

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/211902

発行日 令和2年3月19日 (2020.3.19)

(43) 国際公開日 平成30年11月22日 (2018.11.22)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/026 (2006.01) A 6 1 B 5/026 1 4 0 4 C 0 1 7

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 38 頁)

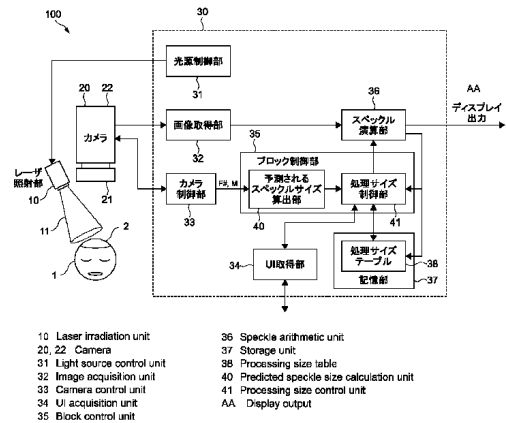
出願番号 特願2019-519140 (P2019-519140)	(71) 出願人 000002185 ソニー株式会社 東京都港区港南1丁目7番1号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2018/015959	
(22) 国際出願日 平成30年4月18日 (2018.4.18)	
(31) 優先権主張番号 特願2017-97151 (P2017-97151)	(74) 代理人 100104215 弁理士 大森 純一
(32) 優先日 平成29年5月16日 (2017.5.16)	(74) 代理人 100196575 弁理士 高橋 満
(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)	(74) 代理人 100168181 弁理士 中村 哲平
	(74) 代理人 100117330 弁理士 折居 章
	(74) 代理人 100160989 弁理士 関根 正好
	(74) 代理人 100168745 弁理士 金子 彩子

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 制御装置、制御方法、及びプログラム

(57) 【要約】

本技術の一形態に係る制御装置は、取得部と、ブロック制御部と、算出部とを具備する。前記取得部は、レーザ光が照射されて撮像された生体組織の画像信号を取得する。前記ブロック制御部は、前記生体組織に対する撮像の撮像条件に基づいて、画素ブロックのサイズを制御する。前記算出部は、前記サイズが制御された前記画素ブロックを用いて、前記取得された画像信号に基づいたスペckルデータを算出する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

レーザ光が照射されて撮像された生体組織の画像信号を取得する取得部と、
前記生体組織に対する撮像の撮像条件に基づいて、画素ブロックのサイズを制御するブロック制御部と、
前記サイズが制御された前記画素ブロックを用いて、前記取得された画像信号に基づいたスペックルデータを算出する算出部と
を具備する制御装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の制御装置であって、さらに、
前記スペックルデータに基づいて、前記生体組織の観察像を生成する生成部を具備する制御装置。

10

【請求項 3】

請求項 2 に記載の制御装置であって、
前記スペックルデータは、スペックルコントラストを含み、
前記生成部は、前記スペックルコントラストに基づいて前記観察像を生成する制御装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の制御装置であって、
前記撮像条件は、前記生体組織を撮像する撮像系の F 値（絞り値）及び光学倍率の少なくとも 1 つに関する条件を含む
制御装置。

20

【請求項 5】

請求項 1 に記載の制御装置であって、
前記ブロック制御部は、前記撮像条件に基づいてスペックルサイズを算出し、前記算出されたスペックルサイズに基づいて前記画素ブロックのサイズを制御する
制御装置。

【請求項 6】

請求項 2 に記載の制御装置であって、さらに、
前記撮像条件と前記画素ブロックのサイズとが関連付けられた制御テーブルを記憶する
記憶部を具備する
制御装置。

30

【請求項 7】

請求項 2 に記載の制御装置であって、
前記ブロック制御部は、前記観察像の表示輝度に関する所定の表示パラメータが略一定に保たれるように前記画素ブロックのサイズを制御する
制御装置。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の制御装置であって、さらに
前記観察像の画質に関する画質モードの選択を受け付けるモード受付部を具備し、
前記ブロック制御部は、前記選択された画質モードに応じて前記画素ブロックのサイズを制御する
制御装置。

40

【請求項 9】

請求項 8 に記載の制御装置であって、
前記モード受付部は、前記観察像の表示解像度に関する画質モードを受け付ける
制御装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の制御装置であって、
前記モード受付部は、互いに異なる複数の画質モードの各々を受け付け、

50

前記ブロック制御部は、前記観察像の表示輝度に関する所定の表示パラメータが、前記複数の画質モードの各々に対して互いに異なる範囲で略一定に保たれるように前記画素ブロックのサイズを制御する

制御装置。

【請求項 1 1】

請求項 1 0 に記載の制御装置であって、

前記複数の画質モードは、前記観察像の表示輝度及び表示解像度のうち、前記表示輝度を優先する第 1 の画質モードと、前記表示解像度を優先する第 2 の画質モードを含む制御装置。

【請求項 1 2】

請求項 6 に記載の制御装置であって、

前記記憶部は、前記撮像条件と、前記画素ブロックのサイズと、前記観察像の画質に関する画質モードとの対応関係を記憶した前記制御テーブルを記憶する制御装置。

【請求項 1 3】

請求項 6 に記載の制御装置であって、

前記制御テーブルは、所定の校正用対象物を用いて生成される制御装置。

【請求項 1 4】

請求項 1 に記載の制御装置であって、

前記ブロック制御部は、前記生体組織の撮像範囲における血管の太さに応じて、前記画素ブロックのサイズを制御する制御装置。

【請求項 1 5】

請求項 1 に記載の制御装置であって、

内視鏡又は顕微鏡として構成される制御装置。

【請求項 1 6】

レーザ光が照射されて撮像された生体組織の画像信号を取得し、

前記生体組織に対する撮像の撮像条件に基づいて、画素ブロックのサイズを制御し、前記サイズが制御された前記画素ブロックを用いて、前記取得された画像信号に基づいたスペckルデータを算出する

ことをコンピュータシステムが実行する制御方法。

【請求項 1 7】

レーザ光が照射されて撮像された生体組織の画像信号を取得するステップと、

前記生体組織に対する撮像の撮像条件に基づいて、画素ブロックのサイズを制御するステップと、

前記サイズが制御された前記画素ブロックを用いて、前記取得された画像信号に基づいたスペckルデータを算出するステップと

をコンピュータシステムに実行させるプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本技術は、生体組織の観察等に適用可能な制御装置、制御方法、及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

従来、生体組織等にレーザ光を照射してスペckルパターンを検出し、生体組織等を観察する技術が開発されている。例えば特許文献 1 には、空間領域での拡散スペckルコントラスト解析 (s D S C A) システムについて記載されている。 s D S C A システムでは

10

20

30

40

50

、サンプル内に照射されたレーザ光がサンプル内に分布する粒子の動き（血流）により散乱され、サンプル表面にはスペckルパターンが生じる。サンプル表面の所定の撮影位置に向けられたりレー光学系を介してスペckルパターンが撮影される。撮影された画像からスペckルコントラストが計算され、サンプル内を流れる血流の流速等が算出される。（特許文献1の明細書段落[0013][0018][0021][0027]図5等）

。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特表2016-509509号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

このようなスペckルパターンに基づいた生体組織の観察等は、外科手術や内科診断等の様々なシーンでの応用が期待されており、高い精度を発揮可能な技術が求められている。

。

【0005】

以上のような事情に鑑み、本技術の目的は、生体組織をカメラの撮像条件が変わっても最適に計算処理することにより高い精度で観察することが可能となる制御装置、制御方法及びプログラムを提供することにある。

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記目的を達成するため、本技術の一形態に係る制御装置は、取得部と、ブロック制御部と、算出部とを具備する。

前記取得部は、レーザ光が照射されて撮像された生体組織の画像信号を取得する。

前記ブロック制御部は、前記生体組織に対する撮像の撮像条件に基づいて、画素ブロックのサイズを制御する。

前記算出部は、前記サイズが制御された前記画素ブロックを用いて、前記取得された画像信号に基づいたスペckルデータを算出する。

【0007】

30

この制御装置では、レーザ光が照射されて撮像された生体組織の画像信号が取得される。生体組織の撮像条件に基づいて画素ブロックのサイズが制御され、この画素ブロックを用いて生体組織の画像信号からスペckルデータが算出される。これにより撮像条件に応じたスペckルデータが算出可能となり、生体組織をカメラの撮像条件が変わっても最適に計算処理することにより高い精度で観察することが可能となる。

【0008】

前記制御装置は、さらに、前記スペckルデータに基づいて、前記生体組織の観察像を生成する生成部を具備してもよい。

これにより、生体組織での血流の分布や強度等を高い精度で観察することが可能となる。

40

。

【0009】

前記スペckルデータは、スペckルコントラストを含んでもよい。この場合、前記生成部は、前記スペckルコントラストに基づいて前記観察像を生成してもよい。

これにより、スペckルコントラストに基づいて生体組織での血流等を高い精度で観察することが可能となる。

【0010】

前記撮像条件は、前記生体組織を撮像する撮像系のF値（絞り値）及び光学倍率の少なくとも1つに関する条件を含んでもよい。

これにより、生体組織を撮像する倍率や明るさに応じて画素ブロックのサイズを適宜制御することが可能となり、高精度な観察を実現することが可能となる。

50

【0011】

前記ブロック制御部は、前記撮像条件に基づいて予測されるスペックルサイズを算出し、前記算出されたスペックルサイズに基づいて前記画素ブロックのサイズを制御してもよい。

これにより、スペックルサイズに合わせて画素ブロックのサイズを制御することが可能となり、所望のスペックルデータを算出することが可能となる。

【0012】

前記制御装置は、さらに、前記撮像条件と前記画素ブロックのサイズとが関連付けられた制御テーブルを記憶する記憶部を具備してもよい。

例えばブロック制御部は、制御テーブルを使って画素ブロックのサイズを容易に制御することが可能となり、処理に要する負荷等を軽減することが可能となる。

10

【0013】

前記ブロック制御部は、前記観察像の表示輝度に関する所定の表示パラメータが略一定に保たれるように前記画素ブロックのサイズを制御してもよい。

これにより、例えば観察像に表示される生体組織の明るさ等を略一定に保ちながら生体組織を観察することが可能となり、生体組織を高い精度で観察することが可能となる。

【0014】

前記制御装置は、さらに、前記観察像の画質に関する画質モードの選択を受け付けるモード受付部を具備してもよい。この場合、前記ブロック制御部は、前記選択された画質モードに応じて前記画素ブロックのサイズを制御してもよい。

20

例えば画質モードに応じてスペックルコントラストが算出され、所望の画質で観察像を生成することが可能となる。これにより生体組織を高い精度で観察することが可能となる。

【0015】

前記モード受付部は、前記観察像の表示解像度に関する画質モードを受け付けてもよい。

これにより、例えば画質モードに応じた表示解像度のレベルで観察像を生成することが可能となる。これにより生体組織を高い精度で観察することが可能となる。

【0016】

前記モード受付部は、互いに異なる複数の画質モードの各々を受け付けてもよい。この場合、前記ブロック制御部は、前記観察像の表示輝度に関する所定の表示パラメータが、前記複数の画質モードの各々に対して互いに異なる範囲で略一定に保たれるように前記画素ブロックのサイズを制御してもよい。

30

これにより、例えば所望の表示解像度の範囲で観察像の表示輝度を略一定に保つといったことが可能となる。この結果、生体組織を十分に高い精度で観察することが可能となる。

【0017】

前記複数の画質モードは、前記観察像の表示輝度及び表示解像度のうち、前記表示輝度を優先する第1の画質モードと、前記表示解像度を優先する第2の画質モードとを含んでもよい。

40

これにより、例えば生体組織の種類等に応じて互いに見え方の異なる観察像を適宜切り替えることが可能となり、観察精度を向上することが可能となる。

【0018】

前記記憶部は、前記撮像条件と、前記画素ブロックのサイズと、前記観察像の画質に関する画質モードとの対応関係を記憶した前記制御テーブルを記憶してもよい。

例えばブロック制御部は、制御テーブルを使って画質モードに対応した画素ブロックのサイズを容易に制御することが可能となり、処理速度を向上することが可能となる。

【0019】

前記制御テーブルは、所定の校正用対象物を用いて生成されてもよい。

これにより、制御テーブルを適正に校正することが可能となり、生体組織を十分に高い

50

精度で観察することが可能となる。

【0020】

前記ブロック制御部は、前記生体組織の撮像範囲における血管の太さに応じて、前記画素ブロックのサイズを制御してもよい。

これにより、例えば血管の太さに合わせた画質で観察像を生成するといったことが可能となる。この結果、ユーザの負担が軽減され操作性を大幅に向上することが可能となる。

【0021】

前記制御装置は、内視鏡又は顕微鏡として構成されてもよい。

これにより内視鏡や顕微鏡等を用いた生体組織の観察精度を向上することが可能となる。

【0022】

本技術の一形態に係る制御方法は、コンピュータシステムにより実行される制御方法であって、レーザ光が照射されて撮像された生体組織の画像信号を取得することを含む。

前記生体組織に対する撮像の撮像条件に基づいて、画素ブロックのサイズが制御される。

前記サイズが制御された前記画素ブロックを用いて、前記取得された画像信号に基づいたスペクルデータが算出される。

【0023】

本技術の一形態に係るプログラムは、コンピュータシステムに以下のステップを実行させる。

レーザ光が照射されて撮像された生体組織の画像信号を取得するステップ。

前記生体組織に対する撮像の撮像条件に基づいて、画素ブロックのサイズを制御するステップ。

前記サイズが制御された前記画素ブロックを用いて、前記取得された画像信号に基づいたスペクルデータを算出するステップ。

【発明の効果】

【0024】

以上のように、本技術によれば、生体組織をカメラの撮像条件が変わっても最適に計算処理することにより高い精度で観察することが可能となる。なお、ここに記載された効果は必ずしも限定されるものではなく、本開示中に記載されたいずれかの効果であってもよい。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】本技術の一実施形態に係る観察システムの構成例を示すブロック図である。

【図2】スペクルコントラストの算出例を説明するための模式図である。

【図3】スペクルコントラストの算出例を説明するための模式図である。

【図4】スペクルパターンの特性を説明するための図である。

【図5】スペクル画像の一例を示す模式図である。

【図6】図5に示すスペクル画像の輝度分布を表すグラフである。

【図7】スペクルコントラスト画像の一例を示す模式図である。

【図8】セルサイズとスペクルコントラストとの関係を表すグラフである。

【図9】セルサイズとスペクルコントラストとの関係を説明するための模式図である。

【図10】セルサイズとスペクルコントラスト画像との関係を説明するための図である。

【図11】スペクルコントラストの特性を説明するための図である。

【図12】スペクル画像におけるスペクルサイズについて説明するための図である。

【図13】スペクルサイズと撮像パラメータとの関係を示す図である。

【図14】スペクルサイズ及びセルサイズに関するスペクルコントラストのマップの一例を示す図である。

【図15】処理サイズテーブルの一例を示す表である。

10

20

30

40

50

【図 1 6】観察システムの基本的な動作例を示すフローチャートである。

【図 1 7】観察システムの校正の一例を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0026】

以下、本技術に係る実施形態を、図面を参照しながら説明する。

【0027】

[観察システム]

図 1 は、本技術の一実施形態に係る観察システムの構成例を示すブロック図である。観察システム 100 は、例えば外科手術における術野の観察や、内科診断における患者の体内の観察等に用いられる。この他、任意の生体組織を観察する場合に本技術は適用可能である。

10

【0028】

観察システム 100 は、レーザ照射部 10、カメラ 20、及びコントローラ 30 を有する。

【0029】

レーザ照射部 10 は、患者 1 の観察部位 2 に向けて配置され、観察部位 2 にレーザ光 11 を照射する。レーザ光 11 が照射された観察部位 2 では、レーザ光 11 が散乱・反射されてスペckルと呼ばれる明暗の斑点模様が形成される。図 1 には、患者 1 の頭部（観察部位 2）に向けて照射されるレーザ光 11 が模式的に図示されている。患者 1 の観察部位 2 は、本実施形態において、生体組織に相当する。

20

【0030】

レーザ照射部 10 は、例えば図示しないレーザ光源により生成された所定の波長のレーザ光 11 を観察部位 2 の全体に照射可能である。従って観察部位 2 の全体に対してスペckルパターンが形成される。レーザ光 11 を照射する方法等は限定されず、例えばレーザ光 11 の光束（ビーム）を拡大するビームエキスパンダーや、照射領域を広げる屈折レンズ等が適宜用いられてよい。

【0031】

カメラ 20 は、レンズ部 21 と、レンズ部 21 に接続された撮像部 22 とを有する。カメラ 20 は、レンズ部 21 が患者 1 の観察部位 2 に向くように配置され、レーザ光 11 が照射された観察部位 2 を撮像する。

30

【0032】

カメラ 20 は、例えば CHU (Camera Head Unit) として構成され、所定のインターフェース等を介してコントローラ 30 と接続される。本実施形態では、カメラ 20 は、撮像系に相当する。

【0033】

レンズ部 21 は、光学ズーム機能を備える。レンズ部 21 は、例えば F 値（絞り値）及び光学倍率等の撮像パラメータを制御することで、光学的に拡大または縮小された観察部位 2 の光学像を生成する。光学ズーム機能を実現するための具体的な構成は限定されず、例えば電子制御による自動ズームや、手動でのズーム等が適宜実行可能であってよい。

40

【0034】

撮像部 22 は、レンズ部 21 により生成された光学像を撮像して観察部位 2 の画像信号を生成する。ここで画像信号とは、画像を構成することが可能な信号である。画像信号には、例えば画素ごとの輝度値等の情報が含まれる。画像信号の種類や形式等は限定されず、例えば動画像や静止画像を構成可能な任意の形式が用いられてよい。撮像部 22 としては、例えば CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) センサや CCD (Charge Coupled Device) センサ等のイメージセンサが用いられる。

【0035】

コントローラ 30 は、CPU (Central Processing Unit)、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory)、HDD (Hard Disk Drive) 等のコンピュータの構成に必要なハードウェアを有する。本実施形態では、コントローラ 30 は、制御装置に

50

相当する。

【0036】

CPUが、ROMやHDDに格納された本技術に係るプログラムをRAMにロードして実行することにより、図1に示す各機能ブロックが実現される。そしてこれらの機能ブロックにより、本技術に係る制御方法が実行される。

【0037】

プログラムは、例えば種々の記録媒体を介してコントローラ30にインストールされる。又はインターネット等を介してプログラムのインストールが実行されてもよい。

【0038】

コントローラ30の具体的な構成は限定されず、例えばFPGA(Field Programmable Gate Array)、画像処理IC(Integrated Circuit)、その他ASIC(Application Specific Integrated Circuit)等のデバイスが用いられてもよい。

10

【0039】

図1に示すように、コントローラ30は、機能ブロックとして、光源制御部31、画像取得部32、カメラ制御部33、UI取得部34、ブロック制御部35、及びスペックル演算部36を有する。またコントローラ30のROM等により構成される記憶部37には処理サイズテーブル38が格納されている。なお各機能ブロックを実現するために、専用のハードウェアが適宜用いられてもよい。

【0040】

光源制御部31は、レーザ照射部10から照射されるレーザ光11の照射強度等を制御する。光源制御部31は、例えば観察システム100を操作するオペレータが指定したレーザ光11の照射強度の情報を取得する。光源制御部31は、レーザ照射部10に対して指定された照射強度でレーザ光11を出力する旨の指示を出力する。これによりオペレータが所望する照射強度でレーザ光11を照射することが可能となる。

20

【0041】

レーザ光11の照射強度を制御する方法等は限定されない。例えば、カメラ20の露光時間等に合わせてレーザ光11の照射強度が適宜制御されてもよい。なお光源制御部31により、レーザ光11の照射強度のみならず、レーザ光11の波長や照射領域等の任意のパラメータが適宜制御されてよい。

【0042】

画像取得部32は、カメラ20により生成された画像信号を取得する。すなわち、画像取得部32は、レーザ光11が照射されて撮像された観察部位2の画像信号を取得する。画像取得部32により取得された画像信号は、スペックル演算部36に出力される。本実施形態では、画像取得部32は、取得部に相当する。

30

【0043】

カメラ制御部33は、インターフェース等を介してカメラ20に接続され、カメラ20の動作を制御する。カメラ制御部33は、例えばカメラ20のズーム量(光学倍率)や絞り、あるいは露光時間等を指定する信号をカメラ20に対して出力する。カメラ20は、カメラ制御部33から出力された信号に基づいて観察部位2を撮像する。これによりカメラ20の動作を電子的に制御することが可能となる。

40

【0044】

またカメラ制御部33は、観察部位2に対する撮像の撮像パラメータを取得する。撮像パラメータは、レンズ部21(カメラ20)のF値(絞り値)及び光学倍率等を含む。カメラ制御部33により取得された撮像パラメータは、ブロック制御部35に出力される。本実施形態では、撮像パラメータは、撮像条件に相当する。

【0045】

例えばレンズ部21のズーム量あるいは絞り等がオペレータにより直接変更される手動ズームが行われる場合があり得る。この場合、カメラ制御部33は変更後の光学倍率あるいは絞り等の撮像パラメータを取得する。撮像パラメータを取得するタイミング等は限定されず、例えばカメラ制御部33によりカメラ20の撮像パラメータが常時モニタリング

50

されてもよい。

【0046】

UI取得部34は、図示しないユーザインターフェース(UI:User Interface)を介してオペレータにより入力された指示等を取得する。ユーザインターフェースとしては、例えばディスプレイ等の表示装置及びマウスやキーボード等の入力装置が適宜用いられる。オペレータは、例えば表示装置に表示された操作画面を見ながら入力装置を使って指示を入力する。ユーザインターフェースの種類等は限定されず、例えばタッチセンサを供えたディスプレイ、フットスイッチ、手元のコントロールスイッチ等が用いられてもよい。

【0047】

本実施系形態では、UI取得部34は、後述する観察像の画質に関する画質モードの選択を受け付ける。すなわちUI取得部34は、オペレータが選択(指示)した画質モードが、どの画質モードであるかの情報を取得する。UI取得部34により取得された画質モードに関する指示は、ブロック制御部35に出力される。本実施形態では、UI取得部34は、モード受付部として機能する。

10

【0048】

なおUI取得部34が取得する指示の内容等は限定されない。例えば上記したレーザ照射部10の照射強度に関する指示や、カメラ20の光学倍率等に関する指示等が適宜取得されてよい。この他、観察システム100に関する様々な指示がUI取得部34により取得されてよい。

【0049】

ブロック制御部35は、予測されるスペックルサイズ算出部40及び処理サイズ制御部41を有する。予測されるスペックルサイズ算出部40は、カメラ制御部33から入力された撮像パラメータに基づいて、スペックルサイズを算出する。

20

【0050】

スペックルサイズとは、スペックルを形成する個々の斑点の大きさである。一般にスペックルサイズは、スペックルパターンを撮像する撮像系に応じて変化する。例えばスペックルサイズ d は、以下の式で与えられる。

$$d = F \# \times (1 + M) \times \lambda \times 1.22$$

ここで、 $F \#$ はレンズ部21の F 値であり、 M はレンズ部21の光学倍率 M である。また λ は照射されたレーザ光11の波長である。以下ではこの式をスペックルサイズ算出式と記載する場合がある。

30

【0051】

本実施形態では、予測されるスペックルサイズ算出部40により、撮像パラメータに含まれる F 値 $F \#$ 及び光学倍率 M に基づいて、スペックルサイズ算出式を用いてスペックルサイズ d が算出される。従って予測されるスペックルサイズ算出部40は、撮像されているスペックルパターンでのスペックルサイズ d を算出することが可能である。算出されたスペックルサイズ d は、処理サイズ制御部41に出力される。算出するスペックルサイズは予測値ではあるが、図13で示すようにほぼ実測値と合うことを確認している。

【0052】

なお撮像パラメータに基づいてスペックルサイズ d を算出する方法等は限定されず、他の方法でスペックルサイズ d が算出されてもよい。例えばレンズ部21の絞り位置での開口サイズをもとに焦点距離から F 値 $F \#$ を表すことでスペックルサイズ d が算出されてもよい。この他、スペックルサイズ d を算出可能な任意の方法が用いられてよい。

40

【0053】

処理サイズ制御部41は、画素ブロックであるセルのサイズ(セルサイズ)を制御する。セルは、例えば $m \times n$ の画素で構成された矩形ブロックであり、画像信号からスペックルコントラストを算出する際に用いられる。(横×縦)の画素数($m \times n$)がセルサイズに相当する。セルの形状等は限定されず、例えば任意の形状のセルが用いられてよい。セル及びスペックルコントラストについては後に詳しく説明する。

【0054】

50

処理サイズ制御部 4 1 は、予測されるスペックルサイズ算出部 4 0 により算出されたスペックルサイズ d に基づいてセルサイズを制御する。また処理サイズ制御部 4 1 は、UI 取得部 3 4 により取得された画質モードに応じてセルサイズを制御する。従って処理サイズ制御部 4 1 により制御されるセルサイズは、スペックルサイズ d と画質モードに応じたサイズとなる。

【 0 0 5 5 】

本実施形態では、セルのサイズを制御する際に、記憶部 3 7 に記憶された処理サイズテーブル 3 8 が用いられる。処理サイズテーブル 3 8 には、スペックルサイズ d と、画質モードと、セルのサイズとの対応関係が記録されている。例えば処理サイズ制御部 4 1 は、算出されたスペックルサイズ d 及び指定された画質モードに対応するセルのサイズの値を処理サイズテーブル 3 8 から取得する。これにより容易にセルのサイズを制御することが可能となる。本実施形態では、処理サイズテーブル 3 8 は、制御テーブルに相当する。

10

【 0 0 5 6 】

このようにブロック制御部 3 5 は、撮像パラメータに基づいてスペックルサイズを算出し、算出されたスペックルサイズに基づいてセルサイズを制御する。すなわち、ブロック制御部 3 5 は、観察部位 2 に対する撮像の撮像パラメータに基づいて、セルのサイズを制御する。

【 0 0 5 7 】

スペックル演算部 3 6 は、処理サイズ制御部 4 1 (ブロック制御部 3 5) によりサイズが制御されたセルを用いて、画像取得部 3 2 により取得された画像信号に基づいてスペックルデータを算出する。ここでスペックルデータとは、観察部位 2 のスペックルパターンに関するデータである。スペックルデータは、例えば画像信号に含まれる各画素の輝度値等の情報を適宜処理することで算出される。

20

【 0 0 5 8 】

本実施形態では、スペックル演算部 3 6 により、スペックルデータとしてスペックルコントラストが算出される。なおスペックルコントラストのみならず、例えばスペックルパターンでの輝度値の平均、分散、及び標準偏差等がスペックルデータとして算出されてもよい。算出されたスペックルデータは、処理サイズ制御部 4 1 及び処理サイズテーブル 3 8 に出力可能であり、処理サイズテーブル 3 8 の校正等に用いられる。

【 0 0 5 9 】

またスペックル演算部 3 6 により、算出されたスペックルコントラストに基づいて観察部位 2 の観察像が生成される。生成された観察像は、図示しないディスプレイ等の表示装置に出力される。本実施形態において、スペックル演算部 3 6 は、算出部及び生成部として機能する。

30

【 0 0 6 0 】

図 2 及び図 3 は、スペックルコントラストの算出例を説明するための模式図である。図 2 では、 3×3 のセル 4 2 に含まれる画素 4 3 の輝度値が明暗により模式的に図示されている。

【 0 0 6 1 】

図 2 に示すようにスペックルコントラスト C_s は、セル 4 2 に含まれる各画素 4 3 の輝度値 $I(m, n)$ の標準偏差 及び平均値 A を用いて以下の式で与えられる。

40

$$C_s = \text{std} / A$$

【 0 0 6 2 】

また輝度値 $I(m, n)$ の標準偏差 及び平均値 A は以下の式で与えられる。

$$\begin{aligned} A &= \text{Ave}(I(m, n)) = \sum [I(m, n)] / N \\ &= \text{Std}(I(m, n)) = \sqrt{(\sum [I(m, n) - \text{Ave}]^2) / N} \end{aligned}$$

ここで総和記号 \sum は、セル 4 2 内の全ての画素 4 3 の輝度値に関する和を表す。また N はセル 4 2 に含まれる画素 4 3 の総数であり、図 2 では $N = 3 \times 3 = 9$ である。なおスペックルコントラスト C_s の算出方法は限定されず、例えば標準偏差 に代えて、輝度値 I

50

(m 、 n)の分散 σ^2 等が用いられてもよい。またスペックルコントラスト C_s としてセル42内での輝度値 $I(m, n)$ の最大値及び最小値の差分($I_{\max}(m, n) - I_{\min}(m, n)$)が用いられてもよい。

【0063】

図3Aには、 3×3 のセル42を用いてスペックルコントラスト C_s を算出する処理の一例が示されている。例えば図3に示すように、画像44の左上の画素43の位置を座標(0, 0)とする。スペックル演算部36は、まず左上の画素43を含むセル42aを設定する。この場合、座標(1, 1)にある画素43を中心とするセル42aが設定される(ステップ1A)。

【0064】

スペックル演算部36は、座標(1, 1)を中心とするセル42aでのスペックルコントラスト $C_s(1, 1)$ を算出する。すなわち中心の画素43とその周りの8つの画素43との輝度値から $C_s(1, 1)$ が算出される。算出されたスペックルコントラスト $C_s(1, 1)$ は、座標(1, 1)にある画素43に対応するスペックルコントラスト C_s として記録される(ステップ1B)。

【0065】

次にスペックル演算部36は、座標(1, 1)から右方向に1画素だけ移動した座標(2, 1)を中心とするセル42bを設定する(ステップ2A)。スペックル演算部36はセル42bでのスペックルコントラスト $C_s(2, 1)$ を算出し、座標(2, 1)にある画素43のスペックルコントラスト C_s として記録する(ステップ2B)。

【0066】

このようにセル42の中心を1画素ずつ移動して、セル42の中心の画素43のスペックルコントラスト C_s を算出する処理が実行される。これにより画像信号に含まれる各画素43に対応するスペックルコントラスト C_s が順次算出される。

【0067】

なお、セル42を使ってスペックルコントラスト C_s を算出する方法等は限定されない。例えば算出されたスペックルコントラスト C_s が、セル42内にある中心の画素43とは異なる他の画素43に割り当てられてもよい。またセル42を移動させる量、向き、及び順序等は限定されず、例えば画像処理に要する処理時間等に応じて適宜変更されてよい。

【0068】

図3Bには、スペックルコントラスト C_s を算出する処理の全体像が模式的に図示されている。図3Bの左側の図は、カメラ20により撮像された画像(カメラ入力画像50)の模式図である。スペックル演算部36は、カメラ入力画像50の左上からスペックルコントラスト C_s の算出処理を開始する。以下では、スペックルコントラスト C_s を算出するための元画像、すなわちカメラ入力画像50をスペックル画像50と記載する。

【0069】

スペックル演算部36は、算出されたスペックルコントラスト C_s に基づいて観察像となるスペックルコントラスト画像60を生成する。図3Bの右側の図は、スペックルコントラスト画像60の模式図である。

【0070】

スペックルコントラスト画像60は、スペックルコントラスト C_s の値を輝度値に変換して生成される。例えば、スペックルコントラスト C_s の値が高い画素には明るい輝度値が設定され、 C_s の値が低い画素には暗い輝度値が設定される。スペックルコントラスト C_s を輝度値に変換する方法等は限定されず、任意の方法が用いられてよい。例えばスペックルコントラスト C_s の高低に対して明暗が反転した輝度値が設定されてもよい。

【0071】

なお元画像(スペックル画像50)の周縁に位置する画素については、セル42が設定できないので、スペックルコントラスト C_s が算出されない。従ってスペックルコントラスト画像60では、表示に用いられる画素43の範囲(有効エリア)がスペックル画像50

10

20

30

40

50

0 に比べ小さくなる。例えばスペックル画像 50 のサイズが 1920 × 1080 (Full - HD) であった場合、スペックルコントラスト画像 60 の有効エリアは以下の式で与えられる。

$$\text{有効エリア} = (1920 - (m - 1) / 2) \times (1080 - (n - 1) / 2)$$

スペックルコントラスト C_s が算出されない周縁の画素 43 については、所定の輝度値が設定され余白として用いられる。

【0072】

図 4 は、スペックルパターンの特性を説明するための図である。図 4 の右上に示す画像は、静止状態にある観察対象にレーザ光 11 を照射して撮像された原画像 (スペックル画像 50 a) である。また左上に示す画像は、移動状態にある観察対象にレーザ光 11 を照射して撮像された原画像 (スペックル画像 50 b) である。

10

【0073】

一般にレーザ光 11 のような干渉性の高い光を観察対象に照射すると、観察対象で反射されるレーザ光 11 (反射光) の位相がランダムに変化する。位相がランダムになったレーザ光 11 が互いに干渉することで明暗のスペックルパターンが形成される。例えば観察対象が静止状態にある場合には、干渉が生じる位置等が安定するため、右側のスペックル画像 50 a に示すように明瞭なスペックルパターンが形成される。

【0074】

一方でレーザ光 11 が移動する対象に照射される場合には、干渉が生じる位置等が変化してスペックルパターンの明暗のパターンが変化し、露光時間中に積分した結果、明暗のコントラストは低下する (左側のスペックル画像 50 b)。明暗のコントラストが低下する度合いは、例えばカメラ 20 の露光時間内での移動量に応じた値となる。すなわち明暗のコントラストの低下が速度を反映した指標となる。

20

【0075】

図 4 の下側には、静止状態及び移動状態でのスペックル画像 50 a 及び 50 b での輝度分布を示すグラフが示されている。グラフの横軸は輝度値であり、縦軸は各輝度値の画素数 (分布) である。静止状態及び移動状態でのスペックル画像 50 a 及び 50 b での輝度分布は、それぞれ点線及び実線で図示されている。

【0076】

グラフに示すように、観察対象が静止状態である場合には、移動状態である場合と比べ、幅の広い輝度分布となる。すなわち静止状態でのスペックル画像 50 a は、明るい画素と暗い画素との輝度差が広く、明暗のコントラストが大きい画像となる。一方で、移動状態でのスペックル画像 50 b は、明るい画素と暗い画素との輝度差が狭く、明暗のコントラストが小さい画像となる。

30

【0077】

輝度分布の幅 (明暗のコントラスト) は、露光時間内の移動量、すなわち移動速度の逆数に略比例する。より正確にはスペックルコントラスト C_s は以下の関係で表される。

$$C_s = (\frac{1}{2} \times (\exp(-2X) - 1 + 2X)) / (2X^2) ^{1/2}$$

ここで $\frac{1}{2}$ はノーマライズファクタであり、 X は露光時間 T 及びコリレーション時間 τ を用いて $X = T / \tau$ と表される。なおコリレーション時間 τ は、血流の平均速度 v に反比例 ($\tau \propto 1/v$) する。

40

【0078】

従ってスペックル画像では、観察対象での移動速度が大きいほど明暗のコントラストが減少する。例えば、生体組織等において血流がある部位の輝度分布の幅は、血流の速度に対応する。また輝度分布の標準偏差に基づいて算出されるスペックルコントラストによっても血流速度を表現することが可能である。

【0079】

なお、観察対象により反射されるレーザ光 11 の平均輝度 (平均反射率) は、観察対象が移動状態である場合でも、静止状態である場合でも、互いに略同様となる。従って各状態での輝度分布は、略同様の輝度値 (平均反射率) を中心とした分布となる。

50

【 0 0 8 0 】

図 5 は、スペックル画像の一例を示す模式図である。図 5 には、レーザ光 1 1 を照射して撮像された血管ファントム 7 0 のスペックル画像 5 0 が模式的に示されている。なお図 5 では、血管ファントムの内部の血流が早い部位と血流が遅い部位とが異なる色で示されている。

【 0 0 8 1 】

血管ファントム 7 0 では、右側の血管 7 1 a が画像中央の分岐点で上下の血管 7 1 b 及び 7 1 c に分岐される。分岐点には動脈瘤 7 2 が形成されており、血管クリップ 7 3 を用いて動脈瘤 7 2 の血流 7 4 が遮断されている。なお図 5 では、右側から左側に向けて流れる血流 7 4 が模式的に図示されている。動脈瘤 7 2 の内部では血液は溜まっている状態である。

10

【 0 0 8 2 】

図 6 は、図 5 に示すスペックル画像 5 0 の輝度分布を表すグラフである。図 6 の右側には血液が流れている血管（下側の血管 7 1 b）での輝度分布を表すグラフが示されており、図 6 の左側には動脈瘤 7 2 での輝度分布を表すグラフが示されている。各グラフは、下側の血管 7 1 b 及び動脈瘤 7 2 上の部分領域 7 5 及び 7 6 での輝度分布の結果である。

【 0 0 8 3 】

下側の血管 7 1 b は、内部を血液が移動するため移動状態となる。従って図 6 の右側のグラフに示すように、下側の血管 7 1 b での輝度分布の幅は狭くなり、明暗のコントラストが抑えられる。一方で動脈瘤 7 2 は、血液が溜まっている静止状態となる。従って図 6 の左側のグラフに示すように、動脈瘤 7 2 での輝度分布の幅は広くなり明暗のコントラストが大きくなる。

20

【 0 0 8 4 】

なお、下側の血管 7 1 b 及び動脈瘤 7 2 はともに同じ素材で構成されており、下側の血管 7 1 b での平均輝度（23.52）及び動脈瘤 7 2 での平均輝度（23.82）は略同様の値となる。このように移動状態にある部位と静止状態にある部位とは、同様の平均輝度でありながら、それぞれの輝度分布、すなわちそれぞれの明暗のコントラストに差が生じる。

【 0 0 8 5 】

図 7 は、スペックルコントラスト画像の一例を示す模式図である。図 7 A には、3 × 3 のセル 4 2 を用いて生成されたスペックルコントラスト画像 6 0 a が模式的に示されている。スペックルコントラスト画像 6 0 a は、例えば図 5 等で説明したスペックル画像 5 0 を原画像として生成される。

30

【 0 0 8 6 】

スペックルコントラスト画像 6 0 a では、血管 7 1 内の血液が流れている部分は暗い輝度となり、動脈瘤 7 2 の血液が溜まっている部分は、血流部分よりも明るい輝度となる。従って、血管 7 1（血流部分）と動脈瘤 7 2（溜まっている部分）とが異なる明るさで表示される。もちろん血管 7 1 が明るく表示され動脈瘤 7 2 が暗く表示される、明暗が反転したスペックルコントラスト画像 6 0 a が生成されてもよい。

【 0 0 8 7 】

上記したように、スペックルコントラスト C_s の値は、セル 4 2 に含まれる各画素 4 3 の輝度値 $I(m, n)$ の標準偏差 に比例した値である。例えば輝度分布の幅が大きい領域では、輝度値 $I(m, n)$ の標準偏差 が大きくなり、スペックルコントラスト C_s の値も大きくなる。逆に輝度分布の幅が小さい領域では、スペックルコントラスト C_s の値も小さくなる。

40

【 0 0 8 8 】

このように各画素 4 3 において、周辺の明暗のコントラスト（輝度分布の幅）に応じてスペックルコントラスト C_s が算出される。算出されたスペックルコントラスト C_s を輝度値に変換することで、スペックルコントラスト画像 6 0 a が生成される。従ってスペックルコントラスト画像 6 0 a の各画素 4 3 の明るさ（輝度値）は、各画素 4 3 の周辺の明

50

暗のコントラストに応じた値となる。

【 0 0 8 9 】

この結果、例えば明暗のコントラストが高い部位（スペックルが明瞭な部位）と、低い部位（スペックルが識別しにくい部位）とが、互いに異なる明るさで表示されることになる。すなわち、スペックルコントラスト画像 6 0 a では、移動状態である血管 7 1 と静止状態である動脈瘤 7 2 とを明るさの違いで視覚的に表現することが可能となる。

【 0 0 9 0 】

図 7 B には、 31×31 のセル 4 2 を用いて生成されたスペックルコントラスト画像 6 0 b が模式的に示されている。セル 4 2 のサイズを大きくすると、各画素で算出されるスペックルコントラスト C_s の値が平滑化される。

10

【 0 0 9 1 】

例えば血管 7 1（血流部分）において、各画素 4 3 のスペックルコントラスト C_s は、互いに略等しい値が算出される。同様に動脈瘤 7 2（溜まっている部分）でも各画素 4 3 のスペックルコントラスト C_s は、互いに略等しい値が算出される。従って左側のスペックルコントラスト画像 6 0 a と比べると、血管 7 1 及び動脈瘤 7 2 の各々は、略均質な明るさで表示される。

【 0 0 9 2 】

図 8 は、セルサイズとスペックルコントラストとの関係を表すグラフである。図 8 に示すグラフでは、セルサイズと各セルサイズで算出されるスペックルコントラスト C_s の値との関係が模式的に示されている。以下では、スペックル画像 5 0 における明暗のコントラストが低い移動状態の部位（血管 7 1）を低コントラスト部 5 1 と記載する。また明暗のコントラストが高い静止状態の部位（動脈瘤 7 2）を高コントラスト部 5 2 と記載する。

20

【 0 0 9 3 】

点線で示されるグラフは、低コントラスト部 5 1 で算出されるスペックルコントラスト C_s の最大値 5 3 a、平均値 5 3 b、及び最小値 5 3 c である。また実線で示されるグラフは、高コントラスト部 5 2 で算出されるスペックルコントラスト C_s の最大値 5 4 a、平均値 5 4 b、及び最小値 5 4 c である。なお図 8 のグラフでは、セルサイズに応じたスペックルコントラスト画像の空間解像度 5 5 が一点鎖線で模式的に図示されている。

【 0 0 9 4 】

図 8 のグラフに示すように、セルサイズが小さい場合、高コントラスト部 5 2 の最大値 5 4 a 及び最小値 5 4 b の間隔は広く、様々なスペックルコントラスト C_s の値が算出される。セルサイズが大きくなるにつれて、最大値 5 4 a は緩やかに増加する。最小値 5 4 b は最大値 5 4 a に向けて増加し、最小値 5 4 b 及び最大値 5 4 a の間隔は小さくなる。従ってセルサイズの増加に伴い、高コントラスト部 5 2 で算出されるスペックルコントラスト C_s 値は、最大値 5 4 a に近い値に収束する。

30

【 0 0 9 5 】

このため、大きいセルサイズで算出されたスペックルコントラスト画像 6 0 b では、高コントラスト部 5 2 に含まれる各画素の輝度値は互いに近い値となり、高コントラスト部 5 2 は全体的に同じ明るさで表示される。また高コントラスト部 5 2 の輝度値はセルサイズの増加に伴い増加する。高コントラスト部 5 2 の輝度値とは、高コントラスト部 5 2 全体の明るさであり、例えば高コントラスト部 5 2 に含まれる各画素の輝度値の平均値である。

40

【 0 0 9 6 】

低コントラスト部 5 1 では、セルサイズが大きくなるにつれて、最大値 5 3 a は最小値 5 3 b に向けて減少する。従ってセルサイズの増加に伴い、低コントラスト部 5 1 で算出されるスペックルコントラスト C_s 値は、最小値 5 3 b に近い値に収束する。この結果、スペックルコントラスト画像 6 0 b の低コントラスト部 5 1 の輝度値（例えば各画素の輝度値の平均値）は、セルサイズの増加に伴い減少する。

【 0 0 9 7 】

50

このようにスペックルコントラスト画像 60 では、セルサイズが大きくなるにつれて血流部分（低コントラスト部 51）と血流がたまっている部分（高コントラスト部 52）とが、それぞれの明るさで略一様に表示されるようになる。この結果、血流がある部分は一様に暗い領域となり、血流が少ない部分は一様に明るい領域として表示される。これにより、例えば血流の有無等を容易に識別することが可能となる。

【0098】

なおセルサイズの増加に伴い、スペックルコントラスト Cs の値が平滑化され、スペックルコントラスト画像 60 の空間解像度 55 は低下する。例えば、図 7 に示すスペックルコントラスト画像 60 a 及び 60 b では、小さいセルサイズ（3×3）で生成された画像 60 a のほうが空間解像度 55 が高い。このように、スペックルコントラスト画像 60 では、コントラストと空間解像度 55 とがトレードオフの関係となっている。

10

【0099】

図 9 は、セルサイズとスペックルコントラストとの関係を説明するための模式図である。図 9 A ~ 図 9 C では、互いに異なる第 1 ~ 第 3 のセルサイズを用いて、各セル 42 c ~ 42 e でのスペックルコントラスト Cs が算出される。なお図 9 A ~ 図 9 C では、共通のスペックル画像 50 d が用いられる。スペックル画像 50 d は、例えば図 7 で説明した高コントラスト部 52 の画像である。

【0100】

図 9 A には、第 1 のセルサイズで区切られたスペックル画像 50 d（左側）と、各セル 42 c 内での輝度分布（中央）と、セル 42 c ごとに算出されたスペックルコントラスト Cs（右側）とが模式的に示されている。

20

【0101】

第 1 のセルサイズはスペックル画像 50 d のスペックルサイズ（スペックル粒径）と同程度の大きさである。図 9 A の左側に示すように、スペックル画像 50 d を区切る各セル 42 c には、1つのスペックルを囲うセル 42 c や、部分的にスペックルを含むセル 42 c、スペックルが含まれないセル 42 c 等が含まれる。例えば座標（4, 1）に位置するセル 42 c では、セル 42 c が 1つのスペックルに略占有される。また例えば座標（0, 2）等に位置するセル 42 c では、スペックルが含まれない。

【0102】

図 9 A の中央のグラフに示すように、第 1 のセルサイズで区切られた各セル 42 c の輝度分布は、各セル 42 c に含まれるスペックルの割合等に応じた分布を示す。例えばスペックルで占有されたセル 42 c は平均輝度が高く幅の狭い輝度分布となり、スペックルが含まれないセルは平均輝度が低く幅の狭い輝度分布となる。また例えば部分的にスペックルを含むセル 42 c は、幅の広い輝度分布となる。

30

【0103】

図 9 A の右側には、第 1 のセルサイズで区切られた各セル 42 c が、各セル 42 c のスペックルコントラスト Cs に応じた明るさで示されている。各セル 42 c は、スペックル画像 50 d のスペックルパターンに応じたランダムな明暗のパターンを形成する。また黒色となるセル 42 c の割合、すなわち輝度分布の幅が狭いセル 42 c の割合が高く、全体として暗い画面となる。

40

【0104】

図 9 B では、第 1 のセルサイズよりも大きい第 2 のセルサイズが用いられる。第 2 のセルサイズは、第 1 のセルサイズの 4 倍程度のサイズである。図 9 B の中央のグラフに示すように、第 2 のセルサイズで区切られた各セル 42 d の輝度分布は、第 1 のセルサイズを用いた場合と比べ、全体として幅の広い分布となる。この結果、各セル 42 d のスペックルコントラスト Cs の値は全体的に大きくなる。例えば図 9 B の右側に示すように、第 2 のセルサイズを用いた場合、明るく表示されるセル 42 d の割合が多くなる。

【0105】

図 9 C では、第 2 のセルサイズよりも大きい第 3 のセルサイズが用いられる。図 9 C の左側に示すように、第 3 のセルサイズで区切られた全てのセル 42 e には、スペックルと

50

スペックル周りの周辺領域とが含まれる。このため各セル 4 2 e の輝度分布は、互いに同様に幅の広い分布となる。従って図 9 C の右側に示すように、第 3 のセルサイズで区切られた各セル 4 2 e のスペックルコントラスト C_s は、互いに略等しく大きい値（明るい値）となる。

【 0 1 0 6 】

このように、各セル 4 2 c ~ 4 2 e のスペックルコントラスト C_s の値は、各セル 4 2 c ~ 4 2 e に含まれるスペックルの面積の割合に応じた値となる。すなわち、スペックル画像 5 0 d でのスペックルサイズと、セルサイズとの比に応じてスペックルコントラスト C_s の値が定まる。この結果、例えばセルサイズを大きくすることで、ばらつきが小さく値の大きいスペックルコントラスト C_s を算出することが可能となる。

10

【 0 1 0 7 】

図 1 0 は、セルサイズとスペックルコントラスト画像との関係を説明するための図である。図 1 0 A ~ 図 1 0 F には、 3×3 、 5×5 、 7×7 、 11×11 、 21×21 、及び 31×31 のセルサイズで算出されたスペックルコントラスト画像 6 0 c ~ 6 0 h が示されている。図 1 0 の原画像（スペックル画像）は、図 5 等で説明した血管ファントム 7 0 を撮像した画像である。なお図 1 0 の原画像では血管クリップ 7 3 等は使用されていない。

【 0 1 0 8 】

また図 1 0 A ~ 図 1 0 F には、各スペックルコントラスト画像 6 0 c ~ 6 0 h でのスペックルコントラスト C_s のラインプロファイル 6 1 c ~ 6 1 h が示されている。各ラインプロファイル 6 1 c ~ 6 1 h は、右側の血管 7 1 と交差する直線 4 5 に沿ったラインプロファイルである。各ラインプロファイル 6 1 c ~ 6 1 h において、中央の値の低い部分は血管 7 1 の領域に対応し、その両側の値の高い部分は背景 7 7 の領域に対応する。なお図 1 0 では、スペックルコントラスト C_s は最大値が 1 となるように規格化されている。

20

【 0 1 0 9 】

例えば 3×3 のセルサイズを用いた場合、ラインプロファイル 6 1 c に示すように、各画素で算出されるスペックルコントラスト C_s の値のばらつき（ノイズ）は大きくなる。このため 3×3 のセルサイズで生成されたスペックルコントラスト画像 6 0 c には、細かい明暗の斑点模様（ぎらつき）が生じる。

【 0 1 1 0 】

5×5 のセルサイズを用いた場合、ラインプロファイル 6 1 d でのスペックルコントラストの値のばらつきの幅は、 3×3 のセルサイズでのばらつきと比べ小さくなる。なお 5×5 のラインプロファイル 6 1 d には、血管 7 1 に対応する領域 L と、血管 7 1 の両側の背景 7 7 に対応する領域 H 1 及び H 2 が黒線で模式的に図示されている。

30

【 0 1 1 1 】

セルサイズが増加するに従って、各画素で算出されるスペックルコントラスト C_s の値のばらつきは減少する。例えば 21×21 のセルサイズで生成されたスペックルコントラスト画像 6 0 g では、斑点模様によるぎらつきが略見えなくなる。

【 0 1 1 2 】

なおセルサイズの増加に伴い、スペックルコントラスト画像の解像度は低下する。例えば 31×31 のセルサイズでのラインプロファイル 6 1 h の血管 7 1 に対応する領域では、 7×7 及び 11×11 のラインプロファイル 6 1 e 及び 6 1 f 等に見えている細かい構造が見えなくなる。従って 31×31 のセルサイズで生成されたスペックルコントラスト画像 6 0 h では、血管 7 1 内部での細かい明暗の分布等は識別が難しくなる。

40

【 0 1 1 3 】

図 1 1 は、スペックルコントラストの特性を説明するための図である。図 1 1 A は、図 1 0 に示す各ラインプロファイル 6 1 c ~ 6 1 h での、セルサイズとスペックルコントラスト C_s との関係を示すグラフである。四角のデータポイントは、血管 7 1 に対応する領域 L でのスペックルコントラスト C_s の平均値である。菱形のデータポイントは、背景 7 7 に対応する領域 H 1 及び H 2 でのスペックルコントラスト C_s の平均値である。三角の

50

データポイントは、血管 7 1 及び背景 7 7 でのスペックルコントラスト C_s の平均値の差である。

【 0 1 1 4 】

血管 7 1 のスペックルコントラスト C_s の平均値は、セルサイズの増加に対して大きく変化しない。一方で、背景 7 7 のスペックルコントラスト C_s の平均値は、 3×3 のセルサイズから 7×7 のセルサイズにかけて大きく増加し、 7×7 以上のセルサイズでは緩やかに増加する。従って、例えば血液が流れている血管 7 1 と背景 7 7 との明るさの差（三角のデータポイント）は、セルサイズを 7×7 以上にしても大きく変化しない。

【 0 1 1 5 】

図 1 1 B は、図 1 0 に示す各ラインプロファイル 6 1 c ~ 6 1 h での、セルサイズとスペックルコントラスト C_s のノイズ N 及びシグナルノイズ比 SNR (Signal-Noise Ratio) との関係を示すグラフである。グラフの左側の縦軸はスペックルコントラスト C_s のシグナルノイズ比に対応し、右側の縦軸はスペックルコントラスト C_s のノイズに対応する。

10

【 0 1 1 6 】

例えば、血管 7 1 のスペックルコントラスト C_s のノイズ $N(L)$ （四角のデータポイント）は、 3×3 のセルサイズから 15×15 のセルサイズ程度まで減少し、それよりも大きいセルサイズではノイズ $N(L)$ は略変化しない。血管 7 1 でのシグナルノイズ比 $SNR(L)$ （X 印のデータポイント）は、ノイズ $N(L)$ の減少に伴い 10 dB 程度増加する。

20

【 0 1 1 7 】

また、背景 7 7 のスペックルコントラスト C_s のノイズ $N(H)$ （菱形のデータポイント）は、 3×3 のセルサイズから 30×30 のセルサイズ程度まで減少し、それよりも大きいセルサイズではノイズ $N(L)$ は略変化しない。また背景 7 7 のスペックルコントラスト C_s とノイズの比を $SNR(H)$ （三角のデータポイント）とすると、ノイズ $N(L)$ の減少に伴い 20 dB 程度向上する。

【 0 1 1 8 】

このように、セルサイズの大きさに応じて、スペックルコントラスト画像での血管 7 1 及び背景 7 7 のぎらつき、明るさ、及び解像度等が変化し、スペックルコントラスト画像の見え方が変化する。従ってセルサイズを変えることで、観察像（スペックルコントラスト画像）の画質を変えて観察を行うことが可能である。例えば観察部位 2 を詳細に観察したい場合には、セルサイズを小さくして解像度の高い観察像を生成することが可能である。また例えば、血流がある部位（血管 7 1）を大まかに把握したい場合には、セルサイズを大きくして血流がある領域とそうでない領域とをそれぞれの明るさで均質に表示するといったことも可能である。但し、観察する血管の幅以上に大きくすることは出来ないので限度はある。

30

【 0 1 1 9 】

図 1 2 は、スペックル画像におけるスペックルサイズについて説明するための図である。図 1 2 A には、レンズ部 2 1 の F 値が 5.6 で撮像されたスペックル画像 5 0 c（左側）と、 F 値が 1.6 で撮像されたスペックル画像 5 0 d（右側）とが示されている。図 1 2 B は、 F 値が 5.6 で撮像されたスペックル画像 5 0 c におけるセル 4 2 内の輝度分布を示すグラフである。

40

【 0 1 2 0 】

レンズ部 2 1 の F 値が 5.6 の場合、画面全体に粒径の小さい斑点模様があるスペックル画像 5 0 c が撮像される。この斑点模様の 1 つ 1 つがスペックルに相当する。レンズ部 2 1 の F 値が 1.6 で撮像されたスペックル画像 5 0 d では、個々の斑点の大きさ（スペックルサイズ）は F 値が 5.6 の場合と比べて全体的に大きくなる。なおスペックル画像 5 0 d には、1 つのスペックルに対応する斑点が点線で模式的に図示されている。

【 0 1 2 1 】

図 1 2 A の右側には、スペックル画像 5 0 に含まれるスペックルの粒径（スペックルサ

50

イズ)の分布を表すグラフが模式的に図示されている。スペックル粒径の分布は、中心粒径をピークとする山なりの分布である。なおスペックル粒径の最小値は、レンズ部21等の変調伝達関数(MTF: Modulation Transfer Function)等を用いて表される。

【0122】

レンズ部21のF値等の撮像パラメータの変化に伴い、スペックル画像50でのスペックルの中心粒径が変化する。例えばF値が5.6から16に変化した場合、スペックル画像50に表れるスペックルのサイズは全体として大きくなる。この結果、スペックルの中心粒径は増大し、スペックル粒径の分布は全体的に右側にシフトする。このように、スペックル画像50に含まれるスペックルの大きさは、撮像パラメータ等に応じて変化する。

【0123】

なお図9等で説明したように、スペックルコントラストCsは、セルサイズとスペックルのサイズとに応じたセル42内の輝度分布に基づいて算出される。例えば同じセルサイズを用いる場合、F値が5.6で撮像されたスペックル画像50cでのセル42内の輝度分布(図12B参照)と、F値が16で撮像されたスペックル画像50dでのセル42内の輝度分布とは異なる分布となる。従って、各スペックル画像50c及び50dでは互いに異なるスペックルコントラストCsがそれぞれ算出される。

【0124】

図13は、光学倍率1倍、波長850nm、ピクセルサイズ5.8ミクロンにおける、スペックルサイズと撮像パラメータとの関係を示す図である。図13Aには、F値が2、5.6、及び16で撮像されたスペックル画像50e、50c、及び50dが示されている。図13Aに示すように、F値が増加するに従って、各スペックル画像50に表れるスペックルのサイズが大きくなる。

【0125】

図13Bには、スペックルサイズとF値との関係を表すグラフが示されている。グラフの横軸は、スペックル画像50を撮像した際のF値である。また縦軸は、各F値で撮像されたスペックル画像50でのスペックルの全幅(スペックルのサイズ)である。ここでスペックルの全幅とは、例えば図13Aのグラフで説明したスペックルの中心粒径である。

【0126】

図13Bに示すグラフでは、スペックルの全幅の実験値(菱形のデータポイント)及び計算値(四角のデータポイント)がそれぞれ示されている。スペックルの全幅の実験値は、例えばスペックル画像50をずらした画像とずらす前のスペックル画像50との相互相関をとることで算出される。またスペックルの全幅の計算値は、シミュレーション等に基づいて算出される。スペックルの全幅の実験値及び計算値を算出する方法等は限定されず、スペックルの粒径等を算出可能な任意の方法が適宜用いられてよい。

【0127】

図13Bに示すように、F値が4以下の場合(例えばF#=1.4、2、2.8等)、スペックルの全幅の実験値及び計算値はともに1ピクセル程度である。この場合、スペックル画像50に現れるスペックルは1つの画素よりも小さい。

【0128】

F値が4よりも大きい場合、F値の増加に伴いスペックルの全幅の実験値及び計算値はともに増加する。スペックルの全幅の増加量は、F値の増加量に対して略線形である。なお、F値以外の撮像パラメータが変化した場合であっても、スペックルの全幅が変化する場合があります。例えばレンズ部21の光学倍率が増加すると、スペックルの全幅も略線形に増加する。

【0129】

また図13Bに示すように、スペックルの全幅の実験値及び計算値は高い精度で一致する。従って、例えば撮像に用いられたF値から、撮像されたスペックル画像50でのスペックルのサイズ(全幅)等を高い精度で算出することが可能である。もちろんスペックルのサイズを算出するために用いられる撮像パラメータはF値に限定されず、光学倍率等の他のパラメータが用いられてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 0 】

このように、F 値等の撮像パラメータが変化した場合、スペックル画像 5 0 に表れるスペックルのサイズは撮像パラメータに応じた値となる。従って撮像パラメータの変化（スペックルのサイズの変化）に伴い、スペックル画像 5 0 から算出されるスペックルコントラスト C_s の値も変化し、スペックルコントラスト画像 6 0（観察像）の画質が変化する。

【 0 1 3 1 】

図 1 4 は、スペックルサイズ及びセルサイズに関するスペックルコントラストのマップ 6 2 の一例を示す図である。マップ 6 2 の横軸はスペックルサイズであり、縦軸はセルサイズである。なお図 1 4 では、縦と横の画素数が等しい正方形のセル 4 2 が用いられ、セルサイズは縦（横）の画素数に相当する。

10

【 0 1 3 2 】

図 1 4 に示すマップ 6 2 では、スペックルコントラスト C_s の値が 0 . 0 5 刻みの等値線で表されている。マップ 6 2 におけるスペックルコントラスト C_s の値は、例えば各スペックルサイズ d 及び各セルサイズ s でのスペックルコントラスト C_s の値をそれぞれシミュレーションすることで算出される。以下では図 1 4 に示すマップ 6 2 をコントラストマップ 6 2 と記載する。またコントラストマップ 6 2 の各点の位置を、スペックルサイズ d 及びセルサイズ s を用いて (d, s) と記載する。

【 0 1 3 3 】

なお、コントラストマップ 6 2 を生成する方法等は限定されず、例えば標準拡散体等の試料を実際に撮像したスペックル画像 5 0 等からスペックルコントラスト C_s が算出されてもよい。この場合、例えばスペックルサイズ S （撮像パラメータ）ごとにセルサイズを変えてスペックルコントラストを算出することで、コントラストマップ 6 2 を生成することが可能である。この他、コントラストマップ 6 2 を生成可能な任意の方法が用いられてよい。

20

【 0 1 3 4 】

図 1 4 に示すように、コントラストマップ 6 2 では、スペックルコントラスト C_s の値が略一定となるようにスペックルサイズ S とセルサイズ C との組み合わせを選択することが可能である。例えば点 $p_1(3, 13)$ 及び点 $p_2(6, 16)$ をつなぐ直線状の第 1 の経路 6 3 a（図中の矢印 6 3 a）上の各点では、スペックルコントラスト C_s の値が略一定の値（約 0 . 6 5）となる。

30

【 0 1 3 5 】

例えば第 1 の経路 6 3 a 上の各点と同様の条件、すなわち第 1 の経路 6 3 a 上の各点に対応するスペックルサイズ及びセルサイズでスペックルコントラスト画像 6 0 が生成されるとする。この場合、第 1 の経路 6 3 a でのスペックルコントラスト C_s の値（約 0 . 6 5）が一定であるため、各条件で生成されるスペックルコントラスト画像 6 0 の明暗のコントラストは互いに略同じになる。本実施形態では、スペックルコントラスト画像 6 0 の明暗のコントラストは、観察像の表示輝度に関する所定の表示パラメータに相当する。

【 0 1 3 6 】

このように、スペックルコントラスト画像 6 0 を生成する際に、第 1 の経路 6 3 a に合わせてセルサイズ C を選択することで、スペックルコントラスト画像 6 0 の明暗のコントラスト（表示パラメータ）を略一定に保つことが可能となる。この結果、例えばズーム機能等により撮像パラメータが変化してスペックルサイズが変わっても、それに合わせてセルサイズを設定する事により、同じコントラストのスペックルコントラスト画像 6 0 が得られる。

40

【 0 1 3 7 】

同様に、点 $p_3(3, 5)$ 及び点 $p_4(6, 8)$ をつなぐ第 2 の経路 6 3 b（図中の矢印 6 3 b）においても、スペックルコントラスト C_s の値（約 0 . 5 6）は略一定に保たれる。従って第 2 の経路 6 3 b 上の各点と同様の条件で生成されるスペックルコントラスト画像 6 0 の明暗のコントラストは、第 2 の経路 6 3 b でのスペックルコントラスト C_s

50

の値（約 0.56）に応じた略一定の値となる。

【0138】

なおコントラストマップ 62 において、スペックルコントラストの値を略一定に保つ経路は第 1 及び第 2 の経路 63 a 及び 63 b に限定されない。例えば第 1 及び第 2 の経路 63 a 及び 63 b の間の他の経路に沿ってスペックルコントラスト画像 60 を生成するといったことも可能である。

【0139】

このように、コントラストマップ 62 でのスペックルコントラスト C_s の値が略一定となる経路に沿ってスペックルコントラスト画像 60 を生成することで、スペックルコントラスト画像 60（観察像）の画質を制御することが可能となる。例えば、各経路に沿ってセルサイズを制御することで、互いに画質の異なる複数の画質モードで観察像を生成することが可能となる。

10

【0140】

各経路に対応する画質モードでは、互いに異なるセルサイズの範囲で、スペックルコントラスト C_s の値が略一定に保たれる。従って各経路に対応する画質モードを選択することで、観察像の表示解像度の範囲を選択することが可能である。例えば、第 2 の経路 63 b に対応する画質モードの表示解像度（セルサイズ s ）の範囲は、5 ピクセルから 8 ピクセルの範囲である。本実施形態において、各経路に対応する画質モードの各々は、表示解像度に関する画質モードに相当する。

【0141】

例えば第 2 の経路 63 b に対応するセルサイズの範囲は、第 1 の経路 63 a と比べセルサイズの値が小さい範囲である。従って第 2 の経路 63 b に沿って生成されるスペックルコントラスト画像 60 は、第 1 の経路 63 a に沿って生成されるスペックルコントラスト画像 60 と比べ、表示解像度の高い高精細な画像となる。本実施形態において、第 2 の経路 63 b に対応する画質モードは、表示解像度を優先する第 2 の画質モードに対応する。

20

【0142】

また例えば第 1 の経路 63 a は、第 2 の経路 63 b と比較してスペックルコントラスト C_s の値が高い経路となっている。従って第 1 の経路 63 a に沿って生成されるスペックルコントラスト画像 60 では、第 2 の経路 63 b に沿って生成されるスペックルコントラスト画像 60 と比べ、全体的に高いスペックルコントラスト C_s が算出され、明暗が大きいメリハリの利いた画像が得られる。つまり本実施形態において、第 1 の経路 63 a に対応する画質モードは、解像度よりコントラスト表示を優先する第 1 の画質モードに対応する。

30

【0143】

なお第 1 の経路 63 a に対応する画質モードでは、大きいセルサイズ C が用いられる。このため、第 1 の経路 63 a に沿って生成されるスペックルコントラスト画像 60 では、観察部位 2 の血管 71 や動脈瘤 72 等の各部がそれぞれの明るさで略一様に表示される（図 8 参照）。従って第 1 の経路 63 a に対応する画質モードを選択することで、例えば低コントラスト部 51（血管 71）と高コントラスト部 52（動脈瘤 72）との表示輝度の差が明瞭なコントラストの高い画像を生成することが可能となる。

40

【0144】

図 15 は、処理サイズテーブル 38 の一例を示す表である。処理サイズテーブル 38 は、コントラストマップ 62 に基づいて生成され、記憶部 37 に記憶される。処理サイズテーブル 38 には、画質モード A ~ E ごとに、スペックルサイズに対応するセルサイズ（処理サイズ）が記録されている。

【0145】

図 15 に示す例では、画質モードは、画質モード A ~ E の 5 段階に分けられている。またスペックルサイズの範囲は 3 ~ 6 ピクセルの 4 段階に分けられている。画質モード及びスペックルサイズの分け方は限定されず、任意に設定されてよい。

【0146】

50

例えば、画質モードBは、コントラストマップ62でのスペックルコントラストCsの値が約0.6となるような経路に対応した画質モードである。すなわち画質モードBは、各スペックルサイズに対して、コントラストマップ62でのスペックルコントラストが約0.6となるようにセルサイズを制御するモードである。なお、画質モードAは図14に示す第2の経路63bに対応する画質モードに相当し、画質モードEは第1の経路63aに対応する画質モードに相当する。

【0147】

図16は、観察システム100の基本的な動作例を示すフローチャートである。まず、観察システム100を操作するオペレータにより、操作画面等を介して観察システム100での測定モードが選択される。選択された測定モードがUI取得部34により受け付けられる(ステップ100)。

10

【0148】

測定モードには通常観察を行う通常観察モードと、観察システム100の校正を行う校正モードとが含まれる。通常観察モードの選択が受け付けられた場合、ステップ101が実行される。また校正モードの選択が受け付けられた場合、ステップ201が実行され校正モードが開始される。校正モードについては後に詳しく説明する。

【0149】

通常観察モードが選択された場合、操作画面には観察モードを選択するための選択画面が表示される。観察モードには、マニュアル設定モードと、デフォルト設定モードと、自動認識設定モードとが含まれる。オペレータにより観察モードが選択され、UI取得部34により受け付けられる(ステップ101)。

20

【0150】

マニュアル設定モードが選択された場合、操作画面には解像度モードを選択するための選択画面が表示される。解像度モードには、図15に示す処理サイズテーブル38における画質モードA~Eが含まれる。オペレータにより、選択画面に表示された画質モードA~Eのうちいずれか1つが選択される。UI取得部34により、選択された画質モードが解像度モードとして受け付けられる(ステップ102)。

【0151】

例えば、解像度の高い高精細な画質で観察像を生成したい場合には、画質モードAが選択される。また例えば、血管71と血管71以外の領域とを明るさの違いで識別したい場合、すなわち高いコントラストで観察したい場合には、画質モードEが選択される。もちろんこれに限定されず、オペレータが所望する画質モードが適宜選択されてよい。なお選択画面では、画質モードA~Eが各モードの特徴を現すアイコン等の図像を用いて表示されてもよい。これにより直感的に画質モードを選択することが可能となる。

30

【0152】

デフォルト設定モードが選択された場合、観察システムにデフォルトで設定されている画質モードが解像度モードとして設定される(ステップ103)。デフォルトの画質モードとしては、例えば画質モードA~Eの中で、表示解像度の範囲が略中間となる画質モードCが設定される。もちろん、他の画質モードがデフォルトとして設定されてもよい。解像度モードがデフォルトの値に設定されると、ステップ105が実行される。

40

【0153】

自動認識設定モードが選択された場合、観察部位2の画像に基づいて画質モードが選択される(ステップ104)。例えば、観察部位2の撮像範囲における血管71の太さに応じて、画質モードが選択される。選択された画質モードは、ステップ102で解像度モードとして設定される。なお、血管71の太さは、例えばICG(IndoCyanine Green)等の試薬を用いて撮像された観察部位2の画像から同定される。

【0154】

ステップ104では、ICG等を用いて撮像された観察部位2の画像から、観察部位2に含まれる血管71が、脳動脈瘤のような太い血管71であるのか、あるいは穿通枝のような細い血管71であるのかが判別される。観察部位2の画像から血管71の太さ等を判別

50

する方法は限定されず、機械学習や画像処理等を用いた任意の方法が用いられてよい。

【0155】

例えば脳動脈瘤等を含む太い血管71に対しては、血管71と脳動脈瘤とを明瞭に識別するために、表示輝度を優先する画質モード等が選択される。また細い血管71での血流観察を重視する場合には、解像度の高い画質モードが選択される。この他、血管71の状態や生体組織の種類等に応じて、観察部位2の画像から適切な画質モードが適宜選択されてよい。なお血管71の太さ等を同定するための画像は、ICG等を使って撮像される画像に限定されず、他の任意の方法で撮像された観察部位2の画像等が適宜用いられてよい。

【0156】

なお、ステップ100、101、及び102での、測定モード、観察モード、及び解像度モードの選択は、任意のタイミングで実行されてよい。すなわちUI取得部34は、オペレータによる選択等を常時受け付けることが可能である。その場合、各モードが選択されたタイミングで、ステップ100、101、及び102からの処理が再開される。

【0157】

ステップ102で設定された解像度モードに基づいて、処理サイズテーブル38の処理列が決定される(ステップ105)。例えば画質モードAが解像度モードとして設定されている場合には、処理列は1列目となる。決定された処理列の情報は処理サイズ制御部41(ブロック制御部35)に出力される。

【0158】

観察部位2を撮像するカメラ20により、レーザ光が照射された観察部位2が撮像される(ステップ106)。カメラ20により観察部位2を撮像した画像信号が生成され、画像取得部32により取得される。カメラ制御部33により、カメラ20のF値F#及び光学倍率M等の撮像パラメータが取得される(ステップ107)。取得された撮像パラメータは、予測されるスペックルサイズ算出部40に出力される。

【0159】

予測されるスペックルサイズ算出部40により、撮像パラメータに基づいてスペックルサイズが算出される(ステップ108)。スペックルサイズの算出には、上記したスペックルサイズ算出式が用いられる。なお、ステップ108で算出されるスペックルサイズは、ステップ106で撮像された画像信号により構成されるスペックル画像50でのスペックルの粒径に相当する。算出されたスペックルサイズは、処理サイズ制御部41に出力される。

【0160】

処理サイズ制御部41により、セルサイズが決定される(ステップ109)。処理サイズ制御部41は、ステップ105で決定された処理列(画質モード)と、ステップ108で算出されたスペックルサイズとに基づいて、処理サイズテーブル38からセルサイズを決定する。決定されたセルサイズは、スペックル演算部36に出力される。

【0161】

スペックル演算部36により、画像取得部32が取得した観察部位2の画像信号からスペックルコントラストが算出される(ステップ110)。スペックルコントラストCsの算出には、処理サイズ制御部41により決定されたセルサイズが用いられる。

【0162】

スペックル演算部36は、算出されたスペックルコントラストCsに基づいて、観察部位2の観察像であるスペックルコントラスト画像60を生成する(ステップ111)。このように、処理サイズ制御部41により制御されたセルサイズを用いることで、設定された解像度モードに対応する画質で観察像を生成することが可能である。生成された観察像はディスプレイに出力される。これによりオペレータは所望の画質で観察部位2の観察像を観察することが可能となる。

【0163】

図16に示すように、観察システム100では、ステップ107~ステップ111まで

10

20

30

40

50

の各ステップのループ処理が実行される。すなわち、ループ処理ごとに撮像パラメータが取得され、当該撮像パラメータに基づいて、設定されている解像度モードに対応する画質で観察像が生成される。

【0164】

例えばオペレータがレンズ部21のズーム機能等を使って観察部位2を拡大して撮像する場合、光学倍率MやF値F#等の撮像パラメータが変化し、スペックル画像50でのスペックルサイズが変化する。処理サイズ制御部41は、解像度モードにおける表示解像度の範囲(セルサイズの範囲)で、スペックルサイズに応じたセルサイズを決定する。すなわち、処理サイズ制御部41により、観察像の表示輝度に関する表示パラメータが、複数の画質モードの各々に対して互いに表示解像度の範囲で略一定に保たれるようにセルサイズが制御される。

10

【0165】

なおステップ107~ステップ111を含むループ処理は、例えば解像度モード等が更新されたタイミングで停止される。例えば、オペレータにより他の画質モードが選択された場合、ループ処理が停止されステップ102が実行される。これにより、オペレータは所望のタイミングで観察像の画質を変更することが可能となる。

【0166】

図17は、観察システム100の校正の一例を示すフローチャートである。観察システム100の校正は、例えばレンズ部21の交換等のタイミングで実行される。これに限定されず、任意のタイミングで観察システム100が校正されてよい。

20

【0167】

本実施形態では、観察システム100の校正として、処理サイズテーブル38が校正される。すなわちレンズ部21の交換等のタイミングで、交換後のレンズ部21の特性を反映した処理サイズテーブル38が新たに生成されるとも言える。処理サイズテーブル38は、標準散乱体を用いて校正される。標準散乱体としては、例えば粒径の均一な粒子が表面に固着された反射型の散乱体等が用いられる。標準散乱体の種類等は限定されず、任意の散乱体を用いられる。本実施形態では、標準散乱体は、所定の校正用対象物に相当する。

【0168】

図16のフローチャートに示すステップ100で、測定モードとして校正モードが選択された場合、ステップ201が実行され校正モードでの処理が開始される。まず、標準散乱体が、カメラ20の撮像範囲に設置される(ステップ202)。標準散乱体は、例えば観察部位2と同様の位置に配置され、レーザ光11が照射される。標準散乱体が配置される位置等は限定されず、例えばレーザ光11を照射して撮像可能な任意の位置に配置されてもよい。

30

【0169】

カメラ制御部33により、カメラ20のF値F#及び光学倍率M等の撮像パラメータが初期設定値等の所定の値に設定される(ステップ204)。撮像パラメータが設定される値は限定されず、例えばF値F#及び光学倍率Mの最低値等に設定されてもよい。

【0170】

カメラ制御部33により、F値F#及び光学倍率Mの少なくとも一方が、各々に対応するステップ量だけ変更される(ステップ204)。ステップ204では、フローチャートでのループ処理の度に、F値F#及び光学倍率Mの異なる組み合わせがカメラ制御部33により設定される。すなわちステップ204では、ループ処理ごとのF値F#と光学倍率Mとの組み合わせが総当たりとなるように、各撮像パラメータが設定される。各組み合わせが設定される順番等は限定されない。なお1度目の処理では、ステップ203で設定された所定の値が用いられる。

40

【0171】

カメラ20により、レーザ光11が照射された標準散乱体が撮像される(ステップ205)。撮像された画像信号は、画像取得部32により取得され、画像処理部に出力される

50

。画像処理部は、例えば画像信号により構成されるスペックル画像に対して任意の画像処理を実行可能である。なお図1では画像処理部の図示を省略している。画像処理部により、標準散乱体のスペックル画像に基づいて、スペックル画像でのスペックルサイズ(スペックル粒径)が算出される(ステップ206)。

【0172】

算出されたスペックルサイズに基づいて、処理サイズテーブル38が校正される(ステップ207)。例えば、図14に示すコントラストマップ62に基づいて、ステップ206で算出されたスペックルサイズに対応するセルサイズが画素モードごとに取得され、処理サイズテーブル38に記録される。

【0173】

処理サイズテーブル38に必要なデータが揃ったか否かが判定される(ステップ208)。例えば処理サイズテーブル38で必要とされるスペックルサイズの数全てそろったか否かが判定される。例えば図15に示す処理サイズテーブルでは、4つのスペックルサイズが記録されている。処理サイズテーブル38に用いられるスペックルサイズ数は限定されず、例えば、処理サイズテーブル38の精度やレンズ部21の特性等に応じて適宜設定されてよい。

【0174】

データが揃っていないと判定された場合(ステップ208のNo)には、ステップ204が再度実行される。すなわち、カメラ20の撮像パラメータを変えて再度スペックルサイズが算出される処理が実行される。またデータが揃ったと判定された場合(ステップ208のYes)、処理サイズテーブル38の校正モードの処理が終了する(ステップ209)。

【0175】

このように処理サイズテーブル38には、ステップ206で設定されたF値F#と光学倍率Mに応じたスペックルサイズと、当該スペックルサイズに対応する画素モードごとのセルサイズが記録される。従って処理サイズテーブル38は、交換されたレンズ部21に適した値に校正される。

【0176】

例えば、レンズ部21の交換により、撮像されるスペックルサイズの最大値や最小値等が変わる場合があり得る。この場合、レンズ部21の交換前に使用していた処理サイズテーブル38では、スペックルサイズを精度よく算出することが難しい。処理サイズテーブル38をレンズ部21に合わせて校正することで、撮像パラメータ(スペックルサイズ)の変化に十分に対応可能な処理を実行することが可能となる。

【0177】

なお、図17に示すフローチャートでは、実際に測定したスペックル画像50からスペックルサイズが測定された。このスペックルサイズの測定値を使って、撮像パラメータからスペックルサイズを算出するスペックルサイズ算出式の補正等が実行されてもよい。これにより高精度にセルサイズ等を制御することが可能となる。

【0178】

以上、本実施形態に係る観察システム100では、レーザ光11が照射されて撮像された観察部位2の画像信号が取得される。観察部位2の撮像パラメータに基づいてセル42のセルサイズが制御され、このセル42を用いて観察部位2の画像信号からスペックルコントラストCsが算出される。これにより撮像パラメータに応じたスペックルコントラストCsが算出可能となり、観察部位2をカメラの撮像条件が変わっても最適に計算処理することにより高い精度で観察することが可能となる。

【0179】

スペックルパターンを使って生体組織を観察する方法として、一定のセルサイズで算出されたスペックルコントラストを用いて観察像を生成する方法が考えられる。この場合、生体組織の各部位の明暗や解像度等が固定された観察像が生成される。こうした方法では、例えば生体組織の種類の違いや光学系の特性の変化に対応することが難しく、観察の精

10

20

30

40

50

度が下がる可能性がある。

【0180】

例えば、特許文献1では「拡散スペックルコントラスト解析を用いた深部血流量測定」により、組織における血流の評価を目的として、空間領域のスペックルコントラストと時間領域のスペックルコントラストを併用している。時間領域のスペックルコントラストは空間領域のそれより時間分解能が低い、小領域で使用可能で使い分けを提案している。しかしながら、空間領域のスペックルコントラストの算出において、計算対象となる空間範囲（セルサイズ）によりコントラスト値と空間解像度が変わることが触れられていない。

【0181】

本来、適用する診療において必要なコントラストと空間解像度があるはずで、最適な計算条件でなければ良質な画像が得られず、適切な診断ができない可能性がある。また計算条件とコントラスト値と空間解像度の関係は光源の観察光学系のFナンバーや光学倍率に依存するため、一度最適化しても観察中にズームや絞り変更等の処理で最適計算条件から外れる可能性もある。またレンズを変更した場合は光学パラメータが変わる可能性があるため最適計算条件の情報を更新する校正モードが必要になるはずである。

【0182】

本実施形態では、ブロック制御部35により、撮像パラメータに基づいてスペックルサイズが算出され、スペックルサイズに基づいてセルサイズが制御される。これにより、観察部位2で観察されるスペックルの大きさに合わせてセルサイズを最適化することが可能である。従って例えば、カメラ20等の光学系の特性に応じた適正なセルサイズで観察像を生成することが可能となる。この結果、観察部位2を高い精度で観察することが可能となる。

【0183】

また本実施形態では、UI取得部34により、観察像の画質に関する画質モードの選択が受け付けられる。ブロック制御部35により、選択された画質モードに応じてセル42のサイズが制御される。例えばオペレータは、生体組織の種類等に応じて、解像度とコントラストとの重み付けが異なる複数の画質モードから、所望の画質モードを選択することが可能である。これにより、オペレータが所望する画質で観察像を生成することが可能となり、血管71や動脈瘤72等の注目部位を精度良く観察することが可能となる。

【0184】

各画質モードでは、ブロック制御部35により、観察像の各部の表示輝度が略一定となるようにセルサイズが制御される。これにより、観察中にスペックル径を決定する光学要素（レンズ部21のF値やズーム倍率）が変化する場合であっても、セルサイズを逐次最適な値になるようにフィードバックして制御することが可能となる。従って、血管71や血管71の周辺の部位の表示輝度等を変えずに、観察の最中に観察部位2を拡大/縮小するといったことが可能となる。これにより、観察部位2を詳細に観察することが可能となり、観察精度を十分に向上させることが可能となる。

【0185】

本実施形態では、観察システム100の処理サイズテーブル38が、標準拡散体を用いて校正される。これにより、例えばレンズ部21等が交換されて観察用の光学系が変化した場合であっても、光学系に合わせて処理サイズテーブル38を適正に校正することが可能である。これによりセルサイズを適正に制御することが可能となり、精度の高い観察像を提供することが可能となる。

【0186】

また、自動認識設定モード（図16参照）を選択することで、観察対象となる血管71の太さ等に合わせて、最適なセルサイズを自動的に設定することが可能である。これにより、オペレータが自ら画質を選ぶことなく、観察部位2の特性に合った画質で観察することが可能となり、オペレータの負担を軽減することが可能である。

【0187】

10

20

30

40

50

本技術は、例えば医療・生物分野において用いられる内視鏡や光学顕微鏡等に適用することが可能である。すなわち観察システム100を、内視鏡又は顕微鏡として構成することも可能である。

【0188】

この場合、観察部位2としては、例えば生体の細胞、組織、臓器等の生体組織が挙げられる。本技術を用いることで、生体組織を高い精度で観察することが可能となる。例えば内視鏡や光学顕微鏡等に用いられるレンズ系におけるF値や光学倍率等の撮像パラメータを用いて、図16に示す処理を実行することで、生体組織を高精度に観察することが可能である。

【0189】

<その他の実施形態>

本技術は、以上説明した実施形態に限定されず、他の種々の実施形態を実現することができる。

【0190】

上記では、撮像パラメータに基づいてスペックルサイズを算出され、当該スペックルサイズに基づいてセルサイズが制御された。スペックルサイズを算出する場合に限定されず、撮像パラメータを用いて直接セルサイズが制御されてもよい。

【0191】

撮像パラメータとして例えばF値及び光学倍率が用いられるとする。この場合、処理サイズテーブルには、F値と光学倍率との複数の組み合わせの各々に対応するセルサイズが、各画質モードごとに記録される。すなわち処理サイズテーブルは、画質モード、F値、及び光学倍率の各値が定まると、対応するセルサイズが1つ定まるように構成される。

【0192】

このようにセルサイズが各撮像パラメータごとに細かく設定された処理サイズテーブルを用いることで、レンズ部の挙動に合わせてセルサイズを細かく制御することが可能となる。これにより、観察像の画質等を高精度に制御することが可能となる。

【0193】

また処理サイズテーブルに代えて、図14に示すコントラストマップを用いてセルサイズが制御されてもよい。例えば、処理サイズ制御部によりコントラストマップが参照される。処理サイズ制御部は、コントラストマップでの対象となる画質モードに対応する経路から、スペックルサイズに基づいてセルサイズを取得する。このような場合でもセルサイズは適正に制御され、所望の画質で観察像を生成することが可能である。

【0194】

またオペレータ等により操作されるコンピュータと、ネットワーク等を介して通信可能な他のコンピュータとが連動することで、本技術に係る制御方法、及びプログラムが実行され、本技術に係る観察システムが構築されてもよい。

【0195】

すなわち本技術に係る制御方法、及びプログラムは、単体のコンピュータにより構成されたコンピュータシステムのみならず、複数のコンピュータが連動して動作するコンピュータシステムにおいても実行可能である。なお本開示において、システムとは、複数の構成要素(装置、モジュール(部品)等)の集合を意味し、すべての構成要素が同一筐体中にあるか否かは問わない。したがって、別個の筐体に収納され、ネットワークを介して接続されている複数の装置、及び、1つの筐体の中に複数のモジュールが収納されている1つの装置は、いずれもシステムである。

【0196】

コンピュータシステムによる本技術に係る制御方法、及びプログラムの実行は、例えば画像信号の取得、画素ブロックのサイズの制御、及びスペックルデータの算出等が、単体のコンピュータにより実行される場合、及び各処理が異なるコンピュータにより実行される場合の両方を含む。また所定のコンピュータによる各処理の実行は、当該処理の一部または全部を他のコンピュータに実行させその結果を取得することを含む。

10

20

30

40

50

【 0 1 9 7 】

すなわち本技術に係る制御方法及びプログラムは、1つの機能をネットワークを介して複数の装置で分担、共同して処理するクラウドコンピューティングの構成にも適用することが可能である。

【 0 1 9 8 】

以上説明した本技術に係る特徴部分のうち、少なくとも2つの特徴部分を組み合わせることも可能である。すなわち各実施形態で説明した種々の特徴部分は、各実施形態の区別なく、任意に組み合わせられてもよい。また上記で記載した種々の効果は、あくまで例示であって限定されるものではなく、また他の効果が発揮されてもよい。

【 0 1 9 9 】

なお、本技術は以下のような構成も採ることができる。

(1) レーザ光が照射されて撮像された生体組織の画像信号を取得する取得部と、前記生体組織に対する撮像の撮像条件に基づいて、画素ブロックのサイズを制御するブロック制御部と、

前記サイズが制御された前記画素ブロックを用いて、前記取得された画像信号に基づいたスペクルデータを算出する算出部とを具備する制御装置。

(2) (1)に記載の制御装置であって、さらに、前記スペクルデータに基づいて、前記生体組織の観察像を生成する生成部を具備する制御装置。

(3) (2)に記載の制御装置であって、前記スペクルデータは、スペクルコントラストを含み、前記生成部は、前記スペクルコントラストに基づいて前記観察像を生成する制御装置。

(4) (1)から(3)のうちいずれか1つに記載の制御装置であって、前記撮像条件は、前記生体組織を撮像する撮像系のF値(絞り値)及び光学倍率の少なくとも1つに関する条件を含む制御装置。

(5) (1)から(4)のうちいずれか1つに記載の制御装置であって、前記ブロック制御部は、前記撮像条件に基づいてスペクルサイズを算出し、前記算出されたスペクルサイズに基づいて前記画素ブロックのサイズを制御する制御装置。

(6) (2)から(5)のうちいずれか1つに記載の制御装置であって、さらに、前記撮像条件と前記画素ブロックのサイズとが関連付けられた制御テーブルを記憶する記憶部を具備する制御装置。

(7) (2)から(6)のうちいずれか1つに記載の制御装置であって、前記ブロック制御部は、前記観察像の表示輝度に関する所定の表示パラメータが略一定に保たれるように前記画素ブロックのサイズを制御する制御装置。

(8) (7)に記載の制御装置であって、さらに前記観察像の画質に関する画質モードの選択を受け付けるモード受付部を具備し、前記ブロック制御部は、前記選択された画質モードに応じて前記画素ブロックのサイズを制御する制御装置。

(9) (8)に記載の制御装置であって、前記モード受付部は、前記観察像の表示解像度に関する画質モードを受け付ける制御装置。

(10) (9)に記載の制御装置であって、前記モード受付部は、互いに異なる複数の画質モードの各々を受け付け、

10

20

30

40

50

前記ブロック制御部は、前記観察像の表示輝度に関する所定の表示パラメータが、前記複数の画質モードの各々に対して互いに異なる範囲で略一定に保たれるように前記画素ブロックのサイズを制御する

制御装置。

(11)(10)に記載の制御装置であって、

前記複数の画質モードは、前記観察像の表示輝度及び表示解像度のうち、前記表示輝度を優先する第1の画質モードと、前記表示解像度を優先する第2の画質モードとを含む制御装置。

(12)(6)から(11)のうちいずれか1つに記載の制御装置であって、

前記記憶部は、前記撮像条件と、前記画素ブロックのサイズと、前記観察像の画質に関する画質モードとの対応関係を記憶した前記制御テーブルを記憶する制御装置。

(13)(6)から(12)のうちいずれか1つに記載の制御装置であって、前記制御テーブルは、所定の校正用対象物を用いて生成される制御装置。

(14)(1)から(13)のうちいずれか1つに記載の制御装置であって、

前記ブロック制御部は、前記生体組織の撮像範囲における血管の太さに応じて、前記画素ブロックのサイズを制御する制御装置。

(15)(1)から(14)のうちいずれか1つに記載の制御装置であって、

内視鏡又は顕微鏡として構成される

制御装置。

(16)レーザ光が照射されて撮像された生体組織の画像信号を取得し、

前記生体組織に対する撮像の撮像条件に基づいて、画素ブロックのサイズを制御し、

前記サイズが制御された前記画素ブロックを用いて、前記取得された画像信号に基づいたスペックルデータを算出する

ことをコンピュータシステムが実行する制御方法。

(17)レーザ光が照射されて撮像された生体組織の画像信号を取得するステップと、

前記生体組織に対する撮像の撮像条件に基づいて、画素ブロックのサイズを制御するステップと、

前記サイズが制御された前記画素ブロックを用いて、前記取得された画像信号に基づいたスペックルデータを算出するステップと

をコンピュータシステムに実行させるプログラム。

【符号の説明】

【0200】

2 ... 観察部位

11 ... レーザ光

20 ... カメラ

21 ... レンズ部

30 ... コントローラ

32 ... 画像取得部

33 ... カメラ制御部

34 ... UI取得部

35 ... ブロック制御部

36 ... スペックル演算部

37 ... 記憶部

38 ... 処理サイズテーブル

40 ... 予測されるスペックルサイズ算出部

41 ... 処理サイズ制御部

42、42a～e ... セル

10

20

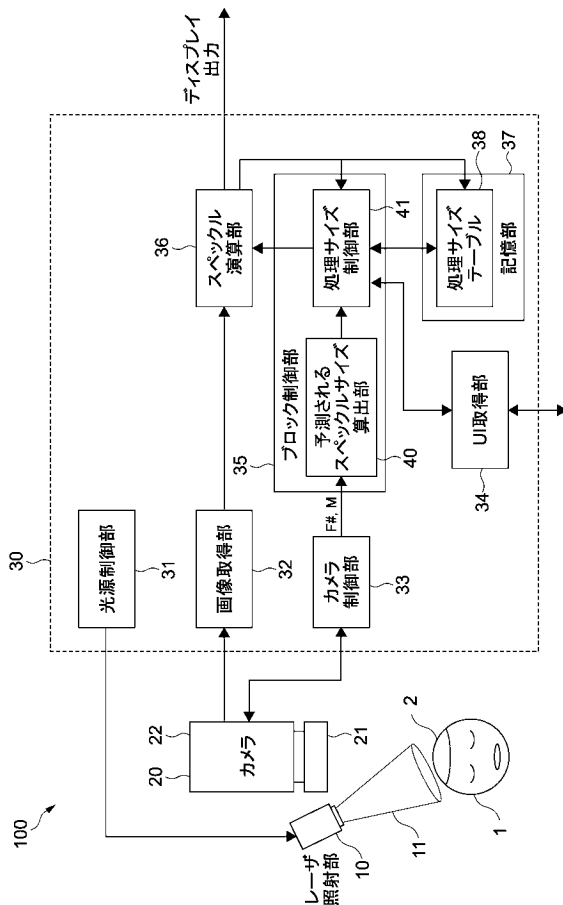
30

40

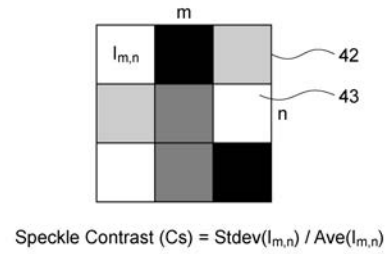
50

- 50、50a～50d…スペckル画像
- 60、60a～h…スペckルコントラスト画像
- 62…コントラストマップ
- 71、71a～71c…血管
- 72…動脈瘤
- 100…観察システム

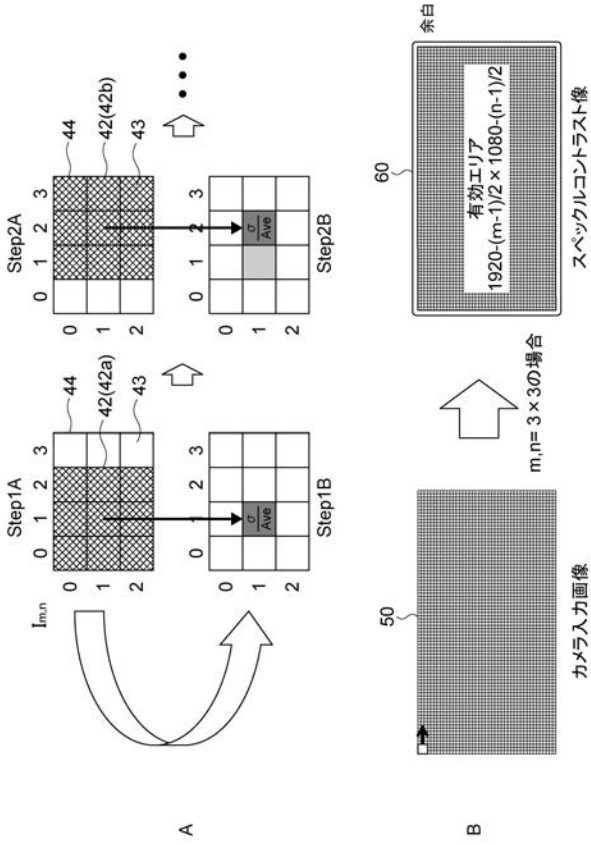
【 図 1 】



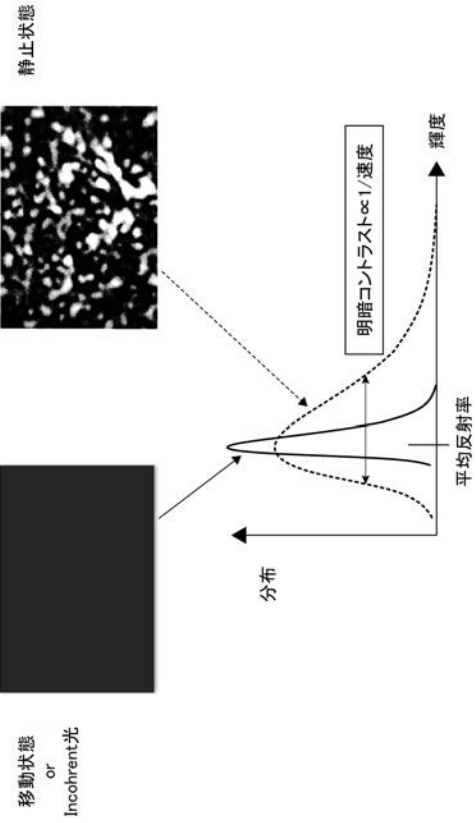
【 図 2 】



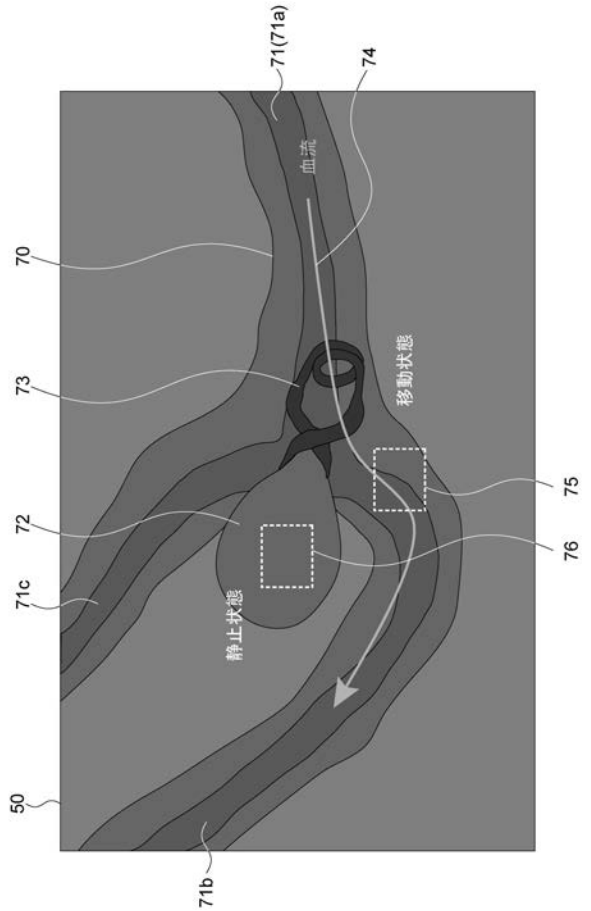
【 図 3 】



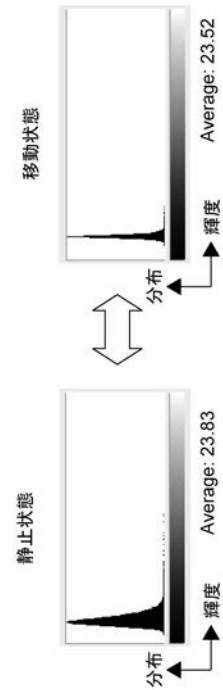
【 図 4 】



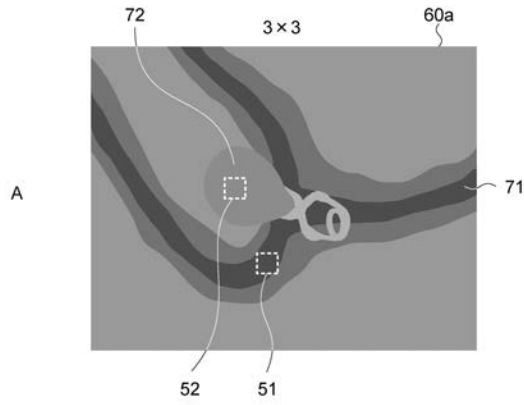
【 図 5 】



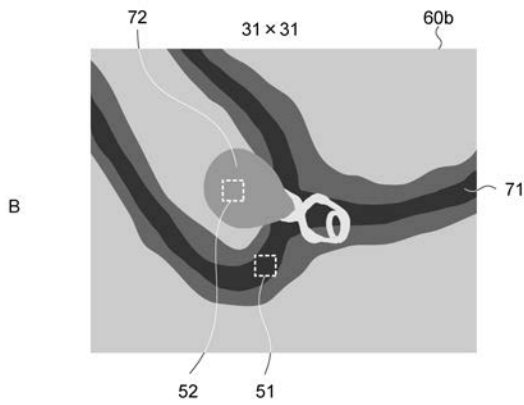
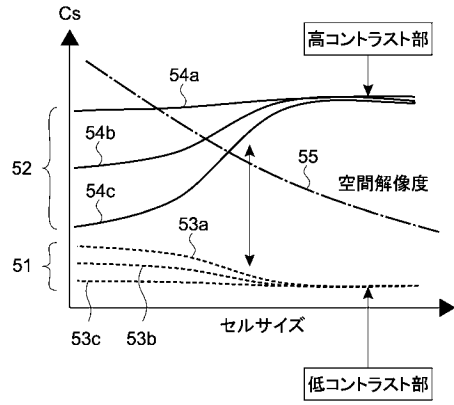
【 図 6 】



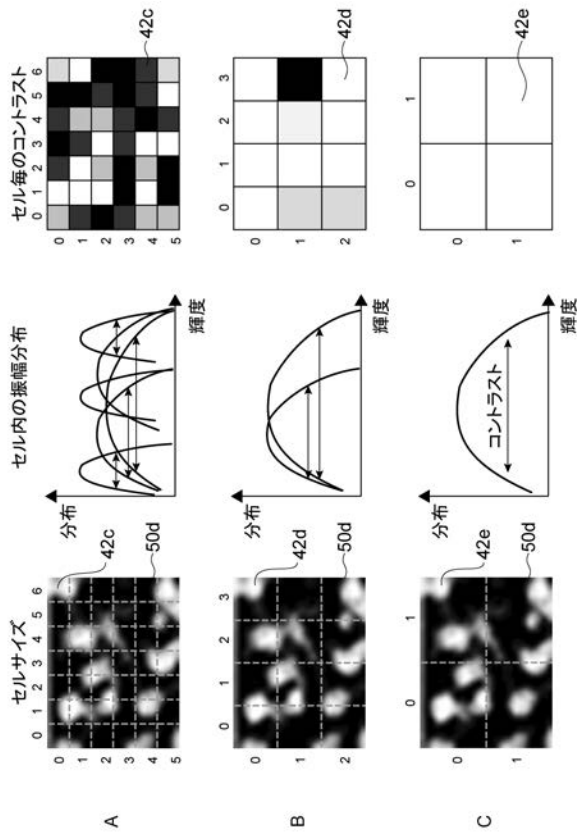
【 図 7 】



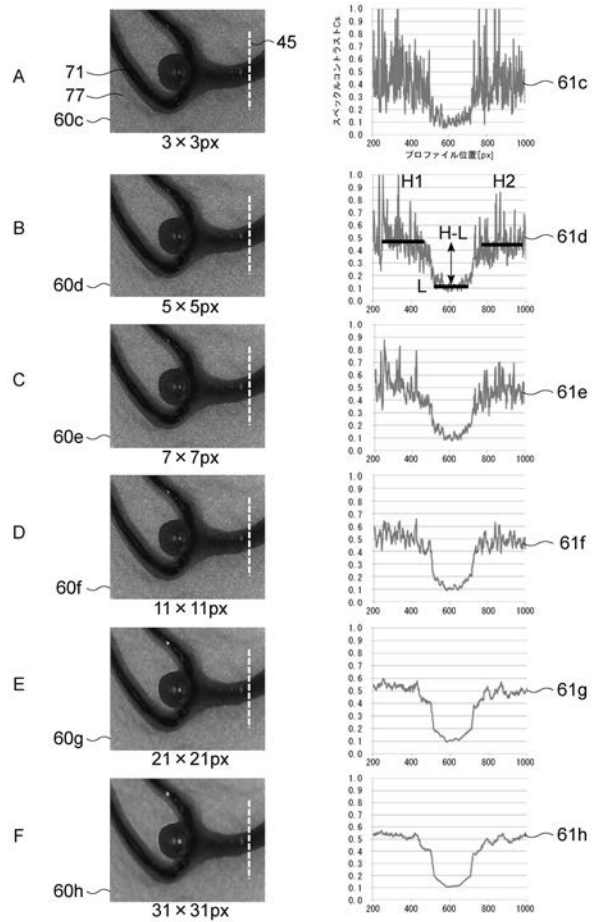
【 図 8 】



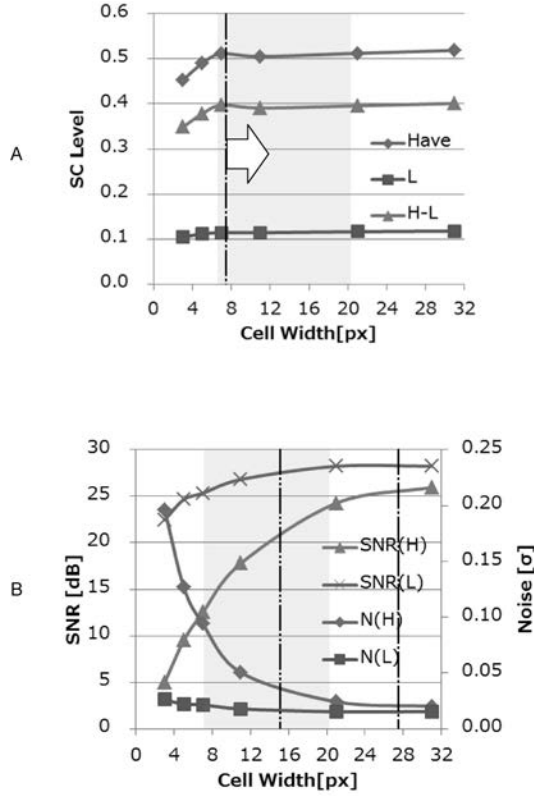
【 図 9 】



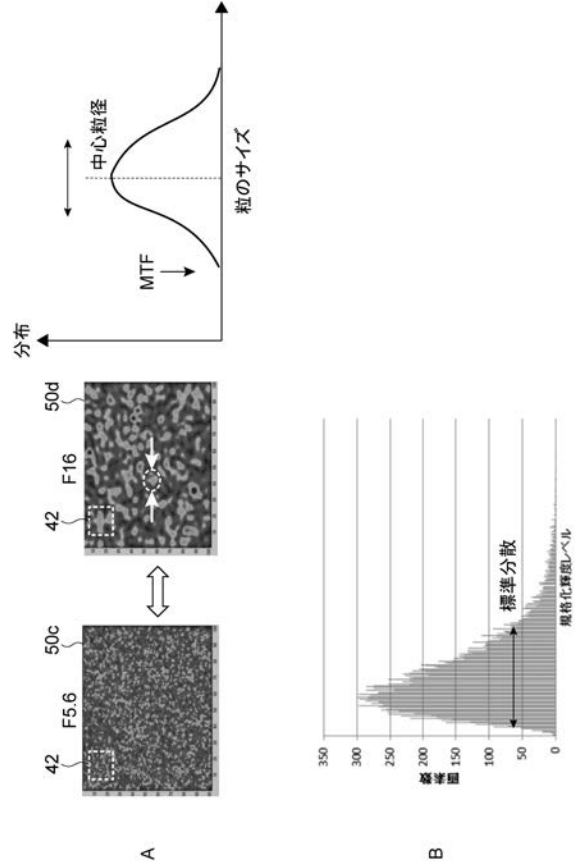
【 図 10 】



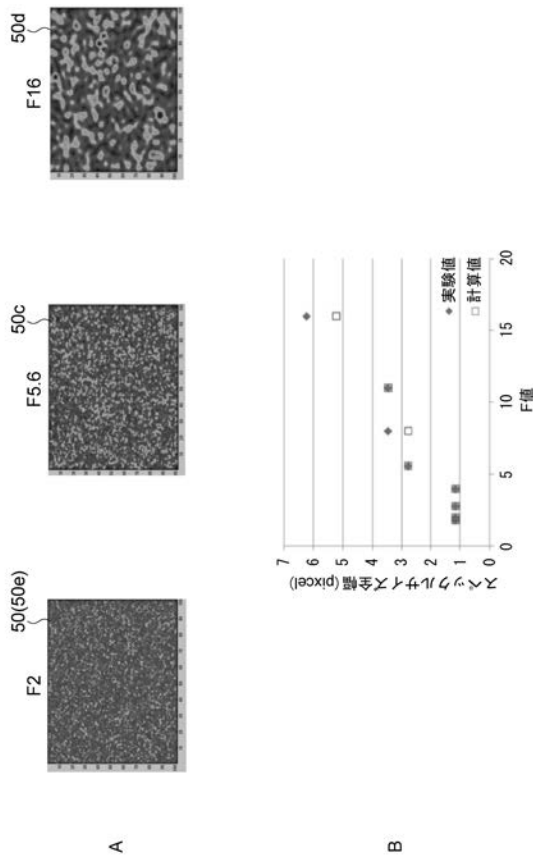
【 図 1 1 】



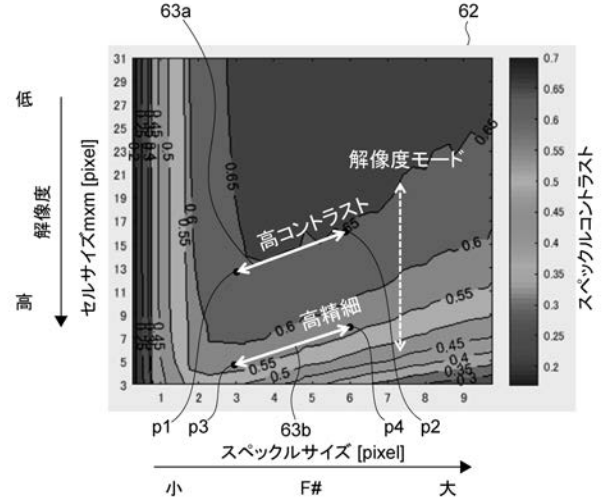
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



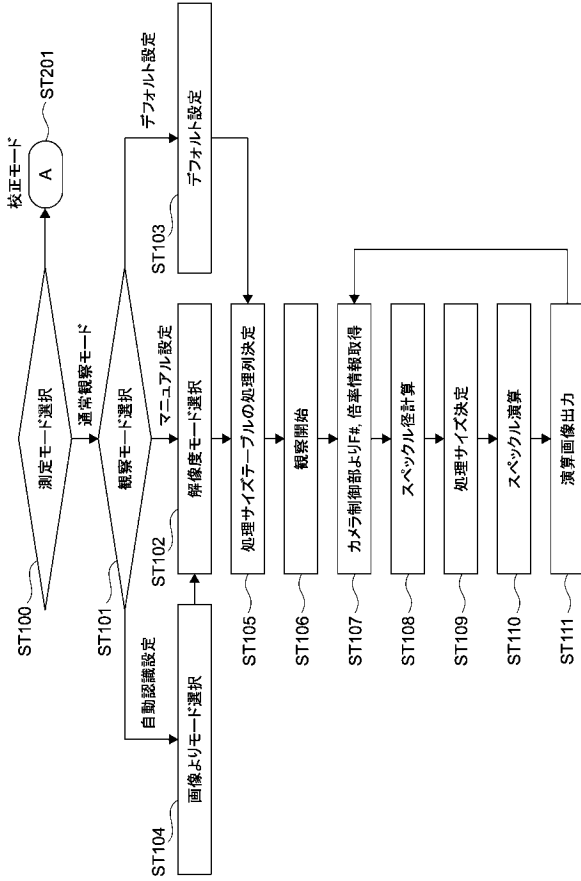
【 図 1 4 】



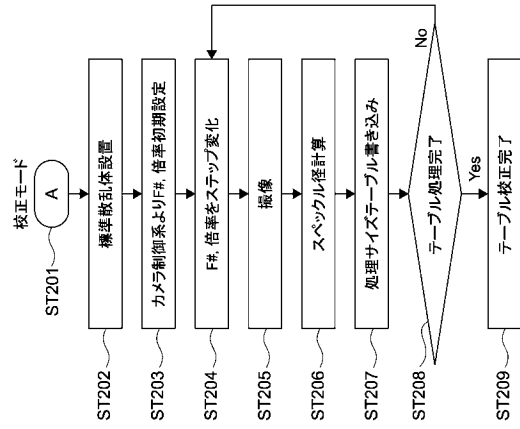
【 図 1 5 】

モード	処理	スペクトルサイズ			
		3	4	5	6
A	処理	5	6	7	8
B	サイズ	7	8	9	10
C		9	10	11	12
D		11	12	13	14
E		13	14	15	16

【 図 1 6 】



【 図 1 7 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/015959

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
Int.Cl. A61B5/026(2006.01)i, A61B5/0285(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)		
Int.Cl. A61B5/026, A61B5/0285		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Published examined utility model applications of Japan		1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan		1971-2018
Registered utility model specifications of Japan		1996-2018
Published registered utility model applications of Japan		1994-2018
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.
X	JP 2009-538210 A (TARILIAN LASER TECHNOLOGIES, LIMITED) 05 November 2009, paragraphs [0064]-[0090]	1-3, 5, 6, 12, 13, 16, 17
Y	& US 2007/0276265 A1 (paragraphs [0079]-[0104]) &	4, 14, 15
A	WO 2007/140210 A2 & CA 2653228 A1 & US 2008/0071180 A1	7-11
Y	JP 2012-503996 A (CARL ZEISS MEDITEC AG) 16	4, 15
A	February 2012, paragraphs [0026], [0047]-[0055] & US 2011/0176110 A1 (paragraphs [0028], [0061]-[0073]) & DE 102008049881 A1 & DE 102008049846 A1 & WO 2010/037485 A1	1-3, 5-14, 16, 17
Y	JP 2-268725 A (KOWA CO., LTD.) 02 November 1990,	14
A	page 9, lower left column, line 2 to page 12, upper right column, line 10 & EP 392744 A1 (column 10, line 19 to column 15, line 37) & US 5129400 A	1-13, 15, 16
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:		
"A"	document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"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
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
Date of the actual completion of the international search 05 June 2018 (05.06.2018)		Date of mailing of the international search report 19 June 2018 (19.06.2018)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2018/015959

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2016-005525 A (SONY CORP.) 14 January 2016, entire text, all drawings & WO 2015/182065 A1 (whole document) & CN 106413543 A & US 2017/0188853 A1	1-17
A	JP 2015-527096 A (KONINKLIJKE PHILIPS N.V.) 17 September 2015, entire text, all drawings & WO 2013/185937 A1 (whole document) & CN 104620073 A & US 2015/0323311 A1	1-17
A	US 2012/0277559 A1 (KOHL-BAREIS, Matthias) 01 November 2012, entire text, all drawings & WO 2011/070357 A1 (whole document)	1-17
A	JP 2010-532699 A (INDUSTRIAL RESEARCH LIMITED) 14 October 2010, entire text, all drawings & WO 2009/008745 A2 (whole document) & CN 101784227 A & US 2011/0013002 A1	1-17
A	JP 2010-117306 A (CANON INC.) 27 May 2010, entire text, all drawings (Family: none)	1-17

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 1 5 9 5 9	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B5/026(2006.01)i, A61B5/0285(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B5/026, A61B5/0285			
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 1971-2018年 日本国実用新案登録公報 1996-2018年 日本国登録実用新案公報 1994-2018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	
X	JP 2009-538210 A (タリリアン レーザー テクノロジーズ, リミテッド)	1-3, 5, 6, 12, 13, 16, 17	
Y	2009.11.05, 段落 [0064] - [0090]	4, 14, 15	
A	& US 2007/0276265 A1 (pars. [0079]-[0104]) & WO 2007/140210 A2 & CA 2653228 A1 & US 2008/0071180 A1	7-11	
Y	JP 2012-503996 A (カール ツァイス メディテック アクチエンゲゼルシャフト)	4, 15	
A	2012.02.16, 段落 [0026], [0047] - [0055]	1-3, 5-14, 16, 17	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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		の日の後に公表された文献	
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの		「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの	
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの	
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献	
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 05.06.2018		国際調査報告の発送日 19.06.2018	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 亀澤 智博	2Q 4746
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 8 / 0 1 5 9 5 9
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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
	& US 2011/0176110 A1(pars. [0028], [0061]-[0073]) & DE 102008049881 A1 & DE 102008049846 A1 & WO 2010/037485 A1	
Y	JP 2-268725 A (興和株式会社)	14
A	1990. 11. 02, 第9頁左下欄第2行-第12頁右上欄第10行 & EP 392744 A1(col. 10, l. 19-col. 15, l. 37) & US 5129400 A	1-13, 15, 16
A	JP 2016-005525 A (ソニー株式会社) 2016. 01. 14, 全文、全図 & WO 2015/182065 A1(Whole document) & CN 106413543 A & US 2017/0188853 A1	1-17
A	JP 2015-527096 A (コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ) 2015. 09. 17, 全文、全図 & WO 2013/185937 A1(Whole document) & CN 104620073 A & US 2015/0323311 A1	1-17
A	US 2012/0277559 A1 (KOHL-BAREIS, Matthias) 2012. 11. 01, 全文、全図 & WO 2011/070357 A1(Whole document)	1-17
A	JP 2010-532699 A (インダストリアル リサーチ リミテッド) 2010. 10. 14, 全文、全図 & WO 2009/008745 A2(Whole document) & CN 101784227 A & US 2011/0013002 A1	1-17
A	JP 2010-117306 A (キャノン株式会社) 2010. 05. 27, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-17

フロントページの続き

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

(74)代理人 100176131

弁理士 金山 慎太郎

(74)代理人 100197398

弁理士 千葉 絢子

(74)代理人 100197619

弁理士 白鹿 智久

(72)発明者 藤田 五郎

東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

(72)発明者 桑山 哲朗

東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

(72)発明者 松井 健

東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

Fターム(参考) 4C017 AA06 AA11 AC40 BC11 CC03 FF05

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

专利名称(译)	控制装置，控制方法及程序		
公开(公告)号	JPWO2018211902A1	公开(公告)日	2020-03-19
申请号	JP2019519140	申请日	2018-04-18
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	藤田五郎 桑山哲朗 松井健		
发明人	藤田 五郎 桑山 哲朗 松井 健		
IPC分类号	A61B5/026		
CPC分类号	A61B5/026 A61B5/0285 G06T7/0012 G06T2207/10056 G06T2207/30088 G06T2207/30104 A61B1/063 A61B5/0261 G06T2207/10068 H04N5/232127 H04N5/23235 H04N5/2352 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B5/026.140		
F-TERM分类号	4C017/AA06 4C017/AA11 4C017/AC40 4C017/BC11 4C017/CC03 4C017/FF05		
代理人(译)	大森纯一 高桥充 中村彻平 关根 正好 綾子金子 金山晋太郎		
优先权	2017097151 2017-05-16 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本技术的实施例的控制装置包括获取部分，块控制部分和计算器。取得部取得被激光照射并进行了摄像的生物体的组织的图像信号。块控制部分根据用于在生物体的组织上进行图像捕获的图像捕获条件来控制像素块的尺寸。计算器基于所获取的图像信号，使用尺寸受控制的像素块来计算散斑数据。

