

(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
2014年5月15日(15.05.2014)



(10) 国際公開番号

WO 2014/073016 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/007098
- (22) 国際出願日: 2012年11月6日(06.11.2012)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (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: 小林 洋平(KOBAYASHI, Youhei); 〒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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, 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.

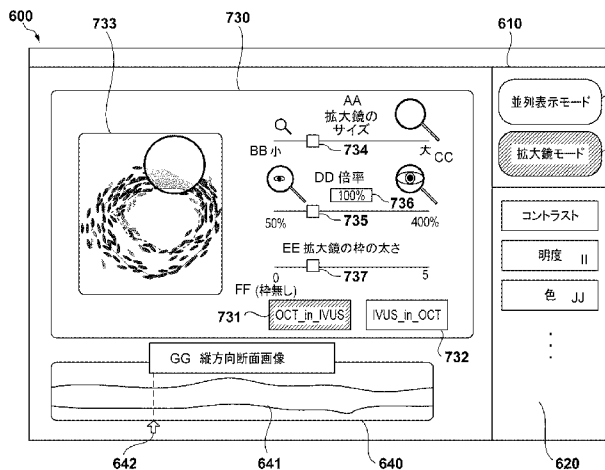
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロパ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ユーロパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: IMAGE DIAGNOSTIC DEVICE, INFORMATION PROCESSING DEVICE, AND CONTROL METHOD THEREFOR

(54) 発明の名称: 画像診断装置及び情報処理装置及びそれらの制御方法



611 Parallel display mode
612 Magnifying glass mode
AA Magnifying glass size
BB Small
CC Large
DD Magnification
EE Thickness of magnifying glass frame
FF (No frame)
GG Vertical tomographic image
HH Contrast
II Brightness
JJ Color

(57) Abstract: The present invention provides a technology whereby a section of interest in a biological tissue can be checked using both an ultrasonic tomographic image and an optical tomographic image and highly precise biological tissue diagnosis can occur, while suppressing loss of visibility in the ultrasonic and optical tomographic images and without the user altering viewing position. In order to achieve same, a circular frame indicating a magnifying glass that a user can freely change the position of within an image display area is displayed inside the image display area, when in a magnifying glass mode. An Intravascular Ultrasound (IVUS) tomographic image is displayed in an area inside the image display area and outside the circular frame, and a partial image of an Optical Coherence Tomography (OCT) image is displayed inside the circular frame.

(57) 要約: 本発明は、超音波断面画像と光断面画像の視覚上の損失を抑えつつ、且つ、ユーザは視点位置を変更せずとも、生体組織における関心部分を超音波断面画像と光断面画像の両方で確認でき、高い精度で生体組織の診断を行える技術を提供する。このため、拡大鏡モード時には、画像表示領域内にユーザが自由にその位置を変更できる拡大鏡を表わす円形枠を画像表示領域内に表示する。そして、画像表示領域内であって円形枠外の領域にはIVUS断面画像を表示し、円形枠内にはOCT断面画像の部分画像を表示する。

明 細 書

発明の名称：

画像診断装置及び情報処理装置及びそれらの制御方法

技術分野

[0001] 本発明は超音波並びに光による生体組織の断層画像を表示する画像診断装置及び情報処理装置及びそれらの制御方法に関するものである。

背景技術

[0002] 従来より、動脈硬化の診断や、バルーンカテーテルまたはステント等の高機能カテーテルによる血管内治療時の術前診断、あるいは、術後の結果確認のために、画像診断装置が広く使用されている。

[0003] 画像診断装置には、血管内超音波診断装置（IVUS：Intravascular Ultrasound）や光干渉断層診断装置（OCT：Optical Coherence Tomography）等が含まれ、それぞれに異なる特性を有している。

[0004] また、最近では、IVUSの機能と、OCTの機能とを組み合わせた画像診断装置（超音波を送受信可能な超音波送受信部と、光を送受信可能な光送受信部とを備える画像診断装置）も提案されている（例えば、特許文献1、2参照）。このような画像診断装置によれば、高深度領域まで測定できるIVUSの特性を活かした断面画像と、高分解能で測定できるOCTの特性を活かした断面画像の両方を、一回の走査で生成することができる。

[0005] 上記の如く、血管内の同一箇所断面画像を、IVUS機能、OCT機能の両方で生成することが可能になった。OCT断面画像は、比較的浅い組織について高い解像度の画像となるものの、それより深い組織の像は得ることができないという面がある。一方、IVUS断面画像は、比較的深い生体組織まで含む像を得るのに都合が良いものの、OCTほど高い解像度とはならない面がある。つまり、これら2種類の断面画像は互いに補う関係にあると言える。

- [0006] これまでの表示は、これら２種類の断面画像を並べて表示するか、それら２種類の断面画像を合成して、１枚の合成画像を生成し、それを表示するかのいずれかであった。
- [0007] 前者の場合、画面上で距離を隔てた２種類の断面画像をユーザが見比べる必要があり、患部の状況はユーザ自身の頭の中で想像するしかない。
- [0008] 一方、後者の場合、視点を移動しないで済む分だけユーザの診断に負担は軽減する（特許文献３）。しかし、２つの断面画像の合成を行う場合の一般的な手法は、２つの断面画像の画素値の平均値を算出し、その平均値を合成画像の１画素の値とするものである。故に、例えば合成画像におけるＯＣＴ断面画像の持つ特徴は、オリジナルのＯＣＴ断面画像の特徴の半分となり、オリジナルのＯＣＴ断面画像の半分の情報が失われることを意味する。これは、ＩＶＵＳ断面画像にも言えることである。一方、合成画像を表示するものであるので、例えば、ＩＶＵＳ断面画像を除外した純粋にＯＣＴ画像を見るためには、一旦、合成画像の表示を止める必要があり、操作が煩雑になる。
- [0009] また、特許文献３には、ＯＣＴ断面画像のＩＶＵＳ断面画像の２つのうちの一方の画像内に境界線で設定し、その輪郭線の内側に他方の断面画像を表示することが示されている。かかる構成によれば、視点を変えないで２つの画像を見比べることができるという効果が期待できる。

先行技術文献

特許文献

- [0010] 特許文献１：特開平１１－５６７５２号公報
特許文献２：特開２００６－２０４４３０号公報
特許文献３：特表２０１０－５１６３０４号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0011] しかしながら、特許文献３に開示された技術では更なる問題が発生する。

例えば、今、OCT断面画像の中に境界線で示した領域を設定し、その中にIVUS断面画像を表示したとする。この場合、IVUS断面画像で隠れたOCT断面画像を確認することはできない。そのため、IVUS断面画像で隠れる部分を確認するために、OCT断面画像だけを表示する領域が別途必要になるという問題が発生するからである。

[0012] 本発明は係る問題に鑑みなされたものであり、超音波断面画像と光断面画像の視覚上の損失を抑えつつ、且つ、ユーザは視点位置を変更せずとも、生体組織における関心部分を超音波断面画像と光断面画像の両方で確認できき、高い精度で生体組織の診断を行える技術を提供しようとするものである。

課題を解決するための手段

[0013] 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、

超音波の送受信を行う超音波送受信部及び光の送受信を行う光送受信部とが配置された送受信部を有するプローブを回転自在且つ脱着可能に保持し、前記超音波送受信部が受信した生体組織からの反射波、及び、前記光送受信部が受信した生体組織からの反射光とを用いて、該生体組織の超音波断面画像及び光断面画像を生成する画像診断装置であって、

断面画像を表示するための画像表示領域、及び、当該画像表示領域内にあって、ユーザの指示位置に応じて表示位置が自在な枠とを含むユーザインタフェースを表示する表示手段と、

ユーザの指示に従い前記枠の表示位置を変更すると共に、前記画像表示領域内であって前記枠の外部の領域に、生体組織の互いに対応する前記超音波断面画像及び前記光断面画像うち一方の第1の断面画像を表示し、前記枠の内部には、前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうちの他方の第2の断面画像における該当する部分画像を表示する表示制御手段とを有する。

[0014] また、本発明の情報処理装置は以下の構成を有する。すなわち、

超音波断面像、及び、光断面像を生成する画像診断装置で得られた前記超音波断面画像及び前記光断面画像を表示する情報処理装置であって、

断面画像を表示するための画像表示領域、及び、当該画像表示領域内にあって、ユーザの指示位置に応じて表示位置が自在な枠とを含むユーザインタフェースを表示する表示手段と、

ユーザの指示に従い前記枠の表示位置を変更すると共に、前記画像表示領域内であって前記枠の外部の領域に、生体組織の互いに対応する前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうち一方の第1の断面画像を表示し、前記枠の内部には、前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうちの他方の第2の断面画像における該当する部分画像を表示する表示制御手段とを有する。

発明の効果

[0015] 本発明によれば、ユーザは視点位置を変更しなくても、超音波断面画像と光断面画像の両方を診断でき、且つ、ユーザが望む位置の患部を、いずれの断面画像でも容易に確認できる技術を提供できる。

[0016] 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

[0017] 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かかる画像診断装置100の外観構成を示す図である。

[図2]プローブ部の全体構成及び先端部の断面構成を示す図である。

[図3]イメージングコアの断面構成、ならびに超音波送受信部及び光送受信部の配置を示す図である。

[図4]画像診断装置100の機能構成を示す図である。

[図5]血管内スキャンが完了した際に、メモリ内に構築されるIVUS画像とOCT画像の例を示す図である。

[図6]ユーザインタフェースの例を示す図である。

[図7]ユーザインタフェースの例を示す図である。

[図8]拡大鏡モード時の処理内容を説明するための図である。

[図9]拡大鏡モード時の処理内容を示すフローチャートである。

[図10]図9のステップS916の詳細を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0018] 以下添付図面に従って本発明に係る実施形態を詳細に説明する。

[0019] <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（IVUSの機能と、OCTの機能とを備える画像診断装置）100の外観構成を示す図である。

[0020] 図1に示すように、画像診断装置100は、プローブ部101と、スキャナ及びプルバック部102と、操作制御装置103とを備え、スキャナ及びプルバック部102と操作制御装置103とは、信号線104により各種信号が伝送可能に接続されている。

[0021] プローブ部101は、直接血管内に挿入され、パルス信号に基づく超音波を血管内に送信するとともに、血管内からの反射波を受信する超音波送受信部と、伝送された光（測定光）を連続的に血管内に送信するとともに、血管内からの反射光を連続的に受信する光送受信部と、を備えるイメージングコアが内挿されている。画像診断装置100では、該イメージングコアを用いることで血管内部の状態を測定する。

[0022] スキャナ及びプルバック部102は、プローブ部101が着脱可能に取り付けられ、内蔵されたモータを駆動させることでプローブ部101に内挿されたイメージングコアの血管内の軸方向の動作及び回転方向の動作を規定している。また、超音波送受信部において受信された反射波及び光送受信部において受信された反射光を取得し、操作制御装置103に対して送信する。

[0023] 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、測定により得られたデータを処理し、血管内の断面画像（横方向断面画像及び縦方向断面画像）を表示するための機能を備える。

[0024] 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波に基づいて超音波データを生成するとともに、該超音波データ

に基づいて生成されたラインデータを処理することで、超音波断面画像を生成する。更に、測定により得られた反射光と光源からの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、光断面画像を生成する。

[0025] 111-1はプリンタ及び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111において生成された断面画像を表示する。114は、ポインティングデバイス（座標入力装置）としてのマウスである。

[0026] <2. プローブ部の全体構成及び先端部の断面構成>

次に、プローブ部101の全体構成及び先端部の断面構成について図2を用いて説明する。図2に示すように、プローブ部101は、血管内に挿入される長尺のカテーテルシース201と、ユーザが操作するために血管内に挿入されることなく、ユーザの手元側に配置されるコネクタ部202とにより構成される。カテーテルシース201の先端には、ガイドワイヤルーメンを構成するガイドワイヤルーメン用チューブ203が設けられている。カテーテルシース201は、ガイドワイヤルーメン用チューブ203との接続部分からコネクタ部202との接続部分にかけて連続する管腔を形成している。

[0027] カテーテルシース201の管腔内部には、超音波を送受信する超音波送受信部と光を送受信する光送受信部とが配置された送受信部221と、電気信号ケーブル及び光ファイバケーブルを内部に備え、それを回転させるための回転駆動力を伝達するコイル状の駆動シャフト222とを備えるイメージングコア220が、カテーテルシース201のほぼ全長にわたって挿通されている。

[0028] コネクタ部202は、カテーテルシース201の基端に一体化して構成されたシースコネクタ202aと、駆動シャフト222の基端に駆動シャフト

２２２を回動可能に固定して構成された駆動シャフトコネクタ２０２ｂとを備える。

[0029] シースコネクタ２０２ａとカテーテルシース２０１との境界部には、耐キンクプロテクタ２１１が設けられている。これにより所定の剛性が保たれ、急激な物性の変化による折れ曲がり（キンク）を防止することができる。

[0030] 駆動シャフトコネクタ２０２ｂの基端は、スキャナ及びプルバック部１０２に着脱可能に取り付けられる。

[0031] 次に、プローブ部１０１の先端部の断面構成について説明する。カテーテルシース２０１の管腔内部には、超音波を送受信する超音波送受信部と光を送受信する光送受信部とが配置された送受信部２２１が配されたハウジング２２３と、それを回転させるための回転駆動力を伝送する駆動シャフト２２２とを備えるイメージングコア２２０がほぼ全長にわたって挿通されており、プローブ部１０１を形成している。

[0032] 駆動シャフト２２２は、カテーテルシース２０１に対して送受信部２２１を回転動作及び軸方向動作させることが可能であり、柔軟で、かつ回転をよく伝送できる特性をもつ、例えば、ステンレス等の金属線からなる多重多層密着コイル等により構成されている。そして、その内部には電気信号ケーブル及び光ファイバケーブル（シングルモードの光ファイバケーブル）が配されている。

[0033] ハウジング２２３は、短い円筒状の金属パイプの一部に切り欠き部を有した形状をしており、金属塊からの削りだしやＭＩＭ（金属粉末射出成形）等により成形される。また、先端側には短いコイル状の弾性部材２３１が設けられている。

[0034] 弾性部材２３１はステンレス鋼線材をコイル状に形成したものであり、弾性部材２３１が先端側に配されることで、イメージングコア２２０を前後移動させる際にカテーテルシース２０１内での引っかかりを防止する。

[0035] ２３２は補強コイルであり、カテーテルシース２０１の先端部分の急激な折れ曲がり防止を目的で設けられている。

[0036] ガイドワイヤルーメン用チューブ 203 は、ガイドワイヤが挿入可能なガイドワイヤ用ルーメンを有する。ガイドワイヤルーメン用チューブ 203 は、予め血管内に挿入されたガイドワイヤを受け入れ、ガイドワイヤによってカテーテルシース 201 を患部まで導くのに使用される。

[0037] <3. イメージングコアの断面構成>

次に、イメージングコア 220 の断面構成、ならびに超音波送受信部及び光送受信部の配置について説明する。図 3 は、イメージングコアの断面構成、ならびに超音波送受信部及び光送受信部の配置を示す図である。

[0038] 図 3 の 3A に示すように、ハウジング 223 内に配された送受信部 221 は、超音波送受信部 310 と光送受信部 320 とを備え、超音波送受信部 310 及び光送受信部 320 は、それぞれ、駆動シャフト 222 の回転中心軸上（（a）の一点鎖線上）において軸方向に沿って配置されている。

[0039] このうち、超音波送受信部 310 は、プローブ部 101 の先端側に、また、光送受信部 320 は、プローブ部 101 の基端側に配置されている。

[0040] また、超音波送受信部 310 及び光送受信部 320 は、駆動シャフト 222 の軸方向に対する、超音波送受信部 310 の超音波送信方向（仰角方向）、及び、光送受信部 320 の光送信方向（仰角方向）が、それぞれ、略 90° となるようにハウジング 223 内に取り付けられている。なお、各送信方向は、カテーテルシース 201 の管腔内表面での反射を受信しないように 90° よりややずらして取り付けられることが望ましい。

[0041] 駆動シャフト 222 の内部には、超音波送受信部 310 と接続された電気信号ケーブル 311 と、光送受信部 320 に接続された光ファイバケーブル 321 とが配されており、電気信号ケーブル 311 は、光ファイバケーブル 321 に対して螺旋状に巻き回されている。

[0042] 図 3 の 3B は、超音波送受信位置において、回転中心軸に略直交する面で切断した場合の断面図である。図 3 の 3B に示すように、紙面下方向を 0 度とした場合、超音波送受信部 310 の超音波送信方向（回転角方向（方位角方向ともいう））は、 θ 度となっている。

[0043] 図3の3Cは、光送受信位置において、回転中心軸に略直交する面で切断した場合の断面図である。図3の3Cに示すように、紙面下方向を0度とした場合、光送受信部320の光送信方向（回転角方向）は、0度となっている。つまり、超音波送受信部310と光送受信部320は、超音波送受信部310の超音波送信方向（回転角方向）と、光送受信部320の光送信方向（回転角方向）とが、互いに θ 度ずれるように配置されている。

[0044] <4. 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。図4は、IVUSの機能とOCT（ここでは、一例として波長掃引型OCT）の機能とを組み合わせた画像診断装置100の機能構成を示す図である。なお、IVUSの機能と他のOCTの機能とを組み合わせた画像診断装置についても、同様の機能構成を有するため、ここでは説明を省略する。

[0045] （1）IVUSの機能

イメージングコア220は、先端内部に超音波送受信部310を備えており、超音波送受信部310は、超音波信号送受信器452より送信されたパルス波に基づいて、超音波を生体組織に送信するとともに、その反射波（エコー）を受信し、アダプタ402及びスリップリング451を介して超音波信号として超音波信号送受信器452に送信する。

[0046] なお、スキャナ及びプルバック部102において、スリップリング451の回転駆動部側は回転駆動装置404のラジアル走査モータ405により回転駆動される。また、ラジアル走査モータ405の回転角度は、エンコーダ部406により検出される。更に、スキャナ及びプルバック部102は、直線駆動装置407を備え、信号処理部428からの信号に基づいて、イメージングコア220の軸方向動作を規定する。

[0047] 超音波信号送受信器452は、送信波回路と受信波回路とを備える（不図示）。送信波回路は、信号処理部428から送信された制御信号に基づいて、イメージングコア220内の超音波送受信部310に対してパルス波を送信する。

[0048] また、受信波回路は、イメージングコア 220 内の超音波送受信部 310 より超音波信号を受信する。受信された超音波信号はアンプ 453 により増幅された後、検波器 454 に入力され検波される。

[0049] 更に、A/D変換器 455 では、検波器 454 より出力された超音波信号を 30.6MHz で 200 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（超音波データ）を生成する。なお、ここでは、30.6MHz としているが、これは音速を 1530m/sec としたときに、深度 5mm に対して 200 ポイントサンプリングすることを前提として算出されたものである。したがって、サンプリング周波数は特にこれに限定されるものではない。

[0050] A/D変換器 455 にて生成されたライン単位の超音波データは信号処理部 428 に入力される。信号処理部 428 では、超音波データをグレースケールに変換することにより、血管内の各位置での超音波断面画像（以下、I-VUS 断面画像という）を生成し、所定のフレームレートで LCD モニタ 113 に出力する。

[0051] なお、信号処理部 428 はモータ制御回路 429 と接続され、モータ制御回路 429 のビデオ同期信号を受信する。信号処理部 428 では、受信したビデオ同期信号に同期して超音波断面画像の生成を行う。

[0052] また、このモータ制御回路 429 のビデオ同期信号は、回転駆動装置 404 にも送られ、回転駆動装置 404 はビデオ同期信号に同期した駆動信号を出力する。

[0053] なお、信号処理部 428 における上記処理、ならびに、図 6、図 7 を用いて後述する画像診断装置 100 におけるユーザインタフェースに関する画像処理は、信号処理部 428 において所定のプログラムがコンピュータによって実行されることで実現されるものとする。

[0054] （2）波長掃引型 OCT の機能

次に、同図を用いて波長掃引型 OCT の機能構成について説明する。408 は波長掃引光源 (Swept Laser) であり、SOA 415 (sem

iconductor optical amplifier) とリング状に結合された光ファイバ416とポリゴンスキャニングフィルタ(408b)よりなる、Extended-cavity Laserの一種である。

[0055] SOA415から出力された光は、光ファイバ416を進み、ポリゴンスキャニングフィルタ408bに入り、ここで波長選択された光は、SOA415で増幅され、最終的にcoupler414から出力される。

[0056] ポリゴンスキャニングフィルタ408bでは、光を分光する回折格子412とポリゴンミラー409との組み合わせで波長を選択する。具体的には、回折格子412により分光された光を2枚のレンズ(410、411)によりポリゴンミラー409の表面に集光させる。これによりポリゴンミラー409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408bから出力されることとなる。つまり、ポリゴンミラー409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。

[0057] ポリゴンミラー409は、例えば、48面体のミラーが使用され、回転数が50000rpm程度である。ポリゴンミラー409と回折格子412とを組み合わせた波長掃引方式により、高速、高出力の波長掃引が可能である。

[0058] Coupler414から出力された波長掃引光源408の光は、第1のシングルモードファイバ440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440は、途中の光カップラ部441において第2のシングルモードファイバ445及び第3のシングルモードファイバ444と光学的に結合されている。

[0059] 第1のシングルモードファイバ440の光カップラ部441より先端側には、非回転部(固定部)と回転部(回転駆動部)との間を結合し、光を伝送する光ロータリジョイント(光カップリング部)403が回転駆動装置404内に設けられている。

[0060] 更に、光ロータリジョイント(光カップリング部)403内の第4のシングルモードファイバ442の先端側には、プローブ部101の第5のシング

ルモードファイバ４４３がアダプタ４０２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２２０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４４３に、波長掃引光源４０８からの光が伝送される。

[0061] 伝送された光は、イメージングコア２２０の光送受信部３２０から血管内の生体組織に対して回転動作及び軸方向動作しながら照射される。そして、生体組織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２２０の光送受信部３２０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４４０側に戻る。さらに、光カップラ部４４１によりその一部が第２のシングルモードファイバ４４５側に移り、第２のシングルモードファイバ４４５の一端から出射された後、光検出器（例えばフォトダイオード４２４）にて受光される。

[0062] なお、光ロータリジョイント４０３の回転駆動部側は回転駆動装置４０４のラジアル走査モータ４０５により回転駆動される。

[0063] 一方、第３のシングルモードファイバ４４４の光カップラ部４４１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４３２が設けられている。

[0064] この光路長の可変機構４３２はプローブ部１０１を交換して使用した場合の個々のプローブ部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手段を備えている。

[0065] 第３のシングルモードファイバ４４４およびコリメートレンズ４１８は、その光軸方向に矢印４２３で示すように移動自在な１軸ステージ４２２上に設けられており、光路長変化手段を形成している。

[0066] 具体的には、１軸ステージ４２２はプローブ部１０１を交換した場合に、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有する光路長変化手段として機能する。さらに、１軸ステージ４２２はオフセットを調整する調整手段としての機能も備えている。例えば、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でも、１軸ステージ

により光路長を微小変化させることにより、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である。

[0067] 1軸ステージ422で光路長が微調整され、グレーティング419、レンズ420を介してミラー421にて反射された光は第3のシングルモードファイバ444の途中に設けられた光カップラ部441で第1のシングルモードファイバ440側から得られた光と混合されて、フォトダイオード424にて受光される。

[0068] このようにしてフォトダイオード424にて受光された干渉光は光電変換され、アンプ425により増幅された後、復調器426に入力される。この復調器426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427に入力される。

[0069] A/D変換器427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80kHzにした場合に、波長掃引の周期（12.5 μ sec）の90%程度を2048点のデジタルデータとして抽出す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。

[0070] A/D変換器427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428に入力される。信号処理部428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、血管内の各位置での光断面画像（以下、OCT断面画像という）を構築し、所定のフレームレートでLCDモニタ113に出力する。

[0071] 信号処理部428は、更に光路長調整手段制御装置430と接続されている。信号処理部428は光路長調整手段制御装置430を介して1軸ステージ422の位置の制御を行う。

[0072] なお、信号処理部428におけるこれらの処理も、所定のプログラムがコンピュータによって実行されることで実現されるものとする。

[0073] 上記構成において、ユーザが操作制御装置 103 を操作して、スキャン開始の指示を入力すると、信号処理部 428 は、スキャナ及びプルバック部 102 を制御し、イメージングコア 220 の回転並びに、イメージコア 220 を所定速度で引っ張って、血管の長手方向への移動を行なわせる。この結果、先に説明したように、A/D変換器 427、455 はデジタルの超音波データ、干渉光データを出力してくるので、信号処理部 428 はそれらにおけるイメージングコア 220 の移動方向に沿った各位置の超音波断面画像、光断面画像を、信号処理部 428 が有するメモリ 428a 内に構築していく。この際、超音波断面画像、光断面画像のスケールも一致させ、更に、それぞれ断面画像の中央位置を、スキャン時の回転軸に一致させておく。図 5 は、信号処理部 428 が有するメモリ 428a に記憶された、超音波断面画像、光断面画像の例を示している。なお、先に説明したように、超音波送受信部 310、光送受信部 320 の出射方向は図 3 の 3B に示すように θ だけズレているので、断面画像を構成する際には、一方を θ だけずらすことで、それら 2 種類の断面画像の向きを合せておく。また、超音波送受信部 310、光送受信部 320 は、図 3 の 3A に示す如く、プルバック操作によるイメージングコア 220 の移動方向に対して L だけのズレているので、同じ血管の位置の超音波断面画像と光断面画像を得るためには、図 5 に示す如く、再構成される断面画像も L だけズレているものとし、例えば或る光断面画像と対応する位置の超音波断面画像を得るためには、 L だけズレた位置から取得することになる。

[0074] なお、上記の θ 、 L はスキャン開始時に、操作制御装置 103 を操作して設定しておけばよい。

[0075] <5. ユーザインタフェースの説明>

次に、LCD モニタ 113 に表示されるユーザインタフェースについて説明する。以下の説明は、既に患者の血管内のスキャンが完了し、図 5 に示すような各位置の断面画像の生成処理が完了しているのとして説明する。また、以下に説明する各種指示は、操作パネル 112 やマウス 114 による行う

ものである。

[0076] 図6は、LCDモニタ113に表示される、スキャン完了後の並列表示モードにおけるユーザインタフェース600を示している。図示のユーザインタフェース600は、大きく分けて、4つの表示領域610、620、630、640で構成される。また、マウス114に連動して表示されるカーソル650が示されている。

[0077] 表示領域610には、表示モードを指示するための並列表示モードボタン611、拡大鏡モードボタン612が設けられている。なお、マウス114を操作してボタン611上にカーソル650を移動し、マウス114のボタンをクリックする操作を、単に「ボタン611をクリックする」という。

[0078] 図6の場合、以下に説明するようにIVUS断面画像とOCT断面画像とを並べて表示する並列表示モードであるので、図示の如く、並列表示モードボタン611がハイライト表示されている。拡大鏡モードボタン612がクリックされた場合のユーザインタフェースについて後述する。

[0079] 領域620には、表示されたIVUS断面画像、或いは、OCT断面画像のうち、選択状態にある断面画像に対する各種画像処理のボタンが配置されている。例えば、図示のコントラストボタンをクリックすると、その時点で選択されている断面画像に対してコントラストに係る設定を変更できる。なお、画像処理の種類に制限はないが、多数の画像処理ボタンを表示できるようにするため、スクロールバーを設けても構わないし、タブ表示形式で各種画像処理ボタンを表示しても構わない。

[0080] 領域630は、OCT断面画像表示領域631、IVUS断面画像表示領域633を含む。また、それぞれが何の画像であることを明示するため、それぞれの断面画像の上部には、画像種識別用のラベル632、634が付加されている。ユーザは、OCT断面画像表示領域631、或いは、IVUS断面画像表示領域633内でクリックすると、クリックした際のカーソルが位置していた断面画像が各種画像処理対象として選択状態になる。図6の場合、ラベル632がハイライト表示されているので、OCT断面画像が選択状

態にあることがわかる。ユーザが、I V U S断面画像表示領域633内でクリックすると、I V U S断面画像が画像処理対象として選択状態となり、ラベル634がハイライト表示されることになる。

[0081] 領域640には、複数のI V U S断面画像（或いは、複数のO C T断面画像でも構わない）に基づいて生成された血管の長手方向の断面画像641を表示する。また、領域640に、I V U S断面画像とO F D I断面画像に基づいて生成された血管の長手方向の断面画像を同時に表示しても良い。この表示領域内のマーカ642は、領域610、620に表示している断面画像の位置を示している。このマーカ642の位置は、マウス114を操作することで変更できる。すなわち、カーソル650をマーカ642上に移動させ、マウスボタンを押下しながらマウス114を移動させる（一般に、ドラッグ操作と呼ばれる）ことで、そのマーカ642が水平方向に沿って移動する。信号処理部428は、この移動中のマーカ642の位置から、その位置のO C T断面画像及びI V U S断面画像を、メモリ428aより読み出し、それを表示領域631、633に表示する処理を行うことになる。

[0082] 以上、図6のユーザインタフェースについて説明したが、患者の血管内を診察する場合には、マウス114を操作して、マーカ642を自由に移動させ、その都度、領域631、633に表示されるI V U S断面画像とO C T断面画像とを見ながら、患者の血管について診断を行うことになる。

[0083] さて、O C T断面画像はその比較的浅い組織に対して高い解像度の像が得られる反面、深い組織を得るには不向きである。一方、I V U S断面画像は、解像度はO C T断面画像より劣るものの、比較的深い組織の像を得ることができる。つまり、O C T断面画像とI V U S断面画像は互いに補う関係にあると言える。従って、これら2つの像を、視点を変更せずに、同時に確認できるようにすると診断に有利である。そのために考えられるには、これら2つの画像を合成し、1枚の合成画像を生成し、それを表示することである。しかしながら、仮に2つの画像を50：50の割合で合成して表示した場合、本来の個々の画像が持っていたコントラストは、それぞれのオリジナル

の画像の半分になってしまい、診断の妨げになってしまう。

[0084] そこで、本実施形態では、OCT断面画像、IVUS断面画像の一方を基準画像として表示し、もう一方の断面画像は仮想的な拡大鏡を介して見えるようにした。更に、この拡大鏡の位置をユーザに操作により自在に変更できるようにした。この表示モードが拡大鏡モードである。領域610における拡大鏡モードボタン612をクリックすることで、このモードに移行する。

[0085] 図7は実施形態における拡大鏡モード時のユーザインタフェース600を示している。図示において、領域610、620、640は図6のそれと同じであり、その説明や省略する。ただし、拡大鏡表示モードにおけるユーザインタフェースであるので、領域610における拡大鏡モードボタン612がハイライト表示される。

[0086] 図7において、領域730は、図6の領域630に代って表示される領域であり、ユーザにより指示されるボタン731、732、基準画像を表示する画像表示領域733、拡大鏡のサイズを指示するスライダ734、拡大鏡の拡大率Mを指示するスライダ735、並びに、スライダ735による拡大率M（百分率）を表示する領域736（デフォルトでは「100%」が表示される）、並びに、拡大鏡を表わす円形枠の太さを指示するスライダ737で構成されている。

[0087] ボタン731は、基準となる画像をIVUS断面画像とし、拡大鏡を介して見える画像をOCT断面画像とするモードに移行させるためのボタンである。図示では、ボタン731の表記が「OCT__in__IVUS」となっているのは、IVUS断面画像内にOCT断面画像を表示することを示している。拡大鏡モードに移行した際には、ボタン731がデフォルトで選択された状態になる。

[0088] ボタン732は、基準となる画像をOCT断面画像とし、拡大鏡を介して見える画像をIVUS断面画像とするモードに移行させるためのボタンである。図示では、ボタン732の表記が「IVUS__in__OCT」となっているのは、OCT断面画像内にIVUS断面画像を表示することを示してい

る。

[0089] つまり、拡大鏡モードには、その下位モードとしてOCT__in__IVUSモード、IVUS__in__OCTモードの2つが存在することになる。

[0090] OCT__in__IVUSモードとIVUS__in__OCTモードのいずれか一方が選択できれば良いので、2つのボタン731、732のうち一方は無くしても良い。すなわち、1つのボタンがON/OFFで2つのモードを切り替えるようにしても良い。

[0091] 画像表示領域733には、ボタン731、732のいずれかで選択されたモードに応じて、IVUS断面画像、又は、OCT断面画像の一方が基準画像として表示される。そして、この領域734には、拡大鏡を表わす円形枠が設けられ、その円形枠内には、基準画像とは異なる、他方の断面画像が表示される。図6の場合、OCT__in__IVUSを示すボタン731がハイライト表示されているので、画像表示領域733には基準画像としてIVUS断面画像が表示され、円形枠内にはOCT断面画像が表示される。なお、ボタン732をクリックすることで、IVUS__in__OCTモードに以降した場合、基準画像はOCT断面画像になり、円形枠内にはIVUS断面画像が表示されることになる。

[0092] スライダ737を左右に移動させることで、円形枠の太さを自由に変更できる。実施形態では、円形枠の太さを0乃至5の6段階としたが、これは一例である。なお、円形枠の太さを0にしたとき、円形枠が非表示状態となる。つまり、このスライダ737は、円形枠の表示／非表示の切り替えも兼ねていることになる。なお、円形枠が非表示であっても、後述するように画像の切り出しや書込みに利用する円形枠は演算上では存在する。また、円形枠の色は予め設定されているものとして説明するが、その枠の色は自由に変更できるようにしても構わない。

[0093] 以下では、図7に従って、拡大鏡モードにおいて、更にOCT__in__IVUSモードが指示された場合を説明する。

[0094] 画像表示領域733内の円形枠のサイズは、スライダ734の位置に応じ

たサイズとなる。また、円形枠内に表示するOCT断面画像の拡大率は、スライダ735の位置に依存したものとなる。

[0095] この円形枠は、マウス114に連動するカーソル650が画像表示領域733内に一旦移動させることで、その位置を変更できる。すなわち、マウス114による指示位置が画像表示領域733内にある限り、ユーザはカーソル650の代わりに、今度は円形枠の位置を操作することになる。図7のユーザインタフェースには、カーソル650が非表示であるので、ユーザの指示位置が画像表示領域733内にある状態を示していることになる。

[0096] 上記の通りなので、ユーザがマウス114を操作して画像表示領域733内で円形枠を移動させると、その円形枠の中心位置に対応するOCT断面画像中の一部が、その時点での拡大率Mに応じて拡大処理され、円形枠内に表示されることになる。この結果、ユーザから見ると、IVUS断面画像内のユーザが関心する位置の像を、あたかも拡大鏡を介してOCT断面画像として観察することが可能になる。しかも、その拡大率Mはユーザが自由に設定できることをも意味する。

[0097] 上記のOCT__in__IVUSモードにおける信号処理部428の処理を図8に従って更に詳しく説明する。

[0098] 信号処理部428は、マーカ642の位置で特定されるIVUS断面画像データ810、OCT断面画像データ820をメモリ428aから読込む。ここで、IVUS断面画像データ810、OCT断面画像データ820のスケールは同一であり、且つ、画像表示領域733のスケールとも一致するものとする。

[0099] OCT__in__IVUSモードでは、図7に示す画像表示領域733に、IVUS断面画像を基準画像として表示するわけであるから、図7に示す円形枠は、IVUS断面画像データ810上に位置しているものと考えてよい。そこで、図7の円形枠は図8の円形枠811として考える。

[0100] 円形枠811に、OCT断面画像データ820の一部分を拡大して表示するためには以下の手順を踏めばよい。

(1) マーカ642の位置に対応するOCT断面画像データ820、IVUS断面画像データ810をメモリ428aより読込む。

(2) OCT断面画像データ820内の拡大表示対象の円形領域821内の部分画像を切り出す。

(3) 切り出した円形領域821内の部分画像をその時点での拡大率Mに応じて拡大する。

(4) 拡大処理して得られた画像を、IVUS断面画像データ810の円形枠811内に上書きし、その結果を表示する。

[0101] 上記の工程(2)の円形領域821の中心点 P_{oct} は、円形枠811の中心点 P_{ivus} の座標と同じである。異なるのは、円形領域821の半径 R_1 と、円形枠811の半径 R_0 である。円形枠811の半径 R_0 は、スライド734の位置に依存して決定されることが既に説明した。一方、円形領域821の半径 R_1 は、次式に示すように、拡大率Mと、円形枠811の半径 R_0 で表わすことができる。

$$R_1 = R_0 / M$$

つまり、拡大率が100%の場合には $R_1 = R_0$ となり、拡大率が200%の場合には $R_1 = R_0 / 2$

従って、信号処理部428は、マウス114で指示された位置 P_{oct} を中心とし、半径 $R_1 (= R_0 / M)$ の円形領域内の部分画像を、OCT断面画像データ820から切り出す。

[0102] 工程(3)にて、信号処理部428は、切り出した部分画像を、拡大率Mに基づき、拡大処理する。この拡大処理により、半径 R_0 の円形状画像が生成される。なお、拡大処理には様々な手法が知られているが、ここでは線形補間処理を適用するものとする。

[0103] 工程(4)にて、信号処理部428は、生成された拡大した画像を、IVUS断面画像データ810における円形枠811内に上書きする。そして、この上書き処理後のIVUS断面画像データ810（一部が、OCT断面画像データで書き換えられている）を表示する。

[0104] 信号処理部428は、ユーザがマウス114を操作して指示位置が変更され、且つ、その変更後の指示位置が画像表示領域733内にある限り、上記の処理を繰り返し実行する。

[0105] 上記の結果、図7の円形枠（拡大鏡）の位置が、ユーザの意図した通りに自由に変更できる。画像表示領域733内であって、拡大鏡を示す円形枠の外側にはI V U S断面画像が、円形枠内にはO C T断面画像の部分画像が表示される。ここで円形枠はユーザによりその位置が自由に移動できるわけであるから、ユーザにとっては、I V U S断面画像の、拡大鏡で「覗く」範囲にはO C T断面画像が表示されるように見えることになる。更に、もしユーザが円形枠内のO C T断面画像で隠れたI V U S断面画像を確認したいのであれば、単純に今現在の円形枠の位置をずらして、隠れていたI V U S断面画像を表示させれば良いだけである。つまり、ユーザにしてみれば、ユーザの望む部位を、視点を変えずに、O C T断面画像で確認することは勿論のこと、I V U S断面画像でも確認することもできることを意味する。

[0106] 上記は、O C T__i n__I V U Sモード時のものであるが、I V U S__i n__O C Tモードにおける処理は、上記処理における「O C T断面画像」を「I V U S断面画像」と読みかえ、上記処理における「I V U S断面画像」を「O C T断面画像」と読み変えるだけであるので、その説明は省略する。

[0107] [処理手順の説明]

実施形態における特徴は、図7のユーザインタフェースに係る処理にある。そこで、以下では、図7のユーザインタフェースの表示における信号処理部428の処理手順を図9、図10のフローチャートに従って説明する。同図のフローチャートに係る処理手順に係るプログラムはハードディスク装置等に格納されているものがある。

[0108] 先ず、ステップS901にて、初期化処理を行う。この初期化処理には、デフォルトのモードとしてO C T__i n__I V U Sモードを設定する処理、円形枠の太さや半径R0、拡大率Mを初期値（実施形態では100%）に設定する処理、並びに、マーカ642の初期位置の設定等が含まれる。

- [0109] 次に、ステップS 9 0 2にて、初期化処理結果に基づき、図7のユーザインタフェースの画面をLCDモニタ1 1 3上に表示する。
- [0110] この後、ステップS 9 0 3乃至S 9 0 9にて、図7のユーザインタフェース上でのユーザの操作対象が何であるのかの判定を行う。
- [0111] ボタン7 3 1がクリックされた場合には、ステップS 9 1 1にて、表示モードをOCT__i n__I V U Sモードに設定する。このとき、基準画像となるI V U S断面画像が、各種画像処理対象として選択状態にする。
- [0112] また、ボタン7 3 2がクリックされたかと判定した場合には、ステップS 9 1 2にて、表示モードをI V U S__i n__OCTモードに設定する。このとき、基準画像となるOCT断面画像が、各種画像処理対象として選択状態にする。
- [0113] スライダ7 3 4が操作されたと判断した場合には、ステップS 9 1 3にて、スライダ7 3 4の位置に応じて円形枠の半径R 1を更新する。また、スライダ7 3 5が操作されたと判断した場合には、ステップS 9 1 4にて、スライダ7 3 5の位置に応じて、拡大率Mを更新する。
- [0114] チェックボックス7 3 7が操作されたと判断した場合には、ステップS 9 1 5に進み、円形枠の太さを決定する。なお、太さが0の場合には円形枠は非表示になる点は既に説明した。
- [0115] マーカ6 4 2が操作されたと判断した場合には、ステップS 9 1 6にて、その位置に応じて、表示対象のOCT断面画像データ、I V U S断面画像データを決定する。
- [0116] また、ユーザの指示位置（カーソル6 5 0）が、画像表示領域7 3 3内にあると判断した場合には、ステップS 9 1 7に進み、後述する合成処理を実行する。
- [0117] そして、上記以外が操作されたと判断した場合、ステップS 9 1 8にて、対応する処理を実行する。このステップS 9 1 8の処理としては、領域6 1 0、6 3 0内の各種ボタンに係る処理であり、例えば、コントラストボタンがクリックされた場合、選択状態となっている断面画像に対してコントラスト

トの調整処理に移行する。また、並列表示モードボタン611がクリックされた場合には、図7のユーザインタフェースから、図6のユーザインタフェースに切り替えることになるが、画像表示領域730が630に変更になり、画像処理対象の選択に係る操作が異なるだけであるので、ここでの詳述は不要であろう。

[0118] 次に、ステップS917の合成処理の詳細を図10のフローチャートに従って説明する。この処理は、ユーザのマウス114による指示位置（カーソル650の本来の位置）が、画像表示領域733内にある場合の処理である。

[0119] 先ず、信号処理部428は、ステップS1001にて、先のステップ916で決定されたOCT断面画像、IVUS断面画像をメモリ428aより読み込む。

[0120] 次で、ステップS1002にて、ユーザによる指示位置である座標を、 P_{ivus} 、 P_{oct} として設定する（図8参照）。

[0121] この後、ステップS1003に進み、現在のモードは、 OCT_in_IVUS モードであるか否かを判定する。 OCT_in_IVUS モードであると判定した場合、処理はステップS1004に進む。

[0122] このステップS1004にて、信号処理部428は、OCT断面画像データ内の座標 P_{oct} を中心とする半径 $R_1 (= R_0 / M)$ の円形領域内の部分画像を切り出す。そして、ステップS1005に進み、切り出した部分画像を拡大率 M で拡大し、ステップS1006に進む。このステップS1006にて、信号処理部428は、IVUS断面画像内の座標 P_{ivus} を中心とする半径 R_0 の円形領域内に、拡大して得られた部分画像を上書きし、その結果を、画像表示領域733に表示する。このとき、設定された太さの円形枠も合わせて合成する。ただし、円形枠の太さが0の場合には、円形枠の合成は不要である。

[0123] 一方、ステップS1003にて、現在のモードは OCT_in_IVUS モードではない、つまり、現在のモードは $IVUS_in_OCT$ モードで

あると判定した場合、処理はステップS1007に進める。

[0124] このステップS1007にて、信号処理部428は、IVUS断面画像データ内の座標 P_{ivus} を中心とする半径 $R_1 (= R_0 / M)$ の円形領域内の部分画像を切り出す。そして、ステップS1008に進み、切り出した部分画像を拡大率 M で拡大し、ステップS1009に進む。このステップS1009にて、信号処理部428は、OCT断面画像内の座標 P_{oct} を中心とする半径 R_0 の円形領域内に、拡大して得られた部分画像を上書きし、その結果を、画像表示領域733に表示する。このとき、設定された太さの円形枠も合わせて合成する。ただし、円形枠の太さが0の場合には、円形枠の合成は不要である。

[0125] 以上、実施形態におけるユーザインタフェースに係る処理を説明した。上記実施形態の拡大鏡モードによれば、並列表示モードと比較して、ユーザは自身が操作するマウス114に連動する円形枠とその周囲を観察するだけで、IVUS断面画像とOCT断面画像の両方を確認できることになり、容易に患部の診断を行うことが可能なる。更に、拡大鏡を示す円形枠はユーザの操作により自由にその位置が変更できる。従って、OCT_in_IVUSモードにおいて、ユーザが、円形枠内のOCT断面画像で隠れる部分のIVUS断面画像を見たい場合には、視点を変更せず、円形枠を動かすだけでよい。つまり、ユーザにしてみれば、視点を変えずとも、着目部位のOCT断面画像、IVUS断面画像を見比べることができるようになる。

[0126] なお、上記実施形態で説明した表示例は一例であって、本願発明がこれらによって限定されるものではない。特に、実施形態では、OCT_in_IVUSモードと、IVUS_in_OCTモードの2つを有し、そのいずれかをユーザが指定できるものとして説明したが、いずれか一方のみであっても構わない。後者の場合、円形枠外に表示する断面画像はIVUS断面画像、円形枠内に表示する断面画像はOCT断面画像が好ましい。理由は、IVUS断面画像の方は、比較的生体組織の深部まで観察できるので、広範囲の画像を表示するのに都合が良いこと、並びに、OCT断面画像は元々解像度

が高いので、高い倍率にも十分に耐えることができるからである。

[0127] また、上記実施形態からもわかるように、拡大鏡モードに係る処理の大部分は、マイクロプロセッサで構成される信号処理部428によるものである。従って、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。特に、実施形態では、図1に示す画像診断装置を例にして説明したが、通常のパーソナルコンピュータが、アプリケーションプログラムを実行することで、図1に示す画像診断装置で得られたIVUS断面画像情報、OCT断面画像情報を記憶した記憶媒体（例えばCDROMやメモ리카ード）をアクセスし、その結果、読み出されたIVUS断面画像情報、OCT断面画像情報を、上記実施形態のユーザインタフェースとして実現させても構わない。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。

[0128] 本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の要旨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。

請求の範囲

[請求項1] 超音波の送受信を行う超音波送受信部及び光の送受信を行う光送受信部とが配置された送受信部を有するプローブを回転自在且つ脱着可能に保持し、前記超音波送受信部が受信した生体組織からの反射波、及び、前記光送受信部が受信した生体組織からの反射光とを用いて、該生体組織の超音波断面画像及び光断面画像を生成する画像診断装置であって、

断面画像を表示するための画像表示領域、及び、当該画像表示領域内にあって、ユーザの指示位置に応じて表示位置が自在な枠とを含むユーザインタフェースを表示する表示手段と、

ユーザの指示に従い前記枠の表示位置を変更すると共に、前記画像表示領域内であって前記枠の外部の領域に、生体組織の互に対応する前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうち一方の第1の断面画像を表示し、前記枠の内部には、前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうちの他方の第2の断面画像における該当する部分画像を表示する表示制御手段と

を有することを特徴とする画像診断装置。

[請求項2] 前記枠のサイズを変更する変更手段を更に有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] 前記第2の断面画像に対する拡大率を設定する倍率設定手段を更に有することを特徴とする請求項1又は2に記載の画像診断装置。

[請求項4] 前記枠は円形枠であって、
前記円形枠の中心位置を座標 x , y を使って $P(x, y)$ として表わし、前記円形枠の半径を R_0 、前記倍率設定手段で設定された倍率を M としたとき、

前記表示制御手段は、

前記第2の断面画像から、点 $P(x, y)$ を中心とし半径 R_0/M の円形領域内の部分画像を切り出し、

切り出した前記部分画像を前記倍率 M で拡大して、半径 R_0 の円形の部分画像を生成し、

当該拡大後の部分画像を前記円形枠内に表示することを特徴とする請求項3に記載の画像診断装置。

[請求項5] 前記超音波断面画像を前記第1の断面画像とし前記光断面画像を前記第2の断面画像とする第1のモード、前記光断面画像を前記第1の断面画像とし、前記超音波断面画像を前記第2の断面画像とする第2のモードのいずれかを選択する選択手段を更に有することを特徴とする請求項1乃至4のいずれか1項に記載の画像診断装置。

[請求項6] 前記枠を視覚的に表示する／しないと指示する指示手段を更に有することを特徴とする請求項1乃至5のいずれか1項に記載の画像診断装置。

[請求項7] 超音波の送受信を行う超音波送受信部及び光の送受信を行う光送受信部とが配置された送受信部を有するプローブを回転自在且つ脱着可能に保持し、前記超音波送受信部が受信した生体組織からの反射波、及び、前記光送受信部が受信した生体組織からの反射光とを用いて、該生体組織の超音波断面画像及び光断面画像を生成する画像診断装置の制御方法であって、

断面画像を表示するための画像表示領域、及び、当該画像表示領域内にあって、ユーザの指示位置に応じて表示位置が自在な枠とを含むユーザインタフェースを、表示手段に表示する表示工程と、

ユーザの指示に従い前記枠の表示位置を変更すると共に、前記画像表示領域内であって前記枠の外部の領域に、生体組織の互いに対応する前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうち一方の第1の断面画像を表示し、前記枠の内部には、前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうちの他方の第2の断面画像における該当する部分画像を表示する表示制御工程と

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8] コンピュータに、請求項7に記載の画像診断装置の制御方法の各工程を実行させるためのプログラム。

[請求項9] 請求項8に記載のプログラムを格納したことを特徴とするコンピュータが読み取り可能な記憶媒体。

[請求項10] 超音波断面像、及び、光断面像を生成する画像診断装置で得られた前記超音波断面画像及び前記光断面画像を表示する情報処理装置であって、

断面画像を表示するための画像表示領域、及び、当該画像表示領域内にあって、ユーザの指示位置に応じて表示位置が自在な枠とを含むユーザインタフェースを表示する表示手段と、

ユーザの指示に従い前記枠の表示位置を変更すると共に、前記画像表示領域内であって前記枠の外部の領域に、生体組織の互いに対応する前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうち一方の第1の断面画像を表示し、前記枠の内部には、前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうちの他方の第2の断面画像における該当する部分画像を表示する表示制御手段と

を有することを特徴とする情報処理装置。

[請求項11] 超音波断面像、及び、光断面像を生成する画像診断装置で得られた前記超音波断面画像及び前記光断面画像を表示する情報処理装置の制御方法であって、

断面画像を表示するための画像表示領域、及び、当該画像表示領域内にあって、ユーザの指示位置に応じて表示位置が自在な枠とを含むユーザインタフェースを表示手段に表示する表示工程と、

ユーザの指示に従い前記枠の表示位置を変更すると共に、前記画像表示領域内であって前記枠の外部の領域に、生体組織の互いに対応する前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうち一方の第1の断面画像を表示し、前記枠の内部には、前記超音波断面画像及び前記光断面画像のうちの他方の第2の断面画像における該当する部分画像を表示す

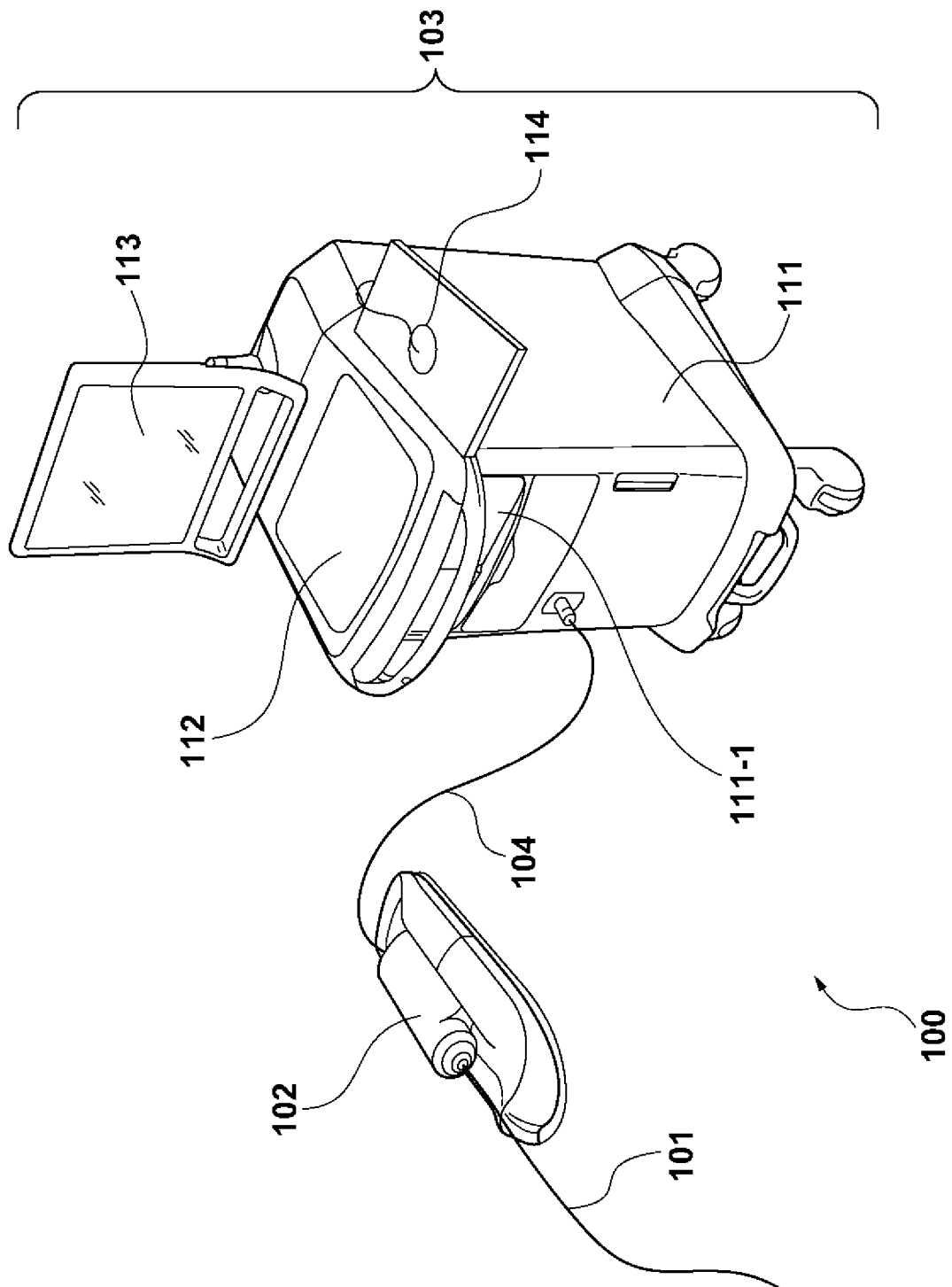
る表示制御工程と

を有することを特徴とする情報処理装置の制御方法。

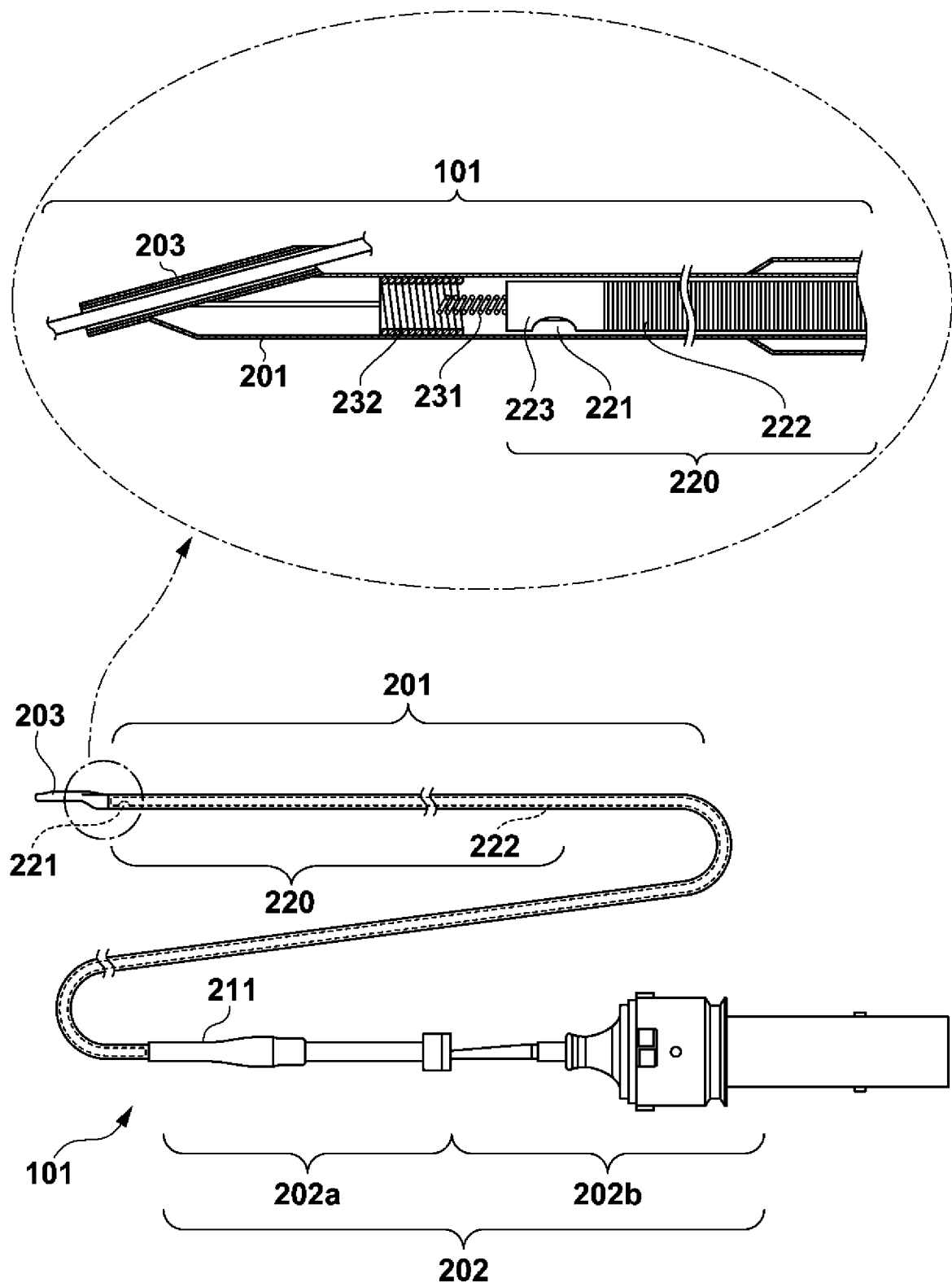
[請求項12] コンピュータに、請求項 1 1 に記載の情報処理装置の制御方法の各工程を実行させるためのプログラム。

[請求項13] 請求項 1 2 に記載のプログラムを格納したことを特徴とするコンピュータが読み取り可能な記憶媒体。

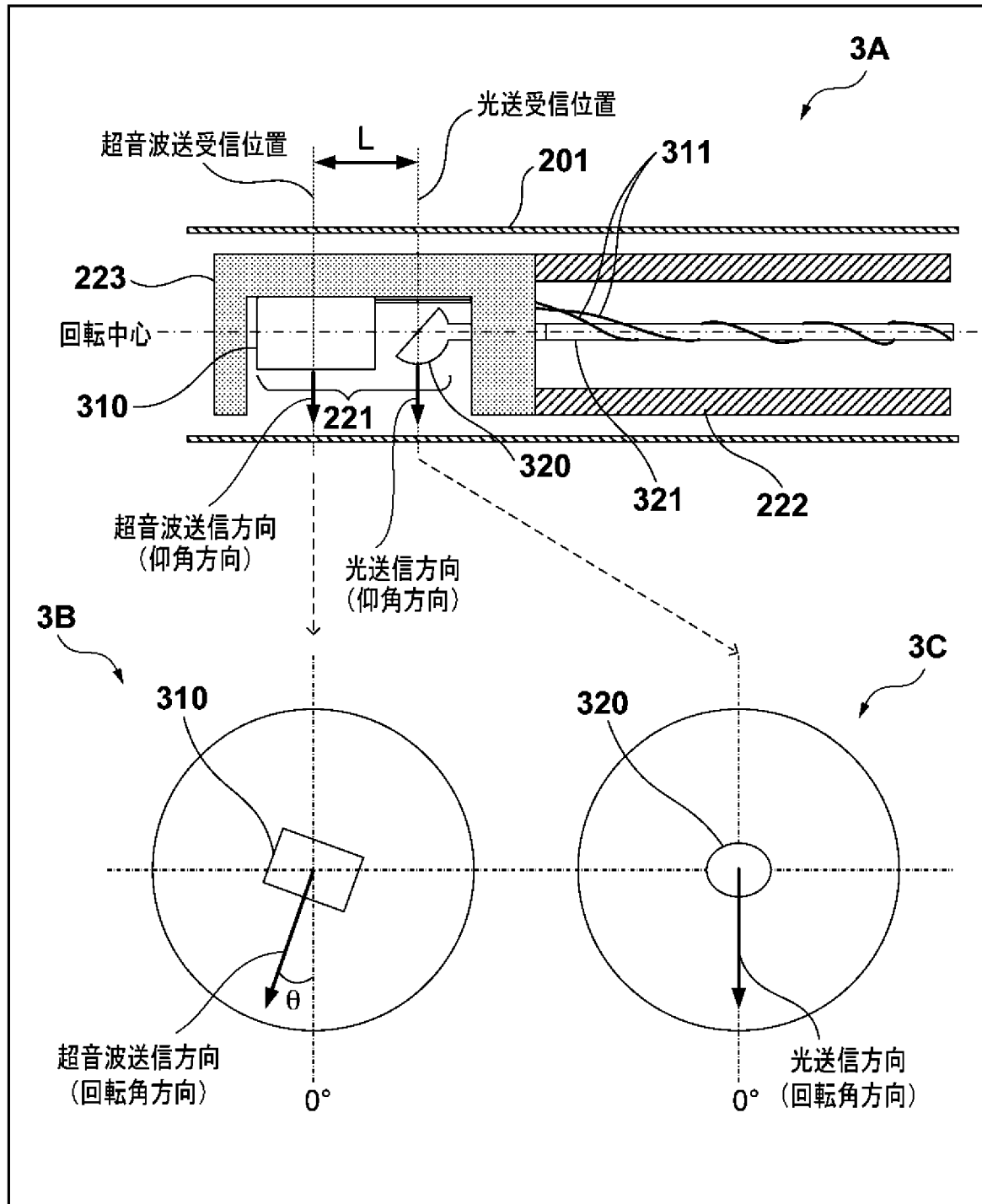
[図1]



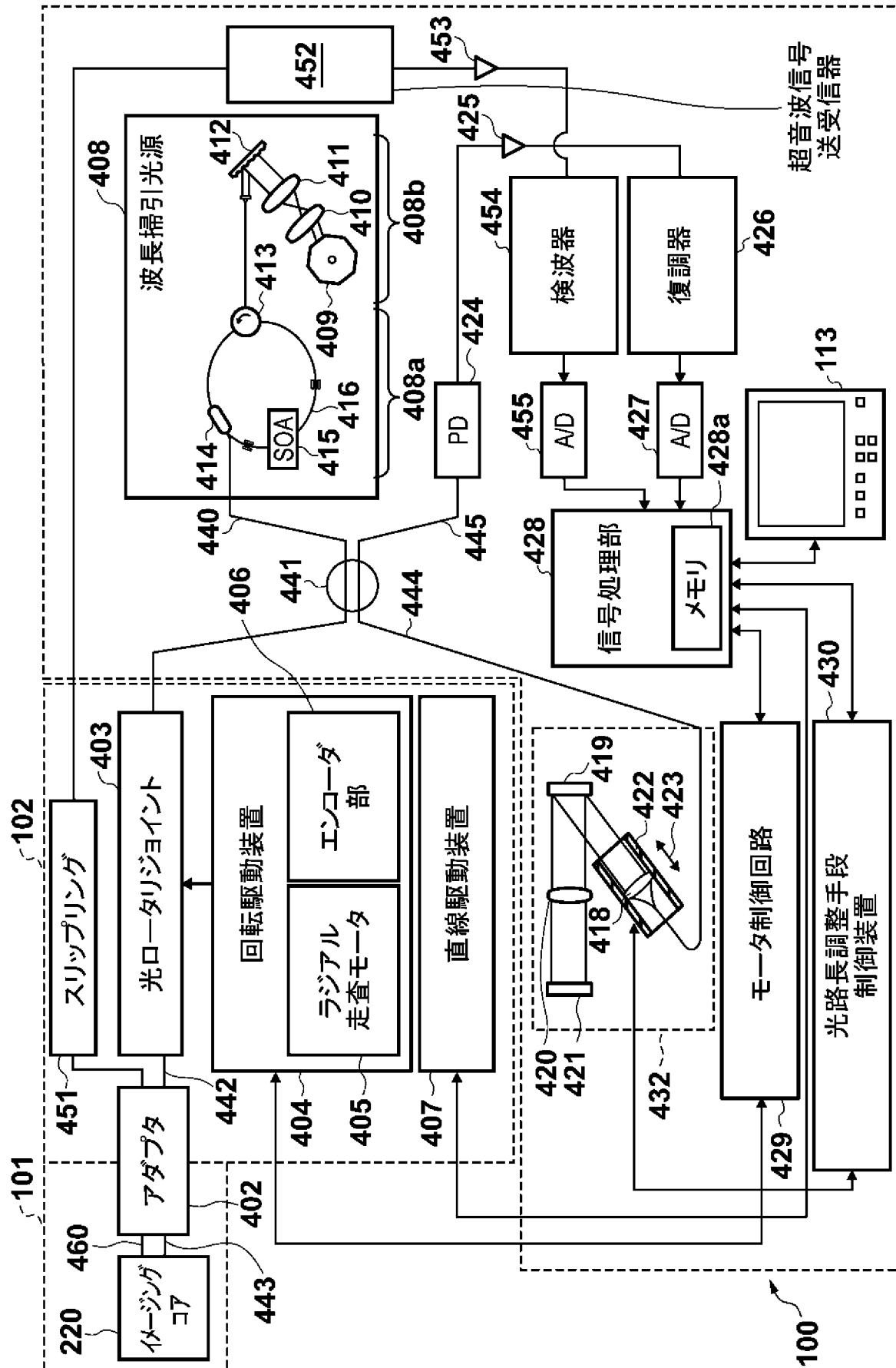
[図2]



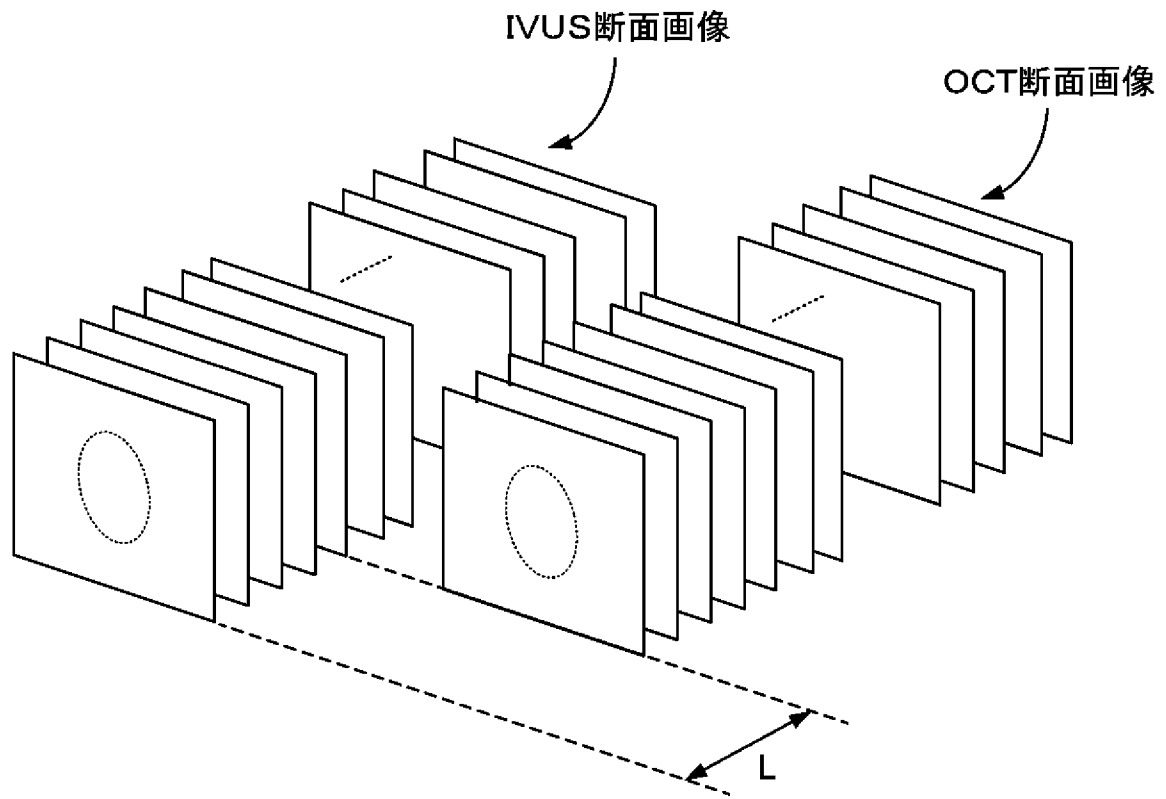
[図3]



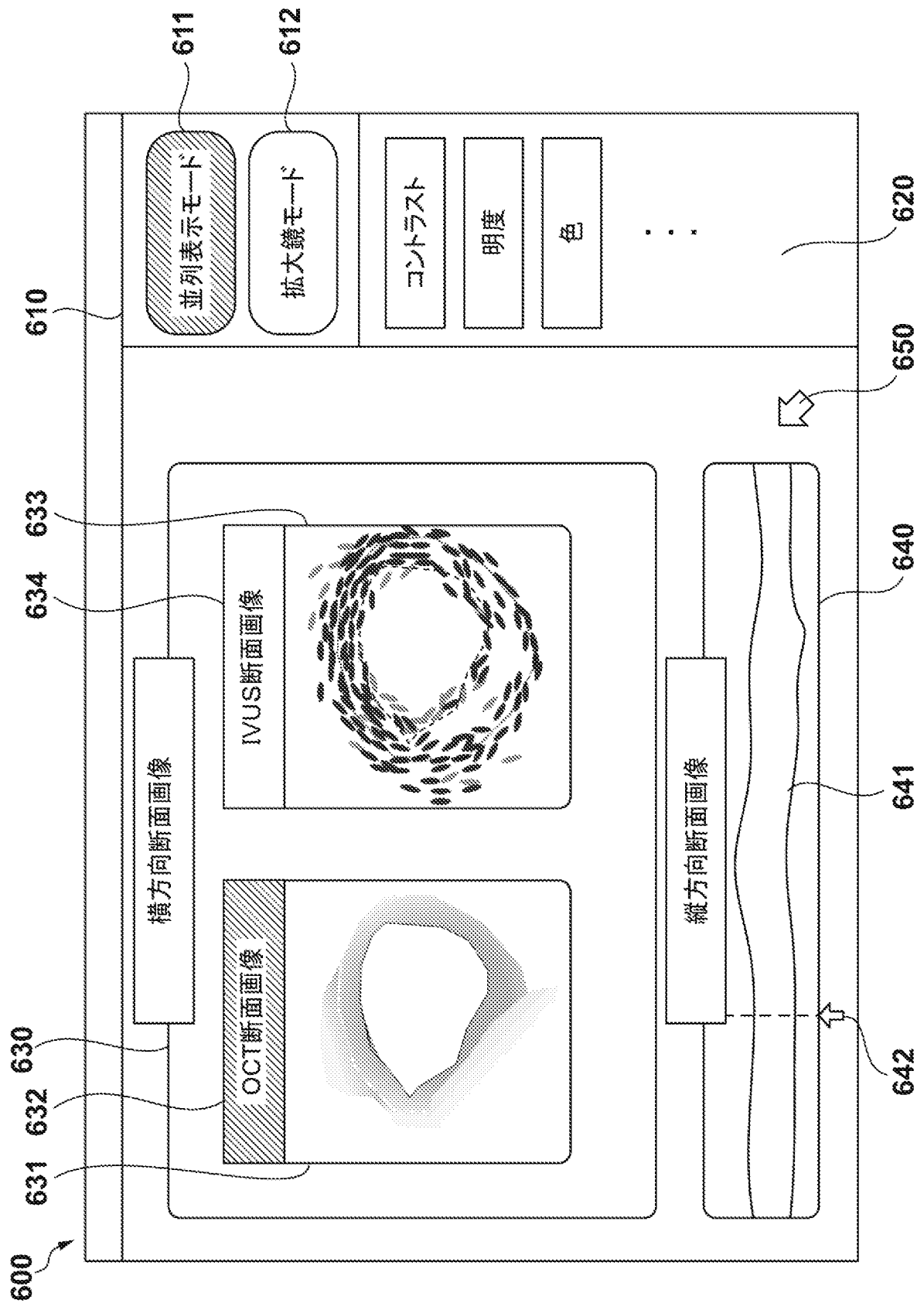
[図4]



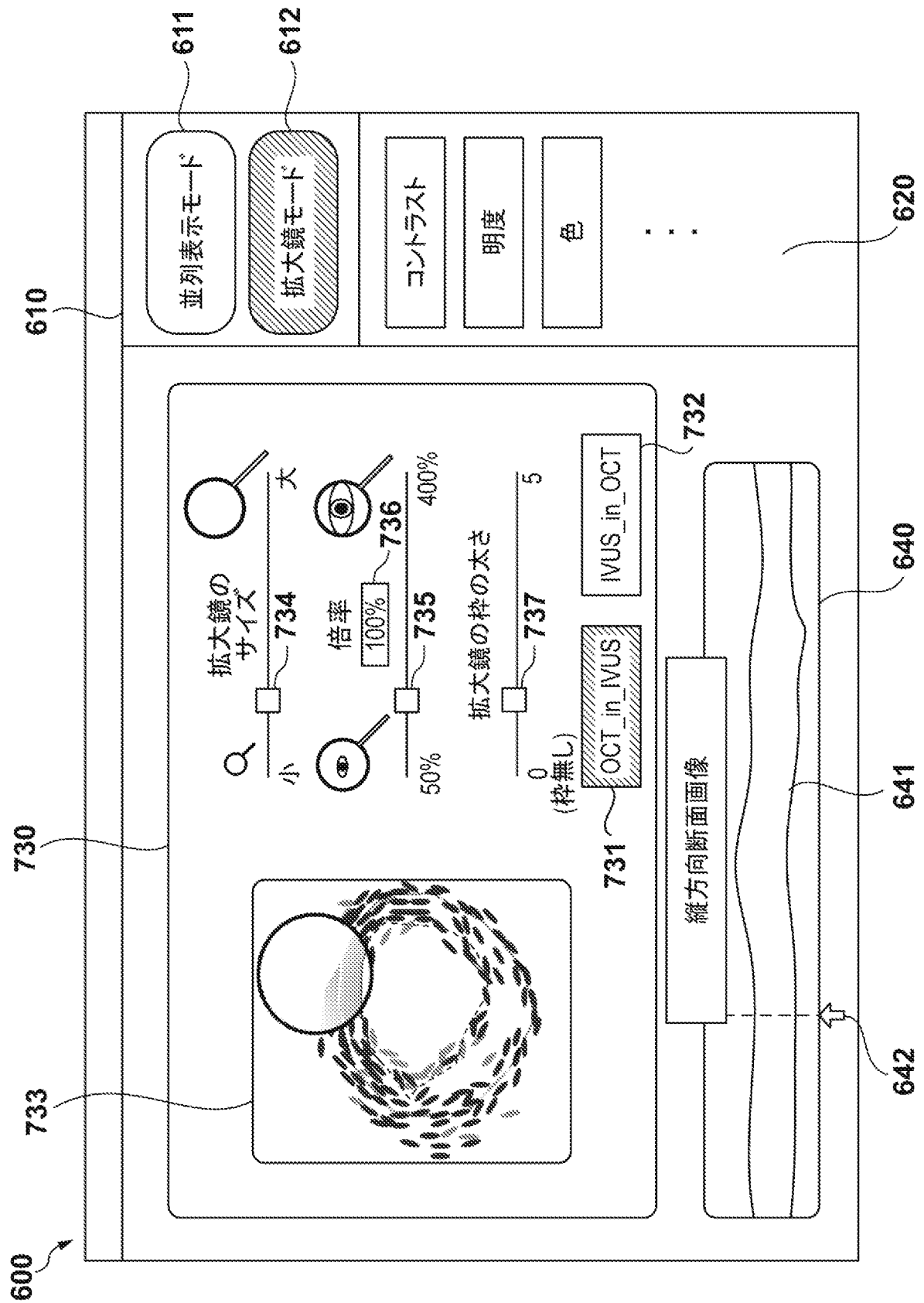
[図5]



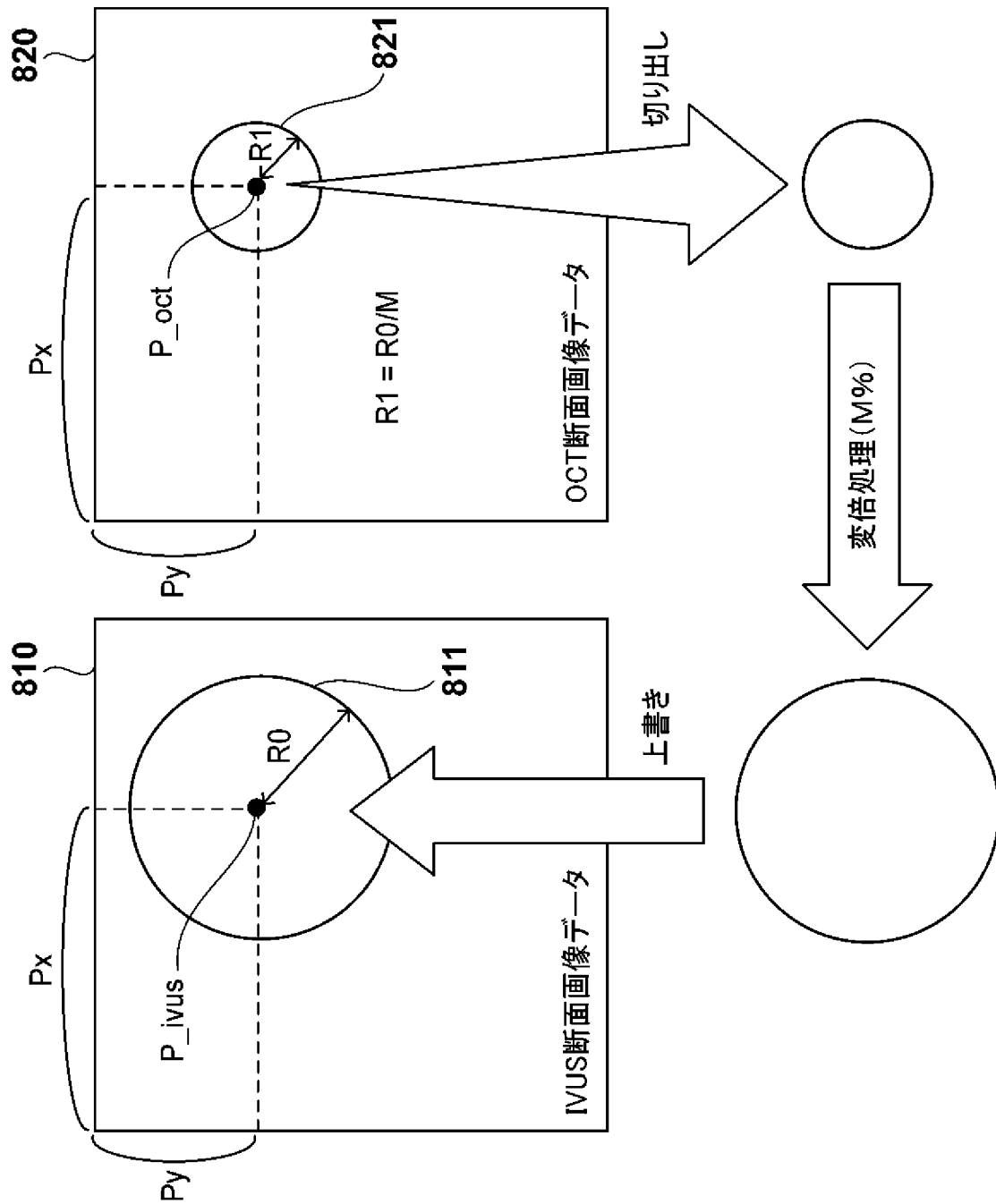
[図6]



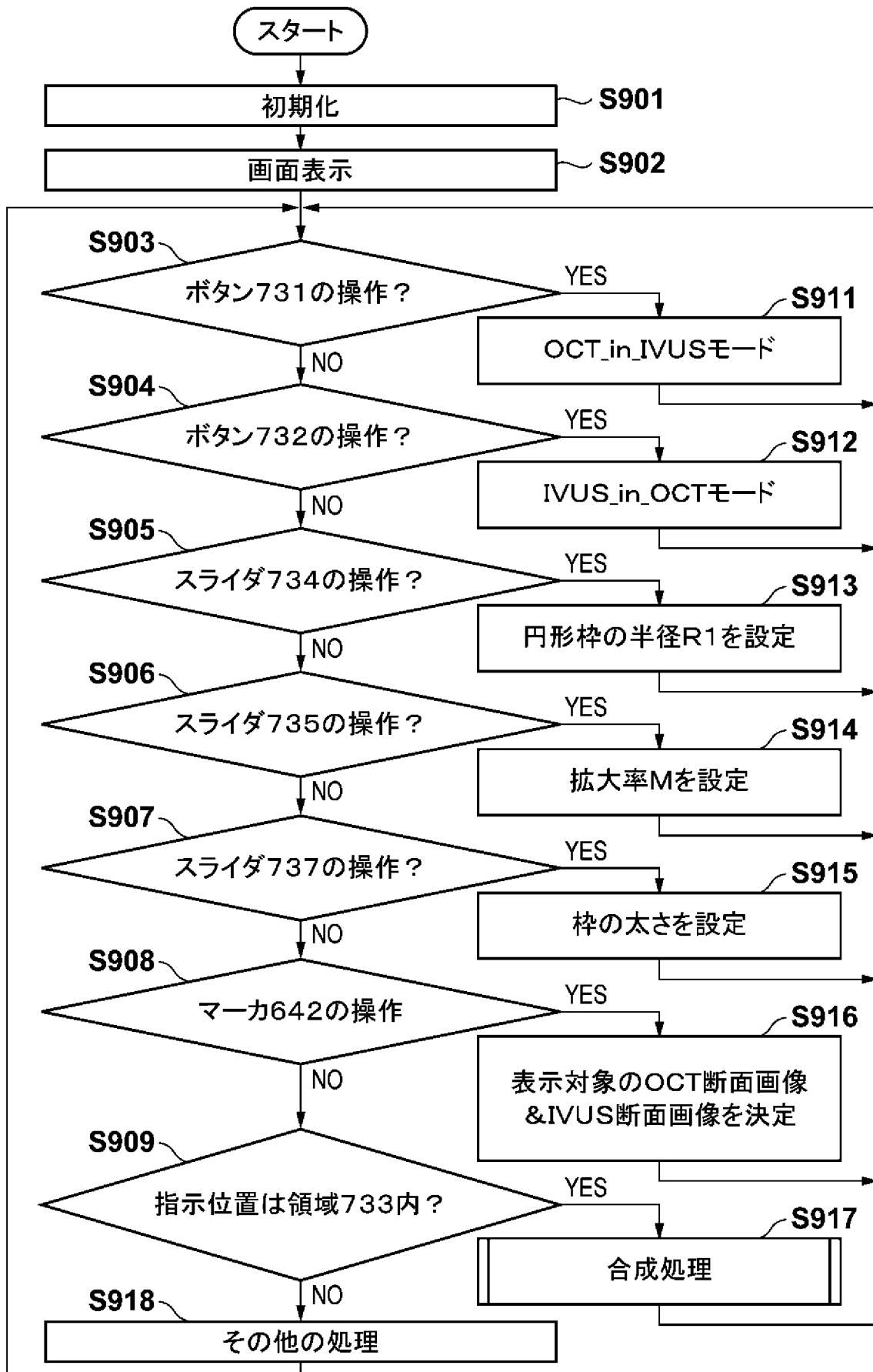
[図7]



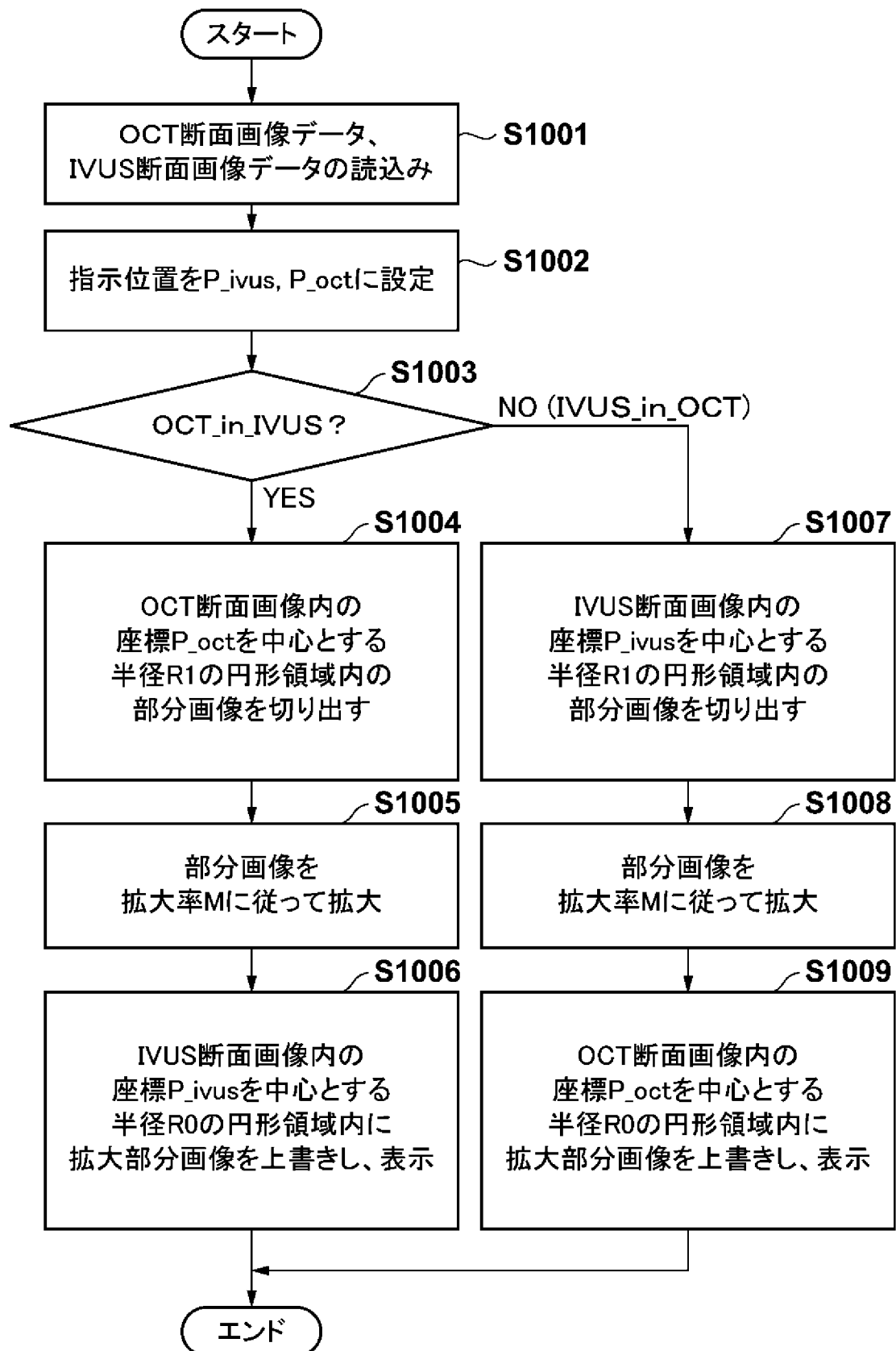
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/007098

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/00 (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)

A61B8/00

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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.
A	JP 2005-95624 A (Siemens AG.), 14 April 2005 (14.04.2005), paragraphs [0012] to [0024]; fig. 5 & US 2005/0101859 A1 & DE 10343808 A	1-13
A	JP 2010-11964 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 21 January 2010 (21.01.2010), paragraphs [0036] to [0042]; fig. 10 (Family: none)	1-13
A	JP 2009-183416 A (Yamaguchi University, Aloka Co., Ltd.), 20 August 2009 (20.08.2009), paragraph [0066]; fig. 15 (Family: none)	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
16 January, 2013 (16.01.13)

Date of mailing of the international search report
29 January, 2013 (29.01.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B8/00(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（I P C））

Int.Cl. A61B8/00

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	1971-2013年
日本国実用新案登録公報	1996-2013年
日本国登録実用新案公報	1994-2013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
A	JP 2005-95624 A（シーメンス アクチエンゲゼルシャフト） 2005.04.14, 段落 12-24、図 5 & US 2005/0101859 A1 & DE 10343808 A	1-13
A	JP 2010-11964 A（株式会社東芝、東芝メディカルシステムズ株式会社） 2010.01.21, 段落 36-42、図 10（ファミリーなし）	1-13
A	JP 2009-183416 A（国立大学法人山口大学、アロカ株式会社） 2009.08.20, 段落 66、図 15（ファミリーなし）	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
「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
「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）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「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
「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
「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
「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

16.01.2013

国際調査報告の発送日

29.01.2013

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A/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）

富永 昌彦

2 Q

4 4 6 1

電話番号 03-3581-1101 内線 3292