

(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
2012年12月13日(13.12.2012)



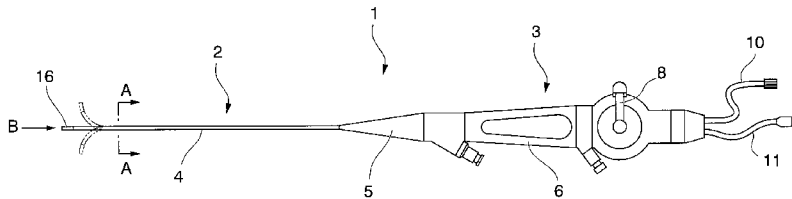
(10) 国際公開番号
WO 2012/169511 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/04 (2006.01)
 - (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/064522
 - (22) 国際出願日: 2012年6月6日(06.06.2012)
 - (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:
61/493,712 2011年6月6日(06.06.2011) US
 - (71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 株式会社フジクラ(Fujikura Ltd.) [JP/JP]; 〒1358512 東京都江東区木場1丁目5番1号 Tokyo (JP).
 - (72) 発明者; および
 - (75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 胡 尉之(HU Wei-Zhi) [CN/JP]; 〒2858550 千葉県佐倉市六崎1440番地 株式会社フジクラ 佐倉事業所内 Chiba (JP). 瀬木 武(SEGI Takeshi) [JP/JP]; 〒2858550 千葉県佐倉市六崎1440番地 株式会社フジクラ 佐倉事業所内 Chiba (JP). 中楯健一(NAKATATE Kenichi) [JP/JP]; 〒2858550 千葉県佐倉市六崎1440番地 株式会社フジクラ 佐倉事業所内 Chiba (JP). 石橋 健一(ISHIBASHI Kenichi) [JP/JP]; 〒2858550 千葉県佐倉市六崎1440番地 株式会社フジクラ 佐倉事業所内 Chiba (JP).
 - (74) 代理人: 志賀 正武, 外(SHIGA Masatake et al.); 〒1006620 東京都千代田区丸の内一丁目9番2号 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, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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, 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, 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: ELECTRONIC ENDOSCOPE

(54) 発明の名称: 電子式内視鏡

[図1]



(57) Abstract: An electronic endoscope, which is capable of reducing a burden on a patient, while being configured to enable an insertion part and an operating part to be freely attached and detached, is provided. Thus, this electronic endoscope is provided with: an elongated insertion part which is provided with a solid-state image sensor at the tip, and which is inserted in a subject; and an operating part that can be freely attached to and detached from the other end of the insertion part. The electronic endoscope is configured in such a manner that: at least part of an interface board, which generates and outputs image signals from RAW data obtained by the solid-state sensor, is positioned inside the operating part; a first electrical cable that transmits the RAW data obtained by the solid-state sensor is connected via a connector to the interface board, or midway to the interface board; and, when attaching/detaching the insertion part to/from the operating unit, the insertion part is attached/detached via the connector.

(57) 要約: 挿入部と操作部とを着脱自在としながら、患者への負担を軽減させることができる電子内視鏡を提供する。そのために、本発明の電子内視鏡は、先端に固体撮像素子を備え、被検体に挿入される長尺状の挿入部と、挿入部の他端に着脱自在に接続される操作部とを備え、操作部の内部には、固体撮像素子によって得られたRAWデータから画像信号を生成して出力するインターフェース基板の少なくとも一部が配置されており、固体撮像素子によって得られたRAWデータを伝送する第1の電気ケーブルは、インターフェース基板に、またはインターフェース基板までの途中でコネクタ接続されており、挿入部を操作部に着脱する際には、コネクタ部分で着脱される構成とした。



WO 2012/169511 A1

明 細 書

発明の名称：電子式内視鏡

技術分野

[0001] 本発明は、固体撮像素子を用いた電子式の内視鏡に関し、特に被検体に挿入される挿入部と操作部とが着脱自在とされた電子内視鏡に関する。

本願は、2011年6月6日に、米国に出願された仮出願番号61/493,712に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

背景技術

[0002] 人体や動物などの生体の内部、あるいは各種機械や設備などの内部の状況を観察するために、内視鏡が広く使用されている。内視鏡は、生体などの観察対象物の内部にイメージファイバを挿入して、観察対象部位の画像を観察対象物の外部に光学的に導き出して観察するタイプのもの（ファイバ스코ープ）と、観察対象物の内部に小型固体撮像素子を挿入し、観察対象部位の画像を電気信号に変換して、その電気信号を観察対象物の外部に導き出し、外部のモニタにより画像を観察する、電子式のものなどが主として使用されている。

[0003] この種の固体撮像素子からなるイメージセンサを使用した内視鏡における、観察対象物の内部に挿入される挿入部は、使用することによって患者の血液などによって汚染される。汚染された挿入部は、通常は洗浄消毒を経て再利用されるが、近年、洗浄消毒の手間を軽減させるために、挿入部を着脱自在とし、使い捨てとすることができる電子内視鏡が提案されている（例えば、特許文献1参照）。

しかしながら、このような電子内視鏡においては、固体撮像素子を搭載する基板の外形を小さくするのが困難なため、挿入部の先端部の小径化が難しかった。このため、挿入部の先端部が大径化してしまい、患者への負担が少なくなかった。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開平6-254047号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 本発明は、以上のような事情を背景としてなされたもので、挿入部を着脱自在としつつ挿入部の先端部を小径化して患者への負担を軽減させることができる電子内視鏡を提供することを課題とするものである。

課題を解決するための手段

[0006] したがって本発明の電子内視鏡は、先端に固体撮像素子を備え、被検体に挿入される長尺状の挿入部と、前記挿入部の他端に着脱自在に接続される操作部とを備え、前記操作部の内部には、前記固体撮像素子によって得られたRAWデータから画像信号を生成して出力する回路基板の少なくとも一部が配置されており、前記固体撮像素子によって得られたRAWデータを伝送する第1の電気ケーブルは、前記回路基板にまたは前記回路基板までの途中でコネクタ接続されており、前記挿入部を前記操作部に着脱する際には、コネクタ部分で着脱されることを特徴とする。

[0007] 上記構成によれば、RAWデータの変換を操作部に配置された回路基板で実行することによって、固体撮像素子に搭載する電気回路を最小限にできるため、挿入部の先端を小径化することができる。また、挿入部に回路基板を配置する必要がないため、挿入部をより安価に製造することができ、使い捨てできる挿入部として好ましい形態とすることができる。

また、挿入部を操作部に装着すると同時に、電気ケーブルの電氣的な接続が行われるため、挿入部と操作部との装着をより容易とすることができる。また、電気ケーブルを分割可能としたことにより、回路基板の配置の自由度を高めることができる。

[0008] また、前記電子内視鏡において、前記挿入部の内部には、前記挿入部の他端側に設けた光源からの光を伝えて前記挿入部の先端から出射する光ファイ

バが内蔵されていることが好ましい。

[0009] 上記構成によれば、観察の際、挿入部の先端前方に光を照射しながら観察することができる。

[0010] また、前記電子内視鏡において、前記挿入部の先端の内部には発光素子が設けられ、前記発光素子には第2の電気ケーブルによって前記回路基板から電力が供給され、前記第2の電気ケーブルは、前記回路基板に、または前記回路基板までの途中でコネクタ接続されており、前記挿入部を前記操作部に着脱する際には、コネクタ部分で着脱されることが好ましい。

[0011] 上記構成によれば、発光素子を発光させるために新たな光源を必要としないため、構成を簡素化することができるとともに、また、電気ケーブルを分割可能としたことにより、回路基板の配置の自由度を高めることができる。

[0012] また、前記電子内視鏡において、前記回路基板を、前記固体撮像素子によって得られたRAWデータをデジタルデータ信号に変換するためのアナログ／デジタル変換回路が搭載された第1の基板部と、前記デジタルデータ信号を処理して画像信号を生成するための画像信号生成回路部が搭載された第2の基板部とに分割した構成とすることができる。そしてその場合、前記第1の基板部を前記挿入部内に配置し、前記第2の基板部を前記操作部に配置することが好ましい。

[0013] 上記構成によれば、コネクタ接続部分を通過する信号は既にデジタル化されているため、コネクタ接続部分における信号波形の崩れや減衰による悪影響を最小限に抑えることができる。またその結果、電気ケーブルの長さ（伝送路長さ）を比較的長く定めることが可能となる。

[0014] さらに、上述のように前記回路基板を、第1の基板部と第2の基板部とに分割した構成とした場合、第1の基板部と第2の基板部の両者を前記操作部に配置しても良い。その場合、第1の基板部および第2の基板部が、それらの板面が互いに平行となるように間隔を置いて重ねられるとともに、それらの相互間が連結された構成とすることが望ましい。

さらに、第1の基板部は挿入部内に配置され、第2の基板部は操作部に配

置され、第1の基板部と第2の基板部との間がコネクタ接続されるように構成されていることが好ましい。

[0015] 上記構成によれば、第1の基板部と第2の基板部とからなる回路基板の全体をコンパクト化して、それを収容する操作部を小型化することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]本発明の実施形態の電子内視鏡の側面図である。

[図2]本発明の実施形態の電子内視鏡の下面図である。

[図3]本発明の実施形態の電子内視鏡の分解側面図である。

[図4A]図1のA-A線における拡大断面図である。

[図4B]図1のB矢視図である。

[図5A]撮像モジュールを示す図である。

[図5B]ライトガイドを示す図である。

[図5C]撮像モジュールとライトガイドの組み合わせを示す図である。

[図6]先端ユニットの拡大側面図である。

[図7]挿入部と操作部の接続部の拡大図である。

[図8]電子内視鏡の電気接続構成の一例を示す模式図である。

[図9]インターフェース基板の回路構成の一例を示すブロック図である。

[図10]インターフェース基板を2分割した場合の回路構成の一例を示すブロック図である。

[図11]インターフェース基板を2分割した場合の電子内視鏡の電気接続構成の一例を示す模式図である。

[図12]インターフェース基板を2分割した場合の挿入部と操作部の接続部の一例の拡大図である。

[図13]インターフェース基板を2分割した場合の回路構成の別の例を示すブロック図である。

[図14]インターフェース基板を2分割した場合の挿入部と操作部の接続部の他の例の拡大図である。

[図15]インターフェース基板を2分割した場合の基板分割構造と、挿入部および操作部の接続部構造の一例の拡大図である。

[図16]インターフェース基板を2分割した場合の基板分割構造と、挿入部および操作部の接続部構造の他の例の拡大図である。

[図17]インターフェース基板を2分割した場合の挿入部と操作部の接続部のさらに別の例の拡大図である。

[図18A]別の実施形態の挿入部本体の断面図である。

[図18B]別の実施形態の挿入部本体の断面図である。

発明を実施するための形態

[0017] 以下、本発明の実施形態について、図面を参照して詳細に説明する。

[0018] 図1は、この実施形態の電子内視鏡1の全体構成を示した側面図であり、図2は下面図である。

図1及び図2に示すように、電子内視鏡1は、被検体の観察部位に挿入される長尺状の挿入部2と、この挿入部の他端側に設けられ、電子内視鏡1を把持、操作する為の操作部3とから構成されている。

挿入部2は、挿入部本体4と、折れ止め5とからなる。操作部3は、操作部本体6と、挿入部2の先端付近を屈曲操作するための操作レバー8と、ライトガイド接続部9と、撮像された画像を外部に出力する為の、アナログ画像ケーブル10、デジタル画像ケーブル11とを有する。挿入部2の内部に配置される後述のライトガイド17（図4A、図4B）は、ライトガイド接続部9を介して外部ライトガイド60と接続可能に構成されており、外部ライトガイド60を伝送してきた光は、外部ライトガイド60がライトガイド17に接続されることによって、電子内視鏡1に導入される。また、後述するように、ハンドル8を操作してアングルワイヤ44を駆動させることにより、挿入部2の先端付近は屈曲操作することができる。

[0019] 電子内視鏡1は、挿入部2の先端部16に設けられた対物レンズ系26（図6参照）を介して固体撮像素子25（図6参照）によって撮影された被検体の画像を観察するものである。

以下、本実施形態の電子内視鏡 1 の構造の詳細について述べる。

[0020] 図 3 に示すように、本実施形態の電子内視鏡 1 においては、挿入部 2 と操作部 3 とは着脱自在とされている。具体的には、挿入部 2 の折れ止め 5 に設けられた雄接続部 1 4 と、操作部本体 6 に設けられた雌接続部 1 5 とによって、着脱自在に接続することができる。また、操作部本体 6 の内部には、インターフェース基板 1 3 が内蔵固定されている。

挿入部 2 と操作部 3 とはコネクタ 3 4 によって電氣的に接続されている。すなわちコネクタ 3 4 は、雄接続部 1 4 に設けられた雄コネクタユニット 3 5 と、雌接続部 1 5 に設けられた雌コネクタユニット 3 6 とからなり、これらのコネクタユニット 3 5、3 6 が電氣的に接続され、挿入部 2 の先端部 1 6 に設けられた固体撮像素子 2 5 によって得られた RAW データがインターフェース基板 1 3 に送信可能となる。固体撮像素子 2 5 から送信された RAW データは、インターフェース基板 1 3 上の回路によって処理される。

[0021] 固体撮像素子 2 5 から送信されるアナログ RAW データの伝送距離は比較的短い（例えば 2 m ～ 3 m）、操作部本体 6 内のインターフェース基板 1 3 でデジタル化してから画像信号として再送することで、伝送距離を伸ばすことができる。

[0022] 図 4 A は、挿入部本体 4 の拡大断面図である。

図 4 A に示すように、竿状の挿入部本体 4 には、長手方向に沿って第一中空路（ルーメン）3 7 A、第二中空路 3 7 B、および一対のワイヤ用穴 4 3 が形成されているチューブ 1 8 A が設けられている。挿入部本体 4 には、第一中空路 3 7 A に挿通された撮像モジュール 1 2 と、第二中空路 3 7 B に挿通されたライトガイド 1 7 が設けられている。挿入部本体 4 には、一対のワイヤ用穴 4 3 に挿通された一対のアングルワイヤ 4 4 と、チューブ 1 8 A 最外周を全長に亘って覆っている外装 4 5 とが設けられている。

[0023] アングルワイヤ 4 4 は、挿入部 2 の先端近傍の屈曲操作に用いるワイヤである。挿入部 2 の先端近傍を屈曲させるには、操作レバー 8 を図 1 に示す中立状態からいずれかの方向に揺動させ、2 本のアングルワイヤ 4 4 の一方を

繰り寄せると共に、他方を繰り出す。

チューブ18Aは、可撓性を有する樹脂が好ましく、例えばポリアセタール樹脂やポリイミド樹脂を採用することができる。外装45は、例えば、SUSスパイラル、編組、及びシース（ポリウレタン樹脂等）からなる層構造をなしている。

[0024] 図4Bは、挿入部2の先端を示す図である。

図4Bに示すように、挿入部2の先端には、対物レンズ系26と、ライトガイド17が露出されている。

[0025] 図5A～図5Cは、挿入部本体4の内部に収納される撮像モジュール12、及びライトガイド17を示す図である。

図5Aに示すように、撮像モジュール12は、対物レンズ系26（図6参照）、固体撮像素子25（図6参照）等を備えた先端ユニット21と、4芯の同軸ケーブル22（電気ケーブル）からなる集合同軸ケーブル19（第1の電気ケーブル）と、雄コネクタ23とを有している。集合同軸ケーブル19は、例えば、4本の同軸ケーブル22を集合してなる4芯集合同軸ケーブルによって構成される。4本の同軸ケーブル22の集合体の全体は、接地導体層（シールド層）によって取り囲まれ、さらにその接地導体層は、保護被覆層（ジャケット）によって取り囲まれている。各同軸ケーブル22は、例えば、中心導体、中心導体を取り囲む絶縁体、絶縁体を取り囲む外部導体、外部導体を取り囲む保護被覆層とからなる。

図5Bに示すように、ライトガイド17は、先端側が開放され光が照射されるようになっているとともに、他端側に雄光コネクタ28が設けられている。ライトガイド17は、例えば複数のプラスチック光ファイバを束状に束ねることによって形成されている。

図5Cに示すように、雄コネクタ23と、雄光コネクタ28とは一体化することによって、雄コネクタユニット35とすることができる。

[0026] 図6は、撮像モジュール12の先端に設けられた先端ユニット21の拡大側面図である。図6に示すように、先端ユニット21は、先端ユニット21

の外形をなす円筒形状の先端スリーブ27と、その内部に設けられた回路基板24と、回路基板24の先端部近傍に取り付けられた固体撮像素子25と、対物レンズ系26とを有し、固体撮像素子25が対物レンズ系26からの出射光を受けて観察対象物の画像を光電変換するよう構成されている。

[0027] 先端スリーブ27は、硬質の樹脂又はステンレス鋼などの金属からなる。先端スリーブ27の外径は、例えば、1.5mm以下であり、1.0mm以下であることがより好ましい。先端スリーブ27は固体撮像素子25等を保護するものであり、先端スリーブ27の内側に接着樹脂が充填されることによって、回路基板24、対物レンズ系26等を固定している。

回路基板24には、固体撮像素子25から出力されるRAWデータを伝送するための同軸ケーブル22が接続されている。

また、固体撮像素子25にはCMOSイメージセンサが採用されている。回路基板24からは、固体撮像素子25のRAWデータの正出力(AOP)、負出力(AON)が同軸ケーブル22より出力される。また、インターフェース基板13との間でクロック信号(CLK)、同期信号(HSYNC)が同軸ケーブル22より送受信される。また、同軸ケーブル22より電源が供給される。

[0028] 図7は挿入部2と操作部3との接続部の拡大図である。図7に示すように、折れ止め5の後端には、円筒形状の雄接続部14が設けられている。雄接続部14の外周には、雄ねじが形成されており、後述する雌接続部15の雌ねじと接続されるように構成されている。また、折れ止め5の内部には、撮像モジュール12の雄コネクタ23及びライトガイド17の雄光コネクタ28とからなる雄コネクタユニット35が固定されている。

なお、挿入部2と操作部3とを接続するための機構は、ネジによる機構に限ることはないが、特別な工具等を用いることなく接続できることが好ましい。また、接続部やコネクタの雄雌は逆であってもよい。

[0029] 操作部3の前端には、雌接続部15が回転自在に設けられている。雌接続部15の内周には雌ねじが形成されており、挿入部2の雄接続部14と接続

されるように構成されている。また、雌接続部 15 には、雄コネクタユニット 35 と接続される雌コネクタユニット 36 が嵌め込まれている。雌コネクタユニット 36 は、雄コネクタ 23 と接続される電気接続部、及び雄光コネクタ 28 と接続される光接続部とを備えている。雌コネクタユニット 36 は集合同軸ケーブル 30（第 1 の電気ケーブル）を介してインターフェース基板 13 と電気接続されているとともに、ライトガイド 31 に光接続されている。集合同軸ケーブル 30 は、集合同軸ケーブル 19 と同様に、例えば、4 本の同軸ケーブル 22 を集合してなる 4 芯集合同軸ケーブルによって構成される。

[0030] 上述したように、挿入部 2 の後端に雄接続部 14 が設けられているとともに、操作部 3 の前端に雌接続部 15 が設けられていることによって、挿入部 2 と操作部 3 とは着脱自在である。また、コネクタ 34 を構成する、雄接続部 14 に固定された雄コネクタユニット 35 および雌接続部 15 に固定された雌コネクタユニット 36 は、雄接続部 14 と雌接続部 15 とを接続することによって、電気又は光で接続されるように構成されている。

これを言い換えると、第 1 の電気ケーブル（集合同軸ケーブル 19 と集合同軸ケーブル 30）は、インターフェース基板 13 までの途中でコネクタ 34 によりコネクタ接続されており、挿入部 2 を操作部 3 に着脱する際には、雄コネクタユニット 35 および雌コネクタユニット 36 の部分で着脱される。

なお、この例では、第 1 の電気ケーブル（集合同軸ケーブル 19 と集合同軸ケーブル 30）は、インターフェース基板 13 までの途中でコネクタ接続されているが、これに限定される訳ではない。即ち、例えば、第 1 の電気ケーブル（集合同軸ケーブル 19 および集合同軸ケーブル 30）が、インターフェース基板 13 にコネクタ接続されていてもよい。このような例では、例えば、雌コネクタユニット 36 が、インターフェース基板 13 に直接取り付けられる。

[0031] 図 8 は、本実施形態の電子内視鏡 1 の電気接続構成を示す図である。図 8

に示すように、挿入部2の固体撮像素子25からはRAWデータが出力され、集合同軸ケーブル19と、コネクタ34を構成する雄コネクタユニット35及び雌コネクタユニット36とを介してインターフェース基板13に入力される。このインターフェース基板13は、前記固体撮像素子25によって得られたRAWデータを処理し、画像信号を生成して出力するためのものである。すなわち、インターフェース基板13に入力されたRAWデータは、アナログ画像信号38と、デジタル画像信号39とに変換される。アナログ画像信号38は、例えば、モニタに直接接続される。デジタル画像信号39は、例えば、パーソナルコンピュータに接続される。なお、インターフェース基板13によって生成される画像信号は、アナログ画像信号38及びデジタル画像信号39の両方に限らず、アナログ画像信号38又はデジタル画像信号39のどちらか一方としてもよい。

[0032] 図9は、インターフェース基板13の構成図である。図9に示すように、インターフェース基板13は、クロック発生回路51及び水晶発振器52からなるクロック同期回路と、アナログ／デジタル変換回路53と、信号処理装置54と、画像フォーマット変換器55と、NTSCエンコード回路56と、NTSCドライバー回路57と、USBドライバー回路58と、電源回路59とを有する。

[0033] 以下、画像処理のプロセスについて説明する。

固体撮像素子25から出力されたRAWデータの正出力AOPと負出力AONから得られる差動信号はアナログ／デジタル変換回路53によってデジタル化される。デジタル化された差動信号は、信号処理装置54によって処理され、その結果としてデジタル画像信号が生成される。このデジタル画像信号は、画像フォーマット変換器55によって、例えばYUVといったデジタル画像信号に変換される。

画像フォーマット変換器55からのデジタル画像信号は、NTSCエンコード回路56によってNTSCに準拠したコンポジット画像信号に変換され、NTSCドライバー回路57によって、図示しないモニタ（ビデオ画像表

示装置)に向けて出力される。また、画像フォーマット変換器55からのデジタル画像信号は、USBドライバー回路58より、例えば図示しないパーソナルコンピュータに向けて出力される。

[0034] 上記実施形態の電子内視鏡1によれば、RAWデータをデジタル化して画像信号を生成するインターフェース回路を挿入部2に配置せずに操作部3に配置し、挿入部2をコンパクトな構成としたことによって、患者への負担を軽減することができる。また、挿入部2にRAWデータをデジタル化して画像信号を生成するインターフェース回路を配置しなくて済むため、挿入部2をより安価に製造することができ、使い捨てできる挿入部として好ましい。

[0035] また、挿入部2は、先端部16の前方に光を照射するためのライトガイド17が内蔵されているため、観察の際、挿入部2の先端部16前方に光を照射しながら観察することができる。

[0036] 以上の実施形態では、インターフェース基板13を単一の基板としてこれを操作部3内に配置した構成としているが、場合によってはインターフェース基板13を、その回路の機能に応じて二つの基板部(後述するように第1の基板部13Aと第2の基板部13B)に2分割した構成としても良い。

具体的には、インターフェース基板13を、前記固体撮像素子25によって得られたRAWデータをデジタルデータ信号に変換するためのアナログ/デジタル変換回路53が搭載された第1の基板部13Aと、前記デジタルデータ信号を処理して画像信号を生成するための画像信号生成回路部61が搭載された第2の基板部13Bとに分割することができる。このようにインターフェース基板13を第1の基板部13Aと第2の基板部13Bとの分割した場合の具体的回路構成の一例を図10に示す。

[0037] 図10に示す例では、第1の基板部13Aおよび第2の基板部13Bからなる全体的な回路構成自体は、図9に示したインターフェース基板13と実質的に同様であるが、その回路構成の全体を2分割して、一方の部分(アナログ/デジタル変換回路53を含む部分)第1の基板部13Aに、他方の部分(画像信号生成回路部61を含む部分)を第2の基板部13Bに搭載して

いる。

- [0038] 具体的には、第1の基板部13Aには、固体撮像素子25から出力されたRAWデータ（アナログ信号）を変換するためのアナログ／デジタル変換回路53と、クロック発生回路51及び水晶発振器52からなるクロック同期回路と、前記固体撮像素子25に電源電圧を供給するための第1の電源回路（DC／DCコンバータ；DC電圧変換回路）59Aが搭載されている。
- [0039] 一方第2の基板部13Bには、前記第1の基板部13Aのアナログ／デジタル変換回路53からのデジタルデータ信号を処理して画像信号（例えばNTSC信号やPC用のデジタル画像信号など）を生成するための画像信号生成回路部61として、信号処理装置54と、画像フォーマット変換器55と、NTSCエンコード回路56と、NTSCドライバー回路57と、USBドライバー回路58とが搭載され、さらに前記画像信号生成回路部61および第1の基板部13A内の各回路に電源電圧を供給するための第2の電源回路（DC／DCコンバータ；DC電圧変換回路）59Bとが搭載されている。
- [0040] このようにインターフェース基板13を第1の基板部13Aと第2の基板部13Bとの分割した場合、図11、図12に示すように、第1の基板部13Aを挿入部2内に、第2の基板部13Bを操作部3内に配置することができる。ここで、第1の基板部13Aは、図12に示しているように、挿入部2のうちでも、その折れ止め5内に配置するのが通常である。
- [0041] 上述のように第1の基板部13Aを挿入部2内に配置し、第2の基板部13Bを操作部3内に配置した場合、第1の基板部13Aと第2の基板部13Bとの間は、コネクタ34によって接続されている。すなわち、第1の基板部13Aの出力側が雄コネクタユニット35に接続され、第2の基板部13Bの入力側が雌コネクタユニット36に接続されている。
- [0042] このような構成によれば、コネクタ34による接続部分（雄コネクタユニット35および雌コネクタユニット36）を通過する信号は、既に第1の基

板部 1 3 A のアナログ／デジタル変換回路 5 3 によって A / D 変換されたデジタルデータ信号となっている。そのため、コネクタ接続部分においてアナログ信号を通過させる場合のような、コネクタ接続部分におけるアナログ波形の崩れや減衰による悪影響を回避することができる。

[0043] すなわち、固体撮像素子 2 5 によって得られた RAW 画像データはアナログ信号であるため、電気ケーブルによって伝送される間にアナログ波形の崩れや減衰が生じやすいばかりでなく、その伝送途中にコネクタ接続部分が介在すれば、コネクタ接続部分においてアナログ波形の大きな崩れや大きな減衰が生じやすい。これは、固体撮像素子 2 5 によって得られた画像データから、画像を正しく再現できなくなりやすいことを意味する。そのため、アナログ／デジタル変換回路 5 3 を含むインターフェース基板 1 3 を分割せずに、その全体を操作部 3 内に配置して、RAW 画像データがコネクタ接続部分を通過するように構成した場合は、コネクタ接続部分における波形の崩れや減衰を見込んで電気ケーブルの長さ（伝送路長さ）を定めなければならない、したがって電気ケーブルの長さ（伝送路長さ）が比較的短く制約されてしまう。

[0044] これに対して、インターフェース基板 1 3 を分割して、アナログ／デジタル変換回路 5 3 を含む第 1 の基板部 1 3 A を挿入部 2 内に配置しておけば、コネクタ 3 4 による接続部分を通過する信号は既にデジタル化されているため、コネクタ接続部分における信号波形の崩れや減衰による悪影響を最小限に抑えることができる。またその結果、電気ケーブルの長さ（伝送路長さ）を比較的長く定めることが可能となる。

[0045] なお、図 1 0 に示した回路構成では、クロック発生回路 5 1 及び水晶発振器 5 2 からなるクロック同期回路を第 1 の基板部 1 3 A に搭載しているが、場合によっては、クロック同期回路を第 2 の基板部 1 3 B に搭載することも可能である。但し、クロックを高速化したい場合には、クロック同期回路を、コネクタ 3 4 による接続部分よりも固体撮像素子 2 5 に近い側の第 1 の基板部 1 3 A に搭載しておくことが好ましい。

[0046] 前述のようにインターフェース基板 13 を第 1 の基板部 13 A と第 2 の基板部 13 B との分割した場合における、回路構成の他の例を図 13 に示す。

図 13 に示す例においては、固体撮像素子 25 における多数のセル（画素）のうち、欠陥のあるセル（作動しないか、または作動しても正常なデータ信号が得られないセル）を予め記憶しておくための欠陥セルメモリ 63 と、アナログ／デジタル変換回路 53 からの画像データ信号のうち、前記欠陥セルメモリ 63 に記憶されている欠陥セルについての信号をキャンセルするための欠陥セル信号キャンセル回路 65 とが、第 1 の基板部 13 A に搭載されている。そしてこの欠陥セル信号キャンセル回路 65 を通過して、欠陥セルからの信号がキャンセルされた段階の信号（デジタルデータ信号）が、第 2 の基板部 13 A に送られる。その他の回路構成は、図 10 に示したものと同様である。

[0047] 図 13 に示す回路構成では、固体撮像素子 25 における欠陥セルからの信号の影響によって画像が正しく再現されなくなるような事態の発生を防止することができる。

[0048] なお、欠陥セルメモリ 63 および欠陥セル信号キャンセル回路 65 は、第 2 の基板部 13 B に搭載しておくことも許容されるが、欠陥セルメモリ 63 に記憶させておくべき欠陥セルは、特定の固体撮像素子 25 に付随するものであるから、図 13 に示すように、欠陥セルメモリ 63 および欠陥セル信号キャンセル回路 65 を挿入部 2 内に配置される第 1 の基板部 13 A に搭載しておけば、固体撮像素子 25 を含む挿入部 2 を交換する場合に好都合となる。

[0049] すなわち、挿入部 2 を前述の接続コネクタ部分で操作部 3 から分離させて、挿入部 2 を新たなものに交換する場合には、それに伴って固体撮像素子 25 も交換されることになる。そこで、新たに取り付けられるべき挿入部 2 内の第 1 の基板部 13 A の欠陥セルメモリ 63 に、予めその挿入部 2 内の固体撮像素子 25 についてのセル欠陥情報を記憶させておけば、挿入部交換後に直ちに新たな挿入部 2 の固体撮像素子 25 についてのセル欠陥情報を活用す

ることができるのである。

[0050] なおまた、前述の説明では、インターフェース基板 13 を二つの基板部分（第 1 の基板部 13 A と第 2 の基板部 13 B）に 2 分割した構成とした場合について、第 1 の基板部 13 A を挿入部 2 内に配置し、第 2 の基板部 13 B を操作部 3 内に配置するものとしたが、場合によっては、図 14 に示しているように、第 1 の基板部 13 A と第 2 の基板部 13 B との両者を操作部 3 内に配置することも許容される。この場合、操作部 3 の形状や寸法、内部構造などに応じて、第 1 の基板部 13 A と第 2 の基板部 13 B との間のケーブルを適宜延長することができる。

[0051] 前述のようにインターフェース基板 13 を二つの基板部分（第 1 の基板部 13 A と第 2 の基板部 13 B）に 2 分割して、第 1 の基板部 13 A と第 2 の基板部 13 B との両者を操作部 3 内に配置する場合、例えば図 15 あるいは図 16 に示すように、それらの板面が互いに平行となるように間隔を置いて重ねるとともに、それらの相互間をコネクタ 67 によって連結した構成とすることが望ましい。なお第 1 の基板部 13 A と第 2 の基板部 13 B との間には、位置決めおよび支持用のピン 69 が介在している。これらの図 15 あるいは図 16 に示すようなインターフェース基板 13 の構造は、“2 階建て構造”とすることができる。このような 2 階建て構造では、インターフェース基板 13 を分割しない場合と比較して、インターフェース基板 13 の全体をコンパクト化することができる。そのため、インターフェース基板 13 を収容する操作部 3 を小型化することができる。

[0052] ここで、図 15 に示す例では、コネクタ 34 の操作部 3 側の部分を構成する雌コネクタユニット 36 が、集合同軸ケーブル 30（第 1 の電気ケーブル）を介して第 1 の基板部 13 A と電気接続されている。なおここでは、雌コネクタユニット 36 から引き出されたケーブル 30 が、第 1 の基板部 13 A に直接接続される状態で示しているが、そのケーブル 30 を図示しないコネクタによって第 1 の基板部 13 A に電気接続してもよい。

[0053] また図 16 に示す例では、第 1 の基板部 13 A に、コネクタ 34 の操作部

3側の部分を構成する雌コネクタユニット36が直接取り付けられている。この場合、コネクタ34の挿入部2側の部分を構成する雄コネクタユニット35が、第1の基板部13Aに取り付けられた雌コネクタユニット36に直接的に電気接続されることになる。

[0054] なお図15、図16に示す各例では、第1の基板部13Aと第2の基板部13Bとがコネクタ67によって着脱可能に接続される構成としているが、第1の基板部13Aと第2の基板部13Bとを相互に固定することも許容される。

[0055] さらに、インターフェース基板13を二つの基板部分（第1の基板部13Aと第2の基板部13B）に2分割した場合においては、図17に示しているように、第1の基板部13Aを操作部3内に配置する一方、第2の基板部13Bは、操作部3の外部のコントロールボックス67に配置することも許容される。この場合、第2の基板部13Bを収容したコントロールボックス67は、図示しないモニタ（ビデオ画像表示装置）あるいはパーソナルコンピュータの近傍に配置することができる。

[0056] 図18A、図18Bは、別の実施形態の挿入部本体の断面を示すものである。一つの別の実施形態としては、図18Aに示すように、集合同軸ケーブル19用の中空路37Cとライトガイド17用の中空路37Dに加え、中空路37Eを追加し、この中空路37Eをチャンネルとして使用する形態である。チャンネルは、栄養液や薬剤などの供給路等に使用することができる。なお、図示しないが、このチャンネルは、後述する挿入部2と操作部3との着脱により着脱する機構を有しているものとする。

[0057] また、図18Bに示すように、中空路を2つ形成した上で、一方の中空路37Fにライトガイド40及び集合同軸ケーブル19を挿通させ、もう一方の中空路37Gをチャンネルとして使用する形態としてもよい。また、図18Bに示す形態は、屈曲操作のためのワイヤを廃した形態であり、内視鏡ではなく、カテーテルの管部等に用いることが好ましい。

[0058] 以上、本発明の好ましい実施形態について説明したが、この実施形態は、

あくまで本発明の要旨の範囲内の一つの例に過ぎず、本発明の要旨から逸脱しない範囲内で、構成の付加、省略、置換、およびその他の変更が可能である。本発明は前述した説明によって限定されることはなく、添付のクレームの範囲によってのみ限定される。適宜変更可能であることはもちろんである。

[0059] 例えば、先端部16の前方に光を照射する手段としては、光ファイバに限ることはなく、発光する半導体素子（LED、発光素子）を先端部16の内部に設けることで光ファイバの代替とすることができる。この場合、LEDに供給される電力は、集合同軸ケーブル19（第2の電気ケーブル）によってインターフェース基板13から供給されるように構成する。また、集合同軸ケーブル19は、インターフェース基板13にまたはインターフェース基板13までの途中でコネクタ接続される。電力は、雄接続部14と雌接続部15とを接続し、雄コネクタユニット35と雌コネクタユニット36とが接続されることによって供給されるように構成されている。

LEDを採用することによって、ライトガイドを配置する必要がなくなり、構成を簡素化することができる。

産業上の利用可能性

[0060] 固体撮像素子を用いた電子式の内視鏡に関し、特に被検体に挿入される挿入部と操作部とが着脱自在とされた電子内視鏡に適用できる。

符号の説明

- [0061]
- | | |
|----|---------|
| 1 | 電子内視鏡 |
| 2 | 挿入部 |
| 3 | 操作部 |
| 4 | 挿入部本体 |
| 5 | 折れ止め |
| 6 | 本体 |
| 8 | 操作レバー |
| 12 | 撮像モジュール |

- 1 3 インターフェース基板
- 1 6 先端部
- 1 7 ライトガイド
- 3 4 コネクタ
- 4 5 外装
- 6 0 外部ライトガイド

請求の範囲

- [請求項1] 先端に固体撮像素子を備え、被検体に挿入される長尺状の挿入部と、
、
前記挿入部の他端に着脱自在に接続される操作部と、
前記固体撮像素子によって得られたRAWデータを処理し、画像信号を生成して出力するインターフェース基板とを備え、
前記操作部の内部には、前記インターフェース基板の少なくとも一部が配置されており、
前記固体撮像素子によって得られたRAWデータを伝送する第1の電気ケーブルは、前記インターフェース基板に、または前記インターフェース基板までの途中で、コネクタ接続されており、前記挿入部を前記操作部に着脱する際には、コネクタ部分で着脱されることを特徴とする電子内視鏡。
- [請求項2] 請求項1に記載の電子内視鏡において、
前記挿入部の内部には、前記挿入部の他端側に設けた光源からの光を伝えて前記挿入部の先端から出射する光ファイバが内蔵されていることを特徴とする電子内視鏡。
- [請求項3] 請求項1に記載の電子内視鏡において、
前記挿入部の先端の内部には発光素子が設けられ、前記発光素子には第2の電気ケーブルによって前記インターフェース基板から電力が供給され、前記第2の電気ケーブルは、前記インターフェース基板に、または前記インターフェース基板までの途中でコネクタ接続されており、前記挿入部を前記操作部に着脱する際には、コネクタ部分で着脱されることを特徴とする電子内視鏡。
- [請求項4] 請求項1に記載の電子内視鏡において、
前記インターフェース基板は、前記固体撮像素子によって得られたRAWデータをデジタルデータ信号に変換するためのアナログ／デジタル変換回路が搭載された第1の基板部と、前記デジタルデータ信号

を処理して画像信号を生成するための画像信号生成回路部が搭載された第2の基板部とに分割されており、前記第1の基板部と第2の基板部とのうちの少なくとも第2の基板部が前記操作部の内部に配置されていることを特徴とする電子内視鏡。

[請求項5]

請求項4に記載の電子内視鏡において、

前記第1の基板部および前記第2の基板部が、前記操作部の内部に配置されていることを特徴とする電子内視鏡。

[請求項6]

請求項5に記載の電子内視鏡において、

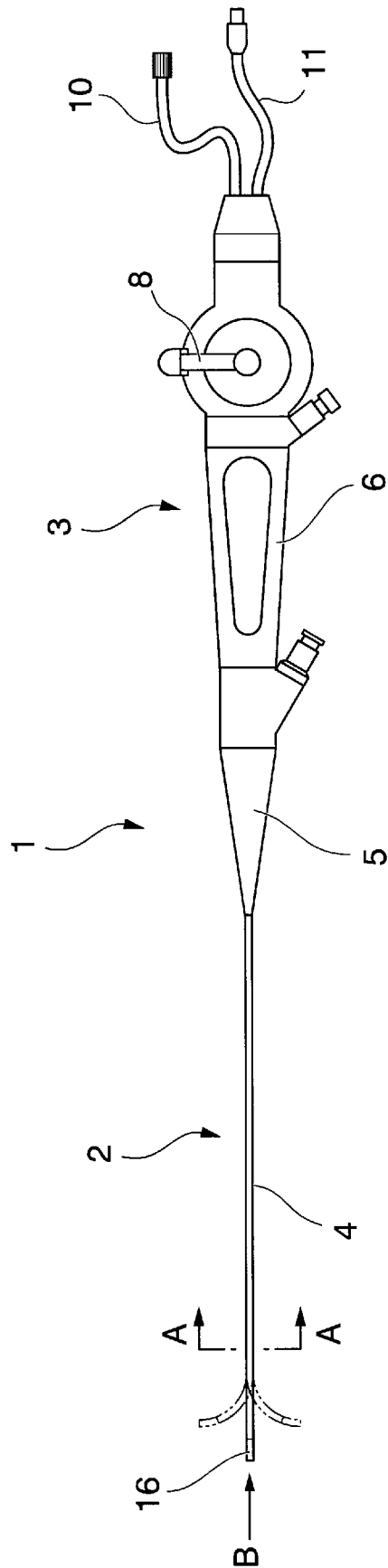
前記第1の基板部および前記第2の基板部が、それらの板面が互いに平行となるように間隔を置いて重ねられるとともに、それらの相互間が連結された構成とされていることを特徴とする電子内視鏡。

[請求項7]

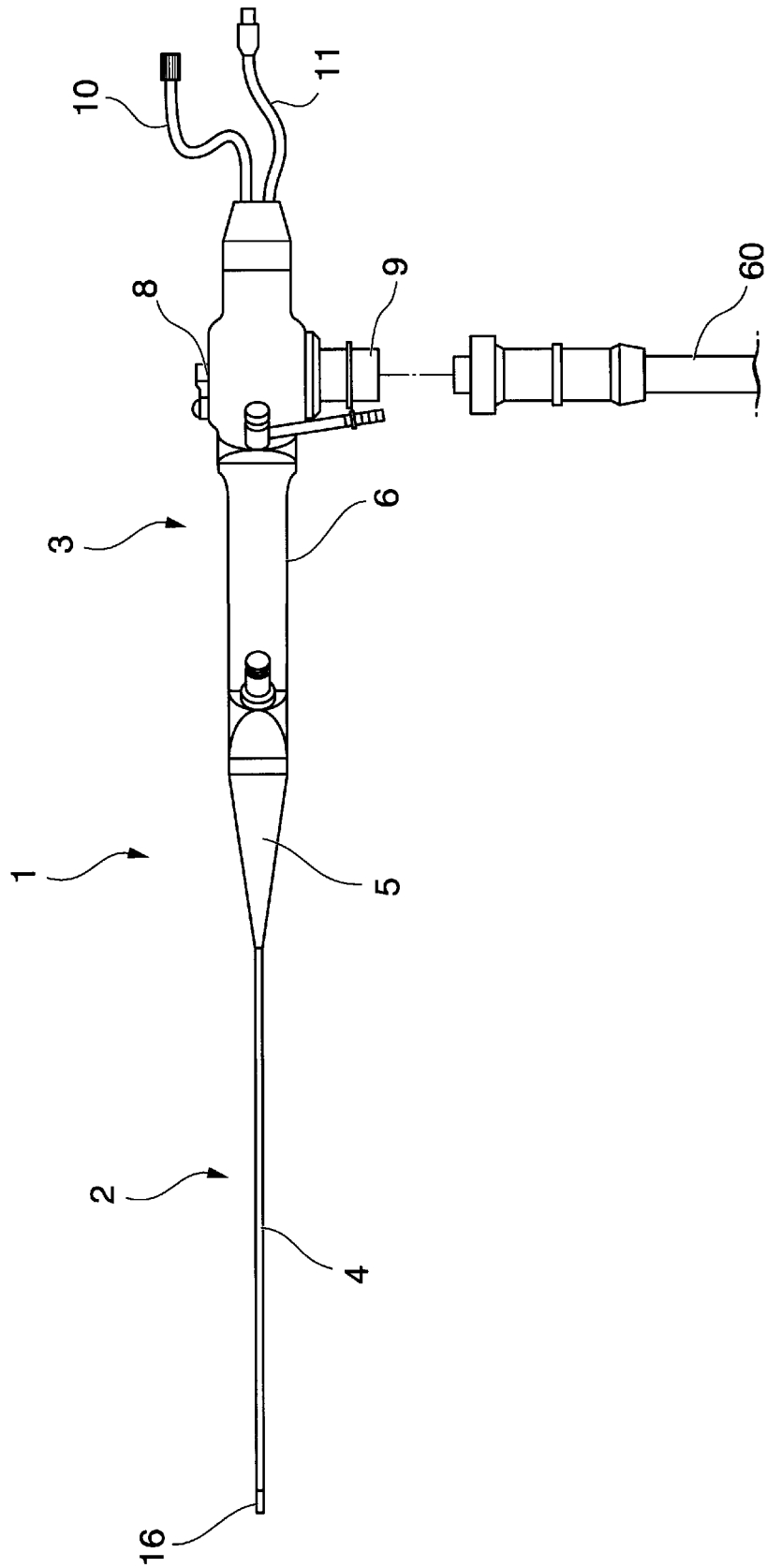
請求項4に記載の電子内視鏡において、

前記第1の基板部は前記挿入部内に配置され、前記第2の基板部は前記操作部に配置され、第1の基板部と第2の基板部との間がコネクタ接続されるように構成されたことを特徴とする電子内視鏡。

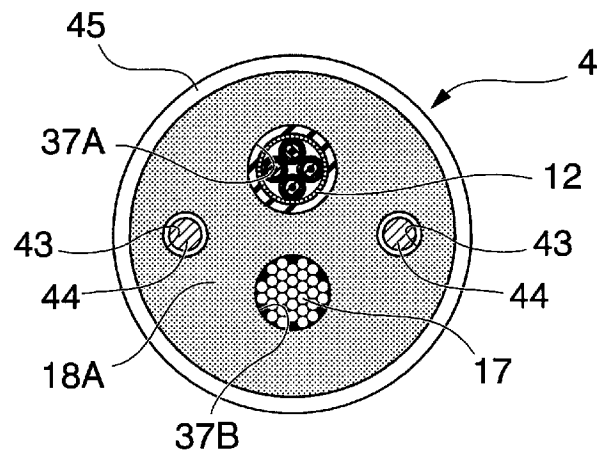
[図1]



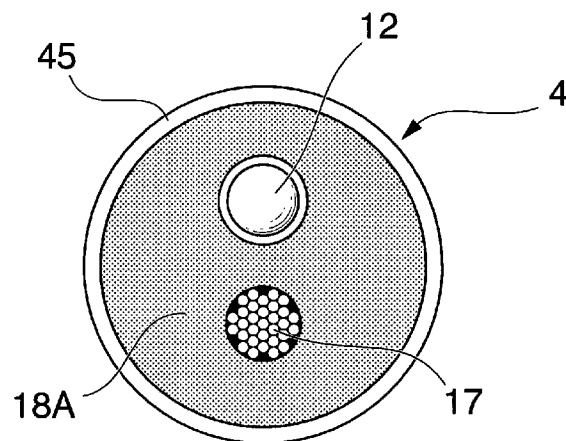
[図2]



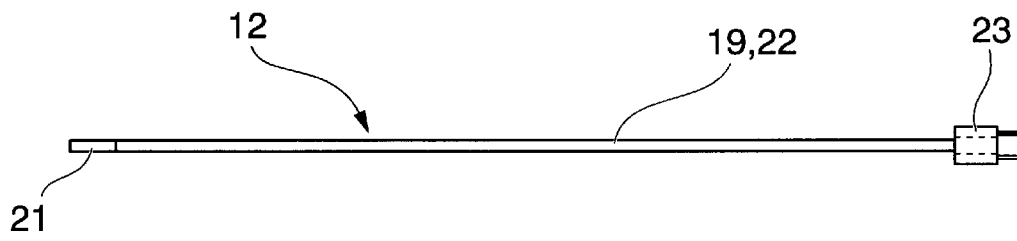
[図4A]



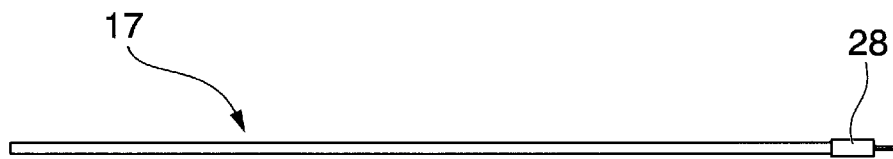
[図4B]



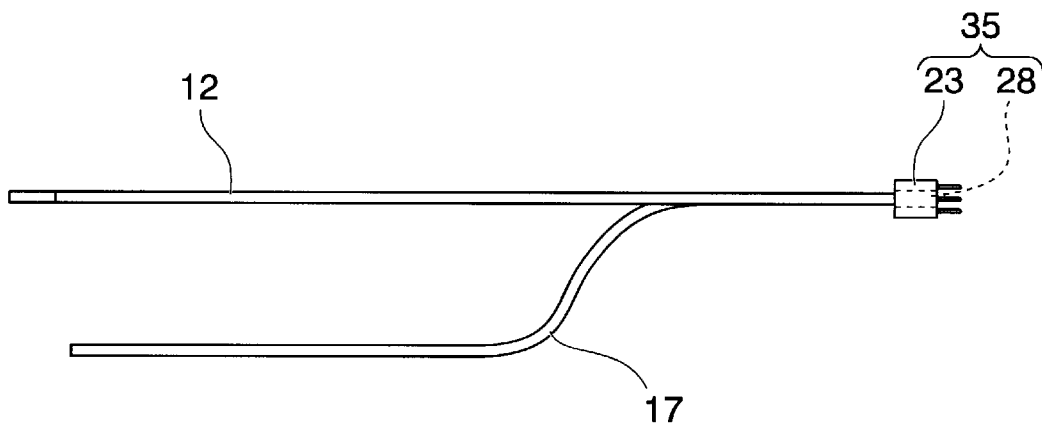
[図5A]



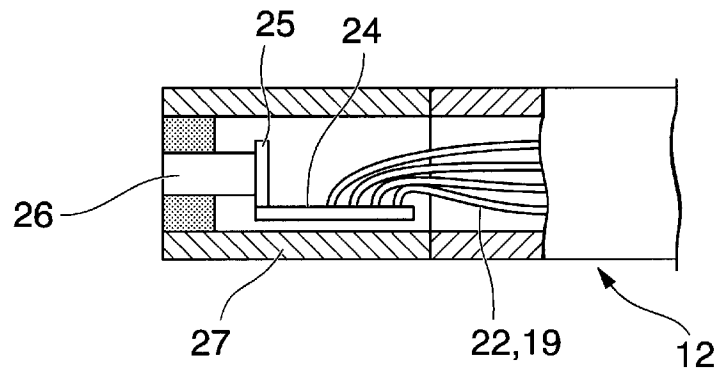
[図5B]



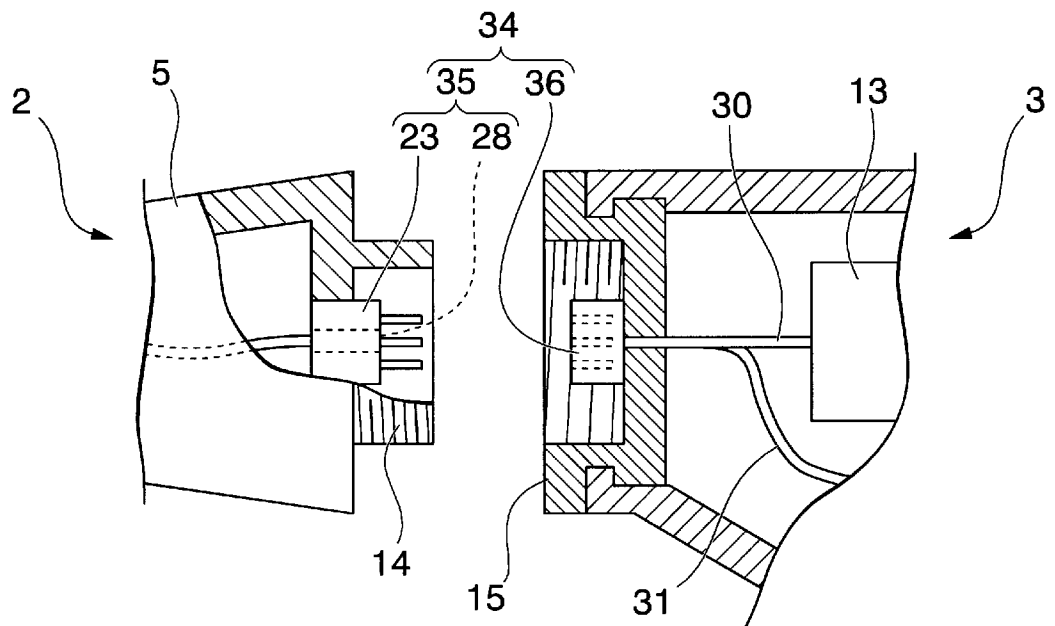
[図5C]



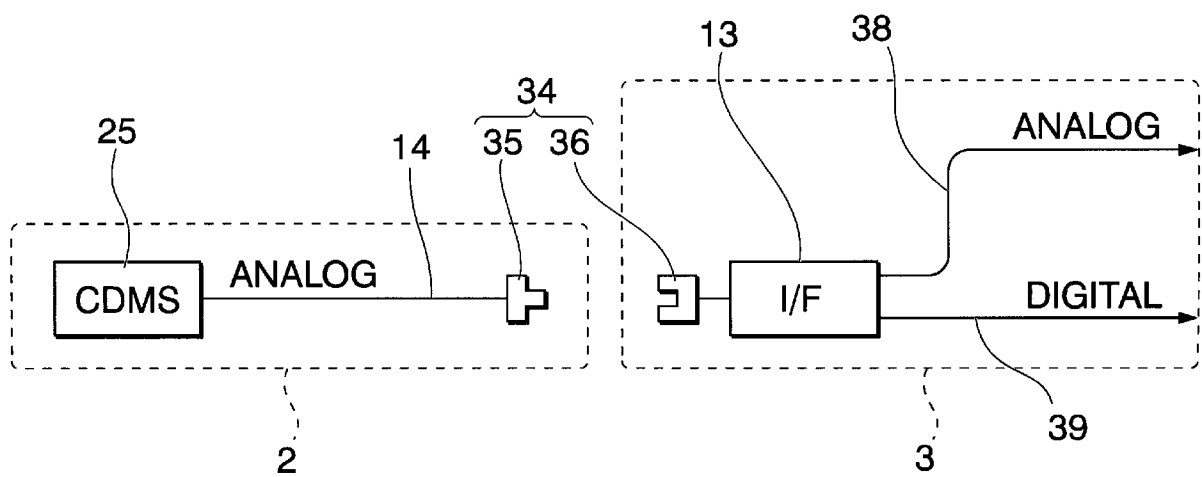
[図6]



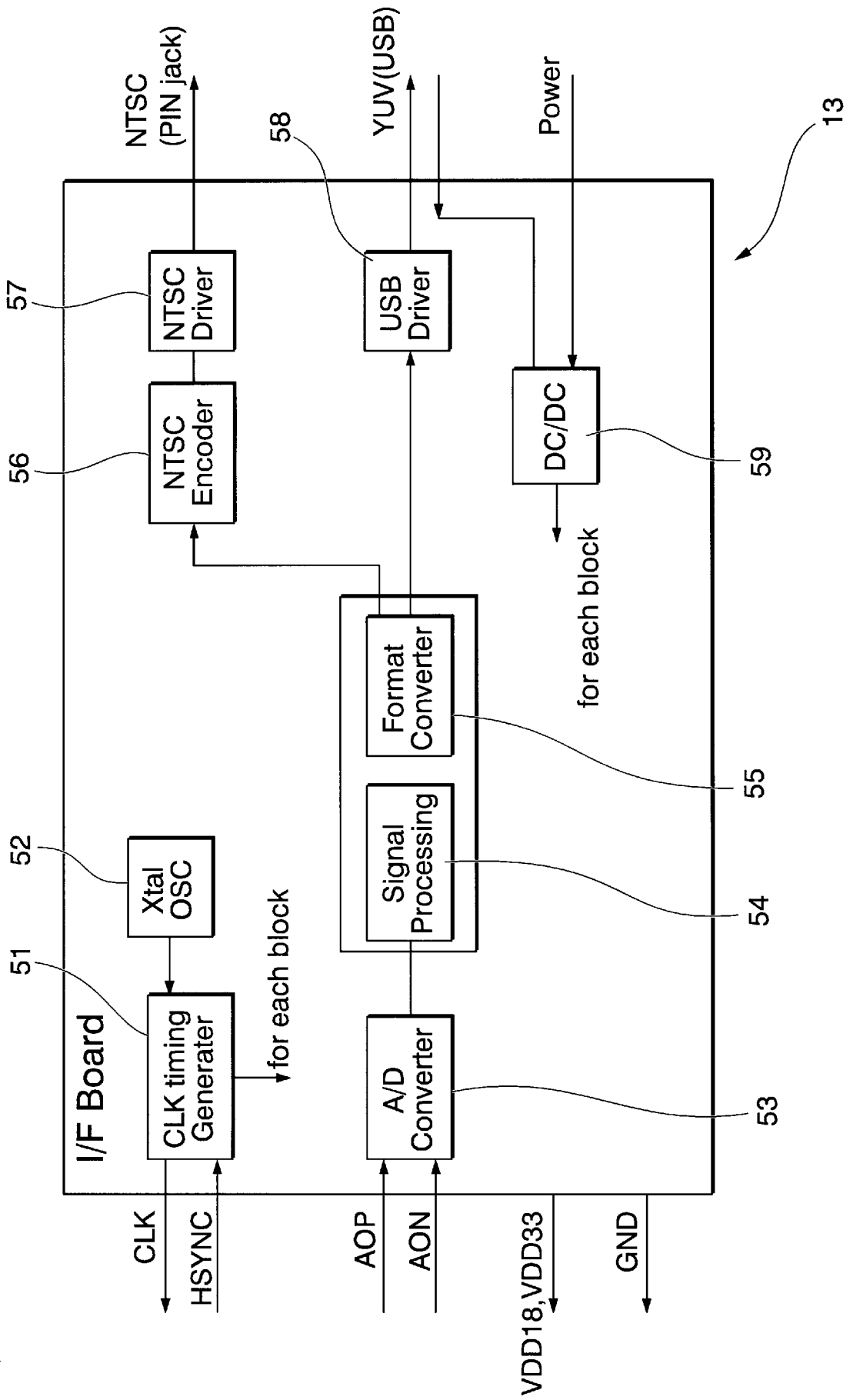
[図7]



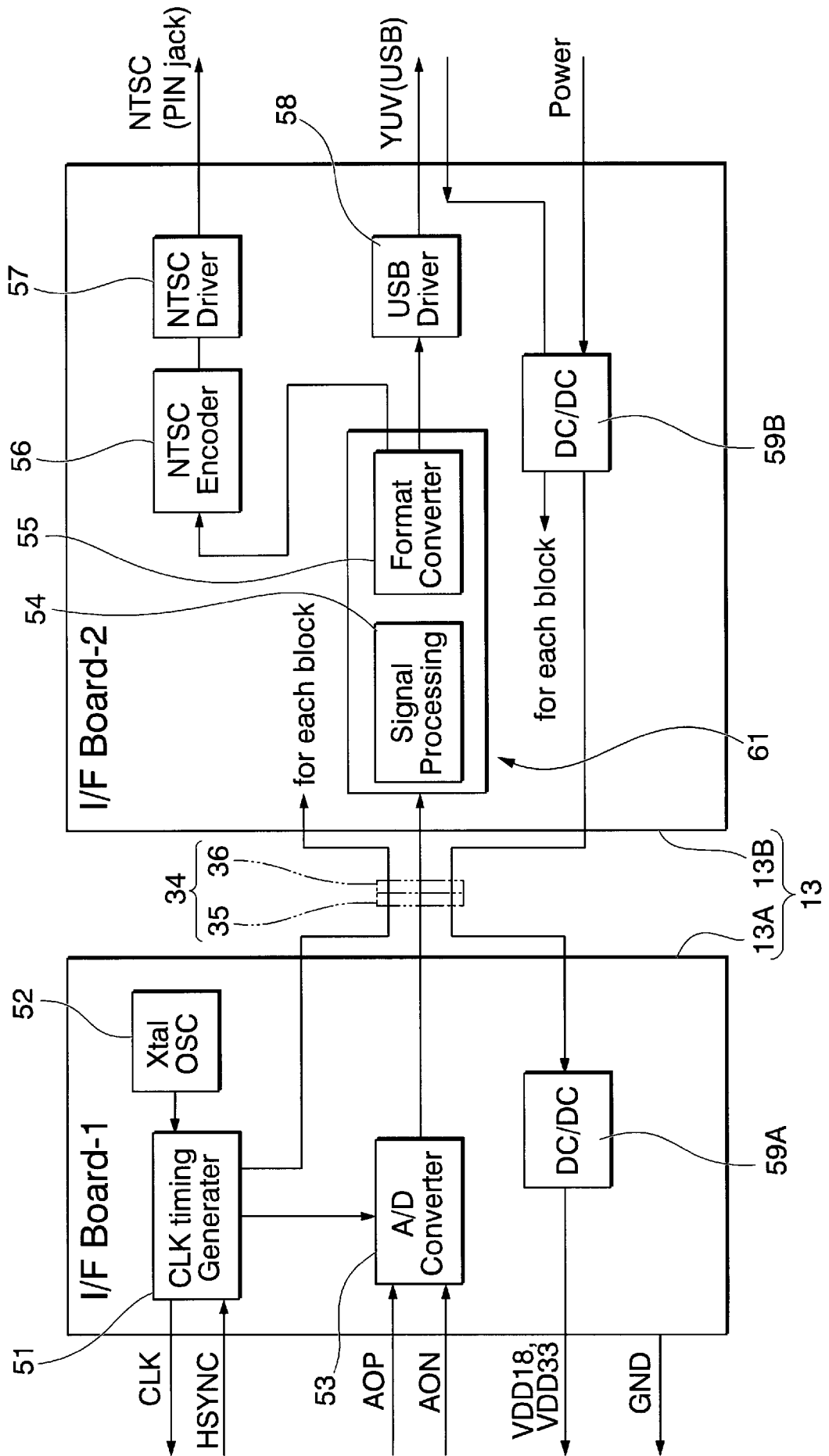
[図8]



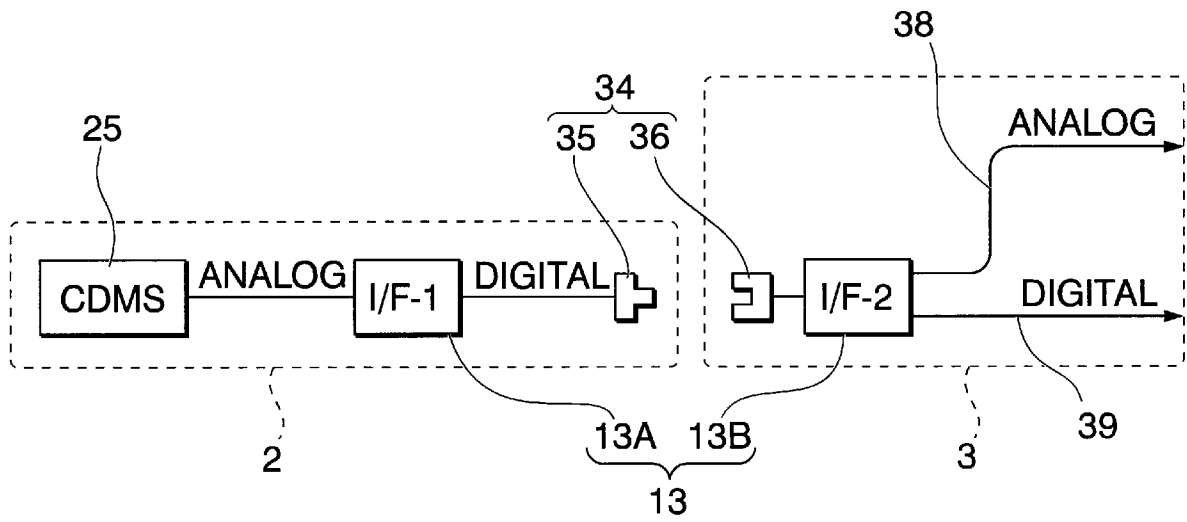
[図9]



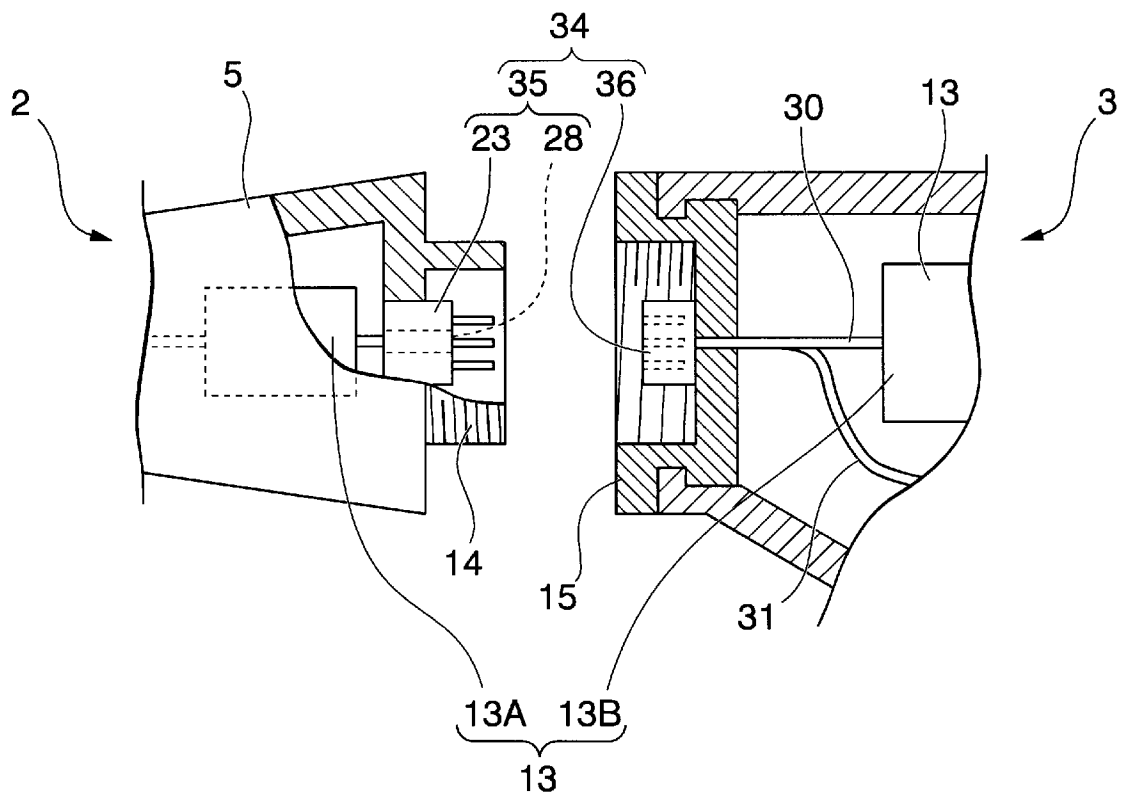
[図10]



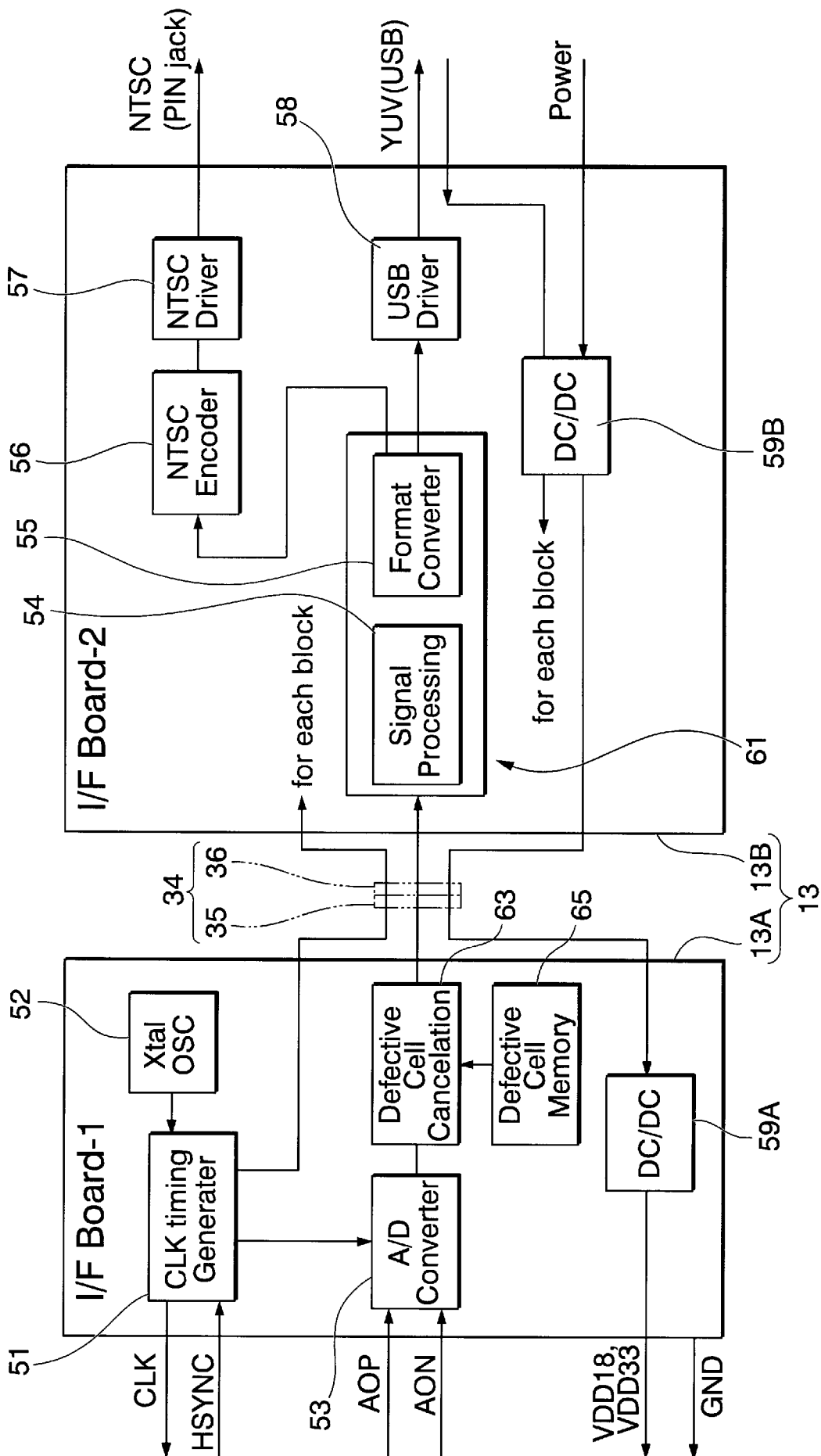
[図11]



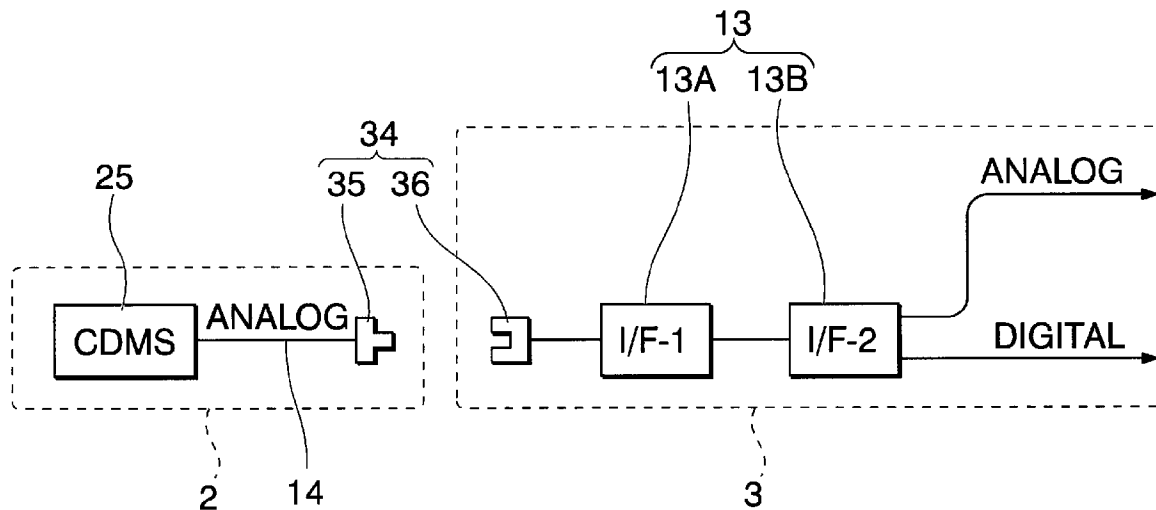
[図12]



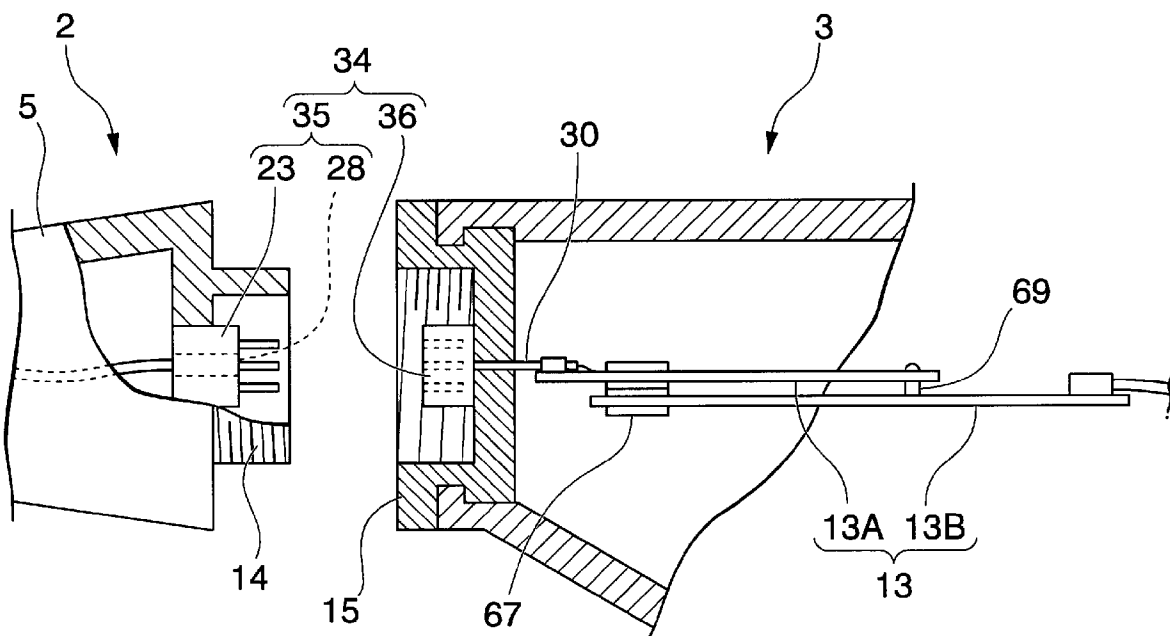
[図13]



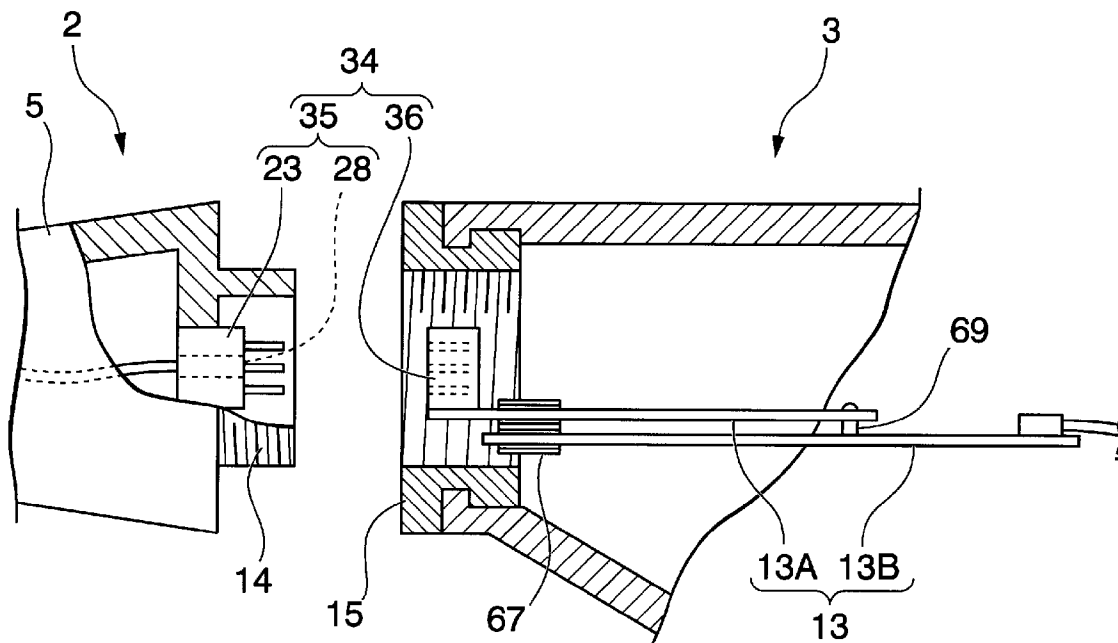
[図14]



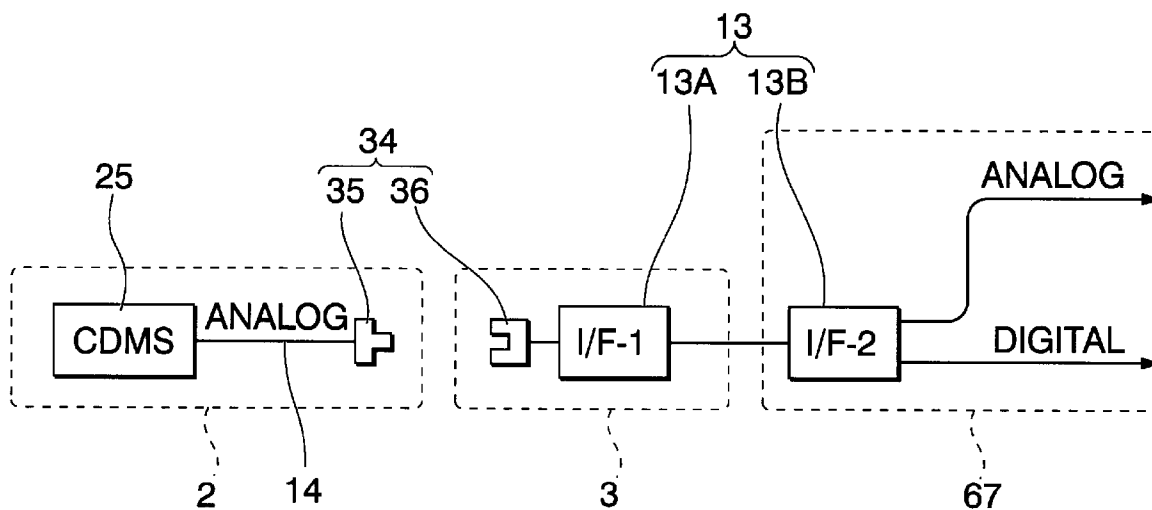
[図15]



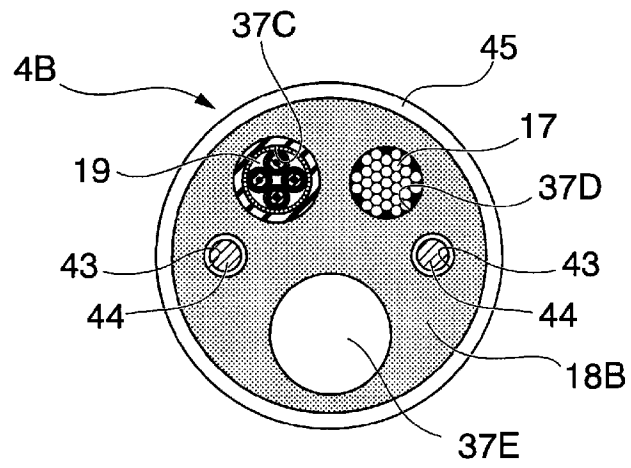
[図16]



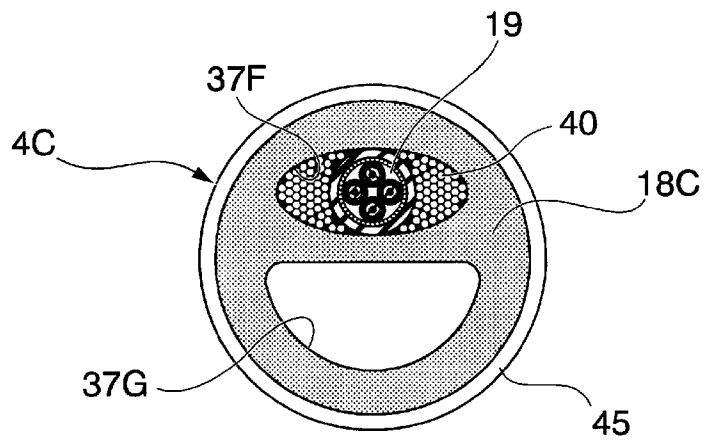
[図17]



[図18A]



[図18B]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/064522

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(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)

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

WPI

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 2011-36331 A (Olympus Medical Systems Corp.), 24 February 2011 (24.02.2011), paragraphs [0022], [0025] to [0043]; fig. 2 (Family: none)	1, 2, 4, 5 3, 6, 7
Y	JP 2001-61777 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 13 March 2001 (13.03.2001), abstract; fig. 4 & US 6796939 B1	3
Y	JP 5-168591 A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 02 July 1993 (02.07.1993), abstract; fig. 1 (Family: none)	6

 Further documents are listed in the continuation of Box C. 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
29 August, 2012 (29.08.12)Date of mailing of the international search report
11 September, 2012 (11.09.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/064522

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2011-36414 A (Hoya Corp.), 24 February 2011 (24.02.2011), paragraphs [0006] to [0009]; fig. 1 (Family: none)	7
A	JP 4-24018 A (Fuji Photo Optical Co., Ltd.), 28 January 1992 (28.01.1992), entire text; all drawings (Family: none)	1-7

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		
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. A61B 1/00 - 1/32, G02B23/24 - 23/26		
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 1971-2012年 日本国実用新案登録公報 1996-2012年 日本国登録実用新案公報 1994-2012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) WPI		
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
X Y	JP 2011-36331 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2011.02.24, 【0022】、【0025】～【0043】、図2 (ファミリーなし)	1, 2, 4, 5 3, 6, 7
Y	JP 2001-61777 A (オリンパス光学工業株式会社) 2001.03.13, 【要約】、図4参照。 & US 6796939 B1	3
<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 「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 29.08.2012	国際調査報告の発送日 11.09.2012	
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) 渡▲辺▼ 純也 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 3606

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
Y	JP 5-168591 A (富士写真光機株式会社) 1993. 07. 02, 【要約】、図1 (ファミリーなし)	6
Y	JP 2011-36414 A (HOYA株式会社) 2011. 02. 24, 【0006】～【0009】、図1 (ファミリーなし)	7
A	JP 4-24018 A (富士写真光機株式会社) 1992. 01. 28, 全文全図 (ファミリーなし)	1-7