

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2016-131276
(P2016-131276A)

(43) 公開日 平成28年7月21日(2016.7.21)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
HO 4 N 13/00 (2006.01)	HO 4 N 13/00 2 2 O	2 H O 4 O
HO 4 N 13/04 (2006.01)	HO 4 N 13/04 4 0 O	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	5 C 0 5 4
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 O J	5 C 0 6 1
GO 2 B 23/24 (2006.01)	GO 2 B 23/24 B	
審査請求 未請求 請求項の数 20 O L (全 34 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号	特願2015-4127 (P2015-4127)	(71) 出願人	000002185
(22) 出願日	平成27年1月13日 (2015.1.13)		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	白木 寿一
			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	鹿島 浩司
			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、プログラム、及び、内視鏡システム

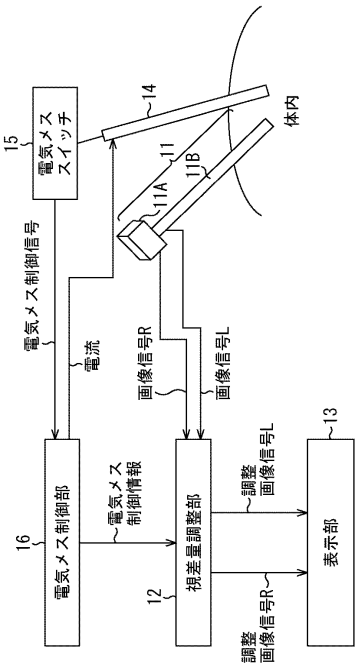
(57) 【要約】 (修正有)

図1

【課題】3Dの内視鏡画像において、動きが激しい物体が映っている場合や、手前から奥に亘っている物体の手前側の部分が動く場合に、ユーザの負担を軽減する画像処理装置、画像処理方法、プログラム及び内視鏡システムを提供する。

【解決手段】内視鏡システムは、3D(Dimensions)の画像を撮像する内視鏡11と、内視鏡11で生体を撮像することにより得られる3Dの生体画像の視差がユーザにとって負担になるかどうかに応じて、3Dの生体画像の視差量を調整する視差量調整部12と、視差量調整部12で視差量が調整された3Dの生体画像を表示する表示部13とを備える。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体を撮像した3D(Dimensions)の生体画像の視差がユーザにとって負担になるかどうかに応じて、前記3Dの生体画像の視差量を調整する視差量調整部を備える画像処理装置。

【請求項 2】

前記視差量調整部は、エネルギーデバイスが使用されている場合に、前記3Dの生体画像の視差量を調整する

請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記エネルギーデバイスは、電気メスである

請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像に基づいて、前記3Dの生体画像における視差が負担になる負担領域の視差量を調整する

請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像の動きに基づいて、前記負担領域の視差量を調整する

請求項 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像の輝度に基づいて、前記負担領域の視差量を調整する

請求項 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像の動き及び輝度に基づいて、前記負担領域の視差量を調整する

請求項 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像において、所定の物体が映る領域を、前記負担領域として検出する

請求項 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像において、処置具が映る領域を、前記負担領域として検出する

請求項 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像において、ミスト又は煙が映る領域を、前記負担領域として検出する

請求項 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像の視差量を、視差が小さくなるように調整する

請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像の視差量を、視差が、前記視差量に対応する調整値だけ小さくなるように調整する

請求項 11 に記載の画像処理装置。

【請求項 13】

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像の視差量を、視差が、前記視差量と、前記3Dの生体画像の動き及び輝度のうちの一方又は両方とに対応する調整値だけ小さくなるように

10

20

30

40

50

調整する

請求項 1 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 4】

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像を構成する左眼で観察される左眼画像、及び、右眼で観察される右眼画像とのうちの一方の画像の注目画素の画素値と、前記左眼画像及び前記右眼画像のうちの他方の画像の、前記注目画素に対応する対応画素の画素値とを水平方向にシフトすることにより、前記3Dの生体画像の視差量を調整する

請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 5】

前記左眼画像及び前記右眼画像のうちの、前記画素値のシフトによって画素値が欠落した欠落画素の画素値を補間することにより、前記左眼画像及び前記右眼画像を補正する画像補正部をさらに備える

請求項 1 4 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 6】

前記画像補正部は、前記欠落画素の画素値を、その欠落画素の近傍の画素のうちの、欠落画素になっていない画素の画素値によって補間する

請求項 1 5 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 7】

前記生体画像は、内視鏡で前記生体を撮像した内視鏡画像である

請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 1 8】

生体を撮像した3D(Dimensions)の生体画像の視差がユーザにとって負担になるかどうかに応じて、前記3Dの生体画像の視差量を調整する

ステップを含む画像処理方法。

【請求項 1 9】

生体を撮像した3D(Dimensions)の生体画像の視差がユーザにとって負担になるかどうかに応じて、前記3Dの生体画像の視差量を調整する視差量調整部

として、コンピュータを機能させるためのプログラム。

【請求項 2 0】

3D(Dimensions)の画像を撮像する内視鏡と、

前記内視鏡で生体を撮像することにより得られる3Dの生体画像の視差がユーザにとって負担になるかどうかに応じて、前記3Dの生体画像の視差量を調整する視差量調整部と、前記視差量調整部で前記視差量が調整された前記3Dの生体画像を表示する表示部とを備える内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本技術は、画像処理装置、画像処理方法、プログラム、及び、内視鏡システムに関し、特に、例えば、ユーザの負担を軽減することができるようにする画像処理装置、画像処理方法、プログラム、及び、内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

例えば、内視鏡システムについては、内視鏡を用いた手術や診断等の処置において、処置具を奥行き方向にスムーズに誘導するために、人体（内部）を、3D(Dimensions)の画像で撮像し、その結果得られる3Dの内視鏡画像を表示することが要請されている（例えば、特許文献 1 を参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 3】

【特許文献 1】特許第3,869,029号公報

10

20

30

40

50

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

3Dの内視鏡画像によれば、ユーザは、その3Dの内視鏡画像を観察することにより、奥行き方向の情報を得ることができ、そのため、例えば、処置具を、奥行き方向にスムーズに誘導することができる。

【0005】

ところで、3Dの内視鏡画像は、例えば、ユーザの左眼で観察される左眼画像とユーザの右眼で観察される右眼画像とで構成される。そして、3Dの内視鏡画像を構成する左眼画像と右眼画像とには、視差があり、この視差があることによって、3Dの内視鏡画像を観察するユーザは、奥行き方向の情報を知覚する。

10

【0006】

以上のように、3Dの内視鏡画像を観察するユーザは、その3Dの内視鏡画像の視差によって、奥行き方向の情報を知覚することができるが、かかる3Dの内視鏡画像を観察するにあたって、ユーザは、3Dに特有の違和感や不快感を感じる場合があり、ユーザの負担になることがある。

【0007】

すなわち、3Dの内視鏡画像において、例えば、動きが激しい物体が映っている場合や、手前から奥に亘っている物体の手前側の部分が動く場合には、3Dの内視鏡画像を観察しているユーザが、負担を感じることもある。

20

【0008】

本技術は、このような状況に鑑みてなされたものであり、ユーザの負担を軽減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】**【0009】**

本技術の画像処理装置、又は、プログラムは、生体を撮像した3D(Dimensions)の生体画像の視差がユーザにとって負担になるかどうかに応じて、前記3Dの生体画像の視差量を調整する視差量調整部を備える画像処理装置、又は、そのような画像処理装置として、コンピュータを機能させるためのプログラムである。

【0010】

30

本技術の画像処理方法は、生体を撮像した3D(Dimensions)の生体画像の視差がユーザにとって負担になるかどうかに応じて、前記3Dの生体画像の視差量を調整するステップを含む画像処理方法である。

【0011】

本技術の内視鏡システムは、3D(Dimensions)の画像を撮像する内視鏡と、前記内視鏡で生体を撮像することにより得られる3Dの生体画像の視差がユーザにとって負担になるかどうかに応じて、前記3Dの生体画像の視差量を調整する視差量調整部と、前記視差量調整部で前記視差量が調整された前記3Dの生体画像を表示する表示部とを備える内視鏡システムである。

【0012】

40

本技術の画像処理装置、画像処理方法、プログラム、及び、内視鏡システムにおいては、生体を撮像した3D(Dimensions)の生体画像の視差がユーザにとって負担になるかどうかに応じて、前記3Dの生体画像の視差量が調整される。

【0013】

なお、画像処理装置は、独立した装置であっても良いし、1つの装置を構成している内部ブロックであっても良い。

【0014】

また、プログラムは、伝送媒体を介して伝送することにより、又は、記録媒体に記録して、提供することができる。

【発明の効果】

50

【 0 0 1 5 】

本技術によれば、ユーザの負担を軽減することができる。

【 0 0 1 6 】

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】

【 0 0 1 7 】

【図 1】本技術を適用した内視鏡システムの第 1 実施の形態の構成例を示すブロック図である。

【図 2】3Dの内視鏡画像を撮像する内視鏡 1 1 の模式的な構成例を示す図である。

10

【図 3】視差量調整部 1 2 の構成例を示すブロック図である。

【図 4】画像シフト調整部 3 2 L 及び 3 2 R での画素値のシフトによる視差量の調整を説明する図である。

【図 5】3Dの内視鏡画像を表示する画像表示の処理の例を説明するフローチャートである。

【図 6】3Dの内視鏡画像の視差量の調整の処理の例を説明するフローチャートである。

【図 7】画像補正部 3 3 L 及び 3 3 R での欠落画素（の画素値）の補間の例を説明する図である。

【図 8】欠落画素の補間による左眼画像及び右眼画像の補正の処理の例を説明するフローチャートである。

20

【図 9】本技術を適用した内視鏡システムの第 2 実施の形態の構成例を示すブロック図である。

【図 1 0】視差量調整部 4 0 の構成例を示すブロック図である。

【図 1 1】フレーム差分演算部 4 1 の構成例を示すブロック図である。

【図 1 2】3Dの内視鏡画像の視差量の調整の処理の例を説明するフローチャートである。

【図 1 3】本技術を適用した内視鏡システムの第 3 実施の形態の構成例を示すブロック図である。

【図 1 4】鉗子 6 1 が映っている3Dの内視鏡画像の例を示す図である。

【図 1 5】視差量調整部 7 0 の構成例を示すブロック図である。

【図 1 6】鉗子領域検出部 7 1 で生成される鉗子領域画像の例を示す図である。

30

【図 1 7】3Dの内視鏡画像の視差量の調整の処理の例を説明するフローチャートである。

【図 1 8】鉗子領域検出の処理の例を説明するフローチャートである。

【図 1 9】本技術を適用したコンピュータの一実施の形態の構成例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 8 】

< 内視鏡システムの第 1 実施の形態 >

【 0 0 1 9 】

図 1 は、本技術を適用した内視鏡システムの第 1 実施の形態の構成例を示すブロック図である。

40

【 0 0 2 0 】

図 1 において、内視鏡システムは、内視鏡 1 1、視差量調整部 1 2、表示部 1 3、電気メス 1 4、電気メススイッチ 1 5、及び、電気メス制御部 1 6 を有する。

【 0 0 2 1 】

内視鏡 1 1 は、例えば、患者（人体）の体腔に挿入され、その体腔内の組織を被写体とする3Dの画像である内視鏡画像を撮像する。

【 0 0 2 2 】

すなわち、内視鏡 1 1 は、例えば、外観上、内視鏡システムのユーザとしての手術等を行う術者（医師）が手で持つカメラヘッド 1 1 A と、患者の体内に挿入される内視鏡スコープ 1 1 B とを有する。

50

【 0 0 2 3 】

内視鏡下手術、つまり、内視鏡システムを用いた手術では、内視鏡スコープ 1 1 B が体内に挿入され、ユーザが、カメラヘッド 1 1 A を持って、内視鏡 1 1 を操作する。

【 0 0 2 4 】

内視鏡 1 1 では、例えば、内視鏡スコープ 1 1 B の先端から、光が照射され、その光によって、患者の体内の被写体となる術部（組織）が照明される。被写体を照明する光は、被写体で反射され、その被写体からの反射光が、内視鏡スコープ 1 1 B の先端から入射する。そして、内視鏡 1 1 では、内視鏡スコープ 1 1 B の先端から入射した光が受光され、光電変換されることにより、被写体の 3D の内視鏡画像が撮像される。

【 0 0 2 5 】

ここで、内視鏡 1 1 で撮像された 3D の内視鏡画像は、左眼で観察される左眼画像の画像信号 L と、右眼で観察される右眼画像の画像信号 R とで構成される。左眼画像と右眼画像とは、視差があり、ユーザは、かかる視差がある左眼画像及び右眼画像を、左眼及び右眼でそれぞれ観察することにより、奥行き方向の情報を知覚することができる。

【 0 0 2 6 】

内視鏡 1 1 で撮像された 3D の内視鏡画像を構成する左眼画像の画像信号 L、及び、右眼画像の画像信号 R は、視差量調整部 1 2 に供給される。

【 0 0 2 7 】

視差量調整部 1 2 は、内視鏡画像 1 1 からの 3D の内視鏡画像（の画像信号 L 及び R）の視差が、その内視鏡画像を観察するユーザにとって負担になるかどうかに応じて、内視鏡画像 1 1 からの 3D の内視鏡画像の視差量を、ユーザの負担が軽減されるように調整する。

【 0 0 2 8 】

すなわち、図 1 において、視差量調整部 1 2 は、例えば、後述するように、電気メス制御部 1 6 から供給される電気メス制御情報に基づいて、内視鏡画像 1 1 からの 3D の内視鏡画像の視差がユーザにとって負担になるかどうかを検出（判定）する。そして、内視鏡画像 1 1 からの 3D の内視鏡画像の視差がユーザにとって負担になる場合には、視差量調整部 1 2 は、内視鏡画像 1 1 からの 3D の内視鏡画像の視差量を、視差が小さくなるように調整する。

【 0 0 2 9 】

視差量調整部 1 2 は、視差量を調整した後の 3D の内視鏡画像を構成する左眼画像の画像信号（以下、調整画像信号 L ともいう）L、及び、右眼画像の画像信号 R（以下、調整画像信号 R ともいう）を、表示部 1 3 に供給する。

【 0 0 3 0 】

表示部 1 3 は、3D の画像を表示することが可能な、例えば、ヘッドマウントディスプレイ等の表示デバイスであり、視差量調整部 1 2 から供給される 3D の内視鏡画像を表示する。

【 0 0 3 1 】

なお、3D の内視鏡画像を構成する左眼画像の（調整）画像信号 L 及び（調整）右眼画像の画像信号 R の表示方式としては、例えば、サイドバイサイド方式や、ラインバイライン方式、フレームシーケンシャル方式等がある。表示部 1 3 において、3D の画像を表示する表示方式は、特に限定されるものではない。

【 0 0 3 2 】

電気メス 1 4 は、電気メス制御部 1 6 から供給される高周波の電流を人体に流すことで、人体の組織を切開する施術を施すことができる処置具である。

【 0 0 3 3 】

ここで、本明細書では、内視鏡システムを用いた手術や診断等において、何らかの処置を施すのに用いられる道具を、処置具といい、処置具の中で、特に、手術に用いられる道具を、術具という。電気メス 1 4 は、エネルギーデバイスと呼ばれる術具の 1 つである。エネルギーデバイスとしては、電気メス 1 4 のように、電流を用いるデバイスの他、例えば、超音波を用いるデバイス等がある。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 4 】

電気メススイッチ 1 5 は、電気メス 1 4 に流す電流をオン又はオフにするときに、例えば、ユーザによって操作される。電気メススイッチ 1 5 は、電流をオン又はオフにするように操作されると、その操作に対応する電気メス制御信号を、電気メス制御部 1 6 に供給する。

【 0 0 3 5 】

電気メス制御部 1 6 は、電気メススイッチ 1 5 から供給される電気メス制御信号に応じて、電気メス 1 4 への高周波の電流の供給を、オン又はオフにする。また、電気メス制御部 1 6 は、電気メス制御信号に応じて、電気メス 1 4 がオン又はオフになっていることを表す電気メス制御情報を、視差量調整部 1 2 に供給する。

10

【 0 0 3 6 】

以上のように構成される内視鏡システムでは、ユーザ(術者)が、内視鏡スコープ 1 1 B を、患者の体内に挿入し、内視鏡 1 1 において、患者の体内の被写体となる術部(組織)の3Dの内視鏡画像が撮像される。

【 0 0 3 7 】

内視鏡 1 1 で撮像された3Dの内視鏡画像(を構成する左眼画像の画像信号L、及び、右眼画像の画像信号R)は、内視鏡 1 1 から視差量調整部 1 2 に供給され、さらに、視差量調整部 1 2 から表示部 1 3 に供給されて表示される。

【 0 0 3 8 】

ユーザが、表示部 1 3 に表示された3Dの内視鏡画像を見ながら、手術を実施するために、電気メススイッチ 1 5 をオンにするように操作すると、オンを表す電気メス制御信号が、電気メス制御部 1 6 に供給される。

20

【 0 0 3 9 】

電気メス制御部 1 6 は、電気メススイッチ 1 5 からのオンを表す電気メス制御信号に応じて、電気メス 1 4 への高周波の電流の供給をオンにし(開始し)、これにより、ユーザは、電気メス 1 4 によって、患者の組織を切開することが可能になる。

【 0 0 4 0 】

また、電気メス制御部 1 6 は、電気メス 1 4 のオン又はオフを表す電気メス制御情報を、視差量調整部 1 2 に供給する。

【 0 0 4 1 】

電気メス制御情報が、電気メス 1 4 のオンを表しており、したがって、電気メス 1 4 が使用されている場合、視差量調整部 1 2 は、表示部 1 3 に表示された3Dの内視鏡画像の視差がユーザの負担になる場合であるとして、内視鏡 1 1 からの3Dの内視鏡画像の視差量を調整する。

30

【 0 0 4 2 】

すなわち、電気メス 1 4 が使用されている場合には、その電気メス 1 4 を用いて、人体の組織が切開されるときに、ミストや煙が生じる。この、電気メス 1 4 の使用時に生じるミストや煙が激しく動き、内視鏡スコープ 1 1 B の先端に近接して、3Dの内視鏡画像に映ると、その3Dの内視鏡画像を観察しているユーザは、動きの激しいミストや煙に不快感を感じることがある。

40

【 0 0 4 3 】

3Dの内視鏡画像に映る動きの激しいミストや煙によって生じるユーザの不快感は、3Dの内視鏡画像を観察するユーザの負担を大きくし、ユーザが、本来見たい部分を注視することの妨げとなる。

【 0 0 4 4 】

そこで、電気メス 1 4 が使用されている場合には、その電気メス 1 4 の使用によって生じるミストや煙が3Dの内視鏡画像に映ることによるユーザの負担を軽減すべく、視差量調整部 1 2 は、内視鏡 1 1 からの3Dの内視鏡画像の視差量を、視差が小さくなるように調整する。

【 0 0 4 5 】

50

そして、表示部 1 3 では、視差量調整部 1 2 において視差量が調整された3Dの内視鏡画像が表示される。

【 0 0 4 6 】

なお、図 1 では、エネルギーデバイスとして、電気メス 1 4 を採用しているが、エネルギーデバイスとしては、電気メス 1 4 の他、例えば、超音波を用いるデバイス等の、電気メス 1 4 以外のエネルギーデバイスを採用することができる。

【 0 0 4 7 】

図 2 は、3Dの内視鏡画像を撮像する内視鏡 1 1 の模式的な構成例を示す図である。

【 0 0 4 8 】

内視鏡 1 1 は、2個の撮像素子（イメージセンサ）2 1 L 及び 2 1 R を有する。

10

【 0 0 4 9 】

撮像素子 2 1 L は、左眼画像となる画像を撮像する。撮像素子 2 1 R は、右眼画像となる画像を撮像する。

【 0 0 5 0 】

図 2 において、撮像素子 2 1 L 及び 2 1 R は、水平（左右）方向に並べて配置されており、これにより、撮像素子 2 1 L 及び 2 1 R では、視差がある左眼画像及び右眼画像がそれぞれ撮像される。

【 0 0 5 1 】

なお、内視鏡 1 1 において、撮像素子 2 1 L 及び 2 1 R は、例えば、内視鏡スコープ 1 1 B の先端部分や、カメラヘッド 1 1 A に設けることができる。

20

【 0 0 5 2 】

また、3Dの画像を撮像する方法としては、例えば、いわゆる2眼で撮像を行う方法や、1眼（単眼）で撮像を行う方法があるが、内視鏡 1 1 において、3Dの内視鏡画像を撮像する方法は、特に限定されるものではない。

【 0 0 5 3 】

図 3 は、図 1 の視差量調整部 1 2 の構成例を示すブロック図である。

【 0 0 5 4 】

図 3 において、視差量調整部 1 2 は、現像部 3 1 L 及び 3 1 R、画像シフト調整部 3 2 L 及び 3 2 R、画像補正部 3 3 L 及び 3 3 R、視差画像生成部 3 4、並びに、視差調整画像生成部 3 5 を有する。

30

【 0 0 5 5 】

現像部 3 1 L には、内視鏡 1 1 から、3Dの内視鏡画像を構成する左眼画像の画像信号 L が供給される。

【 0 0 5 6 】

ここで、内視鏡 1 1 で撮像される3Dの内視鏡画像を構成する左眼画像及び右眼画像は、例えば、ベイア配列等の所定の配列の、いわゆるRAW画像になっている。

【 0 0 5 7 】

現像部 3 1 L は、内視鏡 1 1 からの左眼画像の画像信号 L を対象に、現像処理を行って、R(red)、G(green)、及び、B(blue)の各プレーンの画像信号を有する現像信号 L を生成し、画像シフト調整部 3 2 L、及び、視差画像生成部 3 4 に供給する。

40

【 0 0 5 8 】

画像シフト調整部 3 2 L には、現像部 3 1 L から左眼画像の現像信号 L が供給される他、視差調整画像生成部 3 5 から、後述する視差調整画像が供給される。

【 0 0 5 9 】

画像シフト調整部 3 2 L は、現像部 3 1 L からの左眼画像（の現像信号 L）の画素の画素値を、視差調整画像生成部 3 5 からの視差調整画像に従って、水平方向にシフトすることにより、現像部 3 1 L からの左眼画像で構成される3Dの内視鏡画像の視差量を調整する。

【 0 0 6 0 】

画像シフト調整部 3 2 L は、画素値のシフト後の左眼画像（の画像信号）を、画像補正

50

部 3 3 L に供給する。

【 0 0 6 1 】

画像補正部 3 3 L は、画像シフト調整部 3 2 L からの、画素値のシフト後の左眼画像を構成する画素のうちの欠落画素を補間することにより、左眼画像を補正する。

【 0 0 6 2 】

ここで、画像シフト調整部 3 2 L から画像補正部 3 3 L に供給される、画素値のシフト後の左眼画像を構成する画素の中には、画素値が欠落している欠落画素が存在することがある。

【 0 0 6 3 】

すなわち、後述する視差画像生成部 3 4 での視差量の誤検出や、画像シフト調整部 3 2 L での画素値のシフトにおけるシフト先の重複、シフト先にならなかった画素の存在等に起因して、画素値のシフト後の左眼画像には（右眼画像についても同様）、画素値が欠落している欠落画素が存在することがある。

【 0 0 6 4 】

画像補正部 3 3 L は、左眼画像の欠落画素の画素値を、その欠落画素の近傍の画素であって、欠落画素ではない画素の画素値を用いて補間することで、左眼画像を補正する。そして、画像補正部 3 3 L は、補正後の左眼画像の画像信号、すなわち、視差量が調整された 3D の内視鏡画像を構成する、欠落画素がない左眼画像の画像信号を、調整画像信号 L として、表示部 1 3 に供給する。

【 0 0 6 5 】

現像部 3 1 R には、内視鏡 1 1 から、3D の内視鏡画像を構成する右眼画像の画像信号 R が供給される。

【 0 0 6 6 】

現像部 3 1 R、画像シフト調整部 3 2 R、及び、画像補正部 3 3 R は、現像部 3 1 L、画像シフト調整部 3 2 L、及び、画像補正部 3 3 L とそれぞれ同様の処理を行う。

【 0 0 6 7 】

すなわち、現像部 3 1 R は、内視鏡 1 1 からの右眼画像の画像信号 R を対象に、現像処理を行って、R、G、及び、B の各プレーンの画像信号を有する現像信号 R を生成し、画像シフト調整部 3 2 R、及び、視差画像生成部 3 4 に供給する。

【 0 0 6 8 】

画像シフト調整部 3 2 R は、現像部 3 1 R からの右眼画像（の現像信号 R）の画素の画素値を、視差調整画像生成部 3 5 からの視差調整画像に従って、水平方向にシフトすることにより、現像部 3 1 R からの右眼画像で構成される 3D の内視鏡画像の視差量を調整する。

【 0 0 6 9 】

画像シフト調整部 3 2 R は、画素値のシフト後の右眼画像（の画像信号）を、画像補正部 3 3 R に供給する。

【 0 0 7 0 】

画像補正部 3 3 R は、画素値補正部 3 3 L と同様に、画像シフト調整部 3 2 R からの、画素値のシフト後の右眼画像を構成する画素のうちの欠落画素を補間することにより、右眼画像を補正する。画像補正部 3 3 R は、右眼画像の補正により得られる、視差量が調整された 3D の内視鏡画像を構成する、欠落画素がない右眼画像の画像信号を、調整画像信号 R として、表示部 1 3 に供給する。

【 0 0 7 1 】

視差画像生成部 3 4 は、現像部 3 1 L から供給される左眼画像（の現像信号 L）と、現像部 3 1 R から供給される右眼画像（の現像信号 R）とを用いて、それらの左眼画像と右眼画像との視差量を検出する。

【 0 0 7 2 】

すなわち、視差画像生成部 3 4 は、現像部 3 1 L からの左眼画像、及び、現像部 3 1 R からの右眼画像のうちの一方の画像である、例えば、左眼画像を基準として、その左眼画

10

20

30

40

50

像の各画素について、右眼画像において対応する対応画素を検出する。

【 0 0 7 3 】

具体的には、視差画像生成部 3 4 は、例えば、左眼画像の各画素を、順次、注目する注目画素に選択し、右眼画像の画素から、注目画素に対応する対応画素を検出する。

【 0 0 7 4 】

対応画素は、例えば、右眼画像において、注目画素を含むブロックと類似するブロックを水平方向に探索するブロックマッチング等を行うことによって検出することができる。

【 0 0 7 5 】

視差画像生成部 3 4 は、右眼画像において、注目画素に対応する位置からの、対応画素の位置のずれ量を、注目画素と対応画素との視差量として検出し、その視差量を画素値とする視差画像を生成する。

10

【 0 0 7 6 】

すなわち、視差画像生成部 3 4 は、注目画素に対して検出された視差量を、注目画素の位置の画素の画素値とする画像を、視差画像として生成する。

【 0 0 7 7 】

視差画像生成部 3 4 は、視差画像を生成すると、その視差画像を、視差調整画像生成部 3 5 に供給する。

【 0 0 7 8 】

視差調整画像生成部 3 5 は、視差画像生成部 3 4 からの視差画像を用いて、その視差画像の画素値になっている視差量を調整する視差調整値を画素値とする視差調整画像を生成する。

20

【 0 0 7 9 】

すなわち、視差量調整画像生成部 3 5 には、視差画像生成部 3 4 から視差画像が供給される他、電気メス制御部 1 6 から、電気メス制御情報が供給される。

【 0 0 8 0 】

視差量調整画像生成部 3 5 は、電気メス制御情報に基づき、視差画像生成部 3 4 からの視差画像を用いて、視差調整画像を生成する。

【 0 0 8 1 】

具体的には、いま、視差画像の位置 (x,y) の画素の画素値である視差量を、 $d(x,y)$ と表すとともに、視差調整画像の位置 (x,y) の画素の画素値である視差調整値を、 $c(x,y)$ と表すこととする。

30

【 0 0 8 2 】

視差調整画像生成部 3 5 は、例えば、式 (1) 又は式 (2) に従って、視差量 $d(x,y)$ を調整する視差調整値 $c(x,y)$ を求める。

【 0 0 8 3 】

$$c(x,y)=(d(x,y)-d(x,y)/a)/2$$

・・・ (1)

$$c(x,y)=0$$

・・・ (2)

【 0 0 8 4 】

なお、式 (1) において、 a は、1以上の定数であり、例えば、内視鏡システムの開発者によって、実験的に値が決定される。

40

【 0 0 8 5 】

また、視差調整値 $c(x,y)$ を、式 (1) 及び式 (2) のうちのいずれに従って求めるかは、電気メス制御情報に基づいて制御される。

【 0 0 8 6 】

すなわち、電気メス制御情報が、電気メス 1 4 のオンを表している場合には、視差調整値 $c(x,y)$ は、式 (1) に従って求められる。また、電気メス制御情報が、電気メス 1 4 のオフを表している場合には、視差調整値 $c(x,y)$ は、式 (2) に従って求められる。

【 0 0 8 7 】

50

ここで、式(1)によれば、視差調整値 $c(x,y)$ として、視差量 $d(x,y)$ に対応する値 $((d(x,y)-d(x,y)/a)/2)$ が求められる。また、式(2)によれば、視差調整値 $c(x,y)$ として、0が求められる。

【0088】

したがって、電気メス14がオンになっており、その電気メス14の使用によって、ミストや煙が生じやすい場合には、式(1)に従い、視差量 $d(x,y)$ に対応する値の視差調整値 $c(x,y)$ が求められる。

【0089】

また、電気メス14がオフになっており、その電気メス14の使用に起因するミストや煙の発生がない場合には、式(2)に従い、値が0の視差調整値 $c(x,y)$ が求められる。

10

【0090】

視差調整画像生成部35は、以上のような視差調整値 $c(x,y)$ を画素値とする視差調整画像を生成し、画像シフト調整部32L及び32Rに供給する。

【0091】

画像シフト調整部32L及び32Rでは、以上のようにして視差調整画像生成部35から供給される視差調整画像に従い、左眼画像及び右眼画像の画素の画素値を水平方向にシフトすることにより、その左眼画像及び右眼画像で構成される3Dの内視鏡画像の視差量が調整される。

【0092】

図4は、画像シフト調整部32L及び32Rでの画素値のシフトによる視差量の調整を説明する図である。

20

【0093】

いま、左眼画像の現像信号Lの位置 (x,y) の画素を注目画素として、その注目画素の画素値を、 $l(x,y)$ と表すとともに、右眼画像の現像信号Rの、注目画素に対応する対応画素の画素値を、 $r(x,y)$ と表すこととする。

【0094】

画像シフト調整部32Lは、左眼画像の現像信号Lの注目画素の画素値 $l(x,y)$ を、視差調整画像の位置 (x,y) の画素の画素値である視差調整値 $c(x,y)$ に従って、水平方向にシフトすることにより、注目画素と対応画素との視差量を調整する。

【0095】

すなわち、画像シフト調整部32Lは、例えば、式(3)に従い、注目画素の画素値 $l(x,y)$ を、 $-c(x,y)$ だけ水平方向にシフトした位置の画素値 $l'(x-c(x,y),y)$ とする。

30

【0096】

$$l'(x-c(x,y),y)=l(x,y)$$

・・・(3)

【0097】

同様に、画像シフト調整部32Rは、右眼画像の現像信号Rの対応画素の画素値 $r(x,y)$ を、視差調整画像の位置 (x,y) の画素の画素値である視差調整値 $c(x,y)$ に従って、水平方向にシフトすることにより、注目画素と対応画素との視差量を調整する。

【0098】

すなわち、画像シフト調整部32Rは、例えば、式(4)に従い、対応画素の画素値 $r(x,y)$ を、 $+c(x,y)$ だけ水平方向にシフトした位置の画素値 $r'(x+c(x,y),y)$ とする。

40

【0099】

$$r'(x+c(x,y),y)=r(x,y)$$

・・・(4)

【0100】

視差調整値 $c(x,y)$ が0より大である場合には、シフト後の画素値 $l'(x-c(x,y),y)$ と $r'(x+c(x,y),y)$ との間の視差は、シフト前の画素値 $l(x,y)$ と $r(x,y)$ との間の視差よりも小さくなり、したがって、視差によって感じるユーザの負担を軽減することができる。

【0101】

50

画像シフト調整部 3 2 L 及び 3 2 R では、左眼画像の現像信号 L の各画素を、順次、注目画素として、左眼画像の現像信号 L 及び右眼画像の現像信号 R の各画素の画素値をシフトする。

【 0 1 0 2 】

そして、画像シフト調整部 3 2 L は、左眼画像の現像信号 L の各画素の画素値のシフトによって得られる画像の信号を、左眼画像の調整現像信号 L として、画像補正部 3 3 L に供給する。同様に、画像シフト調整部 3 2 R は、右眼画像の現像信号 R の各画素の画素値のシフトによって得られる画像の信号を、右眼画像の調整現像信号 R として、画像補正部 3 3 R に供給する。

【 0 1 0 3 】

ここで、図 3 で説明したように、電気メス 1 4 がオフの場合には、視差調整値 $c(x,y)$ は、式 (2) に従って 0 になるので、画像シフト調整部 3 2 L 及び 3 2 R において、画素値のシフトによる視差量の調整は、実質的に行われない。

【 0 1 0 4 】

一方、電気メス 1 4 がオンの場合には、視差調整値 $c(x,y)$ は、式 (1) に従って求められ、画像シフト調整部 3 2 L 及び 3 2 R において、その視差調整値 $c(x,y)$ に従って、画素値のシフトが行われることにより、視差が小さくなるように、視差量が調整される。

【 0 1 0 5 】

オンになっている電気メス 1 4 が、人体 (被術者 (患者)) の組織に接触すると、ミストや煙が発生する。このミストや煙が激しく動き、内視鏡スコープ 1 1 B の先端に近接して、3D の内視鏡画像に映ると、その 3D の内視鏡画像を観察しているユーザは、動きの激しいミストや煙に、3D の画像に特有の不快感を感じることがある。

【 0 1 0 6 】

3D の内視鏡画像に映る動きの激しいミストや煙によって生じるユーザの不快感は、3D の内視鏡画像を観察するユーザの負担を大きくし、ユーザが、本来見たい部分を注視することの妨げとなる。

【 0 1 0 7 】

図 1 の内視鏡システムでは、電気メス 1 4 がオンの場合に、上述したように、視差が小さくなるように、3D の内視鏡画像の視差量が調整されるので、3D の内視鏡画像を観察するユーザの負担を軽減することができる。

【 0 1 0 8 】

図 5 は、図 1 の内視鏡システムにおいて、3D の内視鏡画像を表示する画像表示の処理の例を説明するフローチャートである。

【 0 1 0 9 】

ステップ S 1 において、内視鏡 1 1 は、例えば、患者 (人体) の体腔に挿入され、その体腔内の組織を被写体とする 3D の内視鏡画像を撮像し、その 3D の内視鏡画像を構成する左眼画像の画像信号 L と右眼画像の画像信号 R とを、視差量調整部 1 2 に供給する。

【 0 1 1 0 】

そして、処理は、ステップ S 1 からステップ S 2 に進み、視差量調整部 1 2 は、内視鏡画像 1 1 からの 3D の内視鏡画像 (の画像信号 L 及び R) の視差量を調整し、その視差量の調整後の 3D の内視鏡画像 (の調整画像信号 L 及び R) を、表示部 1 3 に供給する。

【 0 1 1 1 】

すなわち、視差量調整部 1 2 は、内視鏡画像 1 1 からの 3D の内視鏡画像の視差が、その内視鏡画像を観察するユーザにとって負担になる場合に、その 3D の内視鏡画像の視差量を、視差が小さくなるように調整する。そして、視差量調整部 1 2 は、視差量の調整後の 3D の内視鏡画像を、表示部 1 3 に供給して、処理は、ステップ S 2 からステップ S 3 に進む。

【 0 1 1 2 】

ステップ S 3 では、表示部 1 3 は、視差量調整部 1 2 から供給される 3D の内視鏡画像を表示する。その後、処理は、ステップ S 3 からステップ S 1 に戻り、以下、同様の処理が

10

20

30

40

50

繰り返される。

【0113】

図6は、図1の内視鏡システムにおいて、図5のステップS2で行われる、3Dの内視鏡画像の視差量の調整の処理の例を説明するフローチャートである。

【0114】

ステップS11において、現像部31L及び31Rは、現像処理を行って、処理は、ステップS12に進む。

【0115】

すなわち、現像部31Lは、内視鏡11からの3Dの内視鏡画像を構成する左眼画像の画像信号Lを対象に、現像処理を行って、現像信号Lを生成し、画像シフト調整部32L、及び、視差画像生成部34に供給する。

10

【0116】

現像部31Rは、内視鏡11からの3Dの内視鏡画像を構成する右眼画像の画像信号Rを対象に、現像処理を行って、現像信号Rを生成し、画像シフト調整部32R、及び、視差画像生成部34に供給する。

【0117】

ステップS12では、視差画像生成部34は、現像部31Lからの左眼画像、及び、現像部31Rからの右眼画像を用いて、視差量 $d(x,y)$ を画素値とする視差画像を生成し、視差調整画像生成部35に供給して、処理は、ステップS13に進む。

【0118】

20

ステップS13では、視差調整画像生成部35は、電気メス制御部16から供給される電気メス制御情報に基づき、視差画像生成部34から供給される視差画像を用いて、視差調整値 $c(x,y)$ を画素値とする視差調整画像を生成する。

【0119】

そして、視差調整画像生成部35は、視差調整画像を、画像シフト調整部32L及び32Rに供給して、処理は、ステップS14に進む。

【0120】

ステップS14では、画像シフト調整部32L及び32Rは、視差調整画像生成部35からの視差調整画像に従い、現像部31Lからの左眼画像、及び、現像部31Rからの右眼画像の各画素の画素値を水平方向にシフトすることにより、その左眼画像及び右眼画像で構成される3Dの内視鏡画像の視差量を調整する。

30

【0121】

そして、画像シフト調整部32Lは、画素値のシフト後の左眼画像（の調整画像信号L）を、画像補正部33Lに供給する。さらに、画像シフト調整部32Rは、画素値のシフト後の右眼画像（の調整画像信号R）を、画像補正部33Lに供給し、処理は、ステップS14からステップS15に進む。

【0122】

ステップS15では、画像補正部33Lは、画像シフト調整部32Lからの、画素値のシフト後の左眼画像を構成する画素のうちの欠落画素を補間することにより、左眼画像を補正する。そして、画像補正部33Lは、左眼画像の補正によって得られる、欠落画素がない左眼画像（の調整画像信号L）を、表示部13に供給する。

40

【0123】

さらに、ステップS15では、画像補正部33Rは、画像シフト調整部32Rからの、画素値のシフト後の右眼画像を構成する画素のうちの欠落画素を補間することにより、右眼画像を補正する。そして、画像補正部33Rは、右眼画像の補正によって得られる、欠落画素がない右眼画像（の調整画像信号R）を、表示部13に供給し、処理は終了する（リターンする）。

【0124】

図7は、画像補正部33L及び33Rでの欠落画素（の画素値）の補間の例を説明する図である。

50

【0125】

画像補正部33Lは、左眼画像を構成する画素を、順次、注目画素とする。そして、注目画素が、画像シフト調整部32Lでの画素値のシフトによって画素値が欠落している欠落画素である場合には、その欠落画素となっている注目画素の画素値を補間する。

【0126】

欠落画素となっている注目画素の画素値の補間は、例えば、注目画素の近傍の画素のうちの、欠落画素になっていない画素の画素値を用いて行われる。

【0127】

すなわち、画像補正部33Lは、例えば、図7に示すように、左眼画像において、注目画素に隣接する8画素のうちの、欠落画素になっていない画素の画素値の平均値を、欠落画素となっている注目画素の画素値として求める。

10

【0128】

図7では、欠落画素になっている注目画素に隣接する8画素のうちの、注目画素の右に隣接する右隣接画素と、注目画素の下に隣接する下隣接画素とが、欠落画素になっている。この場合、欠落画素になっている注目画素に隣接する8画素のうちの、右隣接画素及び下隣接画素を除く6画素の画素値a,b,c,d,e,fの平均値 $(a+b+c+d+e+f)/6$ によって、欠落画素になっている注目画素の画素値が補間される。

【0129】

画像補正部33Rでも、画像補正部33Lと同様に、右眼画像の欠落画素の補間が行われる。

20

【0130】

図8は、図6のステップS15で行われる、欠落画素の補間による左眼画像及び右眼画像の補正の処理の例を説明するフローチャートである。

【0131】

ステップS21において、画像補正部33Lは、補間を行った画素（欠落画素）をカウントする変数としての画素カウントと、左眼画像において、注目画素とする画素の位置を表す変数としての注目画素位置とをリセットし、処理は、ステップS22に進む。

【0132】

すなわち、画素カウントのリセットでは、例えば、画素カウントが0に設定される。注目画素位置のリセットでは、例えば、注目画素位置が、左眼画像の最も左上の画素の位置から、1画素分だけ左の位置に設定される。

30

【0133】

ステップS22では、画像補正部33Lは、注目画素位置を、例えば、ラスタスキャン順に、1画素分だけ更新し、処理は、ステップS23に進む。

【0134】

ステップS23では、画像補正部33Lは、左眼画像の画素のうちの、注目画素位置の画素、すなわち、注目画素が、欠落画素であるかどうかを判定する。

【0135】

ステップS23において、注目画素が、欠落画素でないと判定された場合、処理は、ステップS24及びS25をスキップして、ステップS26に進む。

40

【0136】

また、ステップS23において、注目画素が、欠落画素であると判定された場合、処理は、ステップS24に進む。

【0137】

ステップS24では、画像補正部33Lは、左眼画像の画素の中で、注目画素の近傍（周辺）にある画素のうちの、欠落画素でない画素の画素値を用いて、欠落画素になっている注目画素の画素値を補間し、処理は、ステップS25に進む。

【0138】

ステップS25では、画像補正部33Lは、ステップS24で補間を行った画素をカウントする変数としての補間画素数を、1だけインクリメントし、処理は、ステップS26

50

に進む。

【0139】

ステップS26では、画像補正部33Lは、左眼画像を構成するすべての画素を、注目画素として、注目画素が欠落画素かどうかの判定を行ったかどうかを判定する。

【0140】

ステップS26において、左眼画像を構成するすべての画素を、まだ、注目画素としていないと判定された場合、処理は、ステップS22に戻り、以下、同様の処理が繰り返される。

【0141】

また、ステップS26において、左眼画像を構成するすべての画素を、注目画素としたと判定された場合、すなわち、注目画素位置が、左眼画像のラスタスキャン順で最後の画素の位置になっている場合、処理は、ステップS27に進み、画像補正部33Lは、画素カウントが0であるかどうかを判定する。

10

【0142】

ステップS27において、画素カウントが0でないと判定された場合、処理は、ステップS21に戻り、以下、同様の処理が繰り返される。

【0143】

すなわち、直前のステップS22ないしS26のループ処理において、左眼画像に欠落画素が存在し、その欠落画素の画素値の補間が行われた場合、左眼画像に、まだ、欠落画素が存在する可能性があるため、ステップS21ないしS27の処理が、リカーシブに繰り返される。

20

【0144】

一方、ステップS27において、画素カウントが0であると判定された場合、処理は終了する（リターンする）。

【0145】

すなわち、直前のステップS22ないしS26のループ処理において、左眼画像に欠落画素が存在しないことが確認された場合、画像補正部33Lは、ステップS24の画素値の補間によって得られた左眼画像を、表示部13に供給し、処理は終了する。

【0146】

ここで、画像補正部33Lにおいて、注目画素が欠落画素であるかどうかの判定は、例えば、欠落画素を表す欠落フラグを用いて行うことができる。

30

【0147】

すなわち、画像シフト調整部32Lにおいて、シフト後の画素値を格納するメモリに、欠落フラグを埋め込んでおき（記憶させておき）、そのメモリに、シフト後の画素値を、上書きの形で書き込ませる。

【0148】

この場合、シフト後の画素値が書き込まれなかったメモリアドレスには、欠落フラグが記憶されたままになっているので、欠落フラグが記憶されたメモリアドレスに対応する画素が、欠落画素であると判定することができる。

【0149】

40

なお、画像補正部33Rでは、画像補正部33Lと同様に、右眼画像の補正が行われる。

【0150】

< 内視鏡システムの第2実施の形態 >

【0151】

図9は、本技術を適用した内視鏡システムの第2実施の形態の構成例を示すブロック図である。

【0152】

なお、図中、図1の場合と対応する部分については、同一の符号を付してあり、以下では、その説明は、適宜、省略する。

50

【 0 1 5 3 】

図 9 において、内視鏡システムは、内視鏡 1 1、表示部 1 3、電気メス 1 4、電気メススイッチ 1 5、及び、電気メス制御部 1 6 を有する点で、図 1 の場合と共通する。

【 0 1 5 4 】

但し、図 9 の内視鏡システムは、視差量調整部 1 2 に代えて、視差量調整部 4 0 が設けられている点で、図 1 の場合と相違する。

【 0 1 5 5 】

視差量調整部 4 0 は、内視鏡画像 1 1 からの 3D の内視鏡画像の視差が、その内視鏡画像を観察するユーザにとって負担になる場合に、3D の内視鏡画像の視差量を、ユーザの負担が軽減されるように調整し、その調整後の内視鏡画像を表示部 1 3 に供給する点で、図 1 の視差量調整部 1 2 と共通する。

10

【 0 1 5 6 】

但し、視差量調整部 4 0 は、内視鏡画像 1 1 からの 3D の内視鏡画像に基づいて、その 3D の内視鏡画像における視差が負担になる負担領域の視差量を調整する点で、電気メス制御情報に基づいて視差量を調整する視差量調整部 1 2 と相違する。

【 0 1 5 7 】

そのため、図 9 の内視鏡システムでは、図 1 の場合のように、電気メス制御部 1 6 から視差量調整部 4 0 には、電気メス制御情報が供給されるようにはなっていない。

【 0 1 5 8 】

但し、図 9 の内視鏡システムでは、図 1 の場合と同様に、電気メス制御部 1 6 から視差量調整部 4 0 に、電気メス制御情報を供給することができる。この場合、視差量調整部 4 0 では、電気メス制御情報に基づき、電気メス 1 4 がオンになっているときに、内視鏡画像 1 1 からの 3D の内視鏡画像に基づいて、その 3D の内視鏡画像における負担領域の視差量の調整を行うことができる。

20

【 0 1 5 9 】

図 1 0 は、図 9 の視差量調整部 4 0 の構成例を示すブロック図である。

【 0 1 6 0 】

なお、図中、図 3 の視差量調整部 1 2 と対応する部分については、同一の符号を付してあり、以下では、その説明は、適宜省略する。

【 0 1 6 1 】

図 1 0 において、視差量調整部 4 0 は、現像部 3 1 L 及び 3 1 R、画像シフト調整部 3 2 L 及び 3 2 R、画像補正部 3 3 L 及び 3 3 R、並びに、視差画像生成部 3 4 を有する点で、図 3 の視差量調整部 1 2 と共通する。

30

【 0 1 6 2 】

但し、図 1 0 の視差量調整部 4 0 は、視差調整画像生成部 3 5 に代えて、視差調整画像生成部 4 3 が設けられている点で、図 3 の視差量調整部 1 2 と相違する。さらに、図 1 0 の視差量調整部 4 0 は、フレーム差分演算部 4 1、及び、輝度信号変換部 4 2 が、新たに設けられている点で、図 3 の視差量調整部 1 2 と相違する。

【 0 1 6 3 】

フレーム差分演算部 4 1、及び、輝度信号変換部 4 2 には、現像部 3 1 L で得られる左眼画像（の現像信号 L）、及び、現像部 3 1 R で得られる右眼画像（の現像信号 R）のうちの一方が供給される。

40

【 0 1 6 4 】

図 1 0 では、左眼画像及び右眼画像のうちの、例えば、視差画像の生成で基準となる左眼画像が、フレーム差分演算部 4 1、及び、輝度信号変換部 4 2 に供給される。

【 0 1 6 5 】

フレーム差分演算部 4 1 は、現像部 3 1 L から供給される左眼画像の隣接するフレームどうしの各画素の画素値の差分絶対値を演算し、その差分絶対値を画素値とするフレーム差分画像を、視差調整画像生成部 4 3 に供給する。

【 0 1 6 6 】

50

輝度信号変換部 4 2 は、現像部 3 1 L から供給される左眼画像の R、G、及び、B の各ブレーンの現像信号 L から、その左眼画像の各画素の輝度信号を求め、その輝度信号を画素値とする輝度画像を、視差調整画像生成部 4 3 に供給する。

【 0 1 6 7 】

輝度信号は、現像信号 L としての R、G、及び、B の値から、式 (5) により求めることができる。

【 0 1 6 8 】

$$Y=0.2126R+0.7152G+0.0722B$$

・・・ (5)

【 0 1 6 9 】

視差調整画像生成部 4 3 には、フレーム差分演算部 4 1 からフレーム差分画像が供給されるとともに、輝度信号変換部 4 2 から輝度画像が供給される他、視差画像生成部 3 4 から、視差画像が供給される。

【 0 1 7 0 】

視差調整画像生成部 4 3 は、フレーム差分演算部 4 1 からのフレーム差分画像、及び、輝度信号変換部 4 2 からの輝度画像に基づき、視差画像生成部 3 4 からの視差画像を用いて、視差調整画像を生成する。

【 0 1 7 1 】

すなわち、いま、フレーム差分画像の位置 (x,y) の画素値である差分絶対値を、S(x,y) と表すとともに、輝度画像の位置 (x,y) の画素値である輝度 (信号) を、L(x,y) と表すこととする。

【 0 1 7 2 】

視差調整画像生成部 4 3 は、例えば、式 (6)、式 (7)、及び、式 (8) に従い、視差画像の画素値である視差量 d(x,y) を用いて、視差調整値 c(x,y) を求め、その視差調整値 c(x,y) を画素値とする視差調整画像を生成して、画像シフト調整部 3 2 L 及び 3 2 R に供給する。

【 0 1 7 3 】

$$c(x,y)=(d(x,y)-d(x,y)/a(x,y))/2$$

・・・ (6)

$$\text{if } (c(x,y)<0) \{c(x,y)=0\}$$

・・・ (7)

$$a(x,y)=b \cdot L(x,y) \cdot S(x,y)$$

・・・ (8)

【 0 1 7 4 】

なお、式 (8) において、b は、a(x,y) を調整する調整値であり、例えば、内視鏡システムの開発者によって、実験的に値が決定される。

【 0 1 7 5 】

式 (6) ないし式 (8) によれば、視差調整値 c(x,y) は、式 (6) に従って求められる。但し、式 (6) に従って求められる視差調整値 c(x,y) が負の値である場合には、視差調整値 c(x,y) は、式 (7) に従って 0 に補正される。

【 0 1 7 6 】

式 (6) の視差調整値 c(x,y) は、視差量 d(x,y) と、a(x,y) とを用いて求められ、a(x,y) は、式 (8) に従い、差分絶対値 S(x,y) と輝度 L(x,y) とを用いて求められる。したがって、式 (6) の視差調整値 c(x,y) は、視差量 d(x,y) と、差分絶対値 (動き) S(x,y) とに対応する値になっているといえることができる。さらに、式 (6) の視差調整値 c(x,y) は、視差量 d(x,y) と、輝度 L(x,y) とに対応する値になっている、ということもできる。

【 0 1 7 7 】

式 (6) ないし式 (8) によれば、差分絶対値 S(x,y) や、輝度 L(x,y) が大きい画素については、a(x,y) が大になり、ひいては、視差調整値 c(x,y) が大になる。その結果、差分絶対値 S(x,y) や、輝度 L(x,y) が大きい画素については、画像シフト調整部 3 2 L 及び 3 2 R

10

20

30

40

50

において、視差が、より小さくなるように調整される。

【0178】

ここで、フレーム差分画像の画素の画素値である差分絶対値 $S(x,y)$ は、その画素における動きを表す。また、電気メス14の使用によって発生するミストや煙は、動きが流動的で大きく、さらに、白色に近くて、輝度レベルが大きいといった特徴がある。したがって、3Dの内視鏡画像において、差分絶対値 $S(x,y)$ や輝度 $L(x,y)$ が大きい画素は、ミストや煙が映る領域の画素であると推定することができる。

【0179】

また、3Dの内視鏡画像において、ミストや煙が映る領域は、その動きの激しさから、3Dの内視鏡画像を観察するユーザに不快感を感じさせるので、ユーザの負担となる負担領域であるといえることができる。

10

【0180】

以上のように、3Dの内視鏡画像において、ミストや煙が映る領域は、負担領域であり、差分絶対値 $S(x,y)$ や輝度 $L(x,y)$ が大きくなる。

【0181】

差分絶対値 $S(x,y)$ や輝度 $L(x,y)$ が大きい画素については、上述したように、視差調整画像生成部35において、値が大きな視差調整値 $c(x,y)$ が求められ、その結果、画像シフト調整部32L及び32Rにおいて、視差量が、より小さくなるように調整される。

【0182】

したがって、3Dの内視鏡画像において、電気メス14の使用によって生じたミストや煙が映る負担領域の視差は小さくなり、ユーザの負担を軽減することができる。

20

【0183】

なお、上述の場合には、動きを表す差分絶対値 $S(x,y)$ と、輝度 $L(x,y)$ との両方に基づいて、負担領域の視差量を調整することとしたが、負担領域の視差量の調整は、差分絶対値 $S(x,y)$ 及び輝度 $L(x,y)$ のうちの一方に基づいて行うことができる。

【0184】

すなわち、式(8)において、 $L(x,y)=1$ とすることにより、動きを表す差分絶対値 $S(x,y)$ に基づいて、負担領域の視差量の調整を行うことができる。また、式(8)において、 $S(x,y)=1$ とすることにより、輝度 $L(x,y)$ に基づいて、負担領域の視差量の調整を行うことができる。

30

【0185】

ここで、上述の式(6)ないし式(8)においては、 $a(x,y)$ は、3Dの内視鏡画像(の左眼画像)における位置 (x,y) の画素が、ミストや煙等が映る負担領域である程度(以下、負担領域度ともいう)を表す。そして、負担領域度 $a(x,y)$ が大きい画素ほど、視差量が小さくなるように調整される。

【0186】

視差量調整部40では、以上のように、画素の負担領域度 $a(x,y)$ に応じた視差量の調整を行う他、例えば、閾値処理によって、負担領域を検出し、その負担領域についてだけ、視差量の調整を行うことができる。

【0187】

すなわち、視差量調整部40では、視差調整画像生成部43において、例えば、式(9)に従って、視差調整値 $c(x,y)$ を求めることができる。

40

【0188】

if ($L(x,y) > TH1$ & $S(x,y) > TH2$) { $c(x,y) = (d(x,y) - d(x,y)/a)/2$ } else { $c(x,y) = 0$ }
・・・ (9)

【0189】

式(9)において、 $TH1$ 及び $TH2$ は、負担領域の検出に用いる閾値であり、 a は、1以上の定数である。 $TH1$ 、 $TH2$ 、及び、 a は、例えば、内視鏡システムの開発者によって、実験的に値が決定される。

【0190】

50

式(9)によれば、輝度 $L(x,y)$ が閾値 $TH1$ より大であり、かつ、差分絶対値 $S(x,y)$ が閾値 $TH2$ より大である場合、3Dの内視鏡画像(の左眼画像)における位置 (x,y) の画素が、ミストや煙等の、ユーザの負担になる所定の物体が映る負担領域(を構成する画素)として検出される。そして、負担領域については、式(1)の場合と同様に、視差量 $d(x,y)$ に対応する値 $((d(x,y)-d(x,y)/a)/2)$ の視差調整値 $c(x,y)$ が求められる。

【0191】

また、式(9)によれば、輝度 $L(x,y)$ が閾値 $TH1$ より大でないか、又は、差分絶対値 $S(x,y)$ が閾値 $TH2$ より大でない場合、3Dの内視鏡画像における位置 (x,y) の画素が、負担領域ではないとして、値が0の視差調整値 $c(x,y)$ が求められる。

【0192】

したがって、式(9)によれば、3Dの内視鏡画像において、ミストや煙等が映る負担領域について、視差が小さくなるように調整され、その結果、ユーザの負担を軽減することができる。

【0193】

図11は、図10のフレーム差分演算部41の構成例を示すブロック図である。

【0194】

図11において、フレーム差分演算部41は、フレームメモリ51及び差分絶対値演算部52を有する。

【0195】

フレームメモリ51及び差分絶対値演算部52には、現像部31Lから左眼画像のフレーム(の現像信号L)が供給される。

【0196】

フレームメモリ51は、現像部31Lからの左眼画像のフレームを記憶する。

【0197】

差分絶対値演算部52は、現像部31Lから供給される左眼画像のフレームを、順次、注目フレームとして、フレームメモリ51に記憶された、注目フレームの直前のフレームと、注目フレームとの各画素の画素値の差分絶対値を演算する。そして、差分絶対値演算部52は、差分絶対値を画素値とするフレーム差分画像を生成し、視差調整画像生成部43に供給する。

【0198】

すなわち、いま、注目フレームが、N番目のフレーム#Nであるとすると、差分絶対値演算部52は、フレームメモリ51に記憶された、N-1番目のフレーム#N-1とフレーム#Nとの各画素について、画素値の差分絶対値を演算することにより、フレーム差分画像を生成する。

【0199】

次に、図9の内視鏡システムで行われる、3Dの内視鏡画像を表示する画像表示の処理について説明する。

【0200】

図9の内視鏡システムでは、図5のフローチャートで説明した場合と同様の画像表示の処理が行われる。但し、図5の画像表示の処理において、ステップS2で行われる、3Dの内視鏡画像の視差量の調整の処理は、図6の場合と異なる。

【0201】

図12は、図9の内視鏡システムにおいて、図5のステップS2で行われる、3Dの内視鏡画像の視差量の調整の処理の例を説明するフローチャートである。

【0202】

ステップS41において、現像部31L及び31Rは、現像処理を行って、処理は、ステップS42に進む。

【0203】

すなわち、現像部31Lは、内視鏡11からの3Dの内視鏡画像を構成する左眼画像の画像信号Lを対象に、現像処理を行って、現像信号Lを生成し、画像シフト調整部32L、視

10

20

30

40

50

差画像生成部 3 4、フレーム差分演算部 4 1、及び、輝度信号変換部 4 2 に供給する。

【0204】

現像部 3 1 R は、内視鏡 1 1 からの 3D の内視鏡画像を構成する右眼画像の画像信号 R を対象に、現像処理を行って、現像信号 R を生成し、画像シフト調整部 3 2 R、及び、視差画像生成部 3 4 に供給する。

【0205】

ステップ S 4 2 では、視差画像生成部 3 4 は、現像部 3 1 L からの左眼画像、及び、現像部 3 1 R からの右眼画像を用いて、視差量 $d(x, y)$ を画素値とする視差画像を生成し、視差調整画像生成部 4 3 に供給して、処理は、ステップ S 4 3 に進む。

【0206】

ステップ S 4 3 では、フレーム差分演算部 4 1 は、現像部 3 1 L からの左眼画像の隣接するフレームどうしの各画素の画素値の差分絶対値を演算し、その差分絶対値を画素値とするフレーム差分画像を生成して、視差調整画像生成部 4 3 に供給する。

【0207】

さらに、ステップ S 4 3 では、輝度信号変換部 4 2 は、現像部 3 1 L からの左眼画像から、その左眼画像の各画素の輝度信号を求め、その輝度信号を画素値とする輝度画像を生成して、視差調整画像生成部 4 3 に供給する。

【0208】

そして、処理は、ステップ S 4 3 からステップ S 4 4 に進み、視差調整画像生成部 4 3 は、フレーム差分演算部 4 1 からのフレーム差分画像と、輝度信号変換部 4 2 からの輝度画像とに基づき、視差画像生成部 3 4 から供給される視差画像を用いて、視差調整値 $c(x, y)$ を画素値とする視差調整画像を生成する。

【0209】

さらに、視差調整画像生成部 4 3 は、視差調整画像を、画像シフト調整部 3 2 L 及び 3 2 R に供給して、処理は、ステップ S 4 4 からステップ S 4 5 に進む。

【0210】

以下、ステップ S 4 5 及び S 4 6 では、図 6 のステップ S 1 4 及び S 1 5 とそれぞれ同様の処理が行われる。

【0211】

< 内視鏡システムの第 3 実施の形態 >

【0212】

図 1 3 は、本技術を適用した内視鏡システムの第 3 実施の形態の構成例を示すブロック図である。

【0213】

なお、図中、図 1 の場合と対応する部分については、同一の符号を付してあり、以下では、その説明は、適宜、省略する。

【0214】

図 1 3 において、内視鏡システムは、内視鏡 1 1、及び、表示部 1 3 を有する点で、図 1 の場合と共通する。

【0215】

但し、図 1 3 の内視鏡システムは、電気メス 1 4、電気メススイッチ 1 5、及び、電気メス制御部 1 6 に代えて、鉗子 6 1 が設けられている点で、図 1 の場合と相違する。

【0216】

さらに、図 1 3 の内視鏡システムは、視差量調整部 1 2 に代えて、視差量調整部 7 0 が設けられている点で、図 1 の場合と相違する。

【0217】

鉗子 6 1 は、ユーザによって、患者の体内に挿入され、術部に処置を施すこと等に用いられる。

【0218】

視差量調整部 7 0 は、内視鏡画像 1 1 からの 3D の内視鏡画像の視差が、その内視鏡画像

10

20

30

40

50

を観察するユーザにとって負担になる場合に、3Dの内視鏡画像の視差量を、ユーザの負担が軽減されるように調整し、その調整後の内視鏡画像を表示部 1 3 に供給する点で、図 1 の視差量調整部 1 2 と共通する。

【 0 2 1 9 】

但し、視差量調整部 7 0 は、内視鏡画像 1 1 からの3Dの内視鏡画像に基づいて、その3Dの内視鏡画像における視差が負担になる負担領域を検出し、その負担領域の視差量を調整する点で、電気メス制御情報に基づいて視差量を調整する視差量調整部 1 2 と相違する。

【 0 2 2 0 】

なお、図 9 の視差量調整部 4 0 では、3Dの内視鏡画像において、ミストや煙が映る領域を負担領域としたが、図 1 3 の視差量調整部 7 0 では、3Dの内視鏡画像において、例えば、鉗子 6 1 等の処置具が映る領域が、負担領域として検出される。

10

【 0 2 2 1 】

すなわち、3Dの内視鏡画像において、例えば、鉗子 6 1 が映る領域である鉗子領域は、手前から奥の術部の方向に向かって広範囲に亘っていることがある。この場合、ユーザによる鉗子 6 1 の操作によって、鉗子領域の中でも面積が大きい手前側の領域が大きく動くと、上述の激しく動くミストや煙と同様に、ユーザに不快感を与え、ユーザの負担になることがある。

【 0 2 2 2 】

そこで、視差量調整部 7 0 は、鉗子領域の全部又は一部を、負担領域として検出し、その負担領域の視差を小さくするように調整することで、ユーザの負担を軽減する。

20

【 0 2 2 3 】

なお、視差量調整部 7 0 では、鉗子領域の全体を、負担領域として検出することもできるし、鉗子領域のうちの、動いた場合のユーザへの負担が大きい手前側の領域だけを、負担領域として検出することもできる。

【 0 2 2 4 】

図 1 4 は、鉗子 6 1 が映っている3Dの内視鏡画像（を構成する左眼画像又は右眼画像）の例を示す図である。

【 0 2 2 5 】

図 1 4 では、3Dの内視鏡画像の、左側と右側とに、体腔に挿入された鉗子 6 1 としての2本の鉗子が、組織を背景として映っている。

30

【 0 2 2 6 】

図 1 4 の3Dの内視鏡画像においては、左側の鉗子 6 1 が、手前から奥の術部の方向に広範囲に亘って映っている。かかる3Dの内視鏡画像において、左側の鉗子 6 1 が映る鉗子領域の、特に、面積が大きい手前側の領域が大きく動くと、3Dの内視鏡画像を観察しているユーザに不快感を与え、ユーザの負担になることがある。

【 0 2 2 7 】

図 1 5 は、図 1 3 の視差量調整部 7 0 の構成例を示すブロック図である。

【 0 2 2 8 】

なお、図中、図 3 の視差量調整部 1 2 と対応する部分については、同一の符号を付してあり、以下では、その説明は、適宜省略する。

40

【 0 2 2 9 】

図 1 5 において、視差量調整部 7 0 は、現像部 3 1 L 及び 3 1 R、画像シフト調整部 3 2 L 及び 3 2 R、画像補正部 3 3 L 及び 3 3 R、並びに、視差画像生成部 3 4 を有する点で、図 3 の視差量調整部 1 2 と共通する。

【 0 2 3 0 】

但し、図 1 5 の視差量調整部 7 0 は、視差調整画像生成部 3 5 に代えて、視差調整画像生成部 7 2 が設けられている点で、図 3 の視差量調整部 1 2 と相違する。さらに、図 1 5 の視差量調整部 7 0 は、鉗子領域検出部 7 1 が、新たに設けられている点で、図 3 の視差量調整部 1 2 と相違する。

【 0 2 3 1 】

50

鉗子領域検出部 7 1 には、現像部 3 1 L で得られる左眼画像（の現像信号 L）、及び、現像部 3 1 R で得られる右眼画像（の現像信号 R）のうち的一方が供給される。

【 0 2 3 2 】

図 1 5 では、左眼画像及び右眼画像のうちの、例えば、視差画像の生成で基準となる左眼画像が、鉗子領域検出部 7 1 に供給される。

【 0 2 3 3 】

鉗子領域検出部 7 1 は、現像部 3 1 L から供給される左眼画像から、鉗子 6 1 が映る鉗子領域を検出し、その検出結果を表す鉗子領域画像を生成して、視差調整画像生成部 7 2 に供給する。

【 0 2 3 4 】

ここで、鉗子領域検出部 7 1 での鉗子領域の検出の方法は、特に限定されるものではない。鉗子領域の検出の方法としては、例えば、第 1 の検出方法や第 2 の検出方法を採用することができる。

【 0 2 3 5 】

第 1 の検出方法では、鉗子 6 1 の色が、体内の組織の色と明らかに異なることを前提として、左眼画像の現像信号 L の R、G、及び、G の各値から、色相 (hue) が演算される。そして、その色相の閾値処理を行うことにより、鉗子 6 1 の色になっている領域が、鉗子領域として検出される。

【 0 2 3 6 】

第 2 の検出方法では、左眼画像の現像信号 L の R、G、及び、G の各値から、各画素の輝度が求められ、その輝度を画素値とする輝度画像が生成される。さらに、輝度画像のエッジ検出を行うことで、エッジが表されたエッジ画像が生成され、そのエッジ画像のハフ変換を行うことで、エッジ画像上の直線（状のエッジ）が検出される。そして、エッジ画像上の直線の中から、長さの長い 2 つの直線が検出され、その 2 つの直線で囲まれる領域が、鉗子領域として検出される。

【 0 2 3 7 】

視差調整画像生成部 7 2 には、鉗子領域検出部 7 1 から鉗子領域画像が供給される他、視差画像生成部 3 4 から、視差画像が供給される。

【 0 2 3 8 】

視差調整画像生成部 7 2 は、鉗子領域検出部 7 1 からの鉗子領域画像に基づき、視差画像生成部 3 4 からの視差画像を用いて、視差調整画像を生成し、画像シフト調整部 3 2 L 及び 3 2 R に供給する。

【 0 2 3 9 】

すなわち、位置 (x,y) の画素が、鉗子領域（の画素）であり、かつ、位置 (x,y) の画素の視差 d(x,y) が、閾値 TH3 より大である場合、視差調整画像生成部 7 2 は、例えば、式 (1 0) に従って、視差調整値 c(x,y) を求める。

【 0 2 4 0 】

$$c(x,y)=(d(x,y)-d(x,y)/a(x,y))/2$$

・・・ (1 0)

【 0 2 4 1 】

また、位置 (x,y) の画素が、鉗子領域でないか、又は、位置 (x,y) の画素が、鉗子領域であっても、視差 d(x,y) が、閾値 TH3 より大でない場合、視差調整画像生成部 7 2 は、例えば、式 (1 1) に従って、視差調整値 c(x,y) を求める。

【 0 2 4 2 】

$$c(x,y)=0$$

・・・ (1 1)

【 0 2 4 3 】

以上のように、視差調整画像生成部 7 2 は、式 (1 0) 又は式 (1 1) に従って、視差調整値 c(x,y) を求め、その視差調整値 c(x,y) を画素値とする視差調整画像を生成して、画像シフト調整部 3 2 L 及び 3 2 R に供給する。

10

20

30

40

50

【0244】

なお、閾値TH3は、負担領域の検出に用いる閾値であり、aは、1以上の定数である。TH3及びaは、例えば、内視鏡システムの開発者によって、実験的に値が決定される。

【0245】

以上のような視差調整画像生成部72では、所定の物体としての鉗子61が映る鉗子領域の中で、視差 $d(x,y)$ が閾値TH3より大きい領域、すなわち、手前側の領域が、負担領域として検出される。そして、負担領域については、例えば、式(1)の場合と同様に、視差量 $d(x,y)$ に対応する値 $((d(x,y)-d(x,y)/a)/2)$ の視差調整値 $c(x,y)$ が求められる。

【0246】

また、視差調整画像生成部72では、位置 (x,y) の画素が、鉗子領域でないか、又は、位置 (x,y) の画素が、鉗子領域であっても、視差 $d(x,y)$ が、閾値TH3より大でない場合、位置 (x,y) の画素が、負担領域ではないとして、値が0の視差調整値 $c(x,y)$ が求められる。

10

【0247】

したがって、画像シフト調整部32L及び32Rにおいて、視差調整画像生成部72で求められる視差調整値 $c(x,y)$ (を画素値とする視差調整画像)に基づいて、視差の調整を行うことにより、ユーザの負担を軽減することができる。

【0248】

すなわち、画像シフト調整部32L及び32Rでは、3Dの内視鏡画像において、鉗子61が映る鉗子領域のうちの手前側の負担領域について、視差が小さくなるように調整される。その結果、ユーザの負担を軽減することができる。

20

【0249】

図16は、図15の鉗子領域検出部71で生成される鉗子領域画像の例を示す図である。

【0250】

図16のAは、鉗子領域検出部71において、鉗子領域の検出の対象となる対象画像としての左眼画像の例を示している。

【0251】

図16のAの左眼画像においては、左眼画像の中央から下部に亘って、鉗子61が映っている。

【0252】

30

図16のBは、図16のAの左眼画像から鉗子領域を検出することにより生成される鉗子領域画像の例を示している。

【0253】

鉗子領域画像は、鉗子領域を表す、例えば、2値の画像になっている。

【0254】

次に、図13の内視鏡システムで行われる、3Dの内視鏡画像を表示する画像表示の処理について説明する。

【0255】

図13の内視鏡システムでは、図5のフローチャートで説明した場合と同様の画像表示の処理が行われる。但し、図5の画像表示の処理において、ステップS2で行われる、3Dの内視鏡画像の視差量の調整の処理は、図6の場合と異なる。

40

【0256】

図17は、図13の内視鏡システムにおいて、図5のステップS2で行われる、3Dの内視鏡画像の視差量の調整の処理の例を説明するフローチャートである。

【0257】

ステップS51において、現像部31L及び31Rは、現像処理を行って、処理は、ステップS52に進む。

【0258】

すなわち、現像部31Lは、内視鏡11からの3Dの内視鏡画像を構成する左眼画像の画像信号Lを対象に、現像処理を行って、現像信号Lを生成し、画像シフト調整部32L、視

50

差画像生成部 34、及び、鉗子領域検出部 71 に供給する。

【0259】

現像部 31R は、内視鏡 11 からの 3D の内視鏡画像を構成する右眼画像の画像信号 R を対象に、現像処理を行って、現像信号 R を生成し、画像シフト調整部 32R、及び、視差画像生成部 34 に供給する。

【0260】

ステップ S52 では、視差画像生成部 34 は、現像部 31L からの左眼画像、及び、現像部 31R からの右眼画像を用いて、視差量 $d(x,y)$ を画素値とする視差画像を生成し、視差調整画像生成部 72 に供給して、処理は、ステップ S53 に進む。

【0261】

ステップ S53 では、鉗子領域検出部 71 は、現像部 31L からの左眼画像から鉗子領域を検出する鉗子領域検出の処理を行い、鉗子領域を表す鉗子領域画像を生成して、視差調整画像生成部 72 に供給する。

【0262】

そして、処理は、ステップ S53 からステップ S54 に進み、視差調整画像生成部 72 は、鉗子領域検出部 71 からの鉗子領域画像に基づき、視差画像生成部 34 から供給される視差画像を用いて、視差調整値 $c(x,y)$ を画素値とする視差調整画像を生成する。

【0263】

さらに、視差調整画像生成部 72 は、視差調整画像を、画像シフト調整部 32L 及び 32R に供給して、処理は、ステップ S54 からステップ S55 に進む。

【0264】

以下、ステップ S55 及び S56 では、図 6 のステップ S14 及び S15 とそれぞれ同様の処理が行われる。

【0265】

図 18 は、図 17 のステップ S53 で行われる鉗子領域検出の処理の例を説明するフローチャートである。

【0266】

鉗子領域検出部 71 は、上述の第 1 及び第 2 の検出方法のうちの、例えば、第 2 の検出方法によって、左眼画像から鉗子領域を検出する。

【0267】

すなわち、ステップ S61 において、鉗子領域検出部 71 は、現像部 31L からの左眼画像の現像信号 L の R、G、及び、G の各値から、各画素の輝度を求め、その輝度を画素値とする輝度画像を生成して、処理は、ステップ S62 に進む。

【0268】

ステップ S62 では、鉗子領域検出部 71 は、輝度画像のエッジ検出を行い、エッジが表されたエッジ画像を生成して、処理は、ステップ S63 に進む。

【0269】

ステップ S63 では、鉗子領域検出部 71 は、エッジ画像をハフ変換することにより、エッジ画像上の直線（線分）を検出して、処理は、ステップ S64 に進む。

【0270】

ステップ S64 では、鉗子領域検出部 71 は、ステップ S63 で検出されたエッジ画像上の直線の中から、長さの長い順に 2 つの直線を、鉗子領域の境界を表す境界直線として検出し、処理は、ステップ S65 に進む。

【0271】

ステップ S65 では、鉗子領域検出部 71 は、2 つの境界直線で囲まれる領域を、鉗子領域として検出し、処理は終了する（リターンする）。

【0272】

なお、図 13 の視差量調整部 70 では、鉗子 61 が映る鉗子領域（の一部）を、負担領域として検出することとしたが、視差量調整部 70 では、鉗子 61 の他、例えば、シース等の処置具、その他の、3D の内視鏡画像を観察するユーザの負担になる所定の物体（例え

10

20

30

40

50

ば、奥行き方向に大きく動く物体や、3Dの内視鏡画像において大きな領域を占める、動く物体等）が映る領域の一部又は全部を、負担領域として検出することができる。そして、その負担領域について、ユーザの負担を軽減するように、視差量の調整を行うことができる。

【0273】

以上のように、本実施の形態の内視鏡システムによれば、例えば、3Dの内視鏡画像を観察しながら外科手術を行うケースにおいて、内視鏡スコープ11Bの先端に近接した激しい動きのミストや煙に対し、視差量が調整されるので、違和感や不快感の少ない3Dの内視鏡画像を、ユーザ（術者）に提示することができる。

【0274】

さらに、本実施の形態の内視鏡システムによれば、例えば、3Dの内視鏡画像を観察しながら外科手術を行うケースにおいて、内視鏡スコープ11Bの先端に近接した動きの激しい鉗子領域に対し、視差量が調整されるので、違和感や不快感の少ない3Dの内視鏡画像を、ユーザに提示することができる。

【0275】

したがって、本実施の形態の内視鏡システムによれば、ユーザの疲労を軽減し、集中力の維持に貢献することができる。

【0276】

なお、本技術は、体内に、内視鏡スコープ11Bが挿入される内視鏡11で撮像された内視鏡画像の他、例えば、いわゆるカプセル型の内視鏡で撮像された内視鏡画像を処理する場合に適用することができる。

【0277】

さらに、本技術は、人体を撮像した画像の他、人体以外の生体を撮像した画像を処理する場合に適用することができる。

【0278】

また、本技術は、内視鏡11で生体を撮像した内視鏡画像の他、例えば、顕微鏡で生体を撮像した生体画像を処理する場合に適用することができる。その他、本技術は、ファイバースコープと呼ばれる内視鏡で、生体以外の被写体を撮像した内視鏡画像に適用することができる。

【0279】

さらに、上述の第1実施の形態ないし第3実施の形態の内視鏡システムにおける視差量の調整は、組み合わせる用いることができる。すなわち、例えば、視差量を小さくする調整は、煙やミストが映る領域と、鉗子が映る鉗子領域との両方に行うことができる。

【0280】

< 本技術を適用したコンピュータの説明 >

【0281】

次に、視差量調整部12や、40、70の一連の処理は、ハードウェアにより行うこともできるし、ソフトウェアにより行うこともできる。一連の処理をソフトウェアによって行う場合には、そのソフトウェアを構成するプログラムが、マイクロコンピュータ等にインストールされる。

【0282】

そこで、図19は、上述した一連の処理を実行するプログラムがインストールされるコンピュータの一実施の形態の構成例を示している。

【0283】

プログラムは、コンピュータに内蔵されている記録媒体としてのハードディスク105やROM103に予め記録しておくことができる。

【0284】

あるいはまた、プログラムは、リムーバブル記録媒体111に格納（記録）しておくことができる。このようなリムーバブル記録媒体111は、いわゆるパッケージソフトウェアとして提供することができる。ここで、リムーバブル記録媒体111としては、例えば

10

20

30

40

50

、フレキシブルディスク、CD-ROM(Compact Disc Read Only Memory)、MO(Magneto Optical)ディスク、DVD(Digital Versatile Disc)、磁気ディスク、半導体メモリ等がある。

【0285】

なお、プログラムは、上述したようなリムーバブル記録媒体111からコンピュータにインストールする他、通信網や放送網を介して、コンピュータにダウンロードし、内蔵するハードディスク105にインストールすることができる。すなわち、プログラムは、例えば、ダウンロードサイトから、デジタル衛星放送用の人工衛星を介して、コンピュータに無線で転送したり、LAN(Local Area Network)、インターネットといったネットワークを介して、コンピュータに有線で転送することができる。

【0286】

コンピュータは、CPU(Central Processing Unit)102を内蔵しており、CPU102には、バス101を介して、入出力インタフェース110が接続されている。

【0287】

CPU102は、入出力インタフェース110を介して、ユーザによって、入力部107が操作等されることにより指令が入力されると、それに従って、ROM(Read Only Memory)103に格納されているプログラムを実行する。あるいは、CPU102は、ハードディスク105に格納されたプログラムを、RAM(Random Access Memory)104にロードして実行する。

【0288】

これにより、CPU102は、上述したフローチャートにしたがった処理、あるいは上述したブロック図の構成により行われる処理を行う。そして、CPU102は、その処理結果を、必要に応じて、例えば、入出力インタフェース110を介して、出力部106から出力、あるいは、通信部108から送信、さらには、ハードディスク105に記録等させる。

【0289】

なお、入力部107は、キーボードや、マウス、マイク等で構成される。また、出力部106は、LCD(Liquid Crystal Display)やスピーカ等で構成される。

【0290】

ここで、本明細書において、コンピュータがプログラムに従って行う処理は、必ずしもフローチャートとして記載された順序に沿って時系列に行われる必要はない。すなわち、コンピュータがプログラムに従って行う処理は、並列的あるいは個別に実行される処理(例えば、並列処理あるいはオブジェクトによる処理)も含む。

【0291】

また、プログラムは、1のコンピュータ(プロセッサ)により処理されるものであっても良いし、複数のコンピュータによって分散処理されるものであっても良い。さらに、プログラムは、遠方のコンピュータに転送されて実行されるものであっても良い。

【0292】

さらに、本明細書において、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。

【0293】

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。

【0294】

例えば、本技術は、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をとることができる。

【0295】

また、上述のフローチャートで説明した各ステップは、1つの装置で実行する他、複数

10

20

30

40

50

の装置で分担して実行することができる。

【0296】

さらに、1つのステップに複数の処理が含まれる場合には、その1つのステップに含まれる複数の処理は、1つの装置で実行する他、複数の装置で分担して実行することができる。

【0297】

また、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、他の効果があってもよい。

【0298】

なお、本技術は、以下の構成をとることができる。

10

【0299】

< 1 >

生体を撮像した3D(Dimensions)の生体画像の視差がユーザにとって負担になるかどうかに応じて、前記3Dの生体画像の視差量を調整する視差量調整部を備える画像処理装置。

< 2 >

前記視差量調整部は、エネルギーデバイスが使用されている場合に、前記3Dの生体画像の視差量を調整する

< 1 > に記載の画像処理装置。

< 3 >

20

前記エネルギーデバイスは、電気メスである

< 2 > に記載の画像処理装置。

< 4 >

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像に基づいて、前記3Dの生体画像における視差が負担になる負担領域の視差量を調整する

< 1 > に記載の画像処理装置。

< 5 >

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像の動きに基づいて、前記負担領域の視差量を調整する

< 4 > に記載の画像処理装置。

30

< 6 >

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像の輝度に基づいて、前記負担領域の視差量を調整する

< 4 > に記載の画像処理装置。

< 7 >

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像の動き及び輝度に基づいて、前記負担領域の視差量を調整する

< 4 > に記載の画像処理装置。

< 8 >

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像において、所定の物体が映る領域を、前記負担領域として検出する

40

< 4 > に記載の画像処理装置。

< 9 >

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像において、処置具が映る領域を、前記負担領域として検出する

< 8 > に記載の画像処理装置。

< 10 >

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像において、ミスト又は煙が映る領域を、前記負担領域として検出する

< 8 > に記載の画像処理装置。

50

< 1 1 >

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像の視差量を、視差が小さくなるように調整する
< 1 > ないし < 1 0 > のいずれかに記載の画像処理装置。

< 1 2 >

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像の視差量を、視差が、前記視差量に対応する調整値だけ小さくなるように調整する

< 1 1 > に記載の画像処理装置。

< 1 3 >

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像の視差量を、視差が、前記視差量と、前記3Dの生体画像の動き及び輝度のうちの一方又は両方とに対応する調整値だけ小さくなるように調整する

< 1 1 > に記載の画像処理装置。

< 1 4 >

前記視差量調整部は、前記3Dの生体画像を構成する左眼で観察される左眼画像、及び、右眼で観察される右眼画像とのうちの一方の画像の注目画素の画素値と、前記左眼画像及び前記右眼画像のうちの他方の画像の、前記注目画素に対応する対応画素の画素値とを水平方向にシフトすることにより、前記3Dの生体画像の視差量を調整する

< 1 > ないし < 1 3 > のいずれかに記載の画像処理装置。

< 1 5 >

前記左眼画像及び前記右眼画像のうちの、前記画素値のシフトによって画素値が欠落した欠落画素の画素値を補間することにより、前記左眼画像及び前記右眼画像を補正する画像補正部をさらに備える

< 1 4 > に記載の画像処理装置。

< 1 6 >

前記画像補正部は、前記欠落画素の画素値を、その欠落画素の近傍の画素のうちの、欠落画素になっていない画素の画素値によって補間する

< 1 5 > に記載の画像処理装置。

< 1 7 >

前記生体画像は、内視鏡で前記生体を撮像した内視鏡画像である

< 1 > ないし < 1 6 > のいずれかに記載の画像処理装置。

< 1 8 >

生体を撮像した3D(Dimensions)の生体画像の視差がユーザにとって負担になるかどうかに応じて、前記3Dの生体画像の視差量を調整する

ステップを含む画像処理方法。

< 1 9 >

生体を撮像した3D(Dimensions)の生体画像の視差がユーザにとって負担になるかどうかに応じて、前記3Dの生体画像の視差量を調整する視差量調整部

として、コンピュータを機能させるためのプログラム。

< 2 0 >

3D(Dimensions)の画像を撮像する内視鏡と、

前記内視鏡で生体を撮像することにより得られる3Dの生体画像の視差がユーザにとって負担になるかどうかに応じて、前記3Dの生体画像の視差量を調整する視差量調整部と、

前記視差量調整部で前記視差量が調整された前記3Dの生体画像を表示する表示部とを備える内視鏡システム。

【符号の説明】

【 0 3 0 0 】

1 1 内視鏡, 1 1 A カメラヘッド, 1 1 B 内視鏡スコープ, 1 2 視差量調整部, 1 3 表示部, 1 4 電気メス, 1 5 電気メススイッチ, 1 6 電気メス制御部, 2 1 L, 2 1 R 撮像素子, 3 1 L, 3 1 R 現像部, 3 2 L, 3 2 R 画像シフト調整部, 3 3 L, 3 3 R 画像補正部, 3 4 視差画像生成部, 3

10

20

30

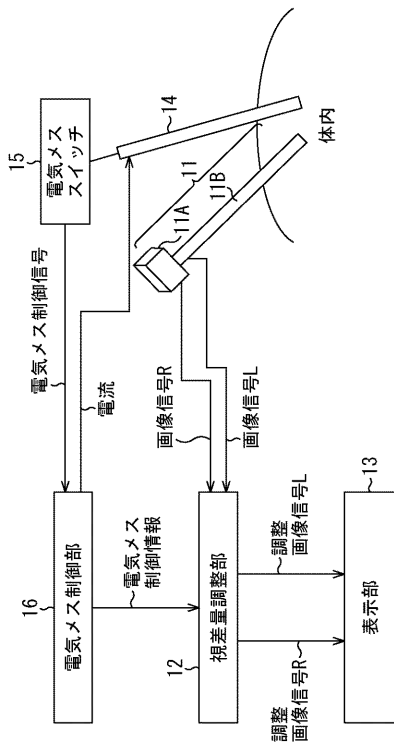
40

50

5 視差調整画像生成部, 40 視差量調整部, 41 フレーム差分演算部, 42 輝度信号変換部, 43 視差調整画像生成部, 51 フレームメモリ, 52 差分絶対値演算部, 61 鉗子, 70 視差量調整部, 71 鉗子領域検出部, 101 バス, 102 CPU, 103 ROM, 104 RAM, 105 ハードディスク, 106 出力部, 107 入力部, 108 通信部, 109 ドライブ, 110 入出カインタフェース, 111 リムーバブル記録媒体

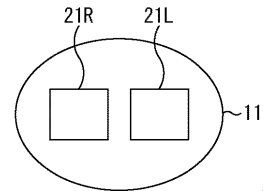
【図 1】

図1



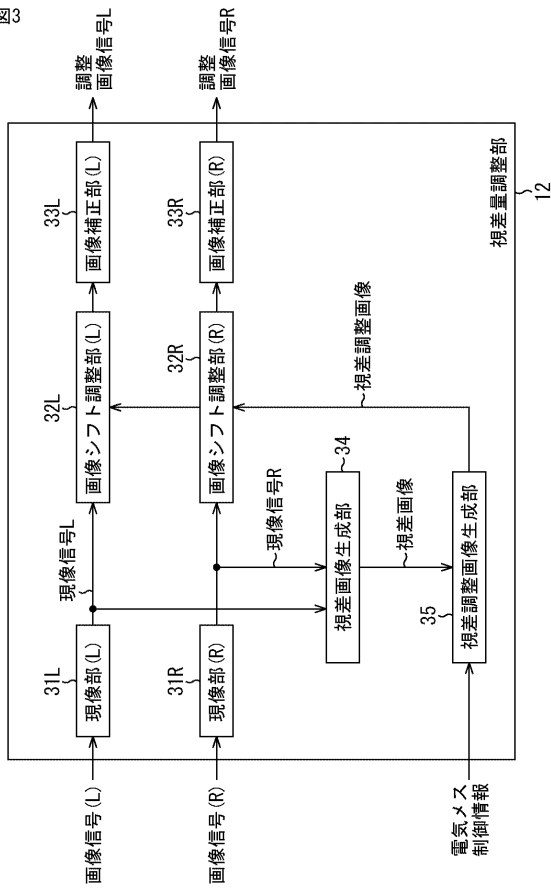
【図 2】

図2



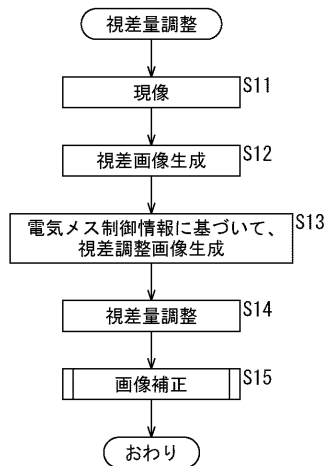
【図 3】

図3



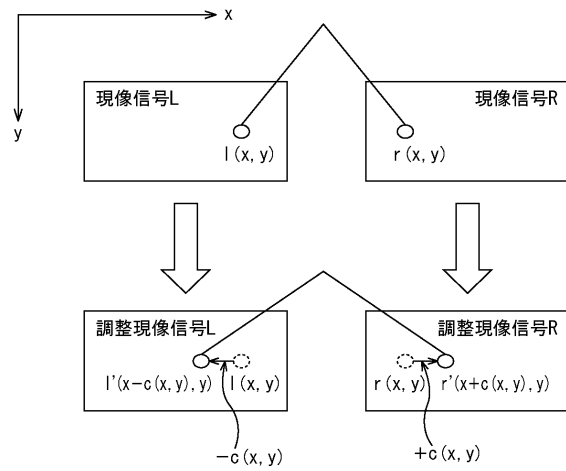
【図 6】

図6



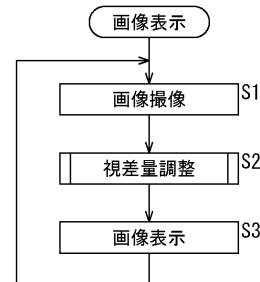
【図 4】

図4



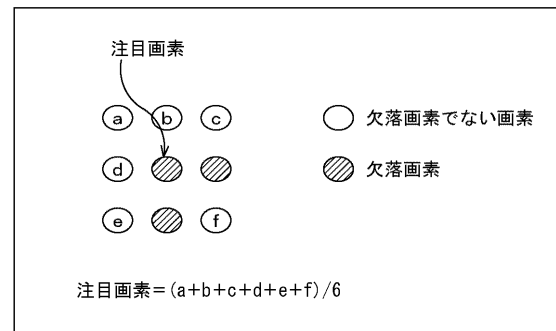
【図 5】

図5



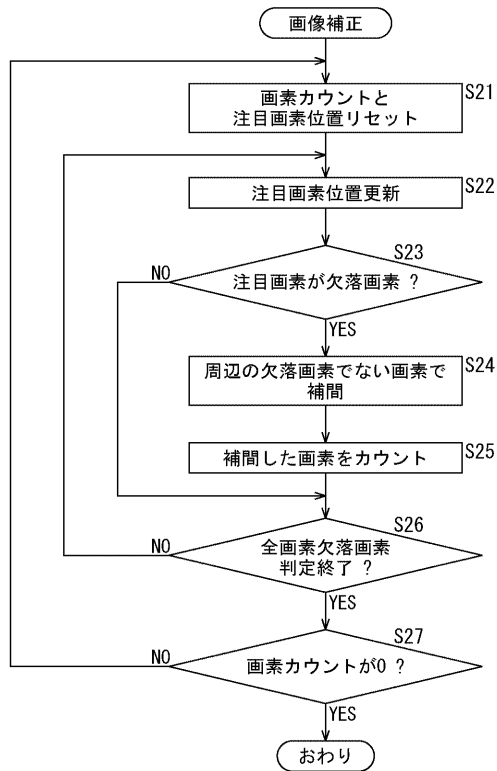
【図 7】

図7



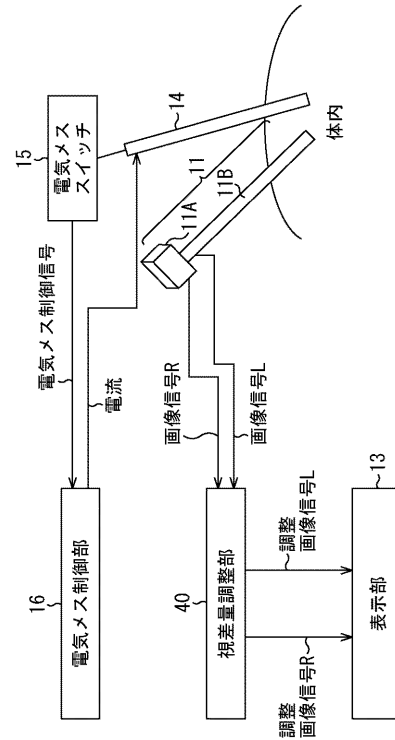
【図 8】

図8



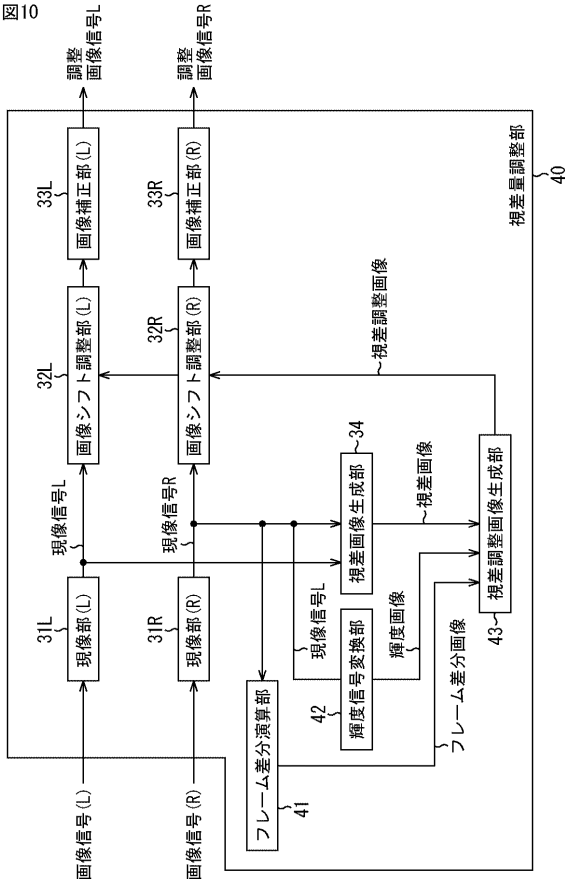
【図 9】

図9



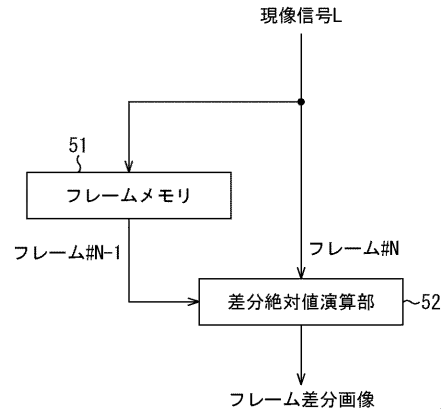
【図 10】

図10



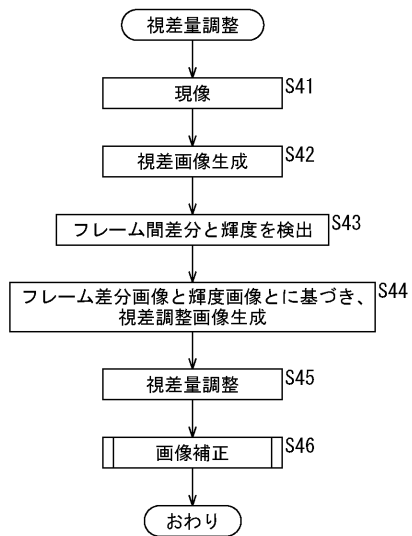
【図 11】

図11



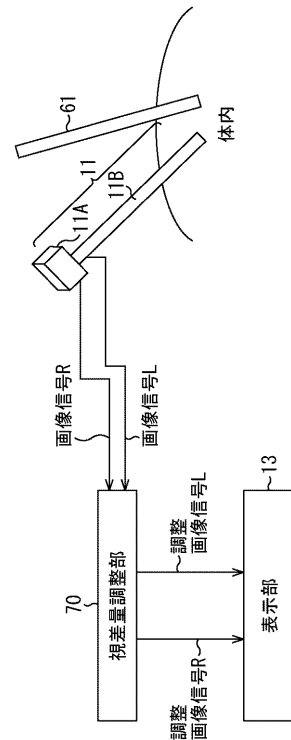
【 図 1 2 】

図12



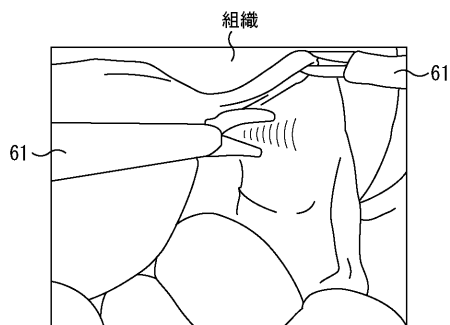
【 図 1 3 】

図13



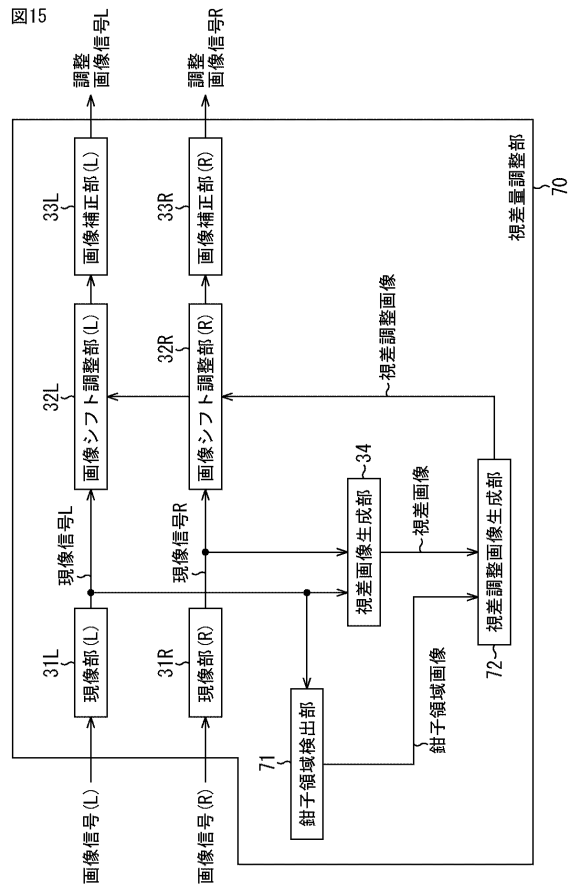
【 ㊦ 1 4 】

图14



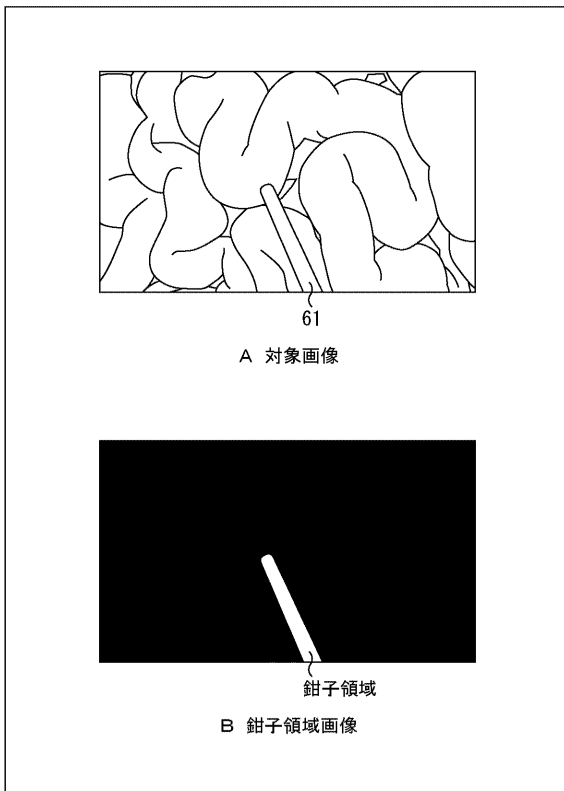
【 ㊦ 1 5 】

图15



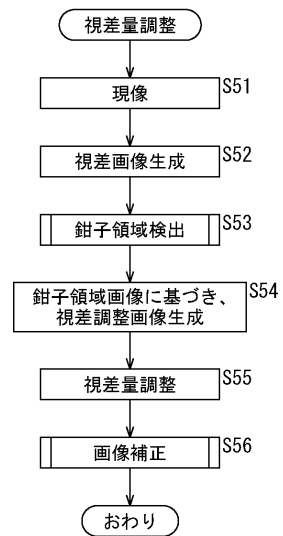
【図 16】

図16



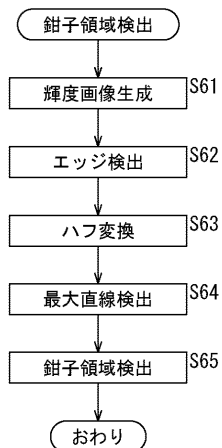
【図 17】

図17



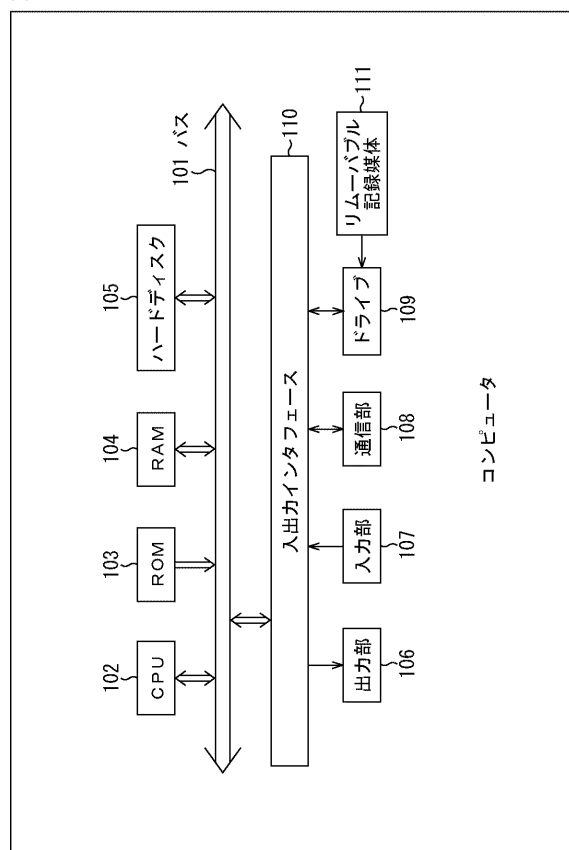
【図 18】

図18



【図 19】

図19



フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I			テーマコード(参考)		
H 0 4 N 13/02 (2006.01)	H 0 4 N	13/02	3 9 0			
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N	7/18	M			

(72)発明者 見留 徹

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) 2H040 BA15 DA11 GA02 GA11
4C161 BB06 CC06 FF40 GG15 GG22 HH21 HH28 HH51 HH56 JJ11
JJ17 LL01 LL08 NN01 RR06 RR22 SS22 TT01
5C054 CA04 CC02 HA12
5C061 AB04 AB06 AB14 AB18

专利名称(译)	图像处理设备，图像处理方法，程序和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2016131276A	公开(公告)日	2016-07-21
申请号	JP2015004127	申请日	2015-01-13
[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	白木寿一 鹿島浩司 見留徹		
发明人	白木 寿一 鹿島 浩司 見留 徹		
IPC分类号	H04N13/00 H04N13/04 A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 H04N13/02 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 H04N13/128 H04N13/204 A61B1/00009 A61B1/00087 A61B1/00193		
FI分类号	H04N13/00.220 H04N13/04.400 A61B1/04.370 A61B1/00.300.J G02B23/24.B H04N13/02.390 H04N7/18.M A61B1/00.522 A61B1/00.620 A61B1/00.622 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.612 A61B1/045.622 H04N13/128 H04N13/239 H04N13/344		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/DA11 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/GG15 4C161/GG22 4C161/HH21 4C161/HH28 4C161/HH51 4C161/HH56 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/LL01 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/RR06 4C161/RR22 4C161/SS22 4C161/TT01 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/HA12 5C061/AB04 5C061/AB06 5C061/AB14 5C061/AB18		
代理人(译)	西川 孝		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了减轻在3D内窥镜图像中反射移动物体或物体的一部分从正面延伸到背面时移动给用户带来的负担， 提供了图像处理方法，程序和内窥镜系统。在内窥镜系统中，用户在捕捉3D（尺寸）图像的内窥镜11与通过利用内窥镜11捕捉生物的图像而获得的3D生物特征图像之间的视差负担重。视差量调节单元12根据显示单元13是否显示其视差量已经被视差量调节单元12调节的3D生物图像来调节3D生物图像的视差量。[选型图]图1

