

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6055463号
(P6055463)

(45) 発行日 平成28年12月27日(2016.12.27)

(24) 登録日 平成28年12月9日(2016.12.9)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 8 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2014-507423 (P2014-507423)	(73) 特許権者	000109543
(86) (22) 出願日	平成25年3月25日(2013.3.25)		テルモ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2013/002006		東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号
(87) 国際公開番号	W02013/145690	(74) 代理人	100076428
(87) 国際公開日	平成25年10月3日(2013.10.3)		弁理士 大塚 康德
審査請求日	平成28年1月6日(2016.1.6)	(74) 代理人	100112508
(31) 優先権主張番号	特願2012-69143 (P2012-69143)		弁理士 高柳 司郎
(32) 優先日	平成24年3月26日(2012.3.26)	(74) 代理人	100115071
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 大塚 康弘
		(74) 代理人	100116894
			弁理士 木村 秀二
		(74) 代理人	100130409
			弁理士 下山 治
		(74) 代理人	100134175
			弁理士 永川 行光

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 断層画像生成装置および作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【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。

10

20

【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。

10

【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作動方法であって、

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、

20

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作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

30

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作動方法に関する。

【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。

40

【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

50

【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、I V U SとO C Tの両者の断層画像を観察するために、I V U SとO C T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、O C T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 V U SとO C T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O C Tの画像品質が劣化してしまう。

10

【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な構成を備える。即ち、

断層画像生成装置であって、

20

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。

30

【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】

40

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。

50

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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ことなく、ユ

50

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。

10

【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/ブルバック部 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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

《 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 3 a 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 (3 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。

【 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 3 b 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 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 b、3 c 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 3 a 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 3 b、3 c 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、3 b 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 3 a ~ 3 c 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

10

20

30

40

50

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452に送信する。超音波信号送受信器452と超音波送受信部310の間の上記パルス波、超音波エコーの伝送は、アダプタ402及びスリッピング451、電気信号ケーブル311を介してなされる。

【0036】

なお、スリッピング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/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。

【0037】

また、超音波信号送受信器452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に基づいて、イメージングコア220内の超音波送受信部310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310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452に送る。超音波信号送受信器452は、超音波送受信部310より受信した超音波エコー信号をアンプ453に出力し、アンプ453により増幅された超音波エコー信号は検波器454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455では、検波器454より出力された超音波エコー信号を30.6MHz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、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。

【0039】

A/D変換器455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455から入力されたデジタルデータから200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428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

10

20

30

40

50

である。

【0042】

SOA 415 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、SOA 415 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。

10

【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 5000 rpm 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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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】

40

(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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

ータが保持される。

【 0 0 6 6 】

そして、ラインデータ生成部 6 0 1 では、モータ制御回路 4 2 9 から出力されるラジアル走査モータ 4 0 5 のエンコーダ部 4 0 6 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 5 1 2 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 4 0 6 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 F F T (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 6 0 2 に格納される。こうして、送受信部 2 2 1 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 6 0 2 に格納されることになる。

10

【 0 0 6 7 】

なお、ここでは一例として、5 1 2 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。

【 0 0 6 8 】

ラインデータ生成部 6 0 1 より出力されたラインデータ 6 2 2 は、制御部 6 0 5 からの指示に基づいて、ラジアル走査 1 回転分ごと (5 1 2 ラインごと) に、ラインデータメモリ 6 0 2 に格納される。このとき、制御部 6 0 5 では、直線駆動装置 4 0 7 の移動量検出器より出力されたパルス信号 6 4 1 をカウントしておき、ラインデータ 6 2 2 をラインデータメモリ 6 0 2 に格納する際、それぞれのラインデータ 6 2 2 を生成した際のカウント値を対応付けて格納する。

20

【 0 0 6 9 】

カウント値と対応付けて格納されたラインデータ 6 2 3 は、制御部 6 0 5 からの指示に基づいて、光断層画像構築部 6 0 3 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 θ 変換されることで、順次光断層画像 6 2 4 として出力される。

【 0 0 7 0 】

更に、画像処理部 6 0 4 において、L C D モニタ 1 1 3 に表示するための画像処理が施された後、光断層画像 6 2 5 として L C D モニタ 1 1 3 に出力される。

【 0 0 7 1 】

30

同様に、A / D 変換器 4 5 5 で生成されたデジタルデータ 6 3 1 は、信号処理部 4 2 8 内のラインデータ生成部 6 1 1 に入力される。ラインデータ生成部 6 1 1 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 6 5 2 に従って、入力されたデジタルデータ 6 3 1 から 2 0 0 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 6 1 1 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 6 5 2 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。

【 0 0 7 2 】

更に、ラインデータ生成部 6 1 1 では、モータ制御回路 4 2 9 から出力されるラジアル走査モータ 4 0 5 のエンコーダ部 4 0 6 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 5 1 2 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 6 1 1 では、モータ制御回路 4 2 9 から出力されるラジアル走査モータ 4 0 5 のエンコーダ部 4 0 6 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 5 1 2 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 4 0 6 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 6 1 2 に格納される。こうして、送受信部 2 2 1 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 6 0 2 に格納されることになる。

40

50

【 0 0 7 3 】

ラインデータ生成部 6 1 1 より出力されたラインデータ 6 3 2 は、制御部 6 0 5 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 6 1 2 に格納される。このとき、制御部 6 0 5 では、直線駆動装置 4 0 7 の移動量検出機より出力されたパルス信号 6 4 1 をカウントしておき、ラインデータ 6 3 2 をラインデータメモリ 6 1 2 に格納する際、それぞれのラインデータ 6 3 2 を生成した際のカウンタ値を対応付けて格納する。

【 0 0 7 4 】

こうして、カウンタ値と対応付けて格納されたラインデータ 6 3 3 は、制御部 6 0 5 からの指示に基づいて、超音波断層画像構築部 6 1 3 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 6 3 4 として出力される。

10

【 0 0 7 5 】

更に、画像処理部 6 0 4 において、LCD モニタ 1 1 3 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 6 3 5 として LCD モニタ 1 1 3 に出力される。

【 0 0 7 6 】

《 7 . タイミング制御部 4 8 0 によるタイミング制御の説明 》

図 7 は、タイミング制御部 4 8 0 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。

【 0 0 7 7 】

20

波長掃引光源 4 0 8 からは、SOA 4 1 5 が点灯している期間にわたり波長掃引光 7 0 1 が出力され、その波長は波長変化 7 0 2 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 7 0 1 が出力されている間、干渉光 7 0 3 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 7 0 3 によるラインデータと、超音波受信信号 7 0 5 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 4 0 8 の光出力を禁止（本例では、SOA 4 1 5 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。

【 0 0 7 8 】

30

図 7 に示されるように、FBG 4 6 1 が、波長掃引光源 4 0 8 の出力光から所定波長 λ_a の光を抜き出し、拔出光 7 1 1 として出力すると、光検出器 4 6 2 はこの拔出光を検出してトリガ信号 7 1 2 を出力する。このトリガ信号 7 1 2 はタイミング制御部 4 8 0 に供給され、まず、第 1 遅延器 5 0 1 により第 1 の遅延時間 7 2 1 だけ遅延され、超音波発振タイミング信号 7 2 2 として出力される。超音波信号送受信器 4 5 2 は、超音波発振タイミング信号 7 2 2 に従って超音波送受信部 3 1 0 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 7 0 4、超音波受信 7 0 5 を実行する。第 1 の遅延時間 7 2 1 は、トリガ信号 7 1 2 から次の 1 ラインのための超音波発振タイミング信号 7 2 2 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 7 2 2 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 3 1 0 は、トリガ信号 7 1 2 の発生から第 1 の遅延時間 7 2 1 の経過後に超音波の送受信を開始することになる。

40

【 0 0 7 9 】

他方、第 1 の遅延時間 7 2 1 だけ遅延されたトリガ信号 7 1 2 は、第 2 遅延器 5 0 2 にも入力され、更に第 2 の遅延時間 7 2 3 だけ遅延され、パルス整形器 5 0 5 に供給されて、SOA オン信号 7 2 4 が生成される。SOA オン信号 7 2 4 がオンの間だけ SOA 4 1 5 が点灯することにより、波長掃引光源 4 0 8 から波長掃引光 7 0 1 が出力される。第 2 の遅延時間 7 2 3 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。

【 0 0 8 0 】

また、第 1 の遅延時間だけ遅延されたトリガ信号 7 1 2 は、第 3 遅延器 5 0 3 にも入力

50

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、超音波送受信中に干渉光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。

10

【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】

20

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干渉光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干渉光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。

30

【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。

40

【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。

50

【 0 0 8 7 】

また、上記実施形態では、波長掃引光源 4 0 8 からの光を開始したり停止したりする場合に S O A 4 1 5 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 4 0 8 の出力部にシャッターを設けたり、ポリゴンスキヤニングフィルタ 4 0 8 b 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 4 0 8 からの光をオンオフしてもよい。また、ポリゴンスキヤニングフィルタ 4 0 8 b のようなポリゴンスキヤナを用いた波長フィルタにおいて、スキヤナへの光の集光角度とスキヤン角度を調整して、波長掃引のデューティ比を 1 0 0 % 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 7 2 1 を合わせこむことになる。

10

【 0 0 8 8 】

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。

【 0 0 8 9 】

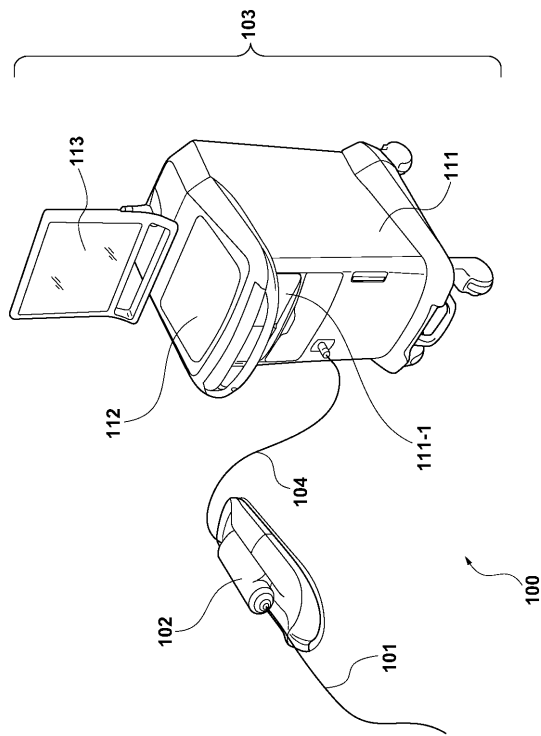
20

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。

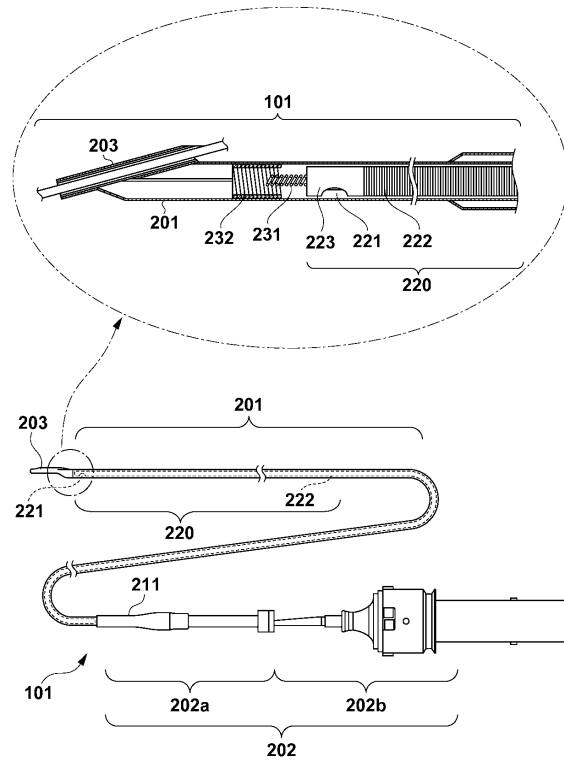
【 0 0 9 0 】

本願は、2 0 1 2 年 3 月 2 6 日提出の日本国特許出願特願 2 0 1 2 - 0 6 9 1 4 3 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。

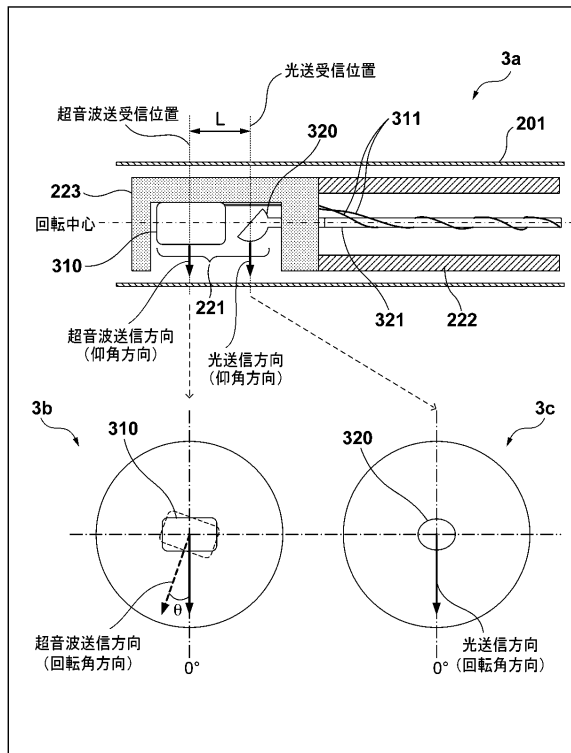
【図 1】



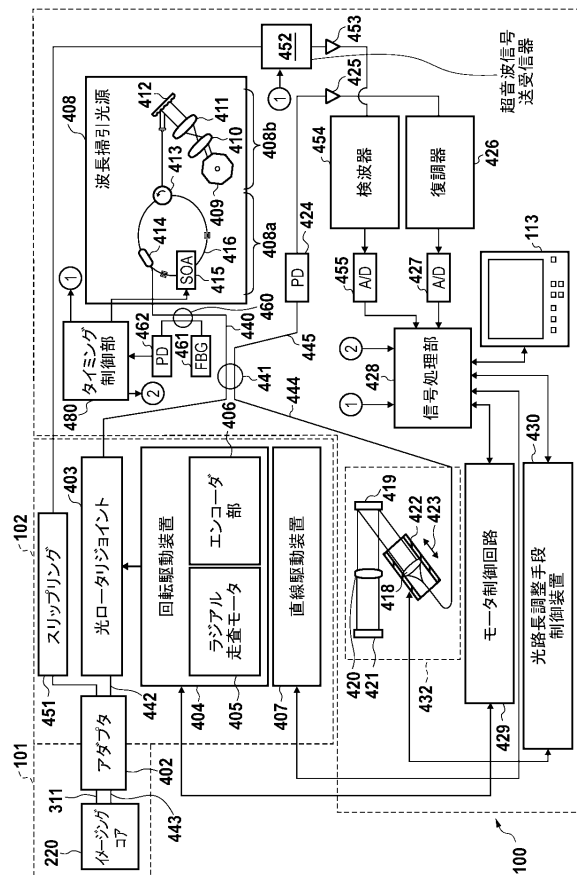
【図 2】



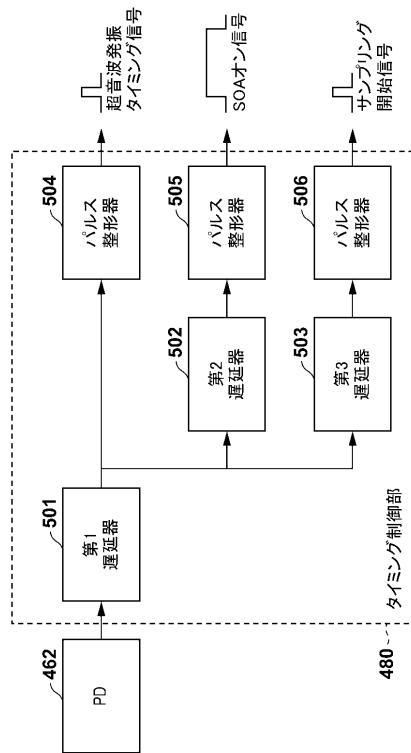
【図 3】



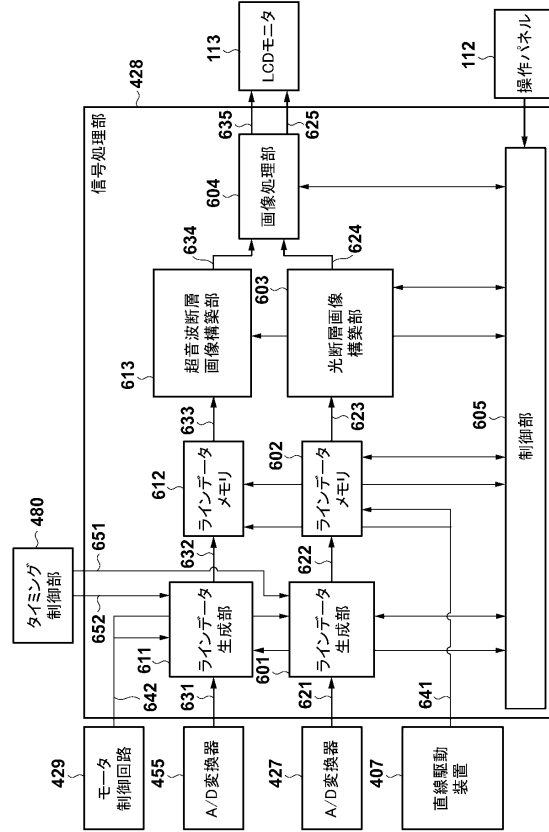
【図 4】



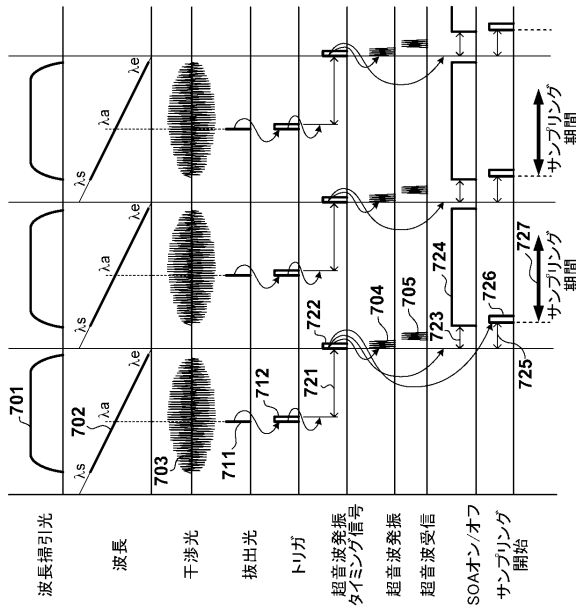
【 図 5 】



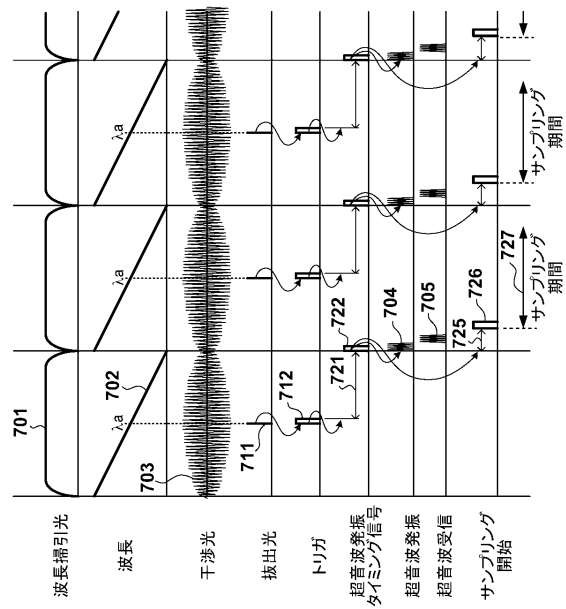
【 図 6 】



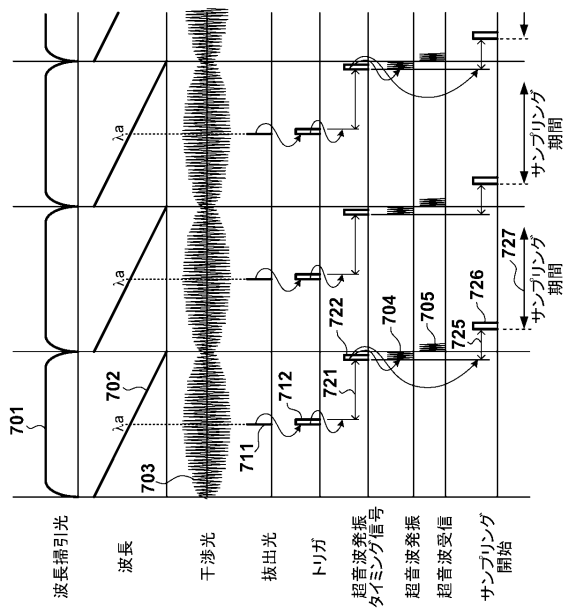
【圖 7】



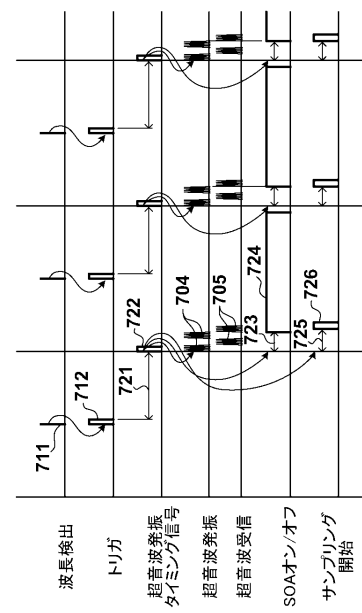
【 図 8 】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

- (72)発明者 伊藤 エマ
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
- (72)発明者 森 功
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

審査官 右▲高▼ 孝幸

- (56)参考文献 特開平5-64638 (J P , A)
国際公開第2007/023878 (WO , A 1)
国際公開第2010/103718 (WO , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
- | | |
|---------|---------|
| A 6 1 B | 8 / 1 2 |
| A 6 1 B | 1 / 0 0 |

通过使用其中执行超声波发送和接收的超声波发送和接收单元以及执行光发送和接收的光发送和接收单元的发送和接收单元生成断层图像的断层图像生成装置获取超声波波形数据和干涉光数据用于通过分别对超声波回波信号和通过驱动超声波发送而获得的干涉光信号进行采样, 在发送和接收单元的各个旋转位置中产生一条线的断层图像。接收单元和光发送和接收单元在旋转发送和接收单元的同时。然后, 断层图像生成装置控制获取装置的操作定时, 使得用于对超声波振荡的超声波发送和接收单元的驱动的1行和预定时段的干涉光信号进行采样的采样周期不是重叠。

