

(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2013-223666

(P2013-223666A)

(43) 公開日 平成25年10月31日(2013. 10. 31)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 C	5 B 0 5 O
G 0 6 T 19/00 (2011.01)	G 0 6 T 19/00 F	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 O O E	
審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 11 頁)		

(21) 出願番号 特願2012-97975 (P2012-97975)
 (22) 出願日 平成24年4月23日 (2012. 4. 23)

(出願人による申告) 国等の委託研究の成果に係る特許出願「内視鏡下手術支援システムの研究開発プロジェクト」委託研究、産業技術力強化法第19条の適用を受ける特許出願」

(71) 出願人 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (74) 代理人 100169856
 弁理士 尾山 栄啓
 (72) 発明者 大島 有一
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 H O
 Y A 株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 BA15 CA11 CA22 GA02 GA06
 GA11
 4C161 BB06 CC06 HH52 JJ17 LL02
 NN05 SS21 TT20 WW15
 5B050 AA02 BA04 BA06 DA07 EA13
 EA18 EA27 FA02 FA06

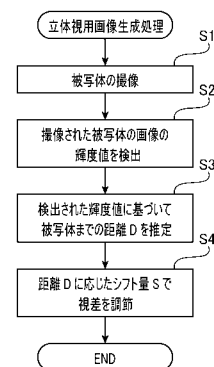
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡、画像処理装置、電子内視鏡システム及び立体視用画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】 電子内視鏡の硬性部分の長さ及び電子内視鏡の外径の増大を抑えるのに好適な、立体視対応の電子内視鏡を提供すること。

【解決手段】 電子内視鏡を、視差のある一对の被写体画像を撮影する撮影手段と、撮影された一对の被写体画像の少なくとも一方を解析する画像解析手段と、画像解析手段による解析結果に基づいて所定の基準位置から被写体までの距離を推定する距離推定手段と、推定された距離に応じて所定の表示画面上における一对の被写体画像の視差を調節する視差調節手段とで構成する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

視差のある一对の被写体画像を撮影する撮影手段と、
前記撮影された一对の被写体画像の少なくとも一方を解析する画像解析手段と、
前記画像解析手段による解析結果に基づいて所定の基準位置から前記被写体までの距離を推定する距離推定手段と、
前記推定された距離に応じて所定の表示画面上における前記一对の被写体画像の視差を調節する視差調節手段と、
を備えることを特徴とする、電子内視鏡。

【請求項 2】

前記視差調節手段は、前記距離推定手段により推定される距離を変数とした所定の関数を用いて、前記視差の調節量を算出することを特徴とする、請求項 1 に記載の電子内視鏡。

【請求項 3】

ユーザによる操作に従い、前記所定の関数を定義する所定のパラメータの値を変更する操作手段
を備えることを特徴とする、請求項 2 に記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

前記画像解析手段は、前記被写体画像の輝度を検出し、
前記距離推定手段は、前記検出された被写体画像の輝度に基づいて前記被写体までの距離を推定することを特徴とする、請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の電子内視鏡。

【請求項 5】

前記視差調節手段は、前記表示画面上における前記一对の被写体画像の互いのズレ量を調節することを特徴とする、請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載の電子内視鏡。

【請求項 6】

視差のある一对の被写体画像を撮影可能な電子内視鏡と接続可能な画像処理装置において、

前記電子内視鏡より入力される前記一对の被写体画像の少なくとも一方を解析する画像解析手段と、

前記画像解析手段による解析結果に基づいて所定の基準位置から前記被写体までの距離を推定する距離推定手段と、

前記推定された距離に応じて所定の表示画面上における前記一对の被写体画像の視差を調節する視差調節手段と、
を備えることを特徴とする、画像処理装置。

【請求項 7】

前記視差調節手段は、前記距離推定手段により推定される距離を変数とした所定の関数を用いて、前記視差の調節量を算出することを特徴とする、請求項 6 に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

ユーザによる操作に従い、前記所定の関数を定義する所定のパラメータの値を変更する操作手段
を備えることを特徴とする、請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記画像解析手段は、前記被写体画像の輝度を検出し、

前記距離推定手段は、前記検出された被写体画像の輝度に基づいて前記被写体までの距離を推定することを特徴とする、請求項 6 から請求項 8 の何れか一項に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

前記視差調節手段は、前記表示画面上における前記一对の被写体画像の互いのズレ量を

10

20

30

40

50

調節することを特徴とする、請求項 6 から請求項 9 の何れか一項に記載の画像処理装置。

【請求項 1 1】

請求項 6 から請求項 1 0 の何れか一項に記載の画像処理装置と、

前記画像処理装置と接続されており、視差のある一对の被写体画像を撮影可能な電子内視鏡と、

を備えることを特徴とする、電子内視鏡システム。

【請求項 1 2】

視差のある一对の被写体画像を撮影する撮影ステップと、

前記撮影された一对の被写体画像の少なくとも一方を解析する画像解析ステップと、

前記画像解析ステップでの解析結果に基づいて所定の基準位置から前記被写体までの距離を推定する距離推定ステップと、

前記推定された距離に応じて所定の表示画面上における前記一对の被写体画像の視差を調節する視差調節ステップと、

を含む、立体視用画像生成方法。

【請求項 1 3】

前記視差調節ステップにて、前記距離推定ステップで推定される距離を変数とした所定の関数を用いて、前記視差の調節量を算出する、請求項 1 2 に記載の立体視用画像生成方法。

【請求項 1 4】

ユーザによる操作に従い、前記所定の関数を定義する所定のパラメータの値を変更する値変更ステップ

を含む、請求項 1 3 に記載の立体視用画像生成方法。

【請求項 1 5】

前記画像解析ステップにて、前記被写体画像の輝度を検出し、

前記距離推定ステップにて、前記画像解析ステップで検出された被写体画像の輝度に基づいて前記被写体までの距離を推定する、請求項 1 2 から請求項 1 4 の何れか一項に記載の立体視用画像生成方法。

【請求項 1 6】

前記視差調節ステップにて、前記表示画面上における前記一对の被写体画像の互いのズレ量を調節する、請求項 1 2 から請求項 1 5 の何れか一項に記載の立体視用画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、立体視可能な画像を取得する電子内視鏡、画像処理装置、電子内視鏡システム及び立体視用画像生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

一般的な電子内視鏡による撮影画像は、奥行きに関する情報が乏しいという問題がある。そこで、従来より、立体視可能な画像を生成する電子内視鏡システムが提案されている。この種の電子内視鏡システムの具体的構成は、例えば特許文献 1 に記載されている。

【0003】

特許文献 1 に記載の電子内視鏡システムは、一对の撮像素子と、各撮像素子に対応する一对のイメージファイバを備えている。各イメージファイバの射出端は、電子内視鏡の基端部にて対応する撮像素子と結合し、各イメージファイバの入射端は、電子内視鏡の先端部にて対応する対物レンズと結合している。術者が手元の操作部を操作すると、電子内視鏡の先端部内に組み込まれた機構が各イメージファイバの入射端の向きを変化させ、これにより、一对のイメージファイバによる輻輳角 θ が変化する。術者は、輻輳角 θ を変化させることにより、任意の距離にある対象物の立体画像を観察することができる。

【先行技術文献】

10

20

30

40

50

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開平8-82752号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかし、輻輳角 θ を変化させるための機構を電子内視鏡の先端部内に組み込むと、硬性部分である先端部の長さが長くなると共に電子内視鏡の外径が大きくなる。そのため、電子内視鏡を体腔内に挿入した際の患者の負担が増加するという問題が指摘される。

【0006】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、電子内視鏡の硬性部分の長さ及び電子内視鏡の外径の増大を抑えるのに好適な、立体視対応の電子内視鏡、画像処理装置及び電子内視鏡システムを提供することである。また、電子内視鏡等の撮像装置の大型化を抑えるのに好適な立体視用画像生成方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一形態に係る電子内視鏡は、視差のある一对の被写体画像を撮影する撮影手段と、撮影された一对の被写体画像の少なくとも一方を解析する画像解析手段と、画像解析手段による解析結果に基づいて所定の基準位置から被写体までの距離を推定する距離推定手段と、推定された距離に応じて所定の表示画面上における一对の被写体画像の視差を調節する視差調節手段とを備えることを特徴とする。

【0008】

本発明の一形態によれば、輻輳角 θ を調節するための調節機構を電子内視鏡の先端部に配置することなく視差を調節することができるため、立体視に対応させたことに伴う、電子内視鏡の硬性部分の長さ及び電子内視鏡の外径の増大が抑えられる。

【0009】

視差調節手段は、距離推定手段により推定される距離を変数とした所定の関数を用いて視差の調節量を算出する構成としてもよい。

【0010】

また、本発明の一形態に係る電子内視鏡は、ユーザによる操作に従い、所定の関数を定義する所定のパラメータの値を変更する操作手段を備える構成としてもよい。

【0011】

画像解析手段は、被写体画像の輝度を検出する構成であってもよい。この場合、距離推定手段は、画像解析手段により検出された被写体画像の輝度に基づいて被写体までの距離を推定することができる。

【0012】

また、視差調節手段は、例えば表示画面上における一对の被写体画像の互いのズレ量を調節（視差を調節）する構成としてもよい。

【0013】

また、本発明の一形態に係る画像処理装置は、視差のある一对の被写体画像を撮影可能な電子内視鏡と接続可能な装置であり、電子内視鏡より入力される一对の被写体画像の少なくとも一方を解析する画像解析手段と、画像解析手段による解析結果に基づいて所定の基準位置から被写体までの距離を推定する距離推定手段と、推定された距離に応じて所定の表示画面上における一对の被写体画像の視差を調節する視差調節手段とを備えることを特徴とする。

【0014】

また、本発明の一形態に係る電子内視鏡システムは、上記画像処理装置と、この画像処理装置と接続されており、視差のある一对の被写体画像を撮影可能な電子内視鏡とを備えることを特徴とする。

【0015】

10

20

30

40

50

また、本発明の一形態に係る立体視用画像生成方法は、視差のある一对の被写体画像を撮影する撮影ステップと、撮影された一对の被写体画像の少なくとも一方を解析する画像解析ステップと、画像解析ステップでの解析結果に基づいて所定の基準位置から被写体までの距離を推定する距離推定ステップと、推定された距離に応じて所定の表示画面上における一对の被写体画像の視差を調節する視差調節ステップとを含む方法である。

【発明の効果】

【0016】

本発明の一形態によれば、電子内視鏡の硬性部分の長さ及び電子内視鏡の外径の増大を抑えるのに好適な、立体視対応の電子内視鏡、画像処理装置及び電子内視鏡システムが提供される。また、電子内視鏡等の撮像装置の大型化を抑えるのに好適な立体視用画像生成方法が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の第一実施形態に係る電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図2】立体視モード中に電子内視鏡システムにて実行される立体視用画像生成処理のフローチャートを示す図である。

【図3】図2の立体視用画像生成処理による視差の調節を説明する図である。

【図4】本発明の第二実施形態に係る電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムについて説明する。

【0019】

(第一実施形態)

図1は、本発明の第一実施形態の電子内視鏡システム1の構成を示すブロック図である。図1に示されるように、電子内視鏡システム1は、立体視対応の撮像システムであり、電子スコープ100、プロセッサ200及びモニタ300を備えている。電子スコープ100の基端は、プロセッサ200と光学的・電氣的に接続されている。プロセッサ200は、電子スコープ100より入力される撮像信号を処理して画像を生成する画像処理装置と、自然光の届かない体腔内を電子スコープ100を介して照明する光源装置とを一体に備えた一体型プロセッサである。別の実施形態では、画像処理装置と光源装置とを一体型装置でなく別体の装置で構成してもよい。

【0020】

図1に示されるように、プロセッサ200は、システムコントローラ202及びタイミングコントローラ204を有している。システムコントローラ202は、電子内視鏡システム1を構成する各要素を制御する。タイミングコントローラ204は、信号の処理タイミングを調整するクロックパルスを電子内視鏡システム1内の各種回路に出力する。

【0021】

ランプ208は、ランプ電源イグナイタ206による始動後、白色光を放射する。ランプ208には、キセノンランプ、ハロゲンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプ等の高輝度ランプが適している。ランプ208から放射された照明光は、集光レンズ210によって集光されると共に絞り212を介して適正な光量に制限されて、LCB (Light Carrying Bundle) 102の入射端に入射する。

【0022】

絞り212には、図示省略されたアームやギヤ等の伝達機構を介してモータ214が機械的に連結している。モータ214は例えばDCモータであり、ドライバ216のドライブ制御下で駆動する。絞り212は、モニタ300の表示画面上での表示が予定される映像を適正な明るさにするため、モータ214によって動作して開度に変化して、ランプ2

10

20

30

40

50

08より放射される照明光の光量を開度に応じて制限する。適正とされる映像の明るさの基準は、術者によるユーザインタフェース218に対する輝度調節操作に応じて設定変更される。なお、ドライバ216を制御して輝度調整を行う調光回路は周知の回路であり、本明細書においては省略することとする。

【0023】

LCB102の入射端に入射した照明光は、LCB102内を全反射を繰り返すことによって伝播する。LCB102内を伝播した照明光は、電子スコープ100の先端部内に配されたLCB102の射出端から射出する。LCB102の射出端から射出した照明光は、配光レンズ104を介して被写体を照明する。

【0024】

電子スコープ100の先端部内には、左右の眼に対応する一対の撮像素子が配置されている。具体的には、右眼に対応する撮像素子は、対物レンズ106R及び固体撮像素子108Rを備えており、左眼に対応する撮像素子は、対物レンズ106L及び固体撮像素子108Lを備えている。固体撮像素子108R及び108Lは、例えばCCD（Charge Coupled Device）イメージセンサやCMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）イメージセンサ等の一般的な撮像素子である。

【0025】

本実施形態では、立体視用画像を撮像するため、左右のカメラの光軸を平行に配置する平行法（parallel camera configuration）を採用している。そのため、対物レンズ106Rと106Lは互いの光軸が平行に配置されており、かつ固体撮像素子108Rと108Lは互いの受光面の垂線が平行に配置されている。

【0026】

なお、別の実施形態では、左右のカメラの光軸を交差させる交差法（toed-in camera configuration）を採用してもよい。また、別の実施形態では、固体撮像素子を2つ備える二眼タイプに限らず、一眼タイプ（例えば被写体からの反射光を前段の光路分配用のプリズムにて2つの光路に分配した後、後段の光路合成用のプリズムにて合成し、単一の固体撮像素子により視差画像を受像するタイプ）を採用してもよい。

【0027】

本実施形態では平行法を採用するため、コンバージェンスポイントが無窮遠に位置する。そのため、術者は、モニタ300の表示画面内の全ての被写体が表示画面よりも手前側に位置するように知覚し、より詳細には、実際に電子スコープ100の先端面に近い被写体ほど眼前に位置するように知覚する。しかし、被写体が眼前に位置することによって術者が眼の調節を働かせ続けなければならない場合、術者に対する負担が大きい。また、視差が大きい場合には、運動性融像が必要となったり、そもそも融像することができなったりするため、術者に対する負担が大きい。そこで、コンバージェンスポイントを調節可能とし、術者が知覚する立体感を変えられるようにすることが望ましい。なお、本実施形態で採用する平行法以外の他の方式でも、コンバージェンスポイントを固定した場合には同様の問題が発生し得る。

【0028】

電子スコープ100のモード切替ボタン114又はプロセッサ200のフロントパネルに設置されたユーザインタフェース218が術者によって操作されると、電子内視鏡システム1が通常モード又は立体視モードに切り替えられる。電子内視鏡システム1は、通常モード中、一方の撮像素子による撮像信号を処理して得た被写体像（二次元画像）をモニタ300の表示画面に表示し、立体視モード中、一対の撮像素子による撮像信号を処理して得た被写体像（立体視用画像）をモニタ300の表示画面に表示する。なお、二次元画像の処理については周知であるため、本明細書においては省略することとする。また、図1においては、図面を簡明化するため、モード切替ボタン114と他のブロックとの結線は省略している。

【0029】

[立体視用画像生成処理]

10

20

30

40

50

図 2 は、立体視モード中に電子内視鏡システム 1 にて実行される立体視用画像生成処理のフローチャートを示す図である。説明の便宜上、本明細書中の説明並びに図面において、処理ステップは「S」と省略して記す。

【0030】

[図 2 の S 1 (被写体の撮像)]

立体視モードへの切替後、被写体の撮像が行われる。具体的には、固体撮像素子 108 R、108 L はそれぞれ、対物レンズ 106 R、106 L を介して受光面上の各画素で結ばれた被写体像（光学像）を光量に応じた電荷として蓄積して撮像信号に変換する。固体撮像素子 108 R、108 L より出力される撮像信号はそれぞれ、プリアンプ 110 R、110 L による信号増幅後、ドライバ信号処理回路 112 を介して信号処理回路 220 に

10

【0031】

タイミングコントローラ 204 は、システムコントローラ 202 によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路 112 にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路 112 は、タイミングコントローラ 204 から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子 108 R 及び 108 L をプロセッサ 200 側で処理される映像のフレームレートに同期したタイミングで駆動制御する。

【0032】

信号処理回路 220 は、前段処理回路 220 a、画像処理回路 220 b、フィールドメモリ 220 c、出力回路 220 d、距離推定部 220 e を備えている。前段処理回路 220 a は、ドライバ信号処理回路 112 より入力される左右の眼に対応する一対の撮像信号に対し、サンプルホールド等の所定の前段処理を施す。前段処理後の信号は、画像処理回路 220 b に入力され、ホワイトバランス処理、補間処理、エンハンス処理、 γ 補正、色マトリクス処理等が施される。

20

【0033】

[図 2 の S 2 (被写体画像の輝度値の検出)]

距離推定部 220 e は、前段処理回路 220 a による前段処理後の信号を解析する。具体的には、距離推定部 220 e は、前段処理回路 220 a による前段処理後の信号から被写体画像の輝度値を検出する。検出対象の輝度値は、左眼用画像の輝度値、又は右眼用画像の輝度値、若しくは両方の画像の平均の輝度値である。ここで検出される輝度値には、

30

【0034】

[図 2 の S 3 (被写体までの距離 D の推定)]

距離推定部 220 e は、検出された輝度値に基づいて所定の基準位置から被写体までの距離 D を推定する。ここでいう所定の基準位置とは、例えば固体撮像素子 108 R 及び 108 L の受光面の位置であり、被写体は、例えば画像の中央に位置する被写体を指す。すなわち、距離 D は、固体撮像素子 108 R 及び 108 L の受光面が位置する平面と、画像の中央に位置する被写体上の点（例えば画像の中心の点）との距離と定義される。本実施形態では、被写体が照明光にて照射されることから、輝度値が高いほど距離 D が短いものと推定される。すなわち、輝度値が高いときには電子スコープ 100 の先端面が被写体に近く、輝度値が低いときには電子スコープ 100 の先端面が被写体から離れていると推定される。推定された距離 D の情報は、画像処理回路 220 b に出力される。

40

【0035】

なお、距離推定部 220 e は、上記とは別の画像解析を行い、被写体までの距離 D を推定してもよい。距離推定部 220 e は、例えば、左右の視差画像内の共通の特徴点を特定し、左右の視差画像間における特徴点のズレ量、及び固体撮像素子 108 R と 108 L との基線長に基づき、三角測量により被写体までの距離 D を推定する。

【0036】

[図 2 の S 4 (視差の調節)]

50

画像処理回路 220b は、距離推定部 220e より入力される距離 D を変数 x とした所定の一次関数 $f(x)$

$f(x) = ax + b$ (a、b は所定の係数)

を用いて左右の視差画像の相対的なシフト量 S (単位: ドット) を算出する。f(x) がシフト量 S である。シフト量 S は、モニタ 300 の表示画面上での視差画像のシフト量を定義するため、単位がドットとなっている。画像処理回路 220b は、左右の視差画像に対応する一対の信号のそれぞれに対し、算出されたシフト量 S に応じた座標変換処理を施して、フィールドメモリ 220c に書き込む。具体的には、画像処理回路 220b は、奇数フィールドに対応するタイミングにて右眼用の視差画像に対応する信号 (座標変換処理後) をフィールドメモリ 220c に書き込み、偶数フィールドに対応するタイミングにて左眼用の視差画像に対応する信号 (座標変換処理後) をフィールドメモリ 220c に書き込む。

10

【0037】

フィールドメモリ 220c に書き込まれた左右の視差画像に対応する一対の信号はそれぞれ、タイミングコントローラ 204 によって制御されたタイミングでフィールドメモリ 220c から掃き出されて出力回路 220d に入力され、HDTV1080/60i ラインバイラインや HDTV1080/60i サイドバイサイド等の所定の立体画像伝送方式に準拠した映像信号に変換される。この信号がモニタ 300 に入力することにより、左右の視差画像がモニタ 300 の表示画面に表示される。

【0038】

モニタ 300 は立体視対応であり、例えば奇数ラインに左回転の円偏光をさせた左眼用映像信号を、偶数ラインに右回転の円偏光をさせた右眼用映像信号を表示することができる。術者は、手技中、左右のレンズで偏光の回転方向が異なり、左目に左眼用映像信号のみが到達し、右目に右眼用映像信号のみが到達する偏光めがねを装用する。これにより、術者の右眼には右眼用の視差画像だけが見え、術者の左眼には左眼用の視差画像だけが見える。術者は、パナムの融像域圏内であって網膜上の非対応点に結像する、モニタ 300 の表示画面に表示される視差画像を立体として知覚する。

20

【0039】

なお、電子内視鏡システム 1 で採用される立体視用画像の表示形式は、偏光めがねを使用する偏光方式に限らない。別の実施形態では、例えばフレーム単位で交互に表示される左右の視差画像を、同期制御された液晶シャッタめがねを通じて立体視させるフレームシーケンシャル方式や、左右の視差画像を赤と青のカラーフィルタめがねを通じて立体視させるアナグリフ方式を採用してもよい。また、別の実施形態では、パララックスバリア方式やレンチキュラーレンズ方式等のいわゆる裸眼式を採用してもよい。

30

【0040】

図 3 (a) は、視差が調節されていない状態の左右の視差画像 GL、GR を示す図であり、図 3 (b) は、視差が調節された状態の左右の視差画像 GL、GR を示す図である。図 3 においては、便宜上、視差画像 GL を太線で示し、視差画像 GR を細線で示す。

【0041】

ここでは、例えば、視差が左右方向にのみ存在し、画像処理回路 220b にて算出されるシフト量 S が 40 ドットである場合を考える。この場合、画像処理回路 220b は、右眼用の視差画像 GR に対応する信号に対し、視差画像 GR が矢印 A1 方向に 20 ドットシフトするように座標変換処理を施すと共に、左眼用の視差画像 GL に対応する信号に対し、視差画像 GL が矢印 A2 方向に 20 ドットシフトするように座標変換処理を施す (図 3 (a) 参照)。これにより、例えば図 3 (b) に示されるように、左右の視差画像 GL、GR の病変部 LL と LR とが重なり合い、コンバージェンスポイントが病変部 (LL、LR) 上に仮想的に設定される。視差調節後の視差画像 GL 及び GR を表示画面に表示させることにより、術者の眼には、病変部 (LL、LR) がモニタ 300 の表示画面上に再生され、他の被写体については残存する視差に応じて表示画面の前後 (奥行き方向) に再生される。なお、視差画像 GL 及び GR は、図 3 (b) に示されるように、シフト量 S を考

40

50

慮して、モニタ 300 の表示画面に実際に表示される有効表示領域よりもサイズが大きい。

【0042】

本実施形態では、輻輳角 θ を調節するための調節機構を電子スコープ 100 の先端部に配置することなく視差を調節することができるため、立体視に対応させたことに伴う、電子スコープ 100 の硬性部分の長さ及び電子スコープ 100 の外径の増大が抑えられる。

【0043】

また、特許文献 1 に記載の調節機構等の機械的要素は、急激な変動に対して追従が遅れる動作特性を持っている。そのため、例えば特許文献 1 にて視差を自動調節する構成を追加したとしても、被写体との急激な距離変動に対して視差の調節をリアルタイムに追従させることができない。一方、本実施形態によれば、視差の調節を電子的に行うことにより、被写体との距離が急激に変動した場合であっても視差の調節をリアルタイムに追従させることができる。更に、本実施形態では、検出された輝度値に基づいて視差画像をシフトさせるという簡易な処理で視差を調節することができるため、例えばフレームレートが高い場合であっても視差の調節を追従させることができる。

10

【0044】

上記においては視差を自動で調節する内容を説明したが、例えば電子スコープ 100 の手元操作部やユーザインタフェース 218 を操作することにより、手動での調節に切り替えることができる。手動での視差調節は、例えばボリュームタイプの操作部を操作してアナログ的に行うことができ、また、デジタル的（例えば予め設定された複数の調節量の中から一つをボタン操作にて選択）に行うこともできる。

20

【0045】

また、一次関数 $f(x) = ax + b$ の係数 a や係数 b の値が変わると、距離 D に応じたシフト量 S も変化するため、術者が知覚する立体感も変わる。例えば係数 b が大きいほど距離 D に応じたシフト量 S も大きくなるため、相対的に、コンバージェンスポイントが術者側に近くなり、その結果、被写体がモニタ 300 の表示画面の奥側へ移動する。本実施形態では、術者に適正な立体感を提供して眼の負担をより一層軽減できるようにするため、電子スコープ 100 の手元操作部やユーザインタフェース 218 の操作を介して係数 a や係数 b の値を設定変更することができる。

30

【0046】

（第二実施形態）

図 4 は、本発明の第二実施形態の電子内視鏡システム 1z の構成を示すブロック図である。第二実施形態の電子内視鏡システム 1z において、図 1 の電子内視鏡システム 1 と同一の又は同様の構成には同一の又は同様の符号を付して説明を簡略又は省略する。

【0047】

図 4 に示されるように、電子内視鏡システム 1z は、電子スコープ 100z、プロセッサ 200z 及びモニタ 300 を備えている。電子スコープ 100z は、第一実施形態の電子スコープ 100 の構成に加えて信号処理回路 220z 及びユーザインタフェース 218z を備えている。第二実施形態のプロセッサ 200z は、立体視非対応の既存のプロセッサであり、信号処理回路 230 を備えている。信号処理回路 230 は、単一の固体撮像素子による撮像信号を処理して二次元画像を生成する周知の回路である。第二実施形態では、信号処理回路 220z がドライバ信号処理回路 112 より入力される一対の撮像信号を直接解析して視差の調整を行う。信号処理回路 220z は前段処理回路 220a、画像処理回路 220b、距離推定部 220e を含み、これらは第一実施形態と同様の処理を行うが、新たに信号復元回路 220f を備えている。信号復元回路 220f は、画像処理回路 220b から受け取る視差の調整が成された画像信号を、単一の固体撮像素子が出力する撮像信号の形式へと変換する。この撮像信号は、例えば左右それぞれ縦方向に半分に間引かれて、ラインバイライン（奇数ラインが左眼用撮像信号、偶数ラインが右眼用撮像信号）に変換される。そのため一対の撮像信号を、単一の撮像信号と見かけ上同じ形式で後段

40

50

に伝送可能である。プロセッサ 200 z は、信号処理回路 220 z から受け取るこの撮像信号について、従来の立体視のできない内視鏡からの撮像信号と区別せずに処理を行うため、奇数ラインと偶数ラインに含まれる視差情報はそのまま保持され、モニタ 300 へと出力され立体視が可能となる。ユーザインタフェース 218 z は視差調整に関してユーザインタフェース 218 と同様の機能を持つ。これらより第二実施形態によれば、既存のプロセッサ 200 z を利用して電子内視鏡システム 1 z を構成することができるため、導入コストが抑えられる。

【0048】

以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したものに限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本願の実施形態に含まれる。

10

【0049】

例えば、本実施形態では、一次関数 $f(x) = ax + b$ を用いてシフト量 S を算出しているが、別の実施形態では、他の関数を用いてシフト量 S を算出してもよい。また、別の実施形態では、関数に代えて、ルックアップテーブル（距離 D とシフト量 S とを関連付けたもの）を用いてシフト量 S を決定してもよい。

【符号の説明】

【0050】

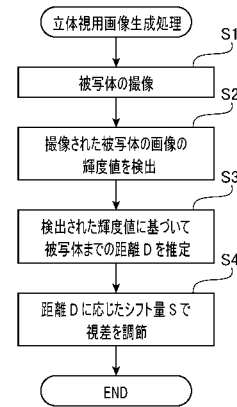
- 1 電子内視鏡システム
- 100 電子スコープ
- 102 LCB
- 104 配光レンズ
- 106 R、106 L 対物光学系
- 108 R、108 L 固体撮像素子
- 110 R、110 L プリアンプ
- 112 ドライバ信号処理回路
- 114 モード切替ボタン
- 200 プロセッサ
- 202 システムコントローラ
- 204 タイミングコントローラ
- 206 ランプ電源イグナイタ
- 208 ランプ
- 210 集光レンズ
- 212 絞り
- 214 モータ
- 216 ドライバ
- 218 ユーザインタフェース
- 220 信号処理回路
- 220 a 前段処理回路
- 220 b 画像処理回路
- 220 c フィールドメモリ
- 220 d 出力回路
- 220 e 距離推定部
- 300 モニタ

20

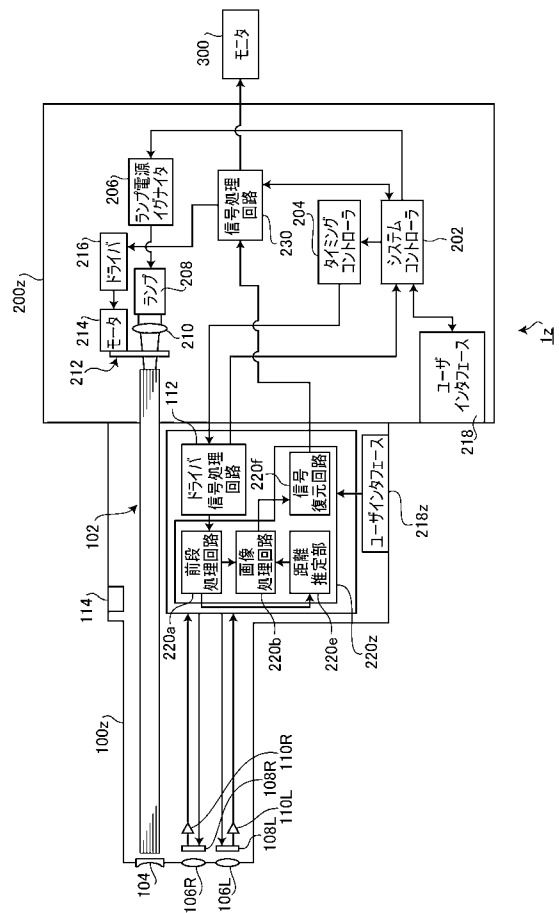
30

40

【図 2】



【図 4】



专利名称(译)	电子内窥镜，图像处理装置，电子内窥镜系统和用于立体视觉的图像生成方法		
公开(公告)号	JP2013223666A	公开(公告)日	2013-10-31
申请号	JP2012097975	申请日	2012-04-23
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	大島 有一		
发明人	大島 有一		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26 G06T19/00 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00193 G02B23/2415 G02B23/2469 H04N13/128		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B G02B23/26.C G06T19/00.F A61B1/00.300.E A61B1/00.522 A61B1/00.551 A61B1/00.553 A61B1/04 H04N13/00.220 H04N13/02.390 H04N13/128 H04N13/239		
F-TERM分类号	2H040/BA15 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/BB06 4C161/CC06 4C161/HH52 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/TT20 4C161/WW15 5B050/AA02 5B050/BA04 5B050/BA06 5B050/DA07 5B050/EA13 5B050/EA18 5B050/EA27 5B050/FA02 5B050/FA06 5C061/AB04 5C061/AB06 5C061/AB08		
代理人(译)	尾山荣启		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

该电子内窥镜由以下构成：捕获装置，用于捕获具有视差的一对对象图像;图像分析装置，用于分析所捕获的一对被摄体图像中的至少一个;距离估计装置，用于根据来自图像分析装置的分析结果估计从预定参考位置到对象的距离;和视差调整装置，用于根据估计的距离在预定的显示屏幕上调整该对被摄体图像的视差。

