

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3702187号
(P3702187)

(45) 発行日 平成17年10月5日(2005.10.5)

(24) 登録日 平成17年7月22日(2005.7.22)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 8/06

F I

A 6 1 B 8/06

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2001-28739 (P2001-28739)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成13年2月5日(2001.2.5)		アロカ株式会社
(65) 公開番号	特開2002-224112 (P2002-224112A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成14年8月13日(2002.8.13)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成14年10月8日(2002.10.8)		弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	近藤 祐司
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
			アロカ株式会社内
		審査官	神谷 直慈
		(56) 参考文献	特開平11-155858 (JP, A)
			特開平11-253449 (JP, A)
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

破壊消失性をもった超音波コントラスト剤が注入された生体に対し、超音波の送受波を行う超音波診断装置において、

生体の診断部位に対して超音波の送受波を行い、エコーデータを出力する送受波手段と

、

前記送受波手段を制御する手段であって、初期送信時に送信強度を強に設定し、前記初期送信以降の各観測送信時に送信強度を弱に設定し、それらの観測送信を所定間隔で間欠的に繰り返し実行させる送受波制御手段と、

前記各観測送信ごとに得られるエコーデータに基づいて、前記診断部位における超音波コントラスト剤の時間的な濃度変化を反映させた血流画像を形成する血流画像形成手段と

、

を含み、

前記血流画像形成手段は、前記各観測送信ごとに得られるエコーデータとしての画像データ、又は、前記各観測送信間でエコーデータとしての画像データの差分を演算して得られる差分画像データ、をフレームごとに順次積算し、前記血流画像としての積算画像を順次形成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1記載の装置において、

前記初期送信時には前記診断部位に存在する超音波コントラスト剤が実質的に全部破壊

10

20

される送信強度が設定され、

前記初期送信以降の各観測送信時には前記診断部位に存在する超音波コントラスト剤が一部しか破壊されない送信強度が設定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の装置において、

前記所定間隔は、前記初期送信後の各観測送信の繰り返しにより、前記診断部位に存在する超音波コントラスト剤の濃度の段階的な上昇を許容する時間に設定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の装置において、

前記血流画像形成手段は、

前記各観測送信ごとに得られるエコーデータとしての画像データをフレームごとに順次積算し、前記血流画像としての積算画像を順次形成する積算手段と、

前記診断部位における超音波コントラスト剤の濃度変化に基づいて、積算終了を判定する終了判定手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の装置において、

前記血流画像形成手段は、

前記各観測送信間でエコーデータとしての画像データの差分を演算して差分画像データを形成する差分演算手段と、

前記差分画像データをフレームごとに順次積算し、前記血流画像としての積算画像を順次形成する積算手段と、

前記診断部位における超音波コントラスト剤の濃度変化に基づいて、積算終了を判定する終了判定手段と、

を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 4 又は 5 記載の装置において、

前記積算終了時点の積算画像を対数変換することにより前記血流画像を形成する対数変換手段を含む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】

本発明は超音波診断装置に関し、特に超音波コントラスト剤を画像化する装置に関する。

【0002】

【従来の技術及びその課題】

近年、超音波コントラスト剤が注入された生体に対して超音波を送受波して超音波画像を形成するコントラスト映像化法が実用化されている。超音波コントラスト剤からの反射波は、単なる血流からの反射波に比べて大きく、またその反射波には歪み成分が含まれることが知られている。よって、反射波に含まれる基本波あるいは高調波を画像化すれば、精度良く血流を画像化できる。ここで、超音波コントラスト剤は、例えば、多数のマイクロバブル（微小気泡カプセル）で構成され、それは、一般に、ある程度の強度の超音波を照射すると、自己破壊して消失する性質を有している。

【0003】

超音波コントラスト剤を生体に注入すると、その超音波コントラスト剤は生体内の様々な血流部位に展開する。よって、ある局所的な診断部位において、最初に存在していた超音波コントラスト剤が超音波の照射によって破壊消失しても、そこには時間経過とともに、後続の超音波コントラスト剤が充満する。

【0004】

従来の第 1 手法では、超音波コントラスト剤を生体へ注入する前に超音波を送受波して形

10

20

30

40

50

成された画像と、超音波コントラスト剤を生体へ注入した後に超音波を送受波して形成された画像とが比較される。従来の第2手法では、超音波コントラスト剤を生体に注入した後に超音波を送受波して形成された画像と、その直後に超音波コントラスト剤の消失状態で超音波を送受波して形成された画像とが比較される。

【0005】

いずれにしても、上記従来の手法では、超音波コントラスト剤の充満状態と不存在状態の2つの状態しか利用されない。すなわち、超音波コントラスト剤が破壊消失した後の局所部位における超音波コントラスト剤の過渡的な挙動を観察することは行われていない。

【0006】

その一方、例えば毛細管の密集が認められる癌組織について、その部位を流れる血流の血流量を計測することは、当該癌組織の性状を診断する上で重要である。しかしながら、従来の超音波診断装置において、そのような血流量を計測することは困難であり、このことは上記の超音波コントラスト剤を利用した従来手法でも同様であった。

【0007】

本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、超音波コントラスト剤の過渡的な挙動を観察できる超音波診断装置を提供することにある。

【0008】

本発明の他の目的は、血流量を反映させた画像を形成できる超音波診断装置を提供することにある。

【0009】

本発明の他の目的は、超音波コントラスト剤の破壊消失後の充満速度が反映された画像を形成できる超音波診断装置を提供することにある。

【0010】

【課題を解決するための手段】

(1) 上記目的を達成するために、本発明は、破壊消失性をもった超音波コントラスト剤が注入された生体に対し、超音波の送受波を行う超音波診断装置において、生体の診断部位に対して超音波の送受波を行い、エコーデータを出力する送受波手段と、前記送受波手段を制御する手段であって、初期送信時に送信強度を強に設定し、前記初期送信以降の各観測送信時に送信強度を弱に設定し、それらの観測送信を所定間隔で間欠的に繰り返して実行させる送受波制御手段と、前記各観測送信ごとに得られるエコーデータに基づいて、前記診断部位における超音波コントラスト剤の時間的な濃度変化を反映させた血流画像を形成する血流画像形成手段と、を含み、前記血流画像形成手段は、前記各観測送信ごとに得られるエコーデータとしての画像データ、又は、前記各観測送信間でエコーデータとしての画像データの差分を演算して得られる差分画像データ、をフレームごとに順次積算し、前記血流画像としての積算画像を順次形成することを特徴とする。

【0011】

上記構成によれば、比較的大きな送信強度をもって超音波の初期送信が実行されると、診断部位に存在する超音波コントラスト剤の多くが超音波を受けて破壊消失する。その直後から、診断部位への超音波コントラスト剤の流入が生じるが、そのような中で、小さな送信強度をもって一定間隔で超音波の観測送信が繰り返して実行されると、診断部位への超音波コントラスト剤の流入と並行して、超音波コントラスト剤の一部分の破壊消失が断続的に生じ、その過程の中で、破壊消失を生じない超音波コントラスト剤の残留量が徐々に増大し、すなわち診断部位における超音波コントラスト剤の濃度が次第に増大する。そして、最終的には、平衡状態（一定時間内における超音波コントラスト剤の流入量と破壊消失量とが釣り合った状態）となる。

【0012】

以上のような超音波コントラスト剤の濃度の過渡的な変動現象は、初期送信後の観測送信の繰り返し間隔、各観測送信の送信強度、診断部位の深さ、超音波コントラスト剤の構造などに依存し、特筆すべきは、血流量に依存するということである。つまり、血流量以外の諸条件が同一である場合、血流量が多いほど単位時間当たりに運ばれてくる超音波コ

10

20

30

40

50

ントラスト剤の量も多くなるため、初期送信後において、診断部位における超音波コントラスト剤の濃度上昇率（勾配）は大きくなる。逆に、血流量が少なければ単位時間あたりに運ばれてくる超音波コントラスト剤の量が少なくなるので、初期送信後に、診断部位における超音波コントラスト剤の濃度上昇率（勾配）は小さくなる。よって、そのような過程を積算画像として表現すれば、その表示態様の動的な変化の様子から血流量の大小を認識できる。ちなみに、血流量が多ければ多いほど破壊される超音波コントラスト剤の量が多くなり、反射波の強度（及び感度）が大きくなると考えられる。

【0013】

上記の過渡的な濃度変化を間欠的に計測するため、本発明においては、初期送信よりも弱い強度（つまり、超音波コントラスト剤の破壊消失があってもそれがあまり多くない程度の強度）をもった超音波の観測送信が繰り返される。つまり、初期送信は破壊を目的とした送信であり、その後の観測送信は観察を目的とした送信である。

10

【0014】

なお、画像を形成する場合、反射波中の基本波を利用してもよいし、反射波中の高調波を利用してもよい。また、超音波コントラスト剤の注入は、少なくとも超音波の送受波を行っている期間において、診断部位に超音波コントラスト剤が通過するように、継続的に行われるのが望ましい。

【0015】

（２）望ましくは、前記初期送信時には前記診断部位に存在する超音波コントラスト剤が実質的に全部破壊される送信強度が設定され、前記初期送信以降の各観測送信時には前記診断部位に存在する超音波コントラスト剤が一部しか破壊されない送信強度が設定される。

20

【0016】

上記構成によれば、初期送信により低濃度状態が形成され、その後の各観測送信によって超音波コントラスト剤の濃度変化が観察される。ここで、各種計測条件に応じて、初期送信時の送信強度及びそれ以降の各観測送信時の送信強度を可変設定できるようにしてもよい。

【0017】

望ましくは、前記所定間隔は、前記初期送信後の各観測送信の繰り返しにより、前記診断部位に存在する超音波コントラスト剤の濃度の段階的な上昇を許容する時間に設定される。所定間隔は、各種の計測条件に応じて可変設定できるようにするのが望ましい。

30

【0018】

望ましくは、前記血流画像形成手段は、前記各観測送信ごとに得られるエコーデータとしての画像データをフレームごとに順次積算し、前記血流画像としての積算画像を順次形成する積算手段と、前記診断部位における超音波コントラスト剤の濃度変化に基づいて、積算終了を判定する終了判定手段と、を含む。

【0019】

望ましくは、前記血流画像形成手段は、前記各観測送信間でエコーデータとしての画像データの差分を演算して差分画像データを形成する差分演算手段と、前記差分画像データをフレームごとに順次積算し、前記血流画像としての積算画像を順次形成する積算手段と、前記診断部位における超音波コントラスト剤の濃度変化に基づいて、積算終了を判定する終了判定手段と、を含む。

40

【0020】

終了判定がなされるまで、診断部位における超音波コントラスト剤の濃度変化に連動して、積算画像の内容は段階的に変容する。濃度勾配が大きければ、終了判定が速くなり、積算画像の内容変化の速度も大きい。一方、濃度勾配が小さければ、終了判定が遅くなり、積算画像の内容変化の速度も小さい。よって、そのような画像内容の動的変化によって血流量を直感的に理解できる。積算画像を形成すれば、雑音を除去して画質を高められる。その場合に、差分画像を積算すれば、差分演算の段階で超音波コントラスト剤が存在しない部位のデータが除去されるため、より血流を鮮明に画像化できる。また、差分画像を積

50

算すれば、通常の積算においてオーバーフローや飽和が生じるような場合に対処できる。

【0021】

もちろん、適応的な終了判定を行うことなく、積算時間を一定時間に固定的に設定するようにしてもよい。その構成によれば、完成した積算画像から、各部分の血流量を絶対的に評価することも可能となる。

【0022】

望ましくは、前記積算終了時点の積算画像を対数変換することにより前記血流画像を形成する対数変換手段を含む。この構成によれば、人間の視覚特性に合わせた輝度画像としての積算画像を形成できる。検波後のLOG圧縮されたエコーデータにおいては、微弱な変化が圧縮処理によって失われがちであるため、LOG圧縮は積算画像の形成後に行うのが望ましい。

10

【0023】

なお、初期送信から終了判定までの一連のシーケンスを自動的に繰り返し行うようにすれば、血流量を反映させた積算画像の形成が繰り返し行われ、診断の便宜を図ることができる。

【0024】

(3) 図3を用いて上記原理について説明する。(A)には超音波コントラスト剤の濃度変化が波形として示されている。符号60は高流量の場合を示し、符号62は低流量の場合を示している。(B)には、一定間隔Tでの超音波の間欠的な送信タイミングが示され、最初の送信時においては強い送信強度が設定され、それ以降の各送信時においては弱い送信強度が設定される。

20

【0025】

上記のように、大きな送信強度で初期送信が行われると、超音波が送信された診断部位内の超音波コントラスト剤が自己破壊を生じて消失する。その後、診断部位には流速ないし流量に従って超音波コントラスト剤が流入してくる。しかし、弱い強度での超音波の送信が断続的に行われるため、流入してくる超音波コントラスト剤の一部が超音波によって破壊消失する。つまり、2回目以降の送信は弱い超音波を用いているため、超音波コントラスト剤の破壊消失は部分的に生じる。よって、(A)に示すように、コントラスト剤の濃度は、時間経過に伴って階段状の特性を有し、全体としては右肩上がりの勾配傾向をもつ。

30

【0026】

その勾配は流量に依存しており、高流量の場合(符号60参照)には早めに平衡状態となり、低流量の場合(符号62参照)には遅れて平衡状態となる。ここで、平衡状態は、期間T内において流入する超音波コントラスト剤の量と1回の送信で破壊消失する超音波コントラスト剤の量とが同一になった状態である。

【0027】

よって、そのような平衡状態に至るまでの過渡的な現象を何らかの手法によって画像として表示すれば、その画像の動的な内容変化をもって血流量を動画として表現することができる。もちろん、平衡状態への到達によらず、最初の送信から一定時間の経過まで画像を形成するようにしてもよい。

40

【0028】

ちなみに、初期送信の直後から、超音波コントラストの流入量に比べて超音波による超音波コントラスト剤の破壊消失作用が大きいと、血流量に関係なく平衡状態が形成されてしまうが、その場合には、送信間隔を長くしたり送信パワーをダウンさせたりすればよい。また、平衡状態の形成の後に、再び過度現象を生じさせる場合には初期送信から繰り返せばよい。

【0029】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【0030】

50

図 1 には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図 1 はその全体構成を示すブロック図である。

【0031】

プローブ 10 は複数の振動素子からなるアレイ振動子を有しており、そのアレイ振動子によって超音波ビーム 14 が形成される。この超音波ビーム 14 は電子走査され、これにより走査面 11 が形成される。

【0032】

図 1 においては、その走査面 11 内に血管 12 が存在しており、その血管内の血流には超音波コントラスト剤 13 が含まれている。この超音波コントラスト剤は極めて微小の気泡をコーティング剤で包んだものであり、例えば注射器などを利用をして静脈に超音波コントラスト剤が連続的に注入される。

10

【0033】

送信部 16 はいわゆる送信ビームフォーマーとして機能するものであり、上記のアレイ振動子を構成する各振動素子に対して送信信号を供給する回路である。送信部 16 は制御部 18 によって制御されており、本実施形態においては特に制御部 18 が送信タイミング及び送信パワーの制御を行っている。これについては後に説明する。

【0034】

受信部 20 はいわゆる受信ビームフォーマーとして機能するものであり、アレイ振動子から出力される複数の受信信号に対して整相加算を実行する回路である。この受信部 20 は本実施形態において検波回路なども有している。

20

【0035】

検波後の受信信号は画像処理部 24 に送られる。この画像処理部 24 は B モード断層画像やドプラ画像などを形成する公知の回路であり、これにより形成された画像データは表示処理部 26 に出力され、その表示処理部 26 から出力される画像データが表示器 28 に出力される。表示器 28 においては、B モード画像などの従来同様の超音波画像が表示される他、以下に詳述するコントラスト血流像も表示される。

【0036】

入力部 22 はキーボードやトラックボールなどによって構成され、この入力部 22 を利用してコントラスト血流像を形成する際における送信間隔や送信パワーなどのパラメータをユーザー設定することが可能である。

30

【0037】

次に、コントラスト血流像形成部 30 について詳述する。コントラスト血流像を形成する場合、図 3 に示したように、最初に強い送信パワーを持った超音波が送波され、その後一定間隔 T ごとに弱い送信パワーをもった超音波が断続的に送波される。このような制御は上述のように制御部 18 によって遂行され、具体的には送信部 16 が制御部 18 の制御によって上述のような送信を実行する。

【0038】

本実施形態においては、図 2 に示されるように、走査面 11 内における注目組織 52 上に ROI 15A が設定される。この ROI 15A は例えばできる限り血流量の多い部位に設定するのが望ましいが、例えば符号 15B で示すように血流量が少ない部位に ROI を設定するようにしてもよい。ROI の設定部位によっては後述する積算終了タイミングが異なることになるが、いずれの場合においても注目組織 52 上において各部位について相対的に血流量の比較を行うことができる。ちなみに、注目組織 52 は例えば毛細血管が密集した癌組織などである。

40

【0039】

図 1 に示すコントラスト血流像形成部 30 は、本実施形態において、積算画像の形成方式として 2 つの方式を有している。第 1 の方式は各送信（観測送信）によって得られた画像データをそのまま積算するものであり、第 2 の方式は観測送信のフレーム間において画像データの差分演算を行い、差分データを積算するものである。

【0040】

50

上記の第1の方式が選択される場合、観測送信ごとに受信部20から出力される検波後のエコーデータが加算器36に入力される。加算器36では、フレームメモリ38から出力されるそれまでの積算されたデータと入力されたエコーデータとを加算し、その加算結果である積算データをフレームメモリ38に格納する。フレームメモリ38上の各積算データは圧縮器48に逐次出力されている。なお、後述する収束判定部40からリセット信号が出力されると、フレームメモリ38の内容がリセットされることになる。

【0041】

一方、上記の第2の方式が選択される場合、観測送信ごとに受信部20から出力される検波後のエコーデータが差分演算器34の一方の入力端子とフレームメモリ32に入力される。フレームメモリ32は1フレーム分のエコーデータを格納するメモリであり、そのフレームメモリ32から出力される前のフレームのエコーデータが差分演算器34の他方の入力端子に入力される。

10

【0042】

差分演算器34はフレーム間においてエコーデータの差分演算を実行し、その差分データを加算器36へ出力する。

【0043】

加算器36は、上記同様に、フレームメモリ38に格納された積算データに対し、入力された差分データを加算し、その加算結果を積算データとして再びフレームメモリ38に格納する。上記同様に、フレームメモリ38に格納された積算データすなわち積算画像は圧縮器48に逐次出力されている。ちなみに、リセット信号が入力されるとフレームメモリ38の内容がリセットされる。

20

【0044】

次に、この収束判定部40について説明する。この収束判定部40は、上記の平衡状態を判定し、リセット信号を出力する回路である。ROI内平均処理器42は、図2に示したようなROI15A内において各フレームごとにエコーデータの平均値を演算する回路である。その平均値は差分演算器43の一方の入力端子に入力され、またメモリ46に格納される。メモリ46から出力される前のフレームの平均値は差分演算器43の他方の入力端子に入力される。

【0045】

差分演算器43はフレーム間においてROI内の平均値の差分演算を実行し、その差分値が判定器44において判定値と比較されている。差分値が判定値よりも小さくなった場合、判定器44が平衡状態に到達したと判定し、リセット信号をフレームメモリ38に出力する。

30

【0046】

圧縮器48は、フレームメモリ38から逐次出力される画像に対するLOG圧縮を実行する回路であり、その後、画像データは輝度変換器50に入力され、輝度信号に変換されることになる。その輝度信号は表示処理部26を介して表示器28に出力され、その表示器28には上記のような第1の方式あるいは第2の方式に従う積算画像としてのコントラスト血流像が表示される。

【0047】

よって、図3に示すような最初の送信から一定間隔Tをもって間欠的に送信を行うことにより、最初に、診断部位における超音波コントラスト剤の濃度を著しく小さくしておいて、その部に段階的にその濃度を高め、最終的に平衡状態に到達させることができる。これに伴って、表示器28には超音波コントラスト剤の濃度に伴って段階的に輝度が高められた積算画像としてのコントラスト血流像が表示されることになり、その表示の成長速度などに基づいて血流量の大小を直感的に認識することが可能となる。

40

【0048】

ちなみに、初期送信時に強い送信パワーで超音波の送信を行わせる場合には、例えば送信電圧を高めたりあるいは送信波におけるバーストパルスの波数を多くしたりすればよい。また、体内に注入した超音波コントラスト剤の量や診断部位の状態あるいは他の条件に基

50

づいて、上記の送信間隔 T や各送信の音圧を適宜設定するのが望ましい。

【0049】

次に、図 4 を用いて図 1 に示した装置の動作について説明する。

【0050】

まず、S101では、入力部22によってユーザーにより送信間隔 T 等のパラメータが初期設定される。もちろん、それらのパラメータについてはデフォルト設定を行うようにしてもよい。S102では、ユーザーにより例えば B モード断層画像上において ROI が設定される。この場合においては、上述したようにできる限り血流量が多いと思われる部位に ROI を設定するのが望ましいが、それ以外の部位に設定するようにしてもよい。S103では、強い送信パワーで超音波ビームが形成され、それが電子走査される。なお、初期送信時には、本実施形態において受信はなされていないが、必要に応じて画像形成を行ってもよい。S104では、送信間隔 T が経過したか否かが判断され、その送信間隔 T が経過した場合には、S105において弱い送信パワーにおいて上記同様に超音波ビームがスキャンされることになる。

10

【0051】

S106では、積算方法が選択され、例えばユーザーによって選択された積算方法に従って S107あるいは S108が実行される。

【0052】

S107では、フレーム間においてエコーデータがそのまま積算されることになる。S108においては、フレーム間におけるエコーデータの差分が演算され、その差分データが積算されることになる。S109では、積算画像としてのコントラスト血流像が画像表示される。S110においては、前フレームと現フレームの間で ROI 内のエコーデータの平均値の差分が演算され、S111では、その差分値と判定値とが比較されて平衡状態に達したか否かが判断される。収束していなければ、S112において送信間隔 T を経過したか否かが判断され、経過していれば S105からの各工程が繰り返し実行される。すなわち、図 3 に示したように間欠的に弱い送信パワーで超音波の送受波が実行されることになる。一方、S111において平衡状態に到達したと判断された場合には、S113において積算画像の内容がリセットされ、S114では上記の工程を繰り返し実行させるか否かが判断され、繰り返し実行させる場合には、上記の S103からの各工程が繰り返し実行される。

20

30

【0053】

以上のように、本実施形態によれば、積算画像としてのコントラスト血流像の動的な表示態様の変化をもって血流量の大小を直感的に認識させることができ、従来の超音波コントラスト剤を用いた差分画像の形成では得られない貴重な情報をもった画像を形成できるという利点がある。特に、本実施形態においては、超音波コントラスト剤を破壊する送信とその後の観測用の送信とで音響的なパワーの切換えを行うようにしたので、超音波コントラスト剤の流入に伴う過渡的な現象を間欠的にしかも克明に観察することができる。

【0054】

ちなみに、上記の収束判定部 40 においては、ROI 内の平均値を利用したが、もちろんそれ以外の条件をもって収束判定を行うようにしてもよい。また、上記以外の手法を利用して血流量を表す画像を形成するようにしてもよい。

40

【0055】

さらに、上記の実施形態においては最初の送信と第 2 番目の送信との間の間隔 T とそれ以降の各送信の間隔 T とを同一にしたが、それらの間隔を異ならせるようにしてもよく、さらに時間の経過に伴って送信間隔を可変設定するようにしてもよい。またそれと共に送信パワーを一定ではなく可変させるようにしてもよい。

【0056】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、超音波コントラスト剤の過渡的な挙動を観察することができ、特に血流量を反映させた画像を形成できる。

50

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【図 2】 ROI の設定を説明するための図である。

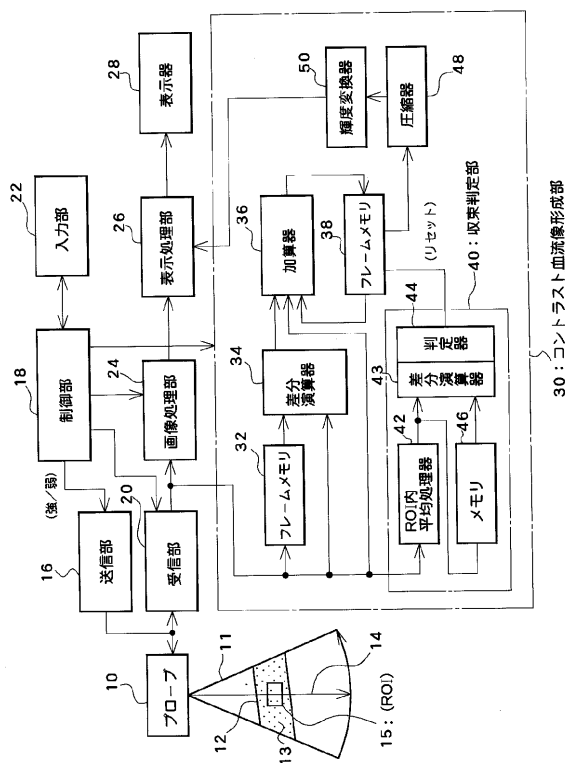
【図 3】 超音波の送信と超音波コントラスト剤の濃度との関係を示す図である。

【図 4】 コントラスト血流像の形成に関する動作を説明するためのフローチャートである。

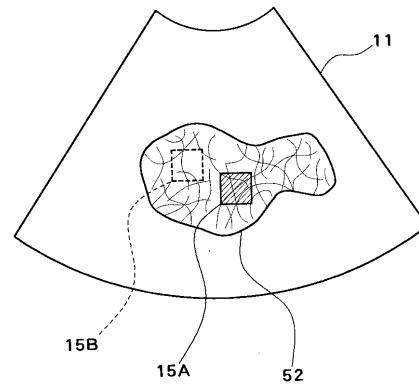
【符号の説明】

10 プローブ、12 血管、13 超音波コントラスト剤、14 超音波ビーム、15 ROI、16 送信部、18 制御部、20 受信部、30 コントラスト血流像形成部、34 差分演算器、36 加算器、38 フレームメモリ、40 収束判定部、42 ROI内平均処理器、43 差分演算器、44 判定器、46 メモリ。

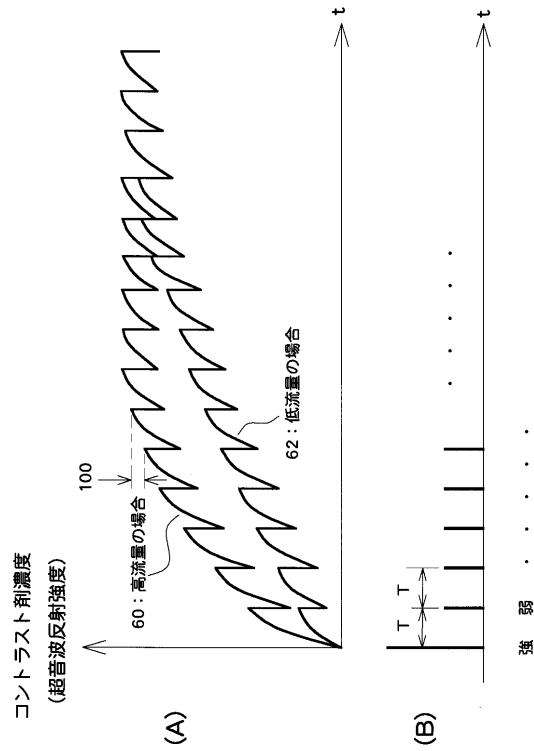
【図 1】



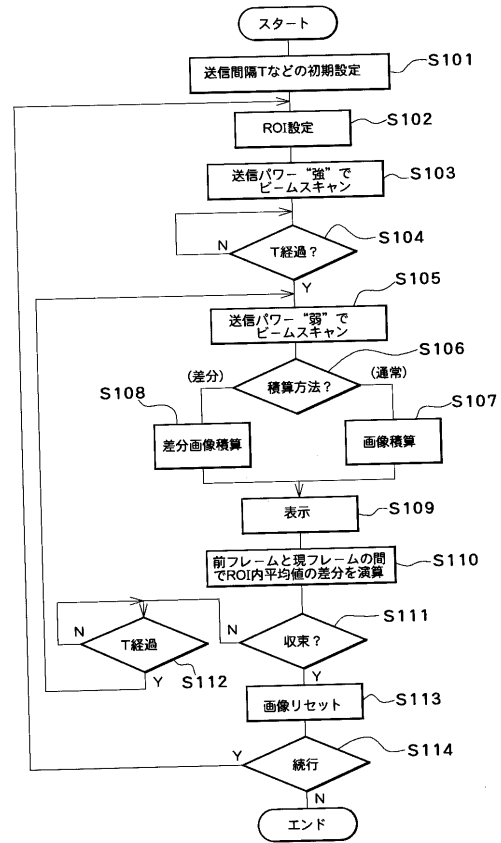
【図 2】



【図 3】



【図 4】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3702187B2	公开(公告)日	2005-10-05
申请号	JP2001028739	申请日	2001-02-05
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	近藤祐司		
发明人	近藤 祐司		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C301/EE20 4C301/HH02 4C301/JB30 4C301/JC12 4C601/DD04 4C601/EE30 4C601/HH04 4C601/HH05 4C601/JB34 4C601/JB46 4C601/JC15 4C601/JC18 4C601/JC19		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2002224112A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：能够在超声波诊断装置中形成反映超声造影剂破坏和消失后的填充率的图像。 解决方案：首先以强发射功率发射超声波，然后以规则的间隔T以弱发射功率发射超声波。然后，造影剂的浓度根据流速的大小瞬时波动，最终流动的超声造影剂的量和破坏和破坏的超声造影剂的量达到平衡。整合每个帧的图像或差异图像，并且将累积的图像显示为对比血流图像。

