

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2012年1月5日 (05.01.2012)



(10) 国際公開番号
WO 2012/002302 A1

- (51) 国際特許分類 :
A61B 1/00 (2006.01) G01N 21/1 7 (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号 : PCT/JP20 11/064627
- (22) 国際出願日 : 2011年6月27日 (27.06.2011)
- (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 2010-14803 1 2010 年 6 月 29 日 (29.06.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について) : 富士フイルム株式会社 (FUJIFILM Corporation)
[JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布2丁目2番30号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者 ; および
- (75) 発明者 / 出願人 (米国についてのみ) : 千 敏景 (CHUN, Minkyung) [JP/JP]; 〒2588538 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 Kanagawa (JP). 広田 和弘 (HIROTA,

Kazuhiro) [JP/JP]; 〒2588538 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 Kanagawa (JPV)

(74) 代理人 : 松浦 憲三 (MATSUURA, Kenzo); 〒1630223 東京都新宿区西新宿二丁目6番1号 新宿住友ビル23階 私書箱第176号 新都心国際特許事務所 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, 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, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, ML, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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.

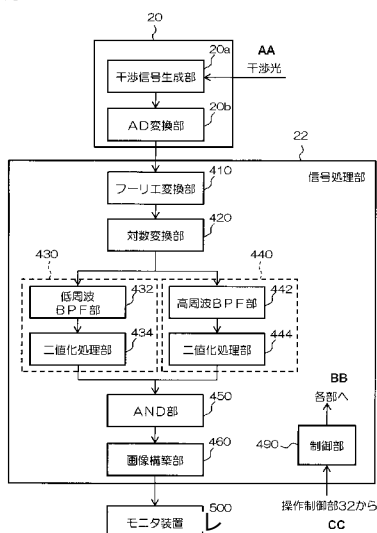
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能) : ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW,

[続葉有]

(54) Title: OPTICAL TOMOGRAPHIC IMAGING DEVICE AND OPTICAL TOMOGRAPHIC IMAGING METHOD

(54) 発明の名称 : 光断層画像化装置及び光断層画像化方法

[図9]



AA Interference light
BB To various sections
CC From operation control section 32
20a Interference signal generation section
20b AD conversion section
22 Signal processing section
410 Fourier transformation section
420 Logarithmic conversion section
432 Low-frequency BPF section
434 Binarization processing section
442 High-frequency BPF section
444 Binarization processing section
450 AND section
460 Image construction section
490 Control section
500 Monitor device

(57) Abstract: A signal processing device (22) of an OCT processor (400) is provided with: a Fourier transformation section (410) which generates tomographic information of a measurement subject from an interference signal; a logarithmic conversion section (420) which generates input image data by logarithmic conversion of the tomographic information of the measurement subject; a low-frequency filtering section (430) which generates first intermediate image data by performing low-frequency bandpass filtering on the input image data; a high-frequency filtering section (440) which generates second intermediate image data by performing high-frequency bandpass filtering on the input image data; an AND section (450) which generates AND image data by extracting overlapping portions of the first and second intermediate image data; and an AND image data construction section (460) which generates a display image for a monitor device (500) from the AND image data. The signal processing device (22) makes it possible to extract a clear image of a layer construction of interest such as the muscularis mucosae for example.

(57) 要約 : OCT プロセッサ 400 の信号処理装置 22 は、干渉信号から測定対象の断層情報を生成するフーリエ変換部 410 と、測定対象の断層情報を対数変換して入力画像データを生成する対数変換部 420 と、入力画像データに低周波バンドパスフィルタリング処理を施して第 1 の中間画像データを生成する低周波フィルタリング部 430 と、入力画像データに高周波バンドパスフィルタリング処理を施して第 2 の中間画像データを生成する高周波フィルタリング部 440 と、第 1 及び第 2 の中間画像データの重複部分を抽出することにより AND 画像データを生成する AND 部 450 と、AND 画像データからモニタ装置 500 の表示画像を生成する AND 画像データ構築部 460 とを備え、例えば粘膜筋板のような注目層構造の画像を明瞭に描出可能にする。



MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア
(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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))

明 細 書

発明の名称 : 光断層画像化装置及び光断層画像化方法

技術分野

[0001] 本発明は光断層画像化装置及び光断層画像化方法に係り、特に、例えば粘膜筋板のような注目層構造の画像を明瞭に描出可能な光断層画像化装置及び光断層画像化方法に関する。

背景技術

[0002] 近年、例えば医療分野などで、非侵襲で生体内部の断層像を得る方法の一つとして、光コヒーレンストモグラフィ (OCT) 計測が利用されるようになってきた。このOCT計測は超音波計測に比べ、分解能が $10\mu\text{m}$ 程度と一桁高く、生体内部の詳細な断層像が得られるという利点がある。また、断層像に垂直な方向に位置をずらしながら複数画像を取得して3次元断層像を得ることができる。

[0003] 現在、癌の診断等の目的で生体の詳細な断層像を取得することが求められている。その方法として、従来から低干渉性光源から出力される光を走査して被検体に対する断層像を得る「Time domain OCT」が提案されている (特許文献1)。

[0004] また、近年は「Time domain OCT」の欠点である最適な信号/ノイズ比 (S/N比) が得られない、撮像フレームレートが低い、浸透深度 (観察深度) が乏しいという問題を解決した改良型のOCTである周波数ドメインOCT (Frequency domain OCT) (特許文献2、非特許文献1) が利用されている。

[0005] 一方、他の診断領域でも周波数ドメインOCT (Frequency domain OCT) が利用されていて、広く臨床に供されている。

[0006] また、OCT断層画像に関して、画像データに対して前処理 (平滑化、平均処理等) を行った後、深度方向に微分フィルタを適用して、層の境界に対応する画素位置を特定する技術が開示されている (特許文献3、特許文献4

）。

[0007] 周波数ドメインOCT (Frequency domain 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。

[0008] SD—OCT装置は、SLD (Super Luminescence Diode) やASE (Amplified Spontaneous Emission) 光源、白色光といった広帯域の低コヒーレント光を光源に用い、マイケルソン型干渉計等を用いて、広帯域の低コヒーレント光を測定光と参照光とに分割した後、測定光を測定対象に照射させ、そのとき戻ってきた反射光と参照光とを干渉させ、この干渉光をスペクトロメータを用いて各周波数成分に分解し、フォトダイオード等の素子がアレイ状に配列されたディテクタアレイを用いて各周波数成分毎の干渉光強度を測定し、これにより得られたスペクトル干渉強度信号を計算機でフーリエ変換することにより、光断層画像を構成するようにしたものである。

[0009] 一方、SS—OCT装置は、光周波数を時間的に掃引させるレーザを光源に用い、反射光と参照光とを各波長において干渉させ、光周波数の時間変化に対応した信号の時間波形を測定し、これにより得られたスペクトル干渉強度信号を計算機でフーリエ変換することにより光断層画像を構成するようにしたものである。

[0010] ところで、OCT計測は上述したように特定の領域の光断層画像を取得する方法であるが、内視鏡下では、例えば癌病変部を通常照明光内視鏡や特殊光内視鏡の観察により発見し、その領域をOCT測定することで、癌病変部がどこまで浸潤しているかを見わけることが可能となる。また、測定光の光軸を2次元的に走査することで、OCT計測による深さ情報と合わせて3次元的な情報を取得することができる。

[0011] OCT計測と3次元コンピュータグラフィック技術の融合により、マイクロメートルオーダの分解能を持つ測定対象の構造情報からなる3次元構造モ

デルを表示することが可能となる。以下では、このOCT計測による3次元構造モデルを3次元ボリュームデータと呼ぶ。

先行技術文献

特許文献

- [001 2] 特許文献1 :特開2000_131222号公報
特許文献2 :特表2007-510143号公報
特許文献3 :特開2008_206684号公報
特許文献4 :特開2008_209166号公報

非特許文献

- [001 3] 非特許文献1 :Optics Express, Vol. 11, Issue22, pp. 2953-2963 "High-speed optical frequency -domain imaging"

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、一般的に癌の診断において、例えば癌が粘膜筋板層を浸潤しているか否かが治療方針に大きくかわるが、非特許文献1等の従来技術のOCTでは反射光の強度をグレースケールや、インデックスカラーを用いて表示するのみでその識別が難しいという問題がある。
- [001 5] 一方、眼科領域で用いられている特許文献3、特許文献4等の従来技術では、眼底の層構造の抽出を行っているが、この診断分野では比較的観察深度が浅い範囲での観察のため、一旦画像化した後の画像データに対して平滑化、平均処理等の処理を行っても、容易に層構造の抽出が行えるが、深い部位に存在する例えば粘膜筋板の描出が要求される消化器用のOCTでは、深部では、S/Nが悪いため、同様の手法では、粘膜筋板の描出は困難である。
- [001 6] 本発明は、このような事情に鑑みてなされたもので、例えば粘膜筋板のような注目層構造の画像を明瞭に描出可能な光断層画像化装置及び光断層画像化方法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

[001 7] 前記目的を達成するために、本発明の第 1 態様の光断層画像化装置は、波長掃引光源から射出される光を測定光と参照光に分割し、前記測定光にて測定対象に照射し、該測定対象からの反射光と前記参照光とを合波し、前記反射光と前記参照光が合波したときの干渉光を干渉信号として検出し、該干渉信号を用いて前記測定対象の断層画像を取得する光断層画像化装置であって、前記干渉信号をフーリエ変換して前記測定対象の断層情報を生成するフーリエ変換部と、前記測定対象の断層情報を対数変換して入力画像データを生成する対数変換部と、中心周波数が異なる少なくとも 2 種類の周波数フィルタのうち、中心周波数が低い方の第 1 の周波数フィルタを用いて前記入力画像データに対してフィルタリング処理を施すことにより第 1 の中間画像データを生成する第 1 のフィルタリング部と、前記少なくとも 2 種類の周波数フィルタのうち、中心周波数が高い方の第 2 の周波数フィルタを用いて前記入力画像データに対してフィルタリング処理を施すことにより第 2 の中間画像データを生成する第 2 のフィルタリング部と、前記第 1 の中間画像データと前記第 2 の中間画像データとの重複部分を抽出することにより出力画像データを生成する A N D 処理部と、前記出力画像データからモニタ部に表示するための画像を生成する画像生成部と、を備える。

[001 8] 本発明の第 1 態様によれば、第 1 の周波数フィルタ（低周波フィルタ）によるフィルタリング処理により生成された第 1 の中間画像データと、第 2 の周波数フィルタ（高周波フィルタ）によるフィルタリング処理により生成された第 2 の中間画像データとの重複部分を抽出する処理（A N D 処理）を行うことにより、高周波のノイズ成分が除去され、且つ、例えば粘膜筋板のような注目層構造が明瞭に抽出された画像を取得することができる。

[001 9] 本発明の第 2 態様の光断層画像化装置は、第 1 態様の光断層画像化装置であって、前記測定対象の種類に応じて前記第 1 又は第 2 の周波数フィルタの中心周波数を変更する中心周波数変更部を備えたものである。

[0020] 本発明の第 3 態様の光断層画像化装置は、第 2 態様の光断層画像化装置であって、前記中心周波数変更部は、前記第 1 の周波数フィルタの中心周波数

を前記測定対象の注目層構造の厚み及び該注目層構造の隣接層の厚みを基に決定するものである。

[0021] 本発明の第4態様の光断層画像化装置は、第2態様又は第3態様の光断層画像化装置であって、前記中心周波数変更部は、前記第2の周波数フィルタの中心周波数を前記測定対象の注目層構造の厚みを基に決定するものである。

[0022] 本発明の第5態様の光断層画像化装置は、第2態様乃至第4態様のいずれか1態様の光断層画像化装置であって、前記測定対象の種類を識別する測定対象識別部を備え、前記中心周波数変更部は、前記測定対象識別部により識別された結果に基づき、前記第1又は第2の周波数フィルタの中心周波数を変更するものである。

[0023] 本発明の第6態様の光断層画像化装置は、第5態様の光断層画像化装置であって、前記測定対象識別部は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部に付与された識別IDに基づき、前記測定対象の種類を識別するものである。

[0024] 本発明の第7態様の光断層画像化装置は、第5態様の光断層画像化装置であって、前記測定対象識別部は、内視鏡画像から前記測定対象の種類を識別するものである。

[0025] 本発明の第8態様の光断層画像化装置は、第1態様乃至第7態様のいずれか1態様の光断層画像化装置であって、前記第1のフィルタリング部は、前記入力画像データに対して前記第1の周波数フィルタによりフィルタリング処理を施した後、さらに二値化処理を行うことにより、前記第1の中間画像データを生成するものである。

[0026] 本発明の第9態様の光断層画像化装置は、第1態様乃至第8態様のいずれか1態様の光断層画像化装置であって、前記第2のフィルタリング部は、前記入力画像データに対して前記第2の周波数フィルタによりフィルタリング処理を施した後、さらに二値化処理を行うことにより、前記第2の中間画像データを生成するものである。

[0027] 本発明の第10態様の光断層画像化装置は、第1態様乃至第9態様のいづ

れか 1 態様の光断層画像化装置であって、前記画像生成部により生成された画像と前記断層画像をあらかじめ設定した割合で加算することにより合成画像を生成する画像合成部を備えたものである。

[0028] また、前記目的を達成するために、本発明の第 1 1 態様の光断層画像化方法は、波長掃引光源から射出される光を測定光と参照光に分割し、前記測定光にて測定対象に照射し、該測定対象からの反射光と前記参照光とを合波し、前記反射光と前記参照光が合波したときの干渉光を干渉信号として検出し、該干渉信号を用いて前記測定対象の断層画像を取得する光断層画像化方法であって、前記干渉信号をフーリエ変換して前記測定対象の断層情報を生成するフーリエ変換ステップと、前記測定対象の断層情報を対数変換して入力画像データを生成する対数変換ステップと、中心周波数が異なる少なくとも 2 種類の周波数フィルタのうち、中心周波数が低い方の第 1 の周波数フィルタを用いて前記入力画像データに対してフィルタリング処理を施すことにより第 1 の中間画像データを生成する第 1 のフィルタリングステップと、前記少なくとも 2 種類の周波数フィルタのうち、中心周波数が高い方の第 2 の周波数フィルタを用いて前記入力画像データに対してフィルタリング処理を施すことにより第 2 の中間画像データを生成する第 2 のフィルタリングステップと、前記第 1 の中間画像データと前記第 2 の中間画像データとの重複部分を抽出することにより出力画像データを生成する AND 処理ステップと、前記出力画像データからモニタ部に表示するための画像を生成する画像生成ステップと、を含む。

[0029] 本発明の第 1 1 態様によれば、第 1 の周波数フィルタ（低周波フィルタ）によるフィルタリング処理により生成された第 1 の中間画像データと、第 2 の周波数フィルタ（高周波フィルタ）によるフィルタリング処理により生成された第 2 の中間画像データとの重複部分を抽出する処理（AND 処理）を行うことにより、高周波のノイズ成分が除去され、且つ、例えば粘膜筋板のような注目層構造が明瞭に抽出された画像を取得することができる。

[0030] 本発明の第 1 2 態様の光断層画像化方法は、第 1 1 態様の光断層画像化方

法であって、前記測定対象の種類に応じて前記第 1 又は第 2 の周波数フィルタの中心周波数を変更する中心周波数変更ステップを含むものである。

[0031] 本発明の第 1 3 態様の光断層画像化方法は、第 1 2 態様の光断層画像化方法であって、前記中心周波数変更ステップは、前記第 1 の周波数フィルタの中心周波数を前記測定対象の注目層構造の厚み及び該注目層構造の隣接層の厚みを基に決定するものである。

[0032] 本発明の第 1 4 態様の光断層画像化方法は、第 1 2 態様又は第 1 3 態様の光断層画像化方法であって、前記中心周波数変更ステップは、前記第 2 の周波数フィルタの中心周波数を前記測定対象の注目層構造の厚みを基に決定するものである。

[0033] 本発明の第 1 5 態様の光断層画像化方法は、第 1 2 態様乃至第 1 4 態様のいずれか 1 態様の光断層画像化方法であって、前記測定対象の種類を識別する測定対象識別ステップを含み、前記中心周波数変更ステップは、前記測定対象識別ステップにより識別された結果に基づき、前記第 1 又は第 2 の周波数フィルタの中心周波数を変更するものである。

[0034] 本発明の第 1 6 態様の光断層画像化方法は、第 1 5 態様の光断層画像化方法であって、前記測定対象識別ステップは、被検体内に挿入される内視鏡挿入部に付与された識別 ID に基づき、前記測定対象の種類を識別するものである。

[0035] 本発明の第 1 7 態様の光断層画像化方法は、第 1 5 態様の光断層画像化方法であって、前記測定対象識別ステップは、内視鏡画像から前記測定対象の種類を識別するものである。

[0036] 本発明の第 1 8 態様の光断層画像化方法は、第 1 1 態様乃至第 1 7 態様のいずれか 1 態様の光断層画像化方法であって、前記第 1 のフィルタリングステップは、前記入力画像データに対して前記第 1 の周波数フィルタによりフィルタリング処理を施した後、さらに二値化処理を行うことにより、前記第 1 の中間画像データを生成するものである。

[0037] 本発明の第 1 9 態様の光断層画像化方法は、第 1 1 態様乃至第 1 8 態様の

いずれか 1 態様の光断層画像化方法であって、前記第 2 のフィルタリングステップは、前記入力画像データに対して前記第 2 の周波数フィルタによりフィルタリング処理を施した後、さらに二値化処理を行うことにより、前記第 2 の中間画像データを生成するものである。

[0038] 本発明の第 20 態様の光断層画像化方法は、第 11 態様乃至第 19 態様のいずれか 1 態様の光断層画像化方法であって、前記画像生成ステップにより生成された画像と前記断層画像をあらかじめ設定した割合で加算することにより合成画像を生成する画像合成ステップを含むものである。

発明の効果

[0039] 本発明によれば、第 1 の周波数フィルタ（低周波フィルタ）によるフィルタリング処理により生成された第 1 の中間画像データと、第 2 の周波数フィルタ（高周波フィルタ）によるフィルタリング処理により生成された第 2 の中間画像データとの重複部分を抽出する処理（AND 処理）を行うことにより、高周波のノイズ成分が除去され、且つ、例えば粘膜筋板のような注目層構造が明瞭に抽出された画像を取得することができる。

図面の簡単な説明

[0040] [図1] 第 1 の実施形態に係る光断層画像化装置を用いた画像診断装置を示す外觀図

[図2] 図 1 の OCT プロセッサの内部構成を示すブロック図

[図3] 図 2 の OCT プロープの断面図

[図4] 図 2 の測定対象 S に対して光走査がラジアル走査の場合の断層画像のスクリーン面を示す図

[図5] 図 4 の断層画像により構築される 3 次元ボリュームデータを示す図

[図6] 図 1 の内視鏡の鉗子口から導出された OCT プロープを用いて断層画像を得る様子を示す図

[図7] 図 2 の測定対象 S に対してセクタ走査を行って断層画像を取得する構成を示す図

[図8] 図 7 の断層画像により構築される 3 次元ボリュームデータを示す図

[図9] 図2の信号処理部の構成を示すブロック図

[図10] 入力画像（元画像）の一例を示した図

[図11] 図10の入力画像に対して低周波バンドパスフィルタリングを施した場合に得られる画像を示した図

[図12] 図10の入力画像に対して高周波バンドパスフィルタリングを施した場合に得られる画像を示した図

[図13] 図11に示した画像と図12に示した画像にAND処理を施した場合に得られる画像を示した図

[図14] 主な消化器の正常な粘膜と粘膜筋板の厚みとの関係を示した図

[図15] モニタ装置に表示される画面の一例を示した図

[図16] 内視鏡画像に基づき計測部位を識別する方法の一例を示したフローチャート図である

[図17] 第2の実施形態に係る信号処理部の構成を示すブロック図

発明を実施するための形態

[0041] 以下、添付図面に従って本発明の好ましい実施の形態について詳説する。

[0042] 第1の実施形態〕

まず、本発明の第1の実施形態について説明する。

[0043] < 画像診断装置の外観 >

図1は本発明の第1の実施形態に係る光断層画像化装置を用いた画像診断装置を示す外観図である。

[0044] 図1に示すように、画像診断装置10は、主として内視鏡100、内視鏡プロセッサ200、光源装置300、光断層画像化装置としてのOCTプロセッサ400、及びモニタ装置500とから構成されている。なお、内視鏡プロセッサ200は、光源装置300を内蔵するように構成されていてもよい。

[0045] 内視鏡100は、手元操作部112と、この手元操作部112に連設される挿入部114とを備える。術者は手元操作部112を把持して操作し、挿入部114を被検者の体内に挿入することによって観察を行う。

[0046] 手元操作部 112 には、鉗子挿入部 138 が設けられており、この鉗子挿入部 138 が先端部 144 の鉗子口 156 に連通されている。本実施形態では、OCTプローブ 600 を鉗子挿入部 138 から挿入することによって、OCTプローブ 600 を鉗子口 156 から導出する。OCTプローブ 600 は、鉗子挿入部 138 から挿入され、鉗子口 156 から導出される挿入部 602 と、術者が OCT プローブ 600 を操作するための操作部 604、及びコネクタ 610 を介して OCT プロセッサ 400 と接続されるケーブル 606 から構成されている。

[0047] < 内視鏡、内視鏡プロセッサ、光源装置の構成 >

[内視鏡]

内視鏡 100 の先端部 144 には、観察光学系 150、照明光学系 152、及び CCD（不図示）が配設されている。

[0048] 観察光学系 150 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。本実施形態の 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（ベイヤ配列、ハニカム配列）で各画素毎に配設されたカラー CCD である。

[0049] なお、符号 154 は、観察光学系 150 に向けて洗浄液や加圧エアを供給するための洗浄ノズルである。

[光源装置]

光源装置 300 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 120 を介して光源装置 300 に接続され、ライトガイドの他端は照明光学系 152 に対面している。光源装置 300 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 152 から出射され、観察光学系 150 の視野範囲を照明する。

[内視鏡プロセッサ]

内視鏡プロセッサ 200 には、CCD から出力される画像信号が電気コネクタ 110 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 200 内においてデジタルの画像信号に変換され、モニタ装置 500 の画面に表示するための必要な処理が施される。

[0052] このように、内視鏡 100 で得られた観察画像のデータが内視鏡プロセッサ 200 に出力され、内視鏡プロセッサ 200 に接続されたモニタ装置 500 に画像が表示される。

[0053] < OCT プロセッサ、OCT プロープの内部構成 >

図 2 は図 1 の OCT プロセッサの内部構成を示すブロック図である。

[0054] [OCT プロセッサ]

図 2 に示す OCT プロセッサ 400 及び OCT プロープ 600 は、光干渉断層 (OCT : Optical Coherence Tomography) 計測法による測定対象の光断層画像を取得するためのもので、測定のための光 L_a を射出する第 1 の光源部 (第 1 の光源ユニット) 12 と、第 1 の光源部 12 から射出された光 L_a を測定光 (第 1 の光束) L_1 と参照光 L_2 とに分岐するとともに、被検体である測定対象 S からの戻り光 L_3 と参照光 L_2 とを合波して干渉光 L_4 を生成する光ファイバカブラ (分岐合波部) 14 と、光ファイバカブラ 14 で分岐された測定光 L_1 を測定対象まで導波するとともに測定対象からの戻り光 L_3 を導波する回転側光ファイバ FB 1 を備える OCT プロープ 600 と、測定光 L_1 を回転側光ファイバ FB 1 まで導波するとともに回転側光ファイバ FB 1 によって導波された戻り光 L_3 を導波する固定側光ファイバ FB 2 と、回転側光ファイバ FB 1 を固定側光ファイバ FB 2 に対して回転可能に接続し、測定光 L_1 および戻り光 L_3 を伝送する光コネクタ 18 と、光ファイバカブラ 14 で生成された干渉光 L_4 を干渉信号として検出する干渉光検出部 20 と、この干渉光検出部 20 によって検出された干渉信号を処理して光断層画像 (以下、単に「断層画像」とも言う。) を取得する信号処理部 22 とを有する。また、信号処理部 22 で取得された光断層画像はモニタ装置 500 に表示される。

[0055] また、OCT プロセッサ 400 は、測定の目印を示すためのエイミング光 (第 2 の光束) L_e を射出する第 2 の光源部 (第 2 の光源ユニット) 13 と

、参照光 L 2 の光路長を調整する光路長調整部 2 6 と、第 1 の光源部 1 2 から射出された光 L a を分岐させる光ファイバカブラ 2 8 と、光ファイバカブラ 1 4 で合波された戻り光 L 4 および L 5 を検出する検出器 3 0 a および 3 0 b と、信号処理部 2 2 への各種条件の入力、設定の変更等を行う操作制御部 3 2 とを有する。

[0056] なお、図 2 に示す OCT プロセッサ 4 0 0 においては、上述した射出光 L a、エイミング光 L e、測定光 L 1、参照光 L 2 および戻り光 L 3 などを含む種々の光を各光デバイスなどの構成要素間で導波し、伝送するための光の経路として、回転側光ファイバ F B 1 および固定側光ファイバ F B 2 を含め種々の光ファイバ F B (F B 3、F B 4、F B 5、F B 6、F B 7、F B 8 など) が用いられている。

[0057] 第 1 の光源部 1 2 は、OCT の測定のための光 (例えば、波長 $1.3 \mu\text{m}$ のレーザ光あるいは低コヒーレンス光) を射出するものであり、この第 1 の光源部 1 2 は周波数を一定の周期で掃引させながら、赤外領域である、例えば波長 $1.3 \mu\text{m}$ を中心とするレーザ光 L a を射出する光源である。この第 1 の光源部 1 2 は、レーザ光あるいは低コヒーレンス光 L a を射出する光源 1 2 a と、光源 1 2 a から射出された光 L a を集光するレンズ 1 2 b とを備えている。また、詳しくは後述するが、第 1 の光源部 1 2 から射出された光 L a は、光ファイバ F B 4、F B 3 を介して光ファイバカブラ 1 4 で測定光 L 1 と参照光 L 2 に分割され、測定光 L 1 は光コネクタ 1 8 に入力される。

[0058] また、第 2 の光源部 1 3 は、エイミング光 L e として測定部位を確認しやすくするために可視光を射出するものである。例えば、波長 $0.66 \mu\text{m}$ の赤半導体レーザ光、波長 $63 \mu\text{m}$ の He-Ne レーザ光、波長 $405 \mu\text{m}$ の青半導体レーザ光などを用いることができる。そこで、第 2 の光源部 1 3 としては、例えば赤色あるいは青色あるいは緑色のレーザ光を射出する半導体レーザ 1 3 a と、半導体レーザ 1 3 a から射出されたエイミング光 L e を集光するレンズ 1 3 b とを備えている。第 2 の光源部 1 3 から射出されたエイミング光 L e は、光ファイバ F B 8 を介して光コネクタ 1 8 に入力

される。

- [0059] 光コネクタ 18 では、測定光 L 1 とエイミング光 L e とが合波され、OCT プロープ 600 内の回転側光ファイバ FB 1 に導波される。
- [0060] 光ファイバカブラ (分岐合波部) 14 は、例えば 2 X 2 の光ファイバカブラで構成されており、固定側光ファイバ FB 2、光ファイバ FB 3、光ファイバ FB 5、光ファイバ FB 7 とそれぞれ光学的に接続されている。
- [0061] 光ファイバカブラ 14 は、第 1 の光源部 12 から光ファイバ FB 4 および FB 3 を介して入射した光 L a を測定光 (第 1 の光束) L 1 と参照光 L 2 とに分割し、測定光 L 1 を固定側光ファイバ FB 2 に入射させ、参照光 L 2 を光ファイバ FB 5 に入射させる。
- [0062] さらに、光ファイバカブラ 14 は、光ファイバ FB 5 に入射され後述する光路長調整部 26 によって周波数シフトおよび光路長の変更が施されて光ファイバ FB 5 を戻った光 L 2 と、後述する OCT プロープ 600 で取得され固定側光ファイバ FB 2 から導波された光 L 3 とを合波し、光ファイバ FB 3 (FB 6) および光ファイバ FB 7 に射出する。
- [0063] OCT プロープ 600 は、光コネクタ 18 を介して、固定側光ファイバ FB 2 と接続されており、固定側光ファイバ FB 2 から、光コネクタ 18 を介して、エイミング光 L e と合波された測定光 L 1 が回転側光ファイバ FB 1 に入射される。入射されたこのエイミング光 L e と合波された測定光 L 1 を回転側光ファイバ FB 1 によって伝送して測定対象 S に照射する。そして測定対象 S からの戻り光 L 3 を取得し、取得した戻り光 L 3 を回転側光ファイバ FB 1 によって伝送して、光コネクタ 18 を介して、固定側光ファイバ FB 2 に射出するようになっている。
- [0064] 光コネクタ 18 は、測定光 (第 1 の光束) L 1 とエイミング光 (第 2 の光束) L e とを合波するものである。
- [0065] 干渉光検出部 20 は、光ファイバ FB 6 および光ファイバ FB 7 と接続されており、光ファイバカブラ 14 で参照光 L 2 と戻り光 L 3 とを合波して生成された干渉光 L 4 および L 5 を干渉信号として検出するものである。

- [0066] ここで、OCTプロセッサ400は、光ファイバケーブル28から分岐させた光ファイバFB6上に設けられた、干渉光L4の光強度を検出する検出器30aと、光ファイバFB7の光路上に干渉光L5の光強度を検出する検出器30bとを有している。
- [0067] 干渉光検出部20は、検出器30aおよび検出器30bの検出結果に基づいて、干渉信号を生成する。
- [0068] 信号処理部22は、干渉光検出部20で検出した干渉信号から画像データを生成し、当該画像データに対して各種処理を施して得られる画像をモニタ装置500へ出力する。
- [0069] 光路長調整部26は、光ファイバFB5の参照光L2の射出側（すなわち、光ファイバFB5の光ファイバケーブル14とは反対側の端部）に配置されている。
- [0070] 光路長調整部26は、光ファイバFB5から射出された光を平行光にする第1光学レンズ80と、第1光学レンズ80で平行光にされた光を集光する第2光学レンズ82と、第2光学レンズ82で集光された光を反射する反射ミラー84と、第2光学レンズ82および反射ミラー84を支持する基台86と、基台86を光軸方向に平行な方向に移動させるミラー移動機構88とを有し、第1光学レンズ80と第2光学レンズ82との距離を変化させることで参照光L2の光路長を調整する。
- [0071] 第1光学レンズ80は、光ファイバFB5のコアから射出された参照光L2を平行光にするとともに、反射ミラー84で反射された参照光L2を光ファイバFB5のコアに集光する。
- [0072] また、第2光学レンズ82は、第1光学レンズ80により平行光にされた参照光L2を反射ミラー84上に集光するとともに、反射ミラー84により反射された参照光L2を平行光にする。このように、第1光学レンズ80と第2光学レンズ82とにより共焦点光学系が形成されている。
- [0073] さらに、反射ミラー84は、第2光学レンズ82で集光される光の焦点に配置されており、第2光学レンズ82で集光された参照光L2を反射する。

[0074] これにより、光ファイバFB5から射出した参照光L2は、第1光学レンズ80により平行光になり、第2光学レンズ82により反射ミラー84上に集光される。その後、反射ミラー84により反射された参照光L2は、第2光学レンズ82により平行光になり、第1光学レンズ80により光ファイバFB5のコアに集光される。

[0075] また、基台86は、第2光学レンズ82と反射ミラー84とを固定し、ミラー移動機構88は、基台86を第1光学レンズ80の光軸方向（図2矢印A方向）に移動させる。

[0076] ミラー移動機構88で、基台86を矢印A方向に移動させることで、第1光学レンズ80と第2光学レンズ82との距離を変更することができ、参照光L2の光路長を調整することができる。

[0077] 操作制御部32は、キーボード、マウス等の入力手段と、入力された情報に基づいて各種条件を管理する制御手段とを有し、信号処理部22に接続されている。操作制御部32は、入力手段から入力されたオペレータの指示に基づいて、信号処理部22における各種処理条件等の入力、設定、変更等を行う。

[0078] なお、操作制御部32は、操作画面をモニタ装置500に表示させてもよいし、別途表示部を設けて操作画面を表示させてもよい。また、操作制御部32で、第1の光源部12、第2の光源部13、光コネクタ18、干渉光検出部20、光路長ならびに検出器30aおよび30bの動作制御や各種条件の設定を行うようにしてもよい。

[0079] [OCTプローブ]

図3は図2のOCTプローブの断面図である。

[0080] 図3に示すように、挿入部602の先端部は、プローブ外筒620と、キャップ622と、回転側光ファイバFB1と、パネ624と、固定部材626と、光学レンズ628とを有している。

[0081] プローブ外筒（シース）620は、可撓性を有する筒状の部材であり、光コネクタ18においてエイミング光Leが合波された測定光L1および戻り

光 L 3 が透過する材料からなっている。なお、プローブ外筒 6 2 0 は、測定光 L 1 (エイミング光 L e) および戻り光 L 3 が通過する先端 (光コネクタ 1 8 と反対側の回転側光ファイバ F B 1 の先端、以下プローブ外筒 6 2 0 の先端と言う) 側の一部が全周に渡って光を透過する材料 (透明な材料) で形成されていればよく、先端以外の部分については光を透過しない材料で形成されていてもよい。

[0082] キャップ 6 2 2 は、プローブ外筒 6 2 0 の先端に設けられ、プローブ外筒 6 2 0 の先端を閉塞している。

[0083] 回転側光ファイバ F B 1 は、線状部材であり、プローブ外筒 6 2 0 内にプローブ外筒 6 2 0 に沿って收容されており、固定側光ファイバ F B 2 から射出され、光コネクタ 1 8 で光ファイバ F B 8 から射出されたエイミング光 L e と合波された測定光 L 1 とを光学レンズ 6 2 8 まで導波するとともに、測定光 L 1 (エイミング光 L e) を測定対象 S に照射して光学レンズ 6 2 8 で取得した測定対象 S からの戻り光 L 3 を光コネクタ 1 8 まで導波し、固定側光ファイバ F B 2 に入射する。

[0084] ここで、回転側光ファイバ F B 1 と固定側光ファイバ F B 2 とは、光コネクタ 1 8 によつて接続されており、回転側光ファイバ F B 1 の回転が固定側光ファイバ F B 2 に伝達しない状態で、光学的に接続されている。また、回転側光ファイバ F B 1 は、プローブ外筒 6 2 0 に対して回転自在、およびプローブ外筒 6 2 0 の軸方向に移動自在な状態で配置されている。

[0085] バネ 6 2 4 は、回転側光ファイバ F B 1 の外周に固定されている。また、回転側光ファイバ F B 1 およびバネ 6 2 4 は、光コネクタ 1 8 に接続されている。

[0086] 光学レンズ 6 2 8 は、回転側光ファイバ F B 1 の測定側先端 (光コネクタ 1 8 と反対側の回転側光ファイバ F B 1 の先端) に配置されており、先端部が、回転側光ファイバ F B 1 から射出された測定光 L 1 (エイミング光 L e) を測定対象 S に対し集光するために略球状の形状で形成されている。

[0087] 光学レンズ 6 2 8 は、回転側光ファイバ F B 1 から射出した測定光 L 1 (

エイミング光 L_e) を測定対象 S に対し照射し、測定対象 S からの戻り光 L_3 を集光し回転側光ファイバ FB_1 に入射する。

[0088] 固定部材 626 は、回転側光ファイバ FB_1 と光学レンズ 628 との接続部の外周に配置されており、光学レンズ 628 を回転側光ファイバ FB_1 の端部に固定する。ここで、固定部材 626 による回転側光ファイバ FB_1 と光学レンズ 628 との固定方法は、特に限定されず、接着剤により、固定部材 626 と回転側光ファイバ FB_1 および光学レンズ 628 を接着させて固定されても、ボルト等を用い機械的構造で固定してもよい。なお、固定部材 626 は、ジルコニアフェルールやメタルフェルールなど光ファイバの固定や保持あるいは保護のために用いられるものであれば、如何なるものを用いても良い。

[0089] また、回転側光ファイバ FB_1 およびパネ 624 は、後述する回転筒 656 に接続されており、回転筒 656 によって回転側光ファイバ FB_1 およびパネ 624 を回転させることで、光学レンズ 628 をプローブ外筒 620 に対し、矢印 R_2 方向に回転させる。また、光コネクタ 18 は、回転エンコーダを備え、回転エンコーダからの信号に基づいて光学レンズ 628 の位置情報 (角度情報) から測定光 L_1 の照射位置を検出する。つまり、回転している光学レンズ 628 の回転方向における基準位置に対する角度を検出して、測定位置を検出する。

[0090] さらに、回転側光ファイバ FB_1 、パネ 624 、固定部材 626 、及び光学レンズ 628 は、後述する駆動部により、プローブ外筒 620 内部を矢印 S_1 方向 (鉗子口方向)、及び S_2 方向 (プローブ外筒 620 の先端方向) に移動可能に構成されている。

[0091] また、図3左側は、OCTプローブ 600 の操作部 604 における回転側光ファイバ FB_1 等の駆動部の概略を示す図である。

[0092] プローブ外筒 620 は、固定部材 670 に固定されている。これに対し、回転側光ファイバ FB_1 およびパネ 624 は、回転筒 656 に接続されており、回転筒 656 は、モータ 652 の回転に応じてギア 654 を介して回転

するように構成されている。回転筒 6 5 6 は、光コネクタ 1 8 に接続されており、測定光 L 1 及び戻り光 L 3 は、光コネクタ 1 8 を介して回転側光ファイバ F B 1 と固定側光ファイバ F B 2 間を伝送される。

[0093] また、これらを内蔵するフレーム 6 5 0 は支持部材 6 6 2 を備えており、支持部材 6 6 2 は、図示しないネジ孔を有している。ネジ孔には進退移動用ボールネジ 6 6 4 が咬合しており、進退移動用ボールネジ 6 6 4 には、モータ 6 6 0 が接続されている。したがって、モータ 6 6 0 を回転駆動することによりフレーム 6 5 0 を進退移動させ、これにより回転側光ファイバ F B 1、バネ 6 2 4、固定部材 6 2 6、及び光学レンズ 6 2 8 を図 3 の S 1 及び S 2 方向に移動させることが可能となっている。

[0094] OCT プローブ 6 0 0 は、以上のような構成であり、光コネクタ 1 8 により回転側光ファイバ F B 1 およびバネ 6 2 4 が、図 3 中矢印 R 2 方向に回転されることで、光学レンズ 6 2 8 から射出される測定光 L 1 (エイミング光 L e) を測定対象 S に対し、矢印 R 2 方向 (プローブ外筒 6 2 0 の円周方向) に対し走査しながら照射し、戻り光 L 3 を取得する。エイミング光 L e は、測定対象 S に、例えば青色、赤色あるいは緑色のスポット光として照射され、このエイミング光 L e の反射光は、モニタ装置 5 0 0 に表示された観察画像に輝点としても表示される。

[0095] これにより、プローブ外筒 6 2 0 の円周方向の全周において、測定対象 S の所望の部位を正確にとらえることができ、測定対象 S を反射した戻り光 L 3 を取得することができる。

[0096] さらに、3次元ボリュームデータを生成するための複数の断層画像を取得する場合は、駆動部により光学レンズ 6 2 8 が矢印 S 1 方向の移動可能範囲の終端まで移動され、断層画像を取得しながら所定量ずつ S 2 方向に移動し、又は断層画像取得と S 2 方向への所定量移動を交互に繰り返しながら、移動可能範囲の終端まで移動する。

[0097] このように測定対象 S に対して所望の範囲の複数の断層画像を得て、取得した複数の断層画像に基づいて3次元ボリュームデータを取得することができる。

。

[0098] 図4は図2の測定対象Sに対して光走査がラジアル走査の場合の断層画像のスキャン面を示す図であり、図5は図4の断層画像により構築される3次元ボリュームデータを示す図である。干渉信号により測定対象Sの深さ方向（第1の方向）の断層画像を取得し、測定対象Sに対し図3矢印R2方向（プローブ外筒620の円周方向）に走査（ラジアル走査）することで、図4に示すように、第1の方向と該第1の方向と直交する第2の方向とからなるスキャン面での断層画像を取得することができる。またさらに、このスキャン面に直交する第3の方向に沿ってスキャン面を移動させることで、図5に示すように、3次元ボリュームデータを生成するための複数の断層画像が取得できる。

[0099] 図6は図1の内視鏡の鉗子口から導出されたOCTプローブを用いて断層画像を得る様子を示す図である。図6に示すように、OCTプローブの挿入部602の先端部を、測定対象Sの所望の部位に近づけて、断層画像を得る。所望の範囲の複数の断層画像を取得する場合は、OCTプローブ600本体を移動させる必要はなく、前述の駆動部によりプローブ外筒620内で光学レンズ628を移動させればよい。

[0100] なお、測定光L1（エイミング光Le）を測定対象Sにラジアル走査するとしたが、これに限らない。図7は図2の測定対象Sに対してセクタ走査を行って断層画像を取得する構成を示す図であり、図8は図7の断層画像により構築される3次元ボリュームデータを示す図である。図7に示すように、ガルバノミラー900を使用し、測定対象Sの上方からセクタ走査を行って断層画像を取得する構成にも適用でき、この場合もスキャン面を移動させることで、図8に示すように、3次元ボリュームデータを生成するための複数の断層画像が取得できる。

[0101] [信号処理部]

図9は図2の信号処理部22の構成を示すブロック図である。

[0102] 図9に示すように、本実施形態の信号処理部22は、干渉光検出部20か

ら入力される干渉信号からモニタ装置 500 に出力される画像を生成するための信号処理を行う処理部であり、主として、フーリエ変換部 410、対数変換部 420、低周波フィルタリング部 430、高周波フィルタリング部 440、AND部 450、AND画像構築部 460、及び制御部 490を備えて構成される。なお、制御部 490は、操作制御部 32からの操作信号に基づき信号処理部 22の各部を制御する。

[01 03] 干渉光検出部 20には、波長掃引光源としての第1の光源部 12から射出された光が測定光と参照光とに分割され、OCTプローブ 600から測定対象 S に測定光を照射したときに得られる反射光と参照光とが合波したときの干渉光が入力される。この干渉光検出部 20は、入力された干渉光（光信号）を干渉信号（電気信号）に変換する干渉信号生成部 20aと、干渉信号生成部 20aで生成された干渉信号をアナログ信号からデジタル信号に変換するAD変換部 20bとから構成される。

[01 04] AD変換部 20bでは、例えば、80MHz程度のサンプリングレートで14bit程度の分解能でアナログ信号からデジタル信号への変換が実施されるが、これらの値に特に限定されるものではない。AD変換部 20bにおいてデジタル信号に変換された干渉信号は、信号処理部 22のフーリエ変換部 410に入力される。

[01 05] フーリエ変換部 410は、干渉光検出部 20のAD変換部 20bにおいてデジタル信号に変換された干渉信号をFFT（高速フーリエ変換）により周波数解析を行い、測定対象 S の各深さ位置における反射光 L3の強度、すなわち深度方向の反射強度データ（断層情報）を生成する。

[01 06] 対数変換部 420は、フーリエ変換部 410でフーリエ変換されたデータ（断層情報）の対数変換を行い、モニタ装置 500に表示される画像の元データとなる画像データ（入力画像データ）を生成する。対数変換部 420で生成された画像データは、低周波フィルタリング部 430と高周波フィルタリング部 440とにそれぞれ入力される。

[01 07] 低周波フィルタリング部 430は、低周波バンドパスフィルタ部（低周波

B P F 部) 4 3 2 と、二値化処理部 4 3 4 とから構成される。

[01 08] 低周波 B P F 部 4 3 2 は、低周波バンドパスフィルタ (不図示) を備え、対数変換部 4 2 0 から入力された画像データに対して低周波バンドパスフィルタによるフィルタリング (低周波バンドパスフィルタリング) を行う。

[01 09] 低周波バンドパスフィルタは、一般的に知られているガウシアンフィルタや D O G フィルタなどで構成される。なお、低周波バンドフィルタの中心周波数は、後述の高周波 B P F 4 4 2 に備えられる高周波バンドパスフィルタの中心周波数よりも低いものとする。

[01 10] ここで、低周波バンドパスフィルタは、その中心周波数が低いほどノイズ抑制性能は高くなるものの、中心周波数が低すぎると注目層構造 (例えば粘膜筋板) とその隣接層との区別ができなくなってしまう場合がある。

[01 11] このため、本実施形態では、低周波バンドパスフィルタの中心周波数は、注目層構造とその隣接層の厚みに応じて決められることが好ましい。例えば測定対象 S が大腸である場合には、正常な粘膜層の厚みは一般的に 4 5 0 [μm] であり、粘膜筋板の厚みは 1 0 ~ 5 0 [μm] であることから、低周波バンドパスフィルタとしては、例えば中心周波数 4 . 1 6 [mm^{-1}] (半周期 1 2 0 [μm]) のバンドパスフィルタが好ましく用いられる。

[01 12] 二値化処理部 4 3 4 は、低周波 B P F 部 4 3 2 で低周波バンドパスフィルタリングが施された画像データに対して所定の閾値との比較により二値化処理を行う。二値化処理部 4 3 4 で二値化処理された画像データ (第 1 の中間画像データ) は、A N D 部 4 5 0 に入力される。

[01 13] 二値化処理部 4 3 4 では、上記画像データのうち、閾値を超える画像データ (又は閾値未満の画像データ) を粘膜筋板の候補領域として抽出する。但し、閾値の値が大きいほど (又は小さいほど)、二値化処理後の画像データに含まれるノイズ成分は少なくなるが、逆に閾値の値が大きすぎると (又は小さすぎると)、本来抽出されるべき粘膜筋板の候補領域も除外されてしまう場合がある。このため、二値化処理部 4 3 4 では、実験又は経験を通じて最適化された閾値が用いられることが必要である。例えば、従来の計測画像

を基に統計的に閾値を決定すればよい。また、閾値は、固定パラメータとして扱ってもよく、術者（観察者）の意図に応じて手動で変えられるようにしてもよい。

[01 14] 高周波フィルタリング部 4 4 0 は、高周波バンドパスフィルタ部（高周波 B P F 部）4 4 2 と、二値化処理部 4 4 4 とから構成される。

[01 15] 高周波 B P F 部 4 4 2 は、前述の低周波バンドパスフィルタよりも高い中心周波数を有する高周波バンドパスフィルタ（不図示）を備え、対数変換部 4 2 0 から入力された画像データに対して高周波バンドパスフィルタによるフィルタリング（高周波バンドパスフィルタリング）を行う。なお、高周波バンドパスフィルタは、低周波バンドパスフィルタと同様に、ガウシアンフィルタや D O G フィルタなどで構成される。

[01 16] また、本実施形態では、高周波バンドパスフィルタの中心周波数は、注目層構造（例えば粘膜筋板）の厚みに応じて決定されることが好ましい。例えば測定対象 S が大腸である場合、上述のように正常な大腸における粘膜筋板の厚みは 1 0 ~ 5 0 [μ m] であることから、高周波バンドパスフィルタとしては、例えば中心周波数 1 0 [m m ⁻¹] （半周期 5 0 [μ m] ）のバンドパスフィルタが好ましく用いられる。

[01 17] 二値化処理部 4 4 4 は、高周波 B P F 部 4 4 2 で高周波バンドパスフィルタリングが施された画像データに対して所定の閾値との比較により二値化処理を行う。二値化処理部 4 4 4 で二値化処理された画像データ（第 2 の中間画像データ）は、A N D 部 4 5 0 に入力される。

[01 18] なお、二値化処理部 4 4 4 で用いられる閾値についても、上述の二値化処理部 4 3 4 と同様であり、実験又は経験を通じて最適化された閾値が用いられることが必要である。例えば、従来の計測画像を基に統計的に閾値は決定される。また、閾値は、固定パラメータとして扱ってもよく、術者（観察者）の意図に応じて手動で変えられるようにしてもよい。

[01 19] A N D 部 4 5 0 は、低周波フィルタリング部 4 3 0 から入力される画像データ（第 1 の中間画像データ）と、高周波フィルタリング部 4 4 0 から入力

される画像データ（第２の中間画像データ）との論理積、すなわち、各画像データの重複部分を抽出するＡＮＤ処理（重複部抽出処理）を行い、ＡＮＤ画像データ（出力画像データ）を生成する。ＡＮＤ部４５０で生成されたＡＮＤ画像データは、ＡＮＤ画像構築部４６０に入力される。

[01 20] ＡＮＤ画像構築部４６０は、入力されたＡＮＤ画像データに基づき、モニタ装置５００、及びその表示方法にあわせてＡＮＤ画像を構築する。具体的には、輝度、コントラストの調整、表示サイズにあわせたリサンプル、ラジアル走査、セクタ走査等の走査方法に合わせての座標変換などによりＡＮＤ画像を構築する。その際、必要に応じて疑似カラーを適用してもよいし、後述する第２の実施形態のように断層画像との重ね合わせを行うようにしてもよい。

[01 21] 次に、上記の如く構成された本実施形態の作用について説明する。

[01 22] まず、干渉光検出部２０で生成された干渉信号が信号処理部２２に入力されると、フーリエ変換部４１０にてＦＦＴ（高速フーリエ変換）による周波数解析が行われる。これにより、測定対象Ｓの深度方向の反射強度データ（断層情報）が生成される。

[01 23] 次に、フーリエ変換部４１０で生成された断層情報は、対数変換部４２０で対数変換される。これにより、モニタ装置５００に表示される元画像となる画像データ（入力画像データ）が生成される。このようにして生成された画像データは、低周波フィルタリング部４３０と高周波フィルタリング部４４０とにそれぞれ入力される。

[01 24] 低周波フィルタリング部４３０に入力された画像データは、まず、低周波ＢＰＦ部４３２において低周波バンドパスフィルタリングが施され、次いで、二値化処理部４３４において二値化処理が施される。これにより、例えば粘膜筋板のような注目層構造はおおまかに抽出されることになるが、高周波のノイズ成分が除去された画像データ（第１の中間画像データ）を得ることができる。このようにして得られた画像データは、ＡＮＤ部４５０に入力される。

[01 25] 一方、高周波フィルタリング部 4 4 0 に入力された画像データは、まず、高周波 B P F 部 4 4 2 において高周波バンドパスフィルタリングが施され、次いで、二値化処理部 4 4 4 において二値化処理が施される。これにより、高周波のノイズ成分は多く含まれるが、粘膜筋板のような層構造が明瞭に抽出された画像データ（第 2 の中間画像データ）が得られる。このようにして得られた画像データは、A N D 部 4 5 0 に入力される。

[01 26] 次に、A N D 部 4 5 0 において入力された 2 つの画像データ（第 1 及び第 2 の中間画像データ）の重複部分を抽出する A N D 処理（重複部抽出処理）が施され、A N D 画像データ（出力画像データ）が生成される。このようにして生成された A N D 画像データは、入力された 2 つの画像データ（第 1 及び第 2 の中間画像データ）の長所を兼ね備えており、例えば粘膜筋板のような注目層構造が明瞭に抽出され、且つ、高周波のノイズ成分が除去されたものとなる。

[01 27] そして、A N D 画像データは A N D 画像構築部 4 6 0 に入力され、A N D 画像データに基づき、モニタ装置 5 0 0 に表示される A N D 画像が生成される。このようにして A N D 画像構築部 4 6 0 で生成された A N D 画像はモニタ装置 5 0 0 に表示され、診断が可能となる。

[01 28] ここで、一例として、図 1 0 に示した入力画像（元画像）に対して、低周波バンドパスフィルタリング（中心周波数 $4.16 \text{ [mm}^{-1}\text{]}$ ）を施した場合に得られる画像（第 1 の中間画像）を図 1 1 に示し、高周波バンドパスフィルタリング（中心周波数 $10 \text{ [mm}^{-1}\text{]}$ ）を施した場合に得られる画像（第 2 の中間画像）を図 1 2 に示す。また、図 1 1 に示した画像と図 1 2 に示した画像とに A N D 処理を施した場合に得られる画像（A N D 画像）を図 1 3 に示す。

[01 29] 図 1 0 に示した入力画像は、後述の断層画像構築部 4 7 0（図 1 7）で構築される断層画像と同じものであり、これは従来の O C T の信号処理により得られるグレースケール断層画像に相当する。ここでは、図 7 において説明したガルバノミラー 9 0 0 を使用し、被検体（測定対象 S）の上方からセ

クタ走査を行ったときに得られる画像を示している。

[01 30] 一方、図 1 1 に示した画像では、高周波成分のノイズが除去されているが、粘膜筋板の候補領域がおおまかに抽出されるので、癌の浸潤により本来破壊されて途切れているはずの粘膜筋板がつながった状態で検出されたり、粘膜筋板とそれに隣接する層（粘膜層）との境界がはっきりせずに 1 つの層として検出されていたりしてしまう欠点がある。

[01 31] また、図 1 2 に示した画像では、粘膜筋板に隣接する粘膜層との境界（隣接エッジ）が明瞭に抽出されており、粘膜筋板が途切れている部分を容易に識別することが可能となっているものの、高周波のノイズ成分が多く残存してしまうといった欠点がある。

[01 32] そこで本実施形態では、図 1 1 及び図 1 2 に示した画像の欠点を補うべく、これらの画像に対して A N D 処理を施すことにより、図 1 3 に示した画像が生成されるようになっている。これによれば、高周波のノイズ成分が除去され、且つ、注目層構造としての粘膜筋板の画像が明瞭に描出され、粘膜筋板とその隣接層との境界（エッジ）も明確に分離されて表示される。

[01 33] なお、図 1 1 ～図 1 3 に示した画像では、図面の制約上、モノクロで表示されているが、実際には薄くグレーで表示された部分には疑似カラー（本例では赤色）が適用されており、より目的の構造が認識しやすくなっている。

[01 34] 図 1 4 は、主な消化器の正常な粘膜層と粘膜筋板の厚みとの関係を示した図である。図 1 4 に示すように、一般的に消化器における粘膜層と粘膜筋板は部位によってその厚みが異なる。このように計測部位によって粘膜層や粘膜筋板の厚みが異なるにもかかわらず、低周波バンドパスフィルタ及び高周波バンドパスフィルタの中心周波数が一律に固定されていると、計測部位によっては注目層構造が適切に抽出されなかったり、ノイズ成分が除去されなかったりという不具合が生じる恐れがある。

[01 35] そこで本実施形態では、低周波バンドパスフィルタ及び高周波バンドパスフィルタの中心周波数は、計測部位（すなわち、測定対象 S の種類）に応じて変更することが望ましい。具体的には、計測部位における粘膜層厚みを a [

μm]、粘膜筋板厚みを $b [\mu\text{m}]$ としたとき (但し、 $a > b$ とする。)、低周波バンドパスフィルタの中心周波数は $1/2a \sim 1/2b [\text{mm}^{-1}]$ (半周期 $b \sim a [\mu\text{m}]$)、高周波バンドパスフィルタの中心周波数は $1/2b [\text{mm}^{-1}]$ (半周期 $b [\mu\text{m}]$) とすることが好ましい。このように各フィルタの中心周波数を計測部位に応じて変更することにより、計測部位の粘膜層や粘膜筋板の厚みに左右されることなく、粘膜筋板のような注目層構造を精度良く描出することが可能となる。

[0136] また、本実施形態では、計測部位の識別方法としては特に限定されるものではないが、例えば、以下に示すような方法が考えられる。

[0137] 一般に内視鏡 100 では、検査や治療の目的によって上部内視鏡や下部内視鏡が存在しており、計測部位の種類によつて挿入部 114 の太さが異なっている。そこで、内視鏡 100 の挿入部 114 に計測部位を識別するための識別 ID を設けておき、信号処理部 22 は、読み取り装置 (不図示) で読み取られた識別 ID に基づき、低周波バンドパスフィルタ及び高周波バンドパスフィルタの中心周波数を変更し、各種処理を実行する。なお、信号処理部 22 には、識別 ID に対応する計測部位の粘膜層及び粘膜筋板の厚みがデータテーブル化されて記憶部 (不図示) に記憶されているものとする。このような識別方法によれば、簡単な操作を行うだけで計測部位が識別され、その結果に基づいて低周波バンドパスフィルタ及び高周波バンドパスフィルタの中心周波数が自動的に変更されるので、術者の操作負担を軽減することができる。

[0138] また、モニタ装置 500 には、例えば図 15 に示すように、表示画面の左側に内視鏡 100 で得られた観察画像 (内視鏡画像) 510 が表示され、その右側に OCT プロセッサ 400 の信号処理部 22 で生成された画像 (OCT 画像) 520 が表示される。そこで、このようにモニタ装置 500 に表示される内視鏡画像 510 を利用して、計測部位の種別を識別することも考えられる。

[0139] 図 16 は、内視鏡画像に基づき計測部位を識別する方法の一例を示したフ

ローチャート図である。図 16 に示すように、まず、信号処理部 22 は、内視鏡画像を取得する（ステップ S 10）。例えば、内視鏡画像は、内視鏡画像を生成する内視鏡プロセッサ 200 から取得する。

[0140] 次に、信号処理部 22 は、取得した内視鏡画像の中に環状構造が存在するか否かを判断する（ステップ S 14）。そして、内視鏡画像の中に環状構造が存在しないと判断した場合には、計測部位を胃と特定する（ステップ S 16）。

[0141] 一方、内視鏡画像の中に環状構造が存在すると判断した場合には、さらにその中にひだ構造が存在するか否かを判断する（ステップ S 18）。そして、内視鏡画像の中にひだ構造が存在しないと判断した場合には、計測部位を食道と特定する（ステップ S 20）。一方、内視鏡画像の中にひだ構造が存在すると判断した場合には、計測部位を大腸と特定する。

[0142] その後、信号処理部 22 は、上述のようにして特定した計測部位の粘膜層及び粘膜筋板の厚みを記憶部（不図示）から読み出し、計測部位の粘膜層及び粘膜筋板の厚みに応じて低周波バンドパスフィルタ及び高周波バンドパスフィルタの中心周波数を設定し、上述した各種処理を実行する。

[0143] 以上説明したように本実施形態によれば、低周波フィルタリング処理が施された画像データ（第 1 の中間画像データ）と、高周波フィルタリング処理が施された画像データ（第 2 の中間画像データ）との重複部分を抽出する処理（AND 処理）を行うことにより、高周波のノイズ成分が除去され、且つ、例えば粘膜筋板のような注目層構造が明瞭に抽出された画像を取得することができる。その結果、粘膜筋板が抽出されていない領域が粘膜筋板の断裂によるものなのか否かをより確実に判断することが可能になる。その結果、癌が粘膜筋板を浸潤しているかどうかの判断がより容易になる。

[0144] 第 2 の実施形態]

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。以下、第 1 の実施形態と共通する部分については説明を省略し、本実施形態の特徴的な部分を中心に説明する。

[0145] 図 11 は第 2 の実施形態に係る信号処理部の構成を示すブロック図である。図 17 中、図 9 と共通又は類似の要素には同一の番号を付している。

[0146] 図 17 に示すように、第 2 の実施形態としての信号処理部 22B は、第 1 の実施形態の構成 (図 9 参照) に加え、さらに、断層画像構築部 470、画像合成部 480 を備えている。

[0147] 断層画像構築部 470 は、従来と同様にして通常の断層画像を構築する処理部であり、対数変換部 420 で生成された画像データ (入力画像データ) が入力され、その画像データからモニタ装置 500 及びその表示方法にあわせて断層画像を構築する。具体的には、輝度、コントラストの調整、表示サイズにあわせたリサンプル、ラジアル走査、セクタ走査等の走査方法に合わせての座標変換などにより断層画像を構築する。

[0148] 画像合成部 480 は、断層画像構築部 470 で構築された断層画像と、AND 画像構築部 460 で構築された AND 画像とを合成して、この合成された画像をモニタ装置 500 に出力する。

[0149] 画像合成部 480 での画像合成方法は、断層画像と AND 画像をあらかじめ設定した割合で加算して合成する方法が望ましい。具体的には、

(1) 断層画像を 1 とした場合に対して AND 画像を一定の比率 β で加算する方法

$$\text{合成画像} = \text{断層画像} + \beta \times \text{AND 画像} \quad (0 < \beta < 1)$$

もしくは、

(2) 両者を一定の比率で加算する方法

$$\text{合成画像} = (1 - \beta) \times \text{断層画像} + \beta \times \text{AND 画像} \quad (0 < \beta < 1)$$

がある。但し、画像の合成方法については、これらに限定するものではなく、断層画像上に AND 画像をスーパーインポーズする方法等、一般的に用いられているどのような方法を用いてもよい。画像合成部 480 から出力された合成画像はモニタ装置 500 に表示され、診断が可能となる。

[0150] 第 2 の実施形態によれば、断層画像と AND 画像とを合成することで、モ

二タ装置 500 に表示される合成画像には粘膜筋板のような注目層構造に関する情報が付加されることになり、注目層構造を容易に識別可能となる。これにより、粘膜筋板が抽出されていない領域が粘膜筋板の断裂によるものなのか否かをより確実に判断することが可能になる。その結果、癌が粘膜筋板を浸潤しているかどうかの判断がより容易になる。

[0151] なお、上述した各実施形態では、OCTプロセッサ400としてSS—OCT (Swept Source OCT) 装置を用いて説明したが、これに限らず、OCTプロセッサ400をSD—OCT (Spectral Domain OCT) 装置としても適用可能である。

[0152] 以上、本発明の光断層画像化装置及び光断層画像化方法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。

符号の説明

[0153] 10…画像診断装置、20…干渉光検出部、20a…干渉信号生成部、20b…AD変換部、22…信号処理部、100…内視鏡、200…内視鏡プロセッサ、300…光源装置、400…OCTプロセッサ、410…フーリエ変換部、420…対数変換部、430…低周波フィルタリング部、432…低周波BPF部、434…二値化処理部、440…高周波フィルタリング部、442…高周波BPF部、444…二値化処理部、450…AND部、460…AND画像構築部、470…断層画像構築部、480…画像合成部、490…制御部、500…モニタ装置

請求の範囲

[請求項 1] 波長掃引光源から射出される光を測定光と参照光とに分割し、前記測定光にて測定対象に照射し、該測定対象からの反射光と前記参照光とを合波し、前記反射光と前記参照光とが合波したときの干渉光を干渉信号として検出し、該干渉信号を用いて前記測定対象の断層画像を取得する光断層画像化装置であって、

前記干渉信号をフーリエ変換して前記測定対象の断層情報を生成するフーリエ変換部と、

前記測定対象の断層情報を対数変換して入力画像データを生成する対数変換部と、

中心周波数が異なる少なくとも2種類の周波数フィルタのうち、中心周波数が低い方の第1の周波数フィルタを用いて前記入力画像データに対してフィルタリング処理を施すことにより第1の中間画像データを生成する第1のフィルタリング部と、

前記少なくとも2種類の周波数フィルタのうち、中心周波数が高い方の第2の周波数フィルタを用いて前記入力画像データに対してフィルタリング処理を施すことにより第2の中間画像データを生成する第2のフィルタリング部と、

前記第1の中間画像データと前記第2の中間画像データとの重複部分を抽出することにより出力画像データを生成するAND処理部と、

前記出力画像データからモニタ部に表示するための画像を生成する画像生成部と、

を備えた光断層画像化装置。

[請求項 2] 前記測定対象の種類に応じて前記第1又は第2の周波数フィルタの中心周波数を変更する中心周波数変更部を備えた請求項 1 に記載の光断層画像化装置。

[請求項 3] 前記中心周波数変更部は、前記第1の周波数フィルタの中心周波数を前記測定対象の注目層構造の厚み及び該注目層構造の隣接層の厚み

を基に決定する請求項 2 に記載の光断層画像化装置。

[請求項4] 前記中心周波数変更部は、前記第 2 の周波数フィルタの中心周波数を前記測定対象の注目層構造の厚みを基に決定する請求項 2 又は 3 に記載の光断層画像化装置。

[請求項5] 前記測定対象の種類を識別する測定対象識別部を備え、
前記中心周波数変更部は、前記測定対象識別部により識別された結果に基づき、前記第 1 又は第 2 の周波数フィルタの中心周波数を変更する請求項 2 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の光断層画像化装置。

[請求項6] 前記測定対象識別部は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部に付与された識別 ID に基づき、前記測定対象の種類を識別する請求項 5 に記載の光断層画像化装置。

[請求項7] 前記測定対象識別部は、内視鏡画像から前記測定対象の種類を識別する請求項 5 に記載の光断層画像化装置。

[請求項8] 前記第 1 のフィルタリング部は、前記入力画像データに対して前記第 1 の周波数フィルタによりフィルタリング処理を施した後、さらに二値化処理を行うことにより、前記第 1 の中間画像データを生成する請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の光断層画像化装置。

[請求項9] 前記第 2 のフィルタリング部は、前記入力画像データに対して前記第 2 の周波数フィルタによりフィルタリング処理を施した後、さらに二値化処理を行うことにより、前記第 2 の中間画像データを生成する請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の光断層画像化装置。

[請求項10] 前記画像生成部により生成された画像と前記断層画像をあらかじめ設定した割合で加算することにより合成画像を生成する画像合成部を備えた請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の光断層画像化装置。

[請求項11] 波長掃引光源から射出される光を測定光と参照光とに分割し、前記測定光にて測定対象に照射し、該測定対象からの反射光と前記参照光とを合波し、前記反射光と前記参照光とが合波したときの干渉光を干渉信号として検出し、該干渉信号を用いて前記測定対象の断層画像を

取得する光断層画像化方法であって、

前記干渉信号をフーリエ変換して前記測定対象の断層情報を生成するフーリエ変換ステップと、

前記測定対象の断層情報を対数変換して入力画像データを生成する対数変換ステップと、

中心周波数が異なる少なくとも２種類の周波数フィルタのうち、中心周波数が低い方の第１の周波数フィルタを用いて前記入力画像データに対してフィルタリング処理を施すことにより第１の中間画像データを生成する第１のフィルタリングステップと、

前記少なくとも２種類の周波数フィルタのうち、中心周波数が高い方の第２の周波数フィルタを用いて前記入力画像データに対してフィルタリング処理を施すことにより第２の中間画像データを生成する第２のフィルタリングステップと、

前記第１の中間画像データと前記第２の中間画像データとの重複部分を抽出することにより出力画像データを生成するＡＮＤ処理ステップと、

前記出力画像データからモニタ部に表示するための画像を生成する画像生成ステップと、

を含む光断層画像化方法。

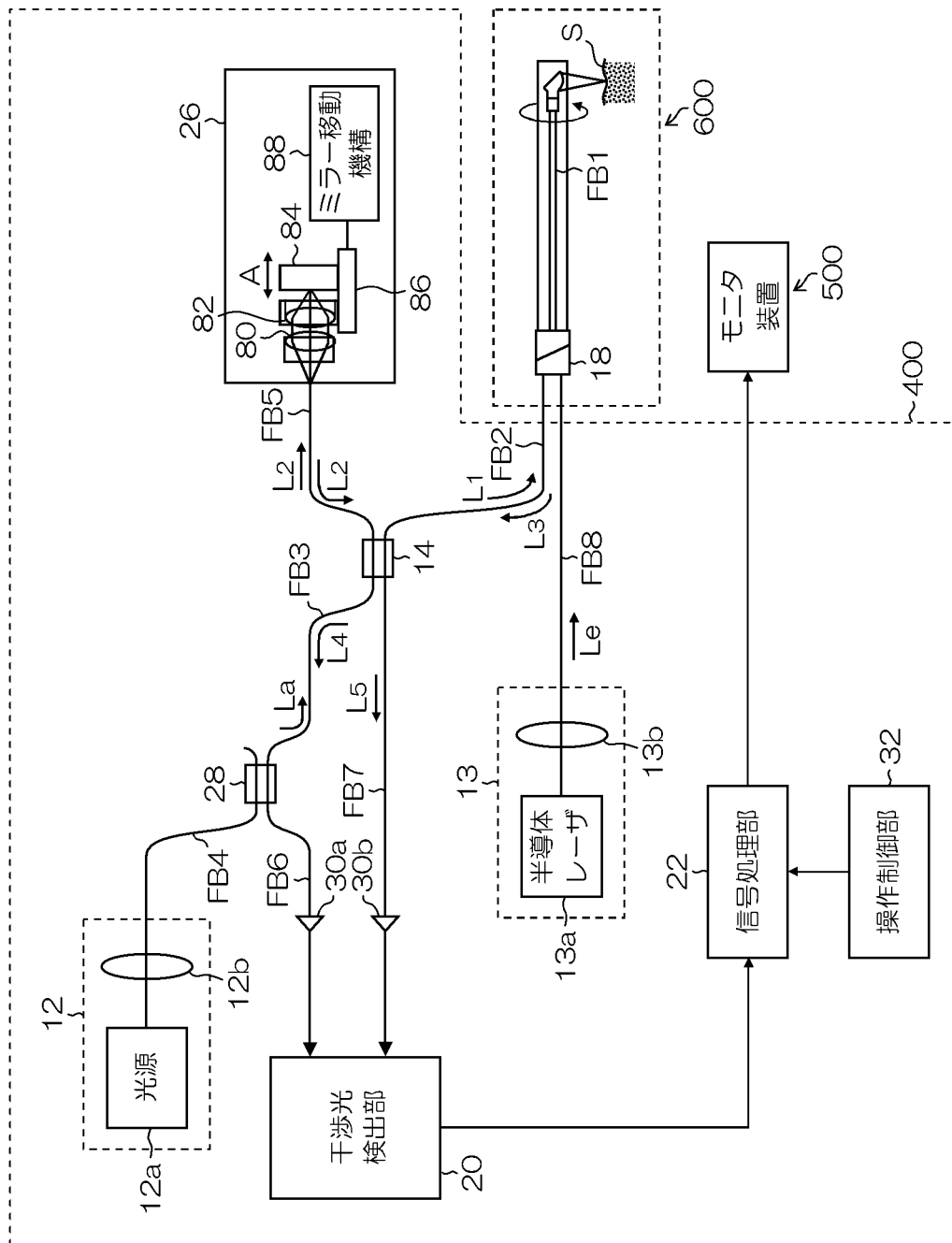
[請求項 12] 前記測定対象の種類に応じて前記第１又は第２の周波数フィルタの中心周波数を変更する中心周波数変更ステップを含む請求項 11 に記載の光断層画像化方法。

[請求項 13] 前記中心周波数変更ステップは、前記第１の周波数フィルタの中心周波数を前記測定対象の注目層構造の厚み及び該注目層構造の隣接層の厚みを基に決定する請求項 12 に記載の光断層画像化方法。

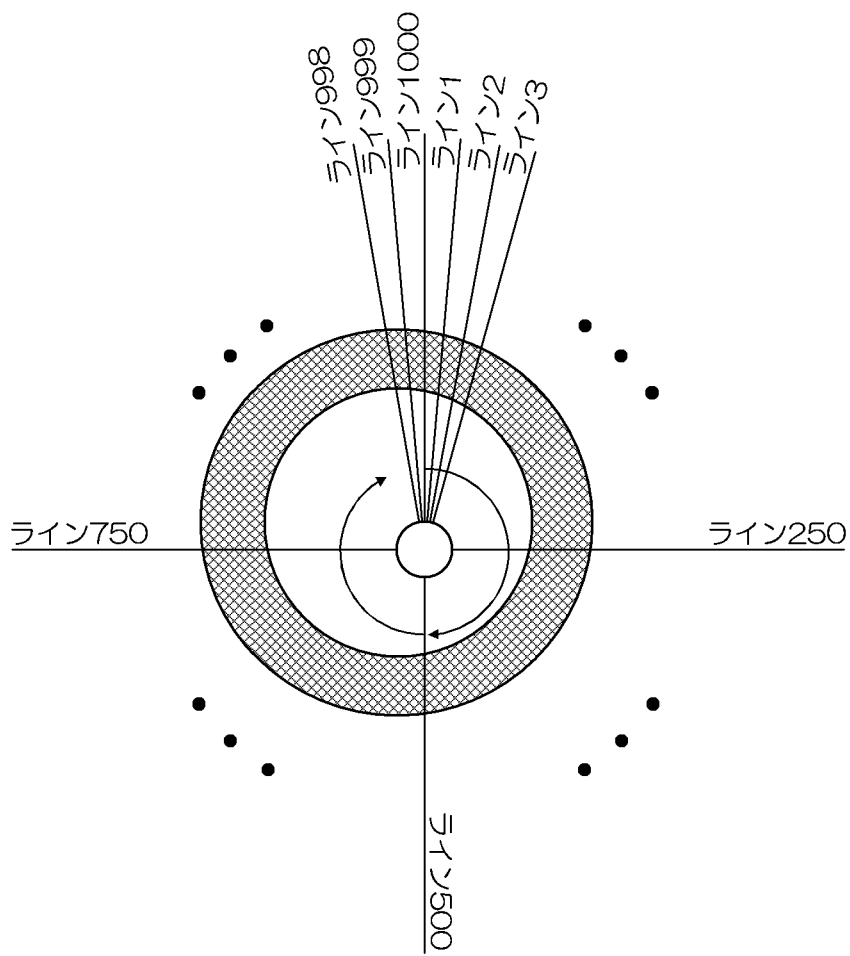
[請求項 14] 前記中心周波数変更ステップは、前記第２の周波数フィルタの中心周波数を前記測定対象の注目層構造の厚みを基に決定する請求項 12 又は 13 に記載の光断層画像化方法。

- [請求項15] 前記測定対象の種類を識別する測定対象識別ステップを含み、
前記中心周波数変更ステップは、前記測定対象識別ステップにより識別された結果に基づき、前記第1又は第2の周波数フィルタの中心周波数を変更する請求項12乃至14のいずれか1項に記載の光断層画像化方法。
- [請求項16] 前記測定対象識別ステップは、被検体内に挿入される内視鏡挿入部に付与された識別IDに基づき、前記測定対象の種類を識別する請求項15に記載の光断層画像化方法。
- [請求項17] 前記測定対象識別ステップは、内視鏡画像から前記測定対象の種類を識別する請求項15に記載の光断層画像化方法。
- [請求項18] 前記第1のフィルタリングステップは、前記入力画像データに対して前記第1の周波数フィルタによりフィルタリング処理を施した後、さらに二値化処理を行うことにより、前記第1の中間画像データを生成する請求項11乃至17のいずれか1項に記載の光断層画像化方法。
- [請求項19] 前記第2のフィルタリングステップは、前記入力画像データに対して前記第2の周波数フィルタによりフィルタリング処理を施した後、さらに二値化処理を行うことにより、前記第2の中間画像データを生成する請求項11乃至18のいずれか1項に記載の光断層画像化方法。
- [請求項20] 前記画像生成ステップにより生成された画像と前記断層画像をあらかじめ設定した割合で加算することにより合成画像を生成する画像合成ステップを含む請求項11乃至19のいずれか1項に記載の光断層画像化方法。

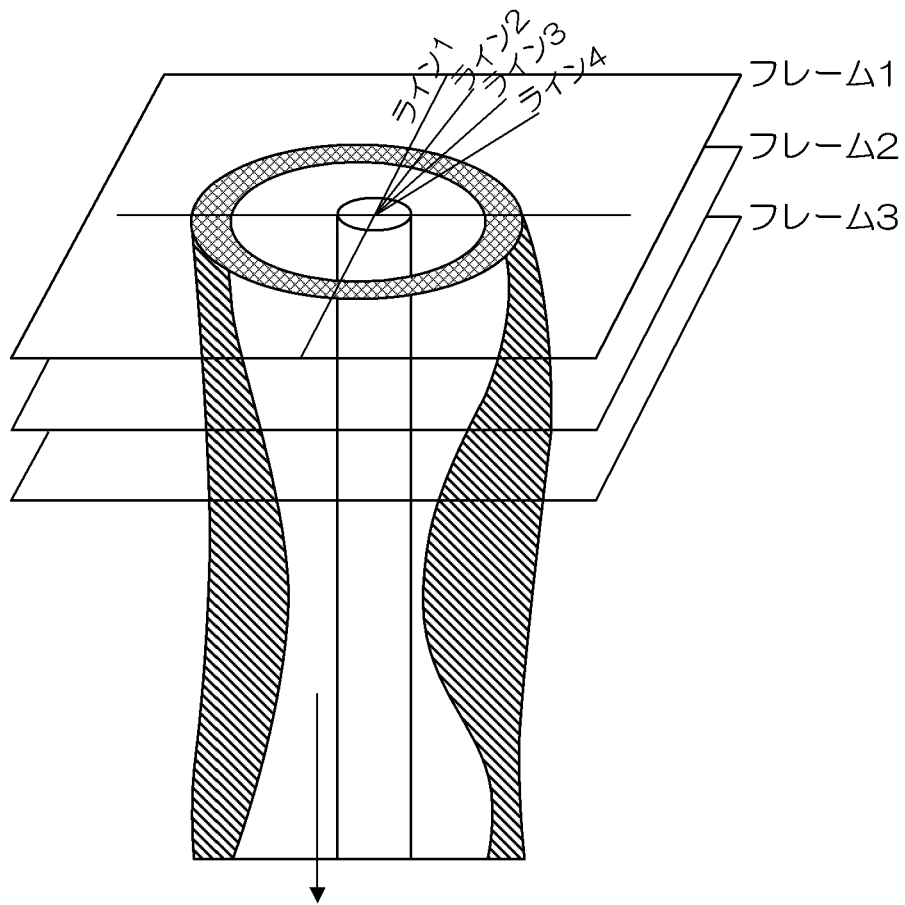
[図2]



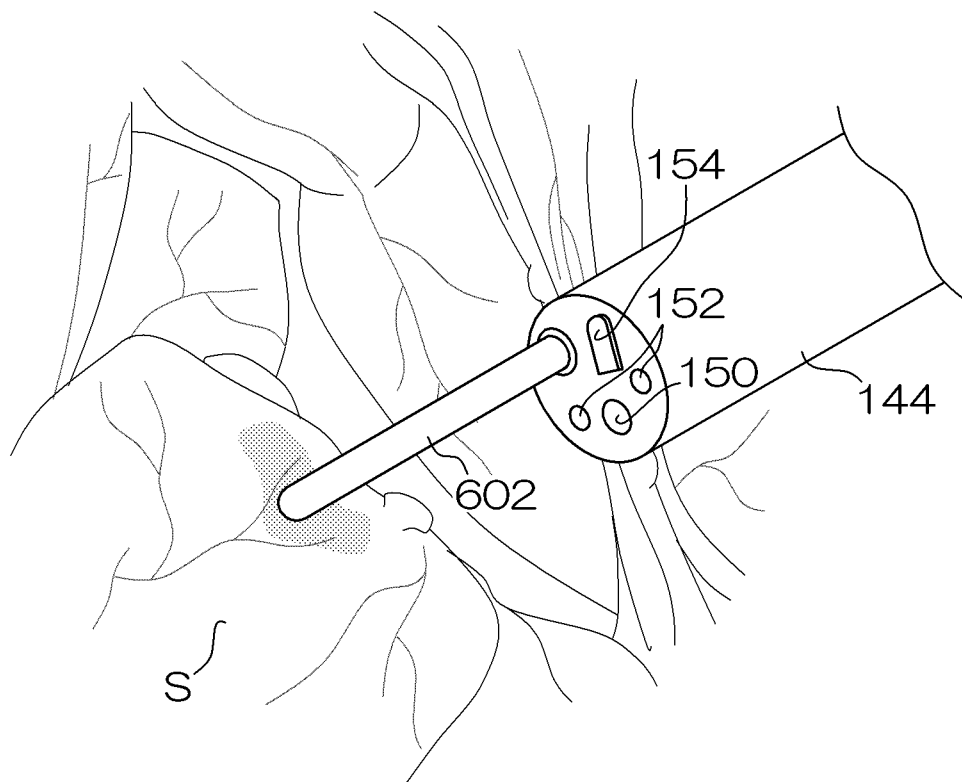
[図4]



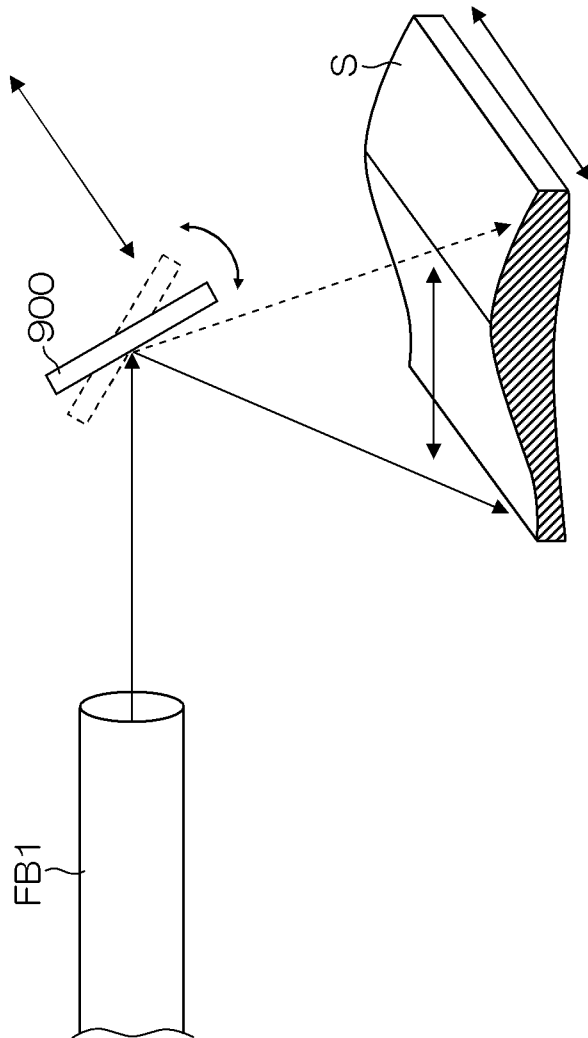
[図5]



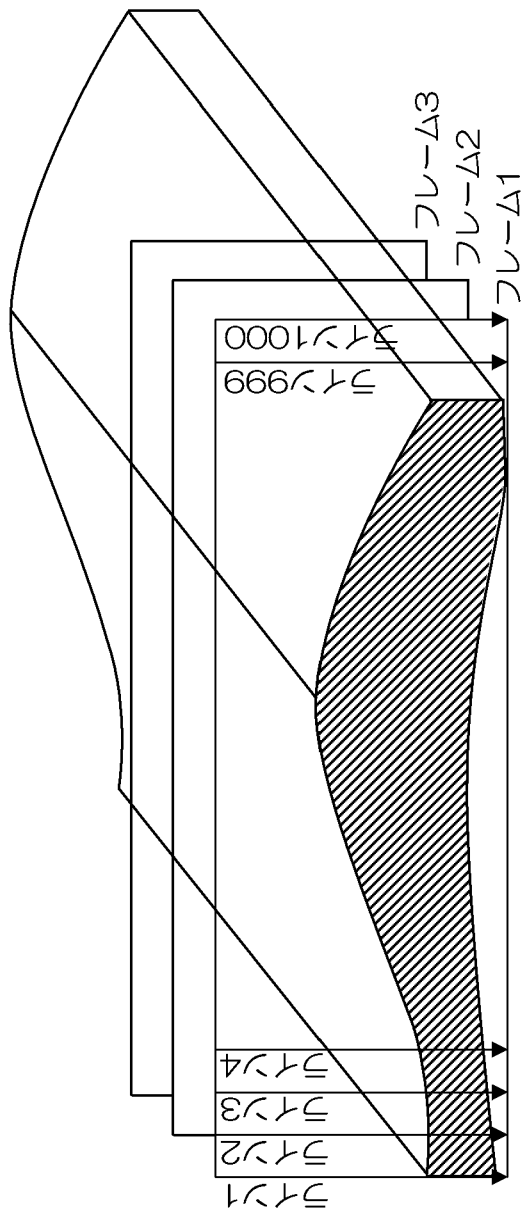
[図6]



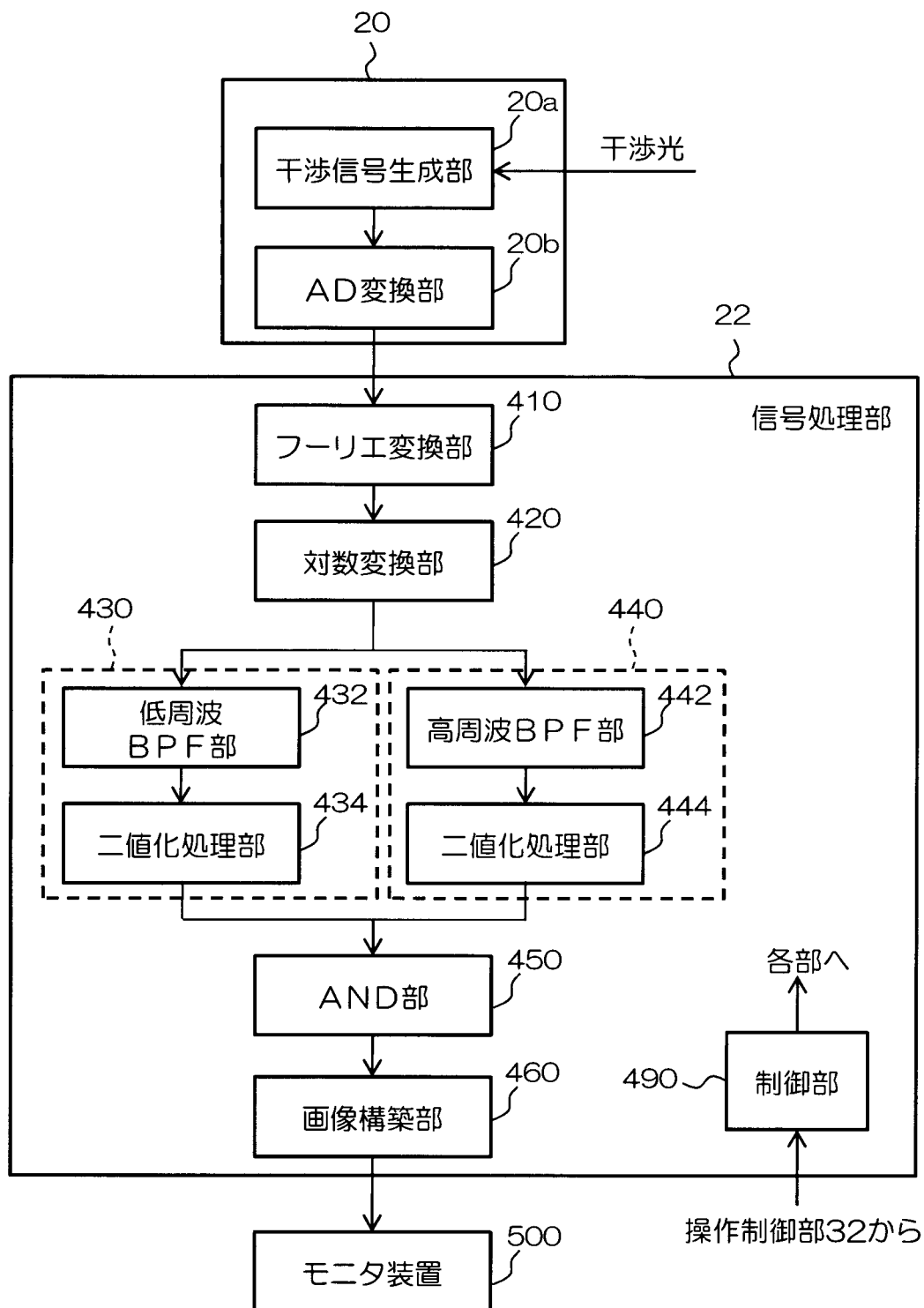
[図7]



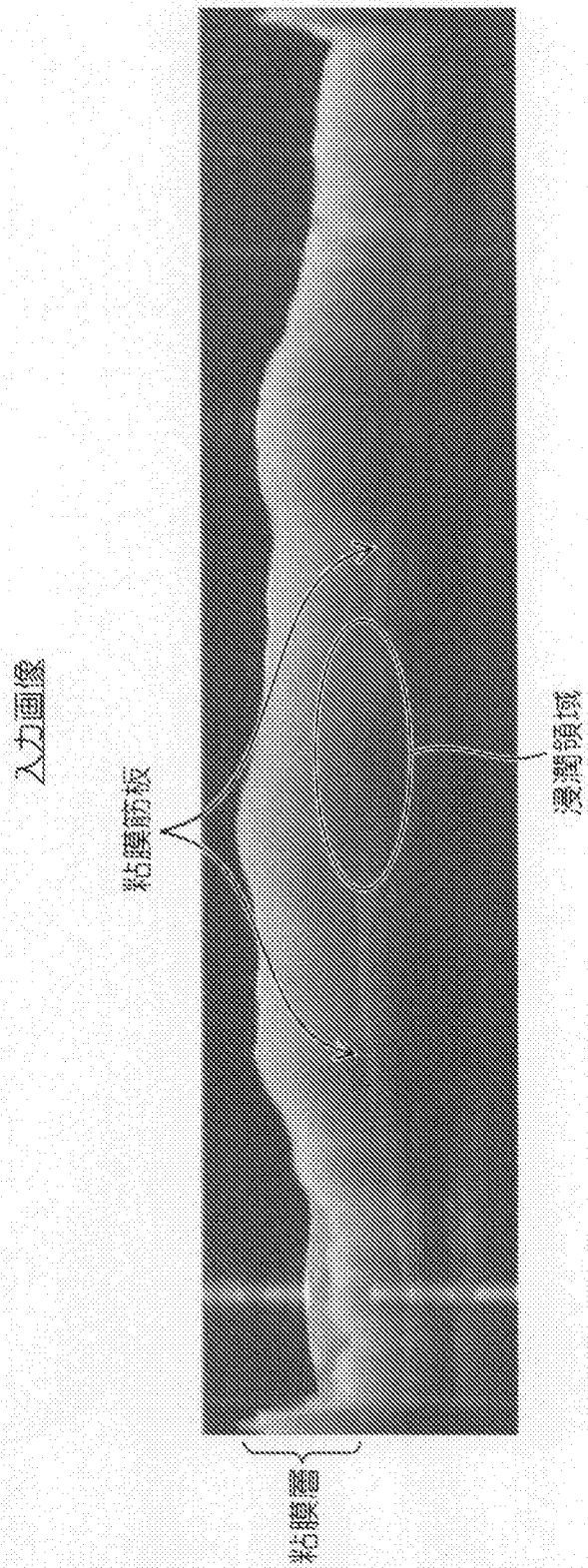
[図8]



[図9]

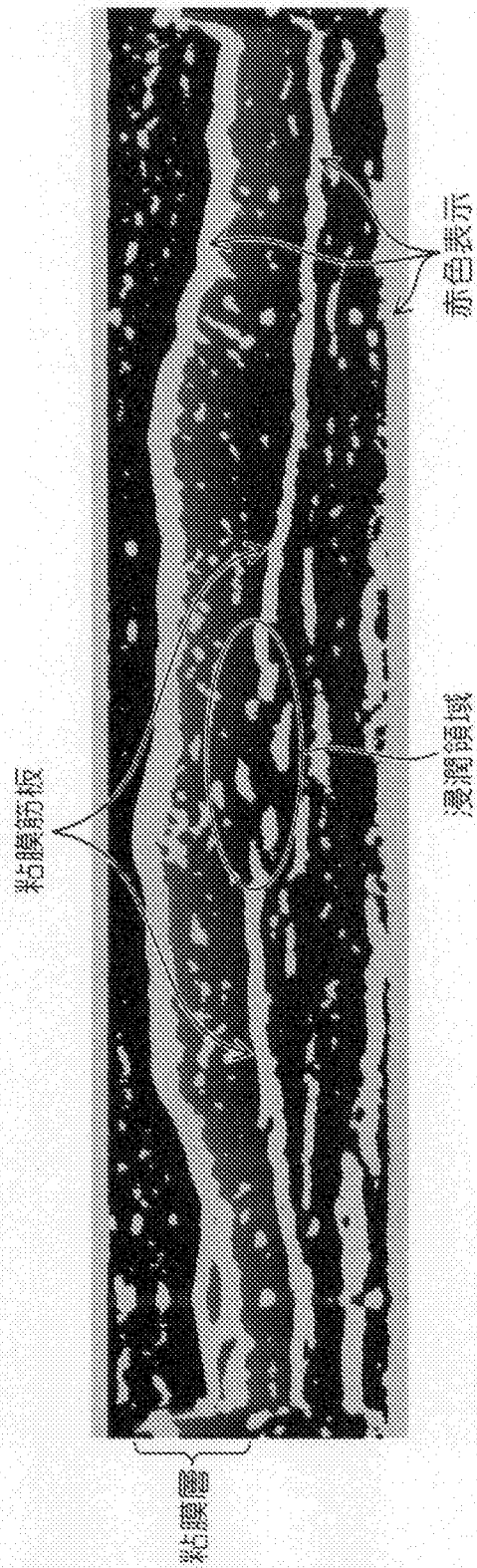


[図10]



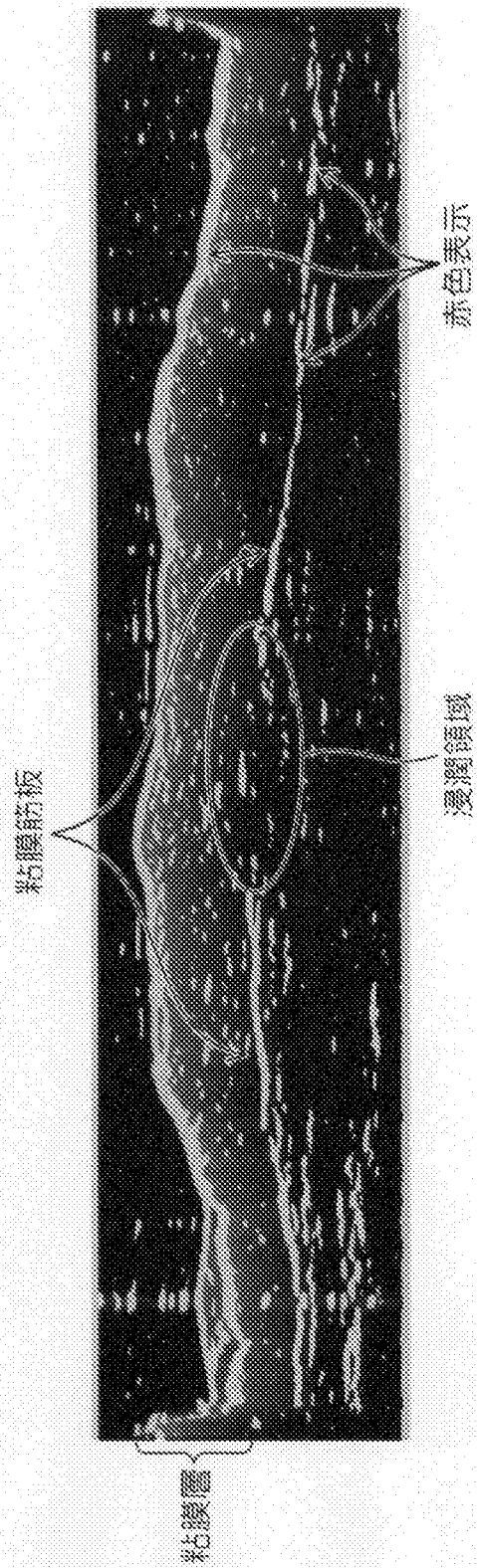
[図11]

第1の中間画像(低周波フィルタリング後)

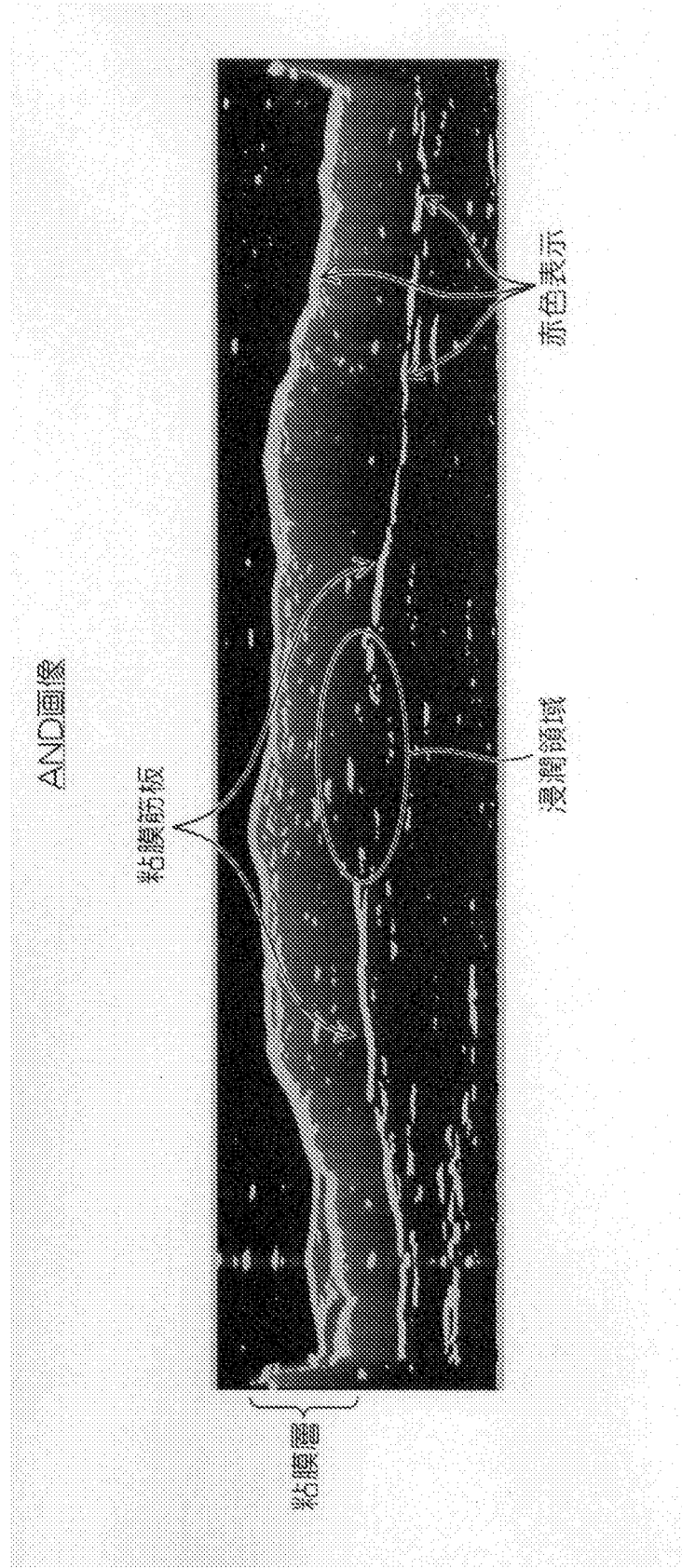


[図12]

第2の中間画像(高周波フィルタリング後)



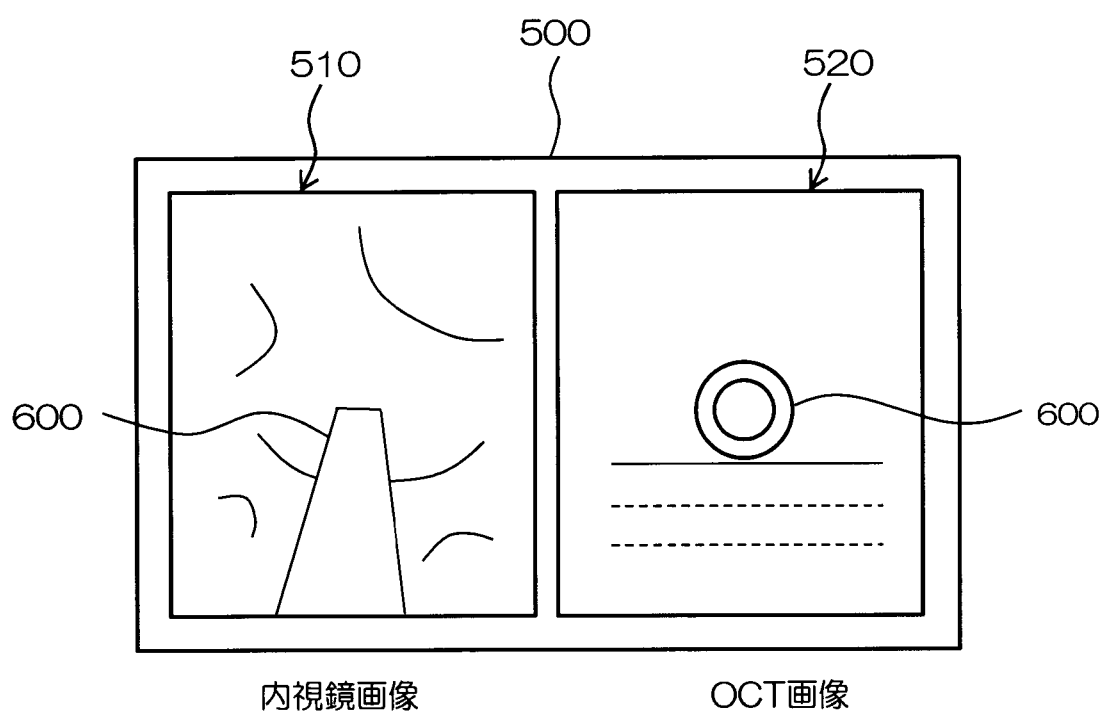
[図13]



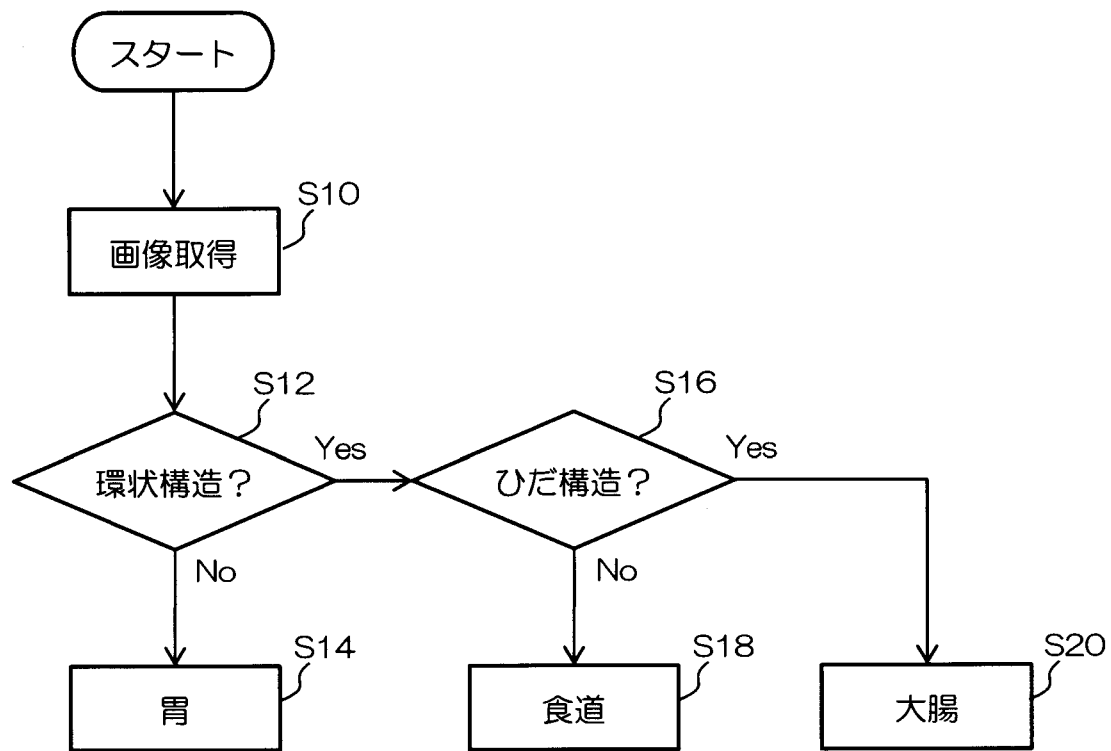
[図14]

部位	粘膜層厚み [μm]	粘膜筋板厚み [μm]
食道	1500	70~550
胃	1000	200
大腸	450	10~50

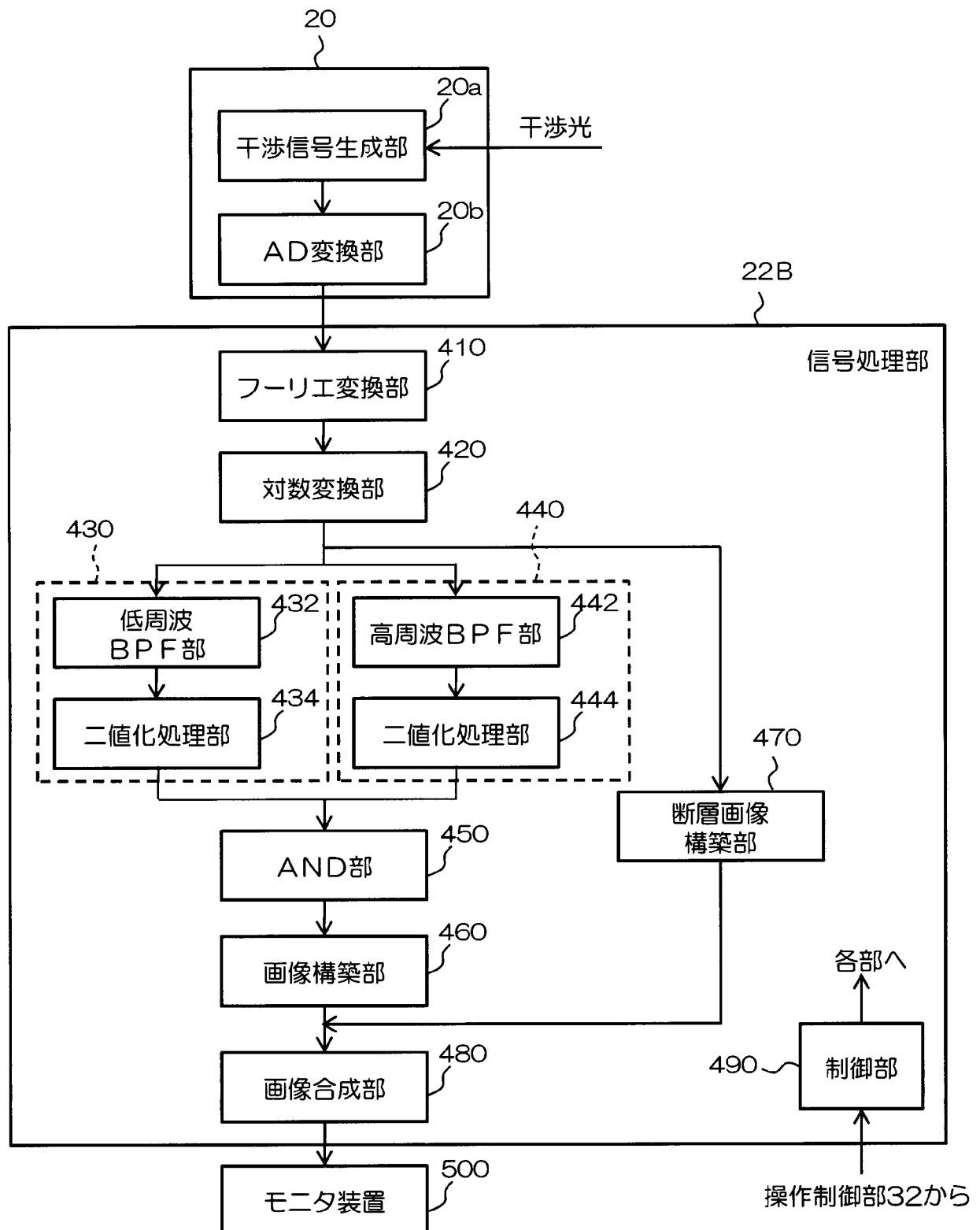
[図15]



[図16]



[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT / JP2 011 / 064627

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00 (2006.01) i, A61B1/04 (2006.01) i, G01N21/17.2006.01) 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)

A61B1/00, A61B1/04, G01N21/17

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 1996-2011

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2011 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994 - 2011

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.
Y A	J P 2009-250630 A (Fujifilm Corp.), 29 October 2009 (29.10.2009), paragraphs [0044] to [0051]; fig. 6 (Family: none)	1-2, 8-10 3-7
Y A	J P 10-208037 A (Mitsubishi Electric Corp.), 07 August 1998 (07.08.1998), entire text; all drawings (Family: none)	1-2, 8-10 3-7
A	US 3779492 A (Grumman Aerospace Corp.), 18 December 1973 (18.12.1973), column 5, line 38 to column 7, line 7; fig. 9 (Family: none)	1-10



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

15 July, 2011 (15.07.11)

Date of mailing of the international search report

02 August, 2011 (02.08.11)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/064627

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.: 11 - 20
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
The inventions in claims 11 - 20 are considered to be relevant to method which is executed in a state such that an endoscope is inserted and maintained in the human body.

(continued to extra sheet)

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements b 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 / JP2 011 / 064627

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

Therefore, the inventions in claims 11-20 pertain to "method for treatment of the human body by surgical operation", and thus relate to a subject matter on which this International Searching Authority is not required to carry out an international search under the provision of PCT Rule 39.1 (iv).

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

IntCl. A61B1/00 (2006. 01) i, A61B1/04 (2006. 01) i, G01N21/17 (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))

IntCl. A61B1/00, A61B1/04, G01N21/17

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—2011年
日本国実用新案登録公報	1996—2011年
日本国登録実用新案公報	1994—2011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
Y A	JP 2009-250630 A (富士フィルム株式会社) 2009. 10. 29, 段落 b 0 4 4 — 【 0 0 5 1 】 、第 6 図 (ファミリーなし)	1-2, 8-10 3-7
Y A	JP 10-208037 A (三菱電機株式会社) 1998. 08. 07, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-2, 8-10 3-7
A	US 3779492 A (Grumman Aerospace Corporation) 1973. 12. 18, 第 5 欄第 3 8 行—第 7 欄第 7 行、第 9 図 (ファミリーなし)	1-10

Γ 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

IA 「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」

IE 「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」

「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)」

IF 「口頭による開示、使用、展示等に言及する文献」

IP 「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

け」国際出願 日又は優先 日後に公表された文献であつ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つて、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つて、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

15. 07. 2011

国際調査報告の発送日

02. 08. 2011

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)

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)

松谷 洋平

電話番号 03—3581—1101 内線 3292

2Q

3410

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 (P C T 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 11-20 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 11-20 に係る発明は、内視鏡を人体内に挿入して維持した状態で行われる方法であると認められるので、[手術による人体の処置方法に関するもの] であって、PCT 規則 39.1(iv) の規定により、国際調査を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 P C T 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ため、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ため、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。