

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4967763号
(P4967763)

(45) 発行日 平成24年7月4日(2012.7.4)

(24) 登録日 平成24年4月13日(2012.4.13)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 21 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2007-96255 (P2007-96255)	(73) 特許権者	000005821
(22) 出願日	平成19年4月2日(2007.4.2)		パナソニック株式会社
(65) 公開番号	特開2008-253379 (P2008-253379A)		大阪府門真市大字門真1006番地
(43) 公開日	平成20年10月23日(2008.10.23)	(74) 代理人	100109667
審査請求日	平成22年3月10日(2010.3.10)		弁理士 内藤 浩樹
		(74) 代理人	100109151
			弁理士 永野 大介
		(74) 代理人	100120156
			弁理士 藤井 兼太郎
		(72) 発明者	笹原 俊之
			宮城県仙台市泉区明通二丁目5番地 株式
			会社パナソニックモバイル仙台研究所内
		(72) 発明者	砂川 和宏
			宮城県仙台市泉区明通二丁目5番地 株式
			会社パナソニックモバイル仙台研究所内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブを介して受信したエコーをフレーム単位の画像データに変換する画像生成部と、

前記画像生成部から出力された画像データの輪郭を抽出する輪郭抽出手段と、抽出された輪郭を基に短軸方向の画像かあるいは長軸方向の画像かの判定を行う判定手段と、を備え、

前記判定手段は、処理の開始位置を設定する開始位置設定手段と、前記開始位置情報を基に前記抽出輪郭の重心位置を算出する重心算出手段と、前記重心位置から前記抽出輪郭までの距離を角度を変えて複数算出する距離算出手段と、前記算出距離の分散値を算出し前記分散値を基に短軸画像と長軸画像の判定を行う分散値判定手段と、を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記判定手段で判定された前記短軸方向または長軸方向の画像において前記輪郭部分の計測を行う画像計測手段を備えたことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記輪郭抽出手段は、周辺画素を基に画像の平滑化を行う平滑化手段、を備えたことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記輪郭抽出手段は、しきい値を調整可能なしきい値調整手段と、画像の輝度レベルに

10

20

応じてしきい値で2値化を行う2値化手段を備え、2値化された画像を基にして輪郭を抽出することを特徴とする請求項1から3のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記輪郭抽出手段は、画像の輝度レベルに応じてしきい値で2値化を行う2値化手段と、2値化後の割合が所定の値になるようにしきい値を設定するしきい値算出手段とを備え、2値化された画像を基にして輪郭を抽出することを特徴とする請求項1から3のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記2値化後の割合を調整可能な2値化割合調整手段、を備えたことを特徴とする請求項6記載の超音波診断装置。

10

【請求項7】

前記算出距離をヒストグラム化して画面に表示するヒストグラム作成手段、を備えたことを特徴とする請求項1から6のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項8】

前記判定手段は前記算出距離を距離の最大値で正規化する正規化手段と、前記正規化された距離の分散値を基に短軸画像と長軸画像の判定を行う分散値判定手段と、を備えたことを特徴とする請求項1から7のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項9】

前記正規化された算出距離をヒストグラム化して画面に表示するヒストグラム作成手段、を備えたことを特徴とする、請求項8記載の超音波診断装置。

20

【請求項10】

有効範囲を限定された算出距離の分散値を算出し前記分散値を基に短軸画像と長軸画像の判定を行う分散値判定手段と、を備えたことを特徴とする、請求項1から9のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項11】

前記判定手段は、限定する有効距離範囲を調整可能な有効範囲設定手段と、前記有効範囲限定後の算出距離をヒストグラム化して画面に表示するヒストグラム作成手段と、を備えたことを特徴とする、請求項10記載の超音波診断装置。

【請求項12】

前記開始位置設定手段は、ユーザーが画面上の1点を指定することで位置設定を行うことを特徴とする請求項1から11のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

30

【請求項13】

前記開始位置設定手段は、前フレームにおける開始位置を基にして位置設定を行うことを特徴とする請求項1から11のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項14】

前記短軸画像計測手段は、前記重心位置から前記抽出輪郭までの距離を基にして半径を求めると特徴とする、請求項1から13のいずれか一つに記載の超音波診断装置。

【請求項15】

前記短軸画像計測手段は、前記重心位置から前記抽出輪郭までの距離の平均を半径と算出することを特徴とする、請求項14記載の超音波診断装置。

40

【請求項16】

前記長軸画像計測手段は、前記抽出輪郭間の、長軸に垂直な方向における距離を基にして直径を算出することを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項17】

前記長軸画像計測手段は、前記抽出輪郭のうち、前記重心位置を中心に180度反対側に位置する輪郭間の距離を算出する対角距離算出手段と、輪郭間の最短の距離を直径と算出する最短距離算出手段と、を備えたことを特徴とする請求項16記載の超音波診断装置。

【請求項18】

50

前記長軸画像計測手段は、計測の基準位置を調整する計測位置調整手段と、前記抽出輪郭のうち、前記計測基準位置を中心に180度反対側に位置する輪郭間の距離を算出する対角距離算出手段と、輪郭間の最短の距離を直径と算出する最短距離算出手段と、を備えたことを特徴とする請求項16記載の超音波診断装置。

【請求項19】

計測結果を画面上に表示する計測結果表示手段、を備えたことを特徴とする、請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項20】

前記計測結果表示手段は、抽出輪郭の重心位置を中心とし前記重心位置または前記計測結果の値を半径とした円を画面上に表示することを特徴とする、請求項19記載の超音波診断装置。

10

【請求項21】

前記計測結果表示手段は、抽出輪郭の最短距離となる直線を画面上に表示することを特徴とする、請求項19記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管などの組織の大きさを自動的に計測することが可能な超音波診断装置に関する。

【背景技術】

20

【0002】

近年、腹部大動脈瘤(AAA, Abdominal Aortic Aneurysm)検査の重要性が認識され始めている。AAAは、50~80歳の男性に最も多く発生し、高血圧の人、中でも喫煙者に特に多くみられる傾向がある。腹部大動脈が破裂すると、死に至る危険が高い一方で、痛みなどの自覚症状が現れにくく、超音波検査などを行った時に初めて発見されることが多い。

【0003】

検査には費用や簡易性の面から超音波診断装置が適しているが、従来、AAAの診断は、超音波画像を画面に表示しながら、医師や超音波技師が血管壁の位置を手動で指定し、指定したポイント間の距離を計測する形が一般的であった。しかし、血管壁の位置指定は、静止画像では比較的容易ではあるが、動画像において、診断しながらの位置指定は決して容易であるとは言えなかった。このため、簡単に血管の直径を計測できる装置が望まれている。

30

【0004】

初めに、従来の超音波診断装置について、簡単に説明する。図31は、血管等の長さを計測する際に用いられる、一般的な超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【0005】

図31に示すように、超音波送受信部12は、超音波プローブ11を通してエコーを送受信し、受信したエコーは画像生成部13で画像データに変換され、画面表示部14を介して画面に表示される。一方、ユーザーは表示された画像を見ながら、計測位置設定手段41を介して計測ポイントを指定し、画像計測手段42は、指定されたポイントに従い画像内の計測を行い、計測結果を画面表示部14を介して画面に表示する。

40

【0006】

計測位置の設定方法には様々な方式があるが、2点間の距離を計測する場合は、必然的に、画面を見ながら2点を設定することになる。設定位置に基づき計測を行うため、位置を正確に指定しなければ、正しい距離は計測できない。

【0007】

しかしながら、例えば血管径を計測する場合は、図5に示すように血管壁と血管内腔の境界(輪郭)上の180度離れた2点を設定する必要があるが、連続して画像を取り込んでいる場合、正しく位置を指定するのは困難な作業となる。また、画像の取り込みを停止

50

し、静止画の状態、位置設定をする場合でも、あまり簡易な作業であるとは言えない。

【0008】

これに対し、計測を簡単に行う様々な方法が提案されているが、例えば、特許文献1に示す方法では、血管壁を垂直に横切る関心領域(ROI, Region of Interest)を設定し、ROIにおける画素値のプロファイルに基づいて、血管壁の厚みや内径等を計測することができる。

【0009】

また、特許文献2に示す方法では、画面上に円形マーカを表示し、測定対象の画像に合わせてマーカ的位置や大きさを調整することで、組織の大きさを計測することができる。

10

【0010】

さらに、特許文献3に示す方法では、画面上にテンプレートを表示して超音波画像上の血管中心を求め、中心を原点とした極座標変換を行い、画像に基づいて血管エッジを検出し、検出データに基づいて平均直径を求めることで、血管の内径を求めることができる。

【特許文献1】特開平11-342132号公報

【特許文献2】特開2001-54521号公報

【特許文献3】特開2005-028123号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

20

しかしながら、上記特許文献1に記載された方式では、輪郭部分を指定する必要はないものの、ROIを2点指定する必要があり、さらに、血管を横切るように垂直にROIを設定しないと、正しく計測できないという課題があり、動画像上での指定が簡単であるとは言えない。

【0012】

また、上記特許文献2に記載された方式では、位置と大きさという2つのパラメータを調整するものであり、また、マーカの大きさが、計測値に直接影響するため、操作の簡便性という面では、血管壁上の2点を指定する方法と本質的に違いがない。

【0013】

さらに、上記特許文献3に記載された方式では、血管輪郭を抽出し直径の計測を行うことができるが、テンプレートを血管のエッジに合わせこむ必要があり、調整作業が必要なことに変わりはない。

30

【0014】

ところで、血管径を測定する場合、図5に示したように血管長軸方向に垂直な断面である短軸方向の画像(短軸画像)と、図6に示すような長軸方向の画像(長軸画像)の、2通りの測定方法がある。短軸画像の血管径は、血管の中心を通る血管壁間の距離、すなわち略円形の血管壁における直径で求められ、長軸画像の血管径は、血管壁間の垂直距離で求められる。

【0015】

これに対し、上記特許文献3に記載された方式は、短軸画像での計測に特化したものであり、長軸画像の計測は考慮されていない。

40

【0016】

本発明は、このような従来の問題を解決するためになされたものであり、血管の直径を計測する際に、短軸/長軸の種類を問わず、自動的に血管径を計測することができる超音波診断装置を提供することを目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【0017】

前記従来課題を解決するために、本発明の超音波診断装置は、超音波プローブを介して受信したエコーをフレーム単位の画像データに変換する画像生成部と、

50

前記画像生成部から出力された画像データの輪郭を抽出する輪郭抽出手段と、抽出された輪郭を基に短軸方向の画像かあるいは長軸方向の画像かの判定を行う判定手段と、

前記短軸方向または長軸方向の画像において前記輪郭部分の計測を行う画像計測手段と、を備えていることを特徴とする。

【0018】

この構成により、超音波画像の短軸画像と長軸画像を判定し、判定結果に応じた計測を行うことができる。

【0019】

また、本発明の超音波診断装置は、
輪郭抽出手段において、周辺画素を基に画像の平滑化を行う平滑化手段を備えていることを特徴とする。

10

【0020】

この構成により、平滑化を行い超音波の画像に含まれるランダム性のノイズを削減した画像に対して、輪郭抽出を行うことができる。

【0021】

また、本発明の超音波診断装置は、
しきい値を調整可能なしきい値調整手段と、
画像の輝度レベルに応じてしきい値で2値化を行う2値化手段を備え、
2値化された画像を基にして輪郭を抽出する2値画像輪郭抽出手段、
を備えていることを特徴とする。

20

【0022】

この構成により、しきい値を調整でき、設定したしきい値に応じて画像を2値化し、2値画像を基に輪郭を抽出することができる。

【0023】

また、本発明の超音波診断装置は、
画像の輝度レベルに応じてしきい値で2値化を行う2値化手段と、
2値化後の割合が所定の値になるようにしきい値を設定するしきい値算出手段と、
2値化された画像を基にして輪郭を抽出する2値画像輪郭抽出手段、
を備えていることを特徴とする。

30

【0024】

この構成により、2値化を行うしきい値を、2値化後の割合が所定の値になるように設定することができ、設定したしきい値に応じて画像を2値化し、2値画像を基に輪郭を抽出することができる。

【0025】

また、本発明の超音波診断装置は、
画像の輝度レベルに応じてしきい値で2値化を行う2値化手段と、
2値化後の割合を調整可能な2値化割合調整手段と、
2値化後の割合が調整した値になるようにしきい値を設定するしきい値算出手段と、
2値化された画像を基にして輪郭を抽出する2値画像輪郭抽出手段、
を備えていることを特徴とする。

40

【0026】

この構成により、調整した2値化後の割合に応じてしきい値を設定し、設定したしきい値に応じて画像を2値化し、2値画像を基に輪郭を抽出することができる。

【0027】

また、本発明の超音波診断装置は、
処理の開始位置を設定する開始位置設定手段と、
前記開始位置情報を基に抽出輪郭の重心位置を算出する重心算出手段と、
前記重心位置から前記抽出輪郭までの距離を、角度を変えて複数算出する距離算出手段と、

50

前記算出距離の分散値を算出し、前記分散値を基に判定を行う分散値判定手段、から構成される判定手段を備えていることを特徴とする。

【0028】

この構成により、処理の開始位置に基づき重心位置を算出し、重心位置から輪郭までの距離の分散に基づき、短軸画像と長軸画像を判定することができる。

【0029】

また、本発明の超音波診断装置は、重心位置から前記抽出輪郭までの算出距離をヒストグラム化して画面に表示するヒストグラム作成手段、を備えていることを特徴とする。

10

【0030】

この構成により、重心位置から輪郭までの距離の度数分布を、視覚的に把握することができる。

【0031】

また、本発明の超音波診断装置は、重心位置から前記抽出輪郭までの算出距離を距離の最大値で正規化する正規化手段と、前記正規化された距離の分散値を基に、短軸画像と長軸画像の判定を行う分散値判定手段、を備えていることを特徴とする。

【0032】

この構成により、重心位置から輪郭までの距離の最大値で正規化した分散に基づき、短軸画像と長軸画像を判定することができる。

20

【0033】

また、本発明の超音波診断装置は、正規化された算出距離をヒストグラム化して画面に表示するヒストグラム作成手段、を備えていることを特徴とする。

【0034】

この構成により、重心位置から輪郭までの距離の最大値で正規化した分散を、視覚的に把握することができる。

【0035】

また、本発明の超音波診断装置は、重心位置から前記抽出輪郭までの算出距離のうち、有効範囲を限定する距離範囲限定手段と、有効範囲を限定された算出距離の分散値を算出し、前記分散値を基に、短軸画像と長軸画像の判定を行う分散値判定手段、を備えていることを特徴とする。

30

【0036】

この構成により、一定の範囲を除いた、重心位置から輪郭までの距離の分散に基づき、短軸画像と長軸画像を判定することができる。

【0037】

また、本発明の超音波診断装置は、重心位置から前記抽出輪郭までの算出距離のうち、限定する有効距離範囲を調整可能な有効範囲設定手段と、前記有効範囲に基づき、一定の範囲外の距離を除外する距離範囲限定手段と、前記有効範囲限定後の算出距離を、ヒストグラム化して画面に表示するヒストグラム作成手段、を備えていることを特徴とする。

40

【0038】

この構成により、画面を見ながら有効範囲を設定し、一定の範囲外の距離を除外した、重心位置から輪郭までの距離の分散に基づき、短軸画像と長軸画像を判定することができる。

50

【 0 0 3 9 】

また、本発明の超音波診断装置は、
ユーザーが画面上の1点を指定することで位置設定を行う開始位置設定手段、
を備えていることを特徴とする。

【 0 0 4 0 】

この構成により、ユーザーが指定した位置に基づき、判定処理の開始位置を設定することができる。

【 0 0 4 1 】

また、本発明の超音波診断装置は、
前フレームにおける開始位置を基にして位置設定を行う開始位置設定手段、
を備えていることを特徴とする。

10

【 0 0 4 2 】

この構成により、処理の開始位置を毎フレーム設定する必要がなくなり、前フレーム位置を基に判定処理の開始位置を設定することができる。

【 0 0 4 3 】

また、本発明の超音波診断装置は、
短軸画像計測手段において、重心位置から抽出輪郭までの距離を基にして半径を求めることを特徴とする。

【 0 0 4 4 】

この構成により、短軸画像の重心位置から抽出輪郭までの距離に基づき、短軸画像の半径を求めることができる。

20

【 0 0 4 5 】

また、本発明の超音波診断装置は、
重心位置から前記抽出輪郭までの距離の平均を半径と算出する短軸画像計測手段
を備えていることを特徴とする。

【 0 0 4 6 】

この構成により、短軸画像の重心位置から抽出輪郭までの距離平均に基づき、短軸画像の半径を求めることができる。

【 0 0 4 7 】

また、本発明の超音波診断装置は、
長軸画像計測手段において、抽出輪郭間の、長軸に垂直な方向における距離を基にして直径を算出することを特徴とする。

30

【 0 0 4 8 】

この構成により、長軸画像の輪郭間の距離に基づき、長軸画像の直径を求めることができる。

【 0 0 4 9 】

また、本発明の超音波診断装置は、
長軸画像計測手段において、抽出輪郭のうち、重心位置を中心に180度反対側に位置する輪郭間の距離を算出する対角距離算出手段と、
輪郭間の最短の距離を直径と算出する最短距離算出手段、
を備えていることを特徴とする。

40

【 0 0 5 0 】

この構成により、長軸画像の輪郭間の最短の距離を算出し、長軸画像の直径を求めることができる。

【 0 0 5 1 】

また、本発明の超音波診断装置は、
輪郭間隔算出手段において、計測の基準位置を調整する計測位置調整手段と、
抽出輪郭のうち、重心位置を中心に180度反対側に位置する輪郭間の距離を算出する対角距離算出手段と、
輪郭間の最短の距離を直径と算出する最短距離算出手段、

50

を備えていることを特徴とする。

【0052】

この構成により、長軸画像の計測基準位置を調整し、基準位置における輪郭間の最短の距離を算出し、長軸画像の直径を求めることができる。

【0053】

また、本発明の超音波診断装置は、計測結果を画面上に表示する計測結果表示手段を備えていることを特徴とする。

【0054】

この構成により、計測結果を視覚的に確認することができる。

【0055】

また、本発明の超音波診断装置は、抽出輪郭の重心位置を中心とし、前記重心位置、および/または、前記計測結果の値を半径とした円を画面上に表示する計測結果表示手段を備えていることを特徴とする。

【0056】

この構成により、計測結果を視覚的に確認することができる。

【0057】

また、本発明の超音波診断装置は、抽出輪郭の最短距離となる直線を画面上に表示する計測結果表示手段を備えていることを特徴とする。

【0058】

この構成により、計測結果を視覚的に確認することができる。

【発明の効果】

【0059】

本発明の超音波診断装置によれば、血管の直径を計測する際に、短軸/長軸の種類を問わず、自動的に血管径を計測することができるので、計測時のユーザーの負担を削減することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0060】

以下、本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照しながら説明する。

【0061】

(第1の実施形態)

初めに、超音波診断装置全体の構成について説明する。図1は、本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。図1の超音波診断装置は、超音波プローブ11、超音波送受信部12、画像生成部13、画面表示部14、輪郭抽出手段15、判定手段16、短軸画像計測手段17および長軸画像計測手段18を備えている。

【0062】

従来の超音波診断装置と同様、超音波送受信部12は、超音波プローブ11を通してエコーを送受信し、受信したエコーは画像生成部13でフレーム単位の画像データに変換され、画面表示部14を介して画面に表示される。一方、輪郭抽出手段15は、画像生成部13から送られるフレーム単位の超音波画像データの輪郭を抽出し、判定手段16に出力する。

【0063】

判定手段16は、前記輪郭情報を基に、前記超音波画像が短軸方向の画像か、長軸方向の画像かを判定する。この判定結果に基づき、短軸画像計測手段17または長軸画像計測手段18のいずれかが画像の計測を行い、結果を画面表示部14に送り、画面に表示する。

【0064】

次に、図2を用いて輪郭抽出手段15の詳細について説明する。図2の輪郭抽出手段15は、平滑化手段21、2値化割合調整手段23、しきい値算出手段24、2値化手段2

10

20

30

40

50

5 および 2 値画像輪郭抽出手段 2 6 を備えている。

【 0 0 6 5 】

平滑化手段 2 1 は、例えば、図 7 に示す 3 × 3 画素の平均化フィルタなどが挙げられる。この平均化フィルタは、着目している中央の画素と、隣接する 8 画素すべての輝度に 1 / 9 をかけた後に加え合わせ、着目している画素の輝度とすることで、平滑化を行う。

【 0 0 6 6 】

なお、前記フィルタはひとつの例であり、周辺画素の重み付けを変えた平均化フィルタや、メディアンフィルタなど、平滑化を目的とするフィルタであればどんなものを適用しても構わない。

【 0 0 6 7 】

平滑化手段 2 1 により平滑化された超音波画像データは、しきい値設定手段 2 2 に送られる。しきい値設定手段 2 2 では、ユーザーがしきい値を直接設定するようにしても良いし、前記超音波データを基にしてしきい値を設定しても良い。具体的な手順の例を挙げると、しきい値算出手段 2 4 は、前記超音波データから図 8 に示すようなヒストグラムのデータを作成し、さらに図 9 に示すような積算値のデータを作成する。さらに、ユーザーが 2 値化割合調整手段 2 3 を用いて設定した 2 値化後の割合に基づき、しきい値を算出する。

【 0 0 6 8 】

なお、しきい値設定手段 2 2 や 2 値化割合調整手段 2 3 は、画面上で設定値がわかるようにするため、設定値を表示手段 1 4 に送り、図 2 9 や図 3 0 の表示例に示すような形で表示するのが望ましい。

【 0 0 6 9 】

さらに、2 値化手段 2 5 は、前記しきい値に従い前記超音波データを 2 値化し、2 値画像輪郭抽出手段 2 6 は、前記 2 値化された画像データから輪郭を抽出する。輪郭の抽出は、例えば、図 1 0 に示すように 3 × 3 画素について、中央の画素が 1 で周辺画素に 0 が一つ以上ある場合（図 1 0 - a）に輪郭とし、中央の画素が 0 の場合（図 1 0 - b）や、全ての画素が 1 の場合（図 1 0 - c）は非輪郭として、全画素について確認を行う。

【 0 0 7 0 】

以上、輪郭抽出手段 1 5 の例を説明したが、輪郭抽出の手法はこれに限定されるものではなく、画像の微分を行うなど一般に知られている手法を用いても構わない。

【 0 0 7 1 】

次に、図 3 を用いて判定手段 1 6 の詳細について説明する。図 3 の判定手段 1 6 は、開始位置設定手段 3 1、重心算出手段 3 2、距離算出手段 3 3、分散値判定手段 3 4 を備えている。

【 0 0 7 2 】

開始位置設定手段 3 1 は、ユーザーが指定する表示画面の超音波画像上の血管内腔の 1 点を、開始位置と設定する。なお、開始位置は画面にも表示するため、画面表示部 1 4 にも開始位置情報を送ることが望ましい。また、一度指定された開始位置は記憶しておき、再度ユーザーが指定するまでは、各フレームの開始位置とし、自動的に読み出すようにすることが望ましい。

【 0 0 7 3 】

重心算出手段 3 2 は、前記輪郭抽出手段 1 5 からの輪郭情報と、前記開始位置情報を基に、輪郭の重心位置を算出する。具体例としては、図 1 1 や図 1 2 に示すように、開始位置を中心として 1 周分の輪郭位置座標 (x , y) を取得し、x 方向と y 方向それぞれ平均を取ることで、重心を算出することができる。算出した重心位置情報は、距離算出手段 3 3 に送られる。

【 0 0 7 4 】

距離算出手段 3 3 は、前記重心位置から前記輪郭までの距離（半径）を算出する。具体例としては、図 1 3 や図 1 4 に示すように、角度 θ の時の半径 r を 1 周分取得する。取得した半径の例を図 1 5 および図 1 6 に示す。短軸画像の場合は、輪郭が略円形のため、図

10

20

30

40

50

15のように得られる半径は略一定であるが、長軸画像の場合は、輪郭が平行する2本の線に近い形であるため、図16のような傾向となる。

【0075】

前記半径情報は、分散値判定手段34に送られると共に、ヒストグラム作成手段35にも送られて、図17や図18のようなヒストグラムが作成され、画面表示部14を介して、図29や図30の表示例に示すような形で画面に表示される。

【0076】

分散値判定手段34は、前記半径情報を基に分散値を算出し、算出した分散値に応じて短軸画像と長軸画像を判定する。短軸画像の場合は、輪郭が略円形のため、半径のヒストグラムは図17に示すような、半径が狭い範囲に集中するグラフになり、標準偏差は比較的小さくなる。一方、長軸画像の場合は、図18に示すように、比較的広い範囲の半径分布となり、標準偏差は大きめの値となる。従って、適当なしきい値を定め、その値よりも半径標準偏差が小さい場合は短軸画像、逆の場合は長軸画像と判定することで、両者を正しく判定することができる。

【0077】

なお、前記標準偏差のしきい値は、あらかじめ最適な値を設定しておくことを前提としているが、例えばユーザーが調整可能とする仕組みを追加することで、より多くの画像についての適応性を広げることが可能となる。

【0078】

最後に、画像の計測手段について説明する。前記判定手段16で判定された結果に基づき、前記輪郭情報が短軸画像計測手段17または長軸画像計測手段18に送られる。

【0079】

短軸画像計測手段17は、前記半径情報を基に平均の半径を算出し、その値の2倍を血管径とする。その際、ノイズ等による半径の誤検出の影響を少なくするために、偏差の大きい半径値を取り除いた上で平均を取ることが望ましい。また、平均ではなく、最頻値を半径とするなど、他の手段で半径を決定しても良い。

【0080】

一方、長軸画像計測手段18は、図19に示すように、対角距離算出手段39、最短距離算出手段40という構成をとり、図20に示すように、対角距離算出手段39は、前記重心位置を中心に180度反対側に位置する輪郭間の距離 d を算出し、最短距離算出手段40は距離 d の最短値を血管径とする。

【0081】

また、図21に示すような長軸画像の場合は、重心位置よりやや右側の、AAAの部分で計測を行う必要がある。このため、長軸画像計測手段18は、図22に示すように、対角距離算出手段39、最短距離算出手段40、計測位置調整手段41という構成をとることもできる。この場合、計測位置調整手段41で、図21に示すように、計測基準位置118を調整を行い、対角距離算出手段39は、前記計測基準位置を中心に180度反対側に位置する輪郭間の距離 d' を算出し、最短距離算出手段40は距離 d' の最短値を血管径とすることで、AAA部分に合わせた最適な計測を行うことができる。

【0082】

なお、長軸画像の血管径については、前記の手法によらず、輪郭と垂直になるような輪郭間の距離を直接求めても構わない。また、判定手段16内の、開始位置設定手段31で設定した開始位置を、長軸画像計測手段18に入力し、前記開始位置を計測基準位置として、計測を行うようにしても良く、この場合、計測位置調整手段41による調整を行わなくても、AAA部分に合わせた最適な計測を行うことが可能となる。

【0083】

いずれの場合も、算出された計測値を画面表示部14に送るとともに、短軸画像の場合は、抽出輪郭の重心位置を中心とし、計測値を半径とした円の情報を、また長軸画像の場合は、重心または計測基準位置と、抽出輪郭の最短距離となる直線の情報を画面表示部14に送り、図29や図30の表示例に示すような形で表示することで、視覚的に計測結果

10

20

30

40

50

を確認することができる。

【0084】

以上のような構成をとることで、血管の直径を計測する際に、短軸画像と長軸画像の判定を行い、判定結果に応じて、最適な手法で血管径を計測することができる。

【0085】

本発明は、このような従来の問題を解決するためになされたものであり、血管の直径を計測する際に、短軸/長軸の種類を問わず、自動的に血管径を計測することができる超音波診断装置を提供することを目的とするものである。

【0086】

(第2の実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置について説明する。第2の実施形態の全体構成は、図1に示した第1の実施形態と同じであり、判定手段16の構成だけが異なる。このため、本実施形態については、判定手段16以外の説明は省略する。

【0087】

図4は、第2の実施形態における判定手段16の概略構成である。図4において、判定手段16は、開始位置設定手段31、重心算出手段32、距離算出手段33、正規化手段36、有効範囲設定手段38、距離範囲限定手段37、分散値判定手段34、ヒストグラム作成手段35を備えている。

【0088】

これらのうち、開始位置設定手段31、重心算出手段32、距離算出手段33については、第1の実施形態と同じ構成となるため、詳細な説明は省略する。

【0089】

重心算出手段32は、開始位置設定手段31で設定した開始位置情報と、輪郭抽出手段15からの輪郭情報を基に、輪郭の重心位置を算出する。算出した重心位置情報は、距離算出手段33に送られる。距離算出手段33は、前記重心位置から前記輪郭までの半径を算出し、算出した半径情報を正規化手段36に送る。

【0090】

正規化手段36は、前記半径情報を最大値で正規化する。図17と図18中のAは最小値を、Bは最大値を、それぞれ示している。これら最大値Bを基準として正規化を行うことで、それぞれ図23と図24に示すような度数分布になる。この正規化した半径情報を距離範囲限定手段37に送る。

【0091】

一方、有効範囲設定手段38は、前記半径の最頻値を基準として、半径値の有効範囲を設定し、距離範囲限定手段37に送る。なお、前記有効範囲は、画面上で設定値がわかるようにするため、有効範囲の設定値を表示手段14に送り、図29や図30の表示例に示すような形で表示するのが望ましい。

【0092】

距離範囲限定手段37では、有効範囲設定手段38で調整した前記半径情報の有効半径範囲に従い、半径情報の有効範囲を限定する。

【0093】

ここで、有効範囲は正規化後の半径ではなく、図25や図26に示すように、正規化前の度数分布における最頻値を基準とした半径を設定するのが望ましい。図25の短軸画像の例では、有効範囲は度数分布の最小値Aから最大値Bを含むため、有効範囲限定後の度数分布は図27に示すように、有効範囲限定前の図23の分布と変わらない。一方、長軸画像の図26の例では、有効範囲が最小値Aから有効範囲内の最大値であるB'までとなるため、有効範囲限定後の度数分布は図28に示すようにB-B'間が削除された分布となる。図17と図25、図18と図26を比較するとわかるように、正規化と有効範囲限定の処理を行うことで、短軸画像は元の度数分布よりも偏差が大きい分布となり、長軸画像は元の分布よりも偏差が小さくなる。

【0094】

10

20

30

40

50

なお、前記半径情報有効範囲の最頻値の基準を求めるためには、最小二乗法や、L M e d s (L e a s t M e d i a n o f S q u a r e s) 推定など、より正確な方法を適用して有効範囲を設定しても良い。

【0095】

分散値判定手段34は、前記有効範囲限定後の半径情報を基に分散値を算出し、算出した分散値に応じて短軸画像と長軸画像を判定する。このため、実施の形態1とは逆に、設定しきい値よりも半径標準偏差が大きい場合は短軸画像、逆の場合は長軸画像と判定することで、両者を正しく判定することができる。

【0096】

なお、前記標準偏差のしきい値は、あらかじめ最適な値を設定しておくことを前提としているが、例えばユーザーが調整可能とする仕組みを追加することで、より適応性を広げることが可能となる。

10

【0097】

また、距離範囲限定手段37による範囲制限を行わない場合は、前記正規化手段36で正規化した半径情報を、分散値判定手段34とヒストグラム作成手段35に送り、画面表示手段14を介して、図29や図30の表示例に示すような形で表示するように構成することで、正規化後の半径ヒストグラムを確認することが可能となる。

【0098】

以上のような構成をとることで、血管の直径を計測する際に、短軸画像と長軸画像の判定を行い、判定結果に応じて、最適な手法で血管径を計測することができる。

20

【0099】

以上、本発明の複数の実施形態を説明したが、本発明はこれらの実施形態に限らず、例えば、重心検出の開始位置を、超音波画像に応じて自動で設定するなど、種々の形態で実施することができる。また、請求項に記載された範囲であれば、実施の形態に記載されている手段を省略して実施することも可能である。

【産業上の利用可能性】

【0100】

本発明は、超音波診断装置において腹部大動脈などの血管径を計測する場合に好適に利用することができる。本発明によれば、超音波画像データの血管撮像時のプローブの向きを短軸方向にしても、長軸方向にしても、向きに応じて自動的に計測を行うことが可能になる。

30

【図面の簡単な説明】

【0101】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図

【図2】本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置における輪郭抽出手段の概略構成を示すブロック図

【図3】本発明の第1の実施形態に係る超音波診断装置における判定手段の概略構成を示すブロック図

【図4】本発明の第2の実施形態に係る超音波診断装置における判定手段の概略構成を示すブロック図

40

【図5】短軸方向画像における血管の内径計測方法の例を示す図

【図6】長軸方向画像における血管の内径計測方法の例を示す図

【図7】3×3平均化フィルタを示す図

【図8】超音波画像データの輝度ヒストグラムの例を示すグラフ

【図9】超音波画像データの輝度ヒストグラムを積算化した例を示すグラフ

【図10】2値化後の輪郭検出方法の例を示す図

【図11】短軸画像の重心位置の算出例を示す図

【図12】長軸画像の重心位置の算出例を示す図

【図13】短軸画像における重心基準の半径取得例を示す図

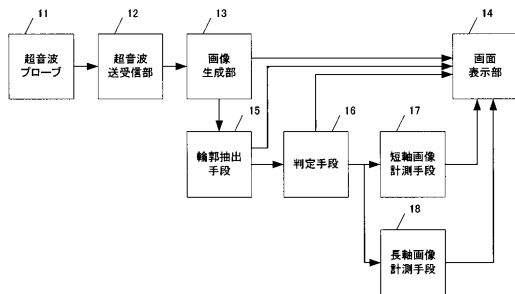
【図14】長軸画像における重心基準の半径取得例を示す図

50

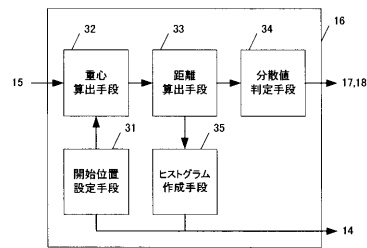
【図 1 5】短軸画像における角度と半径の関係を例示する図	
【図 1 6】長軸画像における角度と半径の関係を例示する図	
【図 1 7】短軸画像における半径のヒストグラム例を示す図	
【図 1 8】長軸画像における半径のヒストグラム例を示す図	
【図 1 9】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置における長軸画像検出手段の概略構成を示すブロック図	
【図 2 0】長軸画像における重心を中心に 1 8 0 度反対側の輪郭間の距離を算出する例を示す図	
【図 2 1】長軸画像において、A A A の位置が重心より右側にずれている例を示す図	
【図 2 2】本発明の第 1 の実施形態に係る超音波診断装置における長軸画像検出手段において、計測位置を調整可能とした場合の概略構成を示すブロック図	10
【図 2 3】短軸画像における最大値で正規化後の半径ヒストグラム例を示す図	
【図 2 4】長軸画像における最大値で正規化後の半径ヒストグラム例を示す図	
【図 2 5】短軸画像における有効範囲設定例を示す図	
【図 2 6】長軸画像における有効範囲設定例を示す図	
【図 2 7】短軸画像における最大値で正規化後、有効範囲の限定を行った半径ヒストグラム例を示す図	
【図 2 8】長軸画像における最大値で正規化後、有効範囲の限定を行った半径ヒストグラム例を示す図	
【図 2 9】短軸画像における表示画面例を示す図	20
【図 3 0】長軸画像における表示画面例を示す図	
【図 3 1】従来の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図	
【符号の説明】	
【 0 1 0 2 】	
1 1 超音波プローブ	
1 2 超音波送受信部	
1 3 画像生成部	
1 4 画面表示部	
1 5 輪郭抽出手段	
1 6 判定手段	30
1 7 短軸画像計測手段	
1 8 長軸画像計測手段	
2 1 平滑化手段	
2 2 しきい値調整手段	
2 3 2 値化割合調整手段	
2 4 しきい値算出手段	
2 5 2 値化手段	
2 6 2 値画像輪郭抽出手段	
3 1 開始位置設定手段	
3 2 重心算出手段	40
3 3 距離算出手段	
3 4 分散値判定手段	
3 5 ヒストグラム作成手段	
3 6 正規化手段	
3 7 距離範囲限定手段	
3 8 有効範囲設定手段	
3 9 対角距離算出手段	
4 0 最短処理算出手段	
4 1 計測位置調整手段	
1 0 1 血管内腔	50

- 1 0 2 血管壁
- 1 0 3 1 番目の計測ポイント
- 1 0 4 2 番目の計測ポイント
- 1 1 1 抽出した輪郭
- 1 1 2 開始位置
- 1 1 3 検出した輪郭位置の座標 (x , y)
- 1 1 4 算出した重心位置
- 1 1 5 重心を中心とした、角度 のときの輪郭半径 r
- 1 1 6 重心を中心とした、角度 のときの 1 8 0 度反対側の輪郭間の距離 d
- 1 1 7 重心基準の血管径
- 1 1 8 計測基準位置
- 1 1 9 計測基準位置を中心とした、角度 のときの 1 8 0 度反対側の輪郭間の距離 d ' ,
- 1 2 0 計測基準位置を A A A 部分に合わせた時の血管径
- 1 2 1 B モード画像
- 1 2 2 短軸画像時の計測結果円
- 1 2 3 長軸画像時の計測結果ライン
- 1 2 4 ヒストグラム画像
- 1 2 5 有効範囲設定部
- 1 2 6 しきい値設定部
- 1 2 7 2 値化割合調整部
- 1 2 8 血管径計測結果
- 1 2 9 計測基準位置

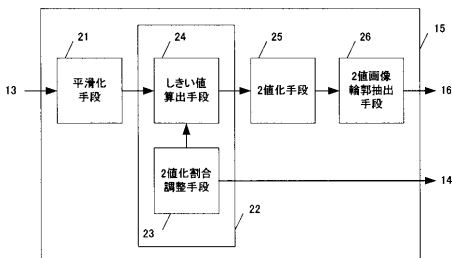
【 図 1 】



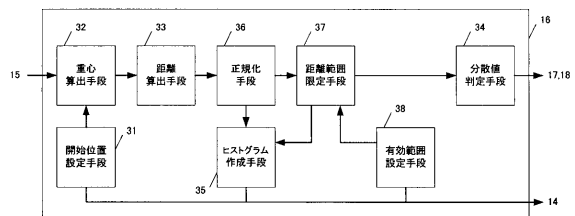
【 図 3 】



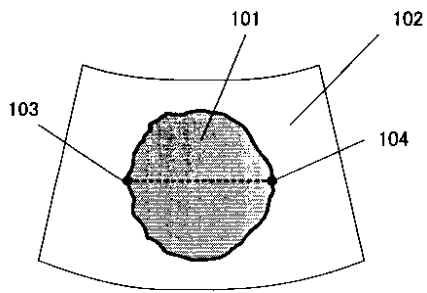
【 図 2 】



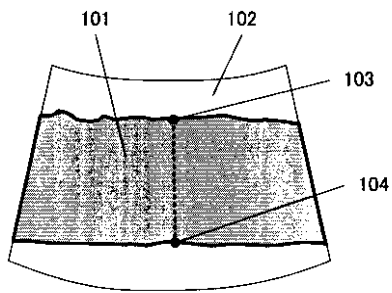
【 図 4 】



【図5】



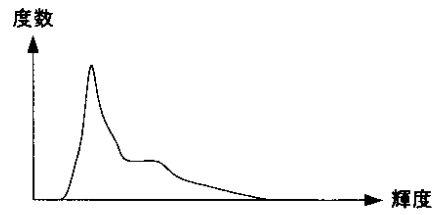
【図6】



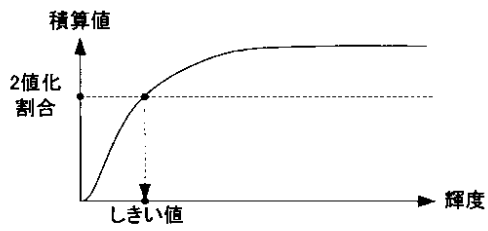
【図7】

1/9	1/9	1/9
1/9	1/9	1/9
1/9	1/9	1/9

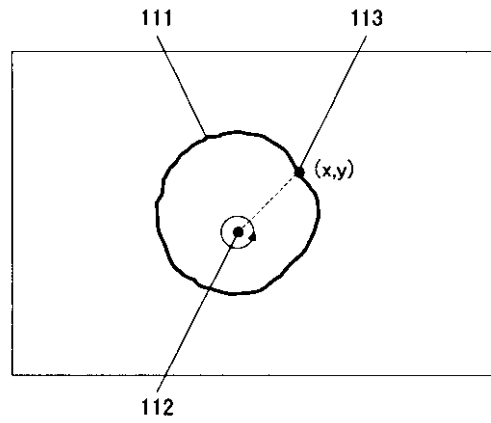
【図8】



【図9】



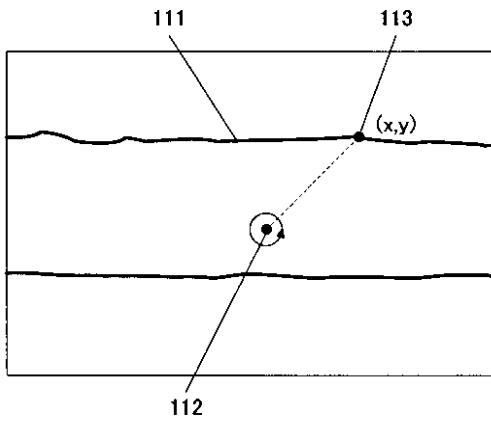
【図11】



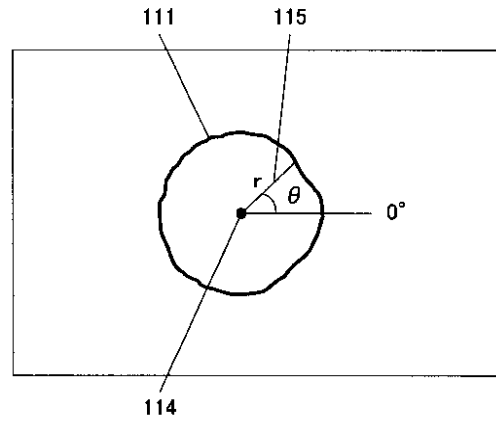
【図10】

1	1	1	1	1	0	1	1	1
1	1	0	1	0	0	1	1	1
1	0	0	0	0	0	1	1	1
(a)	(b)	(c)						

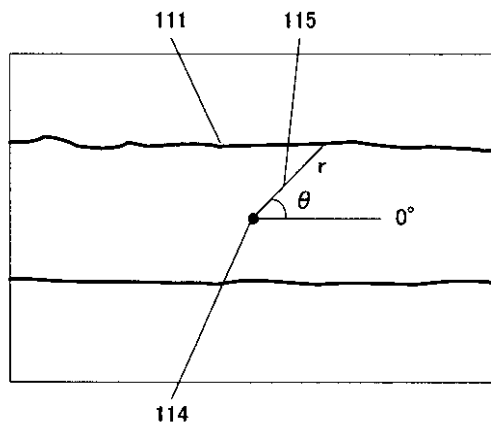
【 図 1 2 】



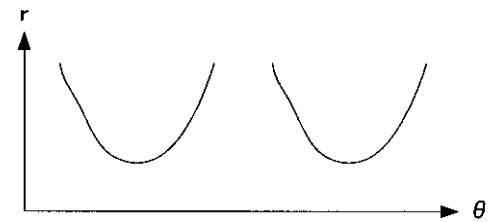
【 図 1 3 】



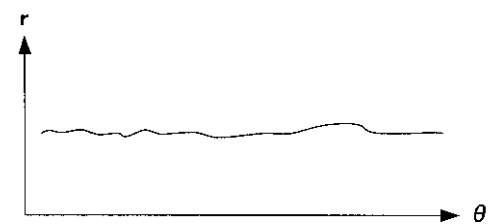
【 図 1 4 】



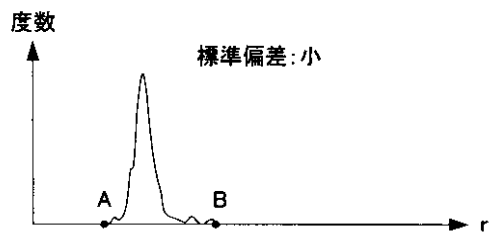
【 図 1 6 】



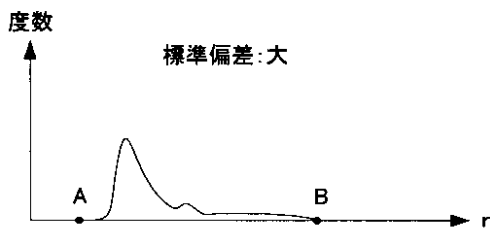
【 図 1 5 】



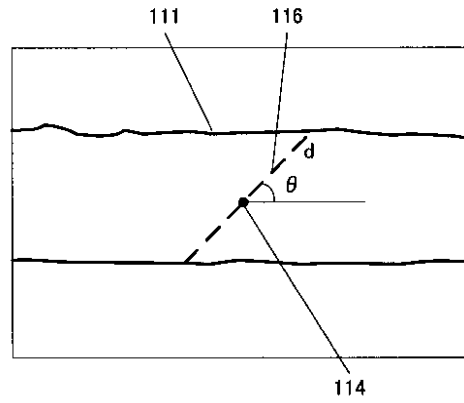
【 図 1 7 】



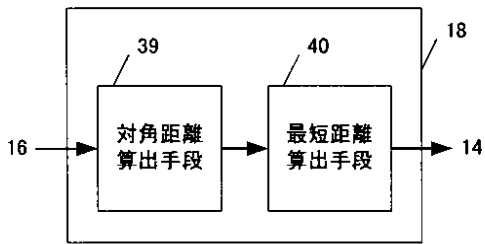
【図18】



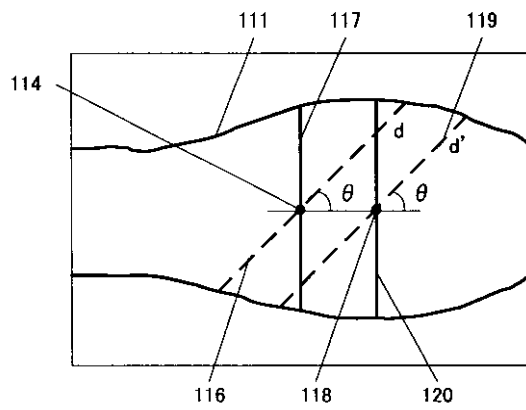
【図20】



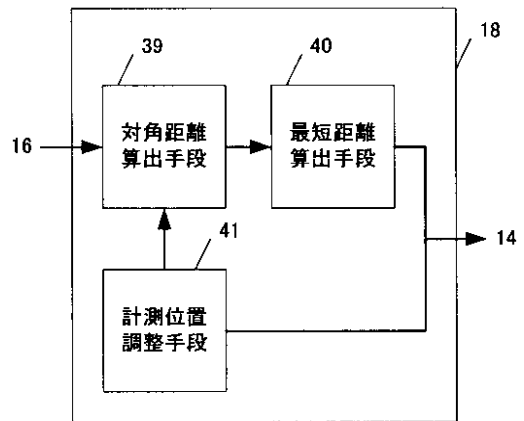
【図19】



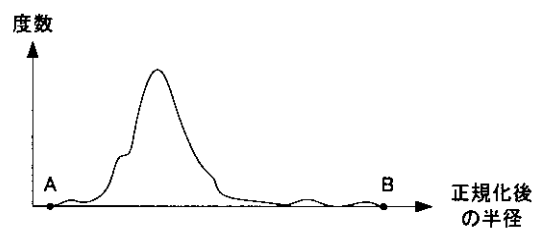
【図21】



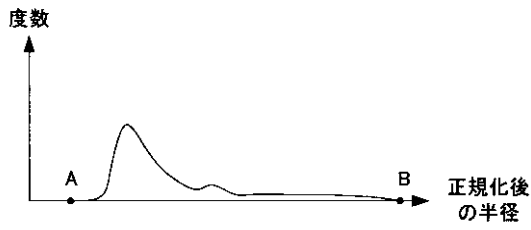
【図22】



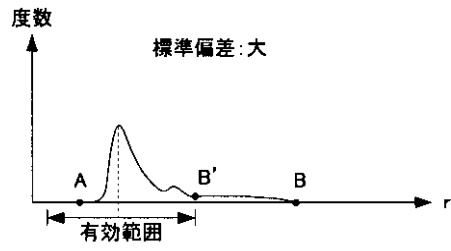
【図23】



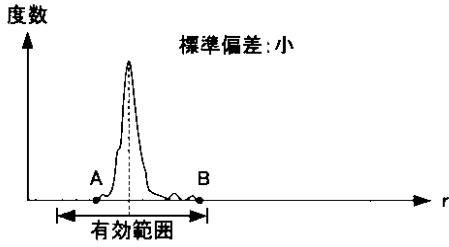
【図24】



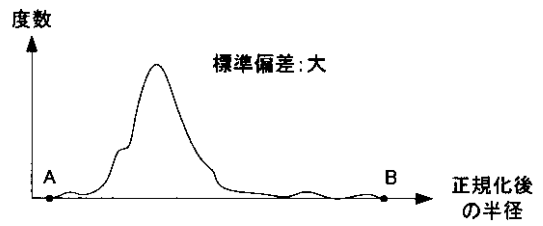
【図26】



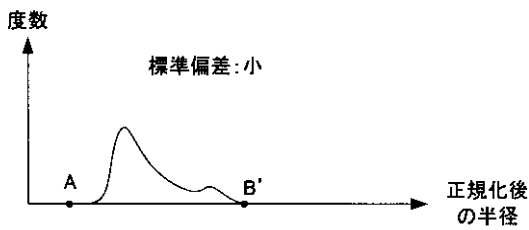
【図25】



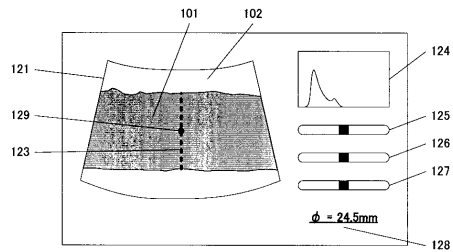
【図27】



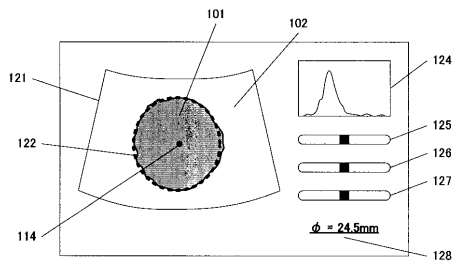
【図28】



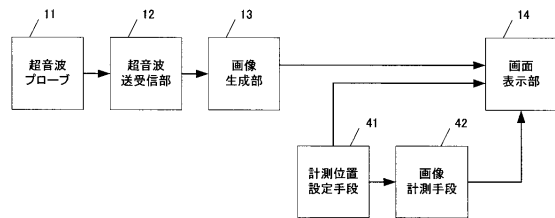
【図30】



【図29】



【図31】



フロントページの続き

- (72)発明者 加藤 隆一
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内
- (72)発明者 渡辺 良信
大阪府門真市大字門真1006番地 松下電器産業株式会社内

審査官 右 高 孝幸

- (56)参考文献 特開平4 - 53546 (J P , A)
特開平7 - 284090 (J P , A)
特開平8 - 89503 (J P , A)
特開平9 - 69157 (J P , A)
特開2002 - 140689 (J P , A)
特開2003 - 164445 (J P , A)
特開2003 - 245280 (J P , A)
特開2005 - 28123 (J P , A)
国際公開第2007 / 58195 (WO , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4967763B2	公开(公告)日	2012-07-04
申请号	JP2007096255	申请日	2007-04-02
申请(专利权)人(译)	松下电器产业有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	笹原俊之 砂川和宏 加藤隆一 渡辺良信		
发明人	笹原 俊之 砂川 和宏 加藤 隆一 渡辺 良信		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/EE11 4C601/JC04 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/JC37 4C601/KK07 4C601/KK30 4C601/KK31 4C601/KK44		
代理人(译)	内藤裕树 长野大辅 藤井 兼太郎		
其他公开文献	JP2008253379A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在测量血管直径时，提供自动测量血管直径的超声诊断设备，不论短轴/长轴的类型如何。解决方案：该超声波诊断设备具有用于提取输入图像数据的轮廓的轮廓提取装置15，用于基于提取的轮廓确定图像是短轴图像还是长轴图像确定装置16，用于测量短轴图像中的轮廓截面的短轴图像测量装置17和用于测量长轴图像中的轮廓截面的长轴图像测量装置18；并且将超声图像确定为短轴图像或长轴图像，并根据确定结果对其进行测量。Z

