

發明專利說明書

公告本

(本申請書格式、順序及粗體字，請勿任意更動，※記號部分請勿填寫)

※申請案號：96105954

H01L 33/48 (2010.01)

※申請日期：96 年 02 月 16 日

※IPC 分類：

H01L 3/02 (2006.01)

A61B 5/45 (2006.01)

A61B 5/45 (2006.01)

一、發明名稱：

(中) 光收受信裝置

(英)

二、申請人：(共 1 人)

1. 姓 名：(中) 濱松赫德尼古斯股份有限公司

(英) HAMAMATSU PHOTONICS K.K.

代表人：(中) 1. 晝馬輝夫

(英) 1. HIRUMA, TERUO

地 址：(中) 日本國靜岡縣濱松市市野町一一二六番地之一

(英) 1126-1, Ichino-cho, Hamamatsu-shi, Shizuoka 435-8558 Japan

國籍：(中英) 日本

JAPAN

三、發明人：(共 1 人)

1. 姓 名：(中) 柴山勝己

(英) SHIBAYAMA, KATSUMI

國 籍：(中) 日本

(英) JAPAN

四、聲明事項：

◎本案申請前已向下列國家(地區)申請專利 ☐ 主張國際優先權：

【格式請依：受理國家(地區)；申請日；申請案號數 順序註記】

1. 日本 ; 2006/02/23 ; 2006-047249 ☒ 有主張優先權

五、中文發明摘要

發明之名稱：光收受信裝置

光收受信裝置 1 係具備本體部 4，並在該本體部 4 的底面側具有基體 5。在該基體 5 的前面 5a 形成凹狀的第 1 空洞 (cavity) 7 及第 2 空洞 8，並在第 1 空洞 7 內配置 LD9，在第 2 空洞 8 內配置 PD12。LD9 的 LD 端子電極 15 係透過電線 28，而被電性地接續在前面 5a 之絕緣膜 40 上所形成之基體配線部 19。此外，在被層積並固定於基體 5 的前面 5a 側之遮光構件 20，形成收納電線 28 之電線收納部 29。藉由此等，因為不需要將收納電線 28 之空間設在第 1 空洞 7，而可以小型化第 1 空洞 7。從而，小型化基體 5，進而，能夠小型化光收受信裝置 1。

六、英文發明摘要

發明之名稱：

七、指定代表圖：

(一)、本案指定代表圖為：第(3)圖

(二)、本代表圖之元件代表符號簡單說明：

- | | |
|----------------------|----------------------|
| 1:光受信裝置 | 5:基體 |
| 5a:前面 | 7:第1空洞(cavity)(第1凹部) |
| 8:第2空洞(cavity)(第2凹部) | |
| 9:LD(發光元件) | 10:LD陽極 |
| 11:LD陰極 | 12:PD(受光元件) |
| 13:PD陽極 | 14:PD陰極 |
| 19:基體配線部(配線) | 20:遮光構件 |
| 20a:前面 | 20b:後面 |
| 22:開口(第1光通過孔) | 23:針孔(第2光通過孔) |
| 27:光透過構件 | 28:電線 |
| 29:電線收納部 | 40:絕緣膜 |

八、本案若有化學式時，請揭示最能顯示發明特徵的化學式：

(1)

九、發明說明

【發明所屬之技術領域】

本發明係有關主要用以作為測定血流量等之血流感測裝置之光收受信裝置。

【先前技術】

先前的光收受信裝置，習知為具備將發光元件及受光元件分別配置之凹部形成在表面之半導體基板、與配置在半導體基板的表面且形成遮光膜之蓋（cover）基板之血流計（例如，參照專利文獻 1）。在該血流計，發光元件之一方之端子電極、與形成在凹部內面之電極，是透過電線而電性地被接續。

〔專利文獻 1〕日本專利特開 2004-229920 號公報

【發明內容】

〔發明所欲解決之課題〕

然而，上述之類的光收受信裝置係存在如以下問題點。亦即，因為發光元件之一方之端子電極、與形成在凹部內面之電極，是透過電線而電性地被接續，所以必須在凹部設置用以收納電線之空間，僅該空間之部分就會使凹部大型化。因此，妨礙小型化半導體基板，進而，妨礙光收受信裝置的小型化。

於是，本發明有鑑於此等情事，其目的在於提供一種可以小型化的光收受信裝置。

(2)

用以解決課題之手段

為達成上述目的，有關本發明之光收受信裝置，其特徵係具備：用以對前方發出光之發光元件，與用以接受從前方照射而來之光之受光元件，與將配置發光元件之第 1 凹部、以及配置受光元件之第 2 凹部形成在前面之基體，與配置在基體的前面側、並形成使發光元件所發出之光通過之第 1 光通過孔、以及使受光元件所接受之光通過之第 2 光通過孔之遮光構件，與配置在遮光構件的前面側、並使發光元件所發出之光、以及使受光元件所接受之光透過之光透過構件；發光元件之端子電極以及受光元件之端子電極之至少一個，係透過電線，而與被形成在基體的前面之配線電性地接續；在遮光構件，形成收納電線之電線收納部。

此外，有關本發明之光收受信裝置，其特徵係具備：用以對前方發出光之發光元件，與用以接受從前方照射而來之光之受光元件，與將配置發光元件以及受光元件之凹部形成在前面之基體，與配置在基體的前面側、並形成使發光元件所發出之光通過之第 1 光通過孔、以及使受光元件所接受之光通過之第 2 光通過孔之遮光構件，與配置在遮光構件的前面側、並使發光元件所發出之光、以及使受光元件所接受之光透過之光透過構件；發光元件之端子電極以及受光元件之端子電極之至少一個，係透過電線，而與被形成在基體的前面之配線電性地接續；在遮光構件，

(3)

形成收納電線之電線收納部。

在該等光受信裝置，發光元件之端子電極以及受光元件之端子電極之至少一個，係透過電線，而與被形成在基體的前面之配線電性地接續，並在配置於基體前面側之遮光構件，形成收納電線之電線收納部。藉此，因為不需要設置收納電線之空間，而可以小型化凹部。從而，可以小型化基體，進而，能夠小型化光受信裝置。

在有關本發明之光受信裝置，與發光元件之端子電極之至少一個電性地接續之收納電線之電線收納部，最好是凹部或者貫通孔。該場合，就能簡便地形成電線收納部。

在有關本發明之光受信裝置，與發光元件之端子電極之至少一個電性地接續之收納電線之電線收納部係貫通孔，而貫通孔與第 1 光通過孔最好是連續被形成。該場合，就能更進一步簡便地形成電線收納部。

在有關本發明之光受信裝置，與受光元件之端子電極之至少一個電性地接續之收納電線之電線收納部，最好是凹部。該場合，就能簡便地形成電線收納部，同時，從前方照射而來的光就能夠防止透過電線收納部由受光元件受光之情事。

〔發明之效果〕

根據本發明，就可以小型化光受信裝置。

(4)

【實施方式】

以下係用以實施發明之最佳型態，參照添付圖面，針對本發明之最佳實施型態詳細地加以說明。又，在各圖之相同或者相當部分附以相同符號，並省略重複說明。

〔第 1 實施型態〕

如圖 1 及圖 2 所示，有關第 1 實施型態之光收受信裝置 1，係具備例如由塑膠（plastic）材料形成前方開口之長方體杯（cup）狀之外圍器 2。在外圍器 2 內，配置內藏對前方射出光之 LD（發光元件）9、與接受從前方照射而來的光之 PD（受光元件）12 之本體部 4，而在外圍器 2 內之本體部 4 之周圍，充填例如由被絕緣塗布之含有碳填料（carbon filler）之矽酮（silicone）樹脂所構成之遮光性樹脂 3。該光收受信裝置 1，係一種用以利用藉由對例如生體組織照射光而散亂之散亂光，檢測生體組織之血流，且測定血流量、血流速度、脈拍等之血流感測裝置。

如圖 2 及圖 3 所示，本體部 4，係於外圍器 2 內之底面側具有基體 5。該基體 5，係例如由半導體材料矽（silicon），形成寬幅 2.8mm、長度 6.0mm、厚度 1.0mm 之長方形板狀，並在基體 5 的前面 5a，形成凹狀之第 1 空洞（cavity；第 1 凹部）7 以及第 2 空洞（第 2 凹部）8。在第 1 空洞 7 內配置 LD9，且與後述之 LD 陽極（anode）10 以及 LD 陰極（cathode）11 電性地接續著。此外，在第 2 空洞 8 內配置 PD12，且與後述之 PD 陽極 13 以及 PD

(5)

陰極 14 電性地接續著。

又，空洞 7、8，係例如藉由在形成基體 5 之矽基板施以濕式蝕刻而被形成。具體而言，空洞 7、8，係在成為基體 5 之矽基板的表面，藉由設置用以畫定空洞 7、8 形狀之由 SiN 等所構成之遮罩（mask），並在該遮罩的開口使蝕刻劑（etchant）發揮作用而被形成。蝕刻後，除去 SiN 遮罩之後，利用熱氧化至少在空洞表面與基板表面，形成厚度 $1.5\ \mu\text{m}$ 之由例如 SiO_2 所構成之絕緣膜 40。

LD9，係例如採用由化合物半導體材料所構成之厚度 0.2mm 之 VCSEL（面發光雷射）之物，並射出波長 850nm 之光。該 LD9，在前端面設置 LD 端子電極 15，在後端面設置 LD 端子電極 16。此外，PD12，係例如採用由半導體材料所構成之厚度 0.3mm 之 Si-PD 或 GaAs-PD 之物。該 PD12，係在前端面設置 PD 端子電極 17 以及 PD 端子電極 18。

又，PD12 的材料係因應 LD9 所射出的光的波長而有不同選擇。例如，在 LD9 射出的光的波長為 780nm 之場合，PD12 的材料採用 Si 或 GaAs；在 LD9 射出的光的波長為 $1.31\ \mu\text{m}$ 之場合，PD12 的材料則採用 InGaAs。

在基體 5 的前面 5a 以及空洞 7、8 的內面的絕緣膜 40 上，利用例如 Al、Ti-Pt-Au 的層積膜、或者 Cr-Pt-Au 的層積膜，以具有指定圖案形成基體配線部（配線）19。該基體配線部 19，係在第 1 空洞 7 側，具有 LD 陽極 10 以及 LD 陰極 11，並在第 2 空洞 8 側，具有 PD 陽極 13 以及

(6)

PD 陰極 14。該等 LD 陽極 10、LD 陰極 11、PD 陽極 13、以及 PD 陰極 14 係如圖 1 以及圖 2 所示，透過電線 24，在外圍器 2 底部的四隅，與被做成從其前面到後面將電極引出的引出電極 26 電性地接續。接著，在第 1 空洞 7 底面之絕緣膜 40 上所形成的基體配線部 19，透過例如鉍錫或導電性樹脂等，讓 LD9 的 LD 端子電極 16 電性地接續。

回到圖 2 以及圖 3，在基體 5 的前面 5a 的絕緣膜 40 上，利用以例如 SiO_2 構成的絕緣膜 41 所塗布的矽基板層積被形成厚度 $0.15\text{mm} \sim 0.30\text{mm}$ 的長方形板狀的遮光構件 20，並利用凸塊接合物 21 予以固定。凸塊接合物 21 的材料，列舉例如金 (Au)、鎳 (Ni)、銅 (Cu)、金錫 (AuSn)、錫銀 (SnAg) 系的鉍錫。在此，最好是從 LD9 被射出的光，不會從基體 5 與遮光構件 20 的間隙到達 PD12 的方式，在第 1 空洞 7 與第 2 空洞 8 之間的部分，鋪滿凸塊接合物 21。又，在該部分，也可以藉由塗布或者充填遮光材料形成遮光部。

在遮光構件 20，形成設在對應第 1 空洞 7 的位置的開口 (第 1 光通過孔) 22、與設在對應第 2 空洞 8 的位置的針孔 (pinhole; 第 2 光通過孔) 23。開口 22，係將從 LD9 射出的光導引往外部之物。此外，針孔 23，將來自外部的散亂光導引往 PD12，而且，防止來自外部的散亂光以及不要光射入 PD12 之物。又，開口 22 以及針孔 23，係例如藉由對做成遮光構件 20 之矽基板施以乾式蝕刻而

(7)

形成，針孔 23 的縱深比 (aspect ratio) 則做成較高。

又，針孔 23，係被形成在對應 PD12 的受光面的位置，其直徑則做成例如 $30\ \mu\text{m} \sim 90\ \mu\text{m}$ 。這是因為，針孔 23 的直徑大於 $90\ \mu\text{m}$ 時，PD12 所感知的隨來自外部的外亂光以及不要光所造成的雜訊會增加，另一方面，針孔 23 的直徑小於 $30\ \mu\text{m}$ 時，會造成 PD12 所接受的光變少，來自 PD12 的輸出會降低的緣故。

在遮光構件 20 的後面 20b 的絕緣膜 41 上，以具有指定的圖案形成遮光構件配線部 25，利用凸塊接合物 21 與基體配線部 19 電性地接續。在遮光構件配線部 25 之對應於第 2 空洞 8 的部分，PD12 的 PD 端子電極 17、18 透過凸塊接合物 21 電性地接續（所謂的，覆晶接合；flip-chip-bonding）。藉此，讓 PD12 形成 PD 陽極 13 以及 PD 陰極 14 分別電性地接續。

此外，在遮光構件 20 的前面 20a 的絕緣膜 41 上，以讓從 LD9 射出的光、以及來自外部的散亂光透過的方式，層積由例如含鹼的硼矽酸玻璃所形成的厚度 0.3mm 的長方形板狀的光透過構件 27，並利用樹脂予以固定。該光透過構件 27，係提高遮光構件 20 的機械性強度，而且，將基體 5 的第空洞 7 以及第 2 空洞 8 加以密封並封裝化。又，光透過構件 27 爲了與遮光構件 20 固定，而將光透過構件 27 的熱膨脹率與遮光構件 20 的熱膨脹率做成幾乎相等。此外，也可將遮光構件 20 與光透過構件 27 利用陽極接合予以固定。在進行陽極接合之場合，並不需要光透過構件

(8)

27 側的絕緣膜 41。

可是，光收受信裝置 1 係如圖 4 所示，LD9 的 LD 端子電極 15，係透過電線 28，被電性地接續在基體 5 的前面 5a 的絕緣膜 40 上形成的基體配線部 19。此外，在被層積並固定於基體 5 的前面 5a 側之遮光構件 20，形成收納電線 28 之電線收納部 29。藉由此等，因為不需要將收納電線 28 之空間設在第 1 空洞 7，而可以小型化第 1 空洞 7。從而，可以小型化基體 5，進而，能夠小型化光收受信裝置 1。

再者，在遮光構件 20，收納電線 28 之電線收納部 29 係貫通孔，而該貫通孔與開口 22 係連續形成的。藉由採用這種構成，就能簡便地一起形成電線收納部 29 與開口 22。

在使用以上方式構成之光收受信裝置 1，測定有關例如生體組織的血流量等之生體內的液狀物質的情報之場合，係對基體配線部 19 的 LD 陽極 10 以及 LD 陰極 11 施加電壓，使光從配置於基體 5 的第 1 空洞 7 內的 LD9 射出。該光，會通過在遮光構件 20 被形成的開口 22，透過光透過構件 27 而往外部射出，之後，行進生體組織內，隨血流成分而散亂等。該已散亂之散亂光之一部分，會朝與從 LD9 射出的光的行進方向相反的方向前進，透過光透過構件 27，通過在遮光構件 20 被形成之針孔 23，到達配置在基體 5 的第 2 空洞 8 內的 PD12。接著，對應於該已到達之光之電壓信號則可由基體配線部 19 的 PD 陽極 13

(9)

以及 PD 陰極 14 而得到。在此，散亂光，因為包含來自靜止的生體組織的散亂光、與受到來自移動於生體組織之微血管中的紅血球的都卜勒位移（Doppler shift）的散亂光的干涉成分，所以藉由將利用 PD12 所得到的電壓訊號加以頻率解析，可以進行血流計測等。

〔第 2 實施型態〕

有關第 2 實施型態之光收受信裝置 1，在電線收納部 29 的形狀方面，係不同於有關第 1 實施型態之光收受信裝置 1。亦即，有關第 2 實施型態之光收受信裝置 1 係如圖 5 所示，電線收納部 29 係做成在遮光構件 20 後面 20b 被形成的凹部，且與開口 22 連續地形成。

根據有關該方式構成之第 2 實施型態之光收受信裝置 1，也能發揮與有關第 1 實施型態之光收受信裝置 1 同樣的作用效果。

〔第 3 實施型態〕

有關第 3 實施型態之光收受信裝置 1，在 PD12 的構成方面，不同於有關第 1 實施型態之光收受信裝置 1。亦即，有關第 3 實施型態之光收受信裝置 1 係如圖 6 以及圖 7 所示，PD 端子電極 17 是被設在 PD12 的前端面，而 PD 端子電極 18 則是被設在 PD12 的後端面。接著，PD 端子電極 17，係透過電線 31，而與基體 5 前面 5a 的絕緣膜 40 上被形成的基體配線部 19 電性地接續，而 PD 端子電極

(10)

18，係與第 2 空洞 8 底面的絕緣膜 40 上被形成的基體配線部 19 電性地接續。在遮光構件 20 的後面 20b，形成收納電線 31 的電線收納部 32 之凹部，而電線收納部 32，則與針孔 23 連續地被形成。又，考慮到射入 PD12 的外亂光以及不要光，針孔 23 的長度被做成在 0.1mm 以上。

根據有關該方式構成之第 3 實施型態之光收受信裝置 1，也能發揮與有關第 1 實施型態之光收受信裝置 1 同樣的作用效果。

[第 4 實施型態]

有關第 4 實施型態之光收受信裝置 1，在基體 5 的形狀方面，不同於有關第 1 實施型態之光收受信裝置 1。亦即，有關第 4 實施型態之光收受信裝置 1 係如圖 8 以及圖 9 所示，將配置 LD9 以及 PD12 之空洞（凹部）33 形成在基體 5 的前面 5a。在遮光構件 20 與 PD12 之間，以包圍 PD12 的受光面 12a 的方式，設置由遮光性樹脂所構成的遮光部 34。藉此，可防止由於 LD9 的發光等所造成的外亂光以及不要光射入 PD12 的情事。

根據有關該方式構成之第 4 實施型態之光收受信裝置 1，也能發揮與有關第 1 實施型態之光收受信裝置 1 同樣的作用效果。

以上，針對本發明之較佳的實施型態加以說明，但是本發明並不限定於上述實施型態。

例如，光收受信裝置也可以藉由：與 LD 的 LD 端子

(11)

電極電性地接續之電線被收納在遮光構件的後面所形成的凹部的電線收納部，且與 PD 的 PD 端子電極電性地接續之電線被收納在遮光構件的後面所形成的凹部的電線收納部而被構成。此外，光收受信裝置也可以藉由：讓陽極側的 LD 端子電極以及陰極側的 LD 端子電極被形成在前端面之 LD，與利用覆晶接合被形成在遮光構件的後面的絕緣膜上的遮光構件配線部電性地接續，而且，讓與 PD 的 PD 端子電極電性地接續的電線，被收納在遮光構件的後面所形成的凹部之電線收納部而被構成。

再者，在電線收納部為貫通孔之場合，該貫通孔，也可以與開口不連續地（亦即，與開口獨立地）被形成。此外，在電線收納部為凹部之場合，該凹部，也可以與開口或者針孔不連續地（亦即，與開口或者針孔獨立地）被形成。

〔產業上之利用可能性〕

根據本發明，就可以小型化光收受信裝置。

【圖式簡單說明】

圖 1 係有關第 1 實施型態之光收受信裝置之概略斜視圖。

圖 2 係沿著圖 1 所示之 II 與 II 線之概略剖面圖。

圖 3 係圖 1 所示之光收受信裝置之本體部之概略分解斜視圖。

(12)

圖 4 係沿著圖 3 所示之 IV-IV 線之概略剖面圖。

圖 5 係有關第 2 實施型態之光受信裝置之本體部之，對應於圖 4 之概略剖面圖。

圖 6 係有關第 3 實施型態之光受信裝置之本體部之，對應於圖 2 之概略剖面圖。

圖 7 係沿著圖 6 所示之 VII-VII 線之概略剖面圖。

圖 8 係有關第 4 實施型態之光受信裝置之本體部之，對應於圖 2 之概略剖面圖。

圖 9 係有關第 4 實施型態之光受信裝置之本體部之，對應於圖 4 之概略剖面圖。

【主要元件符號說明】

1：光受信裝置

5：基體

5a：前面

7：第 1 空洞（cavity）（第 1 凹部）

8：第 2 空洞（cavity）（第 2 凹部）

9：LD（發光元件）

12：PD（受光元件）

15,16：LD 端子電極

17,18：PD 端子電極

19：基體配線部（配線）

20：遮光構件

22：開口（第 1 光通過孔）

(13)

23：針孔（第2光通過孔）

27：光透過構件

28,31：電線

29,32：電線收納部

33：空洞（cavity；凹部）

(1)

十、申請專利範圍

1.一種光收受信裝置，其特徵係具備：用以對前方發出光之發光元件，與用以接受從前方照射而來之光之受光元件，與將配置前述發光元件之第 1 凹部、以及配置前述受光元件之第 2 凹部形成在前面之基體，與配置在前述基體的前面側、並形成使前述發光元件所發出之光通過之第 1 光通過孔、以及使前述受光元件所接受之光通過之第 2 光通過孔之遮光構件，與配置在前述遮光構件的前面側、並使前述發光元件所發出之光、以及前述受光元件所接受之光透過之光透過構件；前述發光元件之端子電極以及前述受光元件之端子電極之至少一個，係透過電線，而與被形成在前述基體的前面之配線電性地接續；在前述遮光構件，形成收納前述電線之電線收納部。

2.一種光收受信裝置，其特徵係具備：用以對前方發出光之發光元件，與用以接受從前方照射而來之光之受光元件，與將配置前述發光元件以及前述受光元件之凹部形成在前面之基體，與配置在前述基體的前面側、並形成使前述發光元件所發出之光通過之第 1 光通過孔、以及使前述受光元件所接受之光通過之第 2 光通過孔之遮光構件，與配置在前述遮光構件的前面側、並使前述發光元件所發出之光、以及前述受光元件所接受之光透過之光透過構件；前述發光元件之端子電極以及前述受光元件之端子電極之至少一個，係透過電線，而與被形成在前述基體的前面之配線電性地接續；在前述遮光構件，形成收納前述電

(2)

線之電線收納部。

3.如申請專利範圍第 1 或 2 項之光收受信裝置，其中收納與前述發光元件之端子電極之至少一個電性地接續之前述電線之前述電線收納部，係凹部或者貫通孔。

4.如申請專利範圍第 1 或 2 項之光收受信裝置，其中收納與前述發光元件之端子電極之至少一個電性地接續之前述電線之前述電線收納部係貫通孔，而該貫通孔與前述第 1 光通過孔係連續被形成。

5.如申請專利範圍第 1 或 2 項之光收受信裝置，其中收納與前述受光元件之端子電極之至少一個電性地接續之前述電線之前述電線收納部，係凹部。

圖1

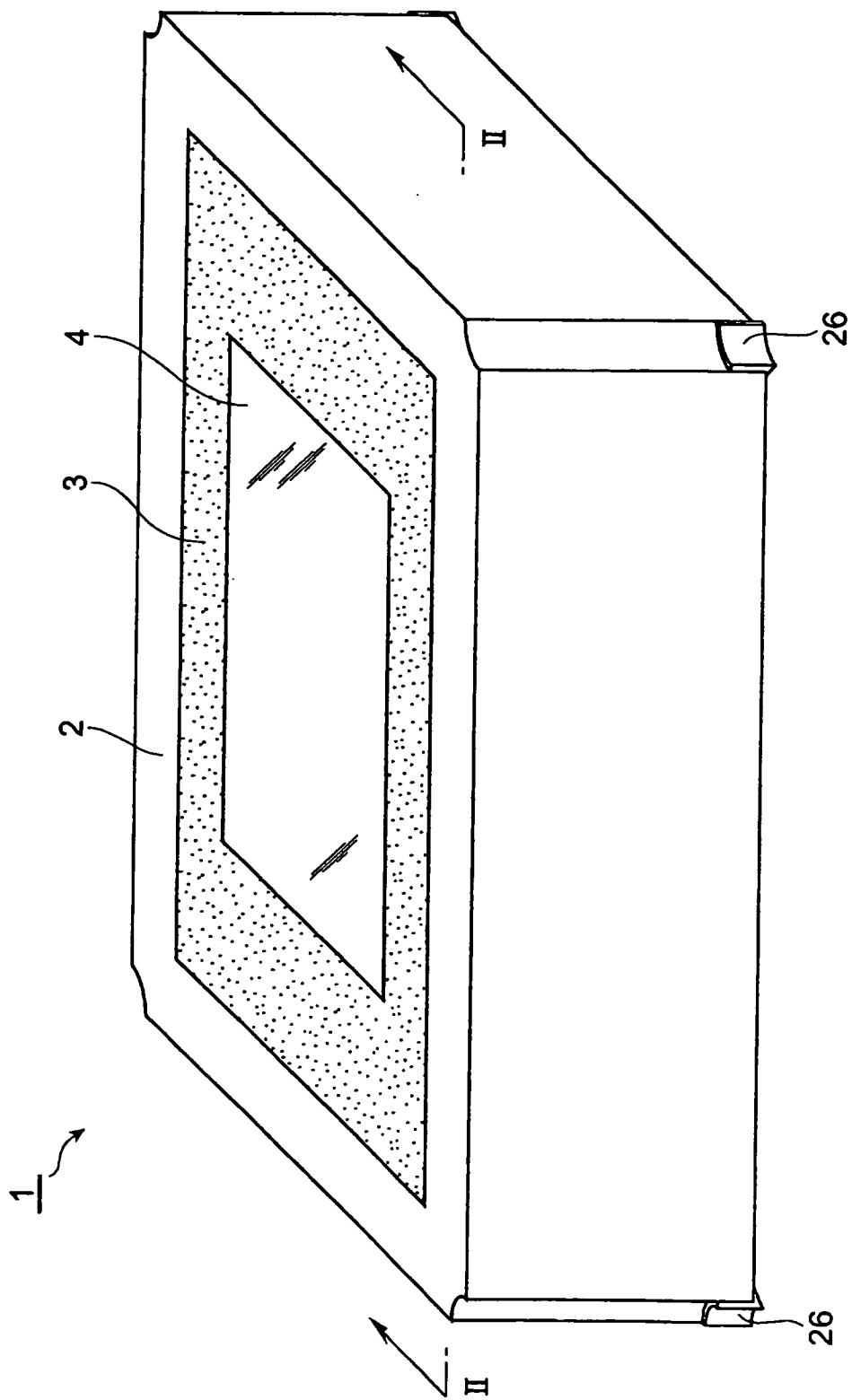


圖2

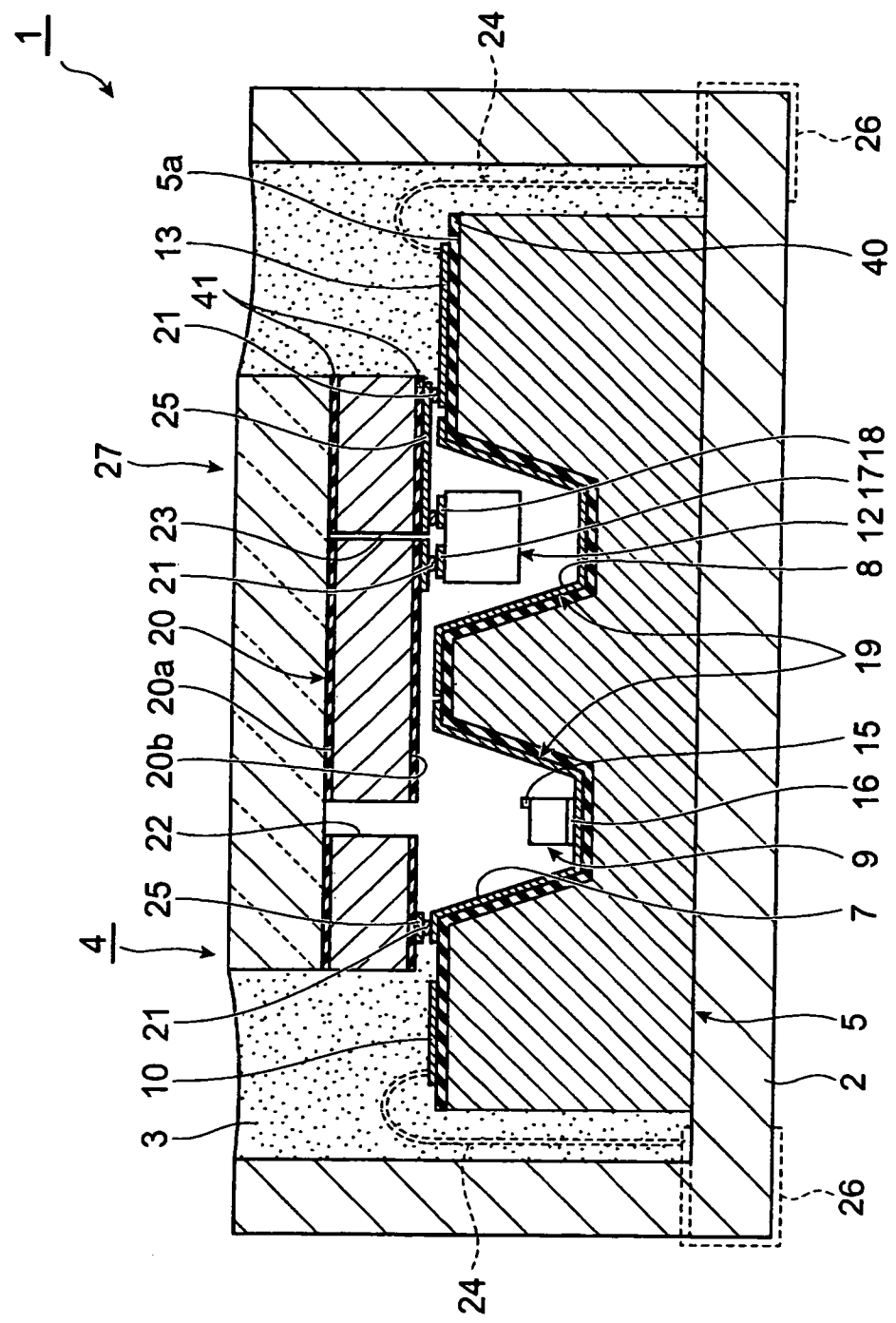


圖3

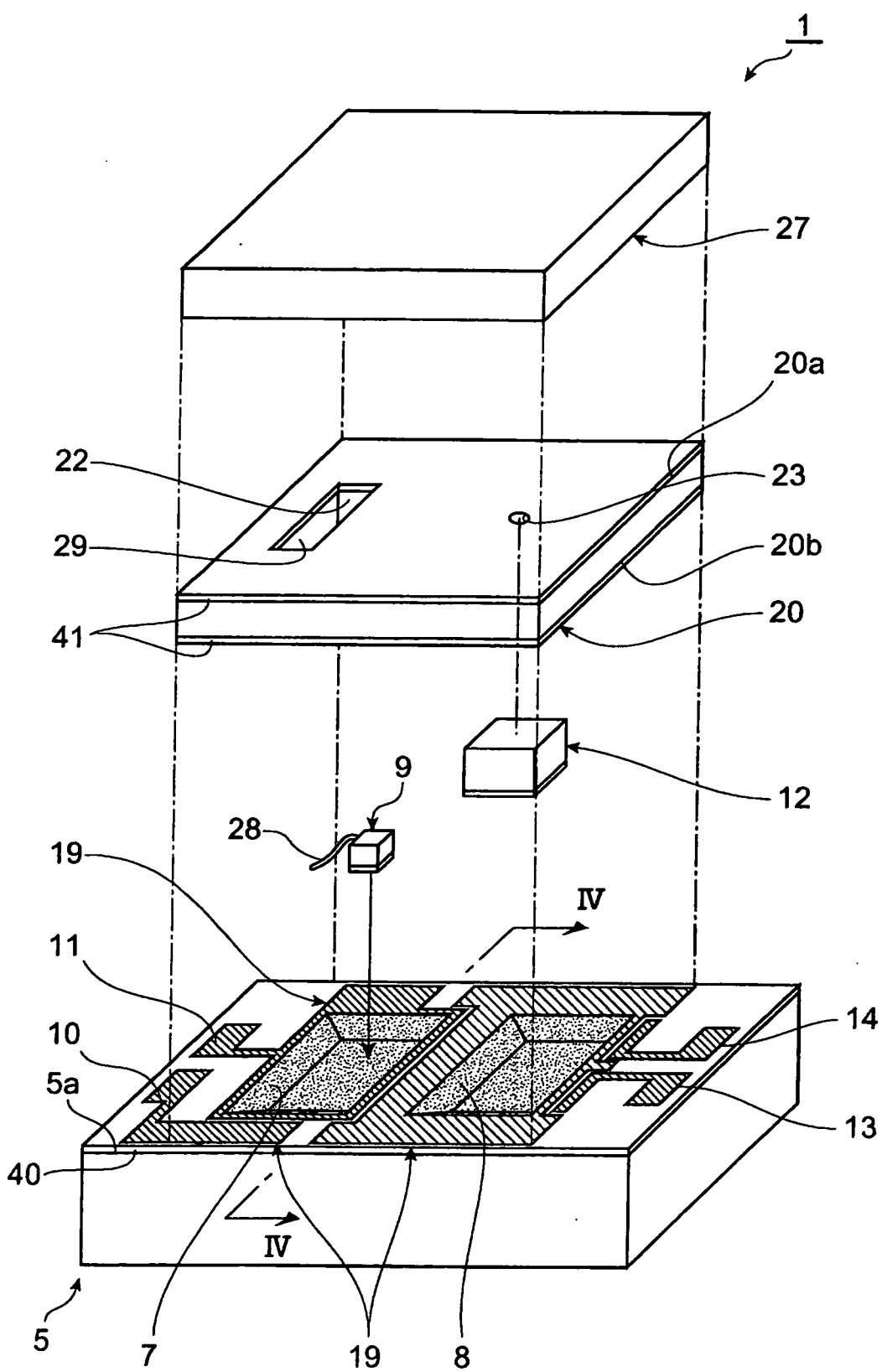


圖4

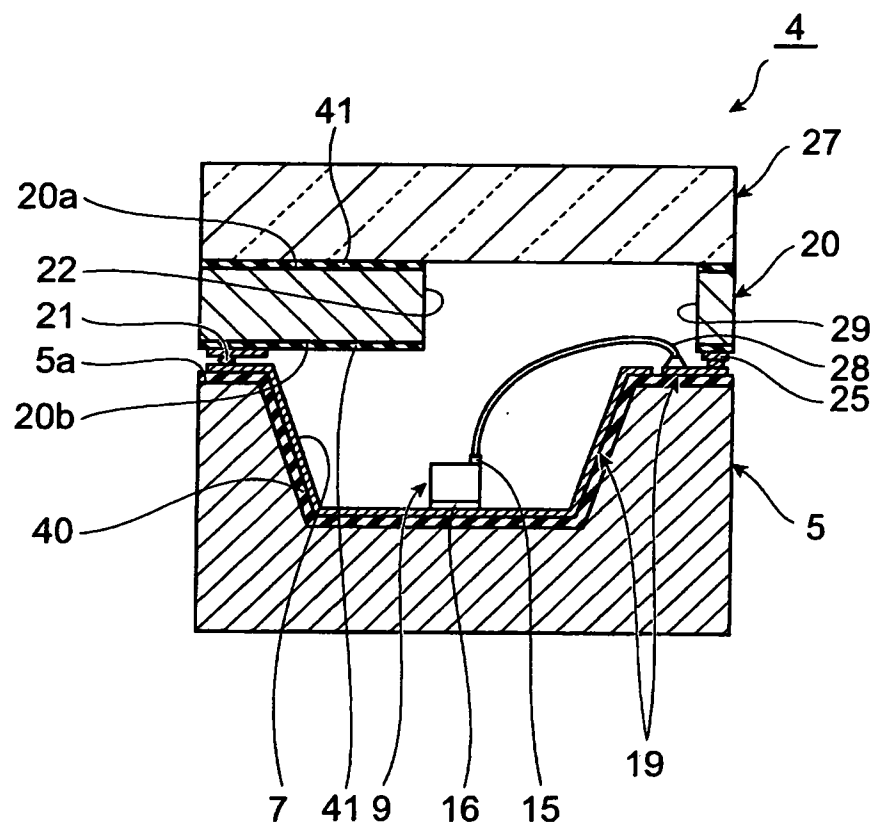


圖5

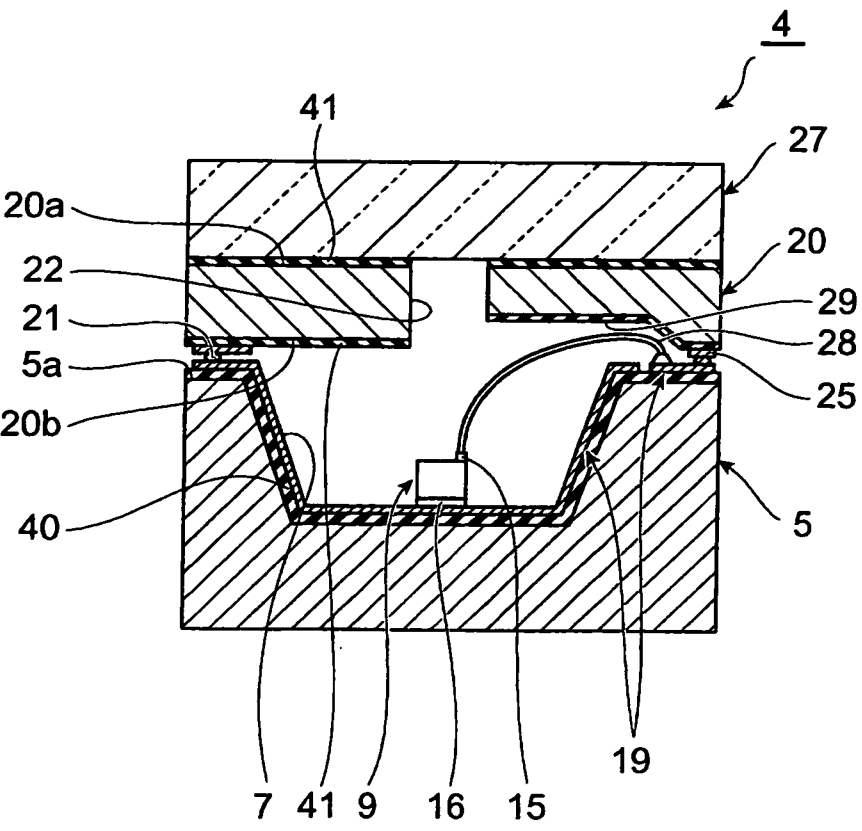


圖7

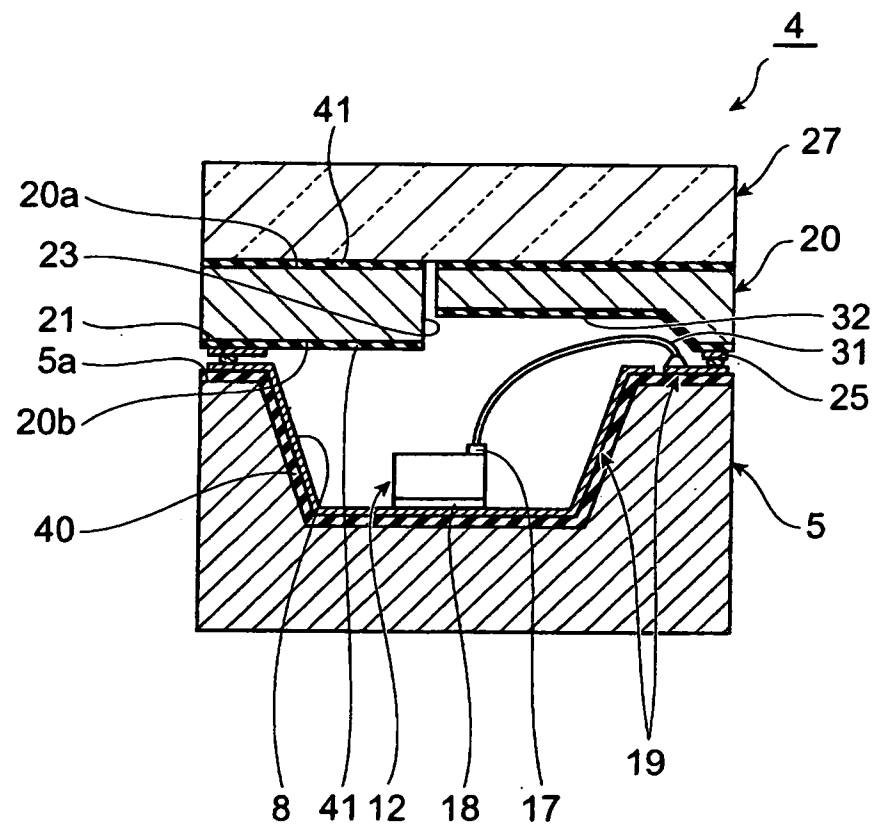


圖8

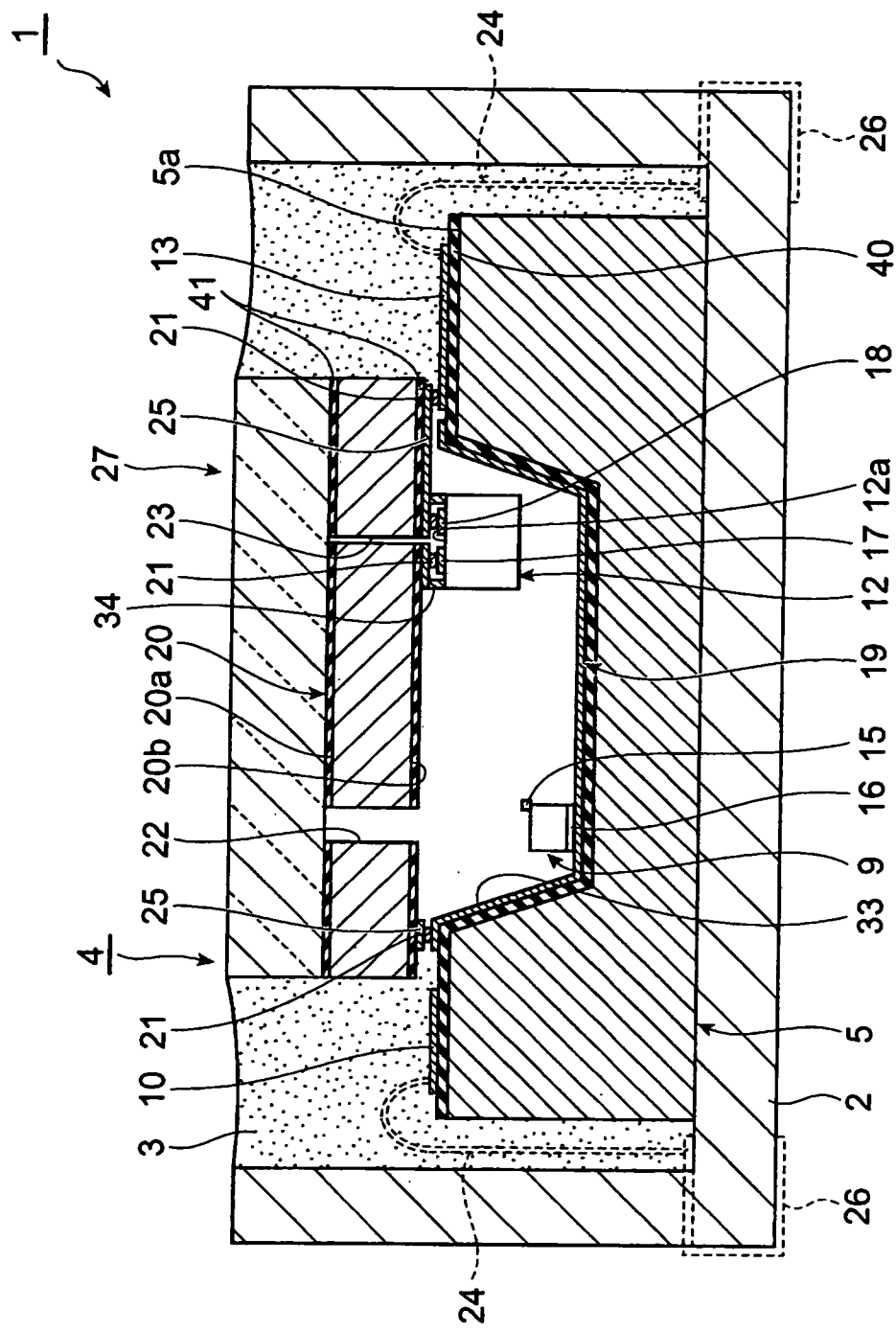


圖9

