

(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
2013年10月3日(03.10.2013)



(10) 国際公開番号

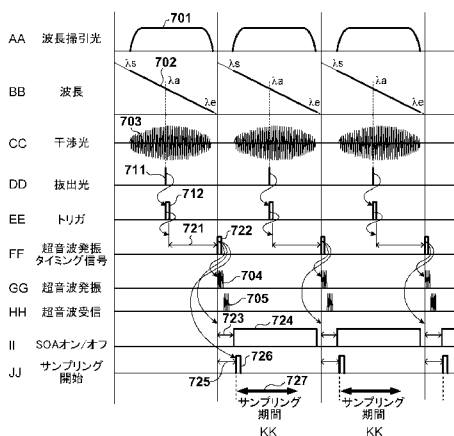
WO 2013/145690 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 8/12 (2006.01) A61B 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/002006
- (22) 国際出願日: 2013年3月25日(25.03.2013)
- (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 2012-069143 2012年3月26日(26.03.2012) 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: 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). 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).
- (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), 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: TOMOGRAPHIC IMAGE GENERATION DEVICE AND CONTROL METHOD

(54) 発明の名称: 断層画像生成装置および制御方法

[図7]



AA... WAVELENGTH SWEEP LIGHT
BB... WAVELENGTH
CC... INTERFERENCE LIGHT
DD... EXTRACTED LIGHT
EE... TRIGGER
FF... ULTRASONIC WAVE GENERATION TIMING SIGNAL
GG... ULTRASONIC WAVE GENERATION
HH... ULTRASONIC WAVE RECEPTION
II... SOA ON/OFF
JJ... SAMPLING START
KK... SAMPLING PERIOD

(57) Abstract: This tomographic image generation device, which generates a tomographic image using a transmission/reception unit in which disposed are an ultrasonic wave transmission/reception unit that transmits/receives ultrasonic waves and an optical transmission/reception unit that transmits/receives light, samples an interference light signal and an ultrasonic wave echo signal acquired by driving the ultrasonic wave transmission/reception unit and the optical transmission/reception unit while rotating the transmission/reception unit, thus acquiring interference light data and ultrasonic wave data, which are to be used to generate one line of a tomographic image, at each rotational position of the transmission/reception unit. Also, the tomographic image generation device controls the operation timing of the acquisition means in a manner so that there is no overlap between the sampling period for sampling one line of the interference light signal and a predetermined period after driving the ultrasonic wave transmission/reception unit to generate an ultrasonic wave.

(57) 要約: 超音波の送受信を行う超音波送受信部と、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用いて断層画像を生成する断層画像生成装置は、送受信部を回転させながら超音波送受信部と光送受信部を駆動して得られる超音波エコー信号と干渉光信号をそれぞれサンプリングして、送受信部の各回転位置における、断層画像の1ラインを生成するのに用いるための超音波データと干渉光データを取得する。そして、断層画像生成装置は、干渉光信号の1ライン分をサンプリングするサンプリング期間と、超音波送受信部を超音波の発振のために駆動してから所定期間とが重複しないように、前記取得手段の動作タイミングを制御する。

明 細 書

発明の名称：断層画像生成装置および制御方法

技術分野

[0001] 本発明は、超音波を利用した断層画像と、干渉光を利用した断層画像を生成する断層画像生成装置及びその制御方法に関する。

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、断層画像を生成する画像診断装置が広く使用されている。このような画像診断装置としては、血管内超音波診断装置（IVUS：Intra Vascular Ultra Sound）や光干渉断層診断装置（OCT：Optical Coherence Tomography）等が用いられており、それぞれに異なる特性を有している。

[0003] また、最近では、これらIVUSの機能とOCTの機能とを組み合わせた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の特性と、高分解能で測定できるOCTの特性とを活かした断層画像を生成することができる。このようなIVUSとOCTの両者の長所を生かすことにより、例えば、プラークなどの性状を良好に観察することができる。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開平11-56752号公報

特許文献2：特開2002-153472号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 上述したような、IVUSとOCTの両者の断層画像を観察するために、IVUSとOCTの両者の観察方向は同一方向であることが好ましい。しかしながら、超音波が照射されている媒質に光が照射されると、光が変調され

、OCTにより生成される光干渉断層像に悪影響を及ぼす。これは、超音波により体質に屈折率の粗密が生じ、本来の光路と差が生じたり、周波数変調が生じたりする（音響光学効果）ためである。そのため、上述のように、I-VUSとOCTの両者の観察方向を一致させる、または接近させると、音響光学効果によりOCTの画像品質が劣化してしまう。

[0006] 本発明は、上記の課題に鑑みてなされたものであり、超音波を利用した断層画像と光干渉を利用した断層画像の取得において、音響光学効果による影響を低減または排除することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 上記の目的を達成するために、本発明に係る断層画像生成装置は以下のよう構成を備える。即ち、

断層画像生成装置であって、

超音波の送受信を行う超音波送受信部と、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部と、

回転させられながら駆動させられる前記超音波送受信部から得られる超音波エコー信号をサンプリングして、前記送受信部の各回転位置における、断層画像の1ラインを生成するのに用いるための超音波データを取得する超音波データ取得手段と、

回転させられながら駆動させられる前記光送受信部から得られる干渉光信号をサンプリングして干渉光データを取得する干渉光データ取得手段と、

前記干渉光信号の1ライン分をサンプリングするサンプリング期間と、前記超音波送受信部を超音波の発振のために駆動してからの所定期間とが重複しないように、前記取得手段の動作タイミングを制御するタイミング制御手段と、を備える。

発明の効果

[0008] 本発明によれば、超音波を利用した断層画像と光干渉を利用した断層画像の取得において、音響光学効果による影響を低減または排除することができる。

[0009] 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

[0010] 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]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。

[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。

[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。

[図4]実施形態による画像診断装置100の機能構成例を示す図である。

[図5]タイミング制御部の構成例を示すブロック図。

[図6]実施形態による信号処理部の構成例を示すブロック図。

[図7]タイミング制御部が行うタイミング制御を説明するタイミングチャート。

[図8]タイミング制御部が行うタイミング制御を説明するタイミングチャート。

[図9]タイミング制御部が行うタイミング制御を説明するタイミングチャート。

[図10]タイミング制御部が行うタイミング制御を説明するタイミングチャート。

発明を実施するための形態

[0011] 以下、本発明の各実施形態について図面を参照しながら説明する。

[0012] [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断層画像生成装置としての画像診断装置（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。

- [0013] 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／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（光ファイバおよび電気信号線を有する）により各種信号が伝送可能に接続されている。
- [0014] プローブ部101は、直接血管等の体腔内に挿入されて用いられる。プローブ部101には、超音波送受信部と光送受信部とを備えたイメージングコアが内挿されている。超音波送受信部は、パルス信号に基づく超音波を体腔内に送信するとともに、体腔内からの反射波を受信する。また、光送受信部は伝送された光（測定光）を連続的に体腔内に送信するとともに、体腔内からの反射光を連続的に受信する。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体腔内部の断層画像を取得する。
- [0015] スキャナ／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ラジアル動作（体腔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、スキャナプルバック部102は、超音波送受信部において受信された反射波に基づく超音波エコー信号及び光送受信部において受信された反射光を、信号線104を介して操作制御装置103に対して送信する。
- [0016] 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、体腔内の断層画像として表示するための機能を備える。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ラインデータを処理することで、光断層画像を生成する。ここで、ラインデータとは、たとえば、断層画像の中心から端までのラインを形成するデータアレイとし

て定義される。

[0017] 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。

[0018] 《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、血管等の体腔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等の体腔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。

[0019] 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。

[0020] 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。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。駆動シャフトコネクタ 202b の基端は、スキャナ／プルバック部 102 に着脱可能に取り付けられる。

[0021] 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。

[0022] 送受信部 221 では、体腔内組織に向けて超音波及び光を送信するとともに、体腔内組織からの反射波及び反射光を受信する。駆動シャフト 222 はコイル状に形成され、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。

[0023] 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。ハウジング 223 は、内部に送受信部 221 として、超音波送受信部及び光送受信部を有し、基端側は駆動シャフト 222 と接続されている。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。

[0024] 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。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。

[0025] 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、予め血管等の体腔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。

[0026] 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、かつ回転を良好に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。

[0027] 《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。

[0028] 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とを備えており、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配置されている。

[0029] 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おり、超音波送受信部310の超音波送受信位置と光送受信部320の光送受信位置との間の距離がLとなるように、ハウジング223内に取り付けられている。

[0030] 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。

[0031] 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。

[0032] 図3の3bは、超音波受信位置において、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。また、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3b、3cに示すように、超音波送受信部310による超音波送信方向と光送受信部320による光送信方向は、回転方向に関して一致している。

[0033] なお、図3の3aでは、超音波送受信部310を先端側に、光送受信部320を基端側に配置する構成としたが、本発明はこれに限定されず、光送受信部320を先端側に、超音波送受信部310を基端側に配置する構成としてもよい。また、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）を略90°としたがこれにかぎられるものではない。カテーテルシース201の内面からの反射の影響を低減するために、それらの仰角方向を90°より数度ずらしてもよい。また、図3の3b、3cでは、超音波送受信部310による超音波送信方向と光送受信部320による光送信方向とが回転方向に関して一致しているが、これに限られるものではなく、3bの破線で示すように、超音波送信方向と光送信方向が回転方向に関して所定の角度 θ をもって配置されてもよい。さらに、図3の3a～3cでは、超音波送受信部310と光送受信部320を回転中心軸上に配置したがこれに限られるものではない。例えば、超音波送受信部310及び光送受信部320を、回転中心軸に対して所定距離だけ離れた位置に配置してもよい。また、その際に、超音波送信方向（回転角方向）と光送信方向（回転角方向）との回転方向に関しての角度差が θ となるように配置してもよい。

[0034] 《4. 画像診断装置の機能構成》

次に、本実施形態の断層画像生成装置としての画像診断装置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、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の機能と他方式の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。

[0035] （1）IVUSの機能

イメージングコア220の超音波送受信部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、超音波エコーとして超音波信号送

受信器 4 5 2 に送信する。超音波信号送受信器 4 5 2 と超音波送受信部 3 1 0 の間の上記パルス波、超音波エコーの伝送は、アダプタ 4 0 2 及びスリッピング 4 5 1、電気信号ケーブル 3 1 1 を介してなされる。

[0036] なお、スリッピング 4 5 1 の回転駆動部側は回転駆動装置 4 0 4 のラジアル走査モータ 4 0 5 により回転駆動される。また、ラジアル走査モータ 4 0 5 の回転角度は、エンコーダ部 4 0 6 により検出される。更に、スキャナ／プルバック部 1 0 2 は、直線駆動装置 4 0 7 を備え、信号処理部 4 2 8 からの信号に基づいて、イメージングコア 2 2 0 の軸方向動作を規定する。

[0037] また、超音波信号送受信器 4 5 2 は、タイミング制御部 4 8 0 からの超音波発振タイミング信号に基づいて、イメージングコア 2 2 0 内の超音波送受信部 3 1 0 を発振駆動するためのパルス波を送信する。超音波送受信部 3 1 0 はこのパルス波に応じて超音波を発振し、その反射波に基づく超音波エコー信号を超音波信号送受信器 4 5 2 に送る。超音波信号送受信器 4 5 2 は、超音波送受信部 3 1 0 より受信した超音波エコー信号をアンプ 4 5 3 に出力し、アンプ 4 5 3 により増幅された超音波エコー信号は検波器 4 5 4 に入力されて検波される。

[0038] 更に、超音波データ取得手段である A/D 変換器 4 5 5 では、検波器 4 5 4 より出力された超音波エコー信号を 3 0. 6 MHz でサンプリングしてデジタルデータを生成する。なお、ここでは、3 0. 6 MHz としているが、これは音速を 1 5 3 0 m/sec としたときに、深度 5 mm に対して 2 0 0 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。

[0039] A/D 変換器 4 5 5 にて生成された超音波エコー信号に基づくデジタルデータは、信号処理部 4 2 8 に入力される。信号処理部 4 2 8 では、タイミング制御部 4 8 0 が生成する超音波発振タイミング信号に同期したサンプリングにより、A/D 変換器 4 5 5 から入力されたデジタルデータから 2 0 0 ポイント分を抽出して断層画像の 1 ラインのデジタルデータ（超音波データ）を生成し、保持する。そして、信号処理部 4 2 8 は、この超音波データをグ

レースケールに変換することにより、ラインデータを生成し、これを一断層画像分収集することで血管等の体腔内の各位置での超音波断層画像を形成し、所定のフレームレートでLCDモニタ113に出力する。

[0040] 更に、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構築を行う。なお、タイミング制御部480、信号処理部428の動作については後述する。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。

[0041] (2) 波長掃引型OCTの機能

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を有する光源部(408a)と、ポリゴンスキャニングフィルタ(408b)を具備する、Extended-cavity Laserの一種である。

[0042] SOA415から出力された光は、光ファイバ416を進み、光サーキュレータ413を介してポリゴンスキャニングフィルタ408bに入る。ポリゴンスキャニングフィルタ408bで波長選択された光は、再び光サーキュレータ413を介して光源部408aに戻り、SOA415で増幅され、最終的にカップラ414から出力される。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] カップラ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。第1のシングルモードファイバ440に入射された光は、この光カップラ部441により、光ロータリジョイント403へ接続される第1のシングルモードファイバ440と、第3のシングルモードファイバ444の光路に分割されて伝送される。

[0046] 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。

[0047] 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（光ファイバケーブル321）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。

[0048] 第5のシングルモードファイバ443を伝送された光は、イメージングコア220の光送受信部320から生体管腔内の生体組織に対してラジアル走査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、第1のシングルモードファイバ440に戻った反射光の一部が第2のシングルモードファイバ445側に移る。

[0049] なお、光ロータリジョイント403の回転駆動部側は、IVUSの構成と

同じように回転駆動装置４０４のラジアル走査モータ４０５により回転駆動される。

[0050] 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調整機構４３２が設けられている。この光路長調整機構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部を有する。

[0051] 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、光路長変化部を形成している。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機構として機能する。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。

[0052] 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（参照光）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側から入る光（反射光）と混合されて、干渉光としてフォトダイオード４２４にて受光される。

[0053] 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。

[0054] 干渉光データ取得手段であるＡ／Ｄ変換器４２７では、干渉光信号を例えば１８０ＭＨｚでサンプリングして干渉光信号のデジタルデータを生成する

。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。

[0055] A/D変換器427にて生成された干渉信号に基づくデジタルデータは、信号処理部428に入力される。信号処理部428では、タイミング制御部480が生成するサンプリング開始タイミングにしたがって、入力されたデジタルデータから2048ポイント分をサンプリングして1ラインのデジタルデータ(干渉光データ)を生成し、保持する。そして、信号処理部428は、この干渉光データをFFT(高速フーリエ変換)により周波数分解することで深さ方向のデータ(ラインデータ)を生成し、これを座標変換することにより、血管等の体腔内の各位置での光断層画像を構築し、所定のフレームレートでLCDモニタ113に出力する。

[0056] なお、信号処理部428は、更に光路長調整機構制御装置430と接続されている。信号処理部428は光路長調整機構制御装置430を介して1軸ステージ422の位置の制御を行う。

[0057] (3) タイミング制御のための信号を生成する構成について

上述したように、カップラ414から出力された波長掃引光源408からの光は、第1のシングルモードファイバ440の一端に入射される。第1のシングルモードファイバ440は、光カップラ部460で2つに分岐され、一方はFBG(Fiber Bragg Grating)461に導かれる。本実施形態におけるこのFBG461は、波長掃引光源408からの出力光の波長(掃引波長)のうちの特定の波長を持つ光のみを反射するようになっている。この反射光は光カップラ部460を介して光検出器(例えばフォトダイオード)462に供給され、ここで、電気信号としてのトリガ信号が生成され、タイミング制御部480に供給される。以上のように、FBG461と光検出器462は、波長掃引光源408の1回の波長掃引における、予め設定した所定波長の光を検出することでトリガ信号を生成する。

[0058] タイミング制御部480は、光検出器462から受信したトリガ信号に応じて、超音波発振タイミング信号、干渉光データの取得のためのサンプリング開始信号、SOAの点灯時間を規定するSOAオン信号を生成、出力する。SOA415は、SOAオン信号がオンの間点灯し、オフの間は消灯する。また、超音波信号送受信器452は超音波発振タイミング信号に応じて超音波を出力させるための信号を超音波送受信部310に送信する。また、信号処理部428は、超音波発振タイミング信号に基づいたタイミングで超音波データをサンプリングするとともに、サンプリング開始信号に基づいたタイミングで干渉光データをサンプリングする。

[0059] 《5. タイミング制御部480の構成》

図5は、タイミング制御部480の構成例を示すブロック図である。光検出器462から出力されたトリガ信号は第1遅延器501に入力され、第1の所定時間だけ遅延されて第1遅延器501から出力される。第1遅延器501から出力されたトリガ信号はパルス整形器504において所定幅のパルスに整形され、超音波発振タイミング信号として出力される。

[0060] 第1遅延器で遅延されたトリガ信号は、第2遅延器502にも入力され、更に第2の遅延時間だけ遅延される。第1および第2の遅延時間だけ遅延されたトリガ信号は、パルス整形器505においてSOA415をオン状態とする期間に対応した時間幅のパルスに整形され、SOAオン信号として出力される。なお、後述するように、SOA415を連続点灯とする場合は、この構成は省略してよい。

[0061] 更に、第1遅延器で遅延されたトリガ信号は、第3遅延器503にも入力され、第3の遅延時間だけ遅延される。第1および第3の遅延時間だけ遅延されたトリガ信号は、パルス整形器506に入力され、干渉光データを抽出するためのサンプリング開始信号として出力される。この第3の遅延時間により、超音波送受信部310が送信した超音波により生じる音響光学効果の影響を回避して干渉光データを得ることができる。

[0062] タイミング制御部480により生成される各信号と、波長掃引光源408

、超音波信号送受信器452、信号処理部428の各部の動作との関係については、タイミングチャートにより後述する。

[0063] 《6. 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428における、断層画像を構築するための機能構成について図6を用いて説明する。なお、以下に説明する構築処理は、専用のハードウェアを用いて実現されてもよいし、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。

[0064] 図6は、画像診断装置100の信号処理部428における構築処理を実現するため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。

[0065] 図6に示すように、A/D変換器427で生成された干渉光信号のデジタルデータ621は、信号処理部428内のラインデータ生成部601に供給される。ラインデータ生成部601は、タイミング制御部480からのサンプリング開始信号651に従って、サンプリングを開始し、入力されたデジタルデータ621から2048ポイント分をサンプリングして1ラインの干渉光データとしてラインメモリに保持する。ラインデータ生成部601では、たとえば3ライン分のラインメモリが設けられており、これらラインメモリが順次に用いられて、サンプリング開始信号651に従って生成される1ラインの干渉光データが保持される。

[0066] そして、ラインデータ生成部601では、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、ラジアル走査1回転あたりのライン数が512本となるようにラインデータが生成される。より具体的には、エンコーダ部406の信号に基づいてラインデータを取得するタイミングが検出されると、上記3つのラインメモリのうちその時点で最後に干渉光データの格納を終えたラインメモリから干渉光データを読み出し、この干渉光データをFFT（高速フーリエ変換）により周波数分解することで深さ方向のデータ（ラインデータ）を生成する。生成されたラインデータはラインデータメモリ602に格納される。こうして、送

受信部 221 のそれぞれの回転位置における、干渉光信号に基づくラインデータがラインデータメモリ 602 に格納されることになる。

[0067] なお、ここでは一例として、512ラインから光断層画像を構築することとしているが、このライン数に限定されるものではない。

[0068] ラインデータ生成部 601 より出力されたラインデータ 622 は、制御部 605 からの指示に基づいて、ラジアル走査 1 回転分ごと（512ラインごと）に、ラインデータメモリ 602 に格納される。このとき、制御部 605 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 641 をカウントしておき、ラインデータ 622 をラインデータメモリ 602 に格納する際、それぞれのラインデータ 622 を生成した際のカウント値を対応付けて格納する。

[0069] カウント値と対応付けて格納されたラインデータ 623 は、制御部 605 からの指示に基づいて、光断層画像構築部 603 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、 $R\theta$ 変換されることで、順次光断層画像 624 として出力される。

[0070] 更に、画像処理部 604 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 625 として LCD モニタ 113 に出力される。

[0071] 同様に、A/D 変換器 455 で生成されたデジタルデータ 631 は、信号処理部 428 内のラインデータ生成部 611 に入力される。ラインデータ生成部 611 は、タイミング制御部 480 からの超音波発振タイミング信号 652 に従って、入力されたデジタルデータ 631 から 200 ポイント分をサンプリングして 1 ラインの超音波データとしてラインメモリに保持する。ラインデータ生成部 611 では、たとえば 3 ライン分のラインメモリが設けられており、これらラインメモリが順次に用いられて、超音波発振タイミング信号 652 に従って生成される 1 ラインの超音波データが保持される。

[0072] 更に、ラインデータ生成部 611 では、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、ラジ

アル走査1回転あたりのライン数が512本となるようにラインデータを生成する。ラインデータ生成部611では、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、ラジアル走査1回転あたりのライン数が512本となるように超音波データを処理してラインデータを生成する。より具体的には、エンコーダ部406の信号に基づいてラインデータを取得するタイミングが検出されると、上記3つのラインメモリのうちその時点で最後に超音波データの格納を終えたラインメモリから超音波データを読み出し、この超音波データにグレースケール変換等を施して深さ方向のデータ（ラインデータ）を生成する。生成されたラインデータはラインデータメモリ612に格納される。こうして、送受信部221のそれぞれの回転位置における、超音波エコー信号に基づくラインデータがラインデータメモリ602に格納されることになる。

[0073] ラインデータ生成部611より出力されたラインデータ632は、制御部605からの指示に基づいて、ラジアル走査1回転分ごとに、ラインデータメモリ612に格納される。このとき、制御部605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641をカウントしておき、ラインデータ632をラインデータメモリ612に格納する際、それぞれのラインデータ632を生成した際のカウント値を対応付けて格納する。

[0074] こうして、カウント値と対応付けて格納されたラインデータ633は、制御部605からの指示に基づいて、超音波断層画像構築部613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、 $R\theta$ 変換されることで、超音波断層画像634として出力される。

[0075] 更に、画像処理部604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、超音波断層画像635としてLCDモニタ113に出力される。

[0076] 《7. タイミング制御部480によるタイミング制御の説明》

図7は、タイミング制御部480が生成するタイミング信号による各部の動作タイミングを説明する図である。

[0077] 波長掃引光源 408 からは、SOA 415 が点灯している期間にわたり波長掃引光 701 が出力され、その波長は波長変化 702 に示されるように波長 $\lambda_s \sim \lambda_e$ まで変化する。この波長掃引光 701 が出力されている間、干渉光 703 が得られることになる。本実施形態では、1 ライン分の期間において干渉光 703 によるラインデータと、超音波受信信号 705 によるラインデータを生成するとともに、超音波送受信の期間と干渉光データのサンプリング期間を重複させないことにより音響光学効果による画像への影響を排除する。更に、図 7 の例では、超音波の送受信を行なう間は波長掃引光源 408 の光出力を禁止（本例では、SOA 415 をオフ）するように SOA オン信号が設定され、光が音響に及ぼす影響も排除するようにしている。

[0078] 図 7 に示されるように、FBG 461 が、波長掃引光源 408 の出力光から所定波長 λ_a の光を抜き出し、拔出光 711 として出力すると、光検出器 462 はこの拔出光を検出してトリガ信号 712 を出力する。このトリガ信号 712 はタイミング制御部 480 に供給され、まず、第 1 遅延器 501 により第 1 の遅延時間 721 だけ遅延され、超音波発振タイミング信号 722 として出力される。超音波信号送受信器 452 は、超音波発振タイミング信号 722 に従って超音波送受信部 310 を駆動するためのパルス波を出力することで超音波発振 704、超音波受信 705 を実行する。第 1 の遅延時間 721 は、トリガ信号 712 から次の 1 ラインのための超音波発振タイミング信号 722 を生成するためのものであり、不要な光干渉信号が発生する期間に超音波発振タイミング信号 722 が生成されるように設定されている。こうして、超音波送受信部 310 は、トリガ信号 712 の発生から第 1 の遅延時間 721 の経過後に超音波の送受信を開始することになる。

[0079] 他方、第 1 の遅延時間 721 だけ遅延されたトリガ信号 712 は、第 2 遅延器 502 にも入力され、更に第 2 の遅延時間 723 だけ遅延され、パルス整形器 505 に供給されて、SOA オン信号 724 が生成される。SOA オン信号 724 がオンの間だけ SOA 415 が点灯することにより、波長掃引光源 408 から波長掃引光 701 が出力される。第 2 の遅延時間 723 は、

超音波送受信に要すると想定される時間よりも長く設定されており超音波送受信中に波長掃引光が照射されないようにしている。

[0080] また、第１の遅延時間だけ遅延されたトリガ信号７１２は、第３遅延器５０３にも入力され、ここで第３の遅延時間７２５だけ遅延され、信号処理部４２８に対するサンプリング開始信号７２６となる。ラインデータ生成部６０１は、このサンプリング開始信号７２６に応じて、ラインメモリへ干渉光データを保持するためのサンプリング７２７を行う。第３の遅延時間７２５も超音波送受信に要すると想定される時間が含まれるように設定されており、超音波送受信中に光干渉信号のサンプリングが行なわれないようにしている。また、第３の遅延時間７２５を第２の遅延時間７２３よりも長くすることで、ＳＯＡの点灯時の過渡状態におけるサンプリングを回避することができる。但し、そのような回避が不要であれば、第２、第３の遅延時間は同一であってもよい（同一の遅延器からの出力信号を用いてもよい）。以上のように、第３の遅延時間７２５により、干渉光信号の１ライン分をサンプリングするサンプリング期間７２７と、超音波送受信部３１０を超音波の発振のために駆動してからの所定期間（＝第３の遅延時間）とが重複しないようにタイミング制御されることになる。

[0081] なお、図７では、超音波送受信時にはＳＯＡ４１５を消灯することにより光源からの発行を停止するようにしたが、光が超音波による画像形成に及ぼす影響がそれほど大きくはないことから、ＳＯＡ４１５を連続点灯としてもよい。その場合のタイミングチャートを図８に示す。この場合、第２の遅延時間７２３により生成されるＳＯＡオン信号７２４が不要となり、タイミング制御部４８０の第２遅延器５０２およびパルス整形器５０５を省略することができる。

[0082] 更に、第１の遅延時間や第２の遅延時間は上記に限られるものではない。例えば、掃引光の強度は、波長掃引の最大値および最小値付近で弱くなる。そこで、ＳＯＡ４１５を連続点灯とした場合に、波長掃引光の強度が弱くなる部分をより効果的に超音波受信に割り当てるように、図９に示すように第

1の遅延時間721を設定してもよい。この場合、図8と同じタイミングで光干渉信号をサンプリングするのであれば、第2の遅延時間725を図9のごとく設定すればよい。

[0083] また、図8、図9において、第2の遅延時間723、第3の遅延時間725として、超音波送受信に要すると予想される時間よりも大きい遅延時間を設定したが、これに限られるものではない。超音波の受信信号のパワーは、送信信号のパワーに比べて非常に小さく、超音波受信時の音響光学効果は小さい。そこで、パワーの大きい超音波の送信中に光干渉信号のサンプリングを行なわないように第2の遅延時間を設定してもよい。すなわち、少なくとも超音波発振（送信）を行なう送信期間が含まれるように第3の遅延時間を設定することでも、音響光学効果の影響を低減することができる。

[0084] また、図8、図9では1ライン当たりの超音波の発振と反射波の受信を1セットとしているが、1ライン当たり複数セット実行するようにしてもよい。この様子を図10に示す。図10では、超音波の発振704と受信705を2セット実施している。また、図10の例では、上述のように超音波の反射波の影響が小さいことから、最後の超音波発信を終えたタイミングでSOAの点灯と干渉光のサンプリングを開始するようにしている。

[0085] なお、波長掃引に対して、少なくとも超音波発振とサンプリングについて上述のようなタイミングを確保できるのであれば、タイミング制御部480における遅延器の構成等は上記に限られるものではない。例えば、第3遅延器503が第2遅延器502の信号を遅延するように接続してもよい。

[0086] また、第2の遅延時間723や第3の遅延時間725は、例えば超音波信号が観測範囲を往復するのに要する時間（観測範囲内からの反射波が到達する時間）を考慮して設定されてもよい。また、その場合に、測定対象ごとに推定される観測範囲に応じて、第2の遅延時間723や第3の遅延時間725をユーザが設定できるようにしてもよい。

[0087] また、上記実施形態では、波長掃引光源408からの光を開始したり停止したりする場合にSOA415のオンオフを行うようにしたが、これに限ら

れるものではない。例えば、波長掃引光源 408 の出力部にシャッターを設けたり、ポリゴンスキャニングフィルタ 408b の出口にポッケルスセルなどの光スイッチを設けたりすることで、波長掃引光源 408 からの光をオンオフしてもよい。また、ポリゴンスキャニングフィルタ 408b のようなポリゴンスキャナを用いた波長フィルタにおいて、スキャナへの光の集光角度とスキャン角度を調整して、波長掃引のデューティ比を 100% 未満とすることで実現してもよい。その場合、光源のオンオフのタイミングは機械的に決定されるので、光源がオフするタイミングで超音波の送受信が行われるように第 1 の遅延時間 721 を合わせこむことになる。

[0088] また、上記実施形態では、構築された超音波断層画像と光断層画像の表示態様について特に言及しなかったが、超音波断層画像と光断層画像は、血管等の体腔内の軸方向の各位置に対応する各断層画像を、並列して表示させるように構成してもよいし、画像中心が一致するように重畳して表示させるように構成してもよい。また、上記実施形態では、超音波データ取得手段である A/D 変換器と干渉光データ取得手段である A/D 変換器とを別々の部材として構成したが、一つの部材を両機能のために兼用するように構成することもできる。

[0089] 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。

[0090] 本願は、2012 年 3 月 26 日提出の日本国特許出願特願 2012-069143 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] 超音波の送受信を行う超音波送受信部と、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部と、
- 回転させられながら駆動させられる前記超音波送受信部から得られる超音波エコー信号をサンプリングして、前記送受信部の各回転位置における、断層画像の1ラインを生成するのに用いるための超音波データを取得する超音波データ取得手段と、
- 回転させられながら駆動させられる前記光送受信部から得られる干渉光信号をサンプリングして干渉光データを取得する干渉光データ取得手段と、
- 前記干渉光信号の1ライン分をサンプリングするサンプリング期間と、前記超音波送受信部を超音波の発振のために駆動してからの所定期間とが重複しないように、前記取得手段の動作タイミングを制御するタイミング制御手段と、を備えることを特徴とする断層画像生成装置。
- [請求項2] 前記光送受信部が送信するための波長掃引光を発生する光源と、
- 前記波長掃引光から所定波長の光を検出する検出手段と、を備え、
- 前記タイミング制御手段は、前記検出手段が前記所定波長の光を検出してから第1の遅延時間の経過後に前記超音波送受信部を発振駆動し、該駆動から前記所定期間の経過後に前記干渉光信号のサンプリングを開始するよう、前記取得手段を制御することを特徴とする請求項1に記載の断層画像生成装置。
- [請求項3] 前記所定期間は、前記超音波送受信部による超音波の送信期間を含むことを特徴とする請求項1または2に記載の断層画像生成装置。
- [請求項4] 前記所定期間は、前記超音波送受信部が超音波を発振してから、超音波による観測範囲内の反射波が戻るまでの想定された時間を含むことを特徴とする請求項1または2に記載の断層画像生成装置。
- [請求項5] 前記所定期間をユーザに設定させるための設定手段を更に備えるこ

とを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の断層画像生成装置。

[請求項6] 前記サンプリング期間以外の期間において前記光源による波長掃引光の出力を停止する停止手段を更に備えることを特徴とする請求項 2 に記載の断層画像生成装置。

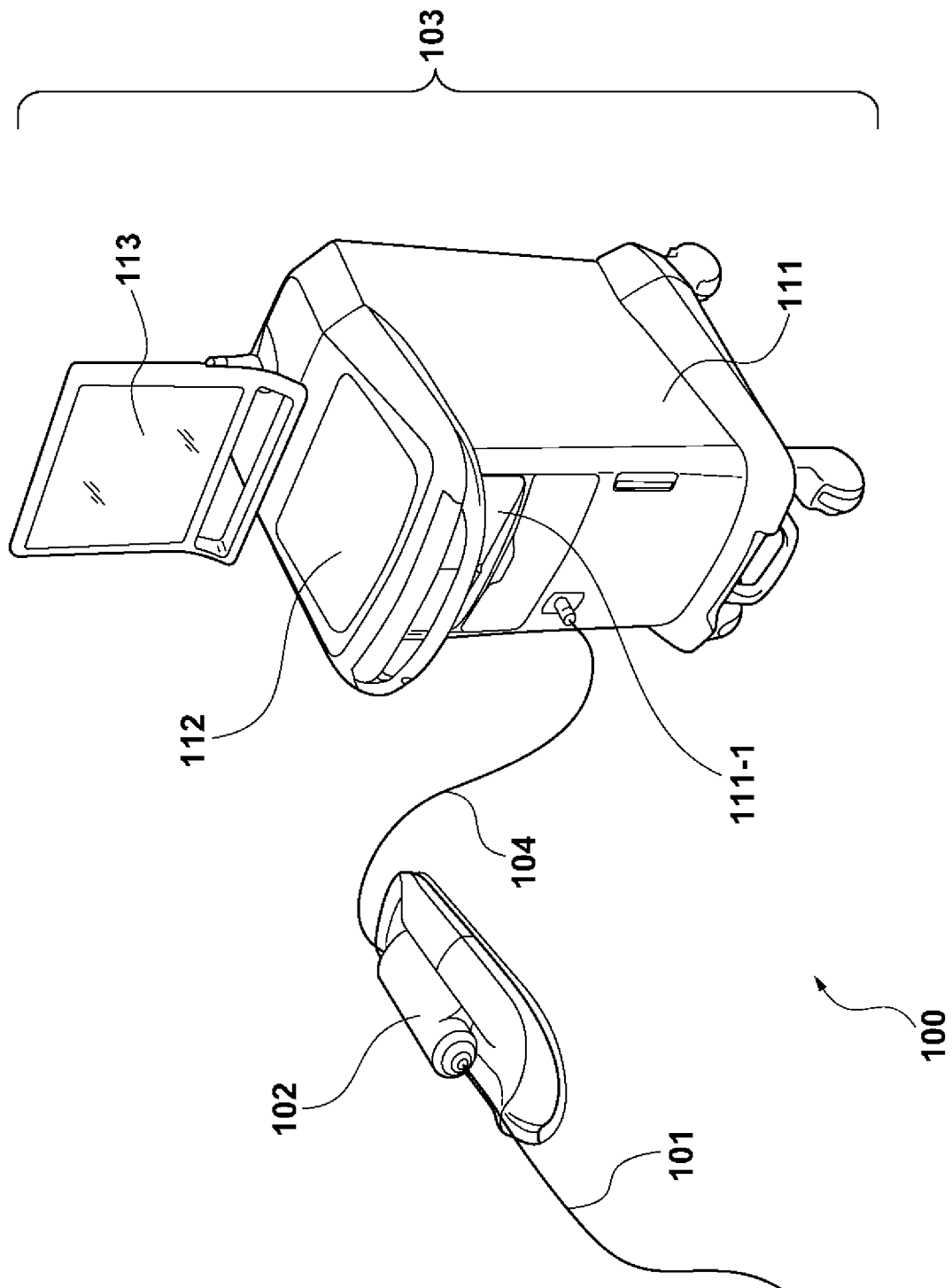
[請求項7] 前記停止手段は、少なくとも前記超音波の送信期間の間は、前記光源による波長掃引光の出力を停止することを特徴とする請求項 6 に記載の断層画像生成装置。

[請求項8] 超音波の送受信を行う超音波送受信部と、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用いて断層画像を生成する断層画像生成装置の制御方法であって、

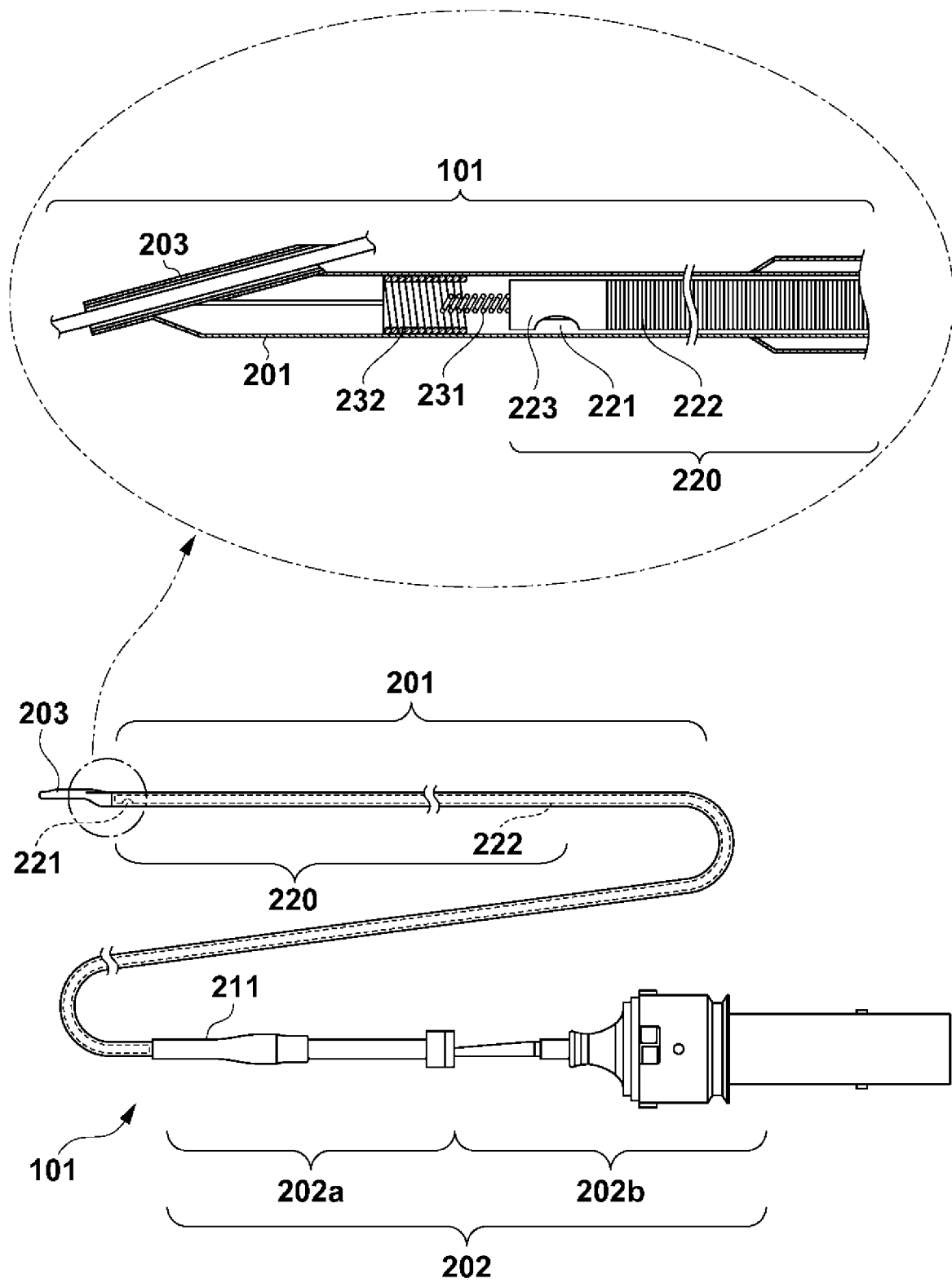
前記送受信部を回転させながら前記超音波送受信部と前記光送受信部を駆動して得られる超音波エコー信号と干渉光信号をそれぞれサンプリングして、前記送受信部の各回転位置における、断層画像の 1 ラインを生成するのに用いるための超音波データと干渉光データを取得する取得工程と、

前記干渉光信号の 1 ライン分をサンプリングするサンプリング期間と、前記超音波送受信部を超音波の発振のために駆動してからの所定期間とが重複しないように、前記取得工程における動作タイミングを制御するタイミング制御工程と、を有することを特徴とする断層画像生成装置の制御方法。

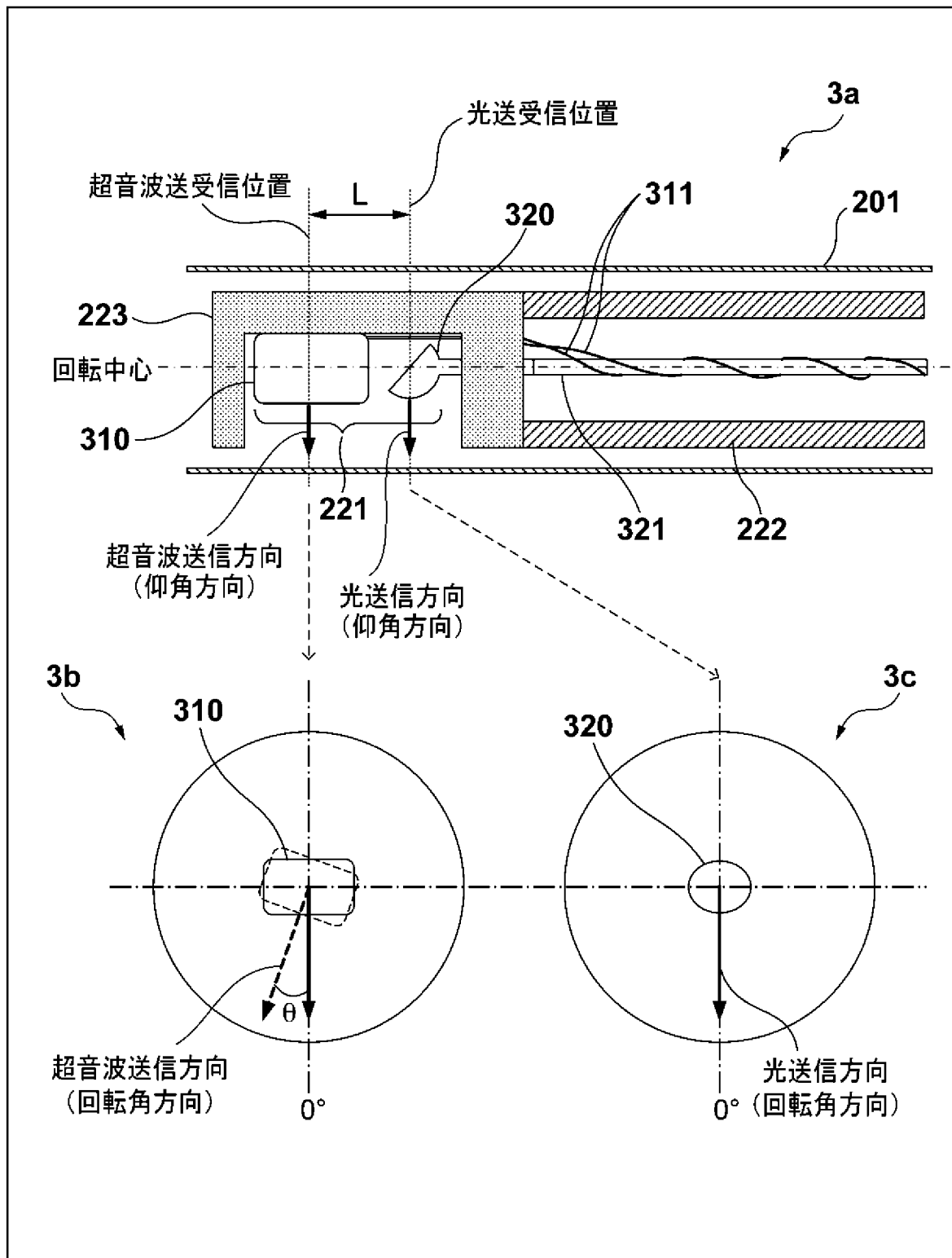
[図1]



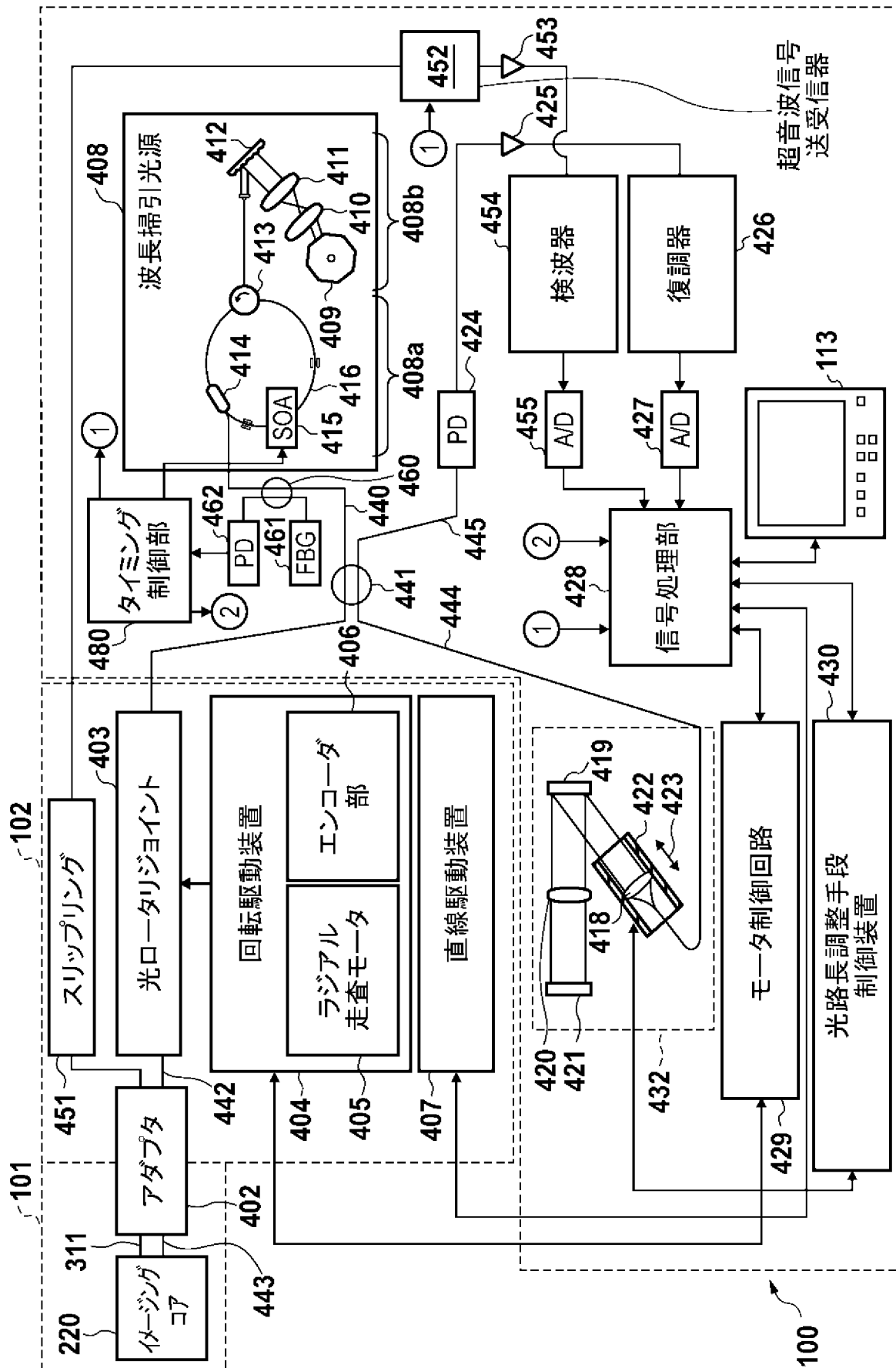
[図2]



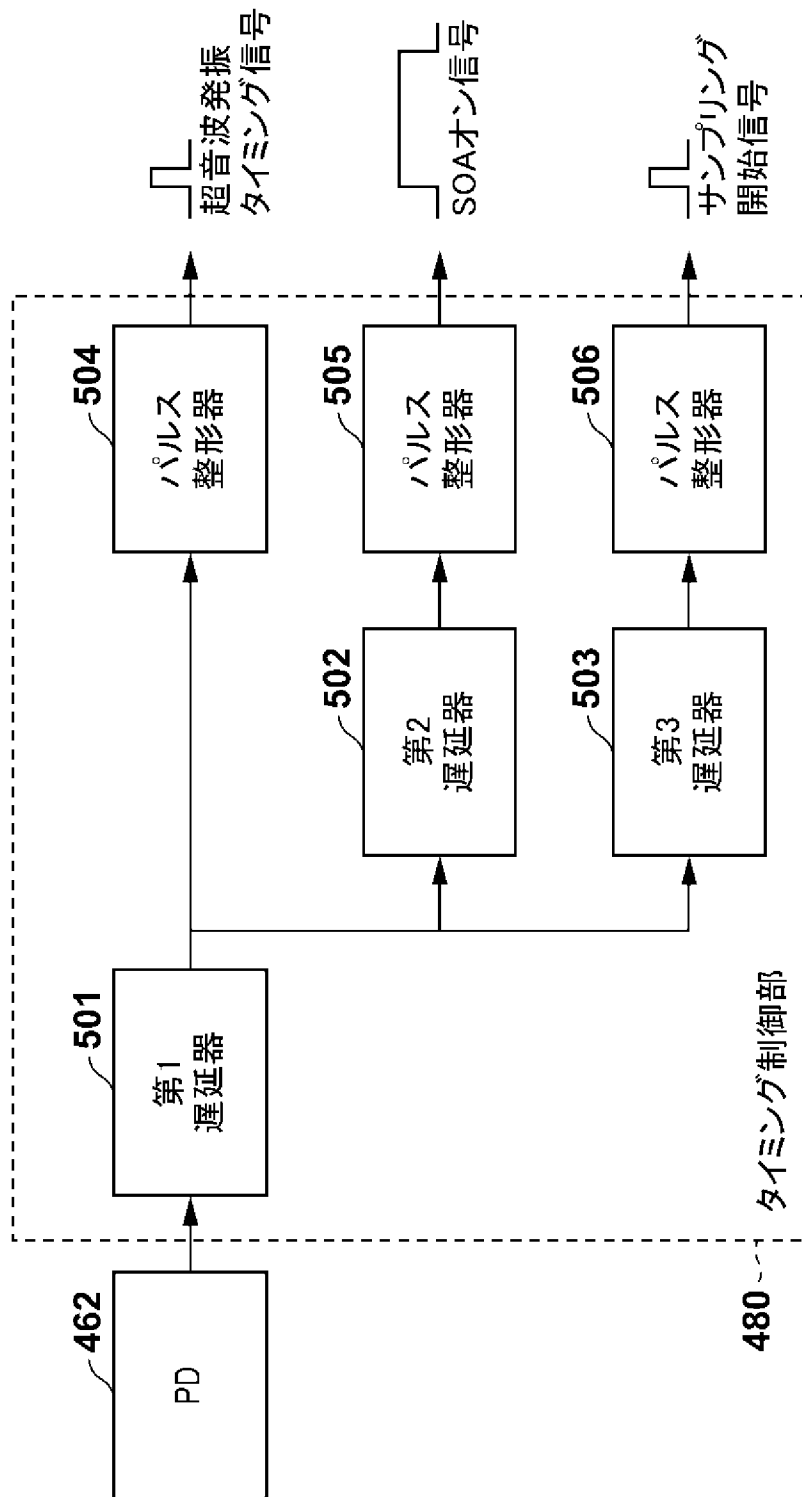
[図3]



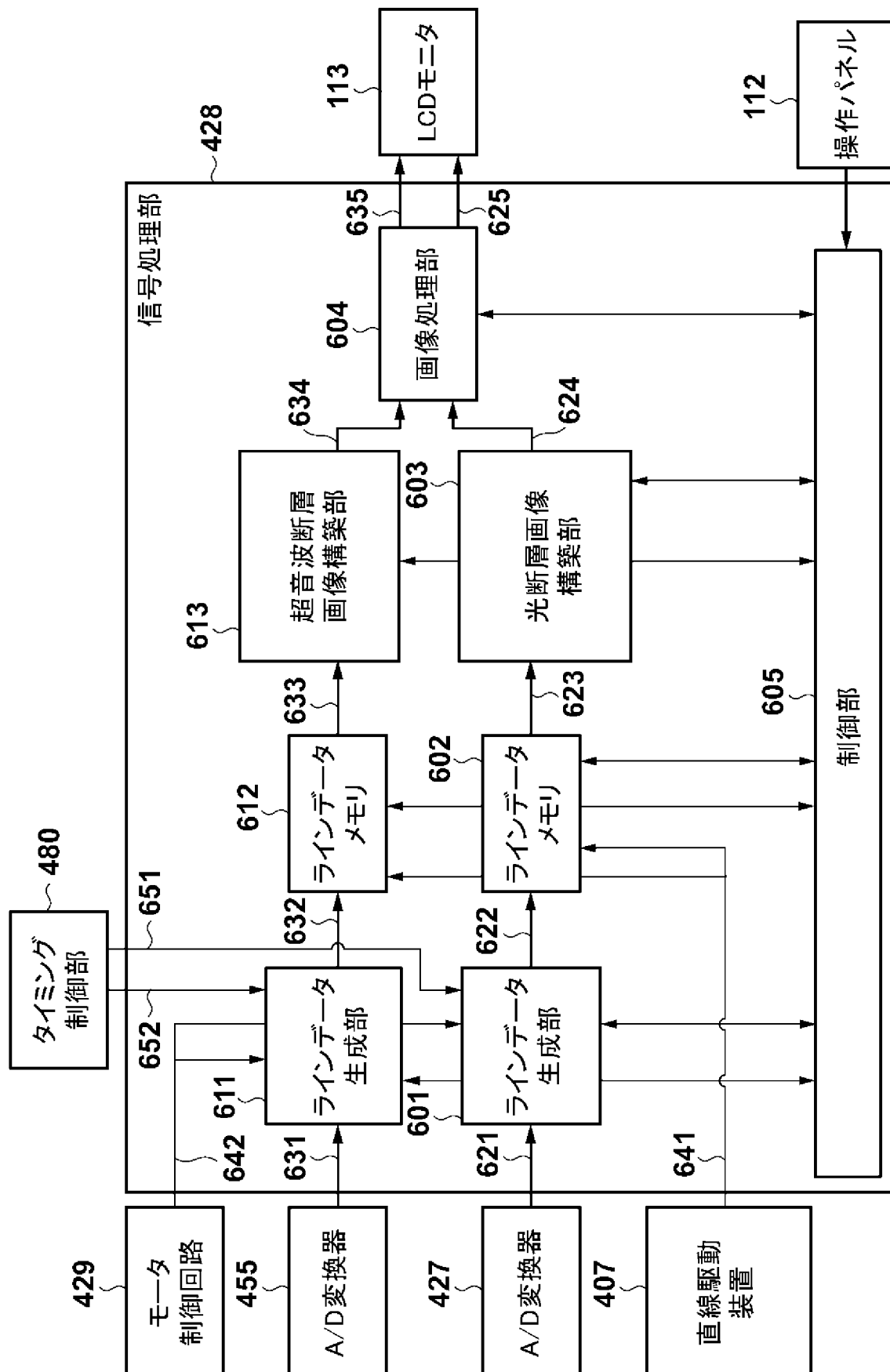
[図4]



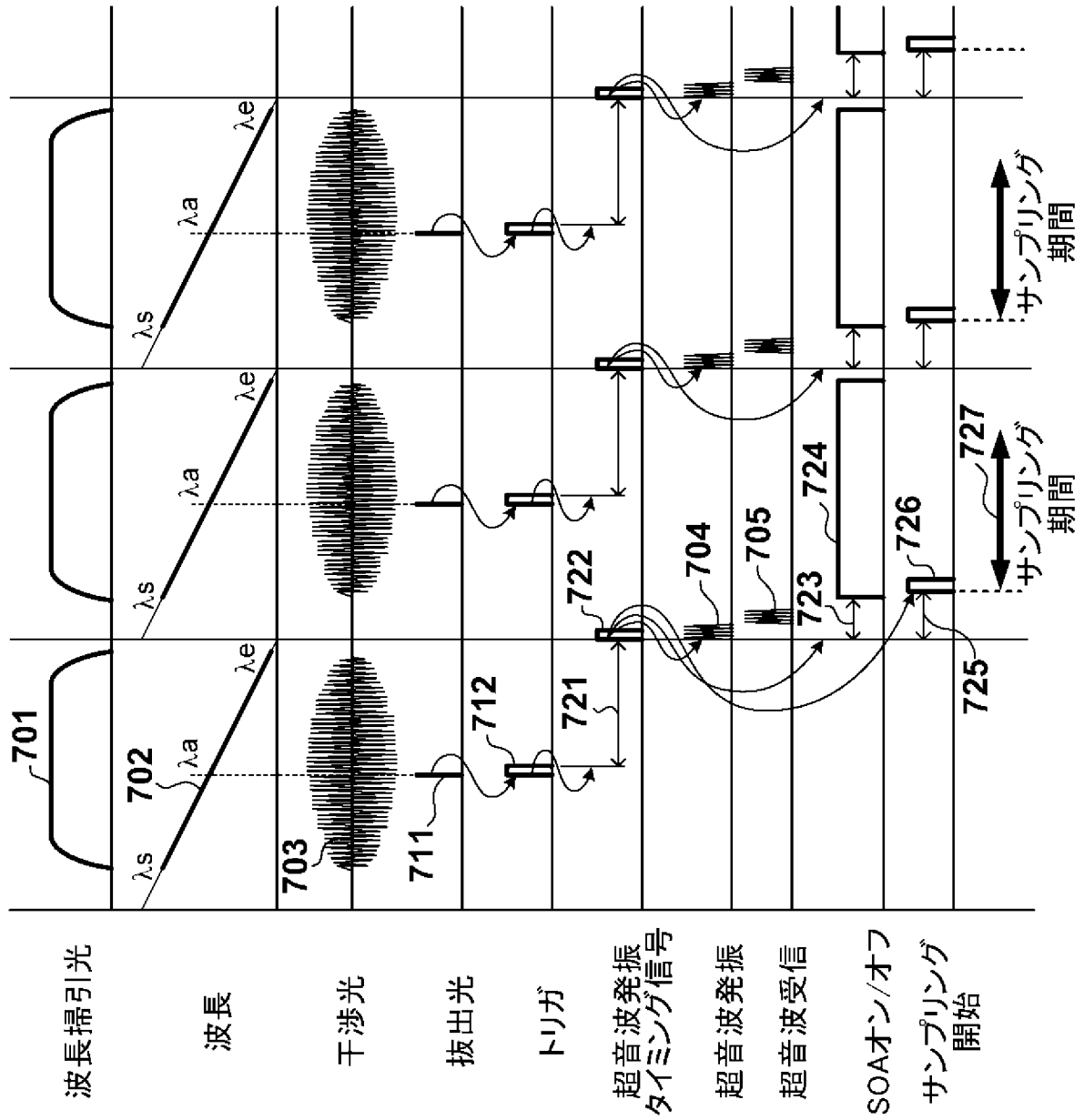
[図5]



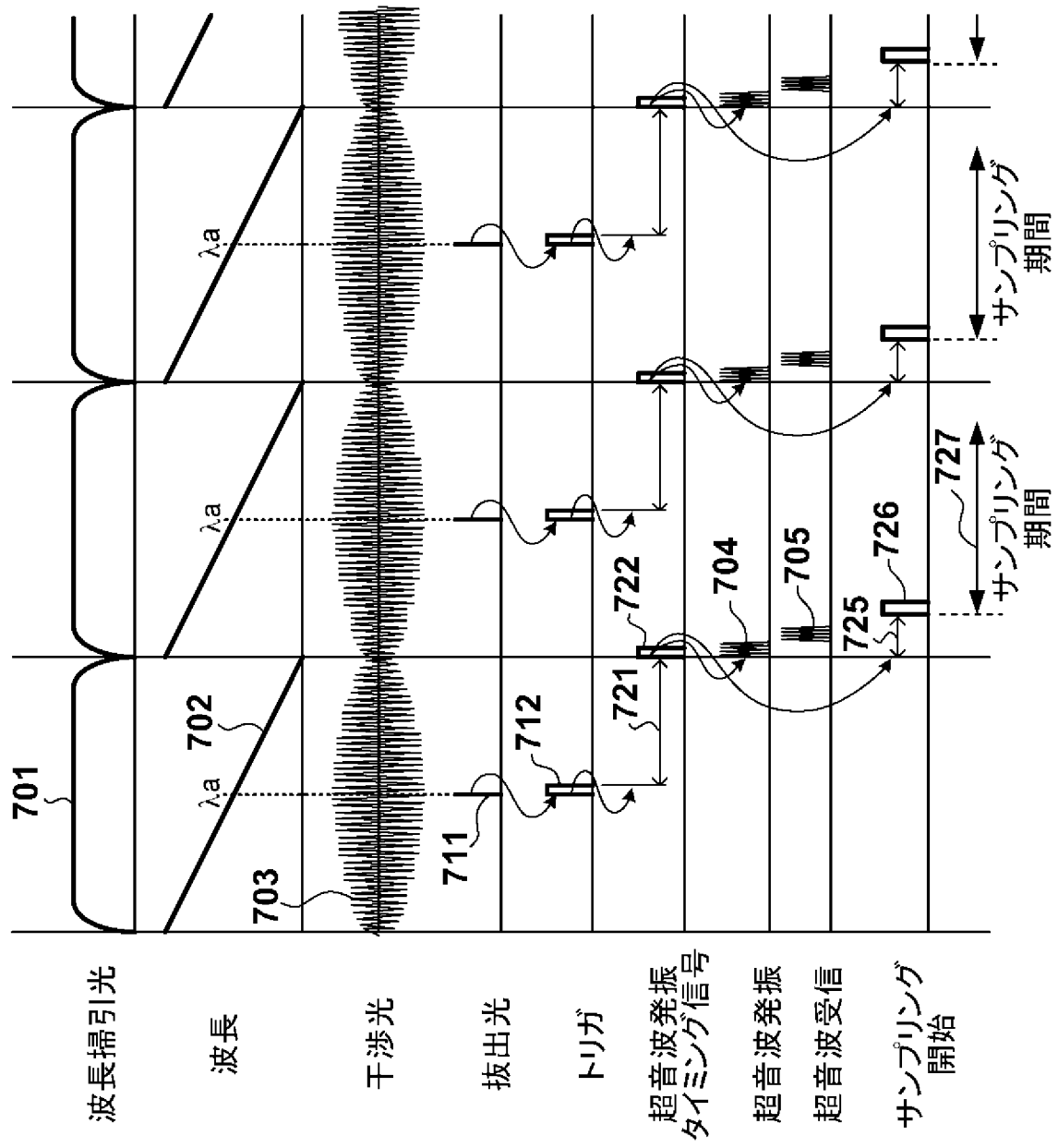
[図6]



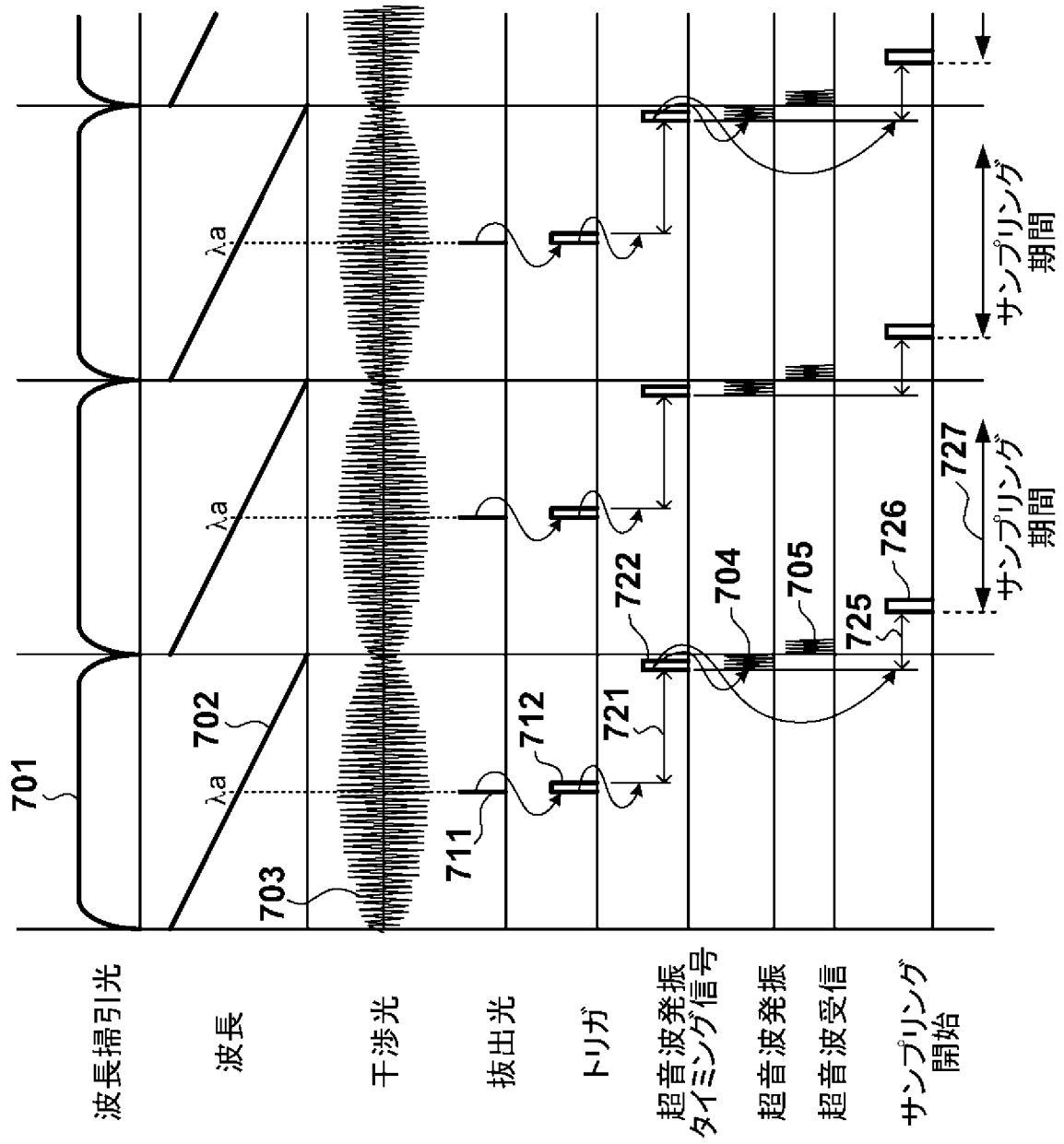
[図7]



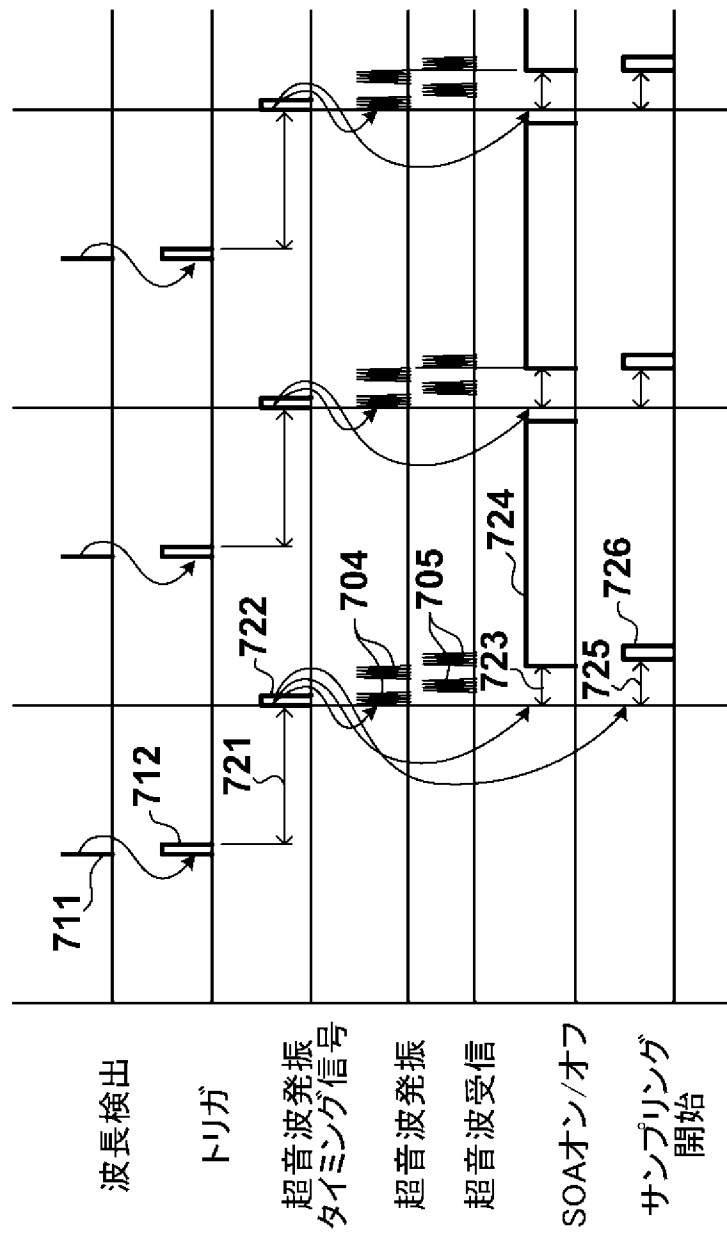
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/002006

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/12(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)

A61B8/12, 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 1996-2013

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	WO 2007/023878 A1 (Hitachi Medical Corp.), 01 March 2007 (01.03.2007), paragraph [0025]; fig. 3 (Family: none)	1-7
A	JP 5-64638 A (Toshiba Corp.), 19 March 1993 (19.03.1993), paragraph [0019] & US 5357550 A	1-7

☐

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
06 June, 2013 (06.06.13)Date of mailing of the international search report
18 June, 2013 (18.06.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/002006

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 8
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
(See extra sheet)
2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/002006

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

Claim 8 relates to a method for controlling a tomographic image generation device during which a probe part (101) shown in Fig. 1 is inserted into a body cavity, said insertion corresponding to a treatment of the human body by surgery.

Consequently, claim 8 relates to a subject matter on which this International Searching Authority is not required to carry out a search under the provisions of PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1(iv).

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B8/12(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（I P C））

Int.Cl. A61B8/12, 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	1971-2013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	WO 2007/023878 A1（株式会社日立メディコ）2007.03.01 段落 25、図 3（ファミリーなし）	1-7
A	JP 5-64638 A（株式会社東芝）1993.03.19 段落 19 & US 5357550 A	1-7

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

06.06.2013

国際調査報告の発送日

18.06.2013

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）

右▲高▼ 孝幸

2Q

9808

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT第17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 8 は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求項 8 は断層画像生成装置を制御する方法であり、その最中、図 1 に示されたプローブ部101の体腔内への挿入という、手術による人体の処置を伴う。よって、請求項 8 は、PCT第17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求項 は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるところの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。