

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5680654号
(P5680654)

(45) 発行日 平成27年3月4日(2015.3.4)

(24) 登録日 平成27年1月16日(2015.1.16)

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

請求項の数 12 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2012-531757 (P2012-531757)
 (86) (22) 出願日 平成23年7月28日(2011.7.28)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2011/067200
 (87) 国際公開番号 W02012/029459
 (87) 国際公開日 平成24年3月8日(2012.3.8)
 審査請求日 平成24年12月13日(2012.12.13)
 (31) 優先権主張番号 特願2010-194253 (P2010-194253)
 (32) 優先日 平成22年8月31日(2010.8.31)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

(73) 特許権者 000153498
 株式会社日立メディコ
 東京都千代田区外神田四丁目14番1号
 (74) 代理人 100091096
 弁理士 平木 祐輔
 (74) 代理人 100105463
 弁理士 関谷 三男
 (74) 代理人 100102576
 弁理士 渡辺 敏章
 (72) 発明者 吉川 秀樹
 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地
 株式会社日立製作所 中央研究所内

審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像表示方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に超音波を送受信する探触子と、
 前記探触子が受信した超音波信号を整相加算する受信ビームフォーマ部と、
 前記被検体に造影剤が投与された開始時間を含む情報の指定を受け付ける処理画像選択部と、
 前記整相加算された信号に基づく画像データから、前記造影剤で造影された部分を抽出する第1画素選択部と、
 前記第1画素選択部で抽出された画像データの画素情報に基づいて、更に画像データを抽出する第2画素選択部と、
 第2画素選択部で抽出された画像データに基づいて血流動態画像を生成する画像構成部と、
 前記血流動態画像を表示する表示部と、
 前記血流動態画像を構成する上で必要となる数値を画素毎に算出するTIC評価部とを有し、
 前記TIC評価部は、閾値輝度 I_{th} から造影前の範囲における最大値 I_{pre_max} を差し引いた輝度変化量 ΔI を造影剤による輝度変化量として画素毎に算出し、
 前記第1画素選択部は、前記算出された輝度変化量 ΔI に基づいて画素を選択し、
 前記第2画素選択部は、前記輝度変化量 ΔI から算出された時間情報に基づいて着目する画素の抽出を行うことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 2】

前記画像構成部にて構成される血流動態画像に対して、第1のROIで指定する領域のマッピングパラメータの数値を前記表示部に表示し、さらに第2のROI指定する領域のマッピングパラメータの数値又は第1のROIの数値に対する相対的な値を前記表示部に表示する機能を有することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記処理画像選択部では、指定を受け付けた開始時間(t_{start})に対して、予め設定された時間($t_{start}-t_{pre}$)だけさかのぼった画像データから抽出が開始されることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記画像構成部は、前記時間情報の時間の変化に伴い色が変化する時間カラーバーと、前記カラーバーで特定された色で、画素毎に抽出された前記画像データを色づけした血流動態画像を生成することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記第2画素選択部は、前記時間カラーバーの色の変化の時間幅を変更可能なことを特徴とする請求項4に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記第2画素選択部は、輝度変化量 I と画素の関係を示すヒストグラムに基づいて、表示する画素を選択し、ヒストグラム上に表示される描画範囲を受け付け、受け付けた範囲より外の画素のパラメータが0値化され血流動態画像に反映されることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記第2画素選択部で利用する時間カラーバーは表示画面に表示され、始点と終点を術者が指定することにより、その範囲外の画素のパラメータが0値化され、さらに始点と終点を時間カラーバーの上限と下限とする色の配置が新たに設定され、血流動態画像に即時反映されることを特徴とする請求項4に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記第2画素選択部は、輝度変化量 I と画素の関係を示すヒストグラムに対応した、輝度の大小に伴い色が変化する輝度のカラーバーに基づいて、表示する画素を選択し、前記輝度カラーバーは、ヒストグラムを等分化する数と等分化した各範囲での画素の総数に応じて、輝度カラーバーを区分けする数と各区間の幅を調整したものであり、更に輝度カラーバーには I の大小の他、血管の太さや種類の情報を表示することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

表示画面上に設ける設定変更の機能により、前記処理画像選択部で用いる時間幅($t_{start}-t_{pre}$)、前記TIC計測部で算出するパラメータ、前記第1画素選択部で設定する条件式を術者が自由に変更できることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記表示部では構成した血流動態画像と過去に構成した血流動態画像を比較する場合、比較する2つの血流動態画像上に基準とするROIを設けて各ROIの色と時間の関係を定量的に比較し、基準とするROIのマッピングパラメータと配色を一致させる補間機能を有することを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記画像データは、前記受信ビームフォーマから出力されるRAWデータを含んでいることを特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

超音波探触子から、被検体に超音波を送受信し、
前記超音波探触子が受信した超音波信号を、受信ビームフォーマ部で整相加算し、
処理画像選択部で、前記被検体に造影剤が投与された開始時間を含む情報の指定を受け付け、

10

20

30

40

50

血流動態画像を構成する上で必要となる数値を画素毎に算出するTIC評価部で、閾値輝度 I から造影前の範囲における最大値 $I_{pre_max}^{pre}$ を差し引いた輝度変化量 I を造影剤による輝度変化量として画素毎に算出し、

第1画素選択部で、前記整相加算された信号に基づく画像データから、前記輝度変化量 I に基づいて画素を選択して前記造影剤で造影された部分を抽出し、

第2画素選択部で、前記第1画素選択部で抽出された画像データの画素情報及び前記輝度変化量 I から算出された時間情報に基づいて、更に画像データを抽出し、

画像構成部で、前記第2画素選択部で抽出された画像データに基づいて血流動態画像を生成し、

表示部で前記血流動態画像を表示する超音波画像表示方法。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内部に超音波を送信し、その受信信号により生体内部の情報を画像化する技術に関するもので、特に時系列の複数の造影画像から血流の動的な情報を効率よく検出して画像化する超音波診断装置及び超音波画像表示方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置はCTやMRIと共に臨床現場で広く普及している画像表示装置であり、小型で動画撮像が可能な特徴をもつ。視野が限定されるものの空間分解能、時間分解能に優れ、更に超音波造影剤を使用することで微細な血流動態の観察が可能であり、腫瘍の性状診断においても重要な機能を持つ。

20

【0003】

血流動態を観察する手段はCTA(CT Angiography)が主流であるが、被曝とヨード系造影剤がもつ毒性の問題がある。そのため腎臓に疾患がある患者やアレルギー体質の患者には使用が制限される場合がある。これに対し、超音波造影剤は直径数 μm の微小な気泡であり、造影剤自体には毒性がない。更に、医用超音波の周波数帯域で共振して高調波成分を強く放射する点、赤血球と同等の大きさで微細血管に入り込める点、主に肺のガス交換作用により自然に体外に排泄される点から、微細血管の血流動態を容易に観察できる。

【0004】

30

血流動態の観察が特に有効である病変の1つに肝腫瘍がある。肝腫瘍は肝炎や肝硬変といった癌前駆状態から肝癌に悪化する過程で、病変部を支配する血管が門脈性から動脈性に遷移することが知られている。初期の肝腫瘍では、消化器系を経由した血流が流れる門脈が支配的であるが、病態が進行するに従って動脈支配に移行することが知られている(非特許文献1)。

【0005】

動脈と門脈ではその循環経路の違いから造影の開始時間や造影剤の流入速度に違いがある。このような血流動態の違いを評価する上で有用なのが、造影剤の流入に伴う輝度の時間変化をプロットした輝度時間変化曲線(TIC: Time-Intensity Curve)である。病変部の造影画像又はTICにより、病変の早期検出や活性度の判定が可能である。更に、肝細胞癌、転移癌、嚢胞など病変の種類に応じて血流動態が変わることから、超音波造影技術は、病変の鑑別診断にも有効な画像技術として重要視されている。

40

【0006】

他にも血流動態の評価は癌治療の効果判定にも有効である。RF治療や薬による内科的治療の場合、腫瘍の大きさ以外に血流動態が重要な観察対象になる。画像上で腫瘍の大きさに変化がなくても、腫瘍血管の消失や血流量の低下により治療の有効性を判断できるためである。特に、血管新生阻害薬や血管塞栓療法など、腫瘍への栄養供給路となる血管を標的とする治療法の場合、病変への血流の有無だけでなく、血流があった場合、それが動脈性か門脈性かによってその後の治療方針が変わるため、効果判定においては血流動態も重要な観察対象になる。

50

【 0 0 0 7 】

特許文献 1 に記載の手法は、計測したTICから平均輝度値等の値の統計値を算出し、その値に応じて色分けした画像を表示する。この手法では、まず中低音圧の超音波照射下で組織に造影剤を一度充満させる。続いて高音圧の超音波照射により造影剤を一掃し、再度中低音圧の超音波照射下で同一の撮像面に再還流する血流をTICで評価する。

【 0 0 0 8 】

特許文献 2 に記載の手法は、血管毎に造影剤の流入時間を検出し、その相対的な違いを色の違いで表示する。画面上に関心領域を設置し、この領域における流入時間を基準時間とする配色にて画像を構成する。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 9 】

【 特許文献 1 】 特開2005-81073号公報

【 特許文献 2 】 特開2010-94220号公報

【 非特許文献 】

【 0 0 1 0 】

【 非特許文献 1 】 Beers B. E. V et al.: AJR 176, 667. 2001.

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 1 1 】

造影剤の流入時間など血流動態の相対的な違いを色の違いで表現する血流動態画像を表示する機能に関して、着目する血管を選択的に抽出しノイズが少ない血流動態画像を構成する機能と、治療等による血流動態の変化を調べるために、構成した血流画像と過去の血流動態画像との色の違いを比較する際に、基準となる領域の色を統一化する補間処理機能を持つ超音波診断装置及び超音波画像表示方法を提供する。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 2 】

本発明は、処理画像選択部 1 1 で範囲指定した画像データを用いて、TIC評価部 1 3 にて造影剤の流入開始時間を示すパラメータ(t)及び造影剤による輝度変化量 I を算出する。第 1 画素選択部 1 5 で一定の条件を満たす画素を選択的に抽出すると同時に非造影部を除去する。画像構成部 1 6 にて t の値に応じて配色した血流動態画像を構成し、第 2 画素選択部 1 7 にて術者が着目する血管を輝度変化量に基づくヒストグラムを利用して選択的に抽出する。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 3 】

本発明により、着目血管を選択的に抽出した視認性の高い血流動態画像を提示できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 4 】

【 図 1 】 実施例の構成例を示すブロック図。

【 図 2 】 実施例の処理工程を説明する図。

【 図 3 】 実施例の処理画像を選択する工程を説明する図。

【 図 4 A 】 実施例のTICと各計測値との関係を示す図。

【 図 4 B 】 実施例の閾値輝度に関する係数を説明する図。

【 図 5 】 実施例の時間カラーバーによる画素抽出を説明する図。

【 図 6 】 実施例の時間カラーバーのレンジ変更を説明する図。

【 図 7 】 実施例のヒストグラムによる画素抽出を説明する図。

【 図 8 】 実施例のヒストグラムを輝度カラーバーに反映する図。

【 図 9 】 実施例の設定変更を説明する図。

【 図 1 0 】 実施例の複数の血流動態画像を比較する場合を説明する図。

【 図 1 1 】 実施例の時間カラーバーの補正処理を説明する図。

10

20

30

40

50

【図12】実施例のRAWデータを利用する場合の構成例を示すブロック図。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の実施例について図を用いて説明する。実施例になる超音波診断装置のブロック図を図1に示す。実施例になる超音波診断装置は、撮像対象1に対して超音波信号を送受信する探触子2と、探触子2を構成する圧電素子に所望の送受信ビームを形成するための時間遅延を与える送信ビームフォーマ部4及び受信ビームフォーマ部7と、送受信信号をアナログ・デジタル変換するA/D変換器6及びD/A変換器3と、超音波信号が生体内を伝播する過程で生じる振幅減衰を補正するTGC (Time Gain Controller) 5と、受信したRF信号を検波し画像信号に変換する包絡線検波部8と、画像信号から二次元の画像データを構成するスキャンコンバータ9とを持ち、ここまでが一般的に知られる超音波画像を構成する画像データ構成部である。本実施例では更に、スキャンコンバータ9からの画像データを保存する画像メモリ12と、被検体に造影剤が投与された開始時間を含む情報の指定を受け付けるなど、保存した画像データから血流動態画像の構成に利用するデータ範囲を選択する処理画像選択部11と、選択した画像データから血流動態の評価に必要なパラメータを求めるTIC評価部13と、TIC評価部13で算出した数値を保存するパラメータメモリ14と、予め装置内に設定される条件式に基づき画素の抽出及び除去を行う第1画素選択部15と、パラメータメモリ14に保存された数値を用いて血流動態画像を構成する画像構成部16と、画像構成部16で構成した画像に対して、輝度情報と時間情報とを利用して再度画素の抽出を行い、術者が着目する情報を抽出する第2画素選択部17とを有する。

10

20

【0016】

前記画像データ構成部で構成される画像データは、臨床現場で汎用的に使用されている白黒画像 (Bモード) や造影剤画像 (送受信のシーケンスやフィルタ処理等により造影剤からの信号を強調した画像) を指し、その構成手法は一般的に既知であるため、ここでは簡単に説明する。探触子2の超音波照射面は、複数の圧電素子が一列に配列した1次元アレイの構成になっており、各素子が超音波の送受信を担う。送信ビームフォーマ部4からの電圧パルスがD/A変換器3を介して各圧電素子に入力され、素子の圧電振動によって撮像対象1に向けて超音波が照射される。この時、各圧電素子には所定の時間遅延が電子的に与えられており、各圧電素子から送信された超音波は撮像対象1の内部の所定の位置で焦点を結ぶ。撮像対象1からの反射エコーは各圧電素子で受信され、TGC5で伝播距離に応じた振幅補正がなされる。続いて、受信信号はA/D変換器6を介して受信ビームフォーマ部7に送られ、焦点位置から各圧電素子までの距離に応じた遅延時間を掛けて加算結果が出力される (整相加算)。

30

【0017】

造影剤からの信号を強調して画像化する手法としては、例えば互いの位相が反転した2つの信号を送信し、その受信信号を加算する方法が良く知られている。受波信号の加算により組織成分を主とする基本周波数成分が抑圧される一方で、造影剤からの信号を主とする高調波成分は増強される。その結果、造影剤を強調した画像が得られる。

【0018】

超音波送受信を、圧電素子列に沿った全ての走査線で行なうことで、撮像対象1の2次元反射エコー分布が得られる。受信ビームフォーマ部7からは実部と虚部に分けられたRF信号が出力され、包絡線検波部8に送られる。包絡線検波部8に送られた信号は、ビデオ信号に変換された後、スキャンコンバータ9で走査線間の画素補間が加えられ、二次元の画像データに再構成された後、表示部10に表示される。

40

【0019】

次に、スキャンコンバータ9からの画像データを用いて血流動態画像を構成するまでの超音波画像表示方法を図2に示すフローチャートに従って説明する。

【0020】

まず術者は、撮像対象1を撮像面内に捉えた状態で探触子2を固定し、造影剤を投与す

50

る。造影剤の投与と同時に又は投与前後に術者は装置上の画像データの取り込み開始ボタンを押し、検査対象に造影剤が流入する段階から充満する段階までの時系列画像データを画像メモリ12に保存する(工程0)。次に、取り込んだ画像データから血流動態の評価に用いる画像データを選択する(工程1)。

【0021】

利用する画像データのセットを画像メモリ12から選択すると図3に示すように選択した画像データ32、血流動態画像の処理の開始を示す開始ボタン31、画像データの時間範囲を示す時間レンジバー33が表示される。時間レンジバー33の単位は初期値を0秒とする秒、又は初期値を1とするフレーム番号が表示される。時間レンジバー33には現画像の時間位置を示す矢印が設けられ、操作者が指定する時間位置の画像データが逐次表示される。時間レンジバー33には処理する画像データの範囲を指定するための開始矢印と終了矢印も設けられており、術者は画像データを見ながら血流動態画像の処理に利用する画像データの開始及び終了の範囲を指定する(工程1)。この時、血流動態の観察を主たる目的とする上では、一般的には開始矢印は撮像対象1に造影剤が流入する直前又は直後の時間に設定される。終了矢印は、着目する血管への造影剤の流入が完了した時点、又は血管造影を経て組織の造影が確認できた時点が適当である。前者の場合、例えば病変部の血管が動脈支配なのか門脈支配なのかの判断に有効な情報が得られる。後者の場合は、血管だけでなく血管から組織領域への造影経過も色の違いで観察できるため、病変の鑑別や病変の主たる栄養血管の同定に役立つ情報が得られる。特に血管を標的とする治療法を実施する場面では、標的の同定や治療効果の判定に非常に有効であるが、その分処理時間が増大する。

【0022】

超音波診断装置によっては検査対象に充満した撮像面内の造影剤を高音圧超音波によって一時的に消失させる機能を有し、この機能を利用して高音圧超音波の照射後に撮像面内に再度流入する造影剤を観察する場合がある。この場合には、例えば各画像データの輝度の積分値や平均値から高音圧照射が実施された時間に対応する画像データが容易に特定でき、この画像データの位置に開始矢印が自動的に設置される。

【0023】

また画像データ上のROIを利用して空間的な範囲指定が実施し、処理コストの低減を図ることもできる。

【0024】

画像データの範囲を指定した後、開始ボタン31を選択すると工程2で指定された開始時間から更に1秒前の時間が新たな開始時間として自動的に再設定され、当該範囲の画像データがTIC評価部13に送られる。術者が指定する開始時間の直前の1秒間の画像データは、造影剤以外の要因による輝度変動量を算出するために利用される。1秒という数値は1心拍に対応する時間として予め設定され、この間の輝度変動は主に心拍に起因して生じるスペckルパタンの変動と見なせる。算出された輝度変動量はTICに常に内在し、TICから造影剤による輝度変動量を正確に算出するために必要な値となる。なお1秒という設定は術者が自由に変更することが可能であり、例えば患者の心拍等に合わせて適宜調整される。新たに設定される開始時間が取得した画像データの範囲を超える場合には、0秒が開始時間として設定される。

【0025】

TIC評価部13では、造影前の時間範囲($t_{pre}-t_{start}$)における最大値 I_{max}^{pre} 、処理範囲全体($t_{start}-t_{end}$)における最大値 I_{max} と最小値 I_{min} 、術者が予め設定する閾値輝度 I 、及び閾値輝度に達した時点の時間 t が画素毎にTICから算出される(工程2)。TIC計測部13で算出される各パラメータとTICとの関係を図4Aに示す。 t_{pre} は前述したように、工程1にて術者が設定した開始時間の1秒前の値をとる。ここでは、血流動態画像を構成する評価値(マッピングパラメータ)を造影剤の流入開始時間を示す t として以下説明を続けるが、実際にはTICから計測される最大値や平均値といったTICから求まる様々な統計値がマッピングパラメータの候補となり術者が自由に選択できる。また、 I

10

20

30

40

50

は最大値 I_{max} に術者が予め設定する係数 t を掛けた値とする。係数 t の値は術者の任意で決められるが、造影剤の流入開始時間をマッピングパラメータとする場合には、経験的には 0.5-0.8 程度が適当である。適切な t を算出するには、図 4 B に示すように閾値輝度が TIC の“斜面”、つまり造影剤流入の最盛期を捉える必要がある。図中には不適切な設定の一例として $t=0.9$ 、 $t=0.2$ の場合を示す。双方共に造影剤の流入とは関係しない位置で TIC が閾値輝度に達し、不適切な t を算出する結果となることが判る。ここでは $t=0.8$ として説明を続ける。

【 0 0 2 6 】

TIC 評価部 1 3 においてパラメータを算出する際に、TIC を 3-5 フレーム程度で平均化処理することが望ましい。この処理により画像データに含まれる電気ノイズの影響を TIC から排除し、より正確なパラメータの算出が実現する。このとき、画像データのサンプリング数（単位時間当たりの画像データ数）は維持するのがよい。

10

【 0 0 2 7 】

次に、TIC 計測部 1 3 で算出したパラメータに基づき、造影剤による輝度変化量 I ($=I - I^{pre}_{max}$) が画素毎に算出される（工程 3）。TIC の変動要因は造影剤の流入と組織の移動に分けられる。探触子を固定し、かつ息止め等で呼吸を制御した場合、組織の移動に伴う輝度変動は主に心拍に伴うスペックルの変動と考えられる。したがって I から造影前段階での輝度変動の最大値 I^{pre}_{max} を差し引いた値 I を造影剤による輝度変化量として算出する。更には、 I の値の大きさは血流量を反映しており、動脈、門脈又は腫瘍血管等の血管の種類を判別する上で有効な指標となる。TIC 評価部 1 3 で算出した各数値と I はパラメータメモリ 1 4 に保存される。

20

【 0 0 2 8 】

次に、第 1 画素選択部 1 5 で造影部の画素が選択的に抽出される（工程 4）。選択される画素は以下の 2 つの条件を満たす。

【 0 0 2 9 】

条件 1 : $I > I^{pre}_{max}$

条件 2 : $I > I^{pre}_{max} - I_{min}$

第 1 画素選択部 1 5 では、造影部の疑いがある画素は残し、確実に非造影部と判断できる画素、又は確実に血流動態画像のノイズとなる画素を除去する。条件 1 は、閾値輝度が造影前段階の最大輝度を超えることを意味する。この条件を満たさない画素は、造影段階に入っても造影前段階と同じ輝度変動しかしないため、造影剤の流入が認められない非造影部と判断する。逆にこの画素を造影部と判断した場合には、図 4 B に示すように誤ったマッピングパラメータが算出される可能性が極めて高い。条件 2 は造影剤による輝度変化量 (I) に比べて、心拍や体動による輝度変化量 ($I^{pre}_{max} - I_{min}$) が小さいことを意味する。条件 1 を満たさない場合、 I は負になり条件 2 を満たすことはない。条件 1 を満たし、かつ条件 2 を満たさない画素について説明する。本実施例で用いる画像データは造影剤の信号を強調し、かつ組織からの信号を抑圧した画像を基本とする。その上で条件 2 を満たさない画素は、造影効果がない、又は極めて低い画素である。条件 1 を満たしていることから本画素の TIC は造影段階にて上昇するものの、その要因は主に造影剤以外の体動等による組織成分の入り込みと考えられることから、非造影部と判断する。

30

40

【 0 0 3 0 】

上記の条件 1、条件 2 を満たさない画素は非造影部としてマッピングパラメータ t 、及び I が 0 値化される。第 1 画素選択部 1 5 における非造影部の除去効果は比較的小さい。第 1 画素選択部 1 5 では確実に非造影部と考えられる画素を除去し、造影部と非造影部の判断が曖昧になる画素は可能な限り抽出して必要な情報を失わないようにする。着目血管の抽出は主に後段の第 2 画素選択部 1 7 で実施され、第 1 画素選択部 1 5 はその補助的な役割を担う。この仕組みにより、血流動態画像の初期画像の視認性が向上し、第 2 の画素の選択の工程である工程 6 で実施される術者による画像調整がし易くなる。逆に第 1 画素選択部 1 5 の機能がいない場合には、非造影部の画素が持つ t の乱数により前記初期画像の色分布が雑然となる。特に微細な血管の視認性が低下し、第 2 画素抽出部 1 7 にお

50

ける画像調整が困難になるだけでなく、着目すべき血管を見落とす危険性も出てくる。

【0031】

続いて工程5にてそれぞれの画素で求められたマッピングパラメータ t の値に応じて色分けされた血流動態画像51が図5に示すように画像データ32と併せて表示画面34に表示される。この t は、前述したように最大値 I_{max} に予め設定する係数 I をかけた値 I に達する時間である。 t を用いる理由は、それぞれの画素に対応する着目部位の造影剤の開始時刻の相対的な値を比べるためである。本来は、造影剤開始時刻は t_{start} であるが、 t_{start} は、図9に示すように、同じ値の輝度値を持つ時間が複数あり、いつが開始時刻なのか決定するのが難しい。その点、計算で求めた t は、いずれの画素においても、一点であると考えられるので、比較ができる。

10

【0032】

図5の説明に戻るが、 $t=0$ の画素は色づけされない。表示される血流動態画像の色の分布から、着目する組織の造影剤の流入開始時間を相対的に比較できる。その結果、動脈性又は門脈性といった着目病変の支配血流の性質が判り、鑑別診断に有用な情報が得られる。

【0033】

工程6では血流動態画像の描画範囲、色分け、血管抽出といった描画情報の調整が行われる。血流動態画像51にはマッピングパラメータの時間の数値と色との対応関係を示す時間カラーバー52が付属して表示され、時間カラーバーは処理の開始時間 t_{pre} を0とする相対的な時間で表示される。時間カラーバー52に設けられる始点と終点の位置を変更すると、図6に示すように時間カラーバー52の最小値と最大値が始点と終点に変更される。同時に、時間と配色の対応も変更される。変更された結果が、対応するそれぞれの画素の配色に反映され、血流動態画像51が更新される。設定範囲から外れる画素の t は0値化され、血流動態画像から色が除かれる。さらに図6に示すように分割時間を変更することで色分けする時間の区切りを変更することができ、この変更も血流動態画像に随時反映される。始点と終点の設定は表示画面34に表示される数値を直接変更することも実施できる。

20

【0034】

表示画面34に設けられた計測ボタン54を選択すると血流動態画像51上に第1のROI55が表示され、始点に対する絶対的な流入時間が数字で表示される。再度計測ボタンを選択すると第2のROI56が表示される。第2のROI56については、第1のROI55に対する相対的な流入時間差が数字で表示される。相対的であることを示すために、第1のROI55から第2のROI56に対して矢印が引かれる。画面中の矢印を選択すると、第2のROI56も始点に対して絶対的な流入時間差が表示され、矢印が消失する。この計測機能により、二つの血管の血流動態の相対的な違いを定量的に評価できる。

30

【0035】

以上のように、血流動態画像の時間範囲と配色を自由に調整することで、術者が着目する時間範囲の血管を正確に抽出し、さらに観察しやすい形に画像を調整し表示することができる。

【0036】

時間レンジに関する変更は、術者の着目範囲の選別と配色を調整するものである。したがって、この段階では血流動態画像には工程4で除去しきれなかった非造影部の画素を主とするノイズ成分が残留しており、特に腫瘍血管のような比較的細い血管はノイズに埋もれる場合がある。造影部と非造影部の区別は時間情報よりも輝度情報を利用した方が効果的であるため、 I に基づく画像調整機能により実施する。

40

【0037】

図5に示すように表示画像上に設けられた画素選択ボタン53を術者が押すと、第2画素選択部及び画像構成部が機能をし、図7に示すように横軸 I 、縦軸が画素数のヒストグラムが表示される。ヒストグラムには $I=0$ は含めない。第1画素選択部で条件を満たさない画素は0値化しており、この画素数は他の値の画素数に比べて非常に大きい値と

50

なる可能性が高い。更にこの値は血流動態画像を調整する上で不用であるため、ヒストグラムの視認性を高めるために $I > 0$ の範囲で表示する。ヒストグラムには更に描画範囲を示す矢印又は色分けされた領域、又はその両方が表示される。術者がヒストグラム上で I の描画範囲を指定すると、第2画素選択部が、その範囲外の I を持つ画素のマッピングパラメータが即時0値化し、血流動態画像から色が除かれる。非造影部に相当する画素の I は造影部に極めて小さいため、この範囲を描画範囲から外すことで効果的にノイズを除去することができる。

【0038】

また、太い血管ほど I が大きい傾向もあるため、血管径に応じた選択的な抽出も可能である。

10

【0039】

描画範囲を指定する際に、図8に示すように、ヒストグラムを I の値に応じて例えば図のように3分割し、レンジバーに変換して表示することも可能である。レンジバーの各区間の長さは、分割された各範囲に含まれる画素の総数の比率で決まる。この時にも $I=0$ の画素数は含めない。レンジバーの軸には I の大きさをそのまま表示してもよく、また I が小さい方から大きい方にかけて微細血管、大血管と表示することでより判りやすくできる。

【0040】

更に図8に示すように、 I の値に応じて濃淡又は色づけした I 画像を I のレンジバーやヒストグラムと併せて表示し、描画範囲の指定に伴い除去される画素を画像上で確認することで、より正確な調整が可能である。

20

【0041】

しかしながら、残したい画素が除去されるケース、又はその逆のケースは発生しうる。この問題を解決する機能として、図8に示すように I 画像には除去ボタン、抽出ボタン、LPF(Low-Pass Filter)ボタンが設けられている。例えば術者が抽出ボタンを選択した後、常に抽出したい画素又は領域を選択すると、その領域は描画範囲に関わらず常に抽出される。逆に除去ボタンにて選択された画素は常に除去される。LPFボタンを選択すると、 I 画像に対してLPFが掛けられる。 I の分布が空間的に平滑化されるため、描画範囲の変更に伴う画素の抽出及び除去がある程度まとまった範囲で実行される。常に除去する画素を解除する場合、再度除去ボタンを選択して当該画素を選択すれば解除が実行される。抽出画素に関する除去も同様である。LPFに関しては、再度LPFボタンを選択すれば解除される。

30

【0042】

以上に説明したように、本実施例の超音波診断装置は、被検体1に超音波を送受信する探触子2と、探触子2が受信した超音波信号を整相加算する受信ビームフォーマ部7と、被検体1に造影剤が投与された開始時間を含む情報の指定を受け付ける処理画像選択部11と、開始時間の情報に基づいて、整相加算された信号に基づく画像データから、前記造影剤で造影された部分を抽出する第1画素選択部15と、第1画素選択部15で抽出された画像データの画素情報に基づいて、更に画像データを抽出する第2画素選択部17と、第2画素選択部17で抽出された画像データに基づいて血流動態画像を生成する画像構成部16と、血流動態画像を表示する表示部10とからなる。2段階の画素抽出機能を持ち、第1段階で非造影部を緩い条件下で自動的に除去し、第2段階で術者による時間及び輝度に基づく画像調整が為される。なお、輝度に基づく画像調整の前段階として、時間に基づく調整を行うと、画像の視認性を向上することができ、時間に基づく画像調整が容易になる。

40

【0043】

また、第1の画像抽出の段階は、緩い条件下にすることにより、ノイズを除去する。ノイズ除去の条件を強くしすぎると、例えば、細い血管の信号までも除去することになってしまうので、本発明では、例えば、工程4で定めたような、緩い条件とする。

【0044】

50

輝度情報 (1) に基づく調整では、着目する組織以外の成分を除去することを主目的とする。第 1 段階での非造影部の除去処理との違いは、着目組織と除去効果を視覚的に観察しながら調整できる点である。 1 に基づく処理は、画像化しない情報に基づく画像調整であることが重要な点である。例えば、太い血管からの信号を除去し、細い血管を抽出したい場合には、 1 を図 8 に示すように、設定することができる。

【 0 0 4 5 】

時間 (t) に基づく調整では、着目する時間範囲を絞り込むことで画像の視認性を向上し、更に単位時間当たりの色数を増やすことで血流動態の細かい違いを大きな色の違いで識別できる。この処理は画像化している情報に基づく画像調整であり、本質的には着目する血流動態の着目範囲及び配色に対する処理である。

10

【 0 0 4 6 】

工程 6 の説明では時間情報による調整をしてから輝度情報による調整を実施しているが、実際には順番が逆になることもあり、又は交互に実施されることもある。両者の調整は互いに密接に関連するため、着目血管の情報を正確に抽出するには、両者のバランスが重要となる。

【 0 0 4 7 】

以上の工程により血流動態画像が構成され、表示部 1 0 に表示される (工程 7) 。

【 0 0 4 8 】

表示画面 3 4 に表示される画像は、造影画像と血流動態画像の他、血流動態画像の色を透明化し、造影画像上に重畳表示してもよい。

20

【 0 0 4 9 】

表示画面 3 4 には設定変更のボタンが設けられており、これを選択すると図 9 に示すように血流動態画像の処理工程の順に造影前時間の初期設定と各種パラメータが表示される。また、図 4 A に示す TIC と各パラメータの関係図も併せて表示される。造影時間や閾値輝度の係数 を変更する場合、表示画面の該当する数字を直接変更する。変更した結果は即時 TIC の関係図に反映される。 1 や画素選択の条件式を変更する場合、数式を選択して超音波診断機に付属するキーボードから直接入力してもよく、又は数式上の変更したいパラメータを選択した後、変更後のパラメータ上にドラッグすることでパラメータの変更が実行される。マッピングパラメータは TIC 上に丸印で示される。マッピングパラメータを変更する場合、キーボードで直接入力してもよく、また TIC 上の丸印を新たにマッピングパラメータとして設定するパラメータ上にドラッグすることで変更が実行される。パラメータのドラッグは一般的な超音波診断装置に付属するリターンボタン及びトラックボール又はそれに変わる機能をもつ装置で実施される。タッチパネルを供えた装置であれば、画面上を指でなぞることで実施される。

30

【 0 0 5 0 】

更に設定変更の画面には初期値減算の ON/OFF も選択できる。これは TIC 評価部 1 3 における各種パラメータを算出する際に、各画素の TIC の全値から初期値を減算し、TIC の初期値を 0 値化する処理である。この処理の長所について説明する。造影前の段階で輝度値が高い画素は、 I_{max} が高い値となるためこれに係数を乗じた I は I_{max} から値を大きく下げる。一方、TIC から初期値を減算すると I_{max} の値が下がり、同じ係数を乗じた場合でも I_{max} に対する I の下げ幅は小さくなる。そのため、初期値減算を ON にすることで、輝度第 1 画素抽出部 1 5 の条件 1 をより満たしやすくなる。この効果は、主に組織成分が強く残留する造影部の画素を積極的に抽出することにある。本実施例では、血管部を選択的に抽出することに重点を置き、更に血管内部は超音波画像上では基本的に低輝度に描出されることから、初期設定は OFF としている。

40

【 0 0 5 1 】

各種パラメータはパラメータメモリ 1 4 に保存してあるため、設定変更と同時に画像の更新が実施される。但し、係数 の変更に関してはマッピングパラメータ t を TIC から再度算出する必要があるため、TIC 評価部 1 3 にて再度パラメータの算出を実行する。但し、予め特定の係数 (例えば $=0.5, 0.6, 0.7, 0.8$) のマッピングパラメータ値を算出して

50

パラメータメモリ 14 に保持することで、TIC評価部での再計算を避けることが可能である。処理範囲を変更した場合も同様にTIC評価部 13 での再計算が必要となる。

【0052】

次に、構成した血流動態画像を過去の血流動態画像と比較する場合の機能について説明する。この機能は血管を標的とした治療の効果判定に有効性を発揮するため、治療前後の血流動態画像を比較することを例に説明する。

【0053】

表示画面 34 に設けられている画像読み出しボタン 100 を選択すると、超音波診断装置内に設けられているHDDに保存されている過去の血流動態画像 101 が表示画面に表示される(図 10)。ここで示す血流動態画像は、造影剤の流入開始時間を例として説明を続ける。治療前後の血流動態画像では時間レンジや I に基づく輝度レンジの調整が異なるため、時間カラーバー 105 と I に基づく輝度レンジバー 104 も併せて表示される。ここでは、過去の血流動態画像を治療前の血流動態画像 101 とし、既に表示されている血流動態画像 51 を治療後のものとする。

【0054】

表示画面 34 に表示される基準設定ボタン 107 を選択すると、治療前の血流動態画像 101 及び治療後の血流動態画像 51 に基準となる領域を設定するための基準ROIが治療前後の血流動態画像上に表示され(造影前の基準ROI 102、造影後の基準ROI 103)、同時に時間カラーバー 105、時間カラーバー 52 に基準ROIで指定する領域(基準領域)の平均時間の位置が矢印で示される。

【0055】

次に、ROIを治療の影響を受けない例えば正常血管の位置に設定する。治療前後の血流動態画像から同じ血管を選択できればよいが、それが困難な場合には、着目する領域に位置関係が近い血管を選択する。血流動態画像の色の違いから各血管の造影開始時間を容易に識別できるため、血管の空間的な位置関係だけでなく、血流動態の類似性を利用して、基準ROI 102 及び基準ROI 103 の設定が可能である。

【0056】

次に、基準設定ボタン 107 を再度選択すると、基準領域の色、つまり流入開始時間の違いから、治療前後の血流動態画像の時間レンジの相対的な時間差 (t_{offset}) が算出され、治療前の血流動態画像の流入開始時間と色の対応関係が、治療後の血流動態画像に一致するように調整される。例えば図 11 に示すように治療前後で基準領域の時間に $t_{offset} = t_{post} - t_{pre}$ の時間差があった場合、治療前の血流動態画像を構成する全画素のマッピングパラメータに t_{offset} が加算され、新たなマッピングパラメータ ($T_{start} = t_{start} + t_{offset}$, $T_{pre} = t_{pre} + t_{offset}$) が再設定される。この補正処理により基準領域の配色、つまり t_{post} と T_{pre} の配色が治療前後で一致し、病変部の血流動態を色の違いで容易に比較することができる。治療前の血流動態画像に対する色の調整処理の結果は即時に血流動態画像に反映される。そのため術者は画面上で調整結果を確認しながら、基準領域を最適な位置に再設定できる。なお、補正によりカラーバーから外れる時間に関しては、血流動態画像上において無色になる。

【0057】

輝度レンジに関しても、時間レンジと同様の手法で補正される。また、表示される治療前後の画像は、血流動態画像を半透明にした状態で造影画像を重畳した画像でもよい。

【0058】

以上に説明の実施例においては、スキャンコンバータ 9 からの画像データを利用して解析を行なっているが、受信ビームフォーマ部 7 から出力されるRAWデータを利用することも可能である。本実施例の画像データは、スキャンコンバータ 9 からの画像データだけでなく、RAWデータを含んで解釈することができる。

【0059】

図 12 に示すように、スキャンコンバータ 9 からの画像データに加え、受信ビームフォーマ部 7 からのRAWデータを画像メモリ 12 に蓄積する。図 2 に示すフローチャートにお

10

20

30

40

50

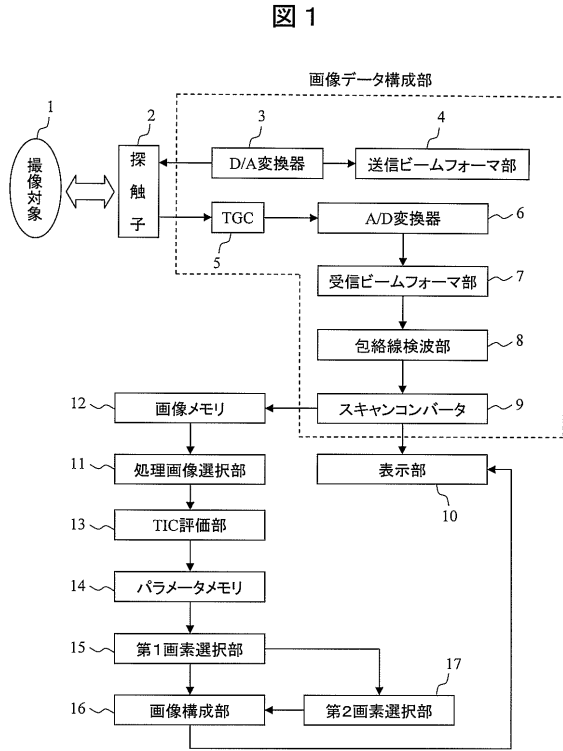
いて、画像データの選択（工程 1）は画像データを利用して実施し、その後の数値解析（工程 2 から工程 6）をRAWデータで実施する。RAWデータは生体内の情報を直接的に反映しており、更に画像データに比べて一般的に深いbit数の信号である。そのため画像データを利用する場合に比べて高感度でかつ高精度な数値解析が可能となり、例えば部位毎のマッピングパラメータ値の違いをより顕著にしたり、Iが僅かに異なる血管を区別し易くしたりできる。

【符号の説明】

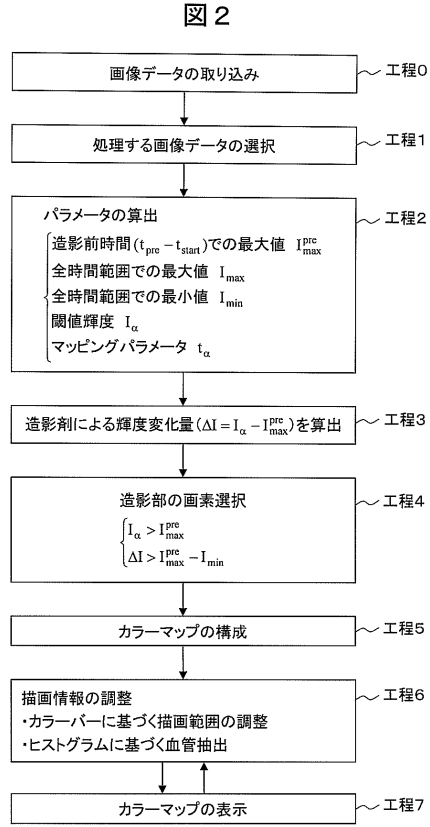
【 0 0 6 0 】

1	撮像対象	
2	探触子	10
3	D/A変換器	
4	送信ビームフォーマ部	
5	TGC	
6	A/D変換器	
7	受信ビームフォーマ部	
8	包絡線検波部	
9	スキャンコンバータ	
1 0	表示部	
1 1	処理画像選択部	
1 2	画像メモリ	20
1 3	TIC評価部	
1 4	パラメータメモリ	
1 5	第 1 画素選択部	
1 6	画像構成部	
1 7	第 2 画素選択部	
3 1	開始ボタン	
3 2	画像データ	
3 3	時間レンジバー	
3 4	表示画面	
5 1	血流動態画像	30
5 2	時間カラーバー	
5 3	画素選択ボタン	
5 4	計測ボタン	
5 5	第1のROI	
5 6	第 2 のROI	
8 0	I 画像	
8 1	抽出ボタン	
8 2	除去ボタン	
8 3	LPFボタン	
1 0 0	画像読み出しボタン	40
1 0 1	治療前の血流動態画像	
1 0 2	治療前の基準ROI	
1 0 3	治療後の基準ROI	
1 0 4	治療前の輝度カラーバー	
1 0 5	治療前の時間カラーバー	
1 0 6	治療後の輝度カラーバー	
1 0 7	基準設定ボタン	

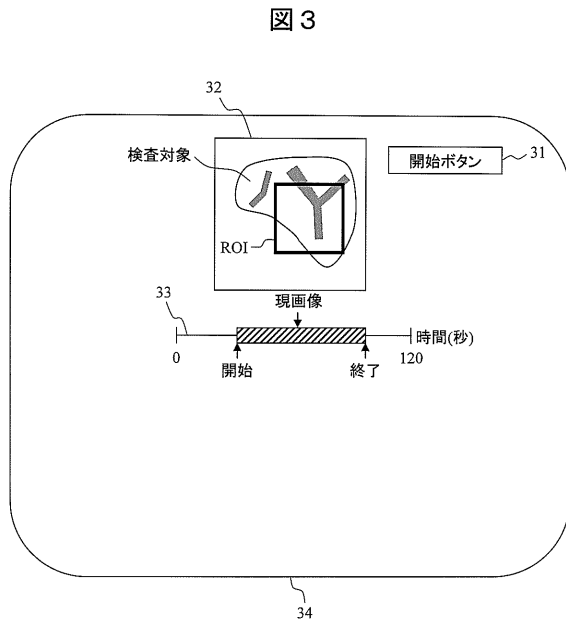
【図1】



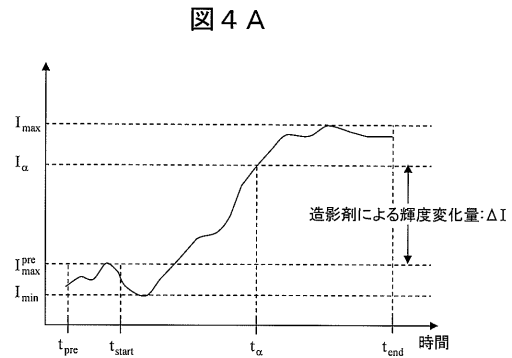
【図2】



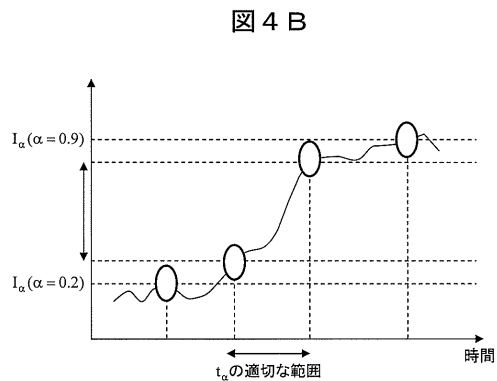
【図3】



【図4A】

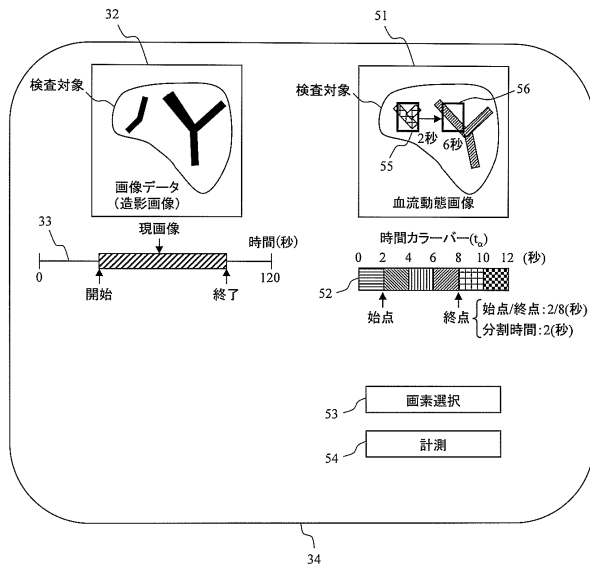


【図4B】



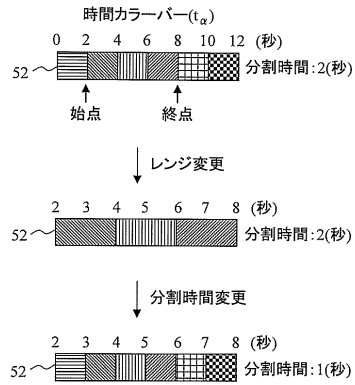
【図5】

図5



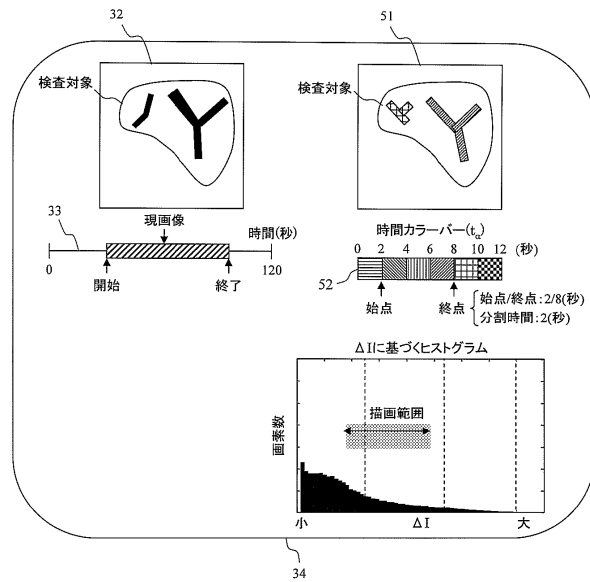
【図6】

図6



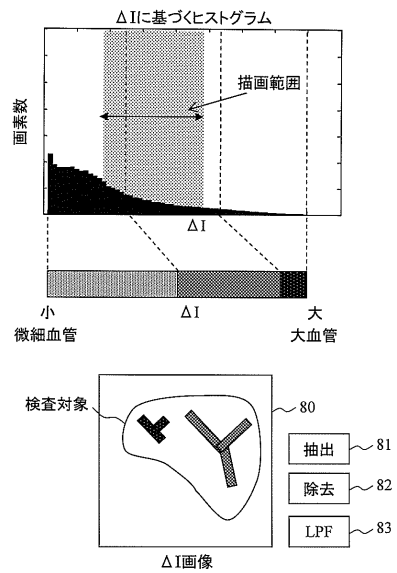
【図7】

図7



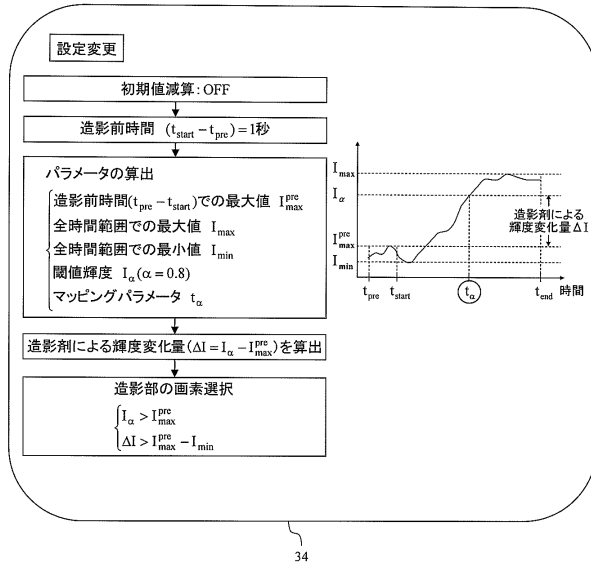
【図8】

図8



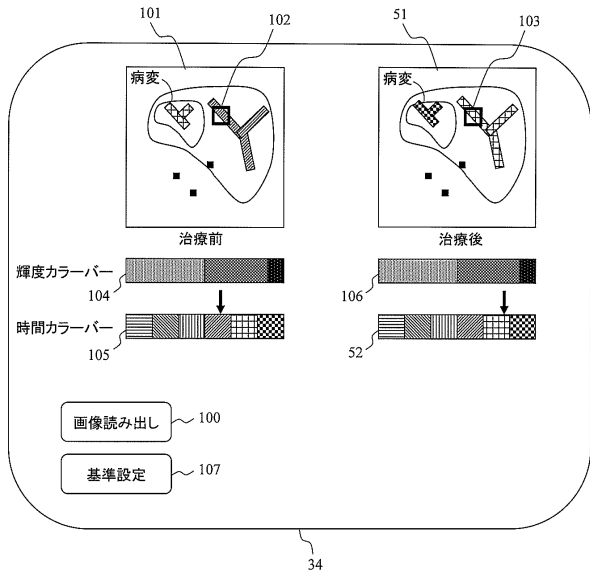
【図9】

図9



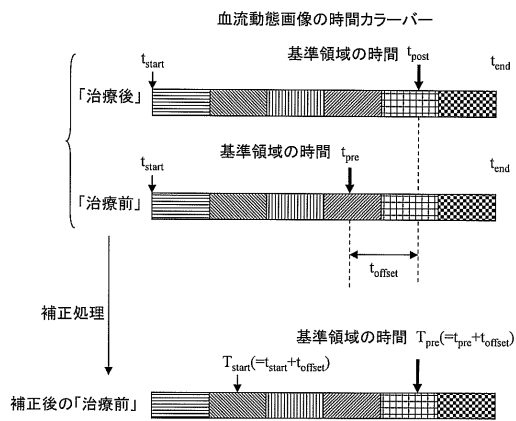
【図10】

図10



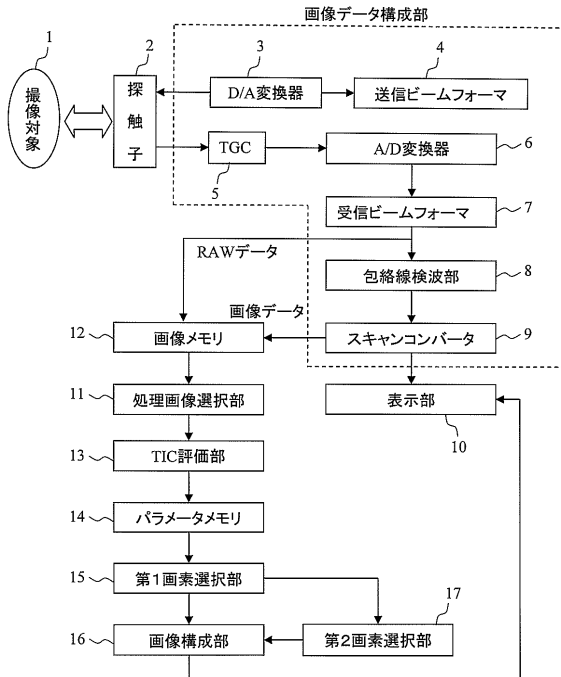
【図11】

図11



【図12】

図12



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2010-094220(JP,A)
特開2010-158360(JP,A)
特開2010-005263(JP,A)
特開2001-269341(JP,A)
特開2005-185456(JP,A)
国際公開第2009/110308(WO,A1)
特開2009-183360(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波诊断装置及び超音波画像表示方法		
公开(公告)号	JP5680654B2	公开(公告)日	2015-03-04
申请号	JP2012531757	申请日	2011-07-28
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	吉川秀樹		
发明人	吉川 秀樹		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
代理人(译)	渡辺 敏章		
优先权	2010194253 2010-08-31 JP		
其他公开文献	JPWO2012029459A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

关于通过色差显示表示造影剂流入时间等血流动力学的相对差异的血流动态图像的功能，选择性地提取感兴趣的血管，构建低噪声的血流动态图像。为了检查由于治疗等引起的血流动力学的变化，当比较构建的血流图像和过去的血流动态图像之间的色差时，用于统一参考区域的颜色插值提供了一种具有处理功能的超声诊断设备和超声图像显示方法。 $(T\alpha)$ 表示造影剂的流入开始时间和由TIC评价单元13中的造影剂引起的亮度变化量 ΔI ，使用在处理图像选择单元11中指定的图像数据计算。第一像素选择器15选择性地提取满足特定条件的像素，同时去除非对比度部分。在图像合成单元16中构建根据 $t\alpha$ 的值着色的血流动态图像，并且由操作者在第二像素选择单元17中聚焦的血管基于亮度的变化量。使用直方图选择性地提取。

图 3

