

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/207941

発行日 平成30年4月5日(2018.4.5)

(43) 国際公開日 平成28年12月29日(2016.12.29)

(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 5 3 0	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1
B 2 3 K 20/10 (2006.01)	B 2 3 K 20/10	4 E 1 6 7

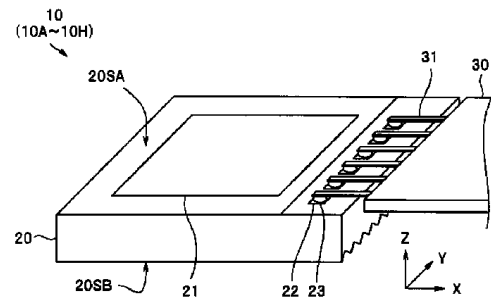
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

出願番号	特願2017-524284 (P2017-524284)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/067850		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成27年6月22日(2015.6.22)		東京都八王子市石川町2951番地
(81) 指定国	AP (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP (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), OA (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), 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	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(74) 代理人	100101661 弁理士 長谷川 靖
		(74) 代理人	100135932 弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	米山 純平 東京都八王子市石川町2951番地
		Fターム(参考)	2H040 DA12 DA14 DA15 DA21 GA02 4C161 AA00 BB00 CC06 DD03 FF35 JJ06 LL02
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用撮像装置

(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。



【特許請求の範囲】**【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、 $0.5\text{ }\mu\text{m}$ 以上 $10\text{ }\mu\text{m}$ 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 0.25 mm^2 以上 4 mm^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、 $0.5\text{ }\mu\text{m}$ 以上 $10\text{ }\mu\text{m}$ 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。

【発明の詳細な説明】**【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10-289916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。

10

20

30

40

50

- 【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 12 A】実施形態の撮像装置の撮像素子の側面図である。
- 【図 12 B】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 の撮像装置の製造方法を説明す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。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

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 1 0 と接続された信号ケーブル 7 5 が挿通している。

【 0 0 1 8 】

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 1 0 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。

【 0 0 1 9 】

光源装置 5 B は、例えば、白色 L E D 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。

10

【 0 0 2 0 】

図 2 ~ 図 6 に示すように、内視鏡用撮像装置 1 0 は、撮像素子 2 0 と配線板 3 0 とを具備する。平面視矩形の配線板 3 0 の受光面 2 0 S A には、受光部 2 1 と、受光部 2 1 と電気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 にはバンパ 2 3 が配設されている。

【 0 0 2 1 】

20

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。

【 0 0 2 2 】

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 の絶縁性基体が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 の先端部はバンパ 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、バンパ 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。

30

【 0 0 2 3 】

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パ 2 3 の列設方向（Y 方向：短軸方法）である。このため、バンパ 2 3 の潰れている方向および超音波痕の方向は、バンパ 2 3 の列設方向に平行である。

【 0 0 2 4 】

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）すなわちバンパ 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。

40

【 0 0 2 5 】

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パ 2 3 の列設方向に対して略直交している。すなわち、複数の溝 2 0 T は、バンパ 2 3 の列設方向（短軸方向：Y 方向）に対する傾斜角 θ が例えば 8 0 度以上 1 0 0 度以下である。

【 0 0 2 6 】

50

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 のパンプ 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】

10

<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 および複数のパンプ 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、300mmφ のシリコンウエハの厚さは、例えば、775μm である。

【0030】

<ステップ S11: 切断>

20

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×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 775μm と厚い。挿入部 3 の細径化のために、撮像素子 20 は、厚さが、例えば、20μm 以上 150μm 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。

30

【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】

40

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パンプ 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

50

z (J I S B 0 6 0 : 十点平均粗さ、測定長 0 . 2 m m) が、0 . 5 μ m 以上 1 0 μ 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 μ m 以上 5 μ m 以下であることがより好ましい。なお、表面粗さ R m a x (J I S B 0 6 0 : 最大高さ、測定長 0 . 2 m m) は、1 μ m 以上 3 0 μ m 以下が好ましい。

【 0 0 3 6 】

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 2 0 と配線板 3 0 との接合信頼性が高く、前記以下であれば、撮像素子 2 0 にクラックが発生したりするおそれがない。

【 0 0 3 7 】

図 1 2 A および図 1 2 B に示すように同時に研削加工された複数の撮像素子 2 0 は、い
10 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 2 0 T が形成される。

【 0 0 3 8 】

なお、表面粗さが前記範囲以内で、かつ、複数の溝 2 0 T のバンク 2 3 の列設方向に対する傾斜角 θ が 4 5 度超 1 3 5 度未満であれば、特に滑り止め効果がある。傾斜角 θ は 6 0 度以上 1 2 0 度以下が好ましく、8 0 度以上 1 0 0 度以下がより好ましい。なお、ソーマークである溝 2 0 T は厳密には曲線であるが、撮像素子 2 0 では裏面 2 0 S B の全ての領域において傾斜角 θ は前記範囲内である。

【 0 0 3 9 】

また、シリコンウエハを個々の撮像素子 2 0 に個片化してから研削加工する場合を例に
20 説明した。しかし、図 1 3 に示すように、複数の撮像素子 2 0 を含むワーク 2 0 C S に切断し、ワーク 2 0 C S を研削加工し、その後に撮像素子 2 0 に個片化してもよい。

【 0 0 4 0 】

ワーク 2 0 C S は含まれる全ての撮像素子 2 0 の裏面 2 0 S B に形成される複数の溝 2 0 T (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 8 1 に配置される。

【 0 0 4 1 】

ワーク 2 0 C S は裏面研削の後に、個々の撮像素子 2 0 に個片化される。ワーク 2 0 C S による研削は、保持盤 8 1 への配置が容易である。

【 0 0 4 2 】

< ステップ S 1 4 : 配線板作製 >

別途、配線板 3 0 が作製される。配線板 3 0 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 3 1 となっている。

【 0 0 4 3 】

フライングリード 3 1 の配設間隔と、撮像素子 2 0 の外部電極 2 2 (バンプ 2 3) の配設間隔は、同じになるように設定されている。

【 0 0 4 4 】

< 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 V 方向に 4 0 k H z 、振幅 2 μ m で振動する。
40

【 0 0 4 5 】

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。
50

【 0 0 4 6 】

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。

【 0 0 4 7 】

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。

10

【 0 0 4 8 】

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。

【 0 0 4 9 】

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。

【 0 0 5 0 】

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 2 0 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 4 5 度超であることが好ましく、略直交、すなわち 8 0 度以上傾斜していることが特に好ましい。

20

【 0 0 5 1 】

なお、溝 2 0 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。

【 0 0 5 2 】

なお、溝 2 0 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。

30

【 0 0 5 3 】

また、撮像装置 1 0 では超音波印加方向が外部電極 2 2 の列設方向 (Y 方向) と平行であった。このため、溝 2 0 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 2 2 の列設方向 (Y 方向) に直交する X 方向の場合には、溝 2 0 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。

【 0 0 5 4 】

< 実施形態の変形例 >

次に実施形態の変形例の撮像装置 1 0 A ~ 1 0 I および撮像装置 1 0 A ~ 1 0 I の製造方法について説明する。変形例の撮像装置 1 0 A ~ 1 0 I 等は、実施形態の撮像装置 1 0 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。

40

【 0 0 5 5 】

< 変形例 1 >

変形例 1 の撮像装置 1 0 A では、撮像素子 2 0 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。

【 0 0 5 6 】

スルーフィールド型加工機では、図 1 5 に示す方向のソーマーク 8 0 T A が保持盤 8 1 D に載置された撮像素子に形成される。

50

【 0 0 5 7 】

このため、図 1 6 に示すように、複数の撮像素子 2 0 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 8 1 A に再配置される。

【 0 0 5 8 】

撮像装置 1 0 A は、撮像素子 2 0 A 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。

【 0 0 5 9 】

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良い。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。

10

【 0 0 6 0 】

< 変形例 2 >

図 1 7 に示す変形例 2 の撮像装置 1 0 B の撮像素子 2 0 B では、ソーマーク 2 0 T B 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 2 0 S B の全領域において傾斜角 θ は 4 5 度超である。

【 0 0 6 1 】

溝 2 0 T B は滑り止め効果を奏するため、撮像装置 1 0 B は、高い接合信頼性を得ることができる。

【 0 0 6 2 】

20

< 変形例 3 >

図 1 8 に示す変形例 3 の撮像装置 1 0 C の撮像素子 2 0 C では、ソーマーク 2 0 T C は、略楕円形である。このため、ソーマーク 2 0 T C は超音波印加方向（Y 方向）に対して傾斜角が 4 5 度以下の領域がある。しかし、ソーマーク 2 0 T C 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。

【 0 0 6 3 】

< 変形例 4、5 >

図 1 9 に示す変形例 4 の撮像装置 1 0 D の撮像素子 2 0 D では、ソーマーク 2 0 T D は、中心から放射状に円弧が広がっている。

30

【 0 0 6 4 】

図 2 0 に示す変形例 5 の撮像装置 1 0 E の撮像素子 2 0 E では、ソーマーク 2 0 T E は、中心から放射状に直線が広がっている。

【 0 0 6 5 】

ソーマーク 2 0 T D、2 0 T E は超音波印加方向（Y 方向）に対して傾斜角が 4 5 度以下の領域がある。しかし、2 0 T D、2 0 T E 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。

【 0 0 6 6 】

< 変形例 6 >

40

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。

【 0 0 6 7 】

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。

【 0 0 6 8 】

< 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

50

が、微少な溝と見なすことができる。

【 0 0 6 9 】

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。

【 0 0 7 0 】

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。

10

【 0 0 7 1 】

< 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。

【 0 0 7 2 】

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。

【 0 0 7 3 】

このため、超音波が印加されたときに、溝 2 0 T H の凹凸と溝 4 0 T H 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。

20

【 0 0 7 4 】

なお、溝 2 0 T H の表面粗さ R_z 2 0 と溝 4 0 T H の表面粗さ R_z 4 0 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 2 0 の表面粗さ R_z 2 0 が $2 \mu m$ であれば、受け治具 4 0 H の表面粗さ R_z 4 0 は $1 \mu m$ 以上 $4 \mu m$ 以下であることが好ましい。

【 0 0 7 5 】

< 変形例 9 >

図 2 4 に示す変形例 9 の撮像装置 1 0 I の撮像素子 2 0 I では、配線板 3 0 I の端部電極 3 1 I は、裏面 3 0 S B に配設された電極パッドである。

30

【 0 0 7 6 】

すなわち、配線板 3 0 I の端部電極 3 1 I はフライングリードに限られるものではない。

【 0 0 7 7 】

また、パンプは撮像素子の外部電極 2 2 ではなく、配線板の端部電極に配されていてもよい。さらにパ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。

【 0 0 7 8 】

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。

【 0 0 7 9 】

40

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 】

【 0 0 8 0 】

1 ... 内視鏡システム

2 ... 内視鏡

1 0、1 0 A ～ 1 0 I ... 内視鏡用撮像装置

2 0 ... 撮像素子

2 0 S A ... 受光面

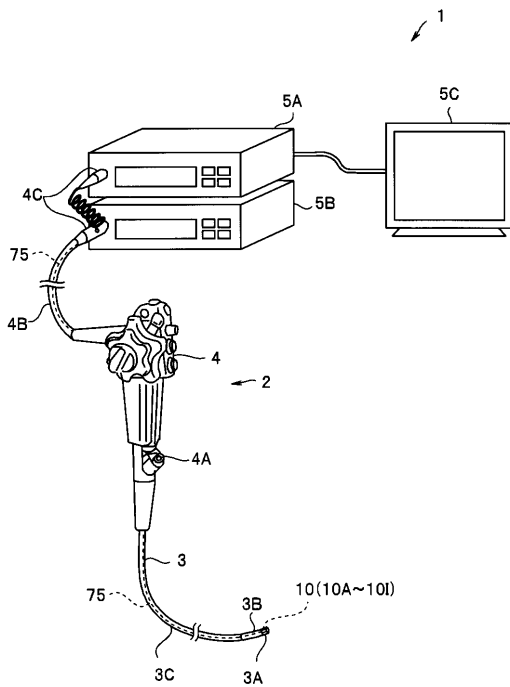
2 0 S B ... 裏面

50

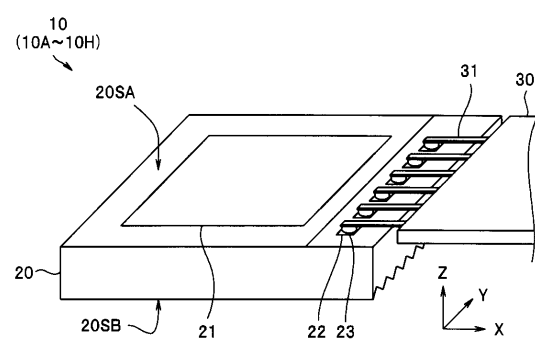
- 2 0 T ... 溝
- 2 1 ... 受光部
- 2 2 ... 外部電極
- 2 3 ... パンプ
- 3 0 ... 配線板
- 3 1 ... フライングリード
- 4 0 ... 受け治具
- 5 0 ... 圧子ツール
- 6 0 ... 超音波接合装置
- 8 0 ... 研削加工機
- 8 1 ... 保持盤
- 8 1 T ... 溝
- 8 2 ... 研削盤

10

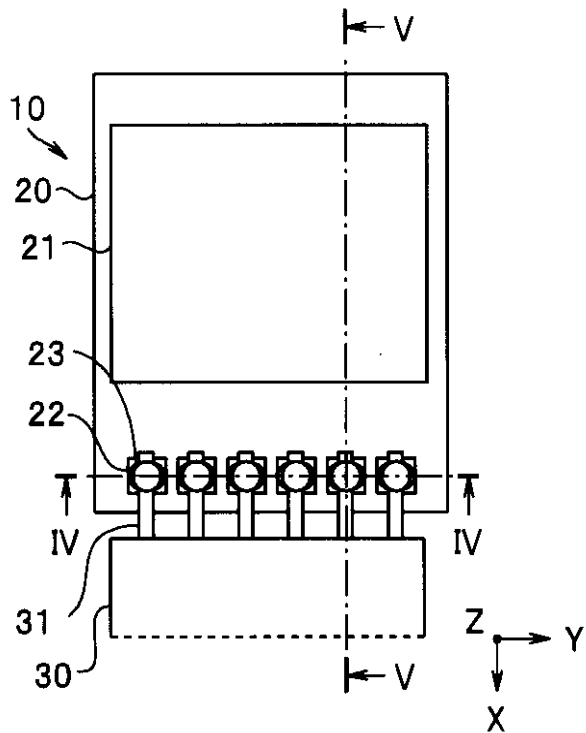
【図 1】



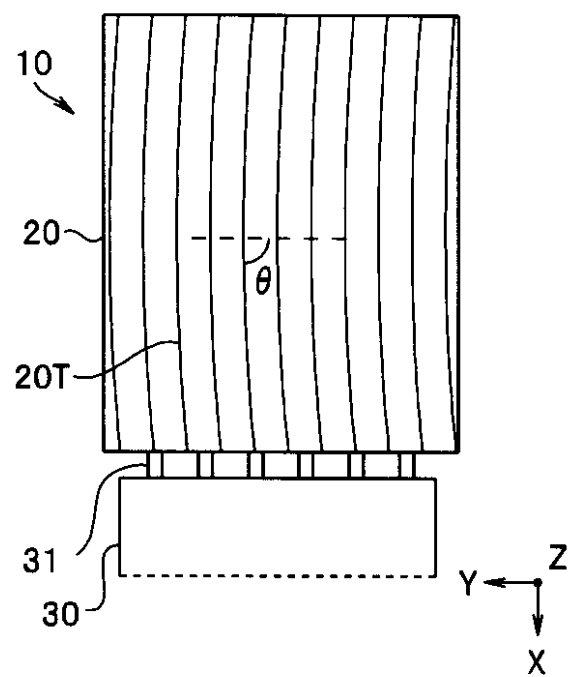
【図 2】



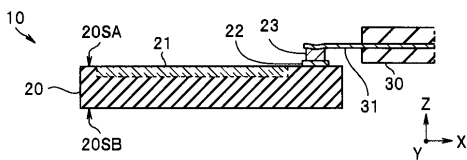
【図 3】



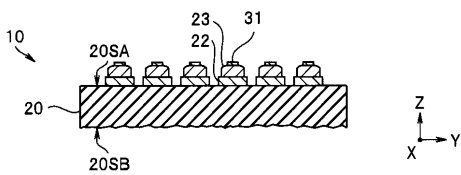
【図 4】



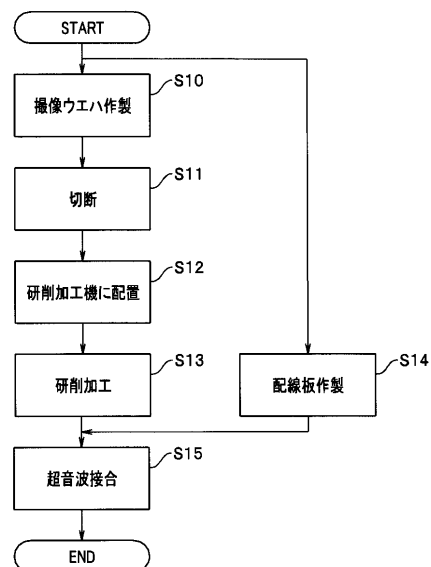
【図 5】



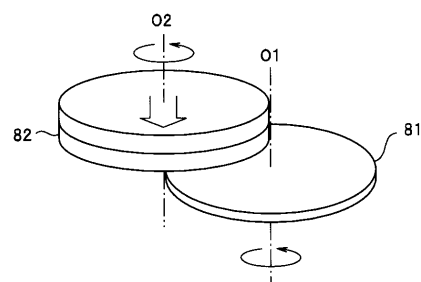
【図 6】



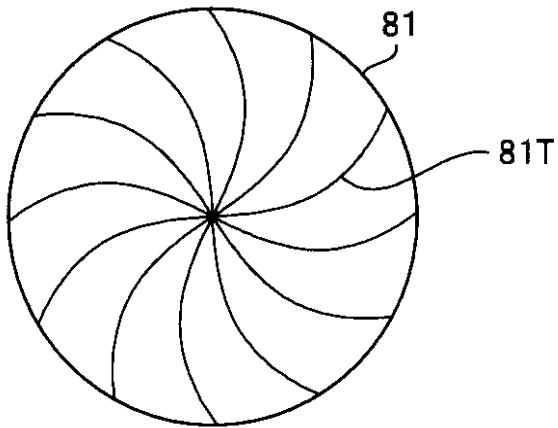
【図 7】



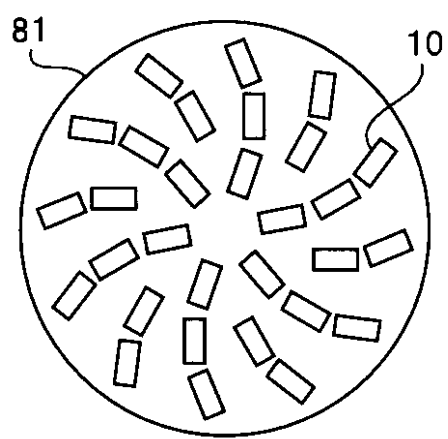
【図 8】



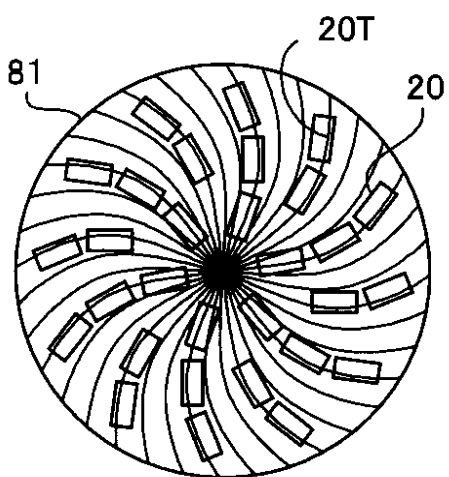
【図 9】



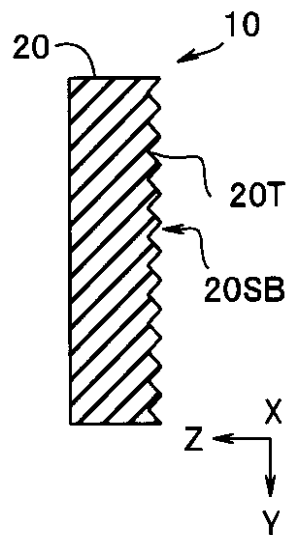
【図 10】



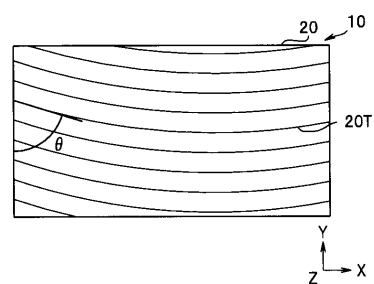
【図 11】



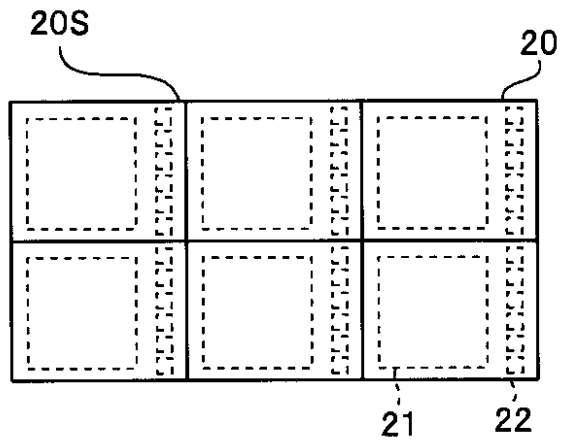
【図 12 A】



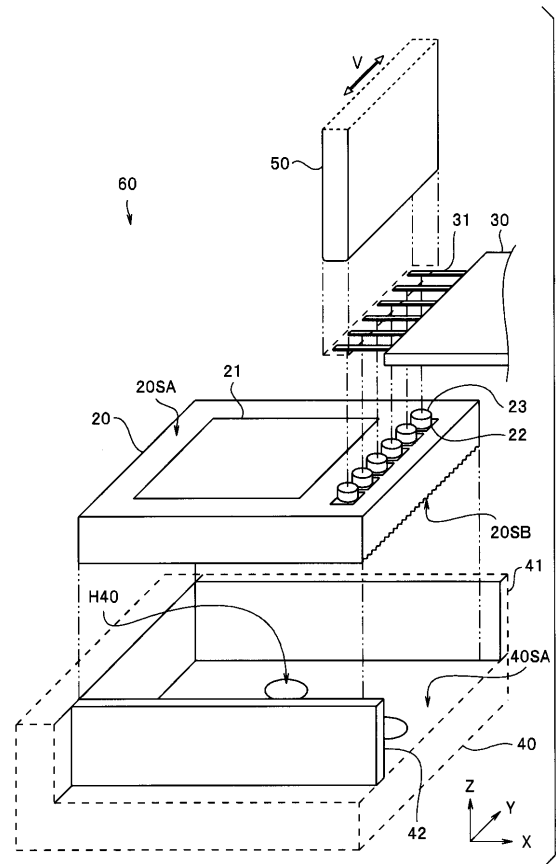
【図 12 B】



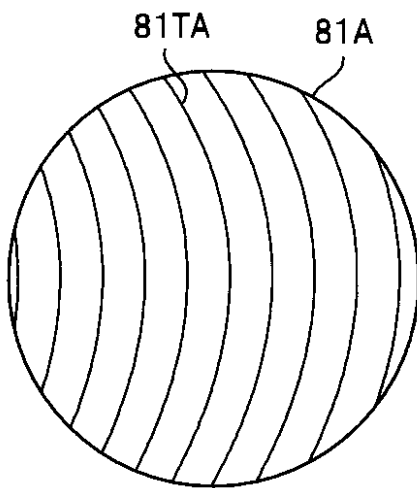
【図 13】



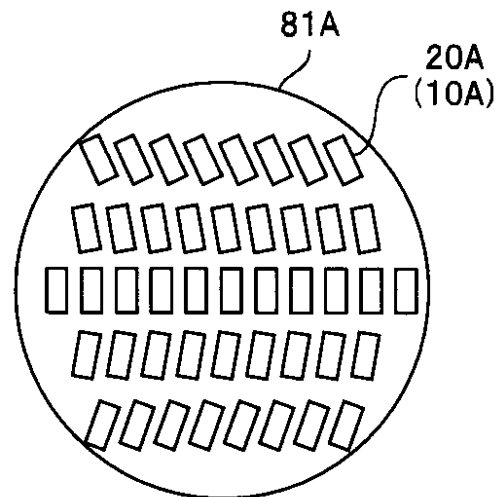
【図 14】



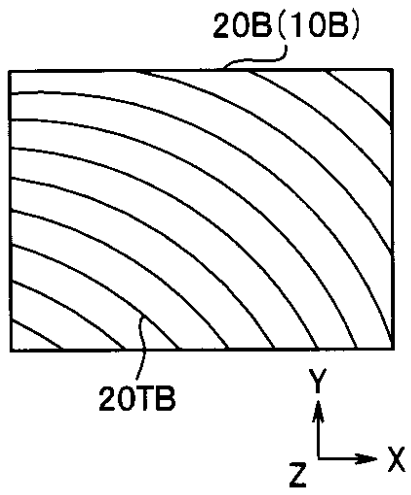
【図 15】



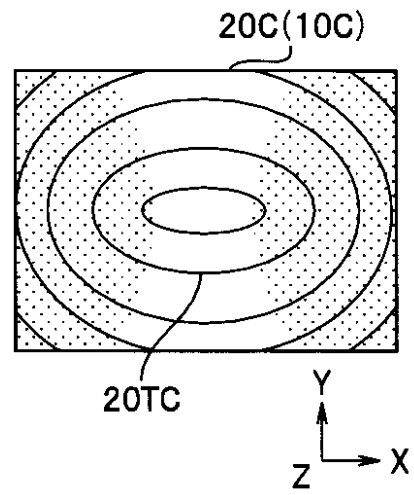
【図 16】



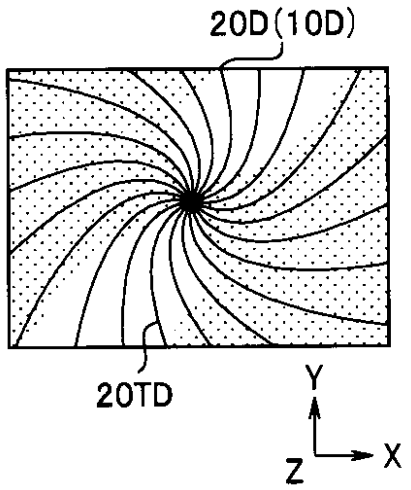
【図 17】



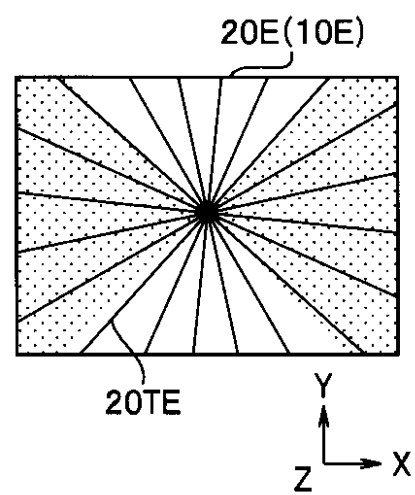
【図 18】



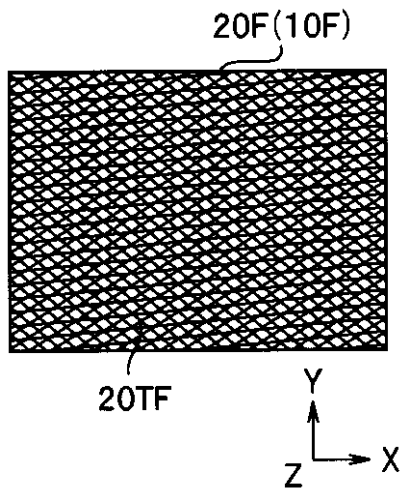
【図 19】



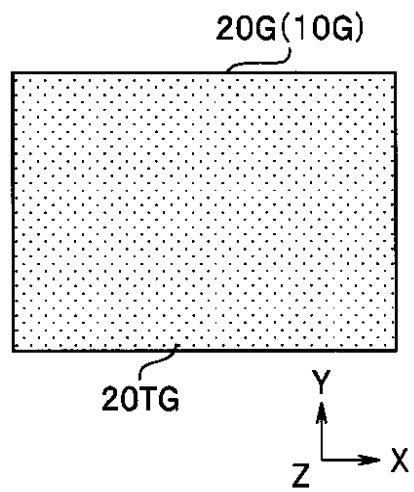
【図 20】



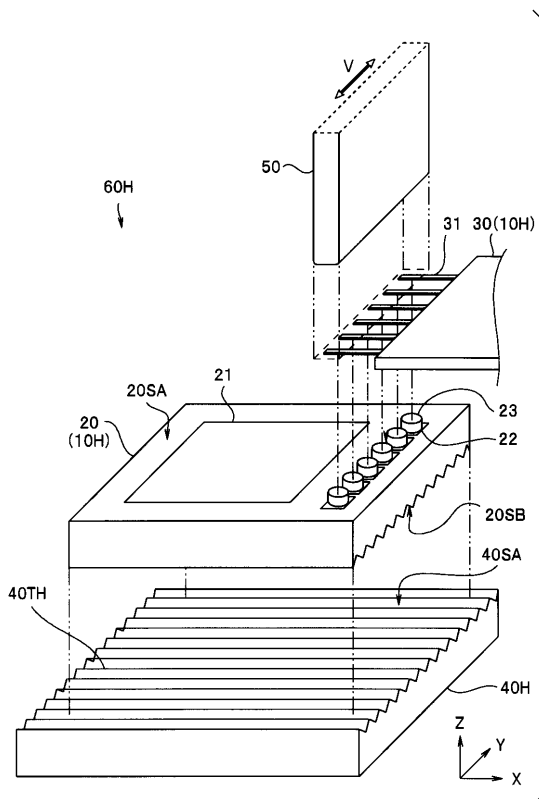
【図 2 1】



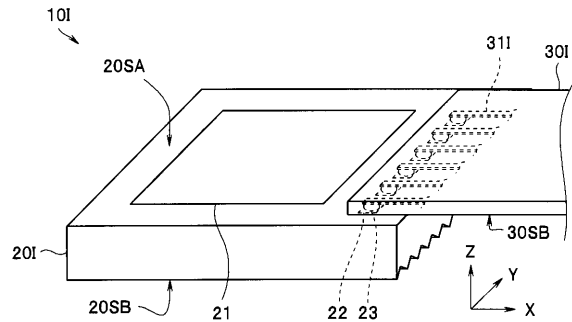
【図 2 2】



【図 2 3】



【図 2 4】



【国際調査報告】

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.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2015/067850	
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. 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	W0 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 (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) 伊藤 昭治 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

フロントページの続き

F ターム(参考) 4E167 AA08 BE00 BE09 CA10 DA04 DB09

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜成像装置		
公开(公告)号	JPWO2016207941A1	公开(公告)日	2018-04-05
申请号	JP2017524284	申请日	2015-06-22
[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	米山純平		
发明人	米山 純平		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 B23K20/10		
CPC分类号	A61B1/0011 A61B1/051 G02B23/2484 H04N5/2253 H04N2005/2255 A61B1/00045 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/04.530 G02B23/24.B B23K20/10		
F-TERM分类号	2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/GA02 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF35 4C161/JJ06 4C161/LL02 4E167/AA08 4E167/BE00 4E167/BE09 4E167/CA10 4E167/DA04 4E167/DB09		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
其他公开文献	JP6489663B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜摄像装置10具有摄像元件20，该摄像元件20具有配置在受光面20SA的端部的外部电极22和具有超声波接合于外部电极22的端部电极31的配线基板30在摄像元件20的背面20SB上形成有多个槽20T，多个槽20T相对于超声波的振动方向以超声波接合方式倾斜。

