

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-137717

(P2011-137717A)

(43) 公開日 平成23年7月14日(2011.7.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO 1 N 21/17 (2006.01)	GO 1 N 21/17 6 3 0	2 G 0 5 9
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	GO 1 N 21/17 6 2 5	4 C 0 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2009-297876 (P2009-297876)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成21年12月28日 (2009.12.28)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100083116
			弁理士 松浦 憲三
		(72) 発明者	山北 博士
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	2G059 AA05 BB12 EE02 EE09 EE11
			EE17 FF02 GG01 GG09 JJ11
			JJ17 JJ22 KK01 LL01 MM01
			4C061 BB04 BB08 CC04 NN01 QQ07
			RR23 SS21
			4C161 BB04 BB08 CC04 NN01 QQ07
			RR23 SS21

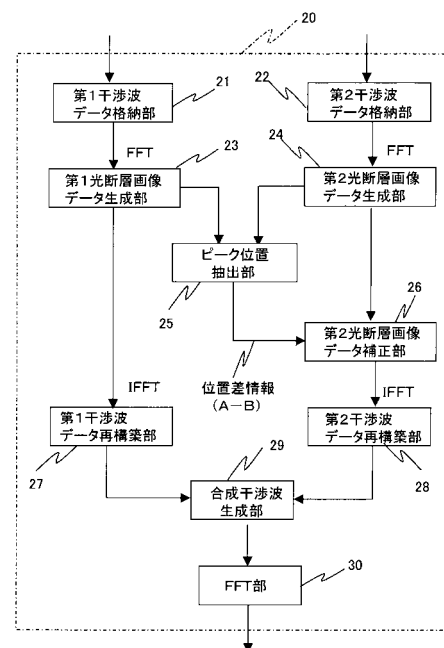
(54) 【発明の名称】 光断層画像化装置、その干渉信号処理方法及び内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】高精度な参照面の位置あわせが不要であり、複数の光源から得られる干渉信号を用いて分解能の低下がない高精細OCT画像を得る。

【解決手段】光断層画像化装置の演算部20は、第1干渉波データ格納部21、第2干渉波データ格納部22、第1光断層画像データ生成部23、第2光断層画像データ生成部24、ピーク情報検出手段及び差分算出手段としてのピーク位置抽出部25、干渉情報補正手段としての第2光断層画像データ補正部26、第1干渉波データ再構築部27、第2干渉波データ再構築部28、合成干渉光信号生成手段としての合成干渉波生成部29及光断層画像情報生成手段としてのFFT部30を備えて構成される。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

互いに波長帯域が異なり、それぞれ所定の前記波長帯域内で波長を掃引して複数の光束を射出する光源ユニットと、

前記光源ユニットから射出された前記複数の各光束をそれぞれ測定光と参照光とに分割する光分割手段と、

前記光分割手段により分割された複数の前記測定光を測定対象に照射する測定光照射手段と、

前記測定光照射手段での前記測定光の射出点から出射方向の所定基準位置に設けられた、前記測定光を所定光量反射させる基準反射手段と、

前記測定光が測定対象に照射されたときの前記測定対象からの測定反射光及び前記基準反射手段からの基準反射光と、前記参照光とのそれぞれの干渉光信号を前記光束毎に検出する複数の干渉光検出手段と、

を備えたことを特徴とする光断層画像化装置。

【請求項 2】

前記干渉光検出手段にて検出された前記光束毎の前記基準反射光と前記参照光との前記干渉光信号のピーク情報を検出するピーク情報検出手段と、

前記光束毎のピーク情報の差分を算出する差分算出手段と、

第 1 の波長帯域の前記光束で得られる前記干渉光信号の前記ピーク情報を基準として、前記第 1 の波長帯域とは異なる複数の前記波長帯域の前記光束で得られる前記干渉光信号の前記ピーク情報を前記差分に基づき補正した補正干渉光信号を生成する干渉情報補正手段と、

をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 に記載の光断層画像化装置。

【請求項 3】

前記ピーク情報検出手段は、前記測定光の前記射出点を原点とし、前記干渉光信号より生成される光断層画像データが所定閾値を越えた前記原点に最も近い光断層画像データ位置を前記ピーク情報として検出する

ことを特徴とする請求項 2 に記載の光断層画像化装置。

【請求項 4】

前記第 1 の波長帯域の前記干渉光信号及び前記補正干渉光信号を合成した合成干渉光信号を生成する合成干渉光信号生成手段と、

前記補正合成信号より前記測定対象の光断層像情報を生成する光断層像情報生成手段と、

をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 つに記載の光断層画像化装置。

【請求項 5】

前記複数の光束の波長掃引周期は、同期されていることを特徴とした請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 つに記載の光断層画像化装置。

【請求項 6】

互いに波長帯域が異なり、それぞれ所定の前記波長帯域内で波長を掃引して射出される複数の各光束をそれぞれ測定光と参照光とに分割する光分割ステップと、

前記光分割ステップにより分割された複数の前記測定光を測定対象に照射する測定光照射ステップと、

前記測定光の射出点から出射方向の所定基準位置にて、前記測定光を所定光量反射させる基準反射ステップと、

前記測定光が測定対象に照射されたときの前記測定対象からの測定反射光及び前記基準反射手段からの基準反射光と、前記参照光とのそれぞれの干渉光信号を前記光束毎に検出する複数の干渉光検出ステップと、

前記干渉光検出ステップにて検出された前記光束毎の前記基準反射光と前記参照光との前記干渉光信号のピーク情報を抽出するピーク情報抽出ステップと、

10

20

30

40

50

前記光束毎のピーク情報の差分を算出する差分算出ステップと、

第1の波長帯域の前記光束で得られる前記干渉光信号の前記ピーク情報を基準として、前記第1の波長帯域とは異なる複数の前記波長帯域の前記光束で得られる前記干渉光信号の前記ピーク情報を前記差分に基づき補正した補正干渉光信号を生成する干渉情報補正ステップと、

を備えたことを特徴とする光断層画像化装置の干渉信号処理方法。

【請求項7】

請求項1ないし5のいずれか1つに記載の光断層画像化装置と、前記測定光を体腔内に導光するための光プローブを挿通する鉗子チャンネルを有する内視鏡と、を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は光断層画像化装置、その干渉信号処理方法及び内視鏡装置に係り、特にOCT (Optical Coherence Tomography) 計測により光断層画像を生成する光断層画像化装置、その干渉信号処理方法及び内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体組織の光断層画像を取得する際に、OCT計測を利用した光断層画像取得装置を用いることが提案されている。たとえば眼底や前眼部、皮膚の断層画像を取得する場合の他に、OCTプローブ(光プローブ)を用いる動脈血管壁の観察、内視鏡の鉗子チャンネルからOCTプローブを挿入する消化器管の観察など、様々な部位に応用されている。この光断層画像取得装置では、光源から射出された低コヒーレント光を測定光と参照光とに分割した後、該測定光が測定対象に照射されたときの測定対象からの反射光、もしくは後方散乱光と参照光とを合波し、該反射光と参照光との干渉光の強度に基づいて光断層画像を取得する。以下、測定対象からの反射光、後方散乱光をまとめて反射光と標記する。

20

【0003】

上記のOCT計測には、大きくわけてTD-OCT (Time domain OCT) 計測とFD-OCT (Fourier Domain OCT) 計測の2種類がある。TD-OCT (Time domain OCT) 計測は、参照光の光路長を変更しながら干渉光強度を測定することにより、測定対象の深さ方向の位置(以下、深さ位置という)に対応した反射光強度分布を取得する方法である。

30

【0004】

一方、FD-OCT計測は、参照光の光路長は変えることなく、光のスペクトル成分毎に干渉光強度を測定し、ここで得られたスペクトル干渉強度信号を計算機にてフーリエ変換に代表される周波数解析を行うことで、深さ位置に対応した反射光強度分布を取得する方法である。TD-OCTに存在する機械的な走査が不要となることで、高速な測定が可能となる手法として、近年注目されている。FD-OCT計測を行う装置構成で代表的なものとしては、SD-OCT (Spectral Domain OCT) 装置とSS-OCT (Swept source OCT) の2種類が挙げられる。

40

【0005】

OCT計測技術は、特に細胞レベルでの測定による病変部位の特定を非侵襲で行う光バイオプシ(生検)への期待は高い。しかし、現状のOCTの分解能は約 $10\mu\text{m}$ であり、 $10\sim 20\mu\text{m}$ 大の細胞レベルの観察には不十分であり、さらなる高分解能化が望まれている。

【0006】

OCTの軸分解能 Δz は、以下の式(1)により使用する光源のスペクトル幅と中心波長により決定される。

【0007】

50

$$\Delta z = (2 \cdot \ln 2 / \pi) \cdot (\lambda^2 / \Delta \lambda) \quad \dots \dots (1)$$

$\Delta \lambda$: スペクトル幅、 λ : 中心波長

OC Tの分解能を上げるために光源のスペクトル幅を広げることが必要であり、Ti:sapphire光源などの研究開発が進められている。しかしながら、現時点ではこれらの広帯域光源は高価であり、量産性も有していないという欠点がある。

【0008】

この問題を解決するために、近年、複数の波長帯域を有するSLDを用いて、擬似的に広帯域光源を作り出すことによる高分解能化が検討されている。この擬似的な広帯域化での課題は、生体に一般的に用いられる中心波長1.0 μm および1.3 μm のSLD光源では全スペクトル帯域をカバーできないため、スペクトル帯域が分離してしまうことにある。スペクトル帯の分離は干渉信号を不連続に分断することとなり、OC T画像にアーティファクトを生成する原因となってしまう。特に、TD方式においては取得信号がOC T画像そのものとなってしまうため、これらのアーティファクト防ぐことは困難である。

10

【0009】

そこで、FD方式を用いた合波OC T技術として、例えば、複数光源を用いた複数のOC Tシステムを組み合わせる技術が開示されている(特許文献1)。

【0010】

ところが、FD方式においては、検出光と参照光の光路差が干渉信号の周波数として表されるため、同一物体を測定したとしても、単純に2つ以上のシステムを連結させる構成の従来の合波OC T技術では、互いのシステムにおける参照面までの距離により、干渉信号の周波数が異なってしまう問題があり、高精度での参照面までの距離の位置あわせが必要となる。すなわち、OC T画像自体が10 μm 以下の分解能を有するため、その分解能以下での参照面までの距離の調整が必要となる。

20

【0011】

このような問題(高精度での参照面までの距離の位置あわせ)に対応するため、例えば低反射体を用いたキャリブレーション方法として、プローブを交換した場合の長さのばらつきを補正する方法が示されている(特許文献2)。

【0012】

この特許文献2では、低反射体の信号からプローブの長さ位置によるオフセット量を読み取り、参照面の位置の移動に使用しており、低反射体からの信号により、異なるプローブ長さ場合の参照面自動位置移動に適應できる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0013】

【特許文献1】特開2008-128708号公報

【特許文献2】特開2006-215006号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0014】

しかしながら、複数光源を用いた複数のOC Tシステムにおいて、上記特許文献2のキャリブレーション方法を適用する場合、実際に平均値などを用いて中間スペクトルの推定処理を行うと、2つの干渉信号間の位相の不一致により、アーティファクトの原因となる。

40

【0015】

すなわち、複数光源を用いた複数のOC Tシステムでは、異なる中心波長を有する光源を使用するため、物理的な距離ではなく、光学的な距離を合わせる必要があり、ファイバ自体の曲げや環境などによる屈折率変化に対してもその分解能の低下を招く原因となってしまうため、リアルタイムでのキャリブレーションが必要なる。

【0016】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、高精度な参照面の位置あわせが不

50

要であり、複数の光源から得られる干渉信号を用いて分解能の低下がない高精細 OCT 画像を得ることのできる光断層画像化装置、その干渉信号処理方法及び内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0017】

前記目的を達成するために、請求項 1 に記載の光断層画像化装置は、互いに波長帯域が異なり、それぞれ所定の前記波長帯域内で波長を掃引して複数の光束を射出する光源ユニットと、前記光源ユニットから射出された前記複数の各光束をそれぞれ測定光と参照光とに分割する光分割手段と、前記光分割手段により分割された複数の前記測定光を測定対象に照射する測定光照射手段と、前記測定光照射手段での前記測定光の射出点から出射方向の所定基準位置に設けられた、前記測定光を所定光量反射させる基準反射手段と、前記測定光が測定対象に照射されたときの前記測定対象からの測定反射光及び前記基準反射手段からの基準反射光と、前記参照光とのそれぞれの干渉光信号を前記光束毎に検出する複数の干渉光検出手段と、を備えて構成される。

10

【0018】

請求項 1 に記載の光断層画像化装置では、前記複数の干渉光検出手段が前記測定光が測定対象に照射されたときの前記測定対象からの測定反射光及び前記基準反射手段からの基準反射光と、前記参照光とのそれぞれの干渉光信号を前記光束毎に検出することで、高精度な参照面の位置あわせが不要であり、複数の光源から得られる干渉信号を用いて分解能の低下がない高精細 OCT 画像を得ることを可能とする。

20

【0019】

請求項 2 に記載の光断層画像化装置のように、請求項 1 に記載の光断層画像化装置であって、前記干渉光検出手段にて検出された前記光束毎の前記基準反射光と前記参照光との前記干渉光信号のピーク情報を検出するピーク情報検出手段と、前記光束毎のピーク情報の差分を算出する差分算出手段と、第 1 の波長帯域の前記光束で得られる前記干渉光信号の前記ピーク情報を基準として、前記第 1 の波長帯域とは異なる複数の前記波長帯域の前記光束で得られる前記干渉光信号の前記ピーク情報を前記差分に基づき補正した補正干渉光信号を生成する干渉情報補正手段と、をさらに備えることが好ましい。

【0020】

請求項 3 に記載の光断層画像化装置のように、請求項 2 に記載の光断層画像化装置であって、前記ピーク情報検出手段は、前記測定光の前記射出点を原点とし、前記干渉光信号より生成される光断層画像データが所定閾値を越えた前記原点に最も近い光断層画像データ位置を前記ピーク情報として検出することが好ましい。

30

【0021】

請求項 4 に記載の光断層画像化装置のように、請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 つに記載の光断層画像化装置であって、前記第 1 の波長帯域の前記干渉光信号及び前記補正干渉光信号を合成した合成干渉光信号を生成する合成干渉光信号生成手段と、前記補正合成信号より前記測定対象の光断層画像情報を生成する光断層画像情報生成手段と、をさらに備えることが好ましい。

【0022】

請求項 5 に記載の光断層画像化装置のように、請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 つに記載の光断層画像化装置であって、前記複数の光束の波長掃引周期は、同期されていることが好ましい。

40

【0023】

請求項 6 に記載の光断層画像化装置の干渉信号処理方法は、互いに波長帯域が異なり、それぞれ所定の前記波長帯域内で波長を掃引して射出される複数の各光束をそれぞれ測定光と参照光とに分割する光分割ステップと、前記光分割ステップにより分割された複数の前記測定光を測定対象に照射する測定光照射ステップと、前記測定光の射出点から出射方向の所定基準位置にて、前記測定光を所定光量反射させる基準反射ステップと、前記測定光が測定対象に照射されたときの前記測定対象からの測定反射光及び前記基準反射手段か

50

らの基準反射光と、前記参照光とのそれぞれの干渉光信号を前記光束毎に検出する複数の干渉光検出ステップと、前記干渉光検出ステップにて検出された前記光束毎の前記基準反射光と前記参照光との前記干渉光信号のピーク情報を抽出するピーク情報抽出ステップと、前記光束毎のピーク情報の差分を算出する差分算出ステップと、第1の波長帯域の前記光束で得られる前記干渉光信号の前記ピーク情報を基準として、前記第1の波長帯域とは異なる複数の前記波長帯域の前記光束で得られる前記干渉光信号の前記ピーク情報を前記差分に基づき補正した補正干渉光信号を生成する干渉情報補正ステップと、

を備えて構成される。

【0024】

請求項7に記載の内視鏡装置は、請求項1ないし5のいずれか1つに記載の光断層画像化装置と、前記測定光を体腔内に導光するための光プローブを挿通する鉗子チャンネルを有する内視鏡と、を備えて構成される。

【発明の効果】

【0025】

以上説明したように、本発明によれば、複数の光源から得られる干渉信号を用いてアーティファクトの発生がない高精細なOCT画像を得ることができるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】光断層画像化装置の好ましい実施形態を示す模式図

【図2】図1の光プローブの要部の構成を示す図

【図3】図1の演算部の構成を示すブロック図

【図4】2つのシステムの異なる参照面による干渉信号を示す図

【図5】図4の2つのシステムの干渉信号のキャリブレーションを説明する図

【図6】図3の演算部の処理の流れを説明するフローチャートで

【図7】図6の処理における反射光L3aにおけるピーク位置検出を説明する図

【図8】図6の処理における反射光L3bにおけるピーク位置検出を説明する図

【図9】図1の光断層画像化装置のOCTプローブが適用可能な内視鏡装置と併用した画像診断装置を示す図

【発明を実施するための形態】

【0027】

以下、添付図面を参照して、本発明に係る光断層画像化装置、その干渉信号処理方法及び内視鏡装置について詳細に説明する。

【0028】

図1は光断層画像化装置の好ましい実施形態を示す模式図である。また、図2は図1の光プローブの要部の構成を示す図である。

【0029】

本実施形態の光断層画像化装置1は、例えば体腔内の生体組織や細胞等の測定対象の断層画像をSS-OCT(Swept source OCT)計測により取得するものであって、図1に示すように、光源ユニット2、光分割手段としての光分割部3A、3B、合波部6A、6B、干渉光検出手段としての干渉光検出部8A、8B、ピーク情報検出手段、差分算出手段及び干渉情報補正手段としての演算部20、表示装置11を有して構成される。なお、演算部20は、例えばパーソナルコンピュータ等により構成される。

【0030】

光源ユニット2は、互いに分離した波長帯域 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ を有する複数の光束 L_a 、 L_b を射出するものである。具体的には、光源ユニット2は波長帯域 $\Delta\lambda_a$ 内において波長を一定の周期で掃引させながらレーザ光を射出する第1光源2Aと、波長帯域 $\Delta\lambda_b$ 内において波長を一定の周期で掃引させながらレーザ光を射出する第2光源2Bを有している。したがって、各光源2A、2Bは波長を1周期掃引させたときにそれぞれ波長帯域 $\Delta\lambda_a$ 、 $\Delta\lambda_b$ からなる光束 L_a 、 L_b を射出したことになる。

【0031】

10

20

30

40

50

光分割部 3 A、3 B は、例えば、分岐比 90 : 10 の 2 × 2 の光カプラから構成されている。光分割部 3 A は、光束 L a を測定光 L 1 a と参照光 L 2 a とに分割し、光分割部 3 B は、光束 L b を測定光 L 1 b と参照光 L 2 b とに分割する。このとき、光分割部 3 A、3 B は、測定光 : 参照光 = 90 : 10 の割合で分割する。ここで、測定光 L 1 a、L 1 b は、サーキュレータ 4 A、4 B 及び合分波部 1 2 を介して光プローブ 6 0 0 に導波される。

【0032】

光プローブ 6 0 0 は、光ロータリコネクタ 1 8 を介して入射された測定光 L 1 a、L 1 b を測定対象 S まで導波し、測定対象 S の同一部位に同時に照射する。また、光プローブ 6 0 0 は、測定光 L 1 a、L 1 b が測定対象 S に照射されたときの測定対象 S からの反射光 L 3 a、L 3 b を導波する。

10

【0033】

光プローブ 6 0 0 は、図 2 に示すように、モータ(不図示)により光ロータリコネクタ 1 8 に連結され、透明なシース 6 0 1 に覆われた先端にボールレンズ 6 8 0 を設けたファイバ部 F B 1 が回転する構成となっている。それにより光プローブ 6 0 0 は、シース 6 0 1 を介して測定対象 S 上において円周状に光束をラジアル走査(図 2 の矢印 R)し、2 次元断層画像が計測可能となっている。さらに、光プローブ 6 0 0 は、モータ(不図示)により光プローブ 6 0 0 の先端が光路の走査円が形成する平面に対して垂直な方向に進退走査(図 2 の矢印 D 1 及び D 2)することにより、3 次元断層画像の計測も可能となっている。

20

【0034】

また、光プローブ 6 0 0 は、ボールレンズ 6 8 0 からの光束の一部を反射する反射部材 7 0 0 がシース 6 0 1 の外周面あるいは内周面の、全面または一部に設けられている。

【0035】

なお、反射部材 7 0 0 は、測定光の波長に対して所定の反射率を有するガラスなどの低反射部材により構成される。

【0036】

図 1 に戻り、光断層画像化装置 1 は、光分割部 3 A と光プローブ 6 0 0 の間の光路、光分割部 3 B と光プローブ 6 0 0 の間の光路には合分波部 1 2 を設けている。合分波部 1 2 は、設定されたカットオフ波長に応じて光を合分波する機能を有し、たとえば WDM (Wavelength Division Multiplexing : 波長分割多重) カプラにより構成される。

30

【0037】

合分波部 1 2 は、光分割部 3 A、3 B 側からそれぞれ入射された測定光 L 1 a、L 1 b を合波して光プローブ 6 0 0 側に射出し、光プローブ 6 0 0 側から入射された反射光 L 3 a、L 3 b の光を分波してそれぞれ合波部 6 A、6 B 側へ射出する。

【0038】

反射光 L 3 a は合波部 6 A において参照光 L 2 a と合波され、反射光 L 3 b は合波部 6 B において参照光 L 2 b と合波される。

【0039】

なお、光分割部 3 A から合波部 6 A までの参照光 L 2 a のサーキュレータ 5 A を介した光路には例えば反射ミラー(不図示)等の参照面を有する反射型の光路長調整部 7 A が設けられ、光分割部 3 B から合波部 6 B までの参照光 L 2 b のサーキュレータ 5 B を介した光路には例えば反射ミラー(不図示)等の参照面を有する反射型の光路長調整部 7 B が設けられている。光路長調整部 7 A、7 B は、断層画像の取得を開始する位置を調整するために、それぞれ参照光 L 2 a、L 2 b の光路長を変更するものである。

40

【0040】

合波部 6 A、6 B は、例えば、分岐比 50 : 50 の 2 × 2 の光ファイバカプラから構成されている。合波部 6 A は反射光 L 3 a と参照光 L 2 a を合波して、このとき生じた干渉光 L 4 a を干渉光検出部 8 A へ射出する。合波部 6 B は反射光 L 3 b と参照光 L 2 b を合波して、このとき生じた干渉光 L 4 b を干渉光検出部 8 B へ射出する。

50

【 0 0 4 1 】

なお、本光断層画像化装置 1 においては、合波部 6 A、6 B はそれぞれ干渉光 L 4 a、L 4 b を二分して干渉光検出部 8 A、8 B へ射出し、干渉光検出部 8 A、8 B は二分された干渉光 L 4 a、L 4 b をそれぞれ 2 つの光検出素子を用いてバランス検波する。このバランス検波機構により、光強度ゆらぎの影響を抑え、より鮮明な画像を得ることができる。

【 0 0 4 2 】

干渉光検出部 8 A、8 B は各干渉光 L 4 a、L 4 b をそれぞれ光電変換し、各光束 L a、L b の波長帯域 $\Delta \lambda a$ 、 $\Delta \lambda b$ ごとの複数の干渉信号 I S a、I S b として検出する機能を有している。ここで、干渉光検出部 8 A、8 B は、光源 2 A、2 B からの波長掃引のトリガ信号 9 A、9 B により同期をとることで、対応する光束を認識するようになっている。このとき、干渉光検出部 8 A、8 B において、各光束毎 L a、L b の干渉信号 I S a、I S b が観測されることになる。干渉信号 I S a、I S b は、演算部 2 0 に出力される。

10

【 0 0 4 3 】

そして、演算部 2 0 にて干渉信号 I S a、I S b が信号処理され、断層画像が表示装置 1 1 に表示される。

【 0 0 4 4 】

図 3 は図 1 の演算部の構成を示すブロック図である。光断層画像化装置 1 の演算部 2 0 は、図 3 に示すように、第 1 干渉波データ格納部 2 1、第 2 干渉波データ格納部 2 2、第 1 光断層画像データ生成部 2 3、第 2 光断層画像データ生成部 2 4、ピーク情報検出手段及び差分算出手段としてのピーク位置抽出部 2 5、干渉情報補正手段としての第 2 光断層画像データ補正部 2 6、第 1 干渉波データ再構築部 2 7、第 2 干渉波データ再構築部 2 8、合成干渉光信号生成手段としての合成干渉波生成部 2 9 及光断層像情報生成手段としての F F T 部 3 0 を備えて構成される。

20

【 0 0 4 5 】

第 1 干渉波データ格納部 2 1 は、光束 L a 側の干渉信号 I S a のデジタルデータを格納するものであり、第 2 干渉波データ格納部 2 2 は、光束 L b 側の干渉信号 I S b のデジタルデータを格納するものである。

【 0 0 4 6 】

第 1 光断層画像データ生成部 2 3 は、第 1 干渉波データ格納部 2 1 に格納された干渉信号 I S a のデジタルデータを F F T (高速フーリエ変換) して、第 1 光断層画像データを生成するものである。

30

【 0 0 4 7 】

第 2 光断層画像データ生成部 2 4 は、第 2 干渉波データ格納部 2 2 に格納された干渉信号 I S b のデジタルデータを F F T して、第 2 光断層画像データを生成するものである。

【 0 0 4 8 】

ピーク位置抽出部 2 5 は、第 1 光断層画像データ生成部 2 3 にて得られた第 1 光断層画像データ及び第 2 光断層画像データ生成部 2 4 にて得られた第 2 光断層画像データのそれぞれのデータより、反射部材 7 0 0 を示すピークの光断層画像上のピーク位置を検出し、第 1 光断層画像データのピーク位置 A と第 2 光断層画像データ B のピーク位置との差 (A - B) をピーク情報として算出するものである。

40

【 0 0 4 9 】

第 2 光断層画像データ補正部 2 6 は、ピーク情報 (A - B) に基づいて第 2 光断層画像データ生成部 2 4 が生成した第 2 光断層画像データを補正するものである。

【 0 0 5 0 】

なお、ピーク位置抽出部 2 5 及び第 2 光断層画像データ補正部 2 6 についての詳細は後述する。

【 0 0 5 1 】

第 1 干渉波データ再構築部 2 7 は、第 2 光断層画像データを I F F T (逆高速フーリエ

50

変換)して、干渉信号 I_{Sa} を再構築するものである。以下、再構築した干渉信号を $I_{Sa'}$ と記す。

【0052】

第2干渉波データ再構築部28は、第2光断層画像データ補正部26にて補正した第2光断層画像データをIFFTして、干渉信号 I_{Sb} を再構築するものである。以下、再構築した干渉信号を $I_{Sb'}$ と記す。

【0053】

合成干渉波生成部29は、干渉信号 $I_{Sa'}$ のデジタルデータと干渉信号 $I_{Sb'}$ のデジタルデータとを波長帯域毎に合成して合成干渉波(合成干渉信号)を生成するものである。

10

【0054】

FFT部30は、合成干渉波(合成干渉信号)をFFTして測定対象Sの断層像情報(OCCT画像)を生成し、表示装置11にOCCT画像を表示させるものである。

【0055】

次に、このように構成された本実施形態の光断層画像化装置1における演算部20について説明する。

【0056】

図4は2つのシステムの異なる参照面による干渉信号を示す図であり、図5は図4の2つのシステムの干渉信号のキャリブレーションを説明する図である。

【0057】

20

干渉光検出部で得られる信号は、測定光及び反射光と、光路長調整部7の参照面にて反射された参照光との光学的距離差に依存した周波数をもつ、以下の式(1)に示すような干渉信号 I_D を生じる。

【0058】

【数1】

$$I_D = S(k) \sum_{n=1}^N \sqrt{R_R + R_{sn}} \{ \cos 2k(Z_R - Z_{sn}) \} \quad \cdots(1)$$

【0059】

30

Z_R : 参照面位置、 Z_{sn} : 測定対象位置、 R_R : 参照面反射率、 R_{sn} : 測定対象反射率
本実施形態のように、2つのシステムで同じ対象を測定した場合を考えたとき、それぞれのシステムから得られる干渉信号はそれぞれの参照面の位置に依存する。すなわち、干渉光検出部8A、8Bで得られる信号は、それぞれの測定光 L_{1a} 、 L_{1b} 及び反射光 L_{3a} 、 L_{3b} と、光路長調整部7A、7Bの参照面にて反射された参照光 L_{2a} 、 L_{2b} との光学的距離差に依存した周波数をもつ、以下の式(2)、(3)に示すような干渉信号 I_{D1} 、 I_{D2} を生じる。

【0060】

【数2】

$$I_{D1} = S(k) \sum_{n=1}^N \sqrt{R_{R1} + R_{sn}} \{ \cos 2k(Z_{R1} - Z_{sn}) \} \quad \cdots(2)$$

40

【0061】

【数3】

$$I_{D2} = S(k) \sum_{n=1}^N \sqrt{R_{R2} + R_{sn}} \{ \cos 2k(Z_{R2} - Z_{sn}) \} \quad \cdots(3)$$

【0062】

Z_{R1} : 光路長調整部7Aの参照面位置、 Z_{R2} : 光路長調整部7Bの参照面位置、 R_{R1} : 光路長調整部7Aの参照面反射率、 R_{R2} : 光路長調整部7Bの参照面反射率

50

図 4 に示すように、結果的に参照面の位置の差 ΔL により、異なる周波数の干渉信号が得られることとなる。

【 0 0 6 3 】

つまり、これら 2 つの干渉信号 I_{D1} , I_{D2} から高分解画像を作成しようとしたとき、同じもの見ているにも関わらず違う位置に信号がくるため、違う周波数の波と表現されることとなる。

【 0 0 6 4 】

本実施形態では、測定対象を光プローブ 6 0 0 先端に設けられた反射部材 7 0 0 とした際の、反射部材 7 0 0 の位置に対して常に上述した干渉信号 I_{D1} , I_{D2} が取得できる。

【 0 0 6 5 】

この干渉信号 I_{D1} , I_{D2} をフーリエ変換することで $Z_{R1} - Z_{Sn}$ および $Z_{R2} - Z_{Sn}$ にピークを持つ光断層画像を得ることができる。

【 0 0 6 6 】

それぞれのピーク位置の差は

$$Z_{R1} - Z_{Sn} - (Z_{R2} - Z_{Sn}) = Z_{R1} - Z_{R2} \quad \dots (4)$$

となり、システム間（光路長調整部 7 A、7 B）の参照面の位置の差であることがわかる。

【 0 0 6 7 】

すなわち、2 つのシステムをシステム A , B としたときに、図 5 に示すように、反射部材 7 0 0 の干渉信号 I_{D1} , I_{D2} をキャリアレーション信号 (A) , (B) とし、キャリアレーション信号 (A) , (B) のピーク位置を検出し、その位置の差だけ OCT 信号 (B) をシフトさせ OCT 信号 (A) に一致させることで、システム間（光路長調整部 7 A、7 B）の参照面の位置があった干渉信号を得ることができる。

【 0 0 6 8 】

なお、反射部材 7 0 0 のピーク位置の検出には、反射部材 7 0 0 を測定対象 S の手前に配置することで、常に 0 の測定光の出射方向位置（図 2 参照）に最も近いピーク位置を閾値検出することが望ましい。

【 0 0 6 9 】

本実施形態の演算部 2 0 は、上記のように、常に同じ位置にいる信号の検出することにより、リアルタイムに参照面間の差のキャリアレーションを行う。

【 0 0 7 0 】

続いて、本実施形態における演算部 2 0 の具体的な処理の流れを説明する。図 6 は図 3 の演算部の処理の流れを説明するフローチャートである。図 7 及び図 8 は図 6 の処理における反射光 L 3 a , L 3 b におけるピーク位置検出を説明する図である。

【 0 0 7 1 】

図 6 に示すように、演算部 2 0 は、第 1 干渉波データ格納部 2 1 に干渉信号 I_{Sa} のデジタルデータを格納し、第 2 干渉波データ格納部 2 2 に干渉信号 I_{Sb} のデジタルデータを格納する（ステップ S 1）。

【 0 0 7 2 】

そして、演算部 2 0 は、第 1 光断層画像データ生成部 2 3 にて、第 1 干渉波データ格納部 2 1 に格納された干渉信号 I_{Sa} のデジタルデータを FFT して、第 1 光断層画像データを生成すると共に、第 2 光断層画像データ生成部 2 4 にて、第 2 干渉波データ格納部 2 2 に格納された干渉信号 I_{Sb} のデジタルデータを FFT して、第 2 光断層画像データを生成する（ステップ S 2）。

【 0 0 7 3 】

続いて、演算部 2 0 は、ピーク位置抽出部 2 5 にて、図 7 及び図 8 に示すように、第 1 光断層画像データ生成部 2 3 にて得られた第 1 光断層画像データ及び第 2 光断層画像データ生成部 2 4 にて得られた第 2 光断層画像データのそれぞれのデータより、反射部材 7 0 0 を示すピークの光断層画像上のピーク位置を検出する（ステップ S 3）。

【 0 0 7 4 】

具体的には、図 7 及び図 8 に示すように、ピーク位置抽出部 25 は、参照光 L2a, L2b における測定光の出射方向位置 (図 2 参照) に対して得られたそれぞれの光断層画像データを所定の閾値により、出射方向位置が 0 に最も近いピーク位置を反射部材 700 のピーク位置として検出する。

【0075】

なお、所定の閾値は、ノイズの影響を十分受けないレベルに設定する。また、反射部材 700 の信号レベルは測定対象 S 手前での反射レベルを見ているため、光源の光量変動などの要因以外では測定対象 S に依存することなく安定的に検出可能である。

【0076】

そして、演算部 20 は、ピーク位置抽出部 25 にて、第 1 光断層画像データのピーク位置 A と第 2 光断層画像データ B のピーク位置との差 (A - B) をピーク情報として算出する (ステップ S4)。

【0077】

次に、演算部 20 は、第 2 光断層画像データ補正部 26 は、ピーク情報 (A - B) に基づいて第 2 光断層画像データ生成部 24 が生成した第 2 光断層画像データの出射方向位置をピーク情報 (A - B) だけシフトさせ、第 1 光断層画像データの出射方向位置にキャリブレーションして補正第 2 光断層画像データを生成する (ステップ S5)。

【0078】

また、演算部 20 は、第 1 干渉波データ再構築部 27 にて第 2 光断層画像データを IFFT して、干渉信号 ISa を再構築し干渉信号を ISa' を生成すると共に、第 2 干渉波データ再構築部 28 にて第 2 光断層画像データ補正部 26 にて補正した第 2 光断層画像データを IFFT して、干渉信号 ISb を再構築し干渉信号を ISb' を生成する。そして、演算部 20 は、合成干渉波生成部 29 にて、干渉信号 ISa' のデジタルデータと干渉信号 ISb' のデジタルデータとを波長帯域毎に合成して合成干渉波 (合成干渉信号) を生成する (ステップ S6)。

【0079】

次に、演算部 20 は、FFT 部 30 において、合成干渉波生成部 29 にて生成された、合成干渉波を高速フーリエ変換 (FFT) して測定対象 S の断層像情報 (OCT 画像) を生成し、表示装置 11 に OCT 画像を表示させる (ステップ S7)。

【0080】

このように本実施形態では、(1) 反射部材 700 を示すピークの光断層画像上のピーク位置を検出し、そして第 1 光断層画像データのピーク位置 A と第 2 光断層画像データ B のピーク位置との差 (A - B) をピーク情報として算出し、(2) その後ピーク情報 (A - B) に基づいて第 2 光断層画像データ生成部 24 が生成した第 2 光断層画像データの出射方向位置をピーク情報 (A - B) だけシフトさせ、第 1 光断層画像データの出射方向位置にキャリブレーションするので、高精度な参照面の位置あわせが不要であり、このようにして得られた合成干渉波により、複数の光源から得られる干渉信号を用いた分解能の低下がない高精細 OCT 画像を得ることが可能となる。

【0081】

また、光ファイバ、プローブなどは、曲げなどの応力により屈折率が変化してしまうため、常に反射部材 700 の信号でリアルタイムにキャリブレーションすることで、外乱や環境変化に強いシステムの構築が可能である。

【0082】

なお、合成干渉波を用いて、見かけの周波数帯域を広げることで OCT 計測の分解能を上げて良いし、光断層画像の差分により分光光断層画像に使用してもよい。

【0083】

なお、本実施形態は、内視鏡装置と併用した画像診断装置に適用することが可能である。詳細に説明すると、図 9 に示すように、本実施形態の光プローブ 600 と内視鏡装置と併用した画像診断装置 50 は、主として内視鏡 100、内視鏡プロセッサ 200、光源装置 300、生体断層画像生成装置としての OCT プロセッサ 400、及び表示手段として

10

20

30

40

50

のモニタ装置である画像表示部 5 0 0 とから構成されている。尚、内視鏡プロセッサ 2 0 0 は、光源装置 3 0 0 を内蔵するように構成されていてもよい。

【 0 0 8 4 】

内視鏡 1 0 0 は、手元操作部 1 1 2 と、この手元操作部 1 1 2 に連設される挿入部 1 1 4 とを備える。術者は手元操作部 1 1 2 を把持して操作し、挿入部 1 1 4 を被検者の体内に挿入することによって観察を行う。

【 0 0 8 5 】

手元操作部 1 1 2 には、鉗子挿入部 1 3 8 が設けられており、この鉗子挿入部 1 3 8 が挿入部 1 1 4 内に設けられている鉗子チャンネル（不図示）を介して先端部 1 4 4 の鉗子口 1 5 6 に連通されている。画像診断装置 1 0 では、OCTプローブである光プローブ 6 0 0 を鉗子挿入部 1 3 8 から挿入することによって、光プローブ 6 0 0 を鉗子口 1 5 6 から導出する。光プローブ 6 0 0 は、鉗子挿入部 1 3 8 から挿入され、鉗子口 1 5 6 から導出される挿入部 6 0 2 と、術者が光プローブ 6 0 0 を操作するための操作部 6 0 4、及びコネクタ 4 0 1 を介して光プロセッサ 4 0 0 と接続されるケーブル 6 0 6 から構成されている。

10

【 0 0 8 6 】

内視鏡 1 0 0 の先端部 1 4 4 には、観察光学系 1 5 0、照明光学系 1 5 2、及びCCD（不図示）が配設されている。

【 0 0 8 7 】

観察光学系 1 5 0 は、被検体を図示しないCCDの受光面に結像させ、CCDは受光面上に結像された被検体像を各受光素子によって電気信号に変換する。この実施の形態のCCDは、3原色の赤（R）、緑（G）、青（B）のカラーフィルタが所定の配列（ベイヤー配列、ハニカム配列）で各画素ごとに配設されたカラーCCDである。

20

【 0 0 8 8 】

光源装置 3 0 0 は、可視光を図示しないライトガイドに入射させる。ライトガイドの一端はLGコネクタ 1 2 0 を介して光源装置 3 0 0 に接続され、ライトガイドの他端は照明光学系 1 5 2 に対面している。光源装置 3 0 0 から発せられた光は、ライトガイドを経由して照明光学系 1 5 2 から出射され、観察光学系 1 5 0 の視野範囲を照明する。

【 0 0 8 9 】

内視鏡プロセッサ 2 0 0 には、CCDから出力される画像信号が電気コネクタ 1 1 0 を介して入力される。このアナログの画像信号は、内視鏡プロセッサ 2 0 0 内においてデジタルの画像信号に変換され、画像表示部 5 0 0 の画面に表示するための必要な処理が施される。

30

【 0 0 9 0 】

このように、内視鏡 1 0 0 で得られた観察画像のデータが内視鏡プロセッサ 2 0 0 に出力され、内視鏡プロセッサ 2 0 0 に接続された画像表示部 5 0 0 に画像が表示される。

【 0 0 9 1 】

以上、本発明の光断層画像化装置、その干渉信号処理方法及び内視鏡装置について詳細に説明したが、本発明は、以上の例には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行ってもよいのはもちろんである。

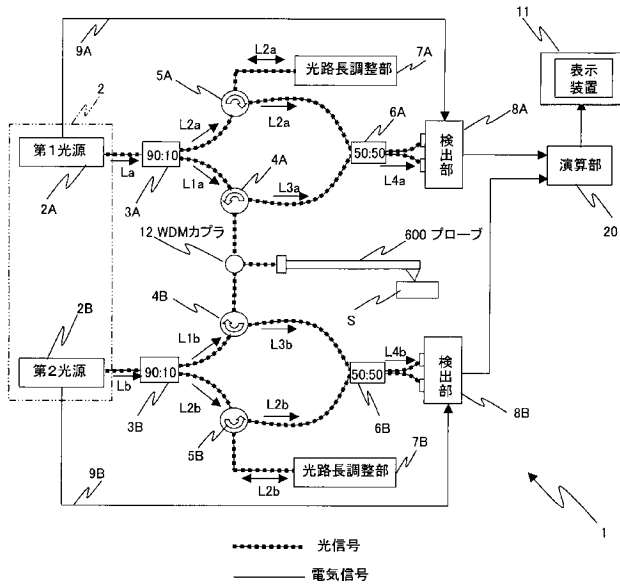
40

【 符号の説明 】

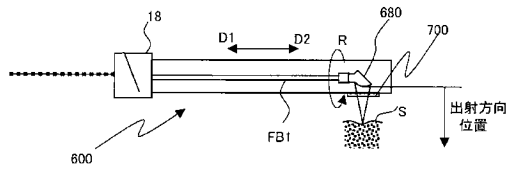
【 0 0 9 2 】

1 ... 光断層画像化装置、2 ... 光源ユニット、2 A、2 B ... 光源、3 A、3 B ... 光分割部、6 A、6 B ... 合波部、8 A、8 B ... 干渉光検出部、1 1 ... 表示装置、2 0 ... 演算部、2 1 ... 第1干渉波データ格納部、2 2 ... 第2干渉波データ格納部、2 3 ... 第1光断層画像データ生成部、2 4 ... 第2光断層画像データ生成部、2 5 ... ピーク位置抽出部、2 6 ... 第2光断層画像データ補正部、2 7 ... 第1干渉波データ再構築部、2 8 ... 第2干渉波データ再構築部、2 9 ... 合成干渉波生成部、3 0 ... FFT部、6 0 0 ... 光プローブ

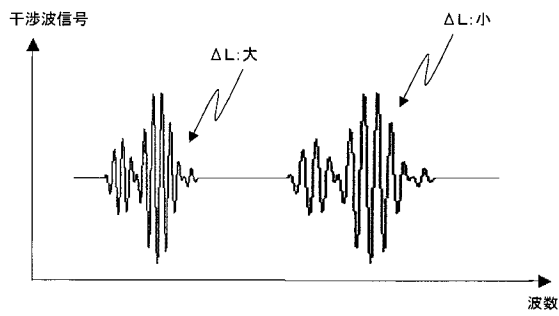
【図 1】



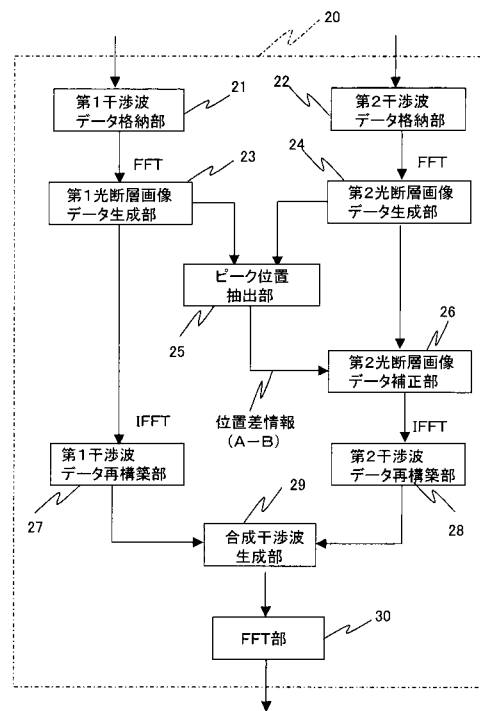
【図 2】



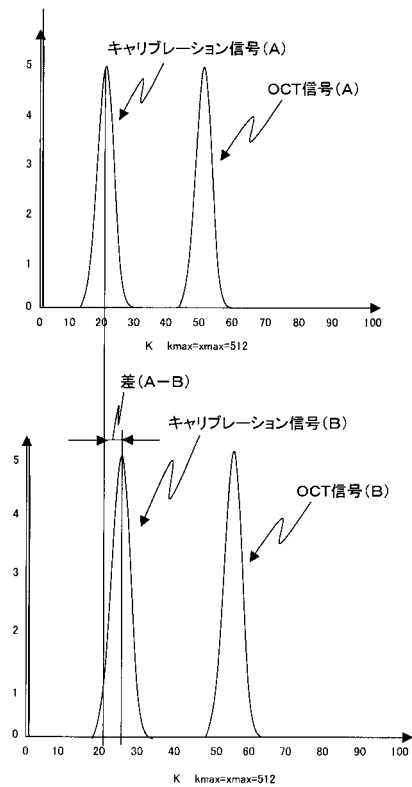
【図 4】



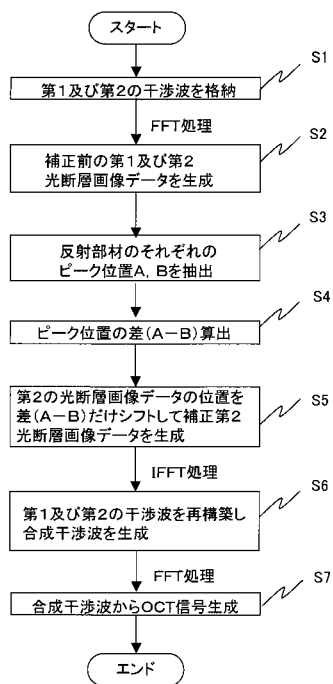
【図 3】



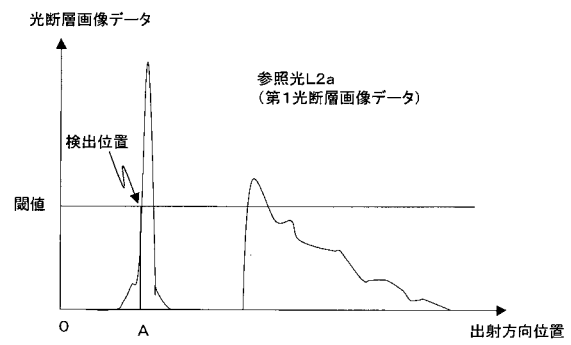
【図 5】



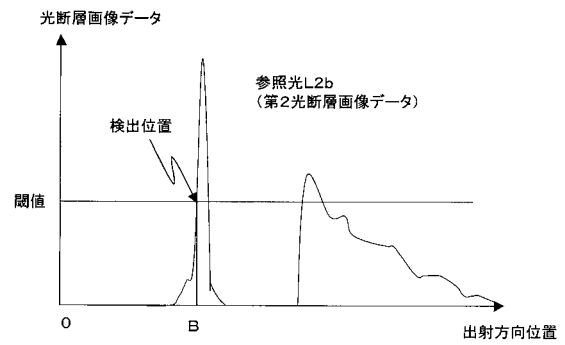
【 図 6 】



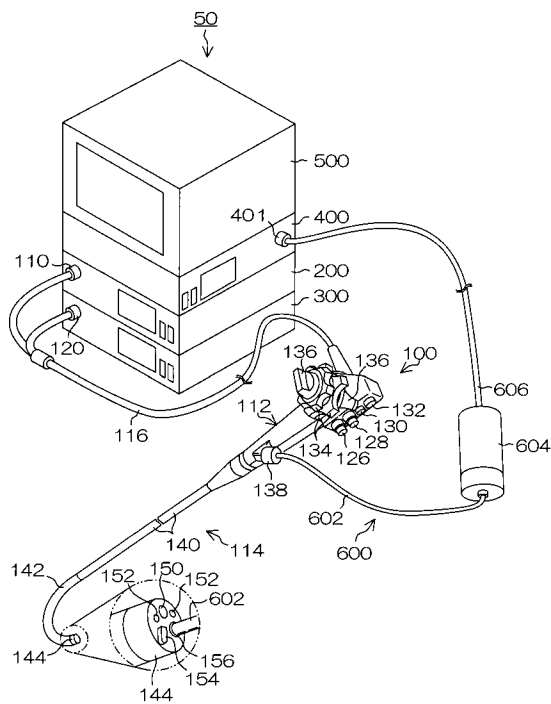
【圖 7】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	光学断层图像摄像设备，其干涉信号处理方法和内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2011137717A	公开(公告)日	2011-07-14
申请号	JP2009297876	申请日	2009-12-28
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	山北博士		
发明人	山北 博士		
IPC分类号	G01N21/17 A61B1/00		
FI分类号	G01N21/17.630 G01N21/17.625 A61B1/00.300.D A61B1/00.526 A61B1/00.550 A61B1/00.630 A61B1/018.515		
F-TERM分类号	2G059/AA05 2G059/BB12 2G059/EE02 2G059/EE09 2G059/EE11 2G059/EE17 2G059/FF02 2G059/GG01 2G059/GG09 2G059/JJ11 2G059/JJ17 2G059/JJ22 2G059/KK01 2G059/LL01 2G059/MM01 4C061/BB04 4C061/BB08 4C061/CC04 4C061/NN01 4C061/QQ07 4C061/RR23 4C061/SS21 4C161/BB04 4C161/BB08 4C161/CC04 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/RR23 4C161/SS21		
其他公开文献	JP5616626B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过使用从多个光源获取的干涉信号来获取不降低分辨率的高清晰度OCT图像，而不必高精度地定位参考表面。解决方案：光学断层图像摄像设备的操作部分20被配置为包括第一干扰波数据存储部分21;第二干扰波数据存储部分22;第一光学断层图像数据生成部分23;第二光学断层图像数据生成部分24;峰值位置提取部分25作为峰值信息检测装置和差值计算装置;第二光学断层图像数据校正部分26作为干涉信息校正装置;第一干扰波数据重建部分27;第二干扰波数据重建部分28;组合干扰波发生部分29作为合成干涉光信号发生装置;和作为光学断层图像信息产生装置的FFT部分30。

