

(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2004-208807
(P2004-208807A)

(43) 公開日 平成16年7月29日(2004.7.29)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06	A 6 1 B 8/06	4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	G 0 6 T 1/00 2 9 0 D	4 C 6 0 1
		5 B 0 5 7

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2002-379760 (P2002-379760)	(71) 出願人	302069240 株式会社ワイディ 奈良県生駒市俵口町1879番地51
(22) 出願日	平成14年12月27日(2002.12.27)	(71) 出願人	501402936 株式会社エム・イー 長野県長野市神明87番地
		(71) 出願人	503005386 伊藤 浩 大阪府大阪市北区梅田2-4-32 桜橋渡辺病院内
		(74) 代理人	100093517 弁理士 豊田 正雄
		(72) 発明者	伊藤 浩 大阪府大阪市北区梅田2-4-32 桜橋渡辺病院内

最終頁に続く

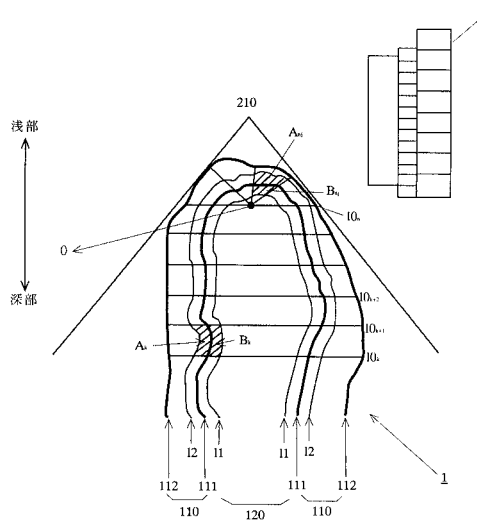
(54) 【発明の名称】 マイオカーディアルブラッドボリュームマップによる血液量解析・表示方法

(57) 【要約】

【課題】本発明は、超音波診断装置より得られたコントラストエコー画像から心筋の血液灌流状態を解析し、視覚的かつ定量的に検者に、前記の血液灌流状態を判断する情報を提供する方法を開発することを目的とする。

【解決手段】気泡性超音波造影剤を血管に注入して超音波診断装置によって得られた心筋と心腔のコントラストエコー画像を評価する血液量解析・表示方法において、計算領域を細分化して心筋、心腔の音場が同等と思われる部位で、心筋の輝度と心腔の輝度の差分を求め、前記差分位で心筋の血液量を求め、その血液量に対してカラー表示を行う手段、を備えたことを特徴とするマイオカーディアルブラッドボリュームマップによる血液量解析・表示方法である。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項1】

気泡性超音波造影剤を血管に注入して超音波診断装置によって得られた心筋と心腔のコントラストエコー画像を評価する血液量解析・表示方法において、
計算領域を細分化して心筋、心腔の音場が同等と思われる部位で、心筋の輝度と心腔の輝度の差分を求め、前記差分位で心筋の血液量を求め、その血液量に対してカラー表示を行う手段、
を備えたことを特徴とするマイオカーディアルブラッドボリュームマップによる血液量解析・表示方法。

【請求項2】

請求項1に記載のマイオカーディアルブラッドボリュームマップによる血液量解析・表示方法において、

コントラストエコー画像より得られる関心領域に対しての、心筋の輝度を I_1 、心腔の輝度を I_2 、および定数を K としたとき、アンプリチュード A を、

$$K \log_{10} A = I_1 - I_2$$

なる式から求め、関心領域における心筋の血液量 V (単位 $\text{ml}/100\text{g}$) を

$$V = 100 \times A \text{ (ml/100g)}$$

と求める手段、

を備えたことを特徴とする請求項1に記載のマイオカーディアルブラッドボリュームマップによる血液量解析・表示方法。

【請求項3】

請求項1に記載のマイオカーディアルブラッドボリュームマップによる血液量解析・表示方法で使用されるコントラストエコー画像において、(1)心筋と心腔との境界である心内膜、および心筋の外側の膜(心外膜)をそれぞれトレースし、心内膜の前記トレース線(心内膜線)に対して d_2 の間隔で内側および外側に心内膜線に沿って内線と外線を描画し、さらに深部方向に対して音場が同じと思われる境界線(音場線)を d_1 の等間隔に描画して、心内膜線と内線および音場線で囲まれる領域を心腔部計算領域とし、心内膜線と外線および境界線で囲まれる領域を心筋部計算領域とする手段、

(2)前記の計算領域に対して、心筋部計算領域の平均輝度から心腔部計算領域の平均輝度を差し引いて差分値を求め、前記の差分値に相当する色をカラーテーブルから選択して境界線で区切られる心筋全体を色づけする手段、

(3)音場線を d_1 ずつずらして前記の差分計算を繰り返し、全心筋を色づけする手段、
を備えたことを特徴とする等間隔スライディングウィンドウ法。

【請求項4】

請求項3に記載のスライディングウィンドウ法において、

より音場領域の音場差(輝度差)の影響を縮小するために、計算領域を微小に深部方向(例えば微小移動間隔 $d_3 (= d_1 / 10)$)にずらしながら心筋部計算領域の輝度と心腔部計算領域の輝度との差を計算し、計算した差分値で心筋を色づけする手段、

を備えたことを特徴とする重複スライディングウィンドウ法。

【請求項5】

請求項3に記載のスライディングウィンドウ法において、

心内膜線と心外膜線および音場線で囲まれる領域の各ピクセル(画素)ごとに輝度を求め、この輝度と心腔部計算領域の平均輝度を引いて輝度の差分を求め、心筋内の色づけを前記差分値で画素単位で行う手段、

を備えたことを特徴とするピクセルバイピクセル法。

【請求項6】

請求項3～5に記載の心筋の色づけ方法において、

パワーモードのようなカラー画像では心腔の色が心内膜から心筋に滲み出す場合があり、この滲み出しによる影響を排除するために、心内膜線の内側と外側に一定の間隔を置いてバッファ線を引き、バッファ線と外線、バッファ線と内線とに囲まれる部分を計算領域と

10

20

30

40

50

する手段、
を備えたことを特徴とする心筋色づけ方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明が属する技術分野】

本発明は、気泡性超音波造影剤を血管に注入して超音波診断装置によって得られるコントラストエコー画像に対して、心筋部と心腔部の輝度を手がかりに、心筋部と心腔部の画像を解析し、心筋の血液量を視認的、定量的に解析して、虚血性心疾患などの発見や治療の手助けとなるコントラストエコー画像解析法に関する。

【0002】

【従来の技術】

X線診断装置、X線CT装置、MRI装置、核医学診断装置などは、人体の内部組織を外科的な手術を用いずに診断できるという特徴を持っている。しかしその一方、被曝や検査時間を要するなどの問題があった。又カテーテル検査はカテーテルを血管内に挿入するという侵襲的な検査である。その点、超音波を利用した超音波診断装置は音（波長の短い音波）を用いるために、前者の装置によって生じる、核被曝や放射線被曝、あるいは磁気による体内組織への影響がほとんどないという特徴を持っている。すなわち、超音波診断装置は無侵襲性検査装置であり、リアルタイムの画像表示が可能であり、短期間の反復使用を行っても危険性は少なく、短い時間で検査を行えるなどの特徴を有している。また装置が小型で安価なために、各病院で導入がしやすいだけでなく、医師が直接装置を操作しながら関心領域（ROI：Region Of Interest）を綿密に検査することが容易になっている。

【0003】

超音波診断装置では、超音波プローブを体表に当て、振動子から発信される超音波の反射波を受信することによって、体内組織の断面画像を得ることができる。このため、心臓、腹部、乳腺、子宮内の胎児の動きなどの観察がリアルタイムに行える。またパワードプラ法を用いることによって、血流量のイメージングが可能となっている。

【0004】

全身を循環してきた血液は、静脈から右心房、右心室と送られ、右心室から動脈を通して肺に送られ、肺で酸素が供給される。肺で供給された酸素を含んだ血液は左心房、左心室を通り、動脈を通して全身に送られる。このとき、一部の血液は動脈から枝分かれした冠状動脈（冠動脈）へと送られる。冠動脈は心筋を蜘蛛の巣状に覆い、心臓の活動のもととなる酸素や栄養分を供給している。この冠動脈が血栓や血管の異常によって詰まったり細くなったりすると、心筋への血液量が不足し、心臓の働きに悪影響を及ぼすことになる。冠動脈が閉塞して筋細胞が壊死に陥ると、心筋細胞の収縮力が消失する。これが心筋梗塞である。閉塞までいかなくても、血管が細くなるなどの原因で心筋への血液供給量が減少した場合にも、心臓への悪影響が生じる。これが狭心症である。これらの心筋梗塞や狭心症を虚血性心疾患という。

【0005】

超音波診断装置による心臓などの検査では、造影剤を注入して血流動態評価が行われている。静脈からの造影剤の注入は侵襲性が小さいために、血流動態の評価法として使用されている。この診断では、診断部位における造影剤の空間分布の時間変化の様子を輝度変化の広がりや輝度増強の程度を観察したり、造影剤の注入から関心領域に造影剤が到達するまでの時間および関心領域の造影剤によるエコー輝度の時間変化TIC（Time Intensity Curve）などを求めることが行われている。

【0006】

生体臓器からの超音波の反射波（エコー信号）は比較的非線形挙動を起こしにくい。しかし、微小気泡（マイクロバブル）を主成分に含む超音波造影剤を使用して得られるエコー信号は非線形挙動による非基本波成分が含まれる。そのため、非基本波成分のみを分離して検出すれば、生体臓器と空洞部（血管内部や心臓の心腔部など）を良好なコントラスト比の造影剤画像として得ることができる。

10

20

30

40

50

【0007】

以上のようなコントラストエコー法を用いた公開特許としては、『超音波診断装置および超音波診断方法』（特許文献1）や『超音波診断装置及び超音波診断方法』（特許文献2）などがある。前者では、超音波パルスの送信音圧を最適に制御して造影剤による輝度増強を高めることによって、より効果的なコントラストエコー画像を得る方法について触れている。後者は、微小気泡を主成分とする超音波造影剤を用いたコントラストエコー法を実施する際の、操作者の労力や負担を軽減させるための装置とその方法に関するものである。微小気泡の消失情報をスピーカを通して音情報として診断者に知らせるなどの方法が提唱されている。

【0008】

【特許文献1】

特開平11-155858号公報

【特許文献2】

特開2001-178722号公報

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

微小気泡を主成分とする超音波造影剤を用いたコントラストエコー法による超音波診断装置による心臓などの検査では、コントラストエコー画像から、心筋梗塞や狭心症等の虚血性心疾患を読みとるには熟練を要する。それは以下のような理由による。

【0010】

気泡性超音波造影剤を血管に注入し、体表に当てた超音波プローブから発信した超音波を関心領域（ROI）に当てると、造影剤に含まれる気泡で超音波が反射される。造影剤を含む血液部分は反射されるエネルギーが高く、輝度情報に変換して画像表示すると明るく映る。血液が十分に行き届いていないと、その輝度が暗くなる。このため、心筋部の輝度を比較すれば、心筋に十分血液が行き届いているかどうかの判断ができるわけである。

【0011】

ところが、プローブから発信された超音波は体表から遠くなればなるほど（体内深部ほど）、超音波信号の減衰が生じる。また、プローブはフォーカスを設定することができるが、その場合、他の場所よりも焦点周辺部がエネルギーの高い状態となる。さらに、パワーDプラやBモードから得られるカラー画像の場合には、心腔部のカラーが心筋部に滲み出すなどの問題がある。このような理由から、心筋部、心腔部のコントラストエコー画像から血液の灌流状態を正しく判断することは難しい。

【0012】

以上のように、従来のコントラストエコー画像では、超音波信号の深さ方向の減衰やフォーカスの辺りでのエネルギーの最大化によって、輝度にばらつきが生じていた。ところが従来の画像処理では、この音場やフォーカスの違いによる輝度変化の補正がなされないまま計測がなされてきた。このため、従来の方法で計測される数値では、各部位における数値の差が音場の違いによって起こるものか、心腔部、心筋部の灌流状態により起こるものか、判定しづらかった。

【0013】

以上の問題点を別にしても、コントラストエコー画像から心腔部、心筋部の灌流状態を読み取ることは検者の力量（熟練度）に依存し、誰もが容易にかつ正確に把握することが難しい状態にある。なぜなら、客観的に画像処理がなされていないうえ、定量的に解析されてこなかったからである。

【0014】

以上の点に鑑み、本発明が解決しようとする課題は、超音波診断装置より得られたコントラストエコー画像から心筋の血液灌流状態を解析し、視覚的かつ定量的に検者に、前記の血液灌流状態を判断する情報を提供する方法を開発することである。

【0015】

【課題を解決するための手段】

10

20

30

40

50

上記の発明が解決しようとする課題を解決するために、本発明では以下のような医学的な事実を考慮する。

- 1) 心腔(心房、心室)部には血液が充満している。
- 2) 一般に血液の灌流障害は、心筋部の心外膜側よりも心内膜側から発症する傾向にある。

また、超音波診断装置から得られるコントラストエコー画像には以下の問題点を含んでいる。

- a) 超音波の特性上、心外膜方向の画像は心内膜方向の画像に比べて画像が鮮明でない場合がある。
- b) パワードプラモードの場合、心腔内の色が心外膜方向に滲み出していることがある。
- c) コントラストエコー画像の輝度は、深さ方向の音場の違いやフォーカス位置の違いによって、一定していない。
- d) ノイズによる輝度のばらつきがある。

以上の点を考慮して、本発明では同じ音場と思われる位置で心筋部と心腔部を細分化して比較・検討することによって、上記の問題点を解決する。具体的には以下のような解析法とする。

【0016】

気泡性超音波造影剤を血管に注入して超音波診断装置によって得られた心筋部と心腔部のコントラストエコー画像を評価する心筋部の血液灌流状態を解析する際に、計算領域を細分化して心筋部、心腔部の音場が同等と思われる部位で心筋部の輝度と心腔部の輝度の差分を求め、前記差分値で心筋部をカラー表示する。これが、本発明のマイオカーディアルブラッドボリュームマップによる血液量解析法の基本である。なおマイオカーディアルブラッドボリュームマップ(Myocardial Blood Volume Map、以下“MBVM”と記述)とは、心筋の血液量分布図の意味で、心筋の血液の灌流状態を色で表示分けした画像のことである。

【0017】

本発明では、また、定量的に心筋部の血液灌流状態を以下の方法で数値化する。MBVMによる血液量解析法においては、コントラストエコー画像より得られる心筋部の輝度を I_1 、心腔部の輝度を I_2 、および定数を K としたとき、アンプリチュード A (Amplitude A)を、

$$K \log_{10} A = I_1 - I_2$$

なる式から求め、現状の心筋の血液量 V (単位ml/100g: Blood Volume)を

$$V = 100 \times A \text{ (ml/100g)}$$

と求める。この式によって、関心領域の心筋部における血液量が算出される。なお、定数 K はダイナミックレンジ(Dynamic Range)の値によっては10とか20などの値を取る。

【0018】

MBVMを得るために、本発明では以下の3通りの方法を用意する。まず、等間隔スライディングウィンドウ(Sliding Window)法について説明する。心筋部と心腔部との境界である心内膜、および心筋部の外側の膜をそれぞれトレースし、前記心内膜線に対して d_2 (1~20mm)の間隔で内側(心腔側)および外側(心筋側)に、心内膜線に沿って線を描画する。前者を内線、後者を外線と呼ぶ。

【0019】

さらに深部方向に対して音場が同等と思われる境界線(音場線、 $d_1 < 1 \sim 20\text{mm} >$)を描画し、心内膜線と内線および音場線で囲まれる領域を心腔部計算領域とし、心内膜線と外線および境界線で囲まれる領域を心筋部計算領域とする。前記の計算領域に対して、心筋部計算領域の平均輝度から心腔部計算領域の平均輝度を引き、その差分値に相当する色をカラーテーブルから選択して、音場線で区切られる心筋全体を色づけする。

【0020】

音場線を d_1 ずつずらして前記の差分計算を繰り返し、全心筋を色づけする。音場線と音

10

20

30

40

50

場線との間隔を d_1 に取り、計算領域の輝度平均を取っているのは、ノイズの影響を極力押さえるためである。また心筋全体を、心筋部計算領域の値で代表して色づけしているのは、心外膜方向では輝度情報が正確に得られない場合があることと、血液灌流障害は心内膜の方向から起きるという事実を考慮したからである。

【0021】

重複スライディングウィンドウ法は、基本的に等間隔スライディングウィンドウ法と同じ計算領域の細分化を行う。異なる点は、より音場領域の音場差（輝度差）の影響を縮小するために、音場線を微小間隔 d_3 で垂直軸に沿ってずらしながら心筋部計算領域の輝度と心腔部計算領域の輝度との差を計算し、計算した差分値で心筋部を色づけする点である（例えば $d_3 <= 0.5\text{mm} >$ ）。この方法では、垂直軸にずらす間隔が短いために、計算領域が部分的に重なる形になる。色は、順次新しい計算値（差分値）で塗りつぶすことになる。音場線の間隔を d_1 より小さな間隔 d_3 ずつずらしているが、計算領域は d_1 の範囲としているのは、ノイズの影響が現れないようにするためである（計算領域が狭ければ狭いほど、ノイズの影響を受けるため）。

10

【0022】

ピクセルバイピクセル（Pixel by Pixel）法も計算領域の取り方は前記のスライディングウィンドウ法と同じであるが、以下の点で異なる。すなわち、心内膜線と心外膜線および音場線で囲まれる領域の各ピクセル（画素）ごとに輝度を求め、この輝度と心腔部計算領域の平均輝度を引いて輝度の差分を求め、心筋部内の色づけを前記差分値で画素単位で行う。この方法では、心筋部の心内膜から心外膜までの範囲を元のコントラストエコー画像をそのまま評価することができる。ただし、ノイズによる不具合もそのまま表示することになるのと、心外膜付近の画像が不鮮明であるという問題点もそのまま表示することになる。

20

【0023】

前記のスライディングウィンドウ法やピクセルバイピクセル法による心筋の色づけ方法において、パワーモードのようなカラー画像では心腔部の色が心内膜から心筋部にかけてしみ出している場合があるので、その場合にはしみ出しによる正確な心筋部の計測が行えないことがある。そこで、このしみ出しによる影響を排除するために、心内膜線の内側と外側に、ある一定の間隔でバッファ線を引き、バッファ線と外線、バッファ線と内線とに囲まれる部分を計算領域とする手段を用意する。バッファ線を引く間隔は d_4 （ $= 0.5\text{mm}$ ）

30

【0024】

【発明の実施の形態】

本発明の実施の形態を図を用いて説明する。本発明は超音波診断装置より得たコントラストエコー画像をもとに心筋部の血液灌流状態を解析するものである。解析に使用するハードウェアはコンピュータ装置である。超音波診断装置より得られたコントラストエコー画像をCDやMOなどの大容量外部記憶媒体に保存し、その外部記憶媒体の画像をもとに画像解析する。

【0025】

図1は、超音波プローブによる走査の様子を示したものである。体表に当てた超音波プローブ2の先端部210から発信された超音波 b_1 、 b_2 、... b_n （実際には連続的に発信）は対象物で反射され、反射波は再びプローブで受信され、デジタル化されてコントラストエコー画像として編集されてメモリあるいは記憶装置に記録される。図で示した浅部方向が体表の方向であり、深部方向が体内内部方向になる。受信した反射波（エコー）は輝度情報変換され、パワードブラ法などではカラー画像情報の形で得られる。先端部210から等距離 r にある場所が同一の音場（超音波の強さが等しい場所）となる。図の10は等音場線を表している。

40

【0026】

超音波のエコー画像では深さ方向（図1の深部方向）では輝度の減衰が起こる。またフォーカスの辺りでエネルギーが最大になる。このため、従来のように輝度の絶対値で画像表

50

示したのでは、正しく画像評価ができない。そこで本発明では、音場が同等と思われる部位の心筋部と心腔部の輝度の差分で心筋部を色づけする。以下で具体的に心筋部の色づけ操作について説明する。なお以下の操作は、パワーモードのみでなく、サードハーモニック、1.5ハーモニック等の白黒画像に対しても同様に扱うことができる。なぜなら、輝度情報のみで解析を行うからである。

【0027】

図2は、心筋部と心腔部のコントラストエコー画像の例である。パワーモードではカラー画像、サードハーモニック、1.5ハーモニックでは白黒画像となっている。画像は以下のタイミングで撮影されたものである。気泡性超音波造影剤は、静脈から注入される。動脈からの注入する方法もあるが、侵襲性は静脈注射の方が小さいために、一般に静脈からの注入法が用いられる。造影剤が関心領域に到達し、十分に満たされたと思われるタイミングを計って撮影される。心臓部の場合には、心電図(ECG : Electro Cardio Gram)の波形でタイミングが計れる。

10

【0028】

装置によっては1回のタイミングで2枚撮影する。最初の1枚目は造影剤が満たされた状態であり、2枚目は1枚目を撮影した直後(約100msec後)に同じ部位を撮影する。気泡を含む造影剤に超音波が当たると、気泡の大半は消失する。このため、1枚目の画像と2枚目の画像を比較することによって、1枚目の画像のノイズの状態や、造影剤が予測した通り関心領域に充満していたかなどの判断がつく。例えば、1枚目と2枚目の画像が同じ場合には、造影剤が行き届いていないうちに1枚目が撮影された可能性があり、解析の対象とならないことを意味する。図の左画像は1枚目の画像、右画像は2枚目の画像である。ただし、以下でサンプルとして挙げた画像(画面)は、左画像が解析のための作業画像であり、右画像はオリジナルの画像(未処理の左の画像)である。

20

【0029】

図3は、図2の画像に対して心内膜と心外膜のトレース線を入力し、輪郭線と境界線(音場線)を描画した図である。輪郭線はマウスなどのデバイスで手入力する。心内膜を表す輪郭線を「心内膜線」と呼び、心外膜を表す輪郭線を「心外膜線」と呼ぶことにする。等間隔スライドウィンドウ法における心筋部の色づけは、次の手順で行う。

【0030】

1) オリジナルのコントラストエコー画像に対して、心内膜111(心内膜線)と心外膜112(心外膜線)をトレースする。この心内膜線と心外膜線の間が心筋110である。人手による入力はこのトレースだけであり、以下はプログラムが自動的に処理する。

30

2) 心内膜の内側と外側に、心内膜に沿ってd2の間隔で内線11と外線12を描画する。

3) 心尖部210(図1の先端部)より長軸の深さ方向(図3の深部方向)に対してd1の間隔で垂直線10_k(k=0~n、nは分割数、図では横方向の線)を描画する。このd1の間隔で引いた垂直線で挟まれる範囲をほぼ同一の音場であるとして計算するため、この垂直線10を「等音場線」あるいは単に「音場線」と呼ぶことにする。また心内膜111、内線11、外線12および音場線10で囲まれる領域が計算領域である。心内膜線111、外線12および音場線10_kと10_{k+1}に囲まれる領域(心筋部計算領域)の平均輝度A_k、ならびに心内膜線111、内線11および音場線10_kと10_{k+1}に囲まれる領域(心腔部計算領域)の平均輝度B_kを求める。

40

4) 心筋部の輝度と心腔部の差分_kは

$$k = A_k - B_k$$

と計算される。この差分の値_kに相当する色をカラーテーブルcより選択し、音場線10_kと10_{k+1}で挟まれる心筋部全体を、選択した色で色づけする。図4の斜線部がカラーテーブルより選択した色で色づけした部分である。

5) 以下順次、計算領域をずらして(輝度の添え字kを1ずつ増やして)差分を計算し、全心筋部を差分値に対応する色で色づけする。

【0031】

50

なお本発明では d_1 を1~20mm、 d_2 を1~20mmの幅に取る。 d_1 を1~20mmとしているのは、この範囲を同一音場として判断できるからである。また等音場線は、図1に示したように先端部210から等距離の l_0 の線上であるが、図3の例では等音場線を直線で近似している。より正確に同一音場を要求する場合には、図5のように画像の頂点を中心点にして深部方向に対しては円弧で分割すればよい。対比する計算領域 (A_k と B_k) が狭い範囲であり、隣接していることから、直線で囲まれる領域を等音場として扱っても、それほど問題にはならない。ただし心尖部210は範囲が広がるために、図3に示すように心尖部(図の例では n 分割目)を点0を中心に放射状に何分割化して、さらに細分化エリアとする。図3は4分割したときの例である。このとき、差分 n_j は

$$n_j = A_{n_j} - B_{n_j} \quad (j = 1 \sim 4)$$

10

と求める。

【0032】

次に重複スライディングウィンドウ法を説明する。重複スライディングウィンドウ法も基本的に等間隔スライディングウィンドウ法と同じであるが、計算領域のスライド(ずらし)に違いがある。すなわち図6で示すように、計算領域 A_k 、 B_k の取り方は等間隔スライディングウィンドウ法と同じであるが、計算領域を心内膜111に沿って微小間隔 d_3 (例えば、1mm) ずつずらしている点である。これによって深さ方向に対する音場の違いをより細かに補正することができる。

【0033】

なお、計算領域を深さ方向に d_3 間隔で取っていないのは、課題を解決するための手段で述べたように、ノイズの影響を排除するためである(部分的にノイズがあっても、広範囲<といっても、最大でも20mm四方の狭い範囲ではあるが>の領域で平均化することによってノイズの影響を抑えているため)。また、図の例では計算を深部方向から行っているが、先端部(浅部)方向から行ってもよい。この点はプログラミング上の問題であって、基本的に本発明の関与する範疇ではない。

20

【0034】

心筋部の色を心内膜付近の心筋部計算領域の計算で代表して塗りつぶしているのは、次のような理由による。すなわち先にも述べたように、心外膜付近では画像が鮮明でない場合があることと、血液灌流異状は心内膜付近から始まる傾向にあるという医学的事実により、心筋の血液灌流状態の異変を判断するためには、上記の方法を用いても問題はないとい

30

【0035】

もし、心内膜方向と心外膜方向とを独立して計算し色分けするには、図7に示すように心内膜部 (A_k) と心外膜部 (A_k') との2領域に分けて計算してもよい。さらに、もっと心筋の厚さ方向(図の縦軸方向)に細分化して計算領域を取ってもよい。いずれにしろ、差分の対象になる輝度は B_k である。

【0036】

ピクセルバイピクセル法も、計算領域の取り方は等間隔スライディングウィンドウ法と同じであるが、心筋部計算領域を心内膜と心外膜の間まで拡大し、しかも差分計算ではピクセル(画素)単位で行う点で異なる。図8は、ピクセルバイピクセル法による計算領域を示した図である。心腔部計算領域は等間隔スライディングウィンドウ法と同じ B_k であるが、心筋部計算領域は音場線 l_{0k} 、 l_{0k+1} および心内膜111と心外膜112とで囲まれる範囲であり、計算の対象はピクセル A_{kj} (j は心筋部計算領域に含まれるすべてのピクセル) であり、差分 k_j は

40

$$k_j = A_{kj} - B_k$$

と計算する。差分 k_j に対応するカラーテーブルの色を選択して、対応するピクセルを色づけする。これによって、心筋の精密な状態が色で判断することができる。ただし、心筋部計算領域にノイズがある場合には、そのノイズもそのまま計算して色づけすることになる。

【0037】

50

以上、3通りの色づけについて説明してきたが、パワーモードなどでのカラー画像では、心腔部の色が心内膜から心筋部内にかけて滲み出すこと（ブルーミング＜blooming＞）があるので、この影響を排除する必要がある。そこで本発明では図9に示すように、心内膜111からd4間隔を置いて、心内膜の内側と外側にそれぞれバッファ線b1、b2を引く。心腔部計算領域 B_k は音場線 l_{0k} 、 l_{0k+1} 、バッファ線b1、内線l1に囲まれる領域とし、心筋部計算領域 A_k は音場線 l_{0k} 、 l_{0k+1} 、バッファ線b2、外線l2に囲まれる領域とすることによって、ブルーミングによる影響を排除することができる。もちろん、ピクセルバイピクセル法の場合には、心筋部計算領域はバッファ線b2から心外膜までの間となる。なおd4の値は0.5mm単位で可変で選べるようにしておけば、バッファ線は自動的に描画される。

10

【0038】

図10の画像が、実際に上記の方法で色づけした心臓の状態を表している。この色が心筋における血液灌流状態を表している。色が暗くなっていく（カラーテーブルcの下の方の色）ほど、灌流状態が悪いことを表す。従って、色づけされたカラー画像をみれば、一見して灌流状態が把握できる。

【0039】

以上の色づけは、視覚的に血液の灌流状態を示すものである。これに対して、実際の血液量を数値化する方法が以下の数式である。コントラストエコー画像の関心領域より得られる心筋部の輝度を I_1 、心腔部の輝度を I_2 、および定数を K としたとき、アンプリチュード A を、

20

$$K \log_{10} A = I_1 - I_2 \quad \dots \dots \dots \quad (\text{式1})$$

なる式から求める。ここで、 I_1 、 I_2 は上記の A_k と B_k に対応している。またアンプリチュード A は、心腔の血液量100ml/100gとしたときに対する、現時点（コントラストエコー画像）の心筋の血液流量比を表す（実際に観測されているのは気泡の濃度比であるが、これは血液量に比例しているから、同等のものとして扱っても差し支えない）。なお K は状況によって決まる定数であり、ダイナミックレンジの値によっては、10とか20などの値を取る。

【0040】

従って正常時、関心領域の心筋部における血液量 V （単位ml/100g）は

$$V = 100 \times A \quad (\text{ml/100g})$$

30

と計算できる。例えば、

$$\text{輝度差} = -10\text{dB} \quad (\text{ } = I_1 - I_2) \quad \text{および} \quad K = 10$$

としたとき、式1より

$$A = 1/10$$

となる。従って関心領域の血液量 V は

$$V = 100 \cdot A = 10\text{ml/100g}$$

となる。心筋内の血液量は心腔内の血液量より少ないから、この値は正常であることを示している。

【0041】

【発明の効果】

40

コントラストエコー画像から心筋内の血液灌流状態を判断するには経験を要し、専門の医師でも簡単には判断することが難しかった。しかもコントラストエコー画像は超音波診断装置から来る問題として、ノイズが含まれていたり、深さ方向で音場（超音波の強さ）の減衰や、フォーカス付近で輝度が強調されるなどの問題を含んでいる。ところが従来の解析法では、このような問題をなんら補正することなく放置されていたために、経験だけが頼りという状態が続いていた。

【0042】

本発明では上記の問題を、等音場での、心腔内の輝度と心筋内の輝度の差分を取ることで解決した。すなわち、音場の減衰やフォーカス付近の強調があっても、等音場の心腔、心筋を計算領域として差分を取ることで、場所による減衰や強調から発生する

50

問題を解消している。さらに部分的に発生するノイズの問題は、計算領域（ほぼ等音場と思われる狭い範囲の領域）の輝度の平均値化によって解決している。またパワーモードなどのカラー画像で発生する滲み出しの問題も、バッファ線を設けることによって解決している。このような理由から、本発明の解析法で得られる、色づけされた心筋の画像をみれば、一見して心筋の血液灌流状態がわかる。というのも、カラーテーブルの色は血液の灌流状態を示しているからである。

【0043】

以上の解析を行うには、検者（一般に医師）は心筋の心内膜線と心外膜線を引くだけでよく、あとはプログラムがすべて処理するから、誰にでも簡単に利用でき、なおかつ誰にでも心筋の血液灌流状態を判断することができる。また本発明の血液量計算式を用いれば、

10

【0044】

色づけに対しては、3通りの方法を提唱した。スライディングウィンドウ法では、心内膜付近の灌流状態を色で表現する。等間隔スライディングウィンドウ法の場合には計算速度が速く、重複スライディングウィンドウ法では連続的に心筋の血液灌流状態が表現される。スライディングウィンドウ法では心内膜付近の血液灌流状態で心筋全体を代表しているが、発明の実施の形態でも触れたように、計算領域を心筋の厚さ方向（心内膜から心外膜方向）に細分化して差分を取れば、心内膜から心外膜の方向にも正確な血液灌流状態を表示することもできる。

20

【0045】

ただし、先にも述べたように、心外膜付近は鮮明な画像が得られない場合があるので、現時点では、本発明の請求項に記述した心内膜の計算領域の差分値で心筋の全体を代表してもさほど問題はない。というのも、灌流障害は心内膜の方から起きやすいという事実により、心内膜付近の解析が正確に行われれば、医学的にそれほど問題にはならないからである。

【0046】

ピクセルバイピクセル法では、心筋全体をピクセル単位で評価するために、上記のような問題はない。すなわち、心内膜から心外膜まで、オリジナルのコントラストエコー画像を正確に評価することができる。ただし、心筋内のノイズや心外膜付近の不鮮明さもそのまま評価して色づけされるために、現時点では必ずしもスライディングウィンドウ法より優れているとは一概にいえぬ。従って将来、ノイズがなく、しかも心外膜付近まで鮮明なコントラストエコー画像が得られるときには、詳細な評価法として有効活用ができることになる。

30

【0047】

本発明の解析・表示方法はコントラストエコー画像さえあれば（得られれば）、ごく普通に使われているパソコンでも利用できる。このため、誰にでもコストの掛からない画像解析ソフトとして導入することができる。また操作もいたって簡単なために、パソコンに不慣れな医師にも有効なツールである。

【図面の簡単な説明】

40

【図1】超音波プローブによるコントラストエコー画像を撮影する方法を説明するための超音波走査線（超音波ビーム）を示す図である。

【図2】コントラストエコー画像を説明するための図である。

【図3】本発明の等間隔スライディングウィンドウ法を説明するための心臓（心筋と心腔）の断面図である（深部方向に直線で等分割した例）。

【図4】本発明の等間隔スライディングウィンドウ法での色づけ方法を説明するための心臓（心筋と心腔）の断面図である。

【図5】本発明の等間隔スライディングウィンドウ法を説明するための心臓（心筋と心腔）の断面図である（深部方向に円弧で等分割した例）。

【図6】本発明の重複スライディングウィンドウ法での色づけ方法を説明するための心臓

50

(心筋と心腔)の断面図である。

【図7】本発明のスライディングウィンドウ法をより詳細に色分けするために、心筋を細分化して計算領域を設ける例を説明するための心臓(心筋と心腔)の断面図である。

【図8】本発明のピクセルバイピクセル法を説明するための心臓(心筋と心腔)の断面図である。

【図9】本発明の色づけ法における、計算領域から色の滲み出し部分を排除する方法を説明するための心臓(心筋と心腔)の断面図である。

【図10】本発明の色づけ法によって色づけした心臓(心筋と心腔)の画像を説明するための画面を表す図である。

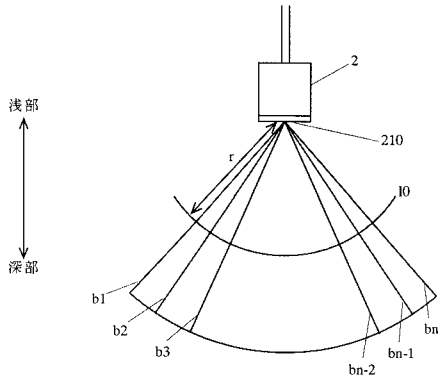
【符号の説明】

10

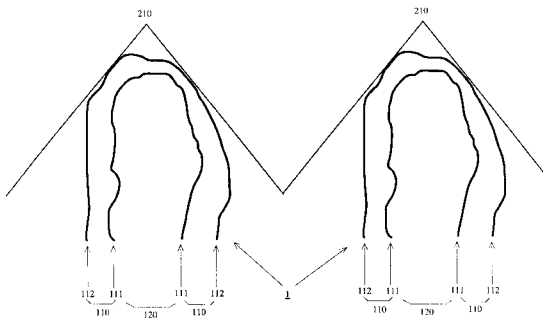
1	心臓
1 1 0	心筋
1 1 1	心内膜(心内膜線)
1 1 2	心外膜(心外膜線)
1 2 0	心腔
2	超音波プローブ
2 1 0	先端部(心尖部、超音波発信部の体表に接した部分)
A_k	計算領域kの輝度(心筋部計算領域)
B_k	計算領域kの輝度(心腔部計算領域)
b 1	バッファ線(心腔側)
b 2	バッファ線(心筋側)
c	カラーテーブル
d 1	音場線間隔
d 2	心内膜と内線の間隔、心内膜と外線の間隔
d 3	重複スライディングウィンドウ法における計算領域のずらす間隔
d 4	心内膜とバッファ線の間隔
l 0	音場線(等音場線)
l 1	内線
l 2	外線

20

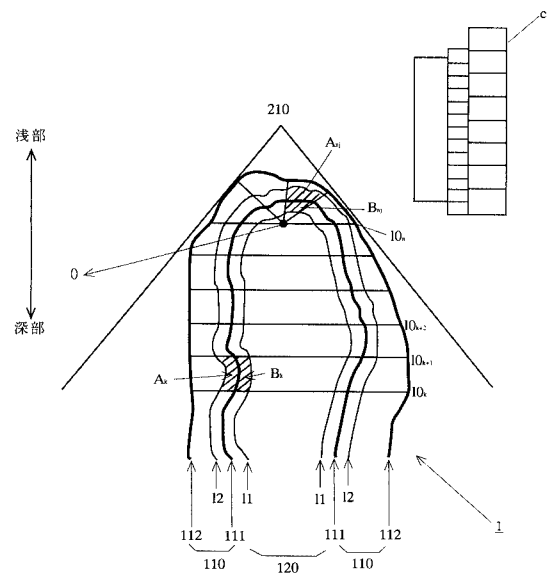
【 図 1 】



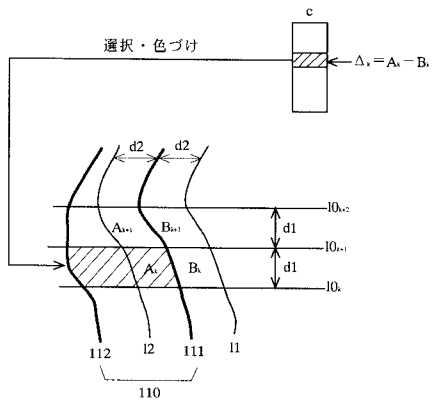
【 図 2 】



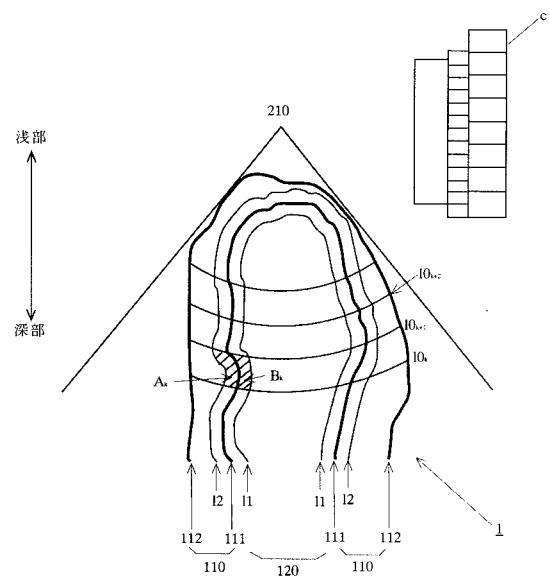
【 図 3 】



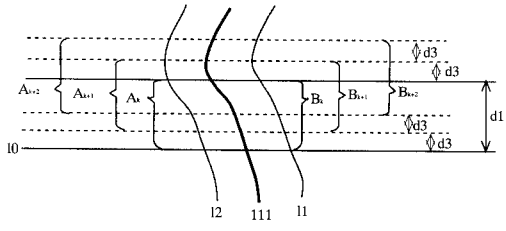
【 図 4 】



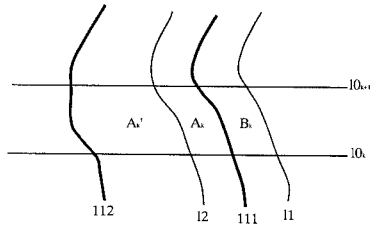
【 図 5 】



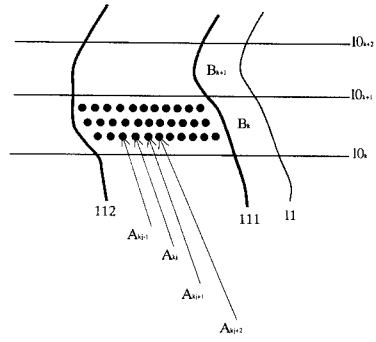
【 図 6 】



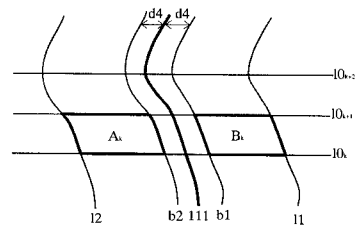
【 図 7 】



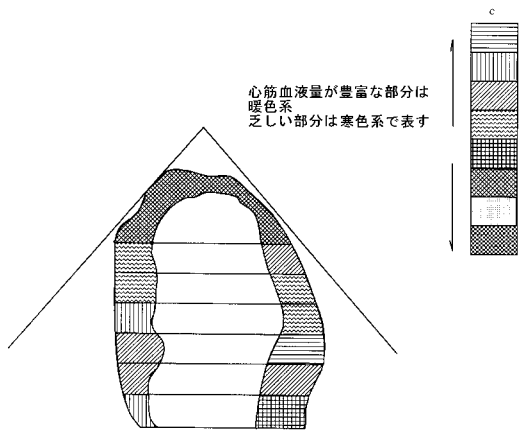
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



フロントページの続き

(72)発明者 中島 康博

大阪府大阪市西区立売堀4 - 5 - 11 - 602号 有限会社ワイディ内

Fターム(参考) 4C301 AA02 DD01 DD02 DD13 EE11 JB03 JC20 KK02 KK30 LL02
LL20
4C601 DD03 DD18 DE01 EE09 JB19 JC37 KK02 KK31 LL01 LL02
LL40
5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CA16 CB08 CB12 CB16 CE16 DB02
DB09 DC32

专利名称(译)	毛心血容量图分析显示血容量的方法		
公开(公告)号	JP2004208807A	公开(公告)日	2004-07-29
申请号	JP2002379760	申请日	2002-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	Waidi ME 伊藤 浩		
申请(专利权)人(译)	株式会社ワイディ 公司M-ê 伊藤 浩		
[标]发明人	伊藤浩 中島康博		
发明人	伊藤 浩 中島 康博		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00 A61B8/08 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/481		
FI分类号	A61B8/06 G06T1/00.290.D A61B8/08 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/AA02 4C301/DD01 4C301/DD02 4C301/DD13 4C301/EE11 4C301/JB03 4C301/JC20 4C301/KK02 4C301/KK30 4C301/LL02 4C301/LL20 4C601/DD03 4C601/DD18 4C601/DE01 4C601/EE09 4C601/JB19 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK31 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL40 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE16 5B057/DB02 5B057/DB09 5B057/DC32 4C601/BB23 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/DE05 4C601/DE10 4C601/JC04		
其他公开文献	JP3683886B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：从由超声诊断设备获得的对比回波图像分析心肌的血液灌注状态，并且以视觉和定量的方式向检查者提供用于判断血液灌注状态的信息。目的是开发一种方法。在通过将起泡的超声造影剂注入血管中而通过超声诊断设备获得的用于评估心肌和心脏腔室的对比回波图像的血容量分析/显示方法中，将心肌划分为计算区域。在认为心腔的声场相等的区域中，计算心肌的亮度与心腔的亮度之间的差，在不同的位置计算心肌的血容量，并对该血容量进行彩色显示，是一种使用心肌血容量图的血容量分析/显示方法。[选择图]图3

