

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/152624

発行日 平成30年1月18日 (2018.1.18)

(43) 国際公開日 平成28年9月29日 (2016.9.29)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 8/14 (2006.01)</b>	A 6 1 B 8/14	4 C 1 6 1
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 5 2 6	4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

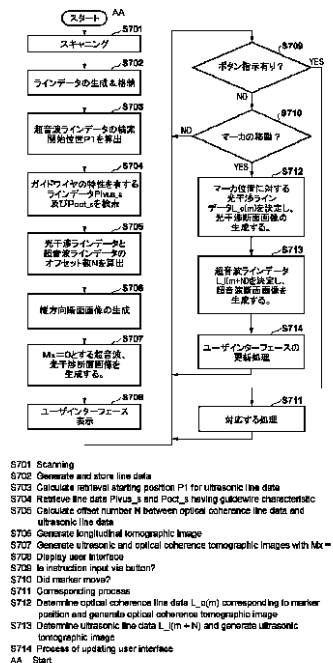
出願番号 特願2017-508244 (P2017-508244)	(71) 出願人 000109543
(21) 国際出願番号 PCT/JP2016/057989	テルモ株式会社
(22) 国際出願日 平成28年3月14日 (2016.3.14)	東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4番1号
(31) 優先権主張番号 特願2015-61608 (P2015-61608)	(74) 代理人 100076428
(32) 優先日 平成27年3月24日 (2015.3.24)	弁理士 大塚 康徳
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(74) 代理人 100115071
	弁理士 大塚 康弘
	(74) 代理人 100112508
	弁理士 高柳 司郎
	(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】 画像診断装置及びその作動方法、プログラム及びコンピュータ可読記憶媒体

(57) 【要約】

本発明は、効率よく且つ高い精度で、同じ位置で同じ向きの超音波断面画像、光干渉断面画像を生成することを可能にする。このため、画像診断装置は、スキャンング処理を実行することで得た信号に基づいて、回転中心から径方向に向かう超音波ラインデータ、並びに光干渉ラインデータをメモリに蓄積していく。そして、超音波送受信部と光送受信部間の距離と、スキャンング処理の際のイメージングコアの回転と移動の速度とに基づき、メモリに蓄積された光干渉ラインデータに対応する超音波ラインデータの相対的なずれを示す仮のオフセットライン数を算出する。そして、仮のオフセットライン数に基づいて、光干渉ラインデータ、超音波ラインデータそれぞれの検索開始位置を決定し、検索開始位置から検索を開始し、予め設定された特徴を持つラインデータをそれぞれ検索する。検索された光干渉ラインデータに対応する超音波ラインデータの相対的なずれを真オフセットライン数として算出する。以降、光干渉ラインデータに対して超音波ラインデータを相対的に真オフセットライン数だけずらして読み込むことで、光干渉断面画像と超



S701 Scanning  
 S702 Generate and store line data  
 S703 Calculate retrieval starting position P1 for ultrasonic line data  
 S704 Retrieve line data P1 and P2, having geometric characteristics  
 S705 Calculate offset number N between optical coherence line data and ultrasonic line data  
 S706 Generate longitudinal tomographic images  
 S707 Generate ultrasonic and optical coherence tomographic images with h(x=0)  
 S708 Display user interface  
 S709 Is the instruction input via button?  
 S710 Did marker move?  
 S711 Corresponding process  
 S712 Determine optical coherence line data L<sub>u</sub>(m) corresponding to marker position and generate optical coherence tomographic image  
 S713 Determine ultrasonic line data L<sub>u</sub>(m+N) and generate ultrasonic tomographic image  
 S714 Process of updating user interface  
 AA Start

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

超音波送受信部及び光送受信部を有するイメージングコアを収容したプローブを用い、前記イメージングコアを回転させながら前記プローブの軸方向に沿って移動させるスキャニング処理を実行して、前記イメージングコアが移動した被検体内の超音波断層画像および光断層画像を生成する画像診断装置の制御方法であって、

前記スキャニング処理を実行することで得た信号に基づいて、回転中心から径方向に向かう超音波ラインデータを取得する工程と、

前記スキャニング処理を実行することで得た信号に基づいて、回転中心から径方向に向かう光干渉ラインデータを取得する工程と、

前記超音波断層画像と前記光断層画像の各ラインデータのうち同じ特徴をもつラインもしくはライン群を同定する工程と、

前記同定したラインもしくはライン群を基準にして、前記超音波断層画像と前記光断層画像の各ラインデータから各断層画像を構成する少なくとも1フレーム分のライン束の区切り位置を決定する工程と、

前記決定されたライン束から断層画像を生成する工程と、

を有する、画像診断装置の制御方法。

**【請求項 2】**

前記特徴は人為的に血管内に挿入された物である請求項 1 に記載の画像診断装置の制御方法。

**【請求項 3】**

前記特徴は血管の形態である請求項 1 に記載の画像診断装置の制御方法。

**【請求項 4】**

前記同定する工程は

前記超音波断層画像と前記光断層画像の各ラインデータから断層画像を生成する工程をさらに有し、そこから得られる断層画像を用いて同定を行うことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置の制御方法。

**【請求項 5】**

コンピュータが読み込み実行することで、前記コンピュータを、請求項 1 乃至 4 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。

**【請求項 6】**

請求項 5 に記載のプログラムを格納したコンピュータが読み取り可能な記憶媒体。

**【請求項 7】**

超音波送受信部及び光送受信部を有するイメージングコアを収容したプローブを用い、前記イメージングコアを回転させながら前記プローブの軸方向に沿って移動させるスキャニング処理を実行して、前記イメージングコアが移動した被検体内の超音波断層画像および光断層画像を生成する画像診断装置であって、

前記スキャニング処理を実行することで得た信号に基づいて、回転中心から径方向に向かう超音波ラインデータを取得する超音波ラインデータ取得手段と、

前記スキャニング処理を実行することで得た信号に基づいて、回転中心から径方向に向かう光干渉ラインデータを取得する光干渉ラインデータ取得手段と、

前記超音波断層画像と前記光断層画像の各ラインデータのうち同じ特徴をもつラインもしくはライン群を同定する同定手段と、

前記同定したラインもしくはライン群を基準にして、前記超音波断層画像と前記光断層画像の各ラインデータから各断層画像を構成する少なくとも1フレーム分のライン束の区切り位置を決定する決定手段と、

前記決定されたライン束から断層画像を生成する生成手段と、

を有する、画像診断装置。

**【請求項 8】**

前記特徴は人為的に血管内に挿入された物であることを特徴とする請求項 7 に記載の画

10

20

30

40

50

像診断装置。

【請求項 9】

前記特徴は血管の形態であることを特徴とする請求項 7 に記載の画像診断装置。

【請求項 10】

前記同定手段は

前記超音波断層画像と前記光断層画像の各ラインデータから断層画像を生成する手段をさらに有し、そこから得られる断層画像を用いて同定を行うことを特徴とする請求項 7 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の画像診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は画像診断装置及びその制御方法、プログラム及びコンピュータ可読記憶媒体に関するものである。

【背景技術】

【0002】

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

【0003】

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

20

【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も提案されている。このような画像診断装置では、カテーテル内の先端位置に、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回転自在に収容するイメージングコアを有する。このような両機能を有する画像診断装置の場合、高深度領域まで測定できるIVUSの特性を活かした断面画像と、高分解能で測定できるOCTの特性を活かした断面画像の両方を、一回の走査で生成することができる。

【0005】

30

しかし、超音波送受信部と光送受信部との間の距離や、それぞれの取り付け精度又は出射する方向のばらつき等の影響で、IVUS機能により得られたIVUS断層画像と、OCT機能により得られたOCT断層画像とが同じ向きにすることは難しい。かかる点、IVUS断層画像における血管壁のランドマークと、OCT断層画像における血管壁のランドマーク間の距離を最小化するまで、それら画像を回転させる技術も知られている (たとえば、特許文献 1)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

40

【特許文献 1】特開 2014 - 180575 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、特許文献 1 では、断層画像の向きは合わせられるが、画像の一部は互いに操作一周分ずれた位置の血管壁等を表示していることになる。つまり、一方の画像では、断層画像 1 フレームを構成する一周分の走査のうち、初めの方がその一部分にあたり、他方の画像では、一周分の走査のうち、最後の方がその一部分にあたる。

【0008】

本発明は係る問題に鑑みなされたものであり、最も近い軸方向位置で、同じ向きの超音波断層画像、光断層画像を生成する技術を提供しようとするものである。

50

**【課題を解決するための手段】****【0009】**

上記課題を解決するため、例えば本発明の画像診断装置の制御方法は以下の構成を有する。すなわち、超音波送受信部及び光送受信部を有するイメージングコアを収容したプローブを用い、前記イメージングコアを回転させながら前記プローブの軸方向に沿って移動させるスキャニング処理を実行して、前記イメージングコアが移動した被検体内の超音波断層画像および光断層画像を生成する画像診断装置の制御方法であって、前記スキャニング処理を実行することで得た信号に基づいて、回転中心から径方向に向かう超音波ラインデータを取得する工程と、前記スキャニング処理を実行することで得た信号に基づいて、回転中心から径方向に向かう光干渉ラインデータを取得する工程と、前記超音波断層画像と前記光断層画像の各ラインデータのうち同じ特徴をもつラインもしくはライン群を同定する工程と、前記同定したラインを基準にして、前記超音波断層画像と前記光断層画像の各ラインデータから各断層画像を構成する少なくとも1フレーム分のライン束の区切り位置を決定する工程と、前記決定されたライン束から断層画像を生成する工程とを有する。

10

**【発明の効果】****【0010】**

本発明によれば、従来に比べはるかに効率よく且つ高い精度で、同じ位置で同じ向きの超音波断層画像、光干渉断層画像を生成することが可能になる。

**【0011】**

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。

20

**【図面の簡単な説明】****【0012】**

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】実施形態にかかる画像診断装置の外観構成を示す図である。

【図2】実施形態における画像診断装置のブロック構成図である。

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

30

【図4】断面画像の生成する処理を示す図である。

【図5】実施形態における光送受信部と超音波送受信部の移動と回転角との関係を示す図である。

【図6】超音波ラインデータと光干渉ラインデータのメモリへの格納状態を示す図である。

【図7】実施形態における表示画面の一例を示す図である。

【図8】実施形態における信号処理部の処理手順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】****【0013】**

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

40

**【0014】****[第1の実施形態]**

以下添付図面に従って本発明に係る実施形態を詳細に説明する。なお、本明細書での画像診断装置は、IVUS機能とOCT機能を有するものとして説明する。

**【0015】**

図1は本発明の一実施形態に係る画像診断装置100の外観構成を示す図である。

**【0016】**

50

図 1 に示すように、画像診断装置 100 は、プローブ 101 と、プルバック部 102 と、操作制御装置 103 とを備え、プルバック部 102 と操作制御装置 103 とは、コネクタ 105 を介して、信号線や光ファイバを収容したケーブル 104 により接続されている。

#### 【0017】

プローブ 101 は、直接血管内に挿入されるものであり、その長手方向に移動自在であって、且つ、回転自在なイメージングコアを収容している。このイメージングコアの先端には、パルス信号に基づく超音波を送信すると共に血管内からの反射波を受信する超音波送受信部と、伝送されてきた光（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が設けられている。画像診断装置 100 では、

10

#### 【0018】

プルバック部 102 は、プローブ 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 101 に内挿されたカテーテル内のイメージングコアの血管内の軸方向の動作及び回転方向の動作を規定している。また、プルバック部 102 は、イメージングコア内の超音波送受信部及び光送受信部と、操作制御装置 103 と間の信号の中継装置として機能する。すなわち、プルバック部 102 は、操作制御装置 103 からの超音波駆動信号を超音波送受信部へ伝達すると共に、超音波送受信部で検出した生体組織からの反射波を示す電気信号を操作制御装置 103 に伝達する機能を有する。そして、プルバック部 102 は、操作制御装置 103 からの測定光を光送受信部へ伝達すると共に、

20

#### 【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超音波データや光干渉データを処理し、各種血管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 は本体制御部である。この本体制御部 111 は、測定により得られた超音波の反射波の信号に基づき、回転中心位置から径方向に向かうラインデータを生成する。そして、各ラインデータの補間処理を経て超音波断層画像を生成する。さらに、この本体制御部 111 は、イメージングコアからの反射光と、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、該干渉光データを高速フーリエ変換（FFT）することでラインデータを生成する。そして、補間処理を経て光断層画像を生成する。

30

#### 【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、DVD へ書き込んだりすることにより、データを外部へ出力する。また、USB 等のインタフェース（非図示）も備えており、そこから外部記憶媒体へ出力する。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各種断面画像を表示する。114 は、ポインティングデバイス（座標入力装置）としてのマウスである。

40

#### 【0022】

次に、画像診断装置 100 の機能構成について説明する。図 2 は、画像診断装置 100 のブロック構成図である。以下、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。

#### 【0023】

図中、201 は画像診断装置の全体の制御を司る信号処理部であり、マイクロプロセッサをはじめ、いくつかの回路で構成される。210 はハードディスクに代表される不揮発性の記憶装置であり、信号処理部 201 が実行する各種プログラムやデータファイルを格

50

納している。202は信号処理部201内に設けられたメモリ(RAM)である。203は波長掃引光源であり、時間軸に沿って、予め設定された範囲内で変化する波長の光を繰り返し発生する光源である。

【0024】

波長掃引光源203から出力された光は、第1のシングルモードファイバ271の一端に入射され、先端側に向けて伝送される。第1のシングルモードファイバ271は、途中の光ファイバカップラ272において第4のシングルモードファイバ275と光学的に結合されている。

【0025】

第1のシングルモードファイバ271に入射され、光ファイバカップラ272より先端側に発した光は、コネクタ105を介して、第2のシングルモードファイバ273に導かれる。この第2のシングルモードファイバ273の他端はプルバック部102内の光ロータリジョイント230に接続されている。

10

【0026】

一方、プローブ101はプルバック部102と接続するためのアダプタ101aを有する。そして、このアダプタ101aによりプローブ101をプルバック部102に接続することで、プローブ101が安定してプルバック部102に保持される。さらに、プローブ101内に回転自在に収容された第3のシングルモードファイバ274の端部が、光ロータリジョイント230に接続される。この結果、第2シングルモードファイバ273と第3シングルモードファイバ274が光学的に結合される。第3のシングルモードファイバ274の他方端(プローブ101の先頭部分側)には、光を回転軸に対してほぼ直行する方向に出射するミラーとレンズで構成される光送受信部(詳細は図5を用いて説明する)を搭載したイメージングコア250が設けられている。

20

【0027】

上記の結果、波長掃引光源203が発した光は、第1シングルモードファイバ271、第2シングルモードファイバ273、第3のシングルモードファイバ274を介して、第3のシングルモードファイバ274の端部に設けられたイメージングコア250に導かれる。イメージングコア250の光送受信部は、この光を、ファイバの軸に直行する方向に出射するとともに、その反射光を受信し、その受信した反射光が今度は逆に導かれ、操作制御装置103に返される。

30

【0028】

一方、光ファイバカップラ272に結合された第4のシングルモードファイバ275の反対の端部には、参照光の光路長を微調整する光路長調整機構220が設けられている。この光路長可変機構220は、プローブ101を交換した場合など、個々のプローブ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更手段として機能する。そのため、第4のシングルモードファイバ275に端部に位置するコリメートレンズ225が、その光軸方向である矢印226で示すように移動自在な1軸ステージ224上に設けられている。

【0029】

具体的には、1軸ステージ224はプローブ101を交換した場合に、プローブ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更手段として機能する。さらに、1軸ステージ224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。

40

【0030】

1軸ステージ224で光路長が微調整され、グレーティング221、レンズ222を介してミラー223にて反射された光は再び第4のシングルモードファイバ275に導かれ、光ファイバカップラ272にて、第2のシングルモードファイバ273側から得られた光と混合されて、干渉光としてフォトダイオード204にて受光される。

50

## 【0031】

このようにしてフォトダイオード204にて受光された干渉光は光電変換され、アンプ205により増幅された後、復調器206に入力される。この復調器206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207に入力される。

## 【0032】

A/D変換器207では、干渉光信号を例えば90MHz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90MHzとしたのは、波長掃引の繰り返し周波数を40kHzにした場合に、波長掃引の周期(25μsec)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。

10

## 【0033】

A/D変換器207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201に入力され、一旦、メモリ202に格納される。そして、信号処理部201では干渉光データをFFTにより周波数分解して深さ方向のデータ(ラインデータ)が生成される。信号処理部201は、このラインデータから、血管内の各位置での光断層画像を構築し、場合によっては、所定のフレームレートでLCDモニタ113に出力する。

## 【0034】

信号処理部201は、更に光路長調用駆動部209、通信部208と接続されている。信号処理部201は光路長調整用駆動部209を介して1軸ステージ224の位置の制御(光路長制御)を行う。

20

## 【0035】

通信部208は、いくつかの駆動回路を内蔵するとともに、信号処理部201の制御下にてプルバック部102と通信する。具体的には、プルバック部102内の光ロータリジョイントによる第3のシングルモードファイバの回転を行うためのラジアル走査モータへの駆動信号の供給、ラジアルモータの回転位置を検出するためのエンコーダ部242からの信号受信、並びに、第3のシングルモードファイバ274を所定速度で引っ張るための直線駆動部243への駆動信号の供給である。

## 【0036】

なお、信号処理部201における上記処理も、所定のプログラムがコンピュータによって実行されることで実現されるものとする。

30

## 【0037】

上記構成において、プローブ101を患者の診断対象の血管位置(冠状動脈など)に位置させると、ユーザの操作によりプローブ101の先端に向けて、ガイディングカテーテルなどを通じて光が透過するフラッシュ液を血管内に放出させる。血液の影響を除外するためである。そして、ユーザがスキャン開始の指示入力を行うと、信号処理部201は、波長掃引光源203を駆動し、ラジアル走査モータ241並びに直線駆動部243を駆動させる(以降、ラジアル走査モータ241と直線駆動部243の駆動による光の照射と受光処理をスキャンと呼ぶ)。この結果、波長掃引光源203から波長掃引光が、上記のような経路でイメージングコア250に供給される。このとき、プローブ101の先端位置にあるイメージングコア250は回転しながら、回転軸に沿って移動することになるので、イメージングコア250は、回転しながら、なおかつ、血管軸に沿って移動しながら、血管内腔面への光の出射とその反射光の受信を行うことになる。

40

## 【0038】

ここで、1枚の光断層画像の生成にかかる処理を図4を用いて簡単に説明する。同図はイメージングコア250が位置する血管の内腔面401の断面画像の再構成処理を説明するための図である。イメージングコア250が1回転(2 = 360度)する間に、複数の測定光の送信と受信を行う。1回の光の送受信により、その光を照射した方向の1ラインのデータを得ることができる。このデータをFFTすることで、回転中心位置から径方向に向かう各位置における光の反射強度(もしくは吸収量)を示すラインデータを得る

50

。従って、1回転の間に、例えば512回の光の送受信を行うことで、回転中心402から放射線状に延びる512本のラインデータを得ることができる。この512本のラインデータは、回転中心位置の近傍では密で、回転中心位置から離れるにつれて互いに疎になっていく。そこで、この各ラインの空いた空間における画素については、周知の補間処理を行なって生成していき、人間が視覚できる2次元の断面画像を生成することになる。そして、生成された2次元断面画像を血管軸に沿って互いに接続することで、3次元血管画像を得ることができる。なお、2次元の断面画像の中心位置は、イメージングコア250の回転中心位置と一致するが、血管断面の中心位置ではない点に注意されたい。また、微弱ではあるが、イメージングコア250のレンズ表面、カテーテルの表面などで光は反射するので、図示の参照符号403に示すように、回転中心軸に対して同心円がいくつか発生する。また、図示の参照符号410はガイドワイヤがその位置に存在したことを示す像である。なお、光断面画像を構築する際に、ガイドワイヤは血管組織と比較して、極端に反射光の強度が高いので、ガイドワイヤの存在するラインデータを容易に見つけることができる。

10

20

30

40

50

#### 【0039】

次に、超音波を用いた画像形成にかかる構成とその処理内容を説明する。

#### 【0040】

超音波を用いたスキャンニングは、上記の光干渉のスキャンニングと同時に行われる。すなわち、スキャンニングを行い、イメージングコア250を回転させながら、プローブ101のカテーテルシース内を移動している間、そのイメージングコア250に収容された超音波送受信部から超音波の出射とその反射波の検出を行う。このため、イメージングコア250に収容された超音波送受信部を駆動させるための駆動電気信号を生成、並びに、超音波送受信部が出力した超音波の検出信号を受信する必要がある。この駆動信号の送信と、検出した信号の受信を行うのが、超音波送受信制御部232である。この超音波送受信制御部232と、イメージングコア250とは、信号線ケーブル281、282、283を介して接続される。イメージングコア250は回転するので、ブルバック部102内に設けられたスリップリング231を介して、信号線ケーブル282と283とが電氣的に接続されることになる。なお、図示では信号線ケーブル281乃至283は一本の線で結ばれているように示しているが、実際には、複数の信号線で収容している。

#### 【0041】

超音波送受信制御部232は、信号処理部201の制御下で動作し、イメージングコア250に収容された超音波送受信部を駆動し、超音波のパルス波を発生させる。超音波送受信部は、血管組織からの反射波を電気信号に変換し、超音波送受信制御部232に供給する。超音波送受信制御部232は、受信した超音波信号をアンプ233に出力し、増幅させる。このあと、この増幅された超音波信号は、検波器234、A/D変換器235を経て、超音波データとして信号処理部201に供給され、メモリ202に一旦格納される。なお、A/D変換器235では、検波器234より出力された超音波信号を306MHzで2000ポイント分サンプリングして、1ラインのデジタルデータ(超音波データ)を生成する。なお、ここでは、306MHz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2000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。

#### 【0042】

信号処理部201は、メモリ202に格納された超音波データから、グレースケールに対応するラインデータを生成する。これ以降は、光断面画像の再構成処理と同様、各ラインデータを2次元に放射状に配列し、補間することにより、血管内の各位置での超音波断面画像を生成することになる。

#### 【0043】

次に、プローブ部101における、イメージングコア250の構造について図3に従い説明する。

## 【 0 0 4 4 】

図 3 の符号 3 a はプローブ部 1 0 1 の先端部の断面図を示している。プローブ部 1 0 1 の先端部は、光が透過するカテーテルシース 2 0 1 で構成される。図に示すように、ハウジング 2 2 3 内に配された送受信部 2 2 1 は、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 とを備え、超音波送受信部 3 1 0 及び光送受信部 3 2 0 は、それぞれ、駆動シャフト 2 2 2 の回転中心軸上（図 3 の符号 3 の一点鎖線上）において軸方向に沿って距離  $L$  だけ隔てて配置されている。光送受信部 3 2 0 は、図示のごとく、第 3 のシングルモードファイバ 2 7 4 の端部に設けられた半球形状のボールレンズで構成される。この構造により、その傾斜面により、第 3 のシングルモードファイバ 2 7 4 から入射した光を、図示矢印方向に反射し血管組織に向けて送信すると共に、血管組織からの反射光を第 3 のシングルモードファイバ 2 7 4 に向けて転送することが可能になっている。

10

## 【 0 0 4 5 】

このうち、超音波送受信部 3 1 0 はプローブ部 1 0 1 の先端側に、また、光送受信部 3 2 0 は、プローブ部 1 0 1 の基端側に配置されている。なお、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 の配置は、本発明の一実施形態であり、その限りではない。プローブ部 1 0 1 の先端側に光送受信部 3 2 0 がプローブ部 1 0 1 の基端側に、そして、超音波送受信部 3 1 0 が配置されていても良く、同位置でも良い。また、超音波送信方向および光送信方向が回転方向に成す角を  $90^\circ$  や  $180^\circ$  などの任意角度にずらして取り付けても良い。

## 【 0 0 4 6 】

また、超音波送受信部 3 1 0 及び光送受信部 3 2 0 は、駆動シャフト 2 2 2 の軸方向に対する、超音波送受信部 3 1 0 の超音波送信方向（仰角方向）、及び、光送受信部 3 2 0 の光送信方向（仰角方向）が、それぞれ、略  $90^\circ$  となるようにハウジング 2 2 3 内に取り付けられている。なお、各送信方向は、プローブ部 1 0 1 におけるカテーテルシース 2 0 1 の管腔内表面での反射を受信しないように  $90^\circ$  よりややずらして取り付けても良い。

20

## 【 0 0 4 7 】

駆動シャフト 2 2 2 の内部には、超音波送受信部 3 1 0 と接続された電気信号ケーブル 2 8 3 と、光送受信部 3 2 0 に接続された第 3 のシングルモードファイバ 2 7 4 が収容されている。電気信号ケーブル 2 8 3 は、第 3 のシングルモードファイバ 2 7 4 に対して螺旋状に巻き回されている。

30

## 【 0 0 4 8 】

図 3 の符号 3 b、3 c は、イメージングコア 2 5 0 の回転軸の方向から見た、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 の信号の出射方向に角度  $\theta$  だけずれている様を示している。

## 【 0 0 4 9 】

ここで、スキャン時におけるイメージングコアの回転速度  $\omega = 9600 \text{ rpm} = 160$  回転/秒、同イメージングコアの移動速度を  $10 \text{ mm/秒}$  とする。また、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 との回転軸方向における距離は  $L + \Delta L$  で表す。ここで誤差  $\Delta L$  は製造段階のばらつきを示すが、ここでは簡単のため、 $\Delta L = 0$  とし、 $L = 2 \text{ mm}$  とする。

40

$L$  が非ゼロの場合については、別途説明する。また、図 3 の 3 b、3 c に示す超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 の出射のずれ角  $\theta$  は未知とする。

## 【 0 0 5 0 】

図 5 は、超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 の血管軸に沿った移動距離と出射角の移動軌跡の関係を示している。以下、同図について考察する。

## 【 0 0 5 1 】

図 5 において、水平軸（ $x$  軸）は移動距離を示し、垂直軸（ $y$  軸）は回転角を示している。回転角であるが故に、 $2\pi$ （ $360^\circ$ ）に到達すると、角度 0 に戻る。原点は、スキャン開始時における超音波送受信部 3 1 0 の位置を示し、その際の超音波送受信部 3 1 0 の出射方向を角度 0 と見なしている。また、このスキャン開始時のタイミングにおける光

50

送受信部 320 の位置と出射角は図示の点 A で示される。イメージングコア 250 が 1 回転する際に移動する距離（図示の「ピッチ」）は、 $10 / 160 = 0.0625$  mm である。よって、スキャン開始時における光送受信部 320 が位置していた点 A の血管内の x 座標位置 Q0 にまで、超音波送受信部 310 が移動するためには、32 回転（ $= 2 / 0.0625$ ）しなければならない。言い換えれば、このスキャン開始してからイメージングコア 250 が 32 回転した以降（L だけ移動した後）であれば、血管内の同じ位置に対して、超音波送受信部 310 と光送受信部 320 それぞれのデータが存在することとなり、血管の同一位置における超音波断層画像、光断層画像の両方を生成することが可能となる。

【0052】

断面画像は、イメージングコアが 1 回転することで得られるラインデータ（実施形態では 512 本のラインデータ）に基づき生成されるものである。

10

【0053】

そこで、位置 Q0 に到達した際の超音波送受信部 310 の軌跡上を点 P1 とし、且つ、その点 P1 から 1 回転（2）した位置を図示のように点 P2 と定義したとき、点 P1 と P2 間の 512 本の超音波のラインデータを用いれば、その間の超音波断層画像を生成できる。そして、点 A から 1 回転した位置の点を点 P3 と定義したとき、点 A と P3 間の 512 本の光干渉に基づくラインデータを用いれば、超音波断層画像とほぼ同じ位置の光断層画像を生成できることになる。

【0054】

しかしながら断面画像を生成する際の最初のラインデータとなる点 P1、点 A は異なる角度であり、且つ、点 A が位置する角度はそもそも未知であることに注意されたい（厳密には L も未知である）。従って、点 P1 - P2 間の超音波のラインデータから、点 P1 を起点とする超音波断層画像、点 A - 点 P3 間の光干渉のラインデータから点 A を起点とする光断層画像を生成することは可能であっても、画像形成する際の起点となる点 P1、A の間には角度のずれがあるので、2 つの画像の向きがたまたま一致することはあっても、ほとんどの場合には不一致となる。医師にとっては、2 つの画像が同じ方向に向いているものとして診断したいのは明らかであるので、係る向きの不一致は改善したい。

20

【0055】

係る点を解決するためには、超音波断層画像と光断層画像を一旦作成し、その後で少なくとも一方の画像を回転させ、互いの画像間の誤差が一番小さくなった角度を求めることである。しかしながら、例えば、光断層画像のみを回転させる場合を考えると、その処理は、図 5 における光送受信部の移動軌跡を超音波送受信部の移動軌跡に重なるまで左側へずらし、点 A の角度から点 P1 の角度までの軌跡を切り取り、点 P3 以降へ貼りつける処理になる。つまり、点 P2 における超音波画像に対応する光干渉画像が、点 P2 に最も近い光送受信部の移動軌跡上の点 P2 と同じ角度の点にはならず、それより 1 回転前の光送受信部の移動軌跡上の点 P2 と同じ角度の点になってしまう。

30

【0056】

そこで、本発明は、最も近い軸方向位置で、同じ向きの超音波断層画像及び光断層画像を生成するため、超音波断層画像と光断層画像を一旦作成してから両画像の角度を合わせ込むのではなく、補間処理で断層画像を生成する前のラインデータの段階で角度の合わせ込みを行う。

40

【0057】

断層画像を一旦生成してから角度調整を行う場合、超音波と光のそれぞれのラインデータとしては、図 5 で図示するところの移動距離がほぼ同じ位置のものが選択される。しかし、本発明では、ラインデータは角度がほぼ同じ位置でかつ移動距離が近いものから順に選択される。つまり、点 P1 右側にある光送受信部の移動軌跡上の点から、点 P2 の右側にある光送受信部の移動軌跡上にある点までを 1 フレームとして選択するため、一旦断層画像を作成してから角度を合わせ込む場合のように、一部、1 回転前のデータを用いることがなくなり、より近い 2 つの断層画像を作成することが可能となる。

【0058】

50

また、超音波断層画像と光干渉断層画像の各ラインデータのうち同じ特徴をもつラインもしくはライン群を同定する方法として、血管の形態を捉える方法が挙げられる。例えば、血管の内腔の形状、分岐、病変部等の特徴から超音波断層画像と光干渉断層画像の各ラインデータのうち同じ特徴をもつラインもしくはライン群を同定することが可能である。

【0059】

さらに、他の方法として、人為的に血管内に挿入された物によって超音波断層画像と光干渉断層画像の各ラインデータのうち同じ特徴をもつラインもしくはライン群を同定することが挙げられる。例えば、ステント等の留置物の他にも、ガイドワイヤ、カテーテルシースに具備されたマーカ等の特徴から超音波断層画像と光干渉断層画像の各ラインデータのうち同じ特徴をもつラインもしくはライン群を同定することが可能である。

10

【0060】

そこで、スキャン時にはガイドワイヤが血管内に位置している状態で行うことに鑑み、ガイドワイヤを指標にして処理をする。以下、係る原理を説明する。なお、ガイドワイヤは金属製であるので、超音波、光干渉とも、出射した信号に対する反射強度は血管組織と比べて極端に大きくなることが知られている。それ故、ガイドワイヤが存在するラインデータは容易に特定できる。

【0061】

図6は、スキャンによって、メモリ202に蓄積されていく超音波ラインデータ600と、光干渉ラインデータ650の格納状態を示している。ラインデータの格納順は図示の上から下に向かう順である。最初のラインを0本目としてn本目の超音波ラインデータを $L_i(n)$ 、光干渉ラインデータを $L_o(n)$ として表している。

20

【0062】

図5の原点における超音波ラインデータが $L_i(0)$ に対応し、点Aにおける光干渉ラインデータが $L_o(0)$ に対応する。

【0063】

また、図5の超音波ラインデータの点P1に対応するラインデータは、先頭から16384本目(=32×512)であるので、点P1の対応するラインデータ610は $L_i(16383)$ となる。

【0064】

本実施形態では、超音波ラインデータ $L_i(16383)$ を起点とし、図示の下方方向(回転が進む方向)に検索していった、ガイドワイヤの存在を示すラインデータ611を検索する。そのラインデータを $L_i(k)$ と表す。このラインデータ611は図5における点Pivus\_sに対応する。

30

【0065】

また、光干渉ラインデータ $L_o(0)$ を起点とし、図示の下方方向(回転が進む方向)に検索していった、ガイドワイヤの存在を示すラインデータ651を検索する。そのラインデータを $L_o(j)$ と表す。このラインデータ651は図5における点Poct\_sに対応する。

【0066】

本発明では、このラインデータ611とラインデータ651が互いに対応するラインデータと見なす。

40

【0067】

すなわち、ラインデータ611は所定角度方向(たとえば0時方向)のラインデータと見なし、そこから512本のラインデータを用いて超音波断層画像を再構成する。また、ラインデータ651がラインデータ611と同じ方向にあるラインデータとみなし、ラインデータ651から512本のラインデータを用いて再構成した光断層画像を生成する。そして生成された超音波断層画像と光断層画像が、血管軸に対してほぼ同じ位置で、且つ同じ向きとなっている。

【0068】

図5からわかるように、ずれdが1ピッチの半分である0.03125mmより小さくなるように各移動軌跡を対応付けるため、点Pivus\_sと点Poct\_sの間の角度差は実質的に

50

ゼロであるので、2つの超音波断層画像と光断層画像が共に同じ方向になっていると見なせるのは明らかである。

【0069】

ここまでの説明から明らかなように、超音波ラインデータ611： $L_i(k)$ のインデックス $k$ 、光干渉ラインデータ651： $L_o(j)$ のインデックス $j$ が一旦決まり、それらの差をオフセット数 $N$ とすると

$$N = k - j$$

であり、任意の光干渉ラインデータ $L_o(n)$ に対応する、超音波ラインデータは $L_{ivus}(n + N)$ となる。

【0070】

上記は、超音波送受信部310と光送受信部320との回転軸方向における距離 $L$ に誤差 $L$ が含まれない例であったが、ずれ $d$ が1ピッチの半分より小さくなるように各移動軌跡を対応付けるため、 $L$ が存在したとしても、同様の処理となる。

【0071】

図7は、スキャニング処理が完了した後のLCDディスプレイ113に表示されるウィンドウ700を示している。このウィンドウ700は、大きく分けて表示領域710、720、730に大別される。

【0072】

表示領域710は、血管の軸に直交する面の光断層画像（図示の「OCT断面画像」として示されている）を表示するための表示領域711、並びに、やはり血管の軸に直交する面の超音波断層画像（図示では「IVUS断面画像」として示されている）を表示するための表示領域712を含む。

【0073】

両者を重ね合わせたような画像を表示する領域がさらにもよく、単独で表示させるようになっていてもよい。

【0074】

表示領域720は、スキャニングした際の血管軸に沿った縦方向断面画像721を表示する。この縦断面画像721は、垂直方向の1ライン分の画像は、メモリ202に蓄積された例えば光干渉ラインデータ650における例えば $s$ フレーム目 $n$ 本目のラインデータ $L_o(n + 512 * s)$ と、ちょうど反対側のラインデータ $L_o(n + 512 * s + 256)$ とを接続し、複数フレーム分作成することで生成できる。

【0075】

縦断面画像721は超音波ラインデータから作成してもよく、また、オフセット数 $N$ を考慮して超音波ラインデータと光干渉ラインデータの両データから作成してもよい。

【0076】

マーカ722は、ユーザ（医師）がマウス114の操作でその位置を水平方向に移動可能としている。先に示した表示領域710には、マーカ722が示す位置の超音波断層画像、光干渉断層画像等が表示されることになる。

【0077】

表示領域730は、各種処理を指示するためのボタンが配置されている。スキャンして得られたラインデータを保存するため、或いは過去に保存したデータを読み出すためのファイルボタン731や、画像処理のエッジ強調の度合を指定するためのボタン732等が配置される。

【0078】

表示領域730に表示される各種ボタンは、本願の本質ではないためその説明は省略し、以下では、マーカ722の移動が指示された場合の信号処理部201の処理について説明する。

【0079】

マーカ722は水平方向で移動可能であるので、その水平方向の位置を $M_x$ として示す。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 0 】

信号処理部 2 0 1 は、マーカ 7 2 2 の移動後の位置  $M_x$  から該当する光干渉ラインデータ  $L_o(m)$  を求める。ここで  $m$  は 5 1 2 の整数倍であり、位置  $M_x$  に対応するフレーム番号から 1 を差し引いた値である。そして、信号処理部 2 0 1 は光干渉ラインデータ  $L_o(m) \sim L_o(m + 5 1 1)$  の 5 1 2 本のラインデータを用い、且つラインデータ  $L_o(m)$  が所定方向（実施形態では 0 時方向）として光干渉断層画像を生成する。また、この時点で、光干渉のラインデータに対する超音波のラインデータのオフセット数  $N$ （図 6 参照）は先に説明した処理で判明している。従って、信号処理部 2 0 1 は、超音波のラインデータ  $L_i(m + N) \sim L_i(m + N + 5 1 1)$  を用い、且つラインデータ  $L_i(m + N)$  が所定方向（実施形態では 0 時方向）として超音波断層画像を生成する。そして、信号処理部 2 0 1 は、生成した超音波断層画像及び光断層画像を、表示領域 7 1 0 に表示する。この結果、ユーザがマーカ 7 2 2 をどのような位置に移動させたとしても、超音波断層画像及び光断層画像は、そのマーカ 7 2 2 の位置と実質的に同じ位置であって、しかも、互いに同じ向きで、一定方向に向かう像として表示できることとなる。

10

## 【 0 0 8 1 】

最後に実施形態における信号処理部 2 0 1 の処理手順を図 8 のフローチャートに従って説明する。同図に係るプログラムは、ハードディスク 2 1 0 に格納されているものであり、メモリ 2 0 2 にロードし、信号処理部 2 0 1 が実行するものである。

## 【 0 0 8 2 】

プローブ 1 0 1 の先端を患者の目標とする血管の位置まで挿入し、ユーザからのスキヤニングの指示の入力があると、信号処理部 2 0 1 はプルバック部 1 0 2 を制御し、スキヤニングを行う（ステップ S 7 0 1）。この結果、A/D変換器 2 0 7、2 3 5 からは光干渉データ、超音波干渉データが得られる。信号処理部 2 0 1 は、それらを適宜処理してラインデータへ変換し、メモリ 2 0 2 に蓄積していく（ステップ S 7 0 2）。一連のスキヤニングが終了すると、信号処理部 2 0 1 は、イメージングコア 2 5 0 における超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 との距離  $L$  と、スキヤニングで採用したイメージングコア 2 5 0 の移動速度から、超音波送受信部 3 1 0 が、スキヤニング開始時における光送受信部と同じ位置に到達したと見なせる点  $P_1$  が何ライン目であるか、すなわち、超音波送受信部および光送受信部の設計上の配置関係による第 1 のオフセット数  $N_1$  を算出する（ステップ S 7 0 3）。

20

30

## 【 0 0 8 3 】

超音波送受信部 3 1 0 と光送受信部 3 2 0 との距離を  $L$ 、イメージングコア 2 5 0 の回転速度を  $w$  [round/second]、イメージングコア 2 5 0 の移動速度を  $v$  [mm/second]、イメージングコア 2 5 0 の 1 回転で得られるライン数を  $K$  [line/round] としたとき、第 1 のオフセット数  $N_1$  は、

$$\{ L / ( v / w ) \} \times K$$

として算出できる。

## 【 0 0 8 4 】

そして、信号処理部 2 0 1 は、光干渉のラインデータについてはその先頭のラインデータから、超音波のラインデータについては先頭からオフセット数で示される点  $P_1$  のラインデータから回転方向へ走査し、ガイドワイヤの存在が確認されるラインデータ、すなわち図 5 上の点  $P_{oct\_s}$  および点  $P_{ivus\_s}$  を見つけ出す。また、信号処理部 2 0 1 は、点  $P_{oct\_s}$  と点  $P_{ivus\_s}$  の移動距離方向の差を算出し、その差がピッチの半分以下になる点  $P_{oct\_t}$  と点  $P_{ivus\_s}$  を検出し、その差をずれ  $d$  とする。また、ずれ  $d$  に入るラインの数を第 2 のオフセット数  $N_2$  として算出すると、第 1 のオフセット数と合わせたオフセット数  $N$  が求まる（ステップ S 7 0 5）。なお、第 2 のオフセット数  $N_2$  は、製造上のずれや回転数のずれなどから生じる。

40

## 【 0 0 8 5 】

この後、信号処理部 2 0 1 は光干渉ラインデータを用いて縦方向血管断面画像を生成する（ステップ S 7 0 6）。なお、この縦方向血管断面画像は、超音波ラインデータを用い

50

て作成しても構わないし、オフセット数  $N$  を考慮して超音波ラインデータと光干渉ラインデータの両データから作成しても構わない。また、ユーザが、いずれを採用するかを選択できるようにしても構わない。

**【0086】**

そして、マーカ 722 の初期位置を  $Mx = 0$  とし、その際の超音波断層画像、並びに光干渉断層画像を生成する（ステップ S707）。具体的には、 $Mx = 0$  に対応する光干渉ラインデータ  $L_o(m)$  乃至  $L_o(m + 511)$  から光断層画像を生成する。ここで、 $m$  は 512 の整数倍であるが、初期状態では  $Mx = 0$  であるので、 $m = 0$  となる。また、信号処理部 201 は、位置補正処理の係数であるオフセット数  $N$  を用いて超音波のラインデータ  $L_i(m + N) \sim L_i(m + N + 511)$  から超音波断層画像を生成する。いずれの断面画像でも、先頭のラインは予め設定された角度方向（実施形態では 0 時方向）にあるものとして生成される。

10

**【0087】**

情報処理部 201 は、また、図 7 に示すようなグラフィカルユーザインタフェースを LCD ディスプレイ 113 へ表示しており、ユーザから指定されるイベントを待機している。

**【0088】**

例えば、マーカ 722 の移動指示があった場合には、移動後のマーカ 722 の位置  $Mx$  に対応するフレームの光干渉ラインデータ  $L_o(m)$ （ただし  $m$  は 512 の整数倍）を求め、光干渉ラインデータ  $L_o(m)$  乃至  $L_o(m + 511)$  から光断層画像を生成する。また、信号処理部 201 は、超音波ラインデータ  $L_o(m + N)$  乃至  $L_o(m + N + 511)$  から、超音波断層画像を生成する。そして、信号処理部 201 は、生成した光断層画像、超音波断層画像を用いて表示を更新する。

20

**【0089】**

以上説明したように本実施形態によれば、超音波断層画像、光断層画像を表示する際に、それらが血管軸に対して実質的に同じ位置であり、且つ、互いに同じ向きにすることが可能になる。しかも、超音波並びに光干渉のラインデータの状態で、同じ向きで且つ血管軸に対して同じ位置と見なせるラインデータの対応付けるオフセットライン数  $N$  を決定するので、向き合わせのための断面画像の回転処理を不要とできる。従って、信号処理部 201 に係る負担は小さくなり、マーカ 722 の移動指示に対しても高速なレスポンスで画面の更新が行えることとなる。

30

**【0090】**

なお、実施形態では、イメージングコア 250 における光送受信部 320 が、超音波送受信部 310 よりプローブ部 102 に近い位置にあるものとして説明したが、この関係が逆であっても構わない。逆の場合、メモリ 202 に格納される各ラインデータの関係も逆になるものと理解されたい。

**【0091】**

また、図 7 に示したフローチャートでは GUI の表示に至るまでの処理、ユーザの指示に入力による画面更新処理をまとめて 1 つの処理プログラムとして示したが、係る点に本発明が限定されるものではない。すなわち、昨今の OS（オペレーティングシステム）はイベントドリブタイプであるので、GUI を生成し表示に至る処理と、ユーザの指示に応じた更新処理は、それぞれのイベントに従って実行を開始する独立したプロシージャとしても構わない。

40

**【0092】**

また、実施形態では示した幾つかの数値は、この発明の理解を容易にするための一例であって、本発明を限定するものではない。実施形態では、1 回転で 512 本のラインデータを取得するように示したが、例えば、超音波ラインデータを 2048 本取得するように実施してもよい。

**【0093】**

ラインの特徴を同定する際に、実施形態では各ラインデータから特徴を抽出する一例を

50

示したが、本発明はこれに限らず、一度、超音波断層画像および光断層画像を生成した上で、それら断層画像から特徴を抽出し、その特徴がラインデータのどの位置に相当するかを落とし込むことを、ラインの特徴同定としてもよい。

【0094】

実施形態では、断層画像を生成する直前にオフセット数 $N$ を用いた位置補正処理を行っているが、本発明はこれに限らず、第1のオフセット数 $N_1$ を用いて、各ラインデータのインデックスを振り直す、つまりデータを格納する場所をずらすことによる補正を最初の位置補正処理とし、第2のオフセット数 $N_2$ を用いて実施形態同様の位置補正処理を行ってもよい。

【0095】

また、本発明では、径方向のスケール補正を行ってもよく、例えば、超音波ラインデータでは音速、光ラインデータでは屈折率の違いを考慮して補正を行う。それはまた、目的に応じてどの処理ステップに導入してもよい。例えば、スキャン方向で変化する径方向の特徴を同定する場合、特徴同定の前に行うのが好適であり、特に径方向の特徴を同定しない場合は、どの処理ステップに導入してもよく、例えば断層画像を作成する直前に行ってもよい。

【0096】

特徴の同定がなされた後で径方向の補正を行う場合、超音波ラインデータと光干渉ラインデータの対応付けが既になされているため、相対的に同じ径方向スケールになるように合わせ込みができる。実際の測定対象物のスケールと一致させることも重要であるが、2種類

10

20

【0097】

種類の断層画像のスケールを相対的に合わせ込むことにも、同様に価値がある。実施形態でカテーテルシースやフラッシュ液は光が透過しやすいものとしたが、超音波も透過しやすく、音響インピーダンスおよび屈折率が周囲と大きく異なる物性のものがより好ましい。

【0098】

また、上記実施形態からもわかるように、実施形態における処理の大部分は、マイクロプロセッサで構成される信号処理部201によるものである。従って、マイクロプロセッサはプログラムを実行することで、その機能を実現するわけであるから、当然、そのプログラムも本願発明の範疇になる。また、通常プログラムは、CD-ROMやDVD-ROM等のコンピュータ可読記憶媒体に格納されており、そのコンピュータが有する読み取り装置(CD-ROMドライブ等)にセットし、システムにコピーもしくはインストールすることで実行可能になるわけであるから、係るコンピュータ可読記憶媒体も本願発明の範疇に入ること明らかである。

30

【0099】

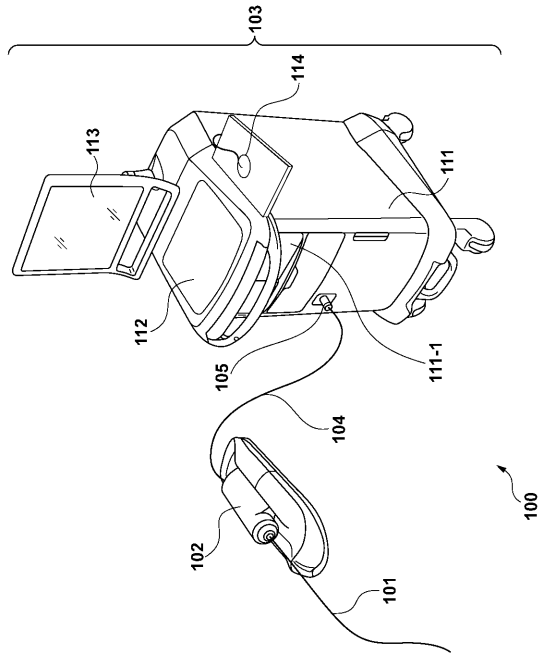
本発明は上記実施の形態に制限されるものではなく、本発明の精神及び範囲から離脱することなく、様々な変更及び変形が可能である。従って、本発明の範囲を公にするために、以下の請求項を添付する。

【0100】

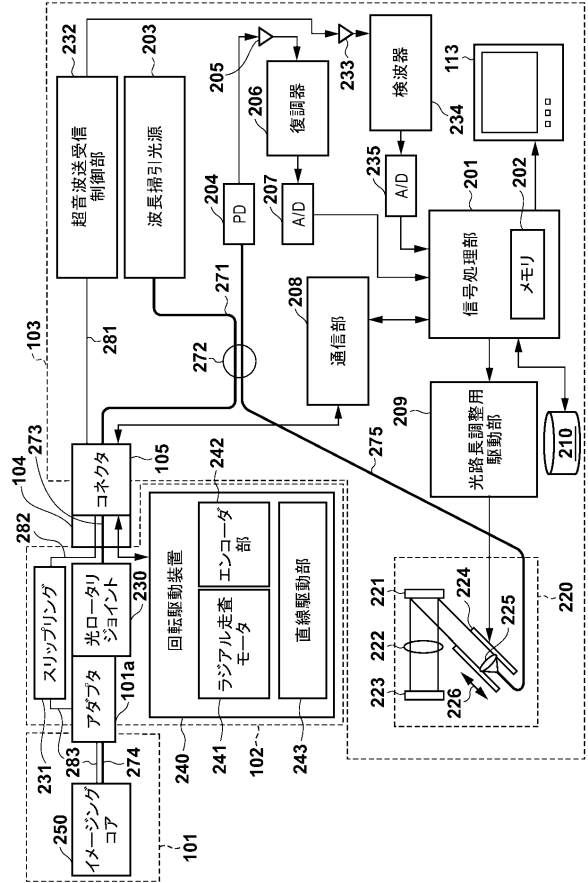
本願は、2015年3月24日提出の日本国特許出願特願2015-061608号を基礎として優先権を主張するものであり、その記載内容の全てを、ここに援用する。

40

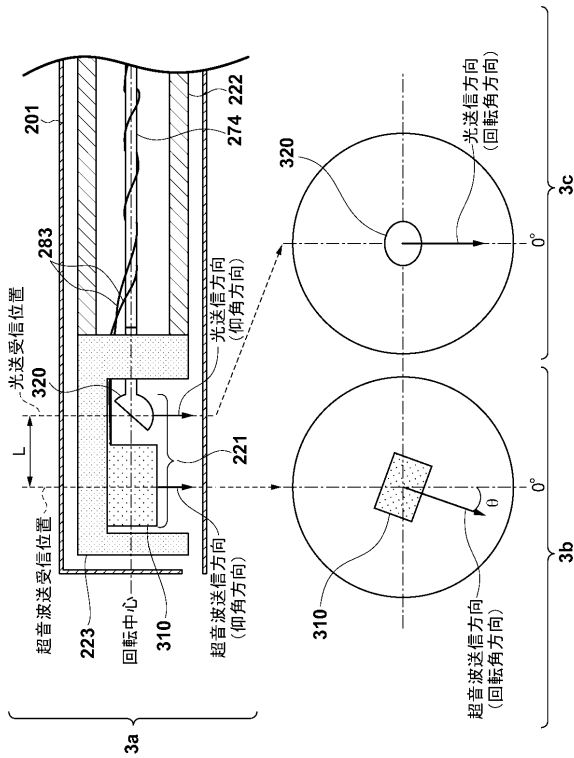
【図1】



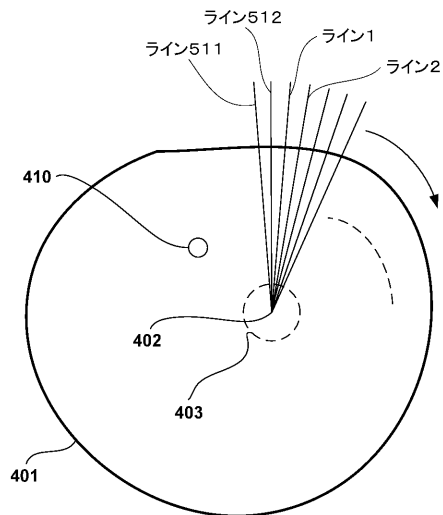
【図2】



【図3】



【図4】





## 【手続補正書】

【提出日】平成29年9月22日(2017.9.22)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

超音波送受信部及び光送受信部を有するイメージングコアを収容したプローブを用い、前記イメージングコアを回転させながら前記プローブの軸方向に沿って移動させるスキャニング処理を実行して、前記イメージングコアが移動した被検体内の超音波断層画像および光断層画像を生成する画像診断装置の作動方法であって、

前記スキャニング処理を実行することで得た信号に基づいて、回転中心から径方向に向かう超音波ラインデータを取得する工程と、

前記スキャニング処理を実行することで得た信号に基づいて、回転中心から径方向に向かう光干渉ラインデータを取得する工程と、

前記超音波断層画像と前記光断層画像の各ラインデータのうち同じ特徴をもつラインもしくはライン群を同定する工程と、

前記同定したラインもしくはライン群を基準にして、前記超音波断層画像と前記光断層画像の各ラインデータから各断層画像を構成する少なくとも1フレーム分のライン束の区切り位置を決定する工程と、

前記決定されたライン束から断層画像を生成する工程と、

を有する、画像診断装置の作動方法。

## 【請求項2】

前記特徴は人為的に血管内に挿入された物である請求項1に記載の画像診断装置の作動方法。

## 【請求項3】

前記特徴は血管の形態である請求項1に記載の画像診断装置の作動方法。

## 【請求項4】

前記同定する工程は

前記超音波断層画像と前記光断層画像の各ラインデータから断層画像を生成する工程をさらに有し、そこから得られる断層画像を用いて同定を行うことを特徴とする請求項1から3のいずれか1項に記載の画像診断装置の作動方法。

## 【請求項5】

コンピュータが読み込み実行することで、前記コンピュータを、請求項1乃至4のいずれか1項に記載の画像診断装置の作動方法の各工程として機能させるためのプログラム。

## 【請求項6】

請求項5に記載のプログラムを格納したコンピュータが読み取り可能な記憶媒体。

## 【請求項7】

超音波送受信部及び光送受信部を有するイメージングコアを収容したプローブを用い、前記イメージングコアを回転させながら前記プローブの軸方向に沿って移動させるスキャニング処理を実行して、前記イメージングコアが移動した被検体内の超音波断層画像および光断層画像を生成する画像診断装置であって、

前記スキャニング処理を実行することで得た信号に基づいて、回転中心から径方向に向かう超音波ラインデータを取得する超音波ラインデータ取得手段と、

前記スキャニング処理を実行することで得た信号に基づいて、回転中心から径方向に向かう光干渉ラインデータを取得する光干渉ラインデータ取得手段と、

前記超音波断層画像と前記光断層画像の各ラインデータのうち同じ特徴をもつラインもしくはライン群を同定する同定手段と、

前記同定したラインもしくはライン群を基準にして、前記超音波断層画像と前記光断層画像の各ラインデータから各断層画像を構成する少なくとも1フレーム分のライン束の区切り位置を決定する決定手段と、

前記決定されたライン束から断層画像を生成する生成手段と、  
を有する、画像診断装置。

【請求項8】

前記特徴は人為的に血管内に挿入された物であることを特徴とする請求項7に記載の画像診断装置。

【請求項9】

前記特徴は血管の形態であることを特徴とする請求項7に記載の画像診断装置。

【請求項10】

前記同定手段は

前記超音波断層画像と前記光断層画像の各ラインデータから断層画像を生成する手段をさらに有し、そこから得られる断層画像を用いて同定を行うことを特徴とする請求項7乃至9のいずれか1項に記載の画像診断装置。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0001

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0001】

本発明は画像診断装置及びその作動方法、プログラム及びコンピュータ可読記憶媒体に関するものである。

【手続補正4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

上記課題を解決するため、例えば本発明の画像診断装置の作動方法は以下の構成を有する。すなわち、超音波送受信部及び光送受信部を有するイメージングコアを収容したプローブを用い、前記イメージングコアを回転させながら前記プローブの軸方向に沿って移動させるスキャン処理を実行して、前記イメージングコアが移動した被検体内の超音波断層画像および光断層画像を生成する画像診断装置の制御方法であって、前記スキャン処理を実行することで得た信号に基づいて、回転中心から径方向に向かう超音波ラインデータを取得する工程と、前記スキャン処理を実行することで得た信号に基づいて、回転中心から径方向に向かう光干渉ラインデータを取得する工程と、前記超音波断層画像と前記光断層画像の各ラインデータのうち同じ特徴をもつラインもしくはライン群を同定する工程と、前記同定したラインを基準にして、前記超音波断層画像と前記光断層画像の各ラインデータから各断層画像を構成する少なくとも1フレーム分のライン束の区切り位置を決定する工程と、前記決定されたライン束から断層画像を生成する工程とを有する。

## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2016/057989
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B8/12(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> 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 1996-2016 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2016 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2016  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2013/145635 A1 (Terumo Corp.), 03 October 2013 (03.10.2013), paragraphs [0015] to [0117]; fig. 1, 3 to 9 & US 2015/0051485 A1 paragraphs [0024] to [0128]; fig. 1, 3 to 9 & EP 2832303 A1	1-10
A	WO 2014/049644 A1 (Terumo Corp.), 03 April 2014 (03.04.2014), paragraphs [0015] to [0169]; fig. 1, 3 to 20 & US 2015/0196285 A1 paragraphs [0045] to [0208]; fig. 1, 3 to 20	1-10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 27 April 2016 (27.04.16)		Date of mailing of the international search report 17 May 2016 (17.05.16)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer  Telephone No.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2016/057989

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 2014-180575 A (LightLab Imaging, Inc.), 29 September 2014 (29.09.2014), entire text; all drawings & US 2014/0276020 A1 entire text; all drawings & EP 2777486 A2	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 6 / 0 5 7 9 8 9	
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, A61B1/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. 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 1971-2016年 日本国実用新案登録公報 1996-2016年 日本国登録実用新案公報 1994-2016年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	WO 2013/145635 A1 (テルモ株式会社) 2013.10.03, 段落 [0015]-[0117], 第1,3-9 図 & US 2015/0051485 A1 段落 [0024]-[0128], 第1,3-9 図 & EP 2832303 A1	1-10	
A	WO 2014/049644 A1 (テルモ株式会社) 2014.04.03, 段落 [0015]-[0169], 第1,3-20 図 & US 2015/0196285 A1 段落 [0045]-[0208], 第1,3-20 図	1-10	
A	JP 2014-180575 A (ライトラボ・イメージング・インコーポレーテ ッド) 2014.09.29, 全文, 全図 & US 2014/0276020 A1 全文, 全図 & EP 2777486 A2	1-10	
☐ 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、一般的な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 27.04.2016		国際調査報告の発送日 17.05.2016	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 宮川 哲伸	2U 9208
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

## フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(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), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(72)発明者 坂本 真透

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

Fターム(参考) 4C161 AA22 BB08 HH51 LL08 NN01

4C601 BB03 BB09 BB24 DD14 EE30 FE04 JC16 JC21 KK25 LL12

## 【要約の続き】

音波断面画像を生成する。

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	图像诊断设备及其操作方法		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2016152624A1</a>	公开(公告)日	2018-01-18
申请号	JP2017508244	申请日	2016-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
申请(专利权)人(译)	泰尔茂株式会社		
[标]发明人	坂本真透		
发明人	坂本 真透		
IPC分类号	A61B8/14 A61B1/00		
CPC分类号	A61B5/0084 A61B5/066 A61B5/6851 A61B5/6852 A61B8/461 A61B8/5261 A61B1/00 A61B8/12 A61B5/6862 A61B5/742 A61B8/13 A61B8/4405		
FI分类号	A61B8/14 A61B1/00.526		
F-TERM分类号	4C161/AA22 4C161/BB08 4C161/HH51 4C161/LL08 4C161/NN01 4C601/BB03 4C601/BB09 4C601/BB24 4C601/DD14 4C601/EE30 4C601/FE04 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/KK25 4C601/LL12		
代理人(译)	大冢康弘 下山 治 永川 行光		
优先权	2015061608 2015-03-24 JP		
其他公开文献	JP6637029B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

工业上的可利用性根据本发明，可以高效且高精度地在同一位置，同一方向上生成超声断层图像和光学相干断层图像。因此，图像诊断装置基于通过执行扫描处理而获得的信号，在存储器中累积从旋转中心沿径向延伸的超声波线数据和光学干涉线数据。然后，根据超声波发射/接收单元与光学发射/接收单元之间的距离以及成像核心在扫描过程中的旋转和移动速度，将对应于光学干涉线数据的相对超声线数据存储于存储器中。计算指示物理偏移的临时偏移线的数量。然后，基于临时偏移线号，确定光学干涉线数据和超声线数据中的每一个的搜索开始位置，从搜索开始位置开始搜索，并且搜索具有预设特性的每条线数据。要做。计算出与所获取的光干涉线数据相对应的超声波线数据的相对偏移，作为真实的偏移线数。此后，超声线数据相对于光学干涉线数据相对偏移真实偏移线的数量，并被读取以生成光学干涉截面图像和超声截面图像。

