

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5865005号
(P5865005)

(45) 発行日 平成28年2月17日 (2016. 2. 17)

(24) 登録日 平成28年1月8日 (2016. 1. 8)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 8/08 (2006. 01)	A 6 1 B 8/08
A 6 1 B 8/14 (2006. 01)	A 6 1 B 8/14

請求項の数 5 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2011-228688 (P2011-228688)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成23年10月18日 (2011. 10. 18)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2013-85694 (P2013-85694A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成25年5月13日 (2013. 5. 13)	(74) 代理人	110001210
審査請求日	平成26年9月3日 (2014. 9. 3)		特許業務法人 Y K I 国際特許事務所
		(72) 発明者	西山 知秀
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内
		審査官	富永 昌彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内における血管で反射した超音波に基づく画像データを読み込む画像読み込み部と、

前記画像データが示す画像について、前記血管の内腔に含まれる領域を内腔領域として特定する内腔特定部と、

前記画像データが示す画像について、前記内腔領域から血管壁にかけての画素値の変化に基づいて、前記血管の内腔を特定する内腔特定部と、

を備え、

前記画像データは、線状に画素が配列されたライン画像をそれぞれが示す複数のラインデータを含み、前記複数のラインデータが示す複数のライン画像が方向を揃えて配列された画像を示し、

前記内腔特定部は、各ライン画像を横切る方向に前記内腔領域の輪郭を探索する輪郭探索手段を備え、

前記輪郭探索手段は、

各ライン画像について、前記内腔領域をなす内腔区間が特定され得る場合に、その内腔区間を特定する内腔特定手段と、

前記内腔区間の端の位置に基づいて、前記内腔領域の輪郭を探索する探索手段と、
を備えることを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 2】

10

20

請求項 1 に記載の超音波画像処理装置において、

前記内腔特定手段は、

各ライン画像について、前記内腔区間の候補となるマスクが特定され得る場合に、そのマスクを特定するマスク特定手段を備え、

複数のマスクのうち所定の閾値以上の長さを有するマスクを前記内腔区間として特定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 または請求項 2 に記載の超音波画像処理装置において、

前記内膜特定部は、

前記内腔領域から前記血管壁にかけての画素値に基づいて、前記血管壁内の領域に血管壁内点を設定する壁内点設定手段と、

対向する 2 つの前記血管壁内点の間に基準点を設定し、当該基準点から修正対象の画素までの距離に応じて、当該修正対象の画素の画素値の修正を行い、前記内膜を強調する画素値修正手段と、を備え、

修正後の画素値に基づいて、内膜を特定することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項 4】

被検体内における血管で反射した超音波に基づく画像データを読み込む画像読み込み部と、

前記画像データが示す画像について、前記血管の内腔に含まれる領域を内腔領域として特定する内腔特定部と、

前記画像データが示す画像について、前記内腔領域から血管壁にかけての画素値の変化に基づいて、前記血管の内膜を特定する内膜特定部と、

を備え、

前記内膜特定部は、

前記内腔領域から前記血管壁にかけての画素値に基づいて、前記血管壁内の領域に血管壁内点を設定する壁内点設定手段と、

対向する 2 つの前記血管壁内点の間に基準点を設定し、当該基準点から修正対象の画素までの距離に応じて、当該修正対象の画素の画素値の修正を行い、前記内膜を強調する画素値修正手段と、を備え、

修正後の画素値に基づいて、内膜を特定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 3 または請求項 4 に記載の超音波画像処理装置において、

前記画素値修正手段は、

対向する 2 つの前記血管壁内点間の中点を前記基準点として求める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】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像処理装置に関し、特に、画像上において血管の内膜を特定する装置に関する。

【背景技術】

【0002】

被検体の循環器、血管等を診断する装置として超音波診断装置が広く用いられている。超音波診断装置は、超音波を被検体に向けて送信し、被検体内で反射した超音波に基づいて断層画像をディスプレイに表示する。血管の診断に際しては血管断面が断層画像に表示され、ユーザは、動脈硬化の有無等を把握する。

【0003】

また、超音波診断装置には、下記の特許文献 1 に記載されているように、血管断面を表す断層画像データに対する数値演算に基づいて、I M T (Intima-Media Thickness) 等の診断数値を取得するものがある。

10

20

30

40

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2007-75306号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

断層画像に基づく血管の診断においては、血管壁を構成する内膜、中膜および外膜のうち、内膜の画像が重要となることが多い。しかし、内膜において反射する超音波の強度は、血管中の他の部位で反射する超音波の強度よりも弱い。したがって、超音波診断装置において取得された画像から、血管の内膜を特定することは困難を伴う。

10

【0006】

本発明は、超音波診断装置によって取得された画像について、血管の内膜を容易に特定することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、被検体内における血管で反射した超音波に基づく画像データを読み込む画像読み込み部と、前記画像データが示す画像について、前記血管の内腔に含まれる領域を内腔領域として特定する内腔特定部と、前記画像データが示す画像について、前記内腔領域から血管壁にかけての画素値の変化に基づいて、前記血管の内膜を特定する内膜特定部と、を備え、前記画像データは、線状に画素が配列されたライン画像をそれぞれが示す複数のラインデータを含み、前記複数のラインデータが示す複数のライン画像が方向を揃えて配列された画像を示し、前記内腔特定部は、各ライン画像を横切る方向に前記内腔領域の輪郭を探索する輪郭探索手段を備え、前記輪郭探索手段は、各ライン画像について、前記内腔領域をなす内腔区間が特定され得る場合に、その内腔区間を特定する内腔特定手段と、前記内腔区間の端の位置に基づいて、前記内腔領域の輪郭を探索する探索手段と、を備えることを特徴とする。

20

【0008】

内腔領域は、反射する超音波の強度が弱い領域であるため、血管壁の領域よりも特定が容易であることが多い。本発明においては、内腔領域が特定された上で、内腔領域を基準として血管の内膜が特定される。したがって、内膜において反射する超音波の強度が弱い場合であっても、容易に内膜が特定される。

30

【0010】

さらに、本発明によれば、各ライン画像が個別に取得された後、各ライン画像を横切る方向に内腔領域の輪郭が探索される。これによって、各ライン画像を取得する処理と、内腔領域を特定する処理とが独立に行われ、各ライン画像ごとに施される処理が容易となる。

【0011】

望ましくは、前記内腔特定手段は、各ライン画像について、前記内腔区間の候補となるマスクが特定され得る場合に、そのマスクを特定するマスク特定手段を備え、複数のマスクのうち所定の閾値以上の長さを有するマスクを前記内腔区間として特定する。また、望ましくは、前記内膜特定部は、前記内腔領域から前記血管壁にかけての画素値に基づいて、前記血管壁内の領域に血管壁内点を設定する壁内点設定手段と、対向する2つの前記血管壁内点の間に基準点を設定し、当該基準点から修正対象の画素までの距離に応じて、当該修正対象の画素の画素値の修正を行い、前記内膜を強調する画素値修正手段と、を備え、修正後の画素値に基づいて、内膜を特定する。

40

【0012】

本発明によれば、各ライン画像について、内腔領域をなす区間の候補となるマスクが特定され、特定された複数のマスクのうち所定の閾値以上の長さを有するマスクが上述の内腔区間として特定される。したがって、所定の長さより短いマスクは、内腔領域の輪郭を

50

探索する処理から除外される。これによって、ライン画像に含まれるノイズ等の影響が抑制され、内腔領域の輪郭が確実に探索される。

【 0 0 1 3 】

また、本発明は、被検体内における血管で反射した超音波に基づく画像データを読み込む画像読み込み部と、前記画像データが示す画像について、前記血管の内腔に含まれる領域を内腔領域として特定する内腔特定部と、前記画像データが示す画像について、前記内腔領域から血管壁にかけての画素値の変化に基づいて、前記血管の内膜を特定する内膜特定部と、を備え、前記内膜特定部は、前記内腔領域から前記血管壁にかけての画素値に基づいて、前記血管壁内の領域に血管壁内点を設定する壁内点設定手段と、対向する2つの前記血管壁内点の間に基準点を設定し、当該基準点から修正対象の画素までの距離に応じて、当該修正対象の画素の画素値の修正を行い、前記内膜を強調する画素値修正手段と、を備え、修正後の画素値に基づいて、内膜を特定することを特徴とする。

10

【 0 0 1 4 】

望ましくは、前記画素値修正手段は、対向する2つの前記血管壁内点間の中点を前記基準点として求める。

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、例えば、画素の位置に対してその画素の修正値が与えられる関数を定義し、その関数によって、内膜を強調する処理を実行することが可能となる。したがって、本発明によれば、幾何学的な処理によって、内腔領域から血管壁にかけての画素値の修正を行い、内膜を強調する処理を容易に行うことができる。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、超音波診断装置によって取得された画像について、血管の内膜を容易に特定することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【図1】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。

【図2】フレームデータが示す画像の例を示す図である。

【図3】内膜特定処理において画像解析部が実行する処理を示す図である。

30

【図4】1つのライン画像における画素値の分布を概念的に示す図である。

【図5】内膜点を探索する処理を説明する概念図である。

【図6】内腔特定処理のフローチャートである。

【図7】1つのフレームデータが示す画素群を概念的に示す図である。

【図8】マスク処理が施されたフレームデータ画像を概念的に示す図である。

【図9】マスク上端画素およびマスク下端画素を示す図である。

【図10】内腔領域の前壁の輪郭線を求める処理を説明するための概念図である。

【図11】内腔領域の前壁の輪郭線を求める処理を示すフローチャートである。

【図12】前壁輪郭線画素群および後壁輪郭線画素群を示す図である。

【発明を実施するための形態】

40

【 0 0 1 8 】

(1) 超音波診断装置の基本的な構成および動作

図1には、本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成が示されている。超音波診断装置は、被検体の組織の断面を画像の輝度の強弱によって示す断層画像を表示する。この超音波診断装置は、断層画像上に血管断面を表した場合には、断層画像上における血管の内膜を特定する機能を有する。内膜の特定は、断層画像を示すフレームデータに基づいて、内膜を表す内膜線を求めることによって行われる。内膜線は断層画像に重ねて表示される。また、求められた内膜線に基づいて、IMT等の診断数値が計算される。

【 0 0 1 9 】

超音波診断装置は、超音波プローブ10、送信部12、受信部14、断層画像生成部1

50

6、画像解析部 18、操作パネル 20、メモリ 22、画像表示部 24、およびコントローラ 26 を備える。コントローラ 26 は、操作パネル 20 における動作設定に応じて、送信部 12、受信部 14、断層画像生成部 16、画像解析部 18 および画像表示部 24 を制御する。

【0020】

また、送信部 12、受信部 14、断層画像生成部 16、画像解析部 18、および画像表示部 24 は、演算処理を実行するプロセッサを備え、それぞれ、演算の過程で得られた情報を記憶する局所的メモリを有する。これらの構成要素は、自らの局所的メモリに情報を記憶させる他、コントローラ 26 の制御を介してメモリ 22 に情報を記憶させ、コントローラ 26 の制御を介して必要に応じてメモリ 22 からその情報を読み込んでもよい。

10

【0021】

断層画像を示すフレームデータを取得するための構成および処理につき説明する。超音波プローブ 10 には、例えば、複数の振動子が配列されたアレイ振動子プローブが用いられる。超音波診断装置においては、超音波プローブ 10 による送受信ビーム 30 の二次元走査面 28 が観測面とされ、その観測面における断層画像が画像表示部 24 に表示される。そのため、超音波プローブ 10 は、超音波が送受信される面が被検体に向けられ、二次元走査面が診断対象の血管の軸断面と一致する姿勢で支持される。

【0022】

送信部 12 は、パルス変調された電気信号（パルス変調信号）を超音波プローブ 10 の各振動子に出力する。各振動子は、送信部 12 から出力されたパルス変調信号に基づいて、超音波パルスを発生する。この際、送信部 12 は、送信される超音波パルスのビームフォーマットとして機能する。すなわち、送信部 12 は、各振動子に出力する信号の遅延時間を制御して送信ビームを形成し、送信ビームを二次元走査する。この二次元走査には、超音波プローブ 10 側を軸として扇状に送信ビームを走査するセクタ走査を採用してもよい。

20

【0023】

超音波プローブ 10 の各振動子は、被検体内において反射した超音波パルスを受信する。各振動子は、受信した超音波パルスに基づいて電気信号を発生し、その電気信号を受信部 14 に出力する。受信部 14 は、受信される超音波パルスのビームフォーマットとして機能する。すなわち、受信部 14 は、複数の振動子から出力された複数の電気信号を整相加算して受信ビームを形成し、送信ビームと方向を同じくして、受信ビームを二次元走査する。

30

【0024】

受信部 14 は、受信された超音波パルスに対応するビームデータを生成する。このビームデータは、特定の送受信ビーム方向（送信ビームおよびそれに対応する受信ビームの方向）について、超音波プローブ 10 からの各距離上で生じた反射波の強度を時間軸上に表したデータである。受信部 14 は、このように生成したビームデータを断層画像生成部 16 に出力する。

【0025】

送信部 12 および受信部 14 は、被検体に対し送受信ビームの二次元走査を複数回に亘って繰り返し行う。断層画像生成部 16 は、一断面ごとに得られるビームデータ群に基づいてフレームデータを生成し、コントローラ 26 の制御を介してフレームデータをメモリ 22 に記憶させる。

40

【0026】

フレームデータは、例えば、DICOM (Digital Imaging and COmmunication in Medicine) に従うフォーマットでメモリ 22 に保存される。この場合、コントローラ 26 は、一断面ごとに得られるビームデータ群を、DICOM に従うフォーマットに変換してフレームデータを生成する。

【0027】

コントローラ 26 は、繰り返し行われる二次元走査によってメモリ 22 に記憶されたフレームデータを、順次、画像表示部 24 に出力する。画像表示部 24 は、デジタルスキ

50

ャンコンバータ、ディスプレイ等を備え、フレームデータをビデオ信号に変換してディスプレイに出力する。ディスプレイは、ビデオ信号に基づいて画像を表示する。

【 0 0 2 8 】

なお、ここでは、超音波プローブ 1 0 として、アレイ振動子プローブについて説明したが、超音波が送受信される面に複数の振動子が配列され、複数の振動子のうち超音波ビームの形成に寄与させるものを選択して電子走査を行うコンベックスプローブ等を採用してもよい。また、送受信ビームを二次元走査面でセクタ走査する構成の他、リニア走査を行う構成を採用してもよい。リニア走査を行う構成としては、複数の振動子が直線状に配列され、超音波を送受信する振動子を配列の一端から他端へと切り替えていく構成や、振動子を直線状に移動させる構成を採用してもよい。

10

【 0 0 2 9 】

図 2 には、フレームデータが示す画像（以下、フレームデータ画像とする。）の例が示されている。フレームデータ画像においては、図 2 の拡大部分に示されているように、縦方向（被検体に対する深さ方向）に複数の画素 3 4 が配列されたライン画像 3 2 が、横方向に並べて配列されている。

【 0 0 3 0 】

血管壁は、内膜 3 6、中膜 3 8 および外膜 4 0 から構成される。内膜 3 6 に囲まれた領域は、内腔領域 4 2 と称される。一般に、内膜において反射する超音波の強度は、血管中の他の部位で反射する超音波の強度よりも弱い。そのため、図 2 に示されるように、内膜 3 6 の像は、その多くの部分が薄く表示されたり、欠落したりすることが多い。I M T 等の診断数値を計算する場合には、内膜が重要である。そこで、本実施形態に係る超音波診断装置は、以下に説明する内膜特定処理によって、断層画像において内膜を特定する。

20

【 0 0 3 1 】

（ 2 ）内膜特定処理

内膜特定処理において、画像解析部 1 8 が実行する処理について説明する。図 3 にはそのフローチャートが示されている。この処理においては、フレームデータに対し、血管の内腔領域を特定する処理が実行される。その後、内腔領域の輪郭を表す輪郭線を用いて、内腔領域から血管壁にかけての領域が特定され、その領域における輝度、すなわち画素値の修正が行われる。これによって、内膜が強調され、内膜が強調されたフレームデータに基づいて内膜が特定される。内膜特定処理には、各処理を容易にするための補間処理、フィルタ処理等の補助的な処理が含まれる。以下、内膜特定処理の各ステップについて順に説明する。

30

【 0 0 3 2 】

画像解析部 1 8 は、コントローラ 2 6 による制御を介して、内膜特定処理の対象とするフレームデータをメモリ 2 2 から読み込む（ S 1 0 1 ）。画像解析部 1 8 は、フレームデータにおいて隣り合う画素に補間処理を施し、フレームデータ画像の画素数を増加させる（ S 1 0 2 ）。これによって、表示される画像の分解能を向上させ視認性を向上させることができる。

【 0 0 3 3 】

画像解析部 1 8 は、補間処理が施されたフレームデータについて、後述する内腔特定処理を施し、フレームデータ画像について内腔領域を特定する（ S 1 0 3 ）。内腔領域の特定は、内腔領域を示す画素群の各座標値を求めることで行われる。

40

【 0 0 3 4 】

画像解析部 1 8 は、内腔領域が特定されたフレームデータに対し、内腔ノイズフィルタ処理を施す（ S 1 0 4 ）。この処理は、内腔領域の各画素について、画素値が所定の閾値以下である場合に、その画素値を 0 に置き換える処理である。これによって、超音波診断装置を構成する各回路で生じる電氣的なノイズ、超音波の多重反射等によって血管内腔等に生じるノイズを低減することができる。

【 0 0 3 5 】

画像解析部 1 8 は、内腔ノイズフィルタ処理が施されたフレームデータに基づいて、血

50

管壁内点設定処理を実行する (S 1 0 5)。この処理は、フレームデータが示す各ライン画像について、血管壁上に演算用の血管壁内点を設定する処理である。血管壁内点は、後述の内膜強調処理 (S 1 0 7) における演算に用いられる。

【 0 0 3 6 】

図 4 には、1 つのライン画像における画素値の分布が概念的に示されている。図中における L E、M B、P C、A v B および E M の符号は、それぞれ、Lumen Estimation, Max of Brightness, Point of Center, AVerage Brightness, および Estimate Media を示す。x 軸は超音波の深さ方向の位置を示し、y 軸は画素値を示す。ここで x 軸の正方向は深さが深い方向を示すものとする。点 L E_{ant} は内腔特定処理によって特定された内腔領域の前壁側の輪郭を示し、点 L E_{post} は、内腔特定処理によって特定された内腔領域の後壁側の輪郭を示す。

10

【 0 0 3 7 】

画像解析部 1 8 は、点 L E_{ant} よりも血管中心から離れる側の領域において画素値が最大となる、x 軸上の点 M B_{ant} を特定する。そして、点 L E_{ant} から点 M B_{ant} までの区間における画素平均値 A v B_{ant} を求め、さらに、画素値が画素平均値 A v B_{ant} となる x 軸上の点のうち血管中心に最も近い点を血管壁内点 E M_{ant} として設定する。

【 0 0 3 8 】

同様に、画像解析部 1 8 は、図 4 に示されるように点 L E_{post} よりも血管中心から離れる側の領域において画素値が最大となる、x 軸上の点 M B_{post} を特定する。そして、点 L E_{post} から点 M B_{post} までの区間における画素平均値 A v B_{post} を求め、さらに、画素値が画素平均値 A v B_{post} となる x 軸上の点のうち血管中心に最も近い点を血管壁内点 E M_{post} として設定する。一般に、内膜は、中膜および外膜に比べて薄いので、このようにして求められた血管壁内点 E M_{ant} および E M_{post} は、中膜から外膜にかけての領域に位置することが多い。

20

【 0 0 3 9 】

画像解析部 1 8 は、このような処理により、内腔領域フィルタ処理が施されたフレームデータが示す各ライン画像について、血管壁内点 E M_{ant} および E M_{post} を設定する。

【 0 0 4 0 】

画像解析部 1 8 は、内腔領域フィルタ処理が施されたフレームデータに対し、平均化フィルタ処理を施す (S 1 0 6)。平均化フィルタ処理は、処理対象の画素と、その画素の周辺の画素とを平均値計算の母集団に含めて平均値を求め、処理対象の画素の画素値を、その求められた平均値に置き換えるものである。このような平均化フィルタ処理には、例えば、処理対象の画素と、その上方向の k 個の画素 (上方向にある画素の個数が k 未満であるときは、上方向の総ての画素) とを平均値計算の母集団に含めて平均値を求め、求められた平均値を処理対象の画素の画素値とする処理、あるいは、処理対象の画素と、その下方向の k 個の画素 (下方向にある画素の個数が k 未満であるときは、下方向の総ての画素) とを平均値計算の母集団に含めて平均値を求め、求められた平均値を処理対象の画素の画素値とする処理がある。この処理は、一般に k タップ移動平均フィルタ処理と称される。

30

【 0 0 4 1 】

また、処理対象の画素と、その右方向の k 個の画素 (右方向にある画素の個数が k 未満であるときは、右方向の総ての画素) とを平均値計算の母集団に含めて平均値を求め、求められた平均値を処理対象の画素の画素値とする処理、あるいは、処理対象の画素と、その左方向の k 個の画素 (左方向にある画素の個数が k 未満であるときは、左方向の総ての画素) とを平均値計算の母集団に含めて平均値を求め、求められた平均値を処理対象の画素の画素値とする処理を実行してもよい。

40

【 0 0 4 2 】

さらに、処理対象の画素と、その画素を囲む画素とを平均値計算の母集団に含めて平均値 (処理対象の画素を囲む画素の総てが存在しない場合には、存在する画素の限りにおける平均値) を求め、求められた平均値を処理対象の画素の画素値とする処理を実行しても

50

よい。

【 0 0 4 3 】

フレームデータに対して、平均化フィルタ処理を施すことで、フレームデータ画像が平滑化され、内膜の欠落部分を減少させることができる。

【 0 0 4 4 】

画像解析部 1 8 は、平均化フィルタ処理が施されたフレームデータに対し、内膜を強調する内膜強調処理を施す (S 1 0 7)。内膜強調処理において、画像解析部 1 8 は、フレームデータが示す各ライン画像について次のような処理を実行する。

【 0 0 4 5 】

画像解析部 1 8 は、処理対象のライン画像について、血管壁内点 $E M_{ant}$ および $E M_{post}$ の中点 $P C$ (血管中心点) の x 座標値を血管中心点座標 x_c として求める。さらに、血管中心点 $P C$ および血管壁内点 $E M_{ant}$ の中点の x 座標値を前壁側血管内座標 x_a として求め、血管中心点 $P C$ および血管壁内点 $E M_{post}$ の中点の x 座標値を後壁側血管内座標 x_p として求める。そして、ライン画像に含まれる各画素の画素値 $D(x)$ を、次の (数 1) ~ (数 3) に基づいて修正し、最適化する。

【 0 0 4 6 】

$$(数 1) D(x) = D(x) + G \cdot W(x)$$

ここで、 G は所定の定数であり、例えば、処理対象のライン画像における画素平均値である。また、 $x = x_c$ のときは、

【 0 0 4 7 】

$$(数 2) W(x) = y \cdot (x - x_p)$$

$x < x_c$ のときは、

【 0 0 4 8 】

$$(数 3) W(x) = -y \cdot (x - x_a)$$

y は規格化定数であり、例えば、 $1 / (x_p - x_a)$ である。このように y を決定することで、 $x_c - 2(x_c - x_a) \leq x \leq x_c + 2(x_p - x_c)$ の範囲のそれぞれにおいて、 -0.5 以上 0.5 以下の範囲で $W(x)$ の値が規格化される。(数 1) は、画素値 $D(x)$ を、 x 座標値に依存する修正値 $G \cdot W(x)$ を加算して修正することを意味する。(数 2) および (数 3) に示される $W(x)$ は、血管中心点から内膜に近づくにつれて値が増加する関数である。すなわち、定数 G は一定値であるため、血管中心点から内膜に近づくにつれて関数 $W(x)$ の値が増加し、内膜が強調される。より具体的には、血管中心点より前壁側の領域においては、前壁側血管内座標点 ($x = x_a$) で値が 0 となる増加関数が $W(x)$ とされ、血管中心点より後壁側の領域においては、後壁側血管内座標点 ($x = x_p$) で値が 0 となる減少関数が $W(x)$ とされる。

【 0 0 4 9 】

なお、(数 2) および (数 3) に示されるように、一次関数によって直線的に $W(x)$ を規定する他、2 次以上の関数、指数関数等によって曲線的に $W(x)$ を規定してもよい。この場合においても、 $x_c - 2(x_c - x_a) \leq x \leq x_c + 2(x_p - x_c)$ の範囲のそれぞれにおいて、 -0.5 以上 0.5 以下の範囲で $W(x)$ の値を規格化してもよい。

【 0 0 5 0 】

画像解析部 1 8 は、このような処理により、平滑化フィルタ処理が施されたフレームデータが示す各ライン画像について、(数 1) ~ (数 3) を適用して内膜を強調する処理を実行する。

【 0 0 5 1 】

画像解析部 1 8 は、内膜強調処理が施されたフレームデータに基づいて、内膜線を求める処理を実行する (S 1 0 8)。この処理は、各ライン画像について内膜点を探索することで行われる。図 5 には、内膜点を探索する処理を説明する概念図として、1 つのライン画像における画素値の分布が示されている。図中における $I P$ の符号は、Intima Pointを

示す。

【 0 0 5 2 】

画像解析部 1 8 は、点 $L E_{ant}$ よりも血管中心から離れる側の領域における、点 $L E_{ant}$ に最も近い変曲点の x 座標値を前壁側内膜点 $I P_{ant}$ の座標値 x_{lant} として求める。この座標値 x_{lant} は、点 $L E_{ant}$ から x 軸の負方向に向かって傾きの絶対値を順次求めていったときに、傾きの絶対値が最初に最大値をとる点の x 座標値である。

【 0 0 5 3 】

同様に、画像解析部 1 8 は、点 $L E_{post}$ よりも血管中心から離れる側の領域における、点 $L E_{post}$ に最も近い変曲点の x 座標値を後壁側内膜点 $I P_{post}$ の座標値 x_{lpost} として求める。この座標値 x_{lpost} は、点 $L E_{post}$ から x 軸の正方向に向かって傾きの絶対値を順次求めていったときに、傾きの絶対値が最初に最大値をとる点の x 座標値である。

10

【 0 0 5 4 】

画像解析部 1 8 は、このような処理により、フレームデータが示す各ライン画像について前壁側内膜点 $I P_{ant}$ の座標値 x_{lant} および後壁側内膜点 $I P_{post}$ の座標値 x_{lpost} を求める。画像解析部 1 8 は、各ライン画像について求められた前壁側内膜点 $I P_{ant}$ を補間し、前壁側の内膜の断面形状を示す内膜線（内膜線を表す画素群の各座標値）を求める（S 1 0 8）。さらに、各ライン画像について求められた後壁側内膜点 $I P_{post}$ を補間し、後壁側の内膜を示す内膜線（内膜線を表す画素群の各座標値）を求める（S 1 0 8）。

【 0 0 5 5 】

画像解析部 1 8 は、前壁側および後壁側の内膜線を表す画素群の各座標値に基づいて、IMT等の診断数値を計算する。そして、診断数値をコントローラ 2 6 の制御を介して画像表示部 2 4 に出力する。画像表示部 2 4 は、診断数値をディスプレイに表示する。また、画像解析部 1 8 は、前壁側および後壁側の内膜線を表す画素群の各座標値を、コントローラ 2 6 の制御を介して画像表示部 2 4 に出力する。画像表示部 2 4 は、フレームデータが示す断層画像に重ねて、前壁側および後壁側の内膜線の画像をディスプレイに表示する。

20

【 0 0 5 6 】

このような処理によれば、フレームデータに基づいて内膜線が求められ、内膜が特定される。これによって、フレームデータが示す断層画像において、内膜が薄く表示されていたり欠落していたりしたとしても、診断数値を高精度で求めることができる。また、フレームデータが示す断層画像に重ねて、前壁側および後壁側の内膜線の画像をディスプレイに表示することで、ユーザは、血管の状態を把握することができる。

30

【 0 0 5 7 】

（ 3 ） 内腔特定処理

次に、画像解析部 1 8 がステップ S 1 0 3 において実行する内腔特定処理の具体例について説明する。図 6 には、内腔特定処理のフローチャートが示されている。この処理においては、初めに、画素値調整処理が実行され、次に、フレームデータに対して画素値の平均化および2値化を施すマスク処理が実行される。そして、内腔領域の画素群の候補となる1つの画素または複数の画素の集合であるマスクが各ライン画像から検出され、各マスクの上端の画素および下端の画素が、それぞれ、マスク上端画素およびマスク下端画素として検出される。さらに、各ライン画像から検出されたマスク上端画素およびマスク下端画素に基づいて、内腔領域の前壁側の輪郭線および内腔領域の後壁側の輪郭線が求められ、これらの輪郭線に基づいて内腔領域が特定される。以下、各ステップについて順に説明する。

40

【 0 0 5 8 】

（ 3 - 1 ） 画素値調整処理

画像解析部 1 8 は、処理対象のフレームデータに対し画素値調整処理を施す（S 2 0 1）。この画素値調整処理は、画素値の大小を強調する処理である。すなわち、この処理においては、処理対象のフレームデータに対し、画素値の基準値 S_t が指定される。そして、基準値 S_t よりも大きい画素値を有する画素については画素値がそれよりも大きい値に

50

変更され、基準値 S_t よりも小さい画素値を有する画素については画素値がそれよりも小さい値に変更される。また、基準値 S_t と同一の画素値を有する画素については画素値が維持される。基準値 S_t は、例えば、操作パネル 20 からコントローラ 26 を介して指定される値、フレームデータにおける画素値の最大値と最小値との中間の値（中央値）、あるいはフレームデータにおける画素値の平均値である。1つの処理例として、画像解析部 18 は、フレームデータに含まれる各画素値 D について、以下の（数 4）に従って、画素値 D を変更する。

【0059】

$$(数4) \quad D = \tan \theta \cdot (D - S_t) + S_t$$

θ は、例えば、画像解析部 18 において予め設定される値、あるいは操作パネル 20 からコントローラ 26 を介して指定される値である。 θ は（数 4）で表される直線の傾き角度を示し、好ましくは 45° 以上の値である。 θ が大きい程、画素値の大小の強調の程度が大きくなる。

【0060】

（3-2）マスク処理

画像解析部 18 は、画素値調整処理が施されたフレームデータについてマスク処理（S202）を施す。マスク処理は、フレームデータ画像の各画素について平均化を行い、さらに、平均化された各画素について 2 値化を行う処理である。

【0061】

図 7 には、1つのフレームデータが示す画素群が概念的に示されている。フレームデータ画像は、横方向に並べられた複数のライン画像によって構成される。このフレームデータ画像は、縦方向が被検体の深さ方向と一致し、横方向に伸びる血管断面を表すものとする。フレームデータにおいては、縦方向に M 個の画素が配列され、横方向に N 個の画素が配列されている。また、縦方向には $H_1 \sim H_M$ のアドレスが割り当てられ、横方向には $L_1 \sim L_N$ のアドレスが割り当てられている。

【0062】

画像解析部 18 は、アドレス (L_i, H_j) の画素について、次のような処理によってマスク処理を行う。画像解析部 18 は、アドレス $(L_i, H_1) \sim$ アドレス (L_i, H_M) の画素値の平均値をマスク判定値 K として求める。そして、アドレス $(L_i, H_{j-p}) \sim$ アドレス (L_i, H_{j+p}) の画素値の平均値を区間平均値 ITV_{mean} （Interval mean）として求める。ただし、 $j-p$ である場合には、アドレス $(L_i, H_1) \sim$ アドレス (L_i, H_{j+p}) の画素値の平均値を区間平均値 ITV_{mean} とし、 $j-M-p+1$ である場合には、アドレス $(L_i, H_{j-p}) \sim$ アドレス (L_i, H_M) の画素値の平均値を区間平均値 ITV_{mean} とする。すなわち、 $j-p$ または $j-M-p+1$ である場合には、アドレス (L_i, H_j) の画素の前壁側または後壁側にある画素の数が p 個より少ないため、前壁側または後壁側にある画素の限りにおいて区間平均値 ITV_{mean} を求める。

【0063】

画像解析部 18 は、求められた区間平均値 ITV_{mean} がマスク判定値 K を超える場合には、アドレス (L_i, H_j) の新たな画素値として 0 を設定し、求められた区間平均値 ITV_{mean} がマスク判定値 K 以下である場合には、アドレス (L_i, H_j) の新たな画素値として 1 を設定する。

【0064】

例えば、アドレス (L_3, H_7) に対し、 $p=5$ のマスク処理を施す場合には、図 7 に示されるアドレス $(L_3, H_2) \sim$ アドレス (L_3, H_{12}) の画素群に基づいて区間平均値 A_v が求められ、区間平均値 ITV_{mean} とマスク判定値 K との比較に基づく 2 値化が行われる。また、アドレス (L_7, H_3) に対し、 $p=5$ のマスク処理を施す場合には、図 7 に示されるアドレス $(L_7, H_1) \sim$ アドレス (L_3, H_8) の画素群に基づいて区間平均値 ITV_{mean} が求められ、区間平均値 ITV_{mean} とマスク判定値 K との比較に基づく 2 値化が行われる。

【0065】

10

20

30

40

50

図 8 には、マスク処理が施されたフレームデータ画像が概念的に示されている。図 8 において網掛けが施された画素は、画素値が 1 に設定された画素であり、網掛けが施されていない画素は、画素値が 0 に設定された画素である。以下、画素値が 1 である画素を有効画素と称する。このようなマスク処理によれば、フレームデータ画素が平滑化された上で、内腔領域を示す候補となる画素が有効画素として求められる。

【 0 0 6 6 】

(3 - 3) マスクの検出、ならびにマスク上端画素およびマスク下端画素の検出

画像解析部 1 8 は、次に説明する処理に従って、マスク処理が施されたフレームデータについて血管の内腔領域の上下の輪郭線を求め、内腔領域を特定する。ここでは、横方向のアドレスが L_i ($i = 1 \sim N$) である画素群によって示されるライン画像を符号「 L_i 」を以て表すこととする。

10

【 0 0 6 7 】

画像解析部 1 8 は、図 6 でフレームデータが示す複数のライン画像のそれぞれについて、有効画素からなるマスクを検出する (S 2 0 3)。マスクは、内腔領域を構成する候補となる区間であり、1 つの画素または複数の画素の集合である。画像解析部 1 8 は、有効画素の各座標値に基づき、ライン画像 $L_1 \sim L_N$ のそれぞれからマスクを検出する。

【 0 0 6 8 】

例えば、図 8 に示されるフレームデータについて、画像解析部 1 8 は、ライン画像 L_1 から 1 2 画素の長さを有するマスクを検出し、ライン画像 L_2 から 1 画素の長さを有するマスクおよび 4 画素の長さを有するマスクを検出する。また、ライン画像 L_3 から 1 3 画素の長さを有するマスクを検出し、ライン画像 L_4 から 6 画素の長さを有するマスクを検出する。画像解析部 1 8 は、ライン画像 $L_5 \sim L_N$ のそれぞれについても、同様にしてマスクを検出する。

20

【 0 0 6 9 】

マスクを検出した後、画像解析部 1 8 は、マスクの長さが所定の閾値 TH 以上であるマスクについて、マスクの上端の画素をマスク上端画素として検出し、マスクの下端の画素をマスク下端画素として検出する (S 2 0 4)。マスク上端画素およびマスク下端画素の検出は、それぞれの座標値を取得することで行われる。なお、マスクの長さが所定の閾値 TH 未満であるマスクについては、マスク上端画素およびマスク下端画素の検出から除外される。

30

【 0 0 7 0 】

図 9 には、閾値 TH を 6 画素長とした場合について検出されたマスク上端画素およびマスク下端画素が点「 $\bullet$ 」を付された画素として示されている。ライン画像 L_2 、 L_7 、 L_8 および L_{19} における画素長が 6 画素未満のマスクについては、マスク上端画素およびマスク下端画素の検出対象から除外されている。

【 0 0 7 1 】

ここでは、説明の便宜上、閾値 TH を 6 画素長としているが、実際の画素は図 9 に示されている画素より微細であるため、画素長換算による閾値 TH は、実際にはこれより大きい値となる。好ましくは、被検体における血管径よりも短い長さに相当する画素長とする。一般に、被検体の頸動脈は、5 mm ~ 9 mm であり、診断対象が頸動脈である場合には、閾値 TH は 5 mm に相当する画素長より短い画素長とすることが好ましい。

40

【 0 0 7 2 】

(3 - 4) 輪郭線および内腔領域の特定

マスク上端画素およびマスク下端画素を検出した後、画像解析部 1 8 は、マスク上端画素およびマスク下端画素の各座標値に基づいて、内腔領域の前壁側および後壁側の各輪郭線を求め、内腔領域を特定する (S 2 0 5)。内腔領域の各輪郭線は、次のようにして求められる。

【 0 0 7 3 】

画像解析部 1 8 は、フレームデータ画像を横切る方向にマスク上端画素を探索し、内腔領域の前壁側の輪郭線を求める元となり得る複数のマスク上端画素を検出する。この探索

50

においては、先に検出されたマスク上端画素の位置を基準として、深さの差異が所定値以下であるという条件の下で、マスク上端画素の右側方向に次のマスク上端画素を探索する。画像解析部 18 は、内腔領域の前壁側の輪郭線を求める元となり得る画素として検出された複数のマスク上端画素の各位置に基づいて前壁側の輪郭線を求める。また、画像解析部 18 は、前壁側の輪郭線を求める処理と同様の処理によって、後壁側の輪郭線を求める。画像解析部 18 は、前壁側の輪郭線と後壁側の輪郭線との間に挟まれる領域を内腔領域として特定する。

【0074】

(3-5) 内腔領域を特定する処理の具体例

マスク上端画素およびマスク下端画素を検出し、内腔領域の輪郭線を求め、内腔領域を特定する処理の具体例について、図 10 および図 11 を参照して説明する。図 10 および図 11 には、内腔領域の前壁側の輪郭線を求める処理を説明するための概念図およびフローチャートが、それぞれ示されている。

【0075】

画像解析部 18 は、図 11 のフローチャートに示される処理において、マスク上端画素を前壁側の輪郭線を求める元となり得る複数のグループに分類する。そして、前壁側の輪郭線を求めるのに最も適したグループを選択し、そのグループに属する複数のマスク上端画素の各位置に基づいて前壁側の輪郭線を求める。以下、詳細について図 11 のフローチャートに沿って説明する。

【0076】

画像解析部 18 は、縦方向に伸びる検索開始線 SP をライン画像 L_1 の左側に設定し、検索開始線 SP 上に間隔 δ で検索開始点 $SP_A \sim SP_E$ を設定する (S301)。ここで間隔 δ は、例えば、診断対象とする血管の内径の最小値とする。また、検索開始点は、説明の便宜上、 $SP_A \sim SP_E$ の 5 個としているが、フレームデータ画像の縦方向の長さに応じた個数の検索開始点が設定される。画像解析部 18 は、検索開始線 SP の右側に隣接するライン画像 L_1 を、マスク前壁側画素を探索する探索ライン画像とする (S302)。

【0077】

画像解析部 18 は、探索ライン画像上においてマスク上端画素を探索する (S303)。すなわち、探索ライン画像に沿って、マスク上端画素が検出されるか否かを判定する (S304)。そして、探索ライン画像上にマスク上端側画素を検出したときは、そのマスク上端画素と、探索開始点 SP_Z 、すなわち探索開始点 $SP_A \sim SP_E$ のうち処理対象として選択している探索開始点との間の深さの差異 d が間隔 δ 以下であるか否かを判定する (S305)。

【0078】

画像解析部 18 は、この差異 d が間隔 δ 以下である場合には、探索ライン画像のマスク上端画素をグループ G_{rz} 、すなわち探索開始点 SP_Z に対応するグループに含める (S306)。なお、探索ライン画像にこのようなマスク上端画素が複数ある場合には、探索開始点 SP_Z との深さの差異が最小のものをグループ G_{rz} に含める。画像解析部 18 は、探索ライン画像としていたライン画像 L_1 を、後述の処理において基準とする基準ライン画像とし (S307)、ライン画像 L_1 の右側に隣接するライン画像 L_2 を新たな探索ライン画像とする (S308)。

【0079】

他方、画像解析部 18 は、探索ライン画像のマスク上端画素と、探索開始点 SP_Z との深さの差異 d が間隔 δ を超える場合には、探索ライン画像のマスク上端画素をグループ G_{rz} に含めずにステップ S308 に移行する (S305)。

【0080】

画像解析部 18 は、ステップ S304 において探索ライン画像のマスク上端画素が検出されなかった場合、または、ステップ S305 において、探索ライン画像のマスク上端画素と、探索開始点 SP_Z との深さの差異 d が間隔 δ を超えると判定した場合には、探索ライン画像としていたライン画像 L_1 の右側に隣接するライン画像 L_2 を新たな探索ライン画

10

20

30

40

50

像とする (S 3 0 8)。

【 0 0 8 1 】

画像解析部 1 8 は、新たな探索ライン画像上においてマスク上端側画素を探索する (S 3 0 9) すなわち、探索ライン画像に沿って、マスク上端画素が検出されるか否かを判定する (S 3 1 0)。そして、探索ライン画像上にマスク上端側画素を検出したときは、そのマスク上端画素と、基準ライン画像のマスク上端画素 (ステップ S 3 0 7 を迂回し、ステップ S 3 0 8 からステップ S 3 0 9 に移行した場合には探索開始点 SP_z 、以下、同様とする。) との深さの差異 d が間隔 δ 以下であるか否かを判定する (S 3 1 1)。

【 0 0 8 2 】

画像解析部 1 8 は、この差異 d が間隔 δ 以下である場合には、探索ライン画像のマスク上端画素をグループ Gr_z に含める (S 3 1 2)。なお、探索ライン画像にこのようなマスク上端画素が複数ある場合には、基準ライン画像のマスク上端画素との深さの差異が最小のものをグループ Gr_z に含める。画像解析部 1 8 は、探索ライン画像が、最も右側のライン画像 L_N であるか否かを判定する (S 3 1 3)。そして、探索ライン画像がライン画像 L_N であるときは処理を終了し、ライン画像 L_N でないときは、探索ライン画像としていたライン画像を新たな基準ライン画像とする (S 3 1 4)。画像解析部 1 8 は、さらに、探索ライン画像としていたライン画像の右側に隣接するライン画像を新たな探索ライン画像として (S 3 1 5)、ステップ S 3 0 9 に戻る。

【 0 0 8 3 】

他方、画像解析部 1 8 は、探索ライン画像のマスク上端画素と、基準ライン画像のマスク上端画素との深さの差異 d が間隔 δ を超える場合には、探索ライン画像のマスク上端画素をグループ Gr_z に含めずにステップ S 3 1 6 に移行する (S 3 1 1)。

【 0 0 8 4 】

画像解析部 1 8 は、ステップ S 3 1 0 において探索ライン画像のマスク上端画素が検出されなかった場合、または、ステップ S 3 1 1 において、探索ライン画像のマスク上端画素と、基準ライン画像のマスク上端画素との深さの差異 d が間隔 δ を超えると判定した場合は、探索ライン画像が、最も右側のライン画像 L_N であるか否かを判定する (S 3 1 6)。そして、探索ライン画像がライン画像 L_N であるときは処理を終了し、ライン画像 L_N でないときは、探索ライン画像の右側に隣接するライン画像を新たな探索ライン画像として (S 3 1 5)、ステップ S 3 0 9 に戻る。

【 0 0 8 5 】

例として、図 1 0 の探索開始点 SP_C に対応するグループ Gr_C について説明する。ライン画像 L_1 を探索ライン画像として検出されるマスク上端画素 α_1 、 α_7 および α_{11} は、探索開始点 SP_C との深さの差異が間隔 δ を超えるため、グループ Gr_C に含めない。ライン画像 L_2 を探索ライン画像として検出されるマスク上端画素 α_8 は、探索開始点 SP_C との深さの差異が間隔 δ 以下であるため、グループ Gr_C に含める。ライン画像 L_3 を探索ライン画像として検出されるマスク上端画素 α_3 は、マスク上端画素 α_8 との深さの差異が間隔 δ を超えるため、グループ Gr_C に含めない。ライン画像 L_4 を探索ライン画像として検出されるマスク上端画素 α_4 および α_{13} は、マスク上端画素 α_8 との深さの差異が間隔 δ を超えるため、グループ Gr_C に含めない。ライン画像 L_5 を探索ライン画像として検出されるマスク上端画素 α_9 は、マスク上端画素 α_8 との深さの差異が間隔 δ 以下であるため、グループ Gr_C に含める。ライン画像 L_6 を探索ライン画像として検出されるマスク上端画素 α_{10} は、マスク上端画素 α_9 との深さの差異が間隔 δ 以下であるため、グループ Gr_C に含める。このようにして、マスク上端画素 $\alpha_7 \sim \alpha_{10}$ をグループ Gr_C に含める。

【 0 0 8 6 】

同様にして、探索開始点 SP_A に対応するグループ Gr_A にマスク上端画素 $\alpha_1 \sim \alpha_6$ を含め、探索開始点 SP_B に対応するグループ Gr_B にマスク上端画素 $\alpha_2 \sim \alpha_6$ を含める。また、探索開始点 SP_D に対応するグループ Gr_D にマスク上端画素 $\alpha_7 \sim \alpha_{10}$ を含め、探索開始点 SP_E に対応するグループ Gr_E にマスク上端画素 $\alpha_{11} \sim \alpha_{15}$ を含

10

20

30

40

50

める。

【 0 0 8 7 】

各グループについては、図 1 1 のステップ S 3 0 6 および S 3 0 7、または、S 3 1 1 ~ S 3 1 4 が迂回された回数、すなわち、ライン画像 $L_1 \sim L_N$ のうち、マスク上端画素がグループ Gr Z に含まれなかったものの数がペナルティとしてカウントされる。ペナルティは、輪郭線を求めるのに適さないグループである度合いを示す。例えば、図 1 0 に示されるライン画像 $L_1 \sim L_6$ に着目すると、グループ Gr A については、ライン画像 $L_1 \sim L_6$ のそれぞれから 1 つのマスク上端画素をグループ Gr A に含めたためペナルティは 0 となる。グループ Gr B については、ライン画像 L_1 のマスク上端画素をグループ Gr B に含めなかったためペナルティは 1 となる。グループ Gr C については、ライン画像 L_1 、 L_3 および L_4 のマスク上端画素をグループ Gr C に含めなかったためペナルティは 3 となる。グループ Gr D については、ライン画像 L_3 および L_4 のマスク上端画素をグループ Gr D に含めなかったためペナルティは 2 となる。そして、グループ Gr E については、ライン画像 L_3 のマスク上端画素をグループ Gr E に含めなかったためペナルティは 1 となる。

10

【 0 0 8 8 】

画像解析部 1 8 は、グループ Gr A ~ Gr E のうち、ペナルティが最も小さいグループに属するマスク上端画素の集合を抽出する。図 1 0 に示される例では、グループ Gr A に属するマスク上端画素の集合を抽出することとなる。画像解析部 1 8 は、抽出された画素の集合を補間して得られる画素の集合を、内腔領域の前壁側の輪郭線を示す前壁側輪郭線画素群とし各座標値を求める。図 1 2 には前壁側輪郭線画素群 4 4 を、太線で示している。

20

【 0 0 8 9 】

画像解析部 1 8 は、各ライン画像におけるマスク下端画素についても同様の処理を実行し、内腔領域の後壁側の輪郭線を示す後壁側輪郭線画素群の各座標値を求める。図 1 2 には後壁側輪郭線画素群 4 6 を、太線で示している。

【 0 0 9 0 】

画像解析部 1 8 は、フレームデータ画像に含まれる画素のうち、前壁側輪郭線画素群、後壁側輪郭線画素群、および、前壁側輪郭線画素群と後壁側輪郭線画素群との間に挟まれる画素群を内腔領域を示す画素群として特定し、各画素の座標値を取得する。

30

【 0 0 9 1 】

このような処理によれば、ペナルティが最も小さいグループに属するマスク上端画素に基づいて、前壁側輪郭線画素群および後壁側輪郭線画素群が特定される。これによって、最も確かな内腔領域の画素群の座標値が求められる。内腔領域の画素群の各座標値は、上述のように、内膜特定処理に用いる。

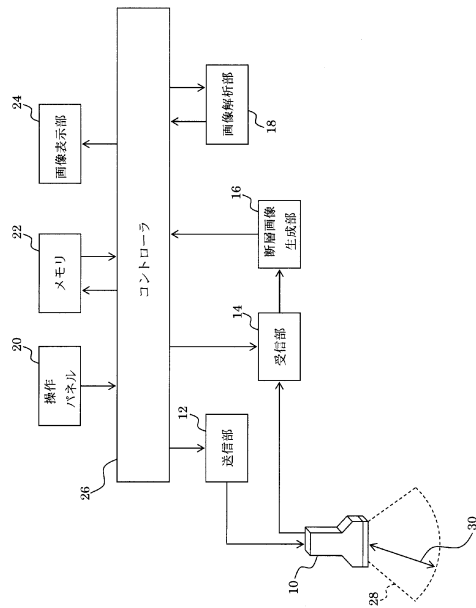
【 符号の説明 】

【 0 0 9 2 】

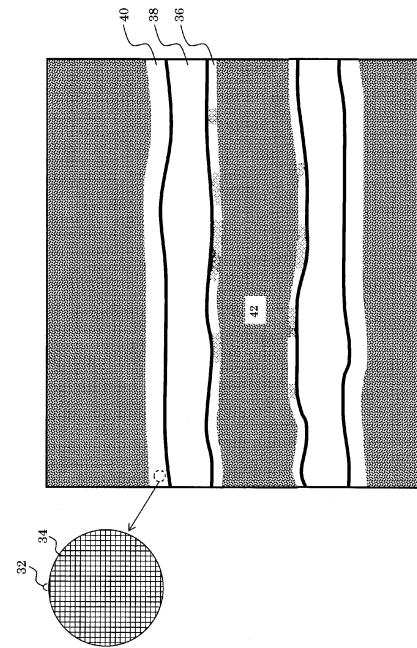
1 0 超音波プローブ、1 2 送信部、1 4 受信部、1 6 断層画像生成部、1 8 画像解析部、2 0 操作パネル、2 2 メモリ、2 4 画像表示部、2 6 コントローラ、2 8 二次元走査面、3 0 送受信ビーム、3 2 ライン画像、3 4 画素、3 6 内膜、3 8 中膜、4 0 外膜、4 2 内腔領域、4 4 前壁側輪郭線画素群、4 6 後壁側輪郭線画素群。

40

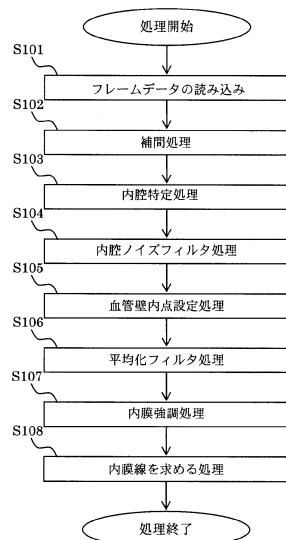
【図 1】



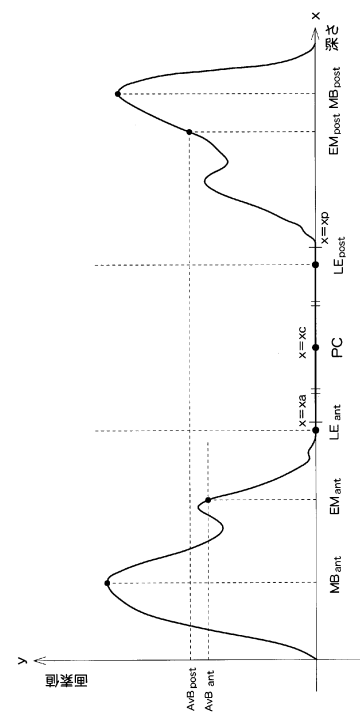
【図 2】



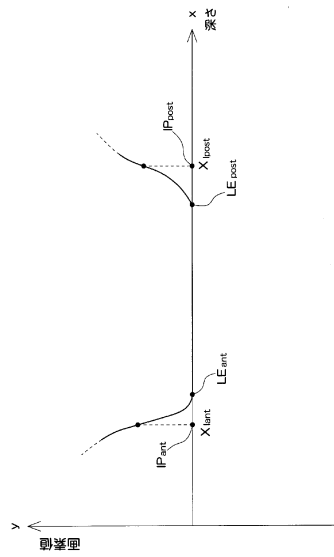
【図 3】



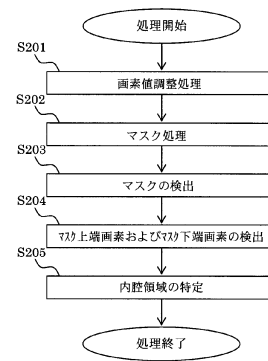
【図 4】



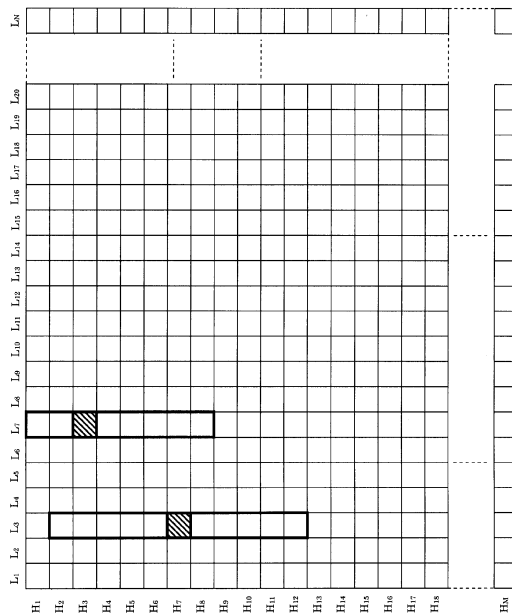
【図 5】



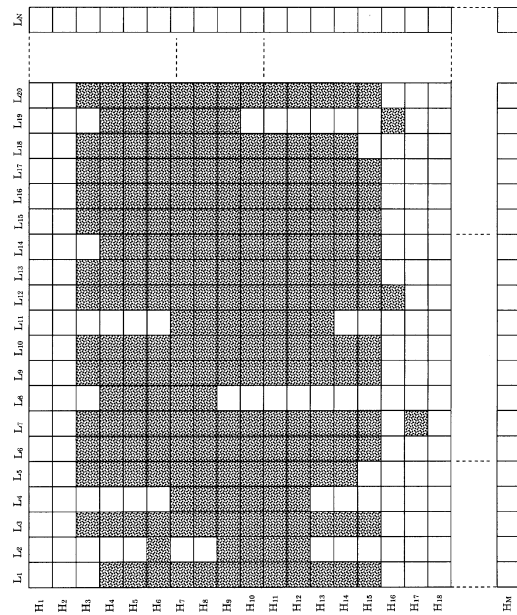
【図 6】



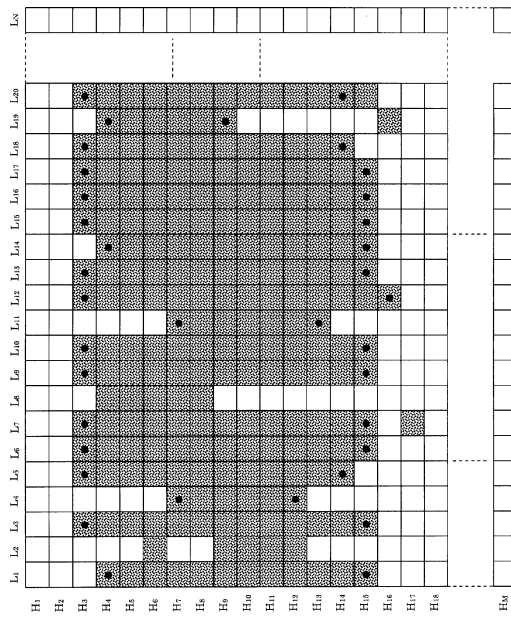
【図 7】



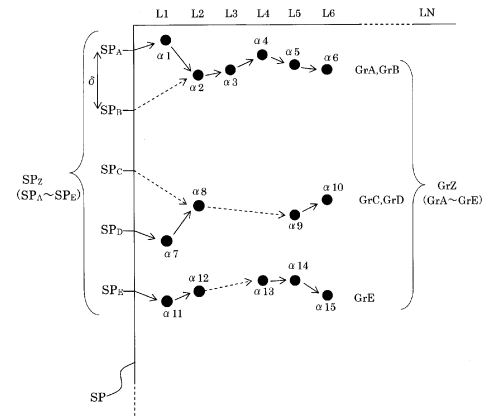
【図 8】



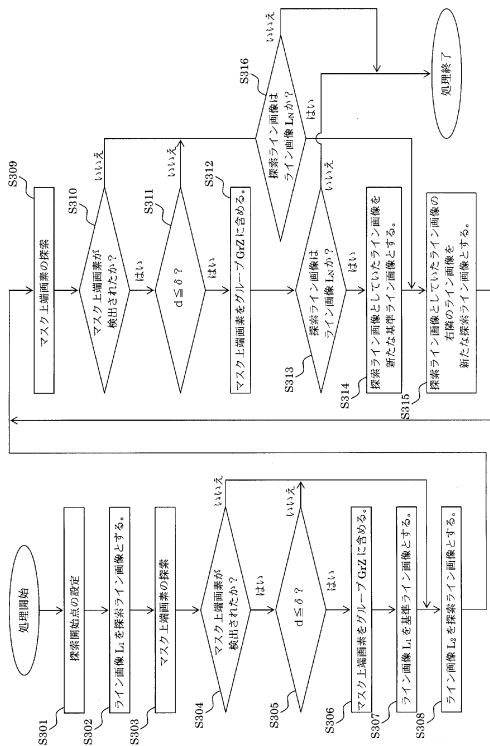
【図 9】



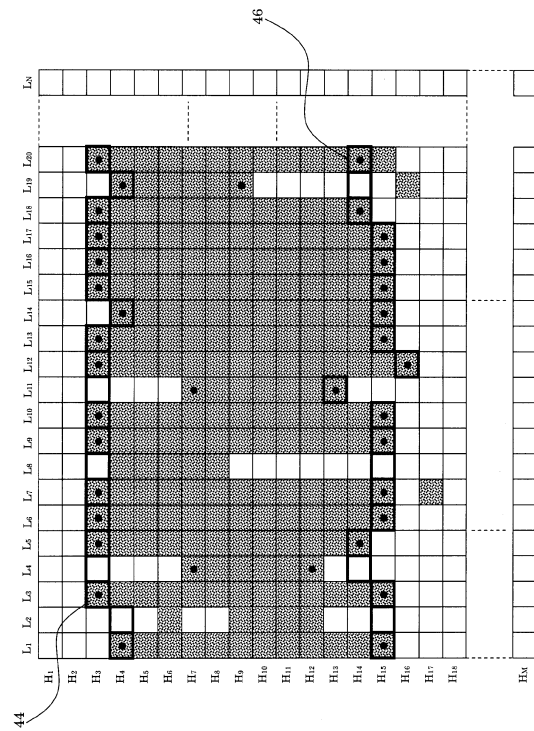
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

- (56)参考文献 国際公開第2005/087111(WO, A1)
特開2000-271117(JP, A)
特開平08-299334(JP, A)
特開2006-051285(JP, A)
欧州特許出願公開第01728471(EP, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波图像处理装置		
公开(公告)号	JP5865005B2	公开(公告)日	2016-02-17
申请号	JP2011228688	申请日	2011-10-18
[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)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	西山知秀		
发明人	西山 知秀		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB06 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/GB04 4C601/JB48 4C601/JC04 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/LL04		
其他公开文献	JP2013085694A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：容易地识别由超声诊断设备获取的图像的血管的子宫内
膜。 超声波诊断装置具有在断层图像上指定血管的内膜的功能。在指定
内膜时，对帧数据执行指定血管的腔区域的处理（ S103 ）。此后，使用
表示管腔区域的轮廓的轮廓线指定从管腔区域到血管壁的区域，并校正
该区域中的像素值。结果，强调内膜，并且基于强调内膜的框架数据来
指定内膜（ S108 ）。内膜识别处理包括用于促进每个处理的辅助处理，
诸如内插处理（ S102 ）和滤波处理（ S104 ， S106 ）。 点域

(21) 出願番号	特願2011-228688 (P2011-228688)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成23年10月18日 (2011. 10. 18)		日立アロカメディカル株式会社
(65) 公開番号	特開2013-85694 (P2013-85694A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成25年5月13日 (2013. 5. 13)	(74) 代理人	110001210
審査請求日	平成26年9月3日 (2014. 9. 3)		特許業務法人YKK I 国際特許事務所
		(72) 発明者	西山 知秀
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内
		審査官	富永 昌彦

最終頁に続く