

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4113702号  
(P4113702)

(45) 発行日 平成20年7月9日(2008.7.9)

(24) 登録日 平成20年4月18日(2008.4.18)

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

請求項の数 10 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2001-370436 (P2001-370436)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成13年12月4日(2001.12.4)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2003-164452 (P2003-164452A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成15年6月10日(2003.6.10)	(73) 特許権者	501468530
審査請求日	平成16年11月26日(2004.11.26)		別府 慎太郎
前置審査			大阪府池田市旭丘3-2-15
		(73) 特許権者	501468541
			石蔵 文信
			大阪府大阪市淀川区十三東2-6-43
		(73) 特許権者	501468552
			赤土 正洋
			大阪府大阪市城東区嶋野西2丁目10-2
			7 レジオン大阪城公園901
		(74) 代理人	100078765
			弁理士 波多野 久

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波信号解析装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に造影剤を投与し、その造影剤からの反射及び散乱によって得られる超音波信号を映像化する超音波診断装置において、

前記被検体の組織内に前記造影剤が灌流する灌流開始時刻を決定する第1の処理手段と

前記超音波信号のうち前記第1の処理手段で決定された灌流開始時刻以降の複数画像又はそれに準じる信号を時系列に積算する第2の処理手段と、

前記第2の処理手段で積算された画像又はそれに準じる信号を表示する第3の処理手段とを備え、

前記第2の処理手段は、前記灌流開始時刻以降の複数画像又はそれに準じる信号に対し前記被検体の臓器の変形に合わせて積算する画素同士の組み合わせを変更する処理手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記第1の処理手段は、前記造影剤の投入時刻を基準にして操作者の指定により前記造影剤の灌流開始時刻を決定するように制御する処理手段を有する請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記第2の処理手段は、前記灌流開始時刻以降の複数画像又はそれに準じる信号をその対数変換前に積算する処理手段を有する請求項1記載の超音波診断装置。

10

20

## 【請求項 4】

前記第 2 の処理手段は、前記灌流開始時刻以降の複数画像又はそれに準じる信号をその対数変換後に逆対数変換して積算する処理手段を有する請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記第 2 の処理手段は、前記灌流開始時刻以降の複数画像又はそれに準じる信号に対し輝度補正を加えた後に積算する処理手段を有し、前記輝度補正は、輝度変化曲線の到達点を基準に正規化することである請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

前記第 3 の処理手段は、前記第 2 の処理手段による積算処理によって得られた画像に対して輝度値に応じた色を割り当てる処理手段を有する請求項 1 記載の超音波診断装置。

10

## 【請求項 7】

前記 3 つの処理手段により得られた互いに異なる動画像からの複数の積算画像を互いに比較可能に並べて表示する第 4 の処理手段をさらに備えた請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 8】

前記 3 つの処理手段により得られた互いに異なる動画像からの 2 種類の積算画像を互いに減算しその差分量に応じた画像を得る第 5 の処理手段をさらに備えた請求項 1 記載の超音波診断装置。

## 【請求項 9】

被検体に造影剤を投与し、その造影剤からの反射及び散乱によって得られる超音波信号を映像化する超音波診断装置において、

20

前記被検体の組織内に前記造影剤が灌流する灌流開始時刻を決定する第 1 の処理手段と、

前記超音波信号のうち前記第 1 の処理手段で決定された灌流開始時刻以降の複数画像又はそれに準じる信号を時系列に積算する第 2 の処理手段と、

前記第 2 の処理手段で積算された画像又はそれに準じる信号を表示する第 3 の処理手段とを備え、

前記第 2 の処理手段は、前記灌流開始時刻以降の複数画像又はそれに準じる信号のうち特定の心時相の画像のみを選択して積算する処理手段を有することを特徴とする超音波診断装置。

30

## 【請求項 10】

請求項 1 記載の超音波診断装置において、前記被検体に投与される造影剤からの反射及び散乱によって得られる超音波信号を解析する超音波信号解析装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

## 【発明の属する技術分野】

本発明は、超音波造影剤を用いて血流パフュージョンの検出およびそのパフュージョンの定量評価を行うことの可能な超音波診断装置及び超音波信号解析装置に関する。

## 【0002】

## 【従来の技術】

40

超音波診断装置は、生体内に超音波を送信し、かつ生体内から反射及び散乱されてくる超音波を受信することにより、生体内の構造を映像化する医療用映像装置であり、とくに近年では、超音波造影剤を用いて、より正確な血流動態の評価も可能になってきている。これは、超音波造影剤が、微小気泡から構成され、その微小気泡が超音波に対してより強い散乱を引き起こし、血流からの超音波信号を増強できる点、また散乱の非線形性が強く、送信に使用された周波数以外の周波数成分を散乱の際に発生させることができる点等の性質に基づくものである。この性質を用いて、より造影度の高い映像手法も考案されている。

## 【0003】

その一例として、「ハーモニックイメージング法」と呼ばれる手法がある。この手法は、

50

送信に使用された周波数の整数倍の周波数成分を用いて、映像化を行う手法である。この手法においては、通常、造影剤のない部分からの受信信号（以下、「組織信号」と称す）には、比較的少ないハーモニック成分しか含まれていないため、組織信号に比べ相対的に造影剤からの受信信号（以下、「造影信号」と称す）が多く受信され、よりコントラストの強い染影像を得ることができる。

#### 【0004】

これとは別の映像法として、「フラッシュエコーイメージング法」と呼ばれる手法がある。この手法は、超音波の照射により造影剤の微小気泡が崩壊する際に、強い反射信号が得られることを利用した映像法である。この映像法においては、通常、超音波の照射を一定期間（例えば、数秒程度）停止することで組織中に造影剤を溜めておいて、次に強い超音波を照射して強い造影信号を得ることが行われている。この手法は、送信受信のシーケンスを定めているもので、受信信号の周波数を定めるものではないため、ハーモニックイメージング法と併用されることも多い。

10

#### 【0005】

さらに、強い超音波を照射して組織中の造影剤を崩壊させた後、組織中に造影剤が再灌流してくる様子を映像化する手法もある。この手法では、造影剤の流入過程を繰り返し再現できるので、流入速度の定量化に向いているといったメリットがある。

#### 【0006】

上記のように超音波造影剤を用いて映像化する手法においては、造影剤投与後の造影剤灌流の様子を定量化する場合、一般的には「輝度変化曲線」と呼ばれる手法が知られている。この輝度変化曲線は、横軸に時間、縦軸に特定の場所の輝度を取って、その時系列の輝度変化をプロットするものである。この輝度変化曲線を用いた手法の例を図13及び図14に基づいて説明する。

20

#### 【0007】

図13は、超音波診断装置のモニタ上に表示される体内の心筋と冠動脈の関係を模式的に示し、図14は、図13に示す心筋上にROI（関心領域）を設定して、心筋の染影像の輝度変化を時間を横軸にして時系列にプロットした輝度変化曲線を想定して描いている。

#### 【0008】

一般に、図14に示す輝度変化曲線の到達輝度値は、心筋内の血流容積を反映し、その曲線の立ち上がりの態様が心筋部分への血流の流入速度を反映すると言われている。従って、心筋に血液を供給する冠動脈に狭窄があつて、血流の心筋への流入速度が低ければ、なかなか輝度が上昇しないが、最終的に到達する輝度レベルは、流入速度に依存せず、心筋の単位体積内にどの程度血流が充満し得るかを反映したものになる。図14は、その様子を表現しており、図中の黒丸のプロットで形成される輝度変化曲線は、心筋に血液を供給する冠動脈に狭窄がない場合、図中の白丸のプロットで形成される輝度変化曲線は、狭窄がある場合をそれぞれ示している。

30

#### 【0009】

図14において、冠動脈に狭窄がある場合とない場合とでは、心筋部分を流れる血液の量には差がないため、両方の輝度変化曲線の到達には違いが無く、明瞭な違いが見られないが、そこに至る過程には大きな違いがある。すなわち、冠動脈に狭窄がある場合は、心筋への血液供給量が少ないため、冠動脈に狭窄がない場合と比べ染影の立ち上がりが遅くなっている。従って、輝度変化曲線の立ち上がる様子（過程）を検討すれば、冠動脈の狭窄について評価することが可能となる。

40

#### 【0010】

##### 【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、前述した輝度変化曲線は、1つの限定された領域の変化をプロットするものであり、対象とする組織内で血流の灌流の様子がどのように変化するかを表現することはできない。また、立ち上がりの様子を定量的に評価するといっても、図14の輝度変化曲線でも示されるように、曲線の立ち上がり時刻として、どの時刻を用いるかによって、その立ち上がりの傾きが変わってしまい、正確な評価が難しくなる。

50

## 【0011】

本発明は、上記のような従来の事情を考慮になされたもので、対象とする生体内組織への血流の灌流程度を正確かつ簡便で、しかも安定して映像化し得る手法を提供することを目的とする。

## 【0012】

## 【課題を解決するための手段】

本発明は、造影剤の投与や再灌流のような輝度変化曲線の立ち上がり開始時刻から、輝度が到達点に達するまでの画像を積算した積算画像を生成及び表示する手段を提供することで、上記課題を解決するものである。前述の図14に示す2つの輝度変化曲線を見ても分かるように、曲線の立ち上がりの傾きによって、輝度変化曲線の面積が変化する。1点の輝度変化曲線の面積は、画像として考えれば画像の積算値に対応する。つまり、画像の積算を行えば、輝度変化曲線の立ち上がり依存した情報を画像として表現できる。本発明は、このような着想を元に完成されたものである。

10

## 【0013】

すなわち、本発明に係る超音波診断装置は、被検体に造影剤を投与し、その造影剤からの反射及び散乱によって得られる超音波信号を映像化する超音波診断装置において、前記被検体の組織内に前記造影剤が灌流する灌流開始時刻を決定する第1の処理手段と、前記超音波信号のうち前記第1の処理手段で決定された灌流開始時刻以降の複数画像又はそれに準じる信号を時系列に積算する第2の処理手段と、前記第2の処理手段で積算された画像又はそれに準じる信号を表示する第3の処理手段とを備え、前記第2の処理手段は、前記灌流開始時刻以降の複数画像又はそれに準じる信号に対し前記被検体の臓器の変形に合わせて積算する画素同士の組み合わせを変更する処理手段を有することを特徴とする。

20

## 【0014】

前記第1の処理手段は、好ましくは、前記造影剤の投入時刻を基準にして操作者の指定により前記造影剤の灌流開始時刻を決定するように制御する処理手段を有する。

## 【0015】

前記第2の処理手段は、好ましくは、前記灌流開始時刻以降の複数画像又はそれに準じる信号をその対数変換前に積算する処理手段を有するものであり、また、前記第2の処理手段は、前記灌流開始時刻以降の複数画像又はそれに準じる信号をその対数変換後に逆対数変換して積算する処理手段を有するものであり、さらに、前記第2の処理手段は、前記灌流開始時刻以降の複数画像又はそれに準じる信号に対し輝度補正を加えた後に積算する処理手段を有し、前記輝度補正は、輝度変化曲線の到達点を基準に正規化することである。

30

## 【0016】

前記第3の処理手段は、好ましくは、前記第2の処理手段による積算処理によって得られた画像に対して輝度値に応じた色を割り当てる処理手段を有する。

## 【0017】

上記構成においては、前記3つの処理手段により得られた互いに異なる動画像からの複数の積算画像を互いに比較可能に並べて表示する第4の処理手段、及び前記3つの処理手段により得られた互いに異なる動画像からの2種類の積算画像を互いに減算しその差分量に応じた画像を得る第5の処理手段をさらに備えることが可能である。

40

## 【0018】

また、本発明に係る超音波診断装置は、好ましくは、被検体に造影剤を投与し、その造影剤からの反射及び散乱によって得られる超音波信号を映像化する超音波診断装置において、前記被検体の組織内に前記造影剤が灌流する灌流開始時刻を決定する第1の処理手段と、前記超音波信号のうち前記第1の処理手段で決定された灌流開始時刻以降の複数画像又はそれに準じる信号を時系列に積算する第2の処理手段と、前記第2の処理手段で積算された画像又はそれに準じる信号を表示する第3の処理手段とを備え、前記第2の処理手段は、前記灌流開始時刻以降の複数画像又はそれに準じる信号のうち特定の心時相の画像のみを選択して積算する処理手段を有することを特徴とするものである。

50

さらに、本発明に係る超音波診断装置は、好ましくは、請求項 1 記載の超音波診断装置において、前記被検体に投与される造影剤からの反射及び散乱によって得られる超音波信号を解析するものである。

【 0 0 2 0 】

【 発明の実施の形態 】

以下、本発明の実施の形態に係る超音波診断装置及び超音波信号解析装置を添付図面を参照して説明する。

【 0 0 2 1 】

図 1 に示す超音波診断装置は、超音波プローブ 1 1 と、その超音波プローブ 1 1 に接続される装置本体側の各ユニット、すなわち CPU を主な構成要素とするコントロールユニット 2 1 のほか、このコントロールユニット 2 1 からの静的及び動的な制御を受けて全体が一体となって動作する送信部 2 2、受信部 2 3、ビームフォーマー部 2 4、B / M モード信号処理部 2 5、CFM ( カラー・フロー・マッピング ) モード信号処理部 2 6、B / M モード用の画像再構成部 2 7、CFM モード用の画像再構成部 2 8、ビデオインターフェース 2 9、モニタ 3 0、及び操作デバイス ( 操作者による各種スイッチ操作、入力操作が可能なキーボード、マウス、トラックボール等 ) 4 0 に加え、本発明の各処理手段を担う積算処理部 3 1 から構成される。

10

【 0 0 2 2 】

また、この超音波診断装置には、コントロールユニット 2 1 の制御の元で、心電計 4 1 からの ECG ( 心電図 ) 波形を入力可能となっている。

20

【 0 0 2 3 】

図 1 に示す装置構成における基本的な動作を説明すると、まず、コントロールユニット 2 1 による制御の元で、送信部 2 3 からの駆動パルスを受けて超音波プローブ 1 1 からの超音波が被検体の生体内に向け送信される。これにより生体内からの反射及び散乱によって帰ってきた超音波が超音波プローブ 1 1 により受信され、その各素子からの微小な電気信号が受信部 2 3 にて増幅される。この増幅された受信信号は、ビームフォーマー部 2 4 にて AD ( アナログ / デジタル ) 変換され、適切な遅延付与後に整相加算され、これによりフォーカシングの処理が施される。このようにフォーカシングされた信号は、B / M モード信号処理部 2 5 又は CFM モード信号処理部 2 6 にて、それぞれのモードに特有の処理が行われる。

30

【 0 0 2 4 】

すなわち、B / M モード信号処理部 2 5 では、受信信号に対するバンドパスフィルタ処理が行われた後、その包絡線成分が検出され、さらに LOG ( 対数 ) 圧縮処理が行われる。その他、エッジ強調等の処理が行われる場合もある。

【 0 0 2 5 】

また、CFM モード信号処理部 2 6 では、組織信号と血流信号を分離するためのハイパスフィルタ処理 ( MTI フィルタ若しくは Wall フィルタと呼ばれている ) が行われ、ついで、血流や組織の移動速度を検出するための自己相関処理が行われる。その他、組織信号を低減及び削除するための非線形処理が行われる場合もある。

【 0 0 2 6 】

その後、それぞれのモードで特有の処理が施された信号は、画像再構成部 2 7、2 8 にて、超音波ビームの送受信に対応した位置にマッピングされ、画像化される。これで得られた B / M モード用の画像信号及び CFM モード用の画像信号は、ビデオインターフェース部 2 9 にて、画像に関する様々な情報 ( グラフ等も含む ) と組み合わせる等、モニタ表示用のレイアウト処理が施された画像として構成され、モニタ 3 0 上に表示される。

40

【 0 0 2 7 】

積算処理部 3 1 は、例えば CPU を含むプロセッサから構成され、予め設定された処理シーケンスを実行するもので、上記の各ユニット 2 2 ~ 3 0 と同様に、コントロールユニット 2 1 からの制御を受けて上記の各ユニット 2 2 ~ 3 0 と共に一体に動作することにより、本発明の各処理手段を成す後述の各処理を実行可能となっている。この積算処理部 3 1

50

では、その処理対象である入力信号として、画像再構成部 27、28 からの出力信号のほか、処理の内容によって、それ以前の信号、例えば B / M モード信号処理部 25 及び C F M モード信号処理部 26 の入力信号又は出力信号を処理可能となっている。

【0028】

ここで、この積算処理部 31 の処理例を中心に本例の全体動作を図 2 ~ 図 11 に基づいて説明する。

積算処理部 31 は、上記構成で得られる超音波信号に対して、例えば図 2 に示す処理シーケンスを実行する。この処理シーケンスは、大きく分けると、1) 造影剤の対象臓器への流入開始点（灌流開始点）を作り出す手法に基づく処理（ステップ S1）、2) 得られた信号に対する積算処理（ステップ S2）、3) 積算画像の表示処理（ステップ S3）で構成される。以下、各ステップ S1 ~ S3 毎にその処理内容を詳細に説明していく。

10

【0029】

1) 超音波造影剤の対象臓器への流入開始点を作り出す手法に基づく処理（ステップ S1）

本発明の骨子は、前述の通り、画像もしくはそれに準じる信号を流入開始点からある特定の時相まで積算処理を行うことである。よって、組織への造影剤の流入タイミングを制御し、それに基づいて決められた流入開始点（灌流開始時刻）から積算処理を開始する必要がある。その方法には、大きく分けて、1A) 造影剤の投入タイミングを基準点として灌流開始時刻を決める方法、1B) 高音圧による造影剤の崩壊とこれに引き続き行われる低音圧による映像化を組み合わせたシーケンスの条件下で灌流開始時刻を決める手法、1C) フラッシュエコー法を利用して灌流開始時刻を決める方法の 3 種類が考えられる。以下、この 3 種類の方法を説明する。

20

【0030】

1A) 造影剤の投入タイミングを基準点として灌流開始時刻を決める方法

図 3 (a) は、この方法を説明する輝度変化曲線の例を示す。この方法では、図示のように輝度変化曲線上で「造影剤投入時刻  $t_0$ 」を基準点として「心筋灌流開始時刻  $t_s$ 」を決めるもので、特殊な処理シーケンスは必要としない。この手法では、生体内に造影剤が投与された時点から対象となる組織に最初の造影剤が到達する時点までに弱冠のタイムラグがある。そこで、実際にはモニタ 30 に表示される画像上で関心領域 (ROI) 等により選んだ特定の部分の輝度変化曲線をモニタ 30 上に表示（又は印刷）し、そのグラフ形状を見て操作者が操作デバイス 40 を適宜操作して灌流開始時刻を決定する必要がある。

30

【0031】

例えば、図 3 (b) に示すように、モニタ 30 上に表示される超音波像（取得画像）上で操作者がトラックボール等の操作デバイス 40 を操作して ROI を指定することにより、その ROI 指定箇所の輝度変化曲線を同一モニタ 30 上の所定位置にグラフ表示させ、そのグラフを確認しながら操作者の指示操作により灌流開始時刻を決定してもよい。

【0032】

この方法では、積算処理部 31 の処理にて上記のように操作者の操作に依存した制御が実施される。しかし、この手法は、投与開始によって灌流開始時刻が決定されるため、1 回の投与に対して 1 度しか計測ができず、従って 1 断面からの結果しか得られず、これでは超音波プローブ 11 を用手的に操作して対象臓器の様々な断面を映像化することで臓器全体からの情報を得る場合にとくに不利となる。また、映像化するために超音波の送信を行う必要があるため、超音波の送信により常に造影剤が崩壊している可能性があり、正確な流入速度を反映しない可能性も残る。従って、実際の使用に際しては、これらのファクタを十分考慮に入れることがより望ましい。

40

【0033】

1B) 高音圧による造影剤の崩壊とこれに引き続き行われる低音圧による映像化を組み合わせたシーケンスの条件下で灌流開始時刻を決める手法

図 4 は、この手法の原理を示すものである。この手法は、図 4 中の上段（縦軸：超音波送信時の駆動電圧、横軸：時間）に示すように高い音圧と低い音圧の時相を組み合わせ

50

信のシーケンス、すなわち高い音圧を送信することで臓器内の造影剤を崩壊させることで「灌流開始時刻  $t_s$ 」を作り出し、次いで低い音圧で送信することで極力、造影剤を壊さないように造影剤の造影像を得るものである。すなわち、図4中の下段(輝度変化曲線)に示すように灌流開始時刻  $t_s$  は、高音圧送信の終了時点に相当する。また、この手法では、映像化の際に造影剤の崩壊を防ぐため、送信音圧を極力、低くする必要があるが、そうすると、映像化の際に十分なS/N比を得ることが困難になってくるため、実際の使用に際しては両者のバランスを適宜取ることが望ましい。

【0034】

1C)フラッシュエコー法を利用して灌流開始時刻を決める方法

この方法は、フラッシュエコー法を利用するものである。フラッシュエコー法は、前述した通り、超音波の送信を一定時間止めて、組織内に造影剤を蓄積してから、強い超音波を放射して造影剤の微小気泡を崩壊させながら造影剤からの強い受信信号を得る手法である。この手法を応用すると、輝度変化の過程を得ることができる。このことを図5を参照して説明する。

10

【0035】

図5は、この方法の具体的なシーケンスを示す。この方法では、高音圧の送信により造影剤を崩壊させ灌流開始時刻を作り出す点は、上記1B)と同様であるが、その映像化の手法が異なり、そのタイミングを自動的に変化させている。例えば、図5中に上段(送信及び映像化のシーケンス)に示すように、高音圧の送信を休止する間隔を図中の休止時間  $T \sim 5T$  に示すように徐所に長くし、これにより組織へ充満する造影剤の量を増やしていくと、その送信時刻に相当する映像化時刻  $t_1 \sim t_5$  で得られる画像の輝度も徐々に上昇していく。

20

【0036】

すなわち、この手法の場合には、図5中の下段(輝度変化曲線)に示すように、それぞれの休止時間  $T \sim 5T$  は、灌流開始時刻から輝度変化過程のそれぞれの時刻  $t_1 \sim t_5$  までの時間に相当している。また、この手法によれば、造影剤が組織に充満する過程では一切の送信は行われておらず、造影剤の崩壊がないので、正確に流入速度を反映することも期待される。ただし、この手法では、高音圧送信と休止期間を所定回数繰り返す必要があるため、シーケンス完了までに時間が掛かり、患者の体動や呼吸の影響を受けやすい面もあるため、この点を踏まえた上で適宜利用することが好ましい。

30

【0037】

以上、上記1)のうち、1A)~1C)のいずれかの方法・手法を用いた処理が、コントロールユニット21による制御の元で、積算処理部31にて実行され、造影剤の灌流開始時刻が決定される。

【0038】

(2)得られた信号に対する積算処理

上記1)にて造影剤の灌流開始時刻が決定されると、次の段階として、その決定された灌流開始時刻以降の取得画像を積算する処理が積算処理部31にて行われる。図6は、この積算処理の基本的な内容を模式的に説明するものである。図6において、上記1)の内の1A)~1C)のいずれかの方法で得られた灌流開始時刻から始まる取得画像(動画像)1~6を入力として灌流開始時刻から当該時相までの積算処理(図中の例では1+2、1+2+3、1+2+3+4、1+2+3+4+5、1+2+3+4+5+6参照)を行い、その結果を積算画像(動画像)(図中の例では1 A1、1+2 A2、1+2+3 A3、1+2+3+4 A4、1+2+3+4+5 A5、1+2+3+4+5+6 A6参照)A1~A6として出力する。

40

【0039】

この例は、動画像であるが、静止画として評価する場合には、操作者によって定められた時刻までの積算処理画像を静止画として出力できる。積算処理に用いる画像は、図1に示

50

す B / M モード信号処理部 2 5 からの B モード像でも、C F M モード信号処理部 2 6 からの C F M 像（特にパワー像）でも良い。

【 0 0 4 0 】

上記の積算処理に際しては、必要に応じて、2 A ) L O G 変換前の信号の積算、2 B ) 積算対象画像の選択と画像の位置調整（同一心時相の画像を選択して積算する方法、又は臓器の変形・移動に合わせて積算処理対象の制御点を移動させる方法）、2 C ) 最大値による正規化等のさらに詳細な処理が選択可能に行われる。以下、これらの処理を順次説明する。

【 0 0 4 1 】

2 A ) L O G 変換前の信号の積算

超音波診断装置では、一般に広いダイナミックレンジの信号を表示可能とするための画像処理として L O G 変換が行われる。そこで、上記の積算対象の画像として、通常の L O G 変換後の画像を使っても良いが、L O G 変換前の画像を積算することにより、よりコントラストの良い積算画像を得られる可能性もある。このように L O G 変換前の画像を積算する方法としては、画像再構成（スキャンコンバージョン）後の画像に対し逆 L O G 変換を施すものでも、L O G 変換前の信号に対し積算処理し、その後、画像再構成（スキャンコンバージョン）処理を施すものでも良い。この 2 通りの積算処理が選択可能な積算処理部の標準的な構成例を図 7 に示す。

【 0 0 4 2 】

図 7 に示す積算処理部 3 1 には、B / M モード信号処理部 2 5（図中の例ではバンドパスフィルタ 2 5 a、包絡線検波部 2 5 b、L O G 変換部 2 5 c、及びエッジ強調部 2 5 d で構成される）にて L O G 変換され、画像再構成部 2 7 にて処理された信号に対し積算処理を行う A 系統の処理系、すなわち第 1 逆 L O G 変換部 3 1 a 及び第 1 積算処理部 3 1 b 及び第 3 L O G 変換部 3 1 c と、B / M モード信号処理部 2 5 にて L O G 変換される前の信号に対し積算処理を行う B 系統の処理系、すなわち第 2 積算処理部 3 1 d 及び第 2 L O G 変換部 3 1 e とが含まれる。

【 0 0 4 3 】

2 B ) 積算対象画像の選択と画像の位置調整

上記の積算対象の画像として、連続的に収集される動画の全てのフレームを用いることもできるが、その場合は臓器の移動が積算に影響すると想定される。例えば、心臓のように運動が活発な臓器では、拍動により心筋が動くので、心筋の異なる位置の輝度同士を積算処理してしまう。これを防ぐために、以下の 2 つの方法を取ることがより好ましい。

【 0 0 4 4 】

1 つ目は、同一心時相の画像を選択して積算する方法であり、その手法の一例を図 8 に示す。図 8 の例では、E C G 同期により同一心時相の画像を取得する方法を説明するものである。この方法は、心電計 4 1（図 1 参照）から超音波診断装置に入力される E C G 波形を元にこれに時系列に対応する一連の取得画像の中から同一心時相、例えば図中の例では心臓の拡張末期の画像（拡張末期像）のみを選び、その選ばれた拡張末期像のみを積算対象とするものである。この方法によれば、同一時相、特に拡張末期のように心臓があまり動かない時相の画像を選んで積算処理を行えば、心臓の動きの影響を受けずに適切に積算処理を行うことができる。

【 0 0 4 5 】

2 つ目は、臓器の変形・移動に合わせて積算処理の制御点を移動させる方法であり、その方法の一例を図 9 に示す。図 9 の例では、積算対象の画像として、心臓の短軸像を例にしているが、他の心臓の異なる断面や他の臓器でも同様の方法を適用可能である。

【 0 0 4 6 】

図 9 に示す例では、操作者が E C G 波形の心時相に対応して得られた取得画像の内の適当なフレームの画像（図中では心臓の拡張末期像及び収縮末期像）を選び、その画像上で心筋の内膜と外膜の位置をそれぞれトレースする。この際のトレース方法は、例えば既知の A C T 技術（特開平 8 - 9 6 1 4 3 号参照）等の既存の如何なる手法を用いても良い。図

10

20

30

40

50

中の例では、心臓の拡張末期と収縮末期の時相で心筋の内膜及び外膜がトレースされている例（図中の点線参照）を示す。この心筋の内外膜の位置で分かるように心臓の収縮末期では拡張末期に比べて心筋が厚くなっている。

【0047】

上記のトレース後、心筋の内膜側から外膜側にかけて全周的に積算位置を調整するための積算制御点が仮想的に配置・設定される。図9に示す例では、積算制御点がある1つの方向のみに沿って配置されているが、これは便宜上、簡略化しただけであり、実際には全周的に配置される。このとき、心筋の内外膜に指定されたトレースラインの位置変化に応じて比例配分的に積算制御点の位置が変更される。また、心臓の収縮末期と拡張末期の間のフレームについては心筋の内外膜の位置が補間処理で作成され、その位置に応じた積算制御点が上記と同様の処理により配置・設定される。

10

【0048】

上記の積算制御点を変更する際の基準となる心筋の内外膜のトレースラインの設定手順をさらに詳細に説明する。

【0049】

まず、積算対象となる取得画像（動画）に含まれる心臓の拡張末期像の内の最初のフレームにトレース処理が行われた後、一旦そのトレースラインが積算対象となる取得画像の全てのフレームに適応される。その後、例えば、心臓の収縮末期像に対してトレースラインの位置が変更されたとする。

【0050】

そうすると、トレースライン上では既に積算制御点が配置・設定されているため、トレースライン位置の変更に伴い、そのトレースライン上の積算制御点も変更される。この際、心臓の収縮末期像と次の拡張末期像の間にさらに変更するフレームがあれば、同様の操作を行い、変更するフレームがなければ、この時点で完了のスイッチ操作が行われる。

20

【0051】

上記の操作によって、心臓の収縮末期像と次の拡張末期像の間のフレームにおける心筋の内外膜トレースラインの全ての位置が補間処理により自動的に変更され、全ての積算制御点の位置が変更される。そして、最後の処理段階で、対応する積算制御点同士で積算処理が行われる。

【0052】

2C) 最大値による正規化

前述の図6に示す基本的な積算処理の例では、得られた信号値を単純に積算しているが、輝度変化曲線の傾きに依存しやすいパラメータを画像化したい場合には、輝度変化曲線の到達点を基準に正規化した値、すなわち到達点の値で割った値を積算しても良い。これは、各画素の積算対象となる値の最大値で全体を割るという処理になる。ただし、超音波像は、スペックルと呼ばれる斑文状の模様で構成されており、単に各画素の積算対象となる値の最大値で割るとスペックルの影響で不適切になってしまうため、その対策として、近傍の画素の平均値を算出し、そのフレーム間の最大値を正規化処理に用いることが望ましい。

30

【0053】

以上、上記2)の積算処理（必要に応じて、2A)～2C)の処理が付加される）は、コントロールユニット21による制御の元で、積算処理部31にて実行され、これにより、造影剤の灌流開始時刻以降の取得画像が積算される。

40

【0054】

(3) 積算画像の表示処理

上記2)で積算された画像は、積算処理部31の処理により、ビデオインターフェース29に出力され、モニタ30上に表示される。この際の画像表示は、図10(a)に示すグレースケール表示、又は図10(b)にカラー表示のいずれの場合でもよい。この場合の積算画像は、例えば輝度が小さいものから大きくなる程、グレースケール表示では「黒色」「灰色」「白色」に、またカラー表示では「暗赤色」「赤色」「黄色」（他の

50

例では「青色」「緑色」「赤色」等、操作者が適宜操作して変更してもよい)に、それぞれ所定の表示精度で漸次変化していく(図示の例では、グレースケール表示に比べカラー表示の方がコントラストが明瞭で分かりやすい)。

【0055】

従って、前述の図1及び図2に戻り、積算処理部31にて上記1)~3)の積算処理(ステップS1~S3)を実行して積算画像を取得し表示することにより、輝度変化曲線の立ち上がりに依存した情報を容易に且つ迅速に識別可能な画像として正確に表現でき、これにより対象とする生体内組織への血流の灌流程度を簡便な手法で正確かつ安定して映像化できる。

【0056】

なお、本実施形態の変形例として、互いに異なる2つの画像から得られる積算画像を比較する方法を用いてもよい。例えば、心臓の検査では、心臓の動きを活発にして心筋内の虚血現象を誘発するため、負荷エコー検査という手法がある。この負荷エコー検査には、虚血性心疾患が疑われる患者に対して、ある一定の運動をさせる場合と、薬物を与えることで心臓の心筋が活発に動くようにさせる場合との2通りの方法がある。これらの手法を上記の積算処理1)~3)と組み合わせると、より精度の高い診断を行うことが可能である。このことを図11及び図12に基づいて説明する。

【0057】

図11(a)及び(b)は、冠動脈の狭窄の有無による輝度変化曲線の変化を説明するもので、図11(a)が正常領域(冠動脈の狭窄無し)の例、図11(b)が狭窄のある冠動脈の支配領域の例をそれぞれ示す。

【0058】

まず、冠動脈の狭窄がない正常領域では負荷が与えられることによって心筋内への血流の流入が増えるため、図11(a)に示す負荷付与前後の2つの輝度変化曲線で比べると、負荷付与前よりも負荷付与後の方が輝度が急速に立ち上がるようになる。このため、負荷付与前後の2つの積算画像の差分をとると、その値が大きくなる傾向にある。

【0059】

これに対し、そこを支配する冠動脈に狭窄がある場合、その狭窄により冠動脈の血流量が制限されてしまうため、図11(b)に示す負荷付与前後の2つの輝度変化曲線で比べると、負荷付与前に対し負荷付与後の輝度の立ち上がりはあまり変化しない。このため、負荷付与前後の2つの積算画像の差分をとると、その値が小さくなる傾向にある。

【0060】

上記の性質を利用して、負荷の有無により得られる2種類の取得画像(動画)から、それぞれ上記の積算処理1)~3)にて2種類の積算画像を取得し、例えば図12(a)に示すように両者を容易に比較し得るように並べてモニタ30上に表示したり、図12(b)に示すようにその2種類の積算画像の差分をとり(両画像の減算処理を行い)、その差分の大小を反映した画像をモニタ30上に表示したりする(なお、本例では図示していないが、同一モニタ30上に負荷前後の2種類の画像及びその両画像の減算処理後の画像の全てを表示することも可能である)。

【0061】

この減算処理後の画像は、例えばグレースケール表示では、狭窄のある冠動脈の支配領域では差分量が小さく、従って輝度が小さくなるために暗く、また正常領域が差分量が大きく、従って輝度が大きくなるために明るく表示される。

【0062】

なお、本発明は、代表的に例示した上述の実施形態及び適用例に限定されるものではなく、当業者であれば、特許請求の範囲の記載内容に基づき、その要旨を逸脱しない範囲内で種々の態様に変形、変更することができ、それらも本発明の権利範囲に属するものである。

【0063】

【発明の効果】

10

20

30

40

50

以上説明したように、本発明によれば、対象とする生体内組織への血流の灌流程度を簡便な手法で正確に且つ安定して映像化し得る超音波診断装置、超音波信号解析装置、及び超音波映像化方法を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示す概略ブロック図。

【図 2】積算処理部の処理例を示す概略フローチャート。

【図 3】( a ) 及び ( b ) は造影剤投与タイミングを基準にして灌流開始時刻を決定する手法を説明する図で、( a ) は造影剤投与後の輝度変化を示すグラフ、( b ) はモニタ上の表示例を示す図。

【図 4】超音波の高音圧送信と低音圧送信を組み合わせたシーケンスの条件下で灌流開始時刻を決定する手法を説明する図。

【図 5】フラッシュエコー法を利用して灌流開始時刻を決定する手法を説明する図。

【図 6】積算処理の基本概念を説明する図。

【図 7】LOG変換前の信号に対し積算処理を施す場合の詳細構成を示す概略ブロック図

。

【図 8】ECG同期により同一心時相画像を取得する場合の積算処理を説明する図。

【図 9】心臓の動きに対する積算制御点の移動を説明する図。

【図 10】積算画像の表示例を示す図で、( a ) はグレースケール表示を示す図、( b ) はカラー表示を示す図。

【図 11】冠動脈狭窄の有無による輝度変化曲線の変化を説明するグラフで、( a ) は正常領域を示す図、( b ) は狭窄のある冠動脈の支配領域を示す図。

【図 12】( a ) は負荷前後の 2 つの積算画像を並べた表示例を示す図、( b ) は ( a ) に示す 2 つの積算画像の減算処理後の画像の表示例を示す図。

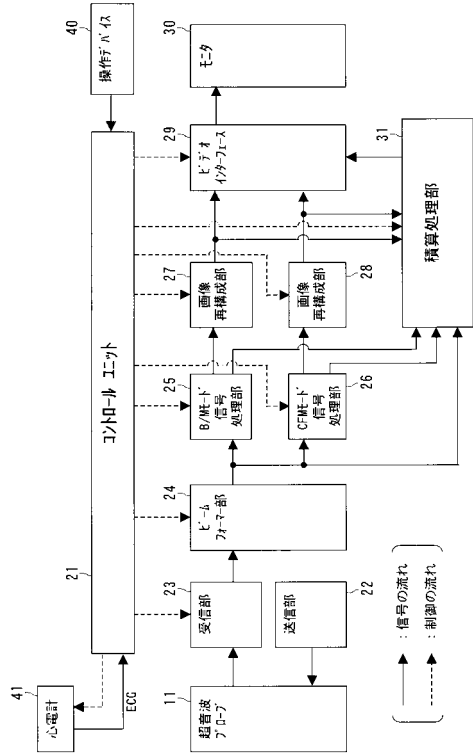
【図 13】従来例の計測されている心筋と冠動脈の関係を説明する模式図。

【図 14】従来例の輝度変化曲線を説明するグラフ。

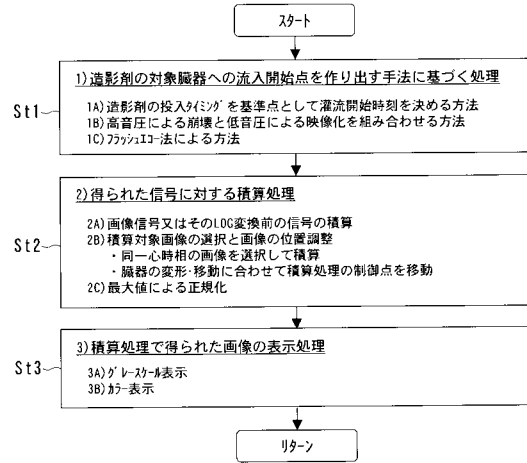
【符号の説明】

- |       |                      |    |
|-------|----------------------|----|
| 1 1   | 超音波プローブ              |    |
| 2 1   | コントロールユニット           |    |
| 2 2   | 送信部                  |    |
| 2 3   | 受信部                  | 30 |
| 2 4   | ビームフォーマー部            |    |
| 2 5   | B / Mモード信号処理部        |    |
| 2 5 a | バンドパスフィルタ            |    |
| 2 5 b | 包絡線検波部               |    |
| 2 5 c | LOG変換部               |    |
| 2 5 d | エッジ強調部               |    |
| 2 6   | CFMモード信号処理部          |    |
| 2 7   | 画像再構成部 ( B / Mモード用 ) |    |
| 2 8   | 画像再構成部 ( CFMモード用 )   |    |
| 2 9   | ビデオインターフェース          | 40 |
| 3 0   | モニタ                  |    |
| 3 1   | 積算処理部                |    |
| 3 1 a | 第 1 逆 LOG 変換部        |    |
| 3 1 b | 第 1 積算処理部            |    |
| 3 1 c | 第 3 LOG 変換部          |    |
| 3 1 d | 第 2 積算処理部            |    |
| 3 1 e | 第 2 LOG 変換部          |    |
| 4 0   | 操作デバイス               |    |
| 4 1   | 心電計                  |    |

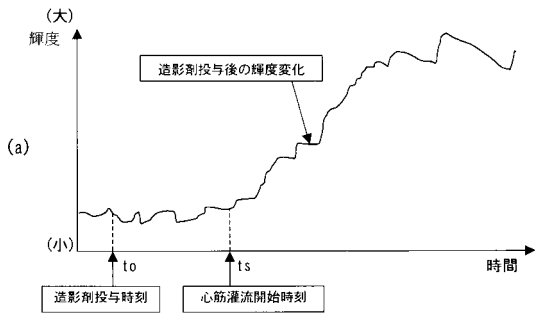
【図1】



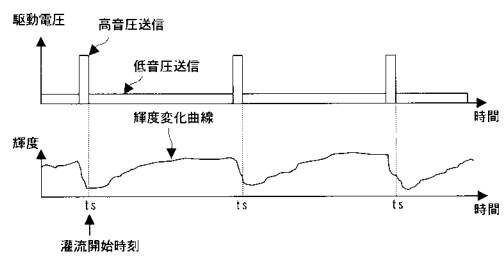
【図2】



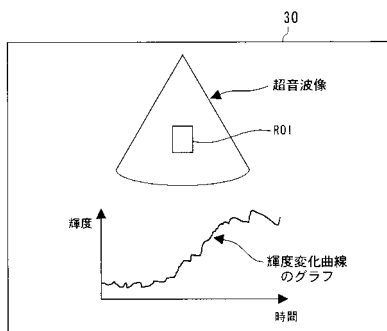
【図3】



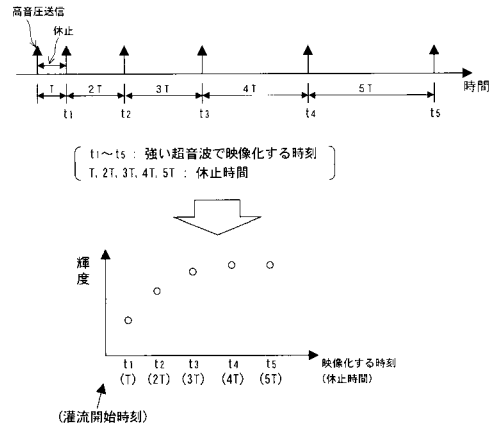
【図4】



(b)

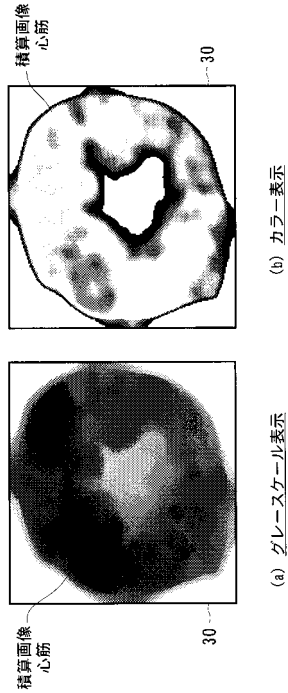


【図5】

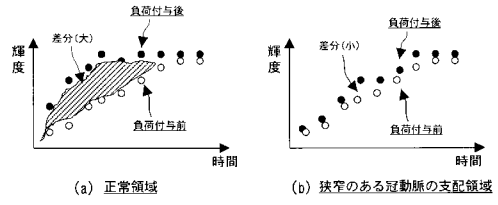




【図10】

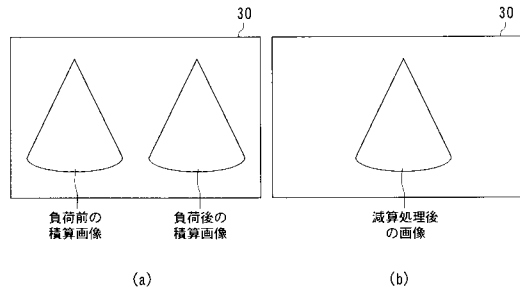


【図11】

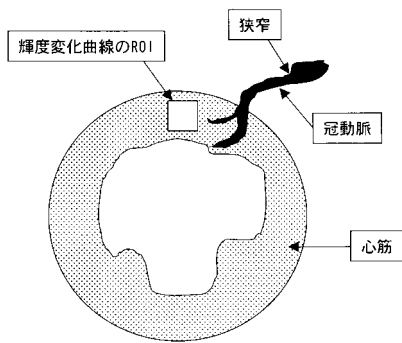


冠動脈狭窄の有無による輝度変化曲線の変化

【図12】

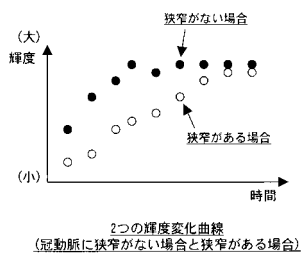


【図13】



計測されている心筋と冠動脈の関係

【図14】



---

フロントページの続き

- (74)代理人 100078802  
弁理士 関口 俊三
- (72)発明者 神田 良一  
栃木県大田原市下石上字東山1385番の1 株式会社東芝 那須工場内
- (72)発明者 別府 慎太郎  
大阪府池田市旭丘3-2-15
- (72)発明者 石蔵 文信  
大阪府大阪市淀川区十三東2-6-43
- (72)発明者 赤土 正洋  
大阪府大阪市城東区鴨野西2丁目10-27 レジオン大阪城公園901

審査官 川上 則明

- (56)参考文献 特開2002-224112(JP,A)  
特開平08-182680(JP,A)  
特開平09-024047(JP,A)  
特開平11-137550(JP,A)  
特開平11-155858(JP,A)  
特開平08-308831(JP,A)  
特開平08-096143(JP,A)  
特開平05-087909(JP,A)  
特開平07-079981(JP,A)  
特開昭62-268538(JP,A)  
特開2001-029347(JP,A)  
特開2001-070304(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/06

专利名称(译)	超声波诊断装置及び超声波信号解析装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4113702B2</a>	公开(公告)日	2008-07-09
申请号	JP2001370436	申请日	2001-12-04
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 石蔵 文信 红壤正弘		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 别府晋太郎 石蔵 文信 红壤正弘		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 别府晋太郎 石蔵 文信 红壤正弘		
[标]发明人	神田良一 别府慎太郎 石蔵文信 赤土正洋		
发明人	神田 良一 别府 慎太郎 石蔵 文信 赤土 正洋		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C301/DD01 4C301/JB30 4C601/DD03 4C601/DE04 4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/HH21 4C601/JB34 4C601/JB46 4C601/LL27		
代理人(译)	波多野尚志		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2003164452A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：通过简单的技术准确，稳定地描绘血液灌注到活体内感兴趣组织的程度。解决方案：超声波诊断设备包括超声波探头11，控制单元21，发送部分22，接收部分23，波束形成器部分24，B / M模式信号处理部分25，CFM模式信号处理部分26，图像重建部分27和28，视频接口29，监视器30等，用于对通过施用于对象的造影剂的反射和散射获得的超声信号进行成像。超声波诊断设备具有积分处理部分31，用于确定当用造影剂灌注受试者的组织时的灌注开始时间，然后在确定的灌注开始时间之后按时间序列积分多个图像或相应的信号，同时对准位置内的位置组织，并显示集成图像或相应信号。 Z

