(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3626974号
(P3626974)
(45)発行日　平成17年3月9日(2005.3.9)　(24)登録日　平成16年12月17日(2004.12.17)

(51)Int.Cl.[7]　F I
A61B 8/08　A61B 8/08

請求項の数 6　(全 28 頁)

(21)出願番号　特願平6-258873
(22)出願日　平成6年9月28日(1994.9.28)
(65)公開番号　特開平8-89503
(43)公開日　平成8年4月9日(1996.4.9)
審査請求日　平成13年6月15日(2001.6.15)

(73)特許権者　000002185
ソニー株式会社
東京都品川区北品川６丁目７番３５号
(73)特許権者　595010851
皆川　太郎
岐阜県岐阜市福光西１丁目７番１－１０２
(74)代理人　100082740
弁理士　田辺　恵基
(72)発明者　緒形　昌美
東京都品川区北品川６丁目７番３５号ソニー株式会社内
(72)発明者　高島　充
東京都品川区北品川６丁目７番３５号ソニー株式会社内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】医療診断用画像処理装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
医療診断用静止画像より所望器官の輪郭線を抽出する医療診断用画像処理装置において、
入力される上記医療診断用静止画像を空間的に平滑化する空間フイルタリング手段と、
上記空間フイルタリング手段で得られた画像より複数の境界線を抽出する境界線抽出手段と、
上記境界線抽出手段によつて抽出された上記複数の境界線より上記所望器官の輪郭に対応する境界線を輪郭線として抽出する輪郭線抽出手段と、
上記輪郭線抽出手段によつて抽出された上記輪郭線の形状を修正する輪郭線形状修正手段とを具え、
上記輪郭線形状修正手段は、
上記輪郭線抽出手段によつて抽出された上記輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて上記輪郭線上の不要な点を除去することを特徴とする医療診断用画像処理装置。
【請求項２】
医療診断用動画像より周期的な動きのある所望器官の輪郭線を抽出する医療診断用画像処理装置において、
上記所望器官の動きの繰り返し周期毎に上記医療診断用動画像を入力する画像サンプリング手段と、
上記画像サンプリング手段で得られた複数の画像を画素毎に加算して時間平滑化された画

像を生成する同期加算手段と、
上記同期加算手段で得られた画像を空間的に平滑化する空間フイルタリング手段と、
上記空間フイルタリング手段で得られた画像より境界線を抽出する境界線抽出手段と、
上記境界線抽出手段によつて抽出された上記境界線より上記所望器官の輪郭に対応する境界線を輪郭線として抽出する輪郭線抽出手段と、
上記輪郭線抽出手段によつて抽出された上記輪郭線の形状を修正する輪郭線形状修正手段とを具え、
上記輪郭線形状修正手段は、
上記輪郭線抽出手段によつて抽出された上記輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて上記輪郭線上の不要な点を除去することを特徴とする医療診断用画像処理装置。

【請求項３】
医療診断用動画像より周期的な動きのある所望器官の輪郭線を抽出する医療診断用画像処理装置において、
上記所望器官の動きの繰り返し周期より短い間隔で上記医療診断用動画像を入力する画像サンプリング手段と、
上記画像サンプリング手段で得られた画像より上記所望器官の同じ状態に対応する画像を集めて画素毎に加算して上記所望器官の状態毎に時間平滑化された画像を生成する同期加算手段と、
上記同期加算手段で得られた上記所望器官の状態毎の画像をそれぞれ空間的に平滑化する空間フイルタリング手段と、
上記空間フイルタリング手段で得られた上記各画像より境界線を抽出する境界線抽出手段と、
上記境界線抽出手段によつて抽出された上記境界線より上記所望器官の輪郭に対応する境界線を輪郭線として抽出する輪郭線抽出手段と、
上記輪郭線抽出手段によつて抽出された上記各輪郭線の形状を修正する輪郭線形状修正手段とを具え、
上記輪郭線形状修正手段は、
上記輪郭線抽出手段によつて抽出された上記輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて上記輪郭線上の不要な点を除去することを特徴とする医療診断用画像処理装置。

【請求項４】
医療診断用静止画像より所望器官の輪郭線を抽出する医療診断用画像処理装置において、
入力される上記医療診断用静止画像を空間的に平滑化する空間フイルタリング手段と、
抽出すべき上記所望器官の輪郭線に囲まれた領域内の任意の点をその内側に含む閉曲線を生成する閉曲線生成手段と、
上記空間フイルタリング手段で平滑化された上記画像のレベル変化に基づいて、上記閉曲線生成手段で生成された上記閉曲線を変形し、上記所望器官のおおよその輪郭線を抽出する閉曲線変形手段と、
上記閉曲線変形手段で得られた上記輪郭線の形状を修正する輪郭線形状修正手段とを具え、
上記輪郭線形状修正手段は、
上記輪郭線抽出手段によつて抽出された上記輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて上記輪郭線上の不要な点を除去することを特徴とする医療診断用画像処理装置。

【請求項５】
医療診断用動画像より周期的な動きのある所望器官の輪郭線を抽出する医療診断用画像処理装置において、
上記所望器官の動きの繰り返し周期毎に上記医療診断用動画像を入力する画像サンプリング手段と、

上記画像サンプリング手段で得られた複数の画像を画素毎に加算して時間平滑化された画像を生成する同期加算手段と、
上記同期加算手段で得られた画像を空間的に平滑化する空間フイルタリング手段と、
抽出すべき上記所望器官の輪郭線に囲まれた領域内の任意の点をその内側に含む閉曲線を生成する閉曲線生成手段と、
上記空間フイルタリング手段で空間的に平滑化された上記画像のレベル変化に基づいて、上記閉曲線生成手段で得られた閉曲線を変形し、上記所望器官のおおよその輪郭線を抽出する閉曲線変形手段と、
上記閉曲線変形手段で得られた上記輪郭線の形状を修正する輪郭線形状修正手段とを具え、
上記輪郭線形状修正手段は、
上記輪郭線抽出手段によつて抽出された上記輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて上記輪郭線上の不要な点を除去することを特徴とする医療診断用画像処理装置。
【請求項６】
医療診断用動画像より周期的な動きのある所望器官の輪郭線を抽出する医療診断用画像処理装置において、
上記所望器官の動きの繰り返し周期よりも短い間隔で上記医療診断用動画像を入力する画像サンプリング手段と、
上記画像サンプリング手段で得られた画像より上記所望器官の同じ状態に対応する画像を集めて画素毎に加算して上記所望器官の状態毎に時間平滑化された画像を生成する同期加算手段と、
上記同期加算手段で得られた上記所望器官の状態毎の画像をそれぞれ空間的に平滑化する空間フイルタリング手段と、
抽出すべき上記所望器官の輪郭線に囲まれた領域内の任意の点をその内側に含む閉曲線を上記各画像毎に生成する閉曲線生成手段と、
上記空間フイルタリング手段で平滑化された上記各画像のレベル変化に基づいて、上記閉曲線生成手段で得られた上記各閉曲線を変形し、上記所望器官のおおよその輪郭線を上記各画像毎に抽出する閉曲線変形手段と、
上記閉曲線変形手段で得られた上記各輪郭線の形状を修正する輪郭線形状修正手段とを具え、
上記輪郭線形状修正手段は、
上記輪郭線抽出手段によつて抽出された上記輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて上記輪郭線上の不要な点を除去することを特徴とする医療診断用画像処理装置。
【発明の詳細な説明】
【０００１】
【目次】
以下の順序で本発明を説明する。
産業上の利用分野
従来の技術
発明が解決しようとする課題
課題を解決するための手段（図１、図２０、図２１、図２３、図２４）
作用
実施例
（１）第１実施例（図１～図１９）
（２）第２実施例（図２０～図２２）
（３）第３実施例（図２３）
（４）第４実施例（図２４～図３０）
（５）第５実施例（図３１～図３５）

（６）他の実施例
発明の効果
【０００２】
【産業上の利用分野】
本発明は医療診断用画像処理装置に関し、例えば超音波画像やＮＭＲ（ｎｕｃｌｅａｒ ｍａｇｎｅｔｉｃ ｒｅｓｏｎａｎｃｅ、核磁気共鳴）画像を用いて医療診断を行う場合に適用して好適なものである。
【０００３】
【従来の技術】
今日、医療分野において、医療診断の１つの方法として、超音波診断装置によつて得られる超音波画像を用いて、医師が例えば患者の心臓内膜、心臓弁、動脈内膜等の循環器系器官の動きを捉えて医療診断を行うことが知られている。この場合、一般に医師は静止画像上を目で見ながら各器官の境界を「なぞる」という方法で医療診断を行つている。
【０００４】
【発明が解決しようとする課題】
ところが超音波診断装置で得られる超音波画像は、画像自体が不鮮明であるため、上述のように医師が静止画像上を目で見ながら各器官の境界をなぞつて診断を行う方法では誤差が大きくなり、正確な診断を行うことができず、また診断に時間がかかるという問題があつた。
【０００５】
本発明は以上の点を考慮してなされたもので、所望器官の輪郭線を自動的に抽出し得る医療用画像処理装置を提案しようとするものである。
【０００６】
【課題を解決するための手段】
かかる課題を解決するため本発明においては、医療診断用静止画像より所望器官の輪郭線を抽出する医療診断用画像処理装置（１）において、入力される医療診断用静止画像を空間的に平滑化する空間フイルタリング手段（８）と、空間フイルタリング手段（８）で得られた画像より複数の境界線を抽出する境界線抽出手段（４）と、境界線抽出手段（４）によつて抽出された複数の境界線より所望器官の輪郭に対応する境界線を輪郭線として抽出する輪郭線抽出手段（４）と、輪郭線抽出手段（４）によつて抽出された輪郭線の形状を修正する輪郭線形状修正手段（４）とを設け、輪郭線形状修正手段（４）は、輪郭線抽出手段（４）によつて抽出された輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにした。
【０００７】
また本発明においては、医療診断用動画像より周期的な動きのある所望器官の輪郭線を抽出する医療診断用画像処理装置（２０）において、所望器官の動きの繰り返し周期毎に医療診断用動画像を入力する画像サンプリング手段（２２）と、画像サンプリング手段（２２）で得られた複数の画像を画素毎に加算して時間平滑化された画像を生成する同期加算手段（２２Ｄ）と、同期加算手段（２２Ｄ）で得られた画像を空間的に平滑化する空間フイルタリング手段（８）と、空間フイルタリング手段（８）で得られた画像より境界線を抽出する境界線抽出手段（４）と、境界線抽出手段（４）によつて抽出された境界線より所望器官の輪郭に対応する境界線を輪郭線として抽出する輪郭線抽出手段（４）と、輪郭線抽出手段（４）によつて抽出された輪郭線の形状を修正する輪郭線形状修正手段（４）とを設け、輪郭線形状修正手段（４）は、輪郭線抽出手段（４）によつて抽出された輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにした。
【０００８】
さらに本発明においては、医療診断用動画像より周期的な動きのある所望器官の輪郭線を抽出する医療診断用画像処理装置（３０）において、所望器官の動きの繰り返し周期より短い間隔で医療診断用動画像を入力する画像サンプリング手段（３１）と、画像サンプリ

ング手段（３１）で得られた画像より所望器官の同じ状態に対応する画像を集めて画素毎に加算して所望器官の状態毎に時間平滑化された画像を生成する同期加算手段（２２Ｄ）と、同期加算手段（２２Ｄ）で得られた所望器官の状態毎の画像をそれぞれ空間的に平滑化する空間フイルタリング手段（８）と、空間フイルタリング手段（８）で得られた各画像より境界線を抽出する境界線抽出手段（４）と、境界線抽出手段（４）によつて抽出された境界線より所望器官の輪郭に対応する境界線を輪郭線として抽出する輪郭線抽出手段（４）と、輪郭線抽出手段（４）によつて抽出された各輪郭線の形状を修正する輪郭線形状修正手段（４）とを設け、輪郭線形状修正手段（４）は、輪郭線抽出手段（４）によつて抽出された輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにした。

【０００９】

さらに本発明においては、医療診断用静止画像より所望器官の輪郭線を抽出する医療診断用画像処理装置（１）において、入力される医療診断用静止画像を空間的に平滑化する空間フイルタリング手段（８）と、抽出すべき所望器官の輪郭線に囲まれた領域内の任意の点をその内側に含む閉曲線を生成する閉曲線生成手段（４）と、空間フイルタリング手段（８）で平滑化された画像のレベル変化に基づいて、閉曲線生成手段（４）で生成された閉曲線を変形し、所望器官のおおよその輪郭線を抽出する閉曲線変形手段（４）と、閉曲線変形手段（４）で得られた輪郭線の形状を修正する輪郭線形状修正手段（４）とを設け、輪郭線形状修正手段（４）は、輪郭線抽出手段（４）によつて抽出された輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにした。

【００１０】

さらに本発明においては、医療診断用動画像より周期的な動きのある所望器官の輪郭線を抽出する医療診断用画像処理装置（２０）において、所望器官の動きの繰り返し周期毎に医療診断用動画像を入力する画像サンプリング手段（２２）と、画像サンプリング手段（２２）で得られた複数の画像を画素毎に加算して時間平滑化された画像を生成する同期加算手段（２２Ｄ）と、同期加算手段（２２Ｄ）で得られた画像を空間的に平滑化する空間フイルタリング手段（８）と、抽出すべき所望器官の輪郭線に囲まれた領域内の任意の点をその内側に含む閉曲線を生成する閉曲線生成手段（４）と、空間フイルタリング手段（８）で空間的に平滑化された画像のレベル変化に基づいて、閉曲線生成手段（４）で得られた閉曲線を変形し、所望器官のおおよその輪郭線を抽出する閉曲線変形手段（４）と、閉曲線変形手段（４）で得られた輪郭線の形状を修正する輪郭線形状修正手段（４）とを設け、輪郭線形状修正手段（４）は、輪郭線抽出手段（４）によつて抽出された輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにした。

【００１１】

さらに本発明においては、医療診断用動画像より周期的な動きのある所望器官の輪郭線を抽出する医療診断用画像処理装置（４０）において、所望器官の動きの繰り返し周期よりも短い間隔で医療診断用動画像を入力する画像サンプリング手段（３１）と、画像サンプリング手段（３１）で得られた画像より所望器官の同じ状態に対応する画像を集めて画素毎に加算して所望器官の状態毎に時間平滑化された画像を生成する同期加算手段（２２Ｄ）と、同期加算手段（２２Ｄ）で得られた所望器官の状態毎の画像をそれぞれ空間的に平滑化する空間フイルタリング手段（８）と、抽出すべき所望器官の輪郭線に囲まれた領域内の任意の点をその内側に含む閉曲線を各画像毎に生成する閉曲線生成手段（４）と、空間フイルタリング手段（８）で平滑化された各画像のレベル変化に基づいて、閉曲線生成手段（４）で得られた各閉曲線を変形し、所望器官のおおよその輪郭線を各画像毎に抽出する閉曲線変形手段（４）と、閉曲線変形手段（４）で得られた各輪郭線の形状を修正する輪郭線形状修正手段（４）とを設け、輪郭線形状修正手段（４）は、輪郭線抽出手段（４）によつて抽出された輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにした。

【００１２】
【作用】
入力された医療診断用静止画像を空間的に平滑化した後複数の境界線を抽出する。当該複数の境界線より所望器官の輪郭に対応する境界線を輪郭線として抽出し、当該輪郭線の形状を修正して所望器官の輪郭線として抽出するようにした。かかる輪郭線の形状を修正する際に、輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにした。これにより、所望器官の輪郭線を自動的に抽出することができるので、医療診断を迅速かつ正確に行うことができる。
【００１３】
また、入力された医療診断用動画像を所望器官の動きの繰り返し周期毎にサンプリングして同期加算して時間方向のノイズを低減した後、この時間平滑化された画像を空間的に平滑化して複数の境界線を抽出する。当該複数の境界線より所望器官の輪郭に対応する境界線を輪郭線として抽出し、当該輪郭線の形状を修正して所望器官の輪郭線として抽出する。かかる輪郭線の形状を修正する際に、輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにした。これにより、所望器官の輪郭線を自動的に抽出することができるので、医療診断を迅速かつ正確に行うことができる。
【００１４】
また、入力された医療診断用動画像を所望器官の動き繰り返し周期より短い間隔でサンプリングし、所望器官の同じ状態にある画像を同期加算して時間方向のノイズを低減した後、所望器官の状態毎に時間平滑化された画像をそれぞれ空間的に平滑化して各画像毎に複数の境界線を抽出する。当該複数の境界線より所望器官の輪郭に対応する境界線を輪郭線として各画像毎に抽出し、当該各輪郭線の形状を修正して所望器官の輪郭線として抽出する。かかる輪郭線の形状を修正する際に、輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにした。これにより、所望器官の輪郭線を時相毎に自動的に抽出することができるので所望器官の輪郭線の時間的変化を観察することができ、医療診断を迅速かつ正確に行うことができる。またこれらの輪郭線より輪郭線の速度など診断に必要なパラメータを計算することができる。
【００１５】
また、入力された医療診断用静止画像を空間的に平滑化した後、抽出すべき所望器官の輪郭線に囲まれた領域内の任意の点をその内側に含む閉曲線を生成する。この閉曲線を平滑化された画像のレベル変化に基づいて変形して所望器官のおおよその輪郭線を抽出し、この輪郭線の形状を修正して所望器官の輪郭線として抽出する。かかる輪郭線の形状を修正する際に、輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにした。これにより、所望器官の輪郭線を自動的に抽出することができるので医療診断を迅速かつ正確に行うことができる。
【００１６】
また、入力された医療診断用動画像を所望器官の動きの繰り返し周期毎にサンプリングして同期加算して時間方向のノイズを低減する。この時間平滑化された画像を空間的に平滑化した後、抽出すべき所望器官の輪郭線に囲まれた領域内の任意の点をその内側に含む閉曲線を生成する。この閉曲線を平滑化された画像のレベル変化に基づいて変形して所望器官のおおよその輪郭線を抽出し、この輪郭線の形状を修正して所望器官の輪郭線として抽出する。かかる輪郭線の形状を修正する際に、輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにした。これにより、所望器官の輪郭線を自動的に抽出することができるので医療診断を迅速かつ正確に行うことができる。
【００１７】

また、入力された医療診断用動画像を所望器官の動きの繰り返し周囲よりも短い間隔でサンプリングし、所望器官の同じ状態にある画像を同期加算して時間方向のノイズを低減する。次に、所望器官の状態毎に時間平滑化された画像をそれぞれ空間的に平滑化して、抽出すべき所望器官の輪郭線に囲まれた領域内の任意の点をその内側に含む閉曲線を各画像毎に生成する。これらの各閉曲線を平滑化された画像のレベル変化に基づいて変形して所望器官のおおよその輪郭線を抽出する。かかる輪郭線の形状を修正する際に、輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出し、該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにした。これにより、所望器官の輪郭線を時相毎に自動的に抽出することができるので所望器官の輪郭線の時間的変化を観察することができるので、医療診断を迅速かつ正確に行うことができる。またこれらの輪郭線より輪郭線の速度など診断に必要なパラメータを計算することができる。

【００１８】

【実施例】

以下図面について、本発明の一実施例を詳述する。

【００１９】

（１）第１実施例

図１において、１は全体として本発明の第１実施例による医療診断用画像処理装置を示している。この医療診断用画像処理装置１では、入力された超音波画像の医療診断用静止画像を空間的に平滑化した後複数の境界線を抽出し、当該境界線より所望器官の輪郭に対応する境界線を輪郭線として選択し、当該輪郭線の形状を修正して所望器官の輪郭線として抽出するようになされている。

【００２０】

アナログデイジタル変換器（Ａ／Ｄ変換器）２に入力した入力画像信号は、デイジタル化された後、フレームメモリ３に格納される。ここで入力画像は輝度成分だけを有するグレースケール画像とする。フレームメモリ３に格納された画像は、マイクロコンピユータ４の指示の下に画像表示装置５に表示される。

【００２１】

座標入力装置６は、例えばマウス等のポインテイングデバイスでなり、所望器官領域のほぼ中心位置（以下これを基準位置と呼ぶ）の座標（i_c，j_c）を入力するためのものであり、マイクロコンピユータ４によつて制御される。この座標入力装置６によつて画像表示装置５上のある位置を指定することにより座標を入力することができ、指定された座標はメモリ７に記憶される。座標入力装置６によつて座標入力が完了すると、フレームメモリ３上の画像データが図２に示す走査順序で読み出されて空間フイルタ８に入力される。

【００２２】

空間フイルタ８では、次式

【数１】

$$Y(i,j)=\sum_{dj=-MY/2}^{MY/2}\sum_{di=MX/2}^{MY/2} a_{didj}X(i-di,j-dj) \qquad \cdots\cdots (1)$$

によるフイルタリング処理が行われる。ここでＸ（ｉ，ｊ）は入力画像Ｘの位置（ｉ，ｊ）の座標値を表し、Ｙ（ｉ，ｊ）は空間フイルタ８より出力される画像の位置（ｉ，ｊ）を表す。またa_{didj}は２次元のフイルタ係数を表す。フイルタ係数としては、例えば図３や図４に示すようなフイルタ係数を用いる。図３に示すようなフイルタ係数を有するフイルタは低域通過型フイルタであり、この低域通過型フイルタを用いた場合、後述の境界線抽出で得られる境界線は低域成分の等高線になる。また図４に示すようなフイルタ係数を有するフイルタはラプラシアンＧと呼ばれる平滑化微分フイルタであり、ガウス関数の２階微分をデイジタル化したものである。この平滑化微分フイルタによつて得

られる境界線は、輝度変化の大きなエツジに相当する。

【００２３】

空間フイルタ８の出力は２値化器９に入力され、２値化器９では、空間フイルタ８の出力を、予め設定されているしきい値ＴＨ１によつて２値化する。すなわち入力値がしきい値ＴＨ１よりも大きな値の場合には「１」、小さな値の場合には「０」に変換される。この出力値はフレームメモリ３の所定の位置に上書きされる。

【００２４】

このようにして入力画像全体に対する２値化処理が終了すると、図５に示すように、マイクロコンピユータ４は境界線抽出処理ＳＰ１、輪郭線抽出処理ＳＰ２及び輪郭線形状修正処理ＳＰ３を実行する。以下にマイクロコンピユータ４によるこれらの処理について説明する。ここで後述するように、メモリ１０及び１１には、マイクロコンピユータ４による計算結果が格納される。すなわちメモリ１０には選択された輪郭線を構成する点の座標系列が格納され、メモリ１１には輪郭線の形状を修正するための変曲点の情報が格納される。

【００２５】

まずマイクロコンピユータ４による境界線抽出処理ＳＰ１の処理手順について説明する。図６に示すように、境界線抽出処理ＳＰ１の第１の処理としての境界線開始点の検出処理ＳＰ１０において、マイクロコンピユータ４は図２に示す順序でフレームメモリ３を走査し、各位置で次式

【数２】

$$X(i, j) \neq X(i-1, j) \qquad \cdots\cdots (2)$$

の関係が満たされているか否かを調べる。（２）式において、Ｘ（ｉ，ｊ）　はフレームメモリ３上の位置（ｉ，ｊ）　における座標値を表す。フレームメモリ３を走査しているとき、最初に（２）式を満足する位置（ｉ，ｊ）　を境界線の開始位置とする。なお以下において、フレームメモリ３上の位置を表す場合にｐを用い、例えばその点の座標が（ｉ，ｊ）　である場合には、ｐ＝（ｉ，ｊ）　と表す。また検出された境界開始点をp_0とする。

【００２６】

境界開始点p_0　が検出されると、この位置における２値画像の値（「０」又は「１」）がレジスタr_0　に保存され、新たなラベルＬが生成されてフレームメモリ３上の境界開始点p_0　の位置に値「Ｌ」が保存される。ここでラベル番号Ｌは、予め格納されている２値画像と混同しないように「２」以上の整数を用いる。境界線抽出処理ＳＰ１は、境界開始点を検出するための走査が画像の右下に到達した時点で終了する。

【００２７】

次にマイクロコンピユータ４は、境界線抽出処理ＳＰ１の第２の処理としての境界線追跡処理ＳＰ１１において、検出された境界開始点p_0　を含む境界線を構成する点列（境界点）p_k　（ｋ＝０、１…）を近傍探索によつて順次追跡する。この近傍探索処理を図７を用いて説明する。フレームメモリ３上の２値画像を表す図７において、いま境界点p_k　までが確定しているとする。このとき、境界点p_k　の近傍８画素の値を時計回りに順に調べ、レジスタr_0　と同じ値（すなわち境界点p_k　と同じ値）をもつ最初の位置を次の境界点p_{k+1}　とする。境界点p_k　の近傍８画素のいずれから探索を開始するかは、境界点p_k　の１つ前に確定した境界点p_{k-1}　と境界点p_k　との位置関係によつて決まる。

【００２８】

すなわち境界点p_{k-1}　を中心とした近傍８画素の中で、時計回りに見た場合に境界点p_k　よりも順序が１つ前に当たる位置を、境界点p_{k+1}　を求める際の探索開始点とする。図７においては、境界点p_k　上に位置する画素が近傍探索の開始点となり、右隣の画素が境界点p_{k+1}　として検出される。フレームメモリ３上のp_{k+1}　の位置に

はラベル番号Ｌを保存する。以上の操作を、（Ａ）次の境界点が境界開始点p_0と一致するか、又は（Ｂ）次の境界点が１つ前の境界点p_{k-1}と一致するかの２つの条件のいずれかが満たされるまで繰り返す。

【００２９】

条件（Ａ）は境界線が閉じたことを意味しており、１つの境界線の追跡が完了したことになる。この場合、次の境界線の開始点を検出するため、現在の境界開始点p_0の次の走査位置から再び境界開始点検出処理ＳＰ１０を行う。条件（Ｂ）は、追跡中の境界線が閉じていないことを意味する。この場合図８に示すように、境界開始点p_0に戻り、近傍探索を反時計回りに行なうことで、反対方向に境界線を追跡する。反対方向への追跡が終了した時点で、境界開始点p_0の次の走査位置から境界開始点P_0の検出を再開する。

【００３０】

このようにして境界線を抽出すると、マイクロコンピュータ４は輪郭線抽出処理ＳＰ２を開始する。図９に示すように、まずマイクロコンピュータ４は輪郭線選択処理ＳＰ２０において、上述の方法によつて抽出した各境界線毎にフレームメモリ３を走査し、ラベルＬを値としてもつ位置（ｉ，ｊ）とメモリ７に保存されている基準位置（i_c，j_c）との距離ｄを次式

【数３】

$$d=\sqrt{(i-i_c)^2+(j-j_c)^2} \qquad \cdots\cdots(3)$$

によつて計算する。ラベルＬをもつすべての位置に対して距離ｄを計算し、図１０に示すように、その最小値をラベルＬの境界線と基準位置との距離d_lとする。全ての境界線の中で、基準位置との距離d_lが最も小さい境界線を輪郭線として選択する。なお各境界線の基準位置との距離d_lは、上述の境界線の追跡において計算しておくこともできる。

【００３１】

次にマイクロコンピュータ４は、輪郭線座標系列生成処理ＳＰ２１において、フレームメモリ３で選択された輪郭線を構成する点の座標を順次メモリ１０に保存して座標系列を生成する。この処理手順は、図６に示す境界線抽出処理と同じであるが、境界線開始点の検出処理では、各位置において（２）式を評価する代わりに、その位置のラベルが、選択された輪郭線のものであるか否かを調べる。すなわち走査中、最初に輪郭線のラベルに遭遇した位置を境界線開始点p_0とする。また追跡すべき対象は１つしかないので境界線開始点の検出は１度でけである。

【００３２】

この座標系列の生成において、上述の追跡停止条件（Ｂ）すなわち次の境界点が１つ前の境界点p_{k-1}と一致した場合には、この時点までに生成した座標系列の順序を逆転させた後、逆方向の追跡を開始する。逆方向の追跡が完了した段階で、再び全座標系列の順序を逆転させる。これにより、生成された座標系列が輪郭線を時計回りになぞる順序になることが保証される。

【００３３】

このようにして輪郭線抽出処理ＳＰ２が終了すると、マイクロコンピュータ４は図１１に示す処理手順に従つて輪郭線形状修正処理ＳＰ３を開始する。この場合、心臓のようなほぼ楕円形の器官の輪郭線を抽出する場合について説明し、図１２及び図１３に示すような輪郭形状を修正する場合について説明する。図１２に示すような輪郭線が生成される原因としては、空間平滑化のための隣接領域の融合が考えられる。また図１３に示すようなくぼみは、所望器官に他の器官が重なつている場合に発生すると考えられ、心臓の超音波画像における乳頭筋がその１例である。

【００３４】
まずマイクロコンピュータ４は輪郭線形状修正処理ＳＰ３として、変曲点検出処理ＳＰ３０において、図１４に示すように、メモリ１０に格納されている座標系列の各点に対して曲率ρを次式
【数４】

$$\rho = \tan^{-1}\left(\frac{j_{n+k} - j_n}{i_{n+k} - i_n}\right) - \tan^{-1}\left(\frac{j_n - j_{n-k}}{i_n - i_{n-k}}\right) \quad \cdots\cdots (4)$$

によつて計算する。ここで座標（i_n, j_n）はメモリ１０においてｎ番目に格納されている座標であり、ｋは注目点前後の輪郭線の傾きを計算するための定数である。曲率ρの絶対値が予め設定されたしきい値ＴＨ２よりも大きい場合にはこの点を変曲点とみなし、メモリ１１のｎ番目に曲率ρの値を保存する。曲率ρの絶対値がしきい値ＴＨ２以下の場合には、メモリ１１のｎ番目には「０」を保存する。ここで図１４に示すように、（４）式の符号は変曲点の種類を表す。すなわち（４）式によつて得られる値が正の値となる場合には、この変曲点は輪郭線の中心部に対して凹と考えられ、逆に負である場合には凸であると考えられる。
【００３５】
ここで融合領域の除去処理ＳＰ３１は、図１５に示すように、曲率ρの特に大きな凹の変曲点で挟まれた部分を除去することによつて実現する。すなわちメモリ１１の中で正の値を有し、その絶対値が予め設定されたしきい値ＴＨ３よりも大きい点を融合接点とする。しきい値ＴＨ３は、変曲点検出処理ＳＰ３０で用いたしきい値ＴＨ２よりも大きな値に設定される。融合接点が２つ以上検出された場合には、各融合接点に対して、隣の融合接点までの画像上での直線距離を計算する。隣接する融合接点間の距離が予め設定されたしきい値ＴＨ４よりも小さい場合には、この２つの融合接点に挟まれたメモリ１１上の各位置に特別な値ρ∞を代入し、輪郭線より除去する。図１６に示すように、輪郭線が閉じている場合には、２つの融合接点によつて分けられる輪郭線の２つの部分についてそれぞれ重心を計算し、基準位置から遠い方を除去する。
【００３６】
（４）式において、定数ｋやしきい値ＴＨ４の選び方によつては、実質的に１つの融合接点であるにもかかわらず、連結した複数の点が融合接点として検出される場合がある。この場合、連結した融合接点の中から１つを代表点として選び、代表点に挟まれた部分を除去する。例えば代表点として、連結する融合接点の中で曲率ρの絶対値が最大のものを選ぶことができる。
【００３７】
次にマイクロコンピュータ４は、くぼみ部分の除去処理ＳＰ３２において、図１７に示すように、しきい値ＴＨ２で検出された２つの凸変曲点の間に、同じしきい値ＴＨ２で検出された凹変曲点が存在する場合に、２つの凸変曲点で挟まれた部分を除去することによつて実現する。すなわち、まず融合領域の除去処理が施されたメモリ１１の値を順に調べ、正の値を有する凹変曲点を検出する。次にこの凹変曲点から両方向に、負の値を有する凸変曲点を探索し、各方向において最初に遭遇した凸変曲点を検出する。これらの２つの凸変曲点に挟まれたメモリ１１上の各位置に特別な値ρ∞を代入して輪郭線から除去する。
【００３８】
この場合上述の融合接点と同様に、凹変曲点や凸変曲点も連結して検出される場合があるが、この場合にも代表点を用いればよい。また心臓の超音波画像における乳頭筋のように、これによつて生ずるくぼみの輪郭線全体に対する相対的な位置がおおよそ予測できる場合には、凹変曲点、凸変曲点の出現位置を予め制限することができる。すなわち、ある制限された範囲に出現した変曲点に対してのみ、くぼみ部分を除去することができる。

【００３９】
補間処理は、上述の２つの除去処理によつて輪郭線に発生した非連結部分を補間するための処理であり、連結した新しい輪郭線の座標系列を生成する。図１８に示すように、ある部分を除去した結果発生した輪郭線の端点座標を$p_s=(i_s, j_s)$、$p_e=(i_e, j_e)$とすると、例えばこの端点p_s及びp_e間を次式
【数５】

$$p=\frac{1}{2}p_s(1-t)^2+p_m{}^t(1-t)+\frac{1}{2}p_e t^2 \qquad \cdots\cdots(5)$$

ような２次関数で補間する。（５）式において、ｔは媒介変数であり、$p_m=(i_m, j_m)$は、上述の２つの除去処理の後に残つている輪郭線構成点の重心p_gから図１８のように定まる点である。すなわち点p_mは、端点p_sを通り重心p_gと端点p_sを結ぶ線分に直交する直線と、端点p_eを通り重心p_gと端点p_eを結ぶ線分に直交する直線との交点である。（５）式によつて、端点p_sと端点p_eを結ぶ補間座標系列を発生させるために、$p_0=p_s$として次の処理を繰り返す。
【００４０】
いま点p_nまでの補間座標系列が確定しているとすると、補間点p_nに隣接するいくつかの近傍点$p=(i, j)$において次式
【数６】

$$s=\min(\mathrm{abs}(j-y_1), \mathrm{abs}(j-y_2))$$

$$y_1=\frac{1}{2}i_s(1-t_1)^2+i_m t_1(1-t_1)+\frac{1}{2}i_e t_1^2$$

$$y_2=\frac{1}{2}i_s(1-t_2)^2+i_m t_2(1-t_2)+\frac{1}{2}i_e t_2^2$$

$$t_1=\frac{-b+\sqrt{b^2-4ac}}{2a}$$

$$t_2=\frac{-b-\sqrt{b^2-4ac}}{2a}$$

$$a=i_s-2i_m+i_e$$

$$b=2(i_m-i_s)$$

$$c=i_s-i \qquad \cdots\cdots(6)$$

を計算し、ｓの値が最小となる点を次の補間点p_{n+1}とする。ここで（６）式を計算する近傍は、図１９に示すように補間点p_nと１つ前に確定した点p_{n-1}との位置

関係によつて決まる。すなわち補間点p_nをはさんで点p_{n-1}の反対側5画素（図１９の斜線で示す部分）で（６）式を計算する。また（６）式のt_1及びt_2はそれぞれ実数であり、かつ０．０以上１．０以下の値となる必要があり、図１９に示した近傍点のなかで、さらにこの条件を満たすものの中から（６）式を最小にするものを選ぶ。補間点p_{n+1}が端点p_eと一致した時点で、補間座標系列が完成する。メモリ１１上の端点p_sの次から、端点p_eの１つ前までの座標を消去し、消去した座標の代わりに、生成した補間点の座標系列を挿入する。このような補間処理を、除去処理によつて生じた全ての端点間に適用して新たな輪郭線の座標系列を生成する。この場合、必要であれば、この座標系列中の各点をフレームメモリ３に書き込み、画像表示装置５に表示することもできる。

【００４１】

以上の構成によれば、入力された超音波画像の医療診断用静止画像を空間的に平滑化した後複数の境界線を抽出して当該境界線のうち基準位置との距離ｄが最も小さい境界線を輪郭線として選択し、当該輪郭線の形状を修正して所望器官の輪郭線として抽出したことにより、所望器官の輪郭線を自動的に抽出することができるので医療診断を迅速かつ正確に行うことができる。

【００４２】

（２）第２実施例

図１との対応部分に同一符号を付して示す図２０において、２０は全体として本発明の第２実施例による医療診断用画像処理装置を示している。医療診断用画像処理装置２０では、入力された超音波画像の医療診断用動画像を所望器官の動きの繰り返し周期毎にサンプリングして同期加算して時間方向のノイズを低減した後、この時間平滑化された画像を空間的に平滑化して複数の境界線を抽出する。当該境界線より所望器官の輪郭に対応する境界線を輪郭線として抽出し、当該輪郭線の形状を修正して所望器官の輪郭線として抽出するようになされている。

【００４３】

ここでこの実施例では、医療診断用動画像として周期的な動きのある心臓の動画像を用い、また後述する第３実施例及び第４実施例においても医療診断用動画像として心臓の動画像を用いる。

【００４４】

遅延素子２１は画像サンプリング器２２において心電図波形の解析に必要な時間だけ入力データを遅延させる。フレーム同期信号生成器２３は遅延素子２１で遅延される前のフレーム開始のタイミングを示す信号を画像サンプリング器２２に出力する。画像サンプリング器２２は、画像と同期して心電図モニタ装置２４より送出される心電図波形に基づいて、各フレームの入力開始時にそのフレームをサンプリングするか否かを判断し、サンプリングされた画像の時間平均値画像をフレームメモリ３上に生成する。予め設定された周期分の時間平均が行なわれた後、第１実施例と同様の処理により輪郭線が抽出される。フレームメモリ３の値は測定開始時にリセツトされる。また必要であれば、抽出された輪郭線をフレームメモリ３に書き込み、画像表示装置５に表示することもできる。

【００４５】

画像サンプリング器２２の構成を図２１に示す。図２１に示すように、画像サンプリング器２２は、基準点検出器２２Ａ、タイマ２２Ｂ、時相検出器２２Ｃ及び同期加算器２２Ｄによつて構成されている。基準点検出器２２Ａは心電図モニタ装置２４より時々刻々入力される心電図波形の基準点を検出する。基準点は、心電図波形にその繰り返し周期毎に現われる点であり、例えば図２２に示すように、Ｒ波のピーク（各周期において最大値となる位置）を基準点として用いている。基準点が検出されると、タイマ２２Ｂがリセツトされ、リセツト後タイマ２２Ｂは次にリセツトされるまで一定の時間間隔で値をインクリメントする。

【００４６】

時相検出器２２Ｃはフレーム同期信号生成器２３よりフレームの開始を示す信号を受け取

ると、タイマ２２Ｂの値を読み取り、予め設定されている値ｔ（以下これを時相と呼ぶ）との差を計算する。この値ｔがしきい値ＴＨ５以下である場合だけ、次に入力されるフレームデータが同期加算器２２Ｄに送出され、これ以外の場合には入力データは破棄される。同期加算器２２Ｄでは、入力データに対応するフレームメモリ３上のデータが読み出され、入力データとの平均値を次式

【数７】

$$x'_n(i,j) = \frac{1}{n} x_n(i,j) + \frac{n-1}{n} x'_{n-1}(i,j) \qquad \cdots\cdots (7)$$

によつて計算する。

【００４７】

ここでX_n（ｉ，ｊ）は画像をサンプリングし始めた時点からｎ番目のサンプリング画像における位置（ｉ，ｊ）のデータ値を表し、X'_{n-1}（ｉ，ｊ）はｎ－１番目までの平均画像における位置（ｉ，ｊ）のデータ値、すなわちｎ番目の画像がサンプリングされた時点でフレームメモリ３に保存されているデータの値を表している。（７）式によつて得られる計算結果はフレームメモリ３の同じ位置に保存される。ただし測定開始直後は入力データとフレームメモリ３上の値との平均値計算は行われず、入力データがそのままフレームメモリ３に書き込まれる。

【００４８】

ここで画像をサンプリングする時相を、基準点からの時間ではなく、繰り返し周期における位相として指定することもできる。すなわち基準点検出器２２Ａでは、ある基準点から次の基準点までの時間Ｔを検出し、はじめの基準点からＴ／ａの時刻に入力されたフレームをサンプリングする。この方法によれば、各繰り返しにおける周期のゆらぎを吸収することができるので、一段と正確に同期加算することができる。

【００４９】

以上の構成によれば、入力された心臓の動画像を、心臓の動きの繰り返し周期毎にサンプリングして同期加算して時間方向のノイズを低減した後、この時間平滑化された画像をさらに空間的に平滑化して複数の境界線を抽出し、当該境界線のうち基準位置との距離ｄが最も小さい境界線を輪郭線として選択し、この輪郭線の形状を修正して心臓の輪郭線として抽出するようにしたことにより、心臓の輪郭線を自動的に抽出することができるので医療診断を迅速かつ正確に行うことができる。

【００５０】

（３）第３実施例

図２０との対応部分に同一符号を付して示す図２３において、３０は全体として本発明の第３実施例による画像処理装置を示している。この画像処理装置３０では、入力された超音波画像の医療診断用動画像を、所望器官の繰り返し周期よりも短い間隔でサンプリングし、当該器官の同じ状態にある画像を同期加算して時間方向のノイズを低減した後、所望器官の状態毎に時間平滑化された各画像をそれぞれ空間的に平滑化して時相毎に複数の境界線を抽出する。複数の境界線より所望器官の輪郭に対応する境界線を輪郭線として時相毎に選択し、当該各輪郭線の形状を修正して所望器官の輪郭線を時相毎に抽出するようになされている。

【００５１】

画像サンプリング器３１は、画像サンプリング器２２とほぼ同じであるが、画像をサンプリングする時相として複数の値ｔ０、ｔ１、……が予め設定されている。画像サンプリング器３１において各時相でサンプリングされた画像は時相毎に平均画像が生成され、各時相に対応するフレームメモリ３２に出力される。ここでフレームメモリ３２はサンプリング時相の数と同数用意されており、各フレームメモリ３２には同時相の平均画像が格納される。このように、予め設定された周期分の時間平均が行なわれた後、各フレームメモリ

３２上の平均画像に対して第１実施例と同様の処理によつて輪郭線を抽出する。

【００５２】

なお必要であれば、時相の異なる複数の輪郭線を、フレームメモリ３２のいづれか１つのフレームメモリ３３に重ね書きし、画像表示装置５によつて静止画像として表示させてもよい。また各時相の輪郭線を異なるフレームメモリ３２に書き込み、これらを時間的に切り替えて画像表示装置５に表示させるようにしてもよい。

【００５３】

以上の構成によれば、入力された心臓の動画像を、心臓の動きの繰り返し周期において、予め設定した複数の時相でサンプリングし、同時相毎に同期加算して時間方向のノイズを低減した後、異なる時相毎に時間平滑化された画像をそれぞれ空間的に平滑化して各画像より複数の境界線を抽出し、当該各複数の境界線のうち基準位置との距離ｄが最も小さい境界線を輪郭線として抽出し、当該各輪郭線の形状を修正して心臓の輪郭線として抽出するようにしたことにより、心臓の輪郭線を時相毎に自動的に抽出することができるので、心臓の輪郭線の時間的変化を観察することができ、これにより医療診断を迅速かつ正確に行うことができる。また抽出された輪郭線より、輪郭線の速度等診断に必要なパラメータを計算することができる。

【００５４】

（４）第４実施例

図２３との対応部分に同一符号を付して示す図２４において、４０は全体として本発明の第４実施例による画像処理装置を示している。この画像処理装置４０では、１枚の２値画像を保存するための２値画像用フレームメモリ４１が設けられており、空間フイルタとして図３に示す低域通過型フイルタ４２を用いている。

【００５５】

すなわち画像処理装置４０では、画像処理装置３０と同様に時間平均の施された画像に対して、空間フイルタ４２による空間的平滑化処理が行われ、空間フイルタ４２の出力は直接フレームメモリ３２に書き込まれる。マイクロコンピユータ４では、空間的平滑化処理が完了した各画像に対して図２５に示すように閉曲線の生成、輪郭線の抽出及び輪郭線形状の修正を行つて輪郭線を抽出する。すなわちマイクロコンピユータ４は、閉曲線の生成処理ＳＰ１において所望器官の輪郭線の内側に存在する閉曲線を生成し、輪郭線の抽出処理ＳＰ２において、得られた閉曲線を外側に向けて拡大することによつておおよその輪郭線形状を抽出し、輪郭線形状の修正処理ＳＰ３において、抽出された輪郭線の形状を第１実施例で述べた輪郭線形状修正処理（図１１）と同じ方法で修正する。

【００５６】

閉曲線の生成処理（ＳＰ１）の処理手順を図２６に示す。まずマイクロコンピユータ４は、しきい値の初期化処理ＳＰ１０において、座標入力装置６によつて指定された基準位置における画素値をフレームメモリ３２より読み出し、これをしきい値として設定する。次に２値化処理ＳＰ１１において、フレームメモリ３２上の画像データを読み出し、設定されているしきい値によつて２値化を行い、その結果を２値画像用フレームメモリ４１に保存する。次に境界線の抽出処理ＳＰ１２において、この２値画像の境界線を第１実施例で述べた境界線抽出処理（図６）と同じ方法で抽出する。

【００５７】

次にマイクロコンピユータ４は、境界線の選択処理ＳＰ１３において、境界線の抽出処理ＳＰ１２で得られた境界線のうち、座標入力装置６によつて指定された基準位置との距離ｄが最も小さい境界線を選択する。この処理は第１実施例で述べた輪郭線抽出処理（図９）と同じである。次に閉曲線の判定処理ＳＰ１４において、境界線の選択処理ＳＰ１３で選択された境界線に対して次の２つの条件、すなわち（Ａ）開始点と終了点が隣接しているか、（Ｂ）境界線の長さが予め設定されたしきい値ＴＨ６より小さいかについて調べる。

【００５８】

条件（Ａ）又は（Ｂ）のいずれかの条件を満たされない場合には、マイクロコンピユータ

４はしきい値の修正処理ＳＰ１５に進み、現在のしきい値を一段と小さい値に設定し直して、２値化処理ＳＰ１１からしきい値の修正処理ＳＰ１５までの処理ループを実行する。この２つの条件がともに満足されている場合には、マイクロコンピュータ４は抽出された境界線を閉曲線と判定し、その座標系列を閉曲線の修正処理ＳＰ１６に送る。

【００５９】

閉曲線の修正処理ＳＰ１６において、マイクロコンピュータ４は、抽出された閉曲線の形状を変曲点に応じて修正する。この処理は第１実施例で述べた輪郭線形状修正処理（図１１）と同じである。ただしここでは、不用なふくらみが生ずることを回避するためにくぼみ部分の補間を（５）式の２次曲線ではなく、次式

【数８】

$$a\,i+b\,j+c=0 \qquad \cdots\cdots (8)$$

に示す直線で行うことも可能である。直線補間による補間座標系列を発生させるためには、（６）式の代わりに次式

【数９】

$$S=\frac{abs(-a\,i-b\,j-c)}{\sqrt{a^2+b^2}} \qquad \cdots\cdots (9)$$

を満たす近傍点ｐ＝（ｉ，ｊ）　を追跡すればよい。

【００６０】

次に輪郭線の抽出処理（図２５のＳＰ２）の処理手順を図２７に示す。まずマイクロコンピュータ４は、閉曲線の重心位置の算出処理ＳＰ２０において、形状の修正された閉曲線（以下単に閉曲線と呼ぶ）の重心点p_g＝（i_g，j_g）　を計算する。次に輪郭点の検出処理ＳＰ２１において、図２８に示すように、閉曲線を構成する各点p_k＝（i_k，j_k）　に対して、重心p_g　から各点に向かう直線に沿つて入力画像の１次微分を計算し、点p_k　から見て最初に次式

【数１０】

$$Xk_{m+dm}-Xk_{m-dm}>0$$

$$dev_m-dev_{m-dm}>TH1$$

$$dev_{m+dm}-dev_m<-TH2$$

$$dev_m>TH3$$

$$dev_m=abs(Xk_{m+dm}-Xk_{m-dm}) \qquad \cdots\cdots (10)$$

の条件を満たす点を、真の輪郭線を構成する点p_k'＝（i_k'，j_k'）　として検出する。

【００６１】

ここでXk_m　は重心点p_g　から閉曲線上の点p_k　に向かう直線に沿つて入力画像の値を並べた１次元データ列で、Xk_0　が重心位置における画素値に相当する。　dev_m　は、この配列における１次微分の絶対値である。またＴＨ１、ＴＨ２、ＴＨ３は予め

設定された正の値である。（１０）式は、レベルそのものが増加していると同時に、図２９に示すように１次微分の絶対値がしきい値ＴＨ３よりも大きく、かつその変化が増加から減少に転じる点を表しており、点p_k　から見て最初にこの条件を満足する点が輪郭点として検出される。

【００６２】

最後に、輪郭点の補間処理ＳＰ２２において、マイクロコンピュータ４は検出された輪郭点の間を補間して輪郭線を構成する。この補間処理は第１実施例で述べた補間処理（図１８）とほぼ同じである。ただし第４実施例では、図３０に示すように、隣接する輪郭点の間を全て補間する。またこの場合補間する区間が短いために、（８）式に示すような直線補間を行うことができる。なおこの輪郭点の補間処理の前に、検出された輪郭点の位置を次のように平滑化することもできる。

【００６３】

例えば、検出されたｋ番目の輪郭点と重心点との距離l_k　を（３）式のように計算し、これをｋの方向に平滑化する。この平滑化処理には、例えば、１次元の平均化フイルタやメデイアンフイルタ等を用いる。平滑化されたl_k　′を用いて新しい輪郭点の位置を（i_g　＋（i_k　－　i_g　）ｋ′／　l_{sk}，　j_g　＋（j_k　－　j_g　）ｋ′／　l_{sk}）　とすることにより、最終的に滑らかな輪郭線を得ることができる。ここでl_{sk}′は閉曲線上のｋ番目の点と重心点との距離を表す。

【００６４】

以上の構成によれば、入力された心臓の動画像を、心臓の動きの繰り返し周期よりも短い間隔でサンプリングし、心臓の同じ状態にある画像を同期加算して時間方向のノイズを低減した後、心臓の状態毎に時間平滑化された各画像をそれぞれ空間的に平滑化して、全ての点が抽出すべき輪郭線の内側に存在するように閉曲線を各画像毎に生成し、この各閉曲線を外側に向けて拡大することによつて心臓のおおよその輪郭線を抽出し、当該各輪郭線の形状を修正して心臓の輪郭線として抽出するようにしたことにより、心臓の輪郭線を時相毎に自動的に抽出することができるので、心臓の輪郭線の時間的変化を観察することができ、これにより医療診断を迅速かつ正確に行うことができる。またこれらの輪郭線より輪郭線の速度など診断に必要なパラメータを計算することができる。

【００６５】

（５）第５実施例

この実施例では、心臓の単軸断面の超音波画像より心内膜の輪郭線を抽出する場合について説明する。心臓の単軸断面画像には、図３１に示すように同心円状に並ぶレベルの高い２つの領域Ａ、Ｂが存在し、外側のリング状領域Ａでは、当該領域Ａの上部及び下部に相当する部分Ｃが特にレベルが高くなる傾向がある。抽出すべき心内膜は、内側のリング状領域Ｂの内側面に相当する。

【００６６】

この実施例の医療診断用画像処理装置の構成（図示せず）は画像処理装置４０とほぼ同じであるが、２値画像を保存するための２値画像用フレームメモリ４１は設けられていない。またこの実施例におけるマイクロコンピュータ４による処理の流れは図２５に示したものと同じであるが、各処理の内容は異なる。すわなちマイクロコンピュータ４は、閉曲線の生成処理ＳＰ１では、所望器官の輪郭線の外側に存在する閉曲線として円を生成し、輪郭線の抽出処理ＳＰ２では、生成された内側に向けて縮小することによつておおよその輪郭線形状を抽出する。輪郭線形状の修正処理ＳＰ３は第４実施例と全く同じように処理する。

【００６７】

閉曲線の生成処理（図２５のＳＰ１）の処理手順を図３２に示す。まずマイクロコンピュータ４は、極小点の検出処理ＳＰ１０では、空間的平滑化処理の施されたフレームメモリ３２上の画像から垂直方向の１次元データ列を読み出し、そのレベル変化を解析する。ここで垂直方向のレベル変化の解析を図３３に示す。図３３において、ｉは現在注目している画像上の水平座標を示し、図中の曲線は、水平座標ｉに対応する垂直方向の画素値（レ

ベル）を表している。

【００６８】

このデータ例において、まずｊ＜ｊ$_C$　の範囲においてレベルが最大となる座標ｊ$_L$　と、ｊ＞ｊ$_C$　の範囲においてレベルが最大となる座標ｊ$_U$　を検出する。ただしｊ$_C$　は座標入力装置６によつて指定された基準位置ｐ$_C$　＝（ｉ$_C$　、　ｊ$_C$　）　の垂直座標である。次にｊ$_L$　及びｊ$_U$　からそれぞれに向けてレベル変化を調べ、最初に遭遇する極小点の座標ｊ$_{LP}$及びｊ$_{UP}$を検出する。検出された２つの垂直座標ｊ$_{LP}$及びｊ$_{UP}$は画像上での点ｐ$_L$　＝（ｉ，ｊ$_{LP}$）　、点ｐ$_U$　＝（ｉ，ｊ$_{uP}$）　に対応する。これらの点は、上述した同心円状に並ぶ２つの領域に挟まれた部分に存在すると考えられ、抽出すべき心内膜よりも外側に位置する。

【００６９】

次に次式

【数１１】

$$i_c-\Delta i \leqq i \leqq i_c+\Delta i \qquad \cdots\cdots (11)$$

を満たす全ての水平座標に対して同じ解析を行い、（２Δｉ　＋１）×２個の極小点を検出する。なおΔｉ　は予め設定された正の定数である。

【００７０】

次に円近似処理ＳＰ１１において、マイクロコンピュータ４は、検出された（２Δｉ　＋１）個の極小点を１つの円で近似し、その中心座標（ａ，　ｂ）及び半径ｒを求める。ここで、検出された複数の極小点を適当な順序に並べ、ｋ番目の点の座標を（ｉ$_k$　，ｊ$_k$　）　と表す。これらを円の方程式に代入すると、次式

【数１２】

$$i_k^2+j_k^2-2ai_k-2bj_k+(a^2+b^2-r^2)=0$$

$$k=0,\ 1,\ 2,\ \cdots\cdots,\ (2\Delta i+1) \qquad \cdots\cdots (12)$$

となる。ここでｋ＞０に対応する式よりｋ＝０の式を引くことにより、次式

【数１３】

$$2a(i_k-i_0)-2b(j_k-j_0)+(i_k^2-i_0^2+j_k^2-j_0^2)$$

$$k=1,\ 2,\ \cdots\cdots,\ (2\Delta i+1) \qquad \cdots\cdots (13)$$

を得ることができる。これを最小自乗法を用いて解くことにより中心座標（ａ，　ｂ）を求める。半径ｒは、得られた中心座標を（１２）式の全ての式に代入し、それぞれから求まるｒを平均することによつて算出する。

【００７１】

次に円の生成処理ＳＰ１２において、マイクロコンピュータ４は、算出された中心座標（ａ，　ｂ）と半径ｒとを用いて、円を構成する座標系列Ｓを生成する。これは例えば座標（ａ　，　ｂ－ｒ）　を開始点として次式

【数１４】

$$s=(i-a)^2+(j-b)^2-r^2 \qquad \cdots\cdots (14)$$

の値を最小とする近傍点の追跡処理を行うことにより生成することができる。近傍点の追跡は第１実施例における補間座標系列の生成と同様に行うことができる。

【００７２】

次に輪郭線の抽出処理（図２５のＳＰ２）の処理手順は、図２７に示す処理手順とほぼ同じであるが、閉曲線の重心位置は円の中心として既に求められているので、重心位置の算出処理（図２７のＳＰ２０）は必要ない。輪郭点の検出処理（図２７のＳＰ２１）において、マイクロコンヒユータ４は、図３４に示すように、円を構成する各点p_k＝（i_k，j_k）から重心点（円の中心）p_g（ａ，ｂ）に向かう直線に沿つて入力画像の１次微分を計算し、最初に次式

【数１５】

$$Xk_{m+dm}-Xk_{m-dm}<0$$

$$dev_m-dev_{m-dm}>TH1$$

$$dev_{m+dm}-dev_m<-TH2$$

$$dev_m>TH3$$

$$dev_m=abs(Xk_{m+dm}-Xk_{m-dm}) \quad \cdots\cdots (15)$$

を満たす点を、真の輪郭線を構成する点p'_k＝（i'_k，j'_k）として検出する。（１５）式の各記号は（１０）式で述べたものと同じである。ただしXk_mは円上の点p_kからその中心p_gに向かう直線に沿つて画像値を並べた１次元データ列であり、Xk_0は円上の点の画素値に相当する。（１５）式は、レベルそのものが減少していると同時に、図３５に示すように１次微分の絶対値がしきい値ＴＨ３よりも大きく、かつその変化が増加から減少に転じる点を表しており、円上の点から見て最初にこの条件を満足する点が輪郭点として検出される。

【００７３】

以上の構成によれば、入力された心臓の単軸断面の超音波画像を、心臓の動きの繰り返し周期よりも短い間隔でサンプリングし、心臓の同じ状態にある画像を同期加算して時間方向のノイズを低減した後、心臓の状態毎に時間平滑化された各画像をそれぞれ空間的に平滑化して、全ての点が抽出すべき心内膜の輪郭線の外側に存在するように閉曲線を各画像毎に生成し、この各閉曲線を内側に向けて縮小することによつて心内膜のおおよその輪郭線を抽出し、当該各輪郭線の形状を修正して心内膜の輪郭線として抽出するようにしたことにより、心内膜の輪郭線を時相毎に自動的に抽出することができるので、心内膜の輪郭線の時間的変化を観察することができ、これにより迅速かつ正確に医療診断を行うことができる。またこれらの輪郭線より輪郭線の速度など診断に必要なパラメータを計算することができる。

【００７４】

（６）他の実施例

なお上述の実施例においては、医療診断用動画像として心臓の動画像を本発明の医療診断用画像処理装置に適用した場合について述べたが、本発明はこれに限らず、他の周期的な動きのある器官の動画像を本発明の医療診断用画像処理装置に適用しても同様の効果を得ることができる。

【００７５】

また上述の第１実施例においては、入力された静止画像において、境界線の抽出処理（図

５）を行うことによつて所望器官の輪郭線を抽出する場合について述べたが、本発明はこれに限らず、第４実施例及び第５実施例のように、閉曲線の生成処理（図２５）によつて所望器官の輪郭線を抽出するようにしてもよい。

【００７６】

この場合、入力された静止画像を空間的に平滑化した後、抽出すべき所望器官の輪郭線に囲まれた領域内の任意の点をその内側に含む閉曲線を生成し、当該閉曲線を平滑化画像のレベル変化に基づいて変形することによつて所望器官のおおよその輪郭線を抽出し、当該輪郭線の形状を修正して所望器官の輪郭線として抽出する。

【００７７】

また上述の第２実施例においては、入力された動画像において、境界線の抽出処理（図５）を行うことによつて所望器官の輪郭線を抽出する場合について述べたが、本発明はこれに限らず、第４実施例及び第５実施例のように、閉曲線の生成処理（図２５）を行うことによつて所望器官の輪郭線を抽出するようにしてもよい。

【００７８】

この場合、入力された動画像を、所望器官の動きの繰り返し周期毎にサンプリングして同期加算して時間方向のノイズを低減した後、この時間平滑化された画像を空間的に平滑化して、抽出すべき所望器官の輪郭線に囲まれた領域内の任意の点をその内側に含む閉曲線を生成し、この閉曲線を平滑化画像のレベル変化に基づいて変形することによつて所望器官のおおよその輪郭線を抽出し、当該輪郭線の形状を修正して所望器官の輪郭線として抽出する。

【００７９】

また上述の実施例においては、医療診断用画像として超音波画像を本発明の医療診断用画像処理装置に適用した場合について述べたが、本発明はこれに限らず、他の医療診断用画像を本発明の医療診断用画像処理装置に適用してもよい。

【００８０】

【発明の効果】

上述のように本発明によれば、入力された医療診断用静止画像を空間的に平滑化した後複数の境界線を抽出し、当該複数の境界線より所望器官の輪郭に対応する境界線を輪郭線として抽出し、当該輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出して得られた該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにして当該輪郭線の形状を修正し、所望器官の輪郭線として抽出するようにしたことにより、所望器官の輪郭線を自動的に抽出することができる医療診断用画像処理装置を実現し得る。

【００８１】

また本発明によれば、入力された医療診断用動画像を所望器官の動きの繰り返し周期毎にサンプリングして同期加算して時間方向のノイズを低減した後、この時間平滑化された画像を空間的に平滑化して複数の境界線を抽出し、当該複数の境界線より所望器官の輪郭に対応する境界線を輪郭線として抽出し、当該輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出して得られた該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにして当該輪郭線の形状を修正し、所望器官の輪郭線として抽出するようにしたことにより、所望器官の輪郭線を自動的に抽出することができる医療診断用画像処理装置を実現し得る。

【００８２】

さらに本発明によれば、入力された医療診断用動画像を所望器官の動き繰り返し周期より短い間隔でサンプリングし、所望器官の同じ状態にある画像を同期加算して時間方向のノイズを低減した後、所望器官の状態毎に時間平滑化された画像をそれぞれ空間的に平滑化して各画像毎に複数の境界線を抽出し、当該複数の境界線より所望器官の輪郭に対応する境界線を輪郭線として各画像毎に抽出し、当該輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出して得られた該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにして当該各輪郭線の形状を修正し、所望器官の輪郭線として抽出するようにしたことにより、所望器官の輪郭線を時相毎に自動的に抽出することができる医療診断用

画像処理装置を実現し得る。

【００８３】

さらに本発明によれば、入力された医療診断用静止画像を空間的に平滑化した後、抽出すべき所望器官の輪郭線に囲まれた領域内の任意の点をその内側に含む閉曲線を生成し、この閉曲線を平滑化された画像のレベル変化に基づいて変形して所望器官のおおよその輪郭線を抽出し、当該輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出して得られた該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにして当該輪郭線の形状を修正し、所望器官の輪郭線として抽出するようにしたことにより、所望器官の輪郭線を自動的に抽出することができる医療診断用画像処理装置を実現し得る。

【００８４】

さらに本発明によれば、入力された医療診断用動画像を所望器官の動きの繰り返し周期毎にサンプリングして同期加算して時間方向のノイズを低減した後、この時間平滑化された画像を空間的に平滑化して、抽出すべき所望器官の輪郭線に囲まれた領域内の任意の点をその内側に含む閉曲線を生成し、この閉曲線を平滑化された画像のレベル変化に基づいて変形して所望器官のおおよその輪郭線を抽出し、当該輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出して得られた該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにして当該輪郭線の形状を修正し、所望器官の輪郭線として抽出するようにしたことにより、所望器官の輪郭線を自動的に抽出することができる医療診断用画像処理装置を実現し得る。

【００８５】

さらに本発明によれば、入力された医療診断用動画像を所望器官の動きの繰り返し周囲よりも短い間隔でサンプリングし、所望器官の同じ状態にある画像を同期加算して時間方向のノイズを低減した後、所望器官の状態毎に時間平滑化された画像をそれぞれ空間的に平滑化して、抽出すべき所望器官の輪郭線に囲まれた領域内の任意の点をその内側に含む閉曲線を各画像毎に生成し、これらの各閉曲線を平滑化された画像のレベル変化に基づいて変形して所望器官のおおよその輪郭線を抽出し、当該輪郭線を構成する各点において接線の傾きが大きく変化する変曲点を検出して得られた該変曲点に基づいて輪郭線上の不要な点を除去するようにして当該輪郭線の形状を修正し、所望器官の輪郭線として抽出するようにしたことにより、所望器官の輪郭線を時相毎に自動的に抽出することができる医療診断用画像処理装置を実現し得る。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の第１実施例による医療診断用画像処理装置の構成を示すブロック図である。

【図２】画像の走査手順を示す略線図である。

【図３】空間フイルタのフイルタ係数の一例を示す図表である。

【図４】空間フイルタのフイルタ係数の一例を示す図表である。

【図５】マイクロコンピュータの処理の流れの説明に供するフローチヤートである。

【図６】境界線抽出処理の処理手順の説明に供するフローチヤートである。

【図７】境界線追跡のための近傍探索の説明に供する略線図である。

【図８】境界線の追跡方向の説明に供する略線図である。

【図９】輪郭線抽出処理の処理手順の説明に供するフローチヤートである。

【図１０】輪郭線の選択処理の説明に供する略線図である。

【図１１】輪郭線形状修正処理の処理手順の説明に供するフローチヤートである。

【図１２】隣接領域が融合した場合の輪郭形状の一例を示す略線図である。

【図１３】くぼみを有する輪郭形状の一例を示す略線図である。

【図１４】変曲点の検出の説明に供する略線図である。

【図１５】融合領域の除去の説明に供する略線図である。

【図１６】輪郭線が閉じている場合の融合領域の除去の説明に供する略線図である。

【図１７】くぼみの除去の説明に供する略線図である。

【図１８】補間処理の説明に供する略線図である。

【図１９】補間点の検出の説明に供する略線図である。
【図２０】本発明の第２実施例による医療診断用画像処理装置の構成を示すブロツク図である。
【図２１】画像サンプリング器の構成を示すブロツク図である。
【図２２】心電図波形における基準点の説明に供する波形図である。
【図２３】本発明の第３実施例による医療診断用画像処理装置の構成を示すブロツク図である。
【図２４】本発明の第４実施例による医療診断用画像処理装置の構成を示すブロツク図である。
【図２５】第４実施例におけるマイクロコンピユータの処理の流れを示すフローチヤートである。
【図２６】第４実施例における閉曲線生成処理の処理手順を示すフローチヤートである。
【図２７】第４実施例における輪郭線抽出処理の処理手順を示すフローチヤートである。
【図２８】第４実施例における輪郭点の探索方向の説明に供する略線図である。
【図２９】第４実施例における輪郭点の検出の説明に供する波形図である。
【図３０】第４実施例における輪郭点の補間の説明に供する略線図である。
【図３１】心臓の単軸断面画像を示す略線図である。
【図３２】第５実施例における閉曲線生成処理の処理手順を示すフローチヤートである。
【図３３】極小点の検出処理の説明に供する波形図である。
【図３４】第５実施例における輪郭点の探索方向の説明に供する略線図てある。
【図３５】第５実施例における輪郭点の検出の説明に供する波形図である。
【符号の説明】
１、２０、３０、４０……医療診断用画像処理装置、２……アナログデイジタル変換回路（Ａ／Ｄ変換器）、３、３２……フレームメモリ、４……マイクロコンピユータ、５……画像表示装置、６……座標入力装置、７、１０、１１……メモリ、８……空間フイルタ、９……２値化器、２１……遅延素子、２２、３１……画像サンプリング器、２３……フレーム同期信号生成器、２４……心電図モニタ装置。４１……２値画像用フレームメモリ、４２……低域通過型空間フイルタ。

【図１】

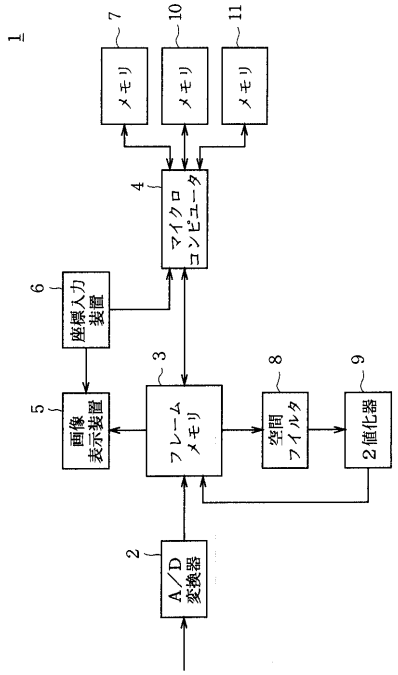

図１　第１実施例による医療診断用画像処理装置の構成

【図２】

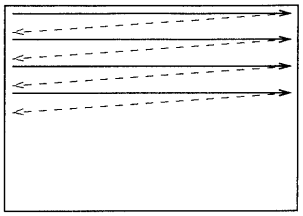

図２　画像の走査順序

【図３】

0.04	0.04	0.04	0.04	0.04
0.04	0.04	0.04	0.04	0.04
0.04	0.04	0.04	0.04	0.04
0.04	0.04	0.04	0.04	0.04
0.04	0.04	0.04	0.04	0.04

図３　空間フイルタ係数の例（平滑化フイルタ）

【図４】

-0.000084	-0.001540	-0.008064	-0.013665	-0.008064	-0.001540	-0.000084
-0.001540	-0.022741	-0.086501	-0.118290	-0.086501	-0.022741	-0.001540
-0.008064	-0.086501	-0.082919	-0.180564	-0.082919	-0.086501	-0.008064
-0.013665	-0.118290	0.180564	1.000000	0.180564	-0.118290	-0.013665
-0.008064	-0.086501	-0.082919	-0.180564	-0.082919	-0.086501	-0.008064
-0.001540	-0.022741	-0.086501	-0.118290	-0.086501	-0.022741	-0.001540
-0.000084	-0.001540	-0.008064	-0.013665	-0.008064	-0.001540	-0.000084

図４　空間フイルタ係数の例（ラプラシアンGフイルタ）

【図５】

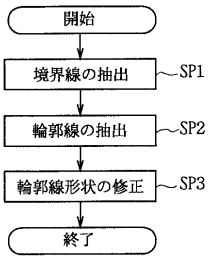

図５　マイクロコンピュータによる処理手順

【図６】

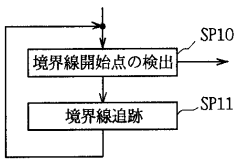

図６　境界線抽出処理の処理手順

【図７】

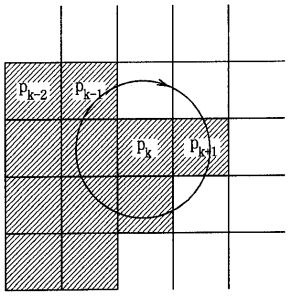

図７　境界線追跡のための近傍探索

【図８】

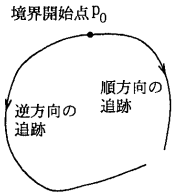

図８　境界線の追跡方向

【図９】

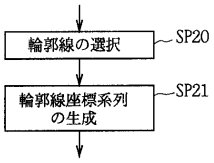

図９　輪郭線抽出処理の処理手順

【図１０】

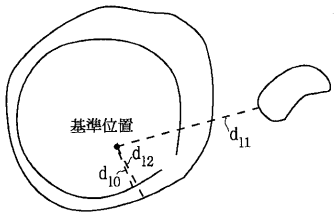

図１０　輪郭線の選択

【図１１】

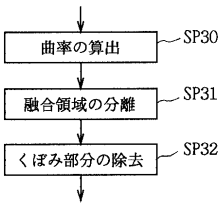

図１１　輪郭線形状修正処理の処理手順

【図１２】



図１２　隣接領域が融合した輪郭形状の例

【図１３】

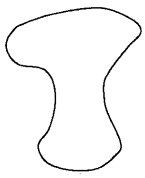

図１３　くぼみを有する輪郭形状の例

【図１４】

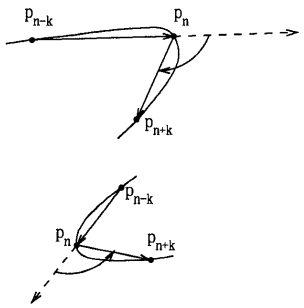

図１４　変曲点の検出

【図１５】



図１５　融合領域の除去

【図１６】

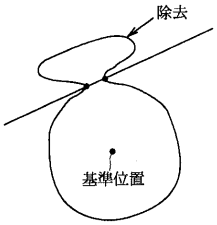

図１６　輪郭線が閉じている場合

【図１７】

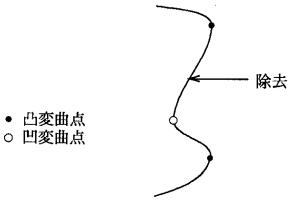

図１７　くぼみの除去

【図１８】

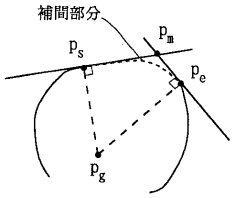

図１８　補間処理

【図１９】

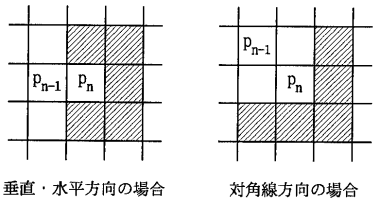

図１９　補間点検出のための近傍

【図２０】

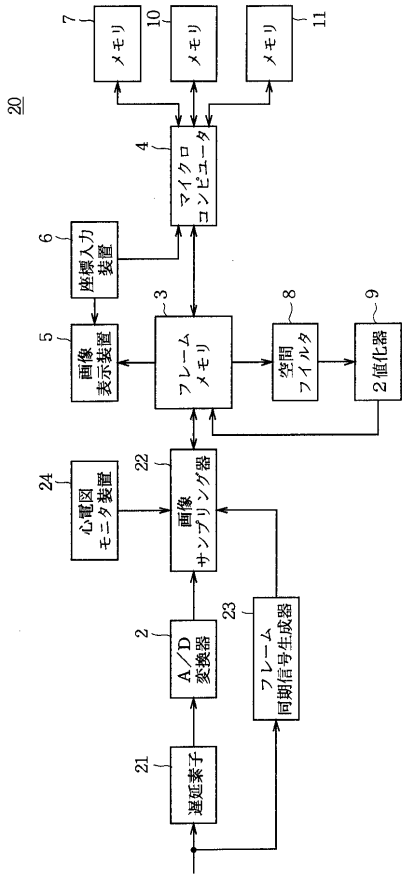

図２０　第２実施例による医療診断用画像処理装置の構成

【図２１】

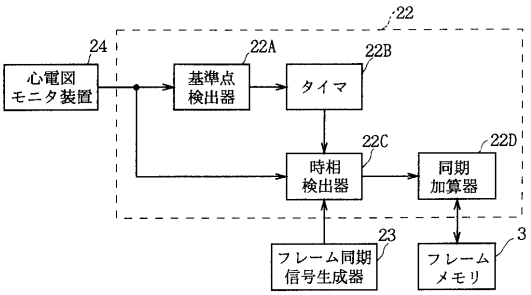

図２１　画像サンプリング器の構成

【図２２】

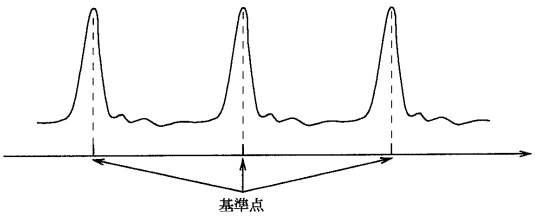

図２２　心電図波形における基準点

【図２３】

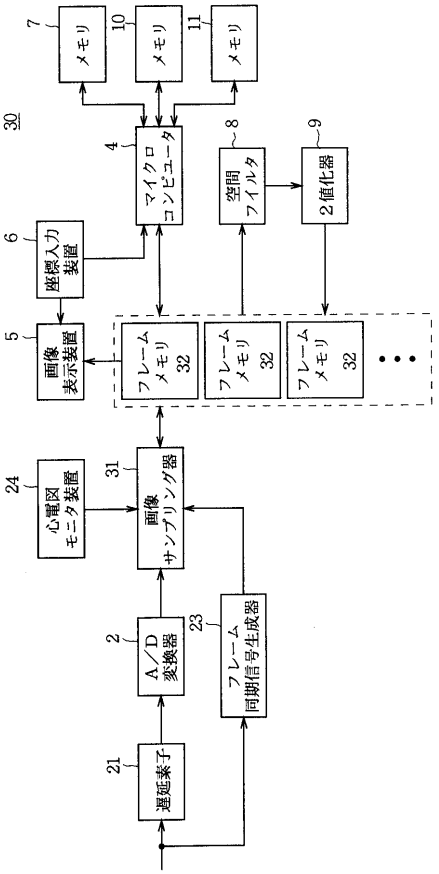

図２３　第３実施例による医療診断用画像処理装置の構成

【図２４】

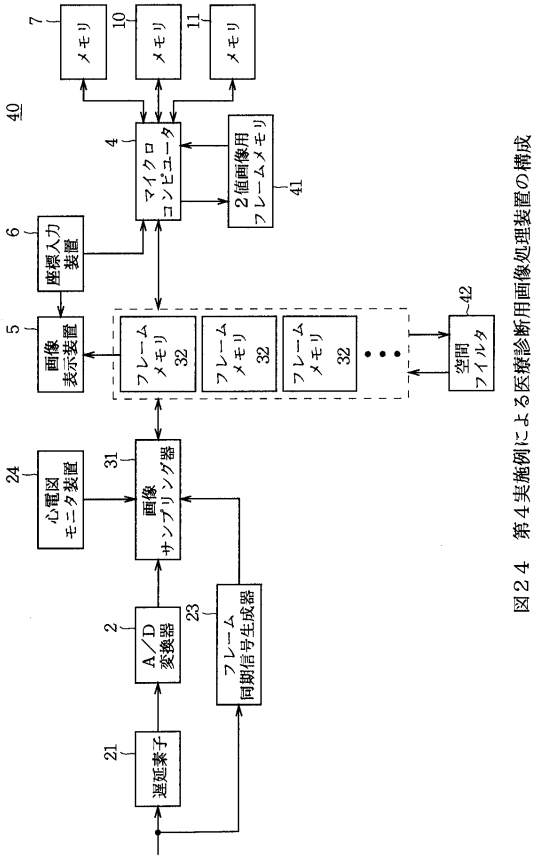

図２４　第４実施例による医療診断用画像処理装置の構成

【図２５】

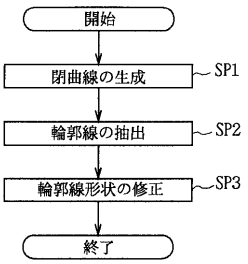

図２５　第４実施例における
マイクロコンピュータによる処理の処理手順

【図２６】

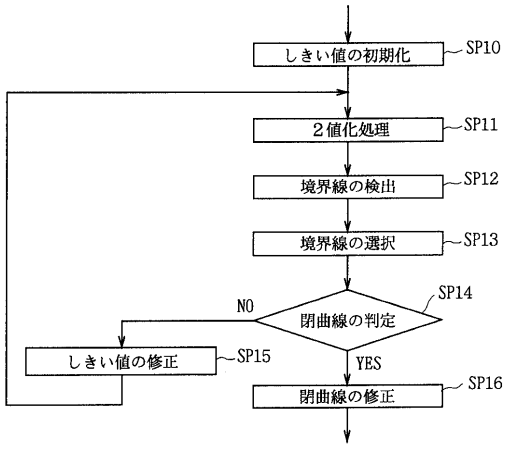

図２６　第４実施例における閉曲線生成処理の処理手順

【図２７】

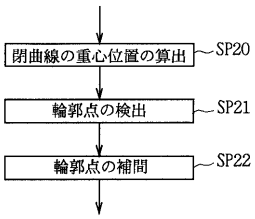

図２７　第４実施例における輪郭線抽出処理の処理手順

【図２８】

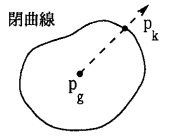

図２８　輪郭点の探索方向

【図２９】

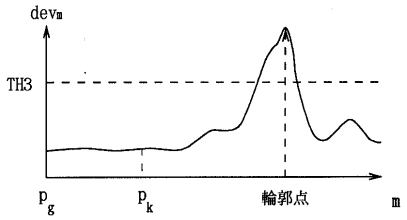

図２９　輪郭点の検出

【図３２】

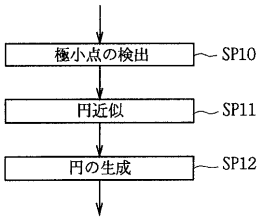

図３２　第５実施例における閉曲線生成処理の処理手順

【図３０】

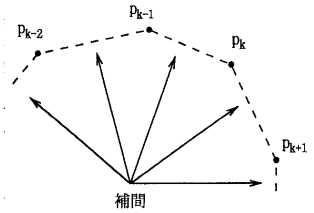

図３０　輪郭点の補間

【図３３】

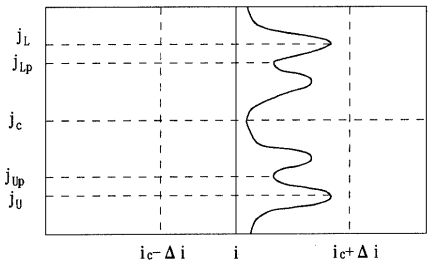

図３３　極小点の検出

【図３１】

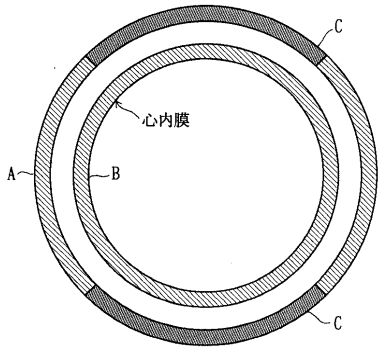

図３１　心臓の単軸断面画像

【図３４】

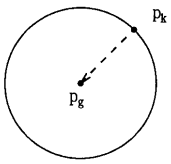

図３４　第５実施例における輪郭点の探索方向

【図３５】

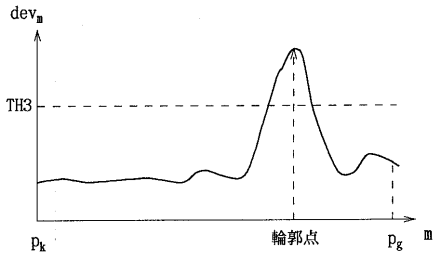

図３５　第５実施例における輪郭点の検出

フロントページの続き

(72)発明者　皆川　太郎
岐阜県岐阜市福光西１丁目７番１号（１０２）

審査官　右▲高▼　孝幸

(56)参考文献　特開平2－68046（ＪＰ，Ａ）
特開平5－248837（ＪＰ，Ａ）
特開平5－317314（ＪＰ，Ａ）
特開平5－324829（ＪＰ，Ａ）
特開平6－4674（ＪＰ，Ａ）
特開平6－96190（ＪＰ，Ａ）
特開平6－139355（ＪＰ，Ａ）
特開平6－215109（ＪＰ，Ａ）
特開平6－233761（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
A61B　8/00