

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6471221号
(P6471221)

(45) 発行日 平成31年2月13日 (2019.2.13)

(24) 登録日 平成31年1月25日 (2019.1.25)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/045 (2006.01)

A 6 1 B 1/045 6 1 O

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 5 1 O

G O 1 N 21/47 (2006.01)

G O 1 N 21/47 Z

G O 1 N 21/27 (2006.01)

G O 1 N 21/27 A

G O 2 B 23/24 (2006.01)

G O 2 B 23/24 B

請求項の数 15 (全 39 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2017-501569 (P2017-501569)
 (86) (22) 出願日 平成27年2月23日 (2015.2.23)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/055002
 (87) 国際公開番号 W02016/135818
 (87) 国際公開日 平成28年9月1日 (2016.9.1)
 審査請求日 平成30年2月13日 (2018.2.13)

(73) 特許権者 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100089118
 弁理士 酒井 宏明
 (72) 発明者 伊藤 遼佑
 東京都八王子市石川町2951番地 オリ
 ンパス株式会社内
 審査官 森川 能匡

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 処理装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

光散乱体に光を照射し、前記光が前記光散乱体で散乱して戻ってくる散乱戻り光の強度から干渉成分を抽出する処理を行う処理装置であって、

可干渉距離が前記光散乱体の散乱係数の逆数以上であって、かつ、等価散乱係数の逆数の半分よりも短い部分コヒーレント光を発する光源部と、

前記光散乱体の表面における所定の照明領域に前記光源部から発せられた光を照射する照明部と、

前記照明領域を含む検出領域に対し、散乱戻り光の強度を検出する検出部と、

前記検出部が検出した散乱戻り光の強度のうち、非干渉成分を除外して干渉成分を抽出する処理を行う干渉成分抽出部と、

を備えたことを特徴とする処理装置。

【請求項 2】

光散乱体に光を照射し、前記光が前記光散乱体で散乱して戻ってくる散乱戻り光の強度から干渉成分を抽出する処理を行う処理装置であって、

前記光散乱体と同種の散乱体に対して予め求められた可干渉距離であって、前記散乱体に点照明を行った場合に前記散乱体の表面に形成される内部散乱戻り光の強度分布のうち、微小照明領域の中心点から、散乱戻り光の最大強度の10%の強度を示す領域内に干渉成分が発生する可干渉距離の部分コヒーレント光を発する光源部と、

前記光散乱体の表面における所定の照明領域に前記光源部から発せられた光を照射する

10

20

照明部と、

前記照明領域を含む検出領域に対し、散乱戻り光の強度を検出する検出部と、

前記検出部が検出した散乱戻り光の強度のうち、非干渉成分を除外して干渉成分を抽出する処理を行う干渉成分抽出部と、

を備えたことを特徴とする処理装置。

【請求項 3】

光散乱体に光を照射し、前記光が前記光散乱体で散乱して戻ってくる散乱戻り光の強度を検出して処理する処理装置であって、

可干渉距離が光散乱体の散乱係数の逆数以上かつ等価散乱係数の逆数の半分よりも短い部分コヒーレント光であって、かつ、前記光散乱体と同種の散乱体に対して予め求められた可干渉距離であって、前記散乱体に点照明を行った場合に前記散乱体の表面に形成される内部散乱戻り光の強度分布のうち、微小照明領域中心点から、散乱戻り光の最大強度の 10% の強度を示す領域内に干渉成分が発生する可干渉距離の部分コヒーレント光を発する光源部と、

前記光散乱体の表面における所定の照明領域に前記光源部から発せられた光を照射する照明部と、

前記照明領域を含む検出領域に対し、散乱戻り光の強度を検出する検出部と、

前記検出部が検出した散乱戻り光の強度のうち、非干渉成分を除外して干渉成分を抽出する処理を行う干渉成分抽出部と、

を備えたことを特徴とする処理装置。

【請求項 4】

前記光源部は、前記部分コヒーレント光と、前記部分コヒーレント光の可干渉距離よりも小さな可干渉距離の弱コヒーレント光と、を発し、

前記干渉成分抽出部は、前記検出部が検出した散乱戻り光の強度のうち、前記部分コヒーレント光に対する散乱戻り光の強度と、前記弱コヒーレント光に対する散乱戻り光の強度との差分を演算して、前記干渉成分を抽出することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の処理装置。

【請求項 5】

前記光源部に対し、前記部分コヒーレント光と、前記弱コヒーレント光とを異なるタイミングに発光させる光源制御部をさらに備え、

前記干渉成分抽出部は、前記検出部が前記部分コヒーレント光の発光タイミングにおいて検出した散乱戻り光の強度と、前記検出部が前記弱コヒーレント光の発光タイミングにおいて検出した散乱戻り光の強度との差分を演算することを特徴とする請求項 4 に記載の処理装置。

【請求項 6】

前記光源部は、前記部分コヒーレント光と、前記弱コヒーレント光とを、一方の光の半値幅の波長帯域が少なくとも他方の光の中心波長に重複するように発することを特徴とする請求項 5 に記載の処理装置。

【請求項 7】

前記光源部は、

前記部分コヒーレント光の波長帯域と前記弱コヒーレント光の波長帯域とを少なくとも含む帯域の広帯域光を発する光源と、

前記光源が発した広帯域光のうち前記部分コヒーレント光の波長帯域の光を透過させる第 1 のフィルタと、

前記光源が発した広帯域光のうち前記弱コヒーレント光の波長帯域の光を透過させる第 2 のフィルタと、

前記光源の光路上に前記第 1 のフィルタまたは前記第 2 のフィルタを移動させる移動部と、

を備え、

前記光源制御部は、前記移動部に対し、前記部分コヒーレント光の発光タイミングにお

10

20

30

40

50

いて前記第 1 のフィルタを前記光源の光路上に移動させ、前記弱コヒーレント光の発光タイミングにおいて前記第 2 のフィルタを前記光源の光路上に移動させることを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の処理装置。

【請求項 8】

前記光源部は、

前記部分コヒーレント光を発する第 1 の光源と、

前記弱コヒーレント光を発する第 2 の光源と、

を備え、

前記光源制御部は、前記部分コヒーレント光の発光タイミングにおいては前記第 1 の光源に前記部分コヒーレント光を発光させ、前記弱コヒーレント光の発光タイミングにおいては前記第 2 の光源に前記弱コヒーレント光を発光させることを特徴とする請求項 5 または 6 に記載の処理装置。

10

【請求項 9】

前記光源部は、前記部分コヒーレント光と、前記部分コヒーレント光の半値幅波長帯域の範囲と重ならない半値幅波長帯域を有する前記弱コヒーレント光とを、同期して発し、

当該処理装置は、前記検出部の前段に、前記部分コヒーレント光に対応する波長帯域の光と、前記弱コヒーレント光に対応する波長帯域の光とを分光する分光部をさらに備えたことを特徴とする請求項 4 に記載の処理装置。

【請求項 10】

前記分光部は、前記光源部における発光タイミングにおける前記部分コヒーレント光の積算光強度と前記弱コヒーレント光の積算光強度とが同一となるように、前記部分コヒーレント光と前記弱コヒーレント光とを分光することを特徴とする請求項 9 に記載の処理装置。

20

【請求項 11】

前記照明部に入力する前記部分コヒーレント光と前記弱コヒーレント光との射出光空間分布が等しくなるように調整する光分布調整部をさらに備えたことを特徴とする請求項 4 ~ 10 のいずれか一つに記載の処理装置。

【請求項 12】

前記光源部は、前記部分コヒーレント光を発し、

前記干渉成分抽出部は、前記検出部が検出した散乱戻り光の強度から、予め規定された非干渉成分の強度を減算して、前記干渉成分を抽出することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の処理装置。

30

【請求項 13】

前記検出部は、光を受光し、該受光した光を光電変換して画像信号を生成する複数の画素が行列状に配置した撮像素子であることを特徴とする請求項 1 ~ 12 のいずれか一つに記載の処理装置。

【請求項 14】

前記検出部は、光を受光し、該受光した光を光電変換する面状の光源変換器であることを特徴とする請求項 1 ~ 12 のいずれか一つに記載の処理装置。

40

【請求項 15】

前記光散乱体の表面を非接触で変形させる外力を与える外力付加部をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 ~ 14 のいずれか一つに記載の処理装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、光散乱体に光を照射し、光が光散乱体で散乱して戻ってくる散乱戻り光の強度から干渉成分を抽出する処理を行う処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体組織に部分コヒーレント光を照射し、生体組織内部で後方散乱して戻ってく

50

る散乱戻り光を検出し、干渉（レーザースペckル）強度の変動を求めることによって、線毛運動や血流の動きなどの生体組織の動的情報を取得する技術がある（たとえば、特許文献1，2参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】米国特許第5807264号明細書

【特許文献2】特表2010-532699号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0004】

従来技術において生体組織に照射されるコヒーレント光の可干渉距離は、生体組織内部を散乱し表面に再び戻ってくるまでの光路長に対して、同等かそれよりも長く設定されているため、生体組織表層の動きに着目して検出する際に、生体組織深部から散乱してきた光に基づく干渉成分の強度変動が外乱（ノイズ）となり、生体組織表層の線毛や血流の動きに起因して変化する散乱戻り光の干渉成分（信号）の強度変動を正確に検出できないという問題があった。

【0005】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、光散乱体の表層で散乱して戻ってくる散乱戻り光に基づく干渉成分のみを精度よく取得できる処理装置を提供することを目的とする。

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる処理装置は、光散乱体に光を照射し、前記光が前記光散乱体で散乱して戻ってくる散乱戻り光の強度から干渉成分を抽出する処理を行う処理装置であって、可干渉距離が前記光散乱体の散乱係数の逆数以上であって、かつ、等価散乱係数の逆数の半分よりも短い部分コヒーレント光を発する光源部と、前記光散乱体の表面における所定の照明領域に前記光源部から発せられた光を照射する照明部と、前記照明領域を含む検出領域に対し、散乱戻り光の強度を検出する検出部と、前記検出部が検出した散乱戻り光の強度のうち、非干渉成分を除外して干渉成分を抽出する処理を行う干渉成分抽出部と、を備えたことを特徴とする。

30

【0007】

また、本発明にかかる処理装置は、光散乱体に光を照射し、前記光が前記光散乱体で散乱して戻ってくる散乱戻り光の強度から干渉成分を抽出する処理を行う処理装置であって、前記光散乱体と同種の散乱体に対して予め求められた可干渉距離であって、前記散乱体に点照明を行った場合に前記散乱体の表面に形成される内部散乱戻り光の強度分布のうち、微小照明領域の中心点から、散乱戻り光の最大強度の10%の強度を示す領域内に干渉成分が発生する可干渉距離の部分コヒーレント光を発する光源部と、前記光散乱体の表面における所定の照明領域に前記光源部から発せられた光を照射する照明部と、前記照明領域を含む検出領域に対し、散乱戻り光の強度を検出する検出部と、前記検出部が検出した散乱戻り光の強度のうち、非干渉成分を除外して干渉成分を抽出する処理を行う干渉成分抽出部と、を備えたことを特徴とする。

40

【0008】

また、本発明にかかる処理装置は、光散乱体に光を照射し、前記光が前記光散乱体で散乱して戻ってくる散乱戻り光の強度を検出して処理する処理装置であって、可干渉距離が光散乱体の散乱係数の逆数以上かつ等価散乱係数の逆数の半分よりも短い部分コヒーレント光であって、かつ、前記光散乱体と同種の散乱体に対して予め求められた可干渉距離であって、前記散乱体に点照明を行った場合に前記散乱体の表面に形成される内部散乱戻り光の強度分布のうち、微小照明領域の中心点から、散乱戻り光の最大強度の10%の強度を示す領域内に干渉成分が発生する可干渉距離の部分コヒーレント光を発する光源部と、

50

前記光散乱体の表面における所定の照明領域に前記光源部から発せられた光を照射する照明部と、前記照明領域を含む検出領域に対し、散乱戻り光の強度を検出する検出部と、前記検出部が検出した散乱戻り光の強度のうち、非干渉成分を除外して干渉成分を抽出する処理を行う干渉成分抽出部と、を備えたことを特徴とする。

【0009】

また、本発明にかかる処理装置は、前記光源部は、前記部分コヒーレント光と、前記部分コヒーレント光の可干渉距離よりも小さな可干渉距離の弱コヒーレント光と、を発生し、前記干渉成分抽出部は、前記検出部が検出した散乱戻り光の強度のうち、前記部分コヒーレント光に対する散乱戻り光の強度と、前記弱コヒーレント光に対する散乱戻り光の強度との差分を演算して、前記干渉成分を抽出することを特徴とする。

10

【0010】

また、本発明にかかる処理装置は、前記光源部に対し、前記部分コヒーレント光と、前記弱コヒーレント光とを異なるタイミングに発光させる光源制御部をさらに備え、前記干渉成分抽出部は、前記検出部が前記部分コヒーレント光の発光タイミングにおいて検出した散乱戻り光の強度と、前記検出部が前記弱コヒーレント光の発光タイミングにおいて検出した散乱戻り光の強度との差分を演算することを特徴とする。

【0011】

また、本発明にかかる処理装置は、前記光源部は、前記部分コヒーレント光と、前記弱コヒーレント光とを、一方の光の半値幅の波長帯域が少なくとも他方の光の中心波長に重複するように発することを特徴とする。

20

【0012】

また、本発明にかかる処理装置は、前記光源部は、前記部分コヒーレント光の波長帯域と前記弱コヒーレント光の波長帯域とを少なくとも含む帯域の広帯域光を発する光源と、前記光源が発した広帯域光のうち前記部分コヒーレント光の波長帯域の光を透過させる第1のフィルタと、前記光源が発した広帯域光のうち前記弱コヒーレント光の波長帯域の光を透過させる第2のフィルタと、前記光源の光路上に前記第1のフィルタまたは前記第2のフィルタを移動させる移動部と、を備え、前記光源制御部は、前記移動部に対し、前記部分コヒーレント光の発光タイミングにおいて前記第1のフィルタを前記光源の光路上に移動させ、前記弱コヒーレント光の発光タイミングにおいて前記第2のフィルタを前記光源の光路上に移動させることを特徴とする。

30

【0013】

また、本発明にかかる処理装置は、前記光源部は、前記部分コヒーレント光を発する第1の光源と、前記弱コヒーレント光を発する第2の光源と、を備え、前記光源制御部は、前記部分コヒーレント光の発光タイミングにおいて前記第1の光源に前記部分コヒーレント光を発光させ、前記弱コヒーレント光の発光タイミングにおいて前記第2の光源に前記弱コヒーレント光を発光させることを特徴とする。

【0014】

また、本発明にかかる処理装置は、前記光源部は、前記部分コヒーレント光と、前記部分コヒーレント光の半値幅波長帯域の範囲と重ならない半値幅波長帯域を有する前記弱コヒーレント光とを、同期して発生し、当該処理装置は、前記検出部の前段に、前記部分コヒーレント光に対応する波長帯域の光と、前記弱コヒーレント光に対応する波長帯域の光とを分光する分光部をさらに備えたことを特徴とする。

40

【0015】

また、本発明にかかる処理装置は、前記分光部は、前記光源部における発光タイミングにおける前記部分コヒーレント光の積算光強度と前記弱コヒーレント光の積算光強度とが同一となるように、前記部分コヒーレント光と前記弱コヒーレント光とを分光することを特徴とする。

【0016】

また、本発明にかかる処理装置は、前記照明部に入力する前記部分コヒーレント光と前記弱コヒーレント光との射出光空間分布が等しくなるように調整する光分布調整部をさら

50

に備えたことを特徴とする。

【0017】

また、本発明にかかる処理装置は、前記光源部は、前記部分コヒーレント光を発し、前記干渉成分抽出部は、前記検出部が検出した散乱戻り光の強度から、予め規定された非干渉成分の強度を減算して、前記干渉成分を抽出することを特徴とする。

【0018】

また、本発明にかかる処理装置は、前記検出部は、光を受光し、該受光した光を光電変換して画像信号を生成する複数の画素が行列状に配置した撮像素子であることを特徴とする。

【0019】

また、本発明にかかる処理装置は、前記検出部は、光を受光し、該受光した光を光電変換する面状の光源変換器であることを特徴とする。

【0020】

また、本発明にかかる処理装置は、前記光散乱体の表面を非接触で変形させる外力を与える外力付加部をさらに備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0021】

本発明によれば、可干渉距離が光散乱体の散乱係数の逆数以上であって、かつ、等価散乱係数の逆数の半分よりも短い部分コヒーレント光を発する光源部と、光散乱体の表面における所定の照明領域に光源部から発せられた光を照射する照明部と、照明領域を含む検出領域に対し、散乱戻り光の強度を検出する検出部とに加え、検出部が検出した散乱戻り光の強度のうち、非干渉成分を除外して干渉成分を抽出する干渉成分抽出部をさらに備えるため、光散乱体の表層で散乱して戻ってくる散乱戻り光に基づく干渉成分のみを精度よく取得できる。

【0022】

また、本発明によれば、光散乱体と同種の散乱体に対して予め求められた可干渉距離であって、散乱体に点照明を行った場合に散乱体の表面に形成される内部散乱戻り光の強度分布のうち微小照明領域の中心点から、散乱戻り光強度の最大強度の10%の強度を示す領域内に干渉成分が発生する可干渉距離の部分コヒーレント光を発する光源部と、光散乱体の表面における所定の照明領域に光源部から発せられた光を照射する照明部と、照明領域を含む検出領域に対し、散乱戻り光の強度を検出する検出部と、に加え、検出部が検出した散乱戻り光の強度のうち、非干渉成分を除外して干渉成分を抽出する干渉成分抽出部をさらに備えるため、光散乱体の表層で散乱して戻ってくる散乱戻り光に基づく干渉成分のみを精度よく取得できる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1にかかる内視鏡システムの概要構成を示す図である。

【図2】図2は、生体組織等の散乱体への光照射を説明する図である。

【図3】図3は、散乱体における散乱の様子を模式的に示す図である。

【図4】図4は、従来技術における条件で光を照射した場合に撮像素子が撮像した散乱体表面の画像である。

【図5】図5は、マイケルソン干渉計を説明する図である。

【図6】図6は、図5に示す光検出器で検出した光の可視度の距離依存性を示す図である。

【図7】図7は、可干渉距離が長い光を散乱体に照射した場合の散乱体内部の光路を説明する図である。

【図8】図8は、可干渉距離が短い光を散乱体に照射した場合の散乱体内部の光路を説明する図である。

【図9】図9は、可干渉距離と光源波長幅の関連を説明するための図である。

【図 1 0 A】図 1 0 A は、散乱体中の光伝播（光散乱）を説明するための図である。

【図 1 0 B】図 1 0 B は、散乱体中の光伝播（光散乱）と可干渉距離との関係を説明するための図である。

【図 1 1 A】図 1 1 A は、所定の可干渉距離の部分コヒーレント光を照射した場合における全体の光強度及び干渉成分量の散乱体の深さ依存性を示す図である。

【図 1 1 B】図 1 1 B は、所定の可干渉距離の部分コヒーレント光を照射した場合における全体の光強度及び干渉成分量の散乱体の深さ依存性を示す図である。

【図 1 1 C】図 1 1 C は、所定の可干渉距離の部分コヒーレント光を照射した場合における全体の光強度及び干渉成分量の散乱体の深さ依存性を示す図である。

【図 1 1 D】図 1 1 D は、所定の可干渉距離の部分コヒーレント光を照射した場合における全体の光強度及び干渉成分量の散乱体の深さ依存性を示す図である。

10

【図 1 2】図 1 2 は、干渉成分信号を演算処理で取得した例について説明する図である。

【図 1 3 A】図 1 3 A は、図 1 2 に示す画像信号のうち照明領域の中央を通る水平ラインの強度分布の一例を示す図である。

【図 1 3 B】図 1 3 B は、図 1 2 に示す画像信号のうち照明領域の中央を通る水平ラインの強度分布の一例を示す図である。

【図 1 3 C】図 1 3 C は、図 1 2 に示す画像信号のうち照明領域の中央を通る水平ラインの強度分布の一例を示す図である。

【図 1 3 D】図 1 3 D は、図 1 2 に示す画像信号のうち照明領域の中央を通る水平ラインの強度分布の一例を示す図である。

20

【図 1 4】図 1 4 は、図 1 に示す光源部から発する部分コヒーレント光の可干渉距離の調整方法を説明する図である。

【図 1 5】図 1 5 は、図 1 4 に示す r 方向への内部散乱戻り光の強度依存性を示す図である。

【図 1 6】図 1 6 は、本実施の形態 1 において干渉成分信号を取得するための画像処理を説明する図である。

【図 1 7 A】図 1 7 A は、図 1 6 に示す画像信号のうち照明領域の中央を通る水平ラインの強度分布を示す図である。

【図 1 7 B】図 1 7 B は、図 1 6 に示す画像信号のうち照明領域の中央を通る水平ラインの強度分布を示す図である。

30

【図 1 7 C】図 1 7 C は、図 1 6 に示す画像信号のうち照明領域の中央を通る水平ラインの強度分布を示す図である。

【図 1 8】図 1 8 は、図 1 に示す光源部を含む信号処理装置の要部構成を示す図である。

【図 1 9】図 1 9 は、図 1 8 に示すフィルタホイールから出射される光の波長依存性を示す図である。

【図 2 0】図 2 0 は、図 1 8 に示すフィルタホイールから出射される光の波長依存性を示す図である。

【図 2 1】図 2 1 は、弱コヒーレント光の可干渉距離のバリエーションを説明するための図である。

【図 2 2】図 2 2 は、図 1 に示す信号処理装置が干渉成分信号を取得するまでの処理手順を示すフローチャートである。

40

【図 2 3】図 2 3 は、図 1 に示す表示装置が表示出力する画像の一例である。

【図 2 4】図 2 4 は、図 1 に示す光源部の構成の他の例を示す図である。

【図 2 5】図 2 5 は、図 2 4 に示す部分コヒーレントレーザが発する部分コヒーレント光の強度の波長依存性と、LEDが発する弱コヒーレント光の強度の波長依存性とを例示する図である。

【図 2 6】図 2 6 は、内視鏡装置の観察領域と信号処理装置による照明領域との一例を示す図である。

【図 2 7】図 2 7 は、内視鏡装置の観察領域と信号処理装置による照明領域との一例を示す図である。

50

【図 28】図 28 は、図 1 に示す信号処理装置による生体組織への光照射領域の一例を示す図である。

【図 29】図 29 は、図 1 に示す信号処理装置による生体組織への光照射領域の一例を示す図である。

【図 30】図 30 は、図 1 に示す信号処理装置による生体組織への光照射領域の一例を示す図である。

【図 31】図 31 は、図 1 に示す信号処理装置による生体組織への光照射領域の一例を示す図である。

【図 32】図 32 は、図 1 に示す信号処理装置による生体組織への光照射領域の一例を示す図である。

10

【図 33】図 33 は、図 1 に示す信号処理装置による生体組織への光照射領域の一例を示す図である。

【図 34】図 34 は、本発明の実施の形態 2 にかかる内視鏡システムの概要構成を示す図である。

【図 35】図 35 は、図 34 に示す光源部を含む信号処理装置の要部構成を示す図である。

【図 36】図 36 は、図 35 に示す部分コヒーレントレーザが発する部分コヒーレント光の強度の波長依存性と、LED が発する弱コヒーレント光の強度の波長依存性とを例示する図である。

【図 37】図 37 は、実施の形態 2 における撮像素子が有するフィルタにおける分光感度を示す図である。

20

【図 38】図 38 は、図 34 に示す撮像光学系および撮像素子の構成を示す図である。

【図 39】図 39 は、図 38 に示すフィルタ群のフィルタ配列を示す図である。

【図 40】図 40 は、図 34 に示す信号処理装置が干渉成分信号を取得するまでの処理手順を示すフローチャートである。

【図 41】図 41 は、図 38 に示すフィルタ群のフィルタ配列の他の例を示す図である。

【図 42】図 42 は、図 35 に示す光源部における部分コヒーレントレーザが発する他の部分コヒーレント光の強度の波長依存性と、LED が発する他の弱コヒーレント光の強度の波長依存性とを例示する図である。

【図 43】図 43 は、図 38 に示すフィルタ群のフィルタ配列の他の例を示す図である。

30

【図 44】図 44 は、図 38 に示す撮像光学系および撮像素子の他の構成を示す図である。

【図 45】図 45 は、図 44 に示すダイクロイックミラーの波長分離を説明するための図である。

【図 46】図 46 は、本発明の実施の形態 3 にかかる内視鏡システムの概要構成を示す図である。

【図 47】図 47 は、図 46 に示す光源部を含む信号処理装置の要部構成を示す図である。

【図 48】図 48 は、図 46 に示す信号処理装置が干渉成分信号を取得するまでの処理手順を示すフローチャートである。

40

【図 49】図 49 は、本発明の実施の形態 4 にかかる内視鏡システムの概要構成を示す図である。

【図 50】図 50 は、図 49 に示す外力付加部の外力付加処理を説明する図である。

【図 51】図 51 は、図 49 に示す表示装置が表示出力する画像の一例である。

【図 52】図 52 は、図 49 に示す外力付加部の外力付加処理を説明する図である。

【図 53】図 53 は、図 49 に示す表示装置が表示出力する画像の一例である。

【図 54】図 54 は、本発明の実施の形態 5 にかかる内視鏡システムの概要構成を示す図である。

【図 55】図 55 は、本発明の実施の形態 6 にかかる内視鏡システムの概要構成を示す図である。

50

【図５６】図５６は、実施の形態６にかかる内視鏡システムの概要構成の他の例を示す図である。

【図５７】図５７は、本実施の形態１を顕微鏡システムに適用した場合の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００２４】

以下、図面を参照して、本発明にかかる干渉成分（スペックル）の検出を行う処理装置の好適な実施の形態として、医療用の内視鏡システムと組み合わせて用いられる処理装置を例に詳細に説明する。また、この実施の形態によって本発明が限定されるものではない。また、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付している。また、図面は、模式的なものであり、各部材の厚みと幅との関係および各部材の比率等は、現実と異なることに留意する必要がある。また、図面の相互間においても、互いの寸法や比率が異なる部分が含まれる。

【００２５】

（実施の形態１）

図１は、本発明の実施の形態１にかかる内視鏡システムの概要構成を示す図である。図１に示すように、本実施の形態１にかかる内視鏡システム１は、被検体内に導入され、被検体内の生体組織１００を撮像して生体組織１００の画像信号を生成する内視鏡装置１０１と、白色光ＬＥＤ等の光源を備え、被検体内の観察のための観察光を内視鏡装置１０１に供給する観察用光源装置１０２と、干渉成分取得用の部分コヒーレント光を発生し、観察光照射時における生体組織１００の画像信号および部分コヒーレント光照射時における生体組織１００の画像信号を処理する信号処理装置１２０（処理装置）と、液晶ディスプレイまたは有機ＥＬディスプレイ等を用いて構成され、信号処理装置１２０が画像処理を施した画像信号を含む各種情報を表示出力する表示装置１９０と、を備える。

【００２６】

内視鏡装置１０１は、観察光導光部１０３、撮像光学系１０４、撮像素子１０５（検出部）および信号出力部１０６を備える。

【００２７】

観察光導光部１０３は、照明ファイバ（ライトガイドケーブル）を用いて構成され、観察用光源装置１０２から供給された観察光を内視鏡装置１０１の先端まで導光する。

【００２８】

撮像光学系１０４は、１または複数のレンズを用いて構成され、被写体像を後述する撮像素子１０５の撮像面に結像する。

【００２９】

撮像素子１０５は、被写体である生体組織１００からの光を受光し、受光した光を光電変換して画像信号を生成する複数の画素が行列状に配置された受光部（不図示）と、複数の画素が生成した画像信号（電気信号）を読み出す読み出し部（不図示）と、撮像素子１０５から読み出された画像信号（アナログ）に対してノイズ除去やＡ／Ｄ変換などを行うＡＦＥ部（不図示）を備える。撮像素子１０５は、ＣＣＤセンサまたはＣＭＯＳセンサである。観察用光源装置１０２から観察光が照射された場合に撮像素子１０５によって撮像された生体組織１００表面の画像信号は、後述する信号処理装置１２０において通常の観察用画像として処理され、表示装置１９０から表示出力される。後述する光源部１２１から部分コヒーレント光が照射された場合、撮像素子１０５は、検出領域４１に対し、光が生体組織１００で散乱して戻ってくる散乱戻り光の強度を検出する検出部として機能し、この場合に撮像された生体組織１００表面の画像信号に対しては、後述する信号処理装置１２０において干渉成分抽出処理が施される。光源部１２１からの部分コヒーレント光によって発生する散乱戻り光を検出する際には、観察用光源装置１０２からの観察光は消灯されることが望ましいが、点灯状態であっても撮像素子１０５の検出強度範囲を超えなければ観察光による散乱光も後述の非干渉成分として減算して除去される。なお、観察用光源装置は、実用上本発明の主対象である生体組織表層の動的情報を通常観察と比較して分

かりやすく提示するために好適な構成として説明するものであって、生体組織表層の動的情報観察に特化する場合には構成上必ずしも必要ではない。

【0030】

信号出力部106は、信号処理装置120から受信した制御信号にしたがって撮像素子105の動作を制御するとともに、撮像素子105から読み出された画像信号（デジタル）を信号処理装置120に出力する。

【0031】

内視鏡装置101の筐体107には、処置具用チャンネル108に連通する開口部108aが設けられており、後述する信号処理装置120の導光部122の先端は、開口部108aから挿入され、内部に設けられた処置具用チャンネル108を経て内視鏡装置101先端の開口部に到達する。

10

【0032】

信号処理装置120は、撮像素子105が撮像した画像信号に対して所定の画像処理を行うとともに内視鏡システム1の各部を制御する制御装置として機能する。そして、信号処理装置120は、光散乱体である生体組織100に所定条件の光を照射し、信号出力部106から出力された画像信号をもとに、光が生体組織100で散乱して戻ってくる散乱戻り光の強度から干渉成分を抽出する処理を行う処理装置としても機能する。信号処理装置120は、光源部121、導光部122、照明光学系123（照明部）および信号処理部150を備える。

【0033】

20

光源部121は、部分コヒーレント光と、該部分コヒーレント光における可干渉距離よりも小さな可干渉距離の弱コヒーレント光と、を発する。光源部121は、可干渉距離が生体組織100の散乱係数の逆数以上かつ等価散乱係数の逆数の半分よりも短い部分コヒーレント光を発する。光源部121は、生体組織100と同種の散乱体に対して予め求められた可干渉距離であって、散乱体に点照明を行った場合に散乱体の表面に形成される内部散乱戻り光分布のうち、微小照明領域の中心点から散乱戻り光の最大強度の10%の強度を示す領域内に干渉成分が発生する可干渉距離の部分コヒーレント光を発する。ここで同種の散乱体とはその該部分コヒーレント光に対する光学的特性（光散乱特性、光吸収特性）が、生体組織100の光学的特性と略同等であることを意味する。光源部121は、この部分コヒーレント光と、該部分コヒーレント光における可干渉距離よりも小さな可干渉距離の弱コヒーレント光と、を発する。部分コヒーレント光の中心波長と、弱コヒーレント光の中心波長とは、可視あるいは近赤外領域の波長である。部分コヒーレント光に対する散乱戻り光は、干渉成分とともに非干渉成分も含む。弱コヒーレント光に対する戻り光は、干渉成分の比率が少なく、可干渉距離の設定によっては、非干渉成分にほぼ対応する。

30

【0034】

導光部122は、光ファイバを用いて構成され、光源部121が発した光を導光する。導光部122は、開口部108aから挿入され、内部に設けられた処置具用チャンネル108を経て内視鏡装置101先端の開口部に先端が到達して固定するように配置され、観察用光源装置102から供給された観察光を内視鏡装置101の先端まで導光する。導光部122はレンズ等光学部材を単数または複数用いた光学システムによって、かつまたは、シングルモード光ファイバ、マルチモード光ファイバが単一もしくはバンドルとして束ねられて構成される。

40

【0035】

照明光学系123は、1または複数のレンズを用いて構成され、生体組織100の表面における所定の照明領域42に光源部121から発せられた部分コヒーレント光を照射する。照明領域42は、撮像素子105による検出領域41に含まれるように設定される。また、観察用光源装置102からの観察光による観察領域43は、照明領域42および検出領域41を含む範囲に設定される。

【0036】

50

信号処理部 150 は、制御部 151、干渉成分抽出部 153、特性値演算部 154、画像処理部 155、入力部 156 および記憶部 157 を備える。

【0037】

制御部 151 は、CPU 等を用いて構成され、信号処理装置 120 の各部の処理動作を制御する。制御部 151 は、各ケーブルを介して内視鏡装置 101、観察用光源装置 102 および表示装置 190 のそれぞれに接続されており、接続された各装置の処理動作も制御する。制御部 151 は、光源部 121 の発光処理を制御する光源制御部 152 を備える。光源制御部 152 は、光源部 121 に対し、部分コヒーレント光と、弱コヒーレント光とを異なるタイミングにて発光させる。

【0038】

干渉成分抽出部 153 は、光源部 121 から部分コヒーレント光が照射された場合に撮像素子 105 によって撮像された生体組織 100 表面の画像信号を処理し、散乱戻り光の強度のうち、非干渉成分を除外して干渉成分を抽出する。干渉成分抽出部 153 は、光源部 121 による部分コヒーレント光の発光タイミングにおいて撮像素子 105 が撮像した画像信号と、光源部 121 による弱コヒーレント光の発光タイミングにおいて撮像素子 105 が撮像した画像信号との対応する部分における差分を演算した差分画像信号を、干渉成分画像信号として取得する。

【0039】

特性値演算部 154 は、干渉成分抽出部 153 が抽出した干渉成分をもとに、複数の演算処理を行い、生体組織 100 の性状に関わる特性値を演算する。特性値演算部 154 は、たとえば、毛細血管の血流、細胞の密度に基づくブラウン運動、気管支粘膜等の表面の線毛運動（線毛周波数）、弾性、粘弾性、硬度等の機械的特性を示す値を特性値として演算する。

【0040】

画像処理部 155 は、観察用光源装置 102 から観察光が照射された場合に撮像素子 105 によって撮像された生体組織 100 表面の画像信号を処理し、通常観察用の画像信号を生成する。画像処理部 155 は、画像信号に対して、少なくとも、オプティカルブラック減算処理、ホワイトバランス（WB）調整処理、画像信号の同時化処理、カラーマトリクス演算処理、ガンマ補正処理、色再現処理およびエッジ強調処理等を含む画像処理を行う。画像処理部 155 は、画像処理を施した画像信号を、表示用画像信号に変換して、制御部 151 を介して表示装置 190 へ出力する。これにより、表示装置 190 には、1 枚の体内画像が表示される。

【0041】

入力部 156 は、プッシュ式のスイッチ、マウス、キーボードおよびタッチパネル等の操作デバイスを用いて実現され、内視鏡システム 1 の各種指示情報の入力を受け付ける。具体的には、入力部 156 は、被検体情報、内視鏡装置 101 の識別情報および検査内容等の各種指示情報の入力を受け付ける。

【0042】

記憶部 157 は、揮発性メモリや不揮発性メモリを用いて実現され、信号処理装置 120 を動作させるための各種プログラム、干渉成分抽出処理や通常観察用の画像信号処理に使用される各種データや各種パラメータを記録する。記憶部 157 は、信号処理装置 120 の処理中の情報を一時的に記録する。

【0043】

次に、光源部 121 が発する部分コヒーレント光と弱コヒーレント光とについて説明する。図 2 は、生体組織等の散乱体への光照射を説明する図である。図 3 は、散乱体 B における光散乱の様子を模式的に示す図である。図 4 は、従来技術におけるコヒーレント条件で光を照射した場合に撮像素子 105 p が撮像した散乱体表面の画像であり、散乱体からの散乱戻り光 L_b （図 3 参照）の強度分布を示すものとなる。図 2 では、散乱体 B の散乱戻り光を取得するために、散乱体 B の上方から部分コヒーレント光 L_i を点照明した場合について示し、散乱体 B の表面を仮に平面として、平面方向の任意の方向を X 方向とし、

10

20

30

40

50

X方向に直交する方向をX方向とし、散乱体Bの深さ方向をZ方向としている。図4の横軸は、水平方向(X方向)のピクセル数を示し、縦軸は、垂直方向(Y方向)のピクセル数を示す。

【0044】

従来、照明光学系123pを介して光源から散乱体Bに照射されるコヒーレント光Liの可干渉距離は、散乱体Bの内部を散乱し表面に再び戻ってくるまでの光路長に対して、同等かそれよりも長く設定されている。この条件で散乱体Bの表層(図3の領域As)の動きを検出する際に、散乱体Bの深部組織(図3の領域Ad)から散乱してきた光に基づく干渉成分の強度変動が外乱(ノイズ)となってしまう。散乱体Bの深さ方向(Z方向)で見た場合、散乱体Bの深部まで達した散乱光が、散乱体B表面での干渉成分に影響を与えてしまう。散乱体Bの平面方向(XY方向)で見た場合も、図4に示すように、画像中央の部分コヒーレント光の照明領域Sを大きく超えて、画像の周辺方向まで干渉が発生してしまい、散乱体B表層の線毛Bhや血流の動きに起因して変化する散乱戻り光の干渉成分の強度変動を正確に検出できない。

【0045】

図5は、マイケルソン干渉計を説明する図である。図5に示すように、マイケルソン干渉計は、光源2、ビームスプリッタ3、ミラー4、参照ミラーアーム5および光検出器6で構成される。ミラー4は、同一直線上で移動可能であり、ビームスプリッタ3との距離p₁は、参照ミラーアーム5とビームスプリッタ3との距離p₂と同一の距離から外方へ距離Δd変動可能である。つまりΔdはミラー4と参照ミラーアーム5との二つの光路の光路長差を表す。

【0046】

図6は、光検出器6で検出した干渉光の可視度(Visibility)の光路長差Δd依存性を示す図である。可視度は、(1)式で定義される。可視度が最小値を取る場合は、参照ミラーアーム5の干渉縞が消えることを意味する。図6の曲線Chは、光源2から可干渉距離が長い光Lhを照射した場合に対応し、曲線Clは、光源2から可干渉距離が短い光Llを照射した場合に対応する。図7は、光源2から可干渉距離が長い光Lhを散乱体Bに照射した場合の散乱体B内部の光路を説明する図である。図8は、光源2から可干渉距離が短い光Llを散乱体Bに照射した場合の散乱体B内部の光路を説明する図である。

【数1】

$$\text{Visibility} = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}} \quad \dots(1)$$

【0047】

図7に示すように、散乱体Bを可干渉距離が長い光Lhで照射した場合、図5のマイケルソン干渉計でミラー4と参照ミラーアーム5の光路長差Δdが大きくなっても、高い可視度を維持したのと同様に、散乱体B内を散乱して表面に戻る二つの光路p₁およびp₂に関しその光路長差Δdが大きくなっても、散乱体B表面においてそれら光路p₁およびp₂を伝播してきた光同士は互いに干渉し、干渉パターン(スペックル)を形成する。これに対し、図8に示すように、散乱体Bを可干渉距離が短い光Llで照射した場合、図5のマイケルソン干渉計でミラー4と参照ミラーアーム5の光路長差Δdが図7の場合よりも小さくても可視度が低下するのと同様に、散乱体B内を散乱して表面に戻る二つの光路p₁およびp₂に関しその光路長差Δdが小さい場合にしか、散乱体B表面で干渉を生じなくなる。図7に示すように、光Lhを照射した場合には、可干渉距離が大きいので、散乱体Bの深部にまで達した散乱光まで様々な深さに到達した散乱光同士で干渉し合い、散乱体Bの表面の干渉成分のパターン形成に寄与する。言い換えると、散乱体Bの表面においても、散乱体Bの表面の照明点から離れた範囲まで多重散乱による干渉成分のパターンが形成される。これに対し、図8に示すように、光Llを照射した場合には、可干渉距離が短いため、光路長差Δdが小さい散乱光同士のペアしか干渉しあわないため、結果的に

表層部で散乱した光線同士の、散乱体 B 表面における干渉パターン形成への寄与割合が大きくなる。したがって、可干渉距離の短い光 L_1 を照射した場合には、散乱体 B の表面では、照明点のごく近傍にのみ干渉成分のパターンが形成される。ノイズとなる生体組織の深部まで達した散乱光の影響を低減させて、生体組織の表層で散乱して戻ってくる散乱戻り光のみに基づく干渉成分を取得するには、照射する低コヒーレント光の可干渉距離、すなわち可干渉距離を調整する必要があることがわかる。

【 0 0 4 8 】

そこで、実施の形態 1 では、生体組織の深さ方向、生体組織の表面方向の双方のいずれにおいても、生体組織の表層で散乱して戻ってくる散乱戻り光に基づく干渉成分を取得できるように生体組織 100 に照射する低コヒーレント光の可干渉距離を設定している。まず、可干渉距離について説明する。可干渉距離は、光源の可干渉性を表す指標である。ここで可干渉距離は、図 5 のマイケルソン干渉計を用いて観測される干渉光可視度が $\sqrt{1/2}$ となる光路長差 Δd で定義される。また、図 9 は、可干渉距離を光源の波長幅にて説明するための図であり、生体組織 100 に照射する部分コヒーレント光の強度 (I) の波長分布 (パワースペクトル) の一例を示す図である。この図 9 に示す部分コヒーレント光については、可干渉距離 L_c は、光源が発する光の中心波長 λ_c と、半値幅である波長幅 $\Delta \lambda_c$ を (FWHM: Full Width at Half Maximum) 用いた (2) 式で定義される。

【数 2】

$$L_c = \frac{2 \ln 2 \lambda_c^2}{\pi \Delta \lambda_c} \quad \dots (2)$$

【 0 0 4 9 】

本実施の形態 1 では、干渉成分検出のために、可干渉距離 L_c が光散乱体である生体組織 100 の散乱係数の逆数以上であって、かつ、等価散乱係数の逆数の半分よりも短い部分コヒーレント光を光源部 121 から生体組織等の散乱体 B に発している。図 10 A および図 10 B は、光源部 121 から発する部分コヒーレント光の可干渉距離 L_c を説明するための図である。図 10 A および図 10 B の横軸は、散乱体 B の深さ方向 (Z 方向) を示す。図 10 A および図 10 B は、散乱体 B の表面から、ビーム光を照明光 L_i として照射した場合に光が散乱体 B 内で散乱する様子を模式的に示した図である。

【 0 0 5 0 】

散乱係数は、単位厚みあたりの散乱体中で散乱が何回生じるかを表す量であり、本実施の形態 1 では μ_s [mm^{-1}] で示す。この散乱係数 μ_s の逆数 (Mean Free Path (MFP)) は、散乱が 1 回生じる間に光子が散乱体中を進む距離を示し、図 10 A および図 10 B では、表面からの深さ F_{MFP} が対応する。等価散乱係数は、散乱体内で光が光の指向性を失うまでに散乱されるまでに光子の散乱が何回生じるかを表す量であり、本実施の形態 1 では μ_s' [mm] で示す。この等価散乱係数 μ_s' の逆数 (Transport Mean Free Path (TMFP)) は、散乱体内で光が光の指向性を失うまで十分散乱されるまでの距離を示す。図 10 A および図 10 B では、表面からの深さ F_{TMFP} が対応する。等価散乱係数 μ_s' は、光が進む方向を示すパラメータ g 、すなわち、光の異方性因子を示すパラメータ g と散乱係数 μ_s とを用いて (3) 式で定義される。

【数 3】

$$\mu_s' = (1 - g) \mu_s \quad \dots (3)$$

【 0 0 5 1 】

入射した光が、入射方向に戻るためには、少なくとも 1 回は散乱する必要がある。この場合、可干渉距離 L_c が MFP より小さいと、散乱戻り光による表面での干渉成分の形成が成されない。このため、光源部 121 から発する部分コヒーレント光の可干渉距離 L_c は、MFP 以上である必要がある。そして、TMFP よりも深部から戻ってきた光は、過

度な多重散乱成分である。可干渉距離をTMFPよりも小さくすることによって、多重散乱成分は、干渉成分を形成せず非干渉バックグラウンドとなり、TMFP以内の深度の情報のみ干渉成分として抽出することができる。したがって、光源部121から発する部分コヒーレント光の可干渉距離 L_c は、光散乱体である生体組織100の散乱係数 μ_s の逆数以上であって、かつ、等価散乱係数 μ_s' の逆数よりも短い必要がある。なお、検査対象の生体組織100は、光の異方性因子を示すパラメータ g が $0 < g < 1$ であるため、等価散乱係数 μ_s' の逆数よりも、散乱係数 μ_s の逆数が大きくなることはない。

【0052】

実際に、光源部121から発する部分コヒーレント光の可干渉距離 L_c を変えて、干渉成分の発生状態を求めた結果を説明する。まず、生体組織の深さ方向の干渉成分の発生状態について図11A～図11Dにて説明する。図11A～図11Dは、各可干渉距離 L_c 条件に対して散乱体の厚み（深さ）を変えて表面に発生する散乱戻り光の全体の光強度および干渉分量（干渉光の最大強度と最低強度の差）の変化を示した図である。図11Aの曲線A1は、可干渉距離 L_{t1} の部分コヒーレント光を照射した場合の散乱戻り光の全体の光強度（全体光強度）を示し、曲線B1はそのうちの干渉分量を示す図である。図11Bの曲線A2は、可干渉距離 L_{t2} の部分コヒーレント光を照射した場合の全体の光強度を示し、曲線B2はそのうちの干渉分量を示す図である。図11Cの曲線A3は、可干渉距離 L_{t3} の部分コヒーレント光を照射した場合の全体の光強度を示し、曲線B3はそのうちの干渉分量を示す図である。図11Dの曲線A4は、可干渉距離 L_{t4} の部分コヒーレント光を照射した場合の全体の光強度を示し、曲線B4はそのうちの干渉分量を示す図である。各可干渉距離 $L_{t1} \sim L_{t4}$ は、 $L_{t1} > L_{t2} > L_{t3} > L_{t4}$ の関係有する。

【0053】

散乱体厚みを徐々に増加させた時、最深層まで達した散乱戻り光が表面での干渉に寄与する間は、表面の干渉分量は増大する。ある厚み以上になり深部に達した散乱戻り光が表面での干渉に寄与しなくなると、全体の光強度は散乱体の厚み増加に従い増加し続けるのに対し、干渉分量は散乱体厚みを増しても変化しなくなる。干渉分量が飽和する深さは、可干渉距離 L_{t1} の場合には深さ F_1 （図11A参照）であり、可干渉距離 L_{t2} の場合には深さ F_2 （ $< F_1$ ）（図11B参照）であり、可干渉距離 L_{t3} の場合には深さ F_3 （ $< F_2$ ）（図11C参照）であり、可干渉距離 L_{t4} の場合には深さ F_4 （ $< F_3$ ）（図11D参照）である。したがって、干渉分量は、可干渉距離が長いほど、深さの深い位置で収束し、可干渉距離が短いほど、深さの浅い位置で収束する。すなわち、干渉分量は、可干渉距離によって感度を有する深さが異なる。したがって、検査対象の生体組織100に対して、干渉成分を取得したい表面からの深さに応じて、光源部121から照射する部分コヒーレント光の可干渉距離 L_c を調整すればよい。

【0054】

(3)式および後述する(4)式で示されたパラメータである生体組織100の各散乱特性値は、予め生体組織100と同じ種別の散乱体に対して、二積分球を用いて前方散乱強度および後方散乱強度に基づいて測定する方法や、単ファイバ或いはファイバーアレイを用いた後方散乱強度の空間的な分布に基づいて測定評価する方法や、OCT強度分布に基づいた測定方法を用いて計測することができる。生体組織100の散乱特性値は、照明光の波長によっても異なるため、本実施の形態1における条件の可干渉距離を得るための照明光条件（波長幅）は、照明波長ごとに定める必要がある。

【0055】

生体組織の表面での干渉成分の発生状態について説明する。図12は、干渉成分信号を演算処理で取得した例について説明する図である。生体組織表面に部分コヒーレント光でスポット照明を行い、図12に示す部分コヒーレント光の照明領域Sを含む一定の領域を撮像した画像信号G_oから、画像信号G_oからメディアンフィルター処理を施して生成した信号G_mを、対応する部分同士で減算した画像信号G_sが、干渉成分信号を示す信号に対応する。照明領域Sは、水平方向の幅がS_xである。

【 0 0 5 6 】

図 1 3 A ~ 図 1 3 D は、図 1 2 に示す画像信号 G_s のうち照明領域 S の中央を通る Y 方向の幅 Y_a の水平ラインの強度分布を示す図である。図 1 3 A ~ 図 1 3 D において、横軸は、画像信号 G_s の水平方向のピクセル数を示し、縦軸は、散乱戻り光の強度を示す。図 1 3 A は、可干渉距離 L_{t1} の部分コヒーレント光を照射した場合の強度分布を示し、図 1 3 B は、可干渉距離 L_{t2} の部分コヒーレント光を照射した場合の強度分布を示し、図 1 3 C は、可干渉距離 L_{t3} の部分コヒーレント光を照射した場合の強度分布を示し、図 1 3 D は、可干渉距離 L_{t4} の部分コヒーレント光を照射した場合の強度分布を示す。

【 0 0 5 7 】

図 1 3 A ~ 図 1 3 D に示すように、可干渉距離が短いほど照明領域 S の幅 S_x 近傍に干渉成分の発生が制限され、可干渉距離が長いほど、照明領域 S の幅 S_x を超えた広い範囲で干渉成分が発生する。生体組織表面においても同様に、可干渉距離によって干渉成分の発生領域が異なる。言い換えると、干渉成分は、可干渉距離が短いほど照明領域 S のごく近傍の範囲内に干渉信号の発生を抑制でき、可干渉距離が長いほど照明領域 S を大きく超えた範囲まで発生が広がってしまう。

【 0 0 5 8 】

このため、生体組織 1 0 0 の深さ方向および生体組織 1 0 0 表面の平面方向のいずれにおいても、生体組織 1 0 0 の表層であって部分コヒーレント光の照射領域近傍の領域に限定して、安定的に干渉成分を発生させるために、本実施の形態 1 では、光源部 1 2 1 から発する部分コヒーレント光の可干渉距離 L_c を設定している。まず、生体組織の深さ方向に対応する条件として、本実施の形態 1 では、生体組織 1 0 0 の浅い位置で確実に干渉分量が収束するように、光源部 1 2 1 から発する部分コヒーレント光の可干渉距離 L_c の上限を、検査対象の生体組織 1 0 0 の等価散乱係数 μ_s' の逆数の半分よりも短い値（図 1 0 B の深さ範囲 F_d の右端）にさらに制限して設定している。すなわち、光源部 1 2 1 から発する部分コヒーレント光の可干渉距離 L_c は、以下の（ 4 ）式で定義される。

【 数 4 】

$$\frac{1}{\mu_s} \leq L_c < \frac{1}{2\mu_s'} \quad \dots(4)$$

【 0 0 5 9 】

さらに、生体組織 1 0 0 の表面の平面方向に対応する条件として、光源部 1 2 1 から発する部分コヒーレント光の可干渉距離 L_c は、生体組織 1 0 0 と同種の散乱体に対して予め求められた可干渉距離であって、散乱体に点照明を行った場合に散乱体の表面に形成される内部散乱戻り光の強度分布のうち微小照明領域の中心点から最大強度の 1 0 % の強度を示す領域内に干渉成分が発生する可干渉距離に設定される。図 1 4 は、光源部 1 2 1 から発する部分コヒーレント光の可干渉距離 L_c の調整方法を説明する図である。実際には、図 1 4 に示すように、予め、検査対象の生体組織 1 0 0 と同種の散乱体 B の表面の点領域 P に、異なる可干渉距離 L_c を有する部分コヒーレント光 L_i を照明し、このときに戻ってきた内部散乱戻り光 L_b の強度分布をそれぞれ検出する。

【 0 0 6 0 】

図 1 5 は、図 1 4 に示す r 方向への内部散乱戻り光の強度依存性を示す図である。図 1 5 では、 r 方向における 0 は点領域 P の中心点に対応する。図 1 5 に示すように、内部散乱戻り光は照明点を中心に距離が離れるに従い散乱のため強度が減衰した分布となる。図 1 5 には、例として生体組織における等価散乱係数 μ_s' が 0.5 mm^{-1} の場合（実線）と 2.0 mm^{-1} の場合（破線）について内部散乱戻り光強度分布をモンテカルロシミュレーションで得た結果を参考として示す。また、図 1 5 では、縦軸の強度（ I ）には散乱体 B の表面からの直接反射光の強度は含まない。図 1 5 に示すように、微小照明領域の中心点（ $r = 0$ ）から、散乱戻り光の最大強度の 1 0 % の強度を示す距離 r_1 内で干渉成分が発生する可干渉距離を求め、該求めた可干渉距離を、光源部 1 2 1 から発する部分コヒーレント光の可干渉距離 L_c として設定する。散乱戻り光の強度分布は図 1 5 に示すよ

うに微小照明領域の中心点 ($r = 0$) から、強度が急激に減衰するとともに、1 mm 以上離れてもなお散乱光として検出される。干渉成分の発生を散乱戻り光の最大強度の 10 % の強度を示す距離 r_1 内とすることで、干渉成分として検出される平面方向の空間的な広がりを 1 mm よりも小さな範囲に限定することが可能となる。従って、後述するように照明領域のパターンが一様であったり多点であったりする場合にも、干渉成分として抽出された信号の空間的な分解能を 1 mm よりも小さくすることができる。散乱戻り光の最大強度の 10 % の強度を示す距離は、生体組織 100 の等価散乱係数 μ_s' によって多少異なる (図 15、 r_1 、 r_1') が、生体組織のばらつきの範囲内で同種の散乱体 B を用いて設定値を決めれば実用上本効果を得られる。

【0061】

実際には、図 16 に示すように、図 12 で説明した手順と同様に、検査対象の生体組織 100 と同種の散乱体 B 表面に部分コヒーレント光でスポット照明を行い、部分コヒーレント光のスポット領域を含む一定の領域を撮像した画像信号 G_o から、画像信号 G_o からメディアンフィルタ処理を施して生成した G_m を、対応する部分同士で減算した画像信号 G_s の所定の領域 S_c の中央を通る幅 Y_a の水平ラインの散乱戻り光の強度分布を取得する。図 16 における領域 S_c は、微小照明領域である照明領域 S (図 12 参照) の中心点から、散乱戻り光の最大強度の 10 % の強度を示す領域に対応し、領域 S_c は、水平方向の幅が $S_c \times$ である。

【0062】

図 17A ~ 図 17C は、図 16 に示す画像信号 G_s のうち領域 S_c の中央を通る Y 方向の幅 Y_a の水平ラインの強度分布を示す図である。図 17A ~ 図 17C においても、図 13A ~ 図 13C と同様に、横軸は、画像信号 G_s の水平方向のピクセル数を示し、散乱戻り光の強度を示す。図 17A は、可干渉距離 L_{t_1} の部分コヒーレント光を照射した場合の強度分布を示し、図 17B は、可干渉距離 L_{t_2} の部分コヒーレント光を照射した場合の強度分布を示し、図 17C は、可干渉距離 L_{t_3} の部分コヒーレント光を照射した場合の強度分布を示す。実施の形態 1 では、各強度分布において S/N 比を取得し、 S/N 比が 10 以上、或いは、 N 値が検出系ノイズ以下となる可干渉距離を選択する。図 17A ~ 図 17C の例では、可干渉距離 L_{t_3} の場合において、 S/N 比が 10 以上、或いは、 N 値が検出系ノイズ以下となるため、生体組織 100 に照射する部分コヒーレント光の可干渉距離 L_c として、可干渉距離 L_{t_3} を選択する。実際に、このように選択した可干渉距離 L_{t_3} の部分コヒーレント光であれば、内部散乱戻り光において、微小照明領域の中心点から、散乱戻り光の最大強度の 10 % の強度を示す領域の幅 $S_c \times$ 内に干渉成分の発生がほぼ制限される (図 17C 参照)。

【0063】

検査対象の生体組織 100 は、主に、小腸や大腸、気管支等の管腔状の器管の表層の粘膜層や術中に観察対象となる組織表面および切開により露出させた組織表面であり、等価散乱係数 μ_s' の範囲は $0.5 \sim 2.0$ [mm^{-1}] であり、パラメータ g の範囲は $0.8 \sim 0.99$ である。実際に消化管の表層の粘膜層に対して、可干渉距離 L_c を (4) 式で定義される範囲に設定した部分コヒーレント光を照射して検出を行った場合、対象となる生体組織 100 の表層でのみ生じた干渉成分を安定的に検出することができる。また、対象となる生体組織 100 の表層に対して、該生体組織 100 と同種の散乱体に対して予め求められた可干渉距離であって、散乱体に点照明した場合に散乱体の表面に形成される内部散乱戻り光分布のうち、微小照明領域の中心点から、散乱戻り光の最大強度の 10 % の強度を示す領域内に干渉成分が発生する可干渉距離 L_c の部分コヒーレント光を照射して検出を行った場合も、生体組織 100 表層でのみ生じた干渉成分を安定的に検出することができる。生体組織 100 に照射する部分コヒーレント光に対しては、可干渉距離 L_c を (4) 式で定義される範囲に設定する条件と、点照明したときに生体組織 100 と同種の散乱体表面に形成される内部散乱戻り光分布のうち、微小照明領域の中心点から、散乱戻り光の最大強度の 10 % の強度を示す領域内に干渉成分の発生が発生する条件との双方を具備するように設定してもよく、いずれか一方のみを満たすように設定してもよい。

【0064】

次に、光源部121の構成について説明する。図18は、光源部121を含む信号処理装置120の要部構成を示す図である。前述したように、光源部121は、部分コヒーレント光と、該部分コヒーレント光における可干渉距離よりも小さな可干渉距離の弱コヒーレント光と、を時間的に切り替えて発する。

【0065】

光源部121は、広帯域レーザ(SLD)124、フィルタホイール125、コリメートレンズ126、フォーカスレンズ127およびコントローラ129を有する。フォーカスレンズ127の焦点位置には光ファイバ128の基端が配置しており、フィルタホイール125を透過し、コリメートレンズ126およびフォーカスレンズ127を経由した光は、光ファイバ128によって、光ファイバ128先端の照明光学系123まで伝送され、外部に出射される。光ファイバ128にはシングルモード光(SM)ファイバ、マルチモード光(MM)ファイバが単一もしくはバンドルとして束ねられて用いられる。

10

【0066】

SLD124は、上記のように可干渉距離 L_c が定義された部分コヒーレント光の波長帯域と、弱コヒーレント光の波長帯域と、を少なくとも含む帯域の広帯域光を発する。

【0067】

フィルタホイール125(移動部)は、部分コヒーレント光の波長帯域の光を透過させるBPF(Band Pass Filter)(第1のフィルタ)と、弱コヒーレント光の波長帯域の光を透過させるためのNDF(Neutral Density Filter)(第2のフィルタ)とを有し、SLD124が発する光の光路上に、配置するフィルタをBPFまたはNDFに切り替えることができる。フィルタホイール125は、たとえば、回転フィルタであって回転可能な平板形をなし、回転することによって、SLD124が発する光の光路上にBPFまたはNDFを移動させることができる。コントローラ129は、光源制御部152の制御のもと、フィルタホイール125のフィルタ切替動作を制御する。

20

【0068】

図19および図20は、フィルタホイール125から出射される光の強度(I)の波長(λ)依存性を示す図である。図19に示すように、BPFがオンの場合、すなわち、SLD124が発する光の光路上にBPFを配置させた場合には、中心波長 λ_1 、半値幅 $\Delta\lambda_1$ であって、可干渉距離 L_c が上述したように定義された部分コヒーレント光L1が出射される。また、図20に示すように、BPFがオフであり、NDFがオンの場合、すなわち、SLD124が発する光の光路上にNDFを配置させた場合には、中心波長 λ_2 であって半値幅 $\Delta\lambda_2$ の弱コヒーレント光L2が出射される。光源部121では、干渉成分抽出部153における演算処理の簡易化のために、部分コヒーレント光L1と弱コヒーレント光L2のそれぞれのトータルの光量が同一となるようにしている。具体的には、BPFオフ時には、部分コヒーレント光L1の最大強度 I_a よりも低い強度 I_b の弱コヒーレント光L2が出射されるように、強度を落とすNDFを入れている。

30

【0069】

なお、図21は、弱コヒーレント光の可干渉距離のバリエーションを説明するための図である。たとえば、図21に示すように、TMFPの2分の1に対応する深さF2の可干渉距離 W_1 で部分コヒーレント光を照射し、MFPに対応する深さ F_{MFP} に応じた可干渉距離 W_2 の弱コヒーレント光を照射した場合には、干渉成分抽出部153での演算処理において、散乱戻り光を含まないベース部分から切り分けられた干渉成分信号を取得できる。また、深さ F_{MFP} よりも深く、深さF2よりも短い深さF1に対応する可干渉距離 W_3 の弱コヒーレント光を照射した場合には、干渉成分抽出部153での演算処理において、表面から深さF1までの領域で散乱した散乱戻り光も除外された干渉成分信号を取得できる。したがって、弱コヒーレント光の可干渉距離を調整することによって、所望の深さに対応する干渉成分信号を取得することも可能である。

40

【0070】

50

次に、信号処理装置 120 が干渉成分信号を取得するまでの処理について説明する。図 22 は、図 1 に示す信号処理装置 120 が干渉成分信号を取得するまでの処理手順を示すフローチャートである。

【0071】

図 22 に示すように、まず、光源制御部 152 は、光源部 121 に対し、部分コヒーレント光を発光させる部分コヒーレント光発光処理（ステップ S1）を実行する。この場合、光源制御部 152 は、SLD124 に広帯域光を出射させるとともに、コントローラ 129 を制御して、フィルタホイール 125 に、BPF を光路上に配置させる。制御部 151 は、ステップ S1 の処理に同期させて、撮像素子 105 に、検出領域を撮像させる第 1 の撮像処理を行い（ステップ S2）、信号出力部 106 を介して、部分コヒーレント光が照射された生体組織 100 の画像信号である第 1 の画像信号を取得する第 1 の画像取得処理を行う（ステップ S3）。

10

【0072】

光源制御部 152 は、光源 121 に対し、弱コヒーレント光を発光させる弱コヒーレント光発光処理（ステップ S4）を実行する。この場合、光源制御部 152 は、SLD124 に広帯域光を出射させるとともに、コントローラ 129 を介して、フィルタホイール 124 に、NDF を光路上に配置させる。制御部 151 は、ステップ S4 の処理に同期させて、撮像素子 105 に、検出領域を撮像させる第 2 の撮像処理を行い（ステップ S5）、信号出力部 106 を介して、弱コヒーレント光が照射された生体組織 100 の画像信号である第 2 の画像信号を取得する第 2 の画像取得処理を行う（ステップ S6）。

20

【0073】

干渉成分抽出部 153 は、撮像素子 105 による差分画像信号をもとに散乱戻り光の強度から非干渉成分を除外して干渉成分信号を抽出する干渉成分信号抽出処理を行う（ステップ S7）。具体的には、干渉成分抽出部 153 は、ステップ S3 およびステップ S6 において取得した第 1 の画像信号と第 2 の画像信号との対応する部分における差分を演算して差分画像信号を干渉成分画像信号として取得する。

【0074】

制御部 151 は、ステップ S7 において抽出された干渉成分信号に関する情報を表示装置 190 から表示出力させる干渉成分信号出力処理を行う（ステップ S8）。干渉成分信号出力処理においては、ステップ S7 において取得された干渉成分信号を、特性値演算部 154 や表示装置 190 などにそのまま出力してもよい。図 23 は、表示装置 190 が表示出力する画像の一例である。図 23 に示すように、制御部 151 は、特性値演算部 154 が演算した生体組織 100 の性状に関わる特性値、たとえば、毛細血管の血流を示すライン画像 G_i を、観察光照射時に撮像された通常画像 G_n に重畳させた画像 G_1 を表示装置 190 から表示出力させてもよい。

30

【0075】

このように、実施の形態 1 によれば、可干渉距離が生体組織 100 の散乱係数の逆数以上かつ等価散乱係数の逆数の半分よりも短い部分コヒーレント光を発し、該部分コヒーレント光に対応する散乱戻り光の強度のうち、非干渉成分を除外することによって、光散乱体の表層で散乱して戻ってくる散乱戻り光に基づく干渉成分のみを精度よく取得している。

40

【0076】

実施の形態 1 によれば、生体組織 100 と同種の散乱体に対して予め求められた可干渉距離であって、散乱体に点照明を行った場合に散乱体の表面に形成される内部散乱戻り光分布のうち、微小照明領域の中心点から散乱戻り光の最大強度の 10% の強度を示す領域内に干渉成分が発生する可干渉距離の部分コヒーレント光を発し、該部分コヒーレント光に対応する散乱戻り光の強度のうち、非干渉成分を除外することによって、光散乱体の表層で散乱して戻ってくる散乱戻り光に基づく干渉成分のみを精度よく取得している。

【0077】

さらに、実施の形態 1 によれば、部分コヒーレント光を照射した際の散乱戻り光の強度

50

の他に、弱コヒーレント光を照射した際の戻り光であってほぼ非干渉成分に対応する光の強度を検出し、部分コヒーレント光に対する散乱戻り光の強度と、弱コヒーレント光に対する散乱戻り光の強度との対応する部分における差分を演算して干渉成分を抽出するため、光散乱体の表層で散乱して戻ってくる散乱戻り光に基づく干渉成分のみを適正に取得することができる。

【0078】

なお、光源部121は、部分コヒーレント光と弱コヒーレント光とで可干渉距離設定値を時間的に切り替えて照射できれば、SLD124とフィルタホイール125との組み合わせに限らず、レーザダイオード(LD)に高周波重畳などの電流印加方法を適用してもよい。また、光源部121は、高強度出力が可能であるLDに、NDFを組み合わせた構成であってもよい。この場合には、図22のステップS1およびステップS2において異なる強度でLDを点灯させ、ステップS2、ステップS5でNDFによって射出光量を調整すればよい。

【0079】

また、実施の形態1では、部分コヒーレント光を発する光源とは別に弱コヒーレント光を発する光源を備えてもよい。図24は、図1に示す光源部の構成の他の例を示す図であり、信号処理装置120の要部についても示す。

【0080】

図24に示す光源部121Aは、上述した条件の可干渉距離で部分コヒーレント光を発する部分コヒーレントレーザ(第1の光源)130と、弱コヒーレント光を発するLED(第2の光源)131と、ビームスプリッタ132と、ビームプロファイル整形光学系133(光分布調整部)と、部分コヒーレントレーザ130とビームスプリッタ132との間に設けられたコリメートレンズ126Aと、LED131とビームスプリッタ132との間に設けられたコリメートレンズ126Bと、フォーカスレンズ127とを備える。なお、ビームスプリッタ132は、ダイクロイックミラーであってもよい。部分コヒーレントレーザ130は、先述の広帯域光源とBPFおよびNDFの組み合わせ、あるいはLD素子の高周波重畳変調駆動、ハイパワーLDとNDFの組み合わせ、などによって実現できる。

【0081】

光源制御部152は、図22に示すステップS1において部分コヒーレントレーザ130に部分コヒーレント光を発光させ、ステップS4においてLED131に弱コヒーレント光を発光させる。光源制御部152は、部分コヒーレント光と弱コヒーレント光のそれぞれのトータルの光量が同一となるように、部分コヒーレントレーザ130とLED131との出力を調整している。ビームプロファイル整形光学系133は、ビームスプリッタ132に入力する部分コヒーレント光と弱コヒーレント光との射出光空間分布が等しくなるように調整する。たとえば、ビームプロファイル整形光学系133は、部分コヒーレントレーザ130から出射された部分コヒーレント光の照射角を、LED131から出射された弱コヒーレント光の照射角に合わせる。図24では部分コヒーレントレーザ130に対しビームプロファイル整形光学系133が配置されているが、LED131に対しビームプロファイル整形光学系133を配置し、LED131から出射された弱コヒーレント光の照射角を、部分コヒーレントレーザ130から出射された部分コヒーレント光の照射角に合わせるのもであってもよい。

【0082】

図25は、部分コヒーレントレーザ130が発する部分コヒーレント光の強度の波長依存性と、LED131が発する弱コヒーレント光の強度の波長依存性とを例示する図である。図25に示すように、光源部121Aの構成を採用する場合には、部分コヒーレント光L1の中心波長 λ_1 と、弱コヒーレント光L2'の中心波長 λ_2 とは必ずしも一致していなくともよい。図25の例では、弱コヒーレント光の半値幅 $\Delta\lambda_2'$ の波長帯域に、他方の部分コヒーレント光の半値幅 $\Delta\lambda_1$ の波長帯域が含まれており、干渉成分抽出部153による干渉成分の抽出が可能である。また、少なくとも他方の光である部分の中心波長

10

20

30

40

50

に重複していれば、干渉成分抽出部 153 による干渉成分の抽出が可能であるため、弱コヒーレント光の半値幅 $\Delta\lambda_2$ の波長帯域に、他方の部分コヒーレント光の半値幅 $\Delta\lambda_1$ の波長帯域の全てが含まれる必要もない。

【0083】

また、図 26 および図 27 は、内視鏡装置 101 の観察領域 43 と信号処理装置 120 による照明領域 42 との一例を示す図である。照明領域 42、すなわち信号処理装置 120 による干渉成分取得対象領域は、観察領域 43 と同程度の大きさの領域 42A である場合や、図 27 のように、観察領域 43 に対して小さなスポット領域 42B である場合もある。これは、後述する実施の形態 2～6 についても同様である。

【0084】

図 28～図 33 は、信号処理装置 120 による生体組織 100 への光照射領域の一例を示す図である。信号処理装置 120 は、単数のスポット光 E1 (図 28 参照) に限らず、互いに重複しない複数のスポット光 E2 (図 29 参照) や、所定領域内を一様に照射できる一様照明光 E3 (図 30 参照) を生体組織 100 の表面に照射してもよい。また、信号処理装置 120 は、スポット光に限らず、単数或いは複数のライン状の光 E4、E5 を照射してもよく (図 31 および図 32 参照)、格子状の光 E6 を照射してもよい (図 33 参照)。これは、後述する実施の形態 2～6 についても同様である。

【0085】

(実施の形態 2)

次に、実施の形態 2 について説明する。図 34 は、本発明の実施の形態 2 にかかる内視鏡システムの概要構成を示す図である。

【0086】

図 34 に示すように、本実施の形態 2 にかかる内視鏡システム 1B は、図 1 に示す内視鏡システム 1 と比して、撮像素子 105B および信号処理装置 120B を備える。撮像素子 105B は、受光部の前段で、部分コヒーレント光に対応する波長帯域の光と弱コヒーレント光に対応する波長帯域の光とを分光する。信号処理装置 120B は、部分コヒーレント光と、部分コヒーレント光の半値幅波長帯域の範囲と重ならない半値幅波長帯域を有する弱コヒーレント光とを発する光源部 121B と、該光源部 121B に部分コヒーレント光と弱コヒーレント光とを同期して発光させる光源制御部 152B を備えた制御部 151B、および、撮像素子 105B が撮像した画像信号から、部分コヒーレント光に対応する画像信号と弱コヒーレント光に対応する画像信号とを分離して、分離した 2 つの画像信号の対応する部分同士における差分を演算して、干渉成分信号を抽出する干渉成分抽出部 153B を有する信号処理部 150B と、を備える。

【0087】

図 35 は、光源部 121B を含む信号処理装置 120B の要部構成を示す図である。図 35 に示すように、光源部 121B は、実施の形態 1 において説明した条件の可干渉距離で部分コヒーレント光を発する部分コヒーレントレーザ 130B と、弱コヒーレント光を発する LED 131B と、ビームスプリッタ 132B と、部分コヒーレントレーザ 130B とビームスプリッタ 132B との間に設けられたコリメートレンズ 126A と、LED 131B とビームスプリッタ 132B との間に設けられたコリメートレンズ 126B と、フォーカスレンズ 127 とを備える。なお、ビームスプリッタ 132B は、ダイクロイックミラーであってもよい。

【0088】

図 36 は、部分コヒーレントレーザ 130B が発する部分コヒーレント光の強度の波長依存性と、LED 131B が発する弱コヒーレント光の強度の波長依存性とを例示する図である。

【0089】

図 36 に示すように、部分コヒーレントレーザ 130B は、中心波長 λ_3 、半値幅 $\Delta\lambda_3$ であって、可干渉距離 L_c が実施の形態 1 において説明した条件の部分コヒーレント光 L3 を発光する。LED 131B は、中心波長 λ_4 、半値幅 $\Delta\lambda_4$ である弱コヒーレント

10

20

30

40

50

光 L 4 を発光する。部分コヒーレント光 L 3 と、弱コヒーレント光 L 4 とは、互いの半値幅の波長帯域が重なっておらず、後述する撮像素子 1 0 5 B において分光可能である。また、実施の形態 1 と同様に、部分コヒーレント光 L 3 と弱コヒーレント光 L 4 のそれぞれのトータルの光量は同一である。光源制御部 1 5 2 B は、部分コヒーレントレーザ 1 3 0 B および L E D 1 3 1 B に対し、同期して部分コヒーレント光 L 3 と、弱コヒーレント光 L 4 とを発光させる。

【 0 0 9 0 】

図 3 7 は、後述する撮像素子 1 0 5 B が有するフィルタにおける分光感度を示す図である。図 3 7 では、撮像素子 1 0 5 B が実際に有するフィルタに対して、一般的な撮像素子が有する赤 (R)、緑 (G)、青 (B) フィルタの分光感度についても説明する。一般的な撮像素子においては、図 3 7 に示すように、R フィルタは、6 0 0 n m ~ 7 0 0 n m の波長帯域の光を透過し、G フィルタは、5 0 0 n m ~ 6 0 0 n m の波長帯域の光を透過し、B フィルタは、4 0 0 n m ~ 5 0 0 n m の波長帯域の光を透過する。図 3 7 に示すように、部分コヒーレント光 L 3 の波長帯域と、弱コヒーレント光 L 4 の波長帯域とは、B フィルタが分光感度を有する 4 0 0 n m ~ 5 0 0 n m の波長帯域に含まれている。

【 0 0 9 1 】

図 3 8 は、図 3 4 に示す撮像光学系 1 0 4 および撮像素子 1 0 5 B の構成を示す図である。図 3 8 には、信号出力部 1 0 6 も示している。図 3 8 に示すように、撮像光学系 1 0 4 は、複数のレンズ 1 4 0 によって構成される。撮像素子 1 0 5 B は、受光部 1 0 5 2 の前段に設けられたフィルタ群 1 0 5 1 (分光部) と、受光部 1 0 5 2 とを備える。

【 0 0 9 2 】

図 3 9 は、図 3 8 に示すフィルタ群 1 0 5 1 のフィルタ配列を示す図である。図 3 9 の配列 1 0 5 1 a に示すように、フィルタ群 1 0 5 1 は、受光部 1 0 5 2 における画素群の配列に対応したベイア配列を採り、偶数行に、中心波長 λ_3 であって半値幅 $\Delta \lambda_3$ の波長帯域の光のみを透過する λ_3 フィルタと、中心波長が λ_4 であって半値幅 $\Delta \lambda_4$ の波長帯域の光のみを透過する λ_4 フィルタとが水平方向に交互に配列される。奇数行には、R フィルタと G フィルタとが水平方向に交互に配列される。このように、フィルタ群 1 0 5 1 は、部分コヒーレント光に対応する波長帯域の光と、弱コヒーレント光に対応する波長帯域の光とを分光する機能を有する。フィルタ配列 1 0 5 1 a においては、部分コヒーレント光と弱コヒーレント光とを分光できるように、部分コヒーレント光の積算光強度と弱コヒーレント光の積算光強度とが同一となるように、 λ_4 フィルタと λ_3 フィルタとの分光感度が設定されている。

【 0 0 9 3 】

光源部 1 2 1 B における部分コヒーレント光および弱コヒーレント光の同時発光時には、干渉成分抽出部 1 5 3 B は、配列 1 0 5 1 a の偶数列における λ_3 フィルタを透過した光を受光した画素による出力信号を、部分コヒーレント光に対応する第 1 の画像信号として分離し、 λ_4 フィルタを透過した光を受光した画素による出力信号を、弱コヒーレント光に対応する第 2 の画像信号として分離してから干渉成分抽出処理を行う。通常観察時には、画像処理部 1 5 5 は、配列 1 0 5 1 a における偶数行の λ_3 、 λ_4 フィルタを透過した光を受光した画素による出力信号を B 画像信号として各画像処理を行う。なお、画像処理部 1 5 5 は、配列 1 0 5 1 a における奇数行の R フィルタを透過した光を受光した画素による出力信号を R 画像信号とし、奇数行の G フィルタを透過した光を受光した画素による出力信号を G 画像信号として画像処理を行う。

【 0 0 9 4 】

図 4 0 は、図 3 4 に示す信号処理装置 1 2 0 B が干渉成分信号を取得するまでの処理手順を示すフローチャートである。図 4 0 に示すように、まず、光源制御部 1 5 2 B は、光源 1 2 1 B に対し、部分コヒーレント光と弱コヒーレント光とを同時発光させる同時発光処理 (ステップ S 1 1) を実行する。制御部 1 5 1 B は、ステップ S 1 1 の処理に同期させて、撮像素子 1 0 5 B に、検出領域を撮像させる撮像処理を行い (ステップ S 1 2)、信号出力部 1 0 6 を介して、画像信号を取得する画像信号取得処理を行う (ステップ S 1

3)。

【0095】

干渉成分抽出部153Bは、撮像素子105Bから出力された画像信号から、 λ_3 フィルタを透過した光を受光した画素による出力信号を、部分コヒーレント光に対応する第1の画像信号として分離する第1の画像信号分離処理を行う(ステップS14)。干渉成分抽出部153Bは、撮像素子105Bから出力された同じ画像信号から、 λ_4 フィルタを透過した光を受光した画素による出力信号を、弱コヒーレント光に対応する第2の画像信号として分離する第2の画像信号分離処理を行う(ステップS15)。干渉成分抽出部153Bは、第1の画像信号と第2の画像信号との対応する部分における差分を演算して差分画像信号を干渉成分画像信号として取得する干渉成分信号抽出処理を行う(ステップS16)。ステップS17は、図22に示すステップS8である。

10

【0096】

実施の形態2のように、部分コヒーレント光と弱コヒーレント光とを同時に照射した場合も、部分コヒーレント光を照射した際の散乱戻り光の強度と、弱コヒーレント光を照射した際の散乱戻り光であってほぼ非干渉成分に対応する光の強度とを分離し、部分コヒーレント光に対する散乱戻り光の強度と、弱コヒーレント光に対する散乱戻り光の強度との対応する部分における差分を演算して干渉成分を抽出するため、実施の形態1と同様に、光散乱体の表層で散乱して戻ってくる散乱戻り光に基づく干渉成分のみを適正に取得することができる。

【0097】

20

なお、撮像素子105Bのフィルタ群1051の配列は、図39の配列1051aに限らない。図41は、図38に示すフィルタ群1051のフィルタ配列の他の例を示す図である。図41に示す配列1051bのように、R、G、G、Bフィルタで構成されるフィルタユニット U_1 を水平方向に複数配置した2つの水平ラインと、 λ_3 、 λ_4 、 λ_4 、 λ_3 フィルタで構成されるフィルタユニット U_2 を水平方向に複数配置した2つの水平ラインとを、交互に配置してもよい。この配列1051bの配列のほか、フィルタユニット U_1 と、フィルタユニット U_2 と水平方向に交互に配置してもよい。

【0098】

また、図42は、光源部121Bにおける部分コヒーレントレーザ130Bが発する他の部分コヒーレント光の強度の波長依存性と、LED131Bが発する他の弱コヒーレント光の強度の波長依存性とを例示する図である。図42に示すように、部分コヒーレントレーザ130Bは、Gフィルタが分光感度を有する500nm~600nmの波長帯域に半値幅 $\Delta\lambda_3'$ が含まれる中心波長 λ_3' の部分コヒーレント光 L_3' を発してもよい。そして、LED131Bは、Gフィルタが分光感度を有する500nm~600nmの波長帯域に半値幅 $\Delta\lambda_4'$ が含まれる中心波長 λ_4' の弱コヒーレント光 L_4' を発してもよい。

30

【0099】

図43は、フィルタ群1051のフィルタ配列の他の例を示す図である。図43に示す配列1051cは、ベイア配列の奇数行に、Rフィルタと、中心波長 λ_3' であって波長帯域 $\Delta\lambda_3$ の光のみを透過する λ_3' フィルタとが水平方向に交互に配列され、偶数行に、中心波長が λ_4' であって波長帯域 $\Delta\lambda_4'$ の光のみを透過する λ_4' フィルタと、Bフィルタとが水平方向に交互に配列された構成を有する。光源部121Bにおける部分コヒーレント光 L_3' および弱コヒーレント光 L_4' の同時発光時には、干渉成分抽出部153Bは、配列1051cの奇数行における λ_3' フィルタを透過した光を受光した画素による出力信号を、部分コヒーレント光 L_3' に対応する第1の画像信号として分離し、配列1051cの偶数行における λ_4' フィルタを透過した光を受光した画素による出力信号を、弱コヒーレント光に対応する第2の画像信号として分離してから、干渉成分抽出処理を行う。

40

【0100】

図44は、図38に示す撮像光学系および撮像素子の他の構成を示す図である。図44

50

に示すように、第1の撮像素子1053と、第2の撮像素子1054を設けるとともに、各撮像素子の前段である撮像光学系104Bにダイクロイックミラー143を設けてもよい。第1の撮像素子1053および第2の撮像素子1054は、受光部、読み出し部、AFE部をそれぞれ備える。第1の撮像素子1053は、さらに、R、G、Bフィルタがベイア配列で配置されるカラーフィルタ群を受光部の前段に有する。ダイクロイックミラー143は、入射した生体組織100からの戻り光を、部分コヒーレント光L3の波長帯域の光と、弱コヒーレント光L4の波長帯域の光とに分離する。

【0101】

図45は、図44に示すダイクロイックミラー143の波長分離を説明するための図である。ダイクロイックミラー143は、波長 λ_5 ($\lambda_3 < \lambda_5 < \lambda_4$)を境界として、入射光を2つの光に分離する。ダイクロイックミラー143は、入射光のうち波長 λ_5 よりも長い波長の光のみを背面に透過させる。ダイクロイックミラー143によって入射光から分離された波長 λ_5 よりも長い波長の光は、ダイクロイックミラー143の背面側に位置する第1の撮像素子1053によって受光される。また、ダイクロイックミラー143によって入射光から分離された波長 λ_5 よりも短い波長の光は、ダイクロイックミラー143の反射面で反射して第2の撮像素子1054において受光される。光源部121Bにおける部分コヒーレント光L3および弱コヒーレント光L4の同時発光時には、干渉成分抽出部153Bは、第1の撮像素子1053が撮像した画像信号を、部分コヒーレント光L3に対応する第1の画像信号として取得し、第2の撮像素子1054が撮像した画像信号を、弱コヒーレント光L4に対応する第2の画像信号として取得し、干渉成分抽出処理を行う。なお、通常観察時には、画像処理部155は、第1の撮像素子1053が撮像した画像信号を用いて各画像処理を行う。

【0102】

(実施の形態3)

次に、実施の形態3について説明する。図46は、本発明の実施の形態3にかかる内視鏡システムの概要構成を示す図である。

【0103】

図46に示すように、本実施の形態3にかかる内視鏡システム1Cは、図1に示す内視鏡システム1と比して、光源部121Cおよび信号処理部150Cを有する信号処理装置120Cを備える。図47は、光源部121Cを含む信号処理装置120Cの要部構成を示す図である。図47に示すように、光源部121Cは、図24に示す光源部121Aから、LED131、ビームスプリッタ132およびビームプロファイル整形光学系133を削除した構成を有する。光源部121Cからは、部分コヒーレント光L1のみを発する。制御部151Cは、制御部151と同様の機能を有し、光源部121Cの部分コヒーレントレーザ130を制御する光源制御部152Cを有する。干渉成分抽出部153Cは、光源部121Cにおける部分コヒーレント光L1発光時に撮像素子105が撮像した画像信号を取得し、散乱戻り光の強度に対応する画像信号から、予め規定された非干渉成分信号の強度を減算して、干渉成分を抽出する。予め規定された非干渉成分の強度を示す信号として、撮像素子105が撮像した画像信号に対応させたメディアンフィルターなどがある。

【0104】

図48は、図46に示す信号処理装置120Cが干渉成分信号を取得するまでの処理手順を示すフローチャートである。図48に示すように、まず、光源制御部152Cは、光源121Cに対し、部分コヒーレント光を発光させる発光処理(ステップS21)を実行する。制御部151Cは、ステップS21の処理に同期させて、撮像素子105に、検出領域を撮像させる撮像処理を行い(ステップS22)、信号出力部106を介して、画像信号を取得する画像信号取得処理を行う(ステップS23)。

【0105】

干渉成分抽出部153Cは、撮像素子105から出力された画像信号と、該画像信号に対応させたメディアンフィルター信号とを対応部分同士で減算して差分画像信号を干渉成

10

20

30

40

50

分信号として抽出する干渉成分信号抽出処理を行う（ステップS24）。ステップS25は、図22に示すステップS8である。

【0106】

この実施の形態3のように、非干渉成分を予め規定された非干渉成分信号を用いて、部分コヒーレント光に対する散乱戻り光の強度から、干渉成分のみを抽出することもできる。

【0107】

（実施の形態4）

次に、実施の形態4について説明する。図49は、本発明の実施の形態4にかかる内視鏡システムの概要構成を示す図である。

【0108】

図49に示すように、実施の形態4にかかる内視鏡システム1Dは、図1に示す内視鏡システム1と比して、外力付加部160を信号処理部150Dにさらに備えた信号処理装置120Dを有する。外力付加部160は、光散乱体である生体組織100の表面を非接触で変形させる外力を与える機能を有する。外力付加部160は、外力として、例えば風圧あるいは音響放射圧を生成し、処置具用チャンネル108を経て内視鏡装置101先端の開口部に先端が到達するように配置された伝送路161を介して、生体組織100の表面に、生成した外力を出力する。外力付加部160による外力の出力範囲44は、照明領域42および検出領域41の内部に設定される。また、信号処理部150Dにおける制御部151Dは、制御部151と同様の機能を有するとともに、外力付加部160の制御も行う。

【0109】

図50および図52は、図49に示す外力付加部160の外力付加処理を説明する図である。図51および図53は、表示装置190が表示出力する画像の一例である。図50に示すように、たとえば、外力付加部160は、伝送路161（図49参照）の先端161aから、照明光学系123から出力した光の照明領域42のうちの、比較的広い領域にエアパルス44aを出力してもよい。このエアパルス44aの出力タイミングに合わせて、光源部121による発光処理および撮像光学系104により結像された散乱信号を撮像素子105による撮像処理を連続して行ない、干渉成分を順次取得することによって、図51に例示するように、筋状の硬さの変異を表すラインが通常画像の比較的広い領域Sgに重畳された画像G2を得ることができる。また、図52に示すように、外力付加部160が、伝送路161の先端161bから、照明領域42の微小スポットに外力を付加できるように集束エアパルス44bを出力した場合には、図53に例示するように、微小スポットSfでの病変部等の硬さの変異の状態が示された画像G3を得ることができる。

【0110】

このように、実施の形態4では、外力を生体組織100に付加しながら、光源部121による発光処理および撮像光学系104により結像された散乱信号を撮像素子105による撮像処理を連続して行ない、干渉成分の分布を連続的に取得することによって、生体組織100の変動量を連続的に検出することができ、この結果をもとに、特性値演算部154において生体組織100の弾性、粘弾性、硬度等も演算可能となる。なお、本実施の形態4として、実施の形態1に適用した例を示したが、もちろん、実施の形態2、3に適用することも可能である。

【0111】

（実施の形態5）

次に、実施の形態5について説明する。図54は、本発明の実施の形態5にかかる内視鏡システムの概要構成を示す図である。

【0112】

図54に示すように、実施の形態5にかかる内視鏡システム1Eは、図1に示す内視鏡システム1と比して、制御部151と同様の機能を有する制御部151Eを有するとともに、位置検出部158を信号処理部150Eにさらに備えた信号処理装置120Eを有す

る。

【 0 1 1 3 】

位置検出部 1 5 8 は、たとえば、光源部 1 2 1 によってマルチスポット照明が行われた際に注出されたスポット状の各干渉成分信号スポット間の距離を取得する。そして、位置検出部 1 5 8 は、予め求められた、既知の距離で生体組織と照明光学系とが離間された場合におけるスポット状の各干渉成分信号スポット間の距離と、取得した各距離とを比較することによって、被写体である生体組織 1 0 0 と照明点との空間的な位置関係を検出する。また、位置検出部 1 5 8 は、光源部 1 2 1 によって単数のスポット照明が行われた場合にも、干渉成分信号を取得できた領域の大きさや中心画素からのずれと、既知の距離で生体組織と照明光学系とが離間された場合におけるスポット照明時の干渉領域信号領域の大きさや中心画素からのずれと、を比較することによって、生体組織 1 0 0 と照明点との空間的な位置関係を検出することも可能である。

10

【 0 1 1 4 】

このように、内視鏡システム 1 E では、微小照明領域の中心点から散乱戻り光の最大強度の 1 0 % の強度を示す領域内で干渉成分の発生が制限されるため、検出した干渉成分信号を散乱によって輝点が広がってしまう被写体に対しての精度の良い位置検出のために使用することも可能である。また、光源部 1 2 1 から出射する部分コヒーレント光について、干渉成分の発生が制限される領域を、照明の中心点から、散乱戻り光の最大強度の例えば 2 0 % 或いは 3 0 % に制限した可干渉距離に調整して、位置検出の精度を高めてもよい。なお、本実施の形態 5 として、実施の形態 1 に適用した例を示したが、もちろん、実施の形態 2 ~ 4 に適用することも可能である。

20

【 0 1 1 5 】

(実施の形態 6)

次に、実施の形態 6 について説明する。図 5 5 は、本発明の実施の形態 6 にかかる内視鏡システムの概要構成を示す図である。

【 0 1 1 6 】

図 5 5 に示すように、実施の形態 6 にかかる内視鏡システム 1 F では、信号処理装置 1 2 0 F は、観察用光源装置 1 0 2 と信号出力部 1 0 6 と被検体内に導入される筐体 1 0 9 とを備える。本発明では、内視鏡装置 1 0 1 と信号処理装置 1 2 0 とが別体である実施の形態 1 ~ 5 の構成以外にも、この実施の形態 6 のように、通常観察機能と干渉成分信号取得機能とを一体化した構成を採用することもできる。

30

【 0 1 1 7 】

図 5 6 は、実施の形態 6 にかかる内視鏡システムの概要構成の他の例を示す図である。図 5 6 に示す内視鏡システム 1 G のように、信号処理装置 1 2 0 G は、C M O S 撮像素子或いは C C D 撮像素子で構成される撮像素子 1 0 5 に代えて、受光した光を光電変換する面状の光源変換器であるフォトディテクター (P D) 1 0 5 G を備えてもよい。この場合には、撮像光学系 1 0 4 を削除することができる。P D 1 0 5 G を採用した場合には、干渉信号の空間的な強弱の分離が出来ないが、時間的に連続的に信号を取得し時間的に変動する成分 (A C 成分) を変動しない成分 (D C 成分) と分離して抽出することで、生体組織 1 0 0 の表層の動きに対応した干渉信号を取得することが可能である。また、この構成においては、干渉成分抽出のための照明光として単数のスポット光 E 1 (図 2 8 参照) を照射することが望ましい。また、検出点の精度を上げるためには、光源部 1 2 1 は、出射する部分コヒーレント光について、干渉成分の発生が制限される領域を、微小照明領域の中心点から、散乱戻り光の最大強度の 1 0 % を超える割合、例えば、2 0 % 或いは 3 0 % の強度を示す領域に制限した可干渉距離に調整すればよい。

40

【 0 1 1 8 】

なお、実施の形態 1 ~ 6 にかかる内視鏡システム 1 , 1 B ~ 1 G は、軟性内視鏡、硬性内視鏡、手術用顕微鏡等の医療装置に限らず、工業的に使用される内視鏡装置にも適用可能である。また、本発明は、顕微鏡装置に対しても適用可能である。

【 0 1 1 9 】

50

図５７は、本実施の形態１を顕微鏡システムに適用した場合の構成を示す図である。図５７において、顕微鏡システム２０１が載置される平面をＸＹ平面とし、ＸＹ平面と垂直な方向をＺ方向として説明する。図５７に示す顕微鏡システム２０１は、標本ＳＰを観察する顕微鏡装置２０２と、顕微鏡装置２０２を介して標本ＳＰを撮像し、標本ＳＰの画像データを生成する撮像装置２０３と、信号処理部１５０と、表示装置１９０とを備える。顕微鏡装置２０２、撮像装置２０３および信号処理部１５０は、データが送受信可能に有線または無線で接続されている。

【０１２０】

顕微鏡装置２０２は、略Ｃ字状の本体部２００と、標本ＳＰが載置されるステージ２０１と、ステージ２０１と対向して配置された倍率が互いに異なる複数の対物レンズで構成される対物レンズ２０４ａと、倍率が異なる複数の対物レンズ２０４ａを保持するレボルバ２０４ｂと、ステージ２０１を標本ＳＰが載置される載置面と直交する直交方向（Ｚ軸方向）へ移動させてステージ２０１と対物レンズ２０４ａとの距離を調整する焦準部２０４ｃと、焦準部２０４ｃを上下方向へ移動させる焦準操作部２０５と、標本ＳＰに部分コヒーレント光および弱コヒーレント光を照射する光源部１２１と、複数の光学系を有する照明光学系２０６と、本体部２００に取り付けられた三眼鏡筒ユニット２０７と、三眼鏡筒ユニット２０７を介して取り付けられた接眼レンズユニット２０８と、三眼鏡筒ユニット２０７に連結された結像レンズユニット２０９と、を備える。また、結像レンズユニット２０９の端部には、撮像素子１０５および信号出力部１０６を備えた撮像装置２０３が接続されている。ステージ２０１は、ＸＹ平面内で水平方向に移動自在であり、焦準部２０４を介して本体部２００に設けられる。なお、図５７においては、図示していないが、通常観察用の落射照明用光源も設けられる。

【０１２１】

この場合も、光源部１２１は、光源制御部１５２の制御のもと、標本ＳＰに照射するための部分コヒーレント光および弱コヒーレント光を発光し、干渉成分抽出部１５３は、撮像素子１０５が撮像した標本ＳＰ表面の画像信号を処理し、散乱戻り光の強度のうち、非干渉成分を除外して干渉成分を抽出する。光源部１２１は、単数のスポット光Ｅ１或いは複数のスポット光Ｅ２を発する。

【０１２２】

また、本実施の形態１～６にかかる信号処理装置１２０、１２０Ｂ～１２０Ｇ、並びに、他の構成部で実行される各処理に対する実行プログラムは、インストール可能な形式又は実行可能な形式のファイルでＣＤ－ＲＯＭ、フレキシブルディスク、ＣＤ－Ｒ、ＤＶＤ等のコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録して提供するように構成してもよく、インターネット等のネットワークに接続されたコンピュータ上に格納し、ネットワーク経由でダウンロードさせることにより提供するように構成してもよい。また、インターネット等のネットワーク経由で提供または配布するように構成してもよい。

【符号の説明】

【０１２３】

- １，１Ｂ～１Ｇ 内視鏡システム
- １０１ 内視鏡装置
- １０２ 観察用光源装置
- １０３ 観察光導光部
- １０４ 撮像光学系
- １０５，１０５Ｂ 撮像素子
- １０６ 信号出力部
- １０７ 筐体
- １０８ 処置具用チャンネル
- １２０，１２０Ｂ～１２０Ｇ 信号処理装置
- １２１，１２１Ａ～１２１Ｃ 光源部
- １２２ 導光部

10

20

30

40

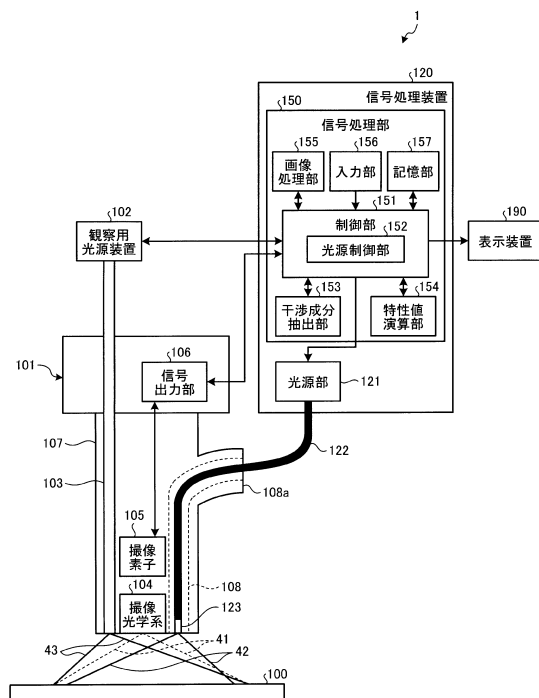
50

- 1 2 3 照明光学系
- 1 2 4 S L D
- 1 2 5 フィルタホイール
- 1 2 6 , 1 2 6 A , 1 2 6 B コリメートレンズ
- 1 2 7 フォーカスレンズ
- 1 2 8 光ファイバ
- 1 3 0 , 1 3 0 B 部分コヒーレントレーザ
- 1 3 1 , 1 3 1 B L E D
- 1 3 2 , 1 3 2 B ビームスプリッタ
- 1 3 3 ビームプロファイル整形光学系
- 1 4 0 レンズ
- 1 4 3 ダイクロイックミラー
- 1 5 0 , 1 5 0 B ~ 1 5 0 E 信号処理部
- 1 5 1 , 1 5 1 B ~ 1 5 1 E 制御部
- 1 5 2 , 1 5 1 B , 1 5 2 C 光源制御部
- 1 5 3 , 1 5 3 B , 1 5 3 C 干渉成分抽出部
- 1 5 4 特性値演算部
- 1 5 5 画像処理部
- 1 5 6 入力部
- 1 5 7 記憶部
- 1 5 8 位置検出部
- 1 6 0 外力付加部
- 1 9 0 表示装置
- 1 0 5 1 フィルタ群
- 1 0 5 2 受光部

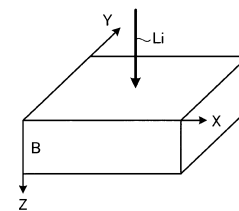
10

20

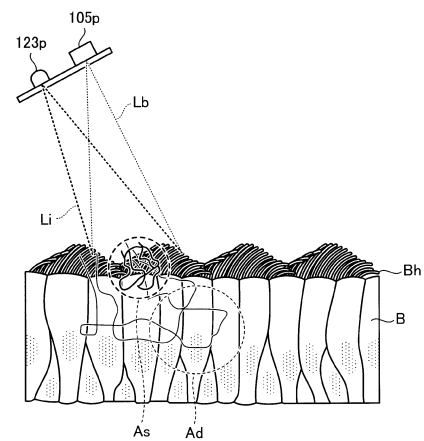
【図 1】



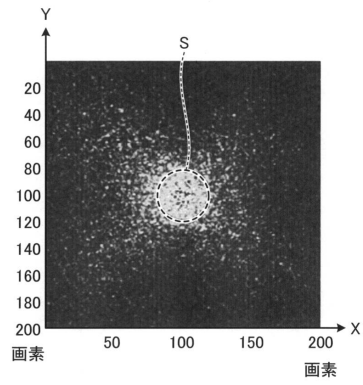
【図 2】



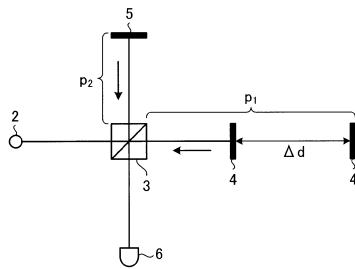
【図 3】



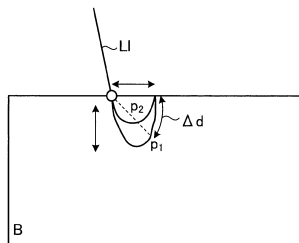
【図 4】



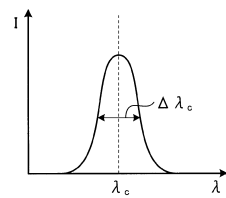
【図 5】



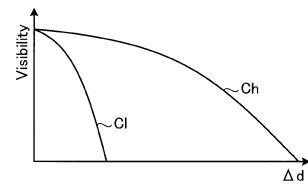
【図 8】



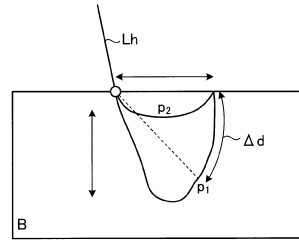
【図 9】



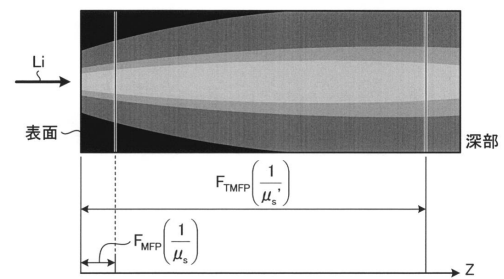
【図 6】



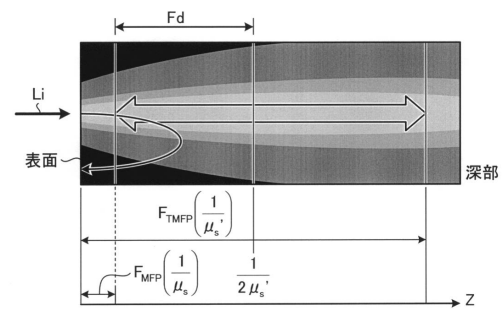
【図 7】



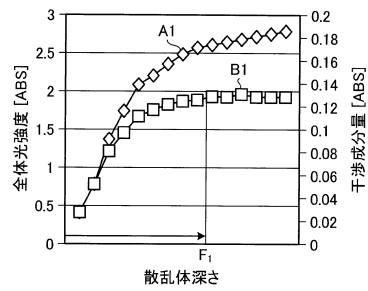
【図 10 A】



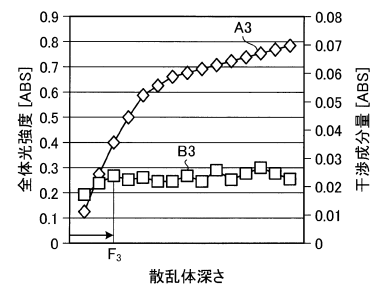
【図 10 B】



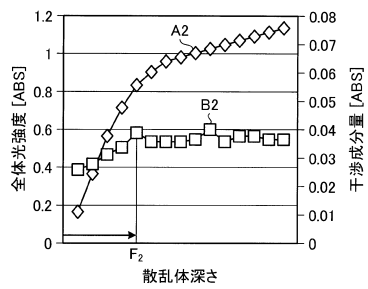
【図 1 1 A】



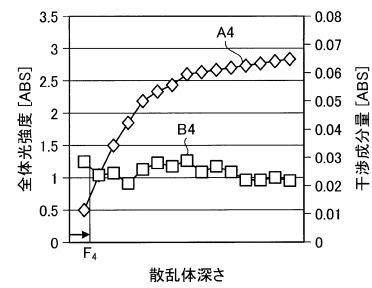
【図 1 1 C】



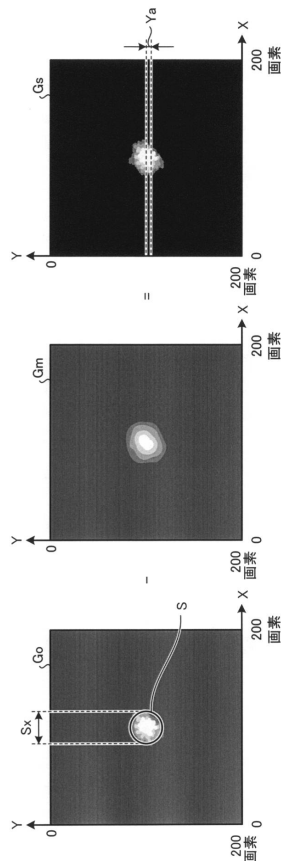
【図 1 1 B】



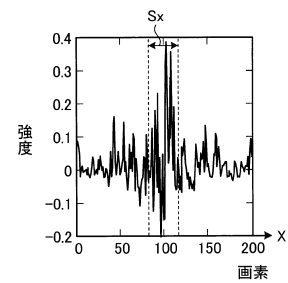
【図 1 1 D】



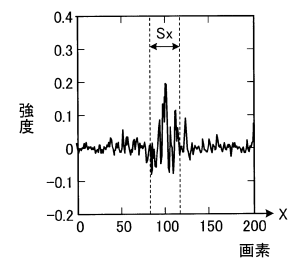
【図 1 2】



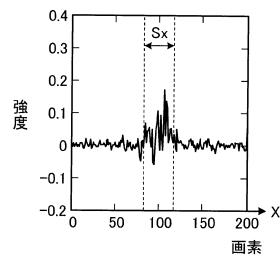
【図 1 3 A】



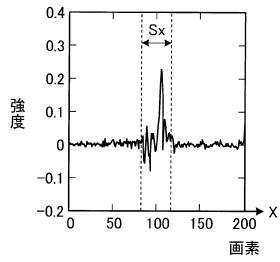
【図 1 3 B】



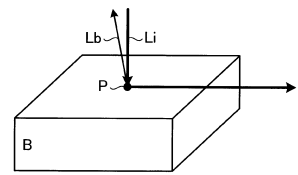
【図 13 C】



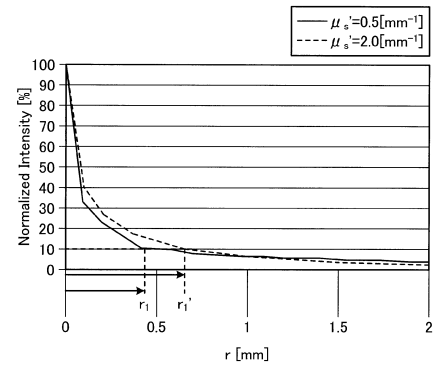
【図 13 D】



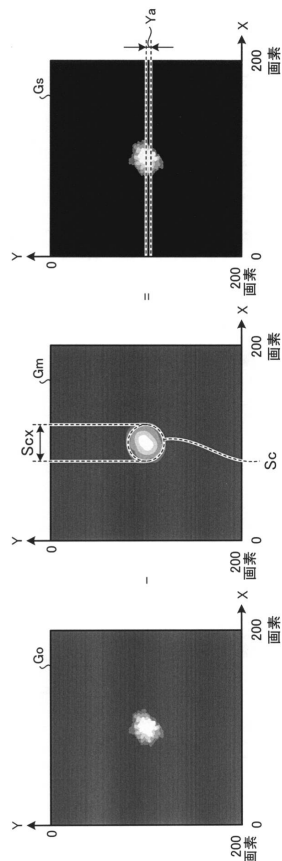
【図 14】



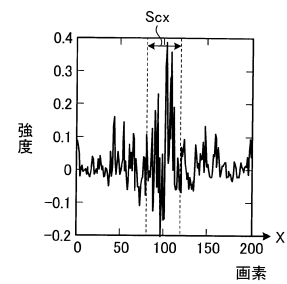
【図 15】



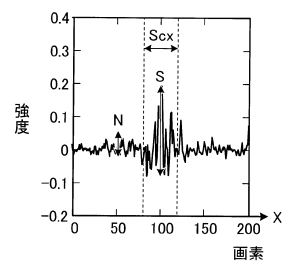
【図 16】



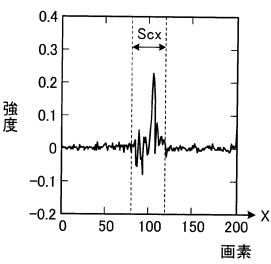
【図 17 A】



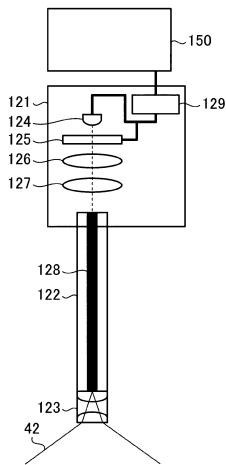
【図 17 B】



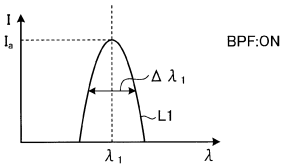
【図 17 C】



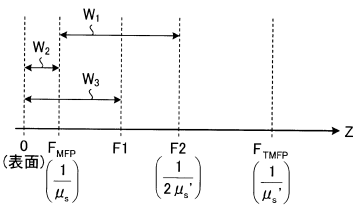
【図 18】



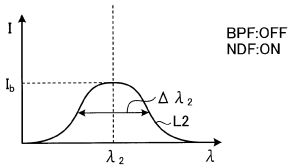
【図 19】



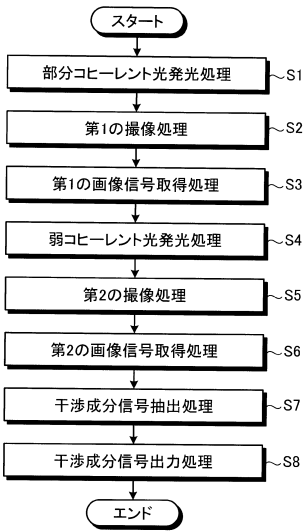
【図 21】



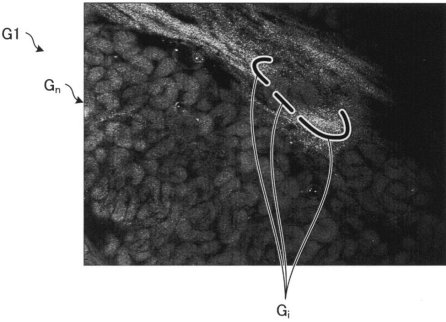
【図 20】



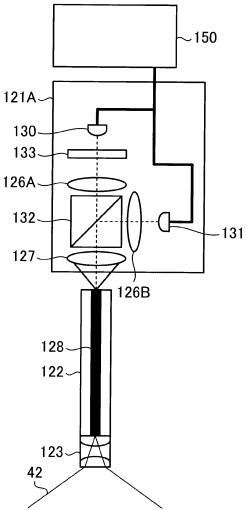
【図 2 2】



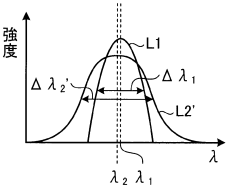
【図 2 3】



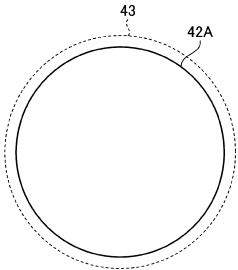
【図 2 4】



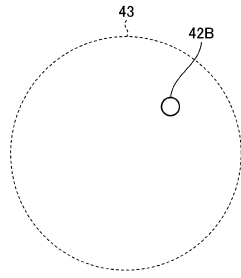
【図 2 5】



【図 2 6】



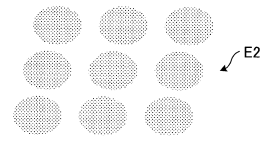
【図 27】



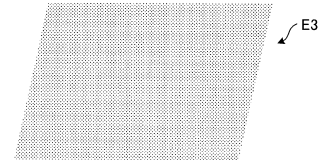
【図 28】



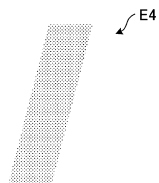
【図 29】



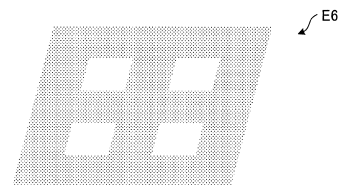
【図 30】



【図 31】



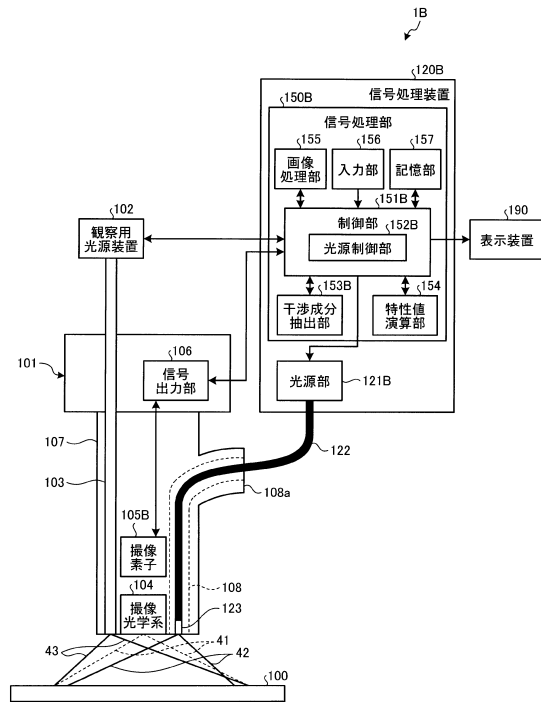
【図 33】



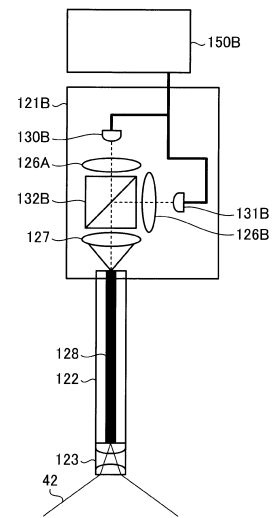
【図 32】



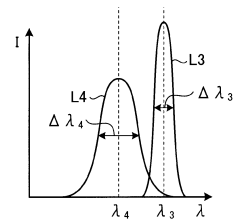
【図 3 4】



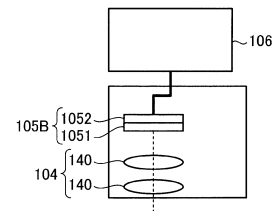
【図 3 5】



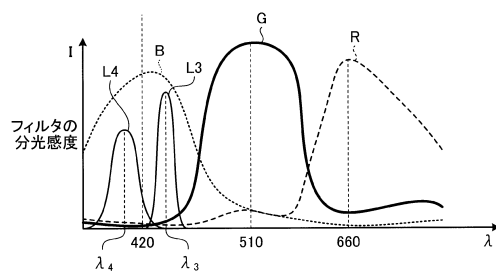
【図 3 6】



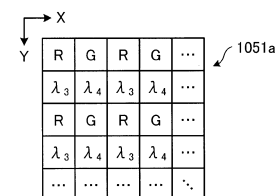
【図 3 8】



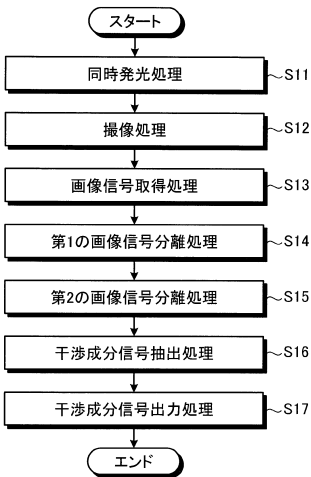
【図 3 7】



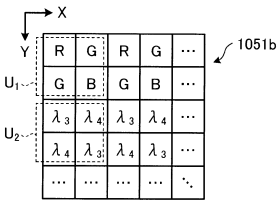
【図 3 9】



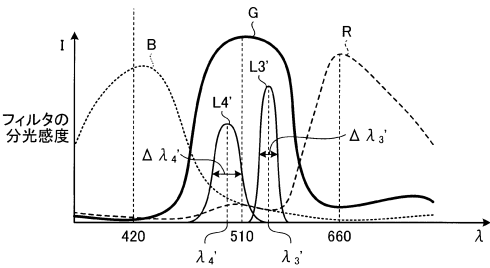
【図 4 0】



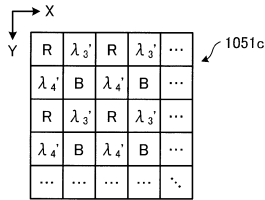
【図 4 1】



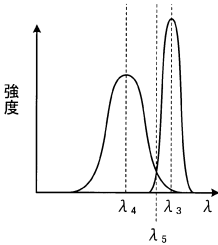
【図 4 2】



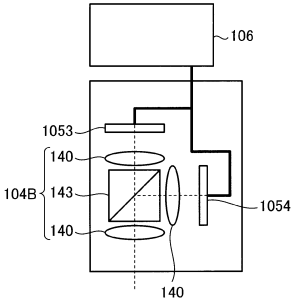
【図 4 3】



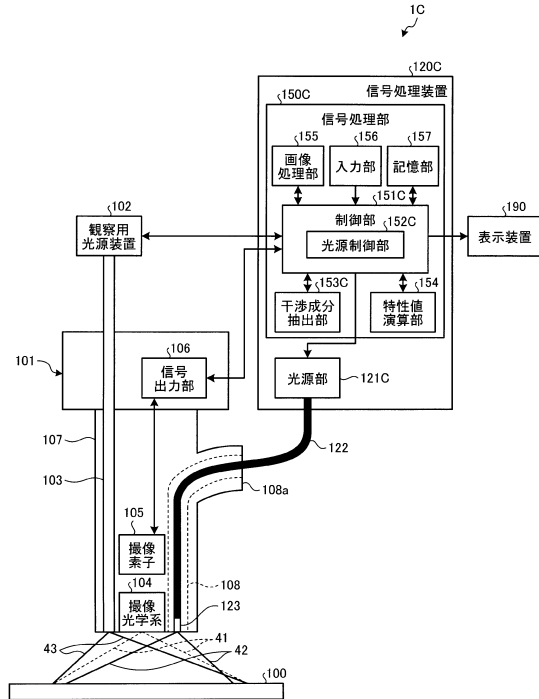
【図 4 5】



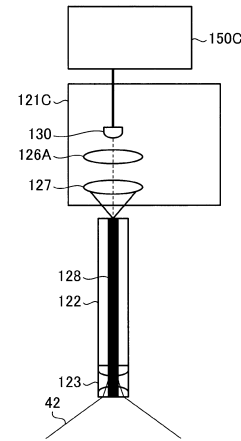
【図 4 4】



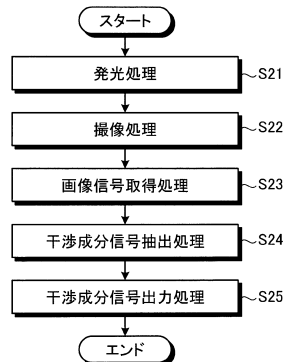
【図 46】



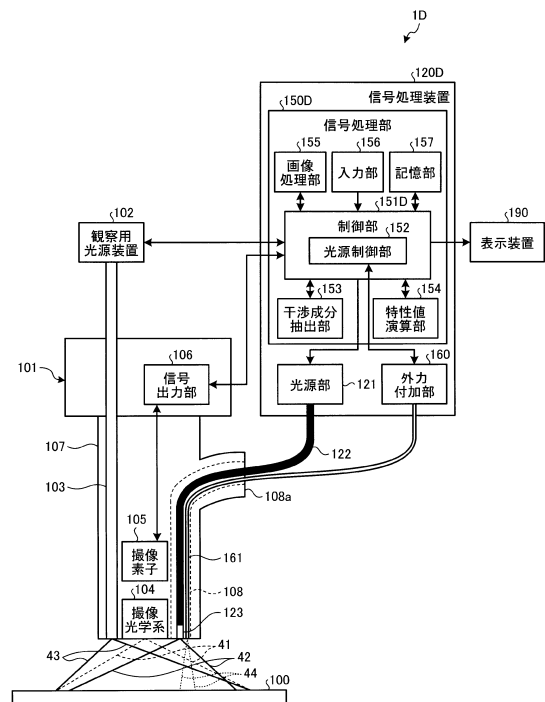
【図 47】



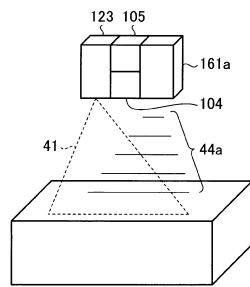
【図 48】



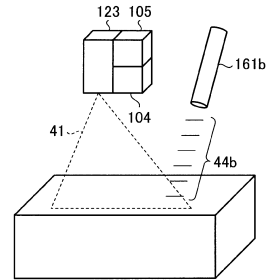
【図 49】



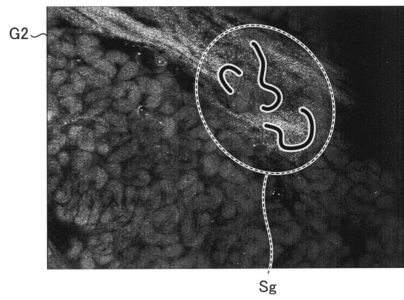
【図 5 0】



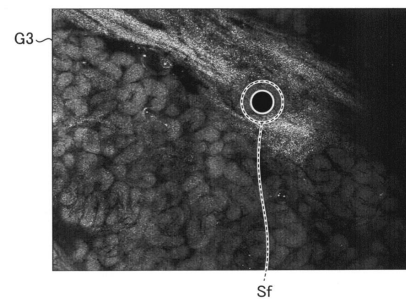
【図 5 2】



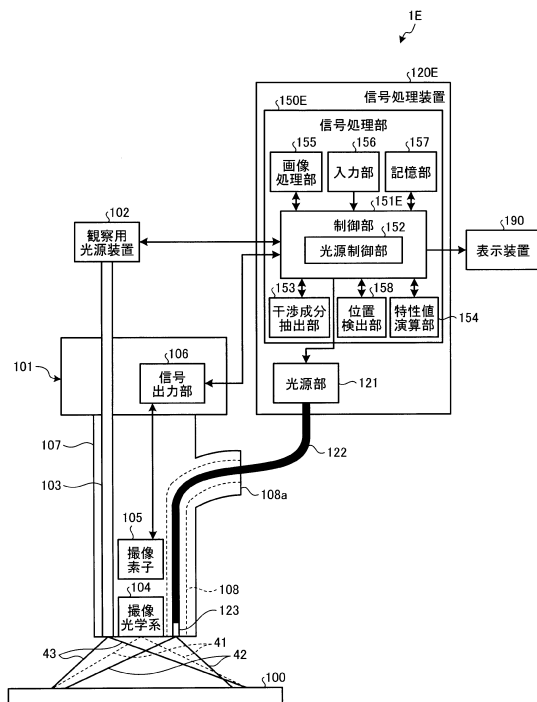
【図 5 1】



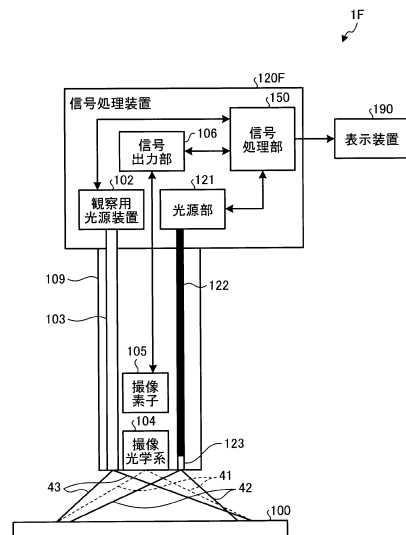
【図 5 3】



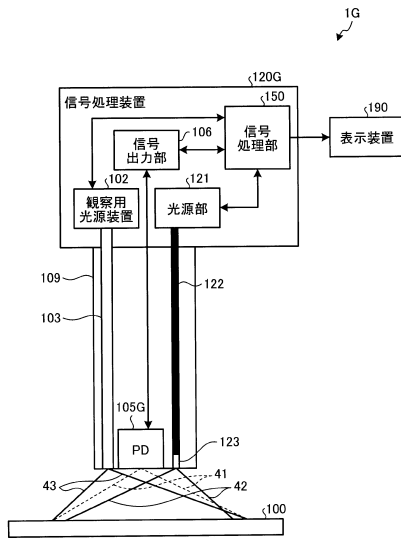
【図 5 4】



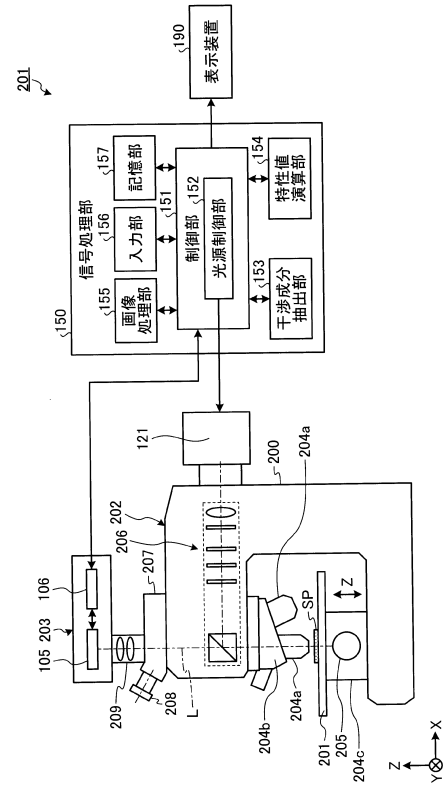
【図 5 5】



【図 56】



【図 57】



 フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
G 0 2 B 21/36 (2006.01) G 0 2 B 21/36

(56)参考文献 国際公開第 2 0 1 4 / 0 4 2 1 3 0 (WO , A 1)

V. Turzhitsky, et al. , Characterization of Light transport in Scattering Media at Subdiffusion Length Scales with Low-Coherence Enhanced Backscattering , IEEE journal of selected topics in quantum electronics , 2 0 1 0 年 , Vol. 16, No. 3 , 619-626

Young L. Kim, et al. , Low-coherence enhanced backscattering of light : characteristics and applications for colon cancer screening , Proceedings of SPIE , 2 0 0 7 年 , Vol. 6446 , 644606

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

A 6 1 B 3 / 0 0 - 3 / 1 8

G 0 1 N 2 1 / 0 0 - 2 1 / 0 1

G 0 1 N 2 1 / 1 7 - 2 1 / 6 1

专利名称(译)	处理装置		
公开(公告)号	JP6471221B2	公开(公告)日	2019-02-13
申请号	JP2017501569	申请日	2015-02-23
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	伊藤 遼佑		
发明人	伊藤 遼佑		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/00 G01N21/47 G01N21/27 G02B23/24 G02B21/36		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/05 A61B1/0684 G01N21/27 G01N21/45 G01N21/47 G01N21/49 G01N2021/479 G01N2201/062		
FI分类号	A61B1/045.610 A61B1/00.510 G01N21/47.Z G01N21/27.A G02B23/24.B G02B21/36		
代理人(译)	酒井宏明		
其他公开文献	JPWO2016135818A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

光源单元121发射部分相干光，其相干距离等于或大于光散射体100的散射系数的倒数，并且短于内窥镜系统1中等效散射系数的倒数的一半，用于将从光源单元121发射的光照射到图像拾取装置100的前表面上的预定照明区域的照明光学系统123，用于检测到包括照明区域的检测区域的散射返回光的强度的图像拾取装置105，并且干扰分量提取单元153用于通过从干扰分量提取单元105检测到的散射返回光的强度中排除非干扰分量来提取干扰分量。

(19) 日本国特許庁(JP)		(12) 特 許 公 報(B2)		(11) 特許番号 特許第6471221号 (P6471221)	
(45) 発行日 平成31年2月13日(2019. 2. 13)		(24) 登録日 平成31年1月25日(2019. 1. 25)			
(51) Int. Cl.		F 1			
A 6 1 B 1/045 (2006. 01)		A 6 1 B 1/045		G 1 0	
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)		A 6 1 B 1/00		5 1 0	
G O 1 N 21/47 (2006. 01)		G O 1 N 21/47		Z	
G O 1 N 21/27 (2006. 01)		G O 1 N 21/27		A	
G O 2 B 23/24 (2006. 01)		G O 2 B 23/24		B	
		請求項の数 15 (全 39 頁) 最終頁に続く			
(21) 出願番号 特願2017-501569 (P2017-501569)		(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社			
(86) (22) 出願日 平成27年2月23日 (2015. 2. 23)		東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地			
(86) 国際出願番号 PCT/JP2015/055002		(74) 代理人 100089118 弁理士 酒井 宏明			
(87) 国際公開番号 W02016/135818		(72) 発明者 伊藤 遼佑			
(87) 国際公開日 平成28年9月1日 (2016. 9. 1)		東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 オリ ンパス株式会社内			
審査請求日 平成30年2月13日 (2018. 2. 13)		審査官 森川 龍臣			
		最終頁に続く			
(54) 【発明の名称】 処理装置					