

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5865210号  
(P5865210)

(45) 発行日 平成28年2月17日(2016.2.17)

(24) 登録日 平成28年1月8日(2016.1.8)

(51) Int. Cl.	F 1					
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/04	3 6 2 J	
<b>H O 4 N</b>	<b>5/225</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/04	3 7 2	
<b>G O 2 B</b>	<b>23/24</b>	<b>(2006.01)</b>	H O 4 N	5/225		C
			G O 2 B	23/24		B

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2012-179437 (P2012-179437)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成24年8月13日(2012.8.13)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2014-36724 (P2014-36724A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成26年2月27日(2014.2.27)	(74) 代理人	100089118
審査請求日	平成26年9月17日(2014.9.17)		弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	石関 学
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	高橋 秀次
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	三上 尊正
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 撮像システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被写体の体内画像を撮像する撮像装置と、前記撮像装置から出力される撮像信号に対して信号処理を施す信号処理装置とを有する撮像システムにおいて、

前記信号処理装置に設けられ、前記撮像装置へ供給する電力を発生する電源手段と、

前記電源手段が発生した前記電力を前記撮像装置に供給する電力供給線およびグラウンド線と、

前記撮像信号を前記信号処理装置に伝送する複数の伝送線と、

前記撮像装置に設けられ、前記複数の伝送線のうち、第1の伝送線に前記電力供給線によって供給される前記電力の電圧レベルを印加する第1電圧印加手段と、

前記撮像装置に設けられ、前記複数の伝送線のうち、前記第1の伝送線と異なる伝送線である第2の伝送線に前記グラウンド線によって供給されるグラウンドの電圧レベルを印加する第2電圧印加手段と、

前記信号処理装置に設けられ、前記第1の伝送線が伝送する信号から前記電力の電圧レベルを分離するとともに、前記第2の伝送線が伝送する信号から前記グラウンドの電圧レベルを分離する分離手段と、

前記分離手段が分離した前記電圧レベルをもとに、前記電源手段が発生する電力を制御する電力供給制御手段と、

を備えたことを特徴とする撮像システム。

【請求項2】

前記第 1 電圧印加手段は、前記撮像信号の交流成分に対して、前記電力供給線によって供給される前記電力の電圧レベルを直流成分として印加し、

前記第 2 電圧印加手段は、前記撮像信号の交流成分に対して、前記グランド線によって伝送される前記撮像装置のグランドの電圧レベルを直流成分として印加することを特徴とする請求項 1 に記載の撮像システム。

【請求項 3】

前記第 2 の伝送線の交流成分の信号は、前記第 1 の伝送線の交流成分の反転信号であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の撮像システム。

【請求項 4】

前記撮像装置の情報を記憶する記憶部を備え、

前記電力供給制御手段は、前記記憶部から前記撮像装置の情報を読み出し、該情報に基づいて前記電源手段が発生する電力を制御することを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか一つに記載の撮像システム。

【請求項 5】

前記撮像装置の情報は、該撮像装置で使用する電源電圧情報であることを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか一つに記載の撮像システム。

【請求項 6】

複数の前記電源手段と、

前記複数の電源手段と前記撮像装置とを接続する複数の前記電力供給線と、

一つの前記グランド線と、

を備え、

前記電力供給制御手段は、各電力供給線によって伝送される前記電力の電圧レベルと、前記グランド線によって伝送される前記撮像装置のグランドの電圧レベルとをもとに、前記電源手段が発生する電力を制御することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか一つに記載の撮像システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、例えば、撮像用の複数の画素から光電変換後の電気信号を画像情報として出力可能である撮像システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野においては、患者等の被検体の臓器を観察する際に内視鏡システム（撮像システム）が用いられている。内視鏡システムは、例えば可撓性を有する細長形状をなし、先端に体内画像を撮像する撮像素子が設けられ、被検体の体腔内に挿入される内視鏡と、内視鏡に対して、例えばケーブルによって接続され、撮像素子が撮像した体内画像の画像処理を行う外部装置と、外部装置に接続され、画像処理された体内画像を表示する表示装置とを有する。

【0003】

内視鏡システムを用いて体内画像を取得する際には、被検体の体腔に内視鏡を挿入した後、この内視鏡の先端から体腔内の生体組織に白色光等の照明光を照射し、撮像素子が体内画像を撮像する。挿入部は、撮像素子によって撮像された映像信号に対して A/D 変換等の信号処理を行い、信号処理された映像信号を外部装置側へ出力する。医師等のユーザは、表示装置が表示する体内画像に基づいて被検体の臓器の観察を行う。

【0004】

上述した内視鏡システムにおいては、外部装置から内視鏡の撮像素子などに電源が供給される。また、内視鏡システムでは、内視鏡およびケーブルの径や長さを、体腔の長さに応じて設計する必要がある。内視鏡の外周が細く、長さが長いものとなる。ここで、ケーブルは直流抵抗成分が大きく、ケーブルの長さが長い場合は、電圧降下も大きくなる。

【0005】

10

20

30

40

50

この電圧降下に対し、電力を供給する伝送線に映像信号または音声信号を重畳して伝送線路（ケーブル）における電圧降下を防止する技術が開示されている（例えば、特許文献1，2参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2008-301965号公報

【特許文献2】特開2003-111058号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0007】

しかしながら、電圧降下分を考慮して電力供給が行われると、内視鏡に対して本来供給すべき電源電圧（定格電圧）よりも大きい電圧が供給されることとなる。特に、撮像素子が動作していない状態、または負荷量の小さい動作状態では、定格電圧を大きく超えた電圧が撮像素子に印加され、撮像素子の動作不良を引き起こすおそれがあった。

【0008】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、適切な電力供給を行うことができる撮像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】

【0009】

20

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明にかかる撮像システムは、被写体の体内画像を撮像する撮像装置と、前記撮像装置から出力される撮像信号に対して信号処理を施す信号処理装置とを有する撮像システムにおいて、前記信号処理装置に設けられ、前記撮像装置へ供給する電力を発生する電源手段と、前記電源手段が発生した前記電力を前記撮像装置に供給する電力供給線およびグランド線と、前記撮像信号を前記信号処理装置に伝送する複数の伝送線と、前記撮像装置に設けられ、前記複数の伝送線のうち、第1の伝送線に前記電力供給線によって供給される前記電力の電圧レベルを印加する第1電圧印加手段と、前記撮像装置に設けられ、前記複数の伝送線のうち、前記第1の伝送線と異なる伝送線である第2の伝送線に前記グランド線によって供給されるグランドの電圧レベルを印加する第2電圧印加手段と、前記信号処理装置に設けられ、前記第1の伝送線が伝送する信号から前記電力の電圧レベルを分離するとともに、前記第2の伝送線が伝送する信号から前記グランドの電圧レベルを分離する分離手段と、前記分離手段が分離した前記電圧レベルをもとに、前記電源手段が発生する電力を制御する電力供給制御手段と、を備えたことを特徴とする。

30

【0010】

また、本発明にかかる撮像システムは、上記の発明において、前記第1電圧印加手段は、前記撮像信号の交流成分に対して、前記電力供給線によって供給される前記電力の電圧レベルを直流成分として印加し、前記第2電圧印加手段は、前記撮像信号の交流成分に対して、前記グランド線によって伝送される前記撮像装置のグランドの電圧レベルを直流成分として印加することを特徴とする。

40

【0011】

また、本発明にかかる撮像システムは、上記の発明において、前記第2の伝送線の交流成分の信号は、前記第1の伝送線の交流成分の反転信号であることを特徴とする。

【0012】

また、本発明にかかる撮像システムは、上記の発明において、前記撮像装置の情報を記憶する記憶部を備え、前記電力供給制御手段は、前記記憶部から前記撮像装置の情報を読み出し、該情報に基づいて前記電源手段が発生する電力を制御することを特徴とする。

【0013】

また、本発明にかかる撮像システムは、上記の発明において、前記撮像装置の情報は、該撮像装置で使用する電源電圧情報であることを特徴とする。

50

## 【 0 0 1 4 】

また、本発明にかかる撮像システムは、上記の発明において、複数の前記電源手段と、前記複数の電源手段と前記撮像装置とを接続する複数の前記電力供給線と、一つの前記グラウンド用伝送線と、を備え、前記電力供給制御手段は、各電力供給線によって伝送される前記電力の電圧レベルと、前記グラウンド線によって伝送される前記撮像装置のグラウンドの電圧レベルとをもとに、前記電源手段が発生する電力を制御することを特徴とする。

## 【発明の効果】

## 【 0 0 1 5 】

本発明によれば、信号処理装置から供給される電力の電圧レベルおよびグラウンドの電圧レベルを、画像情報を伝送する複数の伝送線にそれぞれ印加して画像情報とともに信号処理装置に伝送し、信号処理装置側において印加された電圧レベルおよびグラウンドの電圧レベルを画像情報から分離し、分離した電圧レベルをもとに、電源手段の出力電圧を制御するようにしたので、適切な電力供給を行うことができるという効果を奏する。

10

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 1 6 】

【図 1】図 1 は、本発明の実施の形態 1 にかかる内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

【図 2】図 2 は、本発明の実施の形態 2 にかかる内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

【図 3】図 3 は、本発明の実施の形態 3 にかかる内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

20

## 【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 1 7 】

以下の説明では、撮像システムの例として内視鏡システムを説明する。また、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、患者等の被検体の体腔内の画像を撮像して表示する医療用の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、この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。

30

## 【 0 0 1 8 】

## (実施の形態 1)

図 1 は、本発明の実施の形態 1 にかかる内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。図 1 に示すように、内視鏡システム 1 は、被検体の体腔に挿入され、先端に設けられた撮像素子 2 2 によって被写体の体内画像を撮像する内視鏡 2（撮像装置）と、内視鏡 2 が撮像した体内画像（撮像信号）に所定の画像処理を施すとともに、内視鏡 2 に電力を供給して内視鏡システム 1 全体の動作を統括的に制御する制御装置 3（信号処理装置）と、制御装置 3 が画像処理を施した体内画像を表示する表示装置 4 と、を備える。

## 【 0 0 1 9 】

内視鏡 2 と制御装置 3 との間には、電気信号の送受信を行う複数のケーブル 5 a , 5 b , 6 , 7 が束ねられた集合ケーブル 1 0 が接続されている。ケーブル 5 a , 5 b は、撮像素子 2 2 の各画素が出力する画像信号のうち、所定の領域の画素が出力した画像信号をそれぞれ伝送する。また、制御装置 3 において、内視鏡 2 および表示装置 4 の接続は、互いに絶縁された状態が維持されており、特に、表示装置 4 からの電圧が、内視鏡 2 側に伝送されないように構成されている。

40

## 【 0 0 2 0 】

ケーブル 5 a には、撮像素子 2 2 が出力した画像信号を制御装置 3 へ伝送する伝送線 5 1 , 5 2 が挿通される。電気信号の送受信には、2 本の伝送線 5 1 , 5 2（差動信号線）を用いて一つの信号を伝送する方式（差動伝送）が用いられる。差動信号線間の電圧をそれぞれ正（+）および負（-、位相反転）とすることによって、一方の信号に対して他方

50

の信号を反転信号とし、各線にノイズが混入してもキャンセルできるため、シングルエンド信号に比べてノイズに強く、データの高速伝送が可能となる。

【 0 0 2 1 】

また、ケーブル 5 b には、撮像素子 2 2 が出力した画像信号を制御装置 3 へ伝送する伝送線 5 3 , 5 4 が挿通される。電気信号の送受信には、伝送線 5 1 , 5 2 と同様に、2本の伝送線 5 3 , 5 4 (差動信号線)を用いて一つの信号を伝送する方式(差動伝送)が用いられる。

【 0 0 2 2 】

なお、上述した差動伝送は、内視鏡 2 (ケーブル)の長さが長い場合に用いられることが好ましく、この長さが短い場合は、シングルエンド信号を用いるシングルエンド信号伝送であっても適用可能である。

10

【 0 0 2 3 】

ケーブル 6 には、制御装置 3 の電源部 3 0 (電源手段)で発生した電力を内視鏡 2 に供給する電力供給線 6 0 が挿通される。また、ケーブル 7 には、内視鏡 2 および制御装置 3 を接続し、制御装置 3 の電源部 3 0 で発生した電力(グランド)を内視鏡 2 に供給するためのグランド線 7 0 が挿通される。また、制御装置 3 が出力する制御信号を撮像素子 2 2 へ伝送する信号線を含むケーブル(図示せず)が設けられる。

【 0 0 2 4 】

内視鏡 2 は、可撓性を有する細長形状をなし、内視鏡 2 全体の制御を行う制御部 2 0 と、内視鏡 2 を動作させるための各種プログラム、および内視鏡 2 の動作に必要な各種パラメータ等を含むデータを記憶する記憶部 2 1 と、制御装置 3 に接続する側と異なる側の端部に設けられ、外部からの光を光電変換して電気信号を画像情報として出力する撮像素子 2 2 と、電力供給線 6 0 によって供給される電力の電圧レベルをケーブル 5 a の伝送線 5 1 , 5 2 に印加する第 1 印加部 2 3 (第 1 電圧印加手段)と、グランド線 7 0 によって供給されるグランドのグランドレベル(電圧レベル)をケーブル 5 b の伝送線 5 3 , 5 4 に印加する第 2 印加部 2 4 (第 2 電圧印加手段)と、を有する。なお、記憶部 2 1 は、例えばフラッシュメモリや D R A M (Dynamic Random Access Memory)等の半導体メモリを用いて実現される。

20

【 0 0 2 5 】

撮像素子 2 2 は、C C D イメージセンサまたは C M O S イメージセンサからなり、各画素上に被写体の光学像を結像し、この光学像の画像信号を光電変換処理することによって被写体の画像データを撮像する。また、撮像素子 2 2 は、光電変換された電気信号に対してノイズ除去や A / D 変換を行う。

30

【 0 0 2 6 】

第 1 印加部 2 3 は、電力供給線 6 0 によって供給される電力の電圧レベルを伝送線 5 1 に印加する電圧印加部 2 3 a と、電力供給線 6 0 によって供給される電力の電圧レベルを伝送線 5 2 に印加する電圧印加部 2 3 b と、を有する。また、第 2 印加部 2 4 は、グランド線 7 0 によって供給されるグランドのグランドレベルを伝送線 5 3 に印加する電圧印加部 2 4 a と、グランド線 7 0 によって供給されるグランドのグランドレベルを伝送線 5 4 に印加する電圧印加部 2 4 b と、を有する。

40

【 0 0 2 7 】

ここで、撮像素子 2 2 が伝送線 5 1 , 5 2 に出力する電気信号は交流成分となり、第 1 印加部 2 3 および第 2 印加部 2 4 が印加する電圧レベルおよびグランドレベルは直流成分となる。また、各ケーブル 5 a , 5 b の伝送線には、クロックが重畳されている。

【 0 0 2 8 】

制御装置 3 は、内視鏡 2 に電源供給を行う電源部 3 0 と、内視鏡 2 から出力される画像情報に対して、画像処理を施す画像処理部 3 1 と、伝送線 5 1 , 5 2 が伝送する信号から交流成分と直流成分とを分離して、電気信号と電圧レベルとを分離する第 1 分離部 3 2 と、伝送線 5 3 , 5 4 が伝送する信号から交流成分と直流成分とを分離して、電気信号とグランドレベルとを分離する第 2 分離部 3 3 と、第 1 分離部 3 2 および第 2 分離部 3 3 によ

50

って分離された電圧レベルおよびグランドレベルを比較する電圧比較部 3 4 と、電圧比較部 3 4 による比較結果をもとに、電源部 3 0 の出力電圧（電力）を調整する電圧制御部 3 5 と、を備える。

【 0 0 2 9 】

電源部 3 0 は、内部電源 V 1 の整流などを行って内視鏡 2 に対して供給する電力を発生する。電源部 3 0 は、例えば L D O (Low DropOut) や、D C - D C コンバータなどによって実現される。

【 0 0 3 0 】

画像処理部 3 1 は、内視鏡 2（撮像素子 2 2）から出力された平行形態の画像信号をもとに、表示装置 4 が表示する体内画像を生成する。画像処理部 3 1 は、例えば同時化処理、ホワイトバランス（W B）調整処理、ゲイン調整処理、補正処理、D / A 変換処理、フォーマット変更処理などを行う。

10

【 0 0 3 1 】

同時化処理では、画素情報として入力された画像信号を、画素ごとに設けられた 3 つのメモリ（図示せず）に入力し、撮像素子 2 2 の各画素のアドレスに対応させて、各メモリの値を順次更新しながら保持するとともに、これら 3 つのメモリの画像信号を R G B 画像信号として同時化する。

【 0 0 3 2 】

ホワイトバランス調整処理では、R G B 画像信号のホワイトバランスを自動的に調整する。具体的には、ホワイトバランス調整処理は、R G B 画像信号に含まれる色温度に基づいて、R G B 画像信号のホワイトバランスを自動的に調整する。

20

【 0 0 3 3 】

ゲイン調整処理では、R G B 画像信号のゲイン調整を行う。補正処理では、表示装置 4 に対応させて R G B 画像信号の階調補正（補正）を行う。D / A 変換処理では、階調補正後の R G B 画像信号をアナログ信号に変換する。フォーマット変更処理では、アナログ信号に変換された画像信号をハイビジョン方式等の動画用のファイルフォーマットに変更して表示装置 4 に出力する。

【 0 0 3 4 】

第 1 分離部 3 2 は、伝送線 5 1 によって伝送される信号から画像情報を含む電気信号（交流成分）と電圧レベル（直流成分）とを分離する分離部 3 2 a と、伝送線 5 2 によって伝送される信号から画像情報を含む電気信号と電圧レベルとを分離する分離部 3 2 b と、を有する。また、第 2 分離部 3 3 は、伝送線 5 3 によって伝送される信号から画像情報を含む電気信号とグランドレベル（直流成分）とを分離する分離部 3 3 a と、伝送線 5 4 によって伝送される信号から画像情報を含む電気信号とグランドレベルとを分離する分離部 3 3 b と、を有する。

30

【 0 0 3 5 】

また、制御装置 3 では、撮像素子 2 2 を駆動するための駆動用のタイミング信号（水平同期信号および垂直同期信号）を生成し、所定の信号線を介して撮像素子 2 2 へ送信する。このタイミング信号は、読み出し対象の画素のアドレス情報を含む。また、制御装置 3 では、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、内視鏡システム 1 の各構成部に対して生成した基準クロック信号を供給する。

40

【 0 0 3 6 】

その他、制御装置 3 には、フロントパネルやキーボードを用いて設定されるフリーズ、リリース、各種画像調整（強調、電子拡大、色調など）等、内視鏡システム 1 の動作を指示する動作指示信号の入力を受け付ける入力部や、フラッシュメモリや D R A M (Dynamic Random Access Memory) 等の半導体メモリを用いて実現され、内視鏡システム 1 を動作させるための各種プログラム、および内視鏡システム 1 の動作に必要な各種パラメータ等を含むデータを記憶する記憶部が設けられていてもよい。

【 0 0 3 7 】

表示装置 4 は、映像ケーブルを介して制御装置 3 が生成した体内画像を制御装置 3 から

50

受信して表示する機能を有する。表示装置 4 は、液晶または有機 E L (Electro Luminescence) 等を用いて構成される。

【 0 0 3 8 】

ここで、ケーブル 5 a , 5 b が、撮像素子 2 2 の各画素が出力する画像信号を、内視鏡 2 から制御装置 3 側へそれぞれ伝送する際、伝送線 5 1 , 5 2 には第 1 印加部 2 3 によって電圧レベルが印加された状態で画像信号が伝送される。また、各伝送線 5 3 , 5 4 には第 2 印加部 2 4 によってグラウンドレベルが印加された状態で画像信号が伝送される。

【 0 0 3 9 】

制御装置 3 側では、ケーブル 5 a , 5 b によって信号が伝送されると、第 1 分離部 3 2 によって電圧レベルを分離し、第 2 分離部 3 3 によってグラウンドレベルを分離する。

10

【 0 0 4 0 】

第 1 分離部 3 2 および第 2 分離部 3 3 によって分離された電圧レベルおよびグラウンドレベルは、電圧比較部 3 4 に出力される。電圧比較部 3 4 は、制御装置 3 から内視鏡 2 に伝送された電圧レベルである電圧レベルとグラウンドレベルとを比較して、この比較結果を電圧制御部 3 5 に出力する。電圧制御部 3 5 は、電圧比較部 3 4 による比較結果をもとに、電源部 3 0 の出力電圧を調整する。

【 0 0 4 1 】

このとき、電圧制御部 3 5 は、例えば、電圧レベルとグラウンドレベルとの比較結果をもとに、記憶部 2 1 を参照して、設定されている撮像素子 2 2 の定格電圧 (電源電圧情報) に対して所定の範囲内の電圧 (電力) が、電源部 3 0 から撮像素子 2 2 側に供給されているか否かを判断する。比較結果が、定格電圧に対して所定の範囲を超えている場合、電圧制御部 3 5 は、電源部 3 0 の出力電圧 (電力) を低下させる。一方で、比較結果が、定格電圧に対して所定の範囲を下回っている場合、電圧制御部 3 5 は、電源部 3 0 の出力電圧 (電力) を増大させる。

20

【 0 0 4 2 】

なお、第 1 印加部 2 3、第 2 印加部 2 4、第 1 分離部 3 2 および第 2 分離部 3 3 は、例えばコイル、ローパスフィルタ、コモンモードフィルタを用いて実現される。ここで、各伝送線には、交流成分である画像情報としての電気信号に対し、直流成分である電圧レベルが印加されるものであり、帯域が異なるため、同一の伝送線によって伝送した場合であっても印加、分離が可能である。

30

【 0 0 4 3 】

以上説明した本実施の形態 1 によれば、制御装置 3 から供給される電力の電圧レベルおよびグラウンドのグラウンドレベルを、画像情報を伝送する伝送線 5 1 ~ 5 4 にそれぞれ印加して画像情報とともに制御装置 3 に伝送し、制御装置 3 側において伝送信号から印加された電圧レベルおよびグラウンドレベルを画像情報から分離し、分離した供給電力の電圧レベルおよびグラウンドレベルをもとに、電源部 3 0 の出力電圧を制御するようにしたので、適切な電力供給を行うことができる。

【 0 0 4 4 】

また、上述した実施の形態 1 では、内視鏡 2 における電圧レベルおよびグラウンドレベルをもとに、電源部 3 0 の出力電圧を制御するようにしたので、内視鏡 2 と制御装置 3 とのグラウンドレベルが異なる場合であっても、内視鏡 2 における電力の供給状態を一段と確実に確認することが可能となる。

40

【 0 0 4 5 】

なお、上述した実施の形態 1 では、ケーブル 5 a , 5 b において、設定された領域の画素から出力された画像情報を伝送するものであって、各伝送線にクロックが重畳されるものとして説明したが、例えば、いずれかの伝送線にクロックを重畳するものであってもよいし、ケーブル 5 a によって画像情報を伝送し、ケーブル 5 b によってクロックを伝送するものであってもよい。

【 0 0 4 6 】

(実施の形態 2)

50

図2は、本発明の実施の形態2にかかる内視鏡システム1aの概略構成を示すブロック図である。なお、上述した内視鏡システム1にかかる構成と同一の箇所には、同一の符号が付してある。上述した実施の形態1では、複数のケーブル5a, 5bによって信号を送り、各ケーブル(伝送線)に電圧レベルおよびグランドレベルを印加するものとして説明したが、本実施の形態2では、一つのケーブル5cによって信号を送る。

【0047】

図2に示すように、内視鏡システム1aは、被検体の体腔に挿入され、先端に設けられた撮像素子22aによって被写体の体内画像を撮像する内視鏡2a(撮像装置)と、内視鏡2aが撮像した体内画像(撮像信号)に所定の画像処理を施すとともに、内視鏡2aに電力を供給して内視鏡システム1a全体の動作を統括的に制御する制御装置3a(信号処理装置)と、制御装置3aが画像処理を施した体内画像を表示する表示装置4と、を備える。

10

【0048】

内視鏡2aと制御装置3aとの間には、電気信号の送受信を行う複数のケーブル5c, 6, 7が束ねられた集合ケーブル10aが接続されている。ケーブル5cは、撮像素子22aの各画素が出力する画像信号を送る。また、制御装置3aが出力する制御信号を撮像素子22aへ送る信号線を含むケーブル(図示せず)も設けられる。

【0049】

ケーブル5cには、撮像素子22aが出力した画像信号を制御装置3aへ送る伝送線55, 56が挿通される。電気信号の送受信には、上述した実施の形態1と同様、2本の伝送線55, 56(差動信号線)を用いて一つの信号を送る方式(差動伝送)が用いられる。差動信号線間の電圧をそれぞれ正(+ )および負(-、位相反転)とすることによって、各線にノイズが混入してもキャンセルできるため、シングルエンド信号に比べてノイズに強く、データの高速伝送が可能となる。

20

【0050】

内視鏡2aは、可撓性を有する細長形状をなし、内視鏡2a全体の制御を行う制御部20aと、内視鏡2aを動作させるための各種プログラム、および内視鏡2aの動作に必要な各種パラメータ等を含むデータを記憶する記憶部21aと、制御装置3aに接続する側と異なる側の端部に設けられ、外部からの光を光電変換して電気信号を画像情報として出力する撮像素子22aと、電力供給線60によって供給される電力の電圧レベル、およびグランド線70によって供給されるグランドのグランドレベルをケーブル5cの伝送線55, 56にそれぞれ印加する印加部25と、を有する。

30

【0051】

撮像素子22aは、CCDイメージセンサまたはCMOSイメージセンサからなり、各画素上に被写体の光学像を結像し、この光学像の画像信号を光電変換処理することによって被写体の画像データを撮像する。また、撮像素子22aは、光電変換された電気信号に対してノイズ除去やA/D変換を行う。

【0052】

印加部25は、電力供給線60によって供給される電圧の電圧レベルを伝送線55に印加する電圧印加部25a(第1電圧印加手段)と、グランド線70によって供給されるグランドのグランドレベルを伝送線56に印加する電圧印加部25b(第2電圧印加手段)と、を有する。

40

【0053】

ここで、撮像素子22aが伝送線55, 56に出力する電気信号は交流成分となり、電圧印加部25aおよび電圧印加部25bが印加する電圧レベルおよびグランドレベルは直流成分となる。また、ケーブル5cの信号線には、クロックが重畳されている。

【0054】

制御装置3aは、内視鏡2aに電力供給を行う電源部30と、内視鏡2aから出力される画像情報に対して、画像処理を施す画像処理部31aと、伝送線55, 56が送る信号から交流成分と直流成分とを分離して、電気信号および電圧レベル、もしくは電気信

50

号およびグラウンドレベルを分離する分離部 3 6 と、分離部 3 6 によって分離された電圧レベルおよびグラウンドレベルを比較する電圧比較部 3 4 と、電圧比較部 3 4 による比較結果をもとに、電源部 3 0 の出力電圧（電力）を調整する電圧制御部 3 5 と、を備える。

【 0 0 5 5 】

画像処理部 3 1 a は、内視鏡 2 a（撮像素子 2 2 a）から出力された平行形態の画像信号をもとに、表示装置 4 が表示する体内画像を生成する。画像処理部 3 1 a は、上述した実施の形態 1 と同様に、例えば同時化处理、ホワイトバランス（WB）調整処理、ゲイン調整処理、補正処理、D/A変換処理、フォーマット変更処理などを行う。

【 0 0 5 6 】

分離部 3 6 は、伝送線 5 5 によって伝送される信号から画像情報を含む電気信号（交流成分）と電圧レベル（直流成分）とを分離する第 1 分離部 3 6 a と、伝送線 5 6 によって伝送される信号から画像情報を含む電気信号とグラウンドレベル（直流成分）とを分離する第 2 分離部 3 6 b と、を有する。

10

【 0 0 5 7 】

ここで、ケーブル 5 c が、撮像素子 2 2 a の各画素が出力する画像信号を、内視鏡 2 a から制御装置 3 a 側へそれぞれ伝送する際、伝送線 5 5 には電圧印加部 2 5 a によって電圧レベルが印加された状態で伝送される。また、伝送線 5 6 には電圧印加部 2 5 b によってグラウンドレベルが印加された状態で画像信号が伝送される。

【 0 0 5 8 】

制御装置 3 a 側では、ケーブル 5 c によって信号が伝送されると、第 1 分離部 3 6 a によって電圧レベルを分離し、第 2 分離部 3 6 b によってグラウンドレベルを分離する。

20

【 0 0 5 9 】

第 1 分離部 3 6 a および第 2 分離部 3 6 b によって分離された電圧レベルおよびグラウンドレベルは、電圧比較部 3 4 に出力される。電圧比較部 3 4 は、取得した電圧信号をもとに、内視鏡 2 a に伝送された電圧レベルとグラウンドレベルとを比較して、この比較結果を電圧制御部 3 5 に出力する。電圧制御部 3 5 は、電圧比較部 3 4 による比較結果をもとに、電源部 3 0 の出力電圧を調整する。

【 0 0 6 0 】

このとき、電圧制御部 3 5 は、例えば、電圧レベルとグラウンドレベルとの比較結果をもとに、記憶部 2 1 a を参照して、設定されている撮像素子 2 2 a の定格電圧（電源電圧情報）に対して所定の範囲内の電圧（電力）が、電源部 3 0 から撮像素子 2 2 a 側に供給されているか否かを判断する。比較結果が、定格電圧に対して所定の範囲を超えている場合、電圧制御部 3 5 は、電源部 3 0 の出力電圧（電力）を低下させる。一方で、比較結果が、定格電圧に対して所定の範囲を下回っている場合、電圧制御部 3 5 は、電源部 3 0 の出力電圧（電力）を増大させる。

30

【 0 0 6 1 】

なお、印加部 2 5 および分離部 3 6 は、例えばコイル、ローパスフィルタ、共通モードフィルタを用いて実現される。ここで、各伝送線には、交流成分である画像情報としての電気信号に対し、直流成分である電圧レベルが印加されるものであり、帯域が異なるため、同一の伝送線によって伝送した場合であっても印加、分離が可能である。

40

【 0 0 6 2 】

以上説明した本実施の形態 2 によれば、制御装置 3 a から供給される電力の電圧レベルおよびグラウンドのグラウンドレベルを、画像情報を伝送する伝送線 5 5 , 5 6 にそれぞれ印加して画像情報とともに制御装置 3 a に伝送し、制御装置 3 a 側において印加された電圧レベルおよびグラウンドレベルを画像情報から分離し、分離した供給電力の電圧レベルおよびグラウンドレベルをもとに、電源部 3 0 の出力電圧を制御するようにしたので、適切な電力供給を行うことができる。

【 0 0 6 3 】

また、上述した実施の形態 2 では、内視鏡 2 a における電圧レベルおよびグラウンドレベルをもとに、電源部 3 0 の出力電圧を制御するようにしたので、内視鏡 2 a と制御装置 3

50

aとのグラウンドレベルが異なる場合であっても、内視鏡2 aにおける電力の供給状態を一段と確実に確認することが可能となる。

【0064】

また、上述した実施の形態2では、内視鏡2 aと制御装置3 aとの間において、一つのケーブル5 cによって信号を伝送するようにしたので、集合ケーブル10 aの細径化を行うことが可能となる。

【0065】

(実施の形態3)

図3は、本発明の実施の形態3にかかる内視鏡システム1 bの概略構成を示すブロック図である。なお、上述した内視鏡システム1, 1 aにかかる構成と同一の箇所には、同一の符号が付してある。上述した実施の形態2では、一つのケーブル5 c(伝送線5 5, 5 6)によって映像信号を伝送し、各伝送線に電圧レベルおよびグラウンドレベルをそれぞれ印加するものとして説明したが、本実施の形態3では、複数のケーブル5 c, 5 dによって信号を伝送するとともに、撮像素子2 2 bに対して複数の電力供給線によって電力供給が行われる。

10

【0066】

図3に示すように、内視鏡システム1 bは、被検体の体腔に挿入され、先端に設けられた撮像素子2 2 bによって被写体の体内画像を撮像する内視鏡2 b(撮像装置)と、内視鏡2 bが撮像した体内画像(撮像信号)に所定の画像処理を施すとともに、内視鏡2 bに電力を供給して内視鏡システム1 b全体の動作を統括的に制御する制御装置3 b(信号処理装置)と、制御装置3 bが画像処理を施した体内画像を表示する表示装置4と、を備える。

20

【0067】

内視鏡2 bと制御装置3 bの間には、電気信号の送受信を行う複数のケーブル5 c, 5 d, 6, 6 a, 6 b, 7が束ねられた集合ケーブル10 bが接続されている。ケーブル5 c, 5 dは、撮像素子2 2 bの各画素が出力する画像信号のうち、所定の領域の画素が出力した画像信号をそれぞれ伝送する。また、制御装置3 bが出力する制御信号を撮像素子2 2 bへ伝送する信号線を含むケーブル(図示せず)も設けられる。

【0068】

ケーブル5 cには、上述したように、撮像素子2 2 bの各画素が出力する画像信号のうち、所定の領域の画素が出力した画像信号を制御装置3 bへ伝送する伝送線5 5, 5 6が挿通される。また、ケーブル5 dには、撮像素子2 2 bの各画素が出力する画像信号のうち、ケーブル5 cで設定された領域と異なる領域の画素が出力した画像信号を伝送する伝送線5 7, 5 8が挿通される。電気信号の送受信には、上述した実施の形態1と同様、2本の伝送線を用いて一つの信号を伝送する方式(差動伝送)が用いられる。差動信号線間の電圧をそれぞれ正(+ )および負(-、位相反転)とすることによって、各線にノイズが混入してもキャンセルできるため、シングルエンド信号に比べてノイズに強く、データ的高速伝送が可能となる。

30

【0069】

なお、ケーブル5 cおよびケーブル5 dのうちいずれかが、内視鏡2 bから制御装置3 bへ制御信号などの信号を伝送するものであってもよい。

40

【0070】

ケーブル6には、制御装置3 bの電源部3 0で発生した電力を内視鏡2 bに供給する電力供給線6 0が挿通される。また、ケーブル6 a, 6 bには、制御装置3 bの電源部3 0 a, 3 0 bで発生した電力を内視鏡2 bに供給する電力供給線6 1, 6 2がそれぞれ挿通される。これにより、撮像素子2 2 bは、複数の電源部3 0, 3 0 a, 3 0 bでそれぞれ発生した互いに異なる電力が供給される。なお、電源部3 0 a, 3 0 bは、電源部3 0と同様に、内部電源V 2, V 3の整流などを行って内視鏡2に対して供給する電力を発生する。また、電源部3 0 a, 3 0 bは、電源部3 0と同様、例えばL D O(Low DropOut)や、D C - D Cコンバータなどによって実現される。

50

## 【 0 0 7 1 】

内視鏡 2 b は、可撓性を有する細長形状をなし、内視鏡 2 b 全体の制御を行う制御部 2 0 b と、内視鏡 2 b を動作させるための各種プログラム、および内視鏡 2 b の動作に必要な各種パラメータ等を含むデータを記憶する記憶部 2 1 b と、制御装置 3 b に接続する側と異なる側の端部に設けられ、外部からの光を光電変換して電気信号を画像情報として出力する撮像素子 2 2 b と、電力供給線 6 0 によって供給される電力の電圧レベル、およびグラウンド線 7 0 によって供給されるグラウンドのグラウンドレベルをケーブル 5 c の伝送線 5 5 , 5 6 にそれぞれ印加する印加部 2 5 と、電力供給線 6 1 によって供給される電力の電圧レベルをケーブル 5 d の伝送線 5 7 に印加する電圧印加部 2 6 ( 第 1 電圧印加手段 ) と、電力供給線 6 2 によって供給される電力の電圧レベルをケーブル 5 d の伝送線 5 8 に印加する電圧印加部 2 7 ( 第 1 電圧印加手段 ) と、を有する。

10

## 【 0 0 7 2 】

撮像素子 2 2 b は、CCD イメージセンサまたは CMOS イメージセンサからなり、各画素上に被写体の光学像を結像し、この光学像の画像信号を光電変換処理することによって被写体の画像データを撮像する。また、撮像素子 2 2 b は、光電変換された電気信号に対してノイズ除去や A / D 変換を行う。

## 【 0 0 7 3 】

印加部 2 5 は、電力供給線 6 0 によって供給される電力の電圧レベルを伝送線 5 5 に印加する電圧印加部 2 5 a と、グラウンド線 7 0 によって供給されるグラウンドのグラウンドレベルを伝送線 5 6 に印加する電圧印加部 2 5 b と、を有する。

20

## 【 0 0 7 4 】

ここで、撮像素子 2 2 b が伝送線 5 5 ~ 5 8 に出力する電気信号は交流成分となり、電圧印加部 2 5 a , 2 5 b , 2 6 , 2 7 が印加する電圧レベルおよびグラウンドレベルは直流成分となる。また、ケーブル 5 c , 5 d の信号線のうちいずれかには、クロックが重畳されている。

## 【 0 0 7 5 】

制御装置 3 b は、内視鏡 2 b ( 撮像素子 2 2 b ) に電力供給を行う複数の電源部 3 0 , 3 0 a , 3 0 b と、内視鏡 2 b から出力される画像情報に対して、画像処理を施す画像処理部 3 1 b と、伝送線 5 5 , 5 6 が伝送する信号から交流成分と直流成分とを分離して、電気信号および電圧レベル、もしくは電気信号およびグラウンドレベルを分離する分離部 3 6 と、伝送線 5 7 , 5 8 が伝送する信号から交流成分と直流成分とを分離して、電気信号および電圧レベルを分離する分離部 3 7 と、分離部 3 6 , 3 7 によって分離された電圧レベルおよびグラウンドレベルをそれぞれ比較する電圧比較部 3 4 , 3 4 a , 3 4 b と、電圧比較部 3 4 による比較結果をもとに、電源部 3 0 , 3 0 a , 3 0 b の出力電圧をそれぞれ調整する電圧制御部 3 5 , 3 5 a , 3 5 b と、を備える。なお、電源部 3 0 a , 3 0 b は、上述した電源部 3 0 と同様の構成を有する。

30

## 【 0 0 7 6 】

画像処理部 3 1 b は、内視鏡 2 b ( 撮像素子 2 2 b ) から出力された平行形態の画像信号をもとに、表示装置 4 が表示する体内画像を生成する。画像処理部 3 1 b は、上述した実施の形態 1 と同様に、例えば同時化处理、ホワイトバランス ( WB ) 調整処理、ゲイン調整処理、補正処理、D / A 変換処理、フォーマット変更処理などを行う。

40

## 【 0 0 7 7 】

分離部 3 7 は、伝送線 5 7 によって伝送される信号から画像情報を含む電気信号 ( 交流成分 ) と電圧レベル ( 直流成分 ) とを分離する第 1 分離部 3 7 a と、伝送線 5 8 によって伝送される信号から画像情報を含む電気信号と電圧レベルとを分離する第 2 分離部 3 7 b と、を有する。

## 【 0 0 7 8 】

ここで、ケーブル 5 c , 5 d が、撮像素子 2 2 b の各画素が出力する画像信号を、内視鏡 2 b から制御装置 3 b 側へそれぞれ伝送する際、伝送線 5 5 には電圧印加部 2 5 a によって電圧レベルが印加された状態で伝送される。また、伝送線 5 6 には電圧印加部 2 5 b

50

によってグラウンドレベルが印加された状態で画像信号が伝送される。また、伝送線 5 7 には電圧印加部 2 6 によって電圧レベルが印加された状態で画像信号が伝送される。また、伝送線 5 8 には電圧印加部 2 7 によって電圧レベルが印加された状態で画像信号が伝送される。

【 0 0 7 9 】

制御装置 3 b 側では、ケーブル 5 c , 5 d によって信号が伝送されると、第 1 分離部 3 6 a および分離部 3 7 によって電圧レベルを分離し、第 2 分離部 3 6 b によってグラウンドレベルを分離する。

【 0 0 8 0 】

第 1 分離部 3 6 a、第 2 分離部 3 6 b および分離部 3 7 によって分離された電圧レベル およびグラウンドレベルは、電圧比較部 3 4 , 3 4 a , 3 4 b に出力される。ここで、電圧比較部 3 4 には、第 1 分離部 3 6 a によって分離された電圧レベルと、第 2 分離部 3 6 b によって分離されたグラウンドレベルとが入力される。電圧比較部 3 4 a には、第 1 分離部 3 7 a によって分離された電圧レベルと、第 2 分離部 3 6 b によって分離されたグラウンドレベルとが入力される。電圧比較部 3 4 b には、第 2 分離部 3 7 b によって分離された電圧レベルと、第 2 分離部 3 6 b によって分離されたグラウンドレベルとが入力される。このように、電圧比較部 3 4 , 3 4 a , 3 4 b には、伝送線 5 6 によって供給されるグラウンドレベルがそれぞれ入力される。

【 0 0 8 1 】

電圧比較部 3 4 , 3 4 a , 3 4 b は、取得した電圧信号をもとに、内視鏡 2 b に伝送された電圧レベルとグラウンドレベルとを比較して、この比較結果を電圧制御部 3 5 , 3 5 a , 3 5 b にそれぞれ出力する。電圧制御部 3 5 , 3 5 a , 3 5 b は、電圧比較部 3 4 , 3 4 a , 3 4 b による各比較結果をもとに、電源部 3 0 , 3 0 a , 3 0 b の出力電圧をそれぞれ調整する。

【 0 0 8 2 】

このとき、電圧制御部 3 5 , 3 5 a , 3 5 b は、例えば、電圧レベルとグラウンドレベルとの比較結果をもとに、記憶部 2 1 b を参照して、設定されている撮像素子 2 2 b の定格電圧に対して所定の範囲内の電圧（電力）が、電源部 3 0 , 3 0 a , 3 0 b から撮像素子 2 2 b 側に伝送されているか否かを判断する。比較結果が、定格電圧に対して所定の範囲を超えている場合、電圧制御部 3 5 , 3 5 a , 3 5 b は、電源部 3 0 , 3 0 a , 3 0 b のうち少なくとも一つの出力電圧（電力）を低下させる。一方で、比較結果が、定格電圧に対して所定の範囲を下回っている場合、電圧制御部 3 5 , 3 5 a , 3 5 b は、電源部 3 0 , 3 0 a , 3 0 b のうち少なくとも一つの出力電圧（電力）を増大させる。

【 0 0 8 3 】

なお、電圧制御部 3 5 , 3 5 a , 3 5 b の動作を制御する電圧統括制御部を設けて、各電圧制御部 3 5 , 3 5 a , 3 5 b を介して電源部 3 0 , 3 0 a , 3 0 b を一括制御するものであってもよい。

【 0 0 8 4 】

なお、電圧印加部 2 5 ~ 2 7、分離部 3 6 , 3 7 は、例えばコイル、ローパスフィルタ、コモンモードフィルタを用いて実現される。ここで、各伝送線には、交流成分である画像情報としての電気信号に対し、直流成分である電圧レベルが印加されるものであり、帯域が異なるため、同一の伝送線によって伝送した場合であっても印加、分離が可能である。

【 0 0 8 5 】

以上説明した本実施の形態 3 によれば、制御装置 3 b から供給される電力の電圧レベル およびグラウンドのグラウンドレベルを、画像情報を伝送する伝送線 5 5 ~ 5 8 にそれぞれ印加して画像情報とともに制御装置 3 b に伝送し、制御装置 3 b 側において印加された電圧レベルおよびグラウンドレベルを画像情報から分離し、分離した供給電力の電圧レベルおよびグラウンドレベルをもとに、電源部 3 0 , 3 0 a , 3 0 b の出力電圧をそれぞれ制御するようにしたので、適切な電力供給を行うことができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 6 】

また、上述した実施の形態 3 では、電圧比較部 3 4 , 3 4 a , 3 4 b が、内視鏡 2 b におけるグラウンドレベルを共通のレベル（同一のグラウンドレベル）で各電圧レベルと比較するようにしたので、グラウンドレベルに対する電源電圧の制御を一定なものとするのが可能となる。

## 【 0 0 8 7 】

なお、上述した実施の形態 1 ~ 3 にかかる内視鏡システムにおいては、撮像素子の撮像視野を照明する照明機構や、処置具を挿通可能な処置具チャンネルなどが設けられていてもよい。上述した構成のほか、内視鏡システムとして取り得る構成を適宜配設することが可能である。

10

## 【 0 0 8 8 】

また、上述した実施の形態 1 ~ 3 にかかる内視鏡システムにおいては、グラウンドレベルを取得して電力制御を行うものとして説明したが、グラウンドレベルを用いずに、電源電圧の電圧レベル（コモンモード電圧レベル）をもとに電力制御を行うものであってもよい。

## 【 0 0 8 9 】

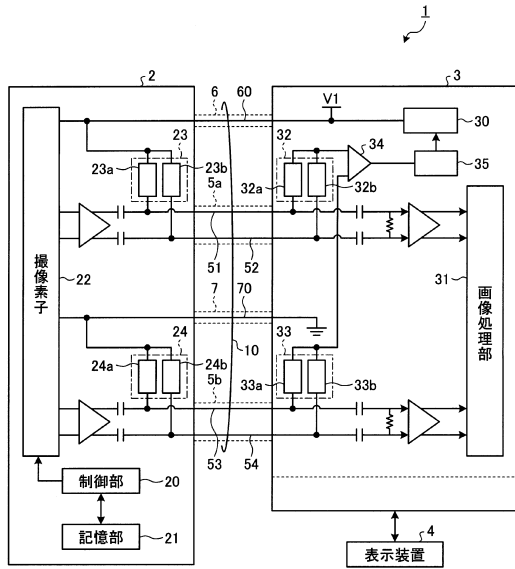
以上のように、本発明にかかる内視鏡システム（撮像システム）は、適切な電力供給を行うのに有用である。

## 【 符号の説明 】

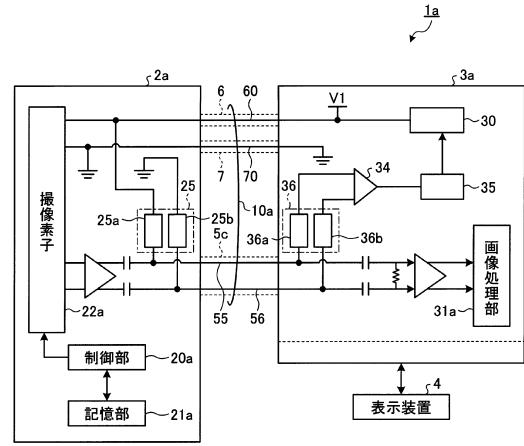
## 【 0 0 9 0 】

1 , 1 a , 1 b	内視鏡システム	20
2 , 2 a , 2 b	内視鏡	
3 , 3 a , 3 b	制御装置	
4	表示装置	
5 a , 5 b , 5 c , 5 d , 6 , 6 a , 6 b , 7	ケーブル	
1 0 , 1 0 a , 1 0 b	集合ケーブル	
2 1 , 2 1 a , 2 1 b	記憶部	
2 2 , 2 2 a , 2 2 b	撮像素子	
2 3	第 1 印加部	
2 3 a , 2 3 b , 2 4 a , 2 4 b , 2 5 a , 2 5 b , 2 6 , 2 7	電圧印加部	
2 4	第 2 印加部	30
2 5	印加部	
3 0 , 3 0 a , 3 0 b	電源部	
3 1 , 3 1 a , 3 1 b	画像処理部	
3 2 , 3 6 a	第 1 分離部	
3 2 a , 3 2 b , 3 3 a , 3 3 b , 3 6	分離部	
3 3 , 3 6 b	第 2 分離部	
3 4 , 3 4 a , 3 4 b	電圧比較部	
3 5 , 3 5 a , 3 5 b	電圧制御部	
5 1 ~ 5 8	伝送線	
6 0 ~ 6 2	電力供給線	40
7 0	グラウンド線	

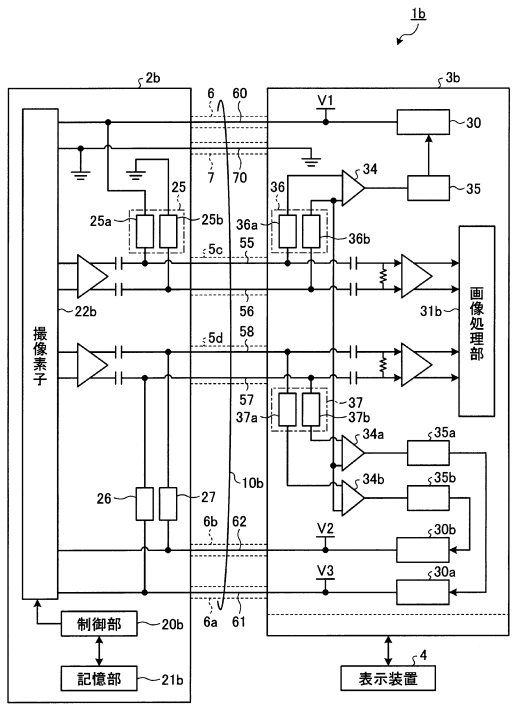
【図 1】



【図 2】



【図 3】



---

フロントページの続き

審査官 増淵 俊仁

- (56)参考文献 特開2002-369072(JP,A)  
特開2008-301965(JP,A)  
特開2009-011676(JP,A)  
特開2004-049249(JP,A)  
米国特許出願公開第2004/0070668(US,A1)  
特開昭59-088135(JP,A)  
特開2011-206333(JP,A)  
特開2009-189529(JP,A)  
特開2007-209570(JP,A)  
特開2011-152225(JP,A)  
国際公開第2012/008259(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32  
G02B 23/24 - 23/26  
H04N 5/222 - 5/257