

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6389352号  
(P6389352)

(45) 発行日 平成30年9月12日 (2018.9.12)

(24) 登録日 平成30年8月24日 (2018.8.24)

(51) Int. Cl.

F I

**A 6 1 B** 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 5 0 0

**A 6 1 B** 1/05 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 6 2 2

**G O 2 B** 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/05

**H O 4 N** 7/18 (2006.01)

G O 2 B 23/24 B

H O 4 N 7/18 M

請求項の数 6 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2013-168084 (P2013-168084)  
 (22) 出願日 平成25年8月13日 (2013.8.13)  
 (65) 公開番号 特開2015-36055 (P2015-36055A)  
 (43) 公開日 平成27年2月23日 (2015.2.23)  
 審査請求日 平成28年6月2日 (2016.6.2)

(73) 特許権者 000113263  
 H O Y A 株式会社  
 東京都新宿区西新宿六丁目 1 0 番 1 号  
 (74) 代理人 100078880  
 弁理士 松岡 修平  
 (72) 発明者 下田代 真哉  
 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  
 (72) 発明者 鳩間 崇弘  
 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  
 (72) 発明者 倉持 裕太  
 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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

高周波処置手段と内視鏡装置とを備える内視鏡システムであって、

前記高周波処置手段は、

高周波処置具と、

高周波処置具を駆動するために、高周波処置具に高周波電流を供給する電源部と、  
を備え、

前記内視鏡装置は、

内部に前記高周波処置具を挿入可能で、先端領域から前記高周波処置具を突出させる  
ことが可能な誘導部を備える挿入部と、

前記挿入部の前記先端領域に配置され、撮像条件を切り替え可能な撮像素子と、

前記撮像素子の前記撮像条件を切り替える撮像条件切り替え手段と、

を備え、

前記挿入部は、

前記高周波処置具が挿入されているか否かを検知する検知部を備え、

前記撮像条件切り替え手段は、

前記高周波処置具が駆動しているか否かを判定し、

前記高周波処置具が駆動していないと判定した場合は前記撮像条件を第 1 撮像条件  
に設定し、

前記検知部によって前記高周波処置具の前記挿入部への挿入が検知されている間に

前記高周波処置具が駆動していると判定した場合は前記撮像条件を前記第 1 撮像条件とは異なる第 2 撮像条件に設定するように、前記撮像条件を切り替える、  
内視鏡システム。

【請求項 2】

前記第 2 撮像条件によって撮像された画像は、前記第 1 撮像条件によって撮像された画像よりも、画素数が少なく、フレームレートが高い、  
請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記内視鏡装置は、

前記高周波処置具が駆動している場合に、前記高周波処置具から発生した電磁波を受信するアンテナを更に備え、

前記撮像条件切り替え手段は、

前記アンテナが前記電磁波を受信しているか否かに応じて、前記高周波処置具が駆動しているか否かを判定する、

請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記アンテナが、前記挿入部の前記先端領域に配置されている、

請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記内視鏡システムは、

前記高周波処置具を駆動させるか否かの切り替えを行う駆動切り替え手段を更に備え、

前記撮像条件切り替え手段は、

前記駆動切り替え手段の動作に基づいて、前記高周波処置具が駆動しているか否かを判定する、

請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記撮像条件切り替え手段は、

前記高周波処置具が駆動している状態から駆動していない状態に切り替わってから所定時間が経過した後に、前記撮像条件を前記第 2 撮像条件から前記第 1 撮像条件に切り替える、

請求項 1 から請求項 5 の何れか一項に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、患者の体腔内を観察するための内視鏡システムであって、特に撮像モードを切り替え可能な内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

人の食道や腸などの体腔内を観察するための内視鏡として、可撓性チューブの先端部に撮像素子を備え、撮像素子で撮像した画像信号を、可撓性チューブを通して外部装置に送信し、外部装置が備えるモニタで対象領域の撮像画像を表示する電子内視鏡装置が知られている。電子内視鏡装置は、可撓性チューブ内に、観察領域を照射する照明光用のライトガイドや観察領域を処置するための処置具を挿入する鉗子チャンネルなどを備えている。このような電子内視鏡装置を用いることにより、電子内視鏡で対象領域を観察しながら、鉗子チャンネル内を通した処置具で対象領域を処置することが可能となる。

【0003】

ここで、内視鏡の鉗子チャンネルに挿入する処置具として、高周波処置具が知られている。高周波処置具は、先端に設けられた電極に高周波電流を流すことで、生体組織の切開や切除、止血などを行うものである。このような高周波処置具を用いる、いわゆる内視鏡

10

20

30

40

50

外科手術を行う場合、少なくとも2名で処置を行うのが一般的である。具体的には、1名の術者が体腔内の所望の位置を観察するために、可撓性チューブ状の内視鏡を体腔内に挿入および操作し、もう1名の術者が鉗子チャンネルに高周波処置具を挿入し、内視鏡によって撮像されモニタに表示された観察画像を見ながら対象領域の処置を行う。このように、2名で処置を行うことにより、各人が各々の操作（内視鏡、高周波処置具）に集中することができ、手術のスピードや確実性を向上できる。

#### 【0004】

一方で、処置具を操作する術者が、内視鏡の操作を行いたいという要求も存在する。例えば、処置内容や処置条件によって撮像方法を変更したい場合である。このような、処置条件に応じて撮像条件を変えることが可能な内視鏡装置として、特許文献1に記載の電子内視鏡装置がある。この内視鏡装置は、可撓性チューブの先端部に先端部の温度を検出する温度センサを備えている。照明光の照射や撮像素子の自体の発熱によって、先端部の温度が上昇すると、撮像素子から得られる画像のノイズの増加や画質の低下、または、熱による人体組織の熱損傷などを引き起こす可能性がある。こうした問題の発生を防止するために、温度センサで検知した温度が閾値を越えると、撮像素子のフレームレートを下げたり、照明光の照射量を下げたりすることで、先端部の温度上昇を抑制している。

10

#### 【0005】

また、特許文献2には、反射光を観察する通常観察モードや、蛍光強度を観察する蛍光観察モードなどの複数の観察モードに対応した内視鏡装置が開示されている。この内視鏡装置は、観察モードの切り替えに応じて、照射する光の波長を、観察モードに適した波長に切り替えるよう構成されている。

20

#### 【0006】

また、特許文献3には、撮像素子のフレームレートを調節可能な内視鏡システムが開示されている。この内視鏡システムでは、内視鏡を体腔内に挿入する際に、挿入する速度に応じて撮像素子のフレームレートを調節することで、撮像画像の取りこぼしを防止できる。

#### 【先行技術文献】

##### 【特許文献】

##### 【0007】

【特許文献1】特開2013-000466号公報

30

【特許文献2】特開2012-130429号公報

【特許文献3】特開2007-313170号公報

##### 【発明の概要】

##### 【発明が解決しようとする課題】

##### 【0008】

しかしながら、特許文献1に記載の内視鏡装置は、撮像素子の不具合や人体組織への損傷を抑えるためのものであり、特許文献2に記載の内視鏡装置は、観察モードに必要な波長を用いるためのものであった。また、特許文献3に記載の内視鏡システムは、撮像画像の取りこぼしを防止するものであった。すなわち、いずれの特許文献も、撮像条件は処置に必要な条件に合わせて切り替えるものであって、処置具を操作する術者にとって、処置のし易さを向上するものではなかった。

40

##### 【0009】

また、処置具として高周波処置具を用いる場合、処置具を操作する術者には十分かつ高度な注意が要求される。この点からも、術者による高周波処置具を用いた処置のし易い内視鏡システムが必要とされている。

##### 【0010】

本発明は、上記の事情を鑑みてなされたものであり、術者が高周波処置具を操作し易い撮像画像を取得可能な内視鏡システムを提供することを目的とする。

##### 【課題を解決するための手段】

##### 【0011】

50

上記の目的を達成するために、本発明により、高周波処置手段と内視鏡装置とを備える内視鏡システムであって、高周波処置手段は、高周波処置具と、高周波処置具を駆動するために、高周波処置具に高周波電流を供給する電源部と、を備え、内視鏡装置は、内部に高周波処置具を挿入可能で、先端領域から高周波処置具を突出させることが可能な誘導部を備える挿入部と、挿入部の先端領域に配置され、撮像条件を切り替え可能な撮像素子と、撮像素子の撮像条件を切り替える撮像条件切り替え手段と、を備え、撮像条件切り替え手段は、高周波処置具が駆動しているか否かを判定し、高周波処置具が駆動していないと判定した場合は撮像条件を第1撮像条件に設定し、高周波処置具が駆動していると判定した場合は撮像条件を第1撮像条件とは異なる第2撮像条件に設定するように、撮像条件を切り替える、ことを特徴とする、内視鏡システムが提供される。

10

**【0012】**

このような構成によれば、高周波処置具が駆動しているか否かに応じて、撮像素子の撮像条件が切り替わるため、高周波処置具が駆動している場合と駆動していない場合とに、それぞれ適した撮像条件で撮像した画像を見ながら、内視鏡システムを操作することが可能になる。

**【0013】**

第2撮像条件によって撮像された画像は、第1撮像条件によって撮像された画像よりも、画素の数が少なく、フレームレートが高くなるよう構成されていることが好ましい。

**【0014】**

このような構成によれば、高周波処置具が駆動していない場合は、撮像に用いる画素数が多いため、高精細な画像を得ることが可能となり、高周波処置具が駆動している場合、すなわち、高周波処置具を操作している場合は、撮像を行うフレームレートが高いため、撮像した画像の表示において、表示遅延が小さく、リアルタイム性が高くなり、高周波処置具の操作の精度およびスピードの向上が可能になる。

20

**【0015】**

挿入部は、高周波処置具が挿入されているか否かを検知する検知部を備え、撮像条件切り替え手段は、検知部によって高周波処置具の挿入部への挿入が検知されている間に高周波処置具が駆動した場合に、撮像条件を第1撮像条件から第2撮像条件に切り替えるよう構成されていてもよい。

**【0016】**

このような構成によれば、高周波処置具が挿入部に挿入され、かつ、高周波処置具が駆動している場合に、撮像条件が第2撮像条件に切り替わるため、高周波処置具が挿入部に挿入されておらず、撮像条件が第2撮像条件に切り替わる必要が無い時に、撮像条件が第2撮像条件に切り替わってしまうことを防止できる。

30

**【0017】**

内視鏡装置は、高周波処置具が駆動している場合に、高周波処置具から発生した電磁波を受信するアンテナを更に備え、撮像条件切り替え手段は、アンテナが電磁波を受信しているか否かに応じて、高周波処置具が駆動しているか否かを判定するよう構成されていてもよい。

**【0018】**

このような構成によれば、高周波処置具が駆動しているか否かをアンテナが受信した電磁波によって判定できるため、同一の内視鏡装置を用いつつ、異なる高周波処置手段を用いた場合においても、高周波処置具が駆動しているか否かの判定が可能となる。

40

**【0019】**

アンテナが、挿入部の先端領域に配置された構成としてもよい。

**【0020】**

このような構成によれば、挿入部の先端から突出した高周波処置具とアンテナとを互いに近い位置に配置できるため、高周波処置具から発生した電磁波をアンテナが受信しやすくすることが可能となる。

**【0021】**

50

内視鏡装置は、高周波処置具を駆動するか否かの切り替えを行う駆動切り替え手段を更に備え、撮像条件切り替え手段は、駆動切り替え手段の動作に基づいて、高周波処置具が駆動しているか否かを判定するよう構成されていてもよい。

【 0 0 2 2 】

撮像条件切り替え手段は、高周波処置具が駆動している状態から、駆動していない状態に切り替わってから、所定時間が経過した後に、撮像条件を第 2 撮像条件から第 1 撮像条件に切り替えるよう構成されていてもよい。

【 0 0 2 3 】

このような構成によれば、高周波処置具の駆動が停止してから所定時間の経過後に、第 2 撮像条件から第 1 撮像条件への切り替わるため、頻繁に高周波処置具の駆動と停止を繰り返した場合に、撮像条件が頻繁に切り替わり、撮像し表示された画像が頻繁に切り替わって、表示された画像が見づらくなることを防止できる。

【発明の効果】

【 0 0 2 4 】

本発明の内視鏡装置によれば、術者による高周波処置具の操作のし易い撮像画像を取得可能な内視鏡装置を提供することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 5 】

【図 1】図 1 は、本発明の第 1 の実施形態にかかる内視鏡装置の概略図である。

【図 2】図 2 は、スコープ部の高周波処置具の先端領域の断面図である。

【図 3】図 3 は、スコープ部のプッシュスイッチが設けられた領域の断面図である。

【図 4】図 4 は、撮像素子の上面概略図である。

【図 5】図 5 は、撮像素子の高精細モードにおける動作タイミングと画素の選択される順番、撮像画像を説明するための図である。

【図 6】図 6 は、撮像素子の高速モードにおける動作タイミングと画素の選択される順番、撮像画像を説明するための図である。

【図 7】図 7 は、撮像素子の撮像モードの遷移例を示す図である。

【図 8】図 8 は、本発明の第 1 の実施形態にかかる内視鏡装置の動作フローである。

【図 9】図 9 は、本発明の第 2 の実施形態にかかる内視鏡装置の概略図である。

【図 10】図 10 は、本発明の第 2 の実施形態にかかる内視鏡装置の動作フローである。

【図 11】図 11 は、本発明の第 3 の実施形態にかかる内視鏡装置の概略図である。

【図 12】図 12 は、本発明の第 3 の実施形態にかかる内視鏡装置の動作フローである。

【図 13】図 13 は、本発明の第 4 の実施形態にかかる内視鏡装置の概略図である。

【図 14】図 14 は、本発明の第 5 の実施形態にかかる内視鏡装置の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 6 】

以下、図面を参照して、本発明の実施の形態について説明する。

【 0 0 2 7 】

(第 1 の実施形態)

まず、本発明の第 1 の実施形態の構成について説明する。

【 0 0 2 8 】

図 1 に、本発明の第 1 の実施形態にかかる内視鏡システム 100 の概略図を示す。内視鏡システム 100 は、体腔内の対象領域の観察および処置のために用いられる。内視鏡システム 100 は、内視鏡装置 101 と、高周波処置具 104、高周波処置具 104 を駆動するための高周波電源 105 とから構成され、内視鏡装置 101 はスコープ部 102 とプロセッサ部 103 とから構成されている。

【 0 0 2 9 】

図 2 に、内視鏡装置 101 のスコープ部 102 の先端領域の断面図を示す。内視鏡装置 101 のスコープ部 102 は、体腔内に挿入できるように、可撓性のチューブ状の形状をしている。スコープ部 102 の先端領域は、対物レンズ 1 を有する観察窓を通して対象領

10

20

30

40

50

域からの物体光を受光する撮像素子 2 を備える。物体光は撮像素子 2 で電気信号に変換され、撮像信号としてプロセッサ部 103 に送信される。

【0030】

撮像素子 2 は、受光した光を電気信号に変換する複数の画素を備えており、各画素で受光した光を電気信号として読み出すことで、観察画像を得ることができる。ここで、撮像素子 2 は、全ての画素から電気信号を読み出し、高精細な又は高解像度の撮像画像を得る高精細モードと、読み出す画素数を間引いて、撮像画像の解像度を下げることにより、フレームレートを向上する高速モードとの、2つの撮像モードを有する。

【0031】

スコープ部 102 は、高周波処置具 104 が挿入され、対象領域まで高周波処置具 104 を誘導する鉗子チャンネル 3、および鉗子チャンネル 3 に高周波処置具 104 が挿入されているか否かを検知し、検知信号を出力する検知部 4 を備え、検知部 4 から出力された検知信号はプロセッサ部 103 に送信される。図 3 に、スコープ部 102 の、検知部 4 としてプッシュスイッチ 5 が設けられた領域の断面図を示す。高周波処置具 104 は、鉗子チャンネル 3 に挿入され、スコープ部 102 の先端領域まで誘導される。鉗子チャンネル 3 に高周波処置具 104 が挿入されると、高周波処置具 104 によってプッシュスイッチ 5 が押され、プッシュスイッチ 5 からプロセッサ部 103 へ信号が送信される。この信号により、鉗子チャンネル 3 に高周波処置具 104 が挿入されているか否かを判定することができる。

【0032】

スコープ部 102 は先端領域にアンテナ 6 を備えている。アンテナ 6 は、高周波処置具 104 に高周波電流が流された時に、高周波処置具 104 から生じる電磁波（電磁ノイズ）を受信し、受信した電磁ノイズを電気信号に変換してプロセッサ部 103 に送信する。また、スコープ部 102 は、プロセッサ部 103 から出射した照明光を伝搬し、対象領域を照明する図示しないライトガイドや、対象領域や観察窓を洗浄するための液体（洗浄液、水、生理食塩水など）や気体（空気、炭酸ガスなど）を通すための図示しないパイプやノズルを備えている。

【0033】

鉗子チャンネル 3 に挿入される高周波処置具 104 としては、先端部がナイフ（メス）やスネアループ、ハサミ（メツェンバウム）などになっている、様々な形状のものが使用可能であり、処置内容に応じて適宜選択される。

【0034】

内視鏡装置 101 のプロセッサ部 103 はスコープ部 102 と接続されており、電気信号や照明光、液体や気体の送受を行う。内視鏡装置 101 は、撮像信号を受信し画像処理を行う画像処理部 7、画像処理部 7 で処理された撮像信号を外部のモニタ 30 に表示するための映像信号に変換する信号変換部 8、撮像素子 2 の撮像モードを制御する駆動制御部 9、画像処理部 7 と駆動制御部 9 の動作を制御するコントローラ 10 を備える。また、プロセッサ部 103 は、アンテナ 6 から送信された電気信号を受信して増幅し、コントローラ 10 に送信する増幅器 11、照明光の光源 12、照明光をライトガイドに入射するか否かを制御するシャッタ部 13 を備える。駆動制御部 9 は、撮像素子 2 の撮像モードの制御に加えて、シャッタ部 13 の動作の制御も行う。コントローラ 10 は、増幅器 11 から送信された電気信号に加え、プッシュスイッチ 5 からの検知信号を受信し、受信した信号に基づいて駆動制御部 9 の制御を行う。

【0035】

高周波電源 105 は、高周波処置具 104 に高周波電流を供給する出力部 20 と、出力部 20 の動作を制御するコントローラ 21、コントローラ 21 の動作を制御するフットスイッチ 22 を備える。フットスイッチ 22 は術者によって操作される。術者がフットスイッチ 22 を踏んでいる間、高周波処置具 104 に高周波電流が供給され、高周波処置具 104 が駆動する。

【0036】

次に、本発明の第 1 の実施形態の動作について説明する。

【0037】

内視鏡システム 100 の術者は、チューブ状の内視鏡 101 のスコープ部 102 を湾曲させながら体腔内の対象領域近傍まで挿入する。スコープ部 102 の挿入時または対象領域の観察時に、内視鏡装置 101 のプロセッサ部 103 のシャッタ部 13 を開けて、光源 12 から出射した照明光を、ライトガイドを通して伝搬させ、体腔内を照明する。体腔内の対象領域で反射した照明光は、物体光としてスコープ部 102 の先端領域の対物レンズ 1 を通って撮像素子 2 で受光される。撮像素子 2 は、後述の撮像モードに基づいて、受光した光を撮像信号に変換する。撮像信号はプロセッサ部 103 の画像処理部 7 および信号変換部 8 で、それぞれ信号処理および信号変換が行われ、モニタ 30 に出力される。モニタ 30 には、入力された信号に基づいて対象領域の撮像画像が表示される。術者は表示された撮像画像を見ながら、スコープ部 102 の操作を行う。

10

【0038】

内視鏡装置 101 のプロセッサ部 103 には、対象領域や観察窓を洗浄するための、水や生理食塩水などの洗浄液、空気や炭酸ガスなどの気体が備えられており、必要に応じて、これらの洗浄液や気体をスコープ部 102 のパイプを通してノズルから送出できるように構成されている。

【0039】

スコープ部 102 が体腔内の対象領域の位置まで挿入された後、スコープ部 102 の鉗子チャンネル 3 に高周波処置具 104 が挿入される。高周波処置具 104 は、鉗子チャンネル 3 内を通してスコープ部 102 の先端領域から突き出される。高周波処置具 104 の挿入時、鉗子チャンネル 3 内に設けられたプッシュスイッチ 5 が押され、高周波処置具 104 の挿入されていることを示す検知信号がプッシュスイッチ 5 からプロセッサ部 103 に送信される。術者がフットスイッチ 22 を踏むと、フットスイッチ 22 から高周波電源 105 のコントローラ 21 に電気信号が送信され、高周波電源 105 のコントローラ 21 は、受信した電気信号に応じて高周波処置具 104 に高周波電流を供給するように出力部 20 を制御する。高周波処置具 104 は、高周波電流が供給されると、高周波処置具 104 の先端部のメスやスネアループは、対象領域の切開や、対象領域の腫瘍やポリープなどの切除、対象領域の止血や焼灼などの処置が行えるようになる。術者はモニタ 30 に表示された撮像画像を見ながら高周波処置具 104 を操作し、対象領域に対して所望の処置を行う。

20

30

【0040】

次に、撮像素子 2 の撮像モードについて説明する。

【0041】

図 4 は、撮像素子 2 の上面概略図の一部を示す。撮像素子 2 はイメージセンサであり、赤 (R)、緑 (G)、青 (B) の光を受光するための 3 種の画素が格子状に配置されている。各画素はフォトダイオードを備えており、受光した光の光量に応じて電位が変化する。また、撮像素子 2 は、不図示の水平走査回路と垂直走査回路とを備えており、それぞれ格子状に配置された画素の列と行を順次選択するために用いられる。この水平走査回路と垂直走査回路によって順次選択された画素の電位を読み出すことにより、撮像素子 2 から撮像信号を得ることができる。図 4 に示すイメージセンサの例では、 $4 \times 4$  の 16 個の画素を備えている。以下では、この 16 画素を 1 フレームとして説明するが、本発明の撮像素子 2 の画素の数は、これに限定されない。

40

【0042】

図 5 (a) に、撮像素子 2 を高精細モードで駆動する場合における、1 フレーム分の画素を読み出すための、画素駆動信号 (画素駆動) と水平走査回路の駆動信号 (水平駆動)、垂直走査回路の駆動信号 (垂直駆動) の動作タイミングを示す。図 5 (a) において、横軸は時間、各矩形の信号は画素内のスイッチ、水平走査回路、垂直走査回路が駆動していることを表している。

【0043】

50

水平および垂直走査回路は、駆動信号によって駆動されると、不図示の同期信号と同期して読み出しを行う画素の列および行を順次選択する。画素の行と列を1つずつ選択することによって、両方の走査回路によって選択される画素を1つずつ走査することができる。また、画素駆動信号は、水平および垂直走査回路によって選択された画素からの撮像信号の読み出しを指示するために用いられる。画素が水平および垂直走査回路によって選択され、画素駆動信号によって撮像信号の読み出しが指示されると、画素内のスイッチが駆動し、フォトダイオードによって変化した電位が、イメージセンサ内に配設された不図示の信号線を通して読み出される。

#### 【0044】

図5(b)は、高精細モードにおいて、選択される画素の順番を説明するための図であり、図5(c)は、読み出された撮像信号から得られた撮像画像を表す図である。高精細モードでは、矢印Xに沿って、16個の画素の信号が順次読み出される。垂直走査回路の駆動信号は、1フレームの走査が終わるまで駆動状態が維持されており、読み出す画素の行は上から下に順次走査される。また、水平走査回路の駆動信号は、1行中の画素の信号を読み出す間は駆動状態が維持され、読み出す画素の列は左から右に順次走査される。水平走査回路の駆動信号は、1行の画素の信号の読み出しが終了し、次の行の画素の読み出しが開始されるまでの間、非駆動状態となる。水平走査回路と垂直走査回路によって選択された画素は、一画素ずつ画素駆動信号によって信号の読み出しが行われる。これによって、全ての画素の読み出しが順次行われ、解像度の高い、高精細な撮像画像を得ることができる。

#### 【0045】

しかしながら、高精細モードでは、高精細な撮像画像が得られる一方で、全ての画素の読み出しにかかる時間や、撮像素子2から出力された撮像信号の信号処理を行う時間が長くなるという問題が生じる。そのため、撮像画像のフレームレートが低くなり、術者が内視鏡装置101のスコープ部102や高周波処置具104を操作した時に、モニタ30に表示される撮像画像に表示遅延(術者の操作とモニタの表示との間のタイムラグ)が発生する。これにより、撮像画像のリアルタイム性が失われ、術者による内視鏡装置101を用いた処置の精度やスピードが低下してしまう。

#### 【0046】

この問題を解消するため、本発明の内視鏡システム100の撮像素子2は、上記の高精細モードとは別に、高速モードを備えている。高速モードは、撮像素子2が有する画素からの信号を間欠的に読み出すことにより、フレームレートを向上し、撮像画像のリアルタイム性を向上するものである。

#### 【0047】

高速モードでは、図4に示す4×4の16個の画素のうち、例えば、4隅の4画素のみを1フレームとして、画素の信号の読み出しを行う。図6(a)に、撮像素子を高速モードで駆動する場合における、4フレーム分の画素を読み出すための、画素駆動信号(画素駆動)と水平走査回路の駆動信号(水平駆動)、垂直走査回路の駆動信号(垂直駆動)の動作タイミングを示す。

#### 【0048】

図6(b)は、高速モードにおいて、選択される画素の順番を説明するための図であり、図6(c)は、読み出された撮像信号から得られた撮像画像を表す図である。高速モードでは、矢印Yに沿って、1フレームあたり4個の画素が順次読み出される。高速モードにおける画素の信号の読み出しは、読み出される画素数が間引かれている事以外は、高精細モードと同じである。垂直走査回路が駆動すると、選択される画素が行単位で順次走査される。この時、選択される画素は図6(b)中の最上段と最下段の行のみである。また、水平駆動回路を駆動すると、選択する画素が列単位で順次走査される。選択される画素は、最も左側と最も右側の列のみである。これにより、16個の画素のうち4隅の画素のみが順次選択される。選択された画素は、画素駆動信号によって信号の読み出しが行われる。

## 【 0 0 4 9 】

高速モードでは、高精細モードに比べて、読み出す画素数が4分の1になっているため、高速モードで得られる撮像画像は、図6(c)に示すように、解像度が低い画像となる。その一方、読み出しを行う画素の数が減っていることにより、走査にかかる時間や、撮像素子2からプロセッサ部103へ転送するデータ量、画像処理時の処理量を減らすことができる。これにより、高速モードでは、高精細モードに比べて、フレームレートを上げることができ、撮像画像のリアルタイム性を向上できる。図5、図6に示す例では、高速モードでは、高精細モードに比べてフレームレートが4倍となっている。

## 【 0 0 5 0 】

本発明における撮像素子2の撮像モードは、高周波処置具104の駆動に合わせて切り替えられる。術者が高周波処置具104を使用しない場合、例えば、対象領域の観察のみを行っている場合や、鉗子チャンネル3に高周波処置具104の代わりにマーカを挿入し、対象領域の処置を行う位置にマークを付与する場合などは、対象領域を高画質で観察する方が望ましいため、撮像素子2は高精細モードで駆動される。一方、術者が高周波処置具104を用いて処置を行う場合は、撮像画像のリアルタイム性を向上し、高い精度でかつスピーディに処置を行うために、撮像素子2は高速モードで駆動されることが望ましい。

## 【 0 0 5 1 】

次に、本実施形態における、撮像素子2の撮像モードの切り替え方法について説明する。

## 【 0 0 5 2 】

本実施形態では、撮像素子2の撮像モードの切り替えは、高周波処置具104の駆動に合わせて自動で行われる。フットスイッチ22が踏まれ、高周波処置具104が駆動すると、スコープ部102の先端領域から突出した高周波処置具104から電磁ノイズが発生する。この電磁ノイズは、スコープ部102の先端領域に設けられたアンテナ6で受信されて電気信号に変換され、電気信号は内視鏡装置101のプロセッサ部103に送信される。プロセッサ103で受信された電気信号は、増幅器11で増幅された後、検知信号としてコントローラ10に送信される。

## 【 0 0 5 3 】

また、鉗子チャンネル3に高周波処置具104が挿入されると、高周波処置具104が挿入されたことを示す検知信号が、鉗子チャンネル3のプッシュスイッチ5からプロセッサ部103のコントローラ10へ送信される。すなわち、プロセッサ部103のコントローラ10には、高周波処置具104が駆動していることを示す検知信号と鉗子チャンネル3に高周波処置具104が挿入されていることを示す検知信号との、2つの検知信号が送信される。コントローラ10は受信した検知信号に基づいて、高周波処置具104が駆動しているか否か、および、高周波処置具104が鉗子チャンネル3に挿入されているか否かを判定する。

## 【 0 0 5 4 】

プロセッサ部103の駆動制御部9は、コントローラ10により高周波処置具104が駆動していないと判定された場合、または、高周波処置具104が鉗子チャンネル3に挿入されていないと判定された場合に、撮像素子2を高精細モードで駆動する。また、コントローラ10により、鉗子チャンネル3に高周波処置具104が挿入され、かつ、高周波処置具104が駆動していると判定された場合、駆動制御部9は撮像素子2の撮像モードを高精細モードから高速モードに切り替える。これにより、高周波処置具104の駆動に合わせて撮像モードを自動で切り替えることができる。

## 【 0 0 5 5 】

ここで、撮像モードの切り替えに2つの検知信号を用いるのは、鉗子チャンネル3に高周波処置具104が挿入されていない状態で、外部からの電磁ノイズをアンテナ6が受信し、誤って撮像モードが高速モードに切り替わってしまうのを防止するためである。

## 【 0 0 5 6 】

また、術者がフットスイッチ 22 を踏むのを止めて、高周波処置具 104 の駆動が停止すると、高周波処置具 104 からの電磁ノイズの発生が止まり、アンテナ 6 が電磁ノイズを検知しなくなる。アンテナ 6 から電磁ノイズに応じた検知信号が送信されなくなると、コントローラ 10 は、高周波処置具 104 の駆動が停止したと判定する。そして、駆動制御部 9 は、高周波処置具 104 の駆動が停止したと判定されてから、停止状態が所定の時間続いた場合に、撮像モードを高速モードから高精細モードに切り替える。

#### 【0057】

図 7 (a) に、プッシュスイッチ 5 とフットスイッチ 22 の状態に伴う、撮像モードの遷移例を示す。図 7 (a) では、鉗子チャンネル 3 には高周波処置具 104 が挿入されており、プッシュスイッチ 5 が押され続けている状態 (ON 状態) である。フットスイッチ 22 は、踏まれていない時は OFF 状態にあり、撮像素子 2 は高精細モードで駆動されている。つまり、高周波処置具 104 は駆動しておらず、また、モニタ 30 には高精細モードで撮像された高精細な撮像画像が表示されている。ここで、術者がフットスイッチ 22 を踏むと ON 状態になり、駆動制御部 9 により撮像モードはただちに高精細モードから高速モードに切り替えられる。つまり、高周波処置具 104 は駆動しており、また、モニタ 30 には撮像素子 2 の読み込みを行う画素数が間引かれた、リアルタイム性の高い撮像画像が表示される。ここで、フットスイッチ 22 が ON 状態から OFF 状態に切り替わると、切り替えから所定の時間の経過後に、撮像モードが高速モードから高精細モードに切り替えられる。この所定の時間の間は、高周波処置具 104 は駆動していないが、撮像モードは高速モードに維持されている。また、フットスイッチ 22 が頻繁に ON 状態と OFF 状態との間で切り替わった場合、高周波処置具 104 はフットスイッチ 22 の切り替えに伴って駆動しているか否かが切り替わるが、撮像モードは、フットスイッチ 22 の OFF 状態が所定の時間続かない限り、高速モードに維持される。この所定の時間は、数秒程度であり、術者によって予め任意に設定可能であることが望ましい。

#### 【0058】

図 7 (b) に、プッシュスイッチ 5 とフットスイッチ 22 の状態に伴う、撮像モードの別の遷移例を示す。鉗子チャンネル 3 に高周波処置具 104 が挿入されると、プッシュスイッチ 5 が押されて OFF 状態から ON 状態に切り替わり、処置具の挿入が検知される。プッシュスイッチ 5 とフットスイッチ 22 の少なくとも一方が OFF 状態の時は、撮像素子 2 は高精細モードで駆動されている。プッシュスイッチ 5 とフットスイッチ 22 がいずれも ON 状態になると、高周波処置具 104 が駆動し、駆動制御部 9 により撮像モードはただちに高速モードに切り替えられる。ここで、プッシュスイッチ 5 とフットスイッチ 22 の少なくとも一方が OFF 状態に切り替わると、切り替えから所定の時間経過後に、撮像モードが高速モードから高精細モードに切り替えられる。また、撮像モードが高精細モード駆動されており、プッシュスイッチ 5 が OFF 状態である時に、フットスイッチ 22 が ON 状態になっても、撮像モードは高速モードに切り替わらない。同様に、プッシュスイッチ 5 が ON 状態でも、フットスイッチ 22 が OFF 状態であれば、撮像モードは高速モードに切り替わらない。

#### 【0059】

次に、本実施形態の動作を、フローチャートを用いて説明する。図 8 に、本実施形態の動作フローを示す。撮像素子 2 は、使用開始時において、駆動制御部 9 によって高精細モードで駆動されている (S101)。これは、使用開始時において、術者は、高周波処置具 104 を駆動させずに観察対象領域の観察を行うため、撮像画像は高精細であることが望ましいためである。そして、コントローラ 10 によって、スコープ部 102 のアンテナ 6 が、高周波処置具 104 から発生した電磁ノイズを検知しているかどうか判定される (S102)。電磁ノイズを検知していない場合のアンテナ 6 は OFF 状態、検知している場合は ON 状態となる。ここで、アンテナ 6 が ON 状態の場合は、高周波処置具 104 は高周波電流が供給されて駆動していることを意味する。ステップ S102 において、アンテナ 6 が OFF 状態と判定されると (S102: OFF)、撮像素子 2 は高精細モードで駆動されたまま、引き続きアンテナの状態が判定される (S102)。一方、アンテナ 6

がON状態と判定されると(S102:ON)、コントローラ10によって、スコープ部102の鉗子チャンネル3に設けられたプッシュスイッチ5の状態が判定される(S103)。プッシュスイッチ5は、鉗子チャンネル3に何も挿入されていない場合はOFF状態、鉗子チャンネル3に高周波処置具104が挿入されることにより自身が押されるとON状態となる。プッシュスイッチ5がOFF状態であると判定されると(S103:OFF)、撮像素子2は高精細モードで駆動されたまま、引き続きアンテナの状態が判定される(S102)。プッシュスイッチ5がON状態と判定されると(S103:ON)、撮像素子2の撮像モードは、駆動制御部9によって高速モードに切り替えられる(S104)。撮像素子2が高速モードで駆動されている間、コントローラ10により、アンテナ6の状態が判定される(S105)。アンテナ6がON状態と判定されると(S105:ON)、引き続き、アンテナ6の状態が判定される(S105)。高周波処置具104の駆動が停止し、アンテナ6がOFF状態になったと判定されると(S105:OFF)、所定の時間のカウントが開始される(S106)。カウントが行われている間、アンテナ6の状態の判定が行われ(S107)、所定の時間のカウントが終了していない状態で、アンテナ6がON状態になったと判定されると(S107:ON)、カウントがリセットされて(S108)、再びステップS107に戻る。アンテナ6がOFF状態を維持したまま(S107:OFF)、所定の時間のカウントが終了すると(S109:YES)、撮像素子2の撮像モードは、高精細モードに切り替えられる(S110)。

10

#### 【0060】

このように、本発明では、高周波処置具104の駆動状態に合わせて撮像モードが自動で切り替わるため、術者は処置内容に適した撮像画像を見ながら処置を行うことができる。具体的には、対象領域の観察やマークを行う際には、術者は高画質の撮像画像を見ながら内視鏡装置101のスコープ部102やマーカの操作を行う。一方、高周波処置具104で処置を行う場合は、術者はリアルタイム性の高い撮像画像を見ながら処置を行うことができる。また、本発明では、撮像素子2の動作モードは自動で切り替わるため、術者が高周波処置具104の操作に合わせて撮像モードの切り替えを行う手間を省くことができる。これにより、術者による操作ミスが生じる可能性を減らすとともに、処置のスピードを向上できる。

20

#### 【0061】

また、本実施形態においては、高周波処置具104の駆動が停止しても、所定の時間、高速モードが維持される。そのため、頻繁に高周波処置具104の駆動をオン/オフした場合に、撮像モードが頻繁に切り替わり、モニタ30上での撮像画像が見づらくなるという不都合を防止できる。

30

#### 【0062】

また、本実施形態においては、鉗子チャンネル3に高周波処置具104が挿入され、かつ、高周波処置具104が駆動した場合に、撮像モードは高精細モードから高速モードに切り替わるよう構成されている。そのため、例えば、一人の術者が高精細モードの撮像画像を見ながら内視鏡101を操作している時に、別の術者が高周波処置具104を鉗子チャンネル3に挿入する前に、高周波処置具104を駆動させて動作のチェックを行う場合において、撮像モードが切り替わることがない。これにより、高精細な撮像画像を見ている術者の操作を妨げることなく、別の術者は高周波処置具104の動作をチェックすることができる。

40

#### 【0063】

また、本実施形態においては、内視鏡装置101と、高周波処置具104および高周波電源105とは、それぞれ独立した構成となっており、いずれか一方を別の装置(例えば、他のメーカ製や他の形式など)と置き換えて使用することが可能となっている。そのため、術者が、内視鏡装置101は同一の装置を使用し、高周波処置具104または高周波電源105を他の装置に置き換えて使用した場合においても、高周波処置具104によりプッシュスイッチ5が押され、かつ、高周波処置具104からアンテナ6で受信可能な電磁ノイズが発生すれば、高周波処置具104の駆動に応じた撮像モードの切り替えを行う

50

ことができる。

【 0 0 6 4 】

なお、本実施形態では、撮像素子 2 として用いるイメージセンサとして C M O S イメージセンサを用いることができるが、本発明はこれに限定されない。例えば、撮像素子 2 として、同期信号に同期して読み出しを行う画素を順次選択するイメージセンサあって、画素を選択するタイミングを変更可能であれば、どのようなイメージセンサを用いてもよい。または、撮像素子 2 として、高画質で撮像できるモードと、高速で撮像できるモードとが切り替え可能なイメージセンサであれば、どのようなイメージセンサを用いてもよい。また、撮像モードの切り替えは、撮像素子 2 の読み出す画素数を変えるのではなく、内視鏡装置 1 0 1 のプロセッサ部 1 0 3 における画像処理部 7 の動作によって、高精細な画像を表示するモードと、高いフレームレートの画像を表示するモードとを切り替えるものであっても良い。

10

【 0 0 6 5 】

また、本実施形態では、鉗子チャンネル 3 の検知部 4 としてプッシュスイッチ 5 を用いた場合について説明したが、検知部 4 はこれに限られない。本実施形態において使用する検知部 4 は、鉗子チャンネル 3 に高周波処置具 1 0 4 が挿入されていることを示す検知信号をプロセッサ部 1 0 3 に送信可能であればよく、例えば、静電式や圧電式の接触センサや、赤外線を用いた非接触センサを用いることができる。

【 0 0 6 6 】

また、本実施形態では、アンテナ 6 は、スコープ部 1 0 2 の先端に配置した構成として説明したが、これに限られない。本実施形態において使用するアンテナ 6 の形状は、スコープ部 1 0 2 に配置し易いように様々な形状のものを用いることが可能である。また、スコープ部 1 0 2 の外側に配置されたシースなどのスコープ部 1 0 2 を構成する金属製の部品が、アンテナ 6 を兼ねる構成としても良い。

20

【 0 0 6 7 】

( 第 2 の実施形態 )

図 9 に、本発明の第 2 の実施形態にかかる内視鏡システム 2 0 0 の概略図を示す。内視鏡システム 2 0 0 は、内視鏡装置 2 0 1 と高周波処置具 2 0 4、高周波処置具 2 0 4 を駆動するための高周波電源 2 0 5 とから構成され、内視鏡装置 2 0 1 はスコープ部 2 0 2 とプロセッサ部 2 0 3 とから構成されている。

30

【 0 0 6 8 】

内視鏡装置 2 0 1 のスコープ部 2 0 2 の構成は、アンテナ 6 が設けられていないこと以外は、第 1 の実施形態におけるスコープ部 1 0 2 と同じである。

【 0 0 6 9 】

内視鏡装置 2 0 1 のプロセッサ部 2 0 3 の構成は、増幅器 1 1 を備えていないこと、および、プロセッサ部 2 0 3 のコントローラ 1 0 と高周波電源 2 0 5 のコントローラ 2 1 とが接続されていること以外は、第 1 の実施形態におけるプロセッサ部 1 0 3 と同じである。

【 0 0 7 0 】

高周波電源 2 0 5 の構成は、高周波電源 2 0 5 のコントローラ 2 1 とプロセッサ部 2 0 3 のコントローラ 1 0 とが接続されていること以外は、第 1 の実施形態における高周波電源 1 0 5 と同じである。

40

【 0 0 7 1 】

高周波処置具 2 0 4 の構成は、第 1 の実施形態における高周波処置具 1 0 4 と同じである。

【 0 0 7 2 】

本実施形態では、撮像素子 2 の撮像モードの切り替えは、高周波処置具 2 0 4 の駆動に合わせて自動で行われる。フットスイッチ 2 2 が踏まれ、高周波処置具 2 0 4 が駆動している間、高周波電源 2 0 5 のコントローラ 2 1 からプロセッサ部 2 0 3 のコントローラ 1 0 へ、高周波処置具 2 0 4 が駆動していることを示す駆動信号が送信される。また、鉗子

50

チャンネル 3 に高周波処置具 204 が挿入されると、高周波処置具 204 が挿入されたことを示す検知信号が、鉗子チャンネル 3 のプッシュスイッチ 5 からプロセッサ部 203 のコントローラ 10 へ送信される。すなわち、プロセッサ部 203 のコントローラ 10 には、高周波処置具 204 が駆動していることを示す駆動信号と鉗子チャンネル 3 に高周波処置具 204 が挿入されていることを示す検知信号との、2 つの信号が送信される。コントローラ 10 は、受信した信号に基づいて、高周波処置具 204 が駆動しているか否か、および、高周波処置具 204 が鉗子チャンネル 3 に挿入されているか否かを判定する。

【0073】

プロセッサ部 203 の駆動制御部 9 は、コントローラ 10 により高周波処置具 204 が駆動していないと判定された場合に、撮像素子 2 を高精細モードで駆動する。ここで、コントローラ 10 により、鉗子チャンネル 3 に高周波処置具 204 が挿入され、かつ、高周波処置具 204 が駆動していると判定された場合、駆動制御部 9 は、撮像素子 2 の撮像モードを高精細モードから高速モードに切り替える。これにより、高周波処置具 204 の駆動に合わせて撮像モードを自動で切り替えることができる。

【0074】

すなわち、本実施形態では、第 1 の実施形態におけるアンテナ 6 からの検知信号の代わりに、高周波電源 205 のコントローラ 21 から送信される高周波処置具 204 の駆動信号を用いて、撮像素子 2 の撮像モードの切り替えを行っている。

【0075】

本実施形態の動作を、フローチャートを用いて説明する。図 10 に、本実施形態の動作フローを示す。撮像素子 2 は、使用開始時において、高精細モードで駆動されている (S201)。そして、コントローラ 10 によって、高周波電源 205 のコントローラ 21 から、高周波処置具 204 が駆動していることを示す駆動信号が送信されているかどうか、すなわち、フットスイッチ 22 が踏まれているかどうか判定される (S202)。踏まれていない場合のフットスイッチ 22 は OFF 状態、踏まれている場合は ON 状態となる。ここで、フットスイッチ 22 が ON 状態の場合は、高周波処置具 204 は高周波電流が供給されて駆動していることを意味する。ステップ S202 において、フットスイッチ 22 が OFF 状態と判定されると (S202: OFF)、撮像素子 2 は高精細モードで駆動されたまま、引き続きフットスイッチ 22 の状態が判定される (S202)。一方、フットスイッチ 22 が ON 状態と判定されると (S202: ON)、コントローラ 10 によって、スコープ部 202 の鉗子チャンネル 3 に設けられたプッシュスイッチ 5 の状態が判定される (S203)。プッシュスイッチ 5 は、鉗子チャンネル 3 に何も挿入されていない場合は OFF 状態、鉗子チャンネル 3 に高周波処置具 204 が挿入されることにより自身が押されると ON 状態となる。プッシュスイッチ 5 が OFF 状態と判定されると (S203: OFF)、撮像素子 2 が高精細モードで駆動されたまま、引き続きフットスイッチ 22 の状態を判定される (S202)。プッシュスイッチ 5 が ON 状態と判定されると (S203: ON)、撮像素子 2 の撮像モードは、駆動制御部 9 によって高速モードに切り替えられる (S204)。撮像素子 2 が高速モードで駆動されている間、コントローラ 10 により、フットスイッチ 22 の状態が判定される (S205)。フットスイッチ 22 が ON 状態と判定されると (S205: ON)、引き続き、フットスイッチ 22 の状態の判定が行われる (S205)。高周波処置具 204 の駆動が停止し、フットスイッチ 22 が OFF 状態になったと判定されると (S205: OFF)、所定の時間のカウン트가開始される (S206)。カウン트가行われている間、フットスイッチ 22 の状態の判定が行われ (S207)、所定の時間のカウン트가終了していない状態で、フットスイッチ 22 が ON 状態になったと判定されると (S207: ON)、カウン트가リセットされて (S208)、再びステップ S207 に戻る。一方、フットスイッチ 22 が OFF 状態を維持したまま (S207: OFF)、所定の時間のカウン트가終了すると (S209: YES)、コントローラ 10 により、撮像素子 2 の撮像モードは、高精細モードに切り替えられる (S210)。

【0076】

本実施形態では、第１の実施形態に比べ、スコープ部２０２にアンテナ６部を有さない構成をとる。従って、スコープ部２０２の構成を簡素化および小型化することができる。また、プロセッサ部２０３のコントローラ１０は、高周波処置具２０４の駆動を制御するコントローラ２１から直接的に駆動信号を受信することにより、高周波処置具２０４が駆動しているか否かを判定する。そのため、高周波処置具２０４の駆動により直結した撮像モード切り替えが実現される。

【００７７】

（第３の実施形態）

図１１に、本発明の第３の実施形態にかかる内視鏡システム３００の概略図を示す。内視鏡システム３００は、内視鏡装置３０１と高周波処置具３０４、高周波処置具３０４を駆動するための高周波電源３０５とから構成され、内視鏡装置３０１はスコープ部３０２とプロセッサ部３０３とから構成されている。

10

【００７８】

内視鏡装置３０１のスコープ部３０２の構成は、検知部４が設けられていないこと以外は、第２の実施形態におけるスコープ部２０２と同じである。

【００７９】

内視鏡装置３０１のプロセッサ部３０３の構成は、スコープ部３０２が検知部４を有していないため、検知部４とコントローラ１０との接続がないこと以外は、第２の実施形態におけるプロセッサ部２０３と同じである。

【００８０】

20

高周波電源３０５および高周波処置具３０４の構成は、それぞれ第２の実施形態の高周波電源２０５および高周波処置具２０４と同じである。

【００８１】

本実施形態では、撮像素子２の撮像モードの切り替えは、高周波処置具３０４の駆動に合わせて自動で行われる。フットスイッチ２２が踏まれ、高周波処置具３０４が駆動している間、高周波電源３０５のコントローラ２１からプロセッサ部３０３のコントローラ１０へ、高周波処置具３０４が駆動していることを示す駆動信号が送信される。コントローラ１０は、受信した駆動信号に基づいて、高周波処置具３０４が駆動しているか否かを判定する。

【００８２】

30

プロセッサ部３０３の駆動制御部９は、コントローラ１０により高周波処置具３０４が駆動していないと判定された場合に、撮像素子２を高精細モードで駆動する。ここで、高周波処置具３０４が駆動していると判定された場合、駆動制御部９は、撮像素子２の撮像モードを高精細モードから高速モードに切り替える。これにより、高周波処置具３０４の駆動に合わせて撮像モードを自動で切り替えることができる。

【００８３】

本実施形態の動作を、フローチャートを用いて説明する。図１２に、本実施形態の動作フローを示す。撮像素子２は、使用開始時において、高精細モードで駆動されている（Ｓ３０１）。そして、コントローラ１０によって、高周波電源３０５のコントローラ２１から、高周波処置具３０４が駆動していることを示す駆動信号が送信されているかどうか、すなわち、フットスイッチ２２が踏まれているかどうか判定される（Ｓ３０２）。踏まれていない場合のフットスイッチ２２はＯＦＦ状態、踏まれている場合はＯＮ状態となる。フットスイッチ２２がＯＦＦ状態と判定されると（Ｓ３０２：ＯＦＦ）、撮像素子２は高精細モードで駆動されたまま、引き続きフットスイッチ２２の状態が判定される（Ｓ３０２）。一方、フットスイッチ２２がＯＮ状態と判定されると（Ｓ３０２：ＯＮ）、撮像素子２の撮像モードは、駆動制御部９によって高速モードに切り替えられる（Ｓ３０４）。撮像素子２が高速モードで駆動されている間、コントローラ１０により、フットスイッチ２２の状態が判定される（Ｓ３０５）。フットスイッチ２２がＯＮ状態と判定されると（Ｓ３０５：ＯＮ）、引き続き、フットスイッチ２２の状態の判定が行われる（Ｓ３０５）。高周波処置具３０４の駆動が停止し、フットスイッチ２２がＯＦＦ状態になったと判

40

50

定されると（Ｓ３０５：ＯＦＦ）、所定の時間のカウントが開始される（Ｓ３０６）。カウントが行われている間、フットスイッチ２２の状態の判定が行われ（Ｓ３０７）、所定の時間のカウントが終了していない状態で、フットスイッチ２２がＯＮ状態になったと判定されると（Ｓ３０７：ＯＮ）、カウントがリセットされて（Ｓ３０８）、再びステップＳ３０７に戻る。一方、フットスイッチ２２がＯＦＦ状態を維持したまま（Ｓ３０７：ＯＦＦ）、所定の時間のカウントが終了すると（Ｓ３０９：ＹＥＳ）、撮像素子２の撮像モードは、高精細モードに切り替えられる（Ｓ３１０）。

#### 【００８４】

本実施形態では、第２の実施形態に比べ、スコープ部３０２に検知部４を有さない構成を取る。従って、スコープ部３０２の構成を簡素化および小型化することができる。

10

#### 【００８５】

##### （第４の実施形態）

図１３に、本発明の第４の実施形態にかかる内視鏡システム４００の概略図を示す。内視鏡システム４００は、内視鏡装置４０１と高周波処置具４０４、高周波処置具４０４を駆動するための高周波電源４０５とから構成され、内視鏡装置４０１はスコープ部４０２とプロセッサ部４０３とから構成されている。

#### 【００８６】

内視鏡システム４００の構成は、フットスイッチ２２と高周波電源４０５のコントローラ２１、プロセッサ部４０３のコントローラ１０の間の接続の仕方が異なること以外は、第３の実施形態における内視鏡システム３００と同じである。

20

#### 【００８７】

本実施形態においては、フットスイッチ２２は、高周波電源４０５のコントローラ２１とプロセッサ部４０３のコントローラ１０との両方に接続されている。第３の実施形態では、高周波処置具３０４が駆動していることを示す駆動信号が、高周波電源３０５のコントローラ２１からプロセッサ部３０３のコントローラ１０に送信されるよう構成されている。それに対し、本実施形態では、フットスイッチ２２が踏まれていることを示す信号が、駆動信号として高周波電源４０５のコントローラ２１とプロセッサ部４０３のコントローラ１０との両方に送信される。

#### 【００８８】

本実施形態では、撮像素子２の撮像モードの切り替えは、高周波電源４０５のプロセッサ部４０３から送信された駆動信号を用いる代わりに、フットスイッチ２２から送信される駆動信号を用いること以外は、第３の実施形態と同じである。

30

#### 【００８９】

本実施形態では、フットスイッチ２２から高周波処置具４０４が駆動しているか否かを示す駆動信号を得るため、第３の実施形態のように、高周波電源４０５のコントローラ２１が駆動信号を出力する必要が無く、高周波電源４０５のコントローラ２１の構成を簡素化することができる。

#### 【００９０】

##### （第５の実施形態）

図１４に、本発明の第５の実施形態にかかる内視鏡システム５００の概略図を示す。内視鏡システム５００は、内視鏡装置５０１と高周波処置具５０４、高周波処置具５０４を駆動するための高周波電源５０５とから構成され、内視鏡装置５０１はスコープ部５０２とプロセッサ部５０３とから構成されている。

40

#### 【００９１】

内視鏡システム５００の構成は、フットスイッチ２２と高周波電源５０５のコントローラ２１、プロセッサ部５０３のコントローラ１０の間の接続の仕方が異なること以外は、第３の実施形態における内視鏡システム３００と同じである。

#### 【００９２】

本実施形態においては、フットスイッチ２２はプロセッサ部５０３のコントローラ１０に接続されており、プロセッサ部５０３のコントローラ１０は高周波電源５０５のコント

50

ローラ 2 1 に接続されている。第 3 の実施形態では、高周波処置具 3 0 4 が駆動していることを示す駆動信号が、高周波電源 3 0 5 のコントローラ 2 1 からプロセッサ部 3 0 3 のコントローラ 1 0 に送信されている。それに対し、本実施形態では、フットスイッチ 2 2 が踏まれることにより、高周波処置具 5 0 4 を駆動するための駆動信号が、フットスイッチ 2 2 からプロセッサ部 5 0 3 のコントローラ 1 0 に送信され、その後、プロセッサ部 5 0 3 のコントローラ 1 0 から高周波電源 5 0 5 のコントローラ 2 1 に送信される。

#### 【 0 0 9 3 】

本実施形態では、撮像素子 2 の撮像モードの切り替えは、高周波電源 5 0 5 のプロセッサ部 5 0 3 から送信された駆動信号を用いる代わりに、フットスイッチ 2 2 から送信される駆動信号を用いること、および、高周波電源 5 0 5 のコントローラ 2 1 への駆動信号が、フットスイッチ 2 2 ではなく、プロセッサ部 5 0 3 のコントローラ 1 0 から送信されること以外は、第 3 の実施形態と同じである。

#### 【 0 0 9 4 】

また、本実施形態では、撮像素子 2 の撮像モードが高精細モードから高速モードに切り替えられ、モニタ 3 0 に高速モードで撮像した撮像画像が表示された後に、プロセッサ部 5 0 3 のコントローラ 1 0 から高周波電源 5 0 5 のコントローラ 2 1 へ駆動信号を送信するようにしてもよい。これにより、駆動制御部 9 による撮像モードの切り替え動作が瞬時に行われず、時間を要する場合、撮像モードが高速モードに切り替わる前に、高周波処置具 5 0 4 が駆動してしまうことを防止できる。

#### 【 0 0 9 5 】

以上が本発明の実施形態の説明である。本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、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。

#### 【 符号の説明 】

#### 【 0 0 9 6 】

|                               |          |  |
|-------------------------------|----------|--|
| 1                             | 対物レンズ    |  |
| 2                             | 撮像素子     |  |
| 3                             | 鉗子チャンネル  |  |
| 4                             | 検知部      |  |
| 5                             | プッシュスイッチ |  |
| 6                             | アンテナ     |  |
| 7                             | 画像処理部    |  |
| 8                             | 信号変換部    |  |
| 9                             | 駆動制御部    |  |
| 1 0                           | コントローラ   |  |
| 1 1                           | 増幅器      |  |
| 1 2                           | 光源       |  |
| 1 3                           | シャッタ部    |  |
| 2 0                           | 出力部      |  |
| 2 1                           | コントローラ   |  |
| 2 2                           | フットスイッチ  |  |
| 3 0                           | モニタ      |  |
| 1 0 0、2 0 0、3 0 0、4 0 0、5 0 0 | 内視鏡システム  |  |
| 1 0 1、2 0 1、3 0 1、4 0 1、5 0 1 | 内視鏡装置    |  |
| 1 0 2、2 0 2、3 0 2、4 0 2、5 0 2 | スコープ部    |  |
| 1 0 3、2 0 3、3 0 3、4 0 3、5 0 3 | プロセッサ部   |  |
| 1 0 4、2 0 4、3 0 4、4 0 4、5 0 4 | 高周波処置具   |  |
| 1 0 5、2 0 5、3 0 5、4 0 5、5 0 5 | 高周波電源    |  |

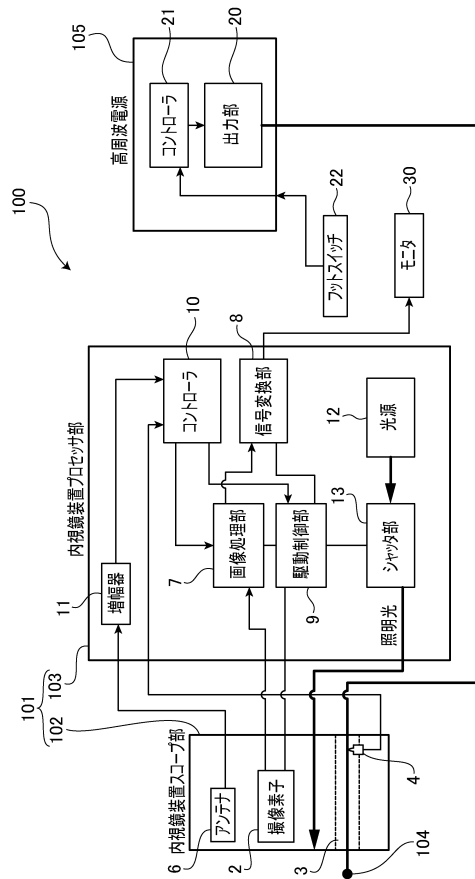
10

20

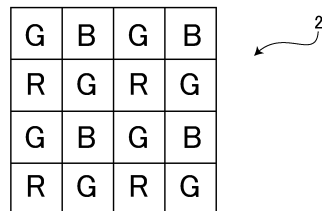
30

40

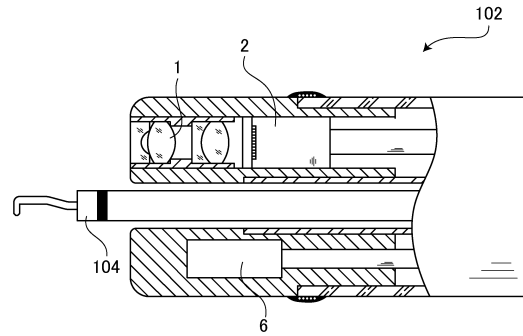
【 図 1 】



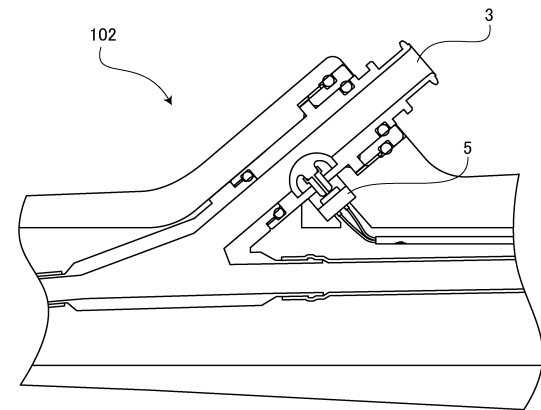
【圖 4】



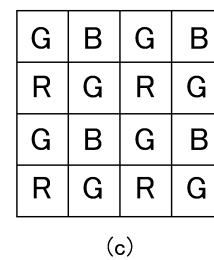
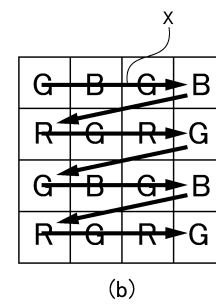
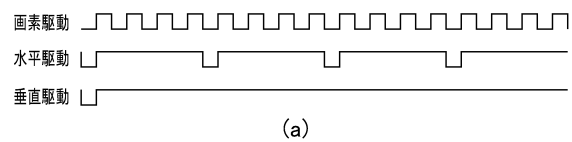
【 図 2 】



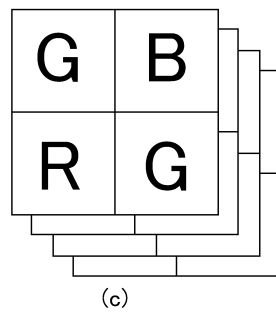
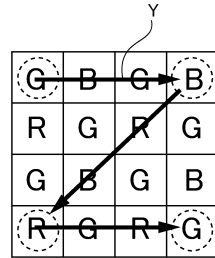
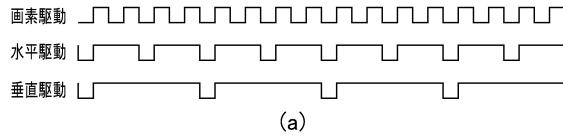
【 図 3 】



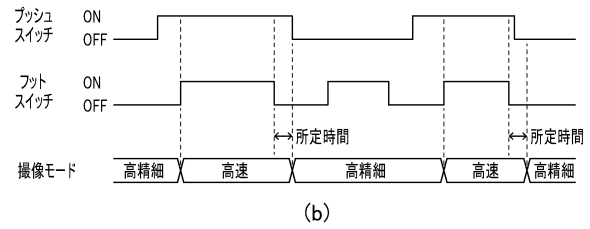
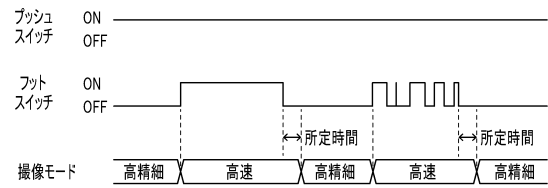
【 図 5 】



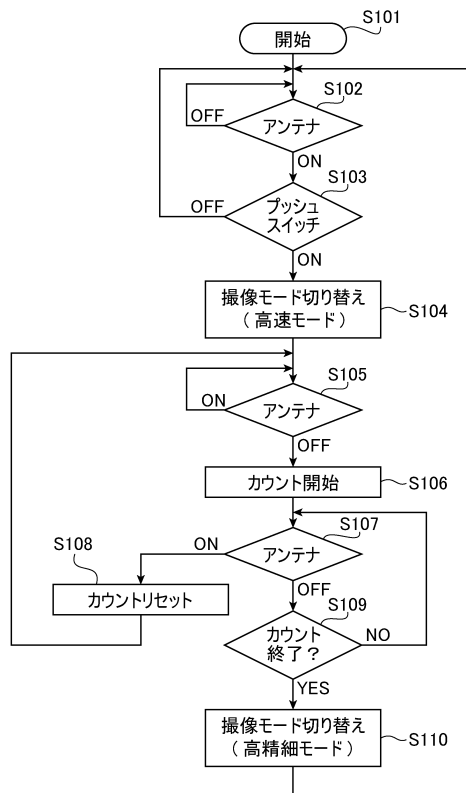
【図 6】



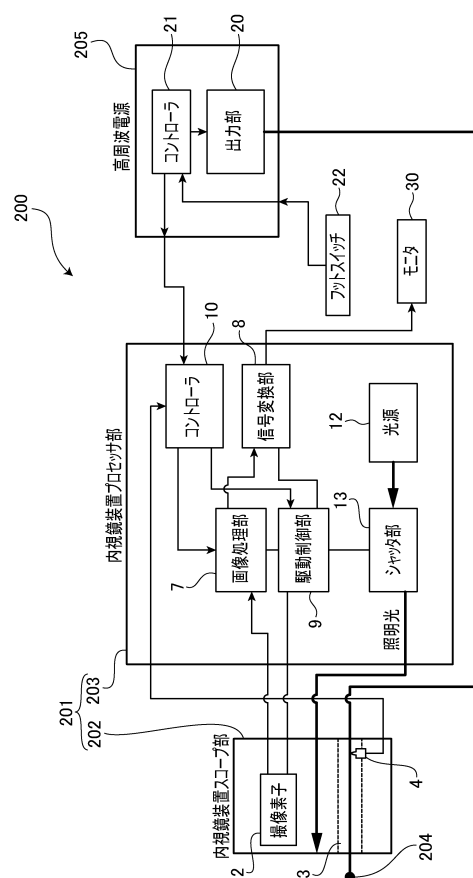
【図 7】



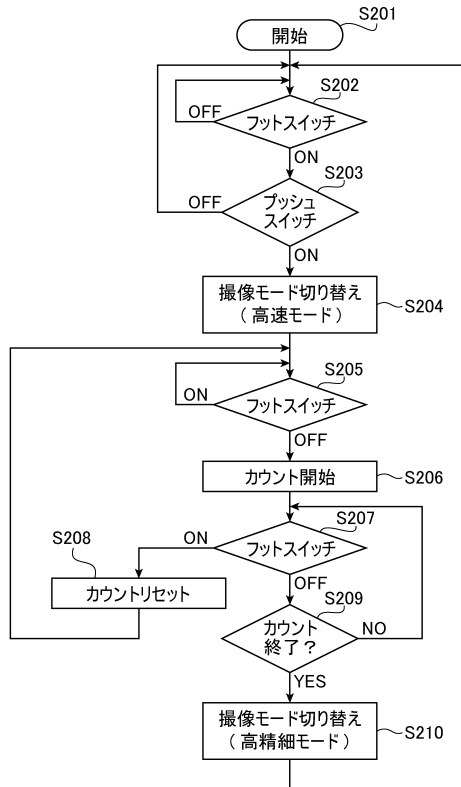
【図 8】



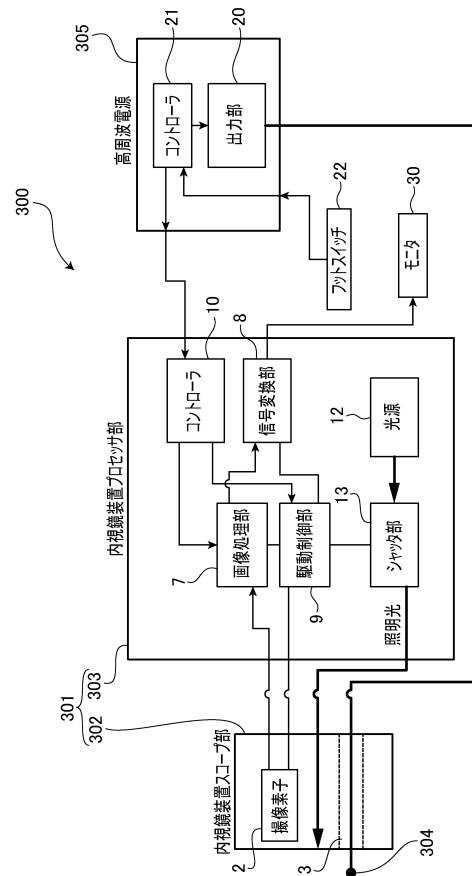
【図 9】



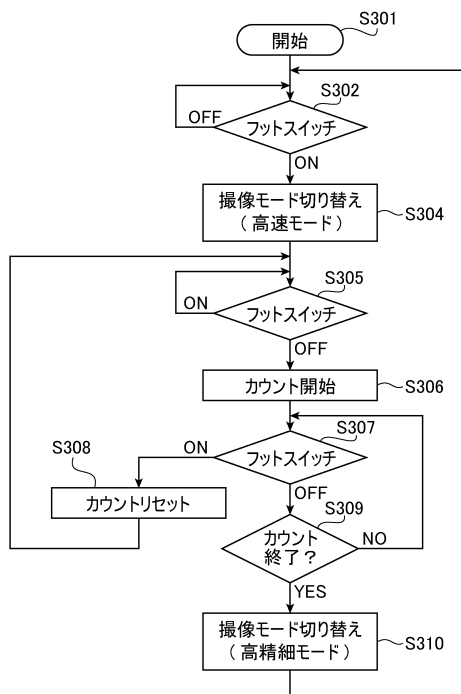
【図 10】



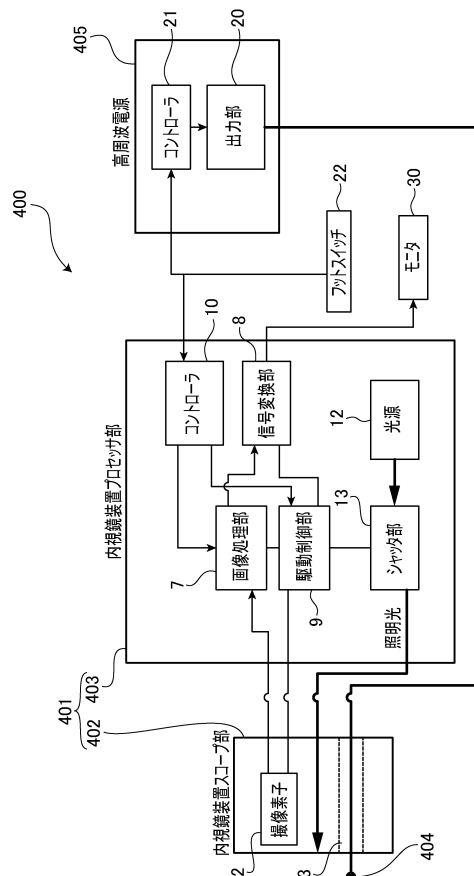
【図 11】



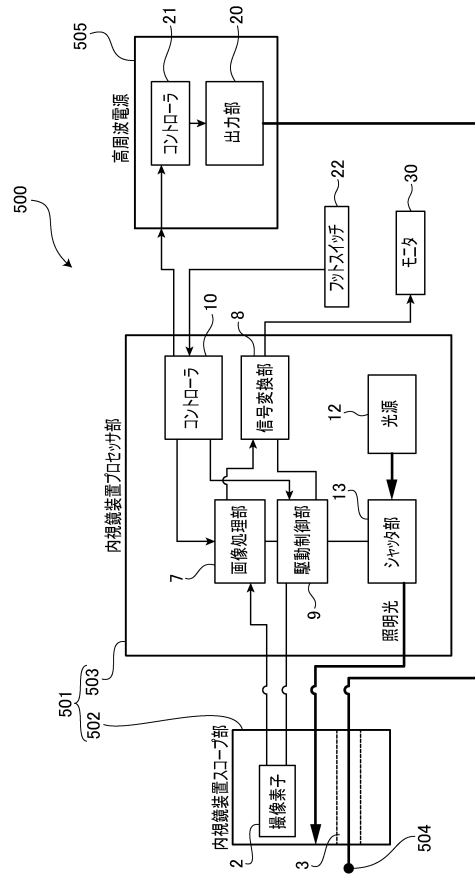
【図 12】



【図 13】



【図 14】



---

フロントページの続き

審査官 佐藤 秀樹

- (56)参考文献 特開 2 0 1 1 - 2 5 4 9 0 0 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 1 2 / 0 3 3 2 0 0 ( W O , A 1 )  
特開 2 0 1 1 - 0 3 0 8 2 7 ( J P , A )  
国際公開第 2 0 1 0 / 0 7 0 7 9 1 ( W O , A 1 )  
特開 2 0 0 9 - 1 3 1 4 6 6 ( J P , A )  
特開昭 5 9 - 0 6 9 0 2 2 ( J P , A )  
特開昭 5 7 - 1 1 0 2 3 0 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B      1 / 0 0 -   1 / 3 2  
G 0 2 B      2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6  
H 0 4 N      7 / 1 8

|                |                                                                                                                                                                                                                                                                                    |         |            |
|----------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 内窥镜系统                                                                                                                                                                                                                                                                              |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP6389352B2</a>                                                                                                                                                                                                                                                        | 公开(公告)日 | 2018-09-12 |
| 申请号            | JP2013168084                                                                                                                                                                                                                                                                       | 申请日     | 2013-08-13 |
| [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                                                                                                                                                                                                                                                                           |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | HOYA株式会社                                                                                                                                                                                                                                                                           |         |            |
| [标]发明人         | 下田代真哉<br>鳩間崇弘<br>倉持裕太                                                                                                                                                                                                                                                              |         |            |
| 发明人            | 下田代 真哉<br>鳩間 崇弘<br>倉持 裕太                                                                                                                                                                                                                                                           |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/00 A61B1/05 G02B23/24 H04N7/18                                                                                                                                                                                                                                               |         |            |
| FI分类号          | A61B1/00.500 A61B1/00.622 A61B1/05 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.300.D A61B1/00.300.J<br>A61B1/00.550 A61B1/00.552 A61B1/018.515 A61B1/04.372 A61B1/045.630 G02B23/24.A                                                                                                          |         |            |
| F-TERM分类号      | 2H040/BA23 2H040/CA10 2H040/DA56 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA10 4C161/CC06 4C161<br>/HH51 4C161/HH57 4C161/JJ11 4C161/JJ15 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/RR06<br>4C161/RR24 4C161/SS10 4C161/SS18 4C161/XX02 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/EJ05 5C054<br>/EJ07 5C054/HA12 |         |            |
| 审查员(译)         | 佐藤秀树                                                                                                                                                                                                                                                                               |         |            |
| 其他公开文献         | JP2015036055A                                                                                                                                                                                                                                                                      |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                                                                                          |         |            |

## 摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统，外科医生可以在其中轻松操作高频治疗仪。的内窥镜系统和高频处理装置和内窥镜装置中，所述高频处置装置用高频处理器具供给，以驱动所述的高频处理器具，高频电流的高频处理器具包括用于电源单元，所述内窥镜装置可以插入高频处置器械内，包括能够从所述插入尖端区域的远端区域突出的高频处理器具的引导部的插入部以及成像条件切换单元，其切换成像装置的成像条件，其中成像条件切换单元确定是否驱动高频处理仪器，如果高频处理器具被发现，但被驱动来设置摄像条件，以第1摄影条件，如果确定所述高频处置器械被驱动第二成像是从第1摄影条件和图像拾取条件不同设为条件海胆，在切换摄像条件，并且其中所述。点域1

|                                        |  |                                                      |  |                                        |  |
|----------------------------------------|--|------------------------------------------------------|--|----------------------------------------|--|
| (19) 日本国特許庁 (JP)                       |  | (12) 特 許 公 報 (B2)                                    |  | (11) 特許番号<br>特許第6389352号<br>(P6389352) |  |
| (45) 発行日 平成30年9月12日 (2018. 9. 12)      |  | (24) 登録日 平成30年8月24日 (2018. 8. 24)                    |  |                                        |  |
| (51) Int. Cl.                          |  | F I                                                  |  |                                        |  |
| A 6 1 B 1/00 (2006. 01)                |  | A 6 1 B 1/00                                         |  | 5 0 0                                  |  |
| A 6 1 B 1/05 (2006. 01)                |  | A 6 1 B 1/00                                         |  | 6 2 2                                  |  |
| G 0 2 B 23/24 (2006. 01)               |  | A 6 1 B 1/05                                         |  |                                        |  |
| H 0 4 N 7/18 (2006. 01)                |  | G 0 2 B 23/24                                        |  | B                                      |  |
|                                        |  | H 0 4 N 7/18                                         |  | M                                      |  |
| 請求項の数 6 (全 21 頁)                       |  |                                                      |  |                                        |  |
| <hr/>                                  |  |                                                      |  |                                        |  |
| (21) 出願番号 特願2013-168084 (P2013-168084) |  | (73) 特許権者 000113263<br>H O Y A 株式会社                  |  |                                        |  |
| (22) 出願日 平成25年8月13日 (2013. 8. 13)      |  | 東京都新宿区西新宿六丁目 1 0 番 1 号                               |  |                                        |  |
| (65) 公開番号 特開2015-36055 (P2015-36055A)  |  | (74) 代理人 100078880<br>弁理士 松岡 修平                      |  |                                        |  |
| (43) 公開日 平成27年2月23日 (2015. 2. 23)      |  | (72) 発明者 下田代 真哉<br>東京都新宿区中落台2丁目7番5号 H O<br>Y A 株式会社内 |  |                                        |  |
| 審査請求日 平成28年6月2日 (2016. 6. 2)           |  | (72) 発明者 鳩間 崇弘<br>東京都新宿区中落台2丁目7番5号 H O<br>Y A 株式会社内  |  |                                        |  |
|                                        |  | (72) 発明者 倉持 裕太<br>東京都新宿区中落台2丁目7番5号 H O<br>Y A 株式会社内  |  |                                        |  |
| <hr/>                                  |  |                                                      |  |                                        |  |
| 最終頁に続く                                 |  |                                                      |  |                                        |  |
| <hr/>                                  |  |                                                      |  |                                        |  |
| (54) 【発明の名称】 内視鏡システム                   |  |                                                      |  |                                        |  |