

(19)日本国特許庁（J P）

(12) 公表特許公報 (A)

(11)特許出願公表番号

特表2003－503141

(P2003－503141A)

(43)公表日 平成15年1月28日(2003.1.28)

(51)Int.Cl ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (参考)
A 6 1 B 8/12		A 6 1 B 8/12	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
7/60	250	7/60	250 A 5 L 0 9 6

審査請求 未請求 予備審査請求 (全 33数)

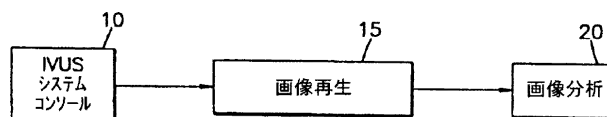
(21)出願番号	特願2001－507370(P2001－507370)	(71)出願人	ザ・クリーブランド・クリニック・フアン デーション アメリカ合衆国オハイオ州44195クリーブラ ンド・ユークリッドアベニュー9500
(86)(22)出願日	平成12年6月22日(2000.6.22)	(72)発明者	クリンゲンスミス，ジョン・デイ アメリカ合衆国オハイオ州44120シエイカー ハイツ・バンアケンブールバード16211・ア パートメント107
(85)翻訳文提出日	平成14年1月4日(2002.1.4)	(72)発明者	ピンス，デイビッド・ジョフリー アメリカ合衆国オハイオ州44118ユニバーシ ティハイツ・エドガートンロード2616
(86)国際出願番号	PCT/US00/17241	(74)代理人	弁理士 小田島 平吉
(87)国際公開番号	W001/001864		
(87)国際公開日	平成13年1月11日(2001.1.11)		
(31)優先権主張番号	09/347,209		
(32)優先日	平成11年7月2日(1999.7.2)		
(33)優先権主張国	米国(US)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 有効な輪郭線作成法及びシステムを使用する血管内の超音波分析

(57)【要約】

血管の内腔及び外皮の境界を決定する、血管内超音波（I V U S）分析システム（1 0）及び方法が提供される。超音波データは、血管（3 0）中に挿入されるカテーテルの先端に固定された回転するトランスジューサーにより獲得される。血管内画像は超音波データ（1 5）から再生される。境界の輪郭線は境界の点（7 0）に基づいて作成される。一旦最終的内腔境界輪郭線が作成されると、外皮の境界輪郭線を決定するために工程が繰り返される。輪郭線データにより、内腔面積及びプラークに誘起された閉塞の割合の決定を含む、血管の特性が分析される。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波画像が、超音波装置により血管内で半径方向に獲得されたデータから作成される、血管内超音波画像からの血管の境界輪郭線を決定する方法で、当該方法は

超音波画像を表示すること、ここで超音波画像は血管の断面図であり、カルテシアン画像であり、超音波画像は血管の境界の像を含み、

境界に沿ったコントロール点を選択すること、

境界輪郭線を作成するためにコントロール点の間を内挿すること、及び

識別された境界を含むグレディエント画像に基づいてコントロール点それぞれを調整することにより境界輪郭線を最適化すること、ここでグレディエント画像は超音波画像から決定される、
の段階を含んで成ることを特徴とする方法。

【請求項2】 更に、超音波画像のピクセル値を半径方向に分析することにより識別された境界を決定することを含む、請求項1記載の境界輪郭線を決定する方法。

【請求項3】 グレディエント画像が、

超音波画像を極座標画像に変換すること、ここで極座標画像は複数のピクセルを含む複数の半径方向の走査線を有する、

複数のピクセルそれぞれにグレディエントフィルターをかけることにより半径方向の走査線それぞれに沿って境界の縁を半径方向に決定すること、ここでグレディエントフィルターは境界の縁を形成しそうなピクセルを識別し、識別されたピクセルが識別された境界を区画する、及び

超音波画像の極座標画像を直交座標フォーマットに変換して、識別された境界を含むカルテシアンフォーマットにおけるグレディエント画像を得ること、
により形成される、請求項1記載の境界輪郭線を決定する方法。

【請求項4】 最適化することが更に、境界輪郭線の連続性を維持するために、点の間隔の拘束条件及び曲率の拘束条件に基づいてコントロール点それぞれを調整することを含む、請求項1記載の境界輪郭線を決定する方法。

【請求項5】 各コントロール点に対する最適化段階を繰り返し実施するこ

とを更に含む、請求項4記載の境界輪郭線を決定する方法。

【請求項6】 表示することが更に、血管の画像の連続的配列である複数の超音波の画像を表示することを含み、ここで超音波画像が出発画像である、

選択することが更に、少なくとも1個の中間画像が出発画像と終結画像との間にあるように複数の超音波画像から終末画像上の境界に沿ってコントロール点を選択することを含み、そして

内挿することが更に、少なくとも1個の中間画像上に境界輪郭線を自動的に作成するために、出発画像と終結画像のコントロール点の間を内挿することを含む、請求項1記載の境界輪郭線を決定する方法。

【請求項7】 出発画像、少なくとも1個の中間画像及び終末画像の超音波画像から決定された識別された境界を含むグ্রেディエント画像に基づいて、各コントロール点を調整することにより、出発画像、少なくとも1個の中間画像及び終結画像上の境界輪郭線を最適化すること、を更に含む、請求項6記載の境界輪郭線を決定する方法。

【請求項8】 血管内画像の血管内分析法であって、血管内画像が血管物体を内部で半径方向に走査する超音波装置により獲得されたデータから作成され、その方法が、

血管内の画像を直交座標フォーマットに変換すること、ここで血管内画像は血管物体の境界を表す、

境界の近位の血管内画像上の複数の境界点を選択すること、

複数の境界点に基づいて第1の境界輪郭線を形成すること、

血管内画像の極座標画像上で実施される半径方向の境界の決定に基づいて第2の境界輪郭線を作成すること、及び

最適な境界輪郭線を得るために、第2の境界輪郭線からの影響により第1の境界輪郭線を調整すること、

の段階を含んで成る、分析方法。

【請求項9】 第1の境界輪郭線を作成することが複数の境界の点の間を直線的に内挿することを含む、請求項8記載の血管内分析法。

【請求項10】 第2の境界輪郭線を作成することが極座標画像にグ্রেディ

エントフィルターをかけることを含む、請求項8記載の血管内分析法。

【請求項11】 半径方向の境界の決定が、極座標画像上で半径方向にグ্রেディエントフィルターをかけることを含み、グ্রেディエントフィルターが血管物体の境界の近位の極座標画像の領域を目立たせる、請求項10記載の血管内分析法。

【請求項12】 第2の境界輪郭線を作成することが、血管内画像を、複数の走査線を有する極座標画像に変換すること、複数の走査線それぞれにわたりグ্রেディエントフィルターを半径方向にかけて、血管物体の境界を識別することにより、極座標画像のグ্রেディエント画像を作成すること、及び

グ্রেディエント画像を直交座標フォーマットに変換すること、ここで識別された境界は第2の境界輪郭線を区画する、を含む、請求項8記載の血管内分析法。

【請求項13】 調整することが更に、それぞれの複数の境界点の間の平均距離に基づいて境界点の位置を拘束する配置関数に従って、それぞれの複数の境界点を調整することを含む、請求項8記載の血管内分析法。

【請求項14】 調整することが更に、第1の境界輪郭線の曲率に基づいて境界点の位置を拘束する曲率関数に従って、それぞれの複数の境界点を調整することを含む、請求項13記載の血管内分析法。

【請求項15】 それぞれの複数の境界点が血管内画像上に位置を有し、調整することが第2の境界輪郭線上の対応する位置に基づいて、それぞれの複数の境界点の位置を調整することを含む、請求項8記載の血管内分析法。

【請求項16】 境界が血管物体の内腔の境界である、請求項8記載の血管内分析法。

【請求項17】 境界が血管物体の外皮の境界である、請求項8記載の血管内分析法。

【請求項18】 血管内画像が血管物体内からの超音波装置から半径方向に獲得された超音波データから作成される、血管内超音波画像分析法であって、その改善点が、

使用者が区画した境界及び血管内画像の極座標画像に従って血管物体の境界を決定すること、を含んで成る、方法。

【請求項19】 極座標画像にグ্রেディエントを適用すること、ここでグ্রেディエントが血管物体の境界を表す、極座標画像内で識別された縁を作成する、及び

血管物体の境界を得るために極座標画像内で識別された縁に基づいて使用者が区画した境界を調整すること、
を更に含む請求項18記載の方法。

【請求項20】 改善点が更に、

血管物体の一部から獲得された超音波データから、1群の超音波画像を選択すること、ここで超音波画像の群は、それらの間に中間画像をもつ開始画像及び終結画像により区画される、

開始画像上に、血管物体の境界を表す開始境界輪郭線を作成すること、
終結画像上に、血管物体の境界を表す終結境界輪郭線を作成すること、及び
中間画像それぞれの上に、開始及び終結境界輪郭線に基づいた血管物体の境界を表す境界輪郭線を作成すること、
を含む、請求項18記載の方法。

【請求項21】 開始及び終結境界輪郭線を作成することが更に、

開始画像及び終結画像の双方の上の複数の境界点により血管物体の境界を選択すること、及び

開始境界輪郭線を得るために開始画像上の複数の境界点を内挿すること、及び
終結境界輪郭線を得るために終結画像上の複数の境界点を内挿すること、
を含む、請求項20記載の方法。

【請求項22】 中間画像それぞれの上に境界輪郭線を作成することが、開始境界輪郭線及び終結境界輪郭線を中間画像全体にわたり内挿することを含む、請求項21記載の方法。

【請求項23】 開始、中間及び終結画像それぞれに対応する極座標画像を作成すること、及び

対応する極座標画像に基づいて開始、中間及び終結境界輪郭線を調整すること

、を更に含む、請求項22記載の方法。

【請求項24】 超音波装置により血管内で半径方向に獲得されたデータから作成される一連の血管内超音波画像からの、血管の境界輪郭線の決定法であって、

それらの間の中間画像をもつ1群の画像を区画する血管内超音波画像の配列から、開始画像及び終結画像を選択すること、

血管の境界の近位にある開始及び終結画像上に境界点を選択すること、

開始画像の境界点に基づいて開始輪郭線を作成すること及び、終結画像の境界点に基づいて終結輪郭線を作成すること、

開始及び終結輪郭線に基づいて中間画像それぞれの中間輪郭線を作成すること、及び

開始、中間及び終結輪郭線に基づいて、三次元の血管の境界輪郭線を決定すること、

の段階を含んで成る方法。

【請求項25】 対応する超音波画像から作成された極座標画像に基づいて各輪郭線を調整することにより、開始輪郭線、中間輪郭線及び終結輪郭線を最適化することを更に含む、請求項24記載の血管の境界輪郭線を決定する方法。

【請求項26】 極座標画像における境界の周囲のピクセル値を識別するために極座標画像を調整することを更に含む、請求項25記載の血管の境界輪郭線を決定する方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】****(発明の背景)**

本発明は医学用映像技術分野に関する。それは血管物体の内腔及び外皮の境界を決定する、血管内超音波画像分析方法及びシステムへの具体的な応用をもたらす。

【0002】

患者の身体の部分の超音波撮影は処置の最良の種類及び方向を決定するための医学的処置の多様な領域において、有用な手段を提供する。超音波技術による患者の冠状血管の撮影は医師に貴重な情報を与えることができる。例えば、映像データは患者の狭窄の程度を示し、疾病の進行度を明らかにし、血管形成術もしくはアテローム除去手術のような処置が指示されるか又は、より侵襲的処置を是認することができるかを決定する助けになることができる。

【0003】

典型的な超音波撮影システムにおいて、超音波トランスジューサーが血管内のような、問題の地点に、患者の身体を通して注意深く操作されるカテーテルの末端に取り付けられる。トランスジューサーは、選択された角度範囲の部分而走査するために、機械的に走査されるかもしくは往復して回転される単一素子の結晶もしくはプローブである。走査期間中に音響信号が伝達され、これらの音響信号からのエコーが受信されて、その部分の組織の密度を表すデータを提供する。プローブがその部分を移動するに従って、多数の音響ラインが処理されて患者の部分の形状の画像を形成する。

【0004】

データを収集後、周知の技術を使用して、血管の画像が再生される。データは血管の一部に沿って獲得されるので、数百の血管内画像を作成することができる。典型的な分析は、血管内腔のサイズ及びプラークの量を決定することを含む。これは、使用者に各画像を視覚により分析させ、そして使用者が血管の内腔の境界及び外皮の境界であると考えられる部位において画像上で境界輪郭線を手動で引かせることにより実施される。これは一人の患者からの1組の画像を評価す

るのに何日もかかる可能性がある非常に時間のかかる方法である。更に、境界の決定は、映像がその質が低く、境界が映像上で識別しにくい時には更に困難になる。

【0005】

本発明は前記の問題等を是正する、新規の、ユニークな血管内超音波画像分析法及びシステムを提供する。

【0006】

(発明の要約)

本発明に従うと、血管の境界輪郭線を決定するための新規の、ユニークな方法が提供される。血管の血管内超音波画像は超音波装置により血管内で半径方向に獲得されたデータから作成される。画像が血管の境界の描写を含む超音波画像が使用者に表示される。使用者は境界に沿ったコントロール点を選択する。コントロール点は内挿されて、境界輪郭線を作成する。次いで、超音波画像から決定された識別された境界を含むグ্রেディエント画像に基づいてコントロール点それぞれを調整することにより、境界輪郭線を最適化する。

【0007】

本発明のより限定されたアスペクトに従うと、識別された境界は超音波画像のピクセル値を半径方向に分析することにより決定される。

【0008】

本発明のより限定されたアスペクトに従うと、超音波画像を、複数のピクセルを含む複数の半径方向の走査線をもつ極座標の画像に変換することにより、グ্রেディエント画像が作成される。境界の縁は、複数のピクセルそれぞれにグ্রেディエントフィルターをかけることにより、半径方向の走査線それぞれに沿って半径方向に決定される。グ্রেディエントフィルターは境界の縁を形成しそうなピクセルを識別する。識別されたピクセルが識別された境界を区画する。

【0009】

本発明のもう一つのアスペクトに従うと、血管内画像の血管内分析法が提供される。血管内画像は血管物体を内部から半径方向に走査する超音波装置により獲得されたデータから作成される。血管内画像は血管物体の境界の描写を含む直交

座標フォーマットに変換される。血管内画像上で、境界の点が境界の近位に選択される。第1の境界輪郭線を境界の点に基づいて作成する。次いで第2の境界輪郭線を、血管内画像の極線画像上で実施されて決定された半径方向の境界に基づいて作成する。次いで第1の境界輪郭線を、第2の境界輪郭線からの影響により調整して、最適な境界輪郭線を得る。

【0010】

本発明の更に限定されたアスペクトに従うと、半径方向の境界の決定は極座標画像上で半径方向にグ্রেディエントフィルターをかけることを含む。グ্রেディエントフィルターは血管物体の境界の近位の極座標画像の領域を識別する。

【0011】

本発明の一つの利点は、収集されたIVUSデータと同様なフォーマットをもつ画像データを使用して、超音波画像から、内腔及び外皮の境界を決定することを含む。とりわけ、IVUSデータは回転しているトランスジューサーもしくはトランスジューサーの列により半径方向に収集される。従って、より正確な境界の決定を得るためには、境界の決定は画像の極座標フォーマットからの半径方向の縁の検知により影響を受ける。

【0012】

本発明のもう一つの利点は内腔及び外皮の境界の決定が正確に実施されることである。更に、本システムは、使用者が、数百の画像の手動の処理を伴う可能性がある、これらの境界を決定するのに要する時間を減少させる。

【0013】

本発明のもう一つの利点は境界の決定を、例えば手術室内で即時的に実施することができる点である。このようにして、外科医は患者の血管に関する即時データを受け取ることができる。

【0014】

本発明の更なる利点は、好ましい態様の以下の詳細な説明を読み、理解する際に、当業者には明白になるであろう。

【0015】

以下は本発明を説明するために使用された図面それぞれの簡単な説明であり、

従って、具体的表示の目的のためにのみ提示されており、本発明の範囲を制限するべきではない。

【0016】

(好ましい態様の詳細な説明)

図1において、全体の血管内の超音波（IVUS）システムが示されている。IVUSシステムのコンソール10がトランスジューサー（図示されていない）からの超音波データを収集する。トランスジューサーは問題の部分に、患者の身体を通して注意深く操作されるカテーテルの末端に固定されている。本システムにおいては、周囲の血管組織の血管内超音波データを得るために、カテーテルを血管器官の内側を通して操作される。IVUSシステムのコンソール10は例えば、C-VIS Clearview Imaging Systemであり、トランスジューサーは、少なくとも20MHzの周波数をもつ超音波装置の機械的に回転される単一素子である。超音波装置はまた、各トランスジューサーが固定位置から半径方向にデータを獲得する、360°を網羅するように、円周上に配置されたトランスジューサーの配列である可能性もある。

【0017】

超音波データを収集する代表的工程は以下のものである。一旦トランスジューサーが血管物体内の所望の地点に到達すると、トランスジューサーがパルスを発振し、次いで約7マイクロ秒間、エコーを獲得する。それは1.5°回転して、再度パルスを発振する。これが、360°にわたり240本の走査線について繰り返される。各走査線において獲得される試料数はトランスジューサーにより記録されたエコーの深度及び最終的には画像の解像度を制御する。画像再生処理装置15が粗製超音波データからの画像を再生する。再生は通常の当業者に既知の画像再生法を使用して実施される。本出願は画像再生を目的をしないので、詳細には考察されない。代表的な再生超音波画像は血管の断面図を示す図6Aに示されている。

【0018】

超音波データは回転しているトランスジューサーにより半径方向に収集される。走査線が獲得される時の各点のトランスジューサーの回転位置が画像を作成す

るために使用される。従って、データは各データが角度 θ 及びそれと関連する半径 R をもつ極座標フォーマットにおけるものである。しかし極座標画像は使用者が視覚的に解釈することが困難であるので、極座標データは x 及び y の直交座標画像座標に変換される。この工程は走査変換と呼ばれる。等式(1)及び(2)は通常の極座標から直交座標への変換を示す。

【0019】

$$X = R \cdot \cos(\theta) \quad (1)$$

$$Y = R \cdot \sin(\theta) \quad (2)$$

走査変換は当該技術分野で周知であり、極座標画像をつなぐこと、近位のピクセルの二本線の内挿を使用する R 及び θ からの対応する直交座標の位置を計算すること及び極座標の位置におけるピクセル値を直交座標の位置に指定すること、により実施される。一旦画像データが作成されると、画像分析法20が以下に詳細に説明される画像データを分析する。

【0020】

図2において、IVUSの画像分析工程のブロック図が示されている。前記に説明されたように、IVUSシステムのコンソール10により超音波データが獲得され30、そこでデータは超音波装置により血管物体内で半径方向に獲得される。血管内画像はあらゆる既知の画像再生工程を使用して超音波データから作成される40。典型的な走査は血管物体の断面に沿って数百の画像を作成することができる。データは半径方向に獲得されて、次いで直交座標フォーマットに変換されるので、画像のデータは最初は極座標にある。直交座標フォーマットにおける血管内画像の断面図は図6Aに示される。

【0021】

一旦画像が作成されると、使用者は分析及び評価のために1枚以上の画像を選択することができる。好ましい態様においては、血管内画像は分析されて、撮影される血管物体の内腔の境界及び外皮の境界を決定する。更に、図2及び図4において、血管内画像100が選択されて、使用者に表示される50。使用者／オペレーターは超音波画像の読み取り並びに内腔境界及び外皮境界の適切な位置を視覚により決定することに熟練していると想定される。使用者は、使用者が境界

、この場合には、内腔の境界、の縁であると考える画像上の位置に1組の境界コントロール点105を選択する60。

【0022】

図5において、最初の境界輪郭線110が、選択されたコントロール点105に基づいて作成される70。最初の輪郭線110は、境界の縁の適切な位置をもたらすコントロール点をつなぐ。追加のコントロール点は使用者が選択したコントロール点105の間にシステムにより自動的に作成されて、境界の縁のより良い近似体をもたらすことができる。最初の境界110はコントロール点105の間を内挿することにより得ることができる。

【0023】

更に図2において、最初の境界輪郭線110が作成された後に、有効な輪郭線の調整が実施されて80、問題の実際の境界の縁に近いもしくはそのもの自体の上にある最適な境界輪郭線を得る。概括的に、有効な輪郭線の調整80は、問題の縁に近い大まかに区画された輪郭線である最初の輪郭線110を採用し、それが問題の縁を発見するまで、外部及び／もしくは内部の幾つかの力の影響下で画像データ内を移動する。外部の力は、最初の輪郭線110が画像データ中で最も近い縁の方向に調整されるような画像データの特性から由来する。内部の力は、それらが最初の輪郭線110の曲率に比例するように規定され、輪郭線が1次及び2次の連続性を維持するように輪郭線の調整を制限する。好ましい態様においては、有効な輪郭線の調整80は等式(3)のエネルギー関数を最小にすることに基づく。

【0024】

【数1】

$$E = \int (\alpha(s) \cdot E_{cont} + \beta(s) \cdot E_{curv,T} + \beta_L(S) \cdot E_{curv,L} + \gamma(s) \cdot E_{image}) ds \quad (3)$$

【0025】

第1項 E_{cont} は1次連続性を制御し、第2項 E_{curv} は2次連続性を制御する。最後の項 E_{image} は画像データから決定された画質に基づく。好ましい態様にお

いては、画質は画像におけるピクセルに基づいた緑の強度である。もちろん、外部の拘束を制御するその他の項が所望の結果を得るための関数に含まれることができる。パラメーター、 α 、 β 及び γ は項の間の相対的インプットを制御する評価因子である。評価因子の値は関数に対するその影響を増加するために増加させることができる。例えば、 γ の値を増加し、そして α 及び β の値を減少させることにより、輪郭線の調整は項 E_{image} により全体に影響されるようにさせることができる。

【0026】

各コントロール点105は血管内画像100上のピクセルの位置に存在する最初の輪郭線110上の頂点に対応する。輪郭線を改善するためには、各頂点（コントロール点）の近位の位置を探索し、関数に最小値を与える近位の位置が頂点の（コントロール点）新しい位置として選択される。移動される点の数が特定の制限値以下になるかもしくは使用者が規定した繰り返しの最大数に達するまで、すべてのコントロール点に対してこの工程を繰り返す。

【0027】

関数について考察すると、第1項 E_{cont} は、次の等式により示されるように、すべての輪郭線の頂点間の平均の距離を採り、現在の頂点と前の頂点の位置の間の距離を差し引くことにより形成される。

【0028】

【数2】

$$E_{cont} = d - |v_i - v_{i-1}| \quad (4)$$

【0029】

前記の等式において、 v_i は i^{th} 番目の頂点を表し、 d はすべてのコントロール点105の間の平均距離である。この表現はコントロール点の間の均一な隙間を奨励することにより第1次連続性を満足しながら、輪郭線の曲線の収縮の可能性を除去する。平均距離に近いそれらの間の距離をもつ点は E_{cont} に小さい値をもたらす。関数の目標は最大値を発見することである。次いで、点の間の平均距離 d をすべての繰り返しについて再計算される。

【0030】

第2項 E_{curv} は2次連続性を促進し、曲率の項である。曲率の算定は次の等式に示される、

【0031】

【数3】

$$E_{\text{curv}} = |v_{i-1} - 2v_i + v_{i+1}|^2 \quad (5)$$

【0032】

この表現における E_{curv} の小さい値は輪郭線110がその形状を維持し角の形成を妨げる助けをする、曲率の減少を促進する。角もしくはその他の形状の特徴物が最終結果に所望される場合は、評価因子 β を関関数の最小化における曲率の影響をそれに従って上昇もしくは低下するように調整することができる。

【0033】

輪郭線110に作用する外部の力は関関数の第3項 E_{image} で表される。第3項の定義は、輪郭線110がどんな画像の特徴物もしくは特性に引き付けられるかを制御する。好ましい態様においては、 E_{image} は画像のグ্রেディエント値に基づく。前記に説明されたように、超音波のデータはトランスジューサーにより半径方向に獲得され、従って、そのデータは極座標の本質をもつ。従って、境界輪郭線110の調整に影響を与えるために画像のより正確なグ্রেディエント値を得るためには、グ্রেディエント値は血管内画像100の極座標の画像から決定される。

【0034】

図6A～B及び7A～Bにおいて、境界輪郭線を最適化するために使用されるグ্রেディエント画像の作成が示される。使用者により選択された最初の血管内画像100は図6Aに示される。最初の境界輪郭線110は図4及び5に示されたこの画像から作成される。

【0035】

図3において、グ্রেディエント画像を作成し、境界輪郭線110を最適化するための工程が示されている。血管内画像100は図6Aの直交座標フォーマット

で示され、図6Bに示されるように、極座標の画像600に変換される300。
 前記に説明されたように、境界輪郭線110の調整に影響を与えるであろう画像特徴物は極座標の画像600のグ্রেディエント値である。極座標の画像600は当該技術分野で知られるような図6B上で水平方向に区画されている複数の半径方向の走査線（図示されていない）を含む。各走査線は、各ピクセル値が例えば、8ビットのシステムに対しては0と255の間の数（ここで0は黒を表し、255は白を表す）を表す、複数のピクセル値を含む。一旦極座標の画像が作成されると、血管物体の境界は各走査線に沿って半径方向に決定される305。好ましい態様においては、境界の決定は、フィルターが $[-6, -, 4, -, 2, 0, 2, 4, 6]$ である、各走査線上に一次元のグ্রেディエントフィルターをかけることにより実施される。フィルターは半径方向の各走査線のピクセルにかけられ、フィルターをかけられたグ্রেディエントのピクセル値は

$$\begin{aligned} \text{ピクセル値D} = & (-6A) + (-4B) + (-2C) + (0D) + (2E) \\ & + (4F) + (6G) \end{aligned} \quad (6)$$

により見いだされる。

【0036】

そこでアルファベット文字A～Gはピクセルの灰色の値を表す。現在のピクセルはDであり、その新規のグ্রেディエント値は、3個の以前のピクセルA、B及びC並びに現在の走査線に沿った半径方向におけるそれに続く3個の値E、F及びGの値に基づいて決定される。もちろん、画像の縁を半径方向に決定するために使用することができる当該技術分野で知られた多数のグ্রেディエントフィルターが存在する。グ্রেディエントフィルターをかけることにより、縁の近位の画像のピクセル値は画像中の他の値から識別されたグ্রেディエント値になる。

【0037】

図7Aにおいて、図6Bの極座標の画像600にグ্রেディエントフィルターをかける結果である、グ্রেディエント画像が示される。領域700は血管中に挿入されたカテーテルを表し、705はカテーテル700の縁である。領域710は血管の内腔を表し、境界715は内腔の境界である。血管の外皮の境界は725により表される。内腔境界715と外皮境界725との間に横たわる領域720

は血管内のプラークの堆積物を表す可能性がある。次いで極座標のグ্রেディエント画像を、図7Bに示される直交座標フォーマットのグ্রেディエント画像730に変換する310。この変換はグ্রেディエント画像730を最初の境界輪郭線110、最適化された境界輪郭線315を含む血管内画像100と同様なフォーマット中に置く。

【0038】

グ্রেディエント画像730のグ্রেディエント値は最小化及び輪郭線調整のための項 E_{image} を計算するために使用される。境界輪郭線110はグ্রেディエント画像730に認められる緑の境界に基づいて最適化される315。項 E_{image} は

【0039】

【数4】

$$E_{image} = \frac{(\min - g)}{(\max - \min)} \quad (7)$$

【0040】

により見いだされる。最初の境界輪郭線110を最適化することは、現在のコントロール点が近隣のピクセルの方向に移動されるべきか否か決定するために、各コントロール点105の近位のピクセルを評価することを含む。

【0041】

図8においては、移動している境界輪郭線の頂点の近位の接近の図が示される。現在の境界のコントロール点105は頂点 V_i により表され、その2個の隣接のコントロール点は V_{i-1} 及び V_{i+1} により表される。ピクセルの近隣物800は V_i に隣接するピクセルの位置で示される。血管内画像100における現在のコントロール点のx、y位置がグ্রেディエント画像中の V_i の位置として使用され730、近接ピクセル800を識別する。各頂点V及びその近接物800に対して、項 E_{image} は等式の最小及び最大の項である近接物800の最小及び最大グ্রেディエント値を決定することにより計算される。頂点 V_i 位置におけるグ্রেディエント値はgにより表される。マイナスの値のような最小の E_{image} 値をもたらす近接物800の位置は、それが大きいグ্রেディエント値であることを意味す

る。大きいグ্রেディエント値は具体的には、境界の縁上もしくはその近位にあるものである。従って、輪郭線は強力なエネルギーで縁に引き付けられるであろう。例えば、計算後、頂点 V_i はピクセルの位置805に移動されるかも知れない。等式(1)により、エネルギーEは近接物800中の各位置について計算され、現在の頂点 V_i は最小値を与える位置に移動される。このように、境界輪郭線110の頂点は画像データ内で移動する。境界の輪郭線110を調整するための影響を与える因子(図5に示される)は、内腔の境界の半径方向に決定された縁である図7Bに示された境界輪郭線715である。最終的な最適化された輪郭線は繰り返し工程が完了した時に得られる。

【0042】

図9において、最終的な内腔の境界輪郭線900が、使用者が見ることができるように最初の画像100上に重ねられている。最終的な輪郭線900は最初の境界輪郭線110の最適化の結果である。次いでこの工程を繰り返して、血管の外皮の境界を決定する。この工程において、使用者は外皮の境界の近位に1組の境界点を選択する。前記のように輪郭線を作成し、最適化される。しかし、図7Bに示した(外側の円形の境界)識別された境界輪郭線725は内腔の境界715よりむしろ有効な輪郭線の調整80に影響を与えるために使用される。前記に説明されたように、境界725はグ্রেディエントフィルターを使用する極座標の画像600から半径方向に決定される識別された輪郭線である。

【0043】

図10において、血管を表す断面図は代表的な最終内腔境界900及び最終外皮境界910を表す。これらの境界が本発明のシステムで決定された後に、血管の分析90が実施される。これらの分析は内腔920のサイズを決定し、内腔境界900と外皮境界910の間に示されたプラーク925の厚さを決定することを含む。更に、断面積、質量中心、最大直径、最小直径及び離心率を含む内腔／外皮境界の測定値が決定される。更に、断面積、最大の厚さ、最小の厚さ、離心率及び閉塞率を含む、血管のプラーク測定値が決定される。

【0044】

本発明は即時的に血管を診断する能力を提供する。例えばIVUS画像データ

が患者から収集され、画像が再生される。手術室にいる使用者が画像の選択された部分に対して現在の境界の決定を実施することができる。医師は即時的に、内腔のサイズ、閉塞率、及び血管についてのその他の情報を戻す血管の分析を受け取ることができる。分析に基づき、医師は即座に、必要なステントもしくはバルーンのサイズを決定し、疾病の進展を評価し、もしくは医学的な注目を要する可能性がある血管のサイズの変化を認識することができる。

【0045】

図11において、本発明は1組の血管内超音波画像から三次元の表面輪郭線を作成する。6枚の連続画像片もしくはフレーム0～5が示されている。これら6枚の代表的フレームは超音波走査中に得られた数百枚の画像を含む可能性がある多数のセットのフレームの一部であることを理解しなければならない。血管の内腔の三次元の表面の輪郭線を決定するために、使用者は最初の輪郭線のモデルを作成するために一連の連続画像フレームから開始フレーム及び終結フレームを選択する。この場合には、フレーム0を開始フレームとして、フレーム5を終結フレームとして選択されている。開始及び終結フレームはフレームの連続において内腔の境界の視覚的な類似に基づいて選択される。言い換えれば、開始フレーム、終結フレーム及びそれら間の中間フレーム1～4はそれぞれ類似した内腔の輪郭線を有する。実質的に異なる内腔輪郭線を示すフレームは、選択された開始及び終結フレーム群の中には含まれないであろう。

【0046】

図11においては更に、使用者は開始フレーム0において内腔境界の近位に1組の開始コントロール点1000を選択する。その点は使用者が境界であると考える位置に選択される。終結コントロール点1005の1組を同様に、終結フレーム5上に選択する。次いでコントロール点を内挿して、図12に示されるように、開始する最初の輪郭線1010及び、終結する最初の輪郭線1015を作成する。開始及び終結の最初の輪郭線に基づき、それぞれの中間のフレーム1～4に対してそれぞれ輪郭線1011～1014として表された輪郭線が自動的に作成される。例えば中間の輪郭線は開始フレーム0と終結フレーム5の最初の輪郭線の間に内挿することにより作成することができる。一旦最初の内腔の境界輪郭

線が決定されると、それらはフレーム0～5に対応する血管の部分内の内腔に対する三次元の表面データを区画する。

【0047】

図13においては、図12に示された最初の輪郭線1010～1015が、前記の有効な輪郭線作成法に従って最適化されている。しかしエネルギー等式Eは以下のような付加的項 E_{curv} を含む、

【0048】

【数5】

$$E = \int (\alpha(s) \cdot E_{cont} + \beta_T(s) \cdot E_{curv,T} + \beta_L(s) \cdot E_{curv,L} + \gamma(s) \cdot E_{image}) ds \quad (8)$$

【0049】

境界輪郭線は3次元にあるので、今度は曲率の項は、横方向の曲率の拘束条件である $E_{curv,T}$ 及び縦方向の曲率の拘束条件である $E_{curv,L}$ を含む。これらの項は、縦方向の連続性が維持され、輪郭線のねじれを防止するように、点の動きを制限する。項の計算は、コントロール頂点Vが異なることを除いて、前記に説明されたものと同様である。三次元のモデルにおいては V_i は現在の画像のフレームからの頂点であり、 V_{i-1} は以前のフレームからの頂点であり、そして V_{i+1} は次のフレームからの頂点である。従って隣接フレームからの双方向の画像データが、境界輪郭線を最適化するために使用される。

【0050】

エネルギー等式が一度でフレーム0の最初の輪郭線1010上の各境界のコントロール点につき計算される、輪郭線の調整が前記のように繰り返して実施される。次いで次のフレーム1に処理を移動する。終結フレーム5がそのコントロール点すべてについて1回の繰り返して最適化された後、開始フレーム0につき工程を繰り返し、エネルギーの等式に対して使用者が選択した制限条件が満足されるかもしくは、使用者が選択した繰り返し数が実施されるまで、フレームに対して工程を循環し続ける。前記のように、エネルギー等式の目的は内腔の境界の縁の方向に輪郭線上の各点を調整することによりその値を最小にすることである。各フレームの最終輪郭線は内腔の実際の境界輪郭線の最適な図になる。最終的な

最適化境界輪郭線1020～1025はそれぞれ、フレーム0～5における輪郭線1020～1025として図13に示されている。

【0051】

図14には、本発明から得られた1組の最終的最適化輪郭線から決定された血管の内腔の三次元の表面の輪郭線が示されている。表面のデータは1つのフレームから次のフレームへの境界輪郭線のデータを使用することにより相関される。本発明は、使用者からのインプットを、開始及び終結画像フレーム上に要求するのみであるので、使用者のための境界決定を簡略化させる。中間の画像フレーム上の境界は自動的に決定される。従って、数百の画像フレームを、開始及び終結フレームの間のフレームの選択的分類により使用者により早急に処理することができる。例示的テストの結果により、本発明により、輪郭線は約20分間に約180枚の画像フレームについて決定されたことが示される。それに対し、10枚の画像の輪郭線を手動でトレースするためには使用者は具体的には約1時間を要する。

【0052】

図15においては、内腔輪郭線1030及び外皮輪郭線1035を含む画像フレーム0が示される。外皮輪郭線を決定するために、血管の外皮境界の近位にあると考えられる位置の画像上にコントロール点を選択することにより工程を繰り返す。もちろん、使用者は選択された開始フレーム及び終結フレーム上で内腔境界及び外皮境界の双方につき境界のコントロール点を選択する処理は同時に実施することができる。一旦外皮境界のデータがすべてのフレームにつき発見されると、内腔の境界輪郭線データ及び外皮の境界輪郭線データを比較することによりプラーク分析を実施することができる。画像獲得期間のトランスジューサーの位置を追跡することにより決定されるように、各フレームの間の距離を知ることにより、プラークの体積のような体積の情報を計算することができる。

【0053】

本発明は好ましい態様につき説明された。本明細を読み、理解すると、修飾及び他への変更は明らかである。それらが付記の特許請求の範囲及びその同等物内に入る限りそれらの修飾物及び変更物すべてを含むことが意図される。

【図面の簡単な説明】**【図1】**

全体的超音波撮影システムのブロック図である。

【図2】

本発明に従う超音波データを獲得そして分析する工程図である。

【図3】

本発明に従う半径方向に決定された境界に基づいて境界輪郭線を最適化するブロック図である。

【図4】

内腔の境界の近位の選択された境界点を示す血管内超音波画像である。

【図5】

図4の境界点から作成された最初の境界輪郭線を示す。

【図6A】

直交座標フォーマットにおける血管内画像である。

【図6B】

極座標フォーマットにおける図6Aの画像である。

【図7A】

フィルター後のグ্রেディエント画像としての図6Bの画像を示す。

【図7B】

直交座標フォーマットに走査変換された図7Aのグ্রেディエント画像である。

【図8】

本発明に従うピクセルの近位で移動している輪郭線の頂点の図である。

【図9】

本発明に従う最終の境界輪郭線をもつ図5の血管内画像を示す。

【図10】

その内腔サイズ及びプラークの厚さを示す血管の図である。

【図11】

コントロール点が開始及び終結フレーム上に選択される、一連の画像フレームを示す。

【図12】

各フレームの最初の内腔の境界輪郭線を含む画像フレームの配列を示す。

【図13】

各フレームの最適化された内腔の境界輪郭線を含む、画像フレームの配列を示す。

【図14】

本発明に従う最適化された内腔の境界輪郭線のデータから決定されたような、内腔の三次元の表面の輪郭を示す。

【図15】

画像フレームのための内腔及び外皮の輪郭線を示す。

【図1】

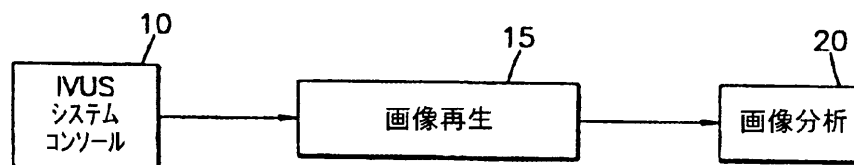


Fig.1

【図2】

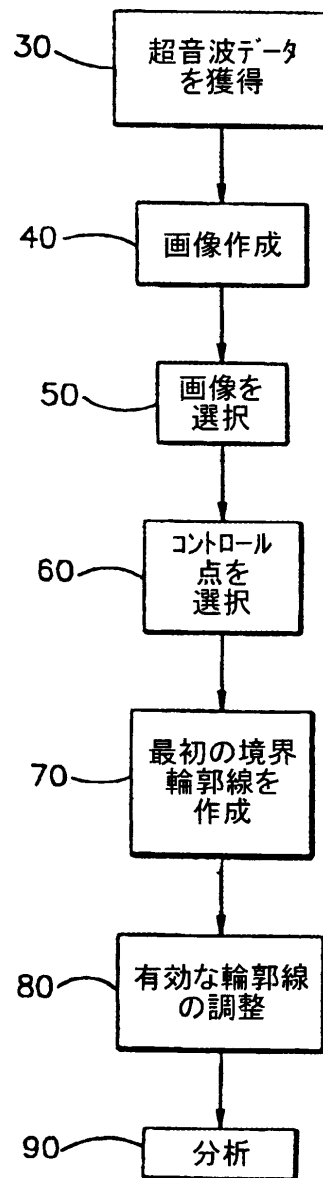


Fig.2

【図3】

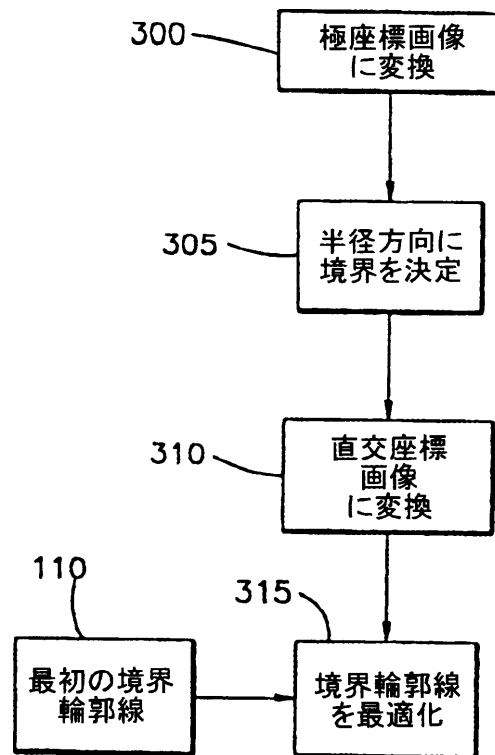
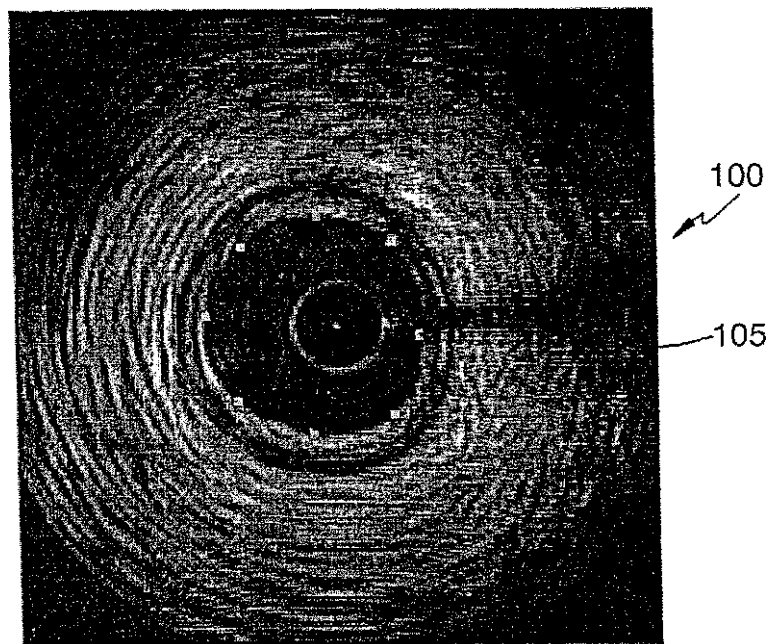


Fig.3

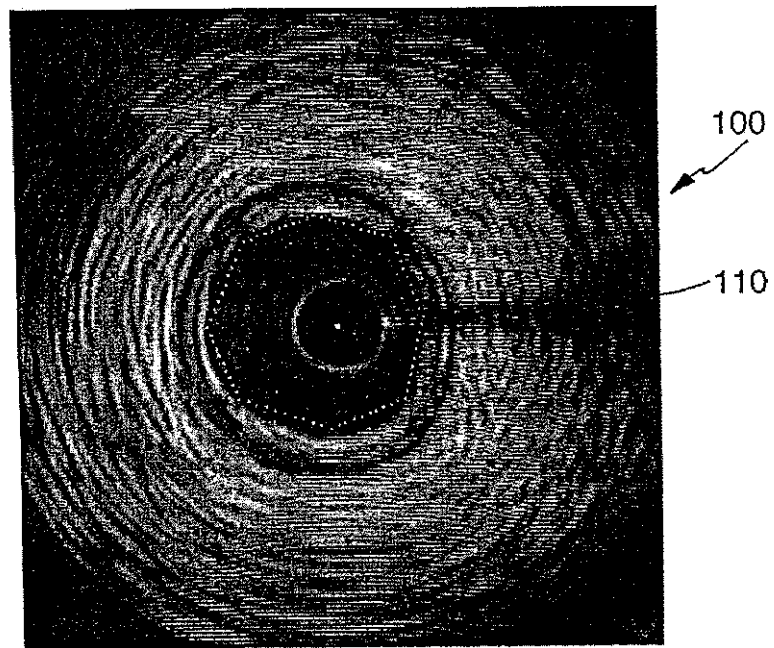
【図4】

Fig.4



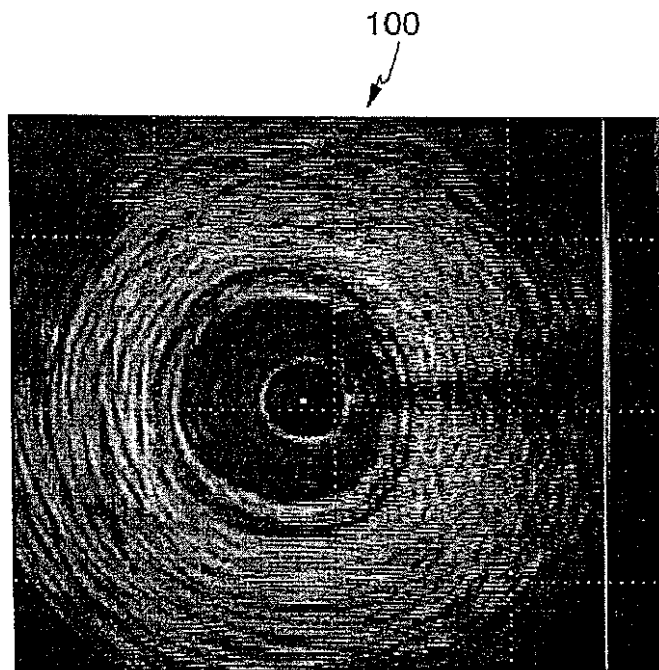
【図5】

Fig.5



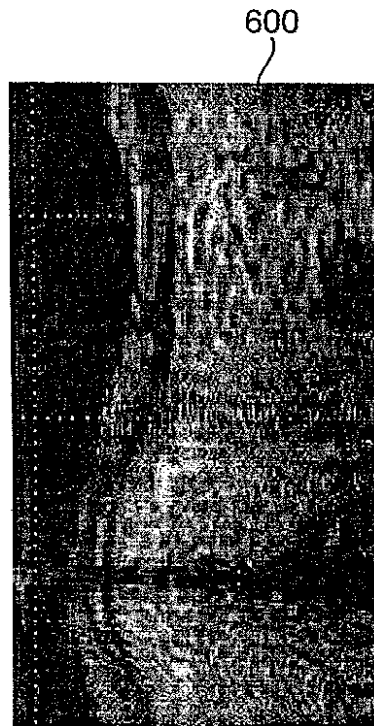
【図6A】

Fig.6A



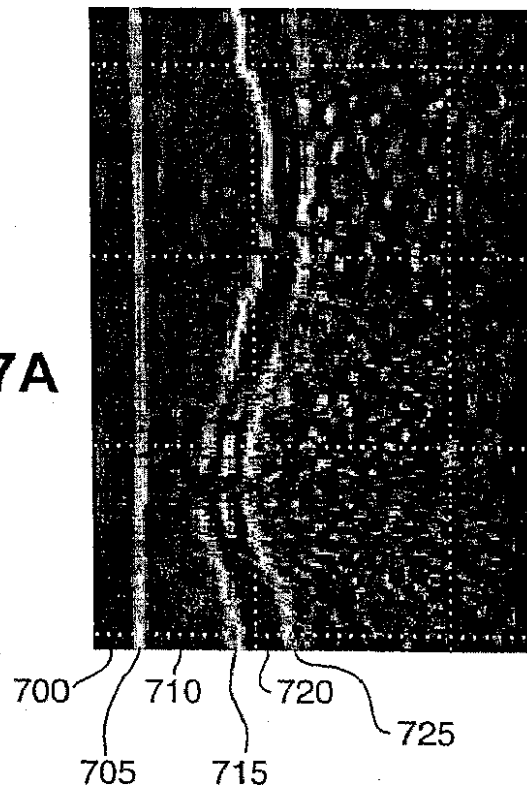
【図6B】

Fig.6B

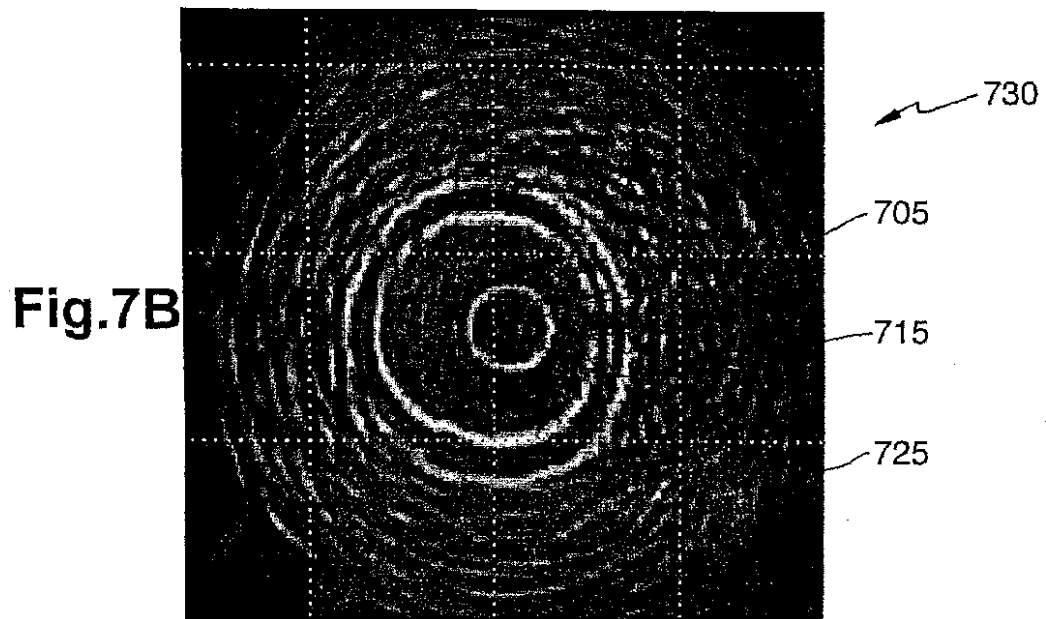


【図7A】

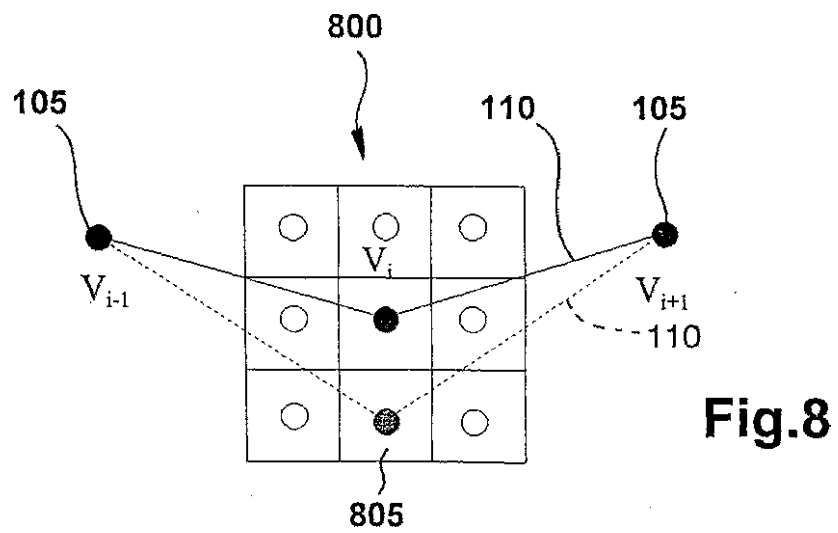
Fig.7A



【図7B】

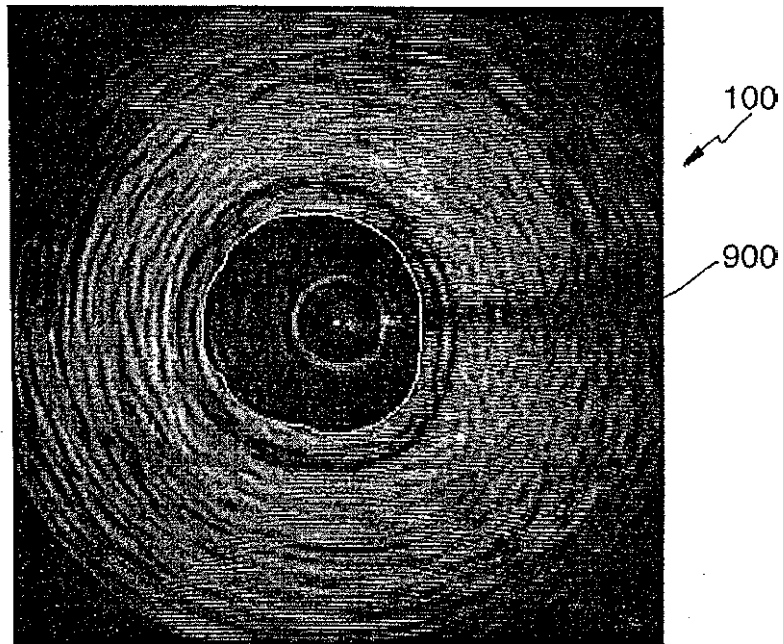


【図8】



【図9】

Fig.9



【図10】

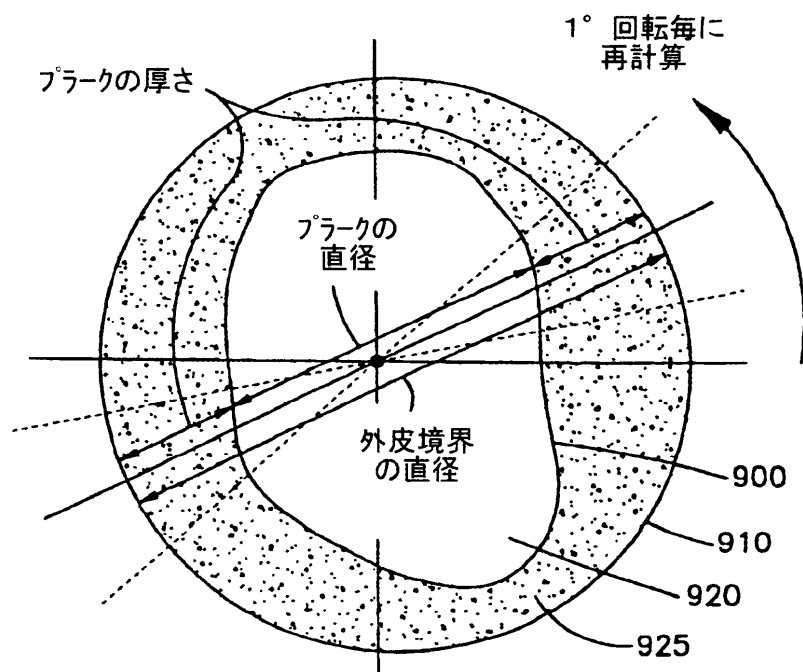


Fig.10

【図11】

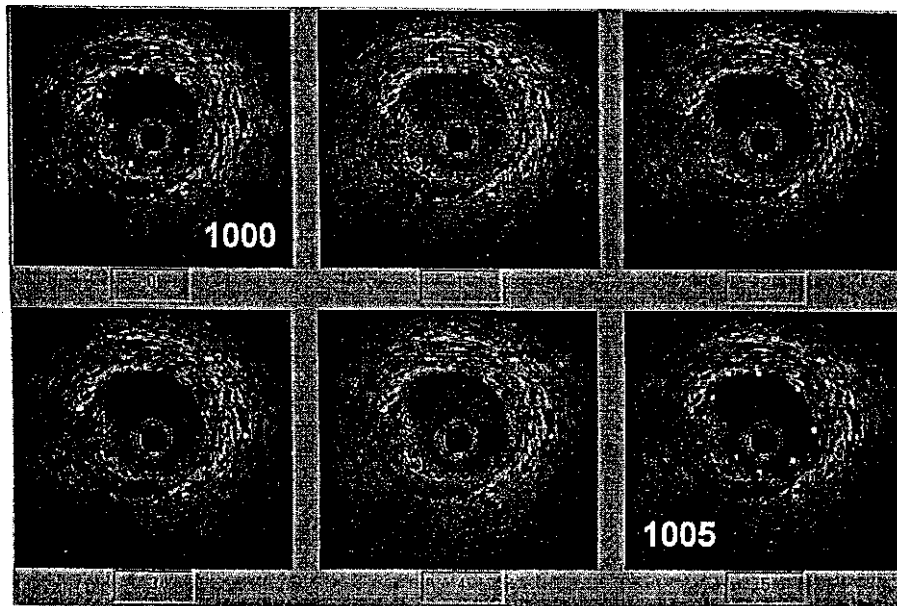


Fig.11

【図12】

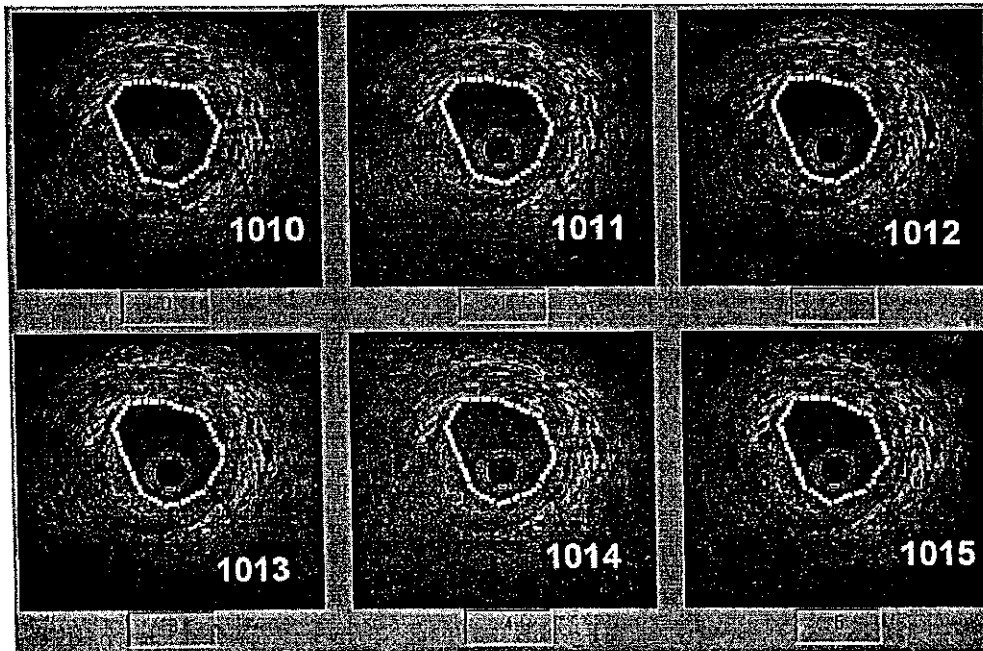


Fig.12

【図13】

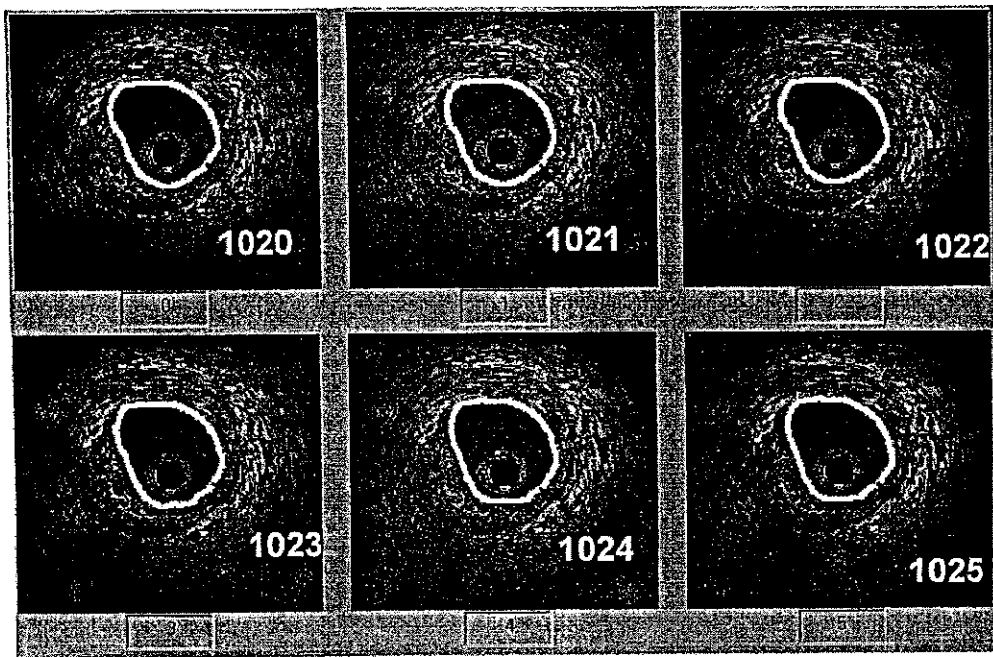


Fig.13

【図14】

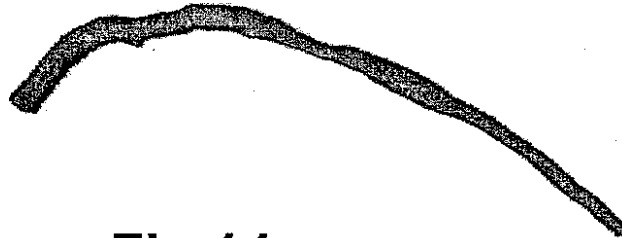


Fig.14

【図15】

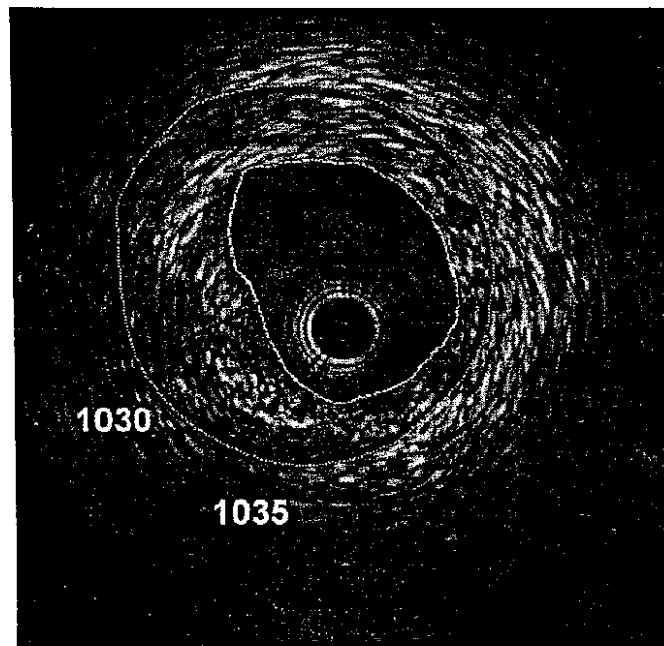


Fig.15

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/US00/17241
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7) : A 61 B 8/00; A 61 K 35/00; G 06 K 9/00 US CL : 600/443; 424/101; 382/27,128; 128/672 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) U.S. : 600/443; 424/101; 382/27,128; 128/672 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5,885,218 A (TEO et al) 23 March 1999, col. 13, lines 1-37,	1-16, 18-26
Y		17
Y	US 4,837,379 A (WEINBERG) 06 June 1989, col. 9, lines 52-64	17
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier document published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "A" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 08 SEPTEMBER 2000		Date of mailing of the international search report 12 OCT 2000
Name and mailing address of the ISA/US Commissioner of Patents and Trademarks Box PCT Washington, D.C. 20231 Facsimile No. (703) 305-3230		Authorized officer ABOLFAZL T. ATABAI Telephone No. (703) 306-5917

フロントページの続き

(72)発明者 シエクハー, ライ
アメリカ合衆国オハイオ州44124メイフイ
ールドハイツ・メイフィールドロード
6811・アパートメント497

Fターム(参考) 4C301 BB03 BB30 EE11 FF09 JB35
JC06 JC08 KK17 KK24 KK26
LL03 LL04
5B057 AA07 BA05 CA08 CA12 CA16
CB08 CB12 CB16 CD18 CE06
CH01 DA08 DC16
5L096 AA06 AA09 BA06 CA18 EA27
EA28 FA06 FA32 FA66 FA67
FA68 FA69 GA55

专利名称(译)	利用有效轮廓生成方法和系统对血管进行超声分析		
公开(公告)号	JP2003503141A	公开(公告)日	2003-01-28
申请号	JP2001507370	申请日	2000-06-22
[标]申请(专利权)人(译)	克利夫兰板栗Nitsuku胡庸日		
申请(专利权)人(译)	克利夫兰Kurinitsuku胡庸日		
[标]发明人	クリンゲンスミスジョン・デイ ビンズ・デイビッド・ジョフリー シエクハー・ライ		
发明人	クリンゲンスミス, ジョン・デイ ビンズ, デイビッド・ジョフリー シエクハー, ライ		
IPC分类号	A61B8/12 A61B5/107 A61B8/08 G06K9/64 G06T1/00 G06T5/00 G06T7/60		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B5/02007 A61B5/1076 A61B8/0833 A61B8/0858 A61B8/12 A61B8/463 G06K9/6207 G06T7/12 G06T7/149 G06T2207/10132 G06T2207/20101 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B8/12 G06T1/00.290.D G06T7/60.250.A		
F-TERM分类号	4C301/BB03 4C301/BB30 4C301/EE11 4C301/FF09 4C301/JB35 4C301/JC06 4C301/JC08 4C301/ /KK17 4C301/KK24 4C301/KK26 4C301/LL03 4C301/LL04 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD18 5B057/CE06 5B057/ /CH01 5B057/DA08 5B057/DC16 5L096/AA06 5L096/AA09 5L096/BA06 5L096/CA18 5L096/EA27 5L096/EA28 5L096/FA06 5L096/FA32 5L096/FA66 5L096/FA67 5L096/FA68 5L096/FA69 5L096/GA55		
优先权	09/347209 1999-07-02 US		
其他公开文献	JP5519891B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种血管内超声 (IVUS) 分析系统 (10) 和用于确定血管的内腔和皮肤外边界的方法。超声数据是通过固定在插入血管 (30) 的导管末端的旋转换能器获取的。从超声数据重建血管内图像 (15)。基于边界点 (70) 创建边界轮廓。一旦创建了最终的管腔边界轮廓, 就重复该过程以确定外边界边界轮廓。轮廓数据分析血管特征, 包括确定管腔面积和斑块诱发的闭塞率。

