

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6432770号
(P6432770)

(45) 発行日 平成30年12月5日 (2018. 12. 5)

(24) 登録日 平成30年11月16日 (2018. 11. 16)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/045 (2006. 01)

A 6 1 B 1/045 6 1 0

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 5 1 0

G 0 6 T 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 5 5 1

G 0 6 T 1/00 2 9 0 Z

請求項の数 21 (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2014-229368 (P2014-229368)
 (22) 出願日 平成26年11月12日 (2014. 11. 12)
 (65) 公開番号 特開2016-93210 (P2016-93210A)
 (43) 公開日 平成28年5月26日 (2016. 5. 26)
 審査請求日 平成29年1月18日 (2017. 1. 18)

(73) 特許権者 000002185
 ソニー株式会社
 東京都港区港南1丁目7番1号
 (74) 代理人 100121131
 弁理士 西川 孝
 (74) 代理人 100082131
 弁理士 稲本 義雄
 (72) 発明者 中村 幸弘
 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 水倉 貴美
 東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株
 式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法、並びにプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

特定の波長帯域における情報を有する特殊光画像を取得する特殊光画像取得部と、
 白色光の波長帯域における情報を有する通常光画像を取得する通常光画像取得部と、
 前記特殊光画像に基づいて生成された第1の3次元情報と前記通常光画像に基づいて生
 成された第2の3次元情報との深さ方向の差分に基づいて、生体内の所定の部位の前記深
 さ方向の位置情報を検出する検出部と
 を備える画像処理装置。

【請求項 2】

内視鏡システムまたは顕微鏡システムの一部を構成する
 請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記特定の波長帯域は、赤外光であり、
 前記検出部は、前記所定の部位として、出血点を検出する
 請求項 1 または 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記特殊光画像または前記通常光画像に、前記出血点を表す所定のマーク、またはテキ
 ストを重ねた画像を生成する画像生成部をさらに備える
 請求項 3 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

10

20

前記検出部は、前記第 1 の 3 次元情報と前記第 2 の 3 次元情報の深さ方向の差分が所定の閾値より大きい場合に、前記所定の部位として前記出血点があると検出する請求項 3 または 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記特定の波長帯域は、偏光であり、
前記検出部は、前記所定の部位として、透明膜の膜厚を検出する
請求項 1 または 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記特殊光画像または前記通常光画像に、前記透明膜の膜厚を表す数値、または膜厚に応じたグラデーション画像を重畳した画像を生成する画像生成部をさらに備える
請求項 6 に記載の画像処理装置。

10

【請求項 8】

前記特定の波長帯域は、赤外光であり、
前記検出部は、前記所定の部位として、ミストを検出する
請求項 1 または 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記特殊光画像または前記通常光画像に、前記ミストがあることを知らせる警告表示、または前記ミストを表す色を重畳した画像を生成する画像生成部をさらに備える
請求項 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

20

前記画像生成部は、
画像全体に占める前記ミストが検出された領域の割合が大きい場合、前記特殊光画像を表示する、または、前記ミストを除去する画像処理が施された画像を生成する
請求項 9 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記検出部は、前記第 1 の 3 次元情報と前記第 2 の 3 次元情報の深さ方向の差分が所定の閾値より大きい場合に、前記所定の部位として前記ミストがあると検出する請求項 8 乃至 10 のいずれかに記載の画像処理装置。

【請求項 12】

前記特定の波長帯域は、第 1 の波長と、前記第 1 の波長とは異なる第 2 の波長であり、
前記検出部は、前記第 1 の波長における情報を有する特殊光画像と、前記第 2 の波長における情報を有する特殊光画像との深さ方向の差分に基づいて、血管の深さ方向における位置情報を検出する
請求項 1 または 2 に記載の画像処理装置。

30

【請求項 13】

前記血管の深さ方向における位置情報を用いて、深い位置にある動脈の反射率を補正した画像を生成する画像生成部をさらに備える
請求項 12 に記載の画像処理装置。

【請求項 14】

前記特定の波長帯域は、インドシアニンググリーン（ICG）注射後の励起光観察に用いられる励起光の波長帯域であり、
前記検出部は、前記特殊光画像に基づいて生成された第 1 の 3 次元情報に基づいて、重なりがある血管同士の位置関係、癌組織とつながりのある血管、または癌の可能性のある領域を検出する
請求項 1 または 2 に記載の画像処理装置。

40

【請求項 15】

重なり合う血管ごとに輝度または色を変えた画像、または癌の可能性のある領域を強調した画像を生成する画像生成部をさらに備える
請求項 14 に記載の画像処理装置。

【請求項 16】

50

前記特定の波長帯域は、青色光であり、

前記検出部は、前記青色光による3次元画像から、所定の位置の奥行き情報を生成し、前記青色光による2次元画像から、腫瘍の平面方向の大きさを推定し、その推定値と、前記奥行き情報を乗算することで得られる前記腫瘍の体積を検出する

請求項1または2に記載の画像処理装置。

【請求項17】

前記体積が大きい前記腫瘍を強調表示した画像を生成する画像生成部をさらに備える

請求項16に記載の画像処理装置。

【請求項18】

前記特殊光画像取得部は、前記通常光画像から、前記特定の波長帯域における情報を有する特殊光画像を生成する

請求項1または2に記載の画像処理装置。

【請求項19】

前記特殊光画像及び前記通常光画像は、それぞれステレオ画像であり、

前記第1の3次元情報及び前記第2の3次元情報は、それぞれの前記ステレオ画像から生成される

請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項20】

画像処理装置の画像処理方法において、

前記画像処理装置が、

特定の波長帯域における情報を有する特殊光画像を取得し、

白色光の波長帯域における情報を有する通常光画像を取得し、

前記特殊光画像に基づいて生成された第1の3次元情報と前記通常光画像に基づいて生成された第2の3次元情報との深さ方向の差分に基づいて、生体内の所定の部位の前記深さ方向の位置情報を検出する

画像処理方法。

【請求項21】

特定の波長帯域における情報を有する特殊光画像を取得し、

白色光の波長帯域における情報を有する通常光画像を取得し、

前記特殊光画像に基づいて生成された第1の3次元情報と前記通常光画像に基づいて生成された第2の3次元情報との深さ方向の差分に基づいて、生体内の所定の部位の前記深さ方向の位置情報を検出する

処理をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本技術は、画像処理装置、画像処理方法、並びにプログラムに関する。詳しくは、内視鏡などの被写体の体腔内を撮影し、体腔内の情報を得る装置に適用して好適な画像処理装置、画像処理方法、並びにプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

体腔内の組織に対して回転フィルタを用いてR1、G1、B1の3色の光を順次照射し、それらの反射光画像から作成した画像（通常光画像）を用いて診断を行う面順次式の内視鏡システムが広く使用されている。さらに、体腔内の組織に対して前述の3色の光とは特性が異なる2種類の狭帯域光G2とB2を順次照射し、それらの反射光画像から作成した狭帯域光画像を用いて診断を行う内視鏡システムが提案されている（例えば特許文献1）。

【0003】

狭帯域光画像を取得する内視鏡システムを用いて診断を行うことで、例えば通常光画像による視認が困難な扁平上皮癌等の病変部が、正常部とは異なる褐色の領域として描出さ

10

20

30

40

50

れる。そのため、病変部の発見が容易になることが知られている。

【0004】

また、体腔内の組織に対して狭帯域の励起光を照射し、励起光により組織から発生する自家蛍光もしくは薬剤蛍光を取得して作成した蛍光画像を用いて診断を行う内視鏡システムが提案されている（例えば特許文献2）。

【0005】

蛍光画像を取得する内視鏡システムを用いて診断を行う場合は、腫瘍等の病変部に特異的に集積する性質を持つ蛍光薬剤を使用することで、腫瘍等の病変部だけが蛍光を発生することになり、発見が容易になる。

【0006】

しかしながら、これらの狭帯域光画像や蛍光画像（これらを合わせて特殊光画像と呼ぶ）は、一般的に通常光画像と比較してかなり異なる色みを有している。さらに照明光が不足するため非常に暗い画像となるため、特殊光画像のみを用いて診断を行うことは難しい。このような理由から、ユーザの診断精度を向上するために、例えば通常光画像と特殊光画像を同時に取得して表示することが考えられる。しかし、これらの画像を並べて同時に表示すると、ユーザが常時複数の画像に注目しながら診断を行うこととなりユーザの負荷が高くなる。また、一時的に1つの画像のみに注目してしまうことで病変部を見逃すことも考えられる。

【0007】

そこで、特許文献3では、白色光の波長領域に対応する第1の画像と特定の波長領域に対応する第2の画像を取得して、第2の画像内の被写体像の種類を判別し、種類に基づいて第1の画像に強調処理を施すことで、ユーザの負荷を低減しながら病変部の見逃しを防止することについての提案がなされている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2006-68113号公報

【特許文献2】特開2007-229053号公報

【特許文献3】特開2011-135983号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

特許文献1乃至3を含む従来手法では、2D画像による平面的な画像より得られる特徴量に基づいた特徴検出が行われている。よって、被写体物の立体的な構造や、物体間、例えば血管間の立体的な位置関係の情報は得られづらく、被写体像の種類判別や特徴検出を行うことが困難である場合があった。

【0010】

本技術は、このような状況に鑑みてなされたものであり、奥行き情報を用いることで、立体的な構造や物体間の位置関係の情報を得られやすくすることができるようにするものである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本技術の一側面の画像処理装置は、特定の波長帯域における情報を有する特殊光画像を取得する特殊光画像取得部と、白色光の波長帯域における情報を有する通常光画像を取得する通常光画像取得部と、前記特殊光画像に基づいて生成された第1の3次元情報と前記通常光画像に基づいて生成された第2の3次元情報との深さ方向の差分に基づいて、生体内の所定の部位の前記深さ方向の位置情報を検出する検出部とを備える。

【0012】

内視鏡システムまたは顕微鏡システムの一部を構成するようにすることができる。

【0013】

前記特定の波長帯域は、赤外光であり、前記検出部は、前記所定の部位として、出血点を検出することができる。

【0014】

前記特殊光画像または前記通常光画像に、前記出血点を表す所定のマーク、またはテキストを重ねた画像を生成する画像生成部をさらに備えるようにすることができる。

前記検出部は、前記第1の3次元情報と前記第2の3次元情報の深さ方向の差分が所定の閾値より大きい場合に、前記所定の部位として前記出血点があると検出するようにすることができる。

【0015】

前記特定の波長帯域は、偏光であり、前記検出部は、前記所定の部位として、透明膜の膜厚を検出することができる。

【0016】

前記特殊光画像または前記通常光画像に、前記透明膜の膜厚を表す数値、または膜厚に応じたグラデーション画像を重ねた画像を生成する画像生成部をさらに備えるようにすることができる。

【0017】

前記特定の波長帯域は、赤外光であり、前記検出部は、前記所定の部位として、ミストを検出することができる。

【0018】

前記特殊光画像または前記通常光画像に、前記ミストがあることを知らせる警告表示、または前記ミストを表す色を重ねた画像を生成する画像生成部をさらに備えるようにすることができる。

【0019】

前記画像生成部は、画像全体に占める前記ミストが検出された領域の割合が大きい場合、前記特殊光画像を表示する、または、前記ミストを除去する画像処理が施された画像を生成するようにすることができる。

前記検出部は、前記第1の3次元情報と前記第2の3次元情報の深さ方向の差分が所定の閾値より大きい場合に、前記所定の部位として前記ミストがあると検出するようにすることができる。

【0020】

前記特定の波長帯域は、第1の波長と、前記第1の波長とは異なる第2の波長であり、前記検出部は、前記第1の波長における情報を有する特殊光画像と、前記第2の波長における情報を有する特殊光画像との深さ方向の差分に基づいて、血管の深さ方向における位置情報を検出することができる。

【0021】

前記血管の深さ方向における位置情報を用いて、深い位置にある動脈の反射率を補正した画像を生成する画像生成部をさらに備えるようにすることができる。

【0022】

前記特定の波長帯域は、インドシアニングリーン（ICG）注射後の励起光観察に用いられる励起光の波長帯域であり、前記検出部は、前記特殊光画像に基づいて生成された第1の3次元情報に基づいて、重なりがある血管同士の位置関係、癌組織とつながりのある血管、または癌の可能性のある領域を検出するようにすることができる。

【0023】

重なり合う血管ごとに輝度または色を変えた画像、または癌の可能性のある領域を強調した画像を生成する画像生成部をさらに備えることができる。

【0024】

前記特定の波長帯域は、青色光であり、前記検出部は、前記青色光による3次元画像から、所定の位置の奥行き情報を生成し、前記青色光による2次元画像から、腫瘍の平面方向の大きさを推定し、その推定値と、前記奥行き情報を乗算することで得られる前記腫瘍の体積を検出することができる。

10

20

30

40

50

【0025】

前記体積が大きい前記腫瘍を強調表示した画像を生成する画像生成部をさらに備えるようにすることができる。

【0026】

前記特殊光画像取得部は、前記通常光画像から、前記特定の波長帯域における情報を有する特殊光画像を生成することができる。

前記特殊光画像及び前記通常光画像は、それぞれステレオ画像であり、前記第1の3次元情報及び前記第2の3次元情報は、それぞれの前記ステレオ画像から生成されるようにすることができる。

【0027】

本技術の一側面の画像処理方法は、画像処理装置の画像処理方法において、前記画像処理装置が、特定の波長帯域における情報を有する特殊光画像を取得し、白色光の波長帯域における情報を有する通常光画像を取得し、前記特殊光画像に基づいて生成された第1の3次元情報と前記通常光画像に基づいて生成された第2の3次元情報との深さ方向の差分に基づいて、生体内の所定の部位の前記深さ方向の位置情報を検出する。

【0028】

本技術の一側面のプログラムは、特定の波長帯域における情報を有する特殊光画像を取得し、白色光の波長帯域における情報を有する通常光画像を取得し、前記特殊光画像に基づいて生成された第1の3次元情報と前記通常光画像に基づいて生成された第2の3次元情報との深さ方向の差分に基づいて、生体内の所定の部位の前記深さ方向の位置情報を検出する処理をコンピュータに実行させる。

【0029】

本技術の一側面の画像処理装置、画像処理方法、およびプログラムにおいては、特定の波長帯域における情報を有する特殊光画像が取得され、白色光の波長帯域における情報を有する通常光画像が取得され、特殊光画像に基づいて生成された第1の3次元情報と通常光画像に基づいて生成された第2の3次元情報との深さ方向の差分に基づいて、生体内の所定の部位の深さ方向の位置情報が検出される。

【発明の効果】

【0030】

本技術の一側面によれば、奥行き情報を用いることで、立体的な構造や物体間の位置関係の情報を得られやすくなることができる。

【0031】

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】

【0032】

【図1】本技術を適用した画像処理装置の一実施の形態の構成を示す図である。

【図2】本技術を適用した画像処理装置の一実施の形態の他の構成を示す図である。

【図3】本技術を適用した画像処理装置の一実施の形態のさらに他の構成を示す図である。

【図4】画像処理装置の処理について説明するためフローチャートである。

【図5】出血位置を検出する原理について説明するための図である。

【図6】出血位置を検出するときの画像処理装置の処理について説明するためのフローチャートである。

【図7】透明膜を検出する原理について説明するための図である。

【図8】透明膜を検出するときの画像処理装置の処理について説明するためのフローチャートである。

【図9】ミストを検出する原理について説明するための図である。

【図10】ミストを検出するときの画像処理装置の処理について説明するためのフローチャートである。

10

20

30

40

50

【図 1 1】 2 次元画像における動脈と静脈の位置関係について説明するための図である。

【図 1 2】 ヘモグロビンの反射率について説明するための図である。

【図 1 3】 動脈、静脈を検出する原理について説明するための図である。

【図 1 4】 動脈、静脈を検出するときの画像処理装置の処理について説明するためのフローチャートである。

【図 1 5】 血管の重なるの判断について説明するための図である。

【図 1 6】 血管の位置関係を考慮した画像例である。

【図 1 7】 血管の重なりを検出するときの画像処理装置の処理について説明するためのフローチャートである。

【図 1 8】 腫瘍の体積を検出する原理について説明するための図である。

10

【図 1 9】 腫瘍の体積を検出するときの画像処理装置の処理について説明するためのフローチャートである。

【図 2 0】 記録媒体について説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0033】

以下に、本技術を実施するための形態（以下、実施の形態という）について説明する。なお、説明は、以下の順序で行う。

1. 画像処理装置の構成
2. 画像処理装置の動作
3. 出血位置の検出への適用
4. 透明膜厚の検出への適用
5. ミストの検出への適用
6. 動脈、静脈の検出への適用
7. 血管の重なり具合の検出への適用
8. 腫瘍の検出への適用
9. 記録媒体について

20

【0034】

＜画像処理装置の構成＞

図 1 は、本技術を適用した画像処理装置を含む画像処理システムの一実施の形態の構成を示す図である。本技術を適用した画像処理装置 101 は、内視鏡システムや顕微鏡システムなどの一部を構成する装置に適用でき、被写体の体腔内などを撮像した画像を処理する装置に適用できる。

30

【0035】

画像処理装置 101 は、撮像部 102 で撮像された画像を処理し、処理した画像を表示部 103 に出力する。表示部 103 は、ディスプレイを含む構成とされ、画像処理装置 101 で処理された画像を表示する。

【0036】

図 1 には、画像処理装置 101、撮像部 102、表示部 103 をそれぞれ別体で示したが、画像処理装置 101 に、撮像部 102 の一部または全てが含まれていたり、表示部 103 の一部または全てが含まれていたりする構成とすることも可能である。

40

【0037】

画像処理装置 101 は、通常光画像取得部 121、特殊光画像取得部 122、3D 画像取得部 123、奥行き情報生成部 124、注目部位検出部 125、および画像生成部 126 を含む構成とされている。

【0038】

撮像部 102 は、通常光画像撮像部 141、特殊光画像撮像部 142、3D 画像撮像部 143 を含む構成とされている。

【0039】

図 1 に示した画像処理システムは、上記したように、内視鏡システムに適用できる。図 1 に示した画像処理システムを内視鏡システムに適用した場合、撮像部 102 は、被写体

50

の体腔への挿入が可能な形状とされている。

【0040】

例えば、撮像部102は、体腔への挿入を可能にするため、細長くかつ湾曲可能に形成されている。また撮像部102は、着脱可能な構造とされており、観察する部位によって異なる撮像部が用いられるように構成されている。一般に内視鏡分野において、撮像部102はスコープと呼ばれており、具体的に用いられるスコープとしては、上部消化器用スコープや下部消化器用スコープ等が挙げられる。

【0041】

また撮像部102は、暗い部分を撮像することを想定し、図示はしていないが、光源部を有する。光源として、通常光を用い、その通常光の照射を受けた部分を、通常光画像撮像部141は撮影する。光源として、特殊光を用い、その特殊光の照射を受けた部分を、特殊光画像撮像部142は撮影する。または、特殊光画像撮像部142は、通常光を照射し、その通常光の照射を受けた部分からの光のうち、特定色の色フィルタを透過してきた画像を撮像する。

10

【0042】

3D画像撮像部143は、通常光および特殊光の少なくとも一方の光が照射された部分を撮像するとともに、その撮像された画像は、立体画像（3D画像）であることを特徴とする。

【0043】

なお図1に示した特殊光画像撮像部142を設けずに、図2に示し、後述するように、通常光画像撮像部141で撮像された画像から特殊光画像を生成することも可能である。また、特殊光として用いられるのは、赤外光（IR）や、狭帯域波長光である。

20

【0044】

図1に示した3D画像撮像部143は、通常光画像撮像部141と特殊光画像撮像部142と別に設けられている例を示したが、図3を参照して後述するように、通常光画像撮像部141と特殊光画像撮像部142のそれぞれが、3D画像を撮像する構成とすることも可能である。

【0045】

画像処理装置101の通常光画像取得部121は、通常光画像撮像部141で撮像された画像の画像データを取得する。なお、通常光画像取得部121には、図示していないA/D変換部（アナログデジタル変換部）が備えられ、アナログの画像信号をデジタルの画像信号に変換することで、画像データを取得する構成とすることも可能であるし、通常光画像撮像部141からデジタルの画像データを取得する構成とすることも可能である。

30

【0046】

同様に、画像処理装置101の特殊光画像取得部122は、特殊光画像撮像部142で撮像された画像の画像データを取得する。以下の説明において、特殊光画像取得部122で取得される画像は、特定光画像と記述する。また通常光画像取得部121で取得される画像は、通常光画像と記述し、3D画像取得部123で取得される画像は、3D画像と記述する。

【0047】

画像処理装置101の奥行き情報生成部124は、3D画像取得部123で取得された3D画像から、奥行き情報を生成する。注目部位検出部125は、奥行き情報生成部124から供給される奥行き情報と、特殊光画像取得部122から供給される特殊光画像を用いて、所定の部位の検出を行う。

40

【0048】

例えば、注目部位検出部125は、所定の膜の膜厚、血管の位置関係、例えば、手前にある血管と奥にある血管といった情報を生成する。なお、奥行き情報の用い方、生成される情報等については、具体例を挙げ、後述する。

【0049】

画像生成部126は、通常光画像取得部121から供給される通常光画像、特殊光画像

50

取得部 1 2 2 から供給される特殊光画像、3 D 画像取得部 1 2 3 から供給される 3 D 画像、および注目部位検出部 1 2 5 で検出された注目部位に関する情報を用いて、ユーザに提供する画像を生成する。

【0050】

例えば、通常光画像上に、注目部位に関する情報、例えば、膜厚の数値が重畳された画像が生成される。このように、膜厚の数値といった、視覚的に認識できる情報を、通常光画像、特殊光画像、3 D 画像といった画像上に表示することで、ユーザは、通常光画像、特殊光画像、3 D 画像を見ただけでは得られない情報を得られるようになり、使い勝手が向上することは明らかである。

【0051】

図 2 は、本技術を適用した画像処理装置を含む画像処理システムの一実施の形態の他の構成を示す図である。図 2 に示した画像処理システムのうち、図 1 に示した画像処理システムと同様な構成を有する部分には、同様の符号を付し、その部分の説明は適宜省略し、異なる部分について説明を加える。

【0052】

図 2 に示した画像処理システムも、画像処理装置 2 0 1、撮像部 2 0 2、および表示部 1 0 3 から構成されている。画像処理装置 2 0 1 は、図 1 に示した画像処理装置 1 0 1 と同じ構成とされているが、特殊光画像取得部 2 2 2 が、撮像部 2 0 2 の通常光画像撮像部 1 4 1 からの通常光画像を取得する構成とされている点異なる。

【0053】

撮像部 2 0 2 は、通常光画像撮像部 1 4 1 と 3 D 画像撮像部 1 4 3 を含む構成とされている。図 2 に示した撮像部 2 0 2 は、図 1 に示した撮像部 1 0 2 と異なり、特殊光画像撮像部 1 4 2 を有さない構成とされている。

【0054】

画像処理装置 2 0 1 の特殊光画像取得部 2 2 2 は、通常光画像撮像部 1 4 1 から通常光画像の供給を受ける。なおここでは、通常光画像撮像部 1 4 1 から通常光画像の供給を受けるとして説明を続けるが、通常光画像取得部 1 2 1 で通常光画像撮像部 1 4 1 から取得された通常光画像の供給を受ける構成とすることも可能である。

【0055】

特殊光画像取得部 2 2 2 は、通常光画像から特殊光画像を生成する機能を有する。特殊光画像は、所定の帯域の光により撮像された画像、例えば、青色の光が照射されたときに、青色の光に反応した部分を撮像した画像である。特殊光画像取得部 2 2 2 は、通常光画像から青色の成分の画像を抽出し、特殊光画像を生成する。

【0056】

図 2 に示した画像処理システムは、このように、通常光画像から特殊光画像を取得する構成とされている。

【0057】

図 3 は、本技術を適用した画像処理装置を含む画像処理システムの一実施の形態のさらに他の構成を示す図である。図 3 に示した画像処理システムのうち、図 1 に示した画像処理システムと同様な構成を有する部分には、同様の符号を付し、その部分の説明は適宜省略し、異なる部分について説明を加える。

【0058】

図 3 に示した画像処理システムの撮像部 3 0 2 は、通常光 3 D 画像撮像部 3 4 1 と特殊光 3 D 画像撮像部 3 4 2 を含む構成とされている。通常光 3 D 画像撮像部 3 4 1 は、通常光下で得られる通常光 3 D 画像を撮像し、特殊光 3 D 画像撮像部 3 4 2 は、特殊光下で得られる特殊光 3 D 画像を撮像する。

【0059】

画像処理装置 3 0 1 の通常光画像取得部 3 2 1 は、通常光 3 D 画像撮像部 3 4 1 で撮像された通常光 3 D 画像を取得する。通常光画像取得部 3 2 1 は、取得された通常光 3 D 画像から 2 D 画像を生成する構成とし、生成した 2 D の通常光画像を、画像生成部 1 2 6 に

10

20

30

40

50

供給する構成とすることも可能であるし、通常光 3 D 画像を、そのままユーザに通常光 3 D 画像として提示するために、画像生成部 1 2 6 に通常光 3 D 画像を供給する構成とすることも可能である。

【0060】

画像処理装置 3 0 1 の特殊光画像取得部 3 2 2 は、特殊光 3 D 画像撮像部 3 4 2 で撮像された特殊光 3 D 画像を取得する。特殊光画像取得部 3 2 2 は、取得された特殊光 3 D 画像から 2 D 画像を生成する構成とし、生成した 2 D の特殊光画像を、画像生成部 1 2 6 に供給する構成とすることも可能であるし、特殊光 3 D 画像を、そのままユーザに特殊光 3 D 画像として提示するために、画像生成部 1 2 6 に特殊光 3 D 画像を供給する構成とすることも可能である。

10

【0061】

3 D 画像取得部 3 2 3 は、通常光 3 D 画像撮像部 3 4 1 からの通常光 3 D 画像と特殊光 3 D 画像撮像部 3 4 2 からの特殊光 3 D 画像を取得する。奥行き情報生成部 1 2 4 は、注目部位検出部 1 2 5 で何を検出するかにより、取得された通常光 3 D 画像および特殊光 3 D 画像から、奥行き情報を生成する。

【0062】

なお、図 1 乃至図 3 に示した各画像処理装置において、通常光画像、特殊光画像、3 D 画像のうち、どの画像を、表示部 1 0 3 に表示するかは、ユーザにより選択されるようにしても良い。また、図示はしていないが、画像処理装置には、そのようなユーザからの指示を受け付ける操作部も備えられている。

20

【0063】

ここで示した画像処理装置の構成は一例であり、限定を示すものではない。例えば、図 3 に示した画像処理装置 3 0 1 において、図 2 に示した画像処理装置 2 0 1 と同じく、通常光画像から特殊光画像を生成する構成とすることも可能である。そのような構成とした場合、撮像部 3 0 2 の通常光 3 D 画像撮像部 3 4 1 から、画像処理装置 3 0 1 の特殊光画像取得部 3 2 2 に通常光 3 D 画像が供給される構成とすることも可能である。

【0064】

すなわち、上記したように、特定の波長帯域における情報を有する特殊光画像は、特定の波長帯域の光が用いられて撮像された特殊光画像が取得されるように構成しても良いし、通常光（白色光）の波長帯域の光が用いられて撮像された通常光画像から、特定の波長帯域における情報を抽出することで、特殊光画像が取得されるように構成することも可能である。

30

【0065】

また、3 次元画像も、ステレオ撮影が行われることで、3 次元画像が取得されるようにしても良いし、2 次元画像を取得し、その 2 次元画像を 3 次元画像に変換することで、3 次元画像が取得されるように構成することも可能である。

【0066】

次に、図 1 乃至図 3 に示した画像処理装置において実行される処理について説明する。まず図 4 のフローチャートを参照し、図 1 乃至図 3 に示した画像処理装置の処理の概略について説明し、その後、検出する部位の具体例を挙げた説明を行う。

40

【0067】

<画像処理装置の動作>

図 4 のフローチャートを参照し、画像処理装置の処理の概略について説明する。ここでは、図 3 に示した画像処理装置 3 0 1 を例にあげて説明を行うが、図 1 に示した画像処理装置 1 0 1、図 2 に示した画像処理装置 2 0 1 においても、基本的に同様に処理が行われる。

【0068】

ステップ S 1 0 1 において、3 D 画像取得部 3 2 3 は、通常光 3 D 画像撮像部 3 4 1 から通常光 3 D 画像を取得し、特殊光 3 D 画像撮像部 3 4 2 から特殊光 3 D 画像を取得する。ステップ S 1 0 2 において、奥行き情報生成部 1 2 4 は、3 D 画像取得部 3 2 3 により

50

取得された3D画像から奥行き情報を生成する。3D画像の所定の位置における座標、特に深さ方向の座標を用いて、奥行き情報が生成される。

【0069】

ステップS103において、注目部位検出部125は、奥行き情報や、特殊光画像取得部322で取得された特殊光画像を用いて、所定の部位、例えば、血管や腫瘍などを検出する。ステップS104において、画像生成部126は、検出された部位をユーザに明示するような画像を生成し、表示部103に出力する。

【0070】

このように、本技術を適用した画像処理装置は、検出したい部位を検出するときに、3D画像から得られる奥行き情報も用いることで、より詳細な部位の検出を行うことができる。また、奥行き情報をユーザに提示することも可能となるため、例えば血管の位置情報などをより詳細に提示することが可能となる。

10

【0071】

＜出血位置の検出への適用＞

次に、検出する部位として出血している部位を検出する場合を具体例として上げ、画像処理装置301の処理について説明を加える。まず図5を参照して、出血位置を検出するときの原理について説明する。

【0072】

図5中、下側に、肉表面501を示す。出血のために、肉表面501上に血溜まりができています。この血溜まりの表面を血液表面502とする。血溜まりのうち、出血している箇所は、他の血溜まりよりも盛り上がっていると考えられる。仮に、肉表面501が平面であるとすると、図5に示すように、出血点P1は、他の部分よりも盛り上がっていると考えられる。

20

【0073】

実施には、肉表面501は、平面ではなく、凹凸がある可能性が高いが、肉表面501と血液表面502との差分、換言すれば、血溜まりの厚さは、出血点P1で厚くなっている。そこで、肉表面501の3次元画像と、血液表面502の3次元画像を取得し、各位置における血溜まりの厚さを、肉表面501の3次元画像と血液表面502の3次元画像との差分を算出することで測定し、その厚さが一定の厚さ以上であれば、その位置は出血点であると検出できる。

30

【0074】

肉表面501と血液表面502を撮像するとき、IR（infrared：赤外光）を撮影時の光として用いた場合、赤外光は、血液表面502を通過し、肉表面501まで達する。このような特性を利用し、赤外光を用いてステレオ撮影することで、肉表面501の3次元画像が取得される。

【0075】

一方で、白色光（white light）を撮影時の光として用いた場合、白色光は、血液表面502を通過せず、血液表面502で反射されて戻ってくる。このような特性を利用し、白色線を用いてステレオ撮影することで、血液表面502の3次元画像が取得される。

【0076】

40

撮像部302（図3）の通常光3D画像撮像部341で、白色光を用いた撮影を行うことで、血液表面502の3次元画像が取得され、特殊光3D画像撮像部342で、赤外光を用いた撮影を行うことで、肉表面501の3次元画像が取得される。この2枚の画像の差分を取ることで、各点における血溜まりの厚み情報が得られる。

【0077】

図5を参照するに、点P2において、赤外光（IR）を用いて撮像された肉表面501までの深さを深さIR_depthとし、白色光（WL）を用いて撮像された血液表面502までの深さを深さWL_depthとする。このとき、点P2における血溜まりの厚さs_depthは、以下の式（1）で表すことができる。

$$\text{厚さ}s_depth = \text{深さ}IR_depth - \text{深さ}WL_depth \quad \cdots (1)$$

50

【0078】

このような演算で求められる深さWL_depthが所定の閾値以上のとき血液の厚みが大きいことになるため、出血位置であるとして検出することができる。このように、閾値以上のときに出血位置であるとして判断することで、複数の出血位置があったようなときにも対応することができる。

【0079】

例えば、測定値が最も大きな位置を出血位置であるとした場合、1箇所しか検出できないが、閾値以上としておけば、複数の出血位置があるような場合でも、それぞれ出血位置であると判断することが可能となる。

【0080】

このような処理を行う画像処理装置301（図3）の動作について、図6のフローチャートを参照して説明する。

【0081】

ステップS201において、通常光画像の3D画像が取得される。この場合、撮像部302の通常光3D画像撮像部341により、白色光による撮像が行われることで、通常光画像の3D画像が取得され、3D画像取得部323に供給される。

【0082】

ステップS202において、特殊光画像の3D画像が取得される。この場合、撮像部302の特殊光3D画像撮像部342により、赤外光による撮像が行われることで、特殊光画像の3D画像が取得され、3D画像取得部323に供給される。

【0083】

ステップS203において、奥行き情報生成部124により、奥行き差分が算出される。この奥行き差分の算出は、上式（1）による演算が行われることにより行われ、3D画像の深さ方向の座標を用いることで行われる。この演算は、取得された画像内や、血溜まりがあると判断される領域内の全ての点（画素）毎に、演算が実行され、血液の厚み情報が生成されるようにしても良いし、取得された画像を所定の大きさの領域に分割し、領域毎に、演算が実行され、血液の厚み情報が生成されるようにしても良い。

【0084】

ステップS204において、ステップS203で算出された差分値は、閾値以上であるか否かが判断される。この判断は、奥行き情報生成部124が判断し、その判断結果を、注目部位検出部125に供給するようにしても良いし、注目部位検出部125が、奥行き情報生成部124で生成された奥行き情報（差分値）の供給を受け、判断するようにしても良い。

【0085】

ステップS204において、差分値が閾値以上であると判断された場合、ステップS205に処理が進められる。ステップS205において、その時点で処理対象とされている点は、出血点であるとして設定される。出血点として設定された点は、ユーザに提供される画像内で、一意に他の血溜まりの部分とは区別がつくような表示、例えば出血点を所定のマークで表示したり、出血点であることを示すテキスト表示がされたりする。また、そのような表示は、通常光画像や特殊光画像上に重畳されて表示されるようにしても良い。さらに、重畳される画像は、3D画像であっても良い。

【0086】

一方、ステップS204において、差分値が閾値以上ではないと判断された場合、ステップS206に処理が進められる。ステップS206において、その時点で処理対象とされている点は、出血点以外の血溜まりであるとして設定される。

【0087】

このようにして、2枚の3次元画像の差分値を求め、その差分値から、出血点を検出することができる。検出された出血点に関する情報は、ユーザに提示されるため、ユーザは、撮像された画像を見ただけではわかりづらい出血点を、情報を閲覧することで認識することができる。

10

20

30

40

50

【0088】

＜透明膜厚の検出への適用＞

次に、検出する部位として透明膜を検出する場合を具体例として上げ、画像処理装置 301 の処理について説明を加える。まず図 7 を参照して、透明膜を検出するときの原理について説明する。

【0089】

図 7 中、下側に、肉表面 601 を示す。肉表面 601 上に、所定の厚さを有する透明膜 603 が位置している。この透明膜 603 の表面を透明膜表面 602 とする。透明膜は、通常光（白色光）では撮影しづらく、ユーザは、白色光で撮影された画像を見ても、そこに透明膜があるか否かを判断しづらい。

10

【0090】

しかしながら、透明膜を切って、肉表面 601 に達する必要がある場合もある。そのようなとき、ユーザに透明膜の厚さを提示できれば、どの程度切れば良いかわかりやすくなり、内視鏡や顕微鏡などの画像処理装置 301 を適用した装置の使い勝手を向上させることができる。

【0091】

透明膜表面 602 は、偏光撮影により撮影することができる。図 7 に示すように、偏光 P は、透明膜表面 602 で反射されるため、その反射光を撮像することで、透明膜表面 602 を撮像することができる。肉表面 601 は、白色光（WL）を用いて撮像することで、撮像することができる。

20

【0092】

撮像部 302（図 3）の通常光 3D 画像撮像部 341 で、白色光を用いたステレオ撮影を行うことで、肉表面 601 の 3 次元画像が取得され、特殊光 3D 画像撮像部 342 で、偏光を用いたステレオ撮影を行うことで、透明膜表面 602 の 3 次元画像が取得される。この 2 枚の画像の差分を取ることで、各点における透明膜 603 の厚み情報が得られる。

【0093】

図 7 を参照するに、点 P1 において、白色光（WL）を用いて撮像された肉表面 601 までの深さを深さ WL_depth とし、偏光（P）を用いて撮像された透明膜表面 602 までの深さを深さ P_depth とする。このとき、点 P1 における透明膜 603 の膜厚 f_depth は、以下の式（2）で表すことができる。

30

$$\text{膜厚 } f_depth = \text{深さ } WL_depth - \text{深さ } P_depth \quad \cdots (2)$$

【0094】

このような演算で求められる膜厚 f_depth が透明膜の厚みとされる。このような処理を行う画像処理装置 301（図 3）の動作について、図 8 のフローチャートを参照して説明する。

【0095】

ステップ S301 において、通常光画像の 3D 画像が取得される。この場合、撮像部 302 の通常光 3D 画像撮像部 341 により、白色光によるステレオ撮影が行われることで、通常光画像の 3D 画像が取得され、3D 画像取得部 323 に供給される。

【0096】

ステップ S302 において、特殊光画像の 3D 画像が取得される。この場合、撮像部 302 の特殊光 3D 画像撮像部 342 により、偏光ステレオ撮影が行われることで、特殊光画像の 3D 画像が取得され、3D 画像取得部 323 に供給される。

40

【0097】

ステップ S303 において、奥行き情報生成部 124 により、奥行き差分が算出される。この奥行き差分は、上式（2）による演算が行われることで算出され、3D 画像の深さ方向の座標が用いられて算出される。ステップ S303 で算出された差分値は、透明膜 603 の膜厚として設定される。

【0098】

このようにして透明膜の膜厚が検出される。式（2）を演算した結果、差分値が 0 であ

50

る場合、または所定の閾値より小さい場合、透明膜はないと判断できる。すなわち、差分値が所定の閾値以上であるか否かの判断を行うようにすれば、透明膜 603 の有無を検出することもできる。

【0099】

このようにして検出された透明膜の膜厚は、ユーザに提供される画像内で、数値やグラデーションなどの色情報として表示され、ユーザが一見して透明膜の有無、透明膜の膜厚を認識できる表示とされる。そのような表示は、通常光画像や特殊光画像上に重畳されて表示されるようにしても良い。さらに、重畳される画像は、3D画像であっても良い。

【0100】

例えば、予め設定されている位置、例えば、画面の中央部分、一定間隔の格子点位置などに、膜厚の数値が表示されるようにしても良い。また、膜厚により色を変化させ、通常光画像に重畳するような表示がなされるようにしても良い。また、ユーザがポインタやマウスなどの操作部を操作して指示した位置に、膜厚の数値が表示されるようにしても良い。

【0101】

このようにして、2枚の3次元画像からの差分値が求められ、その差分値から、透明膜、および透明膜の膜厚を検出することができる。検出された透明膜に関する情報は、ユーザに提示されるため、ユーザは、撮像された通常光画像を見ただけではわかりづらい透明膜を、情報を閲覧することで認識することができる。透明膜の膜厚が認識できると、メスを入れる感覚をつかみやすくなり、肉組織を誤って傷つけてしまうようなことを防ぐことが可能となる。

【0102】

＜ミストの検出への適用＞

次に、検出する部位としてミストを検出する場合を具体例として上げ、画像処理装置 301 の処理について説明を加える。まず図9を参照して、ミストを検出するときの原理について説明する。

【0103】

図9中、下側に、肉表面 701 を示す。肉表面 701 上に、所定の厚さを有するミスト 703 が位置している。このミスト 703 の表面をミスト表面 702 とする。通常光（白色光）で撮像すると、ミスト成分は、反射され、白い点となって撮像される。また、肉表面 701 の構造から引き起こされるテカリやギラツキも、白い点となって見えることがある。これらミストやテカリなどは、通常光で撮像された画像からでは判別しづらい。

【0104】

肉表面 701 は、赤外光撮影により撮影することができる。図9に示すように、赤外光 IR は、ミスト表面 702 を通過し、肉表面 701 で反射されるため、その反射光を撮像することで、肉表面 701 を撮像することができる。ミスト表面 702 は、白色光（WL）を用いて撮像することで、撮像することができる。

【0105】

撮像部 302（図3）の通常光3D画像撮像部 341 で、白色光を用いたステレオ撮影を行うことで、ミスト表面 702 の3次元画像が取得され、特殊光3D画像撮像部 342 で、赤外光を用いたステレオ撮影を行うことで、肉表面 701 の3次元画像が取得される。この2枚の画像の差分を取ることで、各点におけるミスト 703 の厚み情報が得られる。

【0106】

図9を参照するに、点 P1 において、白色光（WL）を用いて撮像されたミスト表面 702 までの深さを深さ WL_depth とし、赤外光（IR）を用いて撮像された肉表面 701 までの深さを深さ IR_depth とする。このとき、点 P1 におけるミスト 703 の厚さ m_depth は、以下の式（3）で表すことができる。

$$\text{厚さ } m_depth = \text{深さ } IR_depth - \text{深さ } WL_depth \quad \cdots (3)$$

【0107】

このような演算で求められる厚さ m_depth が、所定の閾値 t_h 以上の場合、ミストがあると判断される。このような処理を行う画像処理装置301（図3）の動作について、図10のフローチャートを参照して説明する。

【0108】

ステップS401において、通常光画像の3D画像が取得される。この場合、撮像部302の通常光3D画像撮像部341により、白色光による撮像が行われることで、通常光画像の3D画像が取得され、3D画像取得部323に供給される。

【0109】

ステップS402において、特殊光画像の3D画像が取得される。この場合、撮像部302の特殊光3D画像撮像部342により、赤外光による撮像が行われることで、特殊光画像の3D画像が取得され、3D画像取得部323に供給される。

10

【0110】

ステップS403において、奥行き情報生成部124により、奥行き差分が算出される。この奥行き差分の算出は、上式（3）による演算が行われることにより行われ、3D画像の深さ方向の座標が用いられて行われる。

【0111】

ステップS404において、ステップS403で算出された差分値は、閾値以上であるか否かが判断される。この判断は、奥行き情報生成部124が判断し、その判断結果を、注目部位検出部125に供給するようにしても良いし、注目部位検出部125が、奥行き情報生成部124で生成せられた奥行き情報（差分値）の供給を受け、判断するようにしても良い。

20

【0112】

ステップS404において、差分値が閾値以上であると判断された場合、ステップS405に処理が進められる。ステップS405において、その時点で処理対象とされている点は、ミストであるとして設定される。なお、閾値は、肉表面701の凹凸を考慮した値に、所定の値を加算した値とされる。

【0113】

一方、ステップS404において、差分値が閾値以上ではないと判断された場合、ステップS406に処理が進められる。ステップS406において、その時点で処理対象とされている点は、ミストではないとして設定される。

30

【0114】

ミストが検出されたときには、ミストがあることをユーザに知らせるための警告表示が行われたり、ミストが検出された部分にミストを表す色を重畳した表示が行われたりする。そのような表示は、通常光画像や特殊光画像上に重畳されて表示されるようにしても良い。さらに、重畳される画像は、3D画像であっても良い。

【0115】

また、画像全体に占めるミストが検出された領域の割合が大きい場合、IR光源（赤外光）による白黒表示にすることで、ミストがない状態の肉表面701の画像がユーザに提供されるようにしても良い。また、ミストを除去する画像処理が施されるようにし、ミストが除去された画像がユーザに提供されるようにしても良い。このようにすることで、術野を保証し、手術ミスを予防することが可能となる。

40

【0116】

このようにして、2枚の3次元画像からの差分値を求め、その差分値から、ミストやテカリを検出することができる。検出されたミストに関する情報は、ユーザに提示されるため、ユーザは、撮像された画像を見ただけではわかりづらいミストの存在を、情報を閲覧することで認識することができる。

【0117】

＜動脈、静脈の検出への適用＞

次に、検出する部位として動脈や静脈を検出する場合を具体例として上げ、画像処理装置301の処理について説明を加える。まず図11を参照して、動脈や静脈を2次元の通

50

常光で撮像した画像について説明する。なおここでは、動脈と静脈を例にあげて説明を行うが、動脈や静脈の組み合わせに限定されるわけではなく、血管に対して本実施の形態は適用できる。

【0118】

図11Aは、表面801の下側に、静脈802と動脈803が深さ方向で同一の深さに位置している状態を示している。図11中、静脈は、斜線を入れた円で示し、動脈は、斜線を入れない円で示すとする。図11Bは、表面801の下側に、静脈802と動脈803が深さ方向で異なる深さに位置している状態を示している。

【0119】

図11Aおよび図11Bに示した状況を通常光で2次元画像として表面801側から撮影した場合、図11Cに示すような画像811が撮像される。画像811には、静脈822と動脈823が撮像されている。画像811は、2次元画像であるため、また、静脈822と動脈823との位置関係を表す情報などの表示はされていないため、静脈822と動脈823のどちらが深い位置にあるのかを読み取るのは困難である。

【0120】

図12は、酸素と結びついたヘモグロビン(HbO_2)と、酸素を離したヘモグロビン(Hb)における反射率を表すグラフである。図12に示したグラフにおいて、横軸は、照射する光の波長を表し、縦軸は、反射率を表す。

【0121】

図12に示したグラフから、酸素と結びついたヘモグロビン(HbO_2)と、酸素を離したヘモグロビン(Hb)とでは、波長による反射率の特性が異なることがわかる。動脈は、酸素と結びついたヘモグロビン(HbO_2)が流れ、静脈は、酸素を離したヘモグロビン(Hb)が流れる。

【0122】

動脈、静脈は、同じ深さにあって同じ程度の太さならば、反射率の違いで動脈は静脈より640[nm]付近以降の反射率が高くなり、より鮮明な赤になり、見分けがつく。しかしながら、図11Bに示したように、静脈が表面近くにいて、動脈が若干深い位置にあり、2つの血管の太さが同じ程度である場合、表面から通常光で観察すると、動脈に届く前に肉組織によって反射される光が多くなるため、静脈と同程度の明るさになってしまいがちで、深さが異なる2つの血管の静脈、動脈判別は困難である。

【0123】

静脈822であるか動脈823であるかは、深さ方向の位置関係からわかることもあるため、血管の深さ方向での位置関係は重要な情報となる。そこで、図13に示すように、異なる波長で撮影を行うことで、異なる深さの血管をそれぞれ撮影する。

【0124】

波長の異なる2つの光で、それぞれ3D画像の撮像が行われる。ここでは、第1の波長 λ_1 と第2の波長 λ_2 で撮像が行われるとする。波長が異なることで、肉組織内で到達する深さが異なる。第1の波長 λ_1 は、比較的浅い部分まで到達する波長であり、第2の波長 λ_2 は、比較的深い部分まで到達する波長であるとする。

【0125】

図13に示すように、表面801に近い位置に、静脈802が位置し、深い位置に動脈803が位置しているときに、撮像が行われた場合、第1の波長 λ_1 は、静脈802で反射され、第2の波長 λ_2 は、動脈803で反射される。すなわち、第1の波長 λ_1 でステレオ撮影されることで、静脈802に対する深さ情報である深さ λ_1_depth が取得され、第2の波長 λ_2 でステレオ撮影されることで、動脈803に対する深さ情報である深さ λ_2_depth が取得される。

【0126】

この2つの深さの差分を取ることで、2つの血管間の距離を得ることができる。

距離 $dif_depth = \text{深さ}\lambda_2_depth - \text{深さ}\lambda_1_depth \quad \cdots (4)$

【0127】

10

20

30

40

50

このようにして求められた血管間の距離情報を利用し、深い位置にある動脈の反射率を補正して表示することにより、動脈、静脈の判別ができる画像を得ることができる。

【0128】

このような処理を行う画像処理装置301（図3）の動作について、図14のフローチャートを参照して説明する。

【0129】

ステップS501において、第1の波長 λ_1 で撮像された3D画像が取得される。この場合、撮像部302の特殊光3D画像撮像部342により、第1の波長 λ_1 による撮像が行われることで、特殊光画像の3D画像が取得され、3D画像取得部323に供給される。

10

【0130】

ステップS502において、第2の波長 λ_2 で撮像された3D画像が取得される。この場合、撮像部302の特殊光3D画像撮像部342により、第2の波長 λ_2 による撮像が行われることで、特殊光画像の3D画像が取得され、3D画像取得部323に供給される。

【0131】

ステップS503において、奥行き情報生成部124により、奥行き差分が算出される。この奥行き差分の算出は、上式（4）による演算が行われることにより行われ、3D画像の深さ方向の座標が用いられて行われる。この算出された差分値は、血管間の距離とされる。

20

【0132】

このようにして算出された血管間の距離を用いて、深い位置にある動脈の反射率を補正して表示することにより、動脈、静脈の判別ができる画像を得ることができる。例えば、浅い位置にある血管を赤で表示し、その浅い位置にある血管よりも深い位置にあると、距離情報から判断できる血管は、少し黒い赤色で表示するなど、深さに応じた色付けがなされ、ユーザに深さに応じた血管の位置関係が一見してわかるような画像が提示される。

【0133】

このような画像は、通常光画像または特殊光画像上に重畳されることでユーザに提示されるようにしても良い。また、3D画像上に重畳されるようにしても良い。

【0134】

30

このようにして、2枚の3次元画像から差分値を求め、その差分値から、血管の位置関係（深さ情報）を検出することができる。検出された位置情報は、ユーザに提示されるため、ユーザは、撮像された画像を見ただけではわかりづらい血管の位置関係を、情報を閲覧することで認識することができる。

【0135】

＜血管の重なり具合の検出への適用＞

次に、検出する部位として血管の重なり具合を検出する場合を具体例として上げ、画像処理装置301の処理について説明を加える。まず図15を参照して、血管の重なり具合について説明する。

【0136】

40

インドシアニンググリーン（ICG）注射後の励起光観察により、粘膜深部や混濁した羊水中の胎盤血管等が観察できる。しかしながら、図15の左図のように、血管が複数重なっている部分では、血管の重なり方が判別しづらく、癌組織911につながり転移可能性がある血管の出口を誤って別の血管の出口と判断してしまう可能性がある。

【0137】

図15の左図では、血管901、血管902、血管903があるが、図中中央部で重なりがあるため、図15の右上図に示すように、血管がつながっているのか、または、図15の右下図に示すように血管がつながっているのか判断しづらい。

【0138】

図15の右上図では、血管901と血管904がつながり、血管902と血管905が

50

つながり、血管 903 と血管 906 がつながっていると判断されたときの状態を示している。このような判断に基づいた場合、癌組織 911 につながっている血管は、血管 903 と血管 906 になる。

【0139】

図 15 の右下図では、血管 901 と血管 904 がつながり、血管 902 と血管 906 がつながり、血管 903 と血管 905 がつながっていると判断されたときの状態を示している。このような判断に基づいた場合、癌組織 911 につながっている血管は、血管 903 と血管 905 になる。

【0140】

このように、重なり具合が正確に判断されないと、血管のつながりが誤って判断されてしまう可能性があるため、血管同士の重なり具合をユーザに提示し、血管のつながりを判断できるようにすることは重要なことである。

10

【0141】

そこで、ICG 注射後に励起光照射下でステレオ撮影し、距離情報 ICG_depth を検出し、その距離情報 ICG_depth から、血管のつながり、血管の重なり（＝異なる血管の判別）が検出される。また、血管の重なり情報から、血流の方向を判別し、癌組織の転移可能性の高い領域を推定する。

【0142】

例えば、図 16 に示すような画像がユーザに提示される。図 16 に示した画像例では、ICG 注射後の励起光照射下でステレオ撮影された結果、距離情報 ICG_depth が検出され、その距離情報 ICG_depth から、血管のつながり、血管の重なりが検出された結果、血管 901 と血管 904 がつながり、血管 902 と血管 905 がつながり、血管 903 と血管 906 がつながっていると検出され、そのように表示されている。

20

【0143】

また、血管 901 と血管 904 が一番上に位置し、血管 902 と血管 905 が一番下に位置し、その間に、血管 903 と血管 906 が位置しているという位置関係も距離情報 ICG_depth から検出されるため、そのような位置関係が明確になるような表示がなされる。

【0144】

例えば、重なり合う血管の表示において、異なる血管は、輝度や色を変えて表示し、ユーザに血管構成を判別しやすくするための表示がなされる。また癌組織 911 とつながる血管のつながり情報から、癌の転移可能性のある領域を推定し、その領域を強調表示するようにしても良い。

30

【0145】

このような表示がなされる（画像が提示される）ことにより、ユーザが血管の重なり方を正しく判別することができ、浸潤した血管・組織の切除を正しく行うことができる。また癌の転移可能性領域を見落としてしまうようなことを減らすことが可能となる。

【0146】

このような処理を行う画像処理装置 301（図 3）の動作について、図 17 のフローチャートを参照して説明する。

【0147】

40

ステップ S601 において、励起光撮影による 3D 画像が取得される。この場合、ICG 注射後に、撮像部 302 の特殊光 3D 画像撮像部 342 により、励起光による撮像が行われることで、特殊光画像の 3D 画像が取得され、3D 画像取得部 323 に供給される。

【0148】

ステップ S602 において、奥行き情報生成部 124 により、奥行きが算出される。

【0149】

ステップ S603 において、血管のつながりや重なりが検出される。励起光撮影による 3D 画像を解析することで、血管に重なりがある部分の各血管の奥行き情報から、血管の上下の位置関係が検出されたり、奥行き情報から、略同一の奥行きにある血管同士はつながっていると推定されたりすることで、血管のつながりや重なりが検出される。

50

【0150】

上記したように、このように検出された結果を用いて、異なる血管は、輝度や色を変えて表示されたり、癌の転移可能性のある領域が強調表示されたりすることが可能となるため、ユーザが血管の重なり方を正しく判別することができるようになる。その結果、浸潤した血管・組織の切除を正しく行うことができ、癌の転移可能性領域を見落としてしまうようなことを減らすことが可能となる。

【0151】

＜腫瘍の検出への適用＞

次に、検出する部位として腫瘍を検出する場合を具体例として上げ、画像処理装置301の処理について説明を加える。まず図18を参照して、腫瘍の体積推定について説明する。

10

【0152】

光力学診断（PDD）では、患者が、アミノレブリン酸（5-ALA）を内服後、青色光観察により腫瘍が赤色発光して見える。この光力学診断では、平面的な画像しか観ることができないため、ユーザは腫瘍の真の大きさを認識しづらい。

【0153】

例えば、図18に示すように、平面的に広がりがあるが、内面方向には深く浸潤していない腫瘍1001である場合と、平面的に広がりはないが、内面方向に深く浸潤した腫瘍1002である場合とがある。腫瘍1002のような深く浸潤した腫瘍であるか否かの判断は、平面的な画像だけでは判断しづらい。

20

【0154】

そこで、PDD下でステレオ撮影し、距離情報PDD_depthを検出し、2次元画像から得られる腫瘍の表面積と距離情報PDD_depthから腫瘍の体積推定を行うように構成する。このような体積推定を行った結果は、推定体積が大きい腫瘍を強調表示するなどして、ユーザに提示される。

【0155】

また、2次元画像上での表面積が小さく、かつ推定体積が大きい腫瘍については、さらに区別して強調表示が行われるようにしても良い。このような表示が行われることで、表面積の小ささにより経過観察等にされてしまいがちな体積の大きな腫瘍を、ユーザが正しく判別し、適切な処置を下す判断を行うことが可能となる。

30

【0156】

このような処理を行う画像処理装置301（図3）の動作について、図19のフローチャートを参照して説明する。

【0157】

ステップS701において、PDD下での撮像により2D画像が取得される。この場合、アミノレブリン酸を内服後に、撮像部302の特殊光3D画像撮像部342により、青色光の照射によるステレオ撮像が行われることで、患部が赤色に発色した特殊光画像の3D画像が取得される。この取得された3D画像を2D画像に変換することで、2D画像が取得される。

【0158】

40

ステップS702において、PDD下での撮像により3D画像が取得される。ステップS701と同じく、アミノレブリン酸を内服後に、撮像部302の特殊光3D画像撮像部342により、青色光の照射によるステレオ撮像が行われることで、患部が赤色に発色した特殊光画像の3D画像が取得される。

【0159】

ステップS703において、奥行き情報生成部124により、取得された特殊光画像の3D画像を用いて、腫瘍の奥行き（内面方向の深さ）が算出される。

【0160】

ステップS704において、腫瘍の体積が推定される。取得された特殊光画像の2D画像から、表面積を算出し、3D画像から算出された奥行き情報を乗算することで、腫瘍の

50

体積が推定される。

【0161】

このようにして推定された体積に応じて、上記したように、推定体積が大きい腫瘍を強調表示するなどして、ユーザに提示される。そのような表示が行われることで、腫瘍の大きさを、ユーザが正しく判別し、適切な処置を下す判断を行うことが可能となる。

【0162】

このように、本技術によれば、2D画像のみによる検出処理では検出困難な、注目部位やそれに関連する特徴量を検出することができ、提示画像に対して、それらに基づいた強調処理や画像重畳処理を行うことで、ユーザがより多くの情報を視覚的に把握しやすい形で得ることができる。

10

【0163】

そのようなことが可能となることで、より術前・術中・術後の正確な診断、手術精度の向上、手術時間の短縮、手術の低侵襲化を図ることが可能となる。

【0164】

なお上記した具体的な部位の検出は、単独で行われるように構成しても良いし、複数組み合わされて行われるように構成しても良い。例えば、動脈、静脈の検出と、血管の重なり具合の検出は、血管に関する検出であるため、組み合わせて行われるようにし、より適切に、動脈、静脈を検出し、それらの位置関係を明確に検出するようにすることも可能である。

【0165】

20

また、部位の検出を切り換えて行うような構成とすることも可能である。例えば、透明膜、ミストを順次検出し、透明膜やミストが存在することをユーザに提示するとともに、腫瘍の検出が行われるように構成することも可能である。

【0166】

＜記録媒体について＞

上述した一連の処理は、ハードウェアにより実行することもできるし、ソフトウェアにより実行することもできる。一連の処理をソフトウェアにより実行する場合には、そのソフトウェアを構成するプログラムが、コンピュータにインストールされる。ここで、コンピュータには、専用のハードウェアに組み込まれているコンピュータや、各種のプログラムをインストールすることで、各種の機能を実行することが可能な、例えば汎用のパーソナルコンピュータなどが含まれる。

30

【0167】

図20は、上述した一連の処理をプログラムにより実行するコンピュータのハードウェアの構成例を示すブロック図である。コンピュータにおいて、CPU（Central Processing Unit）2001、ROM（Read Only Memory）2002、RAM（Random Access Memory）2003は、バス2004により相互に接続されている。バス2004には、さらに、入出力インタフェース2005が接続されている。入出力インタフェース2005には、入力部2006、出力部2007、記憶部2008、通信部2009、及びドライブ2010が接続されている。

【0168】

40

入力部2006は、キーボード、マウス、マイクロフォンなどよりなる。出力部2007は、ディスプレイ、スピーカなどよりなる。記憶部2008は、ハードディスクや不揮発性のメモリなどよりなる。通信部2009は、ネットワークインタフェースなどよりなる。ドライブ2010は、磁気ディスク、光ディスク、光磁気ディスク、又は半導体メモリなどのリムーバブルメディア2011を駆動する。

【0169】

以上のように構成されるコンピュータでは、CPU2001が、例えば、記憶部2008に記憶されているプログラムを、入出力インタフェース2005及びバス2004を介して、RAM2003にロードして実行することにより、上述した一連の処理が行われる。

50

【0170】

コンピュータ（CPU2001）が実行するプログラムは、例えば、パッケージメディア等としてのリムーバブルメディア2011に記録して提供することができる。また、プログラムは、ローカルエリアネットワーク、インターネット、デジタル衛星放送といった、有線または無線の伝送媒体を介して提供することができる。

【0171】

コンピュータでは、プログラムは、リムーバブルメディア2011をドライブ2010に装着することにより、入出力インタフェース2005を介して、記憶部2008にインストールすることができる。また、プログラムは、有線または無線の伝送媒体を介して、通信部2009で受信し、記憶部2008にインストールすることができる。その他、プログラムは、ROM2002や記憶部2008に、あらかじめインストールしておくことができる。

10

【0172】

なお、コンピュータが実行するプログラムは、本明細書で説明する順序に沿って時系列に処理が行われるプログラムであっても良いし、並列に、あるいは呼び出しが行われたとき等の必要なタイミングで処理が行われるプログラムであっても良い。

【0173】

また、本明細書において、システムとは、複数の装置により構成される装置全体を表すものである。

【0174】

なお、本明細書に記載された効果はあくまで例示であって限定されるものではなく、また他の効果があってもよい。

20

【0175】

なお、本技術の実施の形態は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本技術の要旨を逸脱しない範囲において種々の変更が可能である。

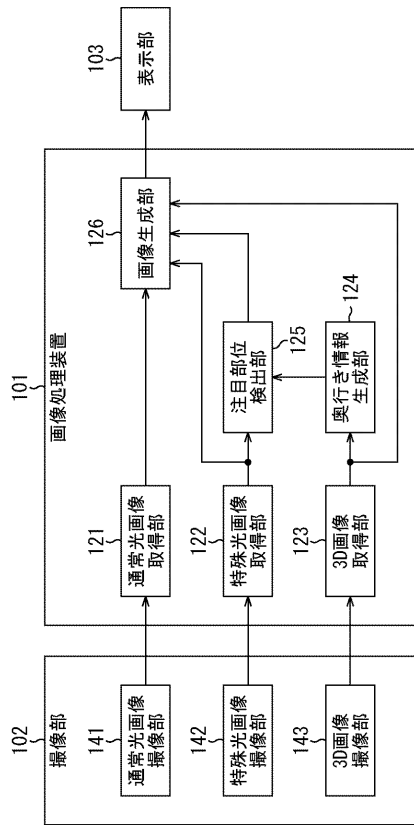
【符号の説明】

【0178】

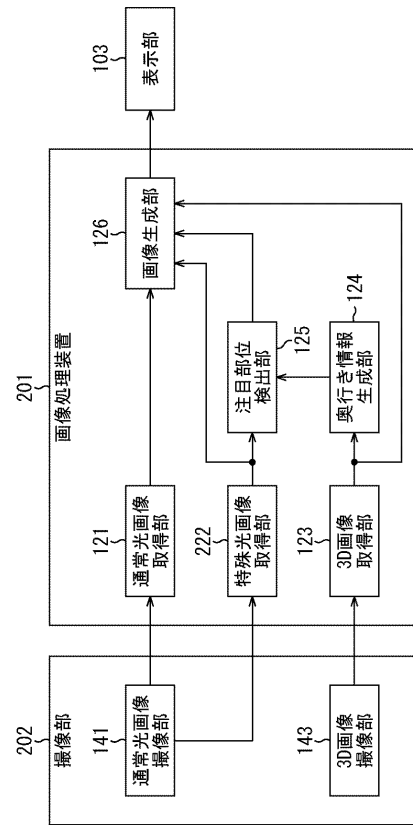
101 画像処理装置, 102 撮像部, 103 表示部, 121 通常光画像取得部, 122 特殊光画像取得部, 123 3D画像取得部, 124 奥行き情報生成部, 125 注目部位検出部, 126 画像生成部, 141 通常光画像撮像部, 142 特殊光画像撮像部, 143 3D画像撮像部, 222 特殊光画像取得部, 321 通常光画像取得部, 322 特殊光画像取得部, 323 3D画像取得部, 341 通常光3D画像撮像部, 342 特集光3D画像撮像部

30

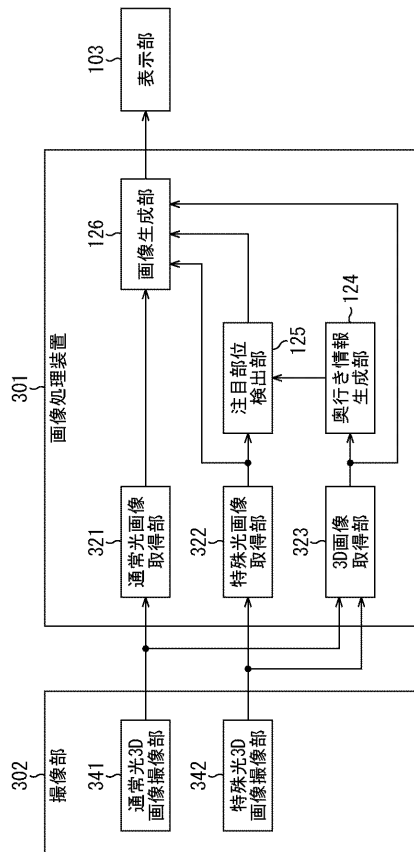
【図 1】
図1



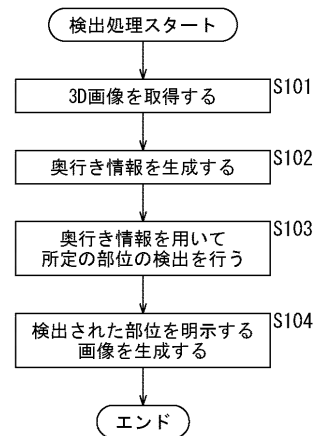
【図 2】
図2



【図 3】
図3

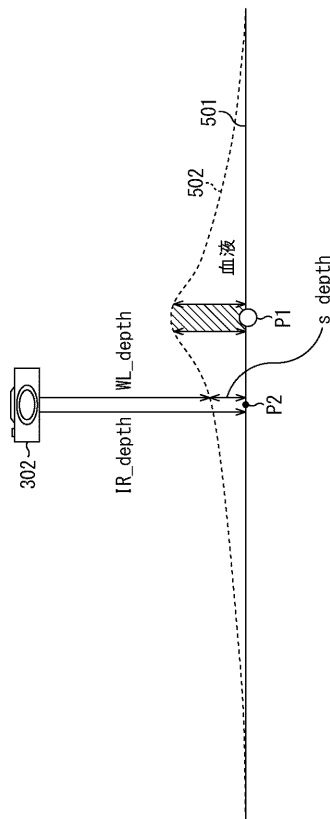


【図 4】
図4



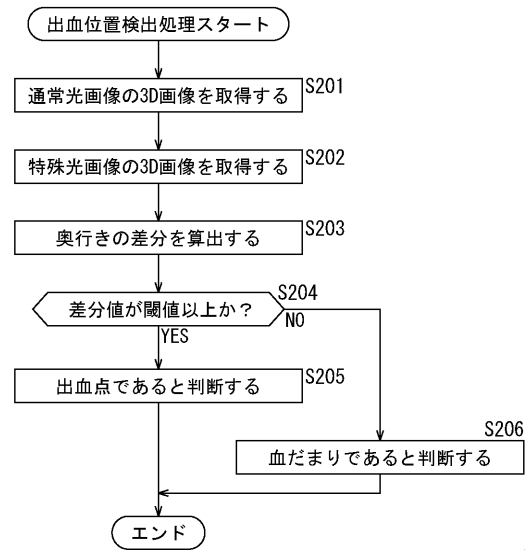
【図 5】

図5



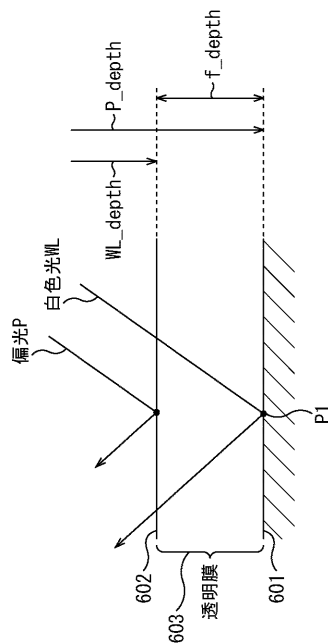
【図 6】

図6



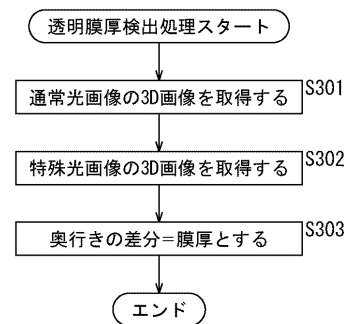
【図 7】

図7



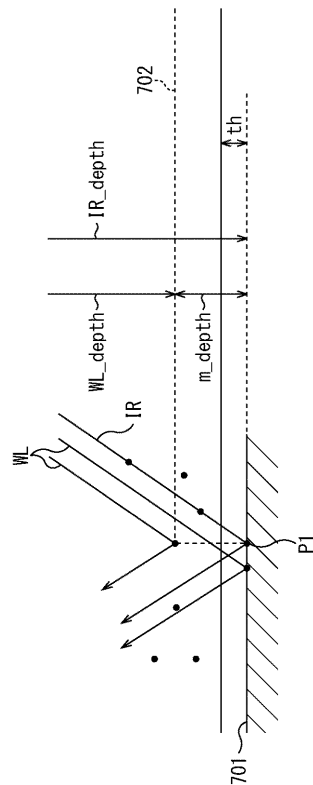
【図 8】

図8



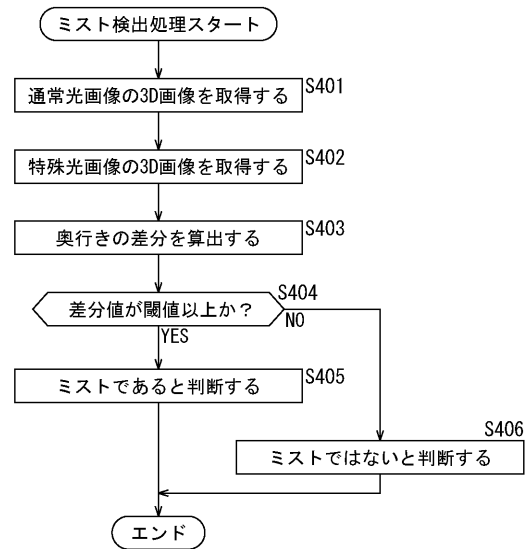
【図 9】

図9



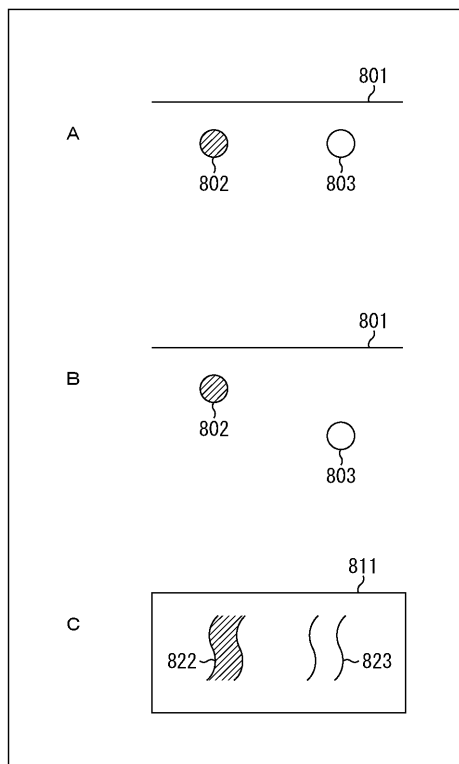
【図 10】

図10



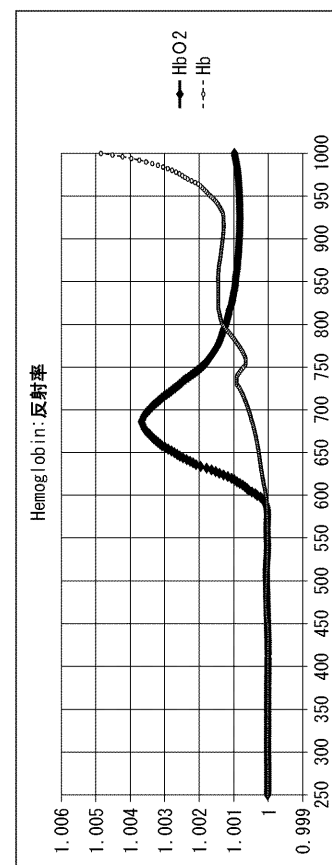
【図 11】

図11



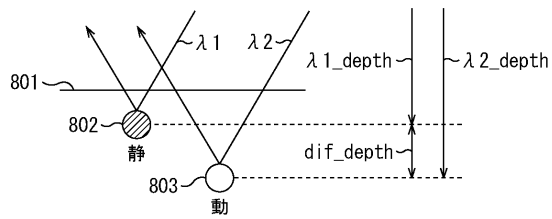
【図 12】

図12



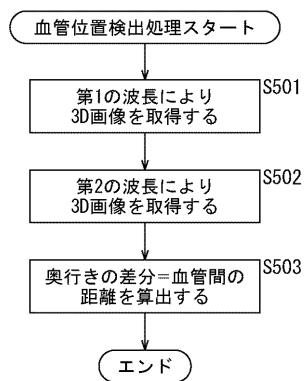
【図 1 3】

図13



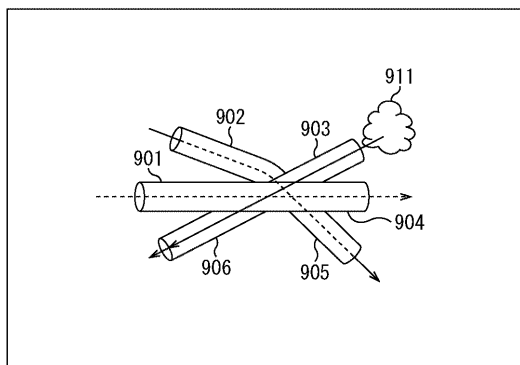
【図 1 4】

図14



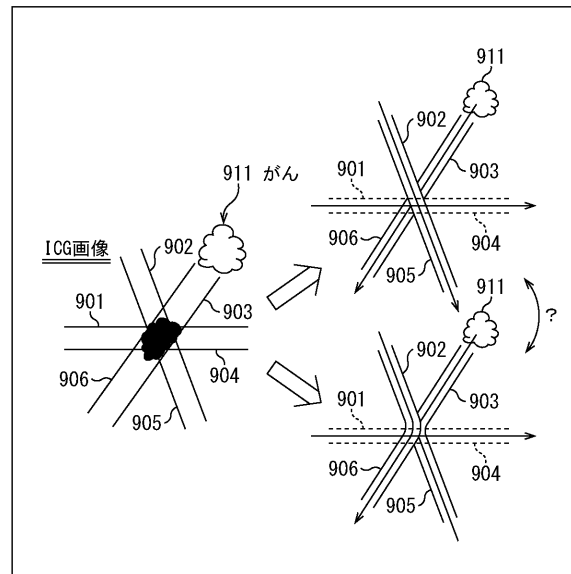
【図 1 6】

図16



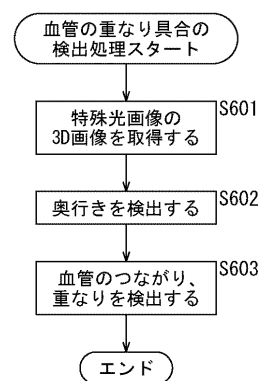
【図 1 5】

図15



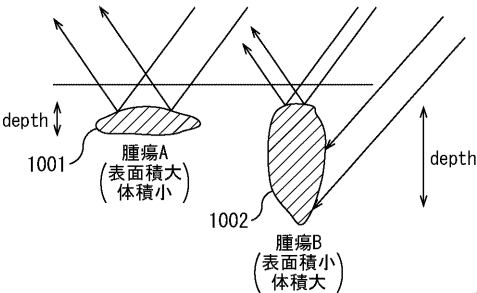
【図 1 7】

図17



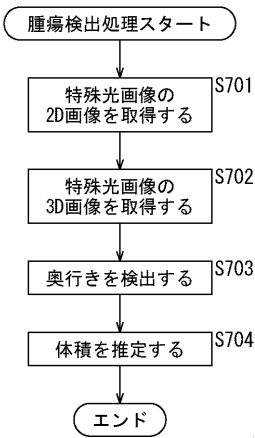
【図 18】

図18



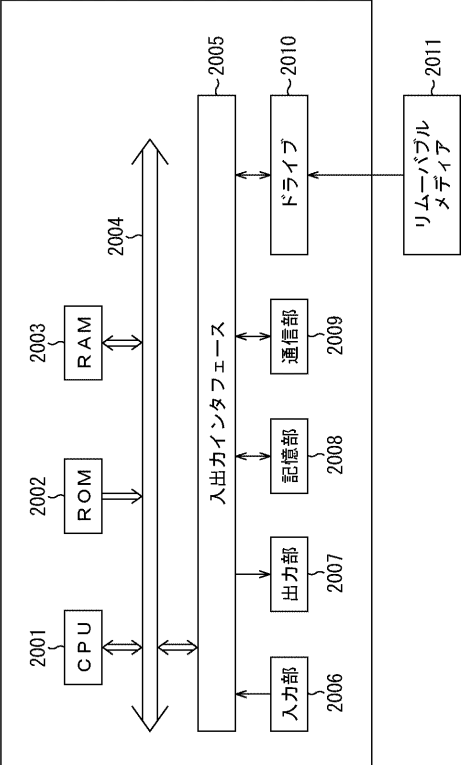
【図 19】

図19



【図 20】

図20



フロントページの続き

- (72)発明者 林 恒生
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 菊地 大介
東京都港区港南1丁目7番1号 ソニー株式会社内

審査官 森川 能匡

- (56)参考文献 特開2011-087906 (JP, A)
国際公開第2008/102803 (WO, A1)
国際公開第2008/035685 (WO, A1)
国際公開第2012/035923 (WO, A1)
特表2010-537771 (JP, A)
特開2012-245157 (JP, A)
特開2013-150713 (JP, A)
特開2010-022464 (JP, A)
特開2013-215471 (JP, A)
国際公開第2014/013950 (WO, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00- 1/32
G02B 19/00-21/00
G02B 21/06-21/36
G06T 1/00
G06T 3/00- 5/50
G06T 9/00- 9/40

要解决的问题要更准确地检测预定的部分。生成单元,被配置为使用特殊光图像在活体中的预定位置处生成深度信息;深度信息生成单元,被配置为通过使用特殊光图像生成深度信息;以及用于通过使用图像来检测预定部分的检测单元。还包括普通光图像获取单元,其获取具有白光波长带中的信息的普通光图像,并且特定波长带是红外光,例如,生成单元生成普通光图像通过计算深度方向上的差异来生成预定位置处的深度信息,并且检测单元检测深度信息等于或大于预定阈值的位置作为出血点。本技术可以应用于内窥镜。点域

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、画像処理方法、並びにプログラム

