

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2016年10月20日(20.10.2016)



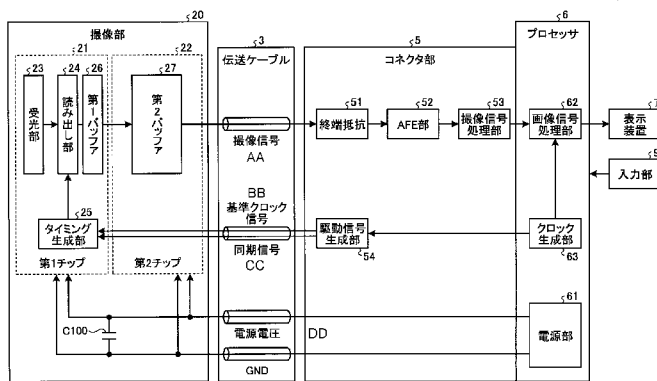
(10) 国際公開番号
WO 2016/167033 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/04 (2006.01) G02B 23/26 (2006.01)
 - (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/055573
 - (22) 国際出願日: 2016年2月25日(25.02.2016)
 - (25) 国際出願の言語: 日本語
 - (26) 国際公開の言語: 日本語
 - (30) 優先権データ:
特願 2015-084315 2015年4月16日(16.04.2015) JP
 - (71) 出願人: オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP).
 - (72) 発明者: 足立 理 (ADACHI, Satoru); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
 - (74) 代理人: 特許業務法人酒井国際特許事務所 (SAKAI INTERNATIONAL PATENT OFFICE); 〒1000013 東京都千代田区霞が関3丁目8番1号 虎の門三井ビルディング Tokyo (JP).
 - (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, 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, KN, KP, KR, 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, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
 - (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).
- 添付公開書類:
— 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: ENDOSCOPE AND ENDOSCOPE SYSTEM

(54) 発明の名称: 内視鏡および内視鏡システム

[図2]



- | | |
|---------------------------|--|
| 3 Transmission cable | 27 Second buffer |
| 5 Connector unit | 51 Terminal resistor |
| 6 Processor unit | 52 AFE unit |
| 7 Display device | 53 Image pickup signal processing unit |
| 9 Input unit | 54 Drive signal generation unit |
| 20 Image pickup unit | 61 Power supply unit |
| 21 First chip | 62 Image signal processing unit |
| 22 Second chip | 63 Clock generation unit |
| 23 Light receiving unit | AA Image pickup signal |
| 24 Readout unit | BB Reference clock signal |
| 25 Timing generation unit | CC Synchronization signal |
| 26 First buffer | DD Power supply voltage |

(57) Abstract: Provided are an endoscope and an endoscope system, wherein a high voltage is prevented from being applied to an image pickup element at the time when a pulse signal is stopped and at the time of start up. An endoscope 2 is provided with: a first chip 21 having a first buffer 26 that outputs image pickup signals to the outside, said image pickup signals having been generated by means of a light receiving unit 23; and a second chip 22 having a second buffer 27, which amplifies the image pickup signals outputted from the first buffer 26, and outputs the signals to a transmission cable 3. The first buffer 26 applies a predetermined voltage to the second buffer 27 during a period when the light receiving unit 23 is not outputting the image pickup signals, thereby outputting a direct current power at a predetermined level to the transmission cable 3 from the second buffer 27.

(57) 要約: パルス信号の停止時や起動時に高い電圧が撮像素子に印加されることを防止することができる内視鏡および内視鏡システムを提供する。内視鏡2は、受光部23によって生成された撮像信号を外部へ出力する第1バッファ26を有する第1チップ21と、第1バッファ26から出力された撮像信号を増幅して伝送ケーブル3に出力

する第2バッファ27を有する第2チップ22と、を備え、第1バッファ26は、受光部23が撮像信号を出力しない期間に第2バッファ27に所定の電圧を印加することによって、第2バッファ27から所定のレベルの直流電流を伝送ケーブル3に出力させる。

WO 2016/167033 A1

明 細 書

発明の名称：内視鏡および内視鏡システム

技術分野

[0001] 本発明は、被検体内に挿入され、該被検体内の体内を撮像して画像データを生成する内視鏡および内視鏡システムに関する。

背景技術

[0002] 従来、内視鏡の挿入部の先端にCCD (Charge Coupled Device) やCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の撮像素子と、該撮像素子の近傍に設けた増幅器によって撮像素子が出力する撮像信号を増幅してプロセッサへ出力する技術が知られている（特許文献1参照）。この技術では、撮像素子を駆動するためのパルス信号を用いて、撮像素子および増幅器に印加される直流電圧を生成することによって、電源ケーブルの本数を減らすことで、内視鏡の挿入部の細径化を図っている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2003-153858号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] ところで、従来の内視鏡に設けられた撮像素子の電源は、内視鏡の挿入部の細径化に伴って電源ケーブルが細くなり、電源ケーブルの抵抗が増加する。このため、従来の内視鏡では、撮像素子の消費電流による電圧降下を考慮して電源電圧を決定している。しかしながら、上述した特許文献1のように電源ケーブルの細径化を図った内視鏡では、撮像素子を駆動するためのパルス信号が停止した場合、消費電流が大きく低下し、撮像素子に高い電圧が印加されるとなり、撮像素子が故障する恐れがあった。

[0005] 本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、撮像素子を駆動するパルス信号の停止時に高い電圧が撮像素子に印加されるのを防止することができ

る内視鏡および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

[0006] 上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る内視鏡は、所定の画像処理を行う処理装置に伝送ケーブルを介して接続される内視鏡であって、2次元マトリクス状に配置され、外部から光を受光し、受光量に応じた撮像信号を生成して出力する複数の画素を有する撮像素子と、前記撮像素子によって生成された前記撮像信号を外部へ出力する第1バッファと、を有する第1チップと、前記第1バッファから出力された前記撮像信号を増幅して前記伝送ケーブルに出力する第2バッファを有する第2チップと、を備え、前記第1バッファは、前記撮像素子が前記撮像信号を出力しない期間に前記第2バッファに所定の電圧を印加することによって、前記第2バッファから前記撮像信号と異なるレベルの直流電流を前記伝送ケーブルに出力させることを特徴とする。

[0007] また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記第1バッファは、前記伝送ケーブルを介して前記処理装置から供給される電源電圧が分圧された電圧を前記第2バッファに印加することを特徴とする。

[0008] また、本発明に係る内視鏡は、上記発明において、前記第1バッファは、前記処理装置から供給される電源電圧が分圧された電圧により駆動される定電流源と、前記撮像信号が入力されるゲートと、前記第2バッファに接続されるソースと、を有するPMOSソースフォロアトランジスタであることを特徴とする。

[0009] また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明の内視鏡と、前記伝送ケーブルを介して前記撮像素子に駆動信号を送信する駆動信号生成部と、前記伝送ケーブルを介して前記第2バッファが増幅した前記撮像信号を受信する画像信号処理部と、前記伝送ケーブルを介して前記撮像素子、前記第1チップおよび前記第2チップそれぞれに電源電圧を供給する電源部と、を有する処理装置と、を備えたことを特徴とする。

発明の効果

[0010] 本発明によれば、撮像素子を駆動するパルス信号の停止時に高い電圧が撮像素子に印加されるのを防止することができるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]図1は、本発明の一実施の形態に係る内視鏡システムの全体構成を模式的に示す図である。

[図2]図2は、本発明の一実施の形態に係る内視鏡システムの要部の機能を示すブロック図である。

[図3]図3は、図2に示す第1バッファ、第2バッファおよび終端抵抗の詳細な構成を示す回路図である。

[図4]図4は、第2バッファが出力する電流の変化を模式的に示す図である。

発明を実施するための形態

[0012] 以下、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）として、被検体内に先端が挿入される内視鏡を備えた内視鏡システムについて説明する。また、この実施の形態により、本発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一の部分には同一の符号を付している。さらにまた、図面は、模式的なものであり、各部材の厚みと幅との関係、各部材の比率等は、現実と異なることに留意する必要がある。また、図面の相互間においても、互いの寸法や比率が異なる部分が含まれている。

[0013] [内視鏡システムの構成]

図1は、本発明の一実施の形態に係る内視鏡システムの全体構成を模式的に示す図である。図1に示す内視鏡システム1は、内視鏡2と、伝送ケーブル3と、コネクタ部5と、プロセッサ6（処理装置）と、表示装置7と、光源装置8と、入力部9と、を備える。

[0014] 内視鏡2は、伝送ケーブル3の一部である挿入部100を被検体の体内に挿入することによって被検体の体内画像を撮像して撮像信号（画像データ）をプロセッサ6へ出力する。また、内視鏡2は、伝送ケーブル3の一端側であり、被検体の体腔内に挿入される挿入部100の先端101側に、体内画像の撮像を行う撮像部20（撮像装置）が設けられ、挿入部100の基端1

02側に、内視鏡2に対する各種操作を受け付ける操作部4が接続される。撮像部20は、伝送ケーブル3により、操作部4を介してコネクタ部5に接続される。撮像部20が撮像した画像の撮像信号は、例えば、数mの長さを有する伝送ケーブル3を通り、コネクタ部5に出力される。なお、本実施の形態では、内視鏡2が撮像装置として機能する。

[0015] 伝送ケーブル3は、内視鏡2とコネクタ部5とを接続するとともに、内視鏡2と光源装置8とを接続する。また、伝送ケーブル3は、撮像部20が生成した撮像信号をコネクタ部5に伝播する。伝送ケーブル3は、ケーブルや光ファイバ等を用いて構成される。

[0016] コネクタ部5は、内視鏡2、プロセッサ6および光源装置8に接続され、接続された内視鏡2が出力する撮像信号に所定の信号処理を施すとともに、撮像信号をアナログデジタル変換（A/D変換）して画像信号としてプロセッサ6へ出力する。

[0017] プロセッサ6は、コネクタ部5から出力される画像信号に所定の画像処理を施すとともに、内視鏡システム1全体を統括的に制御する。なお、本実施の形態1では、プロセッサ6が処理装置として機能する。

[0018] 表示装置7は、プロセッサ6が画像処理を施した画像信号に対応する画像を表示する。また、表示装置7は、内視鏡システム1に関する各種情報を表示する。表示装置7は、液晶や有機EL（Electro Luminescence）等の表示パネル等を用いて構成される。

[0019] 光源装置8は、例えばハロゲンランプや白色LED（Light Emitting Diode）等を用いて構成され、コネクタ部5、伝送ケーブル3を経由して内視鏡2の挿入部100の先端側から被写体へ向けて照明光を照射する。

[0020] 入力部9は、例えばキーボードやマウス等を用いて構成され、内視鏡システム1の各種操作の情報の入力を受け付ける。例えば、入力部9は、内視鏡2が撮像する撮像信号の増幅（ゲインアップ）や光源装置8の光量を指示する指示信号の入力を受け付ける。

[0021] 図2は、内視鏡システム1の要部の機能を示すブロック図である。図2を

参照して、内視鏡システム 1 の各部構成の詳細および内視鏡システム 1 内の電気信号の経路について説明する。図 2 に示すように、撮像部 20 は、第 1 チップ 21（撮像素子）と、第 2 チップ 22 と、を有する。

[0022] 第 1 チップ 21 は、2次元マトリクス状に配置され、外部から光を受光し、受光量に応じた撮像信号を生成して出力する複数の画素を有する受光部 23 と、受光部 23 で光電変換された撮像信号を読み出す読み出し部 24 と、コネクタ部 5 から入力される基準クロック信号および同期信号に基づきタイミング信号を生成して読み出し部 24 に出力するタイミング生成部 25 と、読み出し部 24 が受光部 23 から読み出した撮像信号を増幅するとともに、読み出し部 24 が受光部 23 から読み出した撮像信号を出力しない期間に第 2 チップ 22 の第 2 バッファ 27 に所定の電圧を印加することによって、第 2 バッファ 27 から所定のレベルの直流電流を伝送ケーブル 3 に出力させる第 1 バッファ 26 と、を有する。なお、第 1 バッファ 26 のより詳細な構成については、図 3 を参照して後述する。なお、本実施の形態では、受光部 23 と読み出し部 24 とが撮像素子として機能する。

[0023] 第 2 チップ 22 は、第 1 チップ 21 から出力される複数の画素の各々から出力される撮像信号を増幅して伝送ケーブル 3 へ出力する第 2 バッファ 27 を備える。なお、第 2 チップ 22 のより詳細な構成については、図 3 を参照して後述する。

[0024] また、撮像部 20 は、伝送ケーブル 3 を介してプロセッサ 6 内の電源部 61 で生成された電源電圧 VDD をグランド (GND) とともに受け取る。撮像部 20 に供給される電源電圧 VDD とグランド (GND) との間には、電源安定用のコンデンサ C100 が設けられている。

[0025] コネクタ部 5 は、内視鏡 2（撮像部 20）とプロセッサ 6 とを電氣的に接続し、電気信号を中継する中継処理部として機能する。コネクタ部 5 と撮像部 20 は、伝送ケーブル 3 で接続され、コネクタ部 5 とプロセッサ 6 とは、コイルケーブルにより接続される。また、コネクタ部 5 は、光源装置 8 にも接続されている。コネクタ部 5 は、終端抵抗 51 と、アナログ・フロント・

エンド部52（以下、「AFE部52」という）と、撮像信号処理部53と、駆動信号生成部54と、を有する。

[0026] 終端抵抗51は、伝送ケーブル3の終端に設けられる。なお、終端抵抗51のより詳細な構成については、図3を参照して後述する。

[0027] AFE部52は、撮像部20から伝送された撮像信号を受信し、抵抗などの受動素子でインピーダンスマッチングを行った後、コンデンサで交流成分をとりだし、分圧回路で動作点を決定する。AFE部52は、撮像部20から伝送されたアナログの撮像信号をA/D変換を行ってデジタルの撮像信号として撮像信号処理部53へ出力する。

[0028] 撮像信号処理部53は、AFE部52から入力されるデジタルの撮像信号に対して、縦ライン除去やノイズ除去等の所定の信号処理を行ってプロセッサ6へ出力する。撮像信号処理部53は、例えばFPGA（Field Programmable Gate Array）を用いて構成される。

[0029] 駆動信号生成部54は、プロセッサ6から供給され、内視鏡2の各構成部の動作の基準となる基準クロック信号（例えば、27MHzのクロック信号）に基づいて、各フレームのスタート位置を表す同期信号を生成して、基準クロック信号とともに、伝送ケーブル3を介して撮像部20のタイミング生成部25へ出力する。ここで、駆動信号生成部54が生成する同期信号は、水平同期信号と垂直同期信号とを含む。

[0030] プロセッサ6は、内視鏡システム1の全体を統括的に制御する制御装置である。プロセッサ6は、電源部61と、画像信号処理部62と、クロック生成部63と、を備える。

[0031] 電源部61は、電源電圧VDDを生成し、この生成した電源電圧VDDをグラウンド（GND）とともに、コネクタ部5および伝送ケーブル3を介して、撮像部20に供給する。

[0032] 画像信号処理部62は、撮像信号処理部53で信号処理が施されたデジタルの撮像信号に対して、同時化処理、ホワイトバランス（WB）調整処理、ゲイン調整処理、ガンマ補正処理、デジタルアナログ（D/A）変換処理、

フォーマット変換処理等の画像処理を行って画像信号に変換し、この画像信号を表示装置7へ出力する。

[0033] クロック生成部63は、内視鏡システム1の各構成部の動作の基準となる基準クロック信号を生成し、この基準クロック信号をAFE部52、撮像信号処理部53、駆動信号生成部54および画像信号処理部62へ出力する。

[0034] [第1バッファ、第2バッファおよび終端抵抗の構成]

次に、上述した第1バッファ26、第2バッファ27および終端抵抗51の要部の詳細な構成について説明する。図3は、図2に示す第1バッファ26、第2バッファ27および終端抵抗51の詳細な構成を示す回路図である。

[0035] 図3に示すように、第1バッファ26は、伝送ケーブル3を介してプロセッサ6の電源部61から供給される電源電圧VDDが分圧された電圧を第2バッファ27に印加する。第1バッファ26は、第1分圧回路261と、第1トランジスタ262と、第2分圧回路263と、第2トランジスタ264と、カレントミラー回路265と、第3トランジスタ266と、を有する。

[0036] 第1分圧回路261は、電源電圧VDDとグランドとの間に直列に接続された第1抵抗261aおよび第2抵抗261bを有し、分圧された出力電圧Vbias1を第1トランジスタ262のゲートに印加する。

[0037] 第1トランジスタ262は、NMOSトランジスタを用いて構成される。第1トランジスタ262は、ドレイン側にカレントミラー回路265が接続され、ソース側に第3トランジスタ266が接続され、ゲートには第1分圧回路261から出力電圧Vbias1が印加される接続線が接続される。

[0038] 第2分圧回路263は、電源電圧VDDとグランドとの間に直列に接続された第3抵抗263aおよび第4抵抗263bを有し、分圧された出力電圧Vbias2を第2トランジスタ264のゲートに印加する。

[0039] 第2トランジスタ264は、NMOSトランジスタを用いて構成される。第2トランジスタ264は、ドレイン側に第3トランジスタ266が接続され、ソース側にグランドが接続され、ゲートには第2分圧回路263から出

力電圧 V_{bias2} が印加される接続線が接続される。

- [0040] カレントミラー回路 265 は、第 1 トランジスタと第 2 トランジスタのオン抵抗で決定された電流を、第 4 トランジスタ 265a から、第 5 トランジスタ 265b へ複製する。
- [0041] 第 4 トランジスタ 265a は、PMOS トランジスタを用いて構成される。第 4 トランジスタ 265a は、ソース側に電源電圧 V_{DD} が接続され、ドレイン側に第 1 トランジスタ 262 のドレイン側が接続される。
- [0042] 第 5 トランジスタ 265b は、PMOS トランジスタを用いて構成される。第 5 トランジスタ 265b は、ソース側に電源電圧 V_{DD} が接続され、ドレイン側に第 3 トランジスタ 266 が接続され、ゲートには第 1 トランジスタ 262 のドレイン側が接続される。
- [0043] 第 3 トランジスタ 266 は、PMOS ソースフォロアトランジスタを用いて構成される。第 3 トランジスタ 266 は、第 1 分圧回路 261 と第 2 分圧回路 263 により決定された電流を流すカレントミラー回路 265 によって分圧された電圧により駆動される定電流源と、ソース側に第 1 分圧回路 261 と第 2 分圧回路 263 により決定された電流を流すカレントミラー回路 265 が接続され、出力端（ソース側）に第 2 バッファ 27 が接続され、入力端（ゲート側）には読み出し部 24 によって受光部 23 から読み出された撮像信号 V_{in} を伝播する接続線が接続される。
- [0044] 第 2 バッファ 27 は、NMOS トランジスタを用いて構成される。第 2 バッファ 27 は、ドレイン側に電源電圧 V_{DD} が接続され、出力端（ソース側）に伝送ケーブル 3 のインピーダンスをマッチングするためのインピーダンス抵抗 28 を介して撮像信号 V_{out} を外部へ伝播する伝送ケーブル 3 が接続され、入力端（ゲート側）には第 1 チップ 21 から出力される撮像信号 V_{in} を伝播する信号線が接続される。
- [0045] コネクタ部 5 は、少なくとも、 GND に接続された交流終端抵抗 503 と、 GND に接続された直流終端抵抗 502 と、第 2 チップ 22 から出力される直流電流をカットする直流カットコンデンサ 504 と、を有する。

[0046] 次に、上述した第2バッファ27が出力する電流の変化について説明する。図4は、第2バッファ27が出力する電流の変化を模式的に示す図である。図4において、横軸が時間を示し、縦軸が電流値を示す。また、図4の(a)が第2バッファ27から出力される電流値を示し、図4の(b)がクロック信号を示す。また、図4の(a)において、折れ線L1が第2バッファ27から出力される電流値を示す。

[0047] 図4に示すように、第2バッファ27は、撮像部20にクロック信号が供給される前、クロック信号の停止および内視鏡システム1のスタートアップ時等の定常動作以外の状況下において、第1バッファ26から電源電圧VDDが分圧された所定の電圧（例えば1V）が印加されることで、オン状態になり、所定のレベルの直流電流を伝送ケーブル3に出力させることによって、電流を消費する。この消費電流により、伝送ケーブル3の電圧降下により、電源部61の高い電圧が撮像部20に印加されることを防止することができる。これにより、撮像部20の動作不良および撮像部20の素子破壊等を確実に回避することができる。

[0048] 以上説明した本発明の一実施の形態によれば、撮像部20が撮像信号を出力しない期間に、第1バッファ26が第2バッファ27に所定の電圧を印加することによって、第2バッファ27から所定の直流電流を伝送ケーブル3に出力させるので、起動時やパルス信号の停止時等の定常動作以外に撮像部20に高い電圧が印加されることを防止することができる。

[0049] なお、本発明の一実施の形態では、第3トランジスタ266をPMOS、第2バッファ27をNMOSで構成していたが、第3トランジスタ266をNMOS、第2バッファ27をPMOSで構成してもよい。

[0050] このように、本発明は、ここでは記載していない様々な実施の形態を含みうるものであり、請求の範囲によって特定される技術的思想の範囲内で種々の設計変更等を行うことが可能である。

符号の説明

[0051] 1 内視鏡システム

- 2 内視鏡
- 3 伝送ケーブル
- 4 操作部
- 5 コネクタ部
- 6 プロセッサ
- 7 表示装置
- 8 光源装置
- 9 入力部
- 20 撮像部
- 21 第1チップ
- 22 第2チップ
- 23 受光部
- 24 読み出し部
- 25 タイミング生成部
- 26 第1バッファ
- 27 第2バッファ
- 28 インピーダンス抵抗
- 51 終端抵抗
- 52 AFE部
- 53 撮像信号処理部
- 54 駆動信号生成部
- 61 電源部
- 62 画像信号処理部
- 63 クロック生成部
- 100 挿入部
- 101 先端
- 102 基端
- 261 第1分圧回路

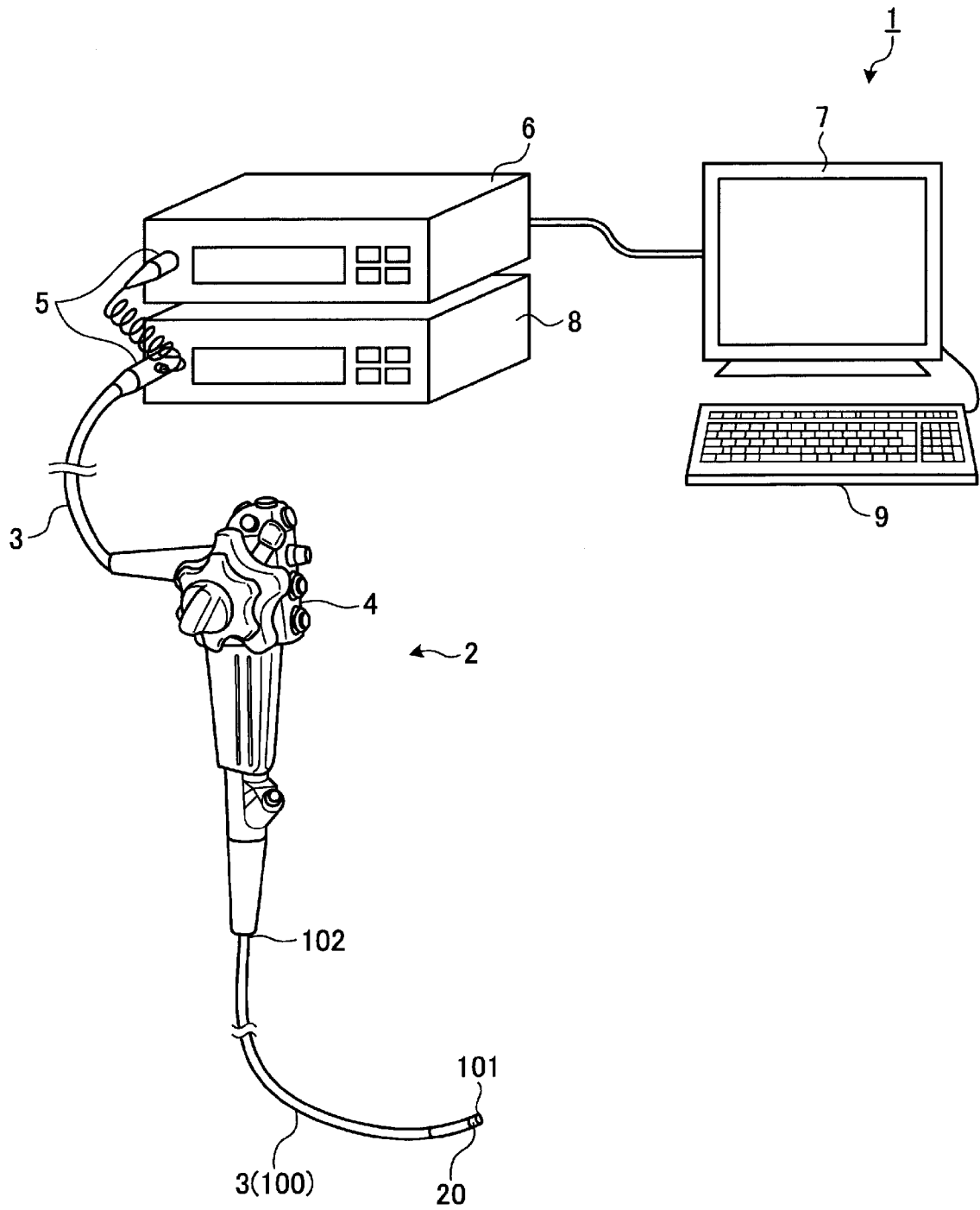
- 261a 第1抵抗
- 261b 第2抵抗
- 262 第1トランジスタ
- 263 第2分圧回路
 - 263a 第3抵抗
 - 263b 第4抵抗
- 264 第2トランジスタ
- 265 カレントミラー回路
 - 265a 第4トランジスタ
 - 265b 第5トランジスタ
- 266 第3トランジスタ
- 502 直流終端抵抗
- 503 交流終端抵抗
- 504 直流カットコンデンサ
- C100 コンデンサ

請求の範囲

- [請求項1] 所定の画像処理を行う処理装置に伝送ケーブルを介して接続される内視鏡であって、
- 2次元マトリクス状に配置され、外部から光を受光し、受光量に応じた撮像信号を生成して出力する複数の画素を有する撮像素子と、前記撮像素子によって生成された前記撮像信号を外部へ出力する第1バッファと、を有する第1チップと、
- 前記第1バッファから出力された前記撮像信号を増幅して前記伝送ケーブルに出力する第2バッファを有する第2チップと、
- を備え、
- 前記第1バッファは、前記撮像素子が前記撮像信号を出力しない期間に前記第2バッファに所定の電圧を印加することによって、前記第2バッファが所定のレベルの直流電流を前記伝送ケーブルに出力させることを特徴とする内視鏡。
- [請求項2] 前記第1バッファは、前記伝送ケーブルを介して前記処理装置から供給される電源電圧が分圧された電圧を前記第2バッファに印加することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。
- [請求項3] 前記第1バッファは、前記処理装置から供給される電源電圧が分圧された電圧により駆動される定電流源と、前記撮像信号が入力されるゲートと、前記第2バッファに接続されるソースと、を有するPMOSソースフォロアトランジスタであることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡。
- [請求項4] 請求項1に記載の内視鏡と、
- 前記伝送ケーブルを介して前記撮像素子に駆動信号を送信する駆動信号生成部と、前記伝送ケーブルを介して前記第2バッファが増幅した前記撮像信号を受信する画像信号処理部と、前記伝送ケーブルを介して前記撮像素子、前記第1チップおよび前記第2チップそれぞれに電源電圧を供給する電源部と、を有する処理装置と、

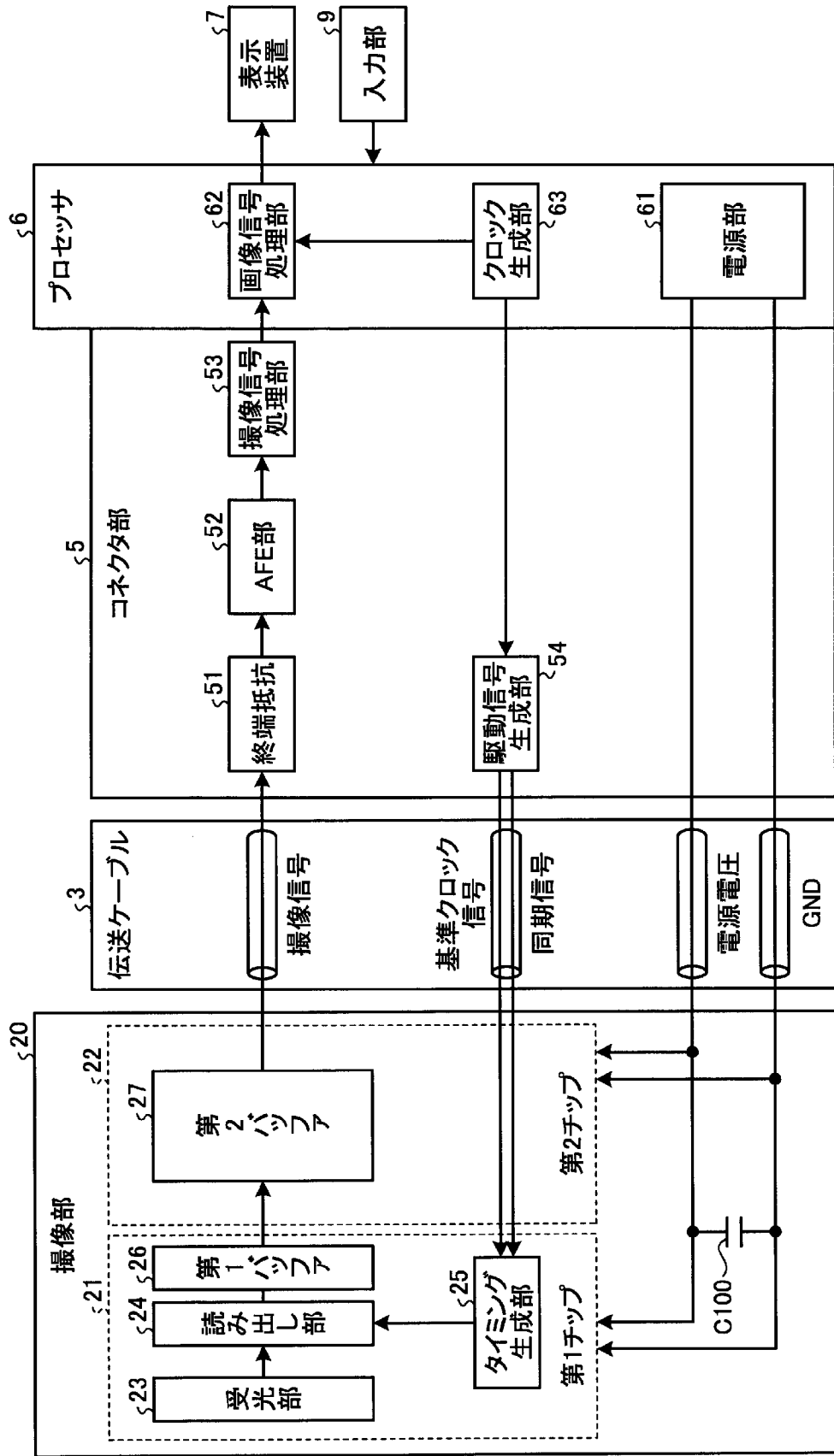
を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

[図1]

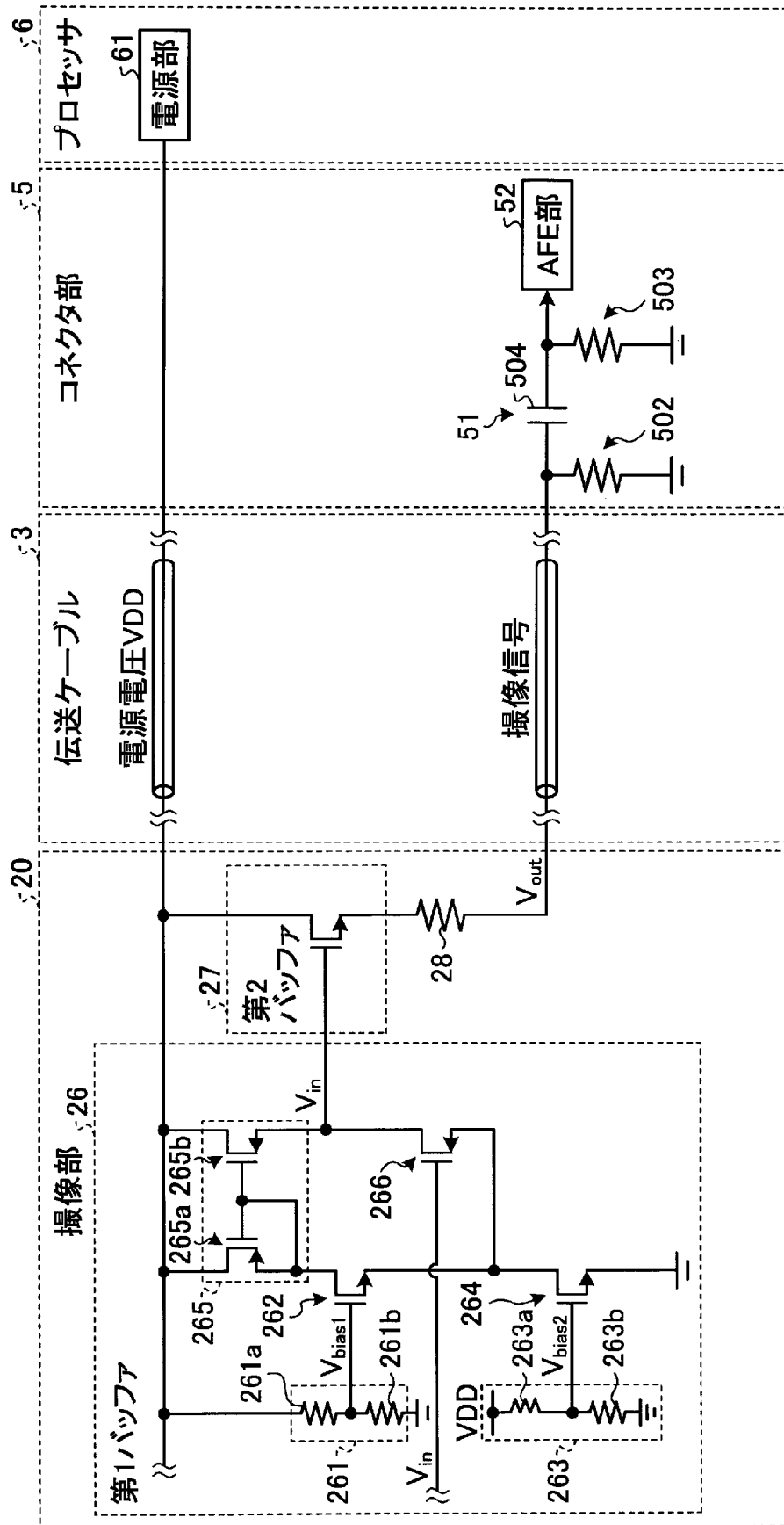


[図2]

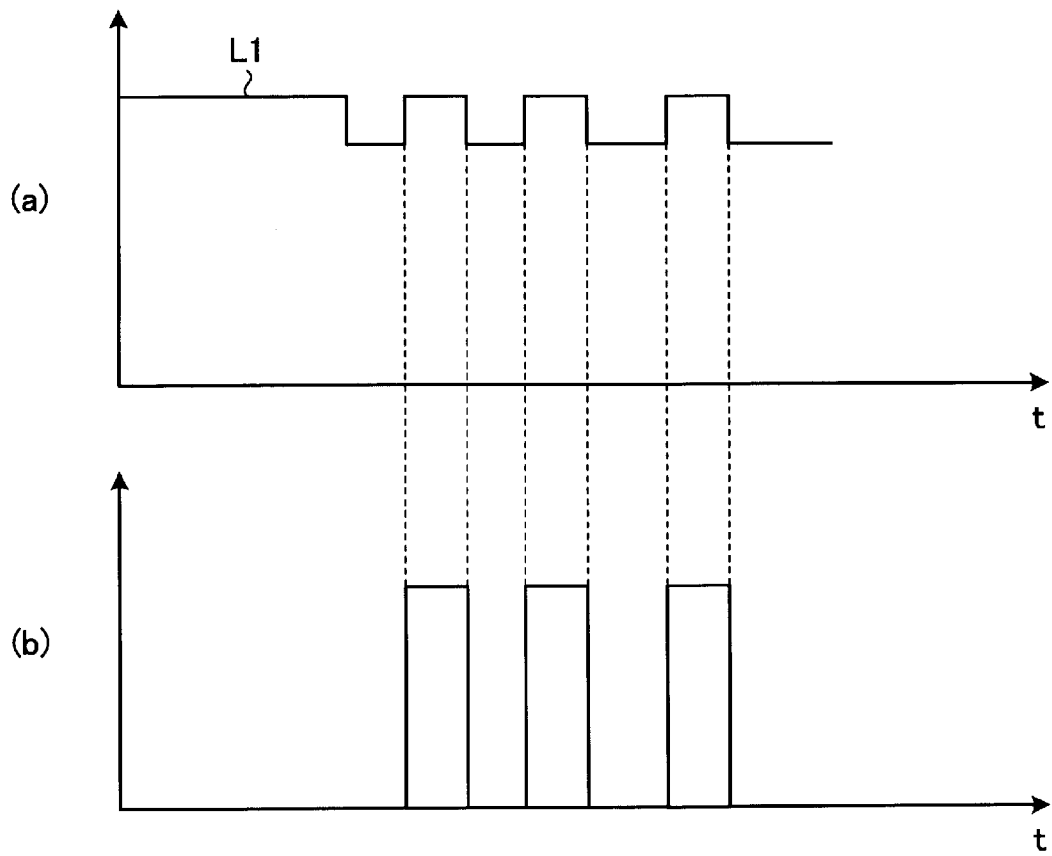
1



[図3]



[図4]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/055573

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B1/04(2006.01)i, G02B23/26(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)
A61B1/04, G02B23/26, H04N5/225

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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	JP 2014-36724 A (Olympus Medical Systems Corp.), 27 February 2014 (27.02.2014), paragraphs [0002] to [0008], [0041] (Family: none)	1-4

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 17 May 2016 (17.05.16)	Date of mailing of the international search report 24 May 2016 (24.05.16)
---	--

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.
--	---

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, G02B23/26(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. A61B1/04, G02B23/26, H04N5/225

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	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016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	JP 2014-36724 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2014.02.27, 段落 [0002] - [0008], [0041] (ファミリーなし)	1-4

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ 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

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
 「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
 「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）
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「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
 「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
 「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
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

17.05.2016

国際調査報告の発送日

24.05.2016

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）

右▲高▼ 孝幸

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

5553