

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-118937

(P2013-118937A)

(43) 公開日 平成25年6月17日(2013.6.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2011-267862 (P2011-267862)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成23年12月7日 (2011. 12. 7)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	100083116
			弁理士 松浦 憲三
		(72) 発明者	大田 恭義
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	細野 康幸
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	尾崎 多可雄
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

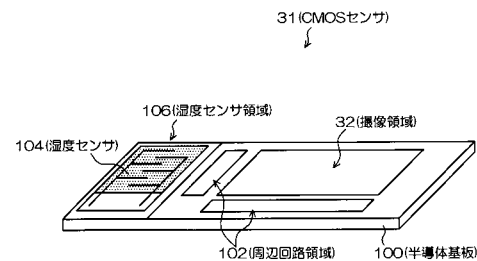
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡及びその製造方法並びに電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】内視鏡挿入部の先端を太径化することなく、内視鏡挿入部の先端に水分が侵入したか否かを早期に検出できるようにする。

【解決手段】被検体内に挿入される挿入部16の先端に設けられ、被検体内を撮像するCMOSセンサ31と、CMOSセンサ31を取り巻く雰囲気湿度を検出する湿度センサ104と、を備える電子内視鏡12であって、CMOSセンサ31と湿度センサ104は同一の半導体基板上100に一体的に設けられている。また、CMOSセンサ31と湿度センサ104は同一のCMOSプロセスによって形成されたものであることが好ましい。

【選択図】図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に挿入される挿入部の先端に設けられ、前記被検体内を撮像するＣＭＯＳ型のイメージセンサと、

前記イメージセンサを取り巻く雰囲気湿度を検出する湿度センサと、を備え、

前記イメージセンサと前記湿度センサは、同一の半導体基板上に一体的に設けられたものである電子内視鏡。

【請求項 2】

前記イメージセンサと前記湿度センサは、同一のＣＭＯＳプロセスによって前記半導体基板上に形成されたものである請求項 2 に記載の電子内視鏡。

10

【請求項 3】

前記半導体基板には、前記イメージセンサを取り巻く雰囲気湿度に応じて前記湿度センサの出力周波数を変化させる回路が設けられている請求項 1 又は 2 に記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

被検体内に挿入される挿入部の先端に設けられ、前記被検体内を撮像するＣＭＯＳ型のイメージセンサと、

前記イメージセンサを取り巻く雰囲気湿度を検出する湿度センサと、を備えた電子内視鏡の製造方法であって、

同一のＣＭＯＳプロセスによって、前記イメージセンサと前記湿度センサを同一の半導体基板上に一体的に形成する工程を含む電子内視鏡の製造方法。

20

【請求項 5】

前記イメージセンサと前記湿度センサを同一の半導体基板上に一体的に形成する際、前記イメージセンサを取り巻く雰囲気湿度に応じて前記湿度センサの出力周波数を変化させる回路を前記半導体基板上に形成する工程を含む請求項 4 に記載の電子内視鏡の製造方法。

【請求項 6】

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡と、

前記湿度センサによって検出された湿度が規定値以下であるか否かを判定する判定手段と、

30

を備える電子内視鏡システム。

【請求項 7】

前記イメージセンサ及び前記湿度センサにそれぞれ供給される電源電圧を制御する電源制御手段を備え、

前記電源制御手段は、前記判定手段によって前記湿度が前記規定値以下であると判定されるまで前記湿度センサのみに電源電圧を供給し、前記湿度が前記規定値以下であると判定された後、前記イメージセンサに対して電源電圧を供給する請求項 6 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 8】

前記判定手段によって前記湿度が前記規定値以下であると判定されるまで、前記電子内視鏡の内部の乾燥を行う乾燥手段を備える請求項 6 又は 7 に記載の電子内視鏡システム。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検者の体内に挿入される挿入部の先端にＣＭＯＳ型のイメージセンサを備えた電子内視鏡及びその製造方法並びに電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、医療分野において、内視鏡、例えば電子内視鏡を用いた検査が広く普及している。電子内視鏡は、被検体内に挿入される細長の挿入部の先端にイメージセンサ（固体撮像

50

素子)を備え、コードやコネクタを介してプロセッサ装置(信号処理装置)に接続される。プロセッサ装置は、イメージセンサから出力された撮像信号に対して各種処理を施し、診断に供する画像を生成する。内視鏡画像は、プロセッサ装置に接続されたモニタに表示される。

【0003】

電子内視鏡に搭載されるイメージセンサとしては、一般にCCDセンサが用いられてきたが、最近ではCMOSセンサを用いた電子内視鏡が各種提案されている(例えば、特許文献1参照)。CMOSセンサは、CCDセンサに比べて低電圧駆動が可能であり、多画素化と高速読出し化の要求に対応することが容易である。また、製造工程においてCMOSプロセスを使用でき、同一チップ内に駆動回路や処理回路などの周辺回路を混載することが可能であり、小型化にも有利である。

10

【0004】

ところで、医療用に使用される内視鏡では、感染症等を防止するために、使用した内視鏡を確実に消毒滅菌処理することが必要不可欠である。内視鏡の消毒滅菌方法としては、エチレンオキサイドガス(EOG)や消毒液を用いる方法が従来使用されているが、近年ではオートクレーブ滅菌(高温高圧蒸気滅菌)による内視鏡の滅菌が期待されている。オートクレーブ滅菌は、高圧下で高温(約120°C~135°C)の水蒸気中に被滅菌物を晒して滅菌する方法であり、煩雑な作業が伴わず、滅菌後に直ちに使用することが可能で、かつランニングコストが安いという利点がある。

20

【0005】

一般に内視鏡では、内視鏡の内蔵物を保護するために気密または水密構造が採用されている(例えば、特許文献2参照)。しかしながら、オートクレーブ滅菌を行う際には水蒸気を浸透させるため、内視鏡を収容した空間を減圧する必要がある。このとき、密閉構造とした内視鏡内部との圧力差によって、湾曲部の外皮等が膨張し破裂してしまう虞がある。

【0006】

そこで、内視鏡のコネクタ部や把持部近傍に内視鏡の内外の空間を連通・遮断可能な連通構造を設け、連通状態でオートクレーブ滅菌を行うことによって、かかる事態を防止することが可能であるが、結果、内部空間に水蒸気が侵入することになる。

30

【0007】

また、樹脂材料で構成される湾曲部や軟性部の外皮においては水蒸気が内視鏡内部に浸透する虞がある。

【0008】

さらに、内視鏡の外装部材にピンホールや亀裂が生じていると、内視鏡の消毒滅菌が行われたときに内視鏡内部に水分が侵入してしまうことがある。特にオートクレーブ滅菌では、内視鏡を高温高圧水蒸気的环境下に置くため、その熱、圧力、湿気により、内視鏡は少なからず負担を受ける。このため、オートクレーブ滅菌を繰り返し行くと、内視鏡の外装部材に劣化等が起こり、結果としてリークが発生し、内視鏡内部に水分が侵入することがある。

40

【0009】

一度、内視鏡内部に侵入した水分は、構造上、そのまま自然に乾燥させることは困難であり、特に電子内視鏡においては、内視鏡内部に入り込んだ水分によって、イメージセンサ及びその周辺回路を構成する電子部品に電気的な不具合を生じさせる虞がある。このような状態で得られる内視鏡画像は画質が著しく低下し、電子部品が破壊された場合には画像自体が映らなくなる恐れがある。

【0010】

この対策として、内視鏡を消毒滅菌した後、内視鏡内部を乾燥させる方法が有効である。このため、内視鏡内部(特に内視鏡挿入部の先端)が十分に乾燥されたか否かを確認するために内視鏡内部の湿度状態を把握することが重要となる。

【0011】

50

これに対して、内視鏡挿入部の先端に湿度センサが搭載された内視鏡が提案されている（例えば、特許文献 3、4 参照）。この内視鏡によれば、湿度センサの出力を利用して内視鏡挿入部の先端の湿度状態を把握することが可能となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献 1】特開 2002 - 58642 号公報

【特許文献 2】特開 2000 - 107120 号公報

【特許文献 3】特開平 3 - 238625 号公報

【特許文献 4】特開平 6 - 157 号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

しかしながら、特許文献 3、4 に記載された内視鏡では、内視鏡挿入部の先端に CCD センサとは独立して湿度センサが設けられており、湿度センサを具備しない内視鏡に比べて、湿度センサの実装スペース分、内視鏡挿入部の太径化を招き、挿入時の患者の苦痛を増大させる要因となる。

【0014】

また、特許文献 4 には、同一基板上に CCD センサと湿度センサが一体的に設けられた構成が記載されているが、その構成上、CCD センサと湿度センサは異なるプロセスで形成しなければならないので高集積化・小型化を図ることは困難であり、内視鏡挿入部の太径化を招いてしまうことになる。

20

【0015】

その一方で、特許文献 1 には、CMOS プロセスによって、同一基板上に CMOS センサ及びその周辺回路を形成することが記載されている。この周辺回路は CMOS センサから出力された信号を取り出すための回路であり、CMOS センサから出力された信号の信号処理を行うための信号処理系の回路や、CMOS センサから信号を抽出するためのタイミング制御を行う制御系の回路が含まれる。

【0016】

しかしながら、特許文献 1 では、これらの回路とは全く異なる機能を有する湿度センサを CMOS センサと同一基板上に設けることは全く想定されていない。

30

【0017】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、内視鏡挿入部の先端を太径化することなく、内視鏡挿入部の先端の湿度状態を把握することができる電子内視鏡及びその製造方法並びに電子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】

【0018】

前記目的を達成するために、本発明の電子内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部の先端に設けられ、前記被検体内を撮像する CMOS 型のイメージセンサと、前記イメージセンサを取り巻く雰囲気湿度を検出する湿度センサと、を備え、前記イメージセンサと前記湿度センサは、同一の半導体基板上に一体的に設けられたものである。前記イメージセンサと前記湿度センサは、同一の CMOS プロセスによって前記半導体基板上に形成されたものであることが好ましい。

40

【0019】

本発明によれば、同一の半導体基板上に CMOS 型のイメージセンサと湿度センサを一体化することによって、これらのグラウンドラインを共通化することが可能となり、湿度センサを独立して設ける場合に比べて、小型化・高集積化を図ることができる。これにより、内視鏡挿入部の先端を太径化することなく、湿度センサの出力によって内視鏡挿入部の先端の湿度状態を把握することが可能となる。その結果、患者の負担を軽減できるとともに、内視鏡挿入部の先端に搭載される電子部品の故障を未然に防止できる。

50

【 0 0 2 0 】

本発明において好ましい態様を示したものであり、同一のＣＭＯＳプロセスで形成することによって、小型化・高集積化を図ることができるとともに、部品点数の削減やコストの低減を図ることが可能となる。

【 0 0 2 1 】

また、本発明の電子内視鏡は、前記半導体基板には、前記イメージセンサを取り巻く雰囲気湿度に応じて前記湿度センサの出力周波数を変化させる回路が設けられていることが好ましい。

【 0 0 2 2 】

このような回路を設けることにより、湿度センサから安定した出力を得ることができ、内視鏡挿入部の先端の湿度状態を高精度に把握することが可能となる。

10

【 0 0 2 3 】

また、前記目的を達成するために、本発明の電子内視鏡の製造方法は、被検体内に挿入される挿入部の先端に設けられ、前記被検体内を撮像するＣＭＯＳ型のイメージセンサと、前記イメージセンサを取り巻く雰囲気湿度を検出する湿度センサと、を備えた電子内視鏡の製造方法であって、同一のＣＭＯＳプロセスによって、前記イメージセンサと前記湿度センサを同一の半導体基板上に一体的に形成する工程を含む。

【 0 0 2 4 】

本発明によれば、同一のＣＭＯＳプロセスによって、同一の半導体基板上にＣＭＯＳ型のイメージセンサと湿度センサを一体化することによって、これらのグランドラインを共通化することが可能となり、湿度センサを独立して設ける場合に比べて、小型化・高集積化を図ることができ、これにより、内視鏡挿入部の先端を太径化することなく、湿度センサの出力によって内視鏡挿入部の先端の湿度状態を把握することが可能となる。その結果、患者の負担を軽減できるとともに、内視鏡挿入部の先端に搭載される電子部品の故障を未然に防止できる。

20

【 0 0 2 5 】

また、本発明の電子内視鏡の製造方法は、前記イメージセンサと前記湿度センサを同一の半導体基板上に一体的に形成する際、前記イメージセンサを取り巻く雰囲気湿度に応じて前記湿度センサの出力周波数を変化させる回路を前記半導体基板上に形成する工程を含むことが好ましい。

30

【 0 0 2 6 】

このような回路を半導体基板上に形成することにより、湿度センサから安定した出力を得ることができ、内視鏡挿入部の先端の湿度状態を高精度に把握することが可能となる。

【 0 0 2 7 】

また、前記目的を達成するために、本発明の電子内視鏡システムは、本発明の電子内視鏡と、前記湿度センサによって検出された湿度が規定値以下であるか否かを判定する判定手段と、を備える。

【 0 0 2 8 】

本発明によれば、イメージセンサを取り巻く雰囲気湿度が規定値以下であるか否かに応じて各種処理（例えば電源電圧の供給や乾燥処理等）を実行することが可能となり、内視鏡挿入部の先端に搭載される電子部品の故障を未然に防止することができる。

40

【 0 0 2 9 】

また、本発明の電子内視鏡システムは、前記イメージセンサ及び前記湿度センサにそれぞれ供給される電源電圧を制御する電源制御手段を備え、前記電源制御手段は、前記判定手段によって前記湿度が前記規定値以下であると判定されるまで前記湿度センサのみに電源電圧を供給し、前記湿度が前記規定値以下であると判定された後、前記イメージセンサに対して電源電圧を供給することが好ましい。

【 0 0 3 0 】

イメージセンサを取り巻く雰囲気湿度が規定値以下となるまでイメージセンサには電源電圧が供給されないので、内視鏡挿入部の先端に搭載される電子部品の故障を未然に防

50

止することができる。

【 0 0 3 1 】

また、本発明の電子内視鏡システムは、前記判定手段によって前記湿度が前記規定値以下であると判定されるまで、前記電子内視鏡の内部の乾燥を行う乾燥手段を備えることが好ましい。

【 0 0 3 2 】

この態様によれば、イメージセンサを取り巻く雰囲気湿度が規定値以下と判定されるまで内視鏡内部の乾燥が行われるので、内視鏡挿入部の先端に搭載される電子部品の故障を未然に防止することができる。

【 発明の効果 】

10

【 0 0 3 3 】

本発明によれば、内視鏡挿入部の先端を太径化することなく、湿度センサの出力によって内視鏡挿入部の先端の湿度状態を把握することが可能となる。その結果、患者の負担を軽減できるとともに、内視鏡挿入部の先端に搭載される電子部品の故障を未然に防止できる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 4 】

【 図 1 】 電子内視鏡システムの概略構成を示した全体構成図

【 図 2 】 C M O S センサの構成例を示した構成図

【 図 3 】 電子内視鏡システムの電氣的な構成を示すブロック図

20

【 図 4 】 C M O S センサの全体構成を示した概略図

【 図 5 】 湿度センサの構成例を示した構成図

【 図 6 】 湿度センサの製造方法を示した工程図

【 図 7 】 湿度センサを含む回路構成の一例を示した回路図

【 図 8 】 湿度センサを含む回路構成の他の例を示した回路図

【 図 9 】 湿度センサを含む回路構成のさらに他の例を示した回路図

【 図 1 0 】 電子内視鏡システムの動作を示したフローチャート図

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 3 5 】

以下、添付図面に従って本発明の好ましい実施の形態について詳説する。

30

【 0 0 3 6 】

図 1 に示すように、電子内視鏡システム 1 1 は、電子内視鏡 1 2 、プロセッサ装置 1 3 、光源装置 1 4 等から構成される。また、電子内視鏡 1 2 は、挿入部 1 6 、手元操作部 1 7 、ユニバーサルコード 1 8 等から構成される。

【 0 0 3 7 】

挿入部 1 6 は、被検者の体内に挿入されるため、被検者の体内の形状に応じて自在に湾曲するように設けられている。また、挿入部 1 6 の先端部分 1 6 a には、C M O S センサを搭載した撮像装置が内蔵されている。さらに、先端部分 1 6 a の端面には、前方に照明光を照射する照明窓や、被検者の体内からの光を C M O S センサに導く観察窓、各種処置具が導出される鉗子出口、洗浄水や空気等が噴射される送気送水ノズル等が設けられている。

40

【 0 0 3 8 】

また、先端部分 1 6 a の後方には、湾曲部 1 9 が設けられている。この湾曲部 1 9 は、複数の湾曲駒を連結されたものであり、挿入部 1 6 に挿通されたワイヤによって、手元操作部 1 7 に設けられた湾曲操作ノブ 2 1 と連結されている。したがって、湾曲部 1 9 は、手元操作部 1 7 に設けられた湾曲操作ノブ 2 1 の回動操作によって挿入部 1 6 に挿通されたワイヤが押し引きされることにより、上下左右の所望の方向に自在に湾曲する。

【 0 0 3 9 】

手元操作部 1 7 は、前述のように湾曲部 1 9 を操作する湾曲操作ノブ 2 1 の他に、鉗子口 2 2 や、送気送水ボタン 2 3 等の各種操作ボタンが設けられている。鉗子口 2 2 には、

50

注射針や高周波メスなどの処置具が挿通される。また、送気送水ボタン 2 3 は、送気送水装置から供給される空気や洗浄水の送気、送水を制御する。

【 0 0 4 0 】

ユニバーサルコード 1 8 は、その基端部分に設けられたコネクタ 2 4 を介して、電子内視鏡 1 2 をプロセッサ装置 1 3 に電氣的に接続するとともに、電子内視鏡 1 2 を光源装置 1 4 に光学的に接続する。

【 0 0 4 1 】

プロセッサ装置 1 3 は、電子内視鏡 1 2、光源装置 1 4、モニタ 2 6 等に接続されており、電子内視鏡システム 1 1 の動作を統括的に制御する。また、光源装置 1 4 は、ユニバーサルコード 1 8 や挿入部 1 6 に挿通されたライトガイド（図 3 参照）を通じて、観察部位に向けて照明光を照射する。

10

【 0 0 4 2 】

前述のように、電子内視鏡システム 1 1 には、イメージセンサとして C M O S センサ 3 1 が用いられている。C M O S センサ 3 1 は、図 2 に示すように、撮像領域 3 2、垂直走査回路 3 3、相関二重サンプリング（C D S）回路 3 4、列選択トランジスタ 3 6、出力回路 3 7、水平走査回路 3 8 等から構成される。

【 0 0 4 3 】

撮像領域 3 2 は、画素 4 1 がマトリクス状に配列されたものであり、図示しない結像光学系により観察部位の像が結像される。画素 4 1 は、フォトダイオード D 1、増幅用トランジスタ M 1、画素選択用トランジスタ M 2、リセット用トランジスタ M 3 等から構成される。フォトダイオード D 1 は、光電変換によって、入射光量に応じた信号電荷を生成するとともに、これを蓄積する。フォトダイオード D 1 に蓄積された信号電荷は、増幅用トランジスタ M 1 によって撮像信号として増幅され、画素選択用トランジスタ M 2 によって、所定のタイミングで画素 4 1 外に出力される。また、フォトダイオード D 1 に蓄積された信号電荷は、所定のタイミングでリセット用トランジスタ M 3 によって破棄される。

20

【 0 0 4 4 】

また、撮像領域 3 2 には、垂直走査回路 3 3 から水平方向（X 方向）に行選択線 L 1 及び行リセット線 L 2 が配線されているとともに、C D S 回路 3 4 から垂直方向（Y 方向）に列信号線 L 3 が配線されている。

【 0 0 4 5 】

行選択線 L 1 は、画素選択用トランジスタ M 2 のゲートに接続されており、行リセット線 L 2 は、リセット用トランジスタ M 3 のゲートに接続されている。また、列信号線 L 3 は、画素選択用トランジスタ M 2 のソースに接続されているとともに、C D S 回路 3 4 を介して、対応する列の列選択トランジスタ 3 6 に接続されている。

30

【 0 0 4 6 】

垂直走査回路 3 3 は、C P U 5 2 からの信号に基づいて、所定のタイミングで垂直走査信号を発生し、行選択線 L 1 を 1 行ずつ選択して、撮像信号を列信号線 L 3 に出力させる画素 4 1 の行（以下、水平ラインという）を変更する。また、垂直走査回路 3 3 は、水平ラインの行リセット線 L 2 を 1 行ずつ選択して、信号電荷の破棄を行う水平ラインを変更する。さらに、垂直走査回路 3 3 は、行選択線 L 1 及び行リセット線 L 2 の選択行が撮像領域 3 2 の端に位置する水平ラインに達した場合には、先頭の水平ラインを再び選択し、上述の動作を繰り返す。

40

【 0 0 4 7 】

C D S 回路 3 4 は、C P U 5 2 からの信号に基づいて、垂直走査回路 3 3 によって選択された行選択線 L 1 に接続された画素 4 1 の撮像信号を所定のタイミングで保持し、ノイズ除去を行う。

【 0 0 4 8 】

水平走査回路 3 8 は、C P U 5 2 からの信号に基づいて、所定のタイミングで水平走査信号を発生し、列選択トランジスタ 3 6 のオン、オフ制御を行う。

【 0 0 4 9 】

50

列選択トランジスタ 36 は、出力回路 37 に接続された出力バスライン 43 と CDS 回路 34 との間に設けられており、水平走査信号に応じて、出力バスライン 43 に撮像信号を転送させる画素を選択する。出力回路 37 は、CDS 回路 34 から出力バスライン 43 に順に転送される撮像信号を増幅し、A/D 変換して出力する。

【0050】

図 3 に示すように、電子内視鏡 12 には、上述の CMOS センサ 31 と、対物レンズ 51、CPU 52、ライトガイド 53 等が設けられている。

【0051】

CMOS センサ 31 は、前述のように挿入部 16 の先端部分 16a に設けられており、その前方には対物レンズ 51 が配置されている。挿入部 16 の先端部分 16a の端面には観察窓 54 が設けられており、この観察窓 54 から入射する被写体からの光は、対物レンズ 51 によって CMOS センサ 31 の撮像領域 32 に結像される。CMOS センサ 31 は、撮像領域 32 に結像された被写体像を画素 41 毎に光電変換し、各画素 41 に露光量に応じた信号電荷を蓄積させ、所定のタイミングで撮像信号として出力する。

【0052】

CPU 52 は、プロセッサ装置 13 の CPU 61 と通信を行い、電子内視鏡 12 の各部を統括的に制御する。例えば、CPU 52 は、プロセッサ装置 13 の CPU 61 からの信号に基づき、CMOS センサ 31 が所定のタイミングで駆動するように動作を制御する。

【0053】

ライトガイド 53 は、ユニバーサルコード 18 や挿入部 16 の内部に挿通されており、一端が挿入部 16 の先端部分 16a の端面に設けられた照明窓 56 に接続され、他端は光源装置 14 に接続されている。光源装置 14 からの照明光は、ライトガイド 53 を通じて、照明窓 56 から観察部位へと照射される。

【0054】

また、図 3 に示すように、プロセッサ装置 13 は、CPU 61、DSP 62、D/A 変換回路 63、メモリ 64、電源回路 66 等から構成される。

【0055】

CPU 61 は、プロセッサ装置 13 の各部の動作を制御するとともに、電子内視鏡 12 の CPU 52 や光源装置 14 の CPU 71 と通信して、電子内視鏡 12 や光源装置 14 の動作を制御することにより、電子内視鏡システム 11 を統括的に制御する。

【0056】

メモリ 64 は、CPU 61 を動作させるための各種プログラムや各種設定情報が格納される ROM、ROM から読み出されたプログラムを実行する際の作業領域となる RAM、その他の各種データが記憶される EEPROM 等から構成される。

【0057】

DSP 62 は、CMOS センサ 31 から出力された撮像信号に対して、S/P 変換、色補間、ホワイトバランス調整、ガンマ補正等の各種信号処理を施す。CMOS センサ 31 から出力された撮像信号は、DSP 62 によって各種画像処理が施されると、画像データとしてメモリ 64 に保持される。また、DSP 62 は、メモリ 64 から必要な画像データを読み出して、NTSC 信号等の映像信号に変換し、D/A 変換回路 63 によって D/A 変換することにより、画像データをモニタ 26 上に表示させる。

【0058】

電源回路 66 は、プロセッサ装置 13 の各部、電子内視鏡 12 の各部に各種電源電圧を供給する。電源回路 66 は、CPU 61 からの指示を受けて電源電圧の供給を開始する。

【0059】

また、図 3 に示すように、光源装置 14 は、CPU 71、光源 72、波長選択フィルタ 73 等から構成される。CPU 71 は、プロセッサ装置 13 の CPU 61 と通信し、CMOS センサ 31 の駆動タイミング等に応じて、光源 72 や波長選択フィルタ 73 を駆動することにより、光源装置 14 を制御する。

【0060】

10

20

30

40

50

光源 7 2 は、キセノンランプやハロゲンランプ等の広い波長帯にわたって高輝度の光を発する高輝度光源であり、CPU 7 1 によって点灯消灯の切り替えが制御される。また、光源 7 2 から発せられた光は、集光レンズ 7 4 によってライトガイド 5 3 に効率良く導かれる。

【0061】

波長選択フィルタ 7 3 は、光源 7 2 から発せられた光を、特定の波長帯の光に制限するフィルタであり、CPU 7 1 からの指示に基づいて、光源 7 2 と集光レンズ 7 4 の間に挿入、または退避される。これにより、光源装置 1 4 は、設定や医師の操作等、必要に応じて照明光の波長帯を自在に切り替えられるようになっている。例えば、光源装置 1 4 は、単に白色の可視光を出力するだけでなく、赤外光等の可視光以外の光や、可視光の RGB 成分の比率を調節した特殊光を出力することができるようになっている。

10

【0062】

次に、本実施形態に係る電子内視鏡システム 1 1 の特徴的な構成について説明する。

【0063】

図 4 は、CMOS センサ 3 1 の全体構成を示した概略図である。図 4 に示すように、CMOS センサ 3 1 は、半導体基板 1 0 0 上に、撮像領域 3 2 及び周辺回路領域 1 0 2 を備えるとともに、CMOS センサ 3 1 を取り巻く雰囲気湿度を検出する湿度センサ 1 0 4 が配設される湿度センサ領域 1 0 6 を備える。なお、周辺回路領域 1 0 2 には、図 2 に示した垂直走査回路 3 3、水平走査回路 3 8、CDS 回路 3 4、出力回路 3 7 等が配設される。

20

【0064】

図 5 は、湿度センサ 1 0 4 の構成例を示した構成図である。図 5 (a) は、湿度センサ 1 0 4 の平面図であり、図 5 (b) は湿度センサ 1 0 4 の断面図 (図 5 (a) 中 A - A 線に沿う断面図) である。

【0065】

図 5 に示した湿度センサ 1 0 4 は、湿度の変化に対応する抵抗値の変化を電気信号 (湿度信号) として出力する抵抗式の湿度センサである。この湿度センサ 1 0 4 は、CMOS センサ 3 1 と同一の半導体基板 1 0 0 上に絶縁膜 1 1 2 を介して設けられ、同一平面上で離間して対向するように配置された一対の電極 1 0 8 A、1 0 8 B と、電極 1 0 8 A、1 0 8 B 及びこれらの電極間を覆うように形成された感湿膜 1 1 0 と、電極 1 0 8 A、1 0 8 B の端部にそれぞれ形成される出力端子部 1 0 9 A、1 0 9 B とから構成される。

30

【0066】

電極 1 0 8 A、1 0 8 B の形状としては、特に限定されるものではないが、本実施形態では、図 5 に示すように、電極 1 0 8 A、1 0 8 B はそれぞれ櫛歯状をなし、互いに櫛歯部が噛み合っただ対向したものが採用される。これにより、電極 1 0 8 A、1 0 8 B にそれぞれ設けられる複数の櫛歯部が互いに噛み合っただ対向するため、電極全体としての配置面積を極力小さくしつつ、対向面積を大きくすることができる。したがって、湿度センサ 1 0 4 を取り巻く雰囲気湿度の検出精度を向上することができる。

【0067】

感湿膜 1 1 0 は、吸収または放出した水分量に応じて電極 1 0 8 A、1 0 8 B 間の抵抗値を変化させるものであり、図 5 に示すように、電極 1 0 8 A、1 0 8 B 及びこれらの電極間を覆うように形成された高分子ポリマー (例えば、ポリイミド系ポリマー等) により構成される。

40

【0068】

ここで、本実施形態の湿度センサ 1 0 4 の製造方法について図 6 を参照しながら説明する。図 6 は、湿度センサ 1 0 4 の製造方法を示した工程図である。

【0069】

まず、公知の CMOS プロセスによって、半導体基板 1 0 0 上に CMOS センサ 3 1 の撮像領域 3 2 及び周辺回路領域 1 0 2 の回路パターンを形成するとともに、同一の CMOS プロセスによって、半導体基板 1 0 0 の湿度センサ領域 1 0 6 に湿度センサ 1 0 4 を形

50

成する。

【 0 0 7 0 】

具体的には、図 6 (a) に示すように、半導体基板 1 0 0 上に絶縁膜 1 1 2 としてシリコン窒化膜 (S i N 膜) 等を成膜した後、絶縁膜 1 1 2 上に電極 1 0 8 A、1 0 8 B の電極パターンを形成する。電極パターンの形成方法としては、特に限定されるものではないが、例えば絶縁膜 1 1 2 上の全面に電極膜を成膜した後、公知のフォトリソグラフィ技術を用いて電極膜を所定形状にパターニングする。

【 0 0 7 1 】

このとき、湿度センサ 1 0 4 から安定した出力が得られるようにするために、図 7 に示す回路構成の回路パターンを同時に形成しておく。図 7 に示した回路構成は、抵抗、コンデンサ、演算増幅器等を含む無安定マルチバイブレータ発信回路からなり、湿度センサ 1 0 4 とコンデンサとを直列に接続することによって、湿度に対応した周波数の出力を得ることができるようになっている。また、図 7 に示した回路構成に限らず、例えば図 8 や図 9 に示した回路構成とすることも可能である。なお、図 7 ~ 図 9 に示した回路構成については、例えば特開昭 6 1 - 1 0 4 2 4 6 号公報に記載されるように公知であるため、ここでは詳細な説明を省略する。

10

【 0 0 7 2 】

次に、図 6 (b) に示すように、湿度センサ領域 1 0 6 に配置された回路全体 (電極 1 0 8 A、1 0 8 B の電極パターンを含む) を覆うように保護膜 1 1 6 を形成する。

20

【 0 0 7 3 】

次に、図 6 (c) に示すように、保護膜 1 1 6 の一部を研磨して剥がすことにより、湿度センサ 1 0 4 のセンサ部 1 0 4 a を露出させる。なお、湿度センサ 1 0 4 のセンサ部 1 0 4 a は、電極 1 0 8 A、1 0 8 B の各櫛歯部が互いに対向する電極対向領域である。

【 0 0 7 4 】

次に、図 6 (d) に示すように、湿度センサ 1 0 4 のセンサ部 1 0 4 a に感湿膜 1 1 0 として高分子ポリマーを成膜する。感湿膜 1 1 0 の形成方法は、特に限定されるものではないが、例えば、高分子ポリマーをスピンコート法や印刷法にて塗布後、加熱硬化することにより形成することができる。これにより、本実施形態の湿度センサ 1 0 4 が完成する。

30

【 0 0 7 5 】

以上のように構成される湿度センサ 1 0 4 では、感湿膜 1 1 0 が吸収または放出した水分量に変化が生じ、電極 1 0 8 A、1 0 8 B 間の抵抗値が変化する。そして、この抵抗値の変化によって、湿度センサ 1 0 4 から出力される電気信号 (湿度信号) の周波数が変化する。すなわち、湿度センサ 1 0 4 は、C M O S センサ 3 1 を取り巻く雰囲気湿度に応じた周波数の電気信号が湿度信号として出力される。

【 0 0 7 6 】

図 3 に示すように、プロセッサ装置 1 3 は、湿度センサ 1 0 4 から出力された湿度信号に基づいて、挿入部 1 6 の先端部分 1 6 a の湿度を算出する湿度算出部 1 2 0 を備えている。また、メモリ 6 4 には、湿度センサ 1 0 4 の出力周波数と湿度との関係がデータテーブル化された湿度テーブルが記憶されている。この湿度テーブルは、予め実験等によって求められるものである。湿度算出部 1 2 0 は、メモリ 6 4 に記憶された湿度テーブルを参照することによって、湿度センサ 1 0 4 から出力された湿度信号の周波数から挿入部 1 6 の先端部分 1 6 a の湿度、すなわち、C M O S センサ 3 1 を取り巻く雰囲気湿度を求める。

40

【 0 0 7 7 】

また、プロセッサ装置 1 3 には、電子内視鏡 1 2 の内部を乾燥するための乾燥ユニット 1 2 4 や、乾燥ユニット 1 2 4 による乾燥が十分に行われたか否かを示す表示ランプ 1 2 6 が設けられている。

【 0 0 7 8 】

乾燥ユニット 1 2 4 には、電子内視鏡 1 2 の内部に気体を送気する送気ポンプ (不図示

50

）と、電子内視鏡 1 2 の内部の気体を吸引する吸引ポンプ（不図示）が設けられている。乾燥ユニット 1 2 4 は、CPU 6 1 の指示に従って、電子内視鏡 1 2 のコネクタ 2 4 に設けられる送気口及び吸引口（不図示）を介して気体の送気や吸引を行うことにより、電子内視鏡 1 2 の内部の乾燥を行う。

【0079】

表示ランプ 1 2 6 は、CPU 6 1 の指示に従って、電子内視鏡 1 2 の内部の乾燥が十分に行われたか否かを示す表示手段である。表示ランプ 1 2 6 の表示態様は、オペレータが視覚的に把握可能なものであれば特に限定されるものではないが、例えば、電子内視鏡 1 2 の内部の乾燥が NG の場合には赤色で点灯表示し、OK の場合には緑色で点灯表示する態様や、NG の場合は点滅表示し、OK の場合は点灯表示する態様等がある。なお、電子内視鏡 1 2 の内部の乾燥が十分に行われたか否かについては、後述するように、CMOS センサ 3 1 を取り巻く雰囲気湿度に基づいて CPU 6 1 により判断される。

【0080】

次に、本実施形態の電子内視鏡システム 1 1 の動作について図 1 0 を参照しながら説明する。図 1 0 に示した動作は、電子内視鏡 1 2 がプロセッサ装置 1 3 に接続されたときに行われるものであり、メモリ 6 4 に格納されたプログラムに従って CPU 6 1 により実行されるものである。

【0081】

まず、電子内視鏡 1 2 がプロセッサ装置 1 3 に接続されると、CPU 6 1 は、乾燥ユニット 1 2 4 に対して乾燥処理の開始を指示する（ステップ S 1 0）。乾燥ユニット 1 2 4 は、送気ポンプ及び吸引ポンプを ON にして、電子内視鏡 1 2 の内部に気体を送気するとともに吸気を開始する。

【0082】

次に、CPU 6 1 は、プロセッサ装置 1 3 に搭載されるタイマー（不図示）を作動させて、所定時間が経過するまで待機する（ステップ S 1 2）。

【0083】

所定時間の経過後、CPU 6 1 は、電源回路 6 6 に対して湿度センサ 1 0 4 への通電を指示する（ステップ S 1 4）。電源回路 6 6 は、湿度センサ 1 0 4 に対して所定の電源電圧を供給する。湿度センサ 1 0 4 に電源電圧が供給されると、湿度センサ 1 0 4 から湿度に応じた周波数の電気信号が湿度信号として出力され、その湿度信号はプロセッサ装置 1 3 の湿度算出部 1 2 0 に入力される。湿度算出部 1 2 0 は、メモリ 6 4 に記憶される湿度テーブルを参照し、CMOS センサ 3 1 を取り巻く雰囲気湿度を算出し、その算出結果を CPU 6 1 に通知する。

【0084】

次に、CPU 6 1 は、湿度算出部 1 2 0 により算出された湿度が規定値以下（例えば 5 0 % 以下）であるか否かを判断する（ステップ S 1 8）。湿度が規定値以下でない場合には、電子内視鏡 1 2 の内部の乾燥が十分でないと判断されることから、CPU 6 1 は、表示ランプ 1 2 6 に NG 表示（例えば赤色で点灯表示）を行い（ステップ S 2 6）、ステップ S 1 2 に戻って、湿度が規定値以下となるまで同様の処理を繰り返す。

【0085】

一方、ステップ S 1 8 において湿度が規定値以下と判断された場合には、CPU 6 1 は、表示ランプ 1 2 6 に OK 表示（例えば緑色で点灯表示）を行う（ステップ S 2 0）。

【0086】

次に、CPU 6 1 は、乾燥ユニット 1 2 4 に対して乾燥処理の終了を指示する（ステップ S 2 2）。乾燥ユニット 1 2 4 は、送気ポンプ及び吸引ポンプを OFF にして、電子内視鏡 1 2 の内部に対する気体の送気及び吸気を停止する。

【0087】

次に、CPU 6 1 は、電源回路 6 6 に対して電子内視鏡 1 2 の各部への通電を指示する（ステップ S 2 4）。電源回路 6 6 は、電子内視鏡 1 2 の各部に対して所定の電源電圧を供給する。その後、電子内視鏡 1 2 の各部の動作確認が行われた後、電子内視鏡 1 2 を用

10

20

30

40

50

いた診断が可能な状態となる。

【0088】

以上説明したように、本実施形態によれば、同一の半導体基板100上にCMOSセンサ31と湿度センサ104を一体化することによって、これらを同一のCMOSプロセスで形成することが可能となり、湿度センサ104を独立して設ける場合に比べて、グラウンドラインを共通化することができ、小型化・高集積化を図ることが可能となる。これにより、挿入部16の先端部分16aを太径化することなく、患者の負担を軽減することが可能となる。

【0089】

また、本実施形態では、CMOSセンサ31を取り巻く周囲の湿度変化に応じて湿度センサ104の電極108A、108B間の抵抗値が変化すると、湿度センサ104の出力周波数に変化が生じ、湿度に応じた周波数の湿度信号が湿度センサ104から出力される。このため、湿度センサ104の抵抗値の広い範囲で安定な矩形波の出力が得られ、しかも、簡単な回路構成で実現することができるので、挿入部16の細径化を図りつつ、湿度センサ104の特性変動や特性劣化に影響されることなく湿度を安定して検出することが可能となる。これにより、わずかな湿度変化でも挿入部16の先端部分16aの湿度状態を高精度に把握することが可能となる。その結果、電子内視鏡12の内部の乾燥が十分に行われたか否かを容易に検知することが可能となり、挿入部16の先端部分16aに搭載された電子部品の故障を未然に防ぐことが可能となる。

10

【0090】

なお、本実施形態では、湿度センサ104として抵抗式の湿度センサが用いられているが、これに限らず、湿度の変化に対応する静電容量値の変化を検出する静電容量式の湿度センサを用いることも可能である。なお、静電容量式の湿度センサについては公知のものをを用いればよいため、ここでは説明を省略する。

20

【0091】

また、本実施形態では、プロセッサ装置13に乾燥ユニット124が設けられた態様を示したが、これに限らず、プロセッサ装置13とは別体として設けられた乾燥装置を用いて電子内視鏡12の内部の乾燥を行ってもよい。この場合、プロセッサ装置13のCPU61からの指示により、乾燥装置のON/OFFが自動制御される。

【0092】

また、本実施形態では、プロセッサ装置13に表示ランプ126が設けられた態様を示したが、これに限らず、例えばプロセッサ装置13に接続されるモニタ26を用いて、電子内視鏡12の内部の乾燥が十分に行われたか否かを表示してもよい。また、スピーカ等の音声手段を用いて、例えば電子内視鏡12の内部の乾燥が十分でない場合には警告音等を出すようにしてもよい。オペレータは、視覚的または聴覚的に電子内視鏡12の内部の乾燥状態、すなわち、挿入部16の先端部分16aの湿度状態を容易に把握でき、消毒滅菌処理が行われた電子内視鏡12の内部の乾燥が不十分のまま使用されることを防ぐことができ、挿入部16の先端部分16aに搭載される電子部品の故障を未然に防止することが可能となる。

30

【0093】

以上、本発明の電子内視鏡及びその製造方法並びに電子内視鏡システムについて詳細に説明したが、本発明は、以上の例には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行ってもよいのはもちろんである。

40

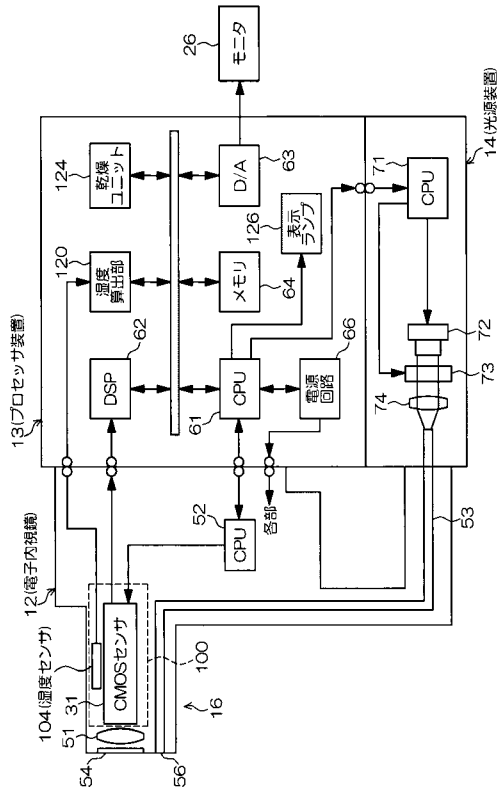
【符号の説明】

【0094】

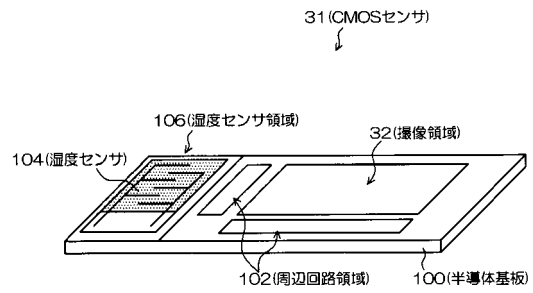
11...電子内視鏡システム、12...電子内視鏡、13...プロセッサ装置、14...光源装置、16...挿入部、16a...先端部分、17...手元操作部、26...モニタ、31...CMOSセンサ、32...撮像領域、33...垂直走査回路、34...CDS回路、37...出力回路、38...水平走査回路、41...画素、52...CPU、61...CPU、64...メモリ、66...電源回路、100...半導体基板、102...周辺回路領域、104...湿度センサ、106...

50

【 図 3 】

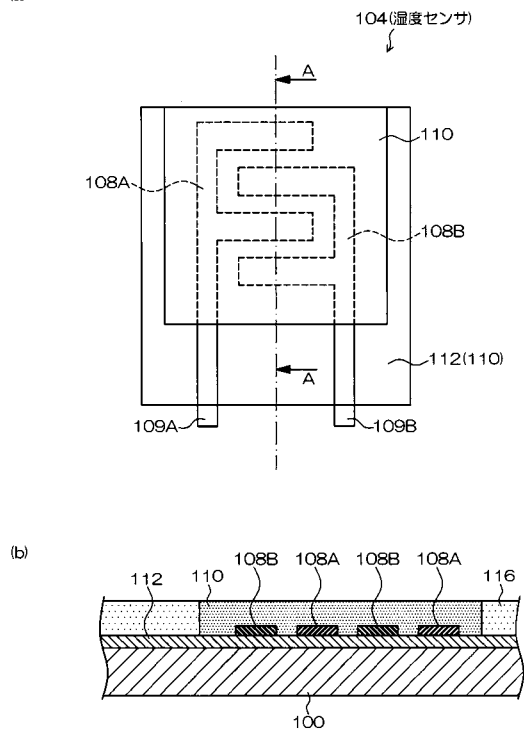


【 図 4 】



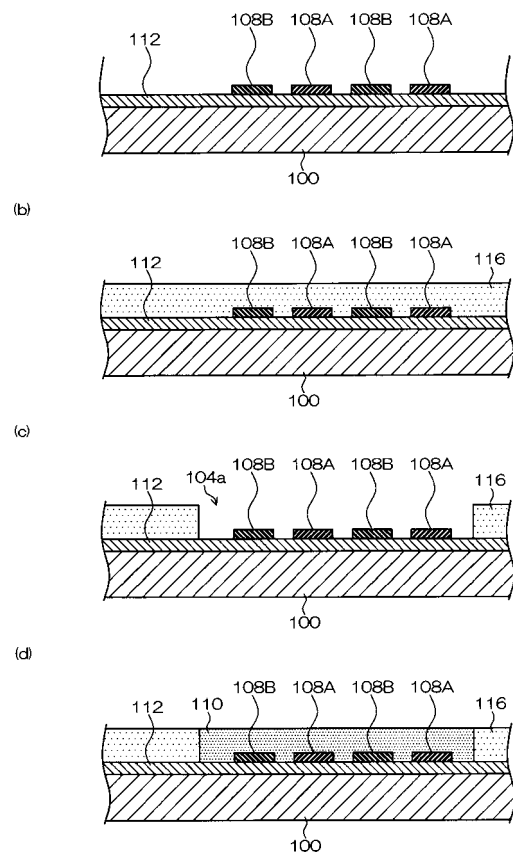
【 図 5 】

(a)

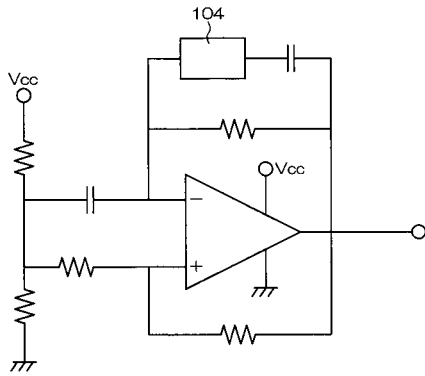


【 図 6 】

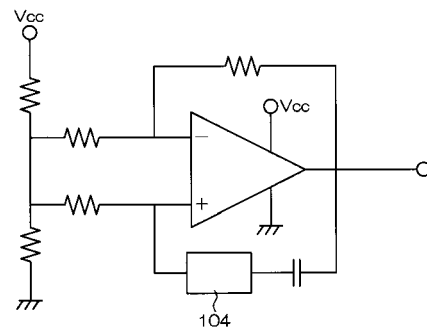
(a)



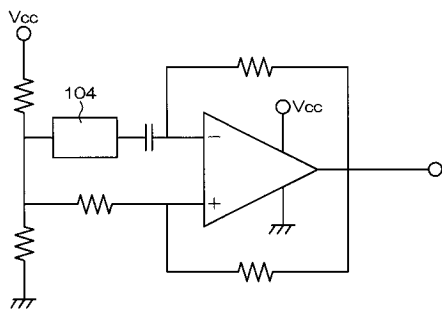
【図 7】



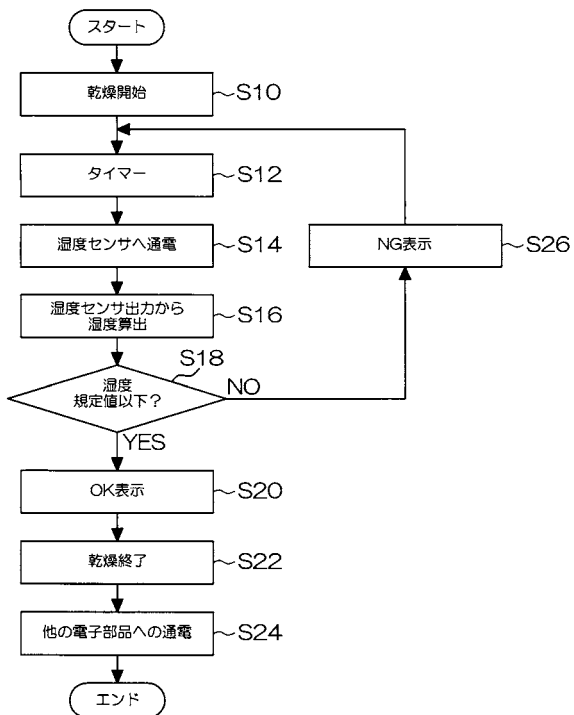
【図 9】



【図 8】



【図 10】



フロントページの続き

(72)発明者 井山 勝蔵

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

Fターム(参考) 2H040 GA02 GA04

4C161 BB02 CC06 DD03 JJ11 JJ13 JJ17 LL02 NN01 PP20 SS01