された複数の画像上の夫々の R O I を、複数の画像間で関連付けられた複数のセグメントに分割する手段を備え、前記第 1 の表示手段は、前記分割されたセグメントを前記 R O I 上に表示する機能を備えることを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 6】

前記分割されたセグメントは、前記被検体の撮像された心臓又は心筋領域の輪郭を、左右の弁輪部から心尖部をそれぞれ、基部、中部、心尖部の 3 つの領域に分割し、前記 R O I 上に設定表示されるものであることを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記セグメントは、撮像された前記被検体の心臓又は心筋領域の、左弁輪部から心尖部を経由して右弁輪部へ至る輪郭を、それぞれ左基部、左中部、心尖部、右中部及び右基部の 5 つの領域に分割し、前記 R O I 上に設定表示されるものであることを特徴とする請求項

50

5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記ピクセル対応手段は、

前記画像収集手段により撮像された同一被検体の同一部位についての複数の画像の夫々に設定された R O I の全長を計測する手段と、

前記設定された一方の R O I の全長を、他方の R O I の全長と等しくなるように伸縮させる手段と、

前記 R O I が開いた R O I の場合は一端から、閉じた R O I の場合は特定点から同じ距離にあるピクセルを同じ位置にあるピクセルと認定する手段と、

上記伸縮した R O I を元の長さに戻す手段と、

上記長さを戻す手段により元の長さに戻った R O I の各ピクセルと、戻す前の R O I の対応するピクセルを特定する手段と

を備えることを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記演算手段は、前記画像収集手段により収集され、対数圧縮されている超音波信号をリニアスケールに変換する逆変換演算手段を備え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 10】

前記演算手段は、前記各画像の心腔部分の輝度を比較して各画像間の輝度を補正する補正手段をさらに備え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 11】

前記第 1 の表示手段は、複数の前記画像を並列表示可能であることを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記第 2 の表示手段は、前記演算手段による演算結果をカラーで表示し、カラーマップと設定 R O I 内の演算結果とを対応付けて表示することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

前記第 2 の表示手段は、前記演算手段によって演算された血流速度が、相対的に小さい値に対しては所定のカラーバーの色を低速を表す色とし、相対的に大きくなるにつれて前記カラーバーの色を高速を表す色とするように表示することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記 R O I 設定手段は、選定された複数の点を自動的にカーブフィッティングすることにより R I O を設定することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 15】

前記 R O I 設定手段は、前記選定された複数の点が移動されると、自動的にカーブフィッティングも追従させて R I O を再設定することを特徴とする請求項 14 記載の超音波診断装置。

【請求項 16】

前記演算手段は、前記画像収集手段により、血管拡張剤投与前と投与後に撮像された同一被検体の同一部位についての複数の画像についての演算を行うものであって、R O I 内の各ピクセルの冠予備能を計測するアルゴリズムを用い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 17】

前記演算手段は、前記画像収集手段により、血管拡張剤投与後に撮像された同一被検体の同一部位についての複数の画像についての演算を行うものであって、異なる間歇間隔の画像間で演算を行い、R O I 内の各点の平均された血液の供給速度を求めるアルゴリズムを用いることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び画像処理装置に係り、特にコントラストエコーを用いて心筋組織血流速度を反映した情報を提供する超音波診断装置及び画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置の分野において、最近では、心臓や腹部臓器などの検査を実施する際、静脈から超音波造影剤を注入して血流動態の評価を行うコントラストエコー法が注目を浴びている。造影剤を静脈から注入する手法は、動脈から注入する手法に比べて、侵襲性が低く、この評価法による診断が普及しつつある。超音波造影剤の主要成分は微小気泡（マイクロバブル）であり、これが超音波信号を反射する反射源になっている。造影剤の注入量や濃度が高いほど造影効果も大きくなるが、造影剤の気泡の性質上、超音波照射によって造影効果時間が短縮するなどの事態も発生する。

10

【0003】

このコントラストエコー法を実施する場合、被検体部位の関心領域（ROI）には血流によって造影剤が次々に供給される。このため、超音波を照射して一度、気泡を消失させても、次の超音波照射の時点では新しい気泡がその関心領域に流入していれば造影効果は維持されると想定される。しかし、実際には、超音波の送受信は通常、1秒間に数千回行われること、及び血流速度が遅い臓器実質や比較的細い血管の血流動態が存在することを考えると、これらの診断画像上では造影剤による輝度増強を確認する前に次々と気泡が消失し、造影効果が瞬時に減弱することになる。

20

造影剤を用いた診断法の内、最も基本的な診断法は、造影剤による輝度増強の有無を調べることにより診断部位の血流の多少或いは有無を知るというものである。

【0004】

さらに、上述のように超音波の照射によって微小気泡が消失してしまう現象を利用して、フラッシュエコーイメージング（Flash Echo Imaging）法（又は、トランジェントレスポンスイメージング法とも呼ばれる）と呼ばれる撮像手法が提案されており、これにより輝度増強を改善できることが報告されている（例えば、特許文献1参照）。このイメージング法は原理的には、従来型の1秒間に数十フレームといった連続スキャンに代えて、数秒間に1フレームといった間歇的送信にするもので、その間歇時間の間、割らずに密集させた微小気泡を一度に消滅させて、高いエコー信号を得ようとする手法である。

30

【0005】

しかしながら、心筋コントラストエコーでは、セクタプローブの音場の不均一性、生体構造によって引き起こされる音場の不均一性により、染影が不均一であり、この不均一性は、心筋虚血や心筋梗塞部位の診断の障害となる。

【0006】

ここで、セクタプローブの音場の不均一性とは、以下のとおりである。すなわち、超音波診断装置を用いた循環器検査で一般的に使用されるセクタプローブでは、画像を構成する各走査線で送信条件は一定であり、ビームの偏向角が大きくなると、1）走査線上に形成された送信ビームの音圧が下がる、2）送信ビームが偏向しない場合と比べてビーム幅が太くなり、空間分解能が劣化する等の走査線によって送信音場が異なるといった現象がある。

40

【0007】

そこで、従来の超音波ビームのBモードスキャンでは、上記の現象に対する対策として不均一な送信音場からの受信信号から走査線毎に受信ゲインなどの画質を調整する等の技術を採用してより均一な画像を生成する努力がなされている。

【0008】

しかしながら、上述した対策はBモード画像の場合を意図したものであり、近年脚光を浴びている組織ハーモニックイメージング（THI：Tissue Harmonic Imaging）やコントラストエコー等のハーモニックイメージングの場合を想定したのではないため、次の

50

ような不都合がある。

【0009】

すなわち、ハーモニックイメージングでは、送信音場、特に音圧が感度に対して重要なファクタとなり、受信の画質調整で送信音場の不均一性を補うには限界があるため、これらの効果を十分発揮するには送信音場の均一性が必要である。これは、ハーモニック成分の強度は音圧の2乗に比例するため、従来のBモードに比べ振幅で2乗の受信ゲインを補正しなければならず、その受信ゲインの変化によりノイズレベルの変化を引き起こし、これにより画像中でノイズレベルが異なる不均一な画像となるためである。

【0010】

また、ハーモニックイメージングに関らず、一般的に送信ビームの偏向角が大きくなるとビーム幅が太くなるが、この現象については空間分解能の不均一性が生じ、特に並列同時受信の場合にはビーム曲がり等の現象を増大させる可能性もある。 10

【0011】

一方、生体構造によって引き起こされる音場の不均一性とは、例えば、プローブの真近に肋骨が存在するため、これにより超音波の送受信が妨害されて発生するものである。特に、左心室の一部は左肺に包み込まれるような位置に置かれているため、プローブと心筋との間に肺が介在し、超音波診断で得られた画像では、その部分が暗く写るという結果をもたらし易い(図1(a)参照)。

【0012】

これらのうち、セクタプローブの音場の不均一性は、理論的に補正することが可能であるが、生体構造によって引き起こされる音場の不均一性は、被検体によってその構造が異なり、理論的な正解というものが存在しない以上、補正をすることができない。そのため、臨床において知りたい心筋虚血や心筋梗塞部位等の病変部位の検出が困難となっている。 20

【0013】

ところで、心臓の虚血性疾患を診断するものとして、負荷エコーと呼ばれるものがある。これは、例えばATP(アデノシン三リン酸)等の血管拡張剤を点滴等により心筋に注入して血管を拡張させた後、血管拡張剤を造影剤に置き換えて注入して超音波画像を得ようというものである。

【0014】

これによると、健常部位は、血管が広がるので、前より明るくなる。一方、病気の部位は、血管が広がり難いので、回りが広がった分、そちらに血流が増えるので逆に暗くなるという盗血現象が発生する。血管が完全に閉じていない、細くなってきて、激しい運動をしたりすると、胸痛を起したりする、そういうところがデフェクトとして現れるのを見ようというものである(図1(b)参照)。 30

【0015】

しかし、この方法によっても、例えば図1(b)に示すように、I'部とII'部とが虚血領域に見ることがある。すなわち、この負荷エコーによったとしても、1枚の画像から虚血領域を判定することは非常に難しい。

【0016】

このような問題を解決するため、2フレーム以上の超音波画像を撮影し、比較検討する方法が考えられる。そのため、まず造影剤を注入して第1の画像を得た後、血管拡張剤を注入して血管を拡張させて第2の画像を撮影し、両者を比較する。しかし、この方法によっても、診断医の目視による限り限界があり、ここは病気なんですかという議論、疑惑は残る。そこで、2枚の画像を比較・演算する方法が求められる。これを、異なる画像間の演算を行うことにより、クリアにしたいというのが実情である。 40

【0017】

そのようなものとして、2フレームの画像の差分処理を行うデジタル・サブトラクションがある(例えば特許文献1参照)。しかし、この方法は、2つのBモード画像間の時間差が、通常数フレーム分、つまり時間に換算して約1/20~1/10秒程度の場合に 50

用いられるものである。臓器の脈動あるいはプローブの動きなどの影響をほとんど受けない。したがって、これら２フレームの画像の差分画像には、造影剤に起因したエコーのみ表示することが可能となる。

【００１８】

これに対して、特に負荷前後で比較する負荷エコーでは、数心拍の時間間隔しかない単なるフラッシュエコーの場合に比べて時間間隔が大きく、被検体自体の動きやプローブの当て方等による心臓の位置ずれは無視できない。このまま位置の補正をすることなく演算を行っても、モーションアーチファクトが発生したり、或いは全く演算結果が得られない等が起こる。

【００１９】

さらに、２枚の画像に別々にＲＯＩ（関心領域：Region Of Interest）を設定する必要があるが、設定された両方のＲＯＩが不正確、すなわち十分に対応の取れたものでない場合も、正確な演算結果を期待できない。

【特許文献１】特許第３０２３２９０号公報（７頁、図５）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００２０】

本発明は、上述した事情を考慮してなされたもので、負荷前後の画像の比較をより正確に行える超音波診断装置及び画像処理装置を提供することを目的とするものである。

【００２１】

本発明の他の目的は、ＲＯＩ設定を正確かつ容易に行える超音波診断装置及び画像処理装置を提供することにある。

【００２２】

本発明のさらに他の目的は、演算結果が見易い超音波診断装置及び画像処理装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【００２３】

本発明に係る超音波診断装置は、上述した課題を解決するために、請求項１に記載したように、超音波造影剤を注入した被検体を超音波ビームで走査することにより画像データを収集する画像収集手段と、前記画像収集手段により撮像された同一被検体の同一部位についての複数の画像間で、ピクセル同士を対応づけるピクセル対応手段と、前記ピクセル対応手段により対応付けられた、複数の画像の互いに対応するピクセルの輝度を用いて上記複数の画像間の輝度の変化に関する画像情報を演算する演算手段と、前記演算手段により演算された結果を表示する表示手段とを備えるものである。

【００２４】

次に、上述した課題を解決するために、請求項２に係る画像処理装置は、超音波造影剤を注入した同一被検体の同一部位について撮像された複数の画像間で、ピクセル同士を対応づけるピクセル対応手段と、前記ピクセル対応手段により対応付けられた、複数の画像の対応するピクセルの輝度を用いて上記複数の画像間の輝度の変化に関する画像情報を演算する演算手段と、前記演算手段により演算された結果を表示する表示手段とを備えるものである。

【００２５】

そして、上述した課題を解決するために、請求項３に係る超音波診断装置は、超音波造影剤を注入した同一被検体の同一部位について撮像された複数の画像のデータを所定のアルゴリズムで処理する超音波診断装置において、前記画像間で、ピクセル同士を対応づけし、この対応付けられた、複数の画像の対応するピクセルの輝度を用いて上記複数の画像間の輝度の変化に関する画像情報の演算を行い、この演算結果を表示させるように設定したものである。

【００２６】

また、上述した課題を解決するために、請求項４に係る超音波診断装置は、超音波造影

10

20

30

40

50

剤を注入した被検体を超音波ビームで走査することにより画像データを収集する画像収集手段と、前記画像データを表示する第1の表示手段と、この第1の表示手段により表示された画像上にROI（関心領域）を設定するROI設定手段と、該ROIについて、前記画像収集手段により収集された同一被検体の同一部位についての複数の画像間で、ピクセル同士を対応づけるピクセル対応手段と、前記ピクセル対応手段により対応付けられた、複数の画像の対応するピクセルの輝度を用いて上記複数の画像間の輝度の変化に関する画像情報を演算する演算手段と、前記演算手段により演算された結果を表示する第2の表示手段とを備えるものである。

【0027】

さらに、上述した課題を解決するために、請求項5に係るROI設定手段は、前記ROI設定手段により設定された複数の画像上の夫々のROIを、複数の画像間で関連付けられた複数のセグメントに分割する手段を備え、前記第1の表示手段は、前記分割されたセグメントを前記ROI上に表示する機能を備えるものである。

【0028】

さらにまた、上述した課題を解決するために、請求項6に係る分割されたセグメントは、前記被検体の撮像された心臓又は心筋領域の輪郭を、左右の弁輪部から心尖部をそれぞれ、基部、中部、心尖部の3つの領域に分割し、前記ROI上に設定表示されるものである。

【0029】

さらに、上述した課題を解決するために、請求項7に係るセグメントは、撮像された前記被検体の心臓又は心筋領域の、左弁輪部から心尖部を経由して右弁輪部へ至る輪郭を、それぞれ左基部、左中部、心尖部、右中部及び右基部の5つの領域に分割し、前記ROI上に設定表示されるものである。

【0030】

また、上述した課題を解決するために、請求項8に係る前記ピクセル対応手段は、前記画像収集手段により撮像された同一被検体の同一部位についての複数の画像の夫々に設定されたROIの全長を計測する手段と、前記設定された一方のROIの全長を、他方のROIの全長と等しくなるように伸縮させる手段と、前記ROIが開いたROIの場合は一端から、閉じたROIの場合は特定点から同じ距離にあるピクセルを同じ位置にあるピクセルと認定する手段と、上記伸縮したROIを元の長さに戻す手段と、上記長さを戻す手段により元の長さに戻ったROIの各ピクセルと、戻す前のROIの対応するピクセルを特定する手段とを備えるものである。

【0031】

さらに、上述した課題を解決するために、請求項9に係る演算手段は、前記画像収集手段により収集され、対数圧縮されている超音波信号をリニアスケールに変換する逆変換演算手段を備えるものである。

【0032】

またさらに、上述した課題を解決するために、請求項10に係る演算手段は、前記各画像の心腔部分の輝度を比較して各画像間の輝度を補正する補正手段をさらに備えるものである。

【0033】

さらに、上述した課題を解決するために、請求項11に係る第1の表示手段は、複数の前記画像を並列表示可能とするものである。

【0034】

さらに、上述した課題を解決するために、請求項12に係る第2の表示手段は、前記演算手段による演算結果をカラーで表示し、カラーマップと設定ROI内の演算結果とを対応付けて表示するものである。

【0035】

また、上述した課題を解決するために、請求項13に係る第2の表示手段は、前記演算手段によって演算された血流速度が、相対的に小さい値に対しては所定のカラーバーの色

10

20

30

40

50

を低速を表す色とし、相対的に大きくなるにつれて前記カラーバーの色を高速を表す色とするように表示するものである。

【 0 0 3 6 】

またさらに、上述した課題を解決するために、請求項 1 4 に係る R O I 設定手段は、選定された複数の点を自動的にカーブフィッティングすることにより R I O を設定するものである。

【 0 0 3 7 】

さらに、上述した課題を解決するために、請求項 1 5 に係る R O I 設定手段は、前記選定された複数の点が移動されると、自動的にカーブフィッティングも追従させて R I O を再設定するものである。

10

【 0 0 3 8 】

また、上述した課題を解決するために、請求項 1 6 に係る演算手段は、前記画像収集手段により、血管拡張剤投与前と投与後に撮像された同一被検体の同一部位についての複数の画像についての演算を行うものであって、R O I 内の各ピクセルの冠予備能を計測するアルゴリズムを用いるものである。

【 0 0 3 9 】

他方、上述した課題を解決するために、請求項 1 7 に係る演算手段は、前記画像収集手段により、血管拡張剤投与後に撮像された同一被検体の同一部位についての複数の画像についての演算を行うものであって、異なる間歇間隔の画像間で演算を行い、R O I 内の各点の平均された血液の供給速度を求めるアルゴリズムを用いるものである。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 4 0 】

以上述べたように、本発明に係る超音波診断装置及び画像処理装置によれば、負荷前後の画像の比較をより正確に行うことができる。

【 0 0 4 1 】

また、本発明に係る超音波診断装置及び画像処理装置によれば、R O I 設定を正確かつ容易に行うことができる。

【 0 0 4 2 】

さらに本発明は、演算結果が見易い超音波診断装置及び画像処理装置を得られる効果がある。

30

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 4 3 】

まず、本発明の一つの側面である、演算の基本概念について、図 1 を参照して説明する。本発明においては、画像収集には、例えばいわゆるフラッシュエコー法と呼ばれるイメージング法を使用する。フラッシュエコー法は前述したように、超音波ビームを間歇的に送信することで、臓器に割らないで密集させた微小気泡（造影剤）を一度に消滅させる、高強度のエコー信号を収集する手法である。つまり、本実施形態の手法は、造影剤を成す微小気泡を一定の規則性をもって積極的に崩壊させることで、効率良い診断画像を得ようとするものである。なお、超音波造影剤は好適には点滴等による持続注入法により投与され、この造影剤によるコントラストエコー法が実施される。

40

【 0 0 4 4 】

図 1 (a) は、造影剤を注入してフラッシュエコーにより得られた、負荷前、すなわち、血管拡張剤注入前の心臓の画像を模したものである。この例では、心臓は I から V I の六つの部分に分けられている中の、I だけが暗くなっている。しかし、これだけでは、これが虚血によるものか、或いは肺又は減衰の影響によるものかは分からない。

【 0 0 4 5 】

一方、図 1 (b) は、負荷後、すなわち、血管拡張剤注入後、再度造影剤を注入して得られた心臓の画像を模したものである。この図 1 (a) と図 1 (b) とを比較すると、I I I ' から V I ' の部分については負荷前よりも明るくなっていて、血管が拡張して血液が増加していることが分かる。これに対し、I I ' の部分については、負荷前と比べて暗

50

くなっているのに、血管拡張剤注入により健常部位の血管が広がったのに、病気の部位は逆に血流が悪くなる盗血現象を起こしているものと推定することができる。

【0046】

では、I'の部位はどうか。負荷前のIよりは明るくなっているものの、III'等と比べると暗く、虚血によるものか、肺又は超音波の減衰の影響によるものかを断定することはできない。

【0047】

そこで、負荷により、健常領域は明るくなり、虚血領域は暗くなるということに着目すると、例えば、負荷後の輝度から負荷前の輝度を引いた差は、健常部位では必ず正の値となり、虚血部位は必ず負の値となって、明確に識別可能となる。また、負荷後の輝度を負荷前の輝度で割った商は、健常部位では必ず1より大きい値となり、虚血部位は必ず1より小さい値となって、やはり明確に識別可能となるはずである。

【0048】

図1(c)はこのような演算を行った結果を示すものである。この結果を見れば、健常部位は、たとえ肺又は超音波の減衰の影響を受けている部分であっても、健常であれば、他の健常部位と同様に明るくなる演算結果が得られる。これに対して、虚血部位であれば、このような影響の有無に関係なく暗い演算結果となり、健常部位との差もより明確に表示される。

【0049】

以上が本発明の最も特徴的な側面であり、他の側面、例えば2枚の画像の位置合わせを行う手段や、ROIの設定手段は、本発明では、この基本概念をより正確かつ容易に実現させるために用いられている。

【0050】

以下、この発明の第1の実施形態を、図を参照して説明する。この実施形態に係る超音波診断装置は、被検体に超音波造影剤を投与し、その染影度から血流状態を観察する場合の関心部位全てに適用できるが、以下では、心臓筋肉に流入する造影剤の染影度に基づき血流動態のデータを得て異常部位を同定する超音波診断装置について説明する。

【0051】

図2に、第1の実施形態に係る超音波診断装置の全体構成を概略的に示す。図2に示す超音波診断装置は、装置本体11と、この装置本体11に接続された超音波プローブ12、操作パネル13、およびECG(心電計)14とを備える。

【0052】

操作パネル13は、オペレータから各種の指示や情報を装置本体11に与えるために使用されるもので、キーボード13A、トラックボール13B、マウス13C、後述する演算を開始させるための演算開始ボタン13D、および直接指を触れて操作するTCS(Touch Command Screen)13E等を備えている。トラックボール13Bは例えば、モニタ画面上のポインティングデバイスとして機能させるほか、画像上にROI(関心領域)の設定などを行うために使用される。キーボード13Aなどを操作してイメージングモードを「Bモードイメージング」及び「CFM(Color Flow Mapping)モードイメージング」の間の切換を指令することができる。CFMモードイメージングは血流状態を2次元のカラー像で表示するイメージングモードで、CFMモードの画像がBモードの画像に重畳して表示される。

【0053】

超音波プローブ12は、被検体との間で超音波信号の送受信を担うデバイスであり、電気/機械可逆的変換素子としての圧電セラミックなどの圧電振動子を有する。好適な一例として、複数の圧電振動子がアレイ状に配列されてプローブ先端に装備され、フェーズドアレイタイプのプローブ12が構成されている。これにより、プローブ12は装置本体11から与えられるパルス駆動電圧を超音波パルス信号に変換して被検体内の所望方向に送信する一方で、被検体で反射してきた超音波エコー信号をこれに対応する電圧のエコー信号に変換する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

E C G 1 4 は、主に被検体の体表に接触させて使用され、被検体の心電波形データを得る。

【 0 0 5 5 】

装置本体 1 1 は図示のように、プローブ 1 2 に接続された送信ユニット 2 1 および受信ユニット 2 2、この受信ユニット 2 2 の出力側に置かれたレシーバユニット 2 3、B モード用 D S C (デジタル・スキャン・コンバータ) 2 4、イメージメモリ 2 5、演算ユニット 2 6、ドブラユニット 2 7、表示データ合成器 2 8、R O I (関心領域) 設定ユニット 3 3、および表示器 2 9 を備える。演算ユニット 2 6 には、本診断装置の外部に置かれた外部出力装置 3 0 が接続されている。この外部出力装置 3 0 は、例えばプリンタ、磁気記憶媒体、ネットワーク経由のパソコンなどにより構成される。装置本体 1 1 は、さらに、送信ユニット 2 1 による超音波信号の送信タイミングを制御するためのコントローラ 3 1 と、E C G 1 4 が検出した E C G (心電図) 信号を受ける心拍検出ユニット 3 2 とを備える。

【 0 0 5 6 】

上記装置本体 1 1 の各回路の構成および動作をさらに説明する。

【 0 0 5 7 】

送信ユニット 2 1 は、図示しないパルス発生器、送信遅延回路、およびパルサを有する。パルス発生器は、例えば 5 K H z のレート周波数 f_r [H z] (周期 $1 / f_r$ [秒]) のレートパルスを発生する。このレートパルスは、送信チャンネル数分に分配されて送信遅延回路に送られる。送信遅延回路には、遅延時間を決めるタイミング信号が送信チャンネル毎に供給されるようになっている。これにより、送信遅延回路はレートパルスに指令遅延時間をチャンネル毎に付与し、遅延時間が付与されたレートパルスが送信チャンネル毎にパルサに供給される。パルサはレートパルスを受けたタイミングでプローブ 1 2 の圧電振動子 (送信チャンネル) 毎に電圧パルスを与える。これにより、超音波信号がプローブ 1 2 から放射される。超音波プローブ 1 2 から送信された超音波信号は被検体内でビーム状に集束されかつ送信指向性が指令されたスキャン方向に設定される。

【 0 0 5 8 】

このように、超音波パルス信号は送信ユニット 2 1 の駆動によってプローブ 1 2 を介して送信されるが、そのタイミングが、送信コントローラ 3 1 によって制御される。

【 0 0 5 9 】

被検体内では前述した遅延時間にしたがってビームフォーミングがなされる。送信された超音波パルス信号は、被検体内の音響インピーダンスの不連続面で反射される。この反射超音波信号は再びプローブ 1 2 で受信され、対応する電圧量のエコー信号に変換される。このエコー信号はプローブ 1 2 から受信チャンネル毎に受信ユニット 2 2 に取り込まれる。

【 0 0 6 0 】

受信ユニット 2 2 は、その入力側から順に、プリアンプ、受信遅延回路、および加算器を備える。プリアンプおよび受信遅延回路はそれぞれ、受信チャンネル分のアンプ回路または遅延回路を内蔵する。受信遅延回路の遅延時間は、所望の受信指向性に合わせて遅延時間パターンの信号として与えられる。このため、エコー信号は、受信チャンネル毎に、プリアンプで増幅され、受信遅延回路により遅延時間が与えられた後、加算器で加算される。この加算により、所望の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。送信指向性と受信指向性の性能を総合することにより、送受信の超音波ビームの総合的な性能が得られる。

【 0 0 6 1 】

受信ユニット 2 2 の加算器の出力端は、レシーバユニット 2 3 および B モード D S C 2 4 を順に経由して表示データ合成器 2 8 に至る。

【 0 0 6 2 】

レシーバユニット 2 3 は、図示しないが、対数圧縮器、包絡線検波器、A / D 変換器を

備える。なお、ハーモニックイメージング法を実施する装置の場合、このレシーバユニット 27 には、超音波パルス信号の送信周波数の、例えば 2 倍の高周波成分のみを通過させる帯域通過型フィルタが追加的に装備される。このレシーバユニットにより、受信指向性が与えられた方向のエコーデータがデジタル量で形成され、B モード D S C 24 に送られる。

【0063】

B モード D S C 24 はエコーデータを超音波スキャンのラスト信号列からビデオフォーマットのラスト信号列に変換し、これを表示データ合成器 28 に送るようになっている。

【0064】

イメージメモリ 25 は B モード D S C 24 に接続され、この D S C の処理信号（超音波スキャンのラスト信号列、ビデオフォーマットのラスト信号列のいずれか）を記録するメモリ素子およびその書込み・読出し制御回路を備える。このメモリ素子に記録されたエコーデータは、イメージング中またはイメージング後においてフレーム単位で読み出される。この読出しデータは、B モード D S C 24 および表示データ合成器 28 を経由して表示器 29 に送られて表示される。

10

【0065】

また、イメージメモリ 25 の読出し出力端は演算ユニット 26 にも接続され、メモリからの読出しデータがその演算ユニット 26 に取り込み可能になっている。演算ユニット 26 は、ワークメモリと C P U などの演算回路とを備え、ワークメモリに読み込んだエコーデータから後述する演算を行い、その演算データを表示データ合成器 28 および、必要に応じて外部出力装置 30 に出力できるようになっている。これにより、演算結果が表示器 29 および外部出力装置 30 に表示または出力される。

20

【0066】

ドブラユニット 27 は、受信ユニット 22 で処理される加算エコー信号を受信する。このユニット 27 は、図示しないが、直交検波器、A / D 変換器、クラッタ除去フィルタ、ドブラ偏移周波数解析器、平均速度などの演算器、D S C、カラー処理回路等を備え、ドブラ偏移周波数すなわち血流の速度情報やそのパワー情報などがカラーフローマッピングデータ（C F M データ）として得られる。このカラーフローマッピングデータは、ドブラユニット 27 に内蔵の D S C にてノイズキャンセルなどの処理を受けるとともに、その走査方式が変換されて表示データ合成器 28 に送られる。このカラーフローマッピングデータは、イメージメモリ 25 に送って記憶させることもできる。

30

【0067】

R O I 設定ユニット 33 は、トラックボール 13 B などの操作パネル 13 から出力される R O I 設定情報（R O I 位置、大きさ、形状）を受けて、これに対応する R O I 設定信号（R O I のグラフィックデータを含む）を表示データ合成器 28 に出力する。このため、観察者が表示器 29 の画面を観察しながら操作パネル 13 を操作することにより、画面上の所望位置に所望形状及び大きさの R O I（関心領域）を設定することができる。

【0068】

心拍検出ユニット 32 は、E C G 14 から供給された E C G 信号を入力し、その E C G 波形データを表示データ合成器 28 に表示用として送出する一方で、心電同期用の R 波に同期した心拍信号を作り、この心拍信号を送信コントローラ 31 に送る。

40

【0069】

表示データ合成器 28 は、B モード D S C 24 から送られてくる B モード画像データ（グレースケール画像）、ドブラユニット 27 から送られてくる C F M モード画像データ（カラーフロー画像）、心拍検出ユニット 32 から送られてくる心電図波形データ、演算ユニット 26 の演算データ、R O I 設定ユニット 33 から送られてくる R O I のグラフィックデータ、および / または所望の設定パラメータを並べる、あるいは重ねるなどの処理によって 1 フレームの画像データに再構築する。このフレーム画像データは表示器 29 により順次読み出される。表示器 29 では、画像データを内蔵 D / A 変換器でアナログ量に変換し、T V モニタなどのディスプレイに被検体の組織形状の断層像を表示する。

50

【0070】

さらに、コントローラ31は、操作パネル13からの操作信号を受けるA/D変換器41およびCPU（中央処理装置）42のほか、このCPU42に接続されたメモリ43を備える。メモリ43には、フラッシュエコーイメージング法に基づいた間歇送信法のプロトコル（ここでは送信タイミング列を言う）を設定するためのプロトコル、及びこのプロトコルに従ってスキャンシーケンスを実行するプログラムが予め格納されている。CPU42は、A/D・D/A変換器41及びインターフェイス44を介して操作パネル13、心拍検出ユニット32、送信ユニット21、ROI設定ユニット33、及びイメージメモリ25に接続され、後述する処理を行う。

【0071】

続いて、この超音波診断装置11により画像データを収集する場合、すなわち、通常の超音波イメージング装置として動作する場合の動作を説明する。

【0072】

まず、CPU42からの遅延時間制御に基づいて、送信ユニット21はプローブ12を駆動し、超音波ビームによる例えば電子セクタスキャンを実行させる。このスキャンにより得られた被検体内部からのエコー信号は再びプローブ12を介して電気量の信号として受信ユニット22に入力する。エコー信号は受信ユニット22でCPU42からの遅延時間制御により受信フォーカスが掛けられた後、BモードDSC24及び/またはドプラユニット27に送られる。

【0073】

BモードDSC24では、前述した構成および機能により超音波散乱強度のBモード断層像データが生成され、CFMモードの場合はスキャン断面の血流の2次元分布像データが生成される。

【0074】

検査者はCPU42を介して観測したいスキャンモードをBモードDSC24に指令している。これにより、BモードDSC24はスキャンモードを認識し、そのモードの画像データのスキャン方式を超音波方式から標準TV方式に変更すると共に、表示データ合成器28はスキャンモードに合わせた画像合成を行う。この画像は表示器29のモニタで表示される。この結果、Bモード単独の画像、またはBモード断層像を背景像とした血流分布像が表示される。

【0075】

一方、上述の処理に戻って、検査者の操作情報からの判断が動作モード＝「計測モード」となる場合、この超音波診断装置を画像処理装置として動作させることになる。

【0076】

次に、この超音波診断装置11により画像データを計測する場合、すなわち、画像処理装置として動作する場合の動作を、図3を参照して説明する。

【0077】

CPU42は、まず、操作パネル13からの検査者の指示により（ステップS1）、イメージメモリ25に格納された第1の画像（この場合は負荷前、すなわち血管拡張剤注入前に撮像された画像）を呼び出し、表示器29に表示させる（ステップS2）。この場合、負荷前に撮像された画像が複数あるときは、操作パネル13を介して検査者により適当な画像が選択される。この場合の操作パネル13からの指示は、例えば図4に示す制御用ウィンドウ上の「右画像」ボタンをマウス13Cでクリックすることにより行われる。

【0078】

負荷前の画像が表示されると、続いてCPU42は、操作パネル13からの検査者の指示により（ステップS3）、イメージメモリ25に格納された第2の画像（この場合は負荷後、すなわち血管拡張剤注入後に撮像された画像）を呼び出し、表示器25に表示させる（ステップS4）。この場合、負荷後に撮像された画像が複数あるときは、操作パネル13を介して検査者により適当な画像が選択される。このように、表示器29のモニタの画面上に、負荷前及び負荷後の夫々の画像が並列して表示される（図5参照）。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 9 】

C P U 4 2 は続いて、操作パネル 1 3 からの検査者の操作信号を読み込み、操作信号に対応した R O I 設定信号を R O I 設定ユニット 3 3 および演算ユニット 2 6 に送る（ステップ S 5）。

【 0 0 8 0 】

ここで R O I の設定について、図 6 を参照して説明する。操作者はまず、表示器 2 9 のモニタ上に表示された画像上で、制御用ウィンドウの「右 R O I ボタン」をクリックして R O I 設定モードに入る。そして、左弁輪部または右弁輪部の心壁内部が明瞭な点に、操作パネル 1 3 のトラックボール等を移動させ、設定ボタンを押すことにより、R O I の開始点（P 1）を設定する。以後、順に、心壁内側が明瞭な点を弁輪部から心尖部へとトラックボールを移動させて設定していき（P 2 ~ P 5）、心尖部に至ると、反対側の弁輪部へこの作業を続けていく（P 6 ~ P 9）。そして反対側の弁輪部に到達して、最後の点（P 10）を、設定ボタンをダブルクリックすること等により最後の点を確定させる。この R O I を閉曲線とする場合は、最初の点に戻って、これをクリックすることにより確定させる。なお、この R O I は、画像の輝度から自動的に設定させることも可能である。

10

【 0 0 8 1 】

設定された各点間は、C P U 4 2 の制御下で、R O I 設定ユニット 3 3 に保存されている既知の数学アルゴリズムにより、カーブフィッティングされて接続される。また、設定された各点は R O I 設定後も表示され、この設定点を、トラックボール等を用いてドラッグすることにより移動させることができる。この設定点の移動に伴い、R O I を設定する曲線も再計算されて修正される（ステップ S 6）。こうして満足な R O I が設定できれば、制御用ウィンドウの「保存」ボタンをクリックして、この R O I を当該画像と関連付けて保存する。続いて制御用ウィンドウの「左 R O I」ボタンをクリックすると、左側の画像についても R O I の設定が可能になる。

20

【 0 0 8 2 】

これにより、表示器 2 9 のモニタの画面上に所望の位置、大きさ、および形状の R O I が例えば図 7 に示すように設定される。同時に、この R O I の位置、大きさ、および形状の情報は演算ユニット 2 6 にも送られる。

【 0 0 8 3 】

C P U 4 2 はさらに、操作パネル 1 3 からの検査者の指示により、演算ユニット 2 6 に対し、心筋組織血流速度を計算する範囲を設定する指令を送る（ステップ S 9）。この範囲は、R O I 設定と同様な手順により設定することも可能であるが、図 8 に示すように、設定された R O I から所定の距離（5 mm から 1 cm 程度）外側までを抽出することによって設定される。

30

【 0 0 8 4 】

これにより、R O I 及び計算範囲の設定を正確かつ容易に行うことができ、また、設定途中で誤差が生じても設定のやり直しを行うことなく、容易に修正することが可能となる。

【 0 0 8 5 】

また、演算に必要な部分のみを容易に抽出することができるので、不要な箇所の計算を行うことによる時間の無駄が省かれる。

40

【 0 0 8 6 】

次に、C P U 4 2 は、後述する演算の準備作業として、負荷前の画像に設定された計算範囲内に含まれる全てのピクセルに対して、負荷後の画像に設定された計算範囲内の対応するピクセルを特定する処理を、演算ユニット 2 6 に指令する。この対応処理は、本発明の特徴のひとつを成すものであり、図 9 及び図 10 を参照して説明する。

【 0 0 8 7 】

演算ユニット 2 6 は、C P U 4 2 の制御の下、まず、両画像に設定された夫々の R O I を直線に引き伸ばす処理を行い（ステップ S 11）、両画像の計算範囲の全長を比較する（ステップ S 12）。そして、負荷後の画像の計算範囲が、負荷前の画像の計算範囲と比

50

較して、短ければ伸長し、長ければ短縮して両者の全長を同一にする（ステップS 1 3）。なお、この直線に引き伸ばす処理は、図 1 1 に示すように、画像上において X Y 座標で表される位置を、R O I 曲線の接線方向を U、法線方向を V とする座標系へと幾何学的に座標変換を行って U V 座標系で処理をすれば、両 R O I の長さを同一にすること、或いは両 R O I のピクセルの対応付け等が容易となる。

【 0 0 8 8 】

図 1 0 (a) は、負荷前の計算範囲を直線に引き伸ばしたものの（以下「負荷前直線」という。）を模式的に表したものである。R O I はこの u 軸上に設定されており、左端が R O I 設定の開始点の位置であり、右端は R O I 設定の最後の点に相当する。そして、v 軸方向には、設定された R O I から所定の距離（例えば 5 m m）外側までの計算範囲を示すものである。

10

【 0 0 8 9 】

一方、図 1 0 (b) は、負荷後の計算範囲を直線に引き伸ばしたものの（以下「負荷後直線」という。）を模式的に表したものである。負荷エコーでは、負荷を掛けるために血管拡張剤を注入するので、注入作業及び負荷の効果が現れるまでにある程度時間を必要とする。その結果、被検体が動く、或いは検査者の手が動いてプローブがずれるなどにより心臓が移動して、同じ点を追跡しても R O I の全長が異なることがある。この場合、両者のピクセル数も異なり、同じ位置を示すピクセルを対応させることができない。

【 0 0 9 0 】

そこで、図 1 0 (c) に示すように、負荷後直線の全長を、負荷前直線の全長と同じになるように伸長または短縮する（ステップ S 1 3）。これにより、図 1 0 (a) 上の点（ u_0, v_0 ）と同一位置の点（ u_1, v_1 ）が、図 1 0 (c) 上において特定される。すなわち、図 1 0 (a) 上のすべてのピクセルと、図 1 0 (c) 上のすべてのピクセルとが 1 対 1 に対応付けられる（ステップ S 1 4）。

20

【 0 0 9 1 】

ここで、伸長または短縮された負荷後直線を、元の長さに戻しても（ステップ S 1 5）、位相幾何学の考え方を応用して補間・補外することにより（ステップ S 1 6）、対応関係を保つことができる。この場合、図 1 0 (c) 上の点（ u_1, v_1 ）は、図 1 0 (b) 上では点（ u_1', v_1 ）となる。なお、以上の説明とは逆に、負荷前直線を伸長・短縮して、負荷後直線と同一長さとすることも勿論可能である。

30

【 0 0 9 2 】

こうして準備作業が完了すると、C P U 4 2 は、演算ユニット 2 6 に対して、画像間の輝度データを比較する演算処理を行うように指令を出す。この演算処理のフローを、図 1 2 を参照して説明する。

【 0 0 9 3 】

演算ユニット 2 6 は、C P U 4 2 の制御の下、検査者により操作パネル 1 3 の演算開始ボタン 1 3 D が、検査者に押されることにより、演算を開始する。この場合、演算アルゴリズムが一つの場合は、単に検査者が演算開始ボタン 1 3 D を押すことによって演算が始められ、複数あるときは検査者がどれか一つのアルゴリズムを指定することにより、その演算が開始される（ステップ S 2 1）。

40

【 0 0 9 4 】

続いて演算ユニット 2 6 は、イメージメモリユニット 1 7 から、各々の画像の計算範囲内の輝度データを読み出す（ステップ S 2 2）。

【 0 0 9 5 】

ここで C P U 4 2 は、演算ユニット 2 6 に対し、負荷前及び負荷後の両画像の輝度の補正処理を行うように指令する（ステップ S 2 3）。負荷エコーにおいては、造影剤を注入した後、一旦造影剤注入を中止して替わって血管拡張剤を注入する。この血管注入が長時間（例えば 1 0 分程度）かかると、その間にバブルが割れて、バブルの濃度が薄くなることがある。そのため、改めて造影剤を注入するのであるが、負荷の前後で造影剤の濃度が変わり、直接比較できないという事態が生じる虞がある。そこで、心腔の一番明るいところ

50

るの輝度が同じになるように輝度の補正を行う。したがって、このような問題が生じない場合は、かかる補正を省略してもよい。

【0096】

輝度が補正されると、両計算範囲の各ピクセルについて演算を行う（ステップS24）。この演算は、引き算であってもよいし、割り算であってもよく、ディジタル・サブトラクションの手法に限られない。また、この演算は、対数圧縮処理がなされた画像輝度データ（すなわち超音波の散乱強度）のまま行ってもよいが、以下のように補正しながら算出しても良い。

【0097】

[数1]

$$y = \exp(x) \dots \dots (1)$$

ここで、 y ：定数 $\log(10)/10$ （ \log は自然対数を表す）、 y ：散乱強度、 x ：画像輝度の式を用いて対数圧縮データを元に戻す逆変換処理を行うものである。

以下にこの演算の1例を示す。

【数2】

$$power1 = a \cdot bubbleDensity1 = \int_0^T v_1(t) dt = V_1 T \dots (2)$$

$$power2 = a \cdot bubbleDensity2 = \int_0^T v_2(t) dt = V_2 T \dots (3)$$

$$\frac{power2}{power1} = \frac{V_2 T}{V_1 T} = \frac{V_2}{V_1} \dots (4)$$

ここで、 $bubbleDensity1$ 、 $bubbleDensity2$ はバブルの密度(bubbleDensity)、 V_1 、 V_2 は血流速度、 T は心拍数である。また、式(2)、(3)中の a は、減衰等の音響ファクタであり、場所によって異なるものである。この演算結果は、模式的には図13に示すように、健常部位では、負荷前の血流速度 V_1 より負荷後の血流速度 V_2 の方が大きくなるので、 V_2/V_1 は1より大きくなる。すなわち、 V_2/V_1 は、ある血圧で冠血管を最大限に拡張した場合に増加した血量（冠予備能）に近似したものを表す。一方、病変部位では、負荷前の血流速度 V_1 より負荷後の血流速度 V_2 の方が小さくなるので、 V_2/V_1 は1より小さくなる。

【0098】

この演算を対応する全ピクセルについて繰り返し（ステップS25）、演算が終了すると、その結果はフレーム合成器へと送出され、そこで画像合成された後に、表示部32のモニタ上に表示される（ステップS26）。

【0099】

図14は、その演算結果の表示例を示すものである。各点の演算結果（ V_2/V_1 ）が、左、すなわち負荷後の画像上に表示される。この演算結果が、1の近傍及びそれより小さい値に対してはカラーバーの色を、低速を表す色（例えば青色）とし、1の近傍より大きくなるにつれてカラーバーの色を、高速を表す色（例えば赤色）にすれば、健常部位と病変部位の色を明瞭に使い分けことができ、病変部位の区別が容易になり、診断能が向上する。この場合、カラースケールや最大値のマップ等は、操作パネル13のTCSE等により設定される。

【0100】

なお、本発明は、上述した実施形態の構成に限定されるものではなく、さらに種々の形態で実施することができる。

【0101】

変形例として、BモードDSC24内に空間フィルタを設け、画像信号を空間フィルタに取り込み、ここで隣接数本のラスタを対象に同一深度の空間的な画素値変化から高周波成分を除去して、空間的なスムージング（平滑化）を行い、この空間的にスムージングさ

10

20

30

40

50

れた画像信号を演算に用いるようにしてもよい。

【0102】

空間フィルタ7は、FIR型又はIIR型のデジタルフィルタで構成され、フィルタ対象の画素列に係数列を畳み込み、それらの値を加算して出力するというものであり、周知の通り、この係数列を自由に変えることにより、空間的フィルタ対象のラスタ本数やカットオフ周波数を任意に変更することができるようになっている。

【0103】

これにより、スペckルノイズの影響が低減された画像データが生成される。

【0104】

また、上記の実施形態では、輝度補正を、演算段階で行うような構成としているが、画像表示後ROI設定前に行う構成としてもよい。 10

【0105】

続いて、本発明に係る超音波診断装置の第2の実施形態について、やはり心筋組織血流速度を診断する場合を例にとり、添付図面を参照して説明する。

【0106】

本実施形態における超音波診断装置も、構成上は図2に示す第1の実施形態に係る超音波診断装置と同一または同等であり、同じ符号を付して説明を省略する。

【0107】

本実施形態では、第1の実施形態と異なり、演算する2つの画像は、共に負荷後のものを採用する。 20

【0108】

第1の実施形態に係る超音波診断装置の場合、フレームレート（送信の時間間隔）は、観測中において一定に制御されている。もちろん、視野深度や走査線密度を変更した場合、フレームレートも変わるが、一定のスキャン条件の下では通常、一定間隔に保持される。これに対して、本実施形態の超音波診断装置の場合、コントローラ31はフレームレートを、一定のスキャン条件の下であっても、例えば図15に示すように変化させる。この例の場合、1フレームの画像データを得る時間の間隔間隔が「0.1秒、0.2秒、0.3秒、...、1.0秒」といった具合に経時的に大きくなるように、CPU42の実行プログラムで予め設定してある。

【0109】

なお、このフレーム間隔は経時的に短くなるように制御してもよい。また、超音波造影剤を持続注入法で投与する場合、図15で示すシーケンスを繰り返してもよい。 30

【0110】

ここで、フレーム間隔を変化させることで血流量の多少を表す画像が得られることの原理を説明する。図15に示すように、超音波照射によって血管を横断する有効音場部分の気泡が消失した後、直ぐに音場内に造影剤（気泡）が流入し始める。次の超音波照射が比較的短い時間の内に行われる場合、音場内に流入している気泡の量は少量である。この気泡状態でフラッシュエコー法を実施した場合、気泡が少量であるから、エコー信号の強度も相対的に小さい。しかし、超音波照射の間隔を長くしていくと、例えば同図に示すように、照射までに流入する気泡の量も増えるから、エコー信号の強度も大きくなる。 40

【0111】

このため、超音波照射で気泡を消失させるのに有効な音場（有効音場）内に気泡が一杯に充満するまでの時間を飽和時間 T_{full} とすると、この飽和時間 T_{full} よりも長い間隔でスキャンしたとしても、それにより得られるエコー信号の強度は一定になる。

【0112】

この関係を、横軸にフレーム間隔をとり、縦軸にエコー信号強度をとって図16に例示する。同図は2つの血管1, 2（data 1, data 2）について比較例示している。血管1の飽和時間 $T_{full} = 0.2$ 秒で、血管2の飽和時間 $T_{full} = 0.4$ 秒である。このことから、血管1の血流供給速度は血管2のそれよりも速く、信号強度も高いので、したがって血流量も多いことがわかる。 50

【0113】

このような原理に基づき、コントローラ31は、フレーム間隔を例えば図15のシーケンスにしたがって変化させる。このシーケンスで得られた複数フレームの画像データがイメージメモリ25に格納される。本実施形態では、このようにして得られた画像データを基に演算を行う。

【0114】

この演算モードに入った後のCPU42の動作も、演算アルゴリズムを除いて第1の実施形態と同様である。そこで、ここでは、ROI設定後にこのROIをいくつかのセグメントに分割することについて説明する。

【0115】

このフローは、図17に示すようであり、ROI設定完了(ステップS7)までは、図3に示した第1の実施形態に係る場合と同じであるので、同じ符号を付けて説明を省略する。

【0116】

ROIの設定・修正が完了すると(ステップS6)、そのROIをいくつかのセグメントに分割し(ステップS7)、必要があれば修正(ステップS8)した後、第1の実施形態と同様に、計算範囲の設定を行う(ステップS9)。

【0117】

ROIは、第1の実施形態において説明したように、超音波を照射する毎に長さが異なることがあるが、これは心壁が全体的に伸長する又は短縮する場合ばかりではなく、一部においては伸びているけれども、他の一部では縮んでいるという場合もある。したがって、ROI全体で長さを比較するよりも、セグメントに分割して、夫々のセグメントで長さを比較した方がより精度高くピクセルの対応付けを行うことができる。セグメント毎に表示の色を変えれば、さらに視認が容易になる。

【0118】

この場合のセグメントは、例えば、ASE(American Society of Echocardiography)等の学会で規定する壁運動評価を行う場合の6個のセグメント、或いは5個のセグメントに分割した領域構成としてもよい。或いは、これらのような医学的意味を持たない等分しただけのものであってもよい。等分割であっても、全体を1本のROIとして観るときよりも、ある点の凡その位置の見当はつけ易くなるからである。

【0119】

このセグメントの設定方法について、図18を参照して説明する。操作者は、まず、表示器29のモニタ上に表示された画像上で、その点を境にセグメントに分割される特徴点に、操作パネル13のトラックボール13B等を移動させ、設定ボタンを押すことにより、セグメント分割点を設定する。そうすると、その特徴点からROIに対して垂直に伸びる線が表示され、その延長上にセグメント修正用の点(Q1)が表示される。ROI上に表示されないのは、ROI設定時に設定され、ROI修正用に残された点と明確に区別するためである。以下同様に、Q2~Q4のセグメント分割点を設定していく。

【0120】

セグメントの修正は、このセグメント分割点を、トラックボール等を用いてドラッグすることにより行うことができる。

【0121】

これにより、表示器29のモニタの画面上に、所望の位置にセグメント分割点設定される。同時に、このセグメントの位置情報等は演算ユニット26にも送られている。

【0122】

なお、ROIを等分割するセグメント設定による場合は、分割数を指定するだけで自動的に行うようにすることができる。また、このセグメントの設定は、第1の実施形態における場合にも採用することができる。

【0123】

本実施形態における演算も、第1の実施形態の場合と同様に、引き算であってもよいし

10

20

30

40

50

、割り算であってもよく、ディジタル・サブトラクションの手法に限られない。また、この演算は、対数圧縮処理がなされた画像輝度データ（すなわち超音波の散乱強度）のまま行ってもよいが、逆変換による補正をしながら算出しても良い。

【0124】

以下にこの演算の1例を示す。

【数3】

$$power1 = a \cdot bubbleDensity1 = \int_0^{T_1} v_1(t) dt = VT_1 \quad \dots(5)$$

$$power2 = a \cdot bubbleDensity2 = \int_0^{T_2} v_2(t) dt = VT_2 \quad \dots(6)$$

$$power2 - power1 = V(T_2 - T_1) \quad \dots(7)$$

$$\frac{power2 - power1}{T_2 - T_1} = V(meanVelocity) \quad \dots(8)$$

ここで、 v_1 、 v_2 はバブルの密度、 V は血流速度、 T_1 、 T_2 は間歇間隔である。この演算結果は、模式的には図19にも示すように、長い間歇間隔後に得られた輝度と短い間歇間隔後に得られた輝度との差から、その点の血流の平均速度 V (meanVelocity) が計算でき、これをROI全体で比較すれば、血流速度の大きいところと小さいところが明瞭に区別されて表示される。

【0125】

図20は、その演算結果の表示例を示すものである。各点の演算結果である平均速度 V が、左側の画像上に表示される。演算結果が予め設定された値よりの近傍及びそれより小さい値に対してはカラーバーの色を、低速を表す色（例えば青色）とし、この値の近傍より大きくなるにつれてカラーバーの色を、高速を表す色（例えば赤色）にすれば、健常部位と病変部位の色を明瞭に使い分けることができ、病変部位の区別が容易になり、診断能が向上する。この場合、カラースケールや最大値のマップ等は、操作パネル13のTCS13E等により設定される。

【0126】

続いて、この第2の実施形態の一変形例について説明する。第2の実施形態が一般的な場合についてのものであるのに対し、本変形例は、2回の超音波照射の一方を、造影剤が血管内に飽和した後に行う、言い換えれば、超音波照射の時間間隔をある程度以上長くした場合の輝度を用いて計算するものである。

【0127】

図21は、本変形例における血流のパワーと時間との関係を示す図であり、健常な部位2カ所の血流パワー $power1$ 、 $power2$ と、病変部位の血流パワー $power0$ とを示している。

【0128】

病変部位では血流速度が大きいいため、前回の超音波照射から比較的長くない時間経過後 (T_1) ではその血流パワーも高くない (図の $Power0(T_1)$)。一方、健常部位であっても、 T_1 時間経過後の血流パワーが大きい部位も存在する (図の $Power1(T_1)$)。これは、肋骨や肺等の存在により、反射波が減衰したこと等により生じるものである。したがって、この T_1 時における測定のみでは、この部位が健常部位か病変部位か判断することは困難である。

【0129】

また、前回の超音波照射から比較的長い時間経過後 (T_2)、すなわち、造影剤が血管内に飽和した後の測定においても、健常部位であっても、病変部位程度の血流パワーしかない部分があり、この関係は T_1 経過時の測定と異ならない。いずれにしろ、1回の測定からだけでは病変部を検出することは困難である。

【0130】

10

20

30

40

50

そこで、 T_1 経過後の血流パワーと T_2 経過後の血流パワーとの関係を調べる。例えば、両者の比を求めると、以下の関係が成り立つ。

【数 4】

$$\frac{\text{power}(T_1)}{\text{power}(T_2)} = \frac{a \cdot V \cdot T_1 \cdot \text{bubbleDensity}}{a \cdot V \cdot T_2 \cdot \text{bubbleDensity}} = \frac{a \cdot V \cdot T_1 \cdot \text{bubbleDensity}}{a \cdot A \cdot \text{bubbleDensity}} = \frac{V \cdot T_1}{A} \quad \dots(9)$$

ここに、 A は、造影剤が血管内に飽和した後の輝度を示すものであり、その場所における血流速度に比例するとともに、造影剤が血管内に飽和する限り、その場所において一定である。したがって、場所によって異なる減衰等の音響ファクタ a や、バブルの密度 (bubbleDensity) が関係式中から消去され、同一経過時間 T_1 後における心筋各部の血流速度の比を求めることができる。 10

【0131】

これを図 2 1 に戻って説明すると、健常部位の血流パワー $\text{power1}(T_1)$ は、肋骨や肺等の介在により $\text{Power2}(T_1)$ より低く現れるだけなので、両者の $V \cdot T_1 / A$ は同じであるのに対し、病変部の $V \cdot T_1 / A$ は小さく、以下の関係が成り立つ。

【数 5】

$$\frac{\text{power1}(T_1)}{\text{power1}(T_2)} = \frac{\text{power2}(T_1)}{\text{power2}(T_2)} > \frac{\text{power0}(T_1)}{\text{power0}(T_2)} \quad \dots(10)$$

【0132】

以上より、図 1 を用いて説明した本発明の基本原理が、この変形例においても成立する。すなわち、本変形例の T_1 時におけるイメージが、図 1 (a) 「負荷前」のイメージに相当し、本変形例の T_2 時における画像が、図 1 (b) 「負荷後」の画像に相当する。その演算の結果、図 1 (c) に示すと同様に、健常部位と病変部位との差異が明確に画像上に表示される。 20

【0133】

また、この変形例による演算で求められた $V \cdot T_1 / A$ を、更に T_1 で除する演算を行うと、 V / A が求められ、規格化された心筋血液供給速度を直接表示する画像を得ることが可能となる。

【0134】

これらの実施形態には、更に種々の変形例が可能である。例えば、演算結果を、画像として表示するのみならず、数値として表示させることもできる。すなわち、表示器 2 9 のモニタ上で、カーソルを演算結果領域に置くと、その部分の演算結果が表示されるようにすることができる。 30

【0135】

そして、上記実施形態では、画像の輝度データに対して行った演算を用いて説明したが、これは RF データ、IQ データ、Raw データ等の何れで行ってもよい。

【0136】

また、上記実施形態では、2 次元画像について説明したが、3 次元画像に対して適用させることもできる。さらに、演算は、3 枚以上で行うことも可能である。 40

【0137】

なお、上述した各実施形態では、超音波診断装置の形態を用いて説明したが、これについては、種々の変形が可能である。他のモダリティに一体に組み込んでもよく、また一度、収集した画像データを再処理する専用の装置、例えばワークステーション等として実施してもよい。

【0138】

さらに、以上に説明した実施態様は説明のためのものであり、本発明の範囲を制限するものではない。従って、当業者であればこれらの各要素もしくは全要素をこれと均等なものによって置換した実施態様を採用することが可能であるが、これらの実施態様も本発明の範囲に含まれる。 50

【図面の簡単な説明】

【 0 1 3 9 】

【図 1】本発明のコンセプトを説明する図であり、(a)は血管拡張剤注入前の画像、(b)は血管拡張剤注入後の画像、(c)は両者間の演算結果を示す画像。

【図 2】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図 3】ROI の設定過程の概略を示すフローチャート。

【図 4】ROI 設定に用いられる制御用ウィンドウを示す図。

【図 5】モニタ上に並列表示された負荷前と負荷後の画像を示す図。

【図 6】ROI の設定及び修正を説明する図。

【図 7】設定された ROI を示す図。

10

【図 8】設定された計算範囲を示す図。

【図 9】負荷前の画像と負荷後の画像の各ピクセルを対応させる過程の概略を示すフローチャート。

【図 10】負荷前の画像と負荷後の画像の各ピクセルの対応づけを説明する概念図。

【図 11】画像上の XY 座標から ROI 曲線上の UV 座標への変換を説明する図。

【図 12】負荷前の画像と負荷後の画像との演算過程の概略を示すフローチャート。

【図 13】第 1 の実施形態に係る演算例の物理的意味を説明するグラフ。

【図 14】第 1 の実施形態に係る演算結果表示例を示す図。

【図 15】フレーム間隔とバブル密度との関係を説明するグラフ。

【図 16】フレーム間隔とエコー信号強度の定性的な関係を説明するグラフ。

20

【図 17】セグメントの設定過程の概略を示すフローチャート。

【図 18】セグメントの設定及び修正を説明する図。

【図 19】第 2 の実施形態に係る演算例の物理的意味を説明するグラフ。

【図 20】第 2 の実施形態に係る演算結果表示例を示す図。

【図 21】第 2 の実施形態の変形例に係る演算例の物理的意味を説明するグラフ。

【符号の説明】

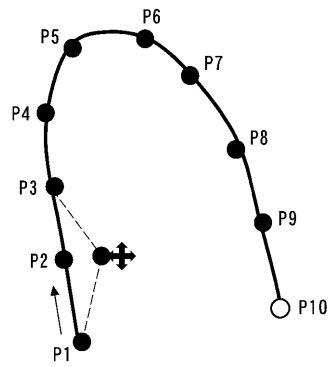
【 0 1 4 0 】

- 1 1 装置本体
- 1 2 超音波プローブ
- 1 3 操作パネル
- 1 4 ECG センサ
- 2 1 送信ユニット
- 2 2 受信ユニット
- 2 3 レシーバユニット
- 2 4 B モード DSC
- 2 5 イメージメモリ
- 2 6 演算ユニット
- 2 7 ドブラユニット
- 2 8 表示データ合成器
- 2 9 表示器
- 3 1 コントローラ
- 3 2 心拍検出ユニット
- 3 3 ROI 発生ユニット
- 4 2 CPU
- 4 3 メモリ

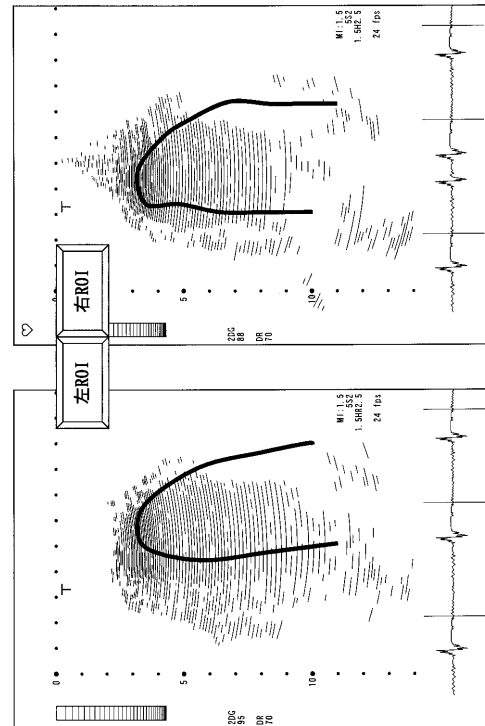
30

40

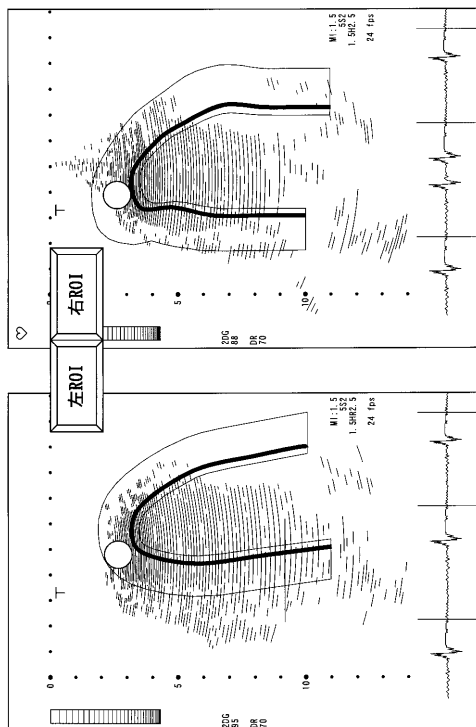
【図 6】



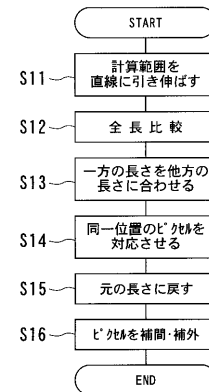
【図 7】



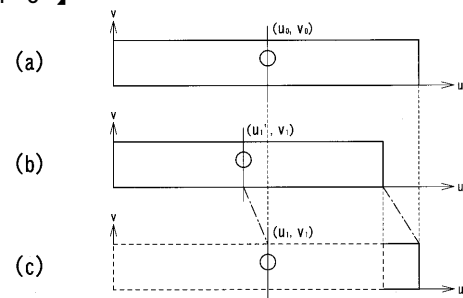
【図 8】



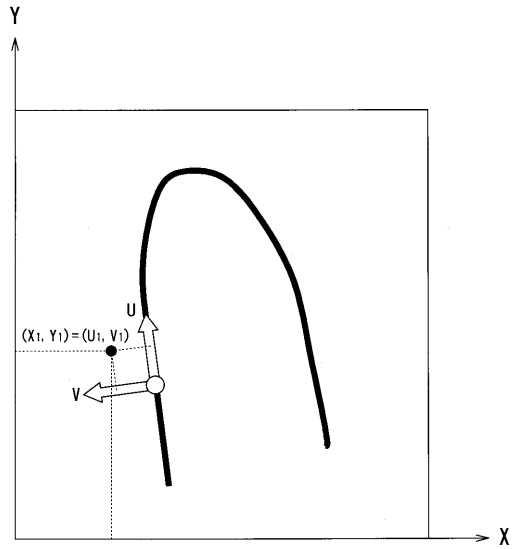
【図 9】



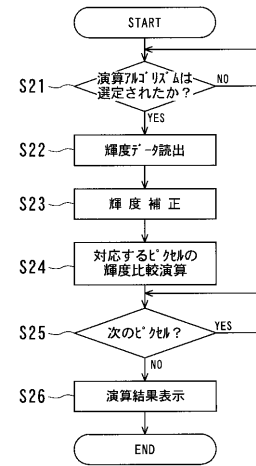
【図 10】



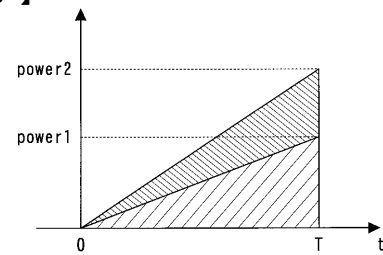
【図 1 1】



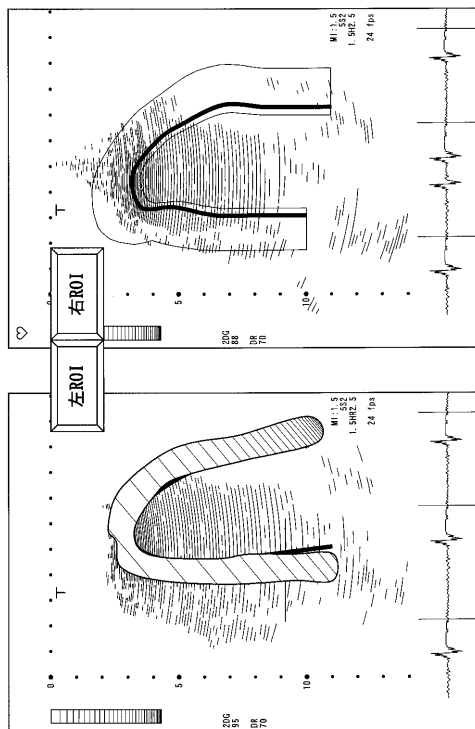
【図 1 2】



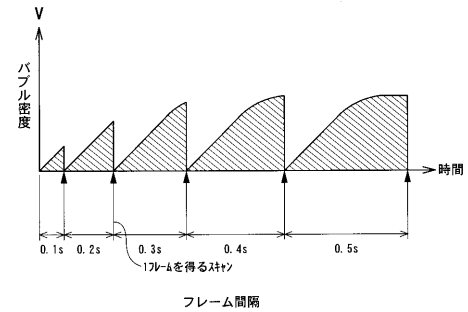
【図 1 3】



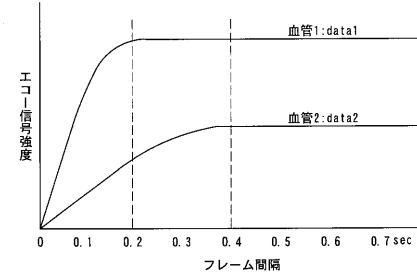
【図 1 4】



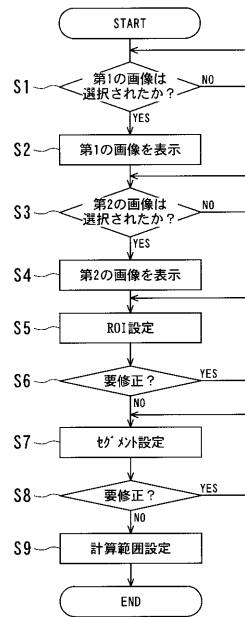
【図 1 5】



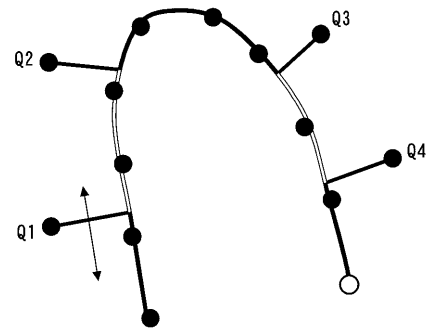
【図 1 6】



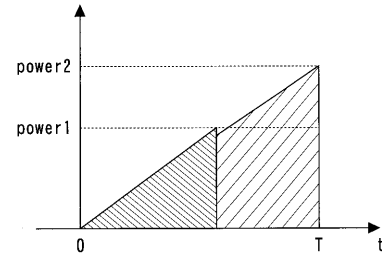
【図 17】



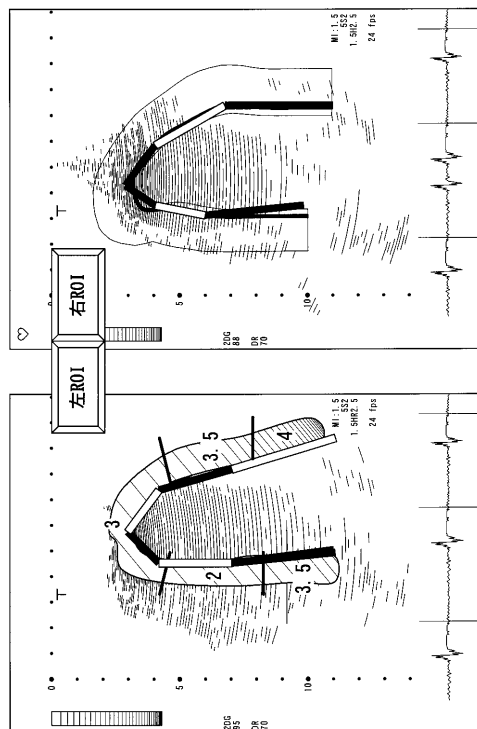
【図 18】



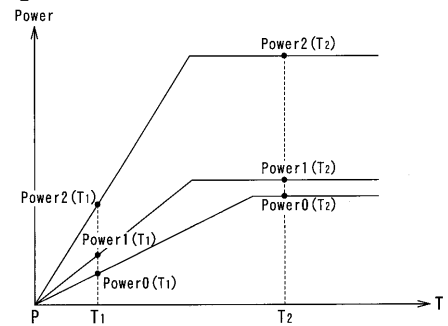
【図 19】



【図 20】



【図 21】



フロントページの続き

(72)発明者 神山 直久

栃木県大田原市下石上字東山 1 3 8 5 番の 1 株式会社東芝那須工場内

F ターム(参考) 4C601 BB02 DD03 DD15 DD27 DE06 DE10 EE09 FF08 HH05 HH16
JB36 JB47 JB48 JB51 JC37 KK02 KK03 KK12 KK18 KK25
LL04

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波诊断装置和图像处理装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP2005080791A | 公开(公告)日 | 2005-03-31 |
| 申请号 | JP2003314718 | 申请日 | 2003-09-05 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 株式会社东芝 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 东芝公司 | | |
| [标]发明人 | 川岸哲也 神山直久 | | |
| 发明人 | 川岸 哲也 神山 直久 | | |
| IPC分类号 | A61B8/08 A61B8/00 A61B8/06 | | |
| CPC分类号 | A61B8/481 A61B8/06 A61B8/13 A61B8/543 Y02A90/26 | | |
| FI分类号 | A61B8/08 A61B8/06 A61B8/14 | | |
| F-TERM分类号 | 4C601/BB02 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/HH05 4C601/HH16 4C601/JB36 4C601/JB47 4C601/JB48 4C601/JB51 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK03 4C601/KK12 4C601/KK18 4C601/KK25 4C601/LL04 | | |
| 代理人(译) | 波多野尚志 古川纯一 | | |
| 其他公开文献 | JP4473543B2 | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备和图像处理设备，其能够更准确地比较造影剂回声在注射血管扩张剂之前和之后的图像。 解决方案：图像收集装置（12、21、22、23），用于通过用超声波束扫描注入了超声造影剂的物体来收集图像数据，并且该图像收集装置与该图像收集装置相同。 在对象的相同部位的多个图像之间，用于使像素彼此相关联的像素对应装置（26），以及使用由像素对应装置相关联的多个图像中的对应像素的亮度的多个像素。 显示单元（28、29），用于显示由计算单元（28）计算出的结果。 [选择图]图2

