

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/187836

発行日 平成30年5月10日 (2018.5.10)

(43) 国際公開日 平成29年11月2日 (2017.11.2)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)	
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	640	2H040	
A61B	1/045	(2006.01)	A61B	1/00	680	4C161	
G02B	23/24	(2006.01)	A61B	1/045	610	5C054	
H04N	5/225	(2006.01)	G02B	23/24	B	5C122	
H04N	5/232	(2006.01)	H04N	5/225	500		

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 19 頁) 最終頁に続く

出願番号 特願2017-564938 (P2017-564938)
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2017/010896
 (22) 国際出願日 平成29年3月17日 (2017.3.17)
 (31) 優先権主張番号 特願2016-91341 (P2016-91341)
 (32) 優先日 平成28年4月28日 (2016.4.28)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

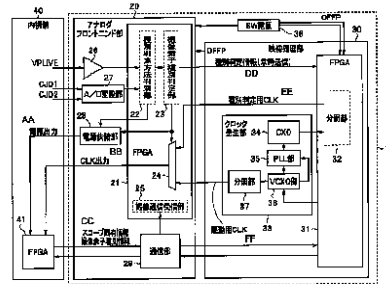
(71) 出願人 000000376
 オリンパス株式会社
 東京都八王子市石川町2951番地
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (74) 代理人 100101661
 弁理士 長谷川 靖
 (74) 代理人 100135932
 弁理士 篠浦 治
 (72) 発明者 藤本 武秀
 東京都八王子市石川町2951番地 オリ
 ンパス株式会社内
 (72) 発明者 姥山 奈菜子
 東京都八王子市石川町2951番地 オリ
 ンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

内視鏡装置は、通信回路を有して撮像素子種別情報を送信可能な第1の内視鏡と前記通信回路を有していない第2の内視鏡とのいずれかが接続され、接続された内視鏡から前記第2の内視鏡に搭載されている撮像素子の種別を特定するための情報を取得して前記第1の内視鏡と前記第2の内視鏡のいずれの内視鏡が接続されたかを判別する第1の判別部と、前記第1の判別部において前記第1の内視鏡が接続されていると判別された場合には、前記通信回路からの前記撮像素子種別情報を受信する撮像通信受信部と、を備える。



- 20 Analog front end unit
- 22 Classification determination method distinguishing unit
- 23 Imaging element classification determination unit
- 25 Imaging communication reception unit
- 27 A/D conversion unit
- 28 Power source supply unit
- 29 Communication unit
- 30 Image processing unit
- 32, 37 Divider unit
- 39 Clock generating unit
- 36 PLL unit
- 36 VCO unit
- 38 SW power source
- 40 Endoscope
- AA Power source output
- BB CLK output
- CC Scope-specific information, imaging element classification information
- DD Classification determination information
- EE Classification determination CLK
- FF Drive CLK

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

通信回路を有して撮像素子種別情報を送信可能な第 1 の内視鏡と前記通信回路を有していない第 2 の内視鏡が接続可能に構成され、接続された内視鏡から撮像素子の種別を特定するための情報を取得して接続された内視鏡の種別を判別する第 1 の判別部と、

前記第 1 の判別部において前記第 1 の内視鏡が接続されていると判別された場合には、前記通信回路からの前記撮像素子種別情報を受信する撮像通信受信部と、
を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記撮像素子種別情報に基づいて、前記第 1 の内視鏡に搭載されている撮像素子の種別を判別する第 2 の判別部

10

をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記第 1 の判別部において前記第 1 の内視鏡が接続されていると判別された場合には、前記第 1 の内視鏡との間で通信を行うための電源出力を前記第 1 の内視鏡に供給する電源供給部と、

前記第 1 の内視鏡との間で通信を行うためのクロックを前記第 1 の内視鏡に供給するクロック制御部と

を更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

20

前記第 2 の内視鏡に搭載されている撮像素子の種別を特定するための情報は、前記第 2 の内視鏡に設けられたプルダウン抵抗の抵抗値に基づくものであり、

前記第 1 の判別部は、前記プルダウン抵抗による電圧降下に基づく電圧が所定の閾値を超えた値である場合に前記第 1 の内視鏡が接続されていることを判別する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記第 2 の内視鏡に搭載されている撮像素子の種別を特定するための情報は、前記第 2 の内視鏡に設けられたプルダウン抵抗の抵抗値に基づくものであり、

前記第 2 の判別部は、前記プルダウン抵抗による電圧降下に基づく電圧をデジタル信号に変換することで前記第 2 の内視鏡に搭載されている撮像素子の種別を判定する

30

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記撮像通信受信部は、前記前記第 1 の判別部において前記第 1 の内視鏡が接続されていると判別された場合には、前記通信回路から送信された前記第 1 の内視鏡に関するスコープ固有情報を受信する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、種別判定方法が異なる複数の内視鏡を接続可能な内視鏡装置に関する。

40

【背景技術】**【0002】**

近年、内視鏡装置は、例えば医療分野、工業分野等、様々な分野において用いられている。医療分野においては、内視鏡装置は、例えば体腔内の臓器の観察、処置具を用いての治療処置、内視鏡観察下における外科手術等に用いられる。内視鏡装置には、撮像素子によって患者体腔内の撮像画像を撮像可能に構成された電子内視鏡が採用されることが多い。内視鏡装置は、電子内視鏡によって撮像して得た撮像画像を映像処理するカメラコントロールユニットを有しており、カメラコントロールユニットは撮像画像を映像信号に変換して、モニタに出力したり記録したりすることができる。

【0003】

50

内視鏡はケーブルを介してカメラコントロールユニットに着脱自在に接続されるようになっている。内視鏡に設けられた撮像素子は、ケーブルを介して、撮像画像をカメラコントロールユニットに供給すると共に、カメラコントロールユニットから電源供給を受けるようになっている。カメラコントロールユニットには、多種類の内視鏡を接続可能である。また、内視鏡に内蔵する撮像素子としても、多種類のものを採用することができる。カメラコントロールユニットは、内視鏡に搭載されている撮像素子の種類を検出し、撮像素子の種類に応じた最適な駆動を行うようになっている。

【0004】

ところで、内視鏡に搭載されている撮像素子の種別を判定するために抵抗分圧方式が採用されることがある。抵抗分圧方式は撮像素子の種別に対応した抵抗値の抵抗を内視鏡に設け、この抵抗による抵抗分圧の値を求めて撮像素子の種別を判定するものである。

10

【0005】

しかしながら、一般的に用いられる抵抗分圧による撮像素子の種別判定方法では、各種別を判定する電圧値にマージンを設定する必要があり、膨大な撮像素子を判別することが困難である。また、抵抗分圧方式は接触抵抗やコネクタピンの腐食などにより撮像素子の種別を誤検出する可能性もある。そこで、内視鏡に通信回路を設け、内視鏡の通信回路とカメラコントロールユニットの通信回路との間で情報を送受信することで、撮像素子の種別を判定する通信方式が採用されることがある。

【0006】

日本国特開2006-055350号公報においては、このような通信方式を採用して、撮像素子情報を含むスコープIDを受信してスコープ種別を検出することで、電源制御及びクロック制御を行う内視鏡装置が開示されている。

20

【0007】

ところで、カメラコントロールユニットに接続可能な内視鏡が通信方式を採用しているとは限らず抵抗分圧方式を採用している場合もある。しかしながら、撮像素子の種別判定方式として通信方式と抵抗分圧方式の2つの方式に対応し、且つ撮像素子の種別判定を効率良く行うカメラコントロールユニットを備えた内視鏡装置は開発されていないという問題があった。

【0008】

本発明は、内視鏡において通信方式及び抵抗分圧方式のいずれが採用されている場合でも、撮像素子の種別判定を効率良く行うことができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

30

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の一態様による内視鏡装置は、通信回路を有して撮像素子種別情報を送信可能な第1の内視鏡と前記通信回路を有していない第2の内視鏡とのいずれかが接続され、接続された内視鏡から前記第2の内視鏡に搭載されている撮像素子の種別を特定するための情報を取得して前記第1の内視鏡と前記第2の内視鏡のいずれの内視鏡が接続されたかを判別する第1の判別部と、前記第1の判別部において前記第1の内視鏡が接続されていると判別された場合には、前記通信回路からの前記撮像素子種別情報を受信する撮像通信受信部と、を備える。

40

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の一実施の形態に係る内視鏡装置を示すブロック図。

【図2】アナログフロントエンド部20の処理を示すフローチャート。

【図3】映像処理部30の処理を示すフローチャート。

【図4A】内視鏡40の処理を示すフローチャート。

【図4B】内視鏡40の処理を示すフローチャート。

【図5】CLK出力、撮像素子通信及びスコープ通信のタイミングを説明するためのタイ

50

ミングチャート。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。

【0012】

図1は本発明の一実施の形態に係る内視鏡装置を示すブロック図である。図1の内視鏡装置は、カメラコントロールユニット10及び内視鏡40によって構成されているが、カメラコントロールユニット(以下、CCUともいう)10には内視鏡40だけでなく図示しない他の内視鏡も着脱自在に接続可能である。内視鏡40は、撮像素子の種別判定方式として抵抗分圧方式及び通信方式のいずれを採用していてもよく、図1では説明の簡略化のために内視鏡40はこれらの2方式に対応している例を示しているが、実際にはいずれか一方の方式のみに対応する。本実施の形態における内視鏡装置は、内視鏡において撮像素子の種別判定方式として抵抗分圧方式又は通信方式のいずれを採用している場合でも、両方式に対応したハイブリッド式の種別判定を効率良く行うものである。なお、図1では、CCU10及び内視鏡40は、撮像素子の種別判定のための構成のみを示しており、撮像のための回路や画像処理のための回路については図示を省略している。

10

【0013】

撮像素子の種別判定方式として通信方式を採用する内視鏡においては、種別判定のために、まず、通信回路に電源及びクロックを供給する必要がある。一方、撮像素子の種別判定方式として抵抗分圧方式を採用する内視鏡においては、正常に起動させるために、複数の電圧の電源を撮像素子の種別や内視鏡内の素子の種別に応じたシーケンスで内視鏡に供給する必要がある場合がある。従って、抵抗分圧方式を採用する内視鏡に対して通信方式での種別判定のための電源及びクロックを供給すると、内視鏡が正常に起動しない虞がある。そこで、本実施の形態においては、通信方式による種別判定の前に、抵抗分圧方式による種別判定を行うようになっている。なお、次世代において採用されるであろう内視鏡については、通信方式を採用することが多く、抵抗分圧方式による種別判定が不能の場合には、CCU10には次世代内視鏡が接続されているものと考えてもよい。

20

【0014】

CCU10は、アナログフロントエンド部20及び映像処理部30によって構成されている。スイッチング(SW)電源38は、CCU10において用いる各種電源を発生する。SW電源38からの電源出力は映像処理部30のFPGA(Field Programmable Gate Array)31及びアナログフロントエンド部20のFPGA21にも供給される。なお、SW電源38からの電源出力が映像処理部30に供給される場合に、電源投入を示すOFFP信号が映像処理部30に供給されるようになっている。また、映像処理部30は、このOFFP信号をアナログフロントエンド部20のFPGA21にも供給するようになっている。

30

【0015】

アナログフロントエンド部20は、撮像素子の種別判定のためのFPGA21を有している。また、アナログフロントエンド部20は、抵抗分圧方式によって撮像素子の種別判定を行うことを可能にするために、アンプ26及びA/D変換部27を有している。また、アナログフロントエンド部20は、通信方式によって撮像素子の種別判定を行うことを可能にするために、電源供給部28及び通信部29を有している。なお、通信部29としては例えばCPLD(Complex Programmable Logic Device)を採用することができる。また、映像処理部30には、FPGA31及びクロック発生部33が設けられている。

40

【0016】

一方、内視鏡40は、例えば、内視鏡40先端の図示しない挿入部先端にCCDやCMOSセンサ等の図示しない撮像素子が配置される。内視鏡40は、挿入部の基端側に操作部が連設されており、操作部から図示しないケーブルが延設されている。内視鏡40は、このケーブルの端部に設けられた図示しない内視鏡コネクタによってカメラコントロールユニット10に着脱自在に接続されるようになっている。図1はこの場合における電氣的

50

な接続状態を示している。

【0017】

内視鏡40には、内視鏡コネクタがCCU10に接続されたことをCCU10において検知するための信号線VPLIVEが設けられている。この信号線VPLIVEは、内視鏡40において例えばプルダウンされている。また、CCU10のアナログフロントエンド部20にも信号線VPLIVEが設けられており、この信号線VPLIVEはアナログフロントエンド部20側で例えばプルアップされると共に、アナログフロントエンド部20内のアンプ26に接続される。アンプ26はアナログフロントエンド内の信号線VPLIVEに現れる信号を増幅してFPGA20内の種別判定方法判別部22に供給する。

【0018】

内視鏡コネクタがCCU10に接続されると、内視鏡40及びCCU10内の信号線VPLIVE同士は相互に接続される。これにより、アナログフロントエンド部20内の信号線VPLIVEは、例えばプルダウンされて、アンプ26に供給される電圧レベルは、ハイレベル(以下、Hレベルという)からローレベル(以下、Lレベルという)に変化する。種別判定方法判別部22は、アンプ26の出力の変化によって、内視鏡コネクタがCCU10に電氣的に接続されたことを検出するようになっている。

【0019】

また、内視鏡40には、抵抗分圧方式によって撮像素子種別判定を行うための信号線CJD1, CJD2が設けられており、信号線CJD1, CJD2はそれぞれ図示しないプルダウン抵抗を介して基準電位点に接続されている。一方、CCU10のアナログフロントエンド部20にも信号線CJD1, CJD2が設けられており、これらの信号線CJD1, CJD2はそれぞれ図示しないプルアップ抵抗を介して電源端子に接続されると共に、A/D変換部27の入力端に接続される。

【0020】

内視鏡コネクタがCCU10に接続されると、内視鏡40及びCCU10内の信号線CJD1同士が相互に接続されると共に信号線CJD2同士も相互に接続される。これにより、信号線CJD1に接続された2つの抵抗に基づく抵抗分圧値がA/D変換部27に供給される。また、信号線CJD2に接続された2つの抵抗に基づく抵抗分圧値がA/D変換部27に供給される。A/D変換部27は、入力された2つの抵抗分圧値をデジタル信号に変換して、FPGA21内の種別判定方法判別部22に出力する。

【0021】

一方、内視鏡40が抵抗分圧方式に対応していない場合には、内視鏡40内の信号線CJD1, CJD2が存在しない。この場合には、A/D変換部27の2入力はいずれも例えば所定のHレベルとなる。

【0022】

種別判定方法判別部22は、信号線VPLIVEによって内視鏡コネクタがCCU10に電氣的に接続されたことを検出すると、A/D変換部27からの2つの抵抗分圧値を撮像素子種別判定部23に出力する。撮像素子種別判定部23は、2つの抵抗分圧値に基づいて、内視鏡40に搭載された撮像素子の種別を判定し、判定結果を種別判定情報として映像処理部30内のFPGA31に出力するようになっている。

【0023】

また、種別判定方法判別部22は、内視鏡40がCCU10に接続された後所定期間経過してもA/D変換部27からの2つの出力がいずれも所定のHレベルに対応した値を維持している場合には、内視鏡40が抵抗分圧方式に対応していないものと判定し、判定結果を種別判定情報としてFPGA31に出力するようになっている。即ち、この場合には、種別判定方法判別部22は、内視鏡40は抵抗分圧方式に対応しておらず通信方式に対応した次世代内視鏡であるものと判定し、種別判定の方法を抵抗分圧方式から通信方式に変更するようになっている。

【0024】

通信方式においては、上述したように、先ず、内視鏡40に電源及びクロックを供給す

10

20

30

40

50

る必要がある。アナログフロントエンド部 20 には電源供給部 28 が設けられており、電源供給部 28 は撮像素子種別判定部 23 に制御されて、撮像素子の種別判定時には、内視鏡 40 の F P G A 4 1 に適した電源電圧の電源出力を発生することができるようになっている。

【 0 0 2 5 】

また、内視鏡 40 内の各素子に供給される C L K 出力は、映像処理部 30 のクロック発生部 33 によって得られる。クロック発生部 33 の C X O 3 4 は、所定の基準周波数の基準発振出力を P L L 部 3 5 及び F P G A 3 1 内の分周部 3 2 に出力する。P L L 部 3 5 は、V C X O 部 3 6 の発振出力も与えられており、基準発振出力の位相と V C X O 部 3 6 の発振出力の位相との位相差を 0 にするための出力を V C X O 部 3 6 に出力する。V C X O 部 3 6 は、P L L 部 3 5 によって発振周波数が制御されるようになっており、V C X O 部 3 6 からは基準発振出力に同期した発振出力が得られる。この発振出力が P L L 部 3 5 及び分周部 3 7 に供給される。分周部 3 7 は、V C X O 部 3 6 の出力を分周して駆動用クロック (C L K) を発生してセレクタ 2 4 に供給する。

10

【 0 0 2 6 】

F P G A 3 1 は、撮像素子種別判定部 23 から撮像素子の種別を示す種別判定情報が与えられており、この種別判定情報に基づいて、必要なクロックを発生するためのクロック制御信号をクロック発生部 33 内の V C X O 部 3 6 に供給するようになっている。V C X O 部 3 6 は、F P G A 3 1 からのクロック制御信号によって発振出力の周波数が制御されるようになっている。こうして、撮像素子の種別判定結果に応じたクロック制御信号に基づいて、駆動用 C L K の発振周波数は内視鏡 40 の撮像素子を駆動するために適した周波数に制御される。

20

【 0 0 2 7 】

また、F P G A 3 1 内の分周部 3 2 は、入力された基準発振出力を分周することで、種別判定用クロック (C L K) を発生することができる。F P G A 3 1 はこの種別判定用 C L K をアナログフロントエンド部 20 のセレクタ 2 4 に供給する。こうして、セレクタ 2 4 には、映像処理部 30 から種別判定用 C L K 及び駆動用 C L K が入力される。

【 0 0 2 8 】

撮像素子種別判定部 23 は、内視鏡 40 が通信方式に対応していると判定するまではセレクタ 2 4 の出力を停止させ、内視鏡 40 が通信方式に対応していると判定するとセレクタ 2 4 に種別判定用 C L K を選択させて出力させ、内視鏡 40 の種別の判定結果が得られると、以後、セレクタ 2 4 に駆動用 C L K を選択させて出力させるようになっている。セレクタ 2 4 からの種別判定用 C L K は、内視鏡 40 の F P G A 4 1 に供給される。

30

【 0 0 2 9 】

なお、図 1 では電源供給部 28 からの電源出力を F P G A 4 1 のみに供給する電源線のみを示しているが、実際には、電源供給部 28 からは内視鏡 40 内の各素子に電源出力を供給するための電源線が設けられている。また、同様に、図 1 では、セレクタ 2 4 からのクロック (C L K) 出力を F P G A 4 1 のみに供給するクロック線のみを示しているが、実際には、セレクタ 2 4 からは内視鏡 40 内の各素子に C L K 出力を供給するためのクロック線が設けられている。

40

【 0 0 3 0 】

このように、撮像素子の種別判定時には、内視鏡 40 の起動時を含む通常駆動時とは異なる電源及び C L K 出力である種別判定用の電源出力及び種別判定用 C L K が内視鏡 40 に供給される。内視鏡 40 の F P G A 4 1 は、図示しない通信回路及びメモリを備えており、メモリには、内視鏡 40 に設けられた撮像素子の種別を示す撮像素子種別情報が記憶されている。F P G A 4 1 は、電源出力及び C L K 出力が供給されて動作を開始する。種別判定時における種別判定用電源出力及び種別判定用 C L K は、F P G A 4 1 に対応したものであり、F P G A 4 1 は電源及びクロックが供給されて正常に動作を開始する。

【 0 0 3 1 】

F P G A 4 1 は、起動時には通信回路を介して C C U 1 0 の通信部 2 9 と通信を行って

50

撮像素子種別情報を通信部 29 に送信するように構成されている。通信部 29 は、FPGA 41 と FPGA 30 との間の情報の授受を可能にする。通信部 29 は、FPGA 41 からの撮像素子種別情報を受信すると、この撮像素子種別情報を FPGA 21 に供給するようになっている。FPGA 21 の撮像通信受信部 25 は、通信部 29 からの撮像素子種別情報を受信して撮像素子種別判定部 23 に出力する。

【0032】

なお、内視鏡 40 の FPGA 41 は、起動時において撮像素子の種別を判定するための撮像素子通信を行い、種別判定が行われた以降においては、白キズ、スコープ種別を含むスコープ固有情報を送信するスコープ通信を行うようになっている。FPGA 41 から送信されたスコープ固有情報は、通信部 29 によって FPGA 31 に供給されるようになっている。

10

【0033】

撮像素子種別判定部 23 は、撮像通信受信部 25 を介して撮像素子種別情報が入力されると、入力された撮像素子種別情報に基づいて撮像素子の種別を判定して判定結果を得る。撮像素子種別判定部 23 は、種別の判定結果を FPGA 31 に出力すると共に、判定結果に基づいてセレクタ 24 及び電源供給部 28 を制御するようになっている。クロック発生部 33 は、撮像素子の種別判定結果に基づく駆動用 CLK を発生しており、撮像素子種別判定以後においては、セレクタ 24 は駆動用 CLK を CLK 出力として内視鏡 40 に供給する。また、電源供給部 28 は撮像素子の種別に対応したシーケンスで電源を発生して電源出力として内視鏡 40 の各部に供給する。

20

【0034】

次に、このように構成された実施の形態の動作について、図 2 乃至図 5 を参照して説明する。図 2 はアナログフロントエンド部 20 の処理を示すフローチャートであり、図 3 は映像処理部 30 の処理を示すフローチャートであり、図 4 A 及び図 4 B は内視鏡 40 の処理を示すフローチャートである。なお、図 2、図 3、図 4 A 及び図 4 B において、各処理ステップ中の a ~ e は、各処理 A ~ E に連動する処理を示している。また、図 5 は、CLK 出力、撮像素子通信及びスコープ通信のタイミングを説明するためのタイミングチャートである。

【0035】

SW 電源 38 をオンにすると、CCU 10 のアナログフロントエンド部 20 及び映像処理部 30 の両方に電源が供給される。映像処理部 30 は、図 3 のステップ S 31 において電源が投入されると、ステップ S 32 において所定の初期設定を行う。なお、電源投入によって、映像処理部 30 には、電源投入を示す論理値 '1' (H レベル) の OFF P 信号が供給され、映像処理部 30 は、この OFF P 信号をアナログフロントエンド部 20 の FPGA 21 にも与える。映像処理部 30 のクロック発生部 33 は FPGA 31 に制御されてクロックを発生する。また、FPGA 31 の分周部 32 はクロック発生部 33 からのクロックを分周して種別判定用 CLK を発生する。クロック発生部 33 からのクロックは、アナログフロントエンド部 20 の FPGA 21 に供給され、種別判定用 CLK はアナログフロントエンド部 20 のセレクタ 24 に供給される。

30

【0036】

アナログフロントエンド部 20 の FPGA 21 は、図 2 のステップ S 1 において、電源が投入され、クロック発生部 33 からのクロックが入力されることで動作可能となり、所定の初期設定を行う (ステップ S 2)。FPGA 21 の種別判定方法判別部 22 は、アンブ 26 の出力 VPLIVE が論理値 '0' (H レベル) であるか否か、即ち CCU 10 に内視鏡 40 が接続されているか否かを判定する (ステップ S 3)。

40

【0037】

内視鏡 40 が CCU 10 に接続されることによって出力 VPLIVE が '0' になると、種別判定方法判別部 22 は、次のステップ S 4 において内視鏡 40 が抵抗分圧方式非対応の次世代内視鏡であるか否か、即ち、A/D 変換部 27 の 2 入力がいずれも所定の H レベルになっているか否かを判定する。種別判定方法判別部 22 は、A/D 変換部 27 の 2 入

50

力がいずれも所定のHレベルになっていない場合には、次世代内視鏡は接続されていないものと判定し、処理をステップS5に移行して、抵抗分圧方式による種別判定を行う。

【0038】

ステップS5においては、FPGA21は、VPLIVEが論理値'0'か又はOFFPが論理値'1'であるか否かを判定する。VPLIVEが論理値'1'、即ち、内視鏡40が非接続であり且つ電源が投入されていない場合には、処理をステップS20に移行して、内視鏡電源をオフにするためのオフ(OFF)シーケンスを実行する。内視鏡40が接続されているか又は電源が投入されている場合には、撮像素子種別判定部23は、ステップS6において、A/D変換部27からの2入力に基づいて、内視鏡40に搭載された撮像素子の種別判定を行う。

10

【0039】

なお、FPGA21は、クロック発生部33からのクロックに基づいて動作しており、抵抗分圧方式による種別判定をクロックに同期したトリガTRGが'1'となるタイミングで所定期間だけ繰り返し実行するようになっている。FPGA21は、ステップS10において、トリガTRGの'1'を検出すると、ステップS5~S9の処理を繰り返し実行する。FPGA21は、ステップS7において、ステップS6における種別判定が、初回の判定であるか否かを判定する。初回の種別判定である場合には、FPGA21は、ステップS8において、撮像素子の種別判定結果に基づいて、内視鏡の電源供給のための所定のオン(ON)シーケンスを実行する。FPGA21の撮像素子種別判定部23は、2つの抵抗分圧値に基づく撮像素子の種別判定結果を種別判定情報として映像処理部30のFPGA31に出力する(ステップS9)。

20

【0040】

FPGA31は、FPGA21からの種別判定情報が入力されると、ステップS34から処理をステップS35に移行する。FPGA21は、種別判定情報に基づいてクロック発生部33を制御してPLLをロックさせる(ステップS35)。FPGA31はクロック発生部33においてPLLがロックすると、PLLロック通知をFPGA21に送信し(ステップS36)、撮像素子の駆動に適した駆動用CLKをFPGA31に出力する(ステップS37)。この駆動用クロックCLKは、FPGA21のセレクタ24によって選択されて、内視鏡40に供給される。

30

【0041】

いま、内視鏡40として、撮像素子種別判定に抵抗分圧方式を採用する内視鏡がCCU10に接続されているものとする。この場合には、図4Aに示す動作フローが採用される。内視鏡40は、図4AのステップS51においてONシーケンス電源投入が行われて動作を開始する。内視鏡40は、ステップS52において所定の初期設定を行った後、ステップS53においてスコープ通信の送信フラグFLGを'1'にして、スコープ通信の送信を行う(ステップS54)。即ち、FPGA41は、スコープ固有情報をアナログフロントエンド部20に送信する。

40

【0042】

アナログフロントエンド部20の通信部29は、スコープ固有情報を受信し、映像処理部30のFPGA31に転送する。FPGA31は、ステップS38において、スコープ通信の受信フラグFLGを'1'にして、スコープ固有情報を受信する(ステップS39)。FPGA31は、ステップS40において、内視鏡40に送信するデータがある場合には、スコープ通信の送信フラグFLGを'1'にして、スコープ通信の送信を行う(ステップS41)。

【0043】

アナログフロントエンド部20の通信部29は、FPGA31からのスコープ通信の送信情報を中継して内視鏡40に送信する。内視鏡40のFPGA41は、ステップS55においてスコープ通信の受信フラグFLGを'1'にして、映像処理部30からの送信情報を受信する(ステップS56)。

50

【0044】

次に、内視鏡４０として、撮像素子種別判定に通信方式を採用する内視鏡がＣＣＵ１０に接続されているものとする。この場合には、図４Ｂに示す動作フローが採用される。アナログフロントエンド部２０は、ステップＳ４において、通信方式を採用した次世代内視鏡が接続されていると判定した場合には、ステップＳ１１において電源出力を行う。撮像素子種別判定部２３は、電源供給部２８を制御して、内視鏡４０のＦＰＧＡ４１に供給する電源出力を発生させる。

【００４５】

内視鏡４０は、図４ＢのステップＳ６１において、ＦＰＧＡ４１の電源が投入されると、ステップＳ６２において所定の初期設定を行う。アナログフロントエンド部２０の撮像素子種別判定部２３は、ステップＳ１２において、セレクタ２４を制御して、内視鏡４０のＦＰＧＡ４１に対して種別判定用ＣＬＫを出力させる。内視鏡４０のＦＰＧＡ４１は、ステップＳ６３において種別判定用ＣＬＫが供給されると、撮像素子通信を行って、メモリに記憶されている撮像素子種別情報を読み出して送信する（ステップＳ６４）。

10

【００４６】

図５は、ＣＬＫ出力によって種別判定用ＣＬＫを示しており、撮像素子通信によって、種別判定用ＣＬＫに同期したトリガＴＲＧが'１'となるタイミングで撮像素子通信が所定の期間だけ繰り返し行われることを示している。図５の各パルスはトリガＴＲＧを示しており、このトリガＴＲＧによって撮像素子通信が繰り返し行われて、撮像素子種別情報の送信が繰り返される。内視鏡４０からの撮像素子種別情報は、アナログフロントエンド部２０の通信部２９において受信されてＦＰＧＡ２１に転送される。

20

【００４７】

ＦＰＧＡ２１の撮像通信受信部２５は受信した撮像素子種別情報を撮像素子種別判定部２３に供給する。撮像素子種別判定部２３は、ステップＳ１３において撮像素子通信が行われたものと判定すると、ステップＳ１４～Ｓ１９において、通信方式による撮像素子の種別判定を行う。

【００４８】

即ち、ステップＳ１４においては、ＦＰＧＡ２１は、ＶＰＬＩＶＥが論理値'０'か又はＯＦＦが論理値'１'であるか否かを判定する。ＶＰＬＩＶＥが論理値'１'、即ち、内視鏡４０が非接続であり且つ電源が投入されていない場合には、処理をステップＳ２０に移行して、内視鏡電源をオフにするためのオフ（ＯＦＦ）シーケンスを実行する。内視鏡４０が接続されているか又は電源が投入されている場合には、撮像素子種別判定部２３は、ステップＳ１５において、撮像素子種別情報に基づいて、内視鏡４０に搭載された撮像素子の種別判定を行う。

30

【００４９】

ＦＰＧＡ２１は、ステップＳ１６において、ステップＳ１５における通信方式による種別判定が、初回の判定であるか否かを判定する。初回の種別判定である場合には、ＦＰＧＡ２１は、ステップＳ１７において、撮像素子の種別判定結果に基づいて、内視鏡の電源供給のための所定のオン（ＯＮ）シーケンスを実行する。ＦＰＧＡ２１の撮像素子種別判定部２３は、撮像素子種別情報に基づく撮像素子の種別判定結果を種別判定情報として映像処理部３０のＦＰＧＡ３１に出力する（ステップＳ１８）。ＦＰＧＡ２１は、ステップＳ１９において、トリガＴＲＧの'１'を検出すると、ステップＳ１３～Ｓ１８の処理を繰り返し実行する。

40

【００５０】

他の作用は、抵抗分圧方式の場合と同様である。

【００５１】

このように本実施の形態においては、接続される内視鏡が撮像素子の判定方法として抵抗分圧方式及び通信方式のいずれを採用している場合でも、確実に撮像素子の種別判定が可能である。電源投入が必要な通信方式による種別判定の前に、抵抗分圧方式による種別判定を行うことから、所定のシーケンスによる電源投入が必要な内視鏡に対してシーケンスを無視した電源投入を行うことなく、種別判定が可能である。

50

【 0 0 5 2 】

ところで、映像処理部 30 は、S W 電源 38 からの電源出力の供給が停止すると、電源供給停止と同時に電源供給停止を示す O F F P 信号を受信する。この場合には、映像処理部 30 は、内視鏡画像等の映像信号を出力するモニタに対して黒画像を出力して黒表示にするようになっていてもよい。これにより、電源オフ時においてモニタに不要な画像が表示されてしまうことを防止することができる。

【 0 0 5 3 】

ところで、C C U は、電源オン時において内視鏡の接続、非接続を確認し、内視鏡が非接続になると、映像処理部が非接続ログを記録するようになっている。一方、電源オン時に映像処理部においてリセット処理（電源オフ処理）を行う場合、内視鏡接続時であっても内視鏡が非接続であることを示す非接続情報が必要となる。そこで、アナログフロントエンド部は、リセット処理指示が与えられると、映像処理部に対してリセット処理を示す O F F P 信号及び非接続情報を映像処理部に出力する。これにより C C U においてリセットが可能となる。しかしながら、上記手法を用いると、映像処理部は、内視鏡が接続されている場合でもリセット処理のために発生する非接続情報によって非接続ログが記録されてしまうという問題がある。

10

【 0 0 5 4 】

そこで、映像処理部の F P G A は、O F F P 信号発生時には、非接続情報によりリセット処理を行なうものの、非接続ログの記録を停止させるように制御を行ってもよい。これにより、内視鏡を接続したまま、不意に電源がオフされても、非接続ログが記録として残ることを防止することができる。

20

【 0 0 5 5 】

本発明は、上記各実施形態にそのまま限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記各実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素の幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【 0 0 5 6 】

本発明によれば、内視鏡において通信方式及び抵抗分圧方式のいずれが採用されている場合でも、撮像素子の種別判定を効率良く行うことができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

30

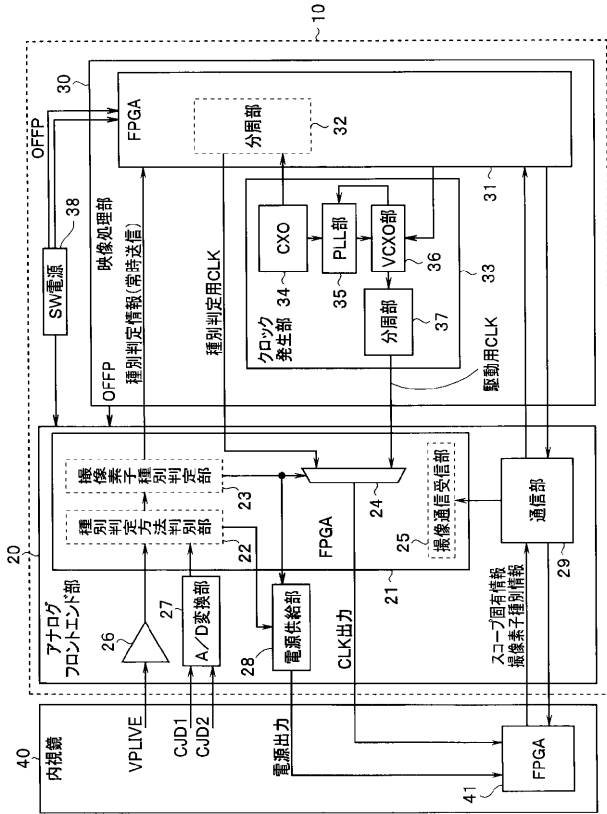
【 0 0 5 7 】

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

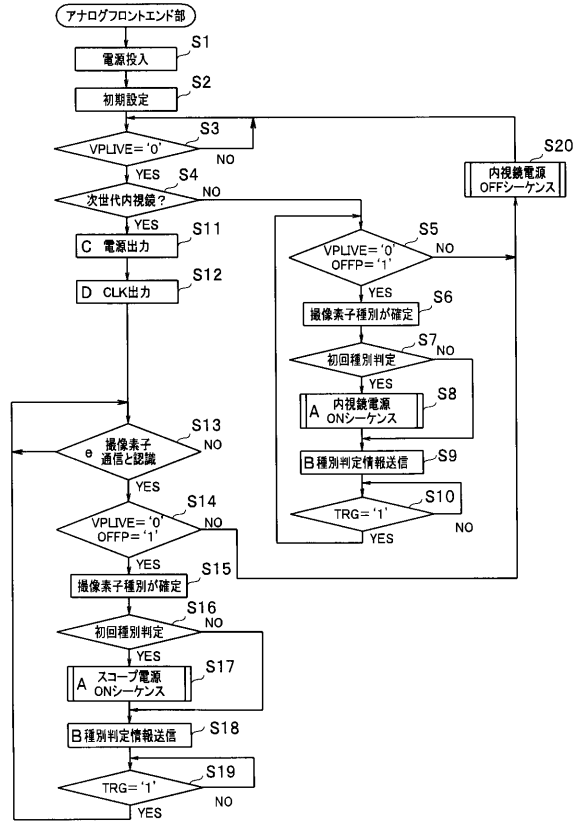
【 0 0 5 8 】

本出願は、2016年4月28日に日本国に出願された特願2016-91341号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

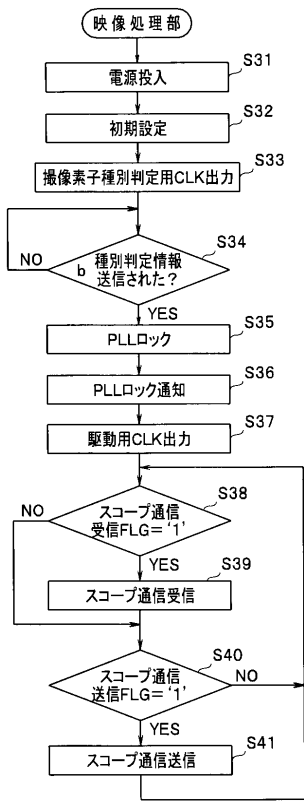
【図 1】



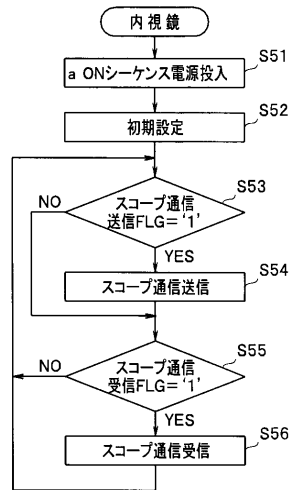
【図 2】



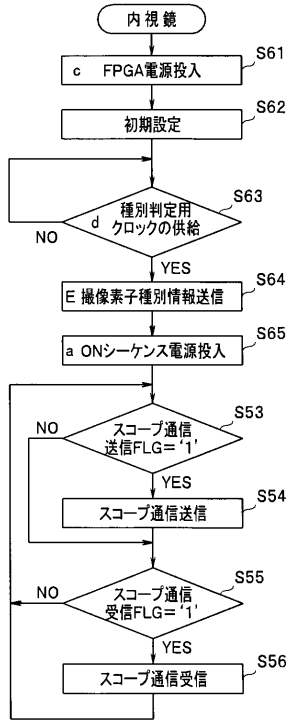
【図 3】



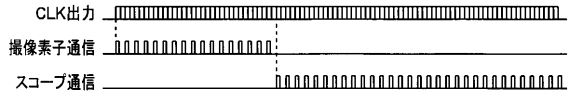
【図 4 A】



【 図 4 B 】



【 図 5 】



【 手続 補正書 】

【 提出日 】 平成29年12月14日 (2017.12.14)

【 手続 補正 1 】

【 補正対象書類名 】 明細書

【 補正対象項目名 】 0 0 0 9

【 補正方法 】 変更

【 補正の内容 】

【 0 0 0 9 】

本発明の一態様による内視鏡装置は、通信回路を有して撮像素子種別情報を送信可能な第1の内視鏡と前記通信回路を有していない第2の内視鏡が接続可能に構成され、接続された内視鏡から撮像素子の種別を特定するための情報を取得して接続された内視鏡の種別を判別する第1の判別部と、前記第1の判別部において前記第1の内視鏡が接続されていると判別された場合には、前記通信回路からの前記撮像素子種別情報を受信する撮像通信受信部と、を備える。

また、本発明の他の態様による内視鏡装置は、接続された内視鏡に搭載された撮像素子の種別を特定するために、内視鏡に搭載可能な複数種類の撮像素子の個々に応じた信号値が記憶された内視鏡装置であって、撮像素子が搭載されて、前記信号値に対応した電圧信号を出力するための抵抗値を有する抵抗を備えていない第1の内視鏡と、撮像素子が搭載されて、前記信号値に対応した前記電圧信号を出力するための抵抗値を有する前記抵抗を備える第2の内視鏡と、が接続可能な接続部と、前記第1の内視鏡又は前記第2の内視鏡が接続された時に、前記接続部を介して前記第2の内視鏡に搭載された撮像素子の種別を特定するための信号を取得する回路と、前記回路が取得する信号に基づいて、前記接続部に接続された内視鏡が前記第1の内視鏡か前記第2の内視鏡かを判別する第1の判別部と、を備える。

【 手続 補正 2 】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

通信回路を有して撮像素子種別情報を送信可能な第 1 の内視鏡と前記通信回路を有していない第 2 の内視鏡が接続可能に構成され、接続された内視鏡から撮像素子の種別を特定するための情報を取得して接続された内視鏡の種別を判別する第 1 の判別部と、

前記第 1 の判別部において前記第 1 の内視鏡が接続されていると判別された場合には、前記通信回路からの前記撮像素子種別情報を受信する撮像通信受信部と、
を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記撮像素子種別情報に基づいて、前記第 1 の内視鏡に搭載されている撮像素子の種別を判別する第 2 の判別部
をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記第 1 の判別部において前記第 1 の内視鏡が接続されていると判別された場合には、前記第 1 の内視鏡との間で通信を行うための電源出力を前記第 1 の内視鏡に供給する電源供給部と、

前記第 1 の内視鏡との間で通信を行うためのクロックを前記第 1 の内視鏡に供給するクロック制御部と
を更に備えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記第 2 の内視鏡に搭載されている撮像素子の種別を特定するための情報は、前記第 2 の内視鏡に設けられたプルダウン抵抗の抵抗値に基づくものであり、

前記第 1 の判別部は、前記プルダウン抵抗による電圧降下に基づく電圧が所定の閾値を超えた値である場合に前記第 1 の内視鏡が接続されていることを判別する
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記第 2 の内視鏡に搭載されている撮像素子の種別を特定するための情報は、前記第 2 の内視鏡に設けられたプルダウン抵抗の抵抗値に基づくものであり、

前記第 2 の判別部は、前記プルダウン抵抗による電圧降下に基づく電圧をデジタル信号に変換することで前記第 2 の内視鏡に搭載されている撮像素子の種別を判定する
ことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記撮像通信受信部は、前記第 1 の判別部において前記第 1 の内視鏡が接続されていると判別された場合には、前記通信回路から送信された前記第 1 の内視鏡に関するスコープ固有情報を受信する

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

接続された内視鏡に搭載された撮像素子の種別を特定するために、内視鏡に搭載可能な複数種類の撮像素子の個々に応じた信号値が記憶された内視鏡装置であって、

撮像素子が搭載されて、前記信号値に対応した電圧信号を出力するための抵抗値を有する抵抗を備えていない第 1 の内視鏡と、撮像素子が搭載されて、前記信号値に対応した前記電圧信号を出力するための抵抗値を有する前記抵抗を備える第 2 の内視鏡と、が接続可能な接続部と、

前記第 1 の内視鏡又は前記第 2 の内視鏡が接続された時に、前記接続部を介して前記第 2 の内視鏡に搭載された撮像素子の種別を特定するための信号を取得する回路と、

前記回路が取得する信号に基づいて、前記接続部に接続された内視鏡が前記第 1 の内視

鏡か前記第 2 の内視鏡かを判別する第 1 の判別部と、
を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 8】

前記第 1 の判別部により前記第 1 の内視鏡が前記接続部に接続されていると判別された
場合には、通信回路を介して撮像素子種別情報を受信する撮像通信受信部、
をさらに備えることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

前記撮像素子種別情報に基づいて、前記第 1 の内視鏡に搭載されている撮像素子の種別
を判別する第 2 の判別部
をさらに備えることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記第 1 の判別部において前記第 1 の内視鏡が接続されていると判別された場合には、
前記第 1 の内視鏡との間で通信を行うための電源出力を前記第 1 の内視鏡に供給する電源
供給部と、

前記第 1 の内視鏡との間で通信を行うためのクロックを前記第 1 の内視鏡に供給するク
ロック制御部と、
を更に備えることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記クロック制御部は、前記第 1 の内視鏡との通信を行うための前記クロックとして、
撮像素子の種別を判別するための種別判定用クロックと、撮像素子を駆動するための駆動
用クロックと、を供給できる
ことを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

前記クロック制御部は、前記第 1 の内視鏡に供給する前記クロックを、前記種別判定用
クロックと、前記駆動用クロックと、で切り換え可能である
ことを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡装置。

【請求項 13】

前記第 2 の内視鏡に搭載されている撮像素子の種別を特定するための情報は、前記第 2
の内視鏡に設けられたプルダウン抵抗の抵抗値に基づくものであり、

前記第 1 の判別部は、入力される電圧が所定の閾値を超えた値である場合に前記第 1 の
内視鏡が接続されていることを判別する
ことを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 14】

前記第 2 の内視鏡に搭載されている撮像素子の種別を特定するための情報は、前記第 2
の内視鏡に設けられたプルダウン抵抗の抵抗値に基づくものであり、

前記第 1 の判別部は、前記接続部に設けられたプルアップ抵抗と前記プルダウン抵抗に
よる分圧値をデジタル信号に変換することで前記第 2 の内視鏡に搭載されている撮像素子
の種別を判定する

ことを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡装置。

【請求項 15】

前記撮像通信受信部は、前記第 1 の判別部において前記第 1 の内視鏡が接続されてい
ると判別された場合には、前記通信回路から送信された前記第 1 の内視鏡に関するスコープ
固有情報を受信する

ことを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡装置。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/010896
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, G02B23/24 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2015/025697 A1 (Olympus Corp.), 26 February 2015 (26.02.2015), paragraphs [0028], [0041] & US 2016/0165102 A1 paragraphs [0038], [0051] & EP 3015053 A1	1-6
A	JP 2013-165772 A (Olympus Medical Systems Corp.), 29 August 2013 (29.08.2013), paragraph [0015] (Family: none)	1-6
A	JP 2014-36738 A (Hoya Corp.), 27 February 2014 (27.02.2014), paragraph [0026] (Family: none)	1-6
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 01 June 2017 (01.06.17)		Date of mailing of the international search report 13 June 2017 (13.06.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/010896

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2012/0265012 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 18 October 2012 (18.10.2012), paragraph [0028] & JP 5009452 B2 & WO 2012/014547 A1 & EP 2520216 A1 & CN 102791181 A	1-6

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2017/010896	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, G02B23/24			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2017年 日本国実用新案登録公報 1996-2017年 日本国登録実用新案公報 1994-2017年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	WO 2015/025697 A1 (オリンパス株式会社) 2015.02.26, [0028], [0041] & US 2016/0165102 A1, [0038], [0051] & EP 3015053 A1	1-6	
A	JP 2013-165772 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.08.29, [0015] (ファミリーなし)	1-6	
A	JP 2014-36738 A (HOYA株式会社) 2014.02.27, [0026] (ファミリーなし)	1-6	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー		の日の後に公表された文献	
「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの		「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの	
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの		「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの	
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)		「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの	
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」 同一パテントファミリー文献	
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
国際調査を完了した日 01.06.2017		国際調査報告の発送日 13.06.2017	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 増渕 俊仁	2Q 4747
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 1 0 8 9 6
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	US 2012/0265012 A1 (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP.) 2012. 10. 18, [0028] & JP 5009452 B2 & WO 2012/014547 A1 & EP 2520216 A1 & CN 102791181 A	1-6

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	7/18	(2006.01)	H 0 4 N 5/232 0 3 0	
			H 0 4 N 7/18 M	

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ

(72) 発明者 小峰 仁

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリパス株式会社内

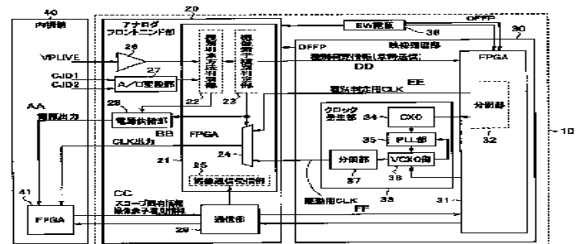
F ターム(参考) 2H040 BA23 DA43 GA02 GA06
 4C161 CC06 FF41 JJ18 JJ19 NN03 UU08
 5C054 CC07 DA01 DA08 HA12
 5C122 DA26 EA63 FC07 GC86 HA86 HB01 HB02

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JPWO2017187836A1	公开(公告)日	2018-05-10
申请号	JP2017564938	申请日	2017-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	藤本武秀 姥山奈菜子 小峰仁		
发明人	藤本 武秀 姥山 奈菜子 小峰 仁		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/045 G02B23/24 H04N5/225 H04N5/232 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.640 A61B1/00.680 A61B1/045.610 G02B23/24.B H04N5/225.500 H04N5/232.030 H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/DA43 2H040/GA02 2H040/GA06 4C161/CC06 4C161/FF41 4C161/JJ18 4C161/JJ19 4C161/NN03 4C161/UU08 5C054/CC07 5C054/DA01 5C054/DA08 5C054/HA12 5C122/DA26 5C122/EA63 5C122/FC07 5C122/GC86 5C122/HA86 5C122/HB01 5C122/HB02		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2016091341 2016-04-28 JP		
其他公开文献	JP6396610B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜装置具有通信电路，并且连接到能够发送摄像元件类型信息的第一内窥镜和不具有通信电路的第二内窥镜。第一内窥镜和第二内窥镜中的任何一个均从内窥镜获得用于识别安装在第二内窥镜上的图像拾取装置的类型的信息。第一判别单元用于判别是否连接了内窥镜，并且在判别第一内窥镜是否连接至第一判别单元的情况下，上述来自通信电路。接收图像拾取元件类型信息的图像拾取通信接收单元。



- 20 Analog front end unit
- 22 Classification determination method distinguishing unit
- 23 Imaging element classification determination unit
- 25 Imaging communication reception unit
- 27 A/D conversion unit
- 28 Power source supply unit
- 29 Communication unit
- 30 Image processing unit
- 32, 37 Distance unit
- 35 Clock generating unit
- 36 PLL unit
- 38 VCO unit
- 38 SW power source
- 40 Endoscope
- AA Power source supply unit
- BB CLK output
- CC Scope-specific information, imaging element classification information
- DD Classification determination information
- EE Classification determination CLK
- FF Drive CLK