

(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 12 月 29 日(29.12.2016)



(10) 国際公開番号
WO 2016/207941 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/067850
- (22) 国際出願日: 2015 年 6 月 22 日(22.06.2015)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (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二丁目 4 3 番 2 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 米山 純平(YONEYAMA Junpei); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 伊藤 進(ITO H Susumu); 〒1600023 東京都新宿区西新宿七丁目 4 番 4 号 武蔵ビル 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), ユーロアジア (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).

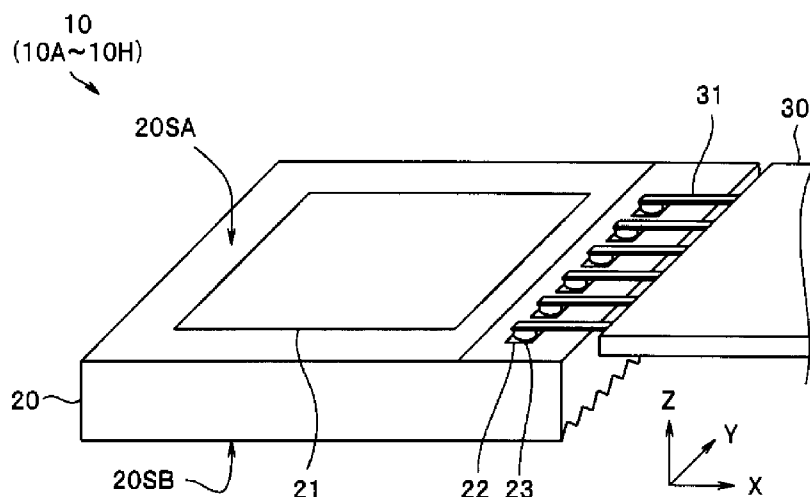
添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: IMAGING DEVICE FOR ENDOSCOPE

(54) 発明の名称: 内視鏡用撮像装置

[図2]



(57) Abstract: This imaging device 10 for an endoscope includes: an imaging element 20 where external electrodes 22 are aligned at an end of a light receiving surface 20SA; and a wiring board 30 that has end electrodes 31 which are ultrasonically bonded to the external electrodes 22. Multiple grooves 20T are formed on a rear surface 20SB of the imaging element 20, the multiple grooves 20T being angled with respect to the direction of ultrasonic vibration during the ultrasonic bonding.

(57) 要約: 内視鏡用撮像装置 10 は、受光面 20SA の端部に外部電極 22 が列設されている撮像素子 20 と、前記外部電極 22 と超音波接合されている端部電極 31 を有する配線板 30 と、を具備し、前記撮像素子 20 の裏面 20SB に複数の溝 20T が形成されており、前記複数の溝 20T が、超音波接合のときの超音波の振動方向に対して傾斜している。



WO 2016/207941 A1

明 細 書

発明の名称：内視鏡用撮像装置

技術分野

[0001] 本発明は、受光面に外部電極を有する撮像素子と、前記外部電極と超音波接合されている端部電極を有する配線板と、を具備する内視鏡用撮像装置に関する。

背景技術

[0002] CMOS受光素子等の撮像素子を有する撮像装置を、挿入部の先端部に具備した電子内視鏡が普及している。医療用の内視鏡は、先端部に撮像装置が内蔵された可撓性を有する細長の挿入部を患者等の被検体の体腔内に挿入することによって、被検部位の観察等を行う。

[0003] 撮像素子は、配線板の端部電極と接合されている外部電極を介して電気信号を送受信する。撮像素子の外部電極と配線板の端部電極との接合信頼性は、内視鏡の信頼性において大きな要因の1つである。また撮像素子は半田接合等の高温処理により劣化するおそれがある。

[0004] このため、外部電極と端部電極との接合には、低温で強固な接合が可能な超音波接合が用いられている。超音波接合を確実に行うためには、超音波接合装置の受け治具（アンビル）で保持した撮像素子が、超音波振動により振動しないように固定する必要がある。このため、受け治具には、真空吸着機構およびサイドクランプ等の様々な滑り止め機構が付加されていることがある。

[0005] 日本国特開平10-289916号公報には、リードフレームのダイパッドに放熱板を超音波接合した半導体装置が記載されている。ダイパッドが載置される受け治具の表面には、摩擦係数を上げるために滑り止め用の溝群が形成されている。

[0006] しかし、内視鏡用の撮像素子では低侵襲化のため、例えば、底面が、1.0mm×1.5mm程度の微小サイズである。保持面積が小さい撮像素子の

場合、受け治具に滑り止め用の溝群を設けただけでは接合信頼性を担保するのは容易ではないおそれがあった。

先行技術文献

特許文献

[0007] 特許文献1：特開平 1 0－2 8 9 9 1 6 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0008] 本発明は、撮像素子の外部電極と配線板のフライングリードとの接合信頼性が高い撮像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] 本発明の実施形態の内視鏡用撮像装置は、受光面の端部に外部電極が列設されている撮像素子と、前記外部電極と超音波接合されている端部電極を有する配線板と、を具備する内視鏡用撮像装置であって、前記撮像素子の前記受光面と対向する裏面に複数の溝が形成されており、前記複数の溝が、超音波接合のときの超音波の振動方向に対して傾斜している。

発明の効果

[0010] 本発明によれば、撮像素子の外部電極と配線板のフライングリードとの接合信頼性が高い内視鏡用撮像装置を提供できる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]実施形態の撮像装置を含む内視鏡システムの外観図である。

[図2]実施形態の撮像装置の斜視図である。

[図3]実施形態の撮像装置の上面図である。

[図4]実施形態の撮像装置の下面図である。

[図5]実施形態の撮像装置の図3のV－V線に沿った断面図である。

[図6]実施形態の撮像装置の図3のI V－I V線に沿った断面図である。

[図7]実施形態の撮像装置の製造方法を説明するための斜視図である。

[図8]実施形態の撮像装置の製造方法を説明するためのフローチャートである

。

[図9]インフィード型の研削加工機を説明するための模式図である。

[図10]インフィード型の研削加工機により形成されるソーマークの方向を示す図である。

[図11]実施形態の撮像装置の製造方法における研削ワークの配置を説明するための図である。

[図12A]実施形態の撮像装置の撮像素子の側面図である。

[図12B]実施形態の撮像素子のソーマークの方向を示す図である。

[図13]実施形態の撮像装置の研削ワークの上面図である。

[図14]実施形態の撮像装置の製造方法を説明するための斜視図である。

[図15]実施形態の変形例1の撮像装置の製造方法におけるソーマークの方向を説明するための図である。

[図16]実施形態の変形例1の撮像装置の製造方法における研削ワークの配置を説明するための図である。

[図17]実施形態の変形例2の撮像素子のソーマークの方向を示す図である。

[図18]実施形態の変形例3の撮像素子のソーマークの方向を示す図である。

[図19]実施形態の変形例4の撮像素子のソーマークの方向を示す図である。

[図20]実施形態の変形例5の撮像素子のソーマークの方向を示す図である。

[図21]実施形態の変形例6の撮像素子のソーマークの方向を示す図である。

[図22]実施形態の変形例7の撮像素子のソーマークの方向を示す図である。

[図23]実施形態の変形例8の撮像装置の製造方法を説明するための斜視図である。

[図24]実施形態の変形例9の撮像装置のるための斜視図である。

発明を実施するための形態

[0012] <実施形態>

図1を用いて、本発明の実施形態の内視鏡用撮像装置（以下、「撮像装置」ともいう。）10を有する内視鏡2を含む内視鏡システム1について説明する。

- [0013] なお、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。また、表面の凹凸は大きく拡大して表示する。
- [0014] 図 1 に示すように、内視鏡システム 1 は、内視鏡 2 と、プロセッサ 5 A と、光源装置 5 B と、モニタ 5 C と、を具備する。内視鏡 2 は、細長い挿入部 3 を被検体の体腔内に挿入することによって、被検体の体内画像を撮像し撮像信号を出力する。
- [0015] 内視鏡 2 の挿入部 3 の基端側には、内視鏡 2 を操作する各種ボタン類が設けられた操作部 4 が配設されている。操作部 4 には、被検体の体腔内に生体鉗子、電気メスおよび検査プローブ等の処置具を挿入するチャンネル 3 H（図 2 参照）の処置具挿入口 4 A がある。
- [0016] 挿入部 3 は、撮像装置 10 が配設されている先端部 3 A と、先端部 3 A の基端側に連設された湾曲自在な湾曲部 3 B と、この湾曲部 3 B の基端側に連設された可撓管部 3 C とによって構成される。湾曲部 3 B は、操作部 4 の操作によって湾曲する。
- [0017] 操作部 4 の基端部側に配設されたユニバーサルコード 4 B には、先端部 3 A の撮像装置 10 と接続された信号ケーブル 7 5 が挿通している。
- [0018] ユニバーサルコード 4 B は、コネクタ 4 C を介してプロセッサ 5 A および光源装置 5 B に接続される。プロセッサ 5 A は内視鏡システム 1 の全体を制御するとともに、撮像装置 10 が出力する撮像信号に信号処理を行い画像信号として出力する。モニタ 5 C は、プロセッサ 5 A が出力する画像信号を表示する。
- [0019] 光源装置 5 B は、例えば、白色 LED を有する。光源装置 5 B が出射する光は、ユニバーサルコード 4 B および挿入部 3 を挿通するライトガイド（不図示）を介して先端部 3 A に導光され、被写体を照明する。
- [0020] 図 2 ～図 6 に示すように、内視鏡用撮像装置 10 は、撮像素子 20 と配線板 30 とを具備する。平面視矩形の配線板 30 の受光面 20 S A には、受光

部 2 1 と、受光部 2 1 と電氣的に接続されている複数の外部電極 2 2 が形成されている。撮像素子 2 0 は受光面 2 0 S A と受光面 2 0 S A と対向する裏面 2 0 S B とを有する。複数の外部電極 2 2 は、撮像素子 2 0 の受光面 2 0 S A の端部に短軸方向（Y 方向）に平行に列設されている。そして、それぞれの外部電極 2 2 にはバンプ 2 3 が配設されている。

[0021] 内視鏡 2 の先端部 3 A に配設されている撮像素子 2 0 は、低侵襲化のため、例えば、長さ（X 軸方向）が 1.5 mm、幅（Y 軸方向）が 1 mm、厚さ（Z 軸方向）が 0.3 mm と極めて小さい。

[0022] 一方、配線板 3 0 の端面からは、複数のフライングリード 3 1 が突出している。端部電極であるフライングリード 3 1 は、配線板 3 0 の絶縁性基体を選択的に除去された導体配線からなる。フライングリード 3 1 は、リードフレームではアウターリードとよばれている

フライングリード 3 1 の先端部はバンプ 2 3 を介して外部電極 2 2 と超音波接合されている。このため、バンプ 2 3 は超音波接合のときの超音波の振動方向に対して平行方向に潰れており、フライングリード 3 1 の先端部の上面には振動方向に平行な多数のスジ（超音波痕）が形成されている。

[0023] 撮像装置 1 0 では、複数のフライングリード 3 1 と複数の外部電極 2 2 とが同時に超音波接合される。そして、超音波の振動方向はバンプ 2 3 の列設方向（Y 方向：短軸方法）である。このため、バンプ 2 3 の潰れている方向および超音波痕の方向は、バンプ 2 3 の列設方向に平行である。

[0024] そして、図 4 に示すように、撮像素子 2 0 の裏面 2 0 S B には略直線状の複数の溝 2 0 T が形成されている。後述するように複数の溝 2 0 T は、撮像素子 2 0 を作製するウエハ加工プロセスの工程で形成されたソーマーク（研削痕）である。ウエハ加工プロセスで形成される溝は、微細な形状を高精度に形成することが可能である。超音波の振動方向（Y 方向）すなわちバンプ 2 3 の列設方向に対して複数の溝 2 0 T の方向は、略直交するように傾斜している。

[0025] なお、複数の溝 2 0 T は厳密には円弧状であるが、裏面 2 0 S B の全領域

においてバンプ23の列設方向に対して略直交している。すなわち、複数の溝20Tは、バンプ23の列設方向（短軸方向：Y方向）に対する傾斜角 θ が例えば80度以上100度以下である。

[0026] 撮像素子20は裏面20SBに超音波の振動方向（Y方向）に対して略直交している複数の溝20Tが形成されている。このため、受け治具（アンビル）40に載置された撮像素子20は、超音波が印加されても、その振動Vにより受け治具40の上で滑って振動することはない（図14参照）。

[0027] このため、撮像装置10は、撮像素子20のバンプ23と配線板30のフライングリード31との接合信頼性が高い。

[0028] 次に、図7に示すフローチャートに沿って撮像装置10の製造方法について説明する。

[0029] <ステップS10：撮像ウエハ作製>

複数の受光部21と、それぞれの受光部21と接続された複数の外部電極22および複数のバンプ23と、が、公知の半導体プロセスを用いて、シリコンウエハ等の半導体基板の第1の主面に形成される。受光部21はCCD（Charge Coupled Device）、CMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）などである。シリコンウエハには、受光部21だけでなく信号処理回路などの半導体回路が形成されていてもよい。なお、300mm ϕ のシリコンウエハの厚さは、例えば、775 μ mである。

[0030] <ステップS11：切断>

シリコンウエハが切断されることで、それぞれに受光部21等が形成された複数の撮像素子20が作製される。撮像素子20は底面の外寸が例えば1mm $\times$ 1.5mm、すなわち底面積が1.5mm²と超小型である。なお、受光部21は形成されたシリコンウエハの第1の主面は、切断されると、撮像素子20の受光面20SAとなる。

[0031] <ステップS12：配置>

撮像素子20は、厚さが例えば775 μ mと厚い。挿入部3の細径化のため

めに、撮像素子20は、厚さが、例えば、 $20\mu\text{m}$ 以上 $150\mu\text{m}$ 以下に加工される。

[0032] 撮像素子20の薄層化のために第2の主面（裏面20SBに相当）の研削加工が行われる。図8に研削加工機80の一例を示す。インフィード型の研削加工機80は、ワークである撮像素子20が載置される保持盤81と、保持盤81に載置された撮像素子20を研削加工する研削盤82とを備えている。研削盤82には、例えばダイヤモンド砥粒を含む複数の砥石が配設されている。撮像素子20は保護テープ等により保持盤81に固定される。研削加工機80は、保持盤81の回転軸O1と研削盤82の回転軸O1とが一致しないセンターレス型である。

[0033] ここで、インフィードセンターレス型の研削加工機80では、図9に示すように放射状のソーマーク（溝81T）が保持盤81に配置された複数のワークに形成される。

[0034] 本実施形態の撮像装置10の製造方法では、図10に示すように、複数の撮像素子20は、ソーマークが形成される方向に対してバンプ23の列設方向が直交するように保持盤81に配置される。すなわち、従来の撮像装置の製造方法では複数の撮像素子を含む半導体基板（シリコンウエハ）の状態では研削加工が行われていた。これに対して実施形態の撮像装置10の製造方法では、裏面研削工程の前にシリコンウエハが撮像素子20に切断され、撮像素子20の状態では研削が行われる。言い替えれば、複数の撮像素子20は半導体基板における配置とは異なる配置に、保持盤81に再配置される。

[0035] <ステップS13：研削加工>

撮像素子20は、裏面20SBのソーマーク（溝）の方向に直交する方向の表面粗さ R_z （JIS B 060：十点平均粗さ、測定長 0.2mm ）が、 $0.5\mu\text{m}$ 以上 $10\mu\text{m}$ 以下になるように裏面側から研削加工される。表面粗さ R_z は、 $1\mu\text{m}$ 以上 $5\mu\text{m}$ 以下であることがより好ましい。なお、表面粗さ R_{max} （JIS B 060：最大高さ、測定長 0.2mm ）は、 $1\mu\text{m}$ 以上 $30\mu\text{m}$ 以下が好ましい。

- [0036] 表面粗さが前記範囲以上であれば、滑り止め効果が顕著で、撮像素子20と配線板30との接合信頼性が高く、前記以下であれば、撮像素子20にクラックが発生したりするおそれがない。
- [0037] 図12Aおよび図12Bに示すように同時に研削加工された複数の撮像素子20は、いずれも同じように短軸方向に対して略直交するように傾斜している複数の溝20Tが形成される。
- [0038] なお、表面粗さが前記範囲以内で、かつ、複数の溝20Tのバンプ23の列設方向に対する傾斜角 θ が45度超135度未満であれば、特に滑り止め効果がある。傾斜角 θ は60度以上120度以下が好ましく、80度以上100度以下がより好ましい。なお、ソーマークである溝20Tは厳密には曲線であるが、撮像素子20では裏面20SBの全ての領域において傾斜角 θ は前記範囲内である。
- [0039] また、シリコンウエハを個々の撮像素子20に個片化してから研削加工する場合を例に説明した。しかし、図13に示すように、複数の撮像素子20を含むワーク20CSに切断し、ワーク20CSを研削加工し、その後に撮像素子20に個片化してもよい。
- [0040] ワーク20CSは含まれる全ての撮像素子20の裏面20SBに形成される複数の溝20T（ソーマーク）の方向が所定方向、すなわち、短軸方向に対して傾斜した方向になるように保持盤81に配置される。
- [0041] ワーク20CSは裏面研削の後に、個々の撮像素子20に個片化される。ワーク20CSによる研削は、保持盤81への配置が容易である。
- [0042] <ステップS14：配線板作製>
- 別途、配線板30が作製される。配線板30は、例えばポリイミド等の絶縁性樹脂を基体とし、導体配線、例えば、銅配線を有する。そして、端部の絶縁性樹脂が選択的に除去されることで、先端から突出した銅配線がフライングリード31となっている。
- [0043] フライングリード31の配設間隔と、撮像素子20の外部電極22（バンプ23）の配設間隔は、同じになるように設定されている。

[0044] <ステップS 1 5 : 超音波接合>

図 1 4 に示すように、超音波接合装置 6 0 は、固定ステージである受け治具（アンビル）4 0 と、超音波振動する圧子ツール（ホーン）5 0 とを含む。圧子ツール 5 0 は、超音波振動子（不図示）と機械的に結合しており、例えば Y 方向に 4 0 k H z、振幅 2 μ m で振動する。

[0045] 受け治具 4 0 には、撮像素子 2 0 の位置を規定し保持するために、撮像素子 2 0 の両側面を固定するサイドクランプ 4 1、4 2 が配設されている。また、受け治具 4 0 の撮像素子 2 0 が載置される表面（載置面）4 0 S A には撮像素子 2 0 の裏面 2 0 S B を真空吸着し固定するための孔 H 4 0 が形成されている。なお、サイドクランプおよび吸着孔は受け治具 4 0 の必須構成要素ではない。受け治具 4 0 は、金属、セラミックまたは樹脂等からなる。

[0046] 撮像素子 2 0 が、受け治具 4 0 に載置される。配線板 3 0 の複数のフライングリード 3 1 の先端部が、撮像素子 2 0 の複数の外部電極 2 2（バンプ 2 3）の直上に配置され、同時に圧子ツール 5 0 で押圧されながら超音波が印加される。

[0047] 超音波振動によりフライングリード 3 1 とバンプ 2 3 の界面の酸化被膜および汚れが取り除かれ、結晶粒同士が原子間距離になるまで接近することで強力な引力が働き、冶金結合が生成される。このとき、バンプ 2 3 は超音波印加方向（Y 方向）に沿って潰れ、圧子ツール 5 0 と接触していたフライングリード 3 1 の先端部には超音波印加方向にスジ（超音波痕）が刻み込まれる。

[0048] すでに説明したように、超小型の撮像素子では、サイドクランプ 4 1、4 2 および真空吸着による固定だけでは、超音波が印加されると撮像素子が滑ってしまい、接合信頼性を担保するのは容易ではないおそれがあった。

[0049] これに対して撮像素子 2 0 は裏面 2 0 S B に形成された溝（ソーマーク）2 0 T に滑り止め効果があるため、高い接合信頼性を得ることができる。

[0050] 超音波印加方向に対して傾斜している、言い替えれば、超音波印加方向と平行方向でなければ溝 2 0 T は滑り止め効果を奏する。高い滑り止め効果を

奏するために、溝 20 T はすでに説明したように、超音波印加方向に対して傾斜しているが、傾斜角は 45 度超であることが好ましく、略直交、すなわち 80 度以上傾斜していることが特に好ましい。

[0051] なお、溝 20 T は、薄層化のための研削加工により形成されるソーマークに限られるものではない。例えば研削加工により形成されたソーマークの滑り止め効果が不十分な場合には、さらに滑り止め効果を奏するための所定仕様の溝を、研削加工またはエッチング加工等により形成してもよい。

[0052] なお、溝 20 T は、特に底面の面積が 4 mm^2 以下の超小型の撮像素子を配線板と超音波接合する場合に顕著な効果がある。撮像素子の底面の面積の下限は特にないが、ハンドリングの技術的な限界から、例えば 0.25 mm^2 以上である。

[0053] また、撮像装置 10 では超音波印加方向が外部電極 22 の列設方向（Y 方向）と平行であった。このため、溝 20 T は、Y 方向に直交する X 方向に平行に形成されていた。これに対して、例えば超音波印加方向が外部電極 22 の列設方向（Y 方向）に直交する X 方向の場合には、溝 20 T は、X 方向に直交する Y 方向に平行に形成されることは言うまでも無い。

[0054] <実施形態の変形例>

次に実施形態の変形例の撮像装置 10 A ~ 10 I および撮像装置 10 A ~ 10 I の製造方法について説明する。変形例の撮像装置 10 A ~ 10 I 等は、実施形態の撮像装置 10 等と類似し、同じ機能を有しているので、同じ構成要素には同じ符号を付し説明は省略する。

[0055] <変形例 1>

変形例 1 の撮像装置 10 A では、撮像素子 20 A は、研削加工機として、スルーフィールド（クリープフィード）型加工機を用いて薄層化される。

[0056] スルーフィールド型加工機では、図 15 に示す方向のソーマーク 80 T A が保持盤 81 D に載置された撮像素子に形成される。

[0057] このため、図 16 に示すように、複数の撮像素子 20 A は、形成されるソーマークの方向が所定の同じ方向になるように保持盤 81 A に再配置される

。

[0058] 撮像装置10Aは、撮像素子20Aの溝の方向が短軸方向（超音波印加方向）に対して、略直交しているため、高い接合信頼性を得ることができる。

[0059] すなわち、研削方法はセンターレスインフィード研削が生産性の観点が好きましい。しかしインフィード加工機に限られるものではなく、撮像素子の再配置によりソーマークの方向が短軸方向に対して略直交するように加工できればスルーフィールド加工機等であってもよい。

[0060] <変形例2>

図17に示す変形例2の撮像装置10Bの撮像素子20Bでは、ソーマーク20TBは、超音波印加方向（Y方向）に対して傾斜している。そして、裏面20SBの全領域において傾斜角 θ は45度超である。

[0061] 溝20TBは滑り止め効果を奏するため、撮像装置10Bは、高い接合信頼性を得ることができる。

[0062] <変形例3>

図18に示す変形例3の撮像装置10Cの撮像素子20Cでは、ソーマーク20TCは、略楕円形である。このため、ソーマーク20TCは超音波印加方向（Y方向）に対して傾斜角が45度以下の領域がある。しかし、ソーマーク20TCは超音波印加方向（Y方向）に対して45度超傾斜している領域（ハッチングで表示した領域）があるため、滑り止め効果を奏する。

[0063] <変形例4、5>

図19に示す変形例4の撮像装置10Dの撮像素子20Dでは、ソーマーク20TDは、中心から放射状に円弧が広がっている。

[0064] 図20に示す変形例5の撮像装置10Eの撮像素子20Eでは、ソーマーク20TEは、中心から放射状に直線が広がっている。

[0065] ソーマーク20TD、20TEは超音波印加方向（Y方向）に対して傾斜角が45度以下の領域がある。しかし、20TD、20TEは超音波印加方向（Y方向）に対して45度超傾斜している領域（ハッチングで表示した領域）があるため、滑り止め効果を奏する。

[0066] <変形例 6>

図 2 1 に示す変形例 6 の撮像装置 1 0 F の撮像素子 2 0 F では、ソーマーク 2 0 T F は、略直線上であるが、それぞれのソーマーク 2 0 T F は、ランダムである。

[0067] ソーマーク 2 0 T F は超音波印加方向（Y 方向）に対して傾斜角が 4 5 度以下の部分もある。しかし、ソーマーク 2 0 T F は超音波印加方向（Y 方向）に対して 4 5 度超傾斜している部分があるため、滑り止め効果を奏する。

[0068] <変形例 7>

図 2 2 に示す変形例 7 の撮像装置 1 0 G の撮像素子 2 0 G では、裏面 4 0 S B にランダムに微少な凹凸パターン 2 0 T G がある。凹凸パターン T G は例えばエッチング痕であるが、微少な溝と見なすことができる。

[0069] パターン 2 0 T G は、微視的には、超音波印加方向（Y 方向）に対して傾斜角が 4 5 度以下の部分もある。しかし、パターン 2 0 T G は超音波印加方向（Y 方向）に対して 4 5 度超傾斜している部分があるため、滑り止め効果を奏する。

[0070] 以上の説明のように、変形例 2 ～ 7 の撮像装置の撮像素子は、ソーマークが超音波印加方向（Y 方向）に対して 4 5 度超傾斜している領域が裏面 2 0 S B の一部にあれば滑り止め効果を奏する。なお、特に、裏面 2 0 S B の面積の 2 5 % 以上の領域に 4 5 度超傾斜しているソーマークが形成されていることが、滑り止め効果を奏するために特に好ましい。

[0071] <変形例 8>

図 2 3 に示す変形例 8 の撮像装置 1 0 H の製造方法で用いられる超音波接合装置 6 0 H は受け治具 4 0 H が、実施形態の超音波接合装置 6 0 と異なる。

[0072] 受け治具 4 0 H の表面 4 0 S A には、超音波の振動方向と直交する方向の複数の溝 4 0 T H が形成されている。そして、表面 4 0 S A の表面粗さ R_z 4 0 が、撮像素子 2 0 の裏面 2 0 S B の表面粗さ R_z 2 0 と略同じ、例えば、 $0.5 \mu m$ 以上 $10 \mu m$ 以下である。

[0073] このため、超音波が印加されたときに、溝 20TH の凹凸と溝 40TH の凹凸とが嵌合しあうため、特に高い滑り止め効果を奏する。

[0074] なお、溝 20TH の表面粗さ R_z 20 と溝 40TH の表面粗さ R_z 40 とは略同じ、例えば $\pm 20\%$ であることが、両者が嵌合するために特に好ましいが、 $\pm 50\%$ 以下であれば所定の効果が得られる。例えば撮像素子 20 の表面粗さ R_z 20 が $2\mu\text{m}$ であれば、受け治具 40H の表面粗さ R_z 40 は $1\mu\text{m}$ 以上 $4\mu\text{m}$ 以下であることが好ましい。

[0075] <変形例 9>

図 24 に示す変形例 9 の撮像装置 10I の撮像素子 20I では、配線板 30I の端部電極 31I は、裏面 30SB に配設された電極パッドである。

[0076] すなわち、配線板 30I の端部電極 31I はフライングリードに限られるものではない。

[0077] また、バンプは撮像素子の外部電極 22 ではなく、配線板の端部電極に配されていてよい。さらにバンプに替えて配線板の端部電極が突起部を有していてもよい。

[0078] 本発明は上述した実施形態等に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等ができる。

[0079] また、上述した実施形態では内視鏡を医療用として説明したが、これに限られず、細径の工業用内視鏡にも適用可能であることは言うまでもない。

符号の説明

[0080] 1…内視鏡システム

2…内視鏡

10、10A～10I…内視鏡用撮像装置

20…撮像素子

20SA…受光面

20SB…裏面

20T…溝

21…受光部

2 2 …外部電極
2 3 …バンプ
3 0 …配線板
3 1 …フライングリード
4 0 …受け治具
5 0 …圧子ツール
6 0 …超音波接合装置
8 0 …研削加工機
8 1 …保持盤
8 1 T …溝
8 2 …研削盤

請求の範囲

- [請求項1] 受光面の端部に外部電極が列設されている撮像素子と、
前記外部電極と超音波接合されている端部電極を有する配線板と、
を具備する内視鏡用撮像装置であって、
前記撮像素子の前記受光面と対向する裏面に複数の溝が形成されており、前記複数の溝が、超音波接合のときの超音波の振動方向に対して傾斜していることを特徴とする内視鏡用撮像装置。
- [請求項2] 前記振動方向が、前記外部電極の列設方向であることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用撮像装置。
- [請求項3] 前記複数の溝が、研削加工によるソーマークであることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡用撮像装置。
- [請求項4] 前記複数の溝が、前記振動方向に対して45度超傾斜していることを特徴とする請求項3に記載の内視鏡用撮像装置。
- [請求項5] 前記振動方向に直交する方向の前記撮像素子の前記裏面の表面粗さ R_z が、 $0.5\mu\text{m}$ 以上 $10\mu\text{m}$ 以下であることを特徴とする請求項4に記載の内視鏡用撮像装置。
- [請求項6] 受光面の端部に外部電極が列設されている底面積が 0.25mm^2 以上 4mm^2 以下の撮像素子と、
前記外部電極と超音波接合されている端部電極を有する配線板と、
を具備する内視鏡用撮像装置であって、
前記撮像素子の前記受光面と対向する裏面に研削加工によるソーマークが形成されており、前記ソーマークが、前記裏面の全領域において、前記外部電極の列設方向に対して80度以上100度以下傾斜しており、前記外部電極の列設方向に直交する方向の前記裏面の表面粗さ R_z が、 $0.5\mu\text{m}$ 以上 $10\mu\text{m}$ 以下であることを特徴とする内視鏡用撮像装置。
- [請求項7] 受光面の端部に外部電極が列設されている撮像素子と、前記外部電極のそれぞれと超音波接合されている端部電極を有する配線板と、を

具備する内視鏡用撮像装置の製造方法であって、

半導体基板の第 1 の主面に複数の受光部を形成する工程と、

前記半導体基板を切断し複数の撮像素子を作製する工程と、

形成されるソーマークの方向が前記撮像素子の短軸方向に対して傾斜した方向になるように、前記複数の撮像素子を研削加工機に再配置する工程と、

前記複数の撮像素子の前記受光面と対向する裏面を研削加工し、超音波接合するときの超音波の振動方向に対して傾斜しているソーマークを形成する工程と、

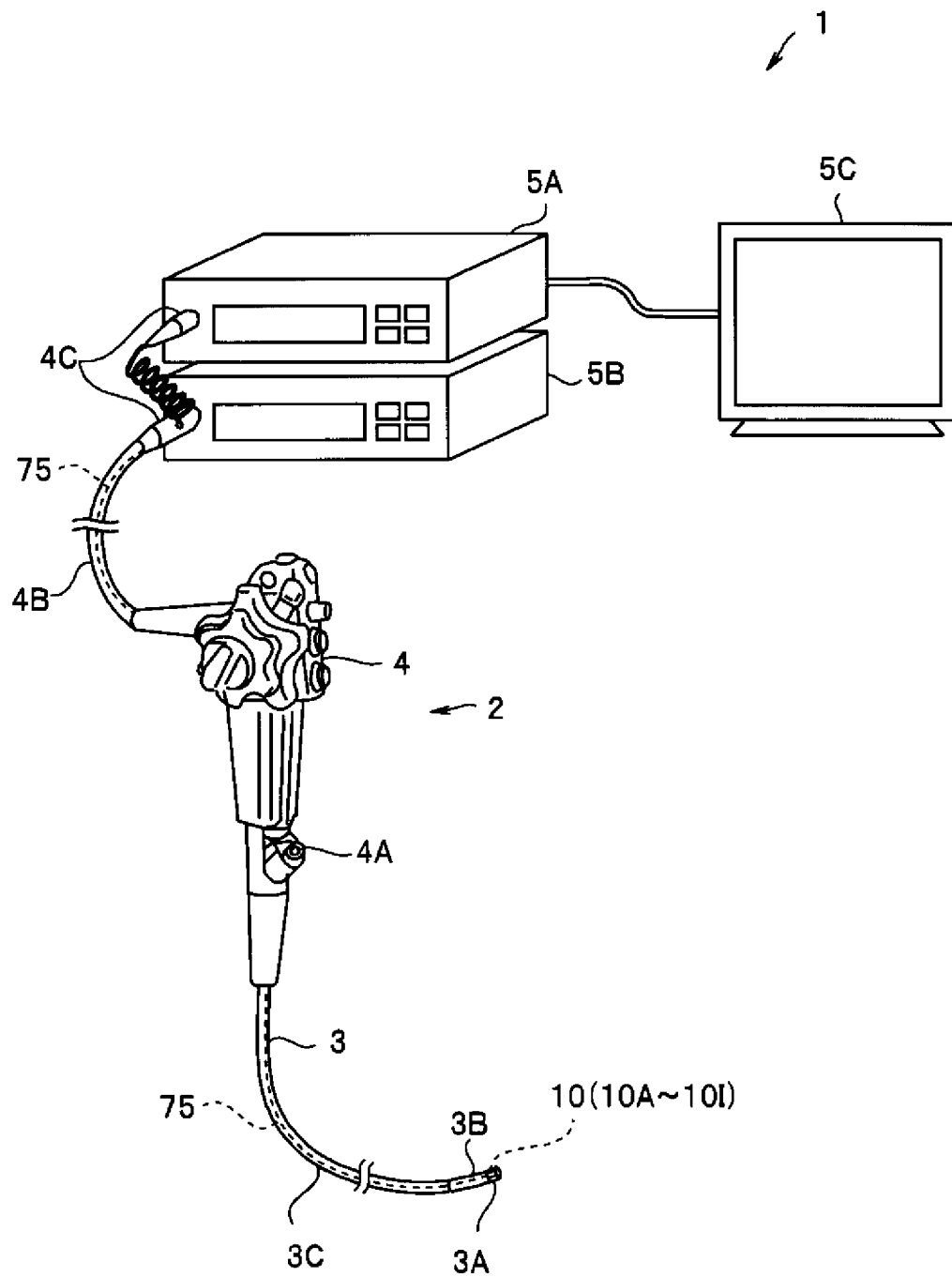
超音波接合装置の受け治具に載置された前記撮像素子の外部電極と、前記配線板の端部電極とを超音波接合する工程と、を具備することを特徴とする内視鏡用撮像装置の製造方法。

[請求項8]

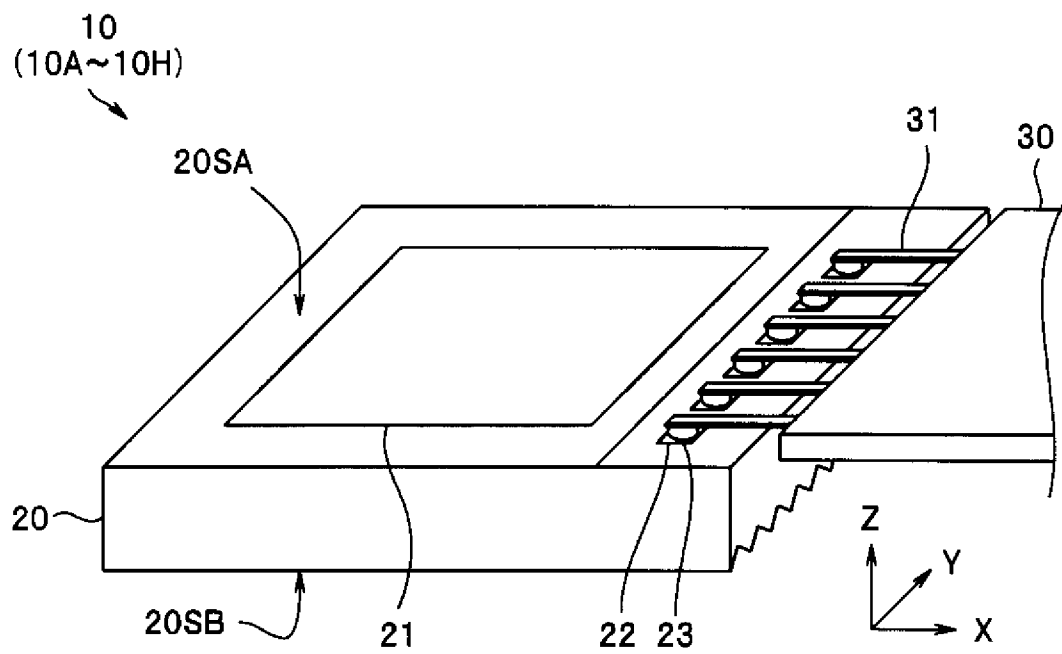
前記受け治具表面に複数の溝が形成されており、

前記受け治具の前記表面の表面粗さと、前記撮像素子の前記裏面の表面粗さとが、同じであることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡用撮像装置の製造方法。

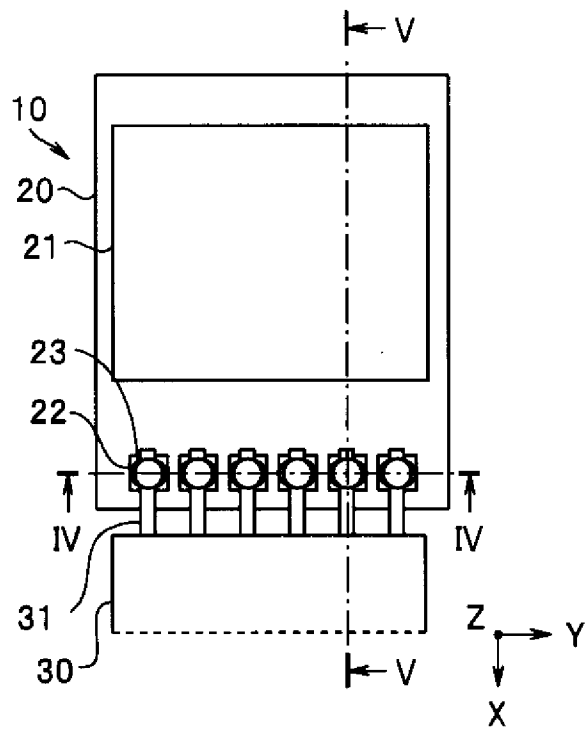
[図1]



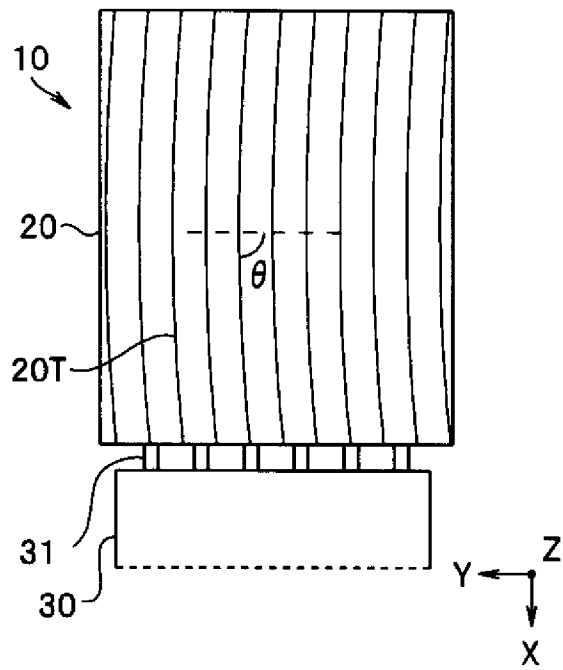
[図2]



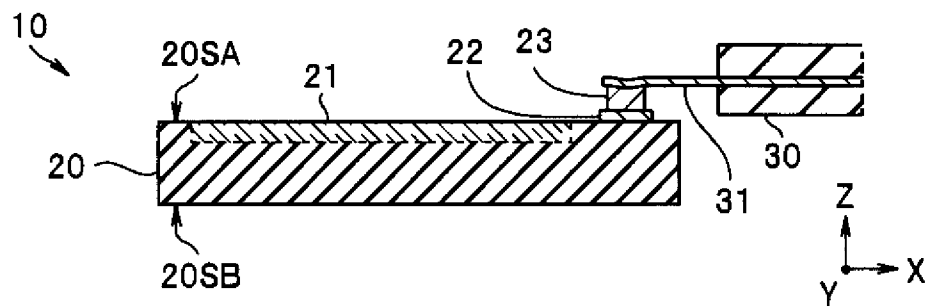
[図3]



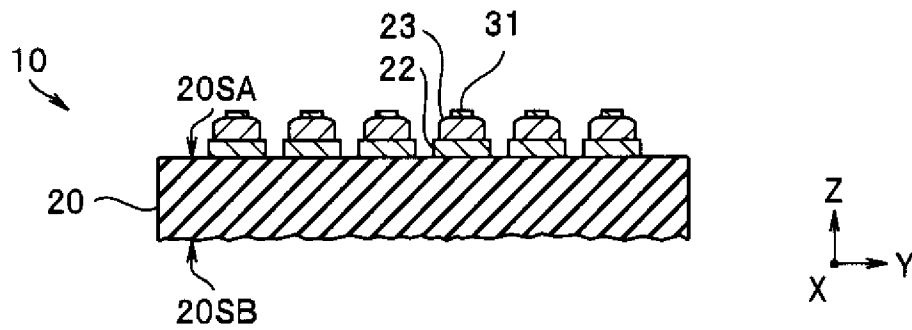
[図4]



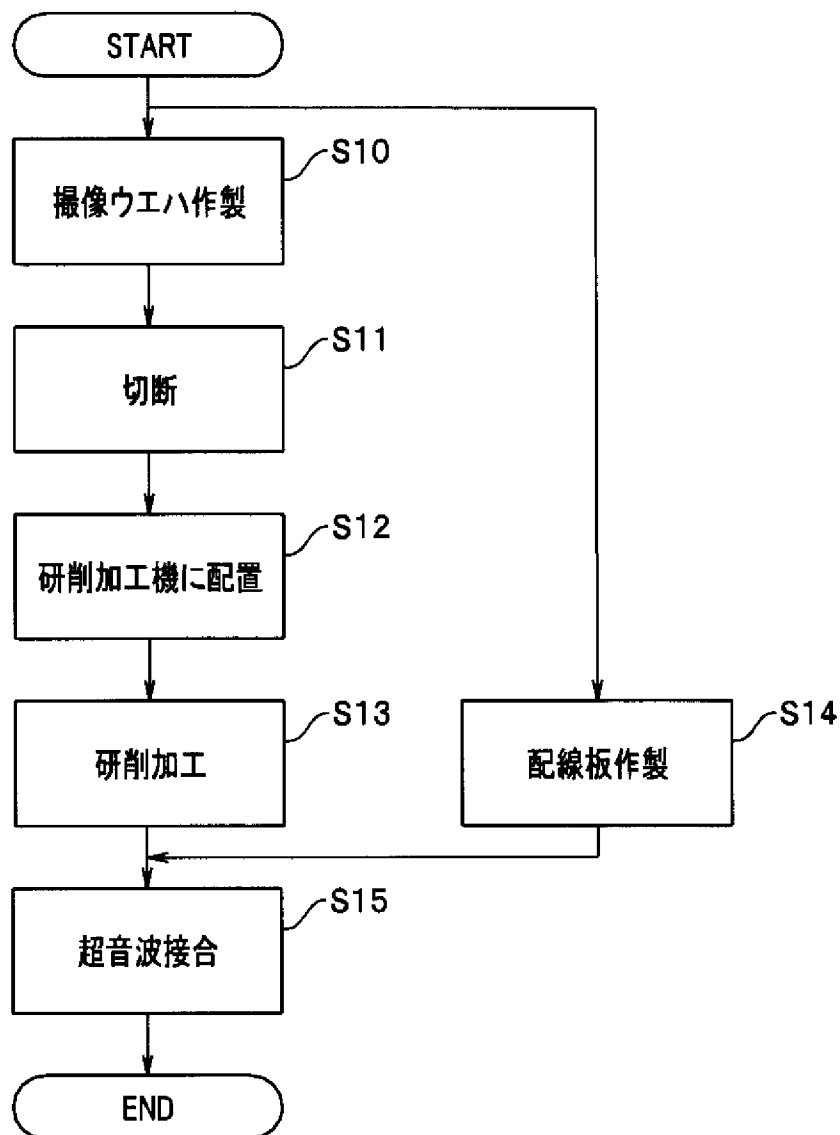
[図5]



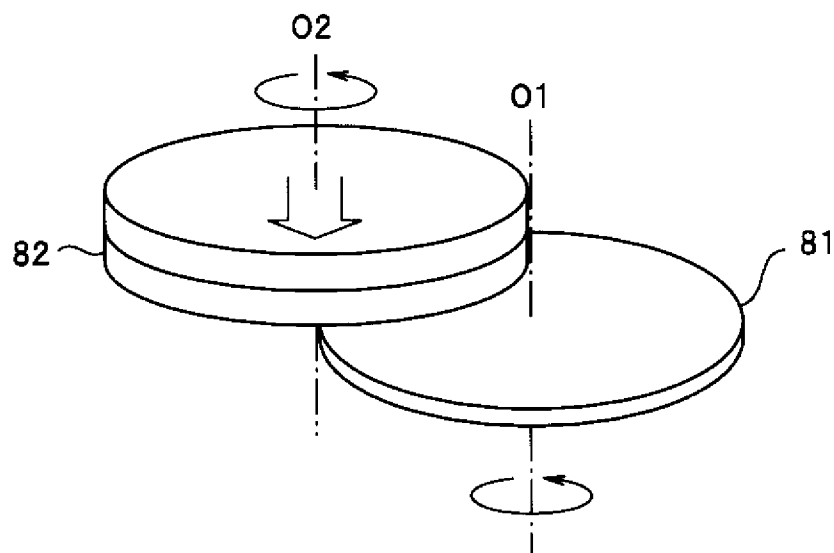
[図6]



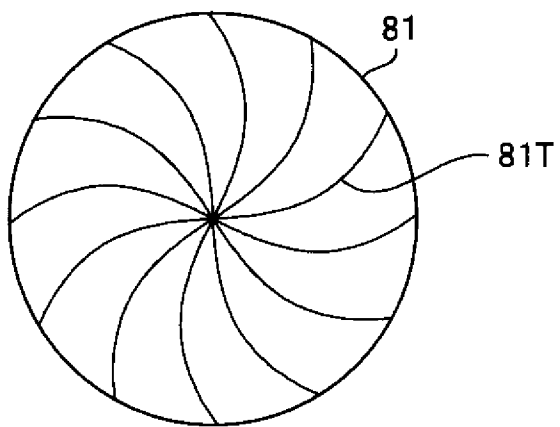
[図7]



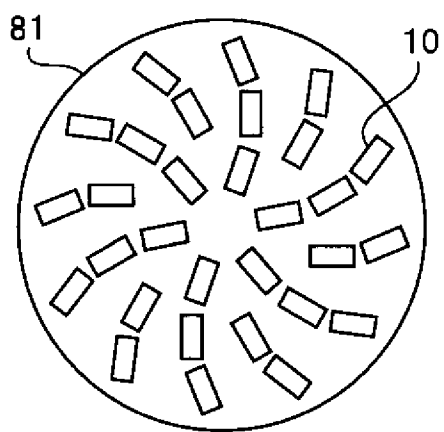
[図8]



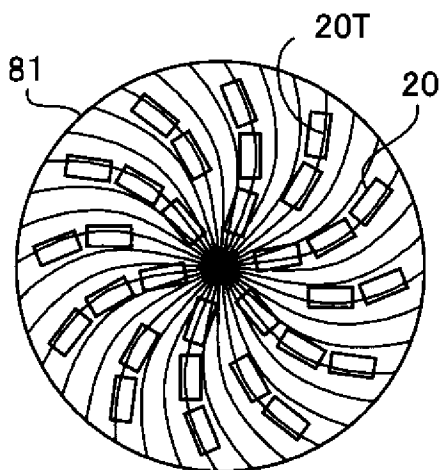
[図9]



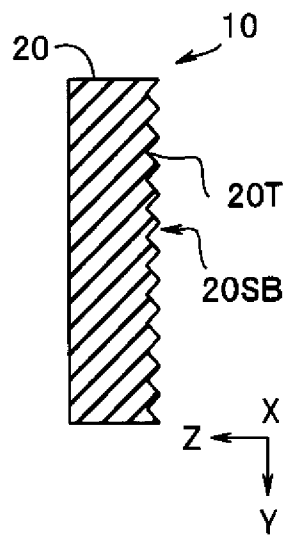
[図10]



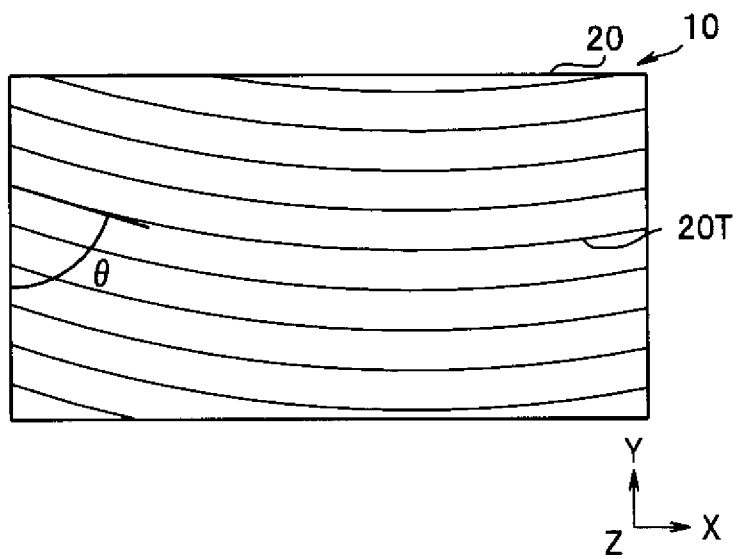
[図11]



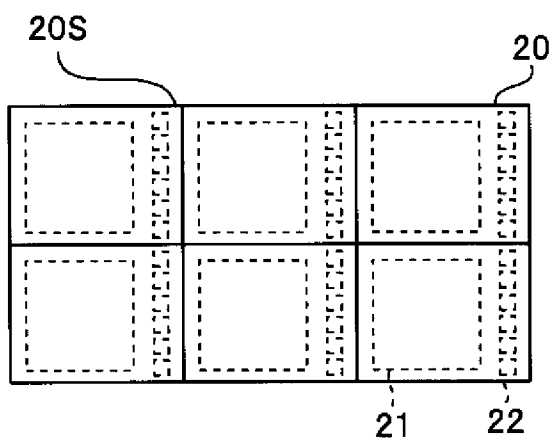
[図12A]



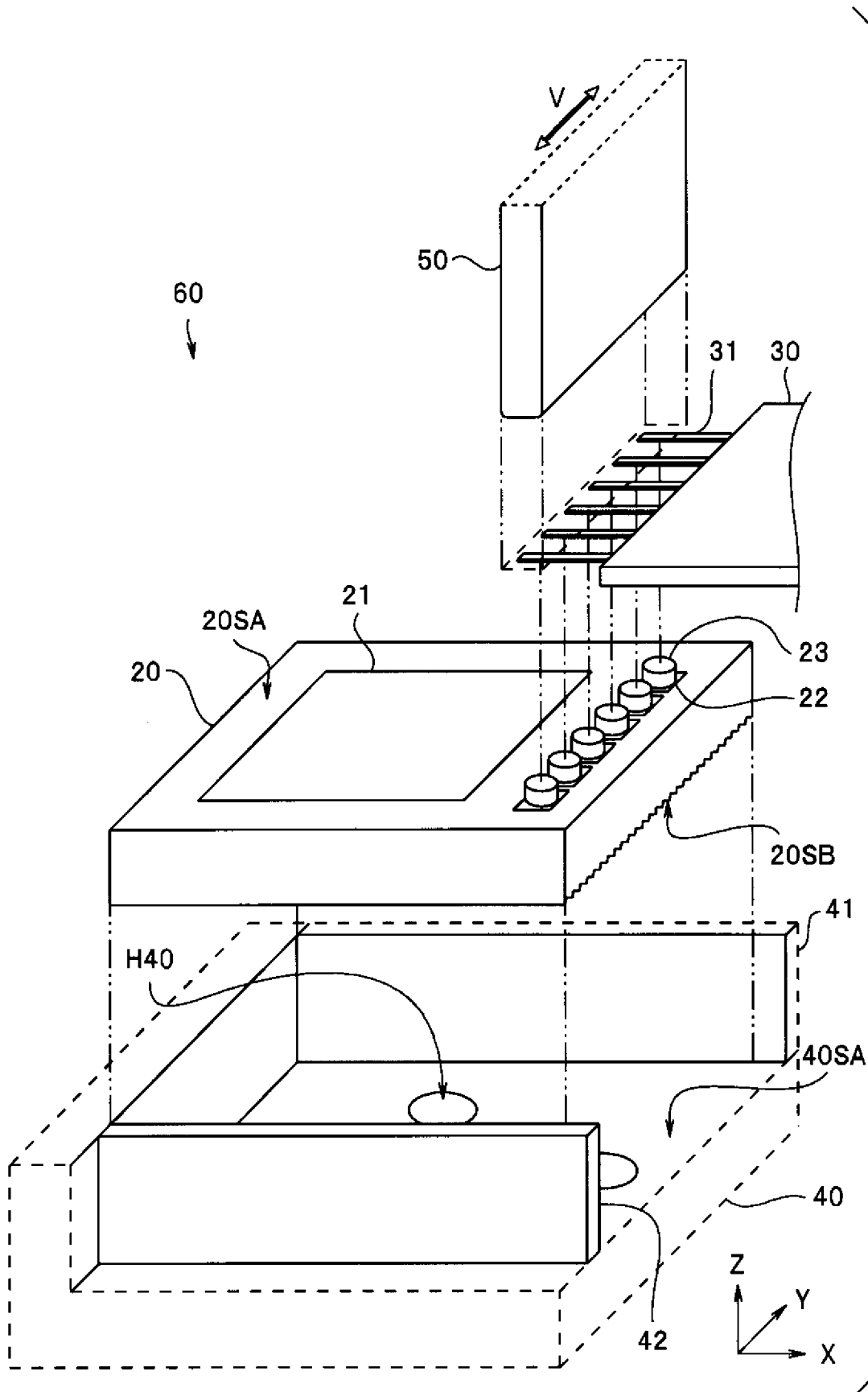
[図12B]



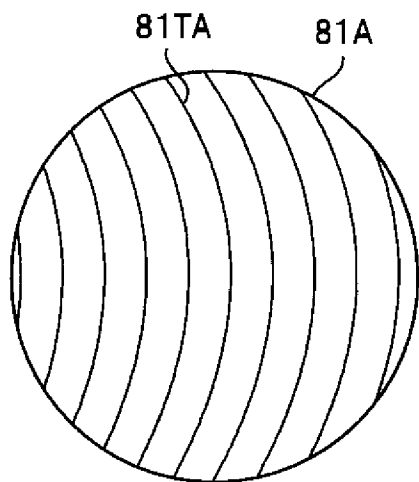
[図13]



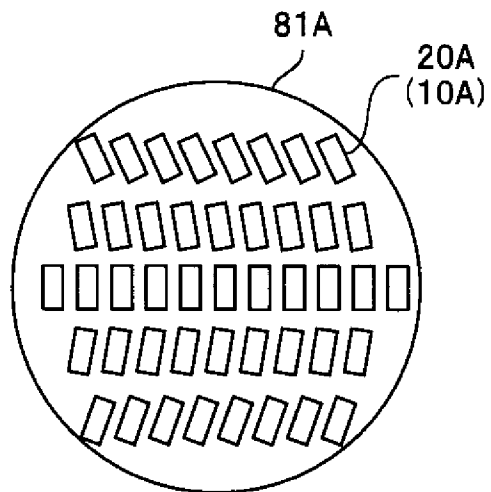
[図14]



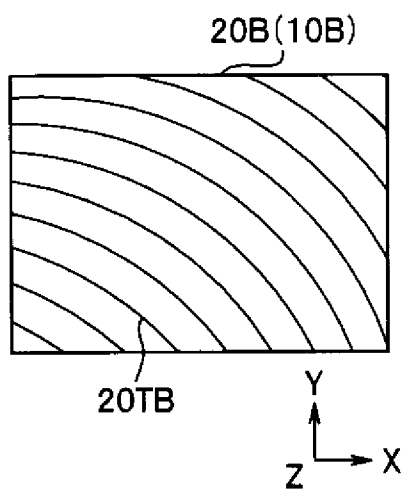
[図15]



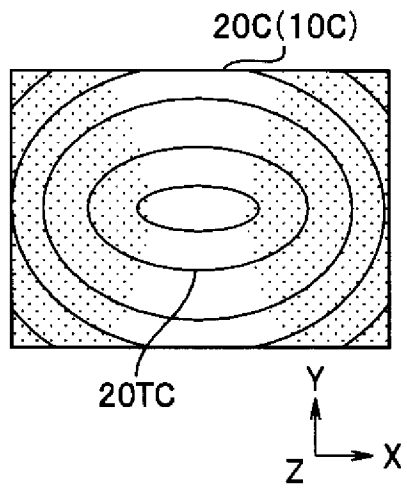
[図16]



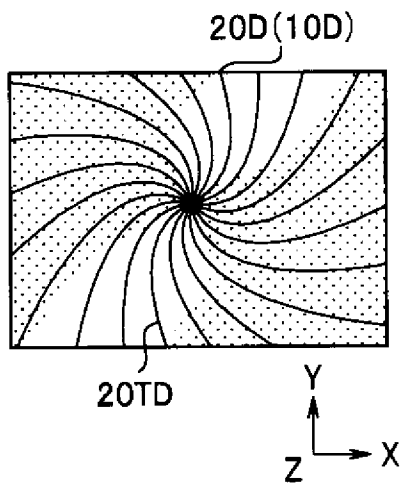
[図17]



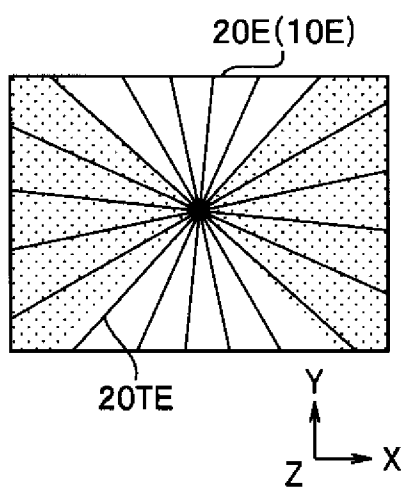
[図18]



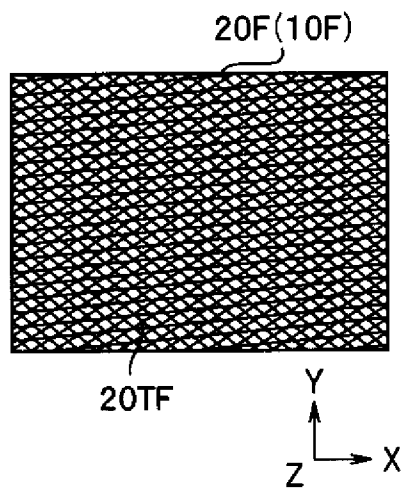
[図19]



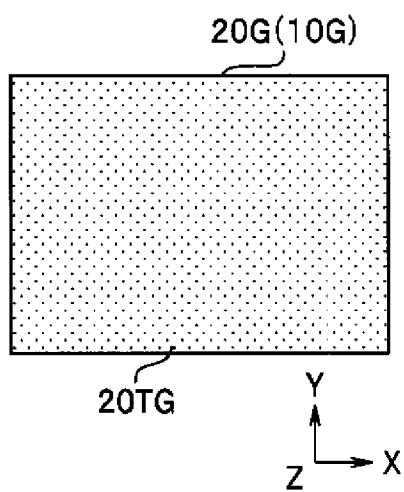
[図20]



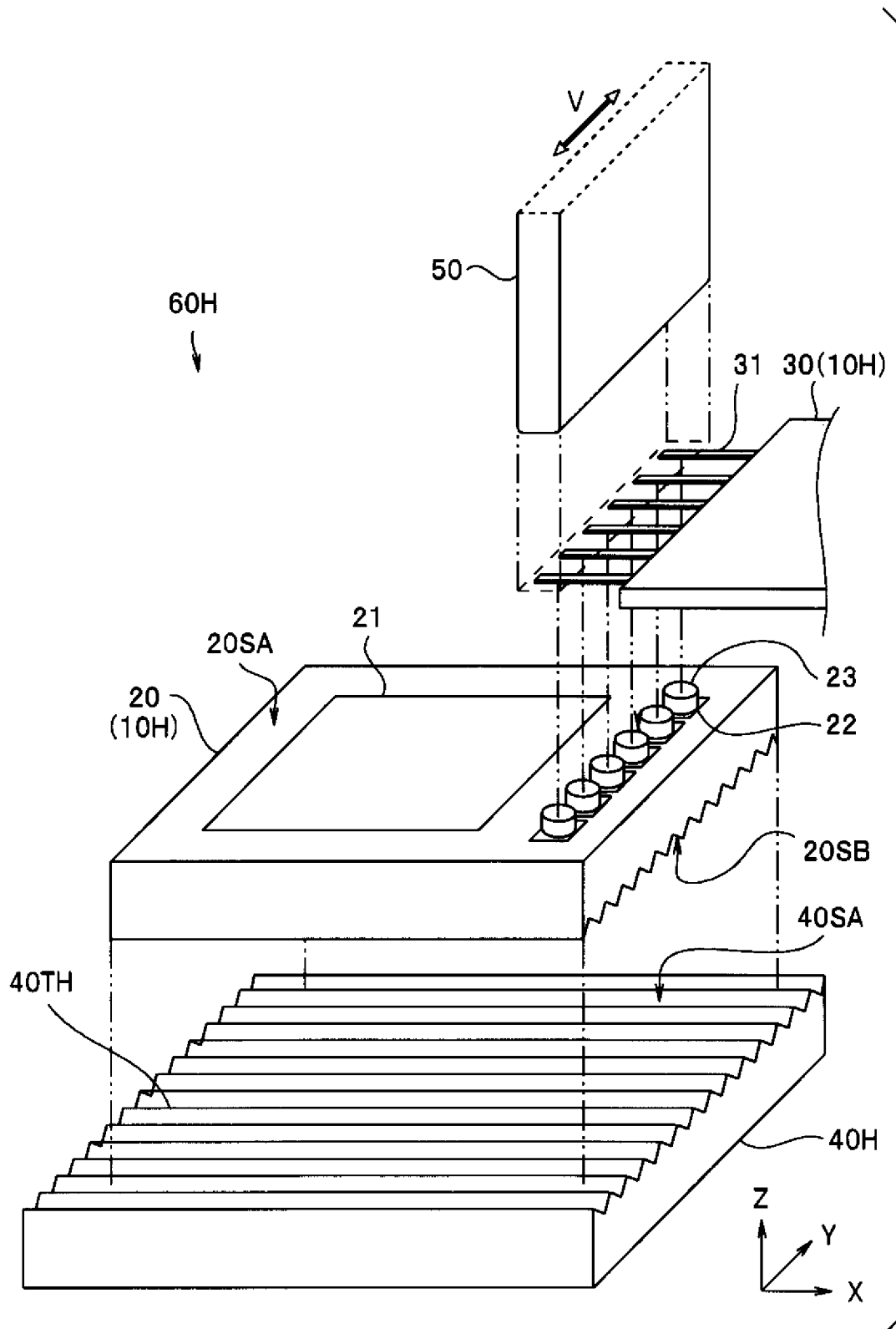
[図21]



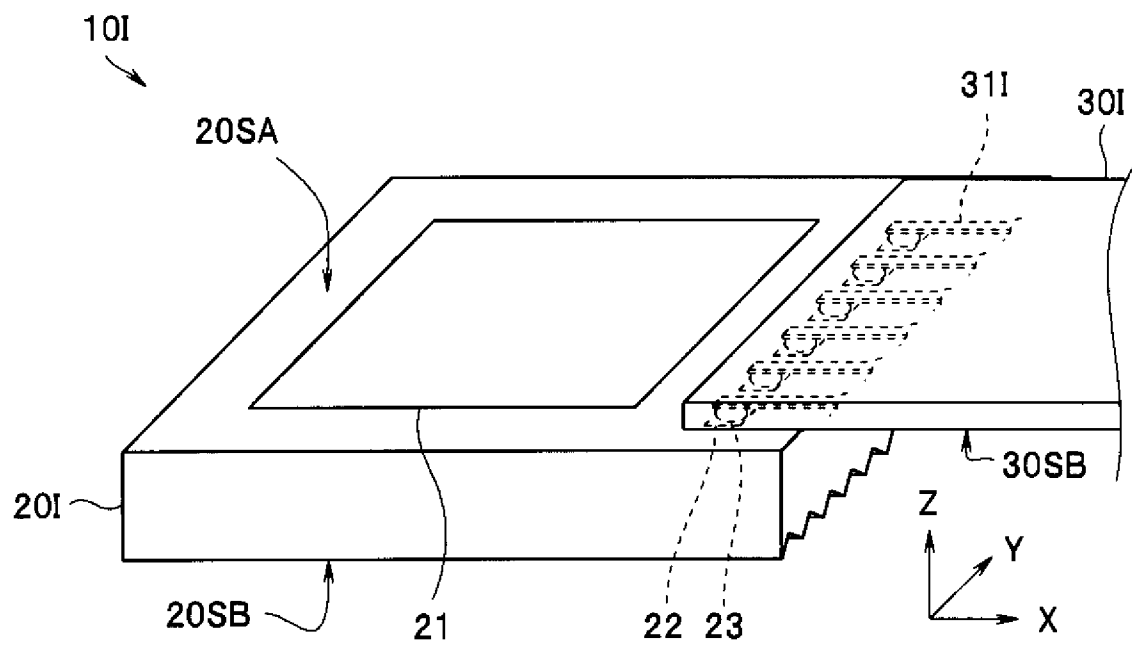
[図22]



[図23]



[図24]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/067850

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)

A61B1/04

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	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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 2015-29774 A (Olympus Medical Systems Corp.), 16 February 2015 (16.02.2015), paragraph [0023] (Family: none)	1-8
A	WO 2013/150813 A1 (Olympus Corp.), 10 October 2013 (10.10.2013), paragraph [0019] & JP 2013-219468 A & US 2015/0014805 A1	1-8
A	JP 8-115893 A (Toshiba Corp.), 07 May 1996 (07.05.1996), paragraph [0031] (Family: none)	1-8

☐ 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
07 September 2015 (07.09.15)

Date of mailing of the international search report
29 September 2015 (29.09.15)

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（I P C））

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（I P C））

Int.Cl. A61B1/04

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	1971-2015年
日本国実用新案登録公報	1996-2015年
日本国登録実用新案公報	1994-2015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 2015-29774 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2015.02.16, 【0023】（ファミリーなし）	1 - 8
A	WO 2013/150813 A1（オリンパス株式会社）2013.10.10, [0019] & JP 2013-219468 A & US 2015/0014805 A1	1 - 8
A	JP 8-115893 A（株式会社東芝）1996.05.07, 【0031】 （ファミリーなし）	1 - 8

☐ 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

07.09.2015

国際調査報告の発送日

29.09.2015

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A/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）

伊藤 昭治

2 Q

4 0 7 7

電話番号 03-3581-1101 内線 3292