

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B1)

(11)特許番号

特許第7417331号
(P7417331)

(45)発行日 令和6年1月18日(2024. 1. 18)

(24)登録日 令和6年1月10日(2024. 1. 10)

(51)Int. Cl.	F I
A 6 1 B 1/045 (2006. 01)	A 6 1 B 1/045 6 2 2
A 6 1 B 1/313 (2006. 01)	A 6 1 B 1/313
A 6 1 B 1/04 (2006. 01)	A 6 1 B 1/04 5 3 0
	A 6 1 B 1/045 6 3 1

請求項の数 7 (全 15 頁)

(21)出願番号	特願2023-70430(P2023-70430)	(73)特許権者	517023471 株式会社Asue 大阪府大阪市中央区平野町四丁目2番3号
(22)出願日	令和5年4月21日(2023. 4. 21)	(74)代理人	110000796 弁理士法人三枝国際特許事務所
審査請求日	令和5年8月18日(2023. 8. 18)	(72)発明者	仲井 淳一 大阪府大阪市中央区平野町四丁目2番3号 株式会社Asue内
早期審査対象出願		審査官	▲高▼木 尚哉

最終頁に続く

(54)【発明の名称】画像処理装置およびカメラシステム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

人間の体壁に装着するための体腔内手術用カメラに搭載されたイメージセンサからの画像データを処理する画像処理装置であって、

前記イメージセンサが撮影した第1の領域内に、前記第1の領域よりも小さい第2の領域を設定する領域設定部と、

前記第1の領域に対応する第1の画像および前記第2の領域に対応する第2の画像を異なる表示領域に表示させる表示制御部と、
を備え、

前記第2の画像のフレームレートが前記第1の画像のフレームレートよりも大きく、

前記イメージセンサが、各画素内にメモリー機能を持ち、

前記画像処理装置は、

前記イメージセンサの前記画素から画素信号を読み出すタイミングを制御する読み出し制御部を備え、

前記読み出し制御部は、前記第1の領域の画素から画素信号を読み出す周期を、前記第2の領域の画素から画素信号を読み出す周期よりも長くするとともに、前記第1の領域の画素から画素信号を読み出すタイミングと、前記第2の領域の画素から画素信号を読み出すタイミングとを異ならせることを特徴とする、画像処理装置。

【請求項2】

前記表示制御部は、前記第2の画像を、前記第1の画像の前記第2の領域に対応する部

10

20

分よりも大きく表示させる、請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記第 1 の画像のフレームレートは 1 ~ 24 fps である、請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記第 2 の画像のフレームレートは 12 ~ 60 fps である、請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の画像処理装置と、
前記画像処理装置に接続された、人間の体壁に装着するための体腔内手術用カメラと、
を備える、カメラシステム。

10

【請求項 6】

前記体腔内手術用カメラは、固定ユニットに装着された状態で用いられ、少なくとも前記イメージセンサを覆うレンズは、該レンズへの入射光が前記固定ユニットおよび前記体壁によって遮断されないように、前記体腔内に突出していることを特徴とする、請求項 5 に記載のカメラシステム。

【請求項 7】

前記体腔内手術用カメラは、広角レンズを搭載していることを特徴とする請求項 5 に記載のカメラシステム。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば腹腔鏡下で外科的手術を行う腹腔鏡手術などの体腔内手術用カメラに関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、腹腔鏡手術が多くの施設で行われるようになり、実施している各施設においても、腹腔鏡手術の占める割合が増えている。腹腔鏡手術は開腹手術と違って、患者を開腹することなく、検査や治療処置を行う低侵襲性の手術である。周知のように、腹腔鏡手術では、患者の臍部近傍やその周辺の腹壁に 5 ~ 15 mm 程度の小さな穴を複数箇所開けて（穿孔）、トロッカ（トラカールとも呼ぶ）を貫通させ（穿刺）、気腹ガス送気孔を通して、腹腔内に二酸化炭素ガスを注入して膨らませて（気腹）、このトロッカを介して内視鏡（手術用カメラ）や手術のための鉗子や電気メス、縫合用ステープラなどの処置具を挿入する。腹壁に取り付けられたトロッカの内部には、腹腔の気腹状態を維持するために気密弁が設けることもある。術者はこの内視鏡によって患部を観察しながら、これらの処置具を使って臓器の切開や縫合などの処置作業を行う。

30

【0003】

手術を始める際に、術者およびその手術に立ち会っている助手が、鉗子などを腹腔内に挿入する場合、通常、別の助手が、内視鏡を使って腹腔内に挿入された鉗子の先端部付近を映しながら、患部まで誘導する。また術者が臓器の切開や縫合を行う際には、内視鏡を患部の臓器に近づけて画像を撮影するために、視野が非常に狭くなってしまい、術者や助手なども含めて、この内視鏡で映し出されている狭い作業領域以外の腹腔内の状態（作業領域以外の処置具の動きなど）を把握することができない。そのため、前記のように鉗子を腹腔内に挿入する際や手術中に起きた内視鏡の視野の外での思わぬ出血や、ガーゼなどの残留物の回収忘れなどから、重大な医療事故を起こす危険性がある。

40

【0004】

このような問題の対策として、特許文献 1 ~ 4 では、上記のような患部を撮影する内視鏡に加えて、腹腔内全体を別のカメラで撮影する技術が報告されている。さらに特許文献 5 では、腹壁に設置して腹腔内を撮影するカメラを使って、腹腔内全体を撮像したデータから患部の画像を切り出して表示させるといった撮像装置が報告されている。

50

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第5131661号(2013年1月30日発行)

【特許文献2】特許第5669666号(2015年2月12日発行)

【特許文献3】特許第6703684号(2020年6月3日発行)

【特許文献4】特許第6764491号(2020年9月30日発行)

【特許文献5】特開2019-130005号公報(2019年8月8日公開)

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、前記特許文献1の技術では、内視鏡とは別に腹腔内全体を撮影する体内監視カメラを装着する場合、体外から挿入され該カメラからの映像信号ラインを内蔵した針の先端のコネクタ部と、該カメラのコネクタ部とを腹腔内で鉗子などを使って取り付けなければならない、さらに手術などの処置作業が終了して該カメラを回収する場合なども、それ相応の繊細な熟練作業を要するという問題がある。

10

【0007】

また前記特許文献2および3の技術は、前記特許文献1でのカメラの取り付けおよびカメラの回収を専用の導入回収専用器具や支持管を使って簡素化するというものである。しかしながらこれら技術でも、腹腔内設置カメラの取り付けの際には、いずれも腹腔内のような直接目で見えない狭い空間で、該カメラとは別に挿入した内視鏡やLEDなどの照明器具を使った作業となり、時間と労力を要するという問題がある。

20

【0008】

一方、前記特許文献4の技術は、少なくとも4本の脚部を備えた撮像装置(カメラ)を使って、腹腔内のような限られた空間のほぼ全ての方位を撮像するというものである。しかしながら、腹腔内に該カメラを投下し設置する場合、腹腔内の形状が複雑なために必ずしも一度で所望の場所、方向に設置できるとは限らない。その場合は、該カメラとは別に挿入した内視鏡やLEDなどの照明器具を使って、その設置場所の確認や調整(再設置)が必要となる。一方、カメラを回収する場合も同じように、内視鏡や照明器具を使っての作業が必要である。さらに手術などの処置作業の最中に、設置した該カメラが作業の邪魔になったり、作業の振動によって該カメラが所望の位置から移動してしまう場合もあり、その都度設置し直す必要が出てくるという問題がある。

30

【0009】

さらに、前記特許文献1~4の技術に共通する問題点として、以下のような現象が発生する。患部をLEDライトなどの照明器具で照射し、患部の画像を拡大して撮影する内視鏡に加えて、腹腔内全体を別のカメラで撮影する場合、腹腔内全体を撮影した映像は、患部に照射された光量が強いために、その箇所だけ白くぼやけてしまい(白飛び)、患部およびその周辺(術野)の画像が認識しづらくなるという問題が起こる。

【0010】

一方、前記特許文献5では、腹腔を撮像する撮像装置の設置、固定方法および画像表示システムであって、腹腔内全体を撮像した画像をディスプレイ装置(第1表示部51)に表示させながら、その画像から一部の領域(患部)の画像を取り出して同時に別のディスプレイ装置(第2表示部52)に表示させる技術について記載されている。しかしながら、第1表示部51と第2表示部52のフレームレートについては言及されておらず、仮に、両者のフレームレートが同じである場合、以下のような問題が生じる。フレームレートを小さくすると(例えば10fps)、患部の画像が滑らかに表示されなくなるため、手術に支障を来すことになる。フレームレートを通常の動画と同程度にすると(例えば30fps)、第1表示部51および第2表示部52に送信される画像のデータ量が大きくなるため、ネットワークや画像処理プロセッサへの負荷が大きくなる。

40

【0011】

50

本発明は、上記問題を鑑みてなされたものであり、手術に支障を来すことなく、かつ、ネットワークや画像処理プロセッサへの負荷を小さくすることができるカメラシステムを提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するために、本発明は以下の態様を含む。

項1 .

人間の体壁に装着するための体腔内手術用カメラに搭載されたイメージセンサからの画像データを処理する画像処理装置であって、

前記イメージセンサが撮影した第1の領域内に、前記第1の領域よりも小さい第2の領域を設定する領域設定部と、

前記第1の領域に対応する第1の画像および前記第2の領域に対応する第2の画像を異なる表示領域に表示させる表示制御部と、

を備え、

前記第2の画像のフレームレートが前記第1の画像のフレームレートよりも大きいことを特徴とする、画像処理装置。

項2 .

前記表示制御部は、前記第2の画像を、前記第1の画像の前記第2の領域に対応する部分よりも大きく表示させる、項1に記載の画像処理装置。

項3 .

前記第1の画像のフレームレートは1~24fpsである、項1または2に記載の画像処理装置。

項4 .

前記第2の画像のフレームレートは12~60fpsである、項1または2のいずれかに記載の画像処理装置。

項5 .

前記イメージセンサが、各画素内にメモリー機能を持つことを特徴とする、項1~4のいずれかに記載の画像処理装置。

項6 .

前記イメージセンサの前記画素から画素信号を読み出すタイミングを制御する読み出し制御部を備え、

前記読み出し制御部は、前記第1の領域の画素から画素信号を読み出す周期を、前記第2の領域の画素から画素信号を読み出す周期よりも長くすることを特徴とする、項5に記載の画像処理装置。

項7 .

前記読み出し制御部は、前記第1の領域の画素から画素信号を読み出すタイミングと、前記第2の領域の画素から画素信号を読み出すタイミングとを異ならせることを特徴とする、項6に記載の画像処理装置。

項8 .

項1~7のいずれかに記載の画像処理装置と、

前記画像処理装置に接続された、人間の体壁に装着するための体腔内手術用カメラと、を備える、カメラシステム。

項9 .

前記体腔内手術用カメラは、固定ユニットに装着された状態で用いられ、少なくとも前記イメージセンサを覆うレンズは、該レンズへの入射光が前記固定ユニットおよび前記体壁によって遮断されないように、前記体腔内に突出していることを特徴とする、項8に記載のカメラシステム。

項10 .

前記体腔内手術用カメラは、広角レンズを搭載していることを特徴とする項8または9に記載のカメラシステム。

10

20

30

40

50

【発明の効果】**【0013】**

本発明によれば、手術に支障を来すことなく、かつ、ネットワークや画像処理プロセッサへの負荷を小さくすることができるカメラシステムを提供できる。

【図面の簡単な説明】**【0014】**

【図1】本発明の実施形態に係る体腔内手術用カメラを、腹腔の内部を撮影できるように、所望の形状に加工した固定ユニットを介して、腹壁に取り付けた模式的断面図である。

【図2】本発明の実施形態に係る体腔内手術用カメラを、広角レンズの先端側から見た模式的正面図である。

【図3】本発明の実施形態に係るカメラシステムの模式的概略図である。

【図4】カメラ、画像処理プロセッサ、撮像条件コントロール用パソコン、およびモニターの概略構成を示すブロック図である。

【図5】本発明の実施形態に係る体腔内手術用カメラで、腹腔の内部を撮影した場合の、第1の領域（腹腔内全体）および第2の領域（術野）の画像を模式的に描いた図である。

【図6】第1の領域、第2の領域、および第1の領域から第2の領域を除去した残りの領域を説明するための図である。

【図7】第1の領域および第2の領域の画素信号の読出しタイミングと、残りの領域および第2の領域の画素信号の蓄積時間を、時系列に模式的に表した図である。

【図8】第1の領域および第2の領域の画素信号読出し時に読出される画像（イメージ図）を、図7の読出しタイミング（ t_1 、 t_2 、および u_1 、 u_2 、）に合わせて嵌め込んで模式的に表した図である。

【図9】（a）は、本発明の実施例に係る体腔内手術用カメラで、暗幕内の静物を撮影した場合の第1の領域を通常の方法で撮影した映像例であり、（b）は、第1の領域を10fpsで撮影した撮像例であり、（c）は、第1の領域内に設定された第2の領域を30fpsで出力し、電子ズーム機能を用いて約3倍に拡大した撮像例である。

【発明を実施するための形態】**【0015】**

以下、本発明の一実施形態について添付図面を参照して説明する。なお、以下の説明において、各図面は模式的なものであり、記載した構成の形状や材質、大きさなどや、各部分の厚みと幅との関係、それぞれの部分の厚みの比率などは、実際のものを反映させたものではなく、図面の明瞭化と簡略化のために適宜変更している。

【0016】

図1は、本実施形態に係る体腔内手術用カメラ（以下、単にカメラと表記）1を、腹腔2の内部を撮影できるように、所望の形状に加工した固定ユニットを介して、腹壁3に取り付けた模式的断面図である。カメラ1は、主に本体部8およびカメラ支持管9を備えており、本体部8の腹腔2側に、広角レンズ6、LED照明装置10およびイメージセンサ12を搭載している。

【0017】

図1は、固定ユニットとして、トロッカ4および創縁保護器具5を使った場合を示す。腹壁3を穿孔して取り付けられた創縁保護器具5に、本体部8を取り付けたトロッカ4を貫通させることにより、カメラ1を腹壁3に設置する。トロッカ4の先端は、カメラ1が所望の位置に留まるよう、すなわち、本体部8の腹腔2側の広角レンズ6の画角が遮られず、かつ広角レンズ6の先端表面と腹腔2の内壁との距離が最小になるように、ストッパ7を設けている。カメラ1の本体部8およびカメラ支持管9をステンレス製にしておけば、洗浄、殺菌処理等により再利用できる。本体部8の腹腔2内に挿入される広角レンズ6を含む先端部を透明フィルム等で覆うことによって、使用後の管理が簡素化できる。さらに、本体部8の先端部には、腹腔2の内部を照射するためのLED照明装置10が装着されている。

【0018】

10

20

30

40

50

なお、固定ユニットとして、トロッカ 4 および創縁保護器具 5 を一体化したものを使っても良い。また、トロッカ 4 には、必要に応じて、腹腔 2 の二酸化炭素ガスの漏れを最小限に防ぐための逆止弁 1 1 や、カメラ 1 で撮影された画像が腹腔 2 の揺れによってブレることを抑えるためのスタビライザ（図は省略）を設置しても良い。さらに、腹腔 2 内に二酸化炭素ガスを注入する際の気腹ガス送気孔（図は省略）を固定ユニットに取り付けても良い。カメラ支持管 9 の本体部 8 とは反対側の端部にケーブルコネクタが設けられており、信号線、電源線等のケーブル 1 3 を電氣的に接続できるようになっている。

【 0 0 1 9 】

図 2 は、カメラ 1 を広角レンズ 6 の先端側から見た模式的正面図である。図中、イメージセンサ 1 2 の周囲に LED 照明装置 1 0 が等間隔で 4 個取り付けられている。数量は必要に応じて変更しても良く、また形状も円形以外の、例えばイメージセンサ 1 2 の周囲を囲むようなリング状あるいは略リング状のもので良い。図 1 に示すように、カメラ 1 をトロッカ 4 に装着する場合、トロッカ 4 の先端部に設けたストッパ 7 が、等間隔に取り付けられた LED 照明装置 1 0 の間にはまることによって、カメラ 1 を所望の位置に固定できるようになっている。

10

【 0 0 2 0 】

図 3 は、本実施形態に係るカメラシステム 1 0 0 の模式的概略図であり、腹腔鏡手術を行う患者 1 4 の腹壁 3 に、固定ユニット（トロッカ 4 および創縁保護器具 5 ）でカメラ 1 を固定保持して、カメラ 1 に装着された LED 照明装置 1 0 で腹腔 2 の内部全体を照射して撮影している様子を表している。カメラシステム 1 0 0 は主に、カメラ 1、画像処理プロセッサ 1 9、撮像条件コントロール用パソコン 2 0、およびモニター 2 1、2 2 を備えている。図 3 では、腹壁 3 の別の位置に開けた穿孔から、トロッカ 1 5、1 6 を介して、2 本の鉗子 1 7、1 8 が腹腔 2 内に挿入されている。カメラ 1 のイメージセンサ 1 2 からの画像データは、ケーブル 1 3 を介して画像処理プロセッサ 1 9 に送信される。さらに画像処理プロセッサ 1 9 は、撮像条件コントロール用パソコン 2 0、およびカメラ画像を見るためのモニター 2 1、2 2 に電氣的に繋がれている。

20

【 0 0 2 1 】

図 4 は、カメラ 1、画像処理プロセッサ 1 9、撮像条件コントロール用パソコン 2 0、およびモニター 2 1、2 2 の概略構成を示すブロック図である。画像処理プロセッサ 1 9 は、機能ブロックとして、表示制御部 1 9 1 と、読出制御部 1 9 2 とを備えている。撮像条件コントロール用パソコン 2 0 は、機能ブロックとして、領域設定部 2 0 1 と、フレームレート設定部 2 0 2 とを備えている。画像処理プロセッサ 1 9 および撮像条件コントロール用パソコン 2 0 は、特許請求の範囲に記載の画像処理装置に対応しており、これらを単体のコンピュータとして構成してもよい。また、画像処理プロセッサ 1 9 および撮像条件コントロール用パソコン 2 0 の少なくとも一部の機能を、カメラ 1 に搭載してもよい。

30

【 0 0 2 2 】

カメラ 1 に搭載されたイメージセンサ 1 2 からは、イメージセンサ 1 2 が撮影した第 1 の領域 R 1 の画像データが画像処理プロセッサ 1 9 に送信される。第 1 の領域 R 1 は、イメージセンサ 1 2 のほぼ全画素を使って撮影した腹腔 2 内の広領域である。領域設定部 2 0 1 は、ユーザの操作に応じて、第 1 の領域 R 1 内に、第 1 の領域 R 1 よりも小さい第 2 の領域 R 2 を設定する。第 2 の領域 R 2 は、イメージセンサ 1 2 の一部の画素を使って撮影した腹腔 2 内の狭領域であり、本実施形態では、鉗子や電気メスなどが集中する患部 2 3 を含む術野である。

40

【 0 0 2 3 】

表示制御部 1 9 1 は、第 1 の領域 R 1 に対応する第 1 の画像および第 2 の領域 R 2 に対応する第 2 の画像を異なる表示領域に表示させる。本実施形態では、表示制御部 1 9 1 は、第 1 の画像をモニター 2 1 に表示させ、第 2 の画像をモニター 2 2 に表示させる。モニター 2 1 は、主に手術助手が見るためのものであり、モニター 2 2 は、術者および手術助手が見るためのものである。なお、第 1 の画像および第 2 の画像を同じモニターの異なる表示領域に表示させてもよい。

50

【 0 0 2 4 】

さらに図 3 には、腹腔 2 内の、手術を施している患部 2 3 を持った臓器 2 4 と、鉗子や電気メスなどを腹腔 2 内に挿入する際などに起きた出血部 2 5 や、手術後の残留物としてのガーゼ 2 6 についても表示している。ここで注目すべきは、術者が見ているモニター 2 2 には、患部 2 3 を含む第 2 の領域 R 2 の第 2 の画像は映っているが、患部 2 3 を含む術野の外で発生している出血部 2 5 やガーゼ 2 6 の画像は映っていない。しかしながら、腹腔内の広領域である第 1 の領域 R 1 に対応する第 1 の画像にはこれらの残留物（出血部 2 5 やガーゼ 2 6 ）も映っており、第 1 の画像が表示されたモニター 2 1 を見ている手術助手等は、前記残留物の存在を認識することができる。

【 0 0 2 5 】

図 5 は、本実施形態のカメラ 1 で腹腔 2 の内部を撮影した場合の、第 1 の領域 R 1 および第 2 の領域 R 2 に対応する第 1 の画像 G 1 および第 2 の画像 G 2 を模式的に描いた図である。図 5 (a) は、撮像条件コントロール用パソコン 2 0 の図示しないモニターに表示された画像であり、該モニターには、第 1 の領域 R 1 が表示される。第 1 の領域 R 1 には、患部 2 3 の他、臓器 2 4 の出血部 2 5 やガーゼ 2 6 が含まれる。撮像条件コントロール用パソコン 2 0 の領域設定部 2 0 1 は、第 1 の領域 R 1 内に破線枠で示す第 2 の領域 R 2 を設定する。第 2 の領域 R 2 は、主に患部 2 3 が含まれる術野である。

【 0 0 2 6 】

図 5 (b) は、モニター 2 1 に表示された第 1 の画像 G 1 であり、図 5 (c) は、モニター 2 2 に表示された第 2 の画像 G 2 である。術者に患部 2 3 をより見え易くするために、画像処理プロセッサ 1 9 の表示制御部 1 9 1 は、電子ズームにより、第 2 の画像 G 2 を、第 1 の画像 G 1 の第 2 の領域 R 2 に対応する部分よりも大きく（約 3 倍程度に）表示させる。

【 0 0 2 7 】

カメラ 1 に搭載した広角レンズ 6 の視野角が 1 0 0 ° で、その広角レンズ 6 から腹腔 2 内の臓器 2 4 までの距離が約 1 5 0 mm の場合、第 1 の領域 R 1 はアスペクト比 1 6 : 9 の場合、約 3 0 0 mm x 1 7 0 mm となり、腹腔 2 内のほぼ全領域を撮影することができる。

【 0 0 2 8 】

術者は主に第 2 の画像 G 2 (図 5 (c)) が映し出されているモニター 2 2 の画面を見ながら手術などの処置作業を行う。術者以外の手術助手などは、モニター 2 1、2 2 に表示される第 1 の画像 G 1 および第 2 の画像 G 2 を適時見ながら、術者の処理作業が円滑に進むように適切なフォローを行う。また、術者から第 2 の領域 R 2 の位置、サイズ変更、さらに画像の拡大（ズーム）の指示が出た場合、撮像条件コントロール用パソコン 2 0 の領域設定部 2 0 1 によって、術者の指示に沿った位置、サイズに変更したり、画像を拡大することができる。

【 0 0 2 9 】

術者が処置作業をしている間に、何らかの異常が発見された場合、例えば、手術中に患部 2 3 および患部近傍（術野）から離れた場所（第 2 の画像 G 2 が映し出されているモニター 2 2 には映っていない場所）から、図 5 (a) に示すような出血部 2 5 が発見された場合は、第 1 の画像 G 1 を映し出しているモニター 2 1 を見ている、主に術者以外の手術助手などは、直ちにその異常事態に気付くことができ、止血などの適切な処置を施すことができる。また、処置作業完了後に、腹腔 2 内全体をモニター 2 1 で確認して、例えば、図 5 (a) に示すようなガーゼ 2 6 を発見した場合は、鉗子を使って直に取り出すなどの適切な処置を施すことができる。処置作業中の画像を録画しておけば、処置作業の内容を確認したり、異常発生の原因を究明したりすることにも利用することができる。

【 0 0 3 0 】

（画像信号処理の方法）

図 6 に示すように、第 1 の領域 R 1 を、カメラ 1 に搭載されたイメージセンサ 1 2 のほぼ全画素を使って撮影した広領域（領域 A B C D ）とし、第 2 の領域 R 2 を、イメージセ

10

20

30

40

50

ンサ 1 2 の一部の画素を使って撮影した狭領域（領域 E F G H）とし、領域 R 1 ' を、第 1 の領域 R 1 から第 2 の領域 R 2 を除去した残りの領域（図 6 では塗りつぶしで表示）とする。

【 0 0 3 1 】

本実施形態では、イメージセンサ 1 2 が、各画素内にメモリー機能を持つグローバルシャッター対応の CMOS イメージセンサであり、画像処理プロセッサ 1 9 の読出制御部 1 9 2 は、イメージセンサ 1 2 の前記画素から画像データを読出すタイミングを制御する。具体的には、読出制御部 1 9 2 は、第 1 の領域 R 1 に対応する画素から画像データを読出す周期を、第 2 の領域 R 2 に対応する画素から画像データを読出す周期よりも長くする。また、読出制御部 1 9 2 は、第 1 の領域 R 1 に対応する画素から画像データを読出すタイ

10

【 0 0 3 2 】

図 7 は、第 1 の領域 R 1 および第 2 の領域 R 2 の画素信号の読出しタイミングと、残りの領域 R 1 ' および第 2 の領域 R 2 の画素信号の蓄積時間を、時系列に模式的に表した図である。ここでは一例として、第 1 の領域 R 1 および第 2 の領域 R 2 の画素信号の読出し速度（フレームレート）を、それぞれ 1 0 f p s および 3 0 f p s とし、第 1 の領域 R 1 の画像データを 1 回読出している間に、第 2 の領域 R 2 は 3 回読出している場合を想定している。また、図中の 印は領域 R 1 ' の画素から読出された画素信号（電荷）を表し、印は第 2 の領域 R 2 の画素から読出された画素信号を表している。

20

【 0 0 3 3 】

時刻 t_1 で第 1 の領域 R 1 の画素（フォトダイオード）から 1 フレーム分の画素信号を読出して、 $1 / 10$ 秒後の t_2 までの間に、読出した画素信号を画素データとして出力する。この出力が完了する時刻 t_2 までの間に、第 1 の領域 R 1 の画素では次のフレームの画素信号の蓄積が開始される。続いて時刻 t_2 で、時刻 $t_1 \sim t_2$ 間で蓄積された第 1 の領域 R 1 の画素の画素信号を読出して、 $1 / 10$ 秒後の t_3 までの間に画素データとして出力し、この出力が完了する時刻 t_3 までの間に、第 1 の領域 R 1 の画素に画素信号が蓄積される。これを繰り返す。 $1 / 10$ 秒の間に蓄積される画素信号は、領域 R 1 ' では画素の容量分（図中では 30 個の 印で表記）であるが、後述するように、第 2 の領域 R 2 では本来画素に蓄積されている容量の $1 / 6$ （図中では 5 個の 印で表記）である。すな

30

【 0 0 3 4 】

一方、第 2 の領域 R 2 の画素信号の読出しタイミングと画素データの出力については、図 7 のように、時刻 t_1 から $1 / 60$ 秒後の時刻 u_1 で第 2 の領域 R 2 の画素から 1 フレーム分の画素信号を読出して、 $1 / 30$ 秒後の u_2 までの間に読出した画素信号を画素データとして出力する。この出力が完了する時刻 u_2 までの間に、第 2 の領域 R 2 の画素に次のフレームの画素信号の蓄積が開始される。続いて時刻 u_2 で、時刻 $u_1 \sim u_2$ 間で蓄積された第 2 の領域 R 2 の画素の電荷を読出して、 $1 / 30$ 秒後の u_3 までの間に画素データとして出力し、この出力が完了する時刻 u_3 までの間に、第 2 の領域 R 2 の画素に電荷が蓄積される。これを時刻 u_3 、 u_4 、 で繰り返す。

40

【 0 0 3 5 】

第 1 の領域 R 1 の画像信号読出し時（時刻 t_1 、 t_2 、 ）に読出される第 2 の領域 R 2 の画素信号量は、蓄積時間が例えば時刻 $u_3 \sim t_2$ の $1 / 60$ 秒であるため、 $1 / 10$ 秒の間に蓄積される画素信号の $1 / 6$ となる。そのため、第 1 の領域 R 1 の画像信号読出し時に読出される第 2 の領域 R 2 の画素信号量は、第 2 の領域 R 2 のみの画像信号読出し時（時刻 u_1 、 u_2 、 ）に読出される画素信号量（蓄積時間 $1 / 30$ 秒）の半分であり、第 2 の領域 R 2 の輝度は周囲（領域 R 1 '）の $1 / 6$ に低減する。これは、例えば、時刻 t_2 の時点で領域 R 1 ' の画素に蓄積されている電荷量は、時刻 t_1 から時刻 t_2 の間の $1 / 10$ 秒間に光電変換されたものであるが、第 2 の領域 R 2 の画素からは、時刻 t_1

50

から時刻 t_2 の間に、既に時刻 u_1 、 u_2 、 u_3 で $1/30$ 秒ごとに電荷が 3 回読出されているので、時刻 t_2 の時点で第 2 の領域 R_2 の画素に蓄積されている電荷量は、時刻 u_3 から $1/60$ 秒後までの間に光電変換されたものとなるためである。ただ現実的には、腹腔鏡手術を行っている術者は、第 2 の領域 R_2 の画像（術野）を拡大して見ているので、第 1 の領域 R_1 の画像（腹腔内全体）の中の第 2 の領域 R_2 の画像は少々暗くても実用上、支障はない。ただ第 2 の領域 R_2 の画像の輝度低減が気になるようであれば、第 1 の領域 R_1 の画像データ出力時にゲインを上げる操作を実施しても良い。

【0036】

時刻 t_2 の直後の第 2 の領域 R_2 の画素信号読出し時（時刻 u_4 ）に読出される画像信号量も、時刻 u_4 の時点で第 2 の領域 R_2 の画素に蓄積されている電荷量は、時刻 t_2 から時刻 u_4 の間の $1/60$ 秒間に光電変換されたものとなり（時刻 u_3 から時刻 t_2 の間の $1/60$ 秒間に光電変換された第 2 の領域 R_2 の画素に蓄積されている電荷は、時刻 t_2 の時点ですでに第 1 の領域 R_1 の信号として読出されているため）、時刻 u_3 で読出される画素信号の半分になる。しかし、第 2 の領域 R_2 のフレーム中、輝度が半分になるフレームは全フレームの $1/3$ であるため、術者への見え方に影響はない。

【0037】

図 7 の中で、第 2 の領域 R_2 の画像信号読出し、データ出力動作を時系列で追っていくと、下記のようになる。

- (1) 画素信号 (7) 読出し：時刻 t_1 で開始
- (2) 画素信号 (3) 読出し：時刻 u_1 （時刻 t_1 から $1/60$ 秒後）で開始
- (3) (2) で読出した画素データ出力：時刻 u_2 で完了
- (4) 画素信号 (5) 読出し：時刻 u_2 （時刻 u_1 から $1/30$ 秒後）で開始
- (5) (4) で読出した画素データ出力：時刻 u_3 で完了
- (6) 画素信号 (8) 読出し：時刻 u_3 （時刻 u_2 から $1/30$ 秒後）で開始
- (7) (1) で読出した画素データ出力：時刻 t_2 で完了
- (8) (6) で読出した画素データ出力：時刻 u_4 で完了

【0038】

カメラ 1 に搭載されたイメージセンサ 12 が、画素内にメモリー機能を持つイメージセンサ（例えば、グローバルシャッター対応の CMOS イメージセンサ）である場合、時刻 t_1 で第 1 の領域 R_1 の画素から読出された画素信号は、一旦前記メモリーに転送され、時刻 t_1 から $1/10$ 秒の間に画素データが出力される。一方、時刻 u_1 、 u_2 、 u_3 で $1/30$ 秒ごとに第 2 の領域 R_2 の画素から読出された画素信号も（上記 (2)、(4)、(6)）、同様に前記メモリーに転送され、それぞれ $1/30$ 秒間に画像データ出力される（上記 (3)、(5)、(8)）。

【0039】

図 8 は、第 1 の領域 R_1 および第 2 の領域 R_2 の画素信号読出し時に読出される画像（イメージ図）を、図 7 の読出しタイミング（ t_1 、 t_2 、 u_1 、 u_2 、 u_3 ）に合わせて嵌め込んで模式的に表した図である。図 7 および図 8 では、第 1 の領域 R_1 および第 2 の領域 R_2 のフレームレートを、 10fps および 30fps としたが、必ずしもこれに限定されるものではない。第 2 の領域 R_2 の画像のフレームレートが、第 1 の領域 R_1 の画像のフレームレートよりも大きければ良く、第 1 の領域 R_1 の画像データを読出してデータ出力している期間内に、第 2 の領域 R_2 の画像データを少なくとも 1 回以上読出してデータ出力するのであれば良い。すなわち、読出制御部 192 は、第 1 の領域 R_1 の画素から画素信号を読出す周期を、第 2 の領域 R_2 の画素から画素信号を読出す周期よりも長くすれば良い。これにより、第 1 の領域 R_1 の画像のフレームレートが小さいため、第 1 の領域 R_1 および第 2 の領域 R_2 の各画像のフレームレートがどちらも 30fps である場合に比べ、ネットワークや画像処理プロセッサ 19 への負荷を低減することができる。また、第 2 の領域 R_2 の画像のフレームレートが大きいいため、手術に支障を来すことはない。よって、手術に支障を来すことなく、かつ、ネットワークや画像処理プロセッサへの負荷を小さくすることができる。

【 0 0 4 0 】

第1の領域R1の第2の領域R2以外の領域は、出血や残留物の有無を確認できればよいため、第1の領域R1の画像のフレームレートは1～24fpsであることが望ましい。一方、第2の領域R2には患部が含まれるため、第2の領域R2の画像のフレームレートは12～60fpsであることが望ましい。出来れば、読出制御部192は、第1の領域R1の画素から画素信号を読出すタイミングと、第2の領域R2の画素から画素信号を読出すタイミングとを異ならせることが望ましい。すなわち、読出制御部192は、第1の領域R1と第2の領域R2の画像データが同時に出力されることのないように設定されることが望ましい。

【 0 0 4 1 】

以上、本発明の実施形態について説明したが、本発明は上記実施形態に限定されるものではなく、その趣旨を逸脱しない限りにおいて、種々の変更が可能である。

【 実施例 】

【 0 0 4 2 】

以下、本発明の実施例について説明するが、ここでは本技術であるイメージセンサから画像データを読出してデータ出力する場合の撮像例を挙げるのが目的であるため、被写体としては実際の腹腔鏡手術での撮影例ではなく、暗幕で囲んだ空間に果物を配置した静物であることを付記しておく。なお、説明の便宜上、前記実施形態にて説明した部材と同じ機能を有する部材については、同じ符号を付記し、その説明を省略する。

【 0 0 4 3 】

本実施例で用いられるカメラは、図1に示すカメラ1と同じ構成である。カメラ1の本体部8に組み込まれているカメラモジュールには、グローバルシャッター対応の2/3型5MCMOSセンサが搭載されており、本体部8の腹腔2側には、超小型のLED照明装置10およびイメージセンサ12が取り付けられている。イメージセンサ12から被写体である静物までの距離は約180mmである。また該カメラモジュールには、光学式手振れ補正OIS(Optical Image Stabilizer)が組み込まれており、視野角86°の広角レンズ6が装着されている。該カメラモジュールから取り出された信号は、図3に示す画像処理プロセッサ19を介して撮像条件コントロール用パソコン20と2台のモニター21、22に送信され、被写体の映像を確認できるようになっている。

【 0 0 4 4 】

本実施例で撮影した映像を図9に示す。図9(a)は、アスペクト比16:9のモニターに表示した場合に約280mm×160mmとなるように、広領域の第1の領域R1を通常の方法で撮影した映像例である。図9(b)は、広領域の第1の領域R1をアスペクト比16:9で水平画素数1,920画素を使って10fpsで撮影した映像例であり、図9(c)は、広領域の第1の領域R1内に設定された狭領域の第2の領域R2をアスペクト比16:9で水平画素数640画素を使って30fpsで出力し、電子ズーム機能を用いて約3倍に拡大した映像例である。

【 0 0 4 5 】

図9(b)の第1の領域R1の撮像例では、白の破線で囲んだ領域(第2の領域R2)の画像が、周囲(領域R1')よりも暗いのは、前述したように、第2の領域R2の画素から読出される画素信号の量が領域R1'の1/6しかないためであるが、第2の領域R2の画像はもう一方のモニターで確認できるので、実用上問題はなく、必要とあれば第1の領域R1の画像データ出力時のゲインを上げて良い。

【 0 0 4 6 】

また腹腔鏡手術においては、図3に示すように、トロッカ15、16を介して腹腔2内に挿入された鉗子17、18や電気メス、縫合用ステープラなどの処置具が移動することによって、腹壁3が振動し、カメラ1の画像にブレが生じることがある。特に拡大した映像ではブレの影響は大きくなる。本実施例では、カメラモジュールに光学式手振れ補正OIS(Optical Image Stabilizer)を組み込んでいるので、該振動の影響を抑えることができる。また、前記ブレを抑えるためのスタビライザ(図は省

10

20

30

40

50

略)を設置しても良く、さらにカメラ1を固定している固定ユニットを、上部から吊り下げられる器具を設けて、カメラ1を安定に設置できるような処置を取っても良い。

【0047】

[付記事項]

以上記載した実施例では、撮像条件コントロール用パソコン20を電氣的に繋いでいるが、代わりにタッチパネルで操作できるタブレットやスマートフォンを無線で繋いで、第2の領域R2の位置、サイズの変更や電子ズーム操作を遠隔で行っても良い。

【産業上の利用可能性】

【0048】

上記の実施形態では、腹腔内に二酸化炭素ガスを注入して行う従来手技の腹腔鏡手術を例に挙げて以下に説明したが、本発明は、上記の実施形態に限定されるものではなく、腹腔鏡手術以外の胸腔鏡手術用カメラや、固定ユニットを変更することによって、子宮頸がん検査に使われるコルポスコープ、手術用ヘッドマウントカメラなどの医療用カメラや、さらに建設現場などで使われる業務用ウェアラブルカメラなどにも適用することができる。例えば、体壁に設置するだけでなく、カメラを装着する際に用いる固定ユニットを業務用ウェアラブルカメラとして使えるように変更すれば、現場の広領域の映像だけでなく、注目したい領域を絞って、電子ズームで拡大するなどを遠隔操作で行うことによって、見落としがちな周囲の状況を把握しながら、作業を円滑に進めることができる。

【符号の説明】

【0049】

- 1：体腔内手術用カメラ
- 2：腹腔
- 3：腹壁
- 4、15、16：トロッカ
- 5：創縁保護器具
- 6：広角レンズ
- 7：ストッパ
- 8：本体部
- 9：カメラ支持管
- 10：LED照明装置
- 11：逆止弁
- 12：イメージセンサ
- 13：ケーブル
- 14：患者
- 17、18：鉗子
- 19：画像処理プロセッサ
- 191：表示制御部
- 192：読出制御部
- 20：撮像条件コントロール用パソコン
- 201：領域設定部
- 202：フレームレート設定部
- 21、22：モニター
- 23：患部
- 24：臓器
- 25：出血部
- 26：ガーゼ
- 100：カメラシステム

【要約】

【課題】手術に支障を来すことなく、かつ、ネットワークや画像処理プロセッサへの負荷を小さくすることができるカメラシステムを提供する。

10

20

30

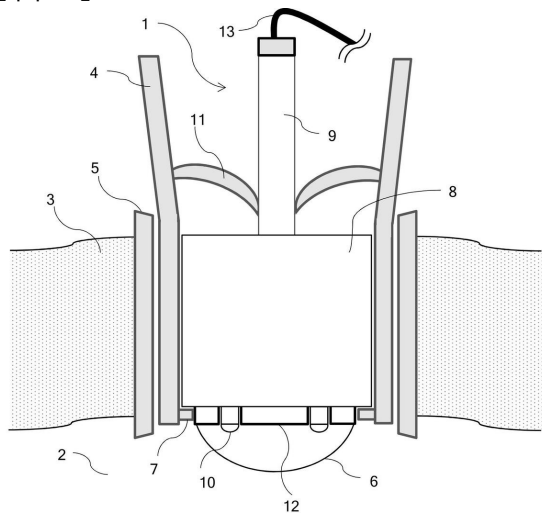
40

50

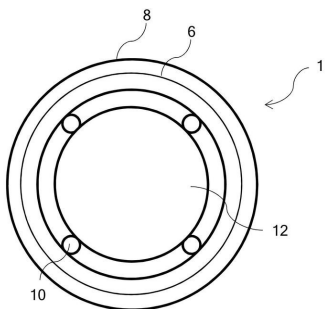
【解決手段】人間の体壁 3 に装着するための体腔内手術用カメラ 1 に搭載されたイメージセンサ 12 からの画像データ処理する画像処理装置であって、イメージセンサ 12 が撮影した第 1 の領域 R 1 内に、第 1 の領域 R 1 よりも小さい第 2 の領域 R 2 を設定する領域設定部 201 と、第 1 の領域 R 1 に対応する第 1 の画像 G 1 および第 2 の領域 R 2 に対応する第 2 の画像 G 2 を異なる表示領域に表示させる表示制御部 191 と、を備え、第 2 の画像 R 2 のフレームレートが第 1 の画像 R 1 のフレームレートよりも大きい。

【選択図】図 4

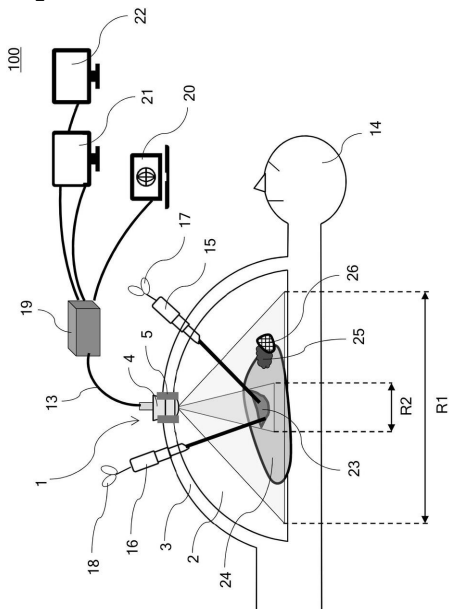
【図 1】



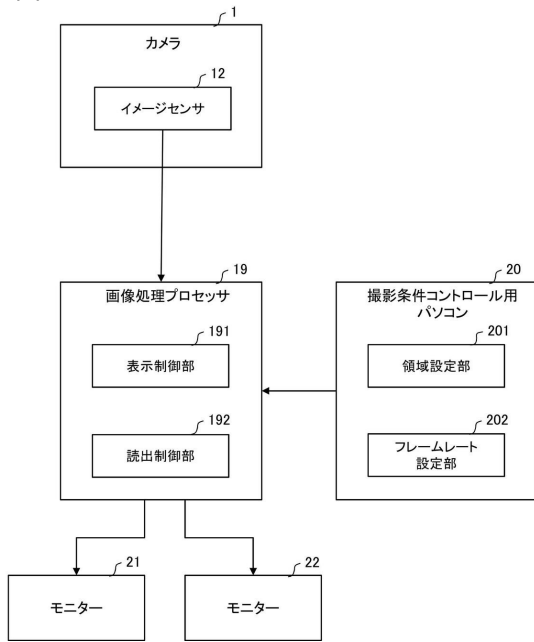
【図 2】



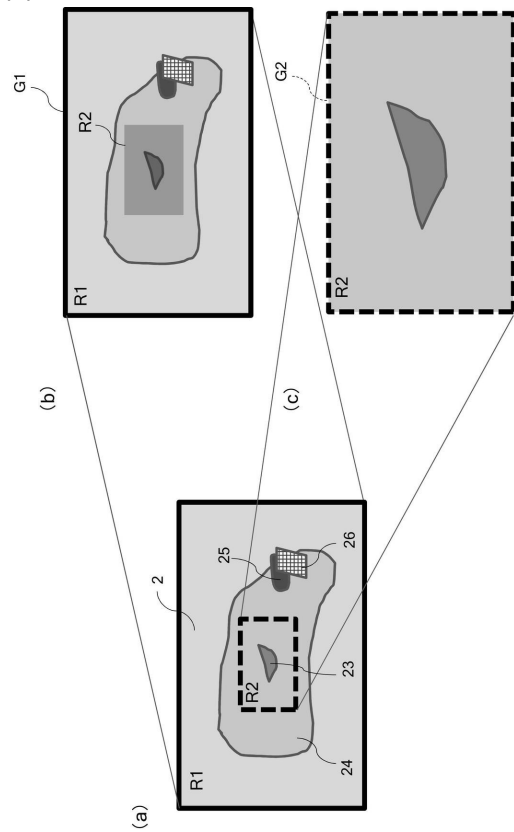
【図 3】



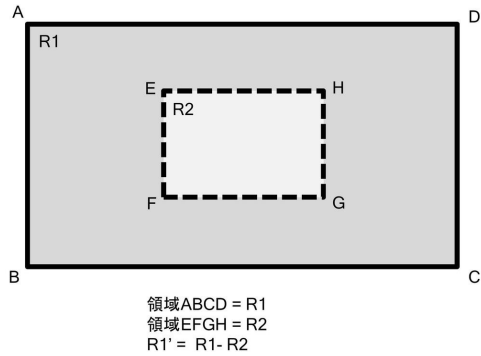
【図4】



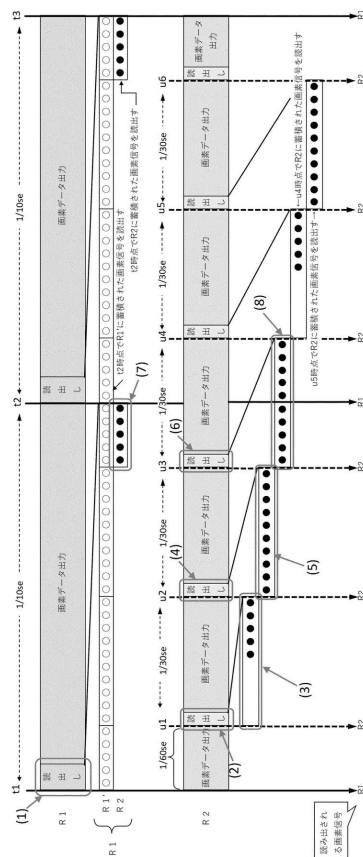
【図5】



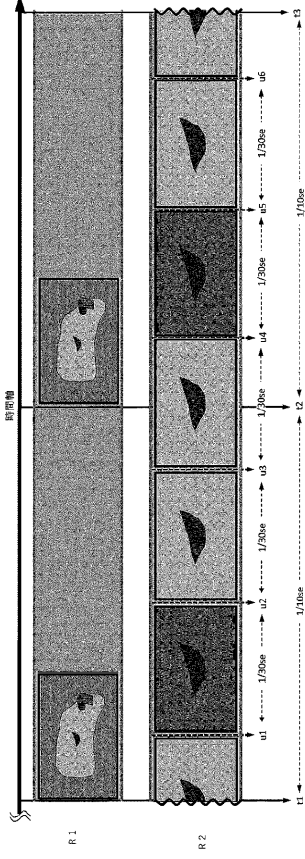
【図6】



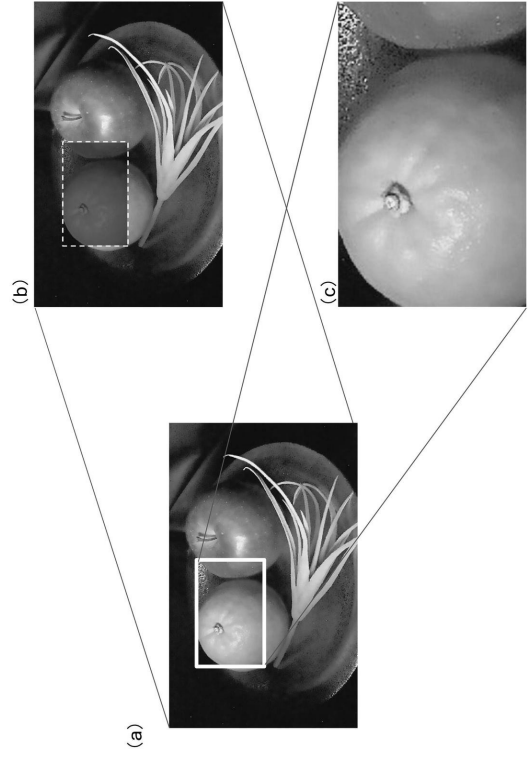
【図7】



【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(56)参考文献 特許第4861540(JP, B2)
特開2009-225933(JP, A)
特開2014-094089(JP, A)
特開2019-130005(JP, A)
特開2007-222238(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32