

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4184573号
(P4184573)

(45) 発行日 平成20年11月19日(2008.11.19)

(24) 登録日 平成20年9月12日(2008.9.12)

(51) Int.Cl.	F I
GO 1 N 27/26 (2006.01)	GO 1 N 27/26 3 7 1 A
GO 1 N 27/327 (2006.01)	GO 1 N 27/30 3 5 3 J
	GO 1 N 27/30 3 5 3 R

請求項の数 5 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2000-130158 (P2000-130158)	(73) 特許権者	000005821
(22) 出願日	平成12年4月28日(2000.4.28)		松下電器産業株式会社
(65) 公開番号	特開2001-311711 (P2001-311711A)		大阪府門真市大字門真1006番地
(43) 公開日	平成13年11月9日(2001.11.9)	(74) 代理人	100081813
審査請求日	平成19年4月19日(2007.4.19)		弁理士 早瀬 憲一
		(72) 発明者	宮崎 正次
			香川県高松市古新町8番地の1 松下寿電
			子工業株式会社内
		(72) 発明者	徳永 博之
			香川県高松市古新町8番地の1 松下寿電
			子工業株式会社内
		(72) 発明者	藤原 雅樹
			香川県高松市古新町8番地の1 松下寿電
			子工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 バイオセンサ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

絶縁性基板の全面または一部上に形成された電気伝導性層を第1のスリットで分割し形成した複数の電極と、試料液と反応させる試薬からなる試薬層とを有し、前記試料液と前記試薬層との反応で生じる電気的変化を出力するバイオセンサであって、

前記各電極は、前記電気的変化を出力する測定部と、バイオセンサの出力特性に応じた補正データの情報を有する補正部とを有しており、

前記各電極において、前記測定部と補正部との間を分割する第2のスリットの有無によって、前記補正データの情報を測定器が判別可能である、

ことを特徴とするバイオセンサ。

10

【請求項2】

請求項1に記載のバイオセンサにおいて、

前記試料液を前記電極に供給する検体供給路を形成する切欠部を有するスペーサと、該スペーサ上に配置された、前記検体供給路に通じる空気孔を有するカバーとを備える、

ことを特徴とするバイオセンサ。

【請求項3】

請求項1または2に記載のバイオセンサにおいて、

前記電気伝導性層は前記絶縁性基板上にスパッタリング法によって形成されたものである、

20

ことを特徴とするバイオセンサ。

【請求項 4】

請求項 1 ないし請求項 3 のいずれかに記載のバイオセンサにおいて、
前記第 1 のスリットおよび第 2 のスリットは、前記電気伝導性層をレーザで加工すること
で形成されたものである、
ことを特徴とするバイオセンサ。

【請求項 5】

請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載のバイオセンサを用いた測定方法であって、
バイオセンサが測定器に挿入されたときに、各電極における、測定部と補正部との間の
導通の有無を検知する工程と、

10

前記導通の有無に応じて、前記測定器により、出力特性に応じた補正データの情報を判
別する工程と、

前記測定器により、試料液と前記試薬層との反応で生じる電気的变化を、前記測定部を
通して電流値として検出する工程と、

前記出力特性に応じた補正データと、電流値とから、補正された測定値を出力する工程
と、を有する測定方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、試料液中に含まれる基質を定量するバイオセンサに関する。

20

【0002】

【従来の技術】

バイオセンサは、微生物、酵素、抗体等の生物材料の分子認識能を利用し、生物材料を分
子識別素子として応用したセンサである。即ち、固定化された生物材料が、目的の基質を
認識したときに起こる反応、微生物の呼吸による酸素の消費、酵素反応、発光などを利用
したものである。

【0003】

バイオセンサの中でも酵素センサの実用化は進んでおり、例えば、グルコース、ラクトー
ス、尿素、アミノ酸用の酵素センサは医療計測や食品工業に利用されている。酵素センサ
は、検体である試料液に含まれる基質と酵素との反応により生成する電子によって電子受
容体を還元し、測定装置がその電子受容体の還元量を電気化学的に計測することにより、
検体の定量分析を行う。

30

【0004】

以下、従来のバイオセンサについて図を用いて説明する。

図 3 は、バイオセンサを測定器に挿入した状態を示した図である。図 4 は、従来のバイオ
センサの斜視図を作成工程順に示した図である。101 はポリエチレンテレフタレート等
からなる絶縁性の基板である。102 は基板 101 の表面上に形成された、カーボンや金
属物質等からなる電気伝導性層である。103 a、103 b、103 c、103 d は電気
伝導性層 102 に形成されたスリットである。105、106、107 は電気伝導性層 1
02 をスリット 103 a、103 b、103 c、103 d により分割することにより形成
された電極であり測定電極、対電極、および検知電極である。108 は、測定電極 105
、対電極 106、検知電極 107 を覆うスペーサである。109 はスペーサ 108 の前縁
部中央に設けられた、検体供給路を形成する長方形の切欠部である。10 は検体供給路の
入口である。111 は測定電極 105、対電極 106、および検知電極 107 に酵素を含
有する試薬を滴下によって塗布することで形成された試薬層である。112 はスペーサ 1
08 を覆うカバーである。113 はカバー 112 の中央部に設けられた空気孔である。1
4 はバイオセンサである。15 はバイオセンサ 14 を装着する測定器である。16 はバイ
オセンサ 14 を挿入するための測定器 15 の挿入口である。17 は測定結果を表示する測
定器 15 の表示部である。

40

【0005】

50

図4(a)に示すように、基板101の表面全面に対して、電気伝導性層102をスクリーン印刷法等で形成する。次に図4(b)に示すように、レーザを用いて電気伝導性層102にスリット103a、103b、103c、103dを形成し、測定電極105、対電極106および検知電極107に電気伝導性層102を分割する。次に図4(c)に示すように測定電極105、対電極106および検知電極107に、血糖値センサの場合は、酵素であるグルコースオキシターゼと電子受容体としてフェリシアン化カリウム等からなる試薬を滴下により塗布して試薬層111を形成する。次に測定電極105、対電極106および検知電極107の電極の上に検体供給路を形成するための切欠部109を有するスペーサ108を設置する。さらにその上にカバー112を設置する。ここで、スペーサ108の切欠部109の一端は、カバー112に設けられた空気孔113に通じている。

10

【0006】

検体を測定するには、バイオセンサ14を図3に示すように測定器15の挿入口16に挿入する。次に、血液等の検体である試料液を検体供給路の入口10に供給すると、空気孔113によって毛細管現象で一定量の検体が検体供給路内部に吸引され、対電極106、測定電極105、検知電極107上に達する。電極上に形成されている試薬層111は血液によって溶解し、試薬と検体との間に例えば酸化還元反応が生じ、測定電極105と対電極106との間に電気的変化が生じる。同時に検体供給路内部に正しく検体が満たされていれば、測定電極105と検知電極107との間にも電気的変化が生じる。これを感知して、測定電極105、対電極106に電圧を印加すると、例えば血糖値センサであれば、グルコース濃度に比例した電流が発生し、その値より測定器15は、血糖値を測定し、該血糖値を表示部17に表示する。

20

【0007】

このバイオセンサ14は製造ロット毎に出力特性の違いを生じる。測定器15において該出力特性の違いを補正する必要がある。測定器15は、前記製造ロット毎の出力特性に応じた補正データを備えており、バイオセンサ14の出力にその製造ロット毎に必要な補正を施して、正しい血糖値をもとめる。そのため、測定前に、製造ロット毎に指定された補正チップを測定器15の挿入口16に挿入することで、測定器15に、必要とする補正データの指定を行う必要がある。前記補正チップは、どの補正データを用いるかの情報を有し、挿入口16に挿入することで、測定器15は、必要な補正データを用意する。前記補正チップを挿入口16から抜き取り、バイオセンサ14を測定器15の挿入口16に挿入し、上述したように検体を測定する。測定器15は測定した前記電流値と前記補正データとから正しい血糖値をもとめ、該血糖値を表示部17に表示する。

30

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、測定のたびに前記補正チップを挿入することは、煩わしく、前記補正チップを挿入することを忘れていたり、また、間違っ、例えば尿素測定用の補正チップを挿入したり、血糖値測定用であっても出力特性の異なる補正チップを挿入したりした場合には、測定結果に誤りが生じてしまうという問題があった。

40

【0009】

本発明は上記問題に鑑みてなされたものであり、補正チップを挿入することなく、バイオセンサを挿入するだけで、測定器は製造ロット毎の補正データの判別が可能であるバイオセンサを提供することを目的とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、請求項1に記載のバイオセンサは、絶縁性基板の全面または一部上に形成された電気伝導性層を第1のスリットで分割し形成した複数の電極と、試料液と反応させる試薬からなる試薬層とを有し、前記試料液と前記試薬層との反応で生じる電気的変化を出力するバイオセンサであって、前記各電極は、前記電気的変化を出力する測定部と、バイオセンサの出力特性に応じた補正データの情報を有する補正部とを有し

50

ており、前記各電極において、前記測定部と補正部との間を分割する第2のスリットの有無によって、前記補正データの情報を測定器が判別可能であることを特徴とする。

【0012】

また、請求項2に記載のバイオセンサは、請求項1に記載のバイオセンサにおいて、前記試料液を前記電極に供給する検体供給路を形成する切欠部を有するスペーサと、該スペーサ上に配置された、前記検体供給路に通じる空気孔を有するカバーとを備えることを特徴とする。

【0013】

また、請求項3に記載のバイオセンサは、請求項1または2に記載のバイオセンサにおいて、前記電気伝導性層は前記絶縁性基板上にスパッタリング法によって形成されたものであることを特徴とする。

10

【0014】

また、請求項4に記載のバイオセンサは、請求項1ないし請求項3のいずれかに記載のバイオセンサにおいて、前記第1のスリットおよび第2のスリットは、前記電気伝導性層をレーザで加工することで形成されたものであることを特徴とする。

また、請求項5に記載の測定方法は、請求項1ないし4のいずれかに記載のバイオセンサを用いた測定方法であって、バイオセンサが測定器に挿入されたときに、各電極における、測定部と補正部との間の導通の有無を検知する工程と、前記導通の有無に応じて、前記測定器により、出力特性に応じた補正データの情報を判別する工程と、前記測定器により、試料液と前記試薬層との反応で生じる電気的变化を、前記測定部を通して電流値として検出する工程と、前記出力特性に応じた補正データと、電流値とから、補正された測定値を出力する工程と、を有することを特徴とする。

20

【0015】

【発明の実施の形態】

実施の形態1.

本実施の形態1によるバイオセンサについて図を用いて説明する。

【0016】

図1は、本実施の形態1によるバイオセンサの斜視図を作成工程順に示した図である。図2は、本実施の形態1によるバイオセンサの第2のスリットの形成例を示した平面図である。図3は、バイオセンサが測定器に挿入されている状態を示した図である。1はポリエチレンテレフタレート等からなる絶縁性の基板である。2は基板1の表面全面に形成された、例えば金やパラジウム等の貴金属やカーボン等の電気伝導性物質からなる電気伝導性層である。3a、3b、3c、3dは電気伝導性層2に設けられた第1のスリットである。5、6および7は電気伝導性層2を第1のスリット3a、3b、3c、3dにより分割することにより形成された電極であり、それぞれ測定電極、対電極および検体が検体供給路内部に確実に吸引されたかを確認するための電極である検知電極である。4a、4bおよび4cはそれぞれ対電極6、検知電極7および測定電極5を分割する第2のスリットである。8は、測定電極5、対電極6、検知電極7を覆うスペーサである。9はスペーサ8の前縁部中央に設けられた検体供給路を形成する長方形の切欠部である。10は検体供給路の入口である。11は測定電極5、対電極6、および検知電極7に酵素を含有する試薬を滴下によって塗布することで形成された試薬層である。12はスペーサ8を覆うカバーである。13はカバー12の中央部に設けられた空気孔である。26、27および25は、それぞれの電極である測定電極5、対電極6および検知電極7の終端部に設けられた補正部である。35、36および37はそれぞれ測定電極5、対電極6および検知電極7のカバー12から露出した部分のカバー12の周辺部にある測定部である。14はバイオセンサである。15はバイオセンサ14を装着する測定器である。16はバイオセンサ14を挿入するための測定器15の挿入口である。17は測定結果を表示する測定器15の表示部である。

30

40

【0017】

図1(a)に示すように、基板1の全面に薄膜を形成する方法であるスパッタリング法に

50

よって、金やパラジウム等の貴金属薄膜の電気伝導性層 2 を形成する。なお、電気伝導性層 2 は基板 1 の表面全面でなく、電極を形成するのに必要な部分にのみ形成してもよい。

【 0 0 1 8 】

次に図 1 (b) に示すように、電気伝導性層 2 にレーザを用いて第 1 のスリット 3 a、3 b、3 c、3 d を形成し、電気伝導性層 2 を測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 に分割する。また、レーザを用いて、測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 の電極に第 2 のスリット 4 a、4 b および 4 c を形成する。ここで、第 2 のスリット 4 a、4 b および 4 c は、すべての電極である測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 を分割しているが、第 2 のスリット 4 a、4 b および 4 c の設け方は、例えば、図 2 に示すような 8 通りの組合せが考えられる。図 2 (a) は第 2 のスリットを設けない場合であり、図 2 (b) は、対電極 6 にのみ第 2 のスリット 4 a を設けた場合であり、図 2 (c) は検知電極 7 にのみ第 2 のスリット 4 b を設けた場合であり、図 2 (d) は測定電極 5 にのみ第 2 のスリット 4 c を設けた場合であり、図 2 (e) は対電極 6 および検知電極 7 に第 2 のスリット 4 a および 4 b を設けた場合であり、図 2 (f) は測定電極 5 および対電極 6 に第 2 のスリット 4 c および 4 a を設けた場合であり、図 2 (g) は測定電極 5 および検知電極 7 に第 2 のスリット 4 c および 4 b を設けた場合であり、図 2 (h) は測定電極 5、対電極 6、および検知電極 7 のすべての電極に第 2 のスリット 4 c、4 a および 4 b を設けた場合を示す図である。これらの第 2 のスリット 4 a、4 b および 4 c の組合せで、測定器 1 5 に製造ロット毎の出力特性の違いを補正するための補正データの情報を判別可能とする。例えば、図 2 (a) の第 2 のスリットを設けない場合は製造ロット番号 1 番の出力特性を持つバイオセンサとし、図 2 (b) の対電極 6 にのみ第 2 のスリット 4 a を設けた場合は製造ロット番号 2 番の出力特性を持つバイオセンサとする。

【 0 0 1 9 】

なお、第 1 のスリット 3 a、3 b、3 c、3 d および第 2 のスリット 4 a、4 b、4 c を有する電気伝導性層 2 を形成するために必要なパターンが予め配置された印刷版やマスクング版などを用いたスクリーン印刷法やスパッタリング法などで、基板 1 上に電極や第 1 のスリット 3 a、3 b、3 c、3 d および第 2 のスリット 4 a、4 b、4 c を形成してもよい。

【 0 0 2 0 】

なお、第 1 のスリット 3 a、3 b、3 c、3 d および第 2 のスリット 4 a、4 b、4 c を電気伝導性層 2 に設ける方法として、鋭利な先端を有する治具等により、電気伝導性層 2 の一部分を削ってもよい。

【 0 0 2 1 】

また、第 2 のスリット 4 a、4 b、4 c は、バイオセンサ 1 4 が完成した後に、その出力特性を調べてから形成しても良く、そうすることで、製造ロット毎の選別が確実に出来る。

【 0 0 2 2 】

次に、図 1 (c) に示すように測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 に、血糖値センサの場合は、酵素であるグルコースオキシターゼと電子受容体としてフェリシアン化カリウム等からなる試薬を滴下により塗布する。

【 0 0 2 3 】

次に、測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 の電極の上に検体供給路を形成するための切欠部 9 を有するスペーサ 8 を設置する。

【 0 0 2 4 】

次に、スペーサ 8 の上にカバー 1 2 を設置する。ここで、スペーサ 8 の切欠部 9 の一端は、カバー 1 2 に設けられた空気孔 1 3 に通じている。

なお、測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 の電極上にスペーサ 8 を形成した後に、測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 の切欠部 9 から露出している部分に試薬を滴下することにより試薬層 1 1 を形成してもよい。

【 0 0 2 5 】

バイオセンサで検体を測定する場合は、まず、バイオセンサ 14 を図 3 に示すように測定器 15 の挿入口 16 に挿入する。検体である試料液として血液を検体供給路の入口 10 に供給すると、空気孔 13 によって毛細管現象で一定量の検体が検体供給路内部に吸引され、対電極 6、測定電極 5、検知電極 7 上に達する。電極上に形成されている試薬層 11 が、検体である血液で溶解し、試薬と検体中の特定成分との間に酸化還元反応が生じる。ここで検体供給路内部に正しく検体が満たされていれば、対電極 6 と検知電極 7 との間に電気的变化が生じる。これによって検知電極 7 まで検体が吸引されていることを確認する。なお、測定電極 5 と検知電極 7 との間にも電気的变化が生じるので、これによって検知電極 7 まで検体が吸引されていることを確認しても良い。検知電極 7 まで検体が吸引されてから、一定時間、検体と試薬との反応を促進させた後、測定電極 5 と、対電極 6 もしくは対電極 6 および検知電極 7 の両方に一定の電圧を印加する。血糖値センサなので、グルコース濃度に比例した電流が発生し、その値を測定器 15 は測定する。以上の測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 の各電極での電気的变化を測定器 15 は測定部 35、36 および 37 より感知する。

【0026】

また、測定器 15 は、バイオセンサ 14 の各電極である測定電極 5、対電極 6 および検知電極 7 が、第 2 のスリット 4c、4a および 4b で分割されているかどうかを調べる。例えば、測定部 35 と補正部 25 との間の電気的な導通を調べれば、第 2 のスリット 4c が形成されているのかがわかる。同様に測定部 36 と補正部 26 との間の電気的な導通を調べれば第 2 のスリット 4a が形成されているのかが、測定部 37 と補正部 27 との間の電気的な導通を調べれば第 2 のスリット 4b が形成されているのかがわかる。例えば、第 2 のスリットがどの電極にも形成されていない場合は、製造ロット番号 1 のバイオセンサである、図 2(a) に示す状態なので、測定器 15 は、予め記憶している製造ロット番号 1 の出力特性に対応する補正データと前記測定した電流値とから血糖値を求めて、該血糖値を表示部 17 に表示する。同様に対電極 6 にのみ第 2 のスリット 4a が形成されていれば、製造ロット番号 2 の出力特性に対応する補正データと前記測定した電流値とから血糖値をもとめて、該血糖値を表示部 17 に表示する。

【0027】

なお、本実施の形態 1 では、血糖値センサについて述べたが、試薬層 11 の成分および検体を変えることで、血糖値センサ以外のバイオセンサとして、例えば、尿素センサやラクトースセンサ等に使用できる。その場合にも、第 2 のスリットの位置によって尿素センサやラクトースセンサの出力特性に対応する補正データの情報を測定器が判別可能であるようにしておけば、測定器 15 は予め記憶している尿素センサやラクトースセンサの出力特性に対応する補正データと電流値とから測定値をもとめて表示部 17 に表示する。

【0028】

なお、本実施の形態 1 では電極が 3 つあるバイオセンサについて述べたが、電極の数はそれ以外の場合でもかまわない。また、第 2 のスリットは、一つの電極上に複数本設けてもよい。

【0029】

このように、本実施の形態 1 によるバイオセンサにおいて、それぞれの電極を分割する第 2 のスリットがどの電極上に形成されているかで、どの製造ロットのバイオセンサかを判別可能であることとしたので、測定器にバイオセンサを挿入することでどの補正データが必要なのかを測定器が判断できるので、操作者が補正チップ等を用いて補正データを入力する必要がなく、煩わしさがなくなり、操作ミスを防ぐことができるという効果を有する。また、試料液と反応させる試薬で形成された試薬層と、前記試料液を前記電極に供給する検体供給路を形成する切欠部を有するスペーサと、前記スペーサ上に配置された、前記検体供給路に通じる空気孔を有するカバーとを備えたので、前記試料液が容易に前記検体供給路に吸引されることが可能であるという効果を有する。また、電気伝導性層は絶縁体基板の全面にスパッタリング法によって形成され、第 1 のスリットで複数の電極に分割されることとしたので高精度の電極を作成でき、測定の精度が上がるという効果を有する。

また、第1のスリットおよび第2のスリットをレーザーで形成することとしたので、精度の高い加工ができ、各電極の面積を高精度に規定することができ、また、各電極の間隔を狭くできるのでバイオセンサの小型化を図ることができるという効果を有する。

【0030】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明の請求項1に記載のバイオセンサによれば、絶縁性基板の全面または一部上に形成された電気伝導性層を第1のスリットで分割し形成した複数の電極と、試料液と反応させる試薬からなる試薬層とを有し、前記試料液と前記試薬層との反応で生じる電気的変化を出力するバイオセンサであって、前記各電極は、前記電気的変化を出力する測定部と、バイオセンサの出力特性に応じた補正データの情報を有する補正部とを有しており、前記各電極において、前記測定部と補正部との間を分割する第2のスリットの有無によって、前記補正データの情報を測定器が判別可能であることとしたので、測定器にバイオセンサを挿入することでどの補正データが必要なのかを測定器が判断することができ、操作者が補正チップ等を用いて補正データの情報を入力する必要がなく、煩わしさがなくなり、操作ミスを防ぎ、正しい結果を得ることができるという効果を有する。

10

【0032】

また、本発明の請求項2に記載のバイオセンサによれば、請求項1に記載のバイオセンサにおいて、前記試料液を前記電極に供給する検体供給路を形成する切欠部を有するスペーサと、該スペーサ上に配置された、前記検体供給路に通じる空気孔を有するカバーとを備えることとしたので、試料液が容易に前記検体供給路に吸引されることが可能であるという効果を有する。

20

【0033】

また、本発明の請求項3に記載のバイオセンサによれば、請求項1または2に記載のバイオセンサにおいて、前記電気伝導性層は前記絶縁性基板上にスパッタリング法によって形成されたものであることとしたので、精度が高い薄膜が形成でき、高精度の電極を作成でき、測定の精度が上がるという効果を有する。

【0034】

また、本発明の請求項4に記載のバイオセンサによれば、請求項1ないし請求項3のいずれかに記載のバイオセンサにおいて、前記第1のスリットおよび第2のスリットは、前記電気伝導性層をレーザーで加工することで形成されたものであることとしたので、精度の高い加工ができ、各電極の面積を高精度に規定することができるという効果を有する。また、各電極の間隔を狭くできるのでバイオセンサの小型化を図ることができるという効果を有する。

30

【図面の簡単な説明】

【図1】本実施の形態1によるバイオセンサの斜視図を作成工程順に示した図である。

【図2】本実施の形態1によるバイオセンサの第2のスリットの形成例を示した平面図である。

【図3】バイオセンサが測定器に挿入されている状態を示した図である。

【図4】従来のバイオセンサの斜視図を作成工程順に示した図である。

40

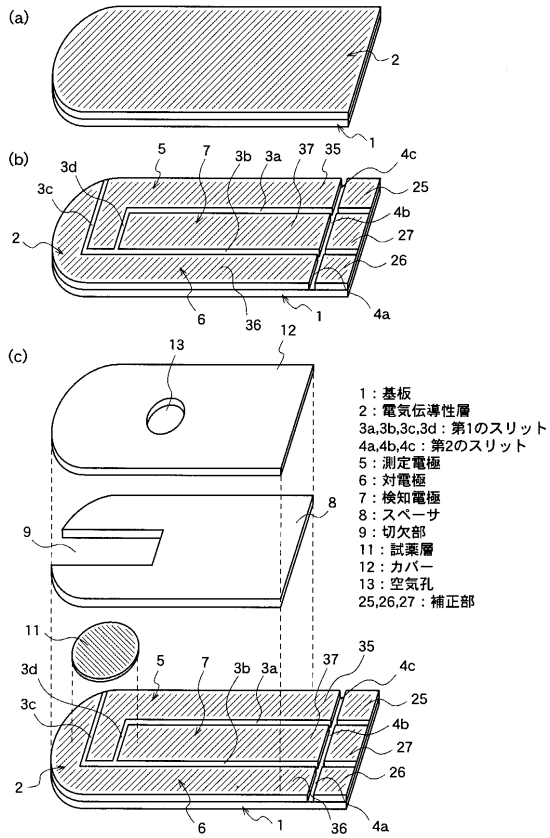
【符号の説明】

- 1 基板
- 2 電気伝導性層
- 3 a 第1のスリット
- 3 b 第1のスリット
- 3 c 第1のスリット
- 3 d 第1のスリット
- 4 a 第2のスリット
- 4 b 第2のスリット
- 4 c 第2のスリット

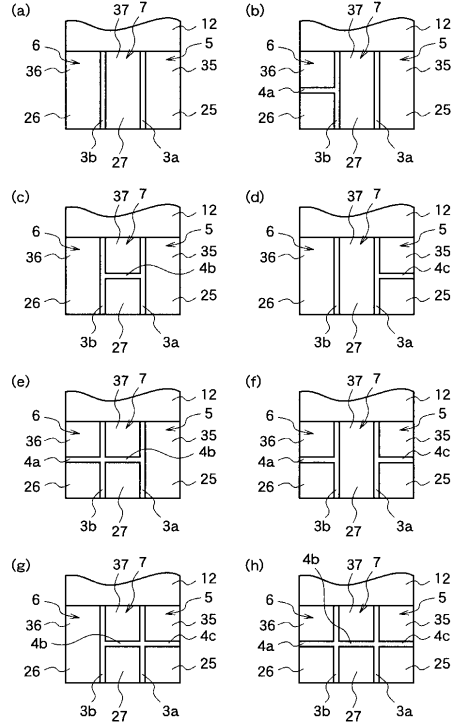
50

5	測定電極	
6	対電極	
7	検知電極	
8	スペーサ	
9	切欠部	
1 0	検体供給路の入り口	
1 1	試薬層	
1 2	カバー	
1 3	空気孔	
1 4	バイオセンサ	10
1 5	測定器	
1 6	バイオセンサ挿入口	
1 7	表示部	
2 5	補正部	
2 6	補正部	
2 7	補正部	
3 5	測定部	
3 6	測定部	
3 7	測定部	
1 0 1	基板	20
1 0 2	電気伝導性層	
1 0 3 a	スリット	
1 0 3 b	スリット	
1 0 3 c	スリット	
1 0 3 d	スリット	
1 0 5	測定電極	
1 0 6	対電極	
1 0 7	検知電極	
1 0 8	スペーサ	
1 0 9	切欠部	30
1 1 1	試薬層	
1 1 2	カバー	
1 1 3	空気孔	

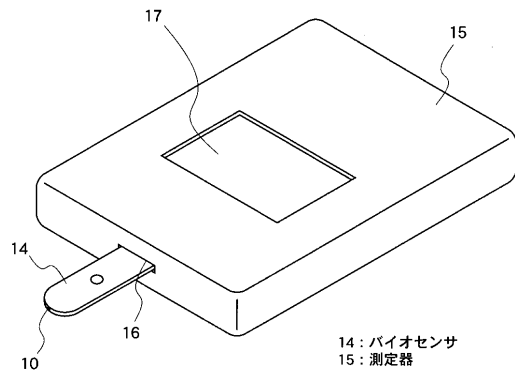
【図1】



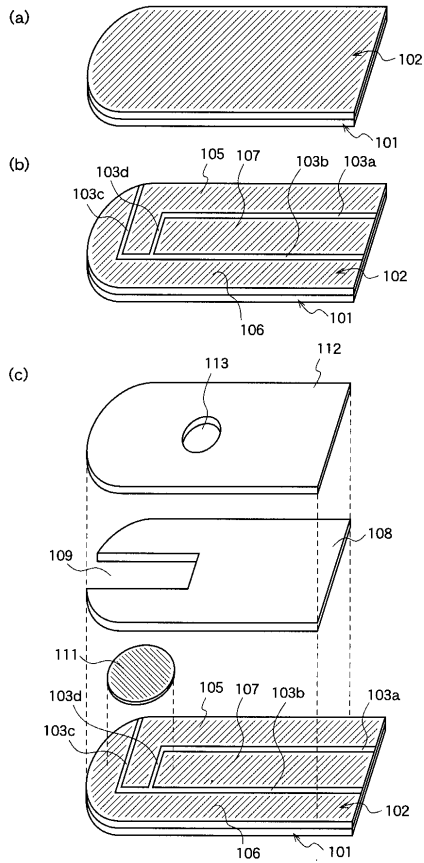
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

審査官 谷垣 圭二

- (56)参考文献 国際公開第99/005516(WO, A1)
特開平09-189675(JP, A)
特開平03-075552(JP, A)
特開2000-019147(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

G01N 27/26

G01N 27/327