

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2016年6月30日(30.06.2016)



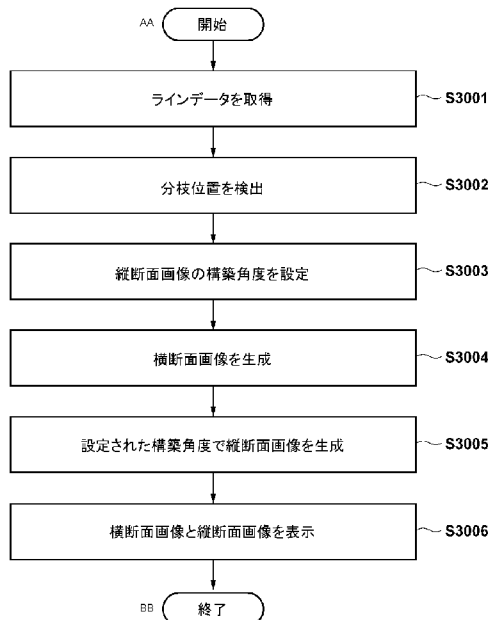
(10) 国際公開番号
WO 2016/104288 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/04 (2006.01) *A61B 1/00* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/085231
- (22) 国際出願日: 2015年12月16日(16.12.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2014-265204 2014年12月26日(26.12.2014) JP
- (71) 出願人: テルモ株式会社(TERUMO KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 古市 淳也(FURUICHI, Junya); 〒2590151 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地テルモ株式会社内 Kanagawa (JP). 井上 耕一(INOUE, Koichi); 〒2590151 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地テルモ株式会社内 Kanagawa (JP). 衛藤 聖(ETOU, Hijiri); 〒2590151 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500番地テルモ株式会社内 Kanagawa (JP).
- (74) 代理人: 大塚 康德, 外(OHTSUKA, Yasunori et al.); 〒1020094 東京都千代田区紀尾井町3番6号紀尾井町パークビル7F Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR),

[続葉有]

(54) Title: IMAGE DIAGNOSTIC DEVICE, IMAGE DIAGNOSTIC DEVICE CONTROL METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 画像診断装置、画像診断装置の制御方法及びプログラム



S3001 Acquire line data
S3002 Detect branch location
S3003 Set longitudinal section image build angle
S3004 Generate latitudinal section image
S3005 Generate longitudinal section image at set build angle
S3006 Display latitudinal section image and longitudinal section image
AA Start
BB End

(57) Abstract: Provided is an image diagnostic device which, while moving, in an axial direction in a tubular tissue, a transceiver unit which continuously carries out transmission and receiving of light, acquires reflected light from the tubular tissue, and generates an image on the basis of the reflected light, said image diagnostic device comprising: a line data generating unit which generates line data which is used in the generating of a section image of the tubular tissue on the basis of the reflected light; a detecting unit which detects a branch of the tubular tissue on the basis of the line data; a setting unit which, on the basis of the detecting result from the detecting unit, sets a build angle of a longitudinal section image in a direction which is approximately parallel to the axial direction of the tubular tissue; a latitudinal section image generating unit which, on the basis of the line data and the detecting result from the detecting unit, generates a latitudinal section image in a direction which intersects the axial direction of the tubular tissue; and a longitudinal section image generating unit which, on the basis of the line data and the build angle, generates a longitudinal section image.

(57) 要約:

[続葉有]



WO 2016/104288 A1



OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

光の送受信を連続的に行う送受信部を、管状組織において軸方向に移動させながら管状組織からの反射光を取得し、当該反射光に基づいて画像を生成する画像診断装置であって、反射光に基づいて管状組織の断面画像の生成に用いられるラインデータを生成するラインデータ生成部と、ラインデータに基づいて、管状組織の分枝を検出する検出部と、検出部による検出結果に基づいて、管状組織の軸方向と略平行な方向の縦断面画像の構築角度を設定する設定部と、ラインデータと検出部による検出結果とに基づいて、管状組織の軸方向と交差する方向の横断面画像を生成する横断面画像生成部と、ラインデータと構築角度とに基づいて、縦断面画像を生成する縦断面画像生成部とを備える。

明 細 書

発明の名称：

画像診断装置、画像診断装置の制御方法及びプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、画像診断装置、画像診断装置の制御方法及びプログラムに関するものである。

背景技術

[0002] 近年、バルーンカテーテル、ステント等の高機能カテーテルによる血管内治療が行われている。手術前の診断、或いは、手術後の経過確認のため、光干渉断層診断装置（OCT：Optical Coherence Tomography）や血管内超音波診断装置（IVUS：Intravascular Ultrasound）等の画像診断装置が用いられるのが一般的である。OCTの改良型として、波長掃引を利用した光干渉断層診断装置（SS-OCT：Swept-source Optical Coherence Tomography）も開発されている。

[0003] 画像診断装置は、診断の結果得られる、例えば、狭窄率や分枝におけるプラークの存在などの情報から血管部位の治療の必要性を決定する際に使用されたり、治療直後のステントの血管に対する密着率の評価に使用されたり、手技の確認のために使用されている。

[0004] 画像診断装置の多くは、取得した断画面像とともに、断面画像の任意の角度を時系列に積層して生成される縦断面画像を表示することで、医師へ血管全体の病変情報を提供する（特許文献1参照）。

[0005] また、医師は治療の際にX線画像から治療対象部位を判断する。この際、画像診断装置で表示された縦断面画像とX線画像とを比較することで、X線画像に表示された血管部位上の断面画像を推定している。この推定の際に、ランドマークとして縦断面画像上の分枝を使用している。

[0006] 医師は血管の治療部位を判断するために、X線画像上に表示されている血

管の位置に対応する、画像診断装置で取得された断面画像を確認する必要がある。現在のところ、画像診断装置に表示されている縦断面画像上の分枝位置と、X線画像上の血管分枝位置とを比較することにより確認作業が実施されている。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開2011-072596号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] しかしながら、従来技術では、画像診断装置に表示される縦断面画像は、取得された断面画像の任意の角度の画像を時系列に積層して生成されるが、生成時に使用された角度方向に分枝が存在している保証はない。よって、縦断面画像上に分枝位置を表示させるためには、操作者が任意の角度を操作して分枝を観察できるように縦断面画像を生成し直す必要がある。

[0009] 分枝が観察可能な縦断面画像を生成し直すのに要する時間は、操作者の画像に対する習熟度に依存するため、分枝が観察可能な縦断面画像の生成に時間がかかる場合がある。

[0010] 本発明は、上記の課題に鑑みてなされたものであり、観察に適した縦断面画像の生成を容易にする技術を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0011] 上記の目的を達成するために、本発明に係る画像診断装置は以下のような構成を備える。すなわち、

光の送受信を連続的に行う送受信部を、管状組織において軸方向に移動させながら前記管状組織からの反射光を取得し、当該反射光に基づいて画像を生成する画像診断装置であって、

前記反射光に基づいて前記管状組織の断面画像の生成に用いられるラインデータを生成するラインデータ生成手段と、

前記ラインデータに基づいて、前記管状組織の分枝を検出する検出手段と、
前記検出手段による検出結果に基づいて、前記管状組織の軸方向と略平行な方向の縦断面画像の構築角度を設定する設定手段と、
前記ラインデータと前記検出手段による検出結果とに基づいて、前記管状組織の軸方向と交差する方向の横断面画像を生成する横断面画像生成手段と、
前記ラインデータと前記構築角度とに基づいて、前記縦断面画像を生成する縦断面画像生成手段と
を備える。

発明の効果

- [0012] 本発明によれば、観察に適した縦断面画像の生成が容易になる。
- [0013] 本発明のその他の特徴及び利点は、添付図面を参照とした以下の説明により明らかになるであろう。なお、添付図面においては、同じ若しくは同様の構成には、同じ参照番号を付す。

図面の簡単な説明

- [0014] 添付図面は明細書に含まれ、その一部を構成し、本発明の実施の形態を示し、その記述と共に本発明の原理を説明するために用いられる。
- [図1]本発明の一実施形態に係る画像診断装置の外観構成を示す図である。
- [図2]本発明の一実施形態に係る画像診断装置の機能構成を示す図である。
- [図3A]本発明の一実施形態に係る信号処理部の機能構成を示す図である。
- [図3B]本発明の一実施形態に係る主管と側管とのなす角度の算出方法の説明図である。
- [図3C]本発明の一実施形態に係る画像診断装置が実施する処理の手順を示すフローチャートである。
- [図4A]本発明の一実施形態に係る縦断面画像および横断面画像の生成処理の説明図である。
- [図4B]本発明の一実施形態に係る縦断面画像および横断面画像の生成処理の

説明図である。

[図4C]本発明の一実施形態に係る分枝を含むフレームの位置を示す強調表示マークの一例を示す図である。

[図5]本発明の一実施形態に係る分枝検出部が実施する分枝位置（角度 θ ）の算出処理の説明図である。

[図6]本発明の一実施形態に係る分枝検出部が実施する分枝位置（角度 θ ）の算出処理の説明図である。

[図7]本発明の一実施形態に係る分枝検出部が実施する分枝位置（角度 θ ）の算出処理の説明図である。

[図8A]本発明の一実施形態に係る分枝の直径の相対的な大きさを算出する手順の説明図である。

[図8B]本発明の一実施形態に係る分枝の直径の大きさを算出する手順の説明図である。

[図8C]本発明の一実施形態に係る分枝の直径の相対的な大きさを算出する手順の説明図である。

[図9]本発明の一実施形態に係る管状組織の縦断面模式図（分枝と狭窄部との距離）である。

[図10]本発明の一実施形態に係る管状組織の縦断面模式図（分枝とステントとの距離）である。

発明を実施するための形態

[0015] 以下、本発明の各実施形態について添付図面を参照しながら詳細に説明する。なお、以下に述べる実施の形態は、本発明の好適な具体例であるから、技術的に好ましい種々の限定が付されているが、本発明の範囲は、以下の説明において特に本発明を限定する旨の記載がない限り、これらの態様に限られるものではない。また、明細書を通じて同一の参照符号は同一の構成要素を表している。

[0016] <1. 画像診断装置の外観構成>

図1は、本発明の一実施形態にかかる画像診断装置（光干渉断層画像診断

装置（OCT）または波長掃引利用の光干渉断層画像診断装置（OFDI））100の外観構成を示す図である。

[0017] 図1に示すように、画像診断装置100は、光プローブ部101と、スキャナ／プルバック部102と、操作制御装置103とを備え、スキャナ／プルバック部102と操作制御装置103とは、信号線104により接続されている。

[0018] 光プローブ部101は、直接血管等の管状組織内に挿入され、伝送された測定光を連続的に管状組織に向けて送信するとともに、管状組織からの反射光を連続的に受信する送受信部を先端に備えるイメージングコアを内挿しており、該イメージングコアを用いることで管状組織の状態を測定する。

[0019] スキャナ／プルバック部102は、光プローブ部101が着脱可能に取り付けられるよう構成されており、内蔵されたモータが駆動することで光プローブ部101に内挿されたイメージングコアのラジアル動作（管腔内の軸方向の動作及び回転方向の動作）を実現している。また、送受信部が受信した反射光を取得するとともに、信号線104を介して該取得した反射光を操作制御装置103に送信する。

[0020] 操作制御装置103は、測定を行うにあたり、各種設定値を入力するための機能や、測定結果を管状組織の断面画像として表示するための機能を備える。

[0021] 操作制御装置103において、111は本体制御部であり、測定により得られた反射光と、測定光を分離することで得られた参照光とを干渉させることで、干渉光データを生成するとともに、該干渉光データに基づいて生成されたラインデータを処理することで、管状組織の軸に直交する方向の横断面画像を複数生成する。

[0022] 111-1はプリンタ／DVDレコーダであり、本体制御部111における処理結果を印刷したり、データとして記憶したりする。112は操作パネルであり、ユーザは該操作パネル112を介して、各種設定値及び各種指示の入力を行う。113は表示装置としてのLCDモニタであり、本体制御部

1 1 1 において生成された管状組織の複数の断面画像を表示する。

[0023] < 2. 画像診断装置の機能構成 >

次に、画像診断装置 100 の機能構成について説明する。なお、上述したように、画像診断装置には、光干渉断層画像診断装置 (OCT) 及び波長掃引利用の光干渉断層画像診断装置 (OFDI) が含まれるが、以下では、主として波長掃引利用の光干渉断層画像診断装置 (OFDI) について説明する。

[0024] 図 2 は、画像診断装置 100 である、波長掃引利用の光干渉断層画像診断装置の機能構成を示す図である。

[0025] 208 は波長掃引光源であり、Swept Laser が用いられる。Swept Laser を用いた波長掃引光源 208 は、カップラ 214 と、SOA 215 (semiconductor optical amplifier) と、リング状に結合された光ファイバ 216 と、ポリゴンスキャニングフィルタ 208a とを含む、Extended-cavity Laser の一種である。

[0026] SOA 215 から出力された光は、光ファイバ 216 を進み、ポリゴンスキャニングフィルタ 208a に入り、ここで波長選択された光は、SOA 215 で増幅され、最終的にカップラ 214 から出力される。

[0027] ポリゴンスキャニングフィルタ 208a では、光を分光する回折格子 212 とポリゴンミラー 209 との組み合わせで波長を選択する。具体的には、回折格子 212 により分光された光を 2 枚のレンズ (レンズ 210、レンズ 211) によりポリゴンミラー 209 の表面に集光させる。これにより、ポリゴンミラー 209 と直交する波長の光のみが同一の光路を戻り、ポリゴンスキャニングフィルタ 208a から出力されることとなる。このため、ポリゴンミラー 209 を回転させることで、波長の時間掃引を行うことができる。

[0028] ポリゴンミラー 209 は、例えば、72 面体のミラーが使用され、回転数が 50000 rpm 程度である。ポリゴンミラー 209 と回折格子 212 と

を組み合わせた波長掃引方式により、高速かつ高出力の波長掃引が可能である。

[0029] カップラ 214 から出力された波長掃引光源 208 の光は、第 1 のシングルモードファイバ 230 の一端に入射され、先端側に伝送される。第 1 のシングルモードファイバ 230 は、途中の光カップラ部 234 において第 2 のシングルモードファイバ 237 及び第 3 のシングルモードファイバ 231 と光学的に結合されている。従って、第 1 のシングルモードファイバ 230 に入射された光は、光カップラ部 234 により最大で 3 つの光路に分割されて伝送される。

[0030] 第 1 のシングルモードファイバ 230 の光カップラ部 234 より先端側には、非回転部と回転部との間を結合し、光を伝送する光ロータリジョイント 203 と、光ロータリジョイント 203 を駆動する回転駆動装置 204 とが設けられている。

[0031] さらに、光ロータリジョイント 203 内の第 4 のシングルモードファイバ 235 の先端側には、光プローブ部 101 の第 5 のシングルモードファイバ 236 がアダプタ 202 を介して着脱自在に接続されている。これによりイメージングコア 201 内に挿通され回転駆動可能な第 5 のシングルモードファイバ 236 に、波長掃引光源 208 からの光が伝送される。

[0032] 伝送された光は、イメージングコア 201 の先端側から管状組織に対してラジアル動作しながら照射される。そして、管状組織（例えば血管）の表面あるいは内部で散乱した反射光の一部がイメージングコア 201 により取り込まれ、逆の光路を経て第 1 のシングルモードファイバ 230 側に戻る。さらに、光カップラ部 234 によりその一部が第 2 のシングルモードファイバ 237 側に移り、第 2 のシングルモードファイバ 237 の一端から出射されることで、光検出器（例えばフォトダイオード 219）にて受光される。

[0033] なお、光ロータリジョイント 203 の回転部側は回転駆動装置 204 のラジアル走査モータ 205 により回転駆動される。また、ラジアル走査モータ 205 の回転角度は、エンコーダ部 206 により検出される。さらに、スキ

ャナ／プルバック部１０２は、直線駆動装置２０７を備え、信号処理部２２３からの指示に基づいて、イメージングコア２０１の軸方向の動作を規定する。

[0034] 一方、第３のシングルモードファイバ２３１の光カップラ部２３４と反対側の先端には、参照光の光路長を微調整する光路長の可変機構２２５が設けられている。当該光路長の可変機構２２５は、光プローブ部１０１を交換して使用した場合の個々の光プローブ部１０１の長さのばらつきを吸収できるよう、その長さのばらつきに相当する光路長を変化させる光路長変化部として機能する。

[0035] 具体的には、第３のシングルモードファイバ２３１およびコリメートレンズ２２６が、その光軸方向に矢印２３３で示すように移動自在な１軸ステージ２３２上に設けられている。そして、光プローブ部１０１を交換した場合に、当該１軸ステージ２３２が、光プローブ部１０１の光路長のばらつきを吸収できるだけの光路長の可変範囲を移動することで光路長変化部としての機能を実現する。なお、１軸ステージ２３２はオフセットを調整する調整部としても機能する。例えば、光プローブ部１０１の先端が生体組織の表面に密着していない場合に、１軸ステージにより光路長を微小変化させることで、生体組織の表面位置からの反射光と干渉させる状態に設定することが可能となる。

[0036] 光路長の可変機構２２５で光路長が微調整された光は、第３のシングルモードファイバ２３１の途中に設けられた光カップラ部２３４で第１のシングルモードファイバ２３０側から得られた光と合波されて、第２のシングルモードファイバ２３７を介してフォトダイオード２１９にて受光される。

[0037] このようにしてフォトダイオード２１９にて受光された干渉光は光電変換され、アンプ２２０により増幅された後、復調器２２１に入力される。この復調器２２１では干渉した光の信号部分のみを抽出する復調処理を行い、その出力は干渉光信号としてＡ／Ｄ変換器２２２に入力される。

[0038] Ａ／Ｄ変換器２２２では、干渉光信号を例えば１８０ＭＨｚで２０４８ポ

イント分サンプリングして、１ラインのデジタルデータ（干渉光データ）を生成する。なお、サンプリング周波数を１８０ＭＨｚとしたのは、波長掃引の繰り返し周波数を４０ｋＨｚにした場合に、波長掃引の周期（１２．５μｓｅｃ）の９０％程度を２０４８点のデジタルデータとして抽出できることを前提としたものであり、特にこれに限定されるものではない。

[0039] A／Ｄ変換器２２２にて生成されたライン単位の干渉光データは、信号処理部２２３に入力される。信号処理部２２３では、干渉光データをＦＦＴ（高速フーリエ変換）により周波数分解して深さ方向のデータ（ラインデータ）を生成し、これを座標変換することにより、管状組織（例えば血管）内の軸方向の各位置での断面画像を生成し、操作パネル１１２からの指示のもと、所定のフレームレートでＬＣＤモニタ１１３に出力する。

[0040] 信号処理部２２３は、光路長調整部制御装置２１８とさらに接続されている。信号処理部２２３は、光路長調整部制御装置２１８を介して１軸ステージ２３２の位置の制御を行う。また、信号処理部２２３は、モータ制御回路２２４と接続されており、モータ制御回路２２４よりビデオ同期信号を受信する。信号処理部２２３では、受信したビデオ同期信号に同期して断面画像の生成を行う。

[0041] また、モータ制御回路２２４のビデオ同期信号は、回転駆動装置２０４にも送られ、回転駆動装置２０４ではビデオ同期信号に同期した駆動信号を出力する。

[0042] ＜３．信号処理部の機能構成＞

次に、画像診断装置１００の信号処理部２２３における各種処理を実現するための機能構成について説明する。なお、以下では、信号処理部２２３において実現される各種処理のうち、軸に直交する方向の横断面画像を生成する処理及び軸方向の縦断面画像を生成する処理（生成処理）、ならびにラインデータを信号処理部２２３内に格納する処理（格納処理）を中心に説明する。

[0043] また、以下に説明する生成処理及び格納処理は、専用のハードウェアを用

いて実現されてもよいし、各部の機能をソフトウェアにより（コンピュータがプログラムを実行することにより）実現されてもよい。

[0044] 図3Aは、画像診断装置100の信号処理部223における生成処理と格納処理とを実現するための機能ブロックならびに当該処理に関連する信号処理部223以外の機能ブロックを示した図である。

[0045] 図3Aに示すように、A/D変換器222で生成された干渉光データは、信号処理部223内のラインデータ生成部301において、モータ制御回路224から出力されるラジアル走査モータ205のエンコーダ部206の信号を用いて、ラジアル走査モータ1回転あたりのライン数が512本となるように処理される。なお、ここでは一例として、512ラインからなる横断面画像を生成することとしているが、ライン数はこれに限定されるものではない。

[0046] 光の送受信を連続的に行う送受信部を、管状組織において軸方向に移動させながら当該管状組織からの反射光を取得し、ラインデータ生成部301は、当該反射光に基づいて管状組織の断面画像の生成に用いられるラインデータ314を生成する。

[0047] ラインデータ生成部301から出力されたラインデータ314は、制御部306からの指示に基づいて、ラジアル走査モータ1回転分ごとに、ラインデータメモリ302に格納される。このとき、制御部306では、直線駆動装置207の移動量検出器より出力されたパルス信号313をカウントしておき、ラインデータ314をラインデータメモリ302に格納する際、それぞれのラインデータ314が生成された際にカウントされたカウント値と対応付けて格納する。

[0048] なお、ここでは、ラインデータメモリ302を配し、ラインデータ314と、直線駆動装置207の移動量検出器から出力されたパルス信号313のカウント値とを対応付けて格納する場合について説明したが、本発明はこれに限定されない。例えば、横断面画像生成部303の後に断面画像データメモリを配し、横断面画像317と、直線駆動装置207の移動量検出器から

出力されたパルス信号 3 1 3 のカウント値とを対応付けて格納するように構成してもよい。

[0049] 図 3 A の説明に戻る。ラインデータメモリ 3 0 2 から出力されたラインデータ 3 1 5 は、分枝検出部 3 0 2 1 および横断面画像生成部 3 0 3 へ入力される。

[0050] 分枝検出部 3 0 2 1 は、ラインデータ 3 1 5 を用いて、各フレーム画像について管状組織の分枝の方向を角度情報として検出する。これは、断面画像においてどの方向に分枝が延びているかを角度情報として検出するものである。縦断面画像を生成する際には、当該角度情報の少なくともいずれか 1 つが縦断面画像の構築角度として用いられることになる。これにより、一連のフレーム画像のそれぞれについて分枝の有無、分枝がある場合にはその分枝が延びている方向がわかることになる。

[0051] また、ラインデータ 3 1 5 は、制御部 3 0 6 からの指示に基づいて、分枝検出部 3 0 2 1 から縦断面画像生成部 3 0 4 によって読み出される。縦断面画像生成部 3 0 4 は、分枝検出部 3 0 2 1 による検出結果（分枝の角度情報）と、読み出されたラインデータ 3 1 5 とを用いて、管状組織の軸方向と略平行な方向の縦断面画像 3 1 6 を生成する。

[0052] より具体的には、分枝位置設定部 3 0 2 2 が、分枝検出部 3 0 2 1 による検出結果に基づいて、管状組織の軸方向と略平行な方向の縦断面画像の構築角度を設定する。例えば、複数のフレームで分枝が検出された場合に、各フレームでの分枝の角度情報のうち所定の位置のフレームにおける角度情報を構築角度として自動的に設定してもよい。所定の位置とは、一般に管状組織の細い側から太い側へプルバック操作が行われることから、例えば、最も太い側に対応するフレームの分枝の角度情報を代表して設定する。これは、太い管状組織の側からの分枝は太い分枝となることが多く、医師の診断対象として重要視されることが多いためである。

[0053] ただし、構築角度の設定は当該方法に限定されるものではない。各フレームの分枝の分岐部分の直径に基づいて構築角度を設定してもよい。例えば、

当該直径が最も大きいフレームの角度情報を構築角度としてもよい。分枝の直径の算出方法については後述する。

[0054] また、管状組織の主管と側管（分枝）とのなす角度を算出し、当該なす角度に基づいて構築角度を設定してもよい。例えば、管状組織の断面画像とともに撮影したX線透視画像から、対象としたい分枝部分における主管と側管とのなす角度の概略値を操作パネル112を介して予め入力しておき、当該概略値と近いなす角度を有するフレームの角度情報を構築角度としてもよい。また、管状組織の主管と側管（分枝）とのなす角度が最大となるフレームの角度情報を構築角度としてもよい。

[0055] ここで、図3Bを参照して、管状組織の主管と側管（分枝）とのなす角度の算出方法の一例を説明する。図3Bに示すように、点Aと点Bとを結ぶ直線と管状組織の主管とのなす角度を θ_{AB} とする。各フレーム F_1 、 F_2 のラインデータを用いて図3Bにおける m 、 n が求まる。また、フレーム F_1 、 F_2 の間隔より p が求まる。これらの情報から $\tan \theta_{AB} = (m - n) / p$ であり、したがって $\theta_{AB} = \tan^{-1} \{ (m - n) / p \}$ として算出することができる。

[0056] 縦断面画像を生成した場合に表示される分枝の数が最も多くなる角度情報を構築角度としてもよい。さらには、分枝にガイドワイヤが存在している場合には、分枝を通過しているガイドワイヤを視認可能なフレームの角度情報を構築角度としてもよい。

[0057] 生成された縦断面画像316は、制御部306からの指示に基づいて、画像処理部305により読み出され、LCDモニタ113に表示するための画像処理が施された後、縦断面画像316'としてLCDモニタ113に出力される。

[0058] また、横断面画像生成部303は、分枝検出部3021による検出結果に基づいて、管状組織の軸方向と交差する方向の横断面画像を生成するフレームを決定し、ラインデータ315に対して各種処理（ライン加算平均処理、フィルタ処理等）を施した後に $R\theta$ 変換を行い、横断面画像317として出

力する。生成された横断面画像 317 は、制御部 306 からの指示に基づいて、画像処理部 305 により読み出され、LCD モニタ 113 に表示するための画像処理が施された後、横断面画像 317' として LCD モニタ 113 に出力される。

[0059] LCD モニタ 113 は、画像処理部 305 において画像処理された横断面画像 317' と縦断面画像 316' とを並列して表示する。

[0060] <4. 縦断面画像および横断面画像の生成処理>

続いて、本実施形態に係る画像診断装置 100 が実施する縦断面画像および横断面画像の生成処理の詳細について説明する。

[0061] 図 3C は、本実施形態に係る画像診断装置 100 が実施する処理の手順を示すフローチャートである。また、図 4A 乃至図 4C は、縦断面画像および横断面画像の生成処理の説明図である。画像診断装置 100 は、光の送受信を連続的に行う送受信部を管状組織において軸方向に移動させながら管状組織からの反射光を取得する。

[0062] S3001 において、ラインデータ生成部 301 は、当該管状組織からの反射光に基づいて管状組織の断面画像の生成に用いられるラインデータを生成する。図 4A における 401 が、ラインデータ生成部 301 により生成されてラインデータメモリ 302 に格納されている各フレームにおけるラインデータである。

[0063] S3002 において、分枝検出部 3021 は、ラインデータ生成部 301 により生成されたラインデータに基づいて、各フレームから管状組織の分枝を検出する。図 4A における 402 が、複数のラインデータ 401 のうちの 1 つのフレームのラインデータである。4021 が分枝位置（角度 θ ）を示している。

[0064] 403 は、各フレームにおけるラインデータ 401 のうち、分枝検出部 3021 により分枝が検出されたフレームと、各フレームについて算出された分枝位置（角度 θ ）とを示している。ラインデータ 401 のうち、一部のフレームで分枝が検出されており、分枝が検出されたフレームの分枝位置（角

度 θ)が、それぞれ θ_1 、 θ_2 、...、 θ_n で表されている。なお、分枝位置（角度 θ ）の算出処理については図5および図6を参照して後述する。

[0065] S3003において、分枝位置設定部3022は、分枝検出部3021による検出結果に基づいて、管状組織の軸方向と略平行な方向の縦断面画像の構築角度を設定する。例えば、図3Aを参照して説明したように、複数のフレームで分枝が検出された場合に、各フレームでの分枝の角度情報のうち、管状組織の最も太い側（プルバック方向側）に対応するフレームにおける分枝の角度情報を構築角度として設定する。

[0066] 図4Bにおける404はラインデータであって、分枝位置設定部3022により縦断面画像の構築角度が設定される例を示す。ラインデータ404の例では、X番目のフレームの分枝の角度情報である θ_x が縦断面画像の構築角度として設定されたものとする。

[0067] S3004において、横断面画像生成部303は、ラインデータ生成部301により生成されたラインデータと分枝検出部3021による検出結果とに基づいて、管状組織の軸方向と交差する方向の横断面画像を生成する。図4Bにおける406が、横断面画像生成部303がX番目のフレームについて生成した横断面画像である。406の白い線分が縦断面画像の切断面に相当しており、白い楕円部分がX番目のフレームの分枝部分である。

[0068] S3005において、縦断面画像生成部304は、ラインデータ生成部301により生成されたラインデータと、分枝位置設定部3022により設定された構築角度とに基づいて、縦断面画像を生成する。図4Bにおける405が、縦断面画像生成部304が構築角度 θ_x で生成した縦断面画像の例である。405の白い線分がX番目のフレームに相当しており、白い楕円部分がX番目のフレームの分枝部分である。

[0069] S3006において、画像処理部305は、縦断面画像405および横断面画像406に画像処理を施してLCDモニタ113に表示する。なお、図4Cに示すように、M番目のフレームについて生成された横断面画像411と、M番目のフレームの分枝の角度情報（構築角度）で生成された縦断面画

像 4 1 2 とを表示しておき、さらに、分枝を含むフレームの位置を示す強調表示マーク 4 2 1 ～ 4 2 6 を併せて表示してもよい。そして、ユーザが強調表示マーク 4 2 2 ～ 4 2 6 の何れかを選択したことに応じて、選択された位置のフレームの横断面画像を再生成し、および当該選択された位置のフレームに関する構築角度で縦断面画像を再生成して、LCD モニタ 1 1 3 に表示し直してもよい。

[0070] さらに、複数のフレームで分枝が検出された場合、それぞれの分枝が観察できるように各フレームに関する構築角度の情報を用いて、複数の縦断面画像を生成して LCD モニタ 1 1 3 に表示する構成であってもよい。

[0071] 以上説明した一連の処理によれば、観察に適した縦断面画像の生成が容易になる。

[0072] < 5. 分枝の検出方法 >

続いて、図 5 乃至図 7 を参照して、分枝検出部 3 0 2 1 が実施する分枝位置（角度 θ ）の算出処理について説明する。図 5 に示すように、各フレームについて、各ラインを走査してピークの輝度値が閾値以下のラインを分枝と判定する。分枝と判定された複数のラインの中心に対応するラインの角度を分枝位置（角度 θ ）として検出する。図中 $\theta_a \sim \theta_b$ のライン範囲がピークの輝度値が閾値以下であり分枝を示している。ここでは $\theta_a \sim \theta_b$ の中心角度である θ_c が分枝位置として検出される。

[0073] あるいは、図 6 に示すように、偏芯度＝最短径／最大径（ $L_{\max}/L_{\min}$ ）と定義し、複数フレームについて、着目フレームの偏芯度が前後の隣接するフレームの偏芯度と比較して大きく変化する（着目フレームの偏芯度が大きい）場合に、着目フレームに分枝ありと判定してもよい。そして、最大径の線分とルーメンとの交点と、画像中心とを結ぶ直線が、基準線 6 0 となす角度を分枝位置（角度 θ ）として検出する。横断面画像 6 0 1 ～ 6 0 5 のうち、横断面画像 6 0 2、6 0 4、6 0 5 のフレームで分枝が検出されている。

[0074] より具体的には、図 7 に示すように、各フレームについて偏芯度を算出してプロットしていくと、分枝ありの着目フレームと、その前後のフレームと

では偏芯度が大きく変化している。例えば、着目フレームの偏芯度と、その前後のフレームの偏芯度との差分 D が閾値以上である場合に、着目フレームに分枝があると判定することができる。

[0075] あるいは、前後それぞれ複数フレームの偏芯度も考慮して、着目フレームの偏芯度と、その前後複数のフレームの偏芯度すべてとの各差分 D が閾値以上である場合に、着目フレームに分枝があると判定してもよい。これにより、より高精度に分枝の検出が可能となる。

[0076] [5-1. 分枝の直径の相対的な大きさの算出方法]

次に、図8Aを参照して、各フレームにおける分枝の直径の相対的な大小関係を求める例を説明する。図8Aにおいて、801はラインデータの一例であり、802は x 番目のフレームの横断面画像の一例である。ラインデータ801において、分枝の直径に相当する幅 $d\theta_x$ を評価するために、幅 $d\theta_x$ に含まれるライン数をカウントする。803は各フレームにおける縦断面画像の一例であり、 x 番目のフレームの幅 $d\theta_x$ （ライン数）、 $x+1$ 番目の幅 $d\theta_{x+1}$ （ライン数）、...、 n 番目のフレームの幅 $d\theta_n$ （ライン数）が各フレームから算出される。

[0077] 804は、フレーム番号と幅 $d\theta_n$ との関係をプロットした図であり、この例ではフレーム番号 y における幅 $d\theta_y$ が最も相対的に大きな値（ライン数）となる。すなわち、番号 y に対応するフレームが最も直径が大きなフレームとなり、当該直径が最も大きいフレームの角度情報を構築角度として決定するように構成してもよい。当該手法は、直径を直接算出するものではなく、分枝に相当するライン数で相対的に比較を行うものである。

[0078] [5-2. 分枝の直径の算出方法]

次に、各フレームにおける分枝の直径の算出方法について説明する。図8Bの811～813は横断面画像の一例である。横断面画像811における分枝位置（角度 θ ）のラインと内腔との交点 P を求める。次に、交点 P から時計回り、反時計回りにそれぞれ90度分、所定間隔で点をプロットし、各点について内腔の曲率を求める。曲率の算出方法については後述する。そし

て、両回りで求められた各点の内腔の曲率のうち最も大きな曲率を判定し、当該最大の曲率と閾値とを比較する。当該曲率が閾値以上の場合、以下にいずれかの手順に従って分枝の直径を算出する。

[0079] 両回りとも閾値以上の曲率を有する点が検出された場合、横断面画像 8 1 2 に示すように、時計回りにおいて検出された点 8 1 2 1 と、反時計回りにおいて検出された点 8 1 2 2 とを結ぶ線分 8 1 2 3 の長さを分枝の直径として算出する。

[0080] 片回りのみに閾値以上の曲率を有する点が検出された場合、横断面画像 8 1 3 に示すように、検出された点 8 1 3 1 から、内腔の長軸 8 1 3 2 に対して垂線を下ろし、当該垂線を延長させた直線 8 1 3 3 と、反対側の内腔との交点 8 1 3 4 を求め、検出点 8 1 3 1 と交点 8 1 3 4 との距離を分枝の直径として算出する。

[0081] 一方、両回りとも閾値以上の曲率を有する点が検出されなかった場合、当該フレームを分枝の検出対象から除外する。

[0082] 続いて図 8 C を参照して、各点について内腔の曲率を算出する方法を説明する。まず注目点 8 3 1 と、回転方向に対して前の点 8 3 2、点 8 3 3、点 8 3 4 との合計 4 つの内腔位置を用いて近似曲線 A を算出する。次に、同様にして、注目点 8 3 1 と、回転方向に対して後の点 8 3 5、点 8 3 6、点 8 3 7 との合計 4 つの内腔位置を用いて近似曲線 B を算出する。

[0083] そして、直線 A の傾きを有し、注目点 8 3 1 を通る単位ベクトル a を求め、同様にして、直線 B の傾きを有し、注目点 8 3 1 を通る単位ベクトル b を求める。単位ベクトル a 、単位ベクトル b がなす角 θ_{ab} を式 (1) により求めて曲率とする。

[0084] [数1]

$$\cos \theta_{ab} = \frac{\langle a, b \rangle}{\|a\| \cdot \|b\|} \Leftrightarrow \theta_{ab} = \cos^{-1} \frac{\langle a, b \rangle}{\|a\| \cdot \|b\|} \quad \dots(1)$$

[0085] このように、「5-1. 分枝の直径の相対的な大きさの算出方法」では分枝の直径と相関を有するライン数を分枝の直径の相対的な大きさとして求め

ているのに対し、「5-2. 分枝の直径の算出方法」では分枝の直径そのものの値を求めている。そのため、各方法で求めた値を直接比較することはできない点に留意すべきである。

[0086] 一般的に、「5-1. 分枝の直径の相対的な大きさの算出方法」により直径の相対的な大きさが求められる分枝は、主管（血管）に対して側管（ある血管から分岐して延びる別の血管）が垂直方向に存在するか、あるいは、分枝のサイズが大きく、近赤外光が分枝の血管壁まで到達しない場合の2通りが考えられる。なお、临床上は、分枝のサイズが大きく近赤外光が分枝の血管壁まで到達しない場合に該当する可能性が高いので、一つのデータセットについて「5-1」、「5-2」のそれぞれの方法で直径が求められた場合、分枝の大きさは「5-1」の方法で求められたものを優先するものとする。

[0087] ここで求められた分枝の直径（あるいはその相対的な大きさ）に基づいて、縦断面画像の構築角度を設定してもよい。例えば、当該直径（あるいは直径の相対的な大きさ）が最も大きいフレームの角度情報を構築角度としてもよい。

[0088] <6. 分枝と最小内腔径を有するフレームとの距離情報の表示>

LCDモニタ113は、表示対象である着目フレームの横断面画像および、着目フレームに関する構築角度で生成された縦断面画像を表示するとともに、さらに分枝と最小内腔径を有するフレームとの距離を算出して距離情報を表示してもよい。最小内腔径を有するフレームは診断対象としたい狭窄部を示しており、分枝位置からどの程度の距離に位置しているかの情報は重要である。図9の管状組織の縦断面模式図に示すように、分枝と最小内腔径を有するフレームとの距離は、 L_1 、 L_2 、または L_3 の何れかの方法で算出することができる。

[0089] ここで L_1 は、分枝境界位置（Distal edge）と狭窄部位置（最小内腔径を有するフレーム）との距離である。 L_2 は、分枝中央位置と狭窄部位置（最小内腔径を有するフレーム）との距離である。 L_3 は、分枝境界位置（Proximal

edge) と狭窄部位置 (最小内腔径を有するフレーム) との距離である。

[0090] なお、分枝検出部 3021 により検出されたすべてのフレームの分枝位置から狭窄部位置までの距離を算出して表示する構成であってもよい。なお、分枝が検出されたすべてのフレームについて縦断面画像を生成して表示する場合には、各縦断面画像の表示対象とされている分枝位置から狭窄部位置までの距離を算出して表示する構成であってもよい。

[0091] <7. 分枝とステントとの距離情報の表示>

LCD モニタ 113 は、表示対象である着目フレームの横断面画像および、着目フレームに関する構築角度で生成された縦断面画像を表示するとともに、さらに分枝とステントとの距離を算出して距離情報を表示してもよい。ステントとは、人体の管状組織 (血管、気管、食道、十二指腸、大腸、胆道など) を管腔内部から広げる医療機器である。医師にとって、ステント位置の把握は非常に重要である。

[0092] 図 10 の管状組織の縦断面模式図に示すように、分枝とステント 1001 の端部との距離は、 L_4 として算出することができる。 L_4 は、分枝中央位置とステント端部との距離である。なお、図 9 で説明したように、分枝境界位置 (Distal edge) とステント端部との距離や、分枝境界位置 (Proximal edge) とステント 1001 との距離を算出する構成であってもよい。

[0093] なお、以上説明した各実施形態における処理は、マイクロプロセッサで構成される信号処理部 223 によるものである。マイクロプロセッサはプログラムを実行することで、その機能を実現するわけであるから、当然、そのプログラムも本願発明の範疇になる。また、通常、プログラムは、CD-ROM や DVD-ROM 等のコンピュータ可読記憶媒体に格納されており、そのコンピュータが有する読み取り装置 (CD-ROM ドライブ等) にセットし、システムにコピーもしくはインストールすることで実行可能になるわけであるから、係るコンピュータ可読記憶媒体も本願発明の範疇に入ることも明らかである。

[0094] 本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の精神及び範

囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために、以下の請求項を添付する。

[0095] 本願は、2014年12月26日提出の日本国特許出願特願2014-265204を基礎として優先権を主張するものであり、その記載内容の全てを、ここに援用する。

請求の範囲

- [請求項1] 光の送受信を連続的に行う送受信部を、管状組織において軸方向に移動させながら前記管状組織からの反射光を取得し、当該反射光に基づいて画像を生成する画像診断装置であって、
- 前記反射光に基づいて前記管状組織の断面画像の生成に用いられるラインデータを生成するラインデータ生成手段と、
- 前記ラインデータに基づいて、前記管状組織の分枝を検出する検出手段と、
- 前記検出手段による検出結果に基づいて、前記管状組織の軸方向と略平行な方向の縦断面画像の構築角度を設定する設定手段と、
- 前記ラインデータと前記検出手段による検出結果とに基づいて、前記管状組織の軸方向と交差する方向の横断面画像を生成する横断面画像生成手段と、
- 前記ラインデータと前記構築角度とに基づいて、前記縦断面画像を生成する縦断面画像生成手段と
- を備えることを特徴とする画像診断装置。
- [請求項2] 前記設定手段は、前記検出手段により複数のフレームで分枝が検出された場合、各フレームについて分枝の分岐部分の直径を算出し、当該直径に基づいて前記構築角度を設定することを特徴とする請求項1に記載の画像診断装置。
- [請求項3] 前記設定手段は、前記検出手段により複数のフレームで分枝が検出された場合、各フレームについて前記管状組織の主管と前記分枝とのなす角度を算出し、当該なす角度に基づいて前記構築角度を設定することを特徴とする請求項1に記載の画像診断装置。
- [請求項4] 前記設定手段は、前記検出手段により複数のフレームで分枝が検出された場合、表示可能な分枝の数に基づいて前記構築角度を設定することを特徴とする請求項1に記載の画像診断装置。
- [請求項5] 前記設定手段は、前記検出手段により複数のフレームで分枝が検出

された場合、各フレームについて分枝にガイドワイヤが通っているかを判定し、当該判定の結果に基づいて前記構築角度を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の画像診断装置。

[請求項6] 前記横断面画像と前記縦断面画像とを表示する表示手段をさらに備えることを特徴とする請求項 1 乃至 5 の何れか 1 項に記載の画像診断装置。

[請求項7] 前記表示手段は、前記検出手段により複数のフレームで分枝が検出された場合、前記縦断面画像上に分枝位置を示す複数の強調表示マークをさらに表示することを特徴とする請求項 6 に記載の画像診断装置。

[請求項8] ユーザ入力を受け付ける操作手段をさらに備え、
前記設定手段は、前記ユーザ入力により前記複数の強調表示マークの 1 つが選択された場合、当該選択に基づいて前記構築角度を更新し、
前記縦断面画像生成手段は、前記ラインデータと前記更新された構築角度とに基づいて、前記縦断面画像を再生成することを特徴とする請求項 7 に記載の画像診断装置。

[請求項9] 前記検出手段により 1 以上のフレームで分枝が検出された場合、当該分枝が検出されたフレーム位置と前記管状組織の最小内腔径を有するフレーム位置との距離を算出する算出手段をさらに備え、
前記表示手段は、前記算出手段により算出された距離をさらに表示することを特徴とする請求項 6 乃至 8 の何れか 1 項に記載の画像診断装置。

[請求項10] 分枝を含む表示対象の横断面画像のフレーム位置とステントを含むフレーム位置との距離を算出する算出手段をさらに備え、
前記表示手段は、前記算出手段により算出された距離をさらに表示することを特徴とする請求項 6 乃至 8 の何れか 1 項に記載の画像診断装置。

[請求項11] 各フレームにおいて検出された分枝の位置を示す角度情報は、当該分枝の中心に対応する角度情報であり、

前記設定手段は、前記分枝の中心に対応する角度情報を、前記構築角度として設定することを特徴とする請求項1乃至10の何れか1項に記載の画像診断装置。

[請求項12] 光の送受信を連続的に行う送受信部を、管状組織において軸方向に移動させながら前記管状組織からの反射光を取得し、当該反射光に基づいて画像を生成する画像診断装置の制御方法であって、

前記反射光に基づいて前記管状組織の断面画像の生成に用いられるラインデータを生成するラインデータ生成工程と、

前記ラインデータに基づいて、前記管状組織の分枝を検出する検出工程と、

前記検出工程による検出結果に基づいて、前記管状組織の軸方向と略平行な方向の縦断面画像の構築角度を設定する設定工程と、

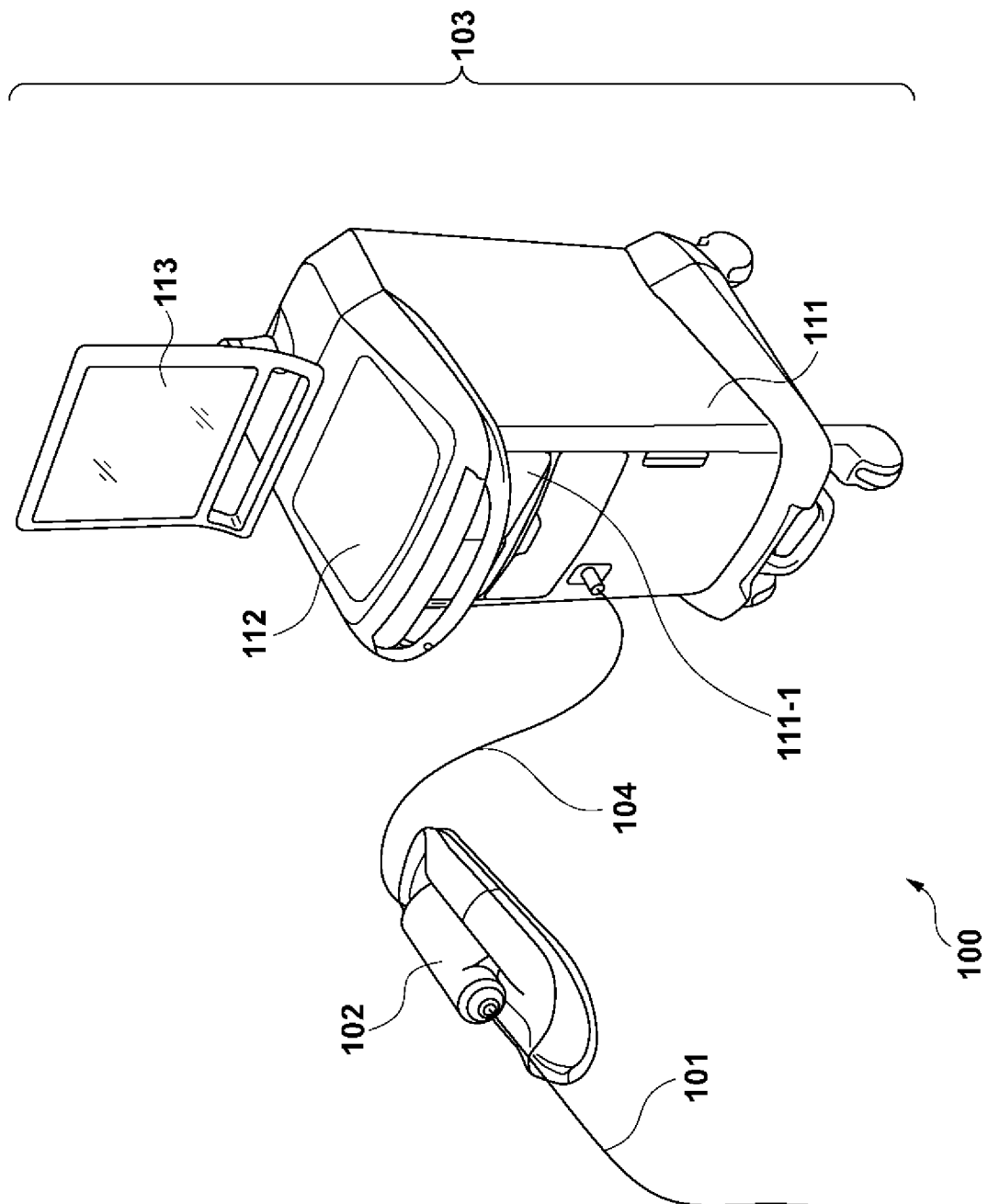
前記ラインデータと前記検出工程による検出結果とに基づいて、前記管状組織の軸方向と交差する方向の横断面画像を生成する横断面画像生成工程と、

前記ラインデータと前記構築角度とに基づいて、前記縦断面画像を生成する縦断面画像生成工程と

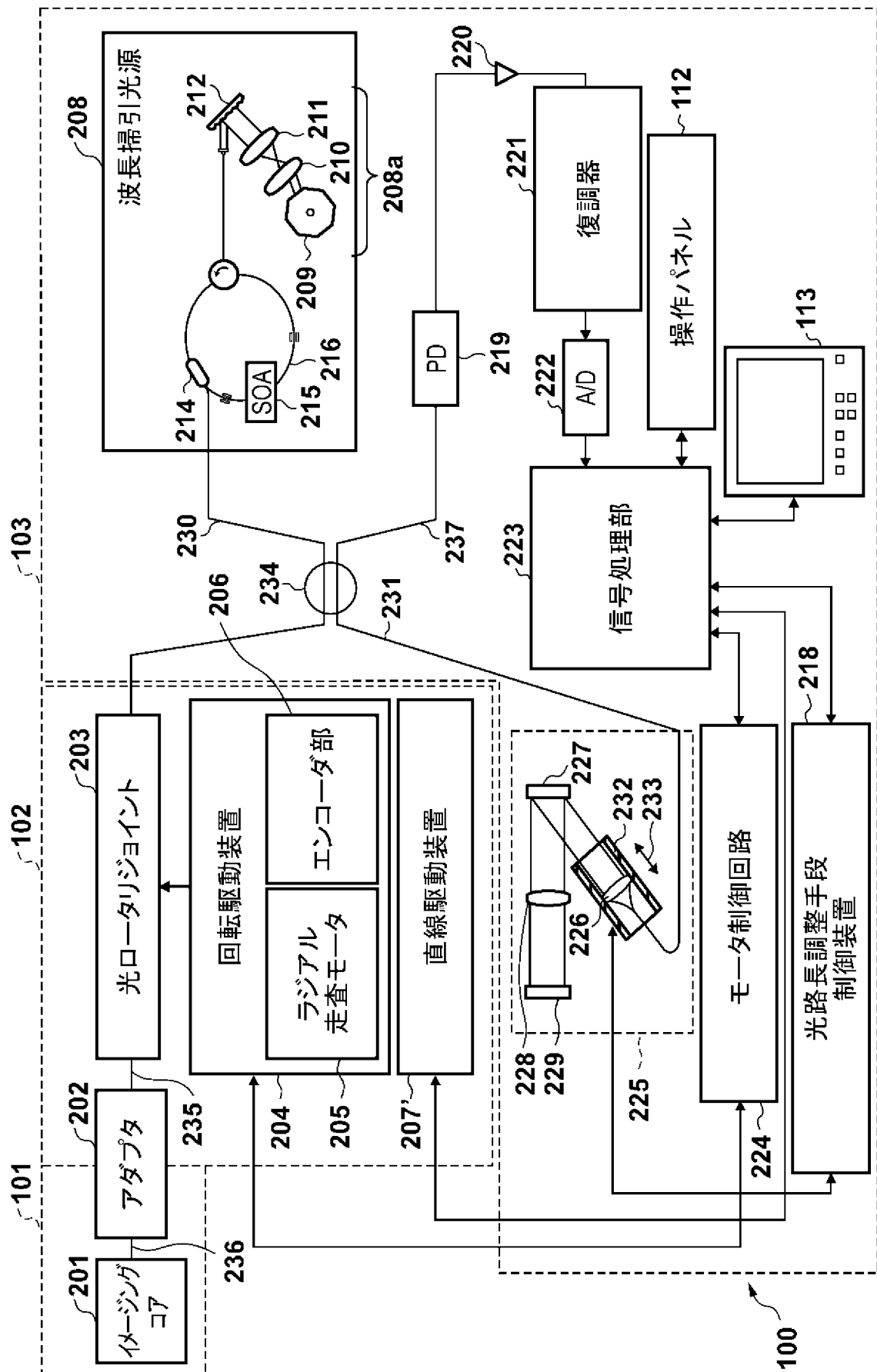
を有することを特徴とする画像診断装置の制御方法。

[請求項13] 請求項12に記載の画像診断装置の制御方法の各工程をコンピュータに実行させるためのプログラム。

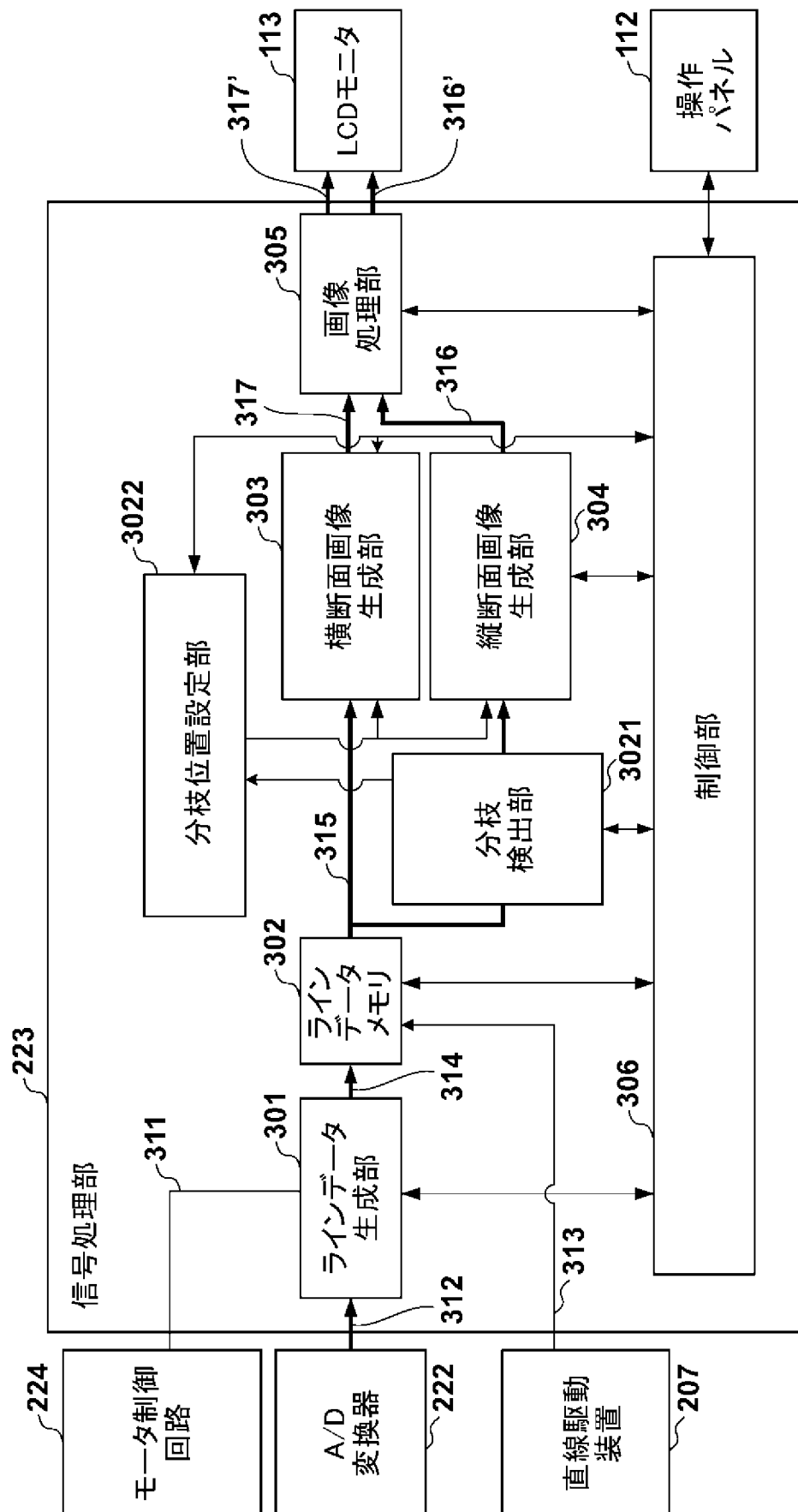
[図1]



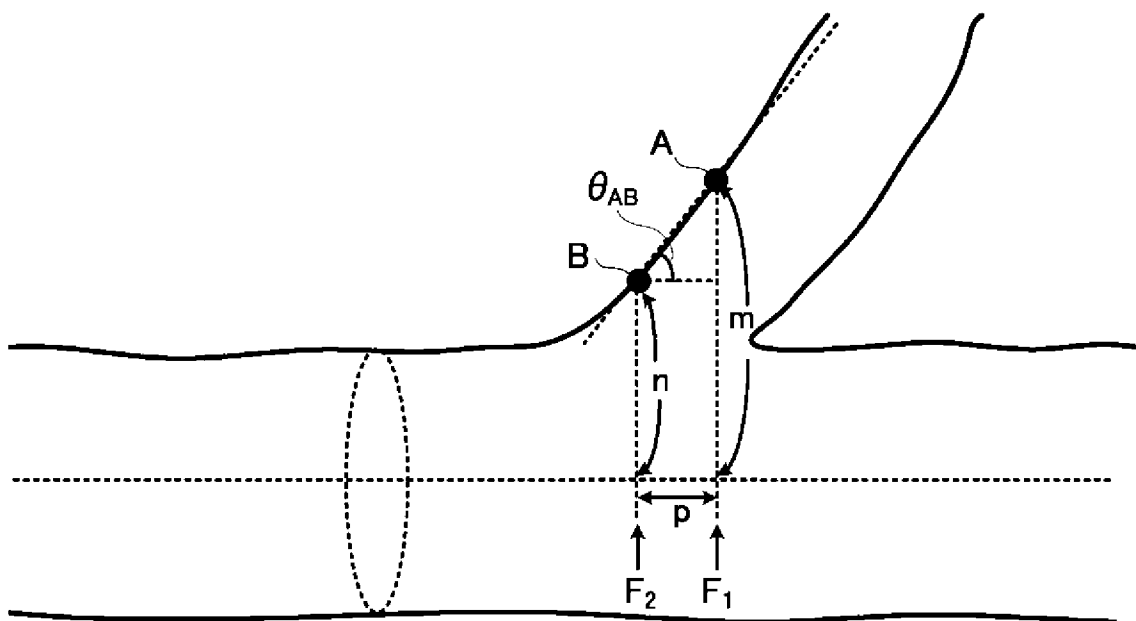
[図2]



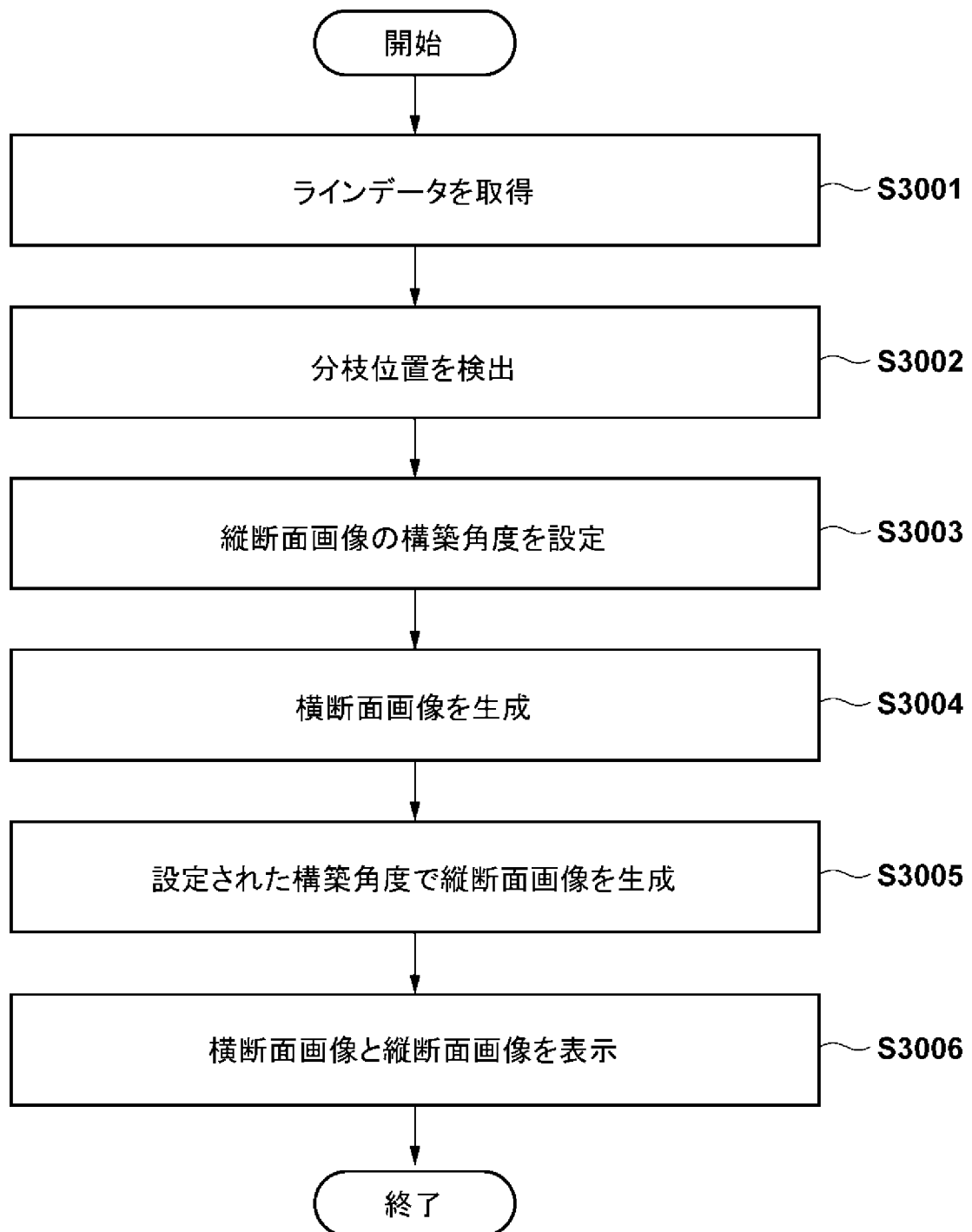
[図3A]



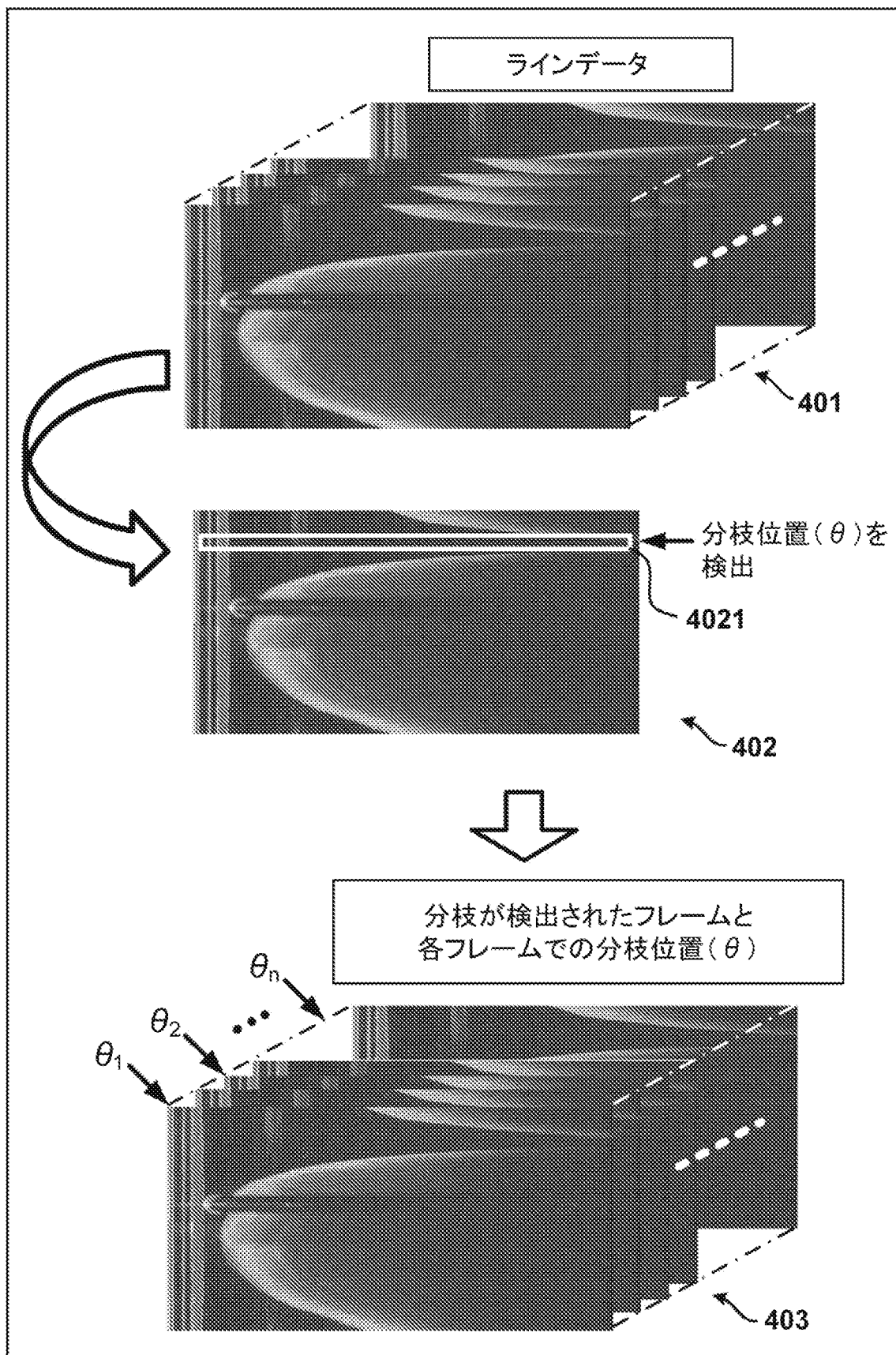
[図3B]



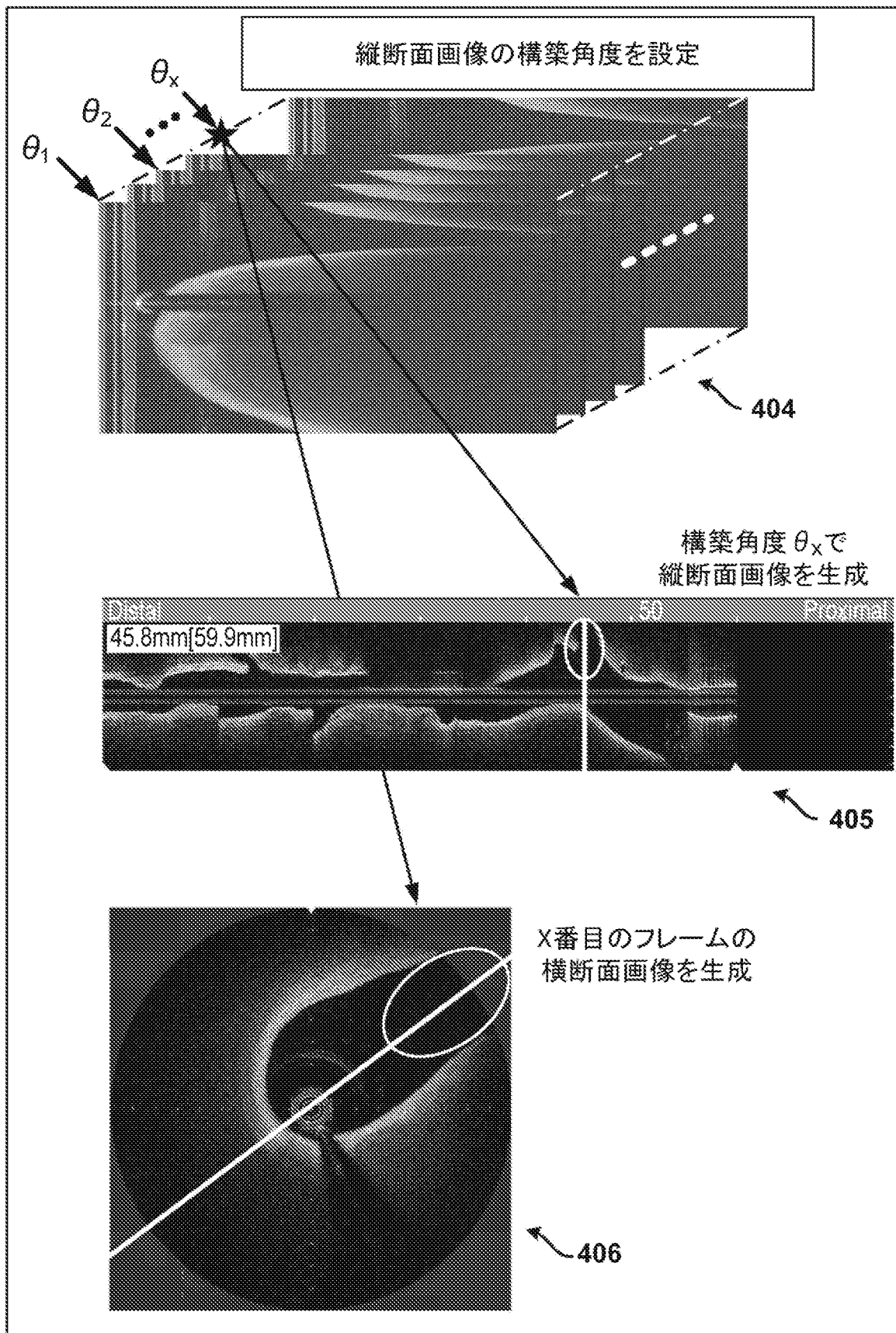
[図3C]



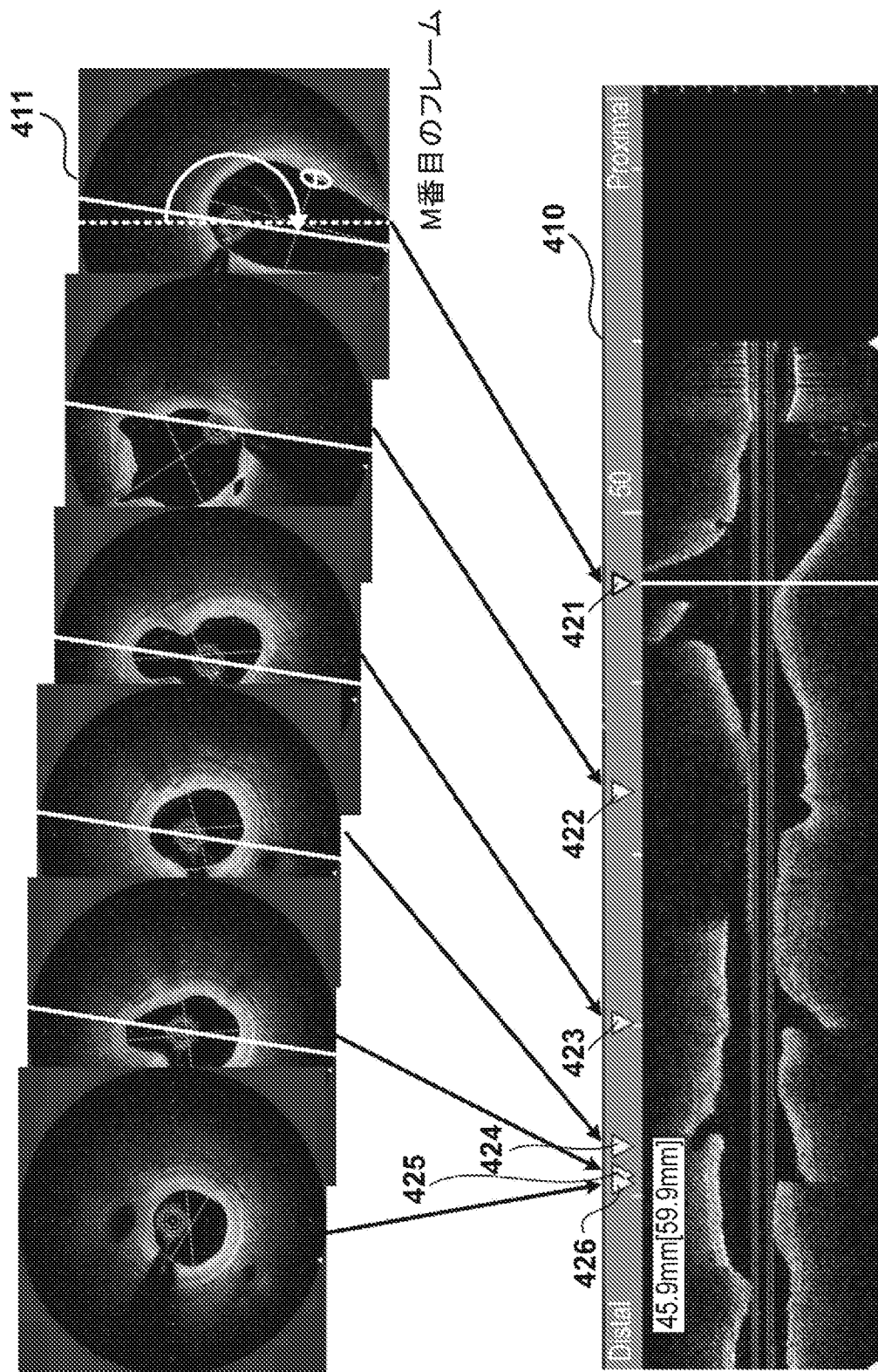
[図4A]



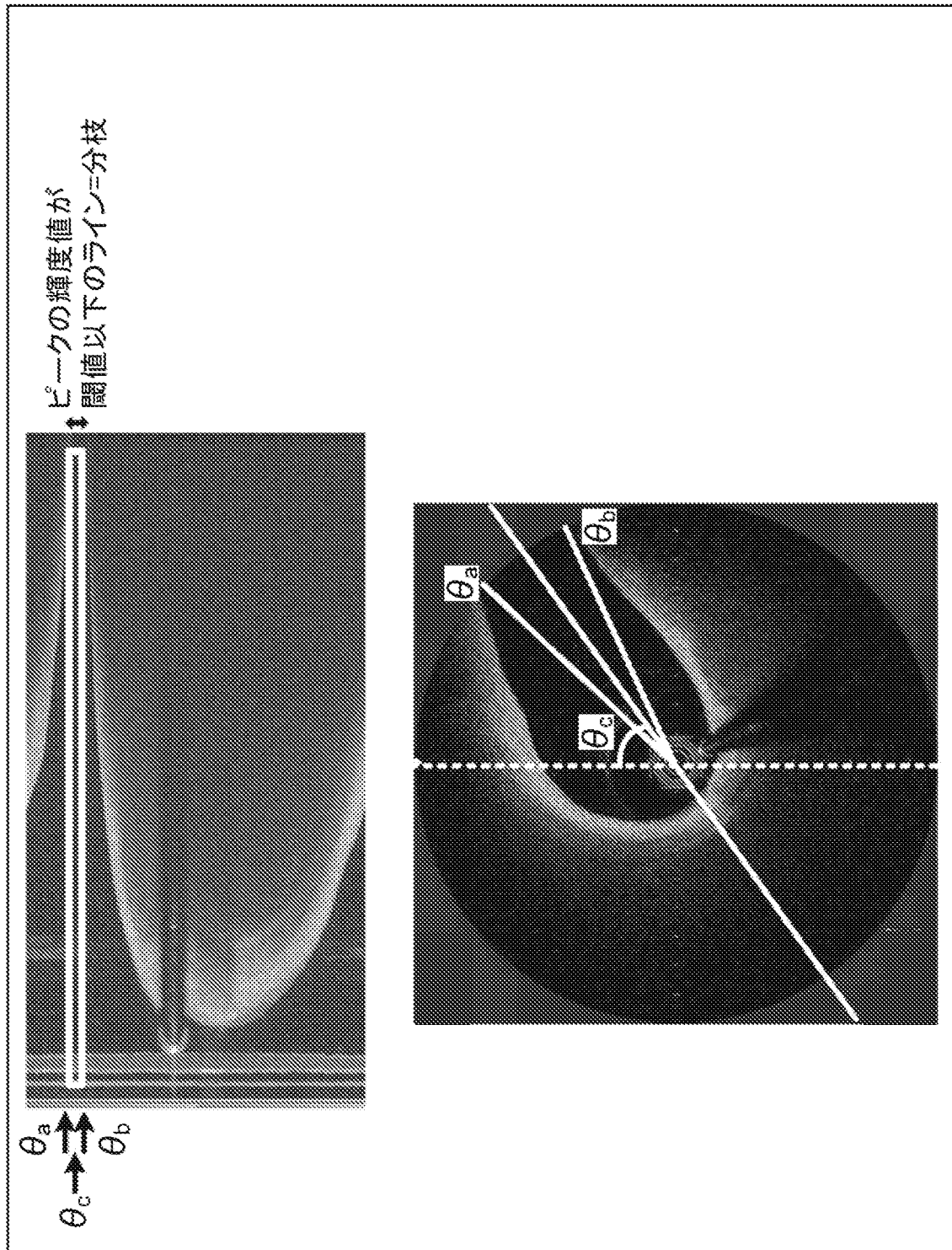
[図4B]



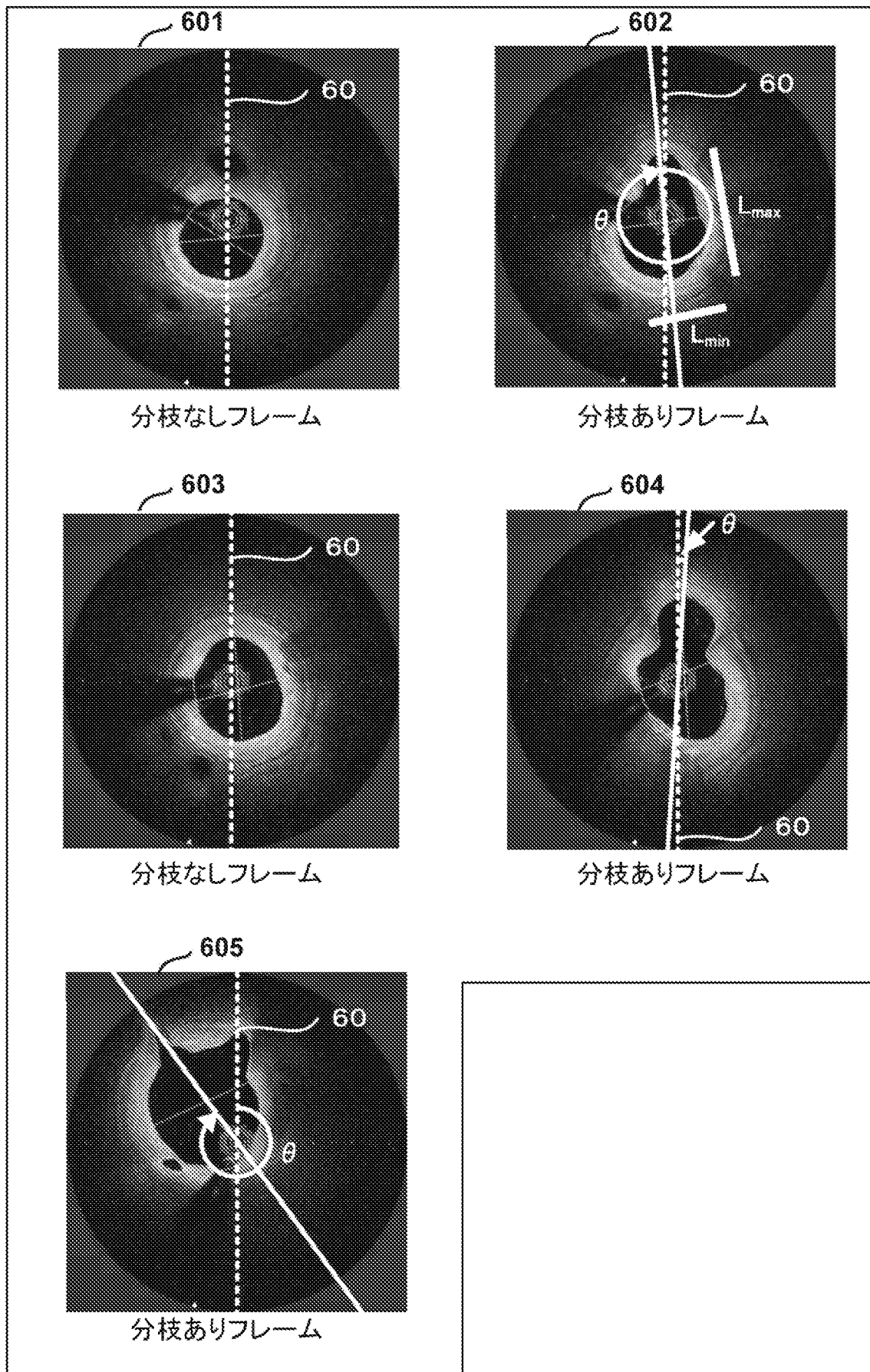
[図4C]



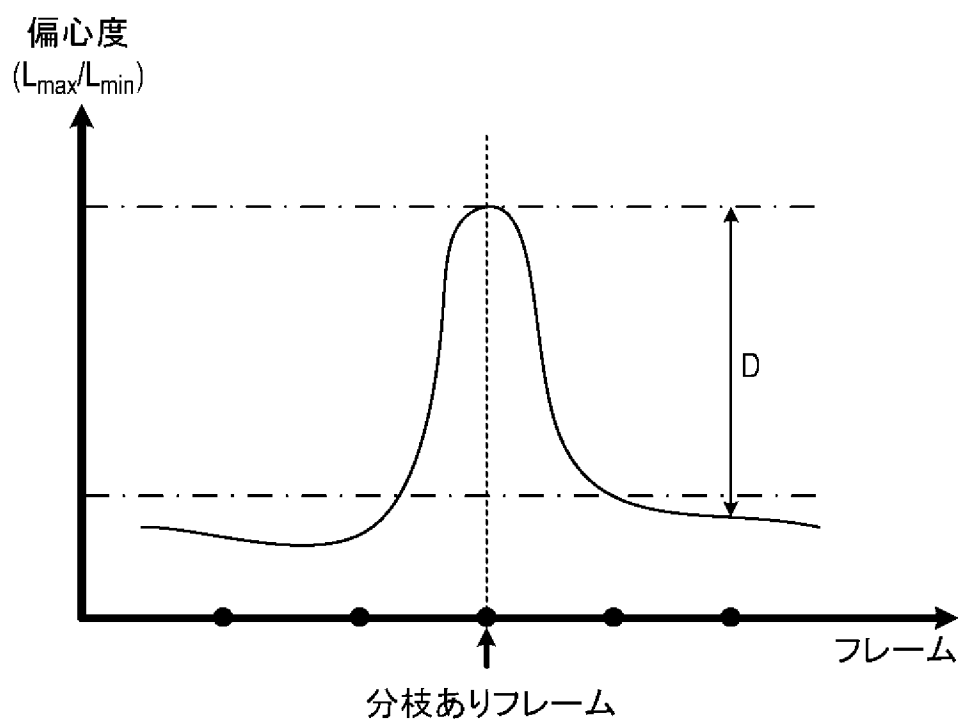
[図5]



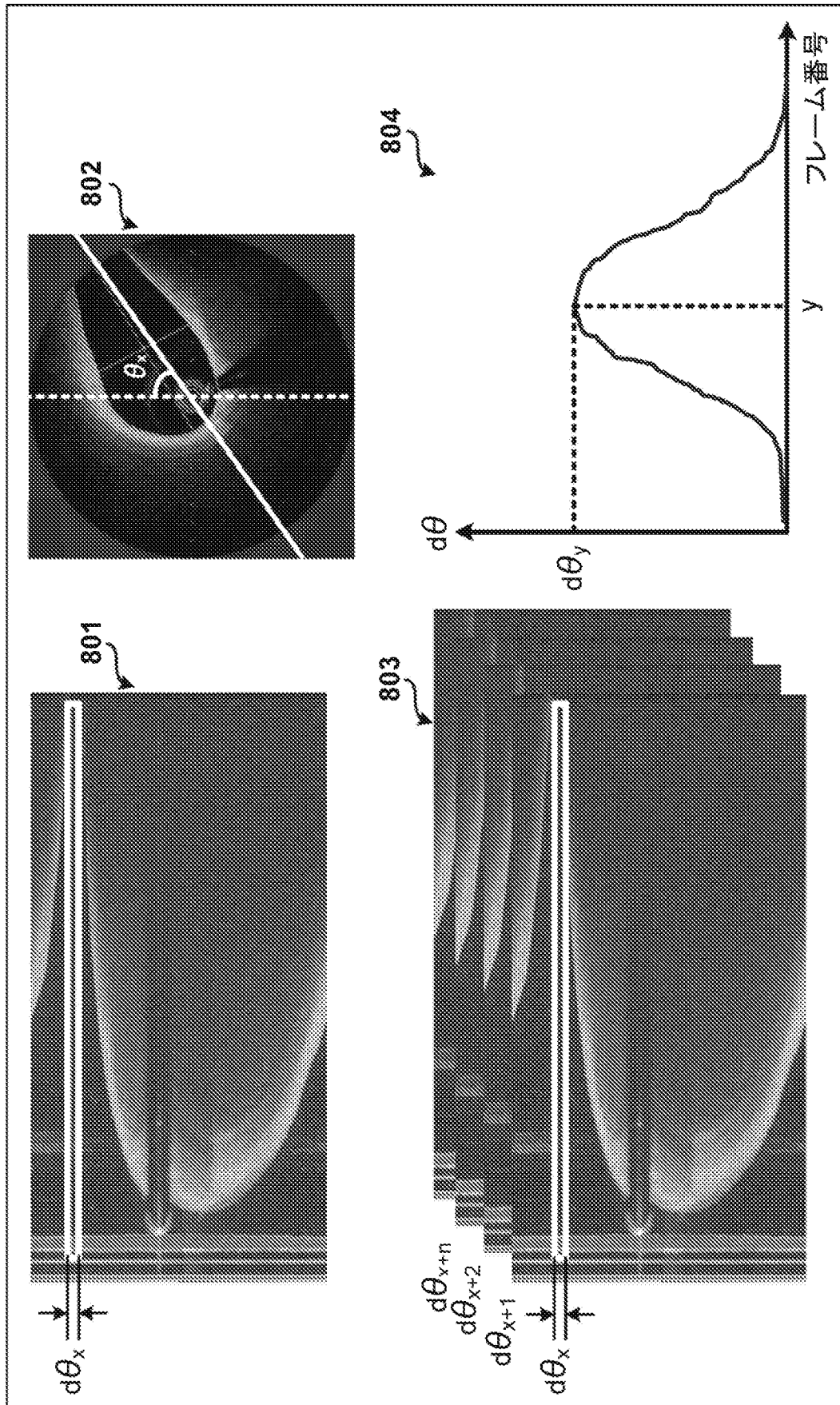
[図6]



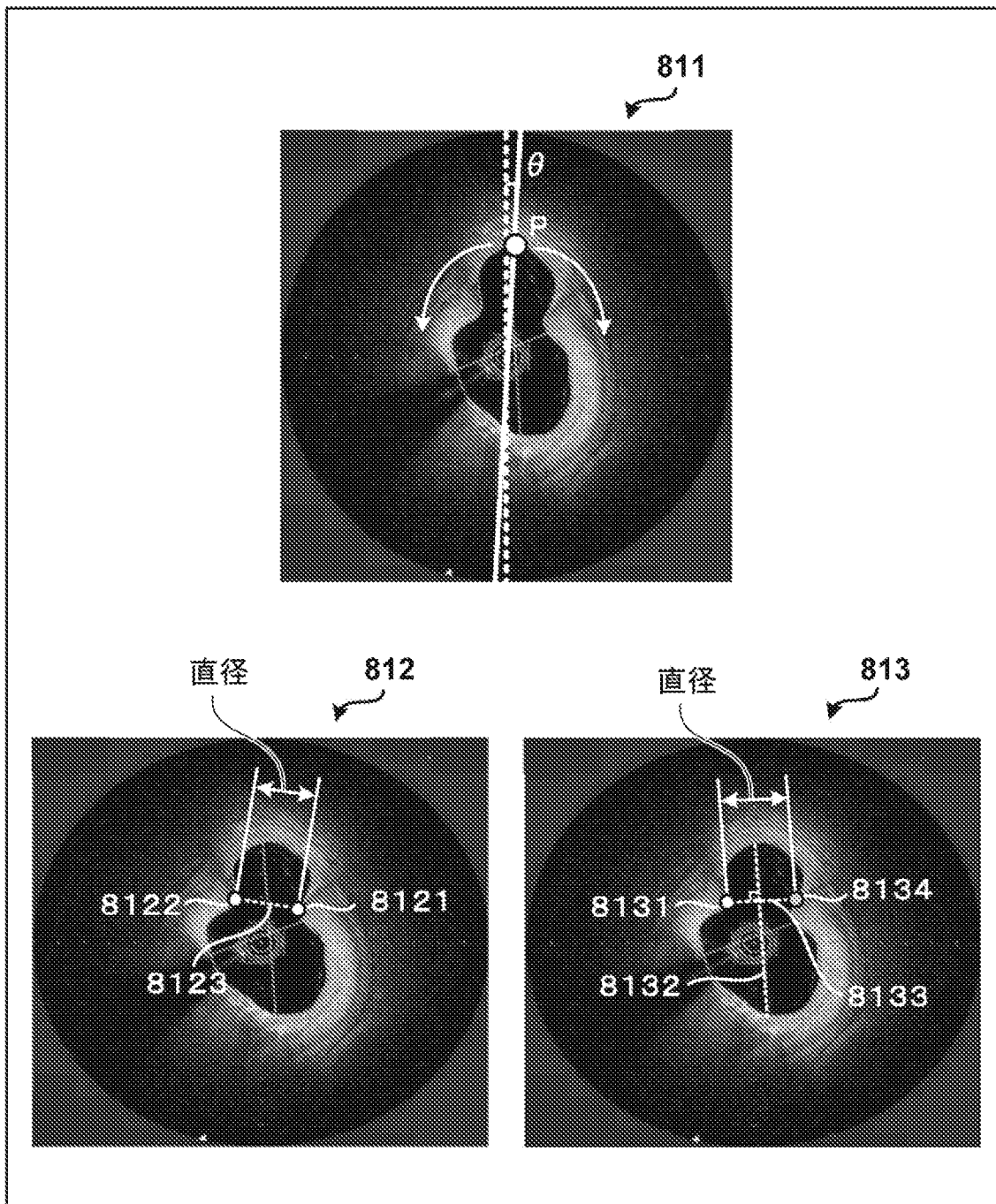
[図7]



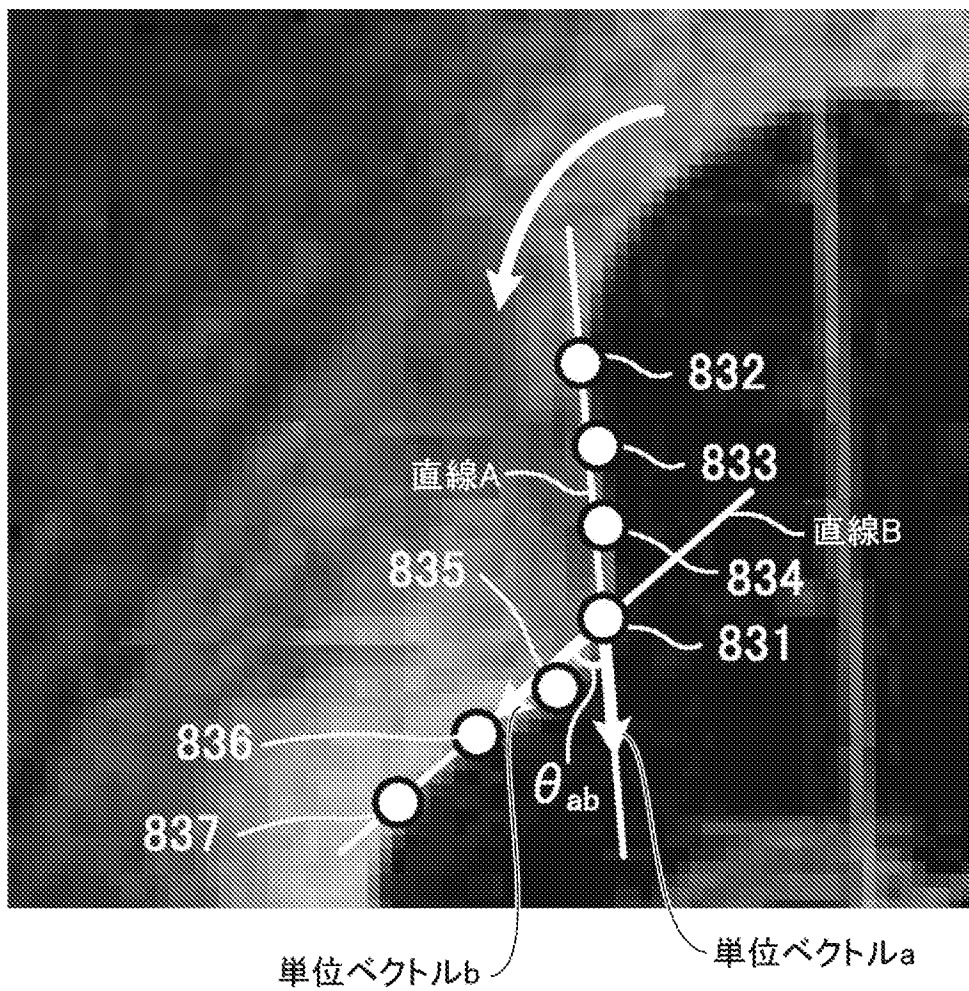
[図8A]



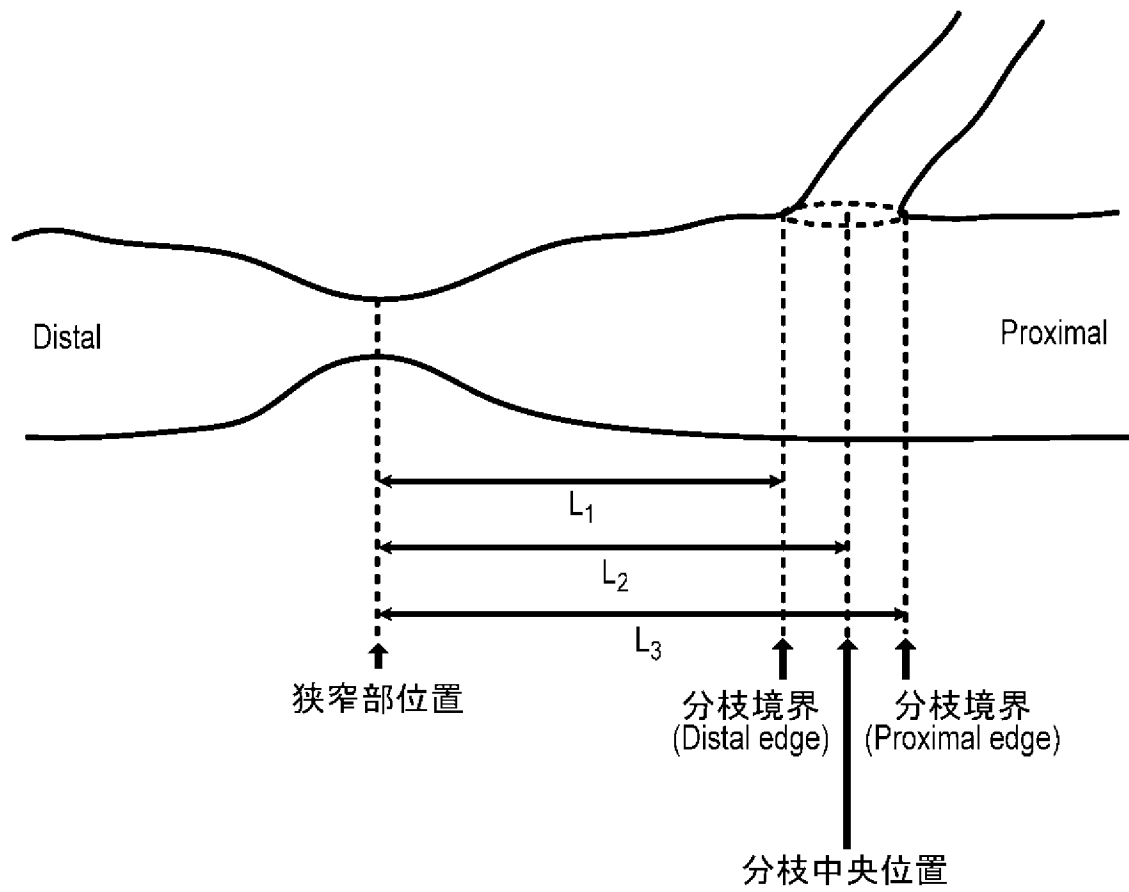
[図8B]



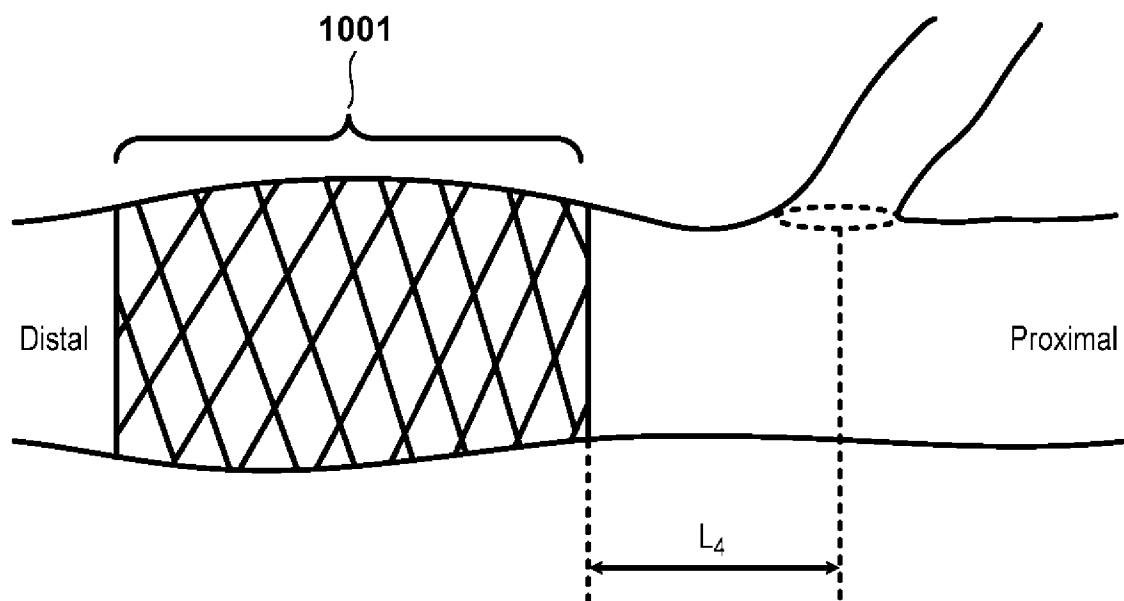
[図8C]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/085231

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i

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)

A61B1/04, A61B1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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.
Y	JP 2013-543786 A (Boston Scientific Scimed, Inc.), 09 December 2013 (09.12.2013), paragraphs [0039] to [0063]; fig. 5, 6 & US 2012/0130243 A1 paragraphs [0050] to [0074]; fig. 5, 6 & WO 2012/071110 A1 & EP 2642922 A	1-13
Y	WO 2014/045327 A1 (Terumo Corp.), 27 March 2014 (27.03.2014), paragraphs [0070] to [0116]; fig. 5 to 11 & US 2015/0190054 A1 paragraphs [0098] to [0151]; fig. 5 to 11	1-13

☒ 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 application or patent but 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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
23 February 2016 (23.02.16)

Date of mailing of the international search report
08 March 2016 (08.03.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/085231

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2012-200532 A (Terumo Corp.), 22 October 2012 (22.10.2012), paragraphs [0063] to [0085]; fig. 4 to 9 & US 2012/0253184 A1 paragraphs [0072] to [0095]; fig. 4 to 9 & EP 2505118 A1	9, 10
A	JP 2011-72596 A (Terumo Corp.), 14 April 2011 (14.04.2011), entire text; all drawings & US 2012/0215091 A1 entire text; all drawings & WO 2011/039983 A1 & EP 2484289 A1	1-13
A	JP 2013-56113 A (Toshiba Corp.), 28 March 2013 (28.03.2013), entire text; all drawings (Family: none)	1-13

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/04, A61B1/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2013-543786 A（ボストン サイエンティフィック サイムド， インコーポレイテッド）2013.12.09，段落〔0039〕－〔0063〕、第5，6図 & US 2012/0130243 A1，段落〔0050〕－〔0074〕、第5，6図 & WO 2012/071110 A1 & EP 2642922 A	1-13
Y	WO 2014/045327 A1（テルモ株式会社）2014.03.27，段落〔0070〕－〔0116〕、第5－11図 & US 2015/0190054 A1，段落〔0098〕－〔0151〕、第5－11図	1-13

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）	「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」 同一パテントファミリー文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日

23.02.2016

国際調査報告の発送日

08.03.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

松谷 洋平

2Q

3410

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2012-200532 A (テルモ株式会社) 2012. 10. 22, 段落 [0 0 6 3] － [0 0 8 5], 第 4 － 9 図 & US 2012/0253184 A1, 段落 [0 0 7 2] － [0 0 9 5], 第 4 － 9 図 & EP 2505118 A1	9, 10
A	JP 2011-72596 A (テルモ株式会社) 2011. 04. 14, 全文、全図 & US 2012/0215091 A1, 全文、全図 & WO 2011/039983 A1 & EP 2484289 A1	1-13
A	JP 2013-56113 A (株式会社東芝) 2013. 03. 28, 全文、全図 (ファミ リーなし)	1-13