

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-150848

(P2013-150848A)

(43) 公開日 平成25年8月8日(2013.8.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C 1 6 7
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 O 2	4 C 6 O 1
A 6 1 M 29/00 (2006.01)	A 6 1 M 29/00	

審査請求 有 請求項の数 1 O L 外国語出願 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2013-76718 (P2013-76718)	(71) 出願人	504237957 ヴォルケイノウ・コーポレーション
(22) 出願日	平成25年4月2日(2013.4.2)		アメリカ合衆国カリフォルニア州95670, ランチョ・コルドバ, キルゴア・ロード 2870
(62) 分割の表示	特願2008-518511 (P2008-518511)の分割	(74) 代理人	100140109 弁理士 小野 新次郎
原出願日	平成18年6月23日(2006.6.23)	(74) 代理人	100075270 弁理士 小林 泰
(31) 優先権主張番号	60/694,014	(74) 代理人	100096013 弁理士 富田 博行
(32) 優先日	平成17年6月24日(2005.6.24)	(74) 代理人	100147511 弁理士 北来 亘
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

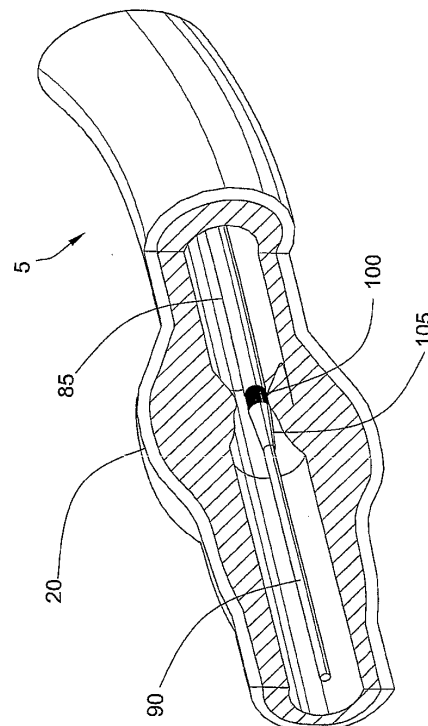
(54) 【発明の名称】 脈管の画像作製方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】脈管の特徴を含んでいる身体のグラフィック画像を、画像データソースの組み合わせから協調的なやり方で作成する方法とシステムを提供する。

【解決手段】最初に、或る脈管区間の血管造影画像を作成する段階を含んでいる。血管造影画像は、例えば、2次元又は3次元の何れかの画像表現である。次に、血管造影画像データとは明確に区別できる脈管画像データセットが捕捉される。脈管画像データセットは、脈管区間に沿う連続する位置で捕捉された情報を備えている。その様な脈管画像データの一例は、脈管区間に沿う様々な位置で撮像された円周方向の断面スライスに対応する脈管内超音波フレームのセットである。血管造影画像及び脈管画像データセットは、血管造影画像と脈管区間に沿う各位置の脈管画像データの双方から、独立してレンダリングされた特性を比較することにより相関付けられる。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

画像データソースの組み合わせから脈管の特徴の画像を作製する方法において、
所定の脈管区間の血管造影画像を作成する段階と、

前記血管造影画像データとは明確に区別できる情報を備えており、且つ、前記脈管区間に沿う連続する点で捕捉された情報を備えている、脈管画像データセットを捕捉する段階と、

前記血管造影画像と前記脈管区間に沿う各点の前記脈管画像データの両方から、独立してレンダリングされた特性を比較することにより、前記脈管画像データのインスタンスを、前記脈管区間の前記血管造影画像に沿う点に相関付ける段階とを有する方法。

10

【請求項 2】

前記脈管画像データセットは、脈管内超音波画像データを備えている、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記特性は、前記脈管区間に沿う所定の点の円周方向断面の区域を備えている、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記相関付ける段階は、直線の変位を補正するために適用される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記相関付ける段階は、回転の変位を補正するために適用される、請求項 4 に記載の方法。

20

【請求項 6】

角度方向変位演算の実際のセットに限界を適用し、適した角度方向回転セットをレンダリングする、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

少なくとも 1 つの基準点を規定し、これにより、前記相関付ける段階を行うのに血管造影画像上で基準となる点を提供する段階を更に含んでいる、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 8】

前記脈管区間の 3 次元表現のグラフィック表示を生成する段階を更に含んでおり、前記脈管画像データのインスタンスからレンダリングされる画像要素の配置は、前記相関付ける段階に基づいている、請求項 1 に記載の方法。

30

【請求項 9】

前記脈管区間の 3 次元表現は、前記脈管区間の非直線的パスを示す表示アーチファクトを備えている、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記脈管区間の 3 次元表現は、前記脈管区間の壁内の脈管病変部の相対位置を示す表示アーチファクトを備えている、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記脈管区間の 3 次元表現は、前記脈管区間の特定の部分内の特定の円周方向範囲に方向決めされた治療を視覚的に誘導するのに適している、請求項 8 に記載の方法。

40

【請求項 12】

前記治療は、指向性アテローム切除術を含んでいる、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記治療は、ステントの設置を含んでいる、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 14】

前記ステントは、非均一的に製作されている、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

前記ステントは、薬物溶出性である、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 16】

50

複数のステントが、単一の装置上に担持されている、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 17】

前記脈管区間の 3 次元表現は、前記脈管画像データセットから復元された画像データのオーバーレイと 2 次元血管造影画像とを備えている、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 18】

前記脈管区間の 3 次元表現は、前記脈管画像データセットから生成された最大厚さ線と最小厚さ線を備えている、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 19】

前記脈管区間の 3 次元表現は、前記脈管区間の選定された長さに亘る斑の量と組成を示すグラフィカルに表現された情報を備えている、請求項 8 に記載の方法。

10

【請求項 20】

前記脈管区間の 3 次元表現は、前記脈管区間の 2 つの側のそれぞれの斑の厚さを示すグラフィカルに表現された情報を備えている、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 21】

前記脈管画像データのインスタンスは、前記脈管区間の特定の円周方向断面の画像フレームに対応している、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 22】

前記血管造影画像は、3 次元血管造影画像である、請求項 1 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、概括的には、血管の画像化に関する。より具体的には、本発明は、一般に、少なくとも第 1 型式のデータからレンダリングされた第 1 グラフィック画像と第 2 型式のデータからレンダリングされた第 2 グラフィック画像とを含んでいる、複合表示を生成するための方法とシステムに着眼している。その様な複合的なグラフィック表示の或る特定の例は、IVUS 情報から作成される第 2 グラフィック画像と組み合わせて表示される、グラフィック表示による 3 次元血管造影図を備えている。

【背景技術】

【0002】

本出願は、2005 年 6 月 24 日に出願された、Walker 他による米国仮特許出願第 60 / 694, 014 号「脈管内診断及び治療のための 3 次元相互位置合わせ」の優先権を請求し、同仮出願の内容を、それに含まれるあらゆる参考文献の内容及び教示を含めて、そっくりそのまま参考文献としてここに援用する。

30

【0003】

アテローム性動脈硬化症は、心臓、頭部、頸部、及び身体の末梢部分の動脈において、多種多様な方法で治療される。血管形成術、地金ステント留置法、薬物溶出ステント留置法（永久的に植え込み可能及び生物分解可能）、各種エネルギー送達式及び回転式アテローム切除術、の様な最も普及している方法は、どれも皆、動脈を、その動脈内腔の目標とする長さの円周回りに等しく治療する。これらの装置は、一般に、円周方向に対称であり、動脈の目標とされる長さの 1 つの円周方向の扇形を互いに違って選択的に治療することはできない。殆どの場合、治療対象に特定される動脈の目標とされる長さは、脈管内腔をグラフィカルに描く血管造影法、又はアテローム斑自体をグラフィカルに描く脈管内超音波（IVUS）を使用して判定される。IVUS では、アテローム斑の厚さが、病変領域の長さに沿って、その円周上の特定の各半径位置で判定される。大抵の場合、斑は偏心しており、従って、厚さは脈管の円周方向断面の特定の各位置で変動する。上記円周方向に対称的な方法を使用して斑を治療する場合、時として、望ましくない結果を引き起こす恐れがある。例えば、薬物溶出ステントは、（再狭窄として知られている）新生内膜増殖を抑制する薬物を送達する。ステントが拡張される動脈の区間に、正常な（病変を起こしていない）脈管部分があれば、それらは、病変部分と同じ薬物投与からは何らの益も受けない。

40

50

【 0 0 0 4 】

指向性アテローム切除術、針を用いた薬物注射、又は或る種の密封小線源療法（放射線照射）の様な、アテローム性動脈硬化症を治療するための幾つかの方法では、実際は、動脈の異なる各円周方向扇形に沿って治療を変えることができる。これらの治療法に使用されるカテーテルは、通常、円周方向に非対称であり、少なくともトルクを掛けることができる（回転可能な）部分を有しており、従って所望の円周方向の向きへと操縦することができる。しかしながら、非対象治療を効果的に使用するのには、現在の画像化方法の或る種の特性的ために困難である。例えば、血管造影法は、血管の内腔の画像を示すだけで、特定の円周方向断面の何処にアテローム斑が位置しているかということ並びにその斑の厚さを精度よく特定することはできない。I V U S は、脈管の或る長さ内でのアテローム斑の円周方向位置と厚さを見ることを現実的に可能にしているが、実際の治療装置に超音波振動子を取り付けられていない限り、I V U S 画像を使用して治療カテーテルを精度よく方向決めするのは困難である。これは、冠状動脈では、心臓の動きがエラーを加えるために、特に難しい。治療カテーテルに振動子を含めようとする試みは程々に成功している（Flahertyへの米国特許第 6 , 3 7 5 , 6 1 5 号）が、追加的な構成要素が、可撓性を有し且つ動脈内を容易に進めることのできる小型のカテーテルを構築することを更に困難にしている。I V U S 画像化を先端位置決め技術と組み合わせた他のカテーテルも幾つか開発されている（共にMartinelliへの米国特許第 4 , 8 2 1 , 7 3 1 号、同第 5 , 5 9 2 , 9 3 9 号）。これは、動脈に固有の蛇行があれば、それを含めて、斑を表す 3 次元グラフィック描写を表示することができる。しかしながら、この種の画像化を行うためには処置室に追加的な資本設備が必要となり、処置を行うコストを増大させる。

10

20

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 米国特許第 6 , 3 7 5 , 6 1 5 号明細書

【 特許文献 2 】 米国特許第 4 , 8 2 1 , 7 3 1 号明細書

【 特許文献 3 】 米国特許第 5 , 5 9 2 , 9 3 9 号明細書

【 特許文献 4 】 米国特許第 6 , 2 0 0 , 2 6 8 号明細書

【 特許文献 5 】 米国特許第 6 , 3 8 1 , 3 5 0 号明細書

【 特許文献 6 】 米国特許第 6 , 8 6 0 , 8 6 7 号明細書

30

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

上で説明した方法の殆どは、主に、動脈の狭窄した領域の血流を改善して、下流の組織へ血液を良好に送達できるようにするために使用されている。最近では、傷つき易い斑、即ち、実際には、破裂前には血流を制限する狭窄病変部ではなくても、破裂する傾向がある斑に、より多くの注目が集まっている。これは、病変部が破裂すると、血栓症と相まって、重度又は致命的とすらいえる心筋梗塞（心臓発作）を引き起こす恐れがある冠状動脈では、特に決定的である。病変部が破裂すると、実際に、組織因子の様な物質が斑から血液の流れの中に放り出され、血液を凝固能亢進状態に陥れる。現在、血液造影法は、この傷つき易い斑を識別する際には、この斑がしばしば非狭窄性であって血液造影画像図では正常な脈管と同じ様に見えることから、価値が限定されている。I V U S に関係付けられた新しい組織特徴描出方法（Vinceへの米国特許第 6 , 2 0 0 , 2 6 8 号、及びKlingensmithへの米国特許第 6 , 3 8 1 , 3 5 0 号、並びに米国特許出願第 1 0 / 6 4 7 9 7 7 号、同第 1 0 / 6 4 9 4 7 3 号、及び同第 1 0 / 6 4 7 9 7 1 号）は、傷つき易い斑、及び相当量の傷つき易い斑を有する患者を識別するのに効果を発揮している。傷つき易い斑を有する患者が一旦特定されても、それら患者を治療する標準的な方法は現在のところ皆無である。

40

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

50

脈管の特徴を含んでいる身体グラフィック画像を、画像データソースの組み合わせから協調的なやり方で作成するという本発明による方法は、最初に、或る脈管区間の血管造影画像を作成する段階を含んでいる。血管造影画像は、例えば、2次元又は3次元の何れかの画像表現である。次に、血管造影画像データとは明確に区別できる脈管画像データセットが捕捉される。脈管画像データセットは、脈管区間に沿って連続する位置で捕捉された情報を備えている。その様な脈管画像データの一例は、脈管区間に沿う様々な位置で撮像された円周方向の断面スライスに対応する一組の脈管内超音波フレームである。血管造影画像及び脈管画像データセットは、血管造影画像と脈管区間に沿った各位置の脈管画像データの双方から独立してレンダリングされた特性を比較することにより相関付けられる。

10

【0008】

上記各段階は、例えば、バルーン血管形成術及びアテローム切除術を含め各種診断及び治療方針を実施するのに使用される3次元画像データの多種多様なグラフィック表示をレンダリングするために、様々な画像化環境/様式で行われる。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】重度病変区間を含んでいる或る3次元長さの動脈のグラフィック描写である。

【図2】図1に示す動脈の一部の、長手方向区間を2-2線に沿って取り去った状態のグラフィック描写であり、アテローム斑の異なる要素を実例的に示している。

【図3】図1及び図2の動脈の、撮像カテーテルが動脈に挿入されている状態のグラフィック描写である。

20

【図4】図3に示す動脈の或る区間を、動脈内の撮像カテーテルを含めて示している詳細図である。

【図5a】脈管内超音波(IVUS)と共に使用される組織特徴描出システムによりレンダリングされたグラフィック表示インターフェースを示している。

【図5b】脈管内超音波(IVUS)と共に使用される組織特徴描出システムによりレンダリングされたグラフィック表示インターフェースを示している。

【図6a】2つの2次元血管造影画像を使用する3次元復元法を示している一組のグラフィック画像である。

【図6b】相互位置合わせした3次元グラフィック表示を作成するための代表的な段階のセットを示しているフローチャートである。

30

【図7】本発明を組み込んだシステムと方法で具現化されている画像作成技法に基づく脈管復元グラフィック画像を実例的に示している。

【図8a】脈管復元により提供されたガイダンスに基づく、指向性アテローム切除カテーテルの使用法を実例的に示している。

【図8b】脈管復元により提供されたガイダンスに基づく、指向性アテローム切除カテーテルの使用法を実例的に示している。

【図8c】脈管復元により提供されたガイダンスに基づく、指向性アテローム切除カテーテルの使用法を実例的に示している。

【図9】病変の或る血管内に設置するため、拡張バルーン上にクリンプされている一連の特注仕様単一リンクステントを実例的に示している。

40

【図10】生の2次元血管造影画像に被せられた復元用オーバーレイを含んでいるグラフィック表示画像を実例的に示している。

【図11】3次元又は2次元画像のグラフィック描写に関連付けられた第1グラフィック表示を実例的に示している。

【図12】3次元又は2次元画像のグラフィック描写に関連付けられた第2グラフィック表示を実例的に示している。

【図13】3次元又は2次元画像のグラフィック描写に関連付けられた第3グラフィック表示を実例的に示している。

【図14】軸方向位置合わせ調整前の、画像フレーム番号及び撮像された脈管に沿う直線

50

的なずれに関係付けられた、内腔領域に対応する２つの別々の値の列を含んでいるグラフを実例的に示している。

【図１５】軸方向位置合わせ調整後の、画像フレーム番号及び撮像された脈管に沿う直線的なずれに関係付けられた、内腔領域に対応する２つの別々の値の列を含んでいるグラフを実例的に示している。

【図１６】軸方向位置合わせ調整前の、単一のグラフィック表示上の、血管造影及び脈管（例えば、ＩＶＵＳ）画像のグラフィック表示を実例的に示している。

【図１７】軸方向位置合わせ調整後の、単一のグラフィック表示上に重ね合わせて表示された血管造影及び脈管（例えば、ＩＶＵＳ）画像のグラフィック表示を実例的に示している。

【図１８】血管造影及び脈管（例えば、ＩＶＵＳ）画像セットの円周方向位置合わせの処理を実例的に示している。

【図１９】血管造影及び脈管（例えば、ＩＶＵＳ）画像セットの円周方向位置合わせに係る角度方向の画像のずれを実例的に示している。

【図２０】画像フレーム番号に関係付けて表示された実際且つ最適の整合回転角度補正のグラフを実例的に示している。

【実施例】

【００１０】

特許請求の範囲は、本発明の特徴を特定の述べているが、本発明並びにその目的及び利点は、以下の詳細な説明を添付図面と併せて参照することにより最も明確に理解されるであろう。

【００１１】

図１では、内腔１０を有する病変のある動脈５を示している。血液は、動脈５の中を矢印１５で示す方向に近位端２５から遠位端３０へと流れる。動脈５には狭窄域２０が見られる。図２は、動脈５の狭窄域２０の断面部分を示している。動脈壁３５は、内膜４０、中膜４５、及び外膜５５、の３つの層から成る。外弾性層（ＥＥＬ）５０は、中膜４５と外膜５５の間の分割部分である。動脈５０の中には狭窄６０の所在が確認され、動脈を通る血流が制限されている。動脈５の高応力域７０には皮膚弁６５の所在が確認される。狭窄６０の近位側には、壊死核８０を含んでいる、傷つき易い領域７５がある。破裂は、一般的に、傷つき易い領域７５の様な領域に起こる。

【００１２】

図３は、遠位端９５が動脈５の狭窄域２０の中に挿入されている撮像カテーテル８５を実例的に示している。撮像カテーテル８５は、撮像カテーテル８５を操舵して動脈５内の所望の位置に進めることができるガイドワイヤ９０に外挿されている。図４に示すように、撮像カテーテル８５は、動脈５の病変部分と正常部分を撮像するための撮像要素１００を含んでいる。撮像要素１００は、例えば、回転式超音波振動子、整相アレイ／ｃＭＵＴの様な超音波振動子要素のアレイ、光学コヒーレンス断層撮影要素、赤外線、近赤外線、ラマン分光法、磁気共鳴法（ＭＲＩ）、血管鏡検査法、又は他の種類の撮像技術である。撮像要素１００の遠位側には、特に厳しい蛇行性の、狭窄のある、又は閉塞した脈管で、撮像カテーテル８５がガイドワイヤ９０上を容易に進むことができるようにする、先細部分１０５が在る。撮像カテーテル８５は、脈管の所望の長さに亘って引き戻され又は挿入され、この所望の長さに沿って撮像情報を得た後、撮像情報から得た一組の円周方向断面画像から、病変部分と正常部分を含む脈管壁の立体モデルを作成する。ＩＶＵＳの様な或る種の技術では、流れている血液と血栓の撮像が可能である。

【００１３】

図５ａと図５ｂは、一例として、Volcano Corporationから市販されている脈管組織特徴描出システムの特徴を実例的に示している。血管造影図１３０にグラフィカルに描かれているように、動脈内腔１３５の２次元画像自体は、内腔１３５を包んでいる動脈の壁に付着しているアテローム斑についての視覚的情報は何ら提供していない。そうではなく、血管造影図１３０は、血液が流れる内腔１３５の直径／寸法についての情報を示している

10

20

30

40

50

だけである。グレイスケール I V U S 断面画像 1 1 5 は、内腔 1 3 5 の断面図と、内腔を取り巻くアテローム斑を明示している。I V U S 画像データ処理システムにより実行される既知の自動境界検出アルゴリズムは、膜境界線 1 2 5 と E E L 1 1 0 の識別をやり易くする。斑を構成している要素は、I V U S 無線周波数後方散乱から導出された情報から識別され、カラーコード化される。様々に特徴付けられグラフィカル描写された斑を構成している要素は、可能性として、例えば、線維質、線維状脂質（繊維脂肪）、壊死核、石灰質（高密度カルシウム）、血液、出来たばかりの血栓、及び成熟した血栓から成ると考えられる。R F 後方散乱は、金属製又はポリマー製ステントの様なステント材料を識別しカラーコード化するための情報も与える。分析対象の血管の断面又は全体積中の構成要素の分布は、一例として、図 5 b に示している典型的なグラフィック表示の括弧表示部分 1 4 5 に描かれている様々なグラフィックにより表示される。部分 1 4 5 にレンダリングされた断面表示画像の他に、図 5 b の例示的なグラフィック表示には、一組の円周方向断面スライドの各部分から得られた情報を示す縦表示領域 1 4 0 も含まれている。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 4 】

図 6 a は、先行技術による 3 次元復元分析システムの背後にある一般概念を実例的に示している。第 1 観測面で撮像された第 1 の 2 次元血管造影画像 1 5 0 と、第 1 観測面とは異なる第 2 観測面で撮像された第 2 の 2 次元血管造影画像 1 5 5 が、組み合わせられ、分析されて、グラフィック表示装置 1 6 0 に示されている 3 次元画像のグラフィック表現が作成される。グラフィック表示装置 1 6 0 に示されている画像は、典型的な 2 次元血管造影画像に比べ、実際の動脈（又は他の血管）の内腔のより写実的なグラフィック表現を提供している。

【 0 0 1 5 】

本発明を具現化している画像化システムの態様によれば、I V U S 画像は、グラフィック表示装置 1 6 0 に示されている 3 次元画像と相互位置合わせされる。撮像カテーテルが 1 つ又はそれ以上の場所に在るときには、基準点が選択され、この情報を引き戻し速度情報と組み合わせることにより、カテーテル上に装着された撮像用プローブについて、場所対時間（又は円周方向断面画像スライス）のパスが求められる。断面 I V U S を図 6 a に示している種類の 3 次元画像と相互位置合わせすれば、グレイスケール画像又は彩色組織特徴描出（組織構成要素）画像の何れかの 3 次元立体マップが作り出せる。

【 0 0 1 6 】

次に図 6 b を参照すると、立体マップを作成するための一連の段階が示されている。各段階の具体的な順番は、別の実施形態では異なっている。ステップ 1 6 2 の間に、撮像カテーテルは、手動又は自動で血管区間を通して引き戻され、一連の円周方向断面 I V U S 画像フレームが捕捉 / 作成される。ステップ 1 6 3 の間に、血管区間の血管造影画像が形成される。この画像は、例えば、2 次元画像、或いは 2 つ又はそれ以上の血管造影図から作成された 3 次元画像である。ステップ 1 6 4 の間に、ユーザーによって、又は画像化システムで自動的に、の何れかによって、少なくとも 1 つの基準点が血管造影画像上に規定される。ステップ 1 6 6 の間に、血管造影画像と引き戻し中に撮像カテーテルから得た情報が、基準点位置確認情報を使って整列 / 相関付けされる。その後、ステップ 1 6 8 の間に、断面 I V U S 画像は、撮像された脈管の 2 次元又は 3 次元グラフィック表現に関係付けて、グラフィック表示装置に表示される。撮像された脈管のグラフィック表現は、少なくとも部分的には、血管造影画像情報に基づいている。一例として、或る典型的な実施形態では、血管造影画像自体が表示される。代替の実施形態では、血管造影画像からの情報は、脈管の血管造影画像を使用して復元された脈管の隣接する区間の直線的なずれ及び向きを求めることにより、一連の I V U S 画像スライスから、撮像された脈管の断片的な復元図を誘導するためにのみ使用される。

【 0 0 1 7 】

次に図 7 を参照すると、撮像情報の 3 次元マップを、脈管内腔の 3 次元画像 1 6 0 又は血管造影図の 1 つ又はそれ以上の 2 次元図の上に組み合わせるか又は重ね合わせることで、実際の脈管をより写実的に表現した復元図 1 6 5 が得られており、これは、脈管

の蛇行、斑組成、及び関係付けられる場所と分布を3次元的に描写している点では正確である。例えば、脈管の30°から90°の間の扇形に見つけられ且つ長手方向に或程度の深さを有している壊死核は、復元図165上に同じ寸法形状で現れることになる。厚みのある斑のせいで増大した脈管の全体直径も、同じ様にして復元図165に現れることになる。非血管造影法撮像データからの追加的な情報が、その様な脈管画像の表示を可能にする。図6aに要約した手順の各段階は、IVUS情報を生の2次元血管造影画像に重ねた相互位置合わせをやり易くし、操作者が、斑の体積を内腔の2次元画像に重ねて投影したものを見ることができるようになっている。相互位置合わせされ表示されるグラフィック画像を使えば、操作者は、より情報に基づいた診断を下せるようになると共に、相互位置合わせされ表示される画像により提供される追加的な情報を用いて介入を誘導することにより、治療的介入を進めることができるようになる。

10

【0018】

生の2次元又は3次元相互位置合わせの場合は、1つ又はそれ以上の基準点が最初に選択され、続いてシステムにより整列が行われ、次いで、引き戻しと血管造影又は蛍光透視が同時に行われる。なお、再生モードの相互位置合わせと「生」モードの相互位置合わせでは共に、システムによって使用される情報は、使用されている特定の引き戻し速度（例えば、毎秒0.5ミリメートル）及び個々の画像フレーム（例えば、IVUS画像フレーム）の時間ベクトルを含んでいることに留意されたい。この情報は、システムに、画像フレームが捕捉される（捕捉された）ときに、撮像要素が長手方向の正確に何処にあるかを教え、正確な長手方向マップを作成できるようにする。

20

【0019】

自動的な基準点の使用され、例えば、システムによって数多くの可能性のある方法の内の何れか1つで自動的に選択される。例えば、撮像要素の位置を近似するカテーテル上の放射線不透過性マーカーが、血管造影システムにより識別され、基準点が作成される。或いは、カテーテルは電極を有しており、この電極が、相対位置が分かっている3つの直交する対になった外部センサーによって識別される。プローブにより生成される電界の強さを測定することにより、電極の位置が「三角測量される」。

【0020】

図7は、上で論じた技法を使用して作り出された復元図をグラフィカルに示している。3つの壊死核80a、80b、及び80cが識別されている。脈管の円周方向12時の位置に第1壊死核80aの所在が確認され、狭窄60内に、厚くなった覆いの下深くに存在しているものとして識別される。壊死核80aが厚くなった覆いの下に在るということは、この壊死核は他の2つの壊死核、即ち表面に非常に近接している核80bと、これも表面に近接している核80cよりも安定していることを示唆する。この復元図に、第1壊死核80aに関係付けて示されているように、第2壊死核80bは、9時の位置に確認され、壊死核80cは、円周方向4時の位置に確認される。この円周方向の情報は、例えば、適切な治療の適用を局所的に限定するために採用される。撮像カテーテルと復元図により提供されるグラフィカルに示される情報を使えば、治療カテーテルを正確な治療位置に、所望の向きにして送達することができる。或いは、撮像カテーテルが、撮像及び治療カテーテルを兼任しており、治療は撮像と同時に行われる。1つの可能性のある治療シナリオには、薬物溶出ステントを描出対象脈管の狭窄60付近の部分に設置して、第2及び第3の壊死核80bと80cを、針を基にする、薬物、細胞（即ち幹細胞）又は遺伝子送達カテーテル（Sewardへの米国特許第6,860,867号）により、又は壊死核物質を針吸引式カテーテルによって取り除くことにより、治療することが関与する。アテローム切除術の様な組織切除術、超音波療法、又は、光線力学療法、薬物送達、放射線、低温形成術、無線周波数温熱法、マイクロ波温熱法、又は他の種類の温熱法の様な斑改質技法を使用する場合には、EEL50の位置を知ることが重要である。そうすれば、外膜に傷が付いたり、脈管に穿孔が生じたりすることが無くなる。復元図165は、全ての観測角度からEEL50の所在位置を明確に示すやり方でグラフィカルに表示される。狭窄60における内腔境界線とEEL50の間の厚さ170は、狭窄60より近位側の内腔境界線とEEL

30

40

50

L 5 0 の間の厚さ 1 7 5 より遙かに厚いことが分かる。斑構成要素の円周（方位角）方向及び半径（深さ）方向の方位は、これまでに説明してきたが、軸（長手）方向の方位／配置、即ち脈管の長さに沿って各病変区間を隔てている距離、も重要である。第 1 壊死核 8 0 a は、第 2 壊死核 8 0 b よりも遠位側に在り、第 2 壊死核 8 0 b は、第 3 壊死核 8 0 c よりも遠位側に在る。各病変区間の軸方向の配列（長さ方向の配置）は、特定の長さのステントを使用するよう選択する際に、又はステントの最遠位又は最近位部分を何処に設置するかを決める際に重要である。それは、治療手順の順序又は実施を決定する際にも重要である。また、中心部に近接して位置している傷つき易い斑は、それらがより広範な心筋層に血液を供給していることから、抹消部に位置している傷つき易い斑よりも、一般に懸念の度合いが大きい。

10

【 0 0 2 1 】

動脈は、更に、標準的な I V U S 撮像法又は I V U S フロー撮像法（血液の動的要素を識別する）の様な画像化技法を使用して識別される副枝を有している。副枝は、副枝情報も保有している血管造影の基本画像に関して、I V U S 情報の軸方向、円周方向、及び更には半径方向の方位の基準点として使用できる可能性がある。

【 0 0 2 2 】

次に図 1 4 から図 2 0 を参照すると、I V U S 情報（又は体内に挿入されたプローブを介して得られる他の画像情報）を 3 次元画像 1 6 0 と軸方向及び円周方向に正確に相互位置合わせするための代表的な技法が示されている。最初に図 1 4 及び図 1 5 を参照するが、この図は、撮像／表示システムにより作成され／処理された情報の内部表現を表すことを意図している。しかしながら、図示の実施形態では、その様な情報は、半自動化環境においてユーザーへの視覚的支援として、システムにより図 1 4 及び図 1 5 に示すやり方でレンダリングされるグラフィック表示としても表現される。例えば、ユーザーは、血管造影画像から生成される対応するデータ値に示される脈管の直線的なずれに関して、一連の I V U S フレームの相対的な配置を手動で動かしてもよい。

20

【 0 0 2 3 】

更に、当業者には容易に理解頂けるであろうが、各 I V U S フレームに対応する図 1 4 及び図 1 5 の線グラフは、関心事の一連の「N」個のフレームに対応する一組の個々の値を順に並べたものを備えている。同じく、血管造影画像データから生成された値も、関心事の脈管の長さに沿う個々の点で取られている。而して、図面では連続した線として描かれているが、血管造影及び I V U S 情報から算出された各値は、脈管の上記長さに沿う個々の点に対応している。

30

【 0 0 2 4 】

図 1 4 は、血管造影法と I V U S の両方について、I V U S 画像フレーム番号の関数として算出／推定された内腔面積を示しているグラフ 3 2 0 を含んでいる。図 1 4 に示すグラフは、2 つの撮像方法及び関連付けられた計測パラメータ（例えば、内腔断面寸法）の間の不正確な相互位置合わせの影響を示している。I V U S 情報から算出された内腔面積を表している線グラフ 3 3 0 と、血管造影情報から算出された内腔面積を表している線グラフ 3 2 5 を、代表的な事例として示しているが、ここでは計測値は脈管の一部に沿って整列不良状態にある。

40

【 0 0 2 5 】

図 1 4 は、3 次元血管造影画像 3 3 5 のグラフィック表現と、これに対応する I V U S 情報 3 4 0 のグラフィック表現とを含んでいる図 1 6 に示すグラフィカルに表示された複合画像に対応させたものであるが、この複合的に表示された画像では、2 つのグラフィック表現は距離（「D」）だけずれている。この整列不良は、2 つのデータセットそれぞれからグラフィカルにレンダリングされた画像の最小内腔円周方向断面領域（即ち、最も小さい断面を有する脈管の部分）が整列していないことから、とりわけ明白である。図 1 4 の点 3 4 5 における I V U S 情報から算出された最小内腔面積は、図 1 6 の I V U S 最小内腔位置 3 6 0 に対応している。図 1 4 の点 3 5 0 における血管造影情報から算出された内腔面積は、図 1 6 の血管造影最小内腔位置 3 5 5 に対応している。なお、図示の例では

50

、脈管壁の厚さは、I V U S では実質的に均一に描かれていることに留意されたい。この様に、最小内腔面積が生じている I V U S 画像フレームは、最小脈管直径が存在しているところでもある。この画像特性は、図 2 に示しているものの様な病変のある動脈内の閉塞が原因で血流が制限されているのとは異なる。

【 0 0 2 6 】

図 1 6 には、内腔境界線 3 8 0 も示されている。3 次元血管造影画像 3 3 5 のグラフィック表現とこれに対応する I V U S 情報 3 4 0 のグラフィック表現の間の軸方向整列を実現するために、血管造影及び I V U S 画像のデータを使用して算出される 2 つの内腔面積の間の平方差の合計を最小化する「最適位置合わせ」に基づき、軸方向変換アルゴリズムが得られる。

10

【 0 0 2 7 】

血管造影データと I V U S データの間の相互位置合わせを確立するための最適軸方向位置合わせは、次の関数が最小の場合に得られる。

【 0 0 2 8 】

【 数 1 】

N

$$\sum_{n=1}^N (A_{\text{Lumen}} - A_{\text{Angio}})^2 ;$$

【 0 0 2 9 】

ここに、 A_{Lumen} はフレーム $n = 1, N$ に対する I V U S 内腔面積であり、 A_{Angio} は「フレーム」 $n = 1, N$ に対する血管造影面積である（血管の血管造影画像の長さに沿った区間 1 - N）。血管造影画像の特定部分をどの様を選択するのかに修正を加えることにより、最適位置合わせアルゴリズムは、「斜行」（全てのスライスを同じ距離だけずらすこと）と「撓曲」（隣接するサンプルの間の距離を修正すること）の両方を行うことができる。

20

【 0 0 3 0 】

積算関数が最小になるフレームの軸方向整列を使用して、所望の最適位置合わせが得られる。図 1 5 と図 1 7 は、I V U S 画像データの各フレームと、対応する血管造影画像の各区間に「最適位置合わせ」演算を適用することに基づいて、図 1 4 と図 1 6 に整列前状態で示されている、血管造影データ及び I V U S データから生成された各線グラフと、対応する各グラフィック表現を整列させ直したことにより実現された結果を示している。

30

【 0 0 3 1 】

図 1 8 は、3 次元血管造影データに基づく画像を、特定の画像スライスに関する I V U S 情報から生成されたグラフィック画像と軸方向に整列させた後の、一連の I V U S 画像スライスからレンダリングされた 3 次元内腔境界線 3 6 5 のグラフィック表現を実例的に示している。表示されている 3 次元画像のグラフィック表現は、図 1 7 に示す内腔境界線 3 8 0 に対応している。内腔境界線 3 8 0 は、血管造影情報から得られた 3 次元中心線 3 8 5 上に投影して示されている。図 1 8 は、更に、第 1 血管造影画像面 3 7 0 と第 2 血管造影画像面 3 7 5 を示しているが、それらは、3 次元中心線 3 8 5 と 3 次元血管造影画像 3 3 5 を構築するのに使用されている。その様な 3 次元復元は、現在知られている各種方法の何れかにより達成される。各 I V U S フレームの円周方向方位を最適化するために、内腔境界線を示している I V U S フレーム 4 0 0 は、第 1 血管造影面 3 7 0 に投影され、第 1 の 2 次元血管造影投影図 3 9 0 と比較される。これに加えて又はこれに代えて、I V U S フレーム 4 0 0 は、第 2 血管造影画像面 3 7 5 に投影され、第 2 の 2 次元血管造影投影図 3 9 5 と比較されて適合性が求められる。この様な比較は、人間による観察並びに内腔断面画像を比較する（例えば、脈管内腔の I V U S と血管造影とに基づく断面の重なりを最大化する）ための自動化された各方法を含め、様々なやり方の何れかで実施される。

40

【 0 0 3 2 】

3 次元血管造影画像のグラフィック表現の正しい区間に I V U S フレームを位置決めす

50

ることには、各 I V U S スライスと、対応する血管造影画像の各区間とを円周方向（回転方向）に確実に正しく整列させることも関与する。図 19 を参照すると、フレーム 400 の様な I V U S 画像フレームと、対応する 3 次元血管造影画像の区間との間の最適軸方向整列が確定された後、I V U S フレーム 400 をモデル内で角変位 405（例えば、1°）だけ回転させ、血管造影投影に対する適合性が再度算出される。上で述べたように、角変位を求めるに、人間による比較又は自動化された比較の何れかが使用される。角度方位の或る範囲に亘ってこれを行った後、最適角度回転が確定される。

【0033】

図 20 は、最適角度適合性とフレーム番号のグラフ 410 を示している。I V U S カテーテルを引き戻す間、カテーテルには血管の中心線に対して或る程度回転するため、1 つの I V U S フレームについて最適角度適合性を計算しても、それで必ずしも全てのフレームの最適適合性が計算されるというわけではない。実態線 412 と適合線 414 を含むグラフ 410 を作成するために、最適角度適合性は幾つかの又は全てのフレームについて行われる。実態線 412 は、I V U S と血管造影の円周方向断面画像を比較した場合の、一組の生の角度回転値を備えている。適合線 414 は、（I V U S 撮像プローブが装着されているカテーテルの物理的制約を考慮に入れて）隣接するフレームスライスの間の角度回転量の差に制限を加えることによりレンダリングされる。一例として、適合線 414 を生成する際、フレーム間のねじれの量は、グラフ 410 の実態線 412 の作図に対して、スプライン又は立方多項式を当てはめることにより制約される。

【0034】

血管の 3 次元画像をグラフィカルに表現するために血管造影画像と I V U S 画像を相互位置合わせする代表的なやり方を説明してきたが、ここで、復元図 165 によるガイダンスを使った指向性アテローム切除カテーテル 180 の使用法を実証している図 8 a、図 8 b、図 8 c に注目されたい。指向性アテローム切除カテーテル 180 は、先細になっている受け口先端 190 とカッターウインドウ 185 を有している。使用時、カテーテルは、バルーン又は関節部を使用して操作され、アテローム斑がカッターウインドウ 185 の中に突き出すようにカッターウインドウ 185 を斑に押し付ける。次いで、斑は、カッター（図示せず）により薄く切り取られ、先細になっている受け口先端 190 に回収される。動脈の嵩をできる限り多く減らす（斑を取り除く）ためには、斑を E E L 50 まで、但し E E L 50 を越えない範囲で切り取ることが望ましい。復元図 165 は、指向性アテローム切除カテーテル 180 を、脈管の長さに沿って所望の軸方向位置まで進めるための案内として使用される。その後、カテーテル 180 には、カッターウインドウ 185 が所望の円周方向方位にくるまで、「トルク」が掛けられる（少なくとも部分的には回転させる）。一旦正しく配置できたら、外膜組織は切らずに所望の斑が切除できるようにカッターウインドウ 185 がセットされるまで、バルーン又は関節部を作動させる。換言すると、E E L 50 境界線より内側の組織だけが切り取られる。

【0035】

引き続き図 8 a を参照してゆくが、復元され相互位置合わせされた血管造影及び I V U S 画像を処置の案内として使用し、指向性アテローム切除カテーテル 180 を正しい位置へと進ませ、狭窄の上側部分 60 a に向き合うようにトルクが掛けられる。図 8 b では、バルーン（図示せず）の様な適切なカテーテル機構を作動させて、切り取りウインドウ 185 が狭窄の上側部分 60 a に押し付けられている。狭窄の上側部分 60 a は、ここで切り取られる。この切り取り作業中、脈管のグラフィカルな 3 次元レンダリングで血管造影と I V U S の画像の相互位置合わせを実現する復元処置は、ユーザーが E E L 50 の所在位置を完全に認識し、従ってユーザーが関節運動と切り取り動作をいつ止めるかを知ることができるようにする。図 8 c は、指向性アテローム切除カテーテルが、狭窄の下側部分 60 b を切り取ることができるよう、進められ、トルクを掛けられ、関節運動させられている状態を示しているが、ここでもやはり、相互位置合わせされた I V U S 断面画像を使用して、E E L 50 を越えて外膜 55 の中に切り込むのが回避されている〔Blair、図面 8 c に 55 を追加する必要あり〕。これは、脚（大腿、膝窩）の動脈での様に、体積が

大きな斑の嵩の削減域には特に有用である。嵩の削減は、ここに説明した、血管造影及び I V U I S 両方の画像データに基づく視覚化装置及び方法を使用して行われる。嵩の削減及び他の療法は、この高性能の視覚化を使用して、そして自動式又は半自動式のロボットと又は磁気によるカテーテル操作システムと組み合わせて行ってもよい。

【 0 0 3 6 】

次に図 9 を参照すると、拡張バルーンカテーテル 1 9 5 が、図 7 の復元図 1 6 5 から引き出した情報に基づいて用意されている。第 1 ステント 2 0 0 a、第 2 ステント 2 0 0 b、及び第 3 ステント 2 0 0 c が、拡張バルーンカテーテル 1 9 5 上にクリンプされるか、又は当技術で既知の他の方法で取り付けられている。第 1 ステント 2 0 0 a は、狭窄 6 0 に対応するように作られている。このステントは、他のステントよりも金属対動脈比率が高いメッシュで作られており、遠位側の塞栓が、皮膚弁 6 5 の付近で起こる懸念のある末組織性の血栓になる事態を防止する。ステントは、薬物溶出性であってもなくてもよい。例えば、動脈が 3 . 5 mm 又はそれより大きい場合には、再狭窄を防ぐのに、薬剤溶出性ステントが常に必要であるとは限らない。しかしながら、殆どの線維性アテロームでは、ステント内再狭窄を防止するため薬物溶出性ステントが必要となる。第 1 壊死核 8 0 a が狭窄の奥深くに在るために、ステントは、血管のこの部分が破裂しないように保護するというよりは、むしろ全体的に拡張された狭窄の機械的支持としての機能の方が大きい。対照的に、壊死核 8 0 b と 8 0 c は、脈管の内腔により近接しており、更に切迫したやり方で治療する必要がある。第 2 ステント 2 0 0 b は、第 2 壊死核 8 0 b に被せて拡張させるように作られている。動脈を開存した状態に維持するのに大きな半径方向の力を必要としない領域（これは既に非狭窄域である）で拡張させることになるので、（マグネシウム又はポリマー材料の様な）生体分解性ステントが選択される。このステントは、スタチンを溶出させるように設計され、スタチンは、第 2 壊死核 8 0 b に対応する 9 時の部分（図 9 には図示せず）により大量に投与される。第 3 ステント 2 0 0 c は、第 3 壊死核 8 0 c に対応するために、カテーテル上の 4 時の位置に大量投与域 2 3 0 がくるように配置されていること以外は、第 2 ステント 2 0 0 b と同じである。ステント上に薬物をより正しく投与することにより、大量投与による無駄な薬物が系統的に患者体内に漏れ出し有害な副作用を引き起こす危険性が低くなる。本図には示していないが、別のステント構成として、副枝への血液の流れを妨害することなく、ステントを副枝に被せることができるようにする側孔を有しているものもある。ここに説明している画像相互位置合わせ復元法及び装置は、更に、副枝の大きさ、所在位置、及び方向を識別することができ、上記設計の側孔付きステントを（円周方向、軸方向に）方向決めするのに使用することができる。

【 0 0 3 7 】

図 9 のカテーテルは、3 つの異なる短いステント 2 0 0 a、2 0 0 b、及び 2 0 0 c の位置の輪郭を表す 4 つの放射線不透過性マーカー 2 0 5 a - 2 0 5 d を有している。カテーテルは、更に、その円周方向の向きを X 線で見ることができるようにする放射線不透過性マーキング又は縞を有している。例えば、カテーテルを完全には取り巻いていない放射線不透過性のマーカー帯であれば、マーカーの周囲に沿って可視部分と不可視部分を識別することができる。

【 0 0 3 8 】

図 1 0 は、生の血管造影画像 2 4 0 に被せて置かれた復元図 1 6 5 のオーバーレイ 2 3 5 を示している。脈管の中を通してカテーテルを進めてゆくと、アテローム斑 2 2 5 と E E L 2 2 0 が識別される。組織の特徴描出と彩色化を組み合わせれば、関心領域 2 4 5 の構造は、生の画像 2 4 0 に関係付けて容易に識別される。副枝 2 5 0 は、例えば、2 つの異なる画像を整列させ相互位置合わせするのに使用される。3 次元復元図を組織特徴描写情報及び生の 2 次元血管造影画像と組み合わせることで、治療カテーテル（図示せず）を最も関心のある領域へと進め操縦し易くなる。これにより、脈管の様々な領域の傷つき易さの状態を、更に多くの情報に基づいて知ることができるようにもなる。狭窄部位では、目標斑 2 5 5 は、生の 2 次元血管造影画像と対照して映し出され、指向性アテローム切除術の様な斑切除技法を更に良好に支援する。

【 0 0 3 9 】

図 1 1、図 1 2、図 1 3 は、斑の大きさと組成に関する情報をグラフィカルに表現するための 3 つの異なるグラフィック表示を実例的に示している。脈管内腔トレース 2 6 0 は、例えば、脈管内腔の（例えば 2 つの 2 次元血管造影画像から導き出した）3 次元レンダリング、又は 3 次元レンダリングの 2 次元投影の何れかである。或いは、脈管内腔トレース 2 6 0 は、生の血管造影画像によって表現されている。上記代替血管造影画像化モードの全てにおいて、アテローム斑の画像を重ねることが可能であるが、単一の投影を見ただけでは、円周方向に脈管の周りに広がっている全ての点で斑の厚さ、輪郭と組成を評価するのは困難である。

【 0 0 4 0 】

10

図 1 1 は、I V U S 撮像（又は他の撮像）から算出された情報を利用する技法を具現化しているグラフィック画像表現であり、最大厚さ線 2 6 5 と最小厚さ線 2 7 0 がトレースの上方と下方に置かれている。円周方向のどこに斑の最も厚い部分が生じているかは特定されていないが、最大厚さ線 2 6 5 は、動脈に沿った各長手方向位置の斑の厳密な最大厚さを示している。換言すると、湾曲しながら続いている中心軸パラメータ 2 7 5 は、動脈の中心線に従い、斑の軸方向位置を表しており、一方、垂直軸パラメータ 2 8 0 は、斑の最大厚さを、その脈管内腔トレース 2 6 0 の縁からの距離によって表している。同様のやり方で、最小厚さ線 2 7 0 は、斑の負方向の最小厚さを表している。図 1 1 に描かれている画像 / グラフィックの組み合わせを見ると、最大斑厚さが生じている場所の厳密な円周方向の角度を識別するための情報がこの画像 / グラフィックの組み合わせに含まれているわけではないが、斑が様々な区間で偏心していることは即座に理解できる。この画像 / グラフィックの組み合わせを見ることで、操作者は、斑の偏心が大きい区域に瞬時に焦点を合わせることができると共に、最小及び最大斑厚さを測定することもできる。

20

【 0 0 4 1 】

図 1 2 は、図 1 1 のものと同様ではあるが、更に具体的な情報、即ち、脈管の或る選定された長さに亘る斑の組成の量を備えたグラフィック技法を示している。棒グラフ 2 8 5 が、脈管内腔トレース 2 6 0 と平行に置かれており、脈管の或る長さに亘る異なる斑の組成の量を表している。ユーザーが、関心領域（例えば、傷つき易いと予想される区域）を定義する脈管上の近位側と遠位側の点を拾うと、この区域で得られたデータが棒グラフ 2 8 5 で表示される。棒グラフ 2 8 5 は、この事例では、線維質 2 9 0、線維脂肪 2 9 5、壊死核 3 0 0、高密度カルシウム 3 0 5、の 4 つの斑の組成を表している。各個別の棒の厚さ（半径方向高さ）は、脈管の視覚的に規定され / 表示された長さで測定された斑構成要素の量に比例している。各棒は、より容易に視覚的に識別できるようにするため、特徴的な色でカラーコード化されている。例えば、線維質は深緑色、線維脂肪は薄緑色、壊死核は赤色、高密度カルシウムは白色で表される。

30

【 0 0 4 2 】

図 1 3 は、図 1 1 に説明したものと非常に似てはいるが、各軸方向位置の最大及び最小斑厚さを記述する代わりに、2 つの側のそれぞれでの実際の斑の厚さをグラフ化したグラフィック技法を実例的に示している。脈管内腔トレース 2 6 0 が 2 次元モードで表示される場合、上側の厚さ線 3 1 0 と下側の厚さ線 3 1 5 は、脈管内腔トレース 2 6 0 に対して選定された方位に従い、互いに 1 8 0 ° を成す点（例えば、1 2 時と 6 時の点）での斑の厚さをグラフ化している。

40

【 0 0 4 3 】

ここに説明している発明は、脈管内用途又更には管腔内用途にも限定されない。組織特徴描出は、癌の診断でも実施可能であり、その場合、上で説明したのと同様の復元図を作成するために、癌を画像化するプローブも 3 次元マップと共に使用できるものと考えられる。これは、生検又は切除技法を案内するために使用することができる。その様な癌としては、限定するわけではないが、前立腺癌、卵巣癌、肺癌、結腸癌、及び乳癌が挙げられる。脈管内用途としては、動脈と静脈の両方の画像化が考えられる。関心のある動脈としては、一例として、冠状動脈、頸動脈、浅上大腿動脈、総大腿動脈、腸骨動脈、腎動脈、

50

脳動脈、及び末梢及び非末梢動脈が挙げられる。

【 0 0 4 4 】

説明している脈管内超音波法は、心臓内心エコー検査法（ＩＣＥ）又は経食道心エコー検査法（ＴＥＥ）の様な他の超音波用途にも適用できるものと期待される。上記技法により案内される治療技法としては、限定するわけではないが、卵円孔開存閉鎖術、心房中隔欠損症閉鎖術、心室中隔欠損症閉鎖術、左心房付属器閉塞、心臓生検、弁形成術、経皮的弁設置、中隔横断穿刺、（例えば、肺静脈又は左心房の）心房細動アブレーション、及びＴＩＰ（肺高血圧症の経頸静脈性肝内門脈体循環短絡術）が挙げられる。

【 0 0 4 5 】

指向性アテローム切除術及びステント留置／薬剤を円周方向、半径方向、及び軸方向に選択的に使用すると同様に、他のエネルギー送達方法もそれとして巧みに操作される。例えば、厚い斑では、極低温冷却カテーテルなどで、より高いパワーが使用される。また、画像誘導式自動フィードバックを使用して、何時エネルギーを印加し何時エネルギー印加を停止するかを、復元図の情報に基づいて自動的に判断することができる。これは、特に、心房細動を治療する場合の肺静脈の無線周波数アブレーションで使用される。

10

【 0 0 4 6 】

本発明で説明している画像誘導治療の全ては、同一カテーテルで、又はそれぞれに使用法が特化されている２つ又はそれ以上の異なるカテーテルで、画像と治療を組み合わせたもの考えることができる。

【 0 0 4 7 】

ここで説明している技法の全ては、ＭＲＩ、ＣＴ、Ｘ線／血管造影、及び超音波の様な外部画像化技法と組み合わせて使用することもできる。例えば、ＣＴ又はＭＲＩによる３次元復元図を、血管造影と同じやり方で画像化情報と相互位置合わせすることもできる。

20

【 0 0 4 8 】

画像情報の３次元マッピングを、例えば、カテーテルを基盤とする電極から得た情報による心臓の電氣的活動の３次元マッピングと組み合わせてもよい。これは、急性心筋梗塞を起こしたことがある患者に有用である。

【 0 0 4 9 】

更に、高応力点を識別できるように、復元図に３次元流体力学分析を含めることも考えられる。

30

本発明を具現化している代表的なシステムについて上で論じた構造、技法、及び有益性は、一例に過ぎない。多くの実施形態に本発明の原理を用いることができるという点を考慮し、添付図面に関してここで説明している実施形態は、説明のみを目的とするものであって、本発明の範囲を限定するものと解釈されるべきではないものと認識されたい。従って、ここで説明している発明では、全てのそのような実施形態は、特許請求の範囲及びその等価物の範囲に包含されるものと考えている。

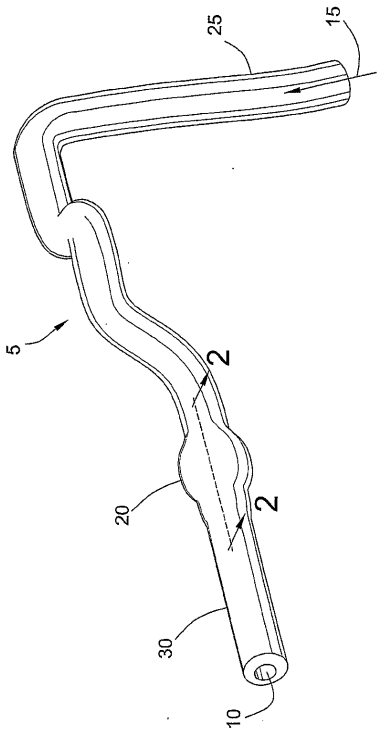
【 符号の説明 】

【 0 0 5 0 】

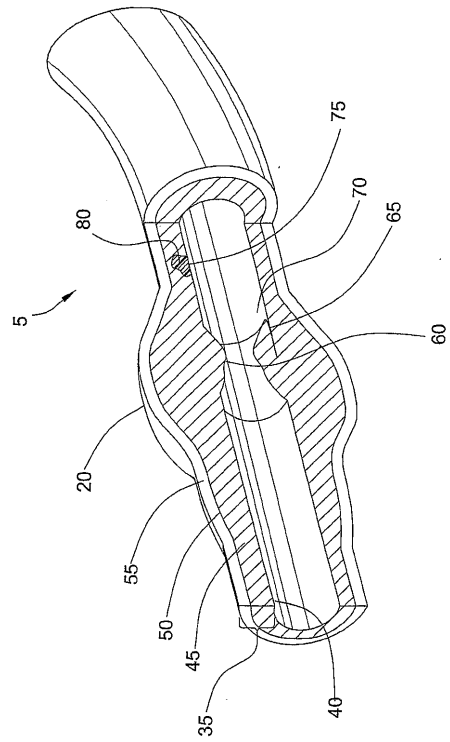
- 5 動脈
- 20 狭窄域
- 85 撮像カテーテル
- 90 ガイドワイヤ
- 100 撮像要素
- 105 先細部分

40

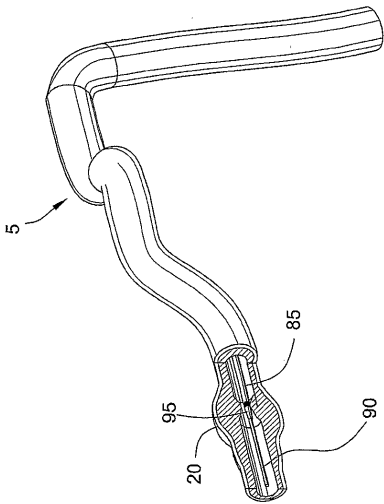
【図 1】



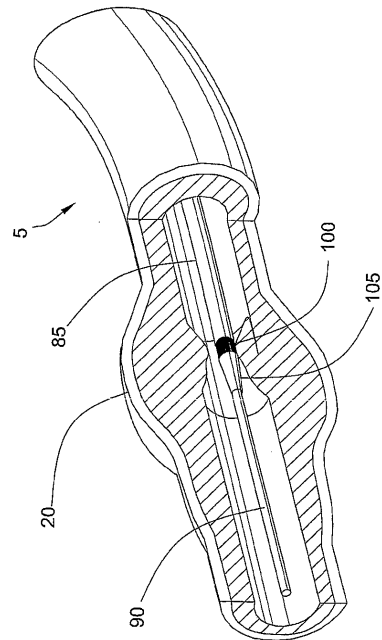
【図 2】



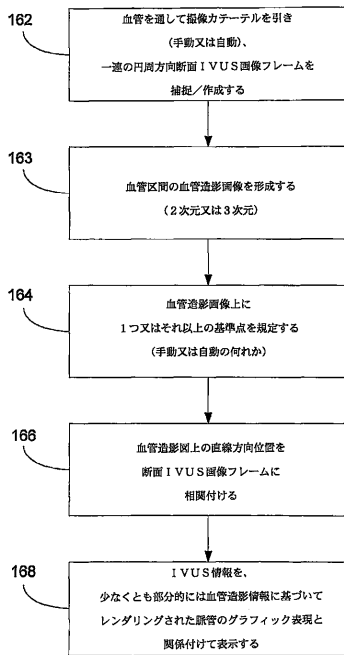
【図 3】



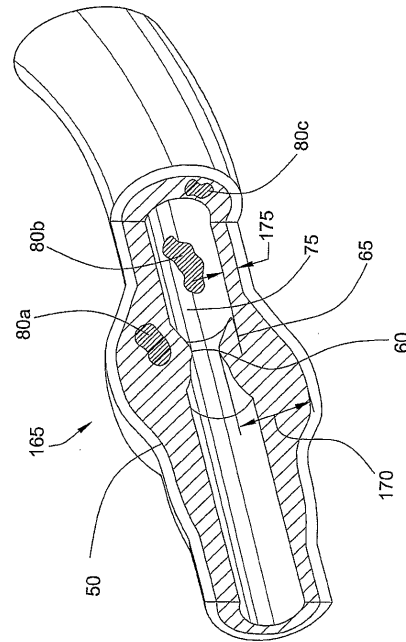
【図 4】



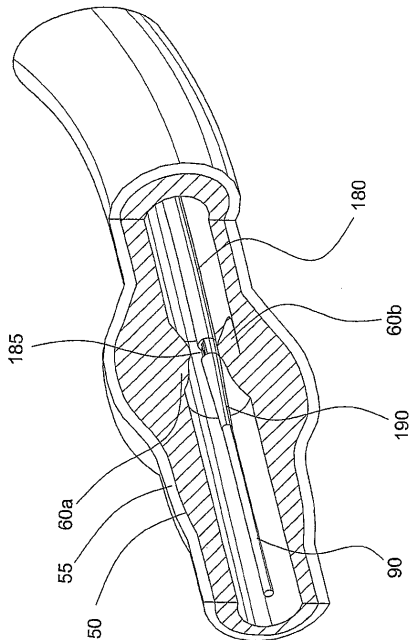
【 図 6 b 】



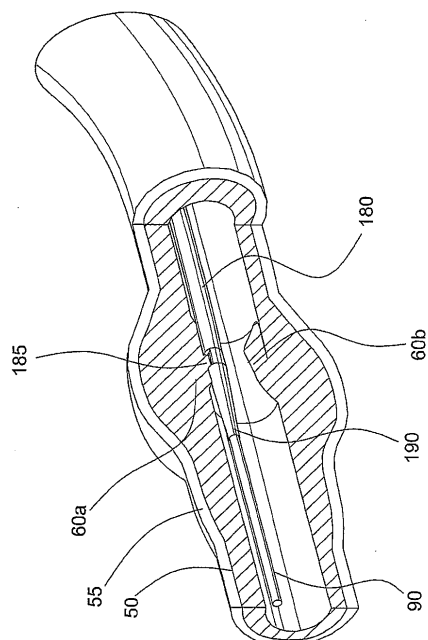
【圖 7】



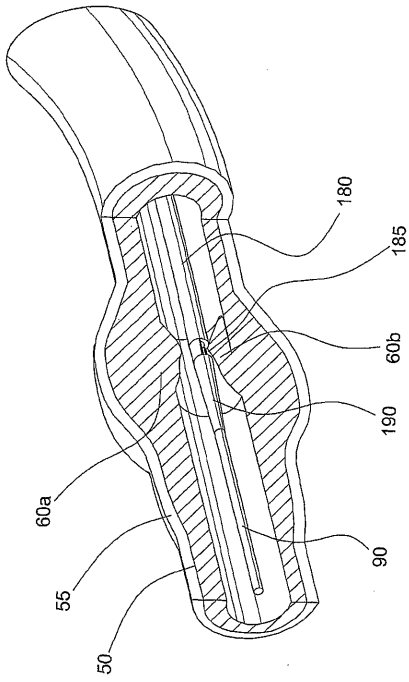
【 図 8 a 】



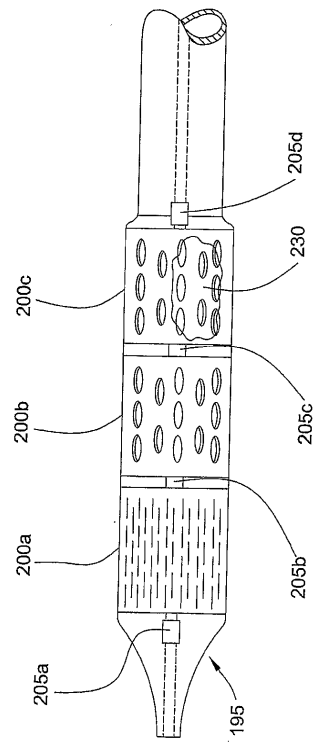
【 ㊦ 8 b 】



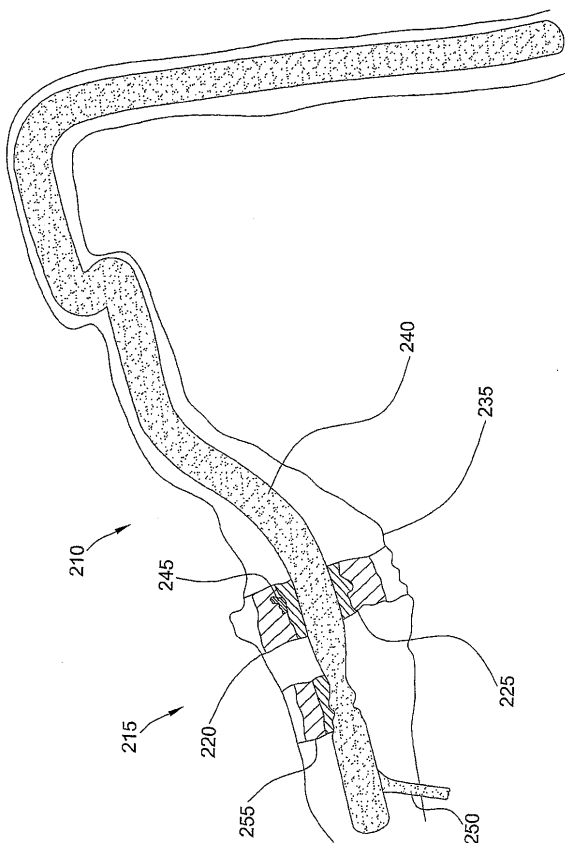
【図 8 c】



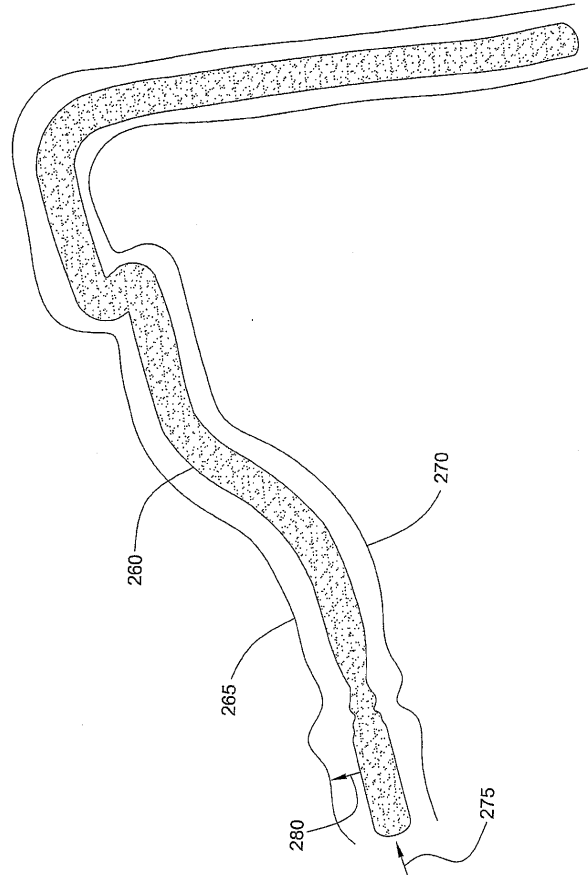
【図 9】



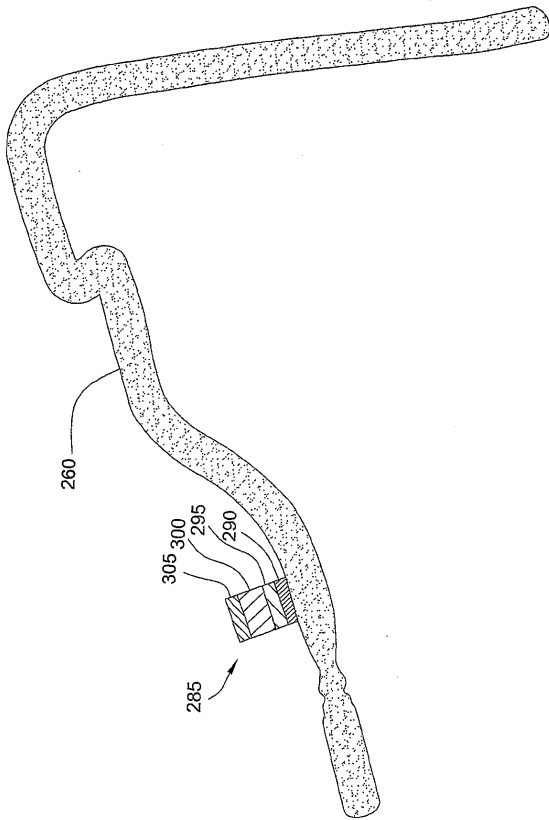
【図 10】



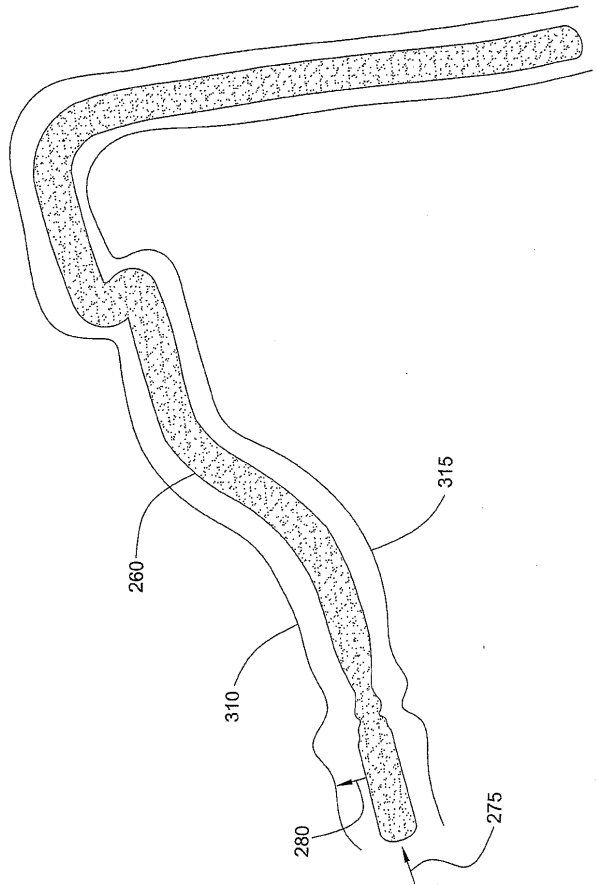
【図 11】



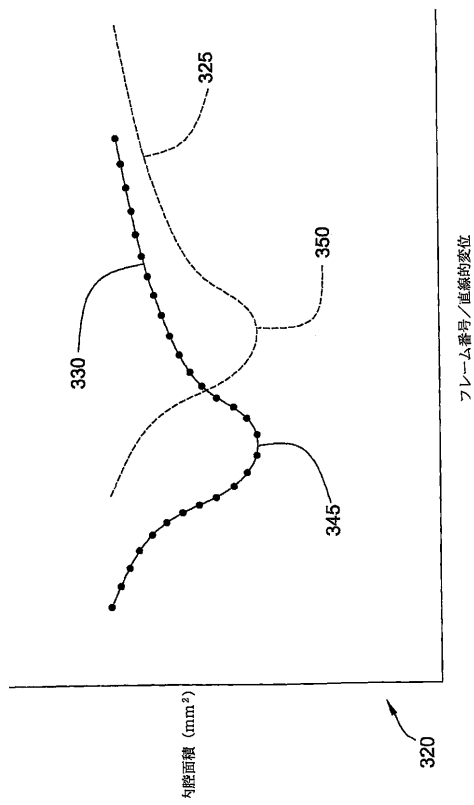
【図 1 2】



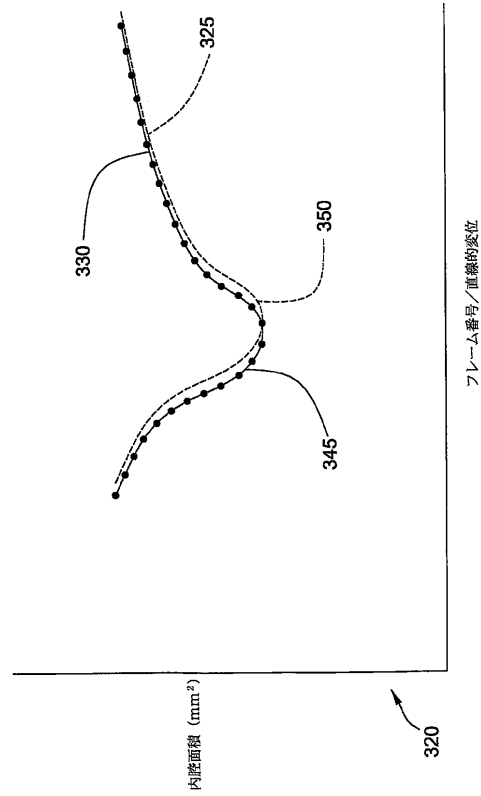
【図 1 3】



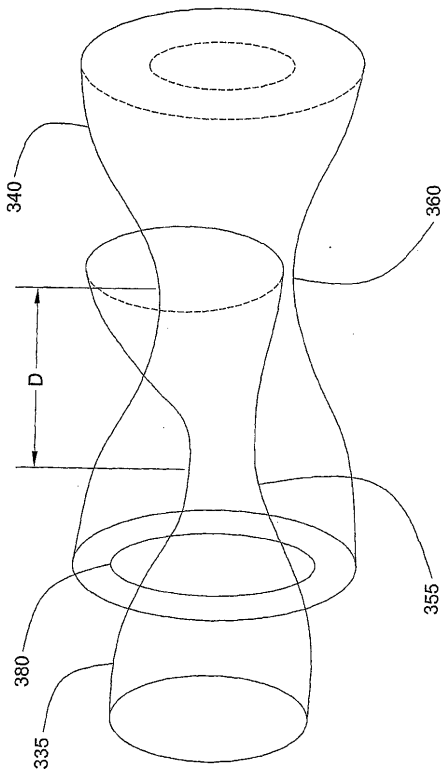
【図 1 4】



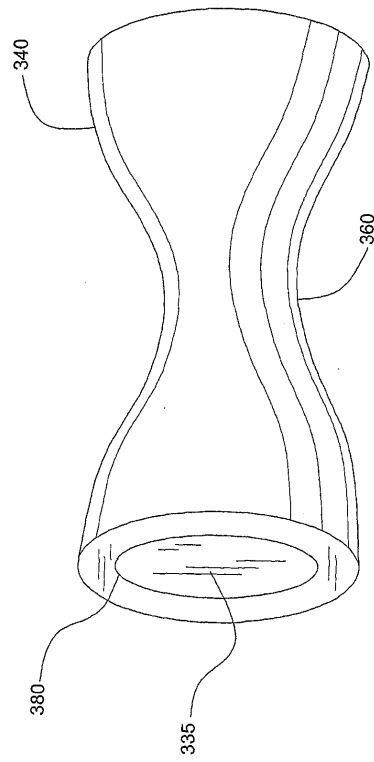
【図 1 5】



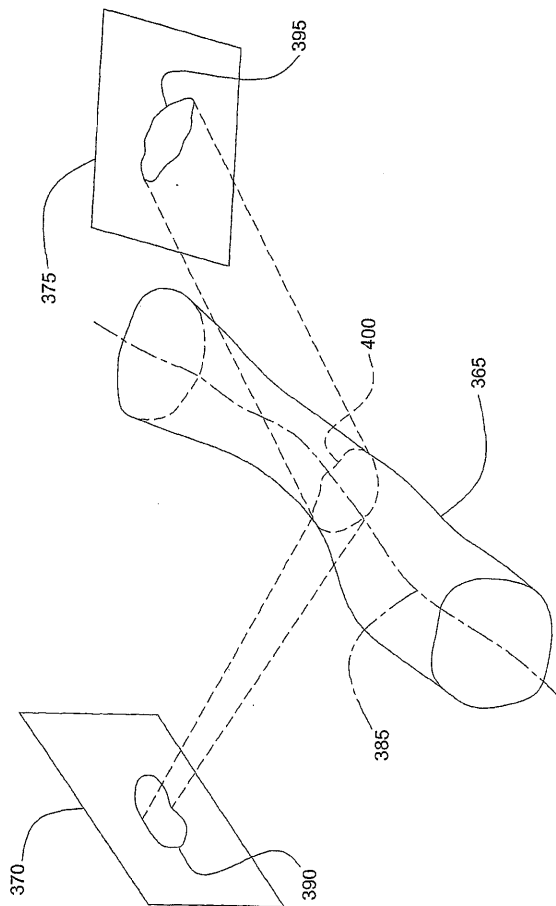
【図 16】



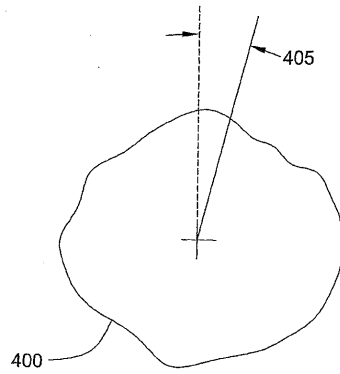
【図 17】



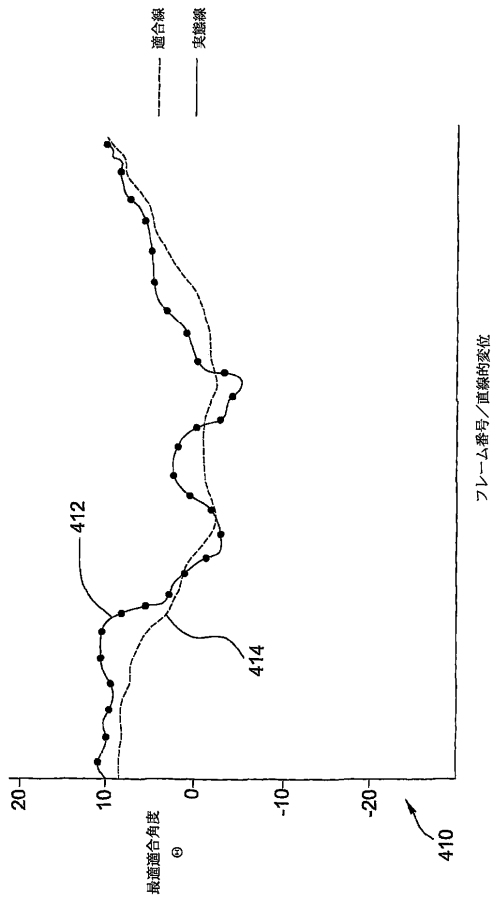
【図 18】



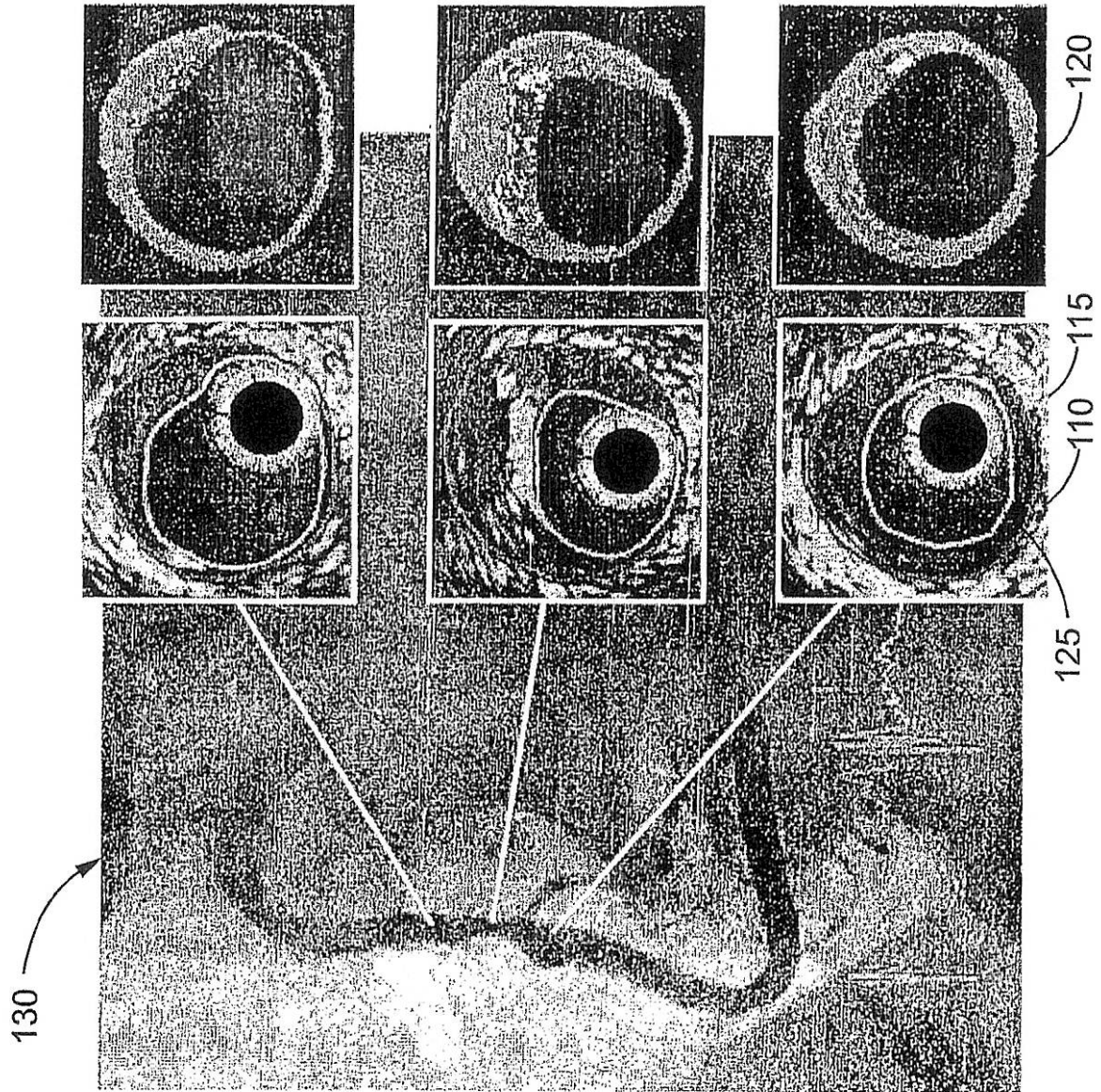
【図 19】

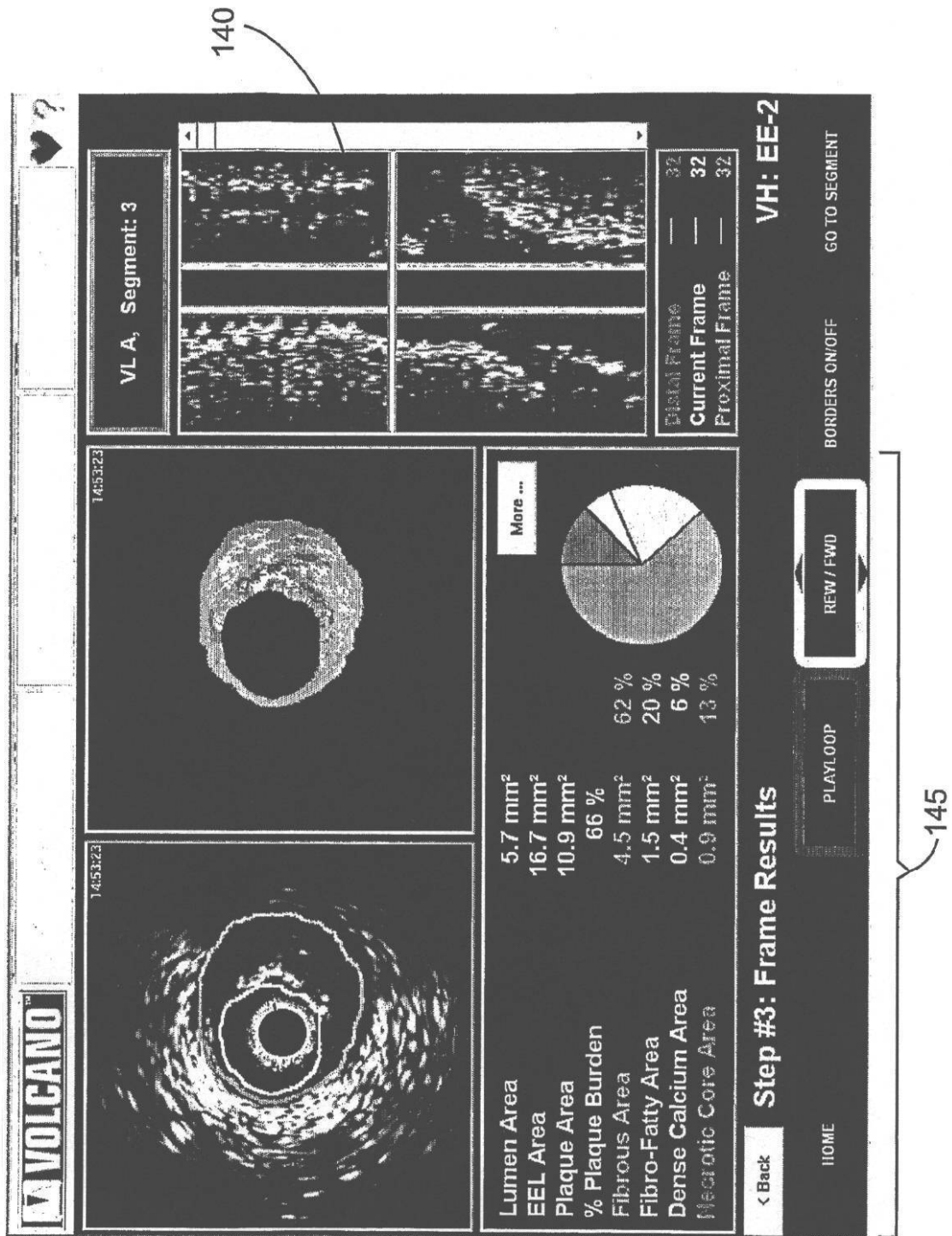


【図 20】

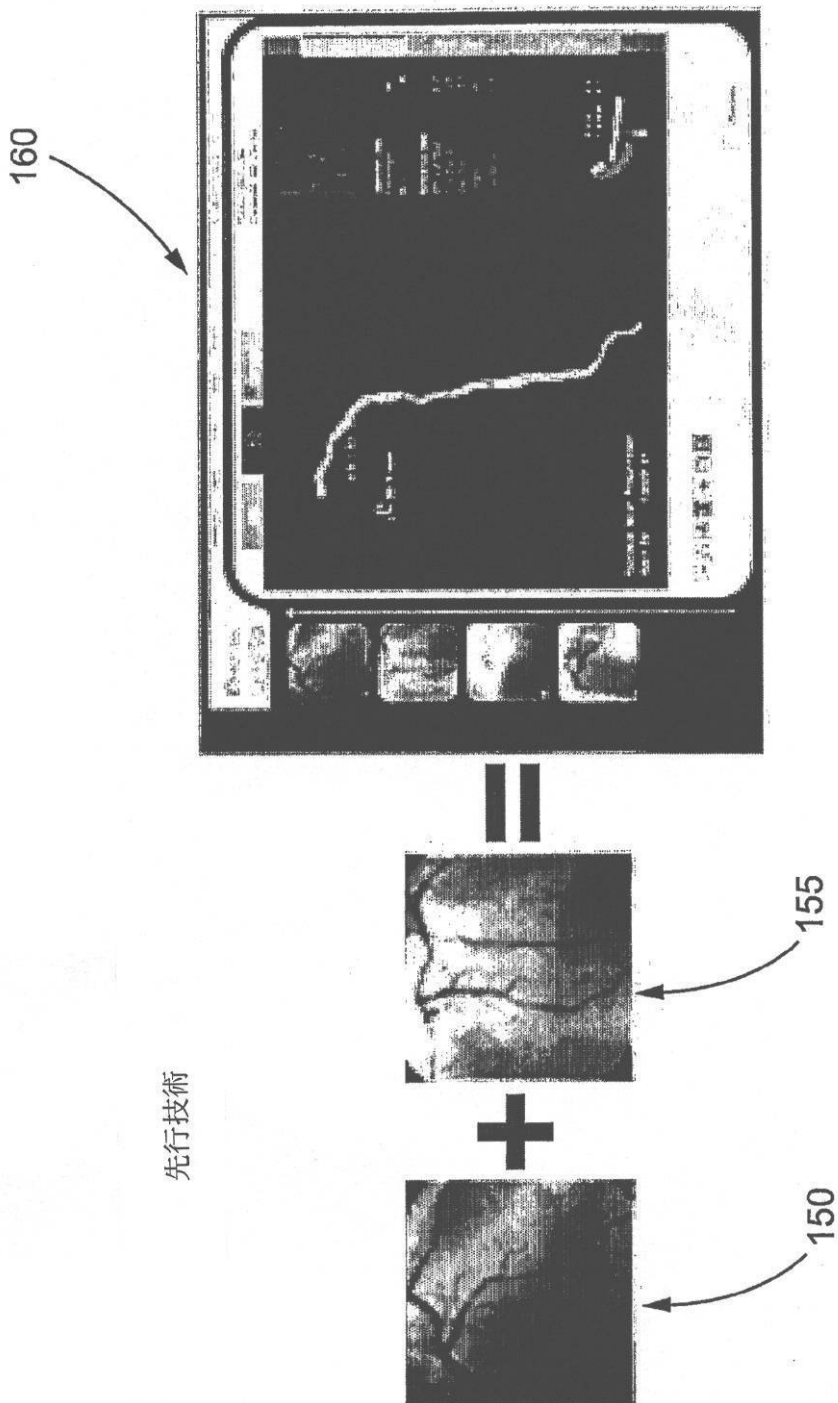


【図 5 a】





【図 6 a】



【手続補正書】

【提出日】平成25年4月2日(2013.4.2)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

画像データソースの組み合わせから脈管の特徴の画像を作製する方法において、
 所定の脈管区間の血管造影画像を作成する段階と、

前記血管造影画像データとは明確に区別できる情報を備えており、且つ、前記脈管区間に沿う連続する点で捕捉された情報を備えている、脈管画像データセットを捕捉する段階と、

前記血管造影画像と前記脈管区間に沿う各点の前記脈管画像データの両方から、独立してレンダリングされた特性を比較することにより、前記脈管画像データのインスタンスを、前記脈管区間の前記血管造影画像に沿う点に相関付ける段階とを有する方法。

フロントページの続き

- (72)発明者 ウォーカー, ブレア・ディー
アメリカ合衆国カリフォルニア州 9 2 6 9 1, ミッション・ヴィエホ, サン・ドヴァル・レーン
2 4 7 4 2
- (72)発明者 ヒューンネケンズ, リチャード・エス
アメリカ合衆国カリフォルニア州 9 2 1 3 0, サン・ディエゴ, ペンフィールド・ポイント 1 3
5 5 7
- (72)発明者 バージス, ヴィンセント・ジェイ
アメリカ合衆国カリフォルニア州 9 2 1 2 7, サン・ディエゴ, ガーデン・コート 7 5 1 6
- (72)発明者 マルゴリス, マーリヤ・ピー
アメリカ合衆国フロリダ州 3 3 1 4 3, コーラル・ゲイブルズ, タヒチ・ビーチ・アイランド・ロ
ード 2 0

F ターム(参考) 4C167 AA45 AA49

4C601 BB03 BB14 BB24 BB26 DD14 DE06 FE01 FE05 FF11 GB03
JC26 KK22 KK24 KK31

【外国語明細書】

2013150848000001.pdf

专利名称(译)	血管图像制备方法		
公开(公告)号	JP2013150848A	公开(公告)日	2013-08-08
申请号	JP2013076718	申请日	2013-04-02
[标]申请(专利权)人(译)	VAULX烯凯诺坎普公司		
申请(专利权)人(译)	Vorukeinou公司		
[标]发明人	ウォーカーブレアディー ヒューンネケنزリチャードエス バージスヴィンセントジェイ マルゴリスマーリャピー		
发明人	ウォーカー,ブレア・ディー ヒューンネケنز,リチャード・エス バージス,ヴィンセント・ジェイ マルゴリス,マーリャ・ピー		
IPC分类号	A61B8/12 A61B19/00 A61M29/00		
CPC分类号	A61B6/504 A61B6/5247 A61B8/12 A61B8/5238		
FI分类号	A61B8/12 A61B19/00.502 A61M29/00 A61B34/20 A61F2/82		
F-TERM分类号	4C167/AA45 4C167/AA49 4C601/BB03 4C601/BB14 4C601/BB24 4C601/BB26 4C601/DD14 4C601/DE06 4C601/FE01 4C601/FE05 4C601/FF11 4C601/GB03 4C601/JC26 4C601/KK22 4C601/KK24 4C601/KK31 4C267/AA45 4C267/AA49		
代理人(译)	小林 泰		
优先权	60/694014 2005-06-24 US		
其他公开文献	JP5689917B2 JP2013150848A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种用于以协调的方式从图像数据源的组合创建包括血管特征的身体的图形图像的方法和系统。该方法包括最初创建血管段的血管造影图像。血管造影图像例如是二维或三维图像表示。接下来，获取与血管造影图像数据不同的血管图像数据集。血管图像数据集包括在沿血管段的一系列位置处获取的信息。这种血管图像数据的一个例子是一组血管内超声帧，其对应于沿血管段的各个位置处取得的周向横截面切片。通过比较在血管段的位置处独立于血管造影图像和血管图像数据呈现的特征来关联血管造影图像和血管图像数据集。

