

(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
2018年6月21日(21.06.2018)



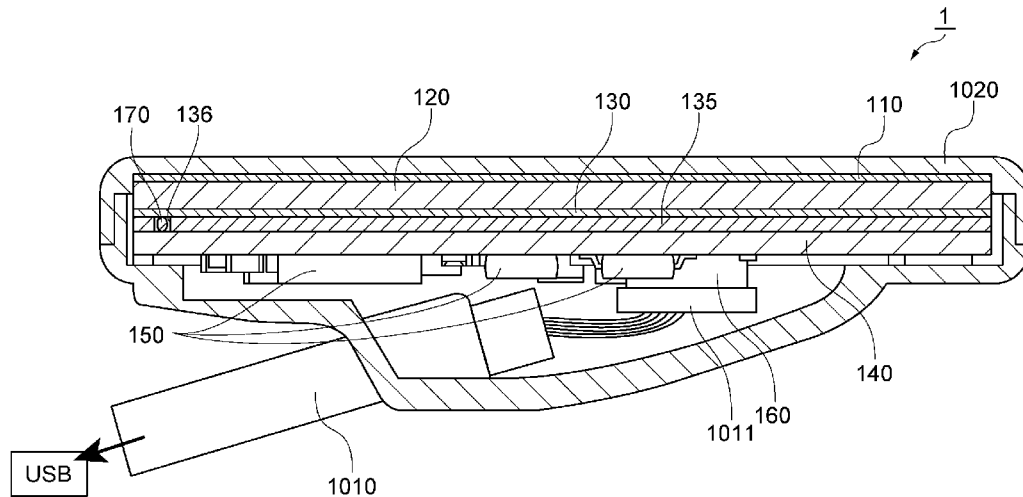
(10) 国際公開番号

WO 2018/110184 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 6/14 (2006.01) G01T 1/20 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/040949
- (22) 国際出願日: 2017年11月14日(14.11.2017)
- (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:
特願 2016-243263 2016年12月15日(15.12.2016) JP
- (71) 出願人: 浜松ホトニクス株式会社 (HAMAMATSU PHOTONICS K.K.) [JP/JP];
〒4358558 静岡県浜松市東区市野町 1 1 2 6 番地の 1 Shizuoka (JP).
- (72) 発明者: 中尾 圭介(NAKAO Keisuke); 〒4358558
静岡県浜松市東区市野町 1 1 2 6 番地の 1
浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP). 宮
口 和久(MIYAGUCHI Kazuhisa); 〒4358558 静
岡県浜松市東区市野町 1 1 2 6 番地の 1 浜
松ホトニクス株式会社内 Shizuoka (JP).
- (74) 代理人: 長谷川 芳樹, 外(HASEGAWA Yoshiki
et al.); 〒1000005 東京都千代田区丸の内二
丁目 1 番 1 号丸の内 M Y P L A Z A
(明治安田生命ビル) 9 階 創英国際特
許法律事務所 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,

(54) Title: INTRAORAL SENSOR

(54) 発明の名称: 口腔内センサ



(57) **Abstract:** An intraoral sensor comprises a scintillator having a first surface and a section; a fiber optical plate disposed on the second surface-side of the scintillator; an image sensor disposed on the opposite side of the fiber optical plate from the scintillator; and a wiring board disposed on the opposite side of the image sensor from the fiber optical plate. When viewed from the direction perpendicular to the first surface of the scintillator, the outline of the scintillator, the outline of the fiber optical plate, the outline of the image sensor, and the outline of the wiring board are substantially aligned.

CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO,
DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH,
KN, KP, KR, KW, 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, 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))

(57) 要約: 口腔内センサは、第1面及び第2面を有するシンチレータと、前記シンチレータの第2面側に配置されたファイバオプティカルプレートと、前記ファイバオプティカルプレートの前記シンチレータとは反対側に配置されたイメージセンサと、前記イメージセンサの前記ファイバオプティカルプレートとは反対側に配置された配線基板とを備える。前記シンチレータの第1面に垂直な方向から見たときの、前記シンチレータの輪郭と前記ファイバオプティカルプレートの輪郭と前記イメージセンサの輪郭と前記配線基板の輪郭とがほぼ揃っている。

明 細 書

発明の名称： 口腔内センサ

技術分野

[0001] 本発明の一側面は、口腔内センサに関する。

背景技術

[0002] 従来から、歯科用の口腔内センサが知られている。例えば特許文献 1 には、第 4 の実施形態として、口腔内歯牙の背後に装填して使用される放射線撮像装置が記載されている。この放射線撮像装置は、シンチレータ、FOP（ファイバオプティカルプレート）、CMOS 撮像素子、基台等を備えている。

[0003] 歯科用の口腔内センサは、特許文献 2 にも示されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献 1：特開 2003-66148 号公報

特許文献 2：特開平 5-130990 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 特許文献 1、2 に記載される口腔内センサは、口腔内に挿入して歯や歯茎の様子を透視観察するために使用されるものである。したがって、そのような口腔内センサにおいては、センサの有効エリアを犠牲にすることなく、小型化することが求められる。また、そのような口腔内センサにおいては、製造途中あるいは使用中にセンサに加わる外力等による破損が生じにくい構造であることも求められる。

[0006] 本発明の一側面は、このような課題を解決すべくなされたものであり、センサの有効エリアを犠牲にすることなくできるだけ小型化した口腔内センサであって、破損が生じにくい構造を有する口腔内センサ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

[0007] 本発明の一側面に係る口腔内センサは、第1面及び第2面を有するシンチレータと、シンチレータの第2面側に配置されたファイバオプティカルプレートと、ファイバオプティカルプレートのシンチレータとは反対側に配置されたイメージセンサと、イメージセンサのファイバオプティカルプレートとは反対側に配置された配線基板とを備えており、そこでは、シンチレータの第1面に垂直な方向から見たときの、シンチレータの輪郭とファイバオプティカルプレートの輪郭とイメージセンサの輪郭と配線基板の輪郭とがほぼ揃っている。

[0008] この口腔内センサでは、シンチレータの第1面に垂直な方向から見たときのシンチレータの輪郭とファイバオプティカルプレートの輪郭とイメージセンサの輪郭と配線基板の輪郭とがほぼ揃っているので、同じ方向から見たときの撮像に寄与しない部分が占める面積をほぼ0とすることができる。したがって、センサの有効エリアを犠牲にすることなく口腔内センサをできる限り小型化することができる。また、シンチレータ、ファイバオプティカルプレート、イメージセンサ、配線基板の各層の縁の間に段差があるとそこに応力が集中して層間の剥離や各層の破損の原因になり得るが、本発明の一側面においてはその段差を極小にしているので、層間の剥離や各層の破損が生じにくい。さらに、イメージセンサや配線基板にファイバオプティカルプレートに覆われていない部分があると、そこに高エネルギーを有する放射線が当たって劣化が促進されるが、本発明の一側面においてはイメージセンサも配線基板もそのほぼ全面がファイバオプティカルプレートに覆われているので、そのような劣化を防止することもできる。

[0009] 本発明の一側面に係る口腔内センサでは、イメージセンサの輪郭が、ファイバオプティカルプレートの輪郭と配線基板の輪郭の外側にはみ出ないように構成されていてもよい。この場合、イメージセンサの輪郭とファイバオプティカルプレートの輪郭と配線基板の輪郭とが製造誤差等により相互にずれる場合にも、最も破損が生じやすい層であるイメージセンサを保護すること

ができる。

- [0010] 本発明の一側面に係る口腔内センサでは、イメージセンサが裏面照射型のイメージセンサであってもよい。この場合、イメージセンサのファイバオプティカルプレートとは反対側の面から電氣的出力を取り出すことができるので、イメージセンサと配線基板との電氣的接続が容易になる。
- [0011] 本発明の一側面に係る口腔内センサは、イメージセンサと配線基板の間にイメージセンサを支持する支持基板を備えていてもよい。支持基板を使用すると、イメージセンサを支持基板で支持した状態で薄形化するとともに配線基板と接続することができる。そのため、薄形化を要する裏面照射型のイメージセンサの製造と取扱いが容易になる。
- [0012] 本発明の一側面に係る口腔内センサでは、シンチレータがフィルム状のシンチレータであってもよい。この場合、シンチレータを任意の工程で容易に装着することができる。
- [0013] 本発明の一側面に係る口腔内センサでは、イメージセンサと配線基板とが、ボール状の導電体により接続されていてもよい。この場合、イメージセンサと配線基板との電氣的接続を容易かつ確実に行うことができる。
- [0014] 本発明の一側面に係る口腔内センサは、イメージセンサと配線基板との間にアンダーフィル層を備えていてもよい。この場合、イメージセンサと配線基板との間の隙間がなくなるので、口腔内センサの機械的強度が向上する。
- [0015] 本発明の一側面に係る口腔内センサは、配線基板のイメージセンサとは反対側の面に、ケーブルを電氣的に接続するためのコネクタを備えていてもよい。この場合、配線基板のイメージセンサとは反対側の面からケーブルを導出することができる。このため、配線基板の縁にコネクタを備え、その縁からケーブルを導出するようにした構成と比して、口腔内センサを口腔内へ挿入し易くなる。
- [0016] 本発明の一側面に係る口腔内センサは、密封容器をさらに備え、シンチレータとファイバオプティカルプレートとイメージセンサと配線基板とが密封容器に封入されていてもよい。この場合、口腔内センサをそのまま口腔内に

挿入して使用することができる。

発明の効果

[0017] 本発明の一側面によれば、センサの有効エリアを犠牲にすることなくできる限り小型化した口腔内センサであって、破損が生じにくい構造を有する口腔内センサを提供することができる。

図面の簡単な説明

[0018] [図1]図1は第1実施形態に係る口腔内センサを示す図である。

[図2]図2は、図1に示される口腔内センサの内部構成としての口腔内センサを模式的に示す図であり、図2(a)は上面図、図2(b)は図2(a)のb-b線断面図、図2(c)は図2(a)の変形例を示す図である。

[図3]図3は、第1の実施形態に係る口腔内センサの支持基板に支えられたイメージセンサを製造する工程を示す図である。

[図4]図4は、図3に示される工程に続いて第1の実施形態に係る口腔内センサを製造する工程を示す図である。

[図5]図5は、第2実施形態に係る口腔内センサを示す図である。

[図6]図6は、第2実施形態に係る口腔内センサを製造する方法の一部の工程を示す図である。

[図7]図7は、第3実施形態に係る口腔内センサを示す図である。

[図8]図8は、第3実施形態に係る口腔内センサの支持基板に支えられたイメージセンサを製造する工程を示す図である。

[図9]図9は、図8に示される工程に続いて第3実施形態に係る口腔内センサを製造する工程を示す図である。

発明を実施するための形態

[0019] 以下、本発明の一側面に係る実施形態について、図面を参照しながら説明する。なお、各図において同一又は相当部分には同一符号を付す。また、各図における各部の寸法や寸法比率は、実際の寸法や寸法比率を表すものではない場合がある。

[0020] [第1実施形態]

図1は、第1実施形態に係る口腔内センサ1を表しており、図2(a)、(b)、(c)は、図1に示される口腔内センサ1の内部構成としての口腔内センサ100、101を模式的に表している。これらの図に示すように、第1実施形態に係る口腔内センサ1は、シンチレータ110と、FOP（ファイバオプティカルプレート）120と、イメージセンサ130と、配線基板140と、IC150と、コネクタ160と、密封容器1020と、を備えている。そして、図2(b)の矢印Aの方向（シンチレータの第1面に垂直な方向）から見たときの、シンチレータ110の輪郭とFOP120の輪郭とイメージセンサ130の輪郭と配線基板140の輪郭とは、ほぼ揃っている。

[0021] ここで、シンチレータ110の輪郭とFOP120の輪郭とイメージセンサ130の輪郭と配線基板140の輪郭とは、製造上の誤差等により相互に多少ずれることがあるが、そのずれはFOPの厚み分以下であれば許容できる。したがって、それらの輪郭がFOPの厚み分以下の範囲で相互にずれていても、上記「ほぼ揃っている」の範囲に含まれる。そのずれは、FOPの厚み分の2分の1以下であることができる。

[0022] また、上記ずれが生じる場合であっても、イメージセンサ130及び支持基板135の輪郭が、FOP120の輪郭と配線基板140の輪郭の外側にはみ出ないようにする。これは、公差を考慮してイメージセンサ130及び支持基板135の寸法を他の層の寸法よりも小さめに設計することで実現することができる。

[0023] イメージセンサ130は、いわゆる裏面照射型のイメージセンサであり、光が入射する側（FOP120側）とは反対側に配線層が形成されているイメージセンサである。一例では、イメージセンサ130の厚さは数 μm ～数十 μm である。イメージセンサ130はCMOSタイプであってもよい、CCDタイプであってもよい。

[0024] また、イメージセンサ130の配線層が形成されている側には、イメージセンサ130の製造工程においてイメージセンサ130を支える役割を果た

す支持基板 135 がそのまま残されている。一例では、支持基板 135 の材料はガラス又は Si である。

[0025] イメージセンサ 130 の電極と配線基板 140 の電極 141 とは、支持基板 135 に設けられた貫通孔 136 内に配置されたバンプ（ボール状の導電体）170 により電氣的に接続されている。また、バンプ 170 によって形成される支持基板 135 と配線基板 140 の間の隙間には、バンプ接続の機械的強度を増加させ、かつ端部に外力が加わり難くするために、端部までアンダーフィル 180 が充填されている。バンプ 170 の材料ははんだ等であり、アンダーフィル 180 の材料は 1 液性のエポキシ樹脂等である。

[0026] なお、図 2 ではバンプ 170 の形状が球のように描かれているが、必ずしも球状である必要はなく、その形状は任意である。また、図 2（a）では、貫通孔 136 は、1 つの貫通孔 136 が 1 つのバンプ 170 を収容するように描かれているが、図 2（c）に示すように、1 つの貫通孔 136 が複数のバンプ 170 を収容するようにしてもよい。

[0027] シンチレータ 110 は放射線の入射により蛍光（シンチレーション光）を発する部材である。これは、FOS（シンチレータ付ファイバオプティカルプレート）として FOP 120 と一体的に製造されるものであってもよい。シンチレータ 110 と FOP 120 の接続の方法としては、シンチレータ 110 を直接 FOP 120 上に堆積させる方法や、フィルム状のシンチレータ 110 を FOP 120 上に置く、若しくは透明な樹脂で接着するなどの方法がある。

[0028] FOP 120 は、金属原子を含むガラス等で構成された光ファイバを多数束ねて接合した板であり、シンチレータ 110 から出力される光をイメージセンサ 130 へ伝達するとともに、金属原子により、シンチレータで変換されなかった放射線（シンチレータ 110 を透過した放射線）を遮蔽する機能を有している。一例では、FOP 120 の厚みは約 1.5 mm である。

[0029] 配線基板 140 は、表面に電極 141、配線 142、143 等が配置された基板であり、一例ではガラエポ基板（ガラス繊維にエポキシ樹脂をしみ込

ませ熱硬化処理を施し、板状にした基板）あるいはセラミック基板である。配線基板 140 には、内部にはんだ等の導電材料が埋め込まれた貫通孔 144 が形成されており、電極 141 と配線 142 とは、その貫通孔 144 内に埋め込まれた導電材料により電氣的に接続されている。一例では、配線基板 140 の厚みは約 1 mm である。

[0030] IC 150 は、例えば次のような役割を果たす集積回路である。

[0031] a. 制御用のクロック信号をイメージセンサ 130 に供給する。

[0032] b. ケーブルからの供給電圧（例えば 5 V）を、イメージセンサ 130 や図示していない他の IC が動作できる電圧に変換する。

[0033] c. イメージセンサ 130 からの画像の信号を、パソコン等の外部の装置へ転送できる形（例えば USB 規格に則った波形）に変換する。

[0034] d. パソコン等からの指示信号を、イメージセンサ 130 へ転送できる形に変換する。

[0035] e. イメージセンサ 130 の情報などをメモリに保持しておく。

[0036] コネクタ 160 は、IC 150 からの信号を外部に導出する、外部からの電源や信号を IC 150 等へ供給する、等の役割を果たすケーブル（例えば図 1 に示される USB ケーブル 1010）を接続するためのコネクタである。

[0037] 以上のように構成された口腔内センサ 100、101 は、図 1 に示されるように USB ケーブル 1010 が接続されると共に密封容器 1020 内に封入され、口腔内センサ 1 の形態で使用される。

[0038] 口腔内センサ 1 は、患者の口腔内に挿入され、口腔外に配置した放射線源から放射されて歯や歯茎を透過する放射線を検知できる位置に配置される。そして、放射線源から放射線が放射されると、口腔内センサ 1 の中の口腔内センサ 100、101 は、歯や歯茎を透過した放射線を検知し、歯や歯茎の透視画像の信号を出力する。

[0039] 口腔内センサ 1 によれば、口腔内センサをそのまま口腔内に挿入して使用することができる。

[0040] また、口腔内センサ１、１００、１０１では、シンチレータ１１０の第１面に垂直な方向（矢印Ａの方向）から見たときのシンチレータ１１０の輪郭とＦＯＰ１２０の輪郭とイメージセンサ１３０の輪郭と配線基板１４０の輪郭とがほぼ揃っているので、同じ方向から見たときの撮像に寄与しない部分が占める面積を、ほぼ０とすることができる。したがって、センサの有効エリアを犠牲にすることなく、口腔内センサをできる限り小型化することができる。また、シンチレータ１１０、ＦＯＰ１２０、イメージセンサ１３０、配線基板１４０の各層の縁の間に段差があるとそこに応力が集中して層間の剥離や各層の破損の原因になり得るが、口腔内センサ１、１００、１０１においてはその段差を極小にしているので、層間の剥離や各層の破損が生じにくい。さらに、イメージセンサ１３０や配線基板１４０にＦＯＰ１２０に覆われていない部分があるとそこに高エネルギーを有する放射線が当たって劣化が促進されるが、口腔内センサ１、１００、１０１においてはイメージセンサ１３０も配線基板１４０もそのほぼ全面がＦＯＰ１２０に覆われているので、そのような劣化が防止される。

[0041] また、口腔内センサ１、１００、１０１では、イメージセンサ１３０の輪郭が、ＦＯＰ１２０の輪郭と配線基板１４０の輪郭の外側にはみ出ないように構成されている。これにより、イメージセンサ１３０の輪郭とＦＯＰ１２０の輪郭と配線基板１４０の輪郭とが製造誤差等により相互に多少ずれる場合にも、最も破損が生じやすい層であるイメージセンサ１３０が保護される。

[0042] また、口腔内センサ１、１００、１０１では、イメージセンサ１３０が裏面照射型のイメージセンサとされている。裏面照射型イメージセンサを用いることで、イメージセンサ１３０の受光面に電極を設ける必要が無く、イメージセンサの全面をＦＯＰが覆うことが容易となる。また、イメージセンサ１３０のＦＯＰ１２０とは反対側の面から電氣的出力を取り出すことができるので、イメージセンサ１３０と配線基板１４０との電氣的接続を容易に行うことができる。更に、表面照射型のイメージセンサを用いる場合に比べて

感度を向上することができる。

[0043] また、口腔内センサ１、１００、１０１では、イメージセンサ１３０と配線基板１４０の間にイメージセンサを支持する支持基板１３５を備えている。支持基板１３５を使用すると、イメージセンサ１３０を支持基板１３５で支持した状態で薄形化するとともに配線基板１４０と接続できるので、薄形化を要する裏面照射型のイメージセンサ１３０の製造と取扱いが容易になる。支持基板１３５はイメージセンサ１３０の製造過程で必要とされるものであるが、そのまま残しておいても問題はなく、残しておくことで機械的強度を保つことができる。なお、上述したＦＯＳ（シンチレータ付ファイバオプティカルプレート）を使用する場合には、支持基板１３５は残しておいてもよい。これは、ＦＯＳのシンチレータ部分が熱に弱い性質を有するが、ＦＯＳをイメージセンサ１３０へ接着する工程の前に、イメージセンサ１３０が高温にさらされる配線基板１４０とのボンディング工程を、支持基板１３５を間に挟んだ形で終えておくことができるからである。

[0044] また、口腔内センサ１、１００、１０１では、イメージセンサ１３０と配線基板１４０とが、バンプ１７０により電氣的に接続されている。これにより、イメージセンサ１３０と配線基板１４０との電氣的接続を容易かつ確実に行うことができる。

[0045] また、口腔内センサ１、１００、１０１では、支持基板１３５と配線基板１４０との間にアンダーフィル１８０の層を備えている。これにより、支持基板１３５と配線基板１４０との間の隙間がなくなるので、口腔内センサ１、１００、１０１の機械的強度が向上する。

[0046] また、口腔内センサ１、１００、１０１は、配線基板１４０のイメージセンサ１３０とは反対側の面に、ケーブルを電氣的に接続するためのコネクタ１６０を備えている。これにより、配線基板１４０のイメージセンサ１３０とは反対側の面からケーブルを導出することができるので、配線基板１４０の縁にコネクタ１６０を備え、その縁からケーブルを導出するようにした場合に比して、口腔内センサ１、１００、１０１を口腔内へ挿入し易くなる。

[0047] 次に、図3、4を参照しつつ、上述した口腔内センサ1、100、101の製造方法の一例について説明する。

[0048] 図3は、支持基板135に支えられたイメージセンサ130を製造する工程を示す図であり、図4は、図3に示される工程に続いて口腔内センサ1、100、101を製造する工程を示す図である。

[0049] まず、図3(a)に示されるように、複数のイメージセンサ130を構成する要素（不純物半導体領域や電極）が第1面側に形成されたSiウエハ2130と、複数のイメージセンサ130の各電極の位置に対応する位置に貫通孔2136が形成された支持基板2135とを用意する。次に、図3(b)に示されるように、Siウエハ2130の第1面と支持基板2135とを、貫通孔2136から各イメージセンサの各電極が露出するように位置合わせして、貼り合わせる。次に、図3(c)に示されるように、Siウエハ2130の第2面側を研磨し、複数のイメージセンサ130となる部分を所定の厚さに薄形化する。次に、図3(d)に示されるように、ダイシングにて、個々の支持基板135に支えられたイメージセンサ130へ個片化する。一方で、上述した構成の配線基板140を予め用意しておく。

[0050] 次に、図4(a)に示されるように、支持基板135の貫通孔136内にバンプ170を挿入する。なお、貫通孔136内に露出しているイメージセンサ130の電極表面に接着剤が付着する等してバンプ170との電氣的導通が妨げられる虞がある場合には、貫通孔136内にバンプ170を挿入する前に、その電氣的導通を妨げる物体をエッチング等により除去する。次に、図4(b)に示されるように、支持基板135に支えられたイメージセンサ130と配線基板140とをバンプ170によりボンディングし、さらにIC150とコネクタ160を装着する。IC150とコネクタ160は、上記ボンディングの前に装着してもよいし、次に説明するアンダーフィル180を充填する工程の後に装着してもよい。次に、図4(c)に示されるように、バンプ170により支持基板135と配線基板140の間に形成される隙間へ、アンダーフィル180を充填する。次に、図4(d)に示される

ように、イメージセンサ１３０の支持基板１３５とは反対側にＦＯＰ１２０とシンチレータ１１０を透明樹脂により接着する。ＦＯＰ１２０とシンチレータ１１０は、上述したようにＦＯＳ（シンチレータ付ファイバオプティカルプレート）として予め一体的に製造されていてもよい。

[0051] 最後に、口腔内センサ１００、１０１のコネクタ１６０にＵＳＢケーブル１０１０のコネクタ１０１１を接続し、ＵＳＢケーブル１０１０を貫通させた密封容器１０２０内に封入し、図１のような形態とする。

[0052] [第２実施形態]

図５（ａ）、（ｂ）は、第２実施形態に係る口腔内センサ２００を表している。

[0053] 図５（ａ）、（ｂ）に示すように、口腔内センサ２００は、第１実施形態に係る口腔内センサ１、１００、１０１におけるバンプ１７０に替えて埋込導電部材２７０を使用しており、その点においてのみ、口腔内センサ１、１００、１０１と相違する。

[0054] 以下では、口腔内センサ２００の口腔内センサ１、１００、１０１と異なる部分、すなわち埋込導電部材２７０に関する部分を中心に説明する。

[0055] 図５（ａ）、（ｂ）に示すように、口腔内センサ２００では、イメージセンサ２３０の電極と配線基板２４０の電極２４１とは、支持基板２３５に設けられた貫通孔２３６内に埋め込まれ、盛上り部２７１を有する埋込導電部材２７０により電氣的に接続されている。また、埋込導電部材２７０の盛上り部２７１によって形成される支持基板２３５と配線基板２４０の間の隙間には、口腔内センサ１、１００、１０１と同様に、アンダーフィル２８０が充填されている。埋込導電部材２７０の材料もはんだ等である。

[0056] 以上のように構成された第２実施形態に係る口腔内センサ２００は、第１実施形態に係る口腔内センサ１、１００、１０１と同様の作用効果を奏する。

[0057] なお、第１実施形態においては、その貫通孔１３６について図２（ｃ）に示されるような変形例を採用し得たが、第２実施形態においてはそのような

変形例は採用できない。これは、第2実施形態においては貫通孔を電極ごとに分離させなければ電極間の絶縁を確保することができないからである。

[0058] 次に、図6を参照しつつ、上述した口腔内センサ200の製造方法の一例について説明する。

[0059] なお、支持基板235に支えられたイメージセンサ230を製造する工程は、図3に示した支持基板135に支えられたイメージセンサ130を製造する工程と同じであるので、図示と説明を省略する。

[0060] 図6は、第1実施形態についての図4に対応するもので、支持基板235に支えられたイメージセンサ230から口腔内センサ200を製造するまでの工程を示す図である。

[0061] ここで、配線基板240は、上述した第1実施形態における配線基板140と同じ構成であり、第1実施形態における配線基板140と同様に予め用意しておく。

[0062] まず、図6(a)に示されるように、支持基板235の貫通孔236内に盛り部271が形成されるように埋込導電部材270を充填する。これは、例えば、貫通孔236内へのはんだボールの投入とリフロー（はんだボールの溶融）とを所要回数繰り返すという手法で実現できる。なお、貫通孔236内に露出しているイメージセンサ230の電極表面に接着剤が付着する等して埋込導電部材270との電氣的導通が妨げられる虞がある場合には、貫通孔236内に埋込導電部材270を充填する前に、その電氣的導通を妨げる物体をエッチング等により除去する。次に、図6(b)に示されるように、支持基板235に支えられたイメージセンサ230と配線基板240とを盛り部271を有する埋込導電部材270によりボンディングし、さらにIC250とコネクタ260を装着する。IC250とコネクタ260は、上記ボンディングの前に装着してもよいし、次に説明するアンダーフィル280を充填する工程の後に装着してもよい。次に、図6(c)に示されるように、盛り部271により支持基板235と配線基板240の間に形成される隙間へ、アンダーフィル280を充填する。次に、図6(d)に示さ

れるように、イメージセンサ230の支持基板235とは反対側にFOP220とシンチレータ210を接着する。FOP220とシンチレータ210は、上述したようにFOS（シンチレータ付ファイバオプティカルプレート）として予め一体的に製造されていてもよい。

[0063] [第3実施形態]

図7（a）、（b）は、第3実施形態に係る口腔内センサ300を表している。

[0064] 図7（a）、（b）に示すように、口腔内センサ300は、第1実施形態に係る口腔内センサ1、100、101における支持基板135を備えておらず、また、シンチレータ310は、フィルム状のシンチレータである。口腔内センサ300は、それらの2点においてのみ、口腔内センサ1、100、101と相違する。

[0065] 以下では、口腔内センサ300の口腔内センサ1、100、101と異なる部分を中心に説明する。

[0066] 第1実施形態に係る口腔内センサ1、100、101においては、イメージセンサ130の配線層が形成されている側には、イメージセンサ130の製造工程においてイメージセンサ130を支える役割を果たす支持基板135がそのまま残されていたが、本実施形態に係る口腔内センサ300においては、支持基板は除去されている。

[0067] そして、イメージセンサ330の電極と配線基板340の電極341とは、第1実施形態と同様にバンプ（ボール状の導電体）370により電氣的に接続されている。また、バンプ370によって形成されるイメージセンサ330と配線基板340の間の隙間には、アンダーフィル380が充填されている。バンプ370の材料もはんだ等であり、アンダーフィル380の材料も1液性のエポキシ樹脂等である。

[0068] なお、図7でもバンプ370の形状が球のように描かれているが、必ずしも球状である必要はなく、その形状は任意である。

[0069] シンチレータ310はフィルム状のシンチレータであり、FOP320に

貼付可能に構成されている。

[0070] 以上のように構成された第3実施形態に係る口腔内センサ300も、第1実施形態に係る口腔内センサ1、100、101と同様の作用効果を奏する。第3実施形態に係る口腔内センサ300は、それに加えて、第1実施形態に係る口腔内センサ1、100、101よりも口腔内センサを薄形化できるという効果や、支持基板に貫通孔を空ける工程が不要であるという効果も有する。

[0071] なお、第1実施形態においては、シンチレータとしてFOS（シンチレータ付ファイバオプティカルプレート）を利用することもできたが、第3実施形態においてはシンチレータ310とFOP320とが分離していてもよい。

[0072] 次に、図8、9を参照しつつ、上述した口腔内センサ300の製造方法の一例について説明する。

[0073] 図8は、FOP320に支えられたイメージセンサ330を製造する工程を示す図であり、図9は、図8に示される工程に続いて口腔内センサ300を製造する工程を示す図である。

[0074] まず、図8（a）に示されるように、複数のイメージセンサ330を構成する要素（不純物半導体領域や電極）が第1面側に形成されたSiウエハ2330と、支持基板2335とを用意する。第1実施形態に係る図3においては、支持基板2135に貫通孔2136が形成されていたが、本実施形態に係る支持基板2335には貫通孔は不要である。

[0075] 次に、図8（b）に示されるように、Siウエハ2330の第1面と支持基板2335とを貼り合わせる。次に、図8（c）に示されるように、Siウエハ2330の第2面側を研磨し、複数のイメージセンサ330となる部分を所定の厚さに薄形化する。次に、図8（d）に示されるように、ダイシングにて、個々の支持基板335に支えられたイメージセンサ330へ個片化する。次に、図8（e）に示されるように、個々の支持基板335に支えられたイメージセンサ330の支持基板335とは反対側にFOP320を貼

り合せる。次に、図 8（f）に示されるように、支持基板 335 を取り外す。支持基板 335 を取り外した後は、薄形化されたイメージセンサ 330 は FOP 320 により支持される。一方で、上述した構成の配線基板 140 と同じ構成の配線基板 340 を予め用意しておく。

[0076] 次に、図 9（a）に示されるように、イメージセンサ 330 と配線基板 340 とをバンプ 370 によりボンディングし、さらに IC 350 とコネクタ 360 を装着する。IC 350 とコネクタ 360 は、上記ボンディングの前に装着してもよいし、次に説明するアンダーフィル 380 を充填する工程の後に装着してもよい。次に、図 9（b）に示されるように、バンプ 370 によりイメージセンサ 330 と配線基板 340 の間に形成される隙間へ、アンダーフィル 380 を充填する。次に、図 9（c）に示されるように、FOP 320 のイメージセンサ 330 とは反対側にシート状のシンチレータ 310 を接着する。

[0077] 図 8、9 に示した製造方法によれば、イメージセンサ 330 に FOP 320 を貼り合せた後に高温を伴うボンディングが行われるので、FOP 320 を高温に耐え得るものにする必要がある。しかし、そのボンディングの後にシンチレータ 310 が FOP 320 に接着されるので、シンチレータ 310 が高温によるダメージを受けることはない。

[0078] 以上、本発明の一側面に係る実施形態について説明したが、本発明の一側面は上記した実施形態に限定されるものではない。例えば、上記の実施形態では、口腔内センサ 100、200、300 の上面図で表される形状は長方形であったが、その形状は、多角形、円形、楕円形等の他の形状であってもよい。

[0079] 上記の実施形態では、支持基板の貫通孔 136、236 の断面形状は正方形あるいは長方形であったが、その形状も、多角形、円形、楕円形等の他の形状であってもよい。

[0080] 上記の実施形態に係る口腔内センサ 100、101、200、300 では、IC 150、250、350 は、各口腔内センサ 100、200、300

に１つしか設けられていなかったが、各口腔内センサ１００、１０１、２００、３００に複数個設けられてもよい。

[0081] 上記の実施形態では、ケーブルがＵＳＢケーブル１０１０であり、コネクタ１６０、２６０、３６０はＵＳＢケーブル１０１０が接続されるコネクタであったが、ケーブルをＵＳＢケーブル以外のケーブルとし、コネクタ１６０、２６０、３６０をＵＳＢケーブル以外のケーブルに対応したコネクタとしても良い。

[0082] 上記の実施形態では、イメージセンサ１３０、２３０、３３０は裏面入射型のイメージセンサであったが、表面入射型のイメージセンサとしてもよい。

産業上の利用可能性

[0083] センサの有効エリアを犠牲にすることなくできる限り小型化した口腔内センサであって、破損が生じにくい構造を有する口腔内センサを提供できる。

符号の説明

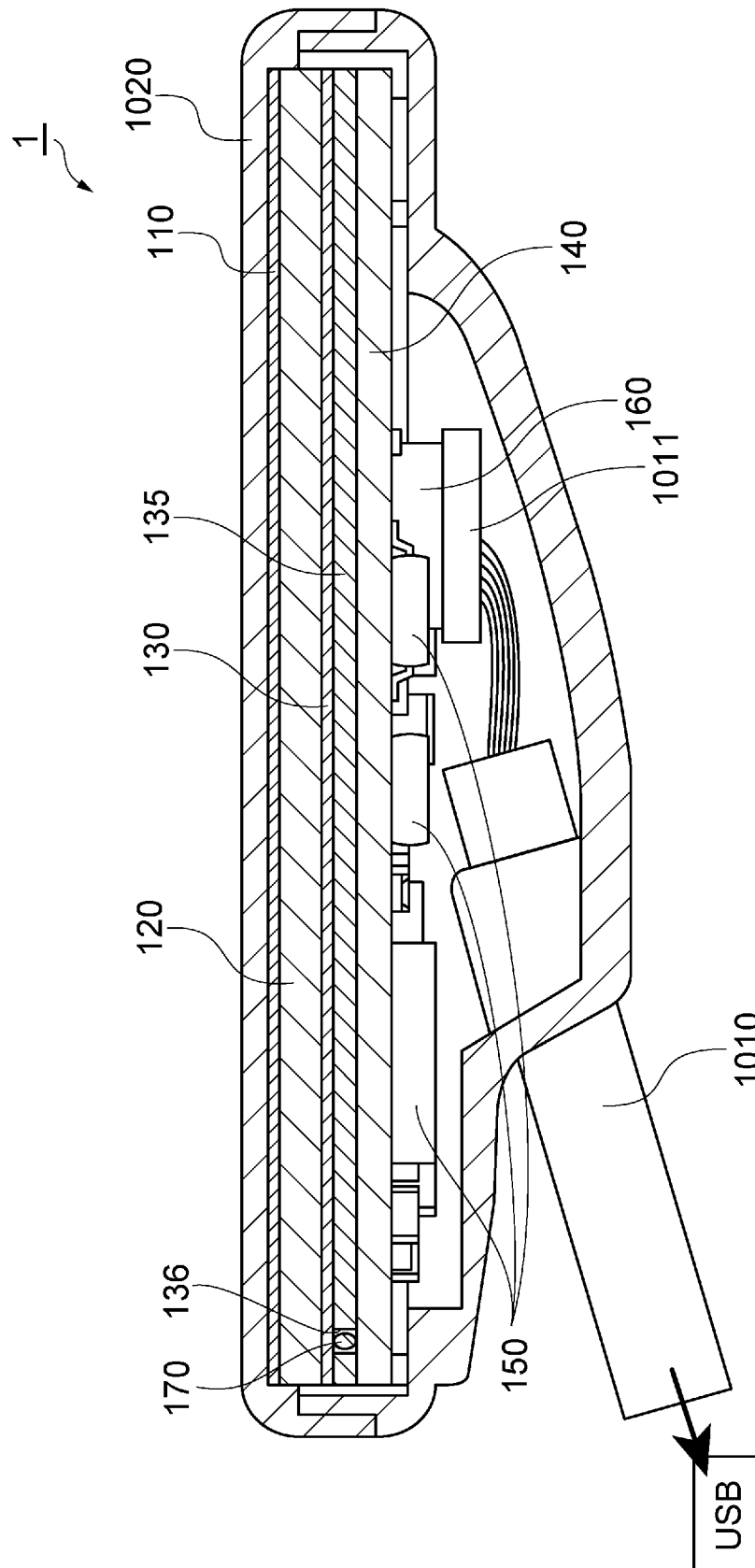
[0084] １、１００、１０１、２００、３００…口腔内センサ、１１０、２１０、３１０…シンチレータ、１２０、２２０、３２０…ＦＯＰ、１３０、２３０、３３０…イメージセンサ、１３５、２３５、３３５、２１３５、２３３５…支持基板、１３６、２３６、２１３６…支持基板の貫通孔、１４０、２４０、３４０…配線基板、１４１、２４１、３４１…配線基板の電極、１４２、１４３…配線基板の配線、１５０、２５０、３５０…ＩＣ、１６０、２６０、３６０…コネクタ（口腔内センサ側）、１７０、３７０…バンプ、２７０…埋込導電部材、１８０、２８０、３８０…アンダーフィル、２１３０、２３３０…Ｓｉウエハ、１０１０…ＵＳＢケーブル、１０１１…コネクタ（ＵＳＢケーブル側）、１０２０…密封容器。

請求の範囲

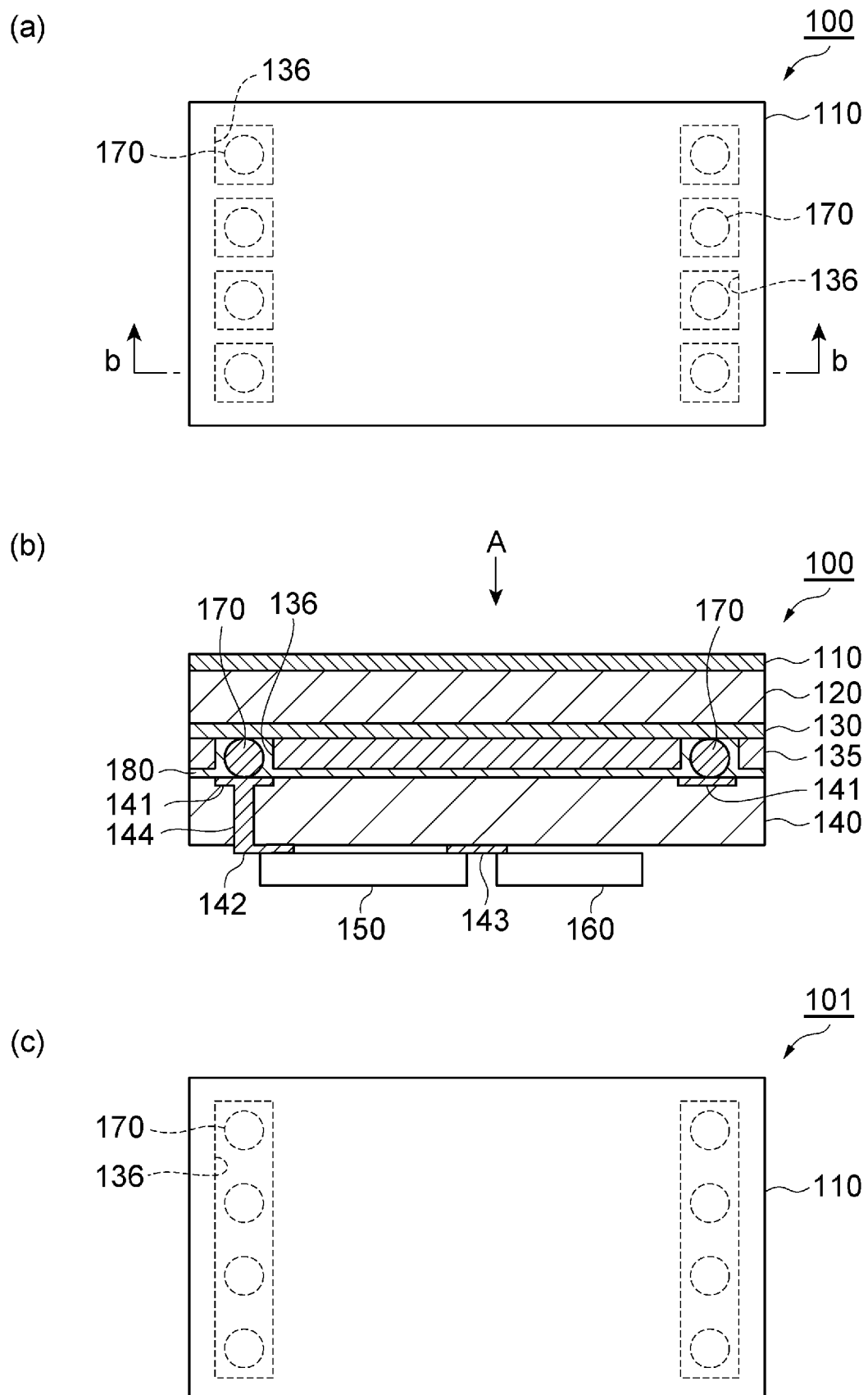
- [請求項1] 第1面及び第2面を有するシンチレータと、
前記シンチレータの第2面側に配置されたファイバオプティカルプレートと、
前記ファイバオプティカルプレートの前記シンチレータとは反対側に配置されたイメージセンサと、
前記イメージセンサの前記ファイバオプティカルプレートとは反対側に配置された配線基板とを備え、
前記シンチレータの第1面に垂直な方向から見たときの、前記シンチレータの輪郭と前記ファイバオプティカルプレートの輪郭と前記イメージセンサの輪郭と前記配線基板の輪郭とがほぼ揃っている、
口腔内センサ。
- [請求項2] 前記イメージセンサの輪郭が、前記ファイバオプティカルプレートの輪郭と前記配線基板の輪郭の外側にはみ出していない、請求項1記載の口腔内センサ。
- [請求項3] 前記イメージセンサが、裏面照射型のイメージセンサである、請求項1又は2記載の口腔内センサ。
- [請求項4] 前記イメージセンサと前記配線基板の間に前記イメージセンサを支持する支持基板を備える、請求項3記載の口腔内センサ。
- [請求項5] 前記シンチレータがフィルム状のシンチレータである、請求項1～4のいずれか1項記載の口腔内センサ。
- [請求項6] 前記イメージセンサと前記配線基板とが、ボール状の導電体により接続されている、請求項1～5のいずれか1項記載の口腔内センサ。
- [請求項7] 前記イメージセンサと前記配線基板との間にアンダーフィル層を備える、請求項1～6のいずれか1項記載の口腔内センサ。
- [請求項8] 前記配線基板の前記イメージセンサとは反対側の面に、ケーブルを電氣的に接続するためのコネクタを備える、請求項1～7のいずれか1項記載の口腔内センサ。

[請求項9] 密封容器をさらに備え、前記シンチレータと前記ファイバオプティカルプレートと前記イメージセンサと前記配線基板とが前記密封容器に封入されている、請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項記載の口腔内センサ。

[図1]

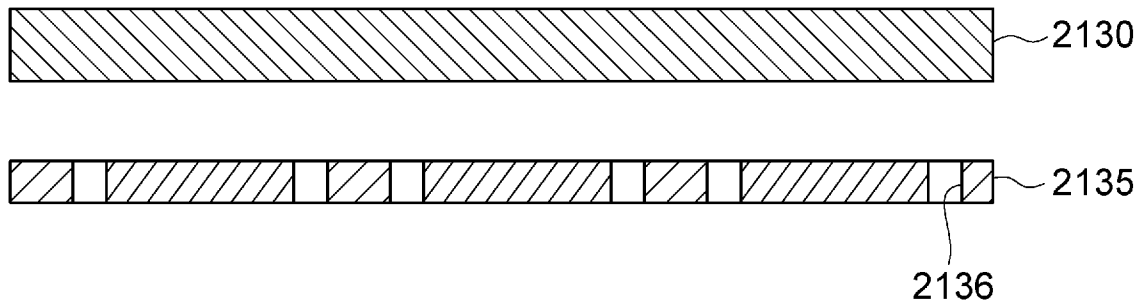


[図2]

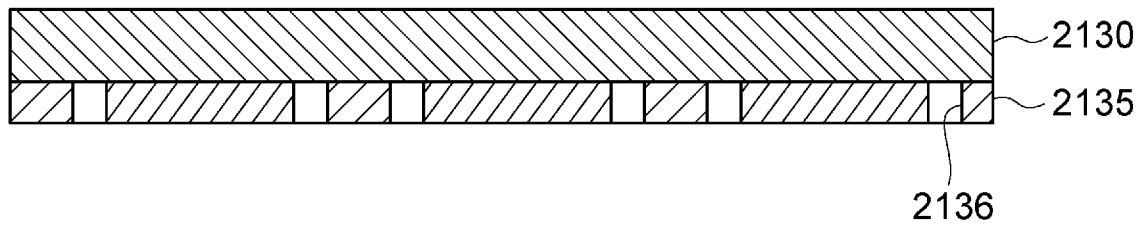


[図3]

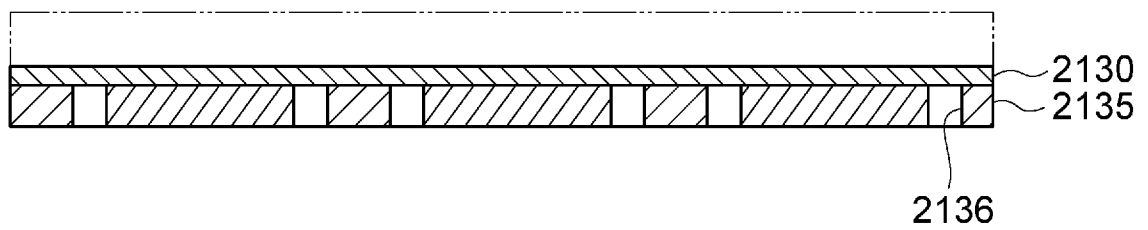
(a)



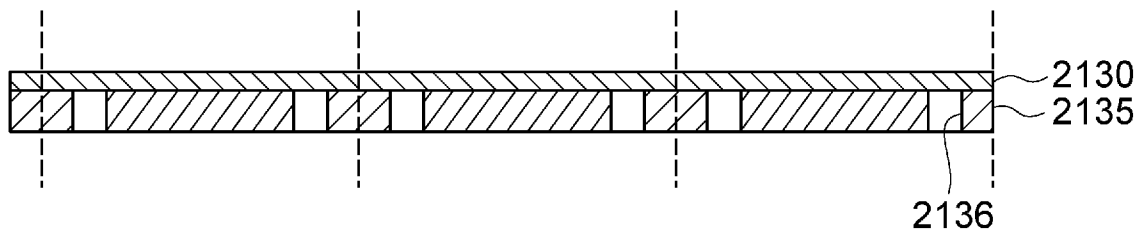
(b)



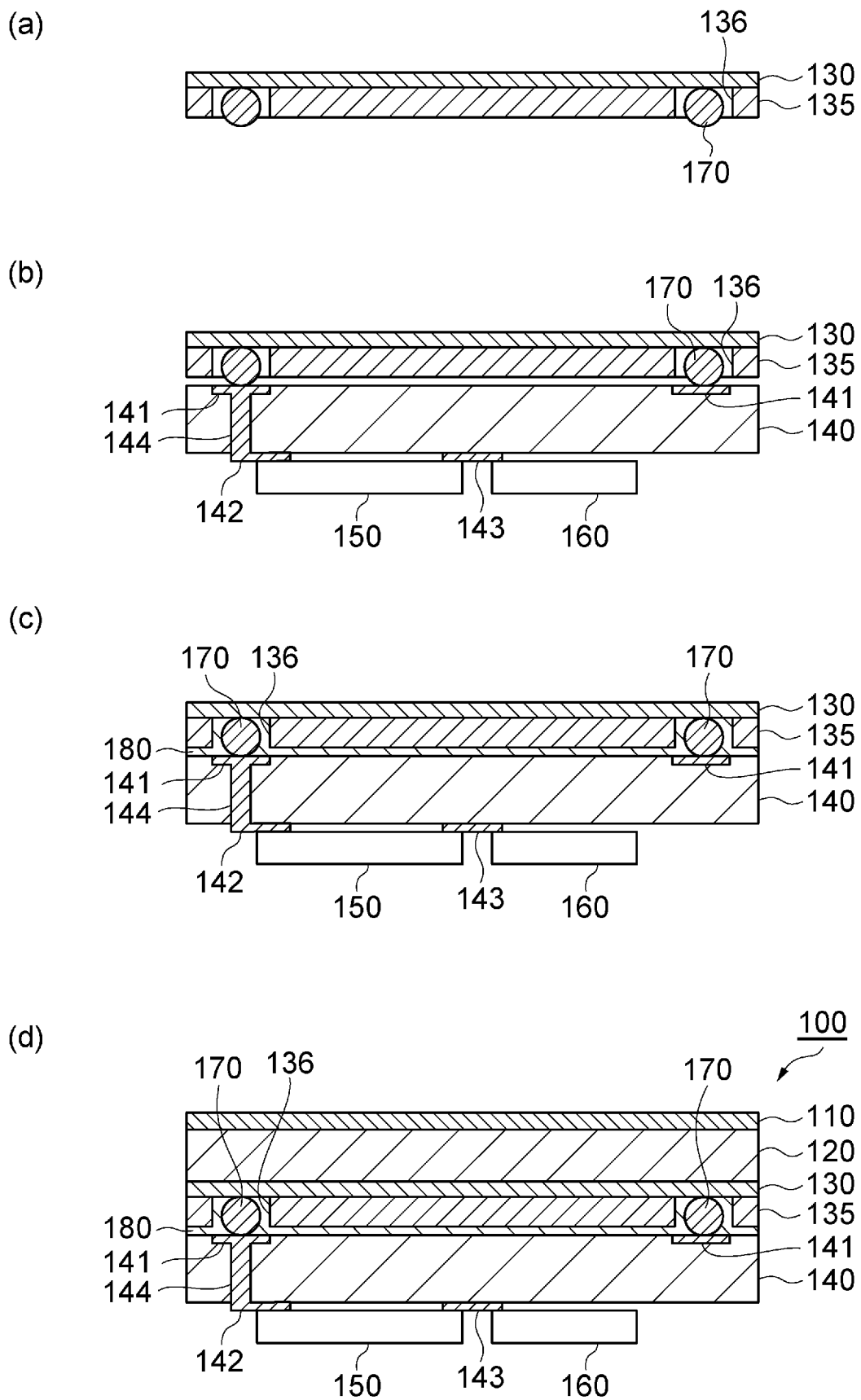
(c)



(d)

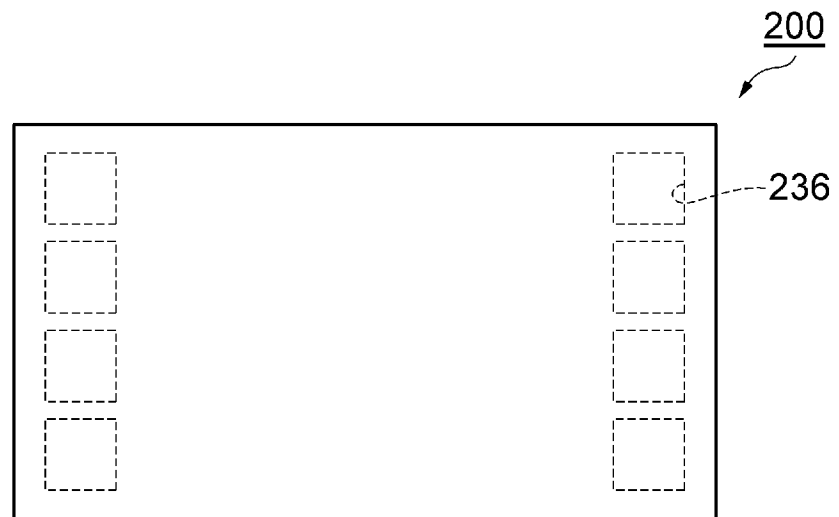


[図4]

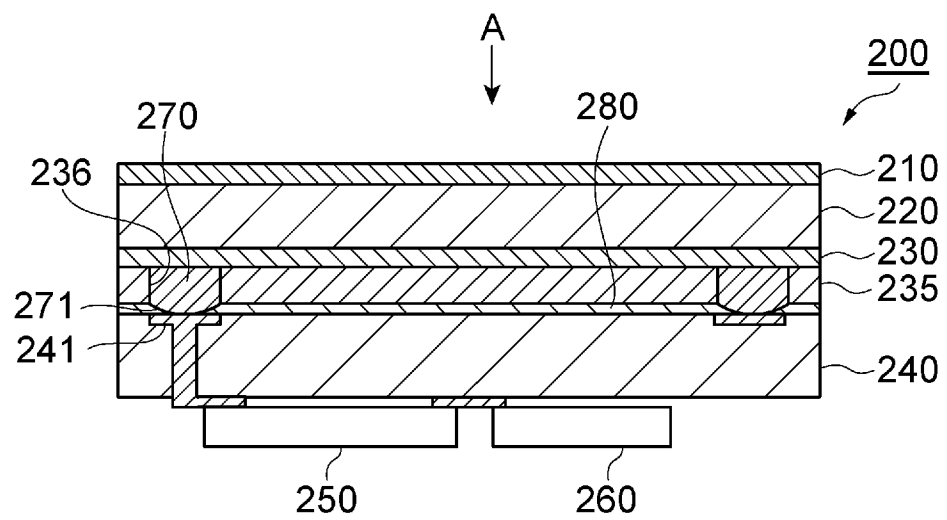


[図5]

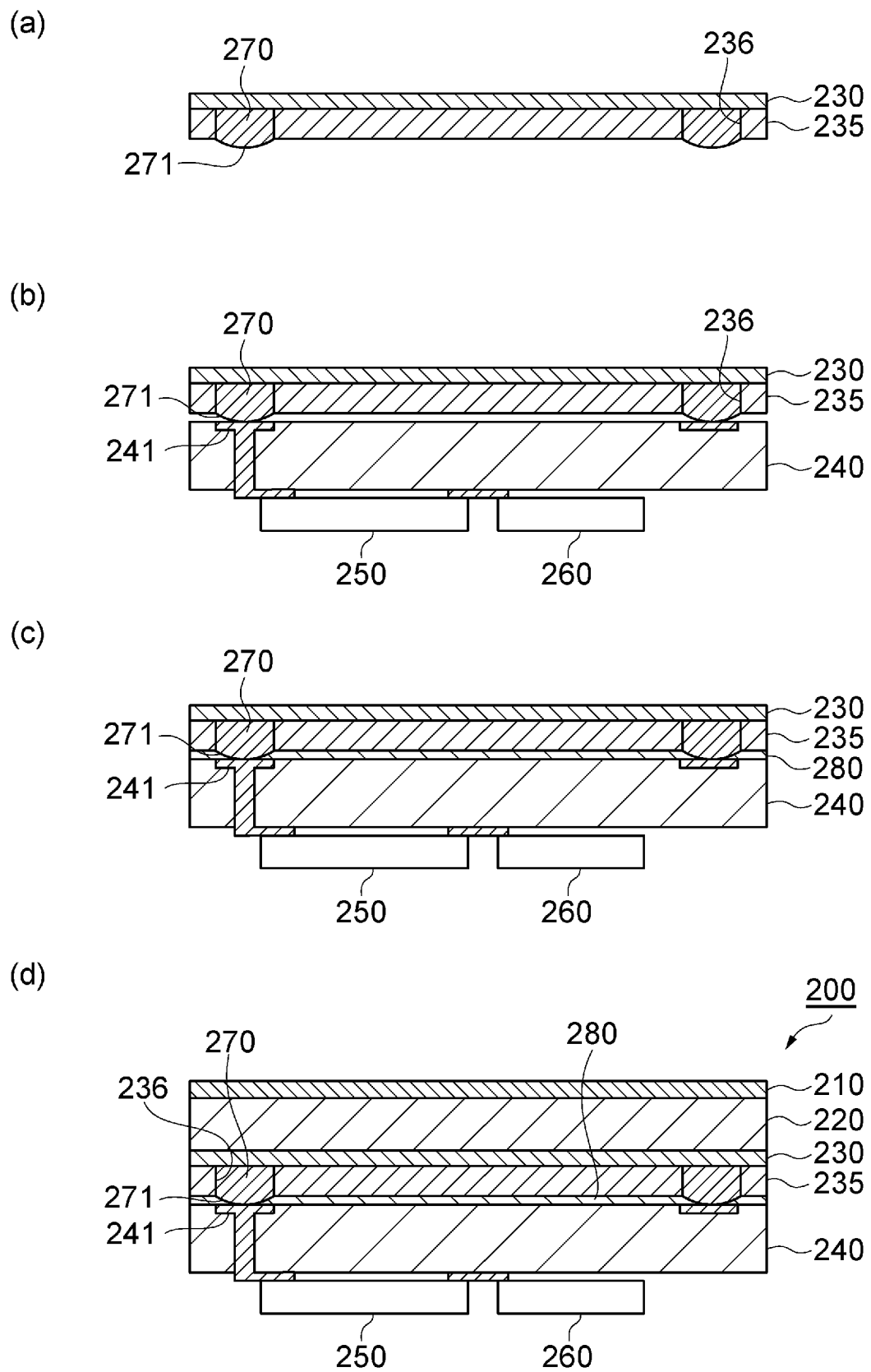
(a)



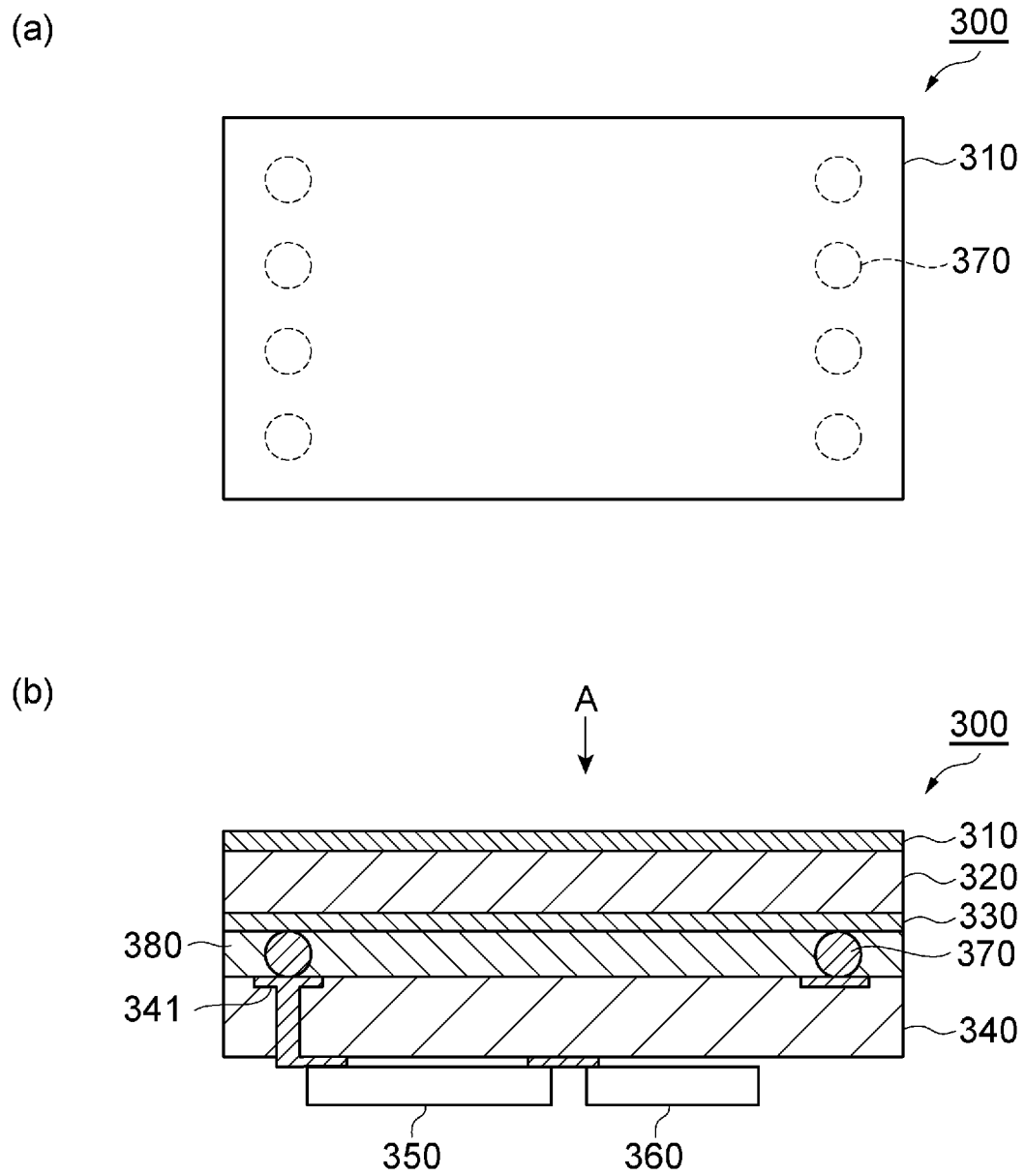
(b)



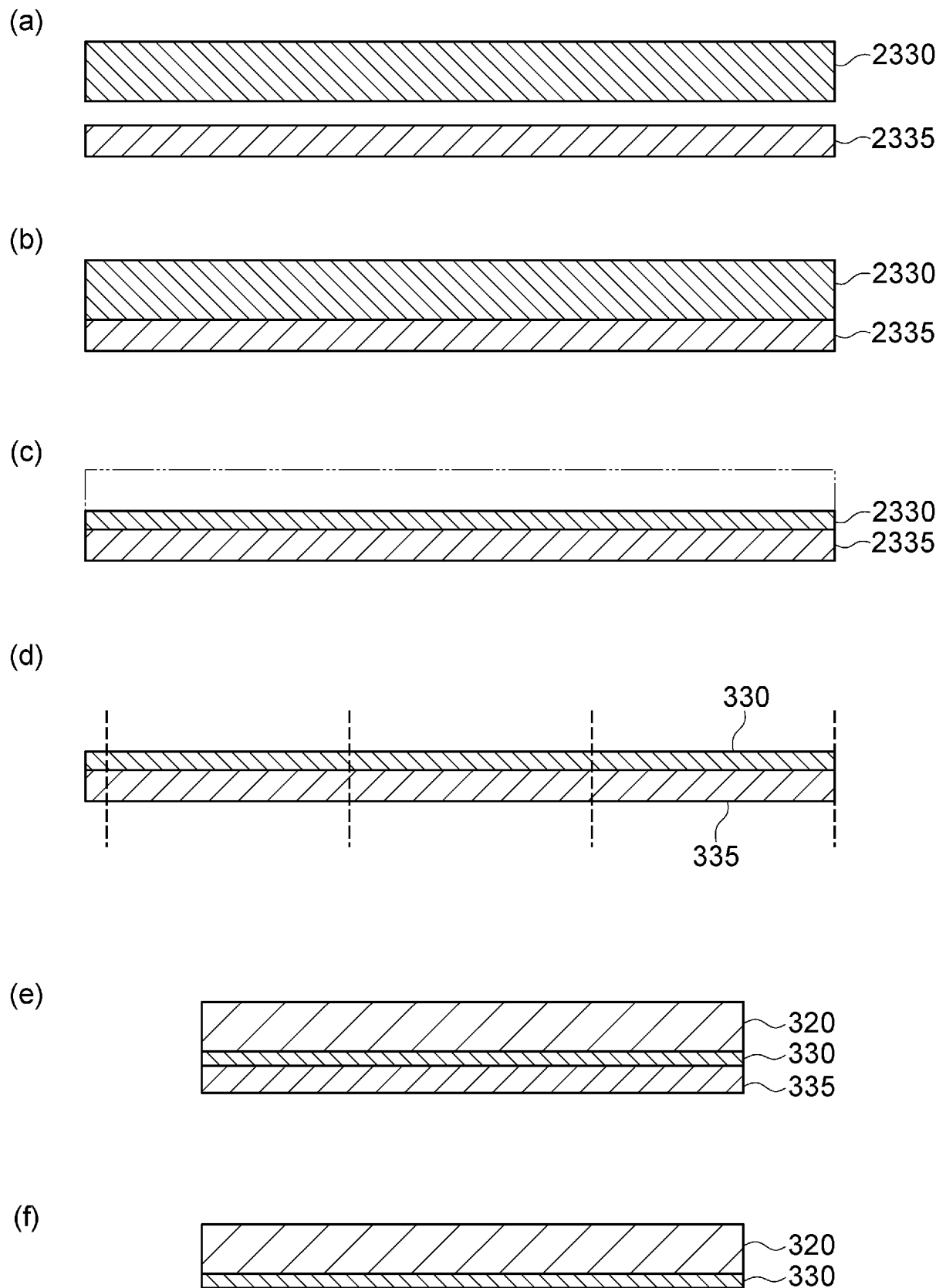
[図6]



[図7]

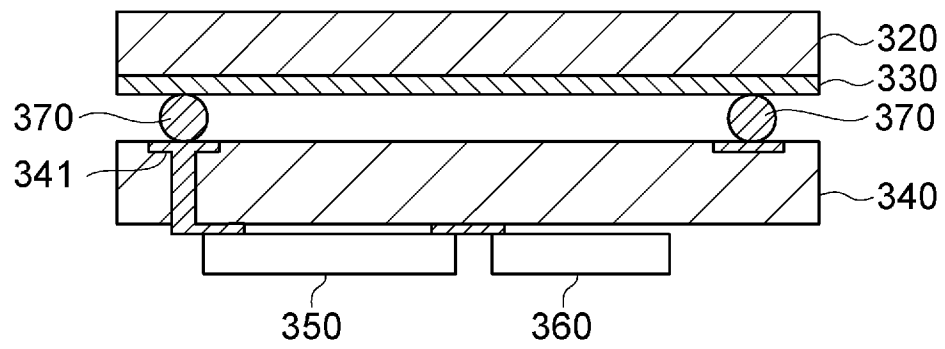


[図8]

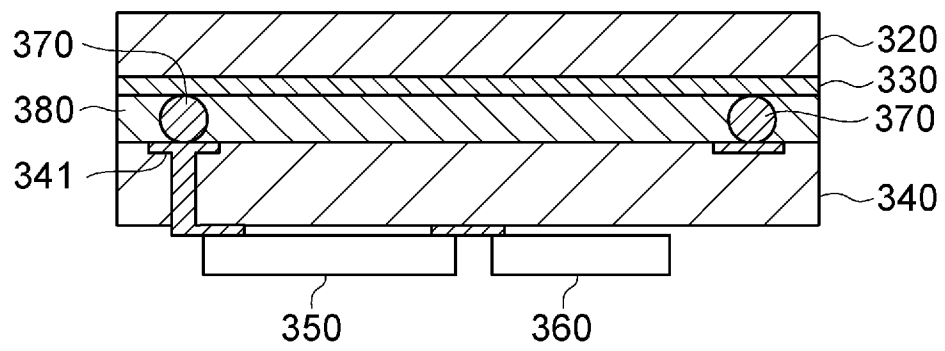


[図9]

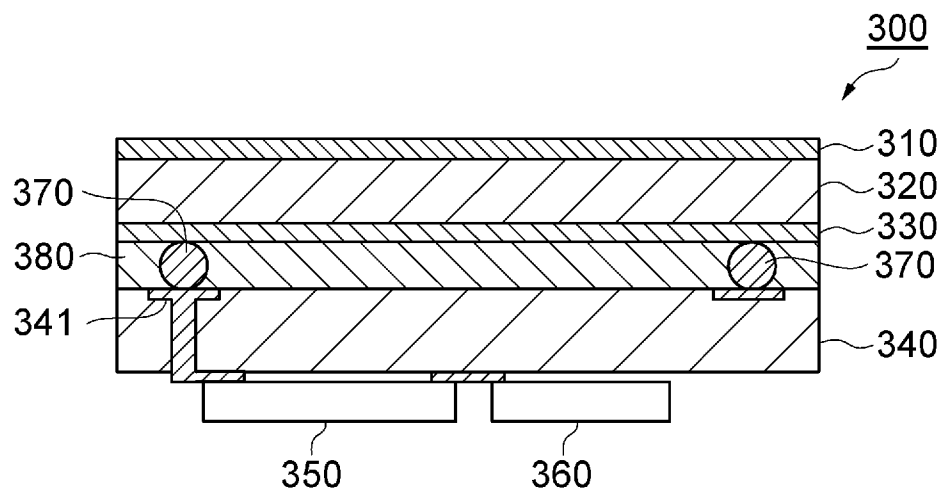
(a)



(b)



(c)



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/040949

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B6/14 (2006.01) i, G01T1/20 (2006.01) n

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)

A61B6/14, G01T1/20

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996

Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2018

Registered utility model specifications of Japan 1996-2018

Published registered utility model applications of Japan 1994-2018

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.
X	JP 10-282243 A (HAMAMATSU PHOTONICS KABUSHIKI KAISHA) 23 October 1998, entire text, fig. 1, 3 & US 6042267 A, fig. 3-5	1-9

☐ 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

Date of mailing of the international search report

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（IPC））

Int.Cl. A61B6/14(2006.01)i, G01T1/20(2006.01)n

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. A61B6/14, G01T1/20

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	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018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
X	JP 10-282243 A（浜松ホトニクス株式会社）1998.10.23, 全文、図1-3 & US 6042267 A fig3-5	1-9

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	「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
「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	「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
「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）	「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
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」 同一パテントファミリー文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日

22.01.2018

国際調査報告の発送日

30.01.2018

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）

九鬼 一慶

2U

4404

電話番号 03-3581-1101 内線 3292