

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6483859号
(P6483859)

(45) 発行日 平成31年3月13日(2019.3.13)

(24) 登録日 平成31年2月22日(2019.2.22)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/026 (2006.01) A 6 1 B 5/026 1 2 0

請求項の数 5 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2017-557785 (P2017-557785)	(73) 特許権者	000006633
(86) (22) 出願日	平成28年11月10日(2016.11.10)		京セラ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2016/083435		京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町6番地
(87) 国際公開番号	W02017/110291	(72) 発明者	大出 泰
(87) 国際公開日	平成29年6月29日(2017.6.29)		京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町6番地
審査請求日	平成30年4月13日(2018.4.13)		京セラ株式会社内
(31) 優先権主張番号	特願2015-250656 (P2015-250656)	(72) 発明者	伊藤 宏樹
(32) 優先日	平成27年12月22日(2015.12.22)		京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町6番地
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		京セラ株式会社内
		(72) 発明者	杉本 好正
			京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町6番地
			京セラ株式会社内
		(72) 発明者	新納 範高
			京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町6番地
			京セラ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 計測センサ用パッケージおよび計測センサ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

複数の誘電体層が積層されて成る、矩形板状の基体本体であって、発光素子を收容する第1收容凹部および受光素子を收容する第2收容凹部が、第1面に設けられている基体本体と、平面視で、該基体本体の、前記第1收容凹部および前記第2收容凹部よりも外方に配設され、接地電位に接続される1または複数の接地ビア導体と、を有する基体と、

前記第1收容凹部および前記第2收容凹部を覆う、絶縁材料からなる板状の蓋体であって、前記第1收容凹部に收容される前記発光素子から出射される光が透過し、前記第2收容凹部に收容される前記受光素子が受光する光が透過する蓋体と、

該蓋体の、前記第1收容凹部および前記第2收容凹部に対向する側の面に配設される、接地電位に接続される接地導体層であって、前記発光素子から出射される光が通過する第1開口および前記受光素子が受光する光が通過する第2開口が設けられており、前記複数の接地ビア導体と電氣的に接続される接地導体層と、を含むことを特徴とする計測センサ用パッケージ。

【請求項2】

前記基体には、接地ビア導体が複数配設され

複数の接地ビア導体は、前記基体本体の第1面の外周に沿って配設され、一方の端面がそれぞれ前記基体の第1面に露出しており、

前記基体は、前記基体本体の前記第1面に、前記第1收容凹部の開口および前記第2收容凹部の開口を取り囲むように環状に設けられる、前記複数の接地ビア導体の各一方の端

面を電氣的に接続する環状導体層を有することを特徴とする請求項 1 記載の計測センサ用パッケージ。

【請求項 3】

前記基体は、前記基体本体の、前記第 2 收容凹部の底部と前記第 1 面とは反対側の第 2 面との間に配設される、接地電位に接続される内部接地導体層を有することを特徴とする請求項 1 または 2 記載の計測センサ用パッケージ。

【請求項 4】

前記誘電体層は、セラミックス材料を含むことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の計測センサ用パッケージ。

【請求項 5】

請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 つに記載の計測センサ用パッケージと、

前記第 1 收容凹部に收容される発光素子と、

前記第 2 收容凹部に收容される受光素子と、を含むことを特徴とする計測センサ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、計測センサ用パッケージおよび計測センサに関する。

【背景技術】

【0002】

血流等の生体情報を簡単に、かつ高速に測定できる計測センサが求められている。例えば血流は、光のドップラー効果を利用して計測することができる。血液に光を照射すると、赤血球等の血球細胞で光が散乱される。照射光の周波数と散乱光の周波数とから血球細胞の移動速度が算出される。

【0003】

血流を計測する計測センサは、例えば、特許文献 1 に自発光型計測センサとして記載されており、基板上に、血液に光を照射する照射部と散乱光を受光する受光部とが配置され、各々を取り囲む遮光性の接着部によって基板に前面板が接着されている。

【0004】

血流を測定する場合、例えば測定箇所である手指の先を前面板の表面に接触させて測定する。人間の指先は、コンデンサのように働き、計測センサに接触すると、指先に溜まっていた電荷が放出される。この電荷の放出によって、発光素子に入力される電流、受光素子から出力される電流にノイズが混入し、このノイズの影響により測定精度が低下する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特許第 5031895 号公報

【発明の概要】

【0006】

本発明の一つの態様の計測センサ用パッケージは、基体と、蓋体と、接地導体層と、を含む。前記基体は、基体本体と、接地ビア導体と、を有する。前記基体本体は、複数の誘電体層が積層されて成り、矩形板状であって、発光素子を收容する第 1 收容凹部および受光素子を收容する第 2 收容凹部が、第 1 面に設けられている。前記接地ビア導体は、複数あり、平面視で、前記基体本体の、前記第 1 收容凹部および前記第 2 收容凹部よりも外方に配設され、接地電位に接続される。前記蓋体は、前記第 1 收容凹部および前記第 2 收容凹部を覆う、絶縁材料からなる板状であって、前記第 1 收容凹部に收容される前記発光素子から出射される光が透過し、前記第 2 收容凹部に收容される前記受光素子が受光する光が透過する。前記接地導体層は、前記蓋体の、前記第 1 收容凹部および前記第 2 收容凹部に対向する側の面に配設され、接地電位に接続される。前記接地導体層には、前記発光素子から出射される光が通過する第 1 開口および前記受光素子が受光する光が通過する第 2 開口が設けられており、前記複数の接地ビア導体と電氣的に接続される。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

また、本発明の一つの態様の計測センサは、上記の計測センサ用パッケージと、前記第1収容凹部に収容される発光素子と、前記第2収容凹部に収容される受光素子と、を含む。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 0 8 】

本発明の目的、特色、および利点は、下記の詳細な説明と図面とからより明確になるであろう。

【 図 1 】 本発明の実施形態に係る計測センサ用パッケージ 1 を示す平面図である。

【 図 2 】 図 1 の切断面線 A - A で切断した断面図である。

10

【 図 3 】 図 1 の切断面線 B - B で切断した断面図である。

【 図 4 】 図 2 に示した断面図に対応する計測センサ用パッケージ 1 A の断面図である。

【 図 5 】 図 3 に示した断面図に対応する計測センサ用パッケージ 1 A の断面図である。

【 図 6 】 計測センサ 1 0 0 の構成を示す断面図である。

【 図 7 】 実施例および比較例のパワースペクトルの測定結果を示す図である。

【 図 8 】 実施例および比較例の評価結果を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 0 9 】

図 1 は、本発明の実施形態に係る計測センサ用パッケージ 1 を示す平面図であり、図 2 は、図 1 の切断面線 A - A で切断した断面図であり、図 3 は、図 1 の切断面線 B - B で切断した断面図である。なお、図 1 の平面図では、蓋体 3 を省略して図示している。

20

【 0 0 1 0 】

計測センサ用パッケージ 1 は、基体 2、蓋体 3 および接地導体層 4 を含む。基体 2 は、発光素子および受光素子を収容するものであり、基体本体 2 0 と、複数の接地ビア導体 2 1 と、環状接地導体層 2 2 と、信号配線導体 2 3 と、外部接続端子 2 4 と、を含む。

【 0 0 1 1 】

本実施形態の基体本体 2 0 は、矩形板状であって、複数の誘電体層が積層されて形成されている。また、この基体本体 2 0 には、少なくとも 2 つの凹部が設けられており、2 つの凹部のうちの一方は、発光素子を収容する第 1 収容凹部 2 0 a であり、2 つの凹部のうちの他方は、受光素子を収容する第 2 収容凹部 2 0 b である。第 1 収容凹部 2 0 a および第 2 収容凹部 2 0 b は、基体本体 2 0 の同一の第 1 面（一方主面）に開口するように設けられている。

30

【 0 0 1 2 】

本実施形態の計測センサ用パッケージ 1 は、光のドップラー効果を利用して、血流等の流体の流れを計測する計測センサに好適に用いられる。光のドップラー効果を利用するために、計測センサは、被計測物に光を照射する発光素子と、被計測物によって散乱された光を受光する受光素子とを備える。特に、血流を計測する場合には、例えば手指等の身体の一部に外部から光を照射し、皮膚下の血管を流れる血液に含まれる血球細胞によって散乱された光を受光して、周波数の変化から血流を測定する。そのため、計測センサ用パッケージ 1 においては、照射光と散乱光の位置関係に基づいて、発光素子と受光素子とを所定の間隔で配置する。第 1 収容凹部 2 0 a および第 2 収容凹部 2 0 b は、これらの素子の位置関係に応じて設けられる。

40

【 0 0 1 3 】

第 1 収容凹部 2 0 a の大きさ、第 2 収容凹部 2 0 b の大きさは、収容しようとする発光素子および受光素子の大きさに応じて適宜設定すればよい。例えば、発光素子として、垂直共振器面発光レーザ素子（VCSEL）を用いる場合、第 1 収容凹部 2 0 a の開口は、その形状が、例えば矩形であっても正方形であってもよい。第 1 収容凹部 2 0 a の開口の大きさは、例えば、縦方向長さが 0.3 mm ~ 2.0 mm、横方向長さが 0.3 mm ~ 2.0 mm であり、第 1 収容凹部 2 0 a の深さは、0.3 mm ~ 1.0 mm である。また、受光素子として、面入射フォトダイオードを用いる場合、第 2 収容凹部 2 0 b の開口は、

50

その形状が、例えば矩形であっても正方形であってもよい。第2収容凹部20bの開口の大きさは、例えば、縦方向長さが0.3mm~2.0mm、横方向長さが0.3mm~2.0mmであり、第2収容凹部20bの深さは、0.4mm~1.5mmである。

【0014】

第1収容凹部20aおよび第2収容凹部20bは、開口形状が、例えば、円形状、正方形形状、矩形形状等であってもよく、その他の形状であってもよい。また、第1収容凹部20aおよび第2収容凹部20bは、基体本体20の主面に平行な断面の断面形状が深さ方向に一樣な形状であってもよい。第1収容凹部20aおよび第2収容凹部20bは、図3の断面図に示すように、所定の深さまでは、断面形状が開口形状と同じで一樣であり、所定の深さ以降は、断面形状が小さくなって底部まで一樣であるような、段差付きの凹部であつてもよい。本実施形態のように段差付きの凹部である場合は、凹部の底部に発光素子または受光素子の実装され、段差表面には、発光素子または受光素子と電氣的に接続するための接続端子が設けられる。

10

【0015】

接地ビア導体21は、接地電位に接続されるビア導体であり、平面視で、基体本体20の、第1収容凹部20aおよび第2収容凹部20bよりも外方に1または複数配設される。接地ビア導体21は、基体本体20を構成する各誘電体層を厚み方向に貫通する貫通導体が、基体本体20の厚み方向に複数連なって構成される。接地ビア導体21は、本実施形態では、例えば図2に示すように、基体本体20全体を厚み方向に貫通しており、平面視では、各誘電体層に設けられる貫通導体の位置が同一である。すなわち、接地ビア導体21は、基体本体20の一方主面から第2面(他方主面)にまで一直線状に貫通しており、接地ビア導体21の一方端面21aが、基体本体20の一方主面に露出し、他方端面21bが、基体本体20の他方主面に露出している。

20

【0016】

接地ビア導体21の一方端面21aは、後述の環状接地導体層22を介して蓋体3に配設された接地導体層に接続される。接地ビア導体21の他方端面21bは、基体本体20の他方主面に配設される外部接続端子24に接続される。このような接地ビア導体21によって、蓋体3に配設された接地導体層、環状接地導体層22および接地ビア導体21には、電氣的に接続され、同じ接地電位が与えられる。

【0017】

このような接地ビア導体21を設けることによって、計測センサ用パッケージ1を備える計測センサで血流を計測する場合に、被計測物の一つである人の手指が計測センサに接触したときに放出される電荷は、基体2の一方主面から接地ビア導体21を流れ、基体2の下方主面に到達し、外部へと放出される。

30

【0018】

接地ビア導体21が設けられていない従来の構成では、人から放出された電荷は、発光素子または受光素子と計測センサ用パッケージ1とを電氣的に接続する接続体、例えばボンディングワイヤ等から信号配線導体に進入しノイズを引き起こす。

【0019】

本実施形態では、接地ビア導体21によって、人から放出された電荷が流れ易い経路を計測センサ用パッケージ1内に形成することで、この経路に電荷を誘導して外部へと電荷を逃がし、信号配線導体に進入することを防止している。

40

【0020】

本実施形態において、接地ビア導体21は、基体本体20の外形に沿って、配設される。基体本体20は、矩形形状の外形を有するので、接地ビア導体21も、矩形形状に沿って配設される。すなわち、基体本体20の外形線を構成する各辺から接地ビア導体21までの距離が同様の距離となるように、各接地ビア導体21が配設されている。図1の平面図においては、接地ビア導体21の配設位置を破線の円で示している。例えば、図2の断面図において示される3つの接地ビア導体21は、図1において、図面向かって上側に横方向に等間隔で並ぶ3つの接地ビア導体21であり、各接地ビア導体21の中心を結ぶ仮想直

50

線が基体本体 20 の長辺に平行となるように配設されている。他の接地ビア導体 21 についても同様であり、例えば、図 1 において、図面向かって左側に上下方向に並ぶ 2 つの接地ビア導体 21 は、中心を結ぶ仮想直線が基体本体 20 の短辺に平行となるように配設されており、図面向かって下側に横方向に並ぶ 2 つの接地ビア導体 21 は、中心を結ぶ仮想直線が基体本体 20 の長辺に平行となるように配設されている。

【0021】

本実施形態では、合計 5 つの接地ビア導体 21 が、第 1 收容凹部 20 a および第 2 收容凹部 20 b よりも外方で、第 1 收容凹部 20 a および第 2 收容凹部 20 b を取り囲むように、かつ基体本体 20 の外形である矩形に沿って配設されている。矩形の 4 つの隅部のうち 3 つの隅部には、接地ビア導体 21 がそれぞれ配設されており、残り 1 つの隅部には、配設されていない。

10

【0022】

接地ビア導体 21 の配設位置は、第 1 收容凹部 20 a との距離および第 2 收容凹部 20 b との距離に基づいて決定される。前述のように、接地ビア導体 21 には、信号配線導体に進入してしまうとノイズの原因となる不要な電荷が流れるので、接地ビア導体 21 と、計測センサ用パッケージ 1 に形成される信号配線導体 23 (基体本体 20 内およびボンディングワイヤを含む) との距離を予め定める距離以上に大きくして、接地ビア導体 21 から信号配線導体 23 に不要な電荷が進入してしまうことを低減している。

【0023】

本実施形態で矩形の 4 つの隅部のうち、第 1 收容凹部 20 a または第 2 收容凹部 20 b との距離、言い換えれば信号配線導体 23 との距離が予め定める距離よりも小さくなる位置には接地ビア導体 21 を設けなくてもよい。本実施形態において、1 つの隅部に、接地ビア導体 21 を設けていないのは、当該隅部と信号配線導体 23 との距離が予め定める距離よりも小さいからである。

20

【0024】

接地ビア導体 21 は、上記のように不要な電荷を誘導してパッケージ外部に放出させるために、電気抵抗を低くしてもよく、電気抵抗を低くするためには、直径をより大きくしてもよい。しかしながら、直径を大きくし過ぎると、信号配線導体との距離が小さくなり、接地ビア導体 21 から信号配線導体に不要な電荷が進入するおそれがある。したがって、これらを考慮して、例えば、接地ビア導体 21 の大きさは、直径 D が、 $10\ \mu\text{m} \sim 50\ 0\ \mu\text{m}$ とすればよい。

30

【0025】

環状接地導体層 22 は、基体本体 20 の一方主面に、第 1 收容凹部 20 a の開口および第 2 收容凹部 20 b の開口を取り囲むように環状に設けられる導体層である。この環状の導体層は、基体本体 20 の一方主面に露出した接地ビア導体 21 の各一方端面 21 a を電氣的に接続する。環状接地導体層 22 は、蓋体 3 を基体 2 に接合するために、はんだ、Au-Sn、ろう材等の金属溶湯物系接合材、またはエポキシ系、シリコン系、熱可塑性樹脂、異方性導電樹脂、導電性エポキシ樹脂、導電性シリコン樹脂等の樹脂系接合材によって接地導体層 4 と接合される。

【0026】

複数の接地ビア導体 21 は、基体本体 20 の外形である矩形に沿って配設されており、各一方端面 21 a も基体本体 20 の外形である矩形に沿って、基体本体 20 の一方主面に露出している。本実施形態では、図 1 に示すように、各一方端面 21 a を電氣的に接続するための環状接地導体層 22 も、これらの配置位置に応じて、矩形状に設けている。環状接地導体層 22 は、接地ビア導体 21 の一方端面 21 a と接続するランド部分 22 a と、各ランド部分 22 a を接続する接続線部分 22 b とを有する。ランド部分 22 a は、接地ビア導体 21 の一方端面 21 a と確実に、かつ低抵抗で接続するために、一方端面 21 a よりも大きく形成されている。例えば、接地ビア導体 21 の一方端面 21 a の直径 D に対して、ランド部分 22 a は、 $1 \times D \sim 3 \times D$ (直径の 1 ~ 3 倍) の幅または直径を有する。接続線部分 22 b は、ランド部分 22 a よりも細く、一定の線幅に形成されている。

40

50

【 0 0 2 7 】

信号配線導体 2 3 は、発光素子または受光素子と電氣的に接続され、発光素子に入力される電気信号が伝送され、受光素子から出力される電気信号が伝送される。本実施形態における信号配線導体 2 3 は、発光素子または受光素子と接続する接続部材であるボンディングワイヤと、ボンディングワイヤが接続される接続パッド 2 3 a と、接続パッド 2 3 a に電氣的に接続して接続パッドの直下から基体本体 2 0 の他方主面にまで一直線状に延びる信号ビア導体 2 3 b と、外部接続端子 2 4 とから成る。外部接続端子 2 4 は、計測センサ用パッケージ 1 を備える計測センサが実装される外部実装基板の接続端子とはんだ等の接合材料によって電氣的に接続される。

【 0 0 2 8 】

環状接地導体層 2 2 および外部接続端子 2 4 は、はんだ等の接合材との濡れ性を向上させ、耐食性を向上させるために、例えば、厚さが 0 . 5 ~ 1 0 μ m のニッケル層と厚さが 0 . 5 ~ 5 μ m の金層とをめっき法によって順次被着させてもよい。

【 0 0 2 9 】

基体 2 は、発光素子および受光素子を収容可能であり、接地ビア導体 2 1 および信号配線導体 2 3 等を備えるものであれば、基体本体 2 0 の誘電体層がセラミック絶縁材料からなり、接地ビア導体 2 1 および信号配線導体 2 3 等が導体材料からなるセラミック配線基板であってもよく、誘電体層が樹脂絶縁材料からなる有機配線基板であってもよい。

【 0 0 3 0 】

基体 2 が、セラミック配線基板の場合、セラミック材料から成る誘電体層に各導体が形成される。セラミック配線基板は、複数のセラミック誘電体層から形成される。

【 0 0 3 1 】

セラミック配線基板で用いられるセラミック材料としては、例えば、酸化アルミニウム質焼結体、ムライト質焼結体、炭化珪素質焼結体、窒化アルミニウム質焼結体、窒化珪素質焼結体またはガラスセラミックス焼結体等が挙げられる。

【 0 0 3 2 】

また、基体 2 が、有機配線基板の場合、有機材料から成る絶縁層に配線導体が形成される。有機配線基板は、複数の有機誘電体層から形成される。

【 0 0 3 3 】

有機配線基板は、例えば、プリント配線基板、ビルドアップ配線基板またはフレキシブル配線基板等の誘電体層が有機材料から成るものであればよい。有機配線基板で用いられる有機材料としては、例えば、エポキシ樹脂、ポリイミド樹脂、ポリエステル樹脂、アクリル樹脂、フェノール樹脂またはフッ素系樹脂等が挙げられる。

【 0 0 3 4 】

蓋体 3 は、基体本体 2 0 の一方主面に接合されて、第 1 収容凹部 2 0 a および第 2 収容凹部 2 0 b を覆う。蓋体 3 は、絶縁材料からなる板状部材である。蓋体 3 は、第 1 収容凹部 2 0 a に収容される発光素子から出射される光が透過し、第 2 収容凹部 2 0 b に収容される受光素子が受光する光が透過するように構成される。

【 0 0 3 5 】

本実施形態の計測センサ用パッケージ 1 を備える計測センサでは、蓋体 3 の表面に、例えば被計測物である手指を当てた状態で発光素子から出射した光を照射する。蓋体 3 が導電性を有する材料で構成されていると、蓋体 3 に手指を接触させたときに、前述の不要な電荷が手指から放出され、蓋体 3 を通して基体 2 に電荷が流れ込みノイズが発生する。蓋体 3 を絶縁材料で構成することにより、蓋体 3 を通して不要な電荷が流れ込むことを抑制することができる。

【 0 0 3 6 】

また、蓋体 3 は、被計測物への照射光および散乱光を透過する必要がある。照射光および散乱光の特性は、搭載する発光素子によって決まるので、蓋体 3 は、少なくとも搭載する発光素子が出射する光が透過するように構成されていけばよい。蓋体 3 を構成する絶縁材料は、発光素子から出射される光の波長に対して、当該波長の光の透過率が 7 0 % 以上

10

20

30

40

50

であればよく、90%以上の透過率を有していることが好ましい。

【0037】

蓋体3を構成する絶縁材料としては、例えばサファイア等の透明セラミック材料、ガラス材料または樹脂材料等を用いることができる。ガラス材料としては、ホウケイ酸ガラス、結晶化ガラス、石英、ソーダガラス等を用いることができる。樹脂材料としては、ポリカーボネート樹脂、不飽和ポリエステル樹脂、エポキシ樹脂等を用いることができる。

【0038】

蓋体3は、手指等の被計測物が直接接触するため、所定の強度を要する。蓋体3の強度は、構成する材料の強度、板厚みによる。上記のように透明セラミック材料やガラス材料であれば、所定の厚み以上とすることで十分な強度が得られる。蓋体3の構成材料としてガラス材料を用いる場合は、例えば厚みを0.05mm~5mmとすればよい。

10

【0039】

接地導体層4は、蓋体3の、第1收容凹部20aおよび第2收容凹部20bに対向する側の主面、すなわち手指が接触する側の主面とは反対側の主面に配設され、接地電位に接続される。接地導体層4には、発光素子から出射される光が通過する第1開口4aおよび受光素子が受光する光が通過する第2開口4bが設けられており、複数の接地ビア導体21と電氣的に接続される。

【0040】

接地導体層4は、不要な光が第1收容凹部20aから外部に出射しないよう、また不要な光が外部から第2收容凹部20bに進入しないように、第1開口4aおよび第2開口4bが設けられたマスク部材として機能する。

20

【0041】

さらに、接地導体層4は、外部から到来する電磁波が第1收容凹部20aおよび第2收容凹部20bに進入することを抑制するための電磁シールドとしても機能する。電磁波が第1收容凹部20aおよび第2收容凹部20bに進入すると、信号配線導体23、特にボンディングワイヤがアンテナとなって進入した電磁波を受信してしまいノイズ発生の原因となる。蓋体3の主面に、光を通過させるための第1開口4aおよび第2開口4bを除いて接地導体層4を設けることで、電磁波の進入を抑制し、ノイズの発生を低減することができる。

【0042】

このように、蓋体3に接地導体層4を設けることで、ノイズによる影響を抑制し、計測精度を向上させることができる。

30

【0043】

接地導体層4は、接地ビア導体21および環状接地導体層22と電氣的に接続され、接地電位が付与される。

【0044】

接地導体層4は、透明セラミック材料またはガラス材料からなる蓋体3の表面に、例えば、Cr、Ti、Al、Cu、Co、Ag、Au、Pd、Pt、Ru、Sn、Ta、Fe、In、Ni、Wなどの金属及びこれらの合金等の金属材料を蒸着、スパッタ、焼付け等による金属薄膜として形成することができる。接地導体層4の層厚みは、例えば、500~4000である。接地導体層4は単一層でも良く、複数層を重ねて形成しても良い。

40

【0045】

次に、本発明の他の実施形態について説明する。図4は、図2に示した断面図に対応する計測センサ用パッケージ1Aの断面図であり、図5は、図3に示した断面図に対応する計測センサ用パッケージ1Aの断面図である。

【0046】

本実施形態の計測センサ用パッケージ1Aは、上記の実施形態の計測センサ用パッケージ1に対して、基体2が、さらに内部接地導体層25を有する点で異なっており、その他については、同様の構成であるので、同様の構成には計測センサ用パッケージ1と同じ参

50

照符号を付して詳細な説明は省略する。

【0047】

内部接地導体層25は、接地電位に接続され、基体本体20の、第2收容凹部20bの底部と他方主面との間に配設される。内部接地導体層25は、接地ビア導体21と、基体本体20の内部において電氣的に接続されており、接地電位が付与される。

【0048】

血流の計測等に用いられる計測センサでは、受光素子による受光量が比較的小さいので、受光素子から出力される電気信号は弱く、発光素子に入力される発光制御用の電気信号に比べてノイズによって受ける影響が大きい。

【0049】

計測センサは、外部実装基板上に実装されて使用されるが、この外部実装基板の配線を通る信号等に起因する電磁波が、基体本体20の他方主面側から計測センサ用パッケージ1内に進入して、信号配線導体23を通る信号にノイズが混入するおそれがある。

【0050】

上記のように、特に受光素子側は、ノイズの影響を大きく受けるので、外部実装基板からのノイズの影響を抑制するために、受光素子が收容される第2收容凹部20bの底部と他方主面との間に内部接地導体層25を設けている。第2收容凹部20bと外部実装基板との間に内部接地導体層25が位置し、電磁シールドとして機能する。

【0051】

本実施形態の計測センサ用パッケージ1Aは、内部接地導体層25を有することで、ノイズによる影響を抑制し、計測精度をさらに向上させることができる。

【0052】

計測センサ用パッケージ1の製造方法について説明する。まず、基体2を公知の多層配線基板の製造方法と同様にして作製する。基体2が、セラミック配線基板であり、セラミック材料がアルミナである場合は、まずアルミナ(Al_2O_3)やシリカ(SiO_2)、カルシア(CaO)、マグネシア(MgO)等の原料粉末に適当な有機溶剤、溶媒を添加混合して泥漿状とし、これを周知のドクターブレード法やカレンダーロール法等によってシート状に成形してセラミックグリーンシート(以下、グリーンシートともいう)を得る。その後、グリーンシートを所定形状に打ち抜き加工するとともに、タングステン(W)とガラス材料等の原料粉末に有機溶剤、溶媒を添加混合して金属ペーストとし、これをグリーンシート表面にスクリーン印刷等の印刷法でパターン印刷する。また、ビア導体は、グリーンシートに貫通孔を設け、スクリーン印刷等によって金属ペーストを貫通孔に充填させる。こうして得られたグリーンシートを複数枚積層し、これを約1600の温度で同時焼成することによって基体2が作製される。

【0053】

一方、ガラス材料を、切削、切断等により所定の形状に切り出した蓋体3を準備し、主面上に、蒸着、スパッタ、焼付け等によって金属薄膜からなる接地導体層4を形成する。このとき、フォトリソグラフィ(ウェットエッチング)法、ドライエッチング法等によって金属薄膜にパターン加工することにより、第1開口4aおよび第2開口4bを形成することができる。

【0054】

次に、本発明の他の実施形態である計測センサ100について説明する。図6は、計測センサ100の構成を示す断面図である。計測センサ100は、上記の計測センサ用パッケージ1、1Aと、第1收容凹部20aに收容される発光素子30と、第2收容凹部20bに收容される受光素子31と、を含む。計測センサ100は、計測センサ用パッケージ1に発光素子30と、受光素子31とを実装し、ボンディングワイヤ32でこれらの素子と接続パッド23aと接続した後、蓋体3を基体本体20に接合して得られる。

【0055】

発光素子30は、VCSEL等の半導体レーザ素子を用いることができ、受光素子31は、シリコンフォトダイオード、GaAsフォトダイオード、InGaAsフォトダイオ

10

20

30

40

50

ード、ゲルマニウムフォトダイオード等の各種フォトダイオードを用いることができる。発光素子30および受光素子31は、被計測物の種類、計測するパラメータの種類等により適宜選択すればよい。

【0056】

血流を測定する場合は、例えば、光のドップラー効果を利用して測定するために、発光素子30であるVCSELとして波長が850nmのレーザ光を出射可能なものであればよい。その他の測定を行う場合は、測定目的に応じた波長のレーザ光を出射する発光素子30を選択すればよい。受光素子31は、受光する光が発光素子30から出射されるレーザ光から波長の変化が無い場合、発光素子30の出射光を受光できるものであればよく、波長の変化が有る場合、変化後の波長の光を受光できるものであればよい。

10

【0057】

発光素子30および受光素子31と接続パッド23aとは、本実施形態では、例えば、ボンディングワイヤ32によって電氣的に接続されるが、フリップチップ接続、バンプ接続、異方性導電フィルムを用いた接続等他の接続方法であってもよい。

【0058】

計測センサ100は、外部実装基板に実装されて使用される。外部実装基板には、例えば、発光素子30の発光を制御する制御素子、受光素子31の出力信号から血流速度等を算出する演算素子等も実装される。

【0059】

測定する場合には、被計測物として手指の指先を蓋体3の表面に接触させた状態で、外部実装基板から外部接続端子24を介して発光素子制御電流が計測センサ100に入力され、信号ビア導体23b、接続パッド23aを通して発光素子30に入力されて発光素子30から計測用の光が出射される。出射された光が、第1開口4aを通過し、蓋体3を透過して指先に照射されると、血液中の血球細胞で散乱される。蓋体3を透過し、第2開口4bを通過した散乱光が、受光素子31で受光されると、受光量に応じた電気信号が受光素子31から出力される。出力された信号は、接続パッド23a、信号ビア導体23bを通り、外部接続端子24を介して計測センサ100から外部実装基板へと出力される。

20

【0060】

外部実装基板では、計測センサ100から出力された信号が、演算素子に入力され、例えば、発光素子30から出射された光である照射光の周波数と、受光素子31が受光した光である散乱光の周波数とに基づいて血流速度を算出することができる。

30

【0061】

なお、上記では、接地ビア導体21は、基体本体20内で上下方向に一直線状に形成される構成としているが、基体本体20の一方主面から他方主面の外部接続端子24まで電氣的に接続されていれば、一直線状でなく、基体本体20内で、内層配線や内部接地導体層25等によってずれて形成されていてもよい。

【0062】

また、本実施形態において、環状接地導体層22は、必須構成ではなく、蓋体3に形成された接地導体層4と接地ビア導体21とを直接接合して電氣的に接続するように構成してもよい。

40

【0063】

また、内部接地導体層25は、基体本体20の、第2收容凹部20bの底部と他方主面との間からさらに面方向に延びて、第1收容凹部20aの底部と他方主面との間に配設されてもよい。

【実施例】

【0064】

図4, 5に示した計測センサ用パッケージ1と同様の構成の計測センサ用パッケージ(誘電体層がアルミナからなり、縦3mm、横4.5mm、厚み1.2mm)を作製し、発光素子30として近赤外線波長のVCSELを、受光素子31として受光径が200μmのシリコンフォトダイオードをそれぞれ計測センサ用パッケージに実装して本発明の実

50

施例である計測センサを得た。

【 0 0 6 5 】

接地ピア導体 2 1 を有しないこと以外は、実施例と同様にして比較例の計測センサを得た。

【 0 0 6 6 】

実施例および比較例の計測センサそれぞれにおいて、蓋体 3 に手指を接触させない状態で受光素子から出力される信号（パワースペクトル）と、蓋体 3 に手指を接触させた状態で受光素子から出力される信号（パワースペクトル）と、を測定した。パワースペクトルの測定方法は次のとおりとした。V C S E L から発光した光が被測定物に照射され、返ってきた拡散光をフォトダイオードで受光して発生する電流を出力信号とする。出力信号は微弱なため、増幅回路を用いて増幅した後に、A D（アナログ - デジタル）変換し、変換後のデジタル信号をフーリエ変換して、パワースペクトルを得た。

10

【 0 0 6 7 】

図 7 は、実施例および比較例のパワースペクトルの測定結果を示す図である。図 7（ a ）は、比較例の結果を示し、図 7（ b ）は、実施例の結果を示す。また、それぞれの結果において、上側のグラフは、蓋体 3 に手指を接触させない状態の結果であり、下側のグラフは、蓋体に手指を接触させた状態の結果である。

【 0 0 6 8 】

図 7（ a ）、図 7（ b ）の上側のグラフに示すように、手指を蓋体 3 に接触させない状態では、実施例および比較例いずれもノイズは発生しなかった。

20

【 0 0 6 9 】

図 7（ a ）の下側のグラフに示すように、接地ピア導体 2 1 を有していない比較例では、手指が接触した状態では、周波数 9 k H z ~ 1 0 k H z 付近、および 1 6 k H z 付近にノイズが発生した。また、本来検出されるべき血流による散乱に起因する 2 k H z 未満での出力変化は観測されなかった。

【 0 0 7 0 】

これに対して図 7（ b ）の下側のグラフに示すように、接地ピア導体 2 1 を有する実施例では、比較例のようなノイズは発生せず、2 k H z 以下での出力変化が観測された。

【 0 0 7 1 】

図 8 は、実施例および比較例の評価結果を示す図である。評価結果として、最大ノイズ量を用いた。最大ノイズ量は、パワースペクトルにおいて、2 k H z 以上の周波数で最大出力値と最小出力値との差分で算出される。最大ノイズ量が大きいほどノイズの発生が顕著であり、最大ノイズ量が小さいほどノイズの発生が抑制されていると評価できる。

30

【 0 0 7 2 】

図 8 に示すように、手指を蓋体 3 に接触させない状態では、実施例および比較例いずれも最大ノイズ量は小さく、さらに実施例のほうが比較例よりも小さいことから、実施例は、手指を蓋体 3 に接触させない状態での微小なノイズも抑制されていることがわかる。また、手指を蓋体 3 に接触させた状態では、接触させない状態に比べて比較例の最大ノイズ量が大きくなったのに対し、実施例ではわずかに大きくなっただけであった。

【 0 0 7 3 】

上記のように、実施例では、接地ピア導体 2 1 を有することにより、被計測物の接触によるノイズの発生を抑制し、高精度で血流の計測が可能であることがわかった。

40

【 0 0 7 4 】

本発明は、その精神または主要な特徴から逸脱することなく、他のいろいろな形態で実施できる。したがって、前述の実施形態はあらゆる点で単なる例示に過ぎず、本発明の範囲は特許請求の範囲に示すものであって、明細書本文には何ら拘束されない。さらに、特許請求の範囲に属する変形や変更は全て本発明の範囲内のものである。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 5 】

1 , 1 A 計測センサ用パッケージ

50

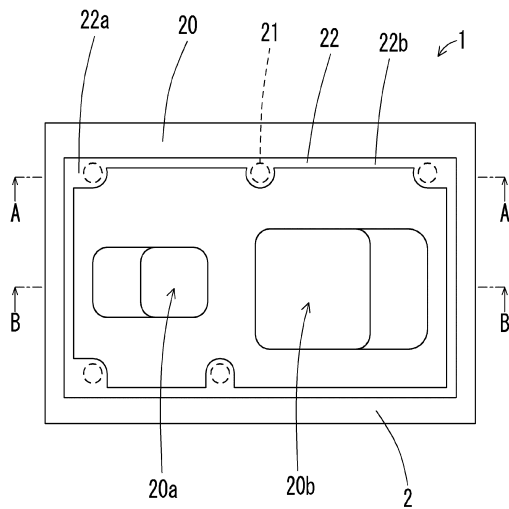
- 2 基体
- 3 蓋体
- 4 接地導体層
- 4 a 第1開口
- 4 b 第2開口
- 2 0 基体本体
- 2 0 a 第1収容凹部
- 2 0 b 第2収容凹部
- 2 1 接地ビア導体
- 2 1 a 一方端面
- 2 1 b 他方端面
- 2 2 環状接地導体層
- 2 2 a ランド部分
- 2 2 b 接続線部分
- 2 3 信号配線導体
- 2 3 a 接続パッド
- 2 3 b 信号ビア導体
- 2 4 外部接続端子
- 2 5 内部接地導体層
- 3 0 発光素子
- 3 1 受光素子
- 3 2 ボンディングワイヤ
- 1 0 0 計測センサ

10

20

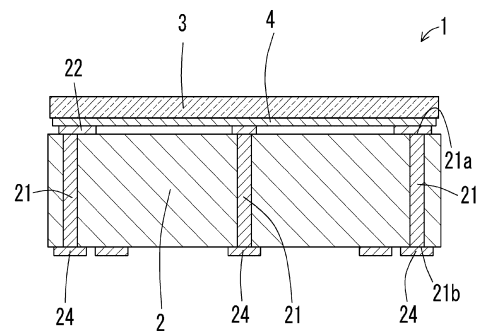
【図1】

FIG. 1



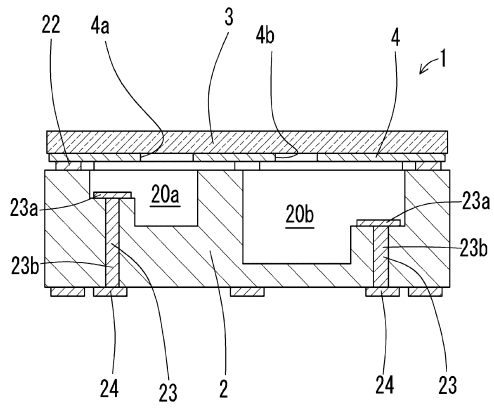
【図2】

FIG. 2



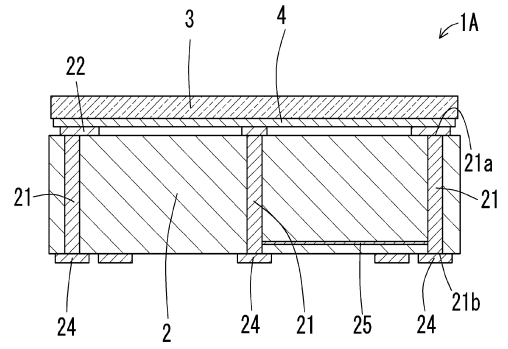
【 図 3 】

FIG. 3



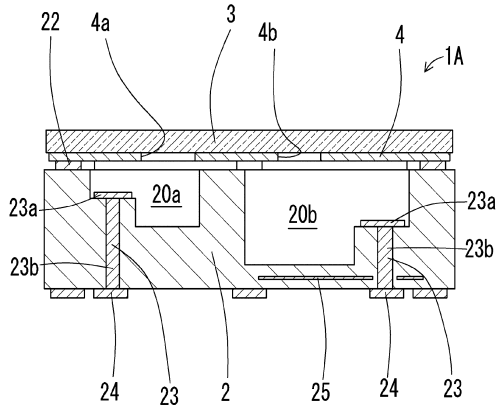
【 図 4 】

FIG. 4



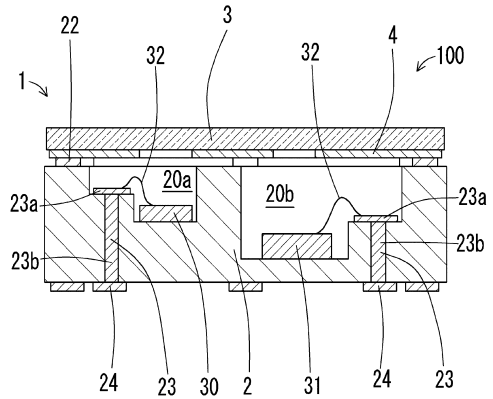
【 図 5 】

FIG. 5



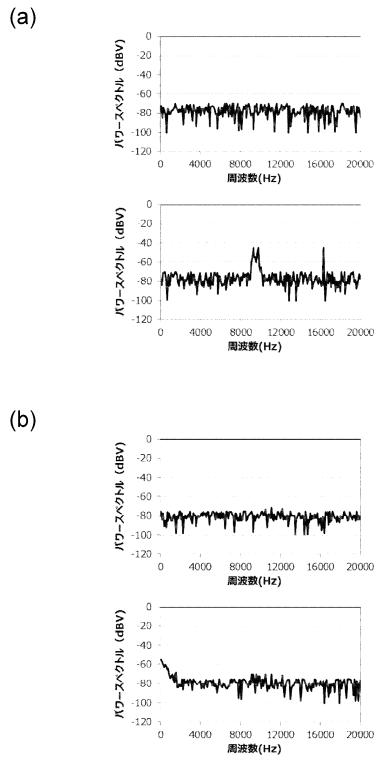
【 図 6 】

FIG. 6



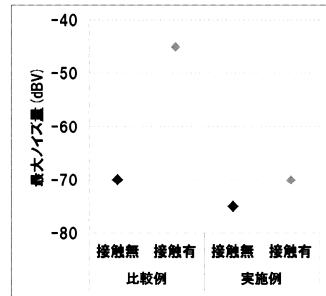
【図7】

FIG. 7



【図8】

FIG. 8



フロントページの続き

- (72)発明者 松永 翔吾
京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町6番地 京セラ株式会社内
- (72)発明者 林 拓也
京都府京都市伏見区竹田鳥羽殿町6番地 京セラ株式会社内

審査官 遠藤 直恵

- (56)参考文献 特許第5146596(JP, B2)
特開2001-28448(JP, A)
特開2005-260877(JP, A)
特開2004-41482(JP, A)
特開昭63-194638(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|------|-------|
| A61B | 5/026 |
| A61B | 5/02 |