

(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2004-290407

(P2004-290407A)

(43) 公開日 平成16年10月21日(2004.10.21)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/08

F I

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/08

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2003-86774 (P2003-86774)

(22) 出願日 平成15年3月27日 (2003.3.27)

(71) 出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー

アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・710・3000

(74) 代理人 100095511

弁理士 有近 紳志郎

(72) 発明者 地挽 隆夫

東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127
ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 拍動流検出方法および超音波診断装置

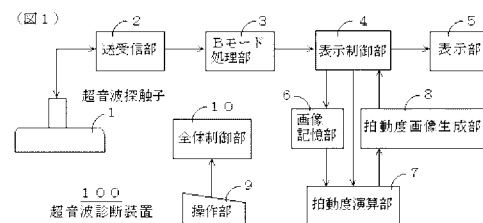
(57) 【要約】

【課題】構成が簡単で且つ検出精度が高い拍動流検出方法および超音波診断装置を提供する。

【解決手段】造影剤を注入してBモード画像を撮影し、Bモード画像の各ピクセルの異なる時相でのピクセル値を基に各ピクセルの拍動度を求め、各ピクセルを拍動度に応じた輝度とした拍動度画像を生成し、表示する。

【効果】血流に造影剤を注入してBモード画像を撮影するため、拍動流検出に関して信号対雑音比が高くなり、拍動流の検出精度が高くなる。また、速度演算手段、分散演算手段およびパワー演算手段が不要になり、構成が簡単になる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

造影剤を注入して B モード画像を撮影し、B モード画像の各ピクセルの異なる時相でのピクセル値を基に各ピクセルの拍動度を求めることを特徴とする拍動流検出方法。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の拍動流検出方法において、前記拍動度は、異なる時刻のピクセル値の差分値であることを特徴とする拍動流検出方法。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の拍動流検出方法において、前記拍動度は、所定時間区間のピクセル値の分散値であることを特徴とする拍動流検出方法。

10

【請求項 4】

請求項 1 に記載の拍動流検出方法において、前記拍動度は、異なる時刻のピクセル値の差分値の、所定時間区間の最大値であることを特徴とする拍動流検出方法。

【請求項 5】

請求項 3 または請求項 4 に記載の拍動流検出方法において、操作者が前記所定時間区間を変更可能であることを特徴とする拍動流検出方法。

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の拍動流検出方法において、各ピクセルを前記拍動度に応じた輝度とした拍動度画像を表示することを特徴とする拍動流検出方法。

【請求項 7】

20

請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の拍動流検出方法において、前記拍動度が所定値より大きいピクセルは赤色系で表示し、前記拍動度が所定値より小さいピクセルは青色系で表示することを特徴とする拍動流検出方法。

【請求項 8】

請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の拍動流検出方法において、前記 B モード画像の代わりに、同一音線についての複数回の受信信号を合成した合成信号に基づく画像を用いることを特徴とする拍動流検出方法。

【請求項 9】

請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の拍動流検出方法において、前記 B モード画像の代わりに、同一音線について位相および振幅の少なくとも一方を変調した複数回の送信パルスの送信を行って得られた複数回の受信信号を合成した合成信号に基づく画像を用いることを特徴とする拍動流検出方法。

30

【請求項 10】

請求項 9 に記載の拍動流検出方法において、前記 B モード画像の代わりに、同一音線について位相反転した 2 回の送信パルスの送信を行って得られた 2 回の受信信号を加算した合成信号に基づく画像を用いることを特徴とする拍動流検出方法。

【請求項 11】

超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して超音波の送受信を行い受信信号を出力する送受信手段と、前記受信信号から B モード画像を生成する B モード処理手段と、前記 B モード画像を記憶する画像記憶手段と、時相の異なる B モード画像のピクセル値の変化を基に各ピクセルの拍動度を算出する拍動度演算手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 12】

請求項 11 に記載の超音波診断装置において、前記拍動度演算手段は、あるピクセルの時刻 i でのピクセル値を d_i とするとき、拍動度 H_i を、

$$H_i = |d_i - d_{i-1}|$$

により求めることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

請求項 11 に記載の超音波診断装置において、前記拍動度演算手段は、あるピクセルの時刻 i でのピクセル値を d_i とし、 n を自然数とするとき、拍動度 H_i を、

50

$$H_i = \sum_{j=i-n}^i \{ d_j - \sum_{j=i-n}^i d_j / (n+1) \}^2$$

により求めることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 14】

請求項 11 に記載の超音波診断装置において、前記拍動度演算手段は、あるピクセルの時刻 i でのピクセル値を d_i とし、 n を自然数とし、 $\max\{\alpha, \omega\}$ を α から ω までの値の最大値とするとき、拍動度 H_i を、

$$H_i = \max\{|d_i - d_{i-1}|, |d_i - n+1 - d_{i-n}|\}$$

により求めることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 15】

請求項 13 または請求項 14 に記載の超音波診断装置において、操作者が時間区間を設定するための時間区間設定手段を具備すると共に、前記拍動度演算手段は、設定された時間区間から前記自然数 n を定めることを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項 16】

請求項 11 から請求項 15 のいずれかに記載の超音波診断装置において、各ピクセルを前記拍動度に応じた輝度とした拍動度画像を生成する拍動度画像生成手段を具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 17】

請求項 11 から請求項 16 のいずれかに記載の超音波診断装置において、前記拍動度が所定値より大きいピクセルは赤色系で表示し、前記拍動度が所定値より小さいピクセルは青色系で表示する表示色制御手段を具備したことを特徴とする超音波診断装置。 20

【請求項 18】

請求項 11 から請求項 17 のいずれかに記載の超音波診断装置において、前記送受信手段および前記 B モード処理手段の代わりに、同一音線についての複数回の送受信を行って複数回の受信信号を出力する送受信手段と、前記複数回の受信信号の合成信号を出力する合成信号出力手段と、前記合成信号から B モード画像を生成する B モード処理手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 19】

請求項 11 から請求項 17 のいずれかに記載の超音波診断装置において、前記送受信手段および前記 B モード処理手段の代わりに、同一音線について位相および振幅の少なくとも一方を変調した複数回の送信パルスの送信を行って複数回の受信信号を出力する送受信手段と、前記複数回の受信信号の合成信号を出力する合成信号出力手段と、前記合成信号から B モード画像を生成する B モード処理手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。 30

【請求項 20】

請求項 19 に記載の超音波診断装置において、前記送受信手段および前記 B モード処理手段の代わりに、同一音線について位相反転した 2 回の送信パルスの送信を行って 2 回の受信信号を出力する送受信手段と、前記 2 回の受信信号を加算した合成信号を出力する合成信号出力手段と、前記合成信号から B モード画像を生成する B モード処理手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】 40

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、拍動流検出方法および超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、構成が簡単で且つ検出精度が高い拍動流検出方法および超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、MTI フィルタにより運動物体の映像データを選択的に抽出し、異なった時相の映像データの変化量を変化量算出手段により算出し、変化量を基に拍動流を検出する超音波診断装置が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。 50

また、MTI フィルタにより運動物体の映像データを選択的に抽出し、異なった時相の映

像データから速度演算手段，分散演算手段，パワー演算手段で速度値，分散値，パワー値を算出し、速度値，分散値，パワー値を基に拍動流を検出する技術が提案されている（例えば、非特許文献 1 参照。）。

【 0 0 0 3 】

【特許文献 1】

実開平 4 - 1 3 1 0 3 号公報（第 1 図、第 2 図）

【非特許文献 1】

鈴木陽一その他「新しい超音波カラードブラの手法：Pulsate Flow Detection (PDF)」映像情報 MEDICAL, Vol. 31, No. 12, 通巻 637 号, 1999 年 6 月号別冊（第 678 頁の図 2）

10

【 0 0 0 4 】

【発明が解決しようとする課題】

上記運動物体の映像データの変化量を基に拍動流を検出する従来技術は、構成が簡単になる利点があるが、運動物体の映像データにおける信号対雑音比が低いため、検出精度が低い問題点がある。

一方、運動物体の速度値，分散値，パワー値を基に拍動流を検出する従来技術は、検出精度が高い利点があるが、速度演算手段と分散演算手段とパワー演算手段とが必要になり、構成が複雑になる問題点がある。さらに、造影剤を用いた場合、造影剤の主成分である微小気泡の崩壊が見かけ上の分散値を大きくしてしまうため、検出精度が低下してしまう問題点がある。

20

そこで、本発明の目的は、構成が簡単で且つ検出精度が高い拍動流検出方法および超音波診断装置を提供することにある。

【 0 0 0 5 】

【課題を解決するための手段】

第 1 の観点では、本発明は、造影剤を注入して B モード画像を撮影し、B モード画像の各ピクセルの異なる時相でのピクセル値を基に各ピクセルの拍動度を求めることを特徴とする拍動流検出方法を提供する。

B モード画像中の拍動が強い部分のピクセル値は、拍動の周期と一致しない間隔の時相で比較すると、大きくなったり、小さくなったりする。一方、拍動が弱い部分のピクセル値は、時相によらず、ほぼ一定になる。よって、異なる時相でのピクセル値を基に、拍動度（拍動の程度を示す指標）を求めることが出来る。

30

そして、上記第 1 の観点による拍動流検出方法では、血流に造影剤を注入して B モード画像を撮影するため、血流からのエコーは比較的強くなり、組織からのエコーは比較的弱くなる。よって、信号対雑音比が高くなり、拍動流の検出精度が高くなる。また、速度演算手段，分散演算手段およびパワー演算手段が不必要になり、構成が簡単になる。

【 0 0 0 6 】

第 2 の観点では、本発明は、上記構成の拍動流検出方法において、前記拍動度は、異なる時刻のピクセル値の差分値であることを特徴とする拍動流検出方法を提供する。

拍動の周期と一致しない間隔の時相で比較すると、異なる時刻のピクセル値の差分値は、拍動が強い部分では、大きくなったり、小さくなったりする。一方、拍動が弱い部分では、常に小さくなる。つまり、拍動の程度によって異なる振舞いを示す。よって、異なる時刻のピクセル値の差分値を、拍動度として用いることが出来る。

40

【 0 0 0 7 】

第 3 の観点では、本発明は、上記構成の拍動流検出方法において、前記拍動度は、所定時間区間のピクセル値の分散値であることを特徴とする拍動流検出方法を提供する。

所定時間区間のピクセル値の分散値は、拍動が強い部分では大きくなり、拍動が弱い部分では小さくなる。つまり、拍動の程度によって異なる値を示す。よって、所定時間区間のピクセル値の分散値を、拍動度として用いることが出来る。

【 0 0 0 8 】

第 4 の観点では、本発明は、上記構成の拍動流検出方法において、前記拍動度は、異なる

50

時刻のピクセル値の差分値の、所定時間区間の最大値であることを特徴とする拍動流検出方法を提供する。

拍動の周期と一致しない間隔の時相で比較すると、異なる時刻のピクセル値の差分値は、拍動が強い部分では、大きくなったり、小さくなったりする。一方、拍動が弱い部分では、常に小さくなる。そこで、異なる時刻のピクセル値の差分値の、所定時間区間の最大値に着目すると、拍動が強い部分では常に大きな値になり、拍動が弱い部分では常に小さな値になる。つまり、拍動の程度によって異なる値を示す。よって、異なる時刻のピクセル値の差分値の、所定時間区間の最大値を、拍動度として用いることが出来る。

【0009】

第5の観点では、本発明は、上記構成の拍動流検出方法において、操作者が前記所定時間区間を変更可能であることを特徴とする拍動流検出方法を提供する。 10

上記第5の観点による拍動流検出方法では、操作者が時間区間を変更可能であるため、応答性を重視するときは時間区間を短めにし、安定性を重視するときは時間区間を長めにする、といった手動調整が可能になる。

【0010】

第6の観点では、本発明は、上記構成の拍動流検出方法において、各ピクセルを前記拍動度に応じた輝度とした拍動度画像を表示することを特徴とする拍動流検出方法を提供する。

上記第6の観点による拍動流検出方法では、2次元画像上で拍動の強い部分と弱い部分とを視認できる。 20

【0011】

第7の観点では、本発明は、上記構成の拍動流検出方法において、前記拍動度が所定値より大きいピクセルは赤色系で表示し、前記拍動度が所定値より小さいピクセルは青色系で表示することを特徴とする拍動流検出方法を提供する。

上記第7の観点による拍動流検出方法では、動脈を赤色系で、静脈を青色系で識別できる。

【0012】

第8の観点では、本発明は、上記構成の拍動流検出方法において、前記Bモード画像の代わりに、同一音線についての複数回の受信信号を合成した合成信号に基づく画像を用いることを特徴とする拍動流検出方法を提供する。 30

同一音線についての複数回の受信信号は、時相の異なる受信信号である。このため、合成信号は、速度依存性を持っている。

そこで、上記第8の観点による拍動流検出方法では、合成信号に基づく画像を用いることで、より高精度に拍動流を検出できるようになる。

【0013】

第9の観点では、本発明は、上記構成の拍動流検出方法において、前記Bモード画像の代わりに、同一音線について位相および振幅の少なくとも一方を変調した複数回の送信パルスの送信を行って得られた複数回の受信信号を合成した合成信号に基づく画像を用いることを特徴とする拍動流検出方法を提供する。

同一音線について位相および振幅の少なくとも一方を変調した複数回の送信パルスの送信を行って得られた複数回の受信信号を合成した合成信号は、速度依存性を持っている。 40

そこで、上記第9の観点による拍動流検出方法では、合成信号に基づく画像を用いることで、より高精度に拍動流を検出できるようになる。

【0014】

第10の観点では、本発明は、上記構成の拍動流検出方法において、前記Bモード画像の代わりに、同一音線について位相反転した2回の送信パルスの送信を行って得られた2回の受信信号を加算した合成信号に基づく画像を用いることを特徴とする拍動流検出方法を提供する。

同一音線について位相反転した2回の送信パルスの送信を行って得られた2回の受信信号を加算した合成信号は、流れのある部分では受信信号が打ち消し合わないが、流れのない 50

部分では受信信号が打ち消し合うため弱くなる。つまり、合成信号は、速度依存性を持っている。

そこで、上記第 10 の観点による拍動流検出方法では、合成信号に基づく画像を用いることで、より高精度に拍動流を検出できるようになる。

【0015】

第 11 の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記超音波探触子を駆動して超音波の送受信を行い受信信号を出力する送受信手段と、前記受信信号から B モード画像を生成する B モード処理手段と、前記 B モード画像を記憶する画像記憶手段と、時相の異なる B モード画像のピクセル値の変化を基に各ピクセルの拍動度を算出する拍動度演算手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

10

上記第 11 の観点による超音波診断装置では、前記第 1 の観点による拍動流検出方法を好適に実施できる。

【0016】

第 12 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記拍動度演算手段は、あるピクセルの時刻 i でのピクセル値を d_i とするとき、拍動度 H_i を、

$$H_i = |d_i - d_{i-1}|$$

により求めることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 12 の観点による超音波診断装置では、前記第 2 の観点による拍動流検出方法を好適に実施できる。

【0017】

第 13 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記拍動度演算手段は、あるピクセルの時刻 i でのピクセル値を d_i とし、 n を自然数とするとき、拍動度 H_i を、

$$H_i = \frac{1}{n} \sum_{j=i-n}^{i-1} |d_j - d_{j-1}|$$

により求めることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 13 の観点による超音波診断装置では、前記第 3 の観点による拍動流検出方法を好適に実施できる。

【0018】

第 14 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記拍動度演算手段は、あるピクセルの時刻 i でのピクセル値を d_i とし、 n を自然数とし、 $\max\{\alpha, \omega\}$ を α から ω までの値の最大値とするとき、拍動度 H_i を、

$$H_i = \max\{|d_i - d_{i-1}|, |d_i - d_{i-n}|\}$$

により求めることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 14 の観点による超音波診断装置では、前記第 4 の観点による拍動流検出方法を好適に実施できる。

【0019】

第 15 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、操作者が時間区間を設定するための時間区間設定手段を具備すると共に、前記拍動度演算手段は、設定された時間区間から前記自然数 n を定めることを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 15 の観点による超音波診断装置では、前記第 5 の観点による拍動流検出方法を好適に実施できる。

【0020】

第 16 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、各ピクセルを前記拍動度に応じた輝度とした拍動度画像を生成する拍動度画像生成手段を具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 16 の観点による超音波診断装置では、前記第 6 の観点による拍動流検出方法を好適に実施できる。

【0021】

第 17 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記拍動度が所定値より大きいピクセルは赤色系で表示し、前記拍動度が所定値より小さいピクセルは青色系

50

で表示する表示色制御手段を具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 17 の観点による超音波診断装置では、前記第 7 の観点による拍動流検出方法を好適に実施できる。

【0022】

第 18 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記送受信手段および前記 B モード処理手段の代わりに、同一音線についての複数回の送受信を行って複数回の受信信号を出力する送受信手段と、前記複数回の受信信号の合成信号を出力する合成信号出力手段と、前記合成信号から B モード画像を生成する B モード処理手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 18 の観点による超音波診断装置では、前記第 8 の観点による拍動流検出方法を好適に実施できる。 10

【0023】

第 19 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記送受信手段および前記 B モード処理手段の代わりに、同一音線について位相および振幅の少なくとも一方を変調した複数回の送信パルスの送信を行って複数回の受信信号を出力する送受信手段と、前記複数回の受信信号の合成信号を出力する合成信号出力手段と、前記合成信号から B モード画像を生成する B モード処理手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 19 の観点による超音波診断装置では、前記第 9 の観点による拍動流検出方法を好適に実施できる。 20

【0024】

第 20 の観点では、本発明は、上記構成の超音波診断装置において、前記送受信手段および前記 B モード処理手段の代わりに、同一音線について位相反転した 2 回の送信パルスの送信を行って 2 回の受信信号を出力する送受信手段と、前記 2 回の受信信号を加算した合成信号を出力する合成信号出力手段と、前記合成信号から B モード画像を生成する B モード処理手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置を提供する。

上記第 20 の観点による超音波診断装置では、前記第 10 の観点による拍動流検出方法を好適に実施できる。

【0025】

【発明の実施の形態】

以下、図に示す実施形態により本発明をさらに詳細に説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。 30

【0026】

- 第 1 の実施形態 -

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 100 を示す構成図である。

この超音波診断装置 100 は、超音波探触子 1 と、超音波探触子 1 を駆動して所望の送信方向へ超音波パルスを送信すると共にエコーを受信して受信信号を出力する送受信部 2 と、受信信号から B モード画像を生成する B モード処理部 3 と、画像等の表示を制御する表示制御部 4 と、画像等を表示する表示部 5 と、画像を記憶する画像記憶部 6 と、時相の異なる B モード画像のピクセル値の変化を基に各ピクセルの拍動度を算出する拍動度演算部 7 と、各ピクセルを拍動度に応じた輝度とした拍動度画像を生成する拍動度画像生成部 8 と、操作者が指示を入力するための操作部 9 と、全体の動作を制御する全体制御部 10 とを具備している。 40

【0027】

図 2 は、造影剤を注入して撮像した B モード画像の例示図である。

大動脈 A 中のピクセル a と、門脈 V 中のピクセル v と、組織 S 中のピクセル s とに着目する。

【0028】

図 3 は、大動脈 A 中のピクセル a のピクセル値の時間変化を示す例示図である。

大動脈 A では、強い拍動があり、約 1 秒周期で血流が速くなったり、遅くなったりする。 50

時相 t_2 , t_3 , t_8 は、血流が速くなった時相であり、造影剤のリフレッシュレートが上がるため、エコーが強く、ピクセル値が大きくなる。一方、時相 t_1 , t_4 , t_5 , t_6 , t_7 , t_9 は、血流が遅くなった時相であり、造影剤のリフレッシュレートが下がるため、エコーが弱く、ピクセル値が小さくなる。

【0029】

サンプリング周期（時相の間隔） τ は、フレーム周期と一致させてもよいし、フレーム周期より長くしてもよい。操作者による設定変更可能とすることが好ましい。

【0030】

図4は、門脈V中のピクセルvのピクセル値の時間変化を示す例示図である。

門脈Vでは、ほとんど拍動がなく、血流は略一定である。従って、造影剤のリフレッシュレートが略一定であるため、エコーの強さも略一定であり、ピクセル値が略一定である。 10

【0031】

図5は、組織S中のピクセルsのピクセル値の時間変化を示す例示図である。

血管に比べて組織S中には造影剤の供給が十分でないため、エコーが弱く、ピクセル値が小さくなる。

【0032】

拍動度演算部7は、あるピクセルの時刻iでのピクセル値を d_i とするとき、拍動度 H_i を、

$$H_i = |d_i - d_{i-1}|$$

により求める。 20

【0033】

図3, 図4, 図5の例では、次のようになる。

$$H_2 = |d_2 - d_1|$$

$$H_3 = |d_3 - d_2|$$

...

...

$$H_8 = |d_8 - d_7|$$

$$H_9 = |d_9 - d_8|$$

【0034】

すると、大動脈A中のピクセルaの拍動度 H_i は、図3から判るように、大きくなったり (H_2 , H_4 , H_8 , H_9)、小さくなったりする (H_3 , H_5 , H_6 , H_7)。 30

一方、門脈V中のピクセルvの拍動度 H_i は、図4から判るように、小さいままである。

また、組織S中のピクセルsの拍動度 H_i は、図5から判るように、小さいままである。

【0035】

拍動度画像生成部8は、各ピクセルを拍動度 H_i に応じた輝度とした拍動度画像を生成する。また、拍動度 H_i が所定の閾値より大きいピクセルは赤色系で表示し、小さいピクセルは青色系で表示する。この閾値は、操作者が設定変更可能であり、大動脈A中のピクセルaの拍動度 H_i の最大値より小さく且つ門脈V中のピクセルvの拍動度 H_i の最大値より大きい範囲内で適当に設定する。

この結果、拍動度画像では、大動脈Aは、約1秒周期で明るくなったり暗くなったりし、 40
明るい時は赤色系で見える。暗くなった時は青色系で表示されているが、暗いため、黒く見える。門脈Vや組織Sは、暗いため、黒く見える。

【0036】

第1の実施形態に係る超音波診断装置100によれば、拍動度の高い動脈が明るくなったり暗くなったりし、明るい時は赤色系で見え、暗くなった時は黒く見え、動脈以外は黒く見える拍動度画像が得られる。

そして、血流に造影剤を注入してBモード画像を撮影するため、信号対雑音比が高くなり、拍動流の検出精度が高くなる。また、速度演算手段、分散演算手段およびパワー演算手段が不必要になり、構成が簡単になる。

【0037】

- 第 2 の実施形態 -

第 2 の実施形態に係る超音波診断装置は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 0 と拍動度演算手段 7 の動作が異なる。それ以外は同じである。

【 0 0 3 8 】

拍動度演算部 7 は、あるピクセルの時刻 i でのピクセル値を d_i とし、 n を自然数とするとき、拍動度 H_i を、

$$H_i = \frac{1}{n+1} \sum_{j=i-n}^i \{ d_j - \frac{1}{n+1} \sum_{k=i-n}^i d_k \}^2$$

により求める。

【 0 0 3 9 】

自然数 n は、操作者が操作部 9 から設定した時間区間を基に、拍動度演算部 7 が求める。 10

例えば、時間区間をサンプリング周期 τ で除算し、商の整数部を n とする。ここで、時間区間を 3 0 0 m s、 $\tau = 9 0$ m s とすると、 $n = 3$ となる。

【 0 0 4 0 】

図 3，図 4，図 5 の例では、次のようになる。

$$H_4 = \{ d_4 - (d_4 + d_3 + d_2 + d_1) / 4 \}^2$$

$$+ \{ d_3 - (d_4 + d_3 + d_2 + d_1) / 4 \}^2$$

$$+ \{ d_2 - (d_4 + d_3 + d_2 + d_1) / 4 \}^2$$

$$+ \{ d_1 - (d_4 + d_3 + d_2 + d_1) / 4 \}^2$$

$$H_5 = \{ d_5 - (d_5 + d_4 + d_3 + d_2) / 4 \}^2$$

$$+ \{ d_4 - (d_5 + d_4 + d_3 + d_2) / 4 \}^2$$

$$+ \{ d_3 - (d_5 + d_4 + d_3 + d_2) / 4 \}^2$$

$$+ \{ d_2 - (d_5 + d_4 + d_3 + d_2) / 4 \}^2$$

...

...

$$H_8 = \{ d_8 - (d_8 + d_7 + d_6 + d_5) / 4 \}^2$$

$$+ \{ d_7 - (d_8 + d_7 + d_6 + d_5) / 4 \}^2$$

$$+ \{ d_6 - (d_8 + d_7 + d_6 + d_5) / 4 \}^2$$

$$+ \{ d_5 - (d_8 + d_7 + d_6 + d_5) / 4 \}^2$$

$$H_9 = \{ d_9 - (d_9 + d_8 + d_7 + d_6) / 4 \}^2$$

$$+ \{ d_8 - (d_9 + d_8 + d_7 + d_6) / 4 \}^2$$

$$+ \{ d_7 - (d_9 + d_8 + d_7 + d_6) / 4 \}^2$$

$$+ \{ d_6 - (d_9 + d_8 + d_7 + d_6) / 4 \}^2$$

【 0 0 4 1 】

すると、大動脈 A 中のピクセル a の拍動度 H_i は、図 3 から判るように、小さな値になる (H_7) こともあるが、大体は大きな値になる (H_4 ， H_5 ， H_6 ， H_8 ， H_9)。

一方、門脈 V 中のピクセル v の拍動度 H_i は、図 4 から判るように、小さな値になる。

また、組織 S 中のピクセル s の拍動度 H_i は、図 5 から判るように、小さな値になる。

【 0 0 4 2 】

拍動度画像生成部 8 は、各ピクセルを拍動度 H_i に応じた輝度とした拍動度画像を生成する。また、拍動度 H_i が所定の閾値より大きいピクセルは赤色系で表示し、小さいピクセルは青色系で表示する。この閾値は、操作者が設定変更可能であり、大動脈 A 中のピクセル 50

ル a の拍動度 H_i の最大値より小さく且つ門脈 V 中のピクセル v の拍動度 H_i の最大値より大きい範囲内で適当に設定する。

この結果、拍動度画像では、大動脈 A は、明るく赤色系で見える。門脈 V や組織 S は、青色系で表示されているが、暗いため、黒く見える。

【0043】

第2の実施形態に係る超音波診断装置によれば、拍動度の高い動脈が明るく赤色系で見え、動脈以外は黒く見える拍動度画像が得られる。

そして、血流に造影剤を注入して B モード画像を撮影するため、信号対雑音比が高くなり、拍動流の検出精度が高くなる。また、速度演算手段、分散演算手段およびパワー演算手段が不必要になり、構成が簡単になる。

10

【0044】

- 第3の実施形態 -

第3の実施形態に係る超音波診断装置は、第1の実施形態に係る超音波診断装置 100 と拍動度演算手段 7 の動作が異なる。それ以外は同じである。

【0045】

拍動度演算部 7 は、あるピクセルの時刻 i でのピクセル値を d_i とし、 n を自然数とし、 $\max\{\alpha, \omega\}$ を α から ω までの値の最大値とすると、拍動度 H_i を、 $H_i = \max\{|d_i - d_{i-1}|, |d_i - n + 1 - d_{i-n}|\}$ により求める。

【0046】

自然数 n は、操作者が操作部 9 から設定した時間区間を基に、拍動度演算部 7 が求める。例えば、時間区間をサンプリング周期 τ で除算し、商の整数部を n とする。ここで、時間区間を 400 ms、 $\tau = 90$ ms とすると、 $n = 4$ となる。

20

【0047】

図3、図4、図5の例では、次のようになる。

$H_5 = d_5 - d_4, d_4 - d_3, d_3 - d_2, d_2 - d_1$ のうちの最大値

$H_6 = d_6 - d_5, d_5 - d_4, d_4 - d_3, d_3 - d_2$ のうちの最大値

...

...

$H_8 = d_8 - d_7, d_7 - d_6, d_6 - d_5, d_5 - d_4$ のうちの最大値

$H_9 = d_9 - d_8, d_8 - d_7, d_7 - d_6, d_6 - d_5$ のうちの最大値

30

【0048】

すると、大動脈 A 中のピクセル a の拍動度 H_i は、図3から判るように、大きな値になる。

一方、門脈 V 中のピクセル v の拍動度 H_i は、図4から判るように、小さな値になる。

また、組織 S 中のピクセル s の拍動度 H_i は、図5から判るように、小さな値になる。

【0049】

拍動度画像生成部 8 は、各ピクセルを拍動度 H_i に応じた輝度とした拍動度画像を生成する。また、拍動度 H_i が所定の閾値より大きいピクセルは赤色系で表示し、小さいピクセルは青色系で表示する。この閾値は、操作者が設定変更可能であり、大動脈 A 中のピクセル a の拍動度 H_i の最大値より小さく且つ門脈 V 中のピクセル v の拍動度 H_i の最大値より大きい範囲内で適当に設定する。

40

この結果、拍動度画像では、大動脈 A は、明るく赤色系で見える。門脈 V や組織 S は、青色系で表示されているが、暗いため、黒く見える。

【0050】

第3の実施形態に係る超音波診断装置によれば、拍動度の高い動脈が明るく赤色系で見え、動脈以外は黒く見える拍動度画像が得られる。

そして、血流に造影剤を注入して B モード画像を撮影するため、信号対雑音比が高くなり、拍動流の検出精度が高くなる。また、速度演算手段、分散演算手段およびパワー演算手段が不必要になり、構成が簡単になる。

50

【 0 0 5 1 】

- 第 4 の実施形態 -

図 6 は、第 4 の実施形態に係る超音波診断装置 4 0 0 を示す構成図である。

この超音波診断装置 4 0 0 は、送受信部 2 の動作および送受信部 2 と B モード処理部 3 の間に合成処理部 1 1 が介設されている点以外は、第 1 ~ 第 3 の実施形態に係る超音波診断装置と同じである。

【 0 0 5 2 】

送受信部 2 は、同一音線について同じ送信パルスで 2 回の送受信を行って、2 回の受信信号を出力する。

合成処理部 1 1 は、2 回の受信信号の差分信号を出力する。

10

【 0 0 5 3 】

第 4 の実施形態に係る超音波診断装置によれば、第 1 ~ 第 3 の実施形態に係る超音波診断装置と同じ効果が得られる。

さらに、同じ送信パルスの 2 回の送信を行って得られた 2 回の受信信号は、流れのない部分では同じ受信信号になるが、流れのある部分では同じ受信信号にならない。従って、差分信号は、流れのある部分では大きな信号になるが、流れのない部分では小さな信号になる。このため、拍動流検出に関して信号対雑音比が上がり、より高精度に拍動流を検出できるようになる。

【 0 0 5 4 】

- 第 5 の実施形態 -

20

図 7 は、第 5 の実施形態に係る超音波診断装置 5 0 0 を示す構成図である。

この超音波診断装置 5 0 0 は、送受信部 2 の動作および送受信部 2 と B モード処理部 3 の間に合成処理部 1 2 が介設されている点以外は、第 1 ~ 第 3 の実施形態に係る超音波診断装置と同じである。

【 0 0 5 5 】

送受信部 2 は、同一音線について位相反転した送信パルスで 2 回の送受信を行って、2 回の受信信号を出力する。

合成処理部 1 2 は、2 回の受信信号の加算信号を出力する。

【 0 0 5 6 】

第 5 の実施形態に係る超音波診断装置によれば、第 1 ~ 第 3 の実施形態に係る超音波診断装置と同じ効果が得られる。

30

さらに、位相反転した送信パルスで 2 回の送信を行って得られた 2 回の受信信号は、流れのない部分では位相反転した受信信号になるが、流れのある部分では位相反転した受信信号にならない。従って、加算信号は、流れのある部分では大きな信号になるが、流れのない部分では小さな信号になる。このため、拍動流検出に関して信号対雑音比が上がり、より高精度に拍動流を検出できるようになる。

【 0 0 5 7 】

- 他の実施形態 -

造影剤のリフレッシュレートと整合するようにパルス繰り返し周波数を調整したり、間欠送信を行うようにしてもよい。

40

また、ゴレイ (G o l a y) コードやバーカー (B a r k e r) コードを使用した符号化励起を行ってもよい。

【 0 0 5 8 】

【 発明の効果 】

本発明の拍動流検出方法および超音波診断装置によれば、血流に造影剤を注入して B モード画像を撮影するため、拍動流検出に関して信号対雑音比が高くなり、拍動流の検出精度が高くなる。また、速度演算手段、分散演算手段およびパワー演算手段が不必要になり、構成が簡単になる。

【 図面の簡単な説明 】

【 図 1 】 第 1 の実施形態に係る超音波診断装置を示す構成図である。

50

【図 2】B モード画像の例示図である。

【図 3】大動脈に対応する領域中のピクセル値の時間変化を示す説明図である。

【図 4】門脈に対応する領域中のピクセル値の時間変化を示す説明図である。

【図 5】組織に対応する領域中のピクセル値の時間変化を示す説明図である。

【図 6】第 4 の実施形態に係る超音波診断装置を示す構成図である。

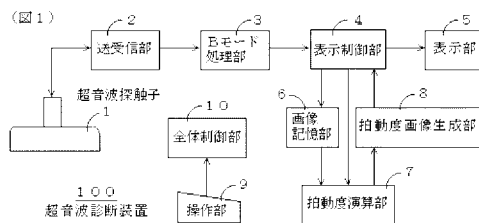
【図 7】第 5 の実施形態に係る超音波診断装置を示す構成図である。

【符号の説明】

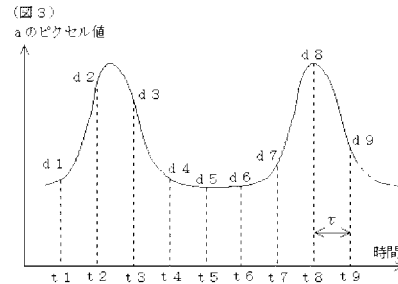
1	超音波探触子
2	送受信部
3	Bモード処理部
4	表示制御部
5	表示部
6	画像記憶部
7	拍動度演算部
8	拍動度画像生成部
9	操作部
10	全体制御部
11, 12	合成処理部
100, 400, 500	超音波診断装置

10

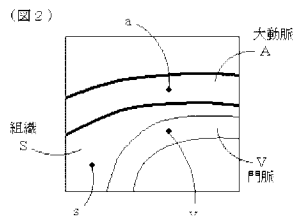
【図 1】



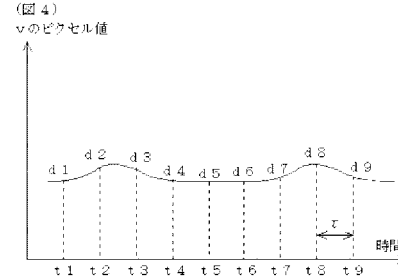
【図 3】



【図 2】

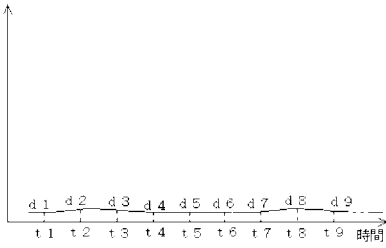


【図 4】



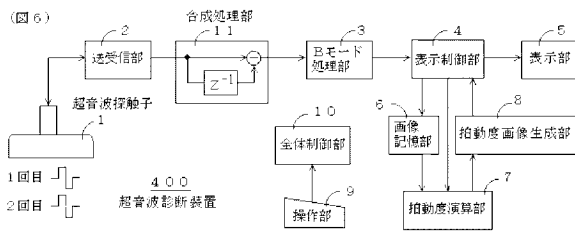
【図 5】

(図 5)
s のピクセル値



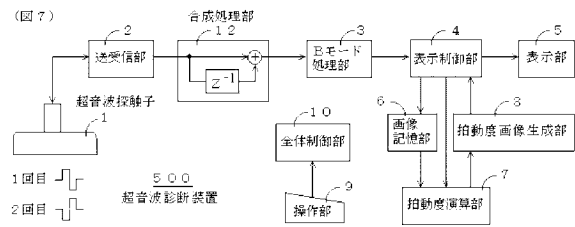
【図 6】

(図 6)



【図 7】

(図 7)



フロントページの続き

(72)発明者 橋本 浩

東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127 ジーイー横河メディカルシステム株式会社内

Fターム(参考) 4C601 DD05 DD14 DE06 DE14 EE09 EE12 HH04 HH11 HH14 JB45

JC16 JC18 KK02 KK12 KK19 LL02

专利名称(译)	脉冲流量检测方法和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP2004290407A	公开(公告)日	2004-10-21
申请号	JP2003086774	申请日	2003-03-27
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
[标]发明人	地挽隆夫 橋本浩		
发明人	地挽 隆夫 橋本 浩		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD05 4C601/DD14 4C601/DE06 4C601/DE14 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/HH04 4C601/HH11 4C601/HH14 4C601/JB45 4C601/JC16 4C601/JC18 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/LL02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种结构简单，检测精度高的脉动流检测方法及其超声波诊断装置。 解决方案：通过注入造影剂来拍摄B模式图像，基于B模式图像在不同时间阶段的每个像素的像素值获得每个像素的脉动，并将每个像素设置为脉动。 具有对应亮度的脉动度图像被生成并显示。 [效果] 由于将造影剂注入到血液中并且捕获了B模式图像，所以用于脉动流检测的信噪比高，并且脉动流检测精度高。 此外，不需要速度计算装置，色散计算装置和功率计算装置，并且简化了配置。 [选型图]图1

