

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

挿入部先端に撮像用光学系に対向して設けられた透明部材と、
前記透明部材に設けられ、超音波振動を発生する圧電振動子と、
前記圧電振動子の駆動を指示操作する操作スイッチの操作に基づき操作信号を出力する
操作回路と、

前記透明部材に設けられ、前記圧電振動子で発生した前記超音波振動を前記透明部材の
外表面に伝播する表面弾性波に変換する回折格子と、

前記圧電振動子を駆動する駆動信号を供給する駆動信号供給系と、

前記駆動信号供給系へ電源供給を行う電源と、

前記電源と接続され、前記駆動信号供給系から前記圧電振動子への駆動信号の出力と停
止を切替えるスイッチ回路と、

前記操作回路からの操作信号が入力されている間において、前記圧電振動子へ前記駆動
信号供給系による駆動信号の出力と停止を間欠的に切替えるように前記スイッチ回路を制
御する制御部と、

を備えることを特徴とする内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記制御部は、前記圧電振動子へ前記駆動信号を出力する出力時間以上に前記駆動信号
が停止する停止時間となるように、前記駆動信号供給系へ前記電源からの電源供給を前記
スイッチ回路により間欠的に切替えることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

20

【請求項 3】

前記停止時間は、前記回折格子の端部から前記透明部材の端部までの距離を、前記透明
部材に進行する前記表面弾性波の速度で除することにより得られる時間の 2 倍の時間を下
限としたことを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記駆動信号供給系が前記圧電素子へ出力する基準信号を生成する信号発生回路と、前
記基準信号を所定に増幅する増幅回路と、を備え、

前記制御部は、前記圧電素子への駆動信号の出力開始時に、前記増幅回路を先に起動し
た後、前記信号発生回路を起動することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1
項に記載の内視鏡装置。

30

【請求項 5】

前記制御部は、前記圧電素子への駆動信号の停止時に、前記信号発生回路を先に停止し
た後、前記増幅回路を停止することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記制御部は、前記回折格子の端部から前記透明部材の端部までの距離を、前記透明部
材に進行する前記表面弾性波の速度で除することにより得られた時間の 2 倍とした値を上
限とする時間量だけ、前記圧電振動子へ前記駆動信号供給系による駆動信号を出力するよ
うに前記スイッチ回路を切替制御することを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか
1 項に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】**【0001】**

本発明は、観察窓表面に付着する汚れを容易に除去することで、観察性を向上させ、低
消費電力化を一層進めた内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年低侵襲医療を目的として内視鏡を用いた外科手術が普及している。このような内視
鏡下の手術においては、血液、脂などの汚れ飛散が起こりやすく、それらが、内視鏡の観
察窓に付着することによって、視野が妨げられることが課題となっている。

【0003】

50

この課題に対する対策としては、例えば、特許文献1に開示された内視鏡装置の技術が知られている。この特許文献1には、内視鏡装置の観察窓に付着した汚れを、超音波振動またはそれを回折格子によって変換した表面弾性波によって、取り除く方法が提案されている。

【0004】

従来の内視鏡装置では、観察窓となるガラス板の外表面に偏向部として断面形状が矩形状の回折格子形状の溝が形成されており、この回折格子形状の溝の形成面(外表面)からガラス板の圧電振動子の貼着面(内表面)に向けて溝を投影した時に、圧電振動子の少なくとも一部の表面が溝の投影領域内に位置している。

【0005】

このガラス板では、圧電振動子により発生した超音波振動が、回折格子形状の溝により回折(偏向)されて、少なくとも一部がガラス板の前述の中心方向、つまり、撮像ユニット34の観察視野領域と対向する部分の中心方向に効率的に伝播するようになり、効率よく、ガラス板上の汚れを除去することが可能となっている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2009-254571号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

ところで、近年の環境事情から、内視鏡装置に限らず電子機器一般において、より一層の低消費電力化が要求されている。しかしながら、従来の内視鏡装置では、体液などを除去するために、圧電振動子が接着されたガラス板上へ表面弾性波を伝播させるために、圧電振動子へ数ワットから数十ワットの電力量を有する駆動信号を供給する必要がある。このような圧電振動子に駆動信号を供給するための回路では、比較的大きなバイアス電流を要するため、装置の消費電力を増大しなければならない。そのため、従来の内視鏡装置は、ガラス板に表面弾性波を発生させる圧電振動子を駆動するための消費電力の低減が要求されている。

【0008】

そこで、本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、観察窓上に表面弾性波を発生させる圧電振動子を駆動する消費電力を低減することのできる内視鏡装置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】

上記目的を達成すべく、本発明における一態様の内視鏡装置は、挿入部先端に撮像用光学系に対向して設けられた透明部材と、前記透明部材に設けられ、超音波振動を発生する圧電振動子と、前記圧電振動子の駆動を指示操作する操作スイッチの操作に基づき操作信号を出力する操作回路と、前記透明部材に設けられ、前記圧電振動子で発生した前記超音波振動を前記透明部材の外表面に伝播する表面弾性波に変換する回折格子と、前記圧電振動子を駆動する駆動信号を供給する駆動信号供給系と、前記駆動信号供給系へ電源供給を行う電源と、前記電源と接続され、前記駆動信号供給系から前記圧電振動子への駆動信号の出力と停止を切替えるスイッチ回路と、前記操作スイッチにより操作信号が入力されている間において、前記圧電振動子へ駆動信号を出力と停止を間欠的に切替えるように前記スイッチ回路を制御する制御部と、を備える。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、観察窓上に表面弾性波を発生させる圧電振動子を駆動する消費電力を低減することのできる内視鏡装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態に係る内視鏡システムの全体構成図

【図 2】同、内視鏡システムの内部構成を主に示すブロック図

【図 3】同、硬性内視鏡の先端部分の構成を示す断面図

【図 4】同、図 3 の I V - I V 線断面図

【図 5】同、送水シースの先端部分の構成を示す断面図

【図 6】同、図 5 の矢視 V I 方向の送水シースの構成を示す平面図

【図 7】同、硬性内視鏡の挿入部が送水シースに挿通配置された状態を示す先端部分の斜視図

【図 8】同、硬性内視鏡の先端部分の構成を示す部分断面図

10

【図 9】同、制御部が実行するメインルーチン制御のフローチャート

【図 10】同、制御部が実行するサブルーチン A 制御のフローチャート

【図 11】同、制御部が実行するサブルーチン B 制御のフローチャート

【図 12】同、硬性内視鏡の先端部分を示す正面図および断面図

【図 13】同、操作信号に基づいた、増幅電源、信号電源および駆動信号の状態を示すタイミングチャート

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 2 】

以下、本発明である内視鏡装置について説明する。なお、以下の説明において、各実施の形態に基づく図面は、模式的なものであり、各部分の厚みと幅との関係、夫々の部分の厚みの比率などは現実のものとは異なることに留意すべきであり、図面の相互間においても互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれている場合がある。

20

【 0 0 1 3 】

先ず、図面に基づいて本発明の実施の形態を説明する。なお、以下の説明において、例えば、腹腔鏡下外科手術を行う硬性内視鏡を例示する。また、本発明は、硬性内視鏡に限らず、生体管腔内に挿通する各種内視鏡に適用可能な構成である。

【 0 0 1 4 】

また、図 1 から図 13 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は内視鏡システムの全体構成図、図 2 は内視鏡システムの内部構成を主に示すブロック図、図 3 は硬性内視鏡の先端部分の構成を示す断面図、図 4 は図 3 の I V - I V 線断面図、図 5 は送水シースの先端部分の構成を示す断面図、図 6 は図 5 の矢視 V I 方向の送水シースの構成を示す平面図、図 7 は硬性内視鏡の挿入部が送水シースに挿通配置された状態を示す先端部分の斜視図、図 8 は硬性内視鏡の先端部分の構成を示す部分断面図、図 9 は制御部が実行するメインルーチン制御のフローチャート、図 10 は制御部が実行するサブルーチン A 制御のフローチャート、図 11 は制御部が実行するサブルーチン B 制御のフローチャート、図 12 は硬性内視鏡の先端部分を示す正面図および断面図、図 13 は操作信号に基づいた、増幅電源、信号電源および駆動信号の状態を示すタイミングチャートである。

30

【 0 0 1 5 】

図 1 および図 2 に示すように、本実施の形態の内視鏡装置である内視鏡システム 1 は、硬性内視鏡（以下、単に内視鏡という）2 と、この内視鏡 2 の挿入部 11 が内部に挿通配置される洗浄液供給手段を構成する送水シース 3 と、カメラコントロールユニット（CCU）5 と、光源装置 4 と、モニタ（装置）6 と、によって、主に構成されている。なお、CCU 5、光源装置 4 およびモニタ 6 は、体外装置を構成している。

40

【 0 0 1 6 】

内視鏡 2 は、硬質な挿入部 11 に連設された操作部 12 と、この操作部 12 に設けられたスイッチ類 13 と、操作部 12 から延出する複合ケーブルであるユニバーサルケーブル 14 と、このユニバーサルケーブル 14 の延出端に配設された光源コネクタ 15 と、この光源コネクタ 15 の側部から延出する電気ケーブル 16 と、この電気ケーブル 16 の延出端に配設された電気コネクタ 17 と、を有して構成されている。なお、光源コネクタ 15 は、光源装置 4 に着脱自在に接続される。また、電気コネクタ 17 は、CCU 5 に着脱自

50

在に接続されている。

【0017】

CCU5は、光源装置4およびモニタ6に電氣的に接続されている。このCCU5は、内視鏡2が撮像した画像データを映像信号化して、モニタ6に表示させる。さらに、CCU5は、内視鏡2の操作部12に配設されたスイッチ類13の操作信号が入力され、これら信号に基づいて、光源装置4を制御したり、生理的食塩水などの洗浄水が貯留された送水装置である送水タンク24にCCU5からエアを送り、この送水タンク24内の洗浄水を送水シース3に送液制御したりするための制御手段である制御装置を構成している。なお、送水タンク24は、CCU5に着脱自在な送気コネクタ26が端部に設けられた送気チューブ25が接続されている。

10

【0018】

次に、内視鏡システム1の主に内部構成について、図2に基づいて、以下に説明する。

CCU5は、各回路および各ユニットへ電源供給するための電源51と、各処理を行う処理回路(CPU)を備えた制御部52と、制御部52からの制御信号を受けて、電源51や回路などとの接続を切替えるスイッチ回路53と、処理アルゴリズムなどを格納するメモリ54と、圧電振動子37へ駆動信号を出力する電源供給系である駆動信号供給系55と、挿入部11の先端部分に配置される撮像ユニット34にクロック信号、制御信号などを送るタイミング発生回路56と、撮像ユニット34から画像信号が入力され、画像処理を行い、モニタ6へ画像処理を受けた画像信号を出力する画像処理回路57と、を備えている。

20

【0019】

なお、駆動信号供給系55は、基準信号を生成する信号発生回路58と、この信号発生回路58からの信号を挿入部11の先端部分に配置される圧電振動子37の駆動に必要な電力量を有する駆動信号へ増幅する増幅回路59と、を備えている。この駆動信号供給系55の信号発生回路58および増幅回路59は、それらの状態が検出回路60によってモニタされている。また、駆動信号供給系55は、制御部52により制御信号が入力され、信号発生回路58および増幅回路59が制御される。検出回路60は、信号発生回路58および増幅回路59のモニタ結果を検出信号として、制御部52に出力する。

30

【0020】

操作部12は、送水と共に表面弾性波(図8参照)の発生/停止の指示を与えるスイッチ類13の操作に基づき入力信号が入力され、操作信号を制御部52へ出力する操作回路61を備えている。なお、CCU5は、ここでは不図示のポンプ制御回路と、コンプレッサであるポンプと、を有している。

【0021】

光源装置4は、ハロゲンランプなどの光源と、この光源を駆動する光源制御回路と、を有して構成されている(いずれも不図示)。なお、光源制御回路は、CCU5の制御部52と電氣的に接続されて、この制御部52により制御される。

【0022】

次に、内視鏡2の挿入部11の先端部分の構成について、図3および図4に基づいて、以下に説明する。

40

内視鏡2の挿入部11は、図3および図4に示すように、挿入部外装を構成する金属製の管状部材31の先端に、観察窓であるここでは略円盤状のガラス板の透明部材32が接着剤を介して接合されている。

【0023】

管状部材31の内部には、撮像用光学系を含む上述した撮像ユニット34と、ここでは2本の照明用のライトガイド33が配置されている。撮像ユニット34の内部には、詳細には図示しないが、結像用光学系、固体撮像素子およびそのドライバチップが組み込まれており、通信ケーブル35が根元方向へ引き出されている。

【0024】

50

また、透明部材 3 2 の内表面（裏面）には、観察視野を妨げない位置、つまり対向配置された撮像ユニット 3 4 の外方（ここでは外周一部から所定距離だけ離間した方向）の一領域側に、例えば、P Z T からなる矩形の圧電振動子 3 7 が貼着されている。圧電振動子 3 7 には、配線 3 6 が接続され、電氣的に駆動されるようになっている。つまり、圧電振動子 3 7 には、加振のための電圧を供給する配線 3 6 が内視鏡 2 の根元方向に引き出されている。また、圧電振動子 3 7 の透明部材 3 2 への固定は、接着剤による固定に限定することなく、半田などを用いてもよい。さらに、管状部材 3 1 と透明部材 3 2 とを、ビス留め固定しても良い。この圧電振動子 3 7 は、その共振周波数または共振周波数近傍で駆動され、超音波振動を透明部材 3 2 内に発生させる（図 8 参照）。

【 0 0 2 5 】

透明部材 3 2 は、図 3（図 8）に示すように、内表面（裏面）に貼着された圧電振動子 3 7 に対向した外表面の位置に、超音波振動を回折して表面弾性波に変換（偏向）する偏向部の回折格子 4 0 が設けられている。ここでの回折格子 4 0 は、透明部材 3 2 の外表面に形成された断面矩形の複数の凹凸、ここでは 5 つの溝部 4 0 a である（図 8 参照）。これら溝部 4 0 a は、透明部材 3 2 の外表面に等間隔で並列形成され、それぞれが平行な直線凹部状の溝である。

【 0 0 2 6 】

上述の圧電振動子 3 7 から発生された超音波振動は、主として圧電振動子 3 7 の貼着面（透明部材 3 2 の内表面）に垂直な方向に伝播し、圧電振動子 3 7 に対向した透明部材 3 2 の回折格子 4 0 に入射する。この回折格子 4 0 に入射した超音波振動は、回折格子 4 0 により透明部材 3 2 の外表面を伝播する表面弾性波に変換（偏向）される（図 8 参照）。

【 0 0 2 7 】

また、内視鏡 2 の構成部品は、管状部材 3 1 と、接合された透明部材 3 2 によって封止されており、高圧蒸気による滅菌処理に耐え得る構造となっている。

さらに、本実施形態においては、透明部材 3 2 の撮像ユニット 3 4 の撮像光学系と対向する内表面は平面状としているが、撮像光学系に対向する面の一部が凸レンズ状もしくは凹レンズ形状として、撮像光学系の一部を構成しても良い。

【 0 0 2 8 】

また、本実施の形態のライトガイド 3 3 は、ユニバーサルケーブル 1 4 へ延設され、ライトガイド 3 3 が光源コネクタ 1 5 で終端されている。そして、通信ケーブル 3 5 および配線 3 6 が電気ケーブル 1 6 を介して、電気コネクタ 1 7 に接続されている。

【 0 0 2 9 】

つまり、内視鏡 2 は、ユニバーサルケーブル 1 4 および電気ケーブル 1 6 を介して、ライトガイド 3 3 が光源制御回路を含む光源装置 4 の光源に、撮像ユニット 3 4 から引き出された通信ケーブル 3 5 が C C U 5 の画像処理回路 5 7 に、圧電振動子 3 7 から引き出された配線 3 6 が C C U 5 の加振手段を構成する駆動信号供給系 5 5 に、夫々接続される構成となっている。

【 0 0 3 0 】

次に、送水シース 3 について図 1、図 5 および図 6 に基づいて、以下に説明する。

送水シース 3 は、先端部材を備えた被覆チューブ 2 1 と、この被覆チューブ 2 1 の基端に連設された接続部 2 2 と、この接続部 2 2 の側部から延出する送水チューブ 2 3 と、を有して構成されている。なお、送水チューブ 2 3 の延出端は、送水タンク 2 4 に接続されている。この送水タンク 2 4 には、C C U 5 の送気コネクタ 2 6 に一端が接続された送気チューブ 2 5 の他端が接続されている。

【 0 0 3 1 】

送水シース 3 の被覆チューブ 2 1 は、チューブ本体 4 1 と、このチューブ本体 4 1 の先端に嵌着された略円筒形状の先端部材 4 2 と、を有して構成されている。チューブ本体 4 1 の肉厚部分の一部には、送水用の断面円形状の送水路 4 3 が 1 つ形成されている。この送水路 4 3 は、接続部 2 2 まで配設され、この接続部 2 2 を介して送水チューブ 2 3 と連

10

20

30

40

50

通している。

【0032】

先端部材42は、チューブ本体41の送水路43に対向する位置の開口端面に沿った板体である、ひさし部44を有している。

【0033】

このように構成された送水シース3は、送水路43が送水タンク24と送水チューブ23を介して連通するように接続される。そして、送水タンク24内の洗浄水である生理食塩水などは、ポンプ制御回路によって制御されるポンプからのエアにより送水タンク24内の圧力が上昇されることで、送水路43中に送液されて内視鏡先端部へ流れるようになっている。

10

【0034】

以上に説明した本実施の形態の内視鏡システム1は、図7に示すように、内視鏡2の挿入部11が送水シース3の被覆チューブ21に挿通配置され、例えば、腹腔鏡下外科手術に用いられる。

【0035】

ここで、内視鏡システム1の使用時において、圧電振動子37の駆動制御の一例について、図9から図11のフローチャートにおけるルーチン(ステップS)に従い実行され、さらに図8、図12および図13を用いて、その制御例を以下に説明する。

まず、ステップS1において、制御部52は、操作回路61からの操作信号の状態、つまり信号入力があるか否かを判断する。ユーザにより表面弾性波の発生を意図するON操作がスイッチ類13を用いてなされると、操作回路61からの操作信号の電圧レベルがハイ(High)となり、ステップS2およびステップS3の処理(サブルーチンA、B)のループ処理(繰り返し処理)を実行する。

20

【0036】

なお、スイッチ類13が非操作(OFF操作)の信号非入力の状態となる、操作回路61からの操作信号の電圧レベルがロー(Low)の場合、制御部52は、ステップS2およびステップS3のループ制御に移行しない、またはこのループ処理から抜ける。

【0037】

ステップS2において、制御部52は、図10に示すサブルーチンAの制御を実行する。このサブルーチンAにおいて、制御部52は、ステップS11の増幅回路59に電源供給を行う。このとき、制御部52の処理回路からの制御信号により、スイッチ回路53が電源51から増幅回路59へ電源を供給する経路に切替える。

30

【0038】

次いで、制御部52は、ステップS12において、内部のカウンタiをリセットする。

そして、ステップS13において、制御部52は、信号発生回路58に電源供給を行う。このとき、制御部52の処理回路からの制御信号により、スイッチ回路53が電源51から信号発生回路58へ電源を供給する経路に切替える。これにより、信号発生回路58において発生した信号が増幅回路59へ入力され、圧電振動子37の駆動に必要な電力量を有する駆動信号へ増幅された上で、圧電振動子37に出力される。

40

【0039】

なお、ステップS11からステップS13のルーチンの実行により、制御部52は、スイッチ回路53の切替え制御により、まず、増幅回路59に電源を供給してハイ(High)にした後、所定の時間t経過後に信号発生回路58に電源を供給してハイ(High)にする(図13参照)。これにより、基準信号を生成する信号発生回路58が駆動される前に増幅回路59が駆動され、生成された基準信号に基づいて増幅され、圧電振動子37の駆動に必要な電力量を有する駆動信号が出力されて圧電振動子37が駆動される。また、制御部52の処理回路からの制御信号により、信号発生回路58は、生成する基準信号の信号値を変化させることができる。

【0040】

50

次に、ステップ S 1 4 において、制御部 5 2 は、内部のカウンタ i のカウントアップを行い、ステップ S 1 5 において、カウンタ i の判断を行うと共に、ステップ S 1 3 からステップ S 1 4 の処理のループ処理（繰り返し処理）を抜けるか否かの判定処理を行う。なお、ステップ S 1 5 において、制御部 5 2 は、カウンタ i が後述の閾値 X に達しているか否かを判定している。

【 0 0 4 1 】

また、メモリ 5 4 には、回折格子 4 0 の端部 P から透明部材 3 2 の端部 Q までの距離 d を（図 1 2 参照）、表面弾性波 の速度 v で除することにより得られる値 $T (= d / v)$ を 2 倍した値を上限とする時間量 $TH (< 2 T$: 図 1 3 参照) だけ駆動信号を圧電振動子 3 7 へ供給するための閾値 X が格納されている。

10

【 0 0 4 2 】

この閾値 X に応じた時間量 TH が経過（カウンタ i 閾値 X）すると、ステップ S 1 6 において、制御部 5 2 は、スイッチ回路 5 3 を制御して、信号発生回路 5 8 への電源供給を止める。このとき、制御部 5 2 の処理回路からの制御信号により、スイッチ回路 5 3 が電源 5 1 から信号発生回路 5 8 への電源供給を行わない経路に切替える。

【 0 0 4 3 】

以上のサブルーチン A がなされると、図 9 のメインルーチンに移行し、ステップ S 3 が実行される。このステップ S 3 においては、図 1 1 に示すサブルーチン B を実行する。

【 0 0 4 4 】

このサブルーチン B においては、制御部 5 2 は、ステップ S 2 1 において、内部のカウンタ j をリセットする。次に、ステップ S 2 2 において、制御部 5 2 は、増幅回路 5 9 への電源供給を停止する。このとき、制御部 5 2 の処理回路からの制御信号により、スイッチ回路 5 3 が電源 5 1 から増幅回路 5 9 への電源供給を行わない経路に切替える。

20

【 0 0 4 5 】

なお、ステップ S 1 6 およびステップ S 2 2 のルーチンでは、制御部 5 2 は、スイッチ回路 5 3 の切替え制御により、先ず、信号発生回路 5 8 への電源を停止してロー（Low）にした後、所定の時間 t 経過後に増幅回路 5 9 への電源を停止してロー（Low）にする（図 1 3 参照）。これにより、基準信号を生成する信号発生回路 5 8 が駆動している間は、常に増幅回路 5 9 が駆動され、生成された基準信号に基づいて増幅された必要な電力量の駆動信号を圧電振動子 3 7 に出力することができる。

30

【 0 0 4 6 】

そして、ステップ S 2 3 において、制御部 5 2 は、内部のカウンタ j のカウントアップを行い、ステップ S 2 4 においてカウンタ j が所定の値（設定した閾値 Y）に達したか否かの判断を行うと共にステップ S 2 2 からステップ S 2 3 の処理のループ処理（繰り返し処理）を抜けるか否かの判定処理を行う。

【 0 0 4 7 】

すなわち、メモリ 5 4 に設定した閾値 Y に応じた時間量 TL （図 1 3 参照）だけ圧電振動子 3 7 への駆動信号の供給を止める。なお、使用する圧電振動子 3 7 の物性などを考慮してメモリ 5 4 内に閾値 Y を設定して格納すればよい。この閾値 Y に応じた時間量は、回折格子 4 0 の端部 P から透明部材 3 2 の端部 Q までの距離 d を（図 1 2 参照）、表面弾性波 の速度 v で除することにより得られる値 $T (= d / v)$ を 2 倍した値を 下限 とする時間量 $TL (> 2 T$: 図 1 3 参照) とする。

40

【 0 0 4 8 】

なお、前記時間量 TL が前記時間量 T の 2 倍以上とした場合、回折格子 4 0 に偏向されて透明部材 3 2 に伝播して、管状部材 3 1 に到達した表面弾性波 が反射されて逆方向の表面弾性波 が生じて、この逆方向の表面弾性波 全てが回折格子 4 0 に到達後に、再度、圧電振動子 3 7 が駆動される。これにより、管状部材 3 1 で反射する逆方向の表面弾性波 によって、新たに発生させる回折格子 4 0 に偏向されて進行する表面弾性波 の減衰を防止することができる。

【 0 0 4 9 】

50

以上のサブルーチンBが実行されると、図9のメインルーチンに移行し、ステップS4が実行される。ステップS4においては、制御部52は、検出回路60の検出信号からスイッチ回路53による電源51からの信号発生回路58への電源供給の状態を把握する。このとき、制御部52は、信号発生回路58の電源電圧レベルがハイ(High)であれば、ステップS5に移行し、スイッチ回路33を切替え制御して、電源51から信号発生回路58への電源供給を停止する。つまり、制御部52の処理回路からの制御信号により、スイッチ回路53が電源51から信号発生回路58への電源供給を行わない経路に切替える。

【0050】

一方、ステップS4の判断において、制御部52は、信号発生回路58の電源電圧レベルがロー(Low)の状態であるとき、ステップS6へ移行する。このステップS6において、制御部52は、検出回路60の検出信号からスイッチ回路53による電源51からの増幅回路59への電源供給の状態を把握する。

10

【0051】

このとき、制御部52は、増幅回路59の電源電圧レベルがハイ(High)であれば、ステップS7に移行し、スイッチ回路53を切替え制御して、電源51から増幅回路59への電源供給を止める。つまり、制御部52の処理回路からの制御信号により、スイッチ回路53が電源51から増幅回路59への電源供給を行わない経路に切り替える。

【0052】

一方、ステップS6の判断において、制御部52は、増幅回路59の電源電圧レベルがロー(Low)の状態であるとき、メインルーチンを終了する。また、ステップS7の処理を経た場合も、制御部52は、メインルーチンを終了する。ただし、通常の内視鏡システム1の使用状態において、図9に示したメインルーチンは、繰り返し走らせておく。

20

【0053】

このように、本実施の形態の内視鏡システム1は、使用時に、図9に示したメインルーチンを走らせておけば、操作回路61からの操作信号を契機に圧電振動子37への駆動信号の供給と共に、駆動信号供給系55への電源供給を間欠的に行うことができる。

【0054】

つまり、図13のタイミングチャートに示したように、ユーザによる操作スイッチ類13のON操作により操作回路61からの操作信号の電圧レベルがハイ(High)の条件下において、制御部52によるスイッチ回路53の切替え制御によって、設定される閾値Xに応じた時間量THだけ電源51からの圧電振動子37へ駆動信号の供給を行い、駆動信号を圧電振動子37へ供給しない時間量として設定される閾値Yに応じた時間量TLでは電源51からの駆動信号供給系55へ電源供給が止められる。すなわち、操作回路61からの操作信号の電圧レベルがハイ(High)の条件下においては、図13に示したような駆動信号が圧電振動子37へ供給される。

30

【0055】

なお、ユーザによる操作スイッチ類13の非操作(OFF)時である、操作回路61からの操作信号の電圧レベルがロー(Low)の条件下においても、制御部52によるスイッチ回路53の切替え制御によって、電源51から駆動信号供給系55へ電源供給が止められる。

40

【0056】

以上のように、本実施の形態の内視鏡システム1は、表面弾性波による観察窓である透明部材32の洗浄を行なわない(圧電振動子37を駆動しない)間において、スイッチ回路53の切替えによって、電源51からの駆動信号供給系55への電源供給を止めることにより、駆動信号供給系55を構成する信号発生回路58と増幅回路59でのバイアス電流に起因する消費電力の低減を図ることができる。

【0057】

また、制御部52は、ユーザによる操作スイッチ類13のON操作により操作回路61からの操作信号の電圧レベルがハイ(High)に切替えられると、まず、スイッチ回路

50

53の切替制御により、増幅回路59をハイ(High)にした後、所定の時間 t 経過後に信号発生回路58をハイ(High)にする。

【0058】

そして、制御部52は、閾値 X に応じた時間量 TH 経過時に、先ず、スイッチ回路53の切替制御により、信号発生回路58をロー(Low)にした後、所定の時間 t 経過後に増幅回路59をロー(Low)にする。

【0059】

このような制御により、先ず、増幅回路59が起動された後に、信号発生回路58が起動されるため、信号発生回路58で生成する基準信号を増幅回路59によって圧電振動子37の駆動に必要な電力量の駆動信号への増幅を安定して行なうことができる。

10

【0060】

以上の実施の形態に記載した発明は、その実施の形態および変形例に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。さらに、上記実施の形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得るものである。

【0061】

例えば、実施の形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、述べられている課題が解決でき、述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得るものである。

20

【符号の説明】

【0062】

- 1 ... 内視鏡システム
- 1 ... 内視鏡装置
- 2 ... 内視鏡
- 3 ... 送水シース
- 4 ... 光源装置
- 5 ... カメラコントロールユニット(CCU)
- 6 ... モニタ
- 11 ... 挿入部
- 12 ... 操作部
- 13 ... スイッチ類
- 13 ... 操作スイッチ類
- 14 ... ユニバーサルケーブル
- 15 ... 光源コネクタ
- 16 ... 電気ケーブル
- 17 ... 電気コネクタ
- 21 ... 被覆チューブ
- 22 ... 接続部
- 23 ... 送水チューブ
- 24 ... 送水タンク
- 25 ... 送気チューブ
- 26 ... 送気コネクタ
- 31 ... 管状部材
- 32 ... ガラス板
- 33 ... ライトガイド
- 34 ... 撮像ユニット
- 35 ... 通信ケーブル
- 36 ... 配線
- 37 ... 圧電振動子
- 40 ... 回折格子

30

40

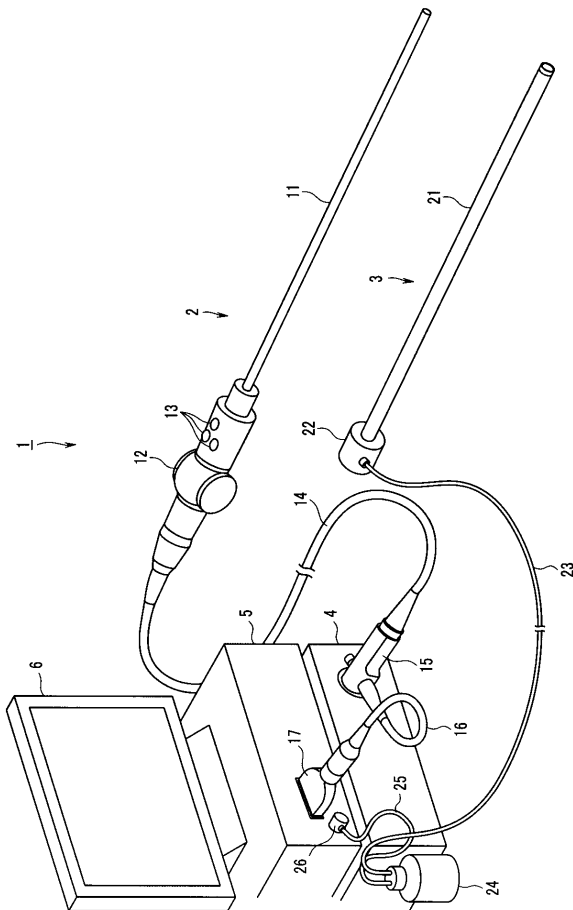
50

- 40 a ... 溝部
- 41 ... チューブ本体
- 42 ... 先端部材
- 43 ... 送水路
- 44 ... ひさし部
- 51 ... 電源
- 52 ... 制御部
- 53 ... スイッチ回路
- 54 ... メモリ
- 55 ... 駆動信号供給系
- 56 ... タイミング発生回路
- 57 ... 画像処理回路
- 58 ... 信号発生回路
- 59 ... 増幅回路
- 60 ... 検出回路
- 61 ... 操作回路
- d ... 距離
- f ... 超音波振動
- i, j ... カウンタ
- TH, TL ... 時間量
- v ... 速度
- X, Y ... 閾値
- t ... 時間
- ... 超音波振動
- ... 表面弾性波

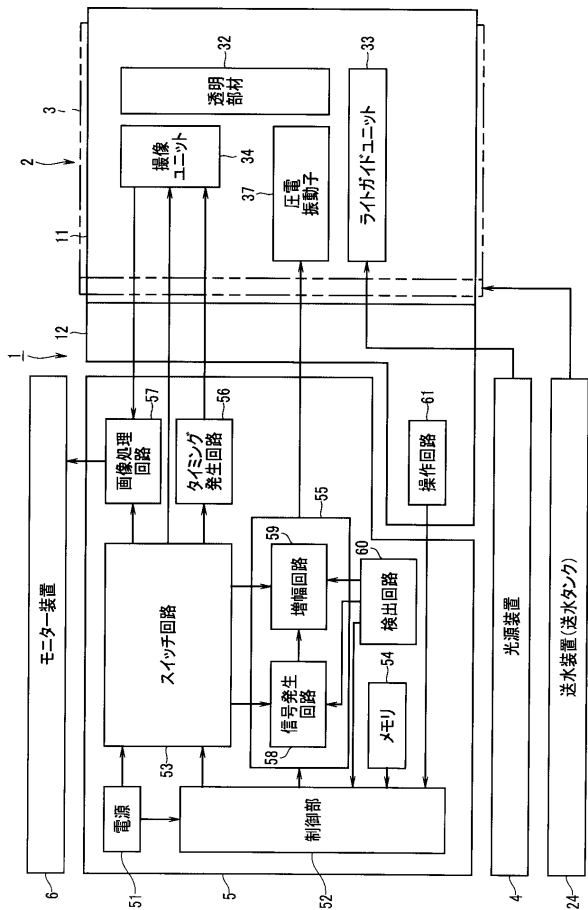
10

20

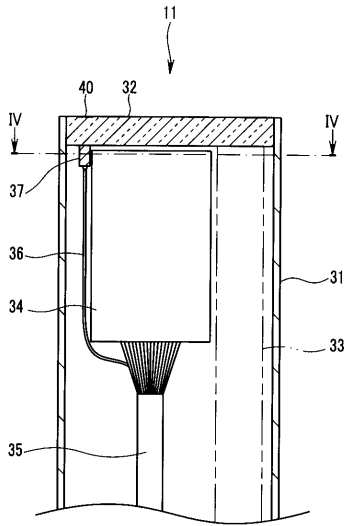
【 図 1 】



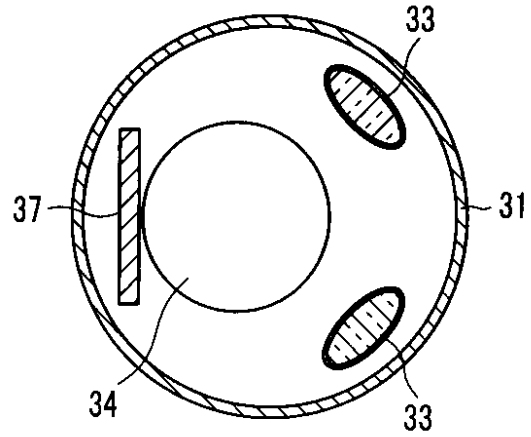
【 図 2 】



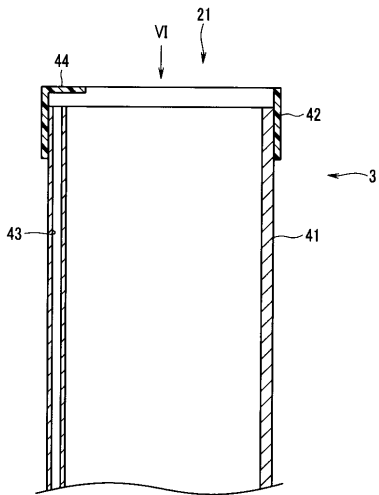
【 図 3 】



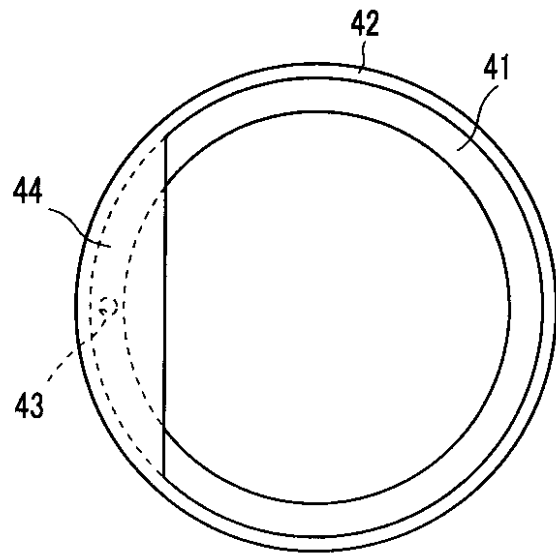
【 図 4 】



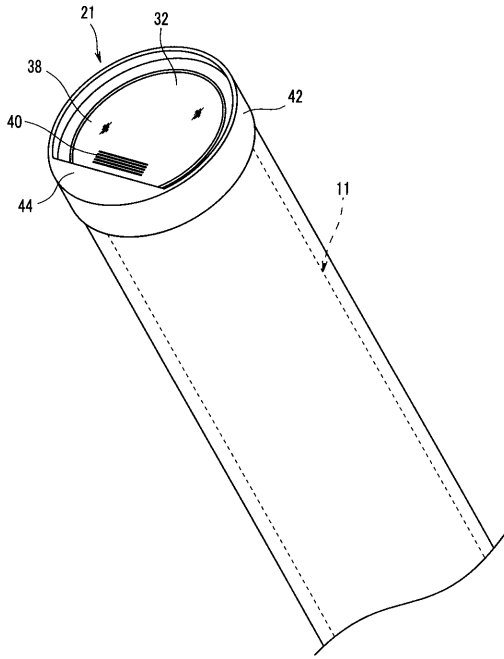
【 図 5 】



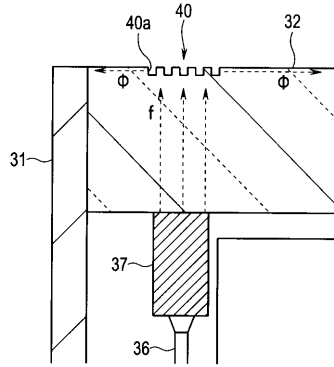
【 図 6 】



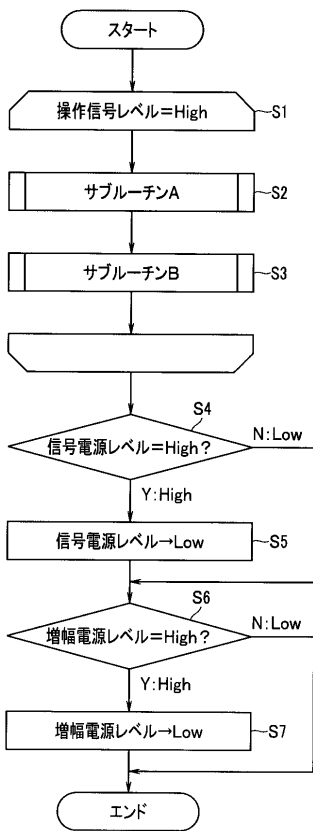
【 図 7 】



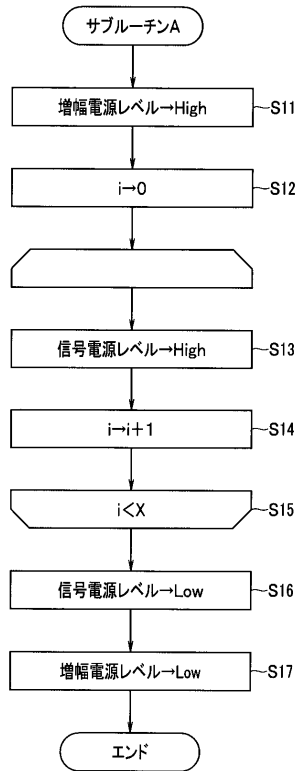
【 図 8 】



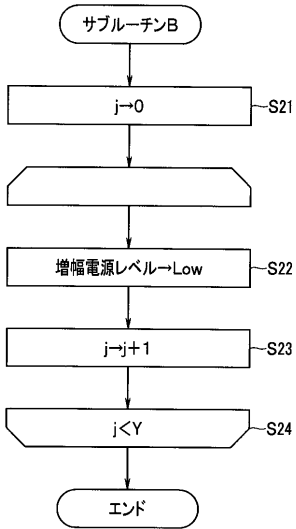
【 図 9 】



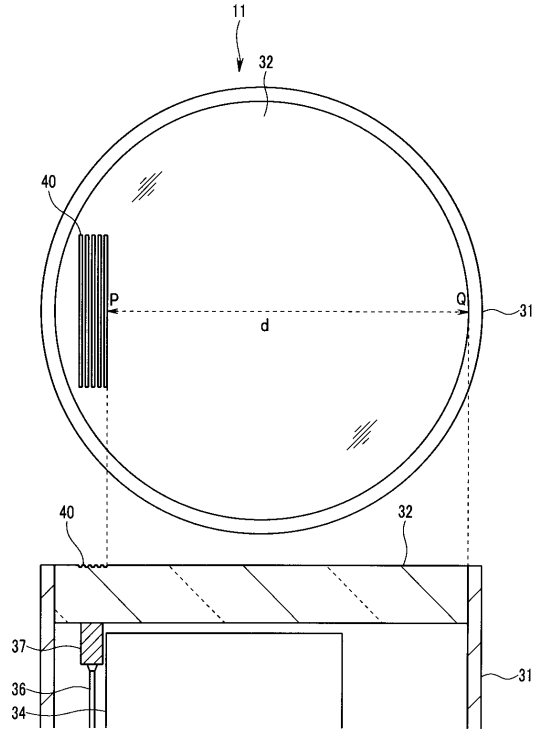
【 図 10 】



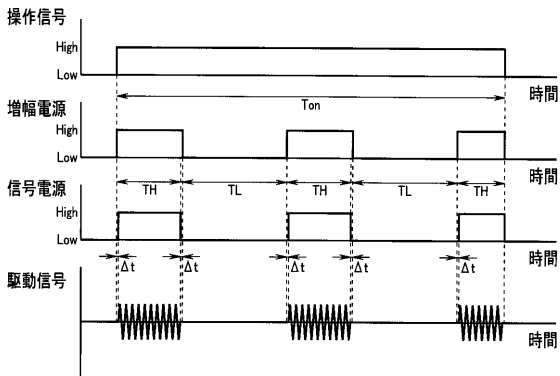
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



专利名称(译)	内窥镜装置		
公开(公告)号	JP2012213483A	公开(公告)日	2012-11-08
申请号	JP2011080250	申请日	2011-03-31
[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	菅原建功		
发明人	菅原 建功		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.Q A61B1/04.372 A61B1/00.R A61B1/00.715 A61B1/05 A61B1/12.530 A61B1/313		
F-TERM分类号	4C161/AA24 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD01 4C161/FF38 4C161/FF40 4C161/FF42 4C161/FF47 4C161/HH04 4C161/LL02		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜装置，该内窥镜装置能够降低用于驱动在观察窗上产生表面声波的压电振动器的功耗。内窥镜设备1包括：用于观察窗的透明构件32；产生超声波振动f的压电振动器37；基于操作开关13的操作输出操作信号的操作电路61；以及压电元件。衍射光栅40，将由振动器37产生的超声波振动f转换成传播到透明构件32的外表面的表面声波Φ，将驱动信号提供给压电振动器37的驱动信号提供系统55以及驱动器。在通过操作电路61输入操作信号的同时，将电源提供给信号提供系统55的电源51，以及在驱动信号的输出和停止之间从驱动信号提供系统55向压电振动器37进行切换的开关电路53。控制部52，用于控制开关电路53，以间歇地切换向压电振动器37的驱动信号的输出和停止。[选择图]图2

