

(19)日本国特許庁(J P)

# (12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2002 - 85404

(P2002 - 85404A)

(43)公開日 平成14年3月26日(2002.3.26)

(51) Int. Cl <sup>7</sup>	識別記号	F I	テームト <sup>*</sup> (参考)
A 6 1 B 8/00		A 6 1 B 8/00	4 C 3 0 1
G 0 6 T 1/00	290	G 0 6 T 1/00	290 D 5 B 0 5 7

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 9 数)

(21)出願番号 特願2000 - 283643(P2000 - 283643)

(22)出願日 平成12年9月19日(2000.9.19)

(71)出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72)発明者 廣田 浩二

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

(72)発明者 村下 賢

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ株式会社内

(74)代理人 100075258

弁理士 吉田 研二 (外2名)

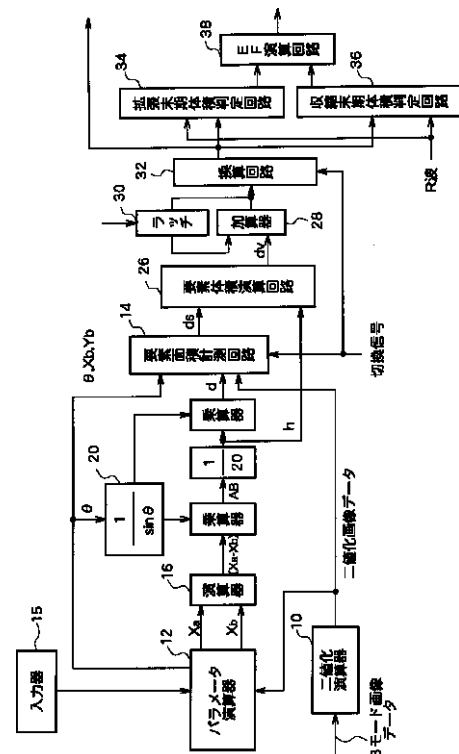
最終頁に続く

(54)【発明の名称】 超音波画像処理装置

(57)【要約】

【課題】 左室の断層像を含む超音波画像において左室の体積を簡便かつ迅速に演算する。

【解決手段】 二値化画像上において、左室の原点及びそれを通る軸線の角度に基づき左室の輪郭上に2つの端点A、Bが定められる。それらの端点の座標に基づいて三角関数演算を実行することにより左室を20分割する各セグメントの軸線幅h及び水平幅dが求められる。要素面積計測回路14は各セグメントにおける心腔内の二値化データを計数する。それに基づいて各セグメントの要素体積が演算される。各要素体積を累積加算することによって左室全体の体積が求められる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 超音波断層画像に対して二値化処理を行い、体腔領域が抽出された二値化画像を出力する二値化処理手段と、  
前記二値化画像に基づいて体腔体積を計算する体積演算手段と、  
を含み、  
前記体積演算手段は、  
前記二値化画像において体腔輪郭上に 2 つの端点を決定する端点決定手段と、  
前記各端点の座標及び前記各端点を通過する軸線の角度に基づいて、前記 2 つの端点の間に、前記軸線と直交する方向に伸長した帯状の n 個のセグメントを設定するセグメント設定手段と、  
前記二値化画像に基づいて前記各セグメントごとに体腔の要素面積を演算する要素面積演算手段と、  
前記各セグメントごとに、その要素面積に基づいて体腔の要素体積を演算する要素体積演算手段と、  
前記各セグメントの要素体積を加算して前記体腔体積を演算する加算手段と、  
を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 2】 請求項 1 記載の装置において、前記要素面積演算手段は n 個のカウンタを含み、前記各カウンタは、前記二値化画像を構成する二値化データの中で、対応セグメント内に属する体腔内の二値化データを計数することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 3】 請求項 1 又は請求項 2 記載の装置において、前記セグメント設定手段は、  
前記各端点の座標及び前記軸線の角度に基づいてセグメント水平幅を演算する水平幅演算手段と、  
左側の端点の座標及び前記軸線の角度に基づいて各垂直アドレスごとに開始水平アドレスを演算する開始水平アドレス演算手段と、  
前記開始水平アドレス及び前記セグメント水平幅に基づいて各垂直アドレスごとに各セグメントの水平区間を算定する水平区間算定手段と、  
前記水平区間の算定に基づいて、前記二値化画像のラスタースキャンに従って入力される二値化データが属する  
40 対応セグメントを判定し、且つ、当該二値化データが体腔内データであるか否かを判定する判定手段と、  
を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 4】 請求項 1 記載の装置において、前記各端点の座標及び前記軸線の角度に基づいて前記軸線の方向に沿ったセグメント軸線幅を演算するセグメン\*

$$EF = (EDV - ESV) / EDV \times 100 \quad \dots (1)$$

の演算式により、駆出率 (%) が演算される。

【0003】 二次元の断層画像から左室体積を近似計算する手法として Simpson 法が公知である。この手法で

\*ト軸線幅演算手段を含み、  
前記要素体積演算手段は前記要素面積及び前記セグメント軸線幅に基づいて前記要素体積を演算することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 5】 請求項 1 記載の装置において、前記端点決定手段は、  
前記二値化画像上において前記軸線上で体腔内の二値化データを探索する探索手段と、  
前記軸線上における最も端の 2 つの体腔内の二値化データを前記 2 つの端点と決定する比較手段と、  
10 を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 6】 超音波断層画像に対して二値化処理を行い、左室領域が抽出された二値化画像を出力する二値化処理手段と、  
前記二値化画像に基づいて左室体積を計算する体積演算手段と、  
を含み、  
前記体積演算手段は、  
前記二値化画像において左室輪郭上に 2 つの端点を決定  
20 する端点決定手段と、  
前記各端点の座標及び前記各端点を通過する軸線の角度に基づいて、前記 2 つの端点の間に、前記軸線と直交する方向に伸長した帯状の n 個のセグメントを設定するセグメント設定手段と、  
前記二値化画像に基づいて前記各セグメントごとに左室の要素面積を演算する要素面積演算手段と、  
前記各セグメントごとに、その要素面積に基づいて左室の要素体積を演算する要素体積演算手段と、  
前記各セグメントの要素体積を加算して前記左室体積を演算する加算手段と、  
30 生体信号に基づいて拡張末期の左室体積及び収縮末期の左室体積を特定し、それらに基づいて心臓の機能を評価する評価値を演算する評価値演算手段と、  
を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は超音波画像処理装置に関し、特に断層画像から左室の体積を演算する装置に関する。

【0002】

【従来の技術及びその課題】 心機能を評価する指標として駆出率 (Ejection Fraction: EF) が知られている。EF は、拡張末期の左室体積 (EDV) 及び収縮末期の左室体積 (ESV) によって定義されるものである。具体的には、

は、断層画像上で左室の内腔を抽出した状態で、まず、左室の長軸方向に沿ってその内腔を 20 個の帯状要素に分割し、各帯状要素の面積要素 (画素数) を求め、それ

に基づいて各帯状要素ごとに要素体積を計算し、それらを加算することによって最終的に左室の体積を近似的に求めるものである。つまり、左室を20個のディスクあるいはスライス体の集合として近似するものである。

【0004】この手法において、各帯状要素の面積から体積を算出するために帯状要素の高さ（長軸方向の幅）を演算しておく必要がある。このため、従来においては、三平方の定理を利用して、長軸の端点の座標などから、当該高さが演算されていた。従って、その演算には二乗演算及び平方根演算が不可欠となるので、どうしても演算量が著しく増大する。また、一般に、従来装置においては、上記のSimpson法に従った計算をそのまま遂行しており、断層画像の形成と並行して、実質的にリアルタイムで体積演算を行うことが困難であった。なお、特開平6-292667号公報には関連する技術が開示されているが、本発明に係る原理とは大きく異なるものである。

【0005】本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、超音波画像処理装置において、比較的簡易なハードウェアで体積演算を実現することにある。

【0006】本発明の他の目的は、実質的にリアルタイムで体積演算を遂行できるようにすることにある。

【0007】

【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、超音波断層画像に対して二値化処理を行い、体腔領域が抽出された二値化画像を出力する二値化処理手段と、前記二値化画像に基づいて体腔体積を計算する体積演算手段と、を含み、前記体積演算手段は、前記二値化画像において体腔輪郭上に2つの端点を決定する端点決定手段と、前記各端点の座標及び前記各端点を通過する軸線の角度に基づいて、前記2つの端点の間に、前記軸線と直交する方向に伸長した帯状のn個のセグメントを設定するセグメント設定手段と、前記二値化画像に基づいて前記各セグメントごとに体腔の要素面積を演算する要素面積演算手段と、前記各セグメントごとに、その要素面積に基づいて体腔の要素体積を演算する要素体積演算手段と、前記各セグメントの要素体積を加算して前記体腔体積を演算する加算手段と、を含むことを特徴とする。

【0008】上記構成によれば、二値化画像上における体腔の2つの端点の座標及びそれらを通過する軸線（通常は長軸）の角度に基づいて、体腔上に重ねて、互いに並行かつ整列したn個のセグメントからなるセグメントアレイが設定され、各セグメントごとに体腔の要素面積が演算され、更に要素体積が演算される。そして、それらが加算されて体腔体積が求められる。

【0009】本発明によれば、上記の演算において、軸線の角度が利用されているので、必ずしも従来のように三平方の定理を利用しなくても、三角関数を利用して、

セグメント水平幅、セグメント軸線幅などを演算できる。例えば、そのような演算では $\sin$ （あるいは $\cos$ ）の演算が必要となるが、それはROMなどを利用して簡単に実現でき、またリアルタイム演算を実現できる。勿論、三平方の定理の遂行に当たっても理論上はROMなどを利用することも不可能ではないが、その場合には入力アドレスの個数が著しく増大し、装置構成を複雑化させ、また演算時間の増大を招く。一方、本発明によれば、後述する各種の特有の構成と相俟って、演算を簡略化、迅速化することが可能である。

【0010】ここで、上記のセグメント数nは基本的には20個である。これは今までのSimpson法に基づくものである。但し、演算精度などに応じて、nをユーザー選択あるいは自動選択できるように構成してもよい。2つの端点の設定は後述のように自動化するのが望ましく、その場合には、例えば、体腔の原点及び軸線（角度）がユーザー設定されるか、自動設定される。

【0011】望ましくは、前記要素面積演算手段はn個のカウタを含み、前記各カウタは、前記二値化画像を構成する二値化データの中で、対応セグメント内に属する体腔内の二値化データを計数する。

【0012】上記構成において、n個のカウタを並列に設け、それぞれを独立動作させるのが望ましい。かかる構成において、二値化画像のラスタースキャンに従って二値化データが順次入力されると、その二値化データ（スキャンポイント）が属するセグメントが自動的に識別され、且つ、その二値化データが体腔内データであるか否かが自動的に判定され、それが体腔内の二値化データであれば、当該二値化データが属するセグメントに対応したカウタ（対応カウタ）の計数値がインクリメントされる。

【0013】望ましくは、前記セグメント設定手段は、前記各端点の座標及び前記軸線の角度に基づいてセグメント水平幅を演算する水平幅演算手段と、左側の端点の座標及び前記軸線の角度に基づいて各垂直アドレスごとに開始水平アドレスを演算する開始水平アドレス演算手段と、前記開始水平アドレス及び前記セグメント水平幅に基づいて各垂直アドレスごとに各セグメントの水平区間を算定する水平区間算定手段と、前記水平区間の算定に基づいて、前記二値化画像のラスタースキャンに従って入力される二値化データが属する対応セグメントを判定し、且つ、当該二値化データが体腔内データであるか否かを判定する判定手段と、を含む。

【0014】各セグメントの水平幅は同一であり、よって、ラスタースキャンに従って最初にスキャンされる第1のセグメントの左辺上の各水平座標（X座標）を特定すれば、それを開始座標（開始アドレス）として、それに続く各セグメントの水平区間を自動的に算出することができる。これが各垂直座標（Y座標）ごとに行われ、このような水平区間の設定によれば、上記のn個の

カウンタの並列設置と相俟って、ラスタースキャンに従って順次入力される二値化データのリアルタイム処理を実現可能である。換言すれば、二値化データの特別な読み出しが不要となり、時系列順での計数処理が可能となる。1フレームの二値化画像について上記の処理を行うならば、各カウンタには、対応セグメントに属する体腔内の二値化データの個数が蓄積され、それは要素面積に相当するものである。

【0015】望ましくは、前記各端点の座標及び前記軸線の角度に基づいて前記軸線の方向に沿ったセグメント軸線幅を演算するセグメント軸線幅演算手段を含み、前記要素体積演算手段は前記要素面積及び前記セグメント軸線幅に基づいて前記要素体積を演算する。

【0016】ここで望ましくは、セグメント軸線幅は、2つの端点間の距離、セグメントの個数 $n$ 及び軸線の角度により演算され、すなわち簡単な演算式から求められる。

【0017】望ましくは、前記端点決定手段は、前記二値化画像上において前記軸線上で体腔内の二値化データを探索する探索手段と、前記軸線上における最も端の2つの体腔内の二値化データを前記2つの端点と決定する比較手段と、を含む。

【0018】この構成によれば、一旦軸線が定められると、それに沿って体腔内データの両端が自動的に特定され、それらが端点とされる。

【0019】(2)また、上記目的を達成するために、本発明は、超音波断層画像に対して二値化処理を行い、左室領域が抽出された二値化画像を出力する二値化処理手段と、前記二値化画像に基づいて左室体積を計算する体積演算手段と、を含み、前記体積演算手段は、前記二値化画像において左室輪郭上に2つの端点を決定する端点決定手段と、前記各端点の座標及び前記各端点を通過する軸線の角度に基づいて、前記2つの端点の間に、前記軸線と直交する方向に伸長した帯状の $n$ 個のセグメントを設定するセグメント設定手段と、前記二値化画像に基づいて前記各セグメントごとに左室の要素面積を演算する要素面積演算手段と、前記各セグメントごとに、その要素面積に基づいて左室の要素体積を演算する要素体積演算手段と、前記各セグメントの要素体積を加算して前記左室体積を演算する加算手段と、生体信号に基づいて拡張末期の左室体積及び収縮末期の左室体積を特定し、それらに基づいて心臓の機能を評価する評価値を演算する評価値演算手段と、を含むことを特徴とする。

【0020】上記構成において、超音波断層画像は、一般にBモード画像であるが、二次元ドプラ画像に上記手法を適用してもよい。その場合には、一定流速以上の速度成分を有するデータを二値化処理によって抽出するのが望ましい。超音波断層画像上には、望ましくは、左室の原点を表すマーカー、それを通過する軸線を表すラインの他、画面上に、拡張末期及び収縮末期の左室体積の

数値や上記駆出率を表すデータを表示するようにしてもよい。更に、動画像としての超音波断層画像に対して、上記の画像処理及び演算をリアルタイムで実行し、演算結果をリアルタイム表示するのが望ましい。

【0021】

【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。

【0022】まず、本発明の原理について図1～図3を用いて説明する。図1には、Bモード断層画像などの超音波断層画像に対して二値化処理を行った後の二値化画像が表されている。図1において、X軸は表示座標系における水平方向であり、Y軸は表示座標系における垂直軸である。超音波診断画像に対して二値化処理を行うことにより、心臓の左室(体腔)のみが抽出され、それが符号104で表されている。この左室の領域104内における各データは値として1を有しており、それ以外の左室外における領域106に含まれるデータは値として0を有している。図において102は左室の輪郭に相当している。

【0023】本実施形態においては、図1に示されるような二値化画像上において、ユーザー操作により、左室の領域104の中央部分に原点Oが設定され、また軸線100の角度 $\theta$ が設定される。これにより、図1に示されるように、原点Oを通過し、Y軸と角度 $\theta$ をなす軸線100が固定的に定められる。ちなみに、表示画面上においては、原点Oを表すマーカーをトラックボールなどを利用して移動させ、これにより領域104のほぼ中央部に原点Oを設定し、その後原点Oを通過するラインを画面表示させ、そのラインの角度 $\theta$ をマニュアル設定することにより軸線100の方向が定められる。

【0024】本実施形態においては、上記のように軸線100が設定されると、軸線100に沿って二値化データが順番に読み取られ、左室の領域104の両端に位置する二値化データの存在位置をもって2つの端点A、Bが自動的に決定される。もちろん、端点A、Bをユーザー設定させ、これにより角度 $\theta$ を自動演算させたり、原点Oを自動的に決定するようにしてもよい。角度 $\theta$ は後の演算において必須パラメータであるが、原点Oについては必ずしも特定する必要はない。

【0025】図1においては、端点Aの座標 $(X_a, Y_a)$ が表され、端点Bについてその座標 $(X_b, Y_b)$ が表されている。ちなみに、原点Oの座標は $(X_o, Y_o)$ である。

【0026】従来においては、2つの端点A、Bの座標の差分が演算され、具体的にはX軸方向の距離及びY軸方向の距離のそれぞれの二乗が加算された後、その加算結果に対して平方根を演算することにより、線分ABの距離が求められ、それを20分割することによって、後述する各セグメントの軸線方向の幅すなわち高さが演算されていた。

【0027】本実施形態においては、以下に説明するように、そのような三平方の定理を利用することなく、三角関数を利用することによって軸線100に沿った方向の各セグメントの幅や水平方向に沿ったセグメントの幅などが演算されている。

【0028】図2には、2つの端点A、Bを結ぶ領域に対して設定された20個のセグメントS1～S20からなるセグメントアレイが示されている。各セグメントは軸線100に直交した一定の軸線幅を有する帯状の領域として構成され、各セグメントの軸線幅は互いに同一である。

【0029】図3を用いてパラメータ演算に関して詳述する。図3には、セグメントの一例として端点Aを含む最後のセグメントS20の部分的な拡大図が例示されて

$$AD = h = (X_a - X_b) \cdot (1 / \sin \theta) / 20 \quad \dots (4)$$

となり、これにより軸線100に沿った方向の各セグメントの軸線幅hが求められる。更に、図3に示す関係から、

$$AD / AE = \sin \theta \quad \dots (5)$$

$$AE = d = (X_a - X_b) \cdot (1 / \sin \theta)^2 / 20 = AD \cdot (1 / \sin \theta) \quad \dots (6)$$

よって、以上により、各セグメントのX軸に沿った方向の水平幅dが求められる。各セグメントについてそれに含まれる左室内のデータの個数より要素面積dSが演算されるが、それに基づいて各セグメントの要素体積dVは以下のように算出される。

$$dV = dS^2 / 4h \quad \dots (7)$$

以上のように、本実施形態においては、2つの端点A、Bが定められると、角度θを用いて上記の演算が実行され、それに伴って図2に示すように20個のセグメントが自動設定されることになる。そして、後に詳述するように、各セグメントごとにそれに属する左室内の二値化データの個数がカウントされ、それにより各セグメントごとに要素面積dSが求められる。そして、各セグメントごとにdSから要素体積dVが求められ、その各セグメントの要素体積dVを加算することによって左室の体積Vが最終的に求められることになる。

【0034】ちなみに、後に詳述するように、本実施形態においては各セグメントごとに独立したカウンタが設けられており、二値化画像を構成する各二値化データがラスタースキャンによってすなわち時系列順で入力される場合において、各カウンタが独立して動作し、すなわちスキャンポイントが属するカウンタのみが計数を行っており、これによって1フレーム分の二値化画像を構成する二値化データが処理されると、個々のカウンタ内にdSに相当するデータ数が格納される。よって、このような構成によれば、二値化データに対して特別なアドレス制御を行う必要がなく時系列順でリアルタイムに体積\*

$$X = (-\tan \theta) (Y - Y_b) + X_b \quad \dots (8)$$

\*いる。ここにおいて、線分AEは端点Aを通るX軸と平行な直線であり、点Eはその直線とセグメントの左側の辺との交点に相当している。また、その線分AEに点Dから垂線を下ろしたものが線分DFである。以上のような幾何学的関係において、線分AFは以下のように算出される。

$$AF = (X_a - X_b) / 20 \quad \dots (2)$$

また、図3に示す関係から、

$$AF / AD = \sin \theta \quad \dots (3)$$

であり、上記(2)及び(3)式から、以下が導かれる。

【0031】

\*となり、上記の(4)式及び(5)式より、以下が導かれる。

【0032】

\*演算を行えるという利点がある。

【0035】図4には、本実施形態に係る超音波画像処理装置の全体構成がブロック図として示されている。この超音波画像処理装置は超音波診断装置内に組み込まれるものであり、あるいは超音波診断装置から出力されるBモード画像データなどのデータを処理する装置である。ここで、Bモード画像データは、送受波座標系から表示座標系への変換がなされた後のものであり、各データの大きさはエコー強度に相当している。ただし、本発明はドプラ画像の処理についても適用することができる。

【0036】図4において、二値化演算器10は、Bモード画像データを入力して平滑化処理や閾値判定などを実行することにより二値化画像を生成する回路である。これにより図1に示したような左室内のみが値1をもった二値化画像が構成される。そのような二値化画像データは本実施形態においてパラメータ演算器12及び要素面積計測回路14に出力されている。

【0037】パラメータ演算器12は、入力器15によって指定される原点の座標及び原点を通過する軸線の角度θに基づいて、端点Aの座標(X<sub>a</sub>, Y<sub>a</sub>)及び(X<sub>b</sub>, Y<sub>b</sub>)を演算するものである。これについて図5を用いて詳述する。

【0038】図5において、演算器42には、上述した原点OについてのX方向の座標X<sub>o</sub>、Y方向の座標Y<sub>o</sub>及び角度θが入力されており、演算器42は、次の演算を実行する。

【0039】

すなわち、アドレス発生器 40 は Y アドレスとして 0 ~ 511 までの数値を発生しており、演算器 42 に Y の値が入力されると、図 1 に示した軸線 100 上における Y アドレスに対応する X アドレスが生成される。

【0040】心腔内判定器 44 には、二値化画像データが入力されており、その二値化画像データは心腔内判定器 44 内に設けられたフレームメモリなどに一時的に格納されている。もちろん、外部から軸線 100 上における各二値化データが供給されるように構成することもできる。

【0041】心腔内判定器 44 は、以上のように座標指定される軸線 100 上の各点について二値化データの値を参照し、その値が 1 であれば心腔内すなわち左室内であると判定し、0 であれば心腔外であると判定する。その判定結果は Y 座標比較器 46 に出力されている。

【0042】Y 座標比較器 46 は、軸線 100 上における心腔内において最も右側すなわち最大の X アドレスを端点 A の座標  $X_a$  と定め、一方において、軸線 100 上における最も左側すなわち最も X 座標が小さいものを端点 B の座標  $X_b$  として定める。

【0043】以上のように、軸線 100 に沿って心腔内判定が行われ、その心腔の両端の端点 A、B の座標を簡単に特定することが可能となり、このような構成によれば、動画像に対してリアルタイムに端点を定めることも可能となる。

【0044】図 4 に戻って、減算器 16 には、パラメータ演算器 12 から出力される座標  $X_a$  及び  $X_b$  が入力され、減算器 16 はそれらの差分を演算し、その差分値を乗算器 18 へ出力している。乗算器 18 には、ROM 20 から出力される  $(1/\sin \theta)$  の値が入力されており、その値を減算器 16 から出力される差分値に乘算している。その結果、図 1 において線分 AB の距離が求められることになる。

【0045】ちなみに、ROM 20 には、パラメータ演算器 12 から出力される  $\theta$  が入力されており、その  $\theta$  をアドレスとして特定される  $(1/\sin \theta)$  の値が出力となっている。

【0046】割算器 22 は、線分 AB の距離を 20 で割ることにより、各セグメントの軸線幅  $h$  を演算する。この割算器 22 は乗算器として構成することも可能である。軸線幅  $h$  は、乗算器 24 に送られると共に、後に説明する要素体積演算回路 26 にも出力されている。

【0047】乗算器 24 は、入力される  $h$  に対して ROM 20 から出力される  $(1/\sin \theta)$  を乗算し、これにより各セグメントの水平幅  $d$  を求める。すなわちこの乗算器 24 は上述した (6) 式を実行するものである。ちなみに、上述した乗算器 18 及び割算器 22 は上述した (4) 式を実行するものである。乗算器 24 から出力される  $d$  は要素面積計測回路 14 に出力されている。

【0048】図 6 には、図 4 に示した要素面積計測回路

14 の具体的な構成例が示されている。

【0049】アドレス発生部 50 は大別して Y アドレス発生器 52 及び X アドレス発生器 54 で構成されている。1つの Y アドレスごとに 0 ~ 511 までの X アドレスが発生されている。これはラスタースキャンに対応したアドレス発生である。

【0050】開始 X 座標演算器 58 は、図 2 に示すように第 1 番目のセグメント S1 における左側のライン L1 上の X 座標を発生する回路である。具体的には、 $X_b$  及び  $Y_b$  と  $d$  とで決定される直線 L1 の式に Y を代入することにより当該 Y アドレスに対応する X アドレスとして  $X_{sy}$  が求められている。すなわち、ラスタースキャンの実行に伴って、Y アドレスが 1 つずつインクリメントされるが、各 Y アドレスごとに直線 L1 上の X アドレスが  $X_{sy}$  として生成されている。

【0051】セグメント形成器 60 は、複数の有効信号発生器 62 を有している。この有効信号発生器 62 は、各セグメントごとに設けられており、ラスタースキャンにおけるスキャンポイントが担当セグメント内にある場合にだけ、値 1 を有する有効信号を出力するものである。

【0052】ここにおいて、第 1 セグメントは  $X_{sy} < X_b + d$  で定義され、X アドレス発生器 54 で生成される X アドレスが上記の不等式条件を満たすならば、当該有効信号発生器 62 から有効信号が出力される。これと同様に、各有効信号発生器は自己が担当するセグメント内にスキャンポイントが属する場合に有効信号を生成している。ここで、各セグメントの計算式から理解されるように、各セグメントは座標  $X_{sy}$  と上記のように求められたセグメントの水平幅  $d$  とセグメント番号とから特定されている。

【0053】ゲート回路 64 は、各セグメントごとに設けられた AND 回路で構成されており、その AND 回路の一方の入力端子には有効信号発生器 62 からの有効信号が入力され、他方の入力端子にはフレームメモリ 56 から読み出された二値化データが入力されている。ここで、フレームメモリ 56 には二値化画像データが 1 フレーム分格納されており、アドレス発生部 50 によって指定されるアドレスの二値化データが読み出されている。もちろん、外部から時系列順に入力される二値化データをゲート回路 64 に供給するようにしてもよい。

【0054】以上の構成において、各 AND 回路では、値 1 をもった有効信号と値 1 をもった二値化データとが同時に入力された場合に 1 を出力している。AND 回路はそれぞれセグメントごとに設けられているため、ラスタースキャンが実行されるとスキャンポイントを担当する AND 回路のみが有効に動作可能となり、その際に値 1 をもった二値化データが入力されると、当該 AND 回路から 1 が出力され、それが対応するカウンタに入力される。

【0055】カウンタ群66は各セグメントごとに設けられた例えば20個のカウンタによって構成されており、対応するAND回路の出力が1となった回数を計数する回路である。各カウンタには1フレーム分の計数値が蓄積され、各フレーム間ごとにリセットされる。たとえば、図2に示すように、カウンタ1にはセグメントS1内でかつ体腔領域に属する二値化データの個数が計数されることになり、それが要素面積dSとされる。各Yアドレスごとに一連のXアドレスが発生されているが、そのようなX方向のスキャンの際に20個のカウンタが

10

順番に動作し、次のYアドレスについても20個のカウンタが順番に動作し、これが1フレーム分繰り返されると、最終的に各カウンタに、担当するセグメント内に属する左室内の二値化データの個数が蓄積されることになる。

【0056】セレクタ68は、上記のように各カウンタに蓄積された計数値を切換信号にしたがって順番に選択し、その選択された計数値が図4に示す要素体積演算回路26に出力されている。

20

【0057】図4に戻って、要素体積演算回路26は、各セグメントごとに上記の(7)式の演算を実行し、これによって要素体積dVを求めている。その要素体積dVは加算器28においてラッチ30から出力される累積体積値と加算される。ラッチ30は、加算器28の出力を一旦保持するものであり、この加算器28とラッチ30とによって20個の要素体積dVが加算され、その最終的な加算値が換算回路32に取り込まれる。

【0058】換算回路32は加算器28及びラッチ30による累積加算値を $cm^3$ の単位に換算する回路であり、これによって所定時相における左室の体積が推定されることになる。その体積値は図示されていない表示器上に数値として表示され、また本実施形態においては拡張末期体積判定回路34及び収縮末期体積判定回路36に入力されている。これらの拡張末期体積判定回路34及び収縮末期体積判定回路36には心電信号としてのR\*

\*波に同期した信号が入力されており、その信号に基づいて各回路34, 36は拡張末期と収縮末期とを特定し、当該時相における体積値をもって拡張末期体積及び収縮末期体積としている。それらの体積値は本実施形態においてEF演算回路38に入力されており、当該回路38は上述した(1)式を実行することによって左室の駆出率(%)を演算している。

【0059】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば超音波画像処理装置において、比較的簡易なハードウェアで体積演算を実現することができ、かつ実質的にリアルタイムで体積演算を遂行できるという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】 二値化画像を説明するための図である。

【図2】 セグメントアレイを説明するための図である。

【図3】 セグメント軸線幅及びセグメント水平幅を説明するための図である。

【図4】 本発明に係る超音波画像処理装置の構成を示すブロック図である。

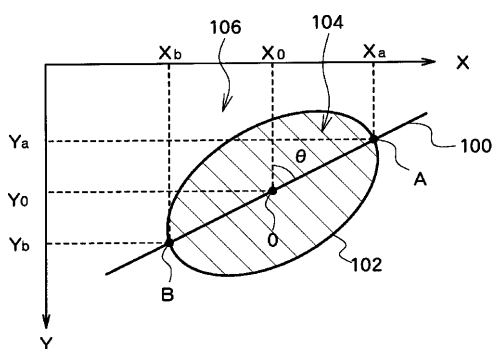
【図5】 図4に示すパラメータ演算器の具体的な構成例を示すブロック図である。

【図6】 図4に示す要素面積計測回路の具体的な構成例を示すブロック図である。

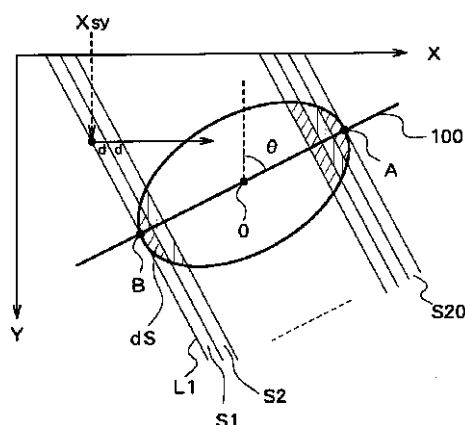
【符号の説明】

- 10 二値化演算器、12 パラメータ演算器、14 要素面積計測回路、20 ROM、26 要素体積演算回路、32 換算回路、34 拡張末期体積判定回路、36 収縮末期体積判定回路、38 EF演算回路、42 演算器、44 心腔内判定器、46 Y座標比較器、50 アドレス発生部、56 フレームメモリ、58 開始X座標演算器、60 セグメント形成器、62 有効信号発生器、64 ゲート回路、66 カウンタ群、68 セレクタ。

【図1】

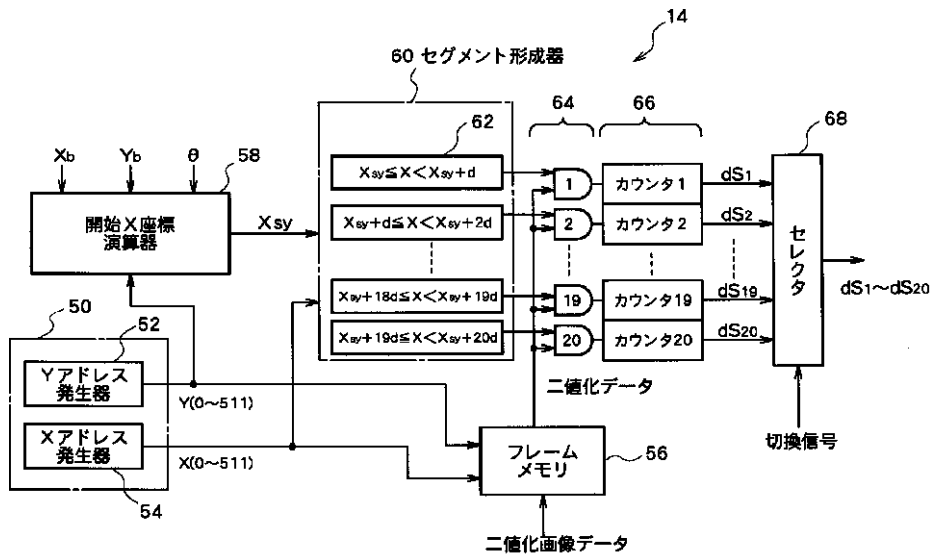


【図2】





【図6】



フロントページの続き

- Fターム(参考) 4C301 DD07 EE10 EE15 JC08 JC20
- 5B057 AA07 BA05 CA02 CA08 CA12
- CA16 CB02 CB06 CB12 CB16
- CE12 DA08 DB02 DB05 DB08
- DC04 DC07 DC08 DC30

专利名称(译)	超声波图像处理装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP2002085404A</a>	公开(公告)日	2002-03-26
申请号	JP2000283643	申请日	2000-09-19
[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		
[标]发明人	廣田浩二 村下賢		
发明人	廣田 浩二 村下 賢		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/DD07 4C301/EE10 4C301/EE15 4C301/JC08 4C301/JC20 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB06 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CE12 5B057/DA08 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB08 5B057/DC04 5B057/DC07 5B057/DC08 5B057/DC30 4C601/DD15 4C601/DD26 4C601/DD27 4C601/EE07 4C601/EE12 4C601/JC09 4C601/JC12		
其他公开文献	JP3689627B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：在超声图像（包括左心室的断层图像）中轻松快速地计算左心室的体积。解决方案：在二值化图像上，基于左心室的原点和穿过该原点的轴的角度，在左心室的轮廓上定义了两个端点A和B。通过基于端点的坐标执行三角函数运算，获得将左心室分成20个的每个节段的轴向宽度h和水平宽度d。元件面积测量电路14在每个段中对心腔中的二值化数据进行计数。基于此计算每个段的元素体积。整个左心室的体积是通过累加每个元素的体积而获得的。

