

(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10月9日(09.10.2014)



(10) 国際公開番号
WO 2014/162368 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/12 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/002385
- (22) 国際出願日: 2013年4月5日(05.04.2013)
- (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: 森 功(MORI, Isao); 〒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). 伊藤 エマ(ITO, Ema); 〒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.

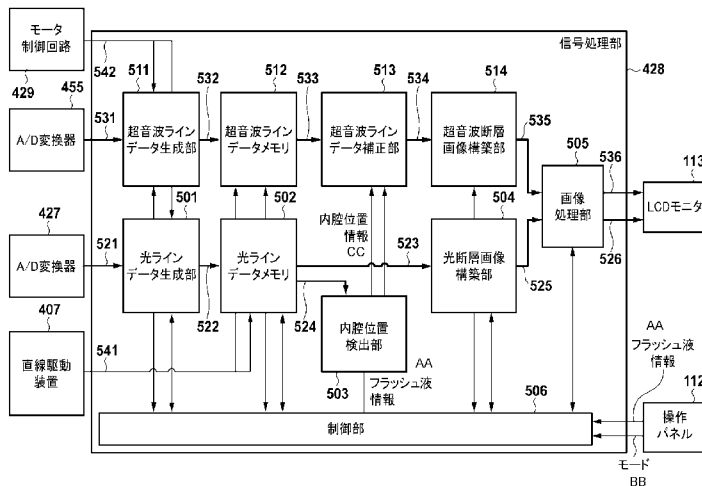
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーロシヤ (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), 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 AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 画像診断装置及びプログラム



- 112 Operation panel
- 113 LCD monitor
- 407 Linear drive device
- 427, 455 A/D converter
- 428 Signal processing unit
- 429 Motor control circuit
- 501 Optical line data generation unit
- 502 Optical line data memory
- 503 Lumen position detection unit
- 504 Optical tomographic image construction unit
- 505 Image processing unit
- 506 Control unit
- 511 Ultrasonic line data generation unit
- 512 Ultrasonic line data memory
- 513 Ultrasonic line data correction unit
- 514 Ultrasonic tomographic image construction unit
- AA Flush liquid information
- BB Mode
- CC Lumen position information

(57) Abstract: An image diagnostic device which has multiple transmission and reception units generates a uniform tomographic image. The present invention is an image diagnostic device which, when a transmission and reception unit in which are disposed a first transmission and reception unit that transmits and receives ultrasonic signals and a second transmission and reception unit that transmits and receives optical signals moves in an axial direction while rotating inside a lumen of an object to be measured, generates a first tomographic image and a second tomographic image of the inside of the lumen of the object to be measured using the ultrasonic signals that the first transmission and reception unit transmitted and received and the optical signals that the second transmission and reception unit transmitted and received. The image diagnostic device comprises: a control unit (506) which discerns whether to generate both the first tomographic image and the second tomographic image or just the first tomographic image; and an ultrasonic line data correction unit (513) which changes the gain when generating the first tomographic image on the basis of the ultrasonic signals received by the first transmission and reception unit according to the result of discernment by the control unit (506).

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2014/162368 A1



複数の送受信部を有する画像診断装置において、均質な断層画像を生成する。本発明は、超音波信号の送受信を行う第1の送受信部と、光信号の送受信を行う第2の送受信部とが配置された送受信部が、被測定体の管腔内を回転しながら軸方向に移動した場合において、該第1の送受信部が送受信した超音波信号と該第2の送受信部が送受信した光信号とを用いて、該被測定体の管腔内の第1の断層画像及び第2の断層画像を生成する画像診断装置であって、前記第1の断層画像と前記第2の断層画像の両方を生成するか、前記第1の断層画像のみを生成するかを識別する制御部506と、制御部506における識別の結果に応じて、前記第1の送受信部が受信した超音波信号に基づいて前記第1の断層画像を生成する際のゲインを変更する超音波ラインデータ補正部513とを備える。

明 細 書

発明の名称：画像診断装置及びプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、画像診断装置及びプログラム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、超音波断層画像診断装置（IVUS：IntraVascular Ultra Sound）や光干渉断層画像診断装置（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層画像（超音波断層画像）と、高分解能で測定できるOCTの特性を活かした断層画像（光干渉断層画像、以下「光断層画像」と称す）の両方を、一回の走査で生成することができる。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開平11-56752号公報

特許文献2：特表2010-508973号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、光送受信部により光を送受信するにあたっては、フラッシュ液を用いて血管内の血流を置換するフラッシュ作業をする必要がある。こ

のため、IVUSの機能とOCTの機能とを組み合わせた画像診断装置の場合、IVUSの機能のみを利用する際には、超音波を血液中に送信するのに対して、IVUSの機能とOCTの機能の両方を利用する際には、超音波をフラッシュ液に対して送信することとなる。

[0007] ここで、フラッシュ液は血液と比較して、超音波の減衰率が高いため、血液をフラッシュした状態でIVUSの機能を利用する場合には、超音波送受信部において受信される超音波の信号強度が低下することとなる。また、フラッシュに利用されるフラッシュ液には種々のフラッシュ液があり、フラッシュ液の種類によって、超音波の減衰率も異なってくる。

[0008] このように、IVUSの機能とOCTの機能とを組み合わせた画像診断装置の場合、超音波を送受信する際の条件によって、同じ血管であっても、生成される超音波断層画像は異なって見えることとなる。このようなことから、IVUSの機能とOCTの機能とを組み合わせた画像診断装置においては、均質な超音波断層画像を生成するにあたり、超音波送受信部の特性に影響を与える条件を考慮することが重要である。

[0009] 本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、複数の送受信部を有する画像診断装置において、均質な断層画像を生成することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0010] 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。即ち、

超音波信号の送受信を行う第1の送受信部と、光信号の送受信を行う第2の送受信部とが配置された送受信部が、被測定体の管腔内を回転しながら軸方向に移動した場合において、該第1の送受信部が送受信した超音波信号と該第2の送受信部が送受信した光信号とを用いて、該被測定体の管腔内の第1の断層画像及び第2の断層画像を生成する画像診断装置であって、

前記第1の断層画像と前記第2の断層画像の両方を生成するか、前記第1の断層画像のみを生成するかを識別する第1の識別手段と、

前記第1の識別手段における識別の結果に応じて、前記第1の送受信部が

受信した超音波信号に基づいて前記第1の断層画像を生成する際のゲインを変更するゲイン補正手段とを備える。

発明の効果

[0011] 本発明によれば、複数の送受信部を有する画像診断装置において、均質な断層画像を生成することが可能となる。

[0012] 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

[0013] 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]図1は、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]図2は、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]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。

[図4]図4は、画像診断装置100の機能構成を示す図である。

[図5]図5は、画像診断装置100の信号処理部428の機能構成を示す図である。

[図6]図6は、生成される断層画像のデータ構造を示す図である。

[図7A]図7Aは、ラインnにおける超音波ラインデータの一例を示す図である。

[図7B]図7Bは、フラッシュ液 α を用いてフラッシュした際の、ラインnにおける超音波ラインデータの一例を示す図である。

[図7C]図7Cは、フラッシュ液 β を用いてフラッシュした際の、ラインnにおける超音波ラインデータの一例を示す図である。

[図8A]図8Aは、超音波ラインデータ補正部における超音波ラインデータゲイン補正処理の流れを示すフローチャートである。

[図8B]図8Bは、超音波ラインデータ補正部における超音波ラインデータゲイン補正処理の流れを示すフローチャートである。

[図8C]図8Cは、超音波ラインデータ補正部における超音波ラインデータゲイン補正処理の流れを示すフローチャートである。

[図9]図9は、生成される断層画像のデータ構造を示す図である。

[図10A]図10Aは、フラッシュ液 α を用いてフラッシュした際の、ライン128における超音波ラインデータの一例を示す図である。

[図10B]図10Bは、フラッシュ液 α を用いてフラッシュした際の、ライン384における超音波ラインデータの一例を示す図である。

[図11A]図11Aは、超音波ラインデータ補正部における超音波ラインデータゲイン補正処理の流れを示すフローチャートである。

[図11B]図11Bは、超音波ラインデータ補正部における超音波ラインデータゲイン補正処理の流れ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

[0014] 以下、必要に応じて添付図面を参照しながら本発明の各実施形態の詳細を説明する。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。

[0015] [第1の実施形態]

<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、OC T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。

[0016] 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。

[0017] プローブ部101は、直接血管（被測定体）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。

[0018] 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軸周りの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。

[0019] 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、血管内の断層画像を表示するための機能を備える。

[0020] 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超音波ラインデータを処理することで、超音波断層画像を生成する。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光ラインデータを処理することで、光断層画像を生成する。

[0021] 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層画像を表示する。

[0022] <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。

[0023] 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。

[0024] 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。

[0025] 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。

[0026] 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。

[0027] 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。

- [0028] 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。
- [0029] 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。
- [0030] 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。
- [0031] 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。
- [0032] 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。
- [0033] <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。
- [0034] 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（3aの一点鎖線上）において軸方向に沿って距離Lだけ離れて配置されている。

[0035] 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。

[0036] 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 の超音波送受信方向（仰角方向）、及び、光送受信部 320 の光送受信方向（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、各送受信方向は、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。

[0037] 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。

[0038] 図 3 の 3 b 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 3 b 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 の超音波送受信方向（周方向（方位角方向ともいう））は、 θ 度となっている。

[0039] 図 3 の 3 c 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 3 c 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 の光送受信方向（周方向）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 の超音波送受信方向（周方向）と、光送受信部 320 の光送受信方向（周方向）とが、互いに θ 度の角度差をもって配置されている。

[0040] <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。

[0041] (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、超音波を血管内の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。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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（超音波ラインデータ）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。

[0046] A/D変換器455にて生成されたライン単位の超音波ラインデータは信号処理部428に入力される。信号処理部428では、超音波ラインデータ

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層画像を生成し、所定のフレームレートでLCDモニタ113に出力する。

[0047] 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層画像の生成を行う。

[0048] 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。

[0049] (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、SOA415 (Semiconductor 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。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] ポリゴンミラー409は、例えば、32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。

- [0053] Coupler 414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。
- [0054] 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。
- [0055] 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。
- [0056] 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。
- [0057] 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。
- [0058] 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。

- [0059] 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。
- [0060] 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。
- [0061] 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。
- [0062] 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。
- [0063] 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。
- [0064] 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（12.5μsec）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。

[0065] 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（光ラインデータ）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。

[0066] 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。また、信号処理部428は光路長調整手段制御装置430を介して上記1軸ステージ422の位置の制御を行う。

[0067] <5. 信号処理部428の説明>

次に、画像診断装置100の信号処理部428の機能構成について説明する。図5は、画像診断装置100の信号処理部428の機能構成ならびに関連する機能ブロックを示した図である。なお、図5に示す機能構成は、専用のハードウェアを用いて実現されてもよいし、その一部がソフトウェアにより（つまり、コンピュータが当該機能を実現するためのプログラムを実行することにより）実現されてもよい。

[0068] 図5に示すように、A/D変換器427で生成された干渉光データ521は、信号処理部428内の光ラインデータ生成部501において、モータ制御回路429から出力されるラジアル走査モータ405のエンコーダ部406の信号を用いて、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。

[0069] 光ラインデータ生成部501より出力された光ラインデータ522は、制御部506からの指示に基づいて、1回転分（1フレーム）ごとに、光ラインデータメモリ502に格納される。このとき、制御部506では、直線駆動装置407の移動量検出器より出力されたパルス信号541をカウントしておき、光ラインデータ522を光ラインデータメモリ502に格納する際、それぞれの光ラインデータ522を生成した際のカウント値を対応付けて格納する。

[0070] カウント値と対応付けて格納された光ラインデータ523は、光断面画像

構築部504に入力され、各種処理（ライン加算平均処理、フィルタ処理等）が施された後、 $R\theta$ 変換され、順次光断層画像525として出力される。

[0071] また、カウント値として対応付けて格納された光ラインデータ524は、並行して、内腔位置検出部503にも入力され、内腔位置検出部503において、各光ラインデータについて内腔位置を検出し、内腔位置情報として超音波ラインデータ補正部513に入力される。

[0072] 光断層画像構築部504より出力された光断層画像525は、画像処理部505において、LCDモニタ113に表示するための画像処理が施された後、光断層画像526としてLCDモニタ113に出力される。

[0073] 同様に、A/D変換器455で生成された超音波データ531は、信号処理部428内の超音波ラインデータ生成部511において、モータ制御回路429から出力されるラジアル走査モータ405のエンコーダ部406の信号を用いて、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。

[0074] 超音波ラインデータ生成部511より出力された超音波ラインデータ532は、制御部506からの指示に基づいて、1回転分（1フレーム）ごとに、超音波ラインデータメモリ512に格納される。このとき、制御部506では、直線駆動装置407の移動量検出機より出力されたパルス信号541をカウントしておき、超音波ラインデータ532を超音波ラインデータメモリ512に格納する際、それぞれの超音波ラインデータ532を生成した際のカウント値を対応付けて格納する（なお、この時対応づけられるカウント値は、上述の角度差 θ 及び距離 L が考慮されたカウント値であるとする。つまり、同じカウント値であれば、超音波ラインデータと光ラインデータとは、血管内の同じ位置を指しているものとする）。

[0075] カウント値と対応付けて格納された超音波ラインデータ533は、超音波ラインデータ補正部513に入力され、制御部506より受信したフラッシュ液（フラッシュ動作を行う際に用いる液体）に関する情報に基づいて、ゲイン補正が実行される（制御部506には、フラッシュ液に関する情報として、予めフラッシュ液の種類ごとに区分けしてゲインが記憶されているもの

とする。なお、デフォルトとして血液の場合のゲインもあわせて記憶されているものとする)。なお、内腔位置検出部503より、内腔位置情報を受信した場合にあっては、当該内腔位置情報により特定される内腔位置よりも外側に対応する超音波ラインデータについて、ゲイン補正が実行される(詳細は後述)。

[0076] なお、フラッシュ液情報は、操作パネル112を介してユーザにより入力されるものとする。また、操作パネル112では、断層画像を生成する際に、超音波断層画像と光断層画像の両方を生成するデュアルモードと、超音波断層画像または光断層画像のいずれか一方を生成するシングルモードのいずれかのモードが入力されるものとする。

[0077] 超音波ラインデータ補正部513においてゲイン補正された超音波ラインデータ534は、超音波断層画像構築部514に入力される。そして、制御部506からの指示に基づいて、超音波断層画像構築部514にて各種処理(ライン加算平均処理、フィルタ処理等)が施された後、 $R\theta$ 変換され、順次超音波断層画像535として出力される。

[0078] 更に、画像処理部505において、LCDモニタ113に表示するための画像処理が施され、超音波断層画像536としてLCDモニタ113に出力される。

[0079] <6. イメージングコア220の動作>

次に、血管内におけるイメージングコア220の動作及び当該イメージングコア220の動作により取得されるラインデータ(超音波ラインデータ、光ラインデータ)との関係について説明する。

[0080] 図6は、イメージングコア220を血管600内に挿通させた状態を、血管600の断面方向から見た様子を示している。かかる状態で断層画像の生成処理が開始されると、イメージングコア220は、ラジアル走査モータ405により矢印602方向に回転する。

[0081] このとき、超音波送受信部310では、各回転角度にて超音波の送信/受信が行われる。ライン1、2、...512は各回転角度における超音波の

送受信方向を示している。本実施形態に係る画像診断装置100では、超音波送受信部310が血管600内において360度回転する間に、512回の超音波の送信／受信が断続的に行われる。これにより、512本の超音波ラインデータが生成される。

[0082] 同様に、光送受信部320からも、各回転角度にて光の送信／受信が行われる。光送受信部320においても血管600内において360度回転する間に、512回の光の送信／受信が連続的に行われる。これにより、512本の光ラインデータが生成される。

[0083] <7. 各ラインデータの説明>

次に、超音波ラインデータメモリ512及び光ラインデータメモリ502にそれぞれ格納される超音波ラインデータ及び光ラインデータについて説明する。

[0084] 図7Aは、血管内を血液が流れている状態で超音波を送受信することで得られた超音波ラインデータのうち、ライン n (n は1～512の任意の整数)における超音波ラインデータを示している。

[0085] 図7Aに示すように、超音波は血液中における減衰が小さいため、血管内を血液が流れている状態で超音波を送受信した場合、内腔位置近傍から強度の高い超音波信号を受信することができる。また、血管組織内(内腔位置の外側)からも、比較的強度の高い超音波信号を受信することができる。

[0086] 一方、図7Bの紙面上側は、フラッシュ液 α が流れている状態で超音波を送受信することで得られた超音波ラインデータのうち、ライン n (n は1～512の任意の整数)における超音波ラインデータを示している。

[0087] また、図7Bの紙面下側は、フラッシュ液 α が流れている状態で光を送受信することで得られた光ラインデータのうち、ライン n (n は1～512の任意の整数)における光ラインデータを示している。

[0088] 図7Bの紙面上側のグラフと図7Aのグラフとを比較すると明らかなように、フラッシュ液 α 中における超音波の減衰は、血液中における超音波の減衰よりも大きいため、血液が流れている状態で受信される超音波信号の強度

と比較して、フラッシュ液 α が流れている状態で受信される超音波信号の強度は低下する。

[0089] 同様に、図7Cの紙面上側は、フラッシュ液 β （フラッシュ液 α とは種類の異なるフラッシュ液）が流れている状態で超音波を送受信することで得られた超音波ラインデータのうち、ライン n （ n は1～512の任意の整数）における超音波ラインデータを示している。

[0090] また、図7Cの紙面下側は、フラッシュ液 β が流れている状態で光を送受信することで得られた光ラインデータのうち、ライン n （ n は1～512の任意の整数）における光ラインデータを示している。

[0091] 図7Bと図7Cとを比較すると明らかなように、超音波信号の光信号よりも影響を受けやすい。特に、内腔位置よりも外側の血管組織における超音波ラインデータの信号強度は、フラッシュ液の種類により大きく異なる。

[0092] このため、超音波ラインデータを用いて超音波断層画像を生成するにあたっては、均質な超音波断層画像を生成すべく、血液が流れている状態なのかフラッシュ液が流れている状態なのかにより、超音波ラインデータに対するゲインを変更することが有効であるといえる。

[0093] また、フラッシュ液としてどのような種類のフラッシュ液が用いられているのかにより（超音波の減衰特性に応じて）、超音波ラインデータに対するゲインを変更することが有効であるといえる。

[0094] <8. 超音波ラインデータゲイン補正処理の流れ>

次に、超音波ラインデータ補正部513における超音波ラインデータゲイン補正処理の流れについて説明する。

[0095] 図8Aは、超音波ラインデータ補正部513における超音波ラインデータゲイン補正処理の流れを示すフローチャートである。図8Aに示すように、ステップS801では、断層画像の生成モードを識別する。ステップS801において、デュアルモード（超音波断層画像と光断層画像の両方を生成するモード）が選択されていた場合には、ステップS802に進む。

[0096] ステップS802では、フラッシュ液の種類を識別し、ステップS803

では、ステップS802において識別されたフラッシュ液の種類に応じたゲインを読み出す。

[0097] 一方、ステップS801において、シングルモード（超音波断層画像のみを生成するモード）が選択されていた場合には、ステップS804に進む。ステップS804では、デフォルトのゲインを読み出す。

[0098] ステップS805では、カウンタ n に“1”を入力し、ステップS806では、ライン n （ここでは、ライン1）の超音波ラインデータを、ステップS803またはステップS804で読み出されたゲインで補正する。

[0099] つまり、フラッシュ液が流れている状態では、フラッシュ液の種類に応じたゲインで超音波ラインデータを補正し、血液が流れている状態では、デフォルトのゲインで超音波ラインデータを補正する。

[0100] ステップS807では、カウンタ n をインクリメントし、ステップS808では、カウンタ n が512より大きいか否かを判定する。ステップS808においてカウンタ n が512以下であると判定された場合には、ステップS806に戻り、1フレームを形成する512本の超音波ラインデータに対して、ゲイン補正を行う。

[0101] 一方、1フレームを形成する512本の超音波ラインデータに対して、ゲイン補正が完了した場合には、超音波ラインデータのゲイン補正処理を終了する。

[0102] 以上の説明から明らかなように、本実施形態に係る画像診断装置100では、

- ・超音波ラインデータ補正部を配し、超音波ラインデータごとにゲイン補正を行う構成とした。
- ・ゲイン補正を行うにあたっては、血液が流れている状態なのか、フラッシュ液が流れている状態なのかに応じて、ゲインの値を変更する構成とした。
- ・フラッシュ液が流れている状態にあっては、フラッシュ液の種類に応じて、ゲインの値を変更する構成とした。

[0103] これにより、血液が流れている状態なのか、フラッシュ液が流れている状

態なのかに関わらず、あるいは、フラッシュ液の種類に関わらず、均質な超音波断層画像を生成することが可能となった。

[0104] [第2の実施形態]

上記第1の実施形態では、ステップS803またはステップS804において読み出されたゲインを用いて、超音波ラインデータ全体を補正する構成としたが、本発明はこれに限定されない。IVUSは高深度領域まで測定できるという特性があり、超音波ラインデータは、高深度領域のデータが重要であることから、ゲイン補正する対象を、内腔位置の外側（血管組織内）に限定する構成としてもよい。

[0105] 図8B、Cは、本実施形態に係る画像診断装置100の超音波ラインデータ補正部513における超音波ラインデータゲイン補正処理の流れを示すフローチャートである。なお、図8Aと同様の処理については、同じ参照番号を付すこととし、ここでは説明を省略する。以下、図8Aとの相違点を中心に説明する。

[0106] 図8Bにおいて、ステップS810では、デュアルモードの場合において、カウンタnに“1”を入力する。図8Cにおいて、ステップS811では、ラインn（ここではライン1）の超音波ラインデータについて、シース外表面の位置を検出する。

[0107] 更に、ステップS812では、ラインn（ここではライン1）の光ラインデータについて、内腔位置検出部503において検出された内腔位置を取得する。なお、内腔位置を、対応する光ラインデータより検出する構成としたのは、光ラインデータの方が内腔位置を、より正確に検出することができるという特性があるからである。

[0108] ステップS813では、ラインn（ここではライン1）の超音波ラインデータのうち、シース外表面の位置から内腔位置までを、デフォルトのゲインで補正する。

[0109] ステップS814では、ラインn（ここではライン1）の超音波ラインデータのうち、内腔位置より外側を、フラッシュ液の種類に応じたゲインで補

正する。

[0110] ステップS 8 1 5では、カウンタ n をインクリメントし、ステップS 8 1 6では、カウンタ n が5 1 2より大きいか否かを判定する。ステップS 8 1 6においてカウンタ n が5 1 2以下であると判定された場合には、ステップS 8 1 1に戻り、1フレームを形成する5 1 2本の超音波ラインデータに対して、ステップS 8 1 1～S 8 1 5の処理を繰り返す。

[0111] 一方、1フレームを形成する5 1 2本の超音波ラインデータに対して、ゲイン補正が完了した場合には、超音波ラインデータのゲイン補正処理を終了する。

[0112] 以上の説明から明らかなように、本実施形態に係る画像診断装置100では、

- ・超音波ラインデータ補正部を配し、超音波ラインデータごとにゲイン補正を行う構成とした。

- ・ゲイン補正を行うにあたっては、血液が流れている状態なのか、フラッシュ液が流れている状態なのかに応じて、ゲインの値を変更する構成とした。

- ・フラッシュ液が流れている状態にあっては、光ラインデータに基づいて、内腔位置を検出する構成とした。

- ・フラッシュ液が流れている状態にあっては、シース外表面から内腔位置までは、デフォルトのゲインにより補正し、内腔位置より外側については、フラッシュ液の種類に応じて、ゲインの値を変更する構成とした。

[0113] これにより、血液が流れている状態なのか、フラッシュ液が流れている状態なのかに関わらず、あるいは、フラッシュ液の種類に関わらず、均質な超音波断層画像を生成することが可能となった。

[0114] [第3の実施形態]

上記第1及び第2の実施形態では、血液が流れている状態なのか、フラッシュ液が流れている状態なのかに応じて、また、フラッシュ液が流れている場合にあっては、フラッシュ液の種類に応じて、ゲインを変更する構成としたが、本発明はこれに限定されない。

[0115] 例えば、同じフラッシュ液であっても、イメージングコア 220 の血管内の径方向の位置によっては、更なるゲイン補正が必要になってくる場合がある。そこで、本実施形態では、イメージングコア 220 の血管内における径方向の位置に応じて、ゲインの値を変更する構成とする。以下、本実施形態の詳細について説明する。

[0116] <1. イメージングコア 220 の動作及びラインデータの説明>

図 9 は、イメージングコア 220 を血管 600 内に挿通させた状態を、血管 600 の断面方向から見た様子を示している。図 9 に示すように、イメージングコア 220 が血管 600 内において、紙面左側に寄った状態においては、ライン 128 の超音波ラインデータにおけるシース外表面の位置から内腔位置までの距離と、ライン 384 の超音波ラインデータにおけるシース外表面の位置から内腔位置までの距離とでは、大きく異なる。

[0117] ここで、超音波の減衰率が大きいフラッシュ液が流れている状態では、内腔位置までの距離が長いと、内腔位置に到達するまでに超音波が著しく減衰することとなる。一方、内腔位置までの距離が短いと、内腔位置に到達するまでの超音波の減衰も少ない。

[0118] 図 10A は、ライン 128 の超音波ラインデータと、光ラインデータを示す図である。一方、図 10B は、ライン 384 の超音波ラインデータと、光ラインデータを示す図である。

[0119] 図 10A と図 10B との比較から明らかなように、ライン 128 の超音波ラインデータの信号強度は、ライン 384 の超音波ラインデータの信号強度よりも小さい。一方、ライン 128 の光ラインデータの信号強度と、ライン 384 の光ラインデータの信号強度とは、概ね等しい。

[0120] このため、超音波ラインデータにおいて、ライン 1 からライン 512 まで、同じゲインを用いて補正しようとする、生成された超音波断層画像は、図 9 において紙面右側が暗くなり、紙面左側が明るくなることとなる。

[0121] このような不均質を回避するために、本実施形態に係る画像診断装置では、シース外表面の位置から内腔位置までの距離に応じて、ラインごとにゲイ

ンの値を修正しながら、補正を行う。

[0122] <2. 超音波ラインデータゲイン補正処理の流れ>

次に、本実施形態における、超音波ラインデータ補正部513における超音波ラインデータゲイン補正処理の流れについて説明する。

[0123] 図11Aは、図8Bとともに、超音波ラインデータ補正部513における超音波ラインデータゲイン補正処理の流れを示すフローチャートである。なお、図8Bについては重複するため説明を省略する。また、図11Aについても、図8Cと同様の処理については、同じ参照番号を付すこととし、ここでは説明を省略する。以下、図11Aについて、図8Cとの相違点を中心に説明する。

[0124] 図11Aにおいて、ステップS1101では、ラインn（ここではライン1）の超音波ラインデータについて、シース外表面の位置を検出する。また、ステップS1102では、ラインn（ここではライン1）の光ラインデータについて、内腔位置検出部503において検出された内腔位置を取得する。なお、内腔位置を、対応する光ラインデータより検出する構成としたのは、光ラインデータの方が、内腔位置をより正確に検出することができるという特性があるからである。

[0125] ステップS1103では、ラインn（ここではライン1）の超音波ラインデータについて、シース外表面から内腔位置までの距離を算出する。

[0126] ステップS1104では、ステップS803において読み出したゲインを、ステップS1103において算出された距離に基づいて修正する。修正方法は、例えば、ステップS1103において算出された距離に比例する係数を、読み出したゲインに積算する。

[0127] 以下、ステップS815、S816の処理は、図8Aにおいて説明済みであるため、ここでは説明を省略する。

[0128] 以上の説明から明らかなように、本実施形態に係る画像診断装置では、
・超音波ラインデータ補正部を配し、超音波ラインデータごとにゲイン補正を行う構成とした。

- ・ゲイン補正を行うにあたっては、血液が流れている状態なのか、フラッシュ液が流れている状態なのかに応じて、ゲインの値を変更する構成とした。
- ・フラッシュ液が流れている状態にあつては、光ラインデータに基づいて、内腔位置を検出する構成とした。
- ・フラッシュ液が流れている状態にあつては、フラッシュ液の種類に応じたゲインを、シース外表面の位置から内腔位置までの距離に応じて修正したうえで、補正に用いる構成とした。

[0129] これにより、血液が流れている状態なのか、フラッシュ液が流れている状態なのかに関わらず、あるいは、フラッシュ液の種類に関わらず、更には、イメージングコアの位置に関わらず、均質な超音波断層画像を生成することが可能となった。

[0130] [第4の実施形態]

上記第3の実施形態では、ステップS803またはステップS804において読み出されたゲインを、シース外表面位置から内腔位置までの距離に応じて修正したうえで、超音波ラインデータ全体を補正する構成としたが、本発明はこれに限定されない。IVUSは高深度領域まで測定できるという特性があり、超音波ラインデータは、高深度領域のデータが重要であることから、ゲイン補正する対象を、内腔位置の外側（血管組織内）に限定する構成としてもよい。

[0131] 図11Bは、本実施形態に係る画像診断装置100の超音波ラインデータ補正部513における超音波ラインデータゲイン補正処理の流れを示すフローチャートである。なお、図11Aと同様の処理については、同じ参照番号を付すこととし、ここでは説明を省略する。以下、図11Aとの相違点を中心に説明する。

[0132] ステップS1111では、シース外表面の位置から内腔位置までの超音波ラインデータについて、ステップS803またはステップS804において読み出したゲインで補正する。つまり、フラッシュ液が流れている状態では、フラッシュ液の種類に応じたゲインで超音波ラインデータを補正し、血液

が流れている状態では、デフォルトのゲインで超音波ラインデータを補正する。

[0133] 更に、ステップS 1 1 1 2では、内腔位置より外側の超音波ラインデータについて、ステップS 1 1 0 4において修正されたゲインで補正する。つまり、フラッシュ液が流れている状態では、フラッシュ液の種類に応じたゲインを、シース外表面の位置から内腔位置までの距離に応じて修正したうえで、補正する。また、血液が流れている状態では、デフォルトのゲインを、シース外表面の位置から内腔位置までの距離に応じて修正したうえで、補正する。

[0134] 以上の説明から明らかなように、本実施形態に係る画像診断装置100では、

- ・超音波ラインデータ補正部を配し、超音波ラインデータごとにゲイン補正を行う構成とした。

- ・ゲイン補正を行うにあたっては、血液が流れている状態なのか、フラッシュ液が流れている状態なのかに応じて、ゲインの値を変更する構成とした。

- ・フラッシュ液が流れている状態にあっては、光ラインデータに基づいて、内腔位置を検出する構成とした。

- ・フラッシュ液が流れている状態にあっては、シース外表面の位置から内腔位置までは、フラッシュ液の種類に応じたゲインにより補正し、内腔位置より外側については、フラッシュ液の種類に応じたゲインを、シース外表面の位置から内腔位置までの距離に応じて修正したうえで補正に用いる構成とした。

[0135] これにより、血液が流れている状態なのか、フラッシュ液が流れている状態なのかに関わらず、あるいは、フラッシュ液の種類に関わらず、更に、イメージングコアの位置に関わらず、均質な超音波断層画像を生成することが可能となった。

[0136] [第5の実施形態]

上記第1乃至第4の実施形態では、血液が流れている状態なのか、フラッ

シユ液が流れている状態なのか（つまり、超音波断層画像のみを生成可能な状態にあるのか、超音波断層画像と光断層画像の両方を生成することが可能な状態にあるのか）を判断するにあたり、断層画像の生成モードを識別することとしたが、本発明はこれに限定されず、フラッシュ液を流すフラッシュ装置が作動したことを識別することにより、またはユーザが入力した各種設定データ（フラッシュ液の設定等）を読み出すことにより判断するように構成してもよい。

[0137] [その他の実施形態]

上記第1及び第2の実施形態では、ゲインの値を変更する構成としたが本発明はこれに限定されず、超音波送受信部310より送信される超音波の信号強度を変更する構成としてもよい。

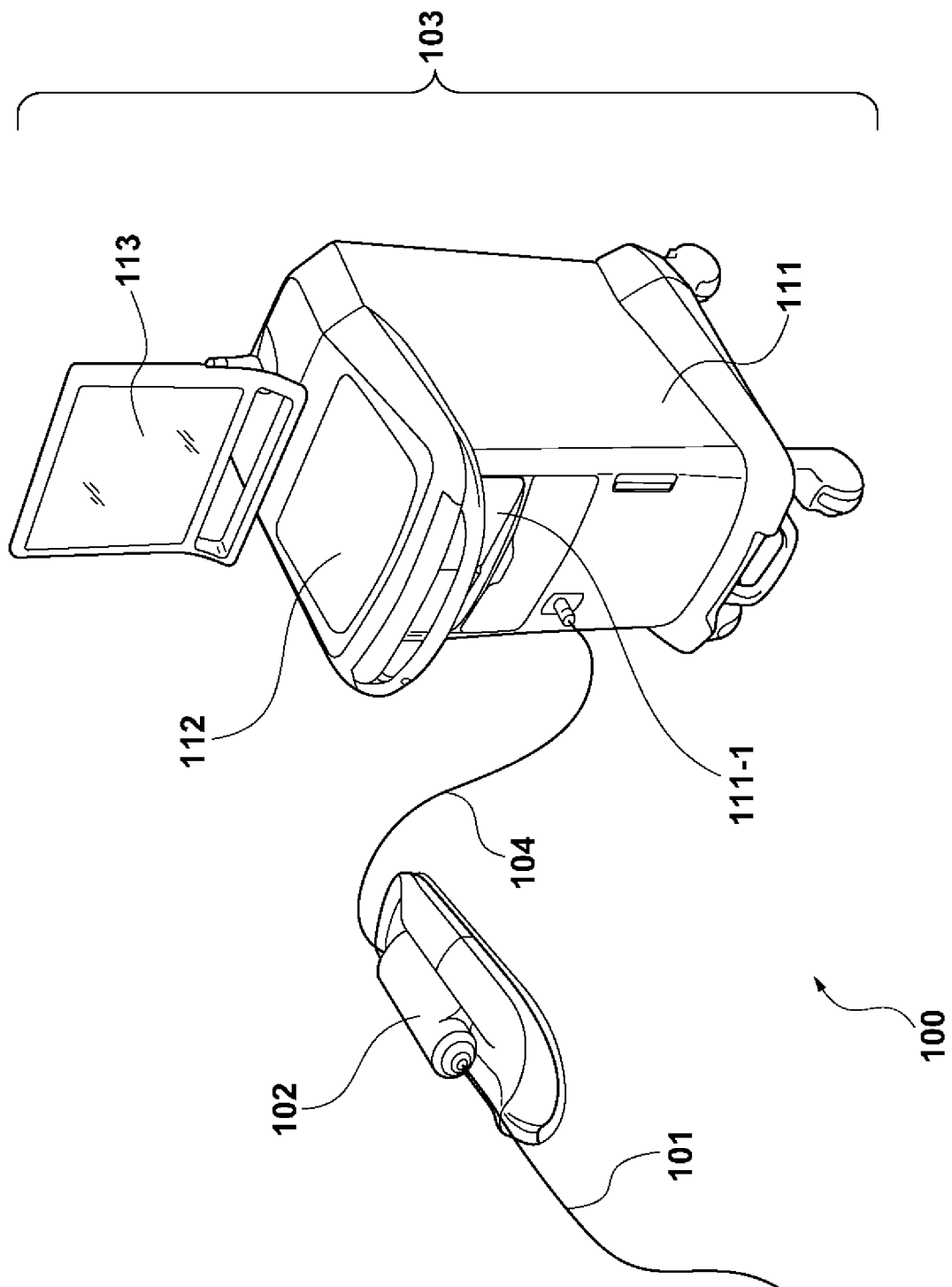
[0138] なお、本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の精神及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために、以下の請求項を添付する。

請求の範囲

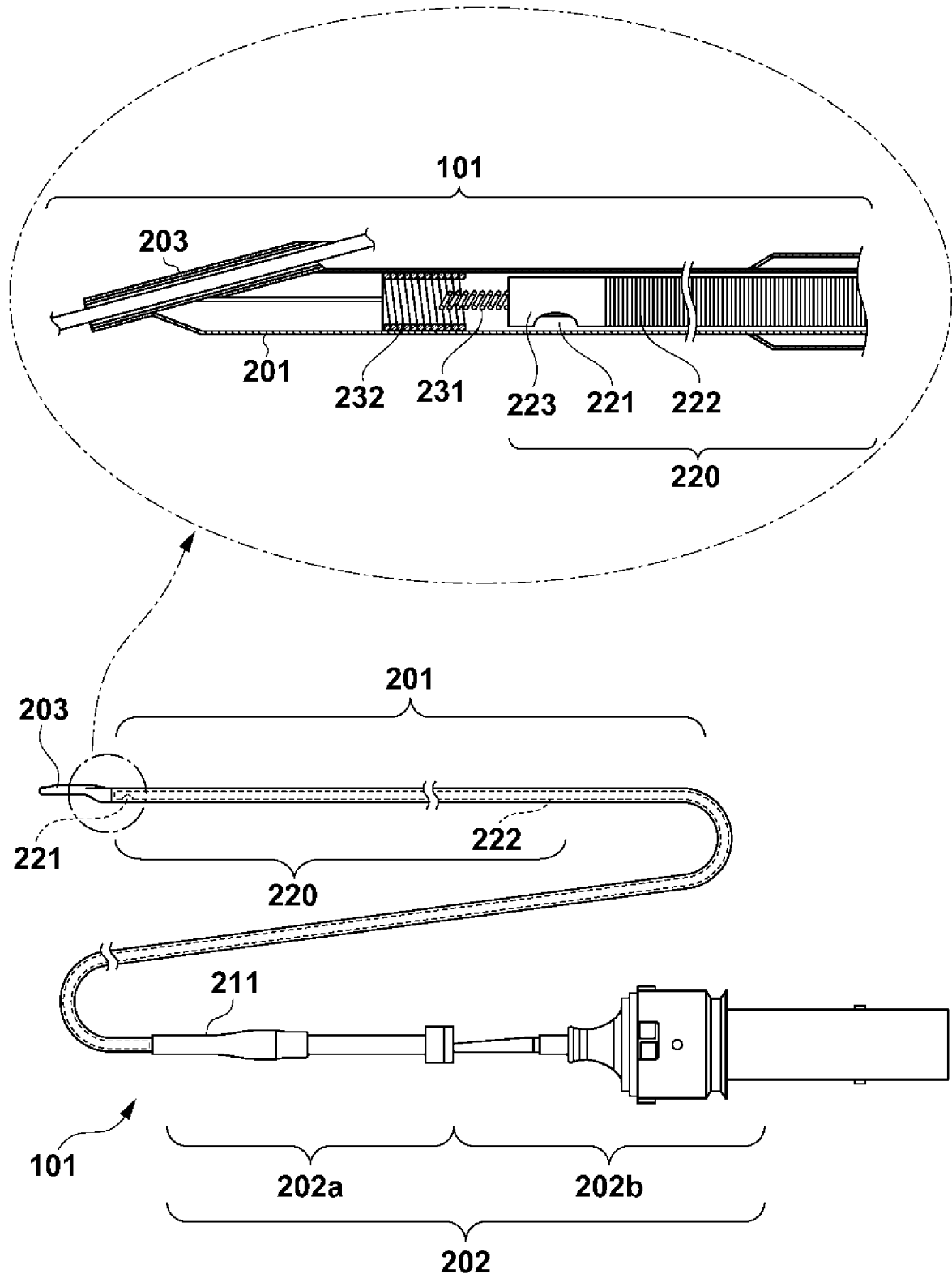
- [請求項1] 超音波信号の送受信を行う第1の送受信部と、光信号の送受信を行う第2の送受信部とが配置された送受信部が、被測定体の管腔内を回転しながら軸方向に移動した場合において、該第1の送受信部が送受信した超音波信号と該第2の送受信部が送受信した光信号とを用いて、該被測定体の管腔内の第1の断層画像及び第2の断層画像を生成する画像診断装置であって、
- 前記第1の断層画像と前記第2の断層画像の両方を生成するか、前記第1の断層画像のみを生成するかを識別する第1の識別手段と、
- 前記第1の識別手段における識別の結果に応じて、前記第1の送受信部が受信した超音波信号に基づいて前記第1の断層画像を生成する際のゲインを変更するゲイン補正手段と
- を備えることを特徴とする画像診断装置。
- [請求項2] 前記第1の識別手段により、前記第1の断層画像と前記第2の断層画像の両方を生成すると識別された場合において、前記送受信部が前記被測定体の管腔内を回転しながら軸方向に移動する際に、該管腔内に挿入される液体の種類を識別する第2の識別手段を更に備え、
- 前記ゲイン補正手段は、前記第2の識別手段により識別された前記液体の種類に応じて、前記ゲインを変更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] 前記被測定体の管腔は血管であり、
- 前記第1の識別手段により、前記第1の断層画像と前記第2の断層画像の両方を生成すると識別された場合において、前記第2の送受信部において受信された光信号に基づいて、前記血管の内腔位置を検出する第1の検出手段を更に備え、
- 前記ゲイン補正手段は、前記検出手段により検出された内腔位置よりも外側の領域について、前記ゲインを変更することを特徴とする請求項1または2に記載の画像診断装置。

- [請求項4] 前記第1の送受信部において受信された超音波信号に基づいて、前記送受信部を内挿するシースの外表面の位置を検出する第2の検出手段と、
- 前記第1の検出手段により検出された内腔位置と、前記第2の検出手段により検出されたシースの外表面の位置との間の距離を算出する算出手段と、
- 前記算出手段により算出された距離に応じて、前記ゲインを修正する修正手段と
- を更に備え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] 前記液体の種類は、超音波信号の減衰特性に応じて分けられていることを特徴とする請求項2に記載の画像診断装置。
- [請求項6] 前記修正手段は、前記算出手段により算出された距離が大きいほど、前記ゲインが大きくなるように修正することを特徴とする請求項4に記載の画像診断装置。
- [請求項7] 超音波信号の送受信を行う第1の送受信部と、光信号の送受信を行う第2の送受信部とが配置された送受信部が、被測定体の管腔内を回転しながら軸方向に移動した場合において、該第1の送受信部が送受信した超音波信号と該第2の送受信部が送受信した光信号とを用いて、該被測定体の管腔内の第1の断層画像及び第2の断層画像を生成する画像診断装置であって、
- 前記第1の断層画像と前記第2の断層画像の両方を生成するか、前記第1の断層画像のみを生成するかを識別する識別手段と、
- 前記識別手段における識別の結果に応じて、前記第1の送受信部が送信する超音波信号の信号強度を変更する変更手段と
- を備えることを特徴とする画像診断装置。
- [請求項8] コンピュータを、請求項1乃至7のいずれか1項に記載の画像診断装置の各手段として機能させるためのプログラム。

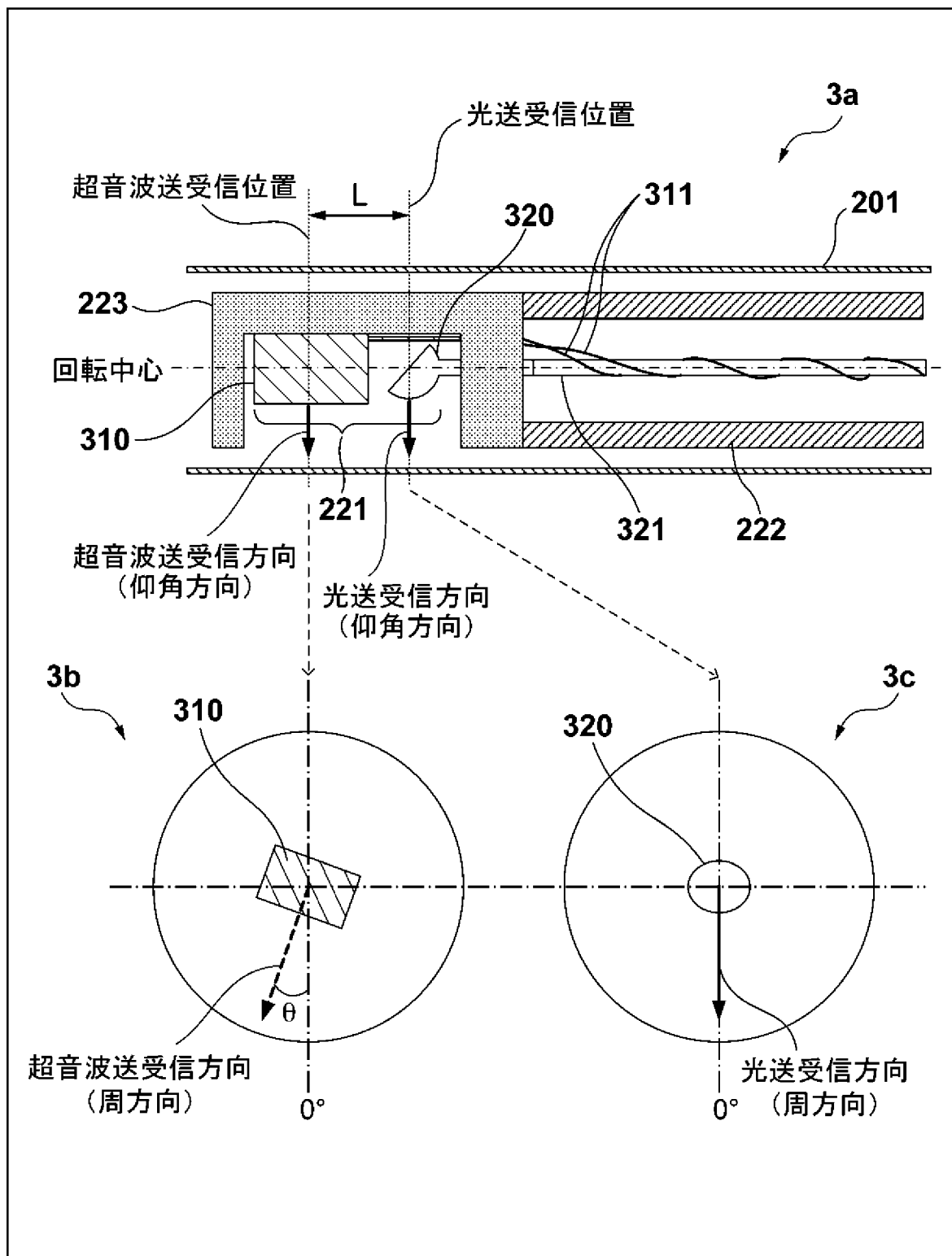
[図1]



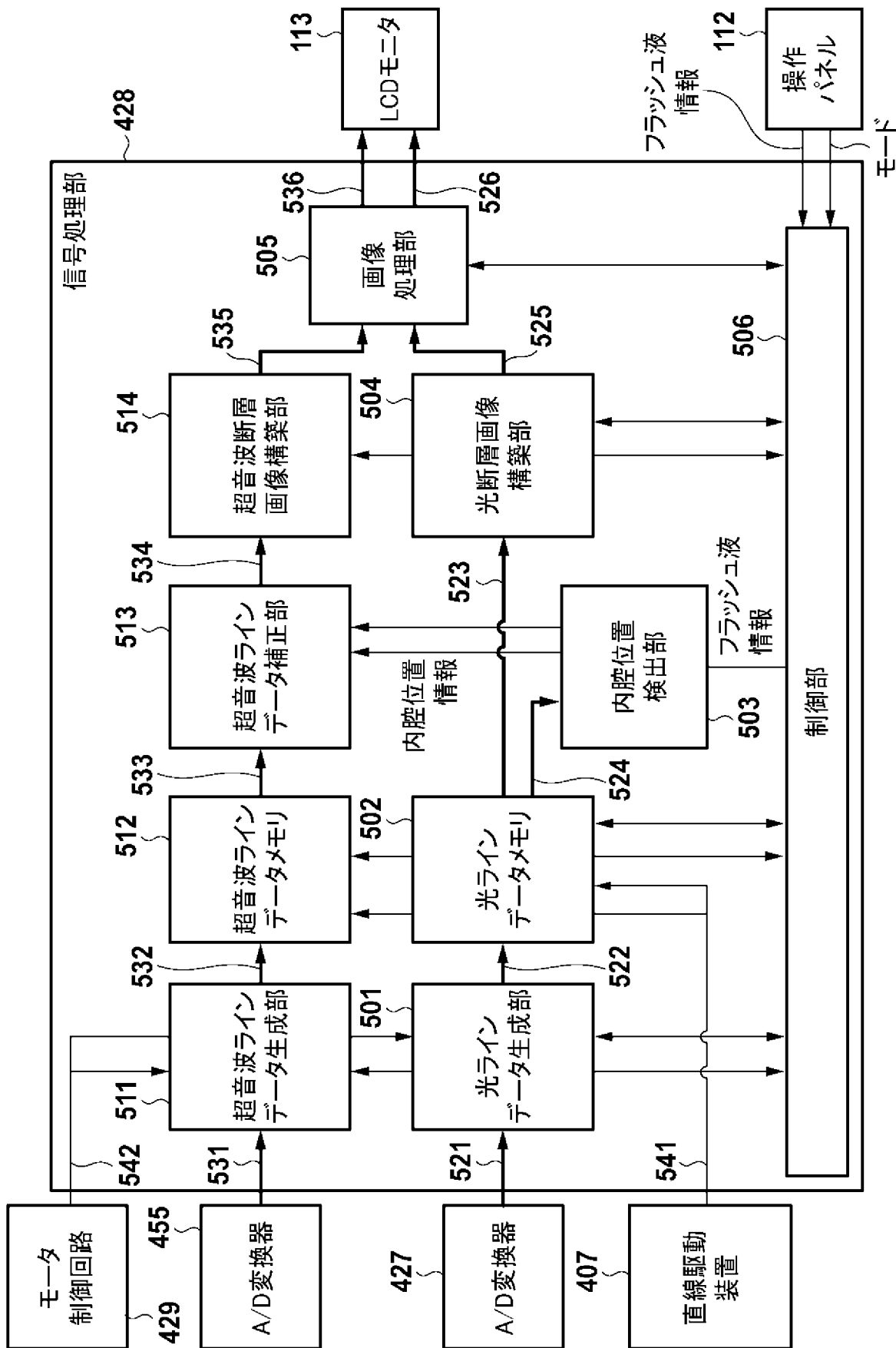
[図2]



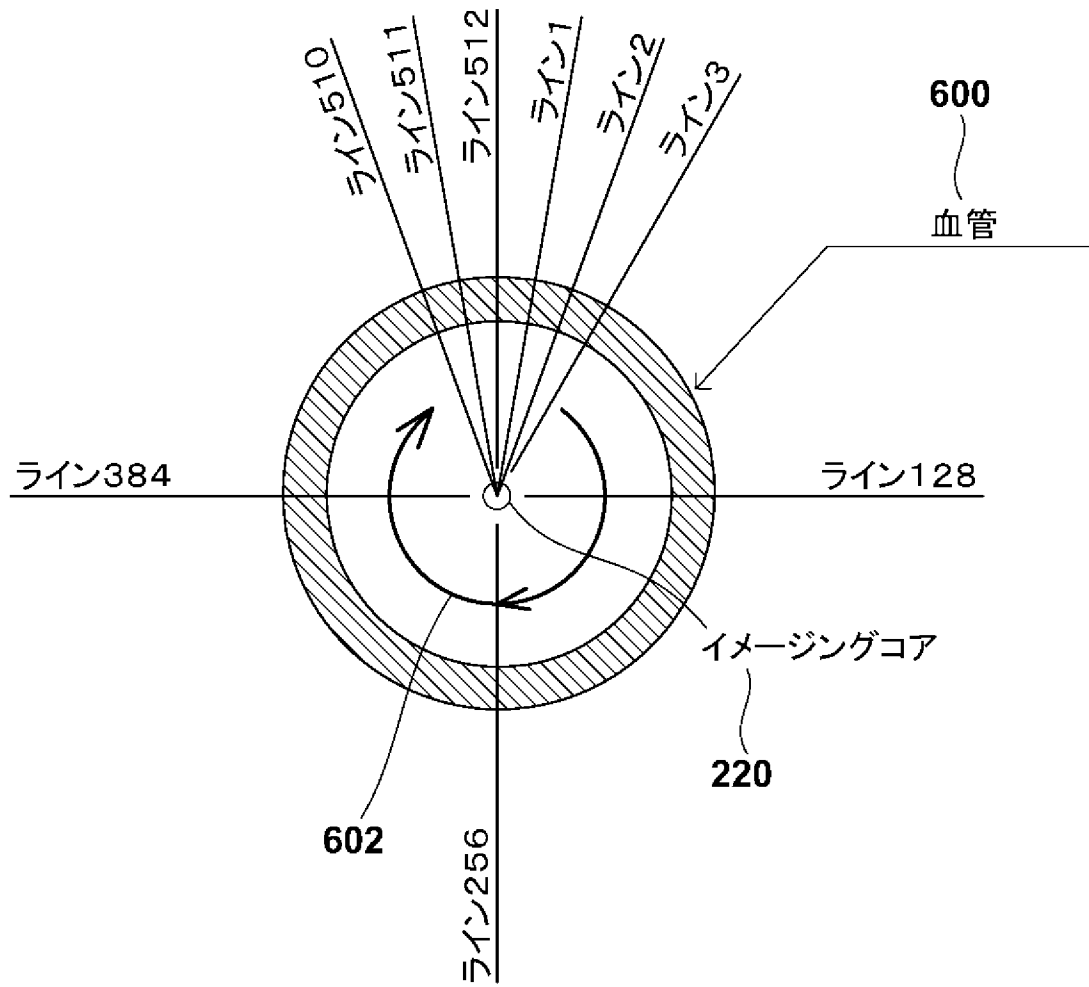
[図3]



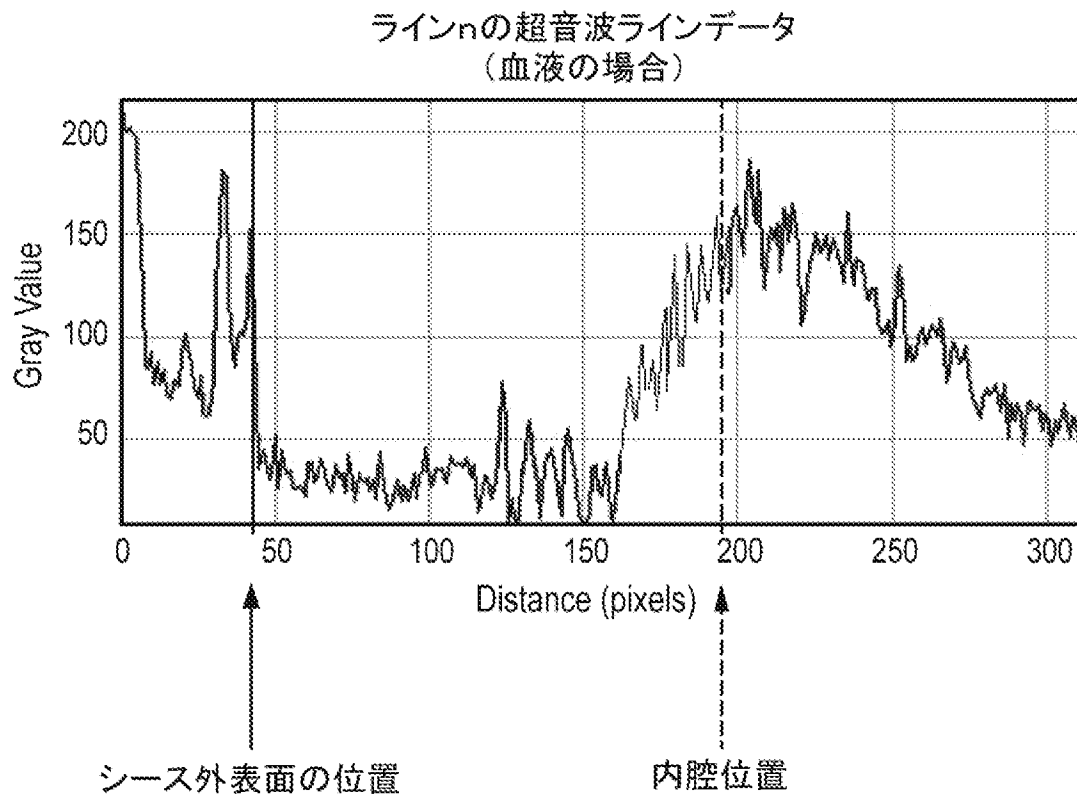
[図5]



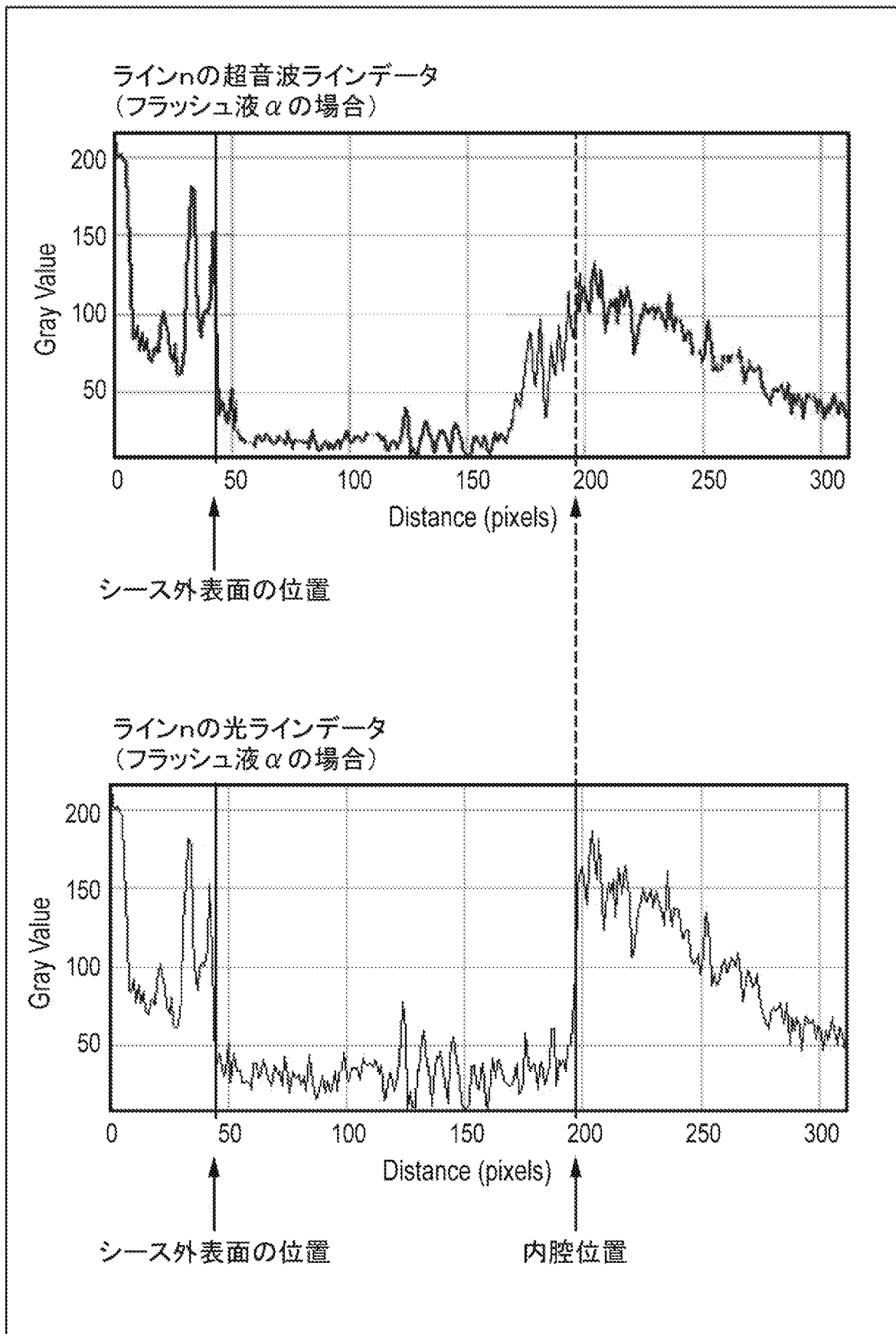
[図6]



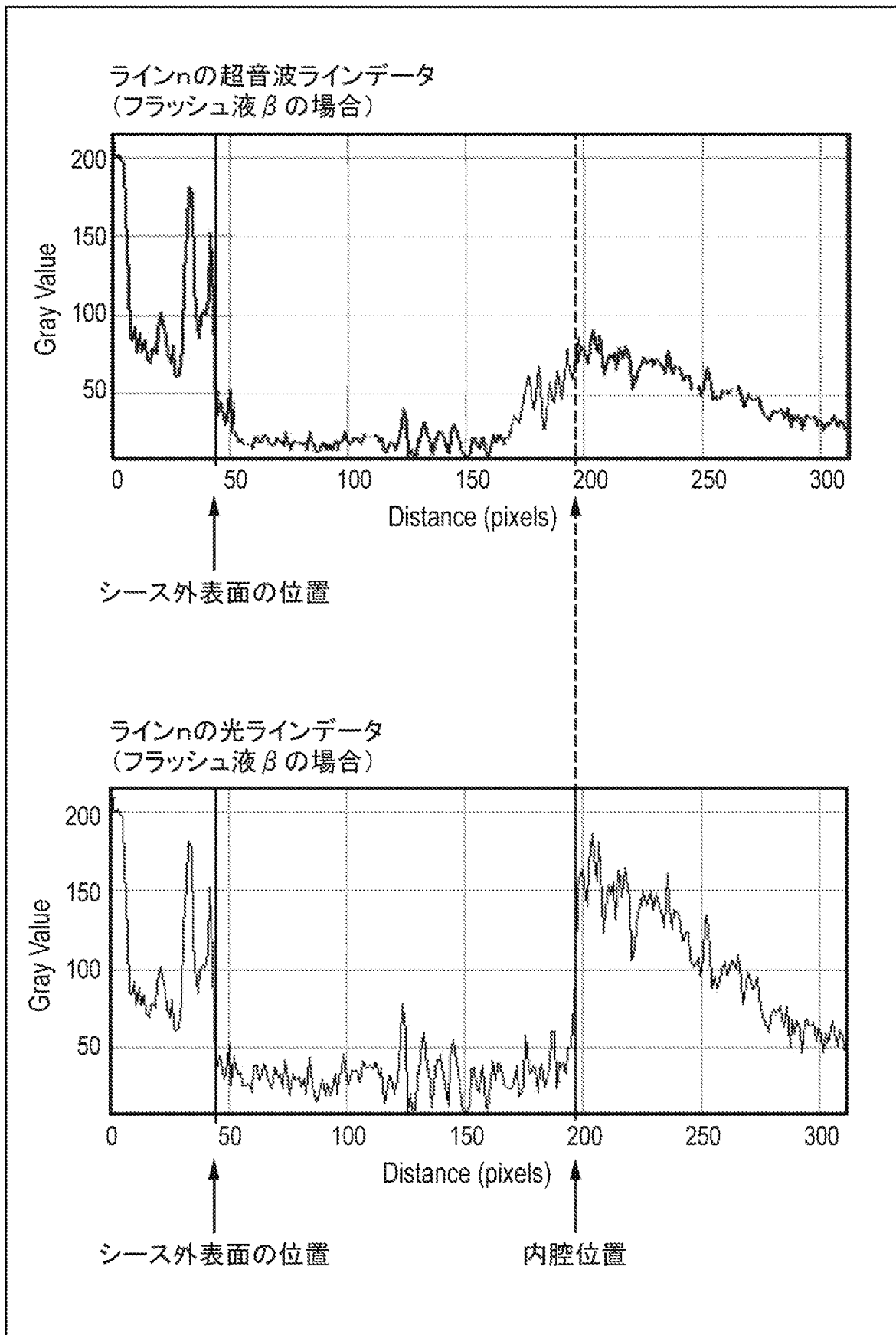
[図7A]



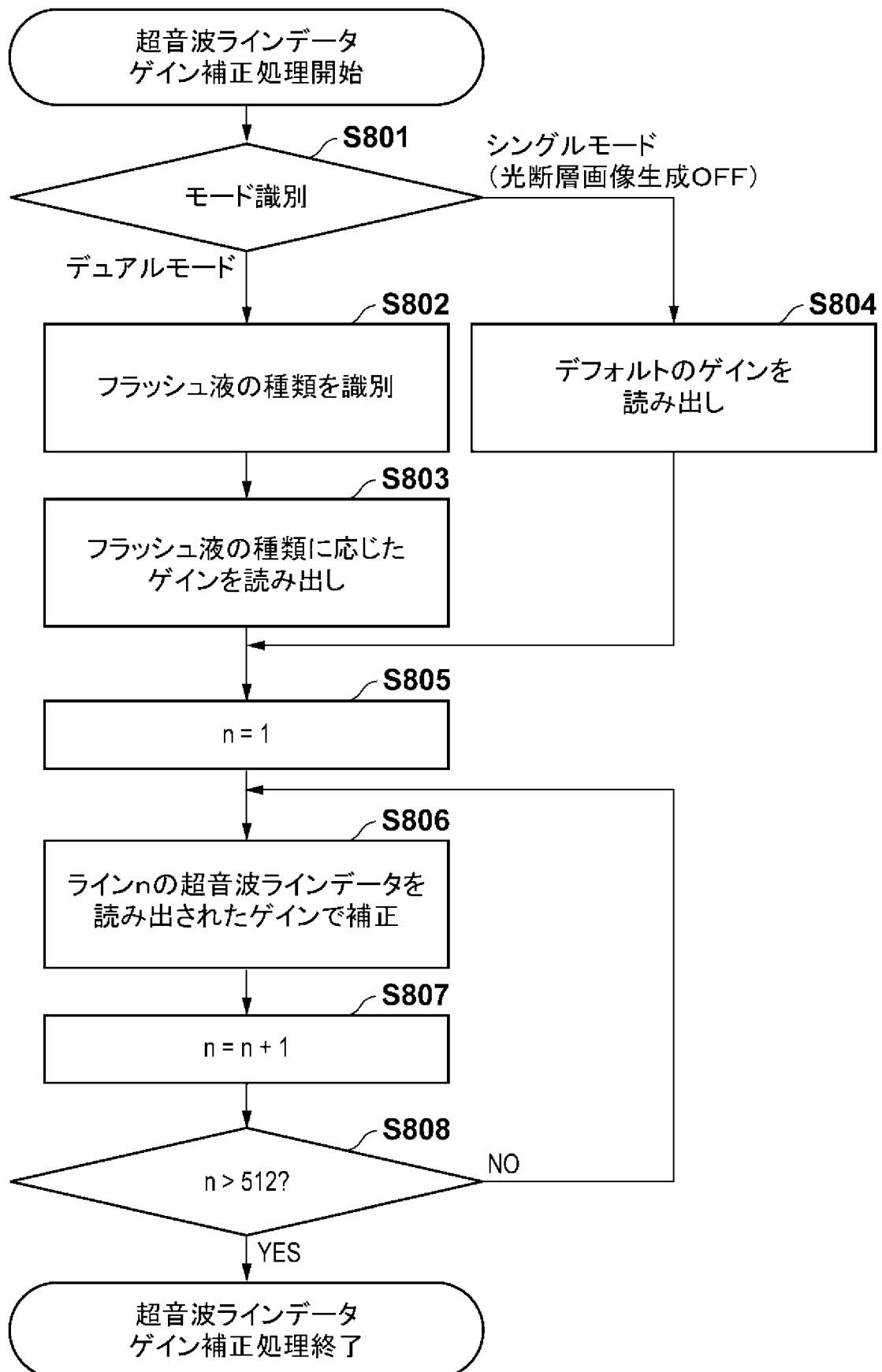
[図7B]



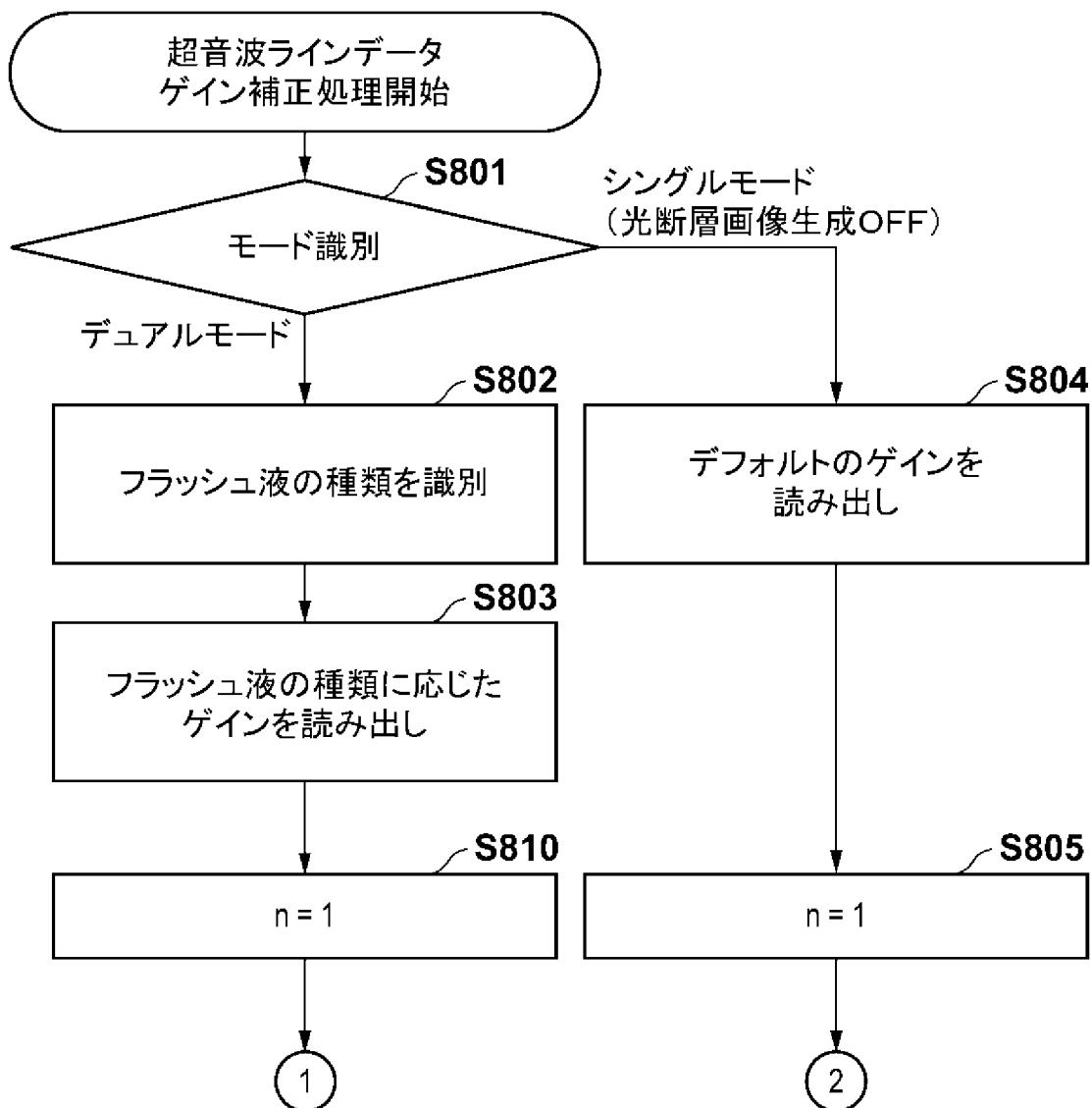
[図7C]



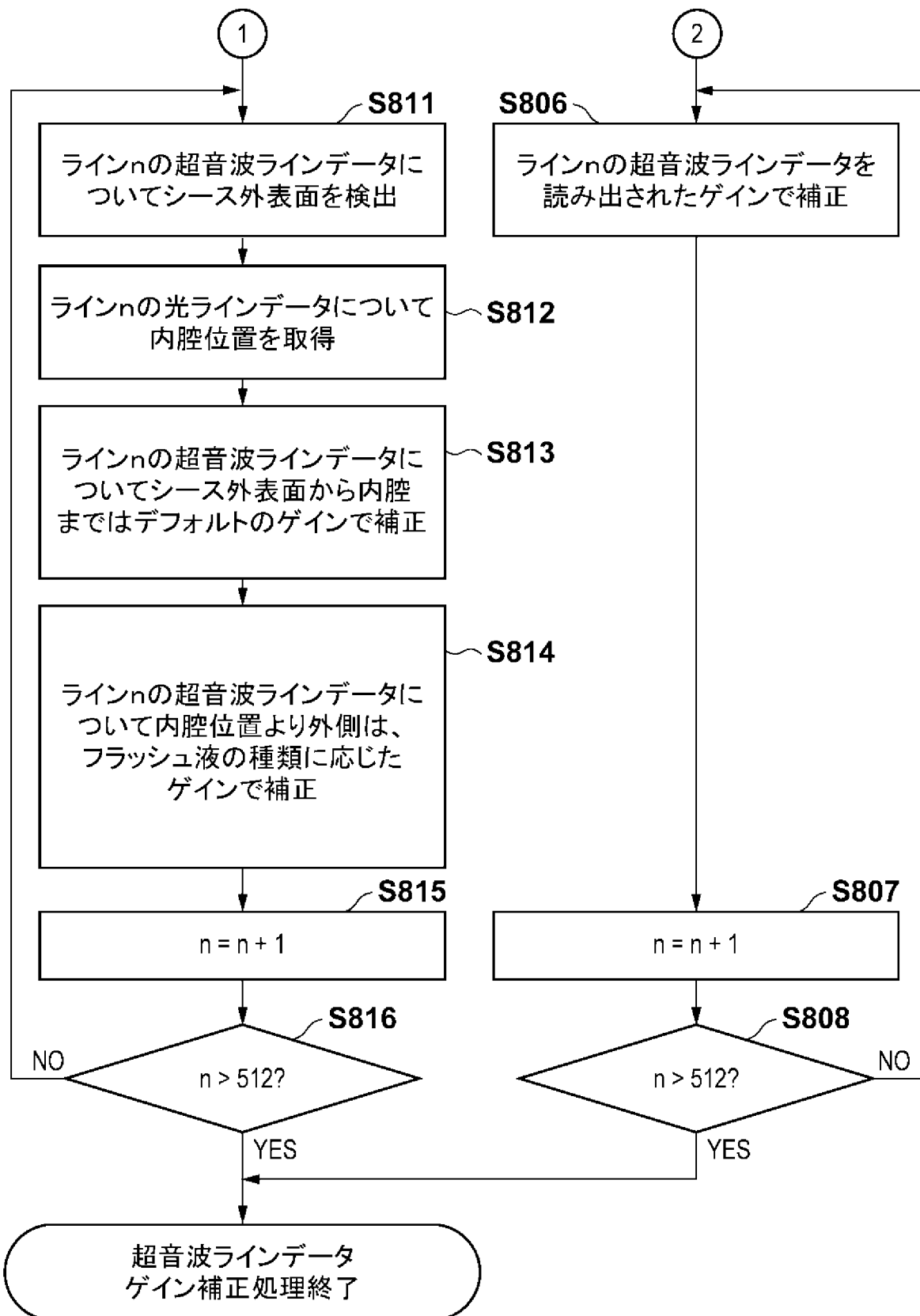
[図8A]



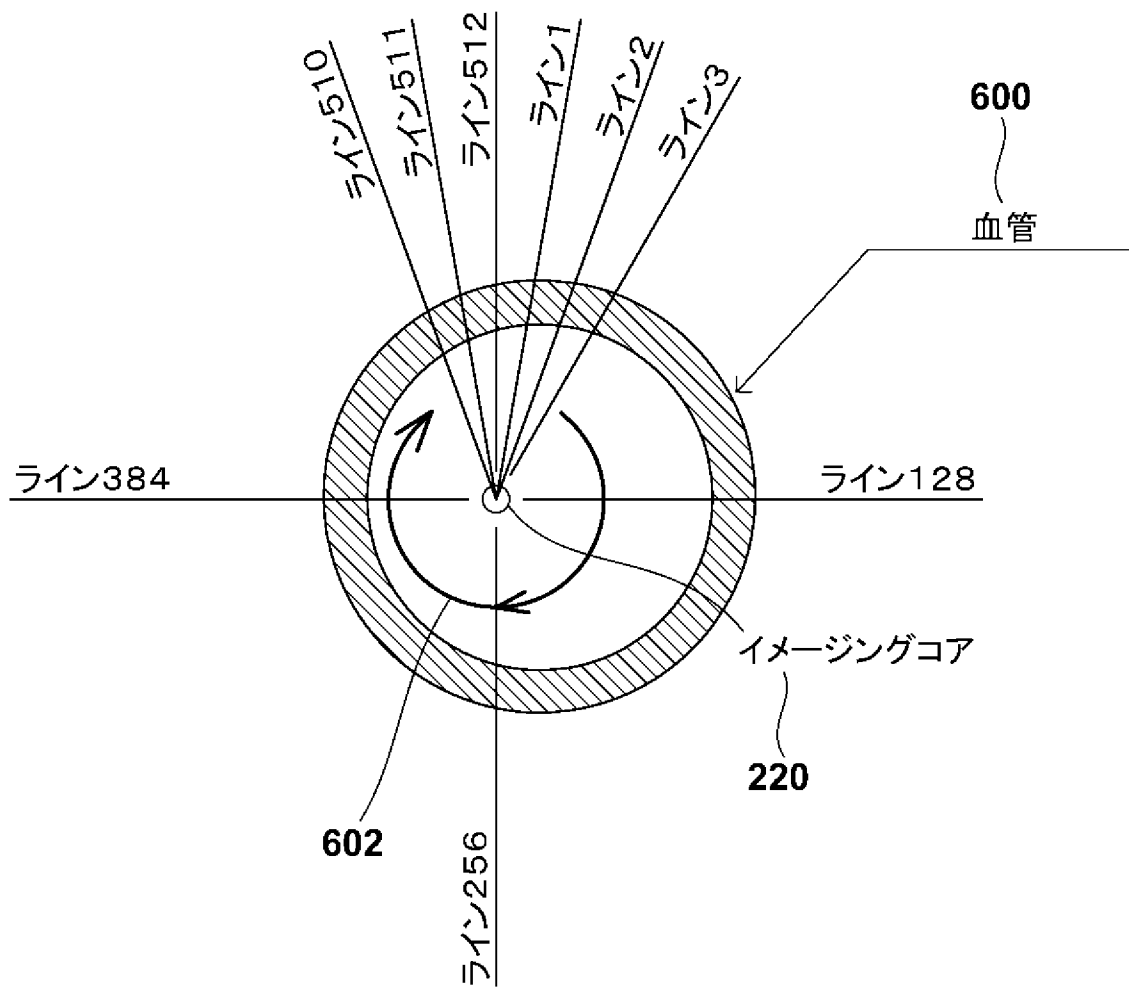
[図8B]



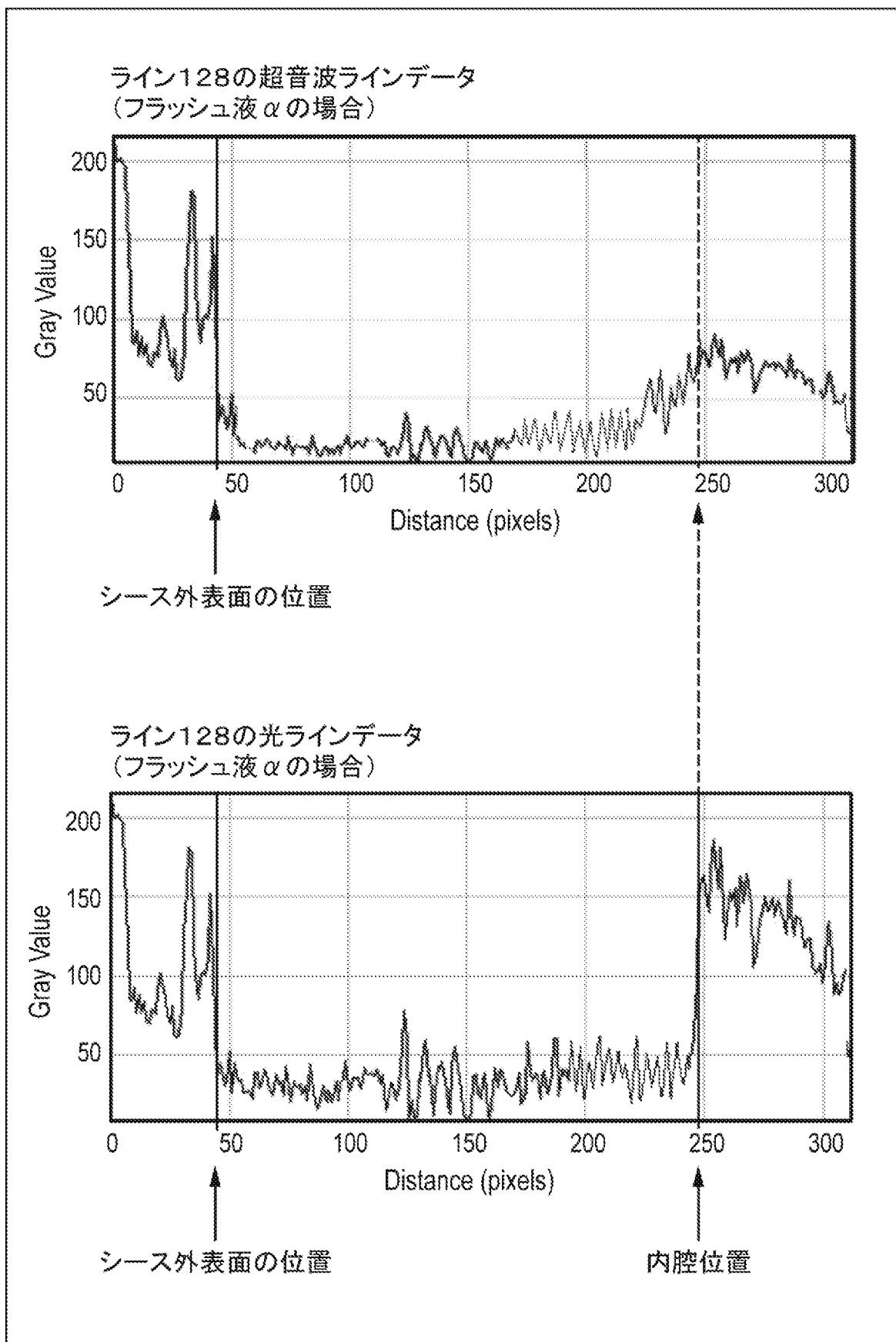
[図8C]



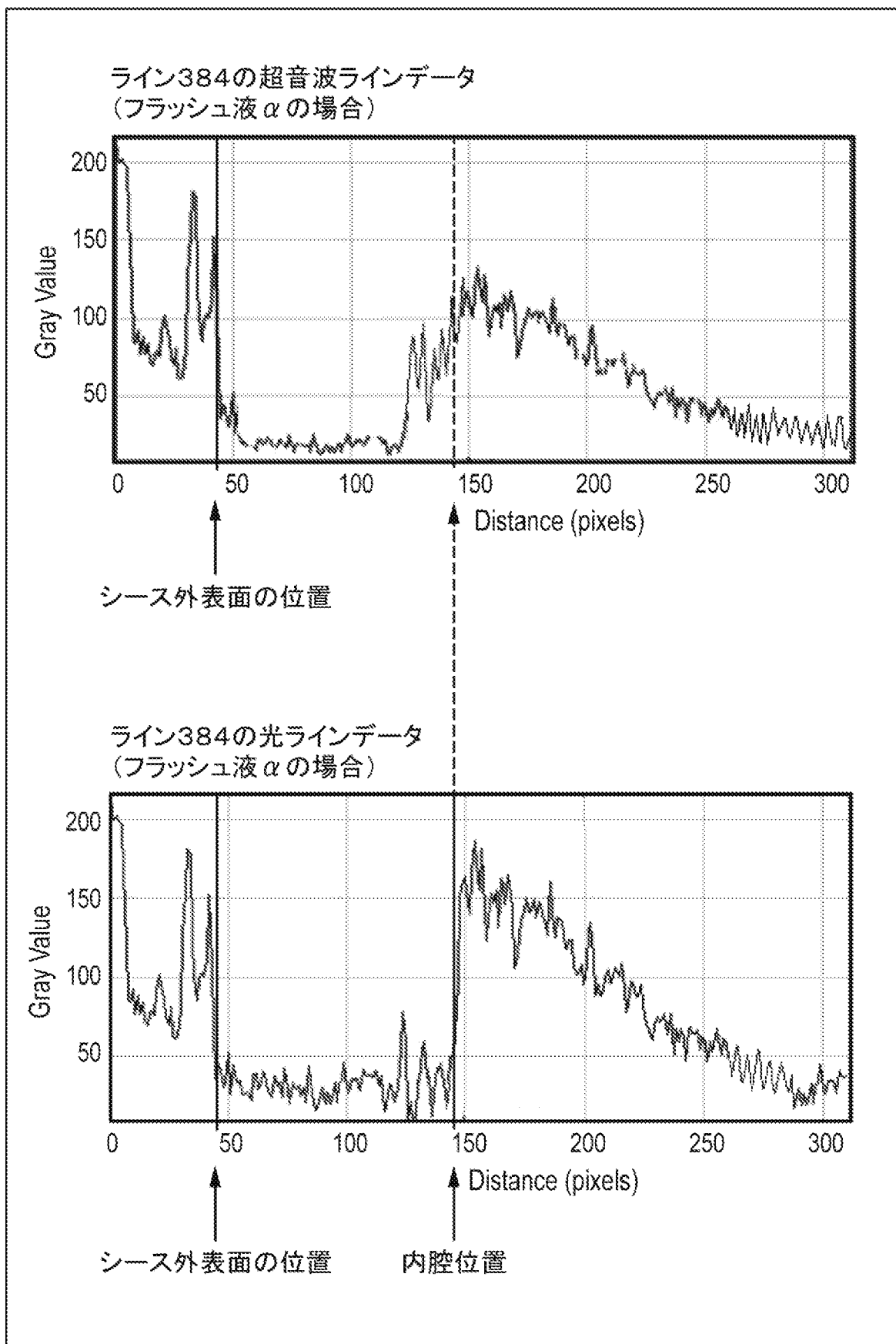
[図9]



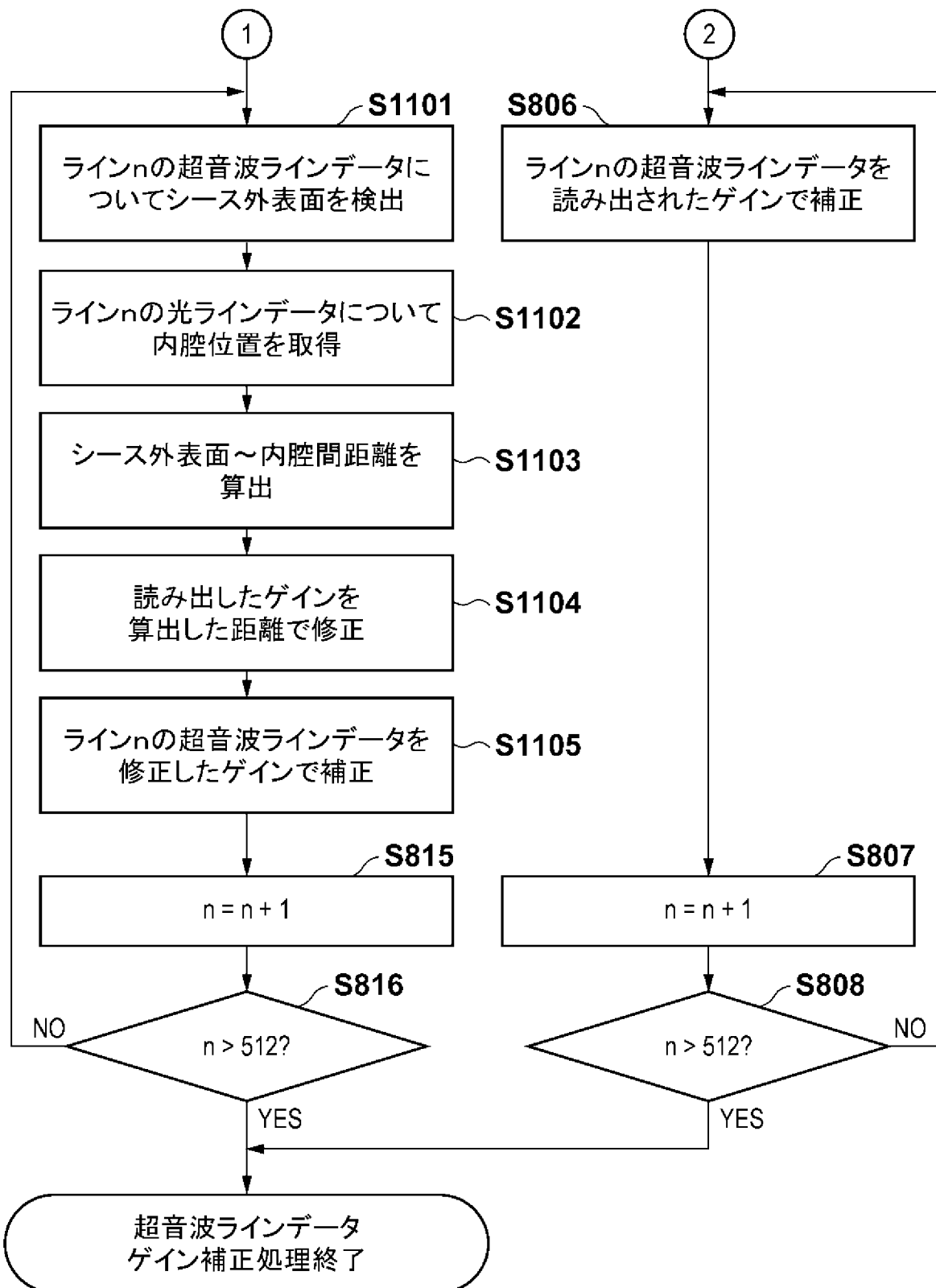
[図10A]



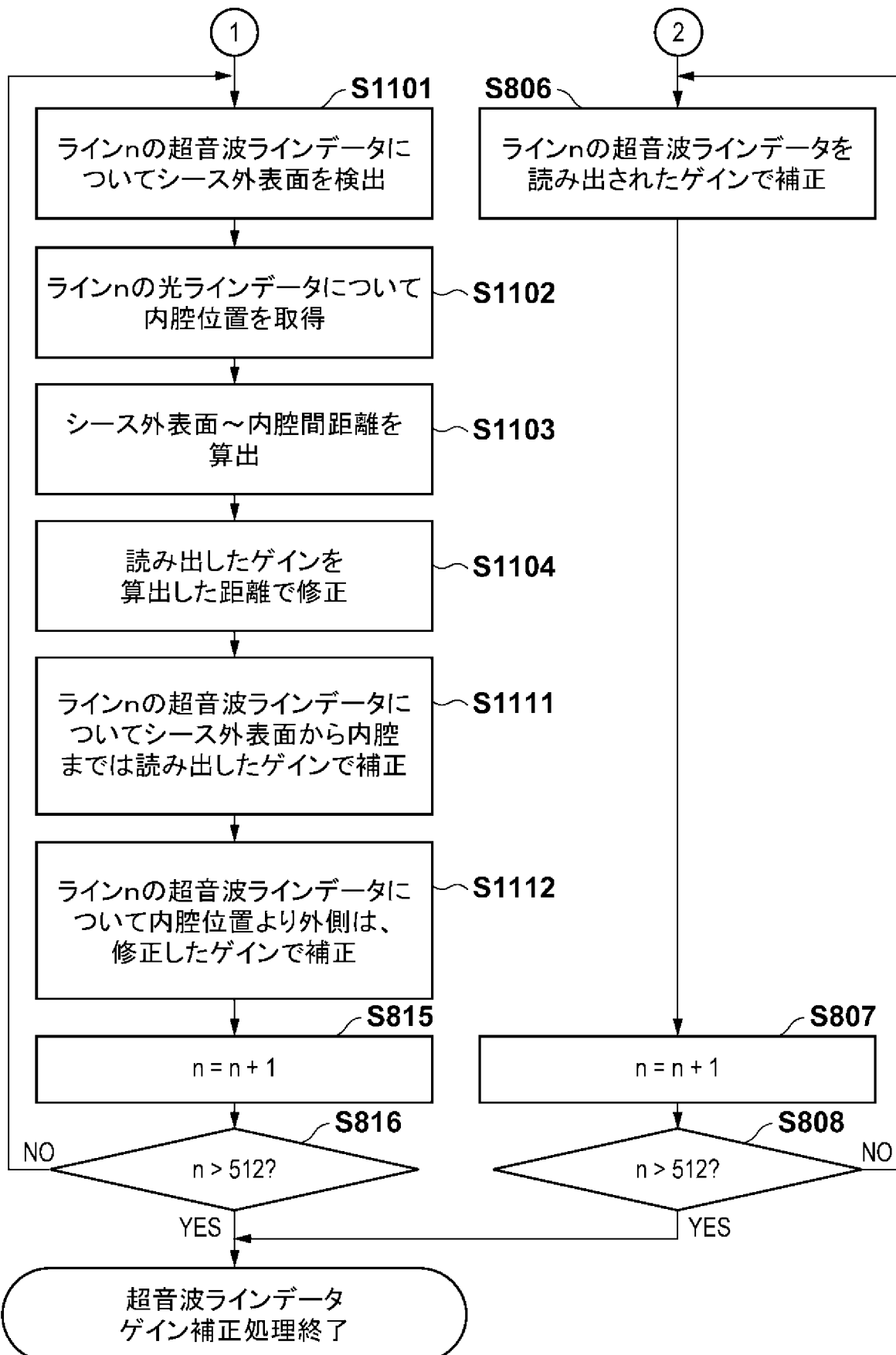
[図10B]



[図11A]



[図11B]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/002385

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/12(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)

A61B8/12

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 2013-13439 A (Terumo Corp.), 24 January 2013 (24.01.2013), entire text; all drawings (Family: none)	1-8
A	JP 2011-200596 A (Terumo Corp.), 13 October 2011 (13.10.2011), entire text; all drawings & US 2011/0237958 A1 & EP 2371275 A1	1-8
A	JP 2007-313202 A (Fujifilm Corp.), 06 December 2007 (06.12.2007), claims 1, 6; paragraph [0044]; fig. 4 (Family: none)	1-8

 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
17 April, 2013 (17.04.13)Date of mailing of the international search report
07 May, 2013 (07.05.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/002385

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-508973 A (Lightlab Imaging, Inc.), 25 March 2010 (25.03.2010), entire text; all drawings & US 2008/0161696 A1 & US 2011/0172511 A1 & US 2013/0012811 A & EP 2081486 A & WO 2008/057573 A2 & CN 101594819 A	1-8
A	JP 2008-511400 A (Boston Scientific Ltd.), 17 April 2008 (17.04.2008), entire text; all drawings & US 2006/0058657 A1 & EP 1784659 A & EP 2284567 A1 & WO 2006/028718 A1 & CA 2577049 A	1-8

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/12(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. A61B8/12		
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 2013-13439 A (テルモ株式会社) 2013.01.24, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-8
A	JP 2011-200596 A (テルモ株式会社) 2011.10.13, 全文, 全図 & US 2011/0237958 A1 & EP 2371275 A1	1-8
A	JP 2007-313202 A (富士フイルム株式会社) 2007.12.06, 請求項 (1), (6), 段落[0044], 第4図 (ファミリーなし)	1-8
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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 17.04.2013	国際調査報告の発送日 07.05.2013	
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) 宮川 哲伸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9208

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
A	JP 2010-508973 A (ライトラブ イメージング, インコーポレイテッド) 2010.03.25, 全文, 全図 & US 2008/0161696 A1 & US 2011/0172511 A1 & US 2013/0012811 A & EP 2081486 A & WO 2008/057573 A2 & CN 101594819 A	1-8
A	JP 2008-511400 A (ボストン サイエンティフィック リミテッド) 2008.04.17, 全文, 全図 & US 2006/0058657 A1 & EP 1784659 A & EP 2284567 A1 & WO 2006/028718 A1 & CA 2577049 A	1-8