

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 特 許 公 報 (B 2)

(11) 特許番号

特許第3495710号  
(P3495710)

(45) 発行日 平成16年 2 月 9 日 (2004. 2. 9)

(24) 登録日 平成15年11月21日 (2003. 11. 21)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

識別記号

F I

A 6 1 B 8/06

A 6 1 B 8/06

請求項の数 5 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2001-25716 (P2001-25716)

(22) 出願日 平成13年 2 月 1 日 (2001. 2. 1)

(65) 公開番号 特開2002-238901 (P2002-238901A)

(43) 公開日 平成14年 8 月 27 日 (2002. 8. 27)

審査請求日 平成13年 2 月 7 日 (2001. 2. 7)

(73) 特許権者 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・プールバード・ダブリュー・  
710・3000

(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

(74) 代理人 100095511

弁理士 有近 紳志郎

審査官 伊藤 幸仙

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血流イメージング装置および超音波診断装置

1

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 被検体を走査して造影剤が浸潤した血流を検出する走査手段と、  
血流検出強度がピーク値となる時刻が異なる複数の血流を別の色相または階調範囲で表した血流イメージを生成する血流イメージ生成手段と、  
前記血流イメージを表示する血流イメージ表示手段とを具備したことを特徴とする血流イメージング装置。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の血流イメージング装置において、  
前記血流イメージ生成手段が検出した血流検出強度のピーク値となる時刻が異なる複数の血流は肝動脈の血流及び門脈の血流であり、前記血流イメージ生成手段は前記肝動脈の血流を赤色で、前記門脈の血流を青色で表したことを特徴とする血流イメージング装置。

2

【請求項 3】 超音波探触子と、

前記超音波探触子から超音波を送信して超音波エコーを取得し該超音波エコーに基づいて受信信号を出力する送受信部と、  
前記受信信号に基づいて血流検出強度がピーク値となる時刻が異なる複数の血流を別の色相または階調範囲で表した血流イメージを生成する血流イメージ生成手段と、  
前記血流イメージを表示する血流イメージ表示手段とを具備したことを特徴とする超音波診断装置。

10 【請求項 4】 請求項 3 に記載の超音波診断装置において、  
前記血流イメージ生成手段が検出した血流検出強度のピーク値となる時刻が異なる複数の血流は肝動脈の血流及び門脈の血流であり、前記血流イメージ生成手段は前記肝動脈の血流を赤色で、前記門脈の血流を青色で表した

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 請求項3又は請求項4に記載の超音波診断装置において、前記血流イメージ生成手段は、心電に同期したタイミングで前記血流イメージを生成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】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、血流イメージング方法、血流イメージング装置および超音波診断装置に関し、さらに詳しくは、造影剤の到達時刻や血中濃度特性が異なる複数の血流を正しく認識できるようにした血流イメージング方法、血流イメージング装置および超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】図18は、パワードブラモード（Power Doppler Mode）を有する従来の超音波診断装置の一例を示す構成図である。この超音波診断装置500は、超音波探触子1と、その超音波探触子1から超音波を送信して超音波エコーを取得し該超音波エコーに基づいて受信信号eを出力する送受信部2と、前記受信信号eの同相成分Iおよび直交成分Qを出力する直交検波部3と、血流のパワーPを演算するパワー演算部4と、前記パワーPに応じて輝度を変えた血流イメージG51を生成する血流イメージ生成部55と、表示器6とを具備して構成されている。前記血流イメージG51は、例えば、パワーPが大きいかほど高輝度の橙色で表示される。

【0003】被検体に造影剤（微小気泡）を静注する場合、造影剤が浸潤した血流が描出される。例えば、肝臓の撮影では、血流に乗って運ばれた造影剤が肝動脈や門脈に到達するにつれて、それぞれの血管内を流れる血流が描出される。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】上記従来の超音波診断装置500では、例えば肝動脈を流れる血流と門脈を流れる血流が画面上で重なり合って表示されてしまい、それぞれの血流を正しく認識し難い問題点がある。そこで、本発明の目的は、造影剤の到達時刻や血中濃度特性が異なる複数の血流を正しく認識できるようにした血流イメージング方法、血流イメージング装置、医用画像生成装置および超音波診断装置を提供することにある。

【0005】

【課題を解決するための手段】第1の観点では、本発明は、被検体に造影剤を注入し、前記造影剤が浸潤した血流を走査により検出して表示する血流イメージング方法であって、血流を表す表示領域の色相と階調範囲の少なくとも一方を時間に対して1以上の段階で変えることを特徴とする血流イメージング方法を提供する。上記第1の観点による血流イメージング方法では、時刻によって血流イメージの色相や表示階調が変わるので、造影剤の

到達時刻が異なる複数の血流を正しく認識できるようになる。

【0006】第2の観点では、本発明は、被検体に造影剤を注入し、前記造影剤が浸潤した血流を走査により検出して表示する血流イメージング方法であって、血流検出強度がピーク値となる時刻が異なる複数の血流を別の色相または階調範囲で表示することを特徴とする血流イメージング方法を提供する。上記第2の観点による血流イメージング方法では、複数の血流に造影剤が同時に浸潤している期間が長い場合でも、血流検出強度すなわち造影剤の血中濃度がピーク値となる時刻の違いによって各血流の色相や表示階調を異ならせることが可能となる。

【0007】第3の観点では、本発明は、被検体に造影剤を注入し、前記造影剤が浸潤した血流を走査により検出して表示する血流イメージング方法であって、造影剤流入期間内に設定された色相等変更時刻より前は所定の色相または階調範囲で血流を表示し、前記色相等変更時刻より後は該色相等変更時刻での血流検出強度と流入閾値との関係に基づいて決められた色相または階調範囲で血流を表示することを特徴とする血流イメージング方法を提供する。上記第3の観点による血流イメージング方法では、色相等変更時刻での血流検出強度と流入閾値との関係に基づいてそれ以降の色相または階調範囲を決めるので、複数の血流において造影剤の到達時刻や血中濃度特性が近似している場合でも、造影剤の流入特性の違いによって各血流の色相や表示階調を異ならせることが可能となる。

【0008】第4の観点では、本発明は、被検体に造影剤を注入し、前記造影剤が浸潤した血流を走査により検出して表示する血流イメージング方法であって、造影剤流出期間内に設定された色相等変更時刻より前は所定の色相または階調範囲で血流を表示し、前記色相等変更時刻より後は該色相等変更時刻での血流検出強度と流出閾値との関係に基づいて決められた色相または階調範囲で血流を表示することを特徴とする血流イメージング方法を提供する。上記第4の観点による血流イメージング方法では、色相等変更時刻での血流検出強度と流出閾値との関係に基づいてそれ以降の色相または階調範囲を決めるので、複数の血流において造影剤の到達時刻や血中濃度特性が近似している場合でも、造影剤の流出特性の違いによって各血流の色相や表示階調を異ならせることが可能となる。

【0009】第5の観点では、本発明は、被検体に造影剤を注入し、前記造影剤が浸潤した血流を走査により検出して表示する血流イメージング方法であって、異なる時刻に対応した複数の血流イメージを別の色相または階調範囲で生成し、前記複数の血流イメージを重ねた血流イメージを表示することを特徴とする血流イメージング方法を提供する。上記第5の観点による血流イメージ

ング方法では、時刻によって色相や階調範囲を変えた複数の血流イメージを重ねるので、一枚の静止画像上に造影剤の到達時刻が異なる複数の血流を色分け又は階調分けして表示することが可能となり、視認性を向上できる。

【0010】第6の観点では、本発明は、被検体を走査して造影剤が浸潤した血流を検出する走査手段と、血流を表す表示領域の色相と階調範囲の少なくとも一方を時間に対して1以上の段階で変えた血流イメージを生成する血流イメージ生成手段と、前記血流イメージを表示する血流イメージ表示手段とを具備したことを特徴とする血流イメージング装置を提供する。上記第6の観点による血流イメージング装置では、上記第1の観点による血流イメージング方法を好適に実施できる。

【0011】第7の観点では、本発明は、被検体を走査して造影剤が浸潤した血流を検出する走査手段と、血流検出強度がピーク値となる時刻が異なる複数の血流を別の色相または階調範囲で表した血流イメージを生成する血流イメージ生成手段と、前記血流イメージを表示する血流イメージ表示手段とを具備したことを特徴とする血流イメージング装置を提供する。上記第7の観点による血流イメージング装置では、上記第2の観点による血流イメージング方法を好適に実施できる。

【0012】第8の観点では、本発明は、被検体を走査して造影剤が浸潤した血流を検出する走査手段と、造影剤流入期間内における色相等変更時刻を操作者が設定する色相等変更時刻設定手段と、前記色相等変更時刻より前は所定の色相または階調範囲で血流を表した血流イメージを生成すると共に前記色相等変更時刻より後は該色相等変更時刻での血流検出強度と流入閾値との関係に基づいて決められた色相または階調範囲で血流を表した血流イメージを生成する血流イメージ生成手段と、前記血流イメージを表示する血流イメージ表示手段とを具備したことを特徴とする血流イメージング装置を提供する。上記第8の観点による血流イメージング装置では、上記第3の観点による血流イメージング方法を好適に実施できる。

【0013】第9の観点では、本発明は、被検体を走査して造影剤が浸潤した血流を検出する走査手段と、造影剤流出期間内における色相等変更時刻を操作者が設定する色相等変更時刻設定手段と、前記色相等変更時刻より前は所定の色相または階調範囲で血流を表した血流イメージを生成すると共に前記色相等変更時刻より後は該色相等変更時刻での血流検出強度と流出閾値との関係に基づいて決められた色相または階調範囲で血流を表した血流イメージを生成する血流イメージ生成手段と、前記血流イメージを表示する血流イメージ表示手段とを具備したことを特徴とする血流イメージング装置を提供する。上記第9の観点による血流イメージング装置では、上記第4の観点による血流イメージング方法を好適に実施で

きる。

【0014】第10の観点では、本発明は、被検体を走査して造影剤が浸潤した血流を検出する走査手段と、異なる時刻に対応した複数の血流イメージを別の色相または階調範囲で生成すると共に前記複数の血流イメージを重ねた血流イメージを生成する血流イメージ生成手段と、前記重ねた血流イメージを表示する血流イメージ表示手段とを具備したことを特徴とする血流イメージング装置を提供する。上記第10の観点による血流イメージング装置では、上記第5の観点による血流イメージング方法を好適に実施できる。

【0015】第11の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記超音波探触子から超音波を送信して超音波エコーを取得し該超音波エコーに基づいて受信信号を出力する送受信部と、前記受信信号に基づいて造影剤が浸潤した血流を表す表示領域の色相と階調範囲の少なくとも一方を時間に対して1以上の段階で変えた血流イメージを生成する血流イメージ生成手段と、前記血流イメージを表示する血流イメージ表示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11の観点による超音波診断装置では、上記第1の観点による血流イメージング方法を好適に実施できる。

【0016】第12の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記超音波探触子から超音波を送信して超音波エコーを取得し該超音波エコーに基づいて受信信号を出力する送受信部と、前記受信信号に基づいて血流検出強度がピーク値となる時刻が異なる複数の血流を別の色相または階調範囲で表した血流イメージを生成する血流イメージ生成手段と、前記血流イメージを表示する血流イメージ表示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12の観点による超音波診断装置では、上記第2の観点による血流イメージング方法を好適に実施できる。

【0017】第13の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記超音波探触子から超音波を送信して超音波エコーを取得し該超音波エコーに基づいて受信信号を出力する送受信部と、造影剤流入期間内における色相等変更時刻を操作者が設定する色相等変更時刻設定手段と、前記受信信号に基づいて前記色相等変更時刻より前は所定の色相または階調範囲で血流を表した血流イメージを生成すると共に前記色相等変更時刻より後は該色相等変更時刻での血流検出強度と流入閾値との関係に基づいて決められた色相または階調範囲で血流を表した血流イメージを生成する血流イメージ生成手段と、前記血流イメージを表示する血流イメージ表示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13の観点による超音波診断装置では、上記第3の観点による血流イメージング方法を好適に実施できる。

【0018】第14の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記超音波探触子から超音波を送信して超音波エ

10

20

30

40

50

コーを取得し該超音波エコーに基づいて受信信号を出力する送受信部と、造影剤流出期間内における色相等変更時刻を操作者が設定する色相等変更時刻設定手段と、前記受信信号に基づいて前記色相等変更時刻より前は所定の色相または階調範囲で血流を表した血流イメージを生成すると共に前記色相等変更時刻より後は該色相等変更時刻での血流検出強度と流出閾値との関係に基づいて決められた色相または階調範囲で血流を表した血流イメージを生成する血流イメージ生成手段と、前記血流イメージを表示する血流イメージ表示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14の観点による超音波診断装置では、上記第4の観点による血流イメージング方法を好適に実施できる。

【0019】第15の観点では、本発明は、超音波探触子と、前記超音波探触子から超音波を送信して超音波エコーを取得し該超音波エコーに基づいて受信信号を出力する送受信部と、前記受信信号に基づいて異なる時刻に対応した複数の血流イメージを別の色相または階調範囲で生成すると共に前記複数の血流イメージを重ねた血流イメージを生成する血流イメージ生成手段と、前記重ねた血流イメージを表示する血流イメージ表示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15の観点による超音波診断装置では、上記第5の観点による血流イメージング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、前記血流イメージ生成手段は、心電に同期したタイミングで前記血流イメージを生成する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、心拍周期に合わせて上記血流イメージを生成できるようになる。

【0021】

【発明の実施の形態】以下、図に示す実施の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。

【0022】－第1の実施形態－

図1は、本発明の第1の実施形態にかかる超音波診断装置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、その超音波探触子1から超音波を送信して超音波エコーを取得し該超音波エコーに基づいて受信信号eを出力する送受信部2と、前記受信エコー信号eの同相成分Iおよび直交成分Qを出力する直交検波部3と、血流のパワーPすなわち前記同相成分Iおよび前記直交成分Qの2乗和を演算するパワー演算部4と、基準時刻からの経過時間tを計測するタイマー11と、前記経過時間tが色相変更時刻 $t_c$ となる前と後とで色相を変えると共に前記パワーPに応じて輝度を変えた血流イメージG1を生成する血流イメージ生成部5と、前記タイマー11をリセットしたり前記色相変更時刻 $t_c$ を設定するための操作部12と、CRT (Cathode Ray

Tube) 装置などの表示器6とを具備して構成されている。すなわち、図2に示すように、前記血流イメージ生成部5は、 $t < t_c$ の期間は色相を「赤色」とし、 $t \geq t_c$ の期間は色相を「青色」とし、各色の輝度を前記パワーPが大きいほど高くする。なお、2以上の色相変更時刻 $t_c$ を設定してもよい。例えば、色相変更時刻 $t_{c1}$ 、 $t_{c2}$  ( $t_{c1} < t_{c2}$ )を設定し、 $t < t_{c1}$ の期間は色相を「赤色」とし、 $t_{c1} \leq t < t_{c2}$ の期間は色相を「黄色」とし、 $t \geq t_{c2}$ の期間は色相を「青色」としてもよい。

【0023】図3は、図1の超音波診断装置100による血流イメージング処理を示すフロー図である。ステップS1では、操作者（一般に医師や技師）は、前記操作部12を用いて、色相変更時刻 $t_c$ を設定する。前記色相変更時刻 $t_c$ は、対象とする血流により異なるが、例えば数秒～10数秒程度の範囲で経験的に決定する。なお、走査開始後（下記ステップS3以降）に、前記色相変更時刻 $t_c$ を設定したり、変更してもよい。

【0024】ステップS2では、操作者は、操作部12を用いて、前記タイマー11をリセットする。前記タイマー11は、リセットされてからの経過時間tを計測する。ステップS3では、被検体内の走査を開始する。前記ステップS2の直前または前記ステップS3の直前または直後に被検体に造影剤を注入する。

【0025】ステップS4では、 $t < t_c$ の期間はステップS5へ進み、 $t \geq t_c$ となったらステップS7へ進む。

【0026】ステップS5では、前記血流イメージ生成部5は、血流イメージG1を赤色で生成し、表示器6に表示する。ステップS6では、終了が指示されないなら前記ステップS4に戻り、終了が指示されたら処理を終了する。

【0027】ステップS7では、前記血流イメージ生成部5は、血流イメージG1を青色で生成し、表示器6に表示する。ステップS8では、終了が指示されないなら前記ステップS7に戻り、終了が指示されたら処理を終了する。

【0028】図4は、血流 $\alpha 1$ と血流 $\beta 1$ のパワーPの特性例と、経過時間tに対する色相を示す。なお、前記パワーPは、造影剤の血中濃度に依存して変化する。 $t < t_c$ の期間は、血流 $\alpha 1$ 、 $\beta 1$ のパワーPを反映した赤色の血流イメージG1が表示される。例えば、血流 $\alpha 1$ のパワーPがピーク値となる経過時間 $t_1$ の時点では、図5の(a)に示すように、血流 $\alpha 1$ が明るい赤色で表示される。 $t \geq t_c$ の期間は、血流 $\alpha 1$ 、 $\beta 1$ のパワーPを反映した青色の血流イメージG1が表示される。例えば、経過時間 $t = t_c$ の時点では、図5の(b)に示すように、血流 $\alpha 1$ および血流 $\beta 1$ が暗い青色で表示される。また、血流 $\beta 1$ のパワーPがピーク値となる経過時間 $t_2$ の時点では、図5の(c)に示すよ

うに、血流 $\beta 1$ が明るい青色で表示される。

【0029】以上の第1の実施形態にかかる超音波診断装置100によれば、経過時間 $t$ が色相変更時刻 $t_c$ となる前と後とで色相を変えた血流イメージG1を表示するので、造影剤の到達時刻が異なる血流 $\alpha 1$ と、血流 $\beta 1$ とを正しく認識できるようになる。

【0030】－第2の実施形態－

図6は、本発明の第2の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。この超音波診断装置200は、超音波探触子1と、送受信部2と、直交検波部3と、血流のパワーPを演算するパワー演算部4と、最新のパワーPと直前のピーク値 $P_o$ とを比較し大きい方をピーク値 $P'$ として出力すると共に該ピーク値 $P'$ に対応する経過時間 $t'$ を出力するパワーピークホールド部21と、直前のピーク値 $P_o$ とそれに対応する経過時間 $t_o$ を保持し前記パワーピークホールド部21へ出力する直前パワー・経過時間保持部22と、基準時刻からの経過時間 $t$ を計測するタイマー11と、前記経過時間 $t'$ が色相変更時刻 $t_c$ の前か後かで色相を変えると共に前記ピーク値 $P'$ に応じて輝度を変えたパワーピークホールド血流イメージG2を生成する血流イメージ生成部25と、前記タイマー11をリセットしたり前記色相変更時刻 $t_c$ を設定するための操作部12と、表示器6とを具備して構成されている。

【0031】前記パワーピークホールド部21は、最新のパワーPと直前ピーク値 $P_o$ とを比較し、 $P > P_o$ ならばピーク値 $P'$ として前記パワーPを出力すると共に、該パワーPに対応する経過時間 $t'$ を出力する。また、 $P \leq P_o$ ならばピーク値 $P'$ として前記直前ピーク値 $P_o$ を出力すると共に、該直前ピーク値 $P_o$ に対応する経過時間 $t'$ を出力する。前記血流イメージ生成部25は、前記経過時間 $t'$ が $t' < t_c$ ならば、血流の色相を赤色とし、 $t' \geq t_c$ ならば血流の色相を青色としたパワーピークホールド血流イメージG2を生成し、表示器6に表示する。

【0032】図7は、肝動脈の血流 $\alpha 2$ と門脈の血流 $\beta 2$ のパワーPの特性例と、経過時間 $t$ に対する色相を示す。肝動脈の血流 $\alpha 2$ のパワーPがピーク値 $p_1$ となる経過時間 $t_1$ は、 $t_1 < t_c$ である。前記経過時間 $t_1$ は、例えば10秒である。前記色相変更時刻 $t_c$ は、例えば12.5秒である。門脈の血流 $\beta 2$ のパワーPがピーク値 $p_2$ となる経過時間 $t_2$ は、 $t_2 \geq t_c$ である。前記経過時間 $t_2$ は、例えば15秒である。したがって、図8に示すように、経過時間 $t_2$ 以降のパワーピークホールド血流イメージG2では、肝動脈の血流 $\alpha 2$ が明るい赤色（前記ピーク値 $p_1$ に対応する輝度）で表示され続けており、それに加えて門脈の血流 $\beta 2$ が明るい青色（前記ピーク値 $p_2$ に対応する輝度）で表示される。

【0033】以上の第2の実施形態にかかる超音波診断

装置200によれば、複数の血流に造影剤が同時に浸潤している期間が長い場合でも、血流のパワーPがピーク値となる時刻の違いによって各血流の色相を変えたパワーピークホールド血流イメージG2を表示することが出来る。例えば、肝動脈の血流 $\alpha 2$ と、門脈の血流 $\beta 2$ とを色分けして表示できるようになる。

【0034】－第3の実施形態－

図9は、本発明の第3の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。この超音波診断装置300は、超音波探触子1と、送受信部2と、直交検波部3と、血流のパワーPを演算するパワー演算部4と、基準時刻からの経過時間 $t$ を計測するタイマー11と、心電ECG（ElectroCardioGram）の入力時にR波に同期して経過時間 $t$ をリセットする同期部31と、経過時間 $t$ が色相変更時刻 $t_c$ となる前と後とで色相を変えると共に前記パワーPに応じて輝度を変えた血流イメージG1を生成する血流イメージ生成部5と、前記パワーPとそれに対応する経過時間 $t$ を連続的に記録するパワー・経過時間記憶部32と、各種の表示モードの血流イメージG1～G7を生成する表示モード別血流イメージ生成部33と、後述する機能を有する操作部34と、前記血流イメージ生成部5または前記表示モード別血流イメージ生成部33の出力を選択するスイッチ35と、表示器6とを具備して構成されている。

【0035】前記操作部34は、操作者の指示を受け付けて、前記タイマー11をリセットする。また、色相変更時刻 $t_c$ 、階調変更時刻 $t_c'$ 、表示モード選択信号M、流入閾値 $P_{th \text{ in}}$ および流出閾値 $P_{th \text{ out}}$ （内容は後述する）を出力する。さらに、走査前や走査中に、前記パワー・経過時間記憶部32に前記パワーPを取り込むタイミング $T_{iw}$ を指示する（全走査期間に亘って取り込んでもよい）。さらにまた、前記パワー・経過時間記憶部32に記憶されたパワー $P_{ir}$ を読み出すためのパワー読み出し時刻 $t_{ir}$ を出力する。

【0036】前記表示モード別血流イメージ生成部33は、スルーモード処理部331と、ピークホールドモード処理部332と、流入閾値ホールドモード処理部333と、流出閾値ホールドモード処理部334と、重畳モード処理部335と、モノクロモード処理部336と、色相グラデーションモード処理部337とを具備している。各モード処理部の動作は、後述する。

【0037】次に、この超音波診断装置300の動作について説明する。なお、前記スイッチ35が前記血流イメージ生成部5の出力を選択しているときの動作は上記第1の実施形態にかかる超音波診断装置100（図1参照）の動作と同じなので、説明を省略する。操作者が前記操作部34を用いて表示モードを選択すると、表示モード選択信号Mが前記表示モード別血流イメージ生成部33へ送られる。

【0038】スルーモードを選択した場合、画面上の画

素ごとのパワー $P_{ir}$ が前記パワー・経過時間記憶部32からフレームごとに読み出され、前記スルーモード処理部331で血流イメージG1が生成される。この血流イメージG1は、前記血流イメージ生成部5により生成される血流イメージG1と同じである。

【0039】ピークホールドモードを選択した場合、パワー $P_{ir}$ がフレームごとに読み出され、前記ピークホールドモード処理部332で血流イメージG2が生成される。この血流イメージG2は、上記第2の実施形態にかかる超音波診断装置200（図6参照）における血流イ

メージG2と同じである。

【0040】流入閾値ホールドモードを選択した場合、パワー $P_{ir}$ がフレームごとに読み出され、前記流入閾値ホールドモード処理部333で流入閾値ホールドモード血流イメージG3が生成される。図10に示すように、流入閾値ホールドモードでは、造影剤が流入する期間内に色相変更時刻 $t_c$ を設定し、 $t < t_c$ の血流を再現する期間は色相を赤色とし、 $t \geq t_c$ の血流を再現する期間はパワー $P \geq$ 流入閾値 $P_{THi}$ ならば色相を赤色のままとしパワー $P <$ 流入閾値 $P_{THi}$ ならば色相を青色に変える。したがって、経過時間 $t = t_1$  ( $t_1 < t_c$ )の血流を再現する時点では、図11の(a)に示すように、血流 $\alpha_3$ は暗い赤色で表示される。経過時間 $t = t_c$ の血流を再現する時点では、図11の(b)に示すように、血流 $\alpha_3$ は明るい赤色で表示され、血流 $\beta_3$ は暗い青色で表示される。経過時間 $t = t_2$  ( $t_2 > t_c$ )の血流を再現する時点では、図11の(c)に示すように、血流 $\alpha_3$ は明るい赤色で表示され、血流 $\beta_3$ は明るい青色で表示される。このように、血流 $\alpha_3$ 、 $\beta_3$ のパワーPがピーク値となる時刻が近い場合でも、色相変更時刻 $t_c$ でのパワーPが流入閾値 $P_{THi}$ 以上か否かにより、血流 $\alpha_3$ 、 $\beta_3$ を色分けして表示できるようになる。

【0041】流出閾値ホールドモードを選択した場合、パワー $P_{ir}$ がフレームごとに読み出され、前記流出閾値ホールドモード処理部334で流出閾値ホールドモード血流イメージG4が生成される。図12に示すように、流出閾値ホールドモードでは、造影剤が流出する期間内に色相変更時刻 $t_c$ を設定し、 $t < t_c$ の血流を再現する期間は色相を赤色とし、 $t \geq t_c$ の血流を再現する期間はパワー $P \leq$ 流出閾値 $P_{THo}$ ならば色相を赤色のままとしパワー $P >$ 流出閾値 $P_{THo}$ ならば色相を青色に変える。したがって、経過時間 $t = t_1$  ( $t_1 < t_c$ )の血流を再現する時点では、図13の(a)に示すように、血流 $\alpha_4$ は暗い赤色で表示される。経過時間 $t = t_c$ の血流を再現する時点では、図13の(b)に示すように、血流 $\alpha_4$ はやや明るい青色で表示され、血流 $\beta_4$ はやや暗い赤色で表示される。経過時間 $t = t_2$  ( $t_2 > t_c$ )の血流を再現する時点では、図13の(c)に示すように、血流 $\alpha_4$ はやや暗い青色で表示さ

れ、血流 $\beta_4$ は暗い赤色で表示される。このように、血流 $\alpha_4$ 、 $\beta_4$ のパワーPがピーク値となる時刻が近い場合でも、色相変更時刻 $t_c$ でのパワーPが流出閾値 $P_{THo}$ 以下か否かにより、血流 $\alpha_4$ 、 $\beta_4$ を色分けして表示できるようになる。

【0042】重畳モードを選択した場合、操作者により指定された経過時間 $t_1$ 、 $t_2$ に対応するパワー $P_{ir}$ およびパワー読み出し時刻 $t_{ir}$ が前記パワー・経過時間記憶部32から読み出され、重畳モード処理部335へ送られる。前記パワー・経過時間記憶部32は、前記血流イメージ生成部5と同様の処理により、経過時間 $t_1$ 、 $t_2$ に対応する血流イメージG1( $t_1$ )、G1( $t_2$ )を生成し、それら血流イメージG1を重畳した重畳モード血流イメージG5を生成する。例えば、図7に例示した如きパワー特性を有する肝動脈の血流 $\alpha_2$ と、門脈の血流 $\beta_2$ を対象とすると、図14の(a)に示すように、血流イメージG1( $t_1$ )における肝動脈の血流 $\alpha_2$ の色相は、明るい赤色である。また、図14の(b)に示すように、血流イメージG1( $t_2$ )における肝動脈の血流 $\alpha_2$ および門脈の血流 $\beta_2$ の色相は、明るい青色である。したがって、図14の(c)に示すように、重畳モード血流イメージG5は、肝動脈の血流 $\alpha_2$ が明るい紫色(明るい赤色と青色との加色混合)で表示され、門脈の血流 $\beta_2$ が明るい青色で表示される静止画像となる。なお、前記重畳を表示値の単純な加算処理により行くと、表示値が飽和してしまう可能性があるため、規定の表示値範囲に収まるように正規化を施すものとする。また、異なる色相の重畳領域(上記例では紫色の領域)は、加色混合により得られる色相とは別の色相(例えば黄色)で表示してもよい。

【0043】モノクロモードを選択した場合、パワー $P_{ir}$ がフレームごとに読み出され、モノクロモード処理部336でモノクロモード血流イメージG6が生成される。図15に示すように、モノクロモードでは、例えば256階調のグレイスケールを低階調側グレイスケールと高階調側グレイスケールの2つの階調範囲に分割し、経過時間 $t$ が階調変更時刻 $t_c'$ より前の血流は前記低階調側グレイスケールを用い、経過時間 $t$ が階調変更時刻 $t_c'$ 以後の血流は前記高階調側グレイスケールを用いて表現する。したがって、経過時間 $t = t_1$  ( $t_1 < t_c'$ )の血流を再現する時点では、図16の(a)に示すように、血流 $\alpha_1$ は暗い無彩色で表示される。経過時間 $t = t_c'$ の血流を再現する時点では、図16の(b)に示すように、血流 $\alpha_1$ 、 $\beta_1$ はやや明るい無彩色で表示される。経過時間 $t = t_2$  ( $t_2 > t_c'$ )の血流を再現する時点では、図16の(c)に示すように、血流 $\beta_1$ は明るい無彩色で表示される。このように、階調変更時刻 $t_c'$ の前で異なるグレイスケールを用いることで、モノクロ画像でも、血流 $\alpha_1$ 、 $\beta_1$ を正しく認識できるようになる。

【0044】色相グラデーションモードを選択した場合、パワーPirがフレームごとに読み出され、色相グラデーションモード処理部337で色相グラデーションモード血流イメージG7が生成される。図17に示すように、色相グラデーションモードでは、経過時間tに対して色相を多色で変化させて血流を表示する。すなわち、経過時間t=0の血流は赤色で表示し、経過時間tにつれて色相を表す波長を短くする。これにより、造影剤が浸潤する時刻が異なる複数の血流を、色相の変化から正しく認識できるようになる。

【0045】なお、前記表示モード別血流イメージ生成部33を用いて血流イメージを表示する場合、色相変更時刻tc、階調変更時刻tc'、流入閾値P<sub>Thi</sub>、流出閾値P<sub>Tho</sub>、パワー読み出し時刻tir、各表示モードの設定および変更は、走査前、走査中、走査後のいずれの時期に行うことも可能である。したがって、造影剤の種類や被検体の個人差により血流のパワー特性が異なる場合でも、読影に適した血流イメージを表示できるようになる。

【0046】以上の第3の実施形態にかかる超音波診断装置300によれば、血流イメージ生成部5で生成した血流イメージG1をリアルタイムで表示できる。また、走査後でも、パワー・経過時間記憶部32に記憶したパワーPir等を読み出して各種の表示モード（スルーモード、ピークホールドモード、流入閾値ホールドモード、流出閾値ホールドモード、重畳モード、モノクロモード、色相グラデーションモード）の血流イメージG1～G7を生成することが可能なので、読影に適した血流イメージを表示できるようになる。さらに、心電ECGに同期して経過時間tをリセットすることで、心拍周期に

【0047】—他の実施形態—

本発明は、パワードブラ法の血流イメージングに限定されず、Bモード法や超音波ハーモニック（harmonic）法の血流イメージングにも、適用することが出来る。また、本発明は、超音波診断装置に限定されず、X線血管造影、CT（Computed Tomography）造影、MRアンジオグラフィー（Magnetic Resonance Angiography）の如き血流イメージング装置全般に適用することが出来る。なお、X線血管造影の場合には、被検体に挿入したカテーテル（catheter）により任意の部位に造影剤を投与することが可能なので、経過時間t（造影剤を静注してからの時間）に代えて、血流に造影剤が浸潤する可能性のある異なる時刻に対応して、血流の色相や輝度を変化させてもよい。

【0048】

【発明の効果】本発明の血流イメージング方法、血流イメージング装置および超音波診断装置によれば、造影剤の到達時刻や血中濃度特性が異なる複数の血流を、色分

けしたり、階調分けして表示できるようになる。したがって、例えば、肝腫瘍の診断において、肝動脈（動脈系の血流）と門脈（静脈系の血流）の判別が容易となり、腫瘍の良悪の鑑別や分化度の判定などをいっそう的確に行えるようになる。また、複数の時刻に対応する血流を一枚の静止画像上に合成して表示することが可能となり、読影効率を向上することが出来る。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図2】図1の超音波診断装置における血流イメージの色相を示す説明図である。

【図3】図1の超音波診断装置による血流イメージング処理を示すフロー図である。

【図4】血流のパワーの特性と、図1の超音波診断装置における血流イメージの色相との関係を示す説明図である。

【図5】図1の超音波診断装置における血流イメージの遷移を示す説明図である。

【図6】第2の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図7】血流のパワーの特性と、図6の超音波診断装置における血流イメージの色相との関係を示す説明図である。

【図8】図6の超音波診断装置におけるパワーピークホールドモード血流イメージを示す説明図である。

【図9】第3の実施形態にかかる超音波診断装置を示す構成図である。

【図10】血流のパワーの特性と、流入閾値ホールドモードにおける血流イメージの色相との関係を示す説明図である。

【図11】流入閾値ホールドモードにおける血流イメージの遷移を示す説明図である。

【図12】血流のパワーの特性と、流出閾値ホールドモードにおける血流イメージの色相との関係を示す説明図である。

【図13】流出閾値ホールドモードにおける血流イメージの遷移を示す説明図である。

【図14】重畳モードにおける血流イメージを示す説明図である。

【図15】血流のパワーの特性と、モノクロモードにおける血流イメージの階調との関係を示す説明図である。

【図16】モノクロモードにおける血流イメージの遷移を示す説明図である。

【図17】色相グラデーションモードにおける血流イメージの色相を示す説明図である。

【図18】従来の超音波診断装置の一例を示す構成図である。

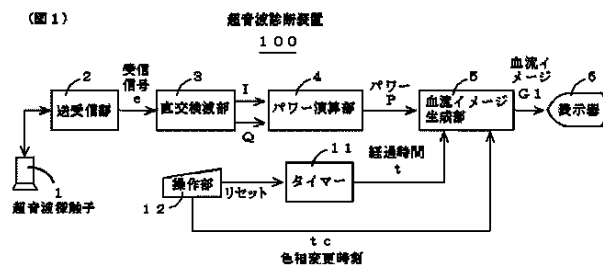
【符号の説明】

100、200、300 超音波診断装置

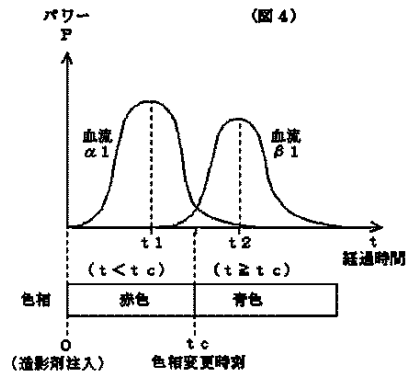
15

1	超音波探触子	* 3 2
2	送受信部	3 3
3	直交検波部	3 3 1
4	パワー演算部	3 3 2
5, 2 5	血流イメージ生成部	3 3 3
6	表示器	3 3 4
1 1	タイマー	3 3 5
1 2, 3 4	操作部	3 3 6
2 1	パワーピークホールド部	3 3 7
2 2	直前パワー・経過時間保持部	10 3 5
3 1	同期部	*

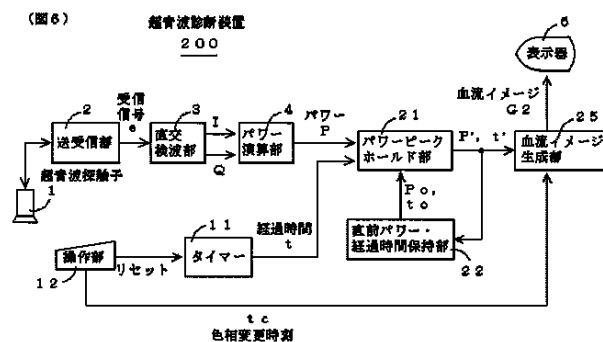
【図 1】



【図 4】



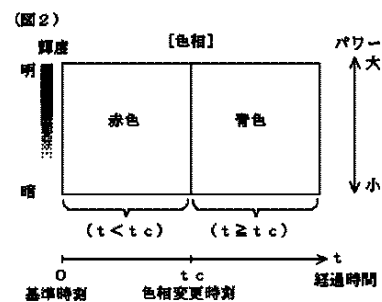
【図 6】



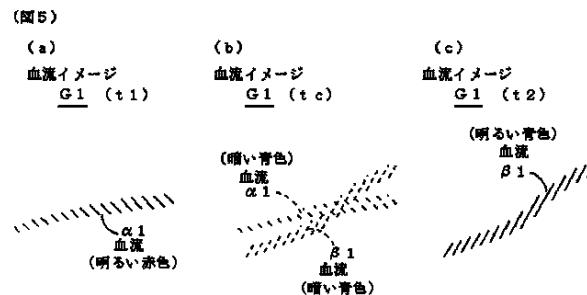
16

パワー・経過時間記憶部
表示モード別血流イメージ生成部
スルーモード処理部
ピークホールドモード処理部
流入閾値ホールドモード処理部
流出閾値ホールドモード処理部
重畳モード処理部
モノクロモード処理部
色相グラデーションモード処理部
スイッチ

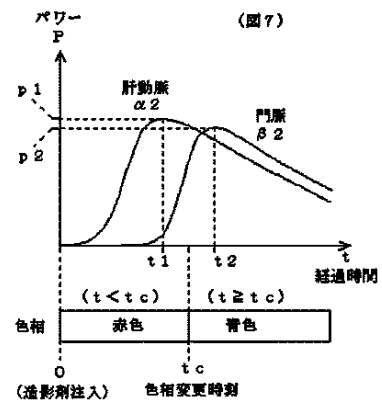
【図 2】



【図 5】

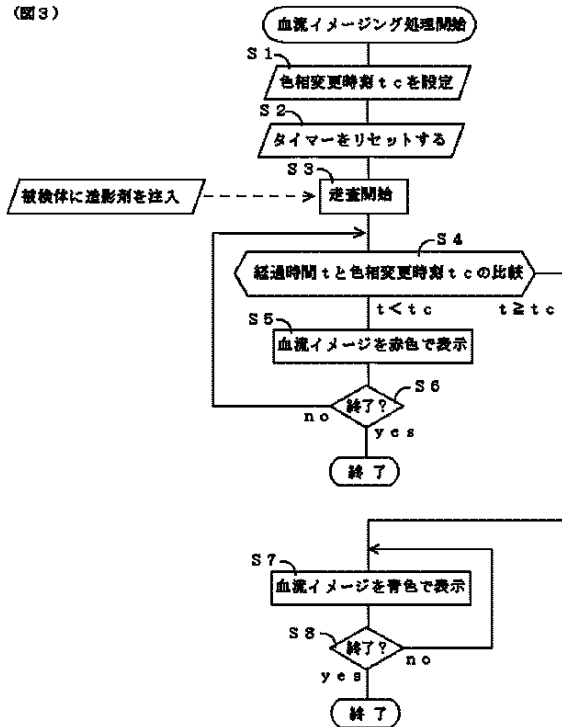


【図 7】



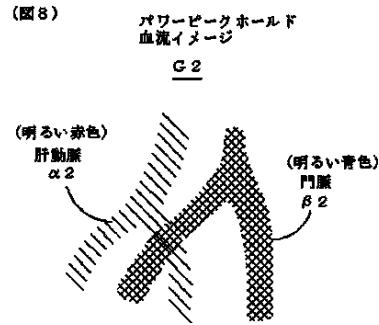
【図3】

(図3)



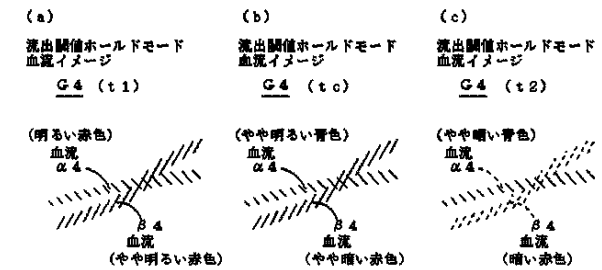
【図8】

(図8)

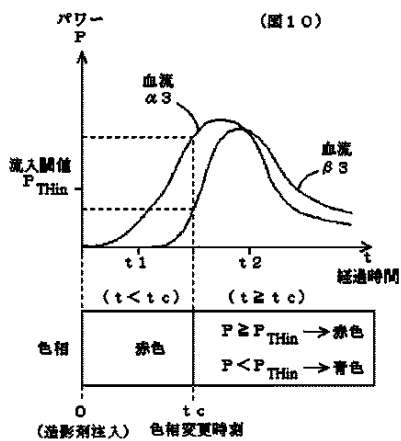


【図13】

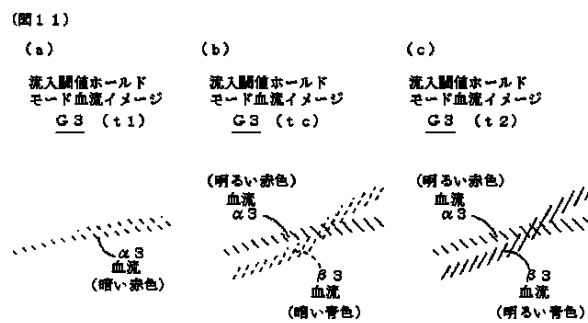
(図13)



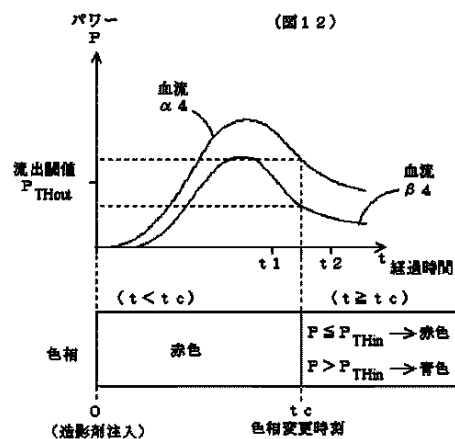
【図10】



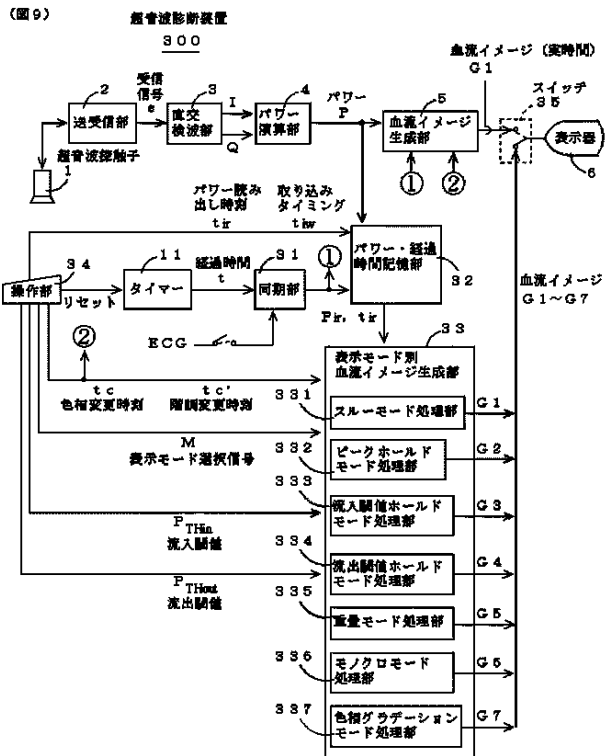
【図11】



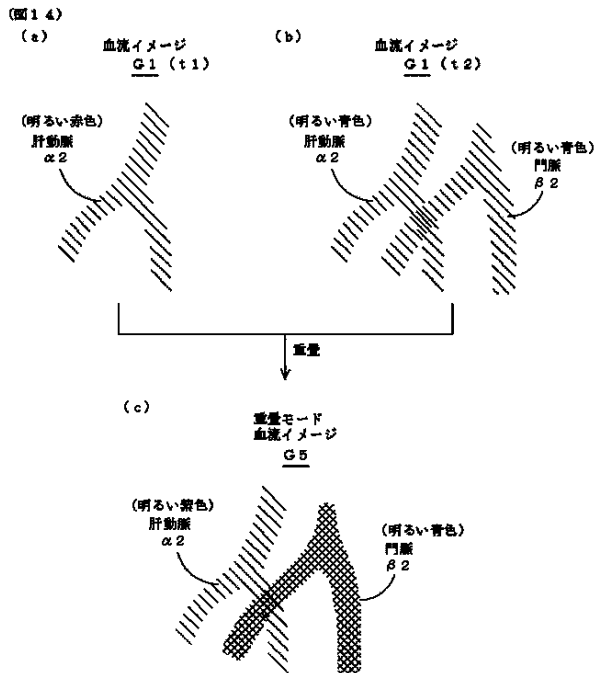
【図12】



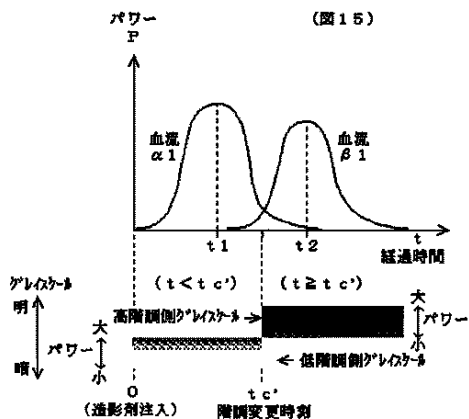
【図9】



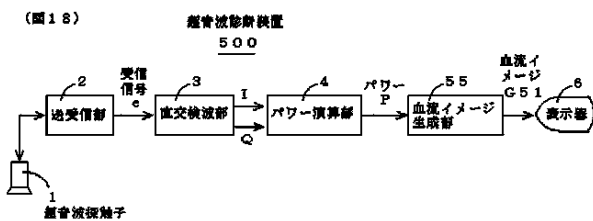
【図14】



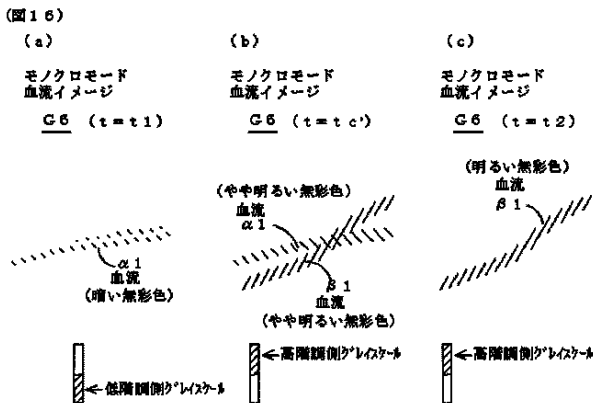
【図15】



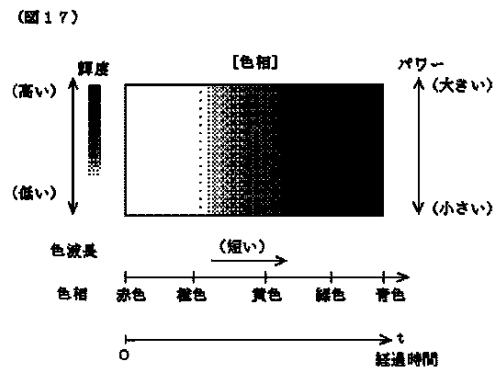
【図18】



【図16】



【図17】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2000-269341 (J P, A)  
 特開 平11-137552 (J P, A)  
 特開 平9-135830 (J P, A)  
 特開 平9-122126 (J P, A)  
 特開 平9-75348 (J P, A)  
 特開 平8-336531 (J P, A)

(58)調査した分野(Int.Cl.<sup>7</sup>, D B名)

A61B 8/00 - 8/15

A61B 6/00 - 6/14

专利名称(译)	血流成像设备和超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP3495710B2</a>	公开(公告)日	2004-02-09
申请号	JP2001025716	申请日	2001-02-01
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术公司有限责任公司		
当前申请(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		
发明人	地挽 隆夫		
IPC分类号	A61B5/055 A61B8/00 A61B8/06 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/06 A61B8/481 G01S7/52071 G01S7/52074 G01S15/8979 G01S15/8988		
FI分类号	A61B8/06 A61B5/05.383 A61B5/055.383 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C096/AA10 4C096/AA11 4C096/AB03 4C096/AB50 4C096/AD15 4C096/DD07 4C301/DD01 4C301/EE11 4C301/EE13 4C301/HH54 4C301/KK02 4C301/KK12 4C301/KK22 4C601/DD03 4C601/DD05 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/JB21 4C601/JB23 4C601/JB24 4C601/JB50 4C601/KK02 4C601/KK18 4C601/KK19 4C601/KK23 4C601/KK24		
其他公开文献	JP2002238901A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：正确识别具有不同造影剂到达时间和不同血液浓度特征的多个血流。 解决方案：超声诊断设备200包括超声探头1，发送/接收单元2，正交检测单元3，用于计算血流功率P的功率计算单元4，以及最新功率P功率峰值保持单元21输出较大的一个作为峰值P<sub>α</sub>；并输出对应于峰值P<sub>α</sub>的经过时间t<sub>α</sub>；刚好在此之前的峰值P<sub>0</sub>和与其对应的功率峰值保持单元21功率/经过时间保持单元22是否保持经过时间并将其输出到功率峰值保持单元21，从参考时间测量经过时间t的计时器11和经过时间t<sub>α</sub>；在色调改变时间t<sub>c</sub>之前。血流图像生成单元25生成色调改变并且亮度根据峰值P<sub>α</sub>；改变的功率峰值保持血流图像G2，以及重置计时器11或设置色调改变时间t<sub>c</sub>的操作提供单元12和显示器6。[效果]例如，肝动脉中的血流和门静脉中的血流可以以不同的颜色显示。

【图7】

