(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 673 630**

(51) Int. CI.:

G01N 21/03 (2006.01)
B01L 3/00 (2006.01)
G01N 33/49 (2006.01)
G01N 21/64 (2006.01)
G01N 21/05 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(86) Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **25.04.2008 PCT/DK2008/000156**

(87) Fecha y número de publicación internacional: **06.11.2008 WO08131769**

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **25.04.2008 E 08734513 (8)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **04.04.2018 EP 2150804**

(54) Título: **Platina de sensor**

(30) Prioridad:

27.04.2007 EP 07388029

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
25.06.2018

(73) Titular/es:

RADIOMETER MEDICAL APS (100.0%)
Åkandevej 21
2700 Brønshøj, DK

(72) Inventor/es:

HANSEN, MICHAEL, SVENDSMARK

(74) Agente/Representante:

DEL VALLE VALIENTE, Sonia

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Platina de sensor

La invención se refiere a una platina de sensor que comprende un cuerpo en forma de placa que comprende un material de cuerpo y que tiene dos superficies sustancialmente paralelas entre sí, y al menos un sensor óptico y al menos un sensor no óptico, en la que los sensores están colocados en la misma superficie del cuerpo. En este contexto el término platina de sensor indica una platina de material sólido que lleva dos o más sensores sobre al menos una superficie de la platina. Los sensores ópticos se utilizan ampliamente en los dispositivos analíticos para analizar muestras en diversos campos técnicos, por ejemplo para evaluar la calidad de productos alimenticios y para beber o productos industriales.

La determinación óptica *in vitro* de parámetros en una muestra de sangre se realiza normalmente por medio de analizadores de gases sanguíneos como, por ejemplo, los analizadores de gases sanguíneos producidos y comercializados por Radiometer Medical ApS, Copenhague, Dinamarca, con el nombre ABL800 FLEX. En estos analizadores los sensores ópticos están instalados normalmente como unidades fotométricas independientes y requieren espacio y, además, hacen que la ruta de análisis sea más larga, lo que de nuevo puede requerir muestras más grandes. Por la tendencia a minimizar la cantidad de sangre requerida para las mediciones, algo especialmente cierto en el caso de pacientes en estado crítico en los que pueden ser necesarias muchas muestras subsecuentes y neonatos en los que la cantidad de sangre disponible está muy limitada, se desea minimizar la ruta de análisis por ejemplo proporcionando el mayor número de sensores posible para analizar diferentes parámetros en el menor volumen posible. Además, en otras aplicaciones el requisito de un volumen de muestras mínimo puede ser relevante, por ejemplo cuando el espécimen del que se deriva la muestra es escaso o caro. Por consiguiente, sería una ventaja significativa que los sensores ópticos pudieran combinarse con otros sensores en una platina de sensor.

Las publicaciones EP0545284, US4557900, US6123820 y especialmente US4786474 representan el estado relevante de la técnica.

El objetivo de la presente invención es proporcionar un sensor según la reivindicación 1, platina de sensor que puede llevar todos los sensores necesarios para un análisis deseado y al mismo tiempo es muy compacta. La presente invención también proporciona una platina de sensor, que hace posible minimizar la ruta de análisis y obtener resultados fiables con una cantidad de muestra más pequeña. Además, la platina de sensor según la invención no requiere un sellado alrededor de la zona en la que se ubica el sensor óptico, lo que simplifica el proceso de fabricación, y reduce significativamente el riesgo de fuga.

La platina de sensor óptico según la invención comprende al menos un sensor óptico integrado y al integrar los sensores ópticos puede reducirse el espacio requerido para los sensores.

Por tanto, en la platina de sensor según la invención el cuerpo incluye una primera zona con un grosor D_1 del material de cuerpo y una segunda zona con un grosor D_2 del material de cuerpo, donde $D_1>D_2>0$, estando colocado el al menos un sensor óptico en la segunda zona.

El grosor D_2 de la segunda zona es un grosor que está reducido comparado con el grosor D_1 de la primera zona. Sin embargo, el grosor D_2 de la segunda zona es un grosor que proporciona una resistencia suficiente de la segunda zona, por ejemplo con respecto a llevar sensores u otro material. Preferiblemente la segunda zona sólo constituye una parte reducida de la platina de sensor y preferiblemente la segunda zona se sitúa alejada de los bordes de la platina de sensor. Esto garantizará que la platina de sensor como tal mantenga una resistencia suficiente durante su uso.

El que la platina de sensor sea a modo de placa significa que la platina de sensor tiene la forma de una lámina o placa delgada y preferiblemente una forma sustancialmente rectangular.

La invención se basa en el hallazgo inesperado de que es posible hacer que una platina de sensor opaca sea traslúcida en al menos una zona limitada reduciendo el grosor de la platina de sensor en esa zona hasta un grosor D_2 que es menor que el grosor general global D_1. Hasta el momento se había supuesto que la reducción del grosor hasta un grado que hace que una platina de sensor sea traslúcida afectaría negativamente a la resistencia de la platina de sensor.

A diferencia de la suposición mencionada anteriormente ahora resulta que es posible reducir el grosor de una platina de sensor en al menos una zona limitada hasta un grosor D_2, donde $D_1>D_2>0$, manteniendo al mismo tiempo sustancialmente la resistencia de la platina de sensor. El grosor de la platina de sensor se reduce hasta un grosor D_2 en la segunda zona y hasta un grado que hace que la platina de sensor sea suficientemente traslúcida para la radiación electromagnética a una longitud de onda deseada en esa zona.

Puede considerarse que la parte inferior en la segunda zona, es decir, el material restante, forma una zona traslúcida para un sistema de sensor óptico. Formar una zona traslúcida de este modo proporciona la ventaja de que

la envoltura alrededor de esta zona traslúcida es superflua porque no existe ningún paso que sea necesario envolver. De este modo se reduce significativamente el riesgo de fuga y contaminación.

Preferiblemente, el sensor óptico se comunica con un sistema de sensor óptico colocado en la segunda zona.

Preferiblemente el sistema de sensor óptico comprende un emisor para emitir un haz de radiación electromagnética. La radiación electromagnética emitida puede detectarse directa o indirectamente por un detector en el sistema de sensor óptico. Además, el detector puede detectar la radiación electromagnética reflejada o un cambio en la radiación electromagnética. En principio, la radiación electromagnética puede ser cualquier radiación electromagnética con cualquier longitud de onda, tal como luz ultravioleta, luz infrarroja, luz visible, rayos X, etc.

Evidentemente la platina de sensor puede comprender más de una segunda zona con un grosor D_2 para sensores ópticos si se desea. En principio el número puede ser ilimitado, en la práctica el número estará limitado a desde uno hasta aproximadamente doce o dos, tres, cuatro, cinco, seis, siete u ocho zonas con el grosor D_2. Las zonas con un grosor D_2 pueden producirse con medios convencionales, tales como corte, esmerilado, perforación o mediante tratamiento con láser o sónico, opcionalmente con un pulido final de la parte inferior. La platina de sensor también puede producirse adhiriendo diferentes capas entre sí en una estructura laminada, por ejemplo una primera capa traslúcida delgada laminada con una segunda capa más gruesa con un orificio pasante. La segunda zona con un grosor D_2 se formará entonces mediante la primera capa delgada en la posición del orificio pasante en la segunda capa

La segunda zona con un grosor D_2 tiene de manera adecuada una sección transversal circular, sin embargo, también son adecuadas otras secciones transversales como ovalada, cuadrada, rectangular etc.

También es concebible que en formas de realización alternativas la platina de sensor pueda comprender zonas con un grosor D_3, donde $D_1<D_3<0$, y D_3 es diferente de D_2. Pueden considerarse varias de estas zonas con diferentes grosores D_4, D_5, D_6, etc. Estas formas de realización pueden ser útiles por ejemplo cuando se utilizan diferentes sensores ópticos requiriendo cada uno un grosor diferente D_3, D_4 etc. de la platina.

Preferiblemente, la platina de sensor comprende una pluralidad de sensores no ópticos dispuestos sobre la primera superficie de la platina de sensor. La pluralidad de sensores no ópticos pueden comprender uno, dos, tres, cuatro, cinco, seis, siete o una pluralidad adicional de sensores no ópticos sobre la misma superficie. El término sensor no óptico tal como se utiliza en el presente documento es cualquier tipo de sensor que puede utilizarse para detectar y medir la cantidad de un parámetro deseado utilizando mediciones no ópticas. Un sensor no óptico comprende normalmente uno o varios electrodos en una cápsula cerrada por una o varias membranas. Los sensores no ópticos dispuestos sobre la misma superficie se aplican mediante la técnica de película gruesa. Los sensores no ópticos se seleccionan de entre sensores potenciométricos y sensores amperométricos.

Mediante esta configuración en la que se combinan sensores no ópticos y ópticos se consigue una unidad muy compacta en comparación con los analizadores tradicionales, en los que cada sensor constituye una unidad en sí mismo. Por tanto, se requiere menos espacio para los sensores y se requieren tamaños de muestra más pequeños.

Para servir como sustrato adecuado para la aplicación como película gruesa se prefiere que el material de cuerpo sea resistente al calor, preferiblemente resistente al calor a una temperatura por encima de 200ºC, más preferiblemente por encima de 400ºC, incluso más preferiblemente por encima de 600ºC. De manera adecuada el material de cuerpo es resistente al calor a una temperatura por encima de 800ºC o incluso por encima de 1000ºC. Aunque la platina de sensor pueda fabricarse de diversos materiales, tales como cerámica, vidrio, polímero, metal o combinaciones de los mismos se prefiere que la platina de sensor esté fabricada de un material cerámico. El material cerámico puede seleccionarse de alúmina, óxido de aluminio, carburo de silicio, nitruro de boro, nitruro de silicio y materiales similares o mezclas de los mismos. Se sabe que estos materiales tienen unas propiedades y resistencia excelentes por ejemplo con respecto a llevar cables eléctricos, etc. Actualmente el material cerámico preferido es la alúmina, que proporciona un sustrato excelente para la aplicación como película gruesa.

El grosor D_1 está normalmente en el intervalo de 0,3 mm a 2,5 mm, preferiblemente en el intervalo de 0,5 mm a 1 mm.

Para obtener propiedades satisfactorias del sensor óptico en la platina de sensor según la invención el grosor D_2 es preferiblemente menor de aproximadamente 0,5 mm. Además, para obtener propiedades incluso mejores se prefiere que el grosor D_2 esté dentro del intervalo de aproximadamente 0,05 mm a aproximadamente 0,5 mm.

Preferiblemente el grosor D_2 es lo suficientemente delgado como para impedir que una posible luminiscencia procedente del material de la platina de sensor interfiera con una medición óptica. Esto reducirá las fuentes de errores en el sistema óptico.

En una forma de realización preferida según la invención la platina de sensor está recubierta con una capa de un luminóforo que se solapa al menos parcialmente con la segunda zona con un grosor D_2. Preferiblemente, el

luminóforo se ha dispuesto directamente sobre la platina de sensor en la zona con un grosor D_2.

En una forma de realización preferida, el grosor D_2 de la platina de sensor es suficientemente pequeño para evitar o al menos impedir o reducir significativamente que una posible luminiscencia procedente del material de la platina de sensor interfiera con una medición de la luminiscencia procedente del luminóforo. De esta manera puede eliminarse una fuente adicional de error en la medición.

Preferiblemente, el sistema de sensor óptico comprende un detector para detectar la luminiscencia generada por el luminóforo. El emisor para aplicar radiación eléctrica puede ser por ejemplo un diodo emisor de luz o una lámpara. La fuente aplica preferiblemente radiación eléctrica con una longitud de onda en el intervalo de aproximadamente 519 nm. Los medios para detectar la luminiscencia generada por el luminóforo pueden ser por ejemplo de manera adecuada un detector óptico que puede detectar radiación dentro de la longitud de onda de por ejemplo aproximadamente 672 nm generada por el luminóforo. El material de luminóforo se aplica preferiblemente sobre la superficie de la platina de sensor que está en contacto con la muestra de modo que los constituyentes en la muestra puedan desactivar el material de luminóforo excitado, lo que acortará la duración del estado excitado.

Además, en una forma de realización preferida de la platina de sensor, el grosor D_2 es lo suficientemente delgado para permitir que una parte significativa de un haz de radiación electromagnética con una longitud de onda adaptada para excitar el luminóforo pase por la platina de sensor en la posición del grosor D_2.

En una forma de realización preferida adicional de la platina de sensor el sensor óptico está previsto para medir oxígeno y el luminóforo es preferiblemente del tipo cuya luminiscencia se desactiva con oxígeno. Cuando la platina de sensor por ejemplo está prevista para realizar mediciones en fluidos fisiológicos como sangre es deseable entre otros parámetros determinar el contenido de oxígeno en la sangre.

Durante algunos años se ha conocido el hecho de determinar el contenido de oxígeno molecular en una muestra utilizando procedimientos ópticos basados en la desactivación de la luminiscencia. En general, estos procedimientos comprenden medir la intensidad de luminiscencia y/o la duración de luminiscencia de un luminóforo adecuado, estando el luminóforo en contacto con una muestra que contiene oxígeno y estando expuesto a iluminación. La característica básica de la desactivación de la luminiscencia es la desactivación del estado electrónico excitado luminiscente del luminóforo que tiene lugar al colisionar con las moléculas de oxígeno. Como se reduce el número promedio de moléculas de luminóforo en el estado electrónico excitado por la interacción con las moléculas de oxígeno, se reducen la intensidad de luminiscencia y la duración del estado excitado del luminóforo. La magnitud de la reducción está relacionada con el número de moléculas de oxígeno en contacto con el luminóforo mediante la ecuación de Stern-Volmer

$$M^0/M=1+K_{sv}\,[O_2]$$

M^0 y M de la ecuación anterior indican la intensidad de luminiscencia o la duración del estado excitado del luminóforo en ausencia y presencia de oxígeno, respectivamente. $[O_2]$ indica las concentraciones de oxígeno molecular correspondientes al valor M medido. K_{sv} es la denominada constante de Stern-Volmer. Utilizando esta ecuación y correlacionándola con muestras de contenido de oxígeno conocido, es posible determinar el contenido en oxígeno de una muestra. La determinación fotométrica del contenido en oxígeno en sangre u otros medios mediante la denominada desactivación de la luminiscencia se conoce por ejemplo por el documento US 5.242.835 concedida a Jensen *et al*. que da a conocer un análisis fotométrico de oxígeno mediante un procedimiento *in vitro* para la determinación de oxígeno en muestras discretas y basándose en principios de manipulación de muestras sencillos.

El sensor óptico está adaptado para colocarse con la capa de luminóforo en contacto de fluido con una muestra de fluido con el fin de detectar una presión parcial de un constituyente presente en la muestra de fluido. Por tanto, se prefiere que la capa de luminóforo forme parte de la vía de análisis en contacto con la muestra que va a analizarse.

En la determinación de la concentración de oxígeno se desea que un material preferido para la capa de luminóforo comprenda porfirina de paladio, por ejemplo tetrafenilporfirina de paladio (II) (PdTPP) o (pentafluorofenil)-porfirina de paladio (II) (PdTFPP). Por consiguiente, en una forma de realización preferida el sensor óptico está adaptado para medir el contenido de oxígeno en una muestra.

Preferiblemente, un emisor para emitir un haz de radiación electromagnética con una longitud de onda adaptada para excitar el luminóforo está adaptado sobre la superficie de la platina de sensor que no lleva sensores en la segunda zona con un grosor D_2. En esta forma de realización, el emisor y el detector están adaptados en la misma superficie de la platina de sensor, facilitando así la conexión de la platina con los sensores ópticos.

Alternativamente, dos platinas de sensores opuestas pueden estar dispuestas con las primeras superficies dirigidas una a otra y las segundas zonas con un grosor D_2 dirigidas una a otra de modo que un haz electromagnético pueda pasar a través de las zonas con un grosor D_2 en ambas platinas de sensores.

En una configuración de este tipo, las platinas de sensores pueden funcionar como célula de medición óptica que también incluye uno o varios sensores electroquímicos. En la forma de realización una o ambas de las platinas de sensores pueden llevar uno o varios sensores electroquímicos. De esta manera uno o varios sensores ópticos y uno o varios sensores electroquímicos pueden estar presentes en un volumen mínimo y, por consiguiente, pueden medirse muestras más pequeñas mediante el sistema de sensor óptico.

La invención también se refiere al uso de una platina de sensor, en el que el al menos un sensor óptico interactúa con un sistema de detector óptico.

La platina de sensor es útil para medir una presión de oxígeno parcial en una muestra de fluido. En particular, el uso de la platina de sensor óptico para medir la presión de oxígeno parcial en una muestra de sangre es ventajoso. Por consiguiente, la platina de sensor óptico es adecuada para su uso en la determinación *in vitro* fotométrica del contenido de oxígeno en una muestra de sangre.

A continuación se explicará la invención en más detalle con referencia a los dibujos en los que:

la figura 1 muestra una platina de sensor según la invención,

la figura 2 muestra una platina de sensor según la invención,

la figura 3 muestra un corte a través de un sistema de sensor óptico aplicado con una platina de sensor según la invención,

la figura 4 muestra una forma de realización alternativa del sistema de sensor óptico, y

la figura 5 muestra una forma de realización alternativa adicional del sistema de sensor óptico.

En la figura 1 se observa una representación de una platina 1 de sensor para su uso según la invención. La platina 1 de sensor tiene una superficie 6 (dirigida hacia abajo y no visible en la figura) y una superficie 3. Las dos superficies 6 y 3 son sustancialmente paralelas y la distancia entre las mismas define un grosor global D_1 indicado con 5 de la platina 1 de sensor. En la superficie 3 la platina 1 de sensor tiene un rebaje 2 que está limitado hacia abajo por la parte 4 inferior. El grosor de la parte 4 inferior, que es el resultado de una reducción del grosor global D_1 de la platina de sensor en la ubicación del rebaje 2, se reduce hasta un grosor D_2 que hace que la parte 4 inferior sea suficientemente transparente para un haz electromagnético.

La figura 2 muestra la platina 1 de sensor vista hacia la superficie 6. La zona de la platina 1 de sensor con un grosor D_2 está recubierta con una capa de luminóforo 8. Se indican cinco elementos 7 de sensor electroquímico en la primera superficie 6 de la platina 1 de sensor.

La platina de sensor representada en la figura 1 y la figura 2 está fabricada de óxido de aluminio cerámico que proporciona una buena resistencia. La platina de sensor tiene las dimensiones: longitud aproximadamente 4,3 mm, anchura aproximadamente 8 mm, grosor D_1 aproximadamente 0,8 mm. El grosor D_2 es de aproximadamente 0,1 mm. El diámetro del rebaje 2 que constituye la parte de la platina 1 de sensor con grosor reducido D_2 es de aproximadamente 2,8 mm. El rebaje 2 se ha formado perforando la platina 1 de sensor desde la segunda superficie 3 hacia la primera superficie 6 con un elemento de perforación de diamante. Los elementos 7 de sensor se aplican mediante la técnica de la película gruesa.

La figura 3 muestra un corte a través de un sistema de sensor óptico con la platina 1 de sensor con rebaje 2 en la superficie 3 y la parte 4 inferior en el rebaje 2. En la zona de la parte 4 inferior sobre la superficie 6 se aplica una capa de luminóforo 8. Por encima de la parte 4 inferior se indica una fuente para radiación 9 electromagnética junto a un detector 10 para detectar la luminiscencia del luminóforo 8. El grosor D_1 indicado con 5 de la platina se muestra claramente. Además, la superficie 6 de la platina 1 de sensor comprende elementos 7 de sensor para la determinación de parámetros deseados. Los elementos 7 de sensor se aplican mediante la técnica de la película gruesa. La figura 3 también indica una platina 13 opuesta, que forma parte de un canal 14 que constituye una ruta de análisis. La platina 13 también comprende elementos 17 de sensor. La capa de luminóforo 8 y los elementos 7 y 17 de sensor de las dos platinas 1 y 13 están en contacto directo con una muestra que fluye en el canal 14.

La figura 4 muestra una forma de realización alternativa del sistema de sensor óptico. El sistema comprende dos platinas 1 y 1a opuestas según la invención, teniendo ambas un rebaje 2 y 2a con una parte 4 y 4a inferior con un grosor reducido D_2 cuando se compara con el grosor global D_1 indicado con 5 y 5a de las platinas 1 y 1a de sensores, respectivamente. Además, la platina 1 de sensor sobre la segunda superficie 6 está recubierta con un luminóforo 8 que cubre la zona 4 con un grosor D_2 y comprende elementos 7 de sensor.

Sobre la segunda superficie 3 de la platina 1 de sensor está adaptado un emisor 9 para radiación electromagnética. Sobre la segunda superficie 3a de la platina 1a de sensor está adaptado un detector 10.

La figura 5 muestra una forma de realización adicional del sistema de sensor óptico similar a la forma de realización de la figura 4 y con números de referencia que se refieren a las mismas partes del sistema de sensor óptico. El sistema de sensor óptico de la figura 4 se distingue del sistema de sensor óptico de la figura 5 en que las zonas con un grosor D_2 no están recubiertas con un luminóforo y el espacio 12 entre las dos platinas 1 y 1a de sensores funciona como célula de medición óptica. Por tanto, la radiación electromagnética emitida desde el emisor 9 colocado en la segunda superficie 3 de la platina 1 se hace pasar a través de la muestra en el espacio 12 y la radiación resultante se detecta por el detector 10 colocado en la segunda superficie 3a de la platina 1a. Además, en esta forma de realización la platina 1a de sensor comprende elementos 7a de sensor.

Evidentemente la platina de sensor forma parte de un dispositivo de análisis que comprende muchas otras partes, tales como dispositivos de análisis, bombas y elementos térmicos, etc., muy conocidos por el experto en la técnica, que también estará familiarizado con cómo combinar la platina de sensor con las demás partes.

REIVINDICACIONES

1. Platina (1) de sensor que comprende:

un cuerpo en forma de placa que comprende un material de cuerpo y que tiene dos superficies (3, 6) sustancialmente paralelas entre sí, y
al menos un sensor óptico y al menos un sensor (7, 17) no óptico, estando colocados los sensores (7, 17) en la misma superficie del cuerpo,
en la que el cuerpo incluye una primera zona con un grosor D_1 (5) del material de cuerpo y una segunda zona con un grosor D_2 del material de cuerpo, donde $D_1>D_2>0$, estando colocado el al menos un sensor óptico en la segunda zona, estando caracterizada la platina (1) de sensor porque el grosor D_2 de la segunda zona está reducido para hacer que la platina (1) de sensor sea traslúcida para la radiación electromagnética,
estando seleccionado el al menos un sensor (7, 17) no óptico de entre sensores potenciométricos y sensores amperométricos, y
estando fabricado el al menos un sensor (7, 17) no óptico mediante la técnica de la película gruesa.

2. Platina (1) de sensor según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que una pluralidad de sensores (7, 17) no ópticos están dispuestos en el cuerpo.

3. Platina (1) de sensor según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que el material de cuerpo es resistente al calor, preferiblemente resistente al calor a una temperatura por encima de 200ºC, más preferiblemente por encima de 400ºC, incluso más preferiblemente por encima de 600ºC.

4. Platina (1) de sensor según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que el cuerpo en forma de placa está fabricado de un material cerámico.

5. Platina (1) de sensor según la reivindicación 4, en la que el grosor D_1 (5) está en el intervalo de 0,8 a 2,5 mm.

6. Platina (1) de sensor según las reivindicaciones 3 ó 4, en la que el grosor D_2 es menor que 0,4 mm.

7. Platina (1) de sensor según cualquiera de las reivindicaciones 4 - 6, en la que el grosor D_2 está dentro del intervalo de 0,05 mm a 0,3 mm.

8. Platina (1) de sensor según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que el sensor óptico es un sensor de oxígeno.

9. Platina (1) de sensor según cualquiera de las reivindicaciones anteriores, en la que el al menos un sensor óptico comprende una capa de un luminóforo (8).

10. Platina (1) de sensor según la reivindicación 9, en la que la luminiscencia del luminóforo (8) se desactiva con oxígeno.

11. Platina (1) de sensor según la reivindicación 10, en la que la capa (8) de luminóforo comprende porfirina de paladio.

12. Uso de una platina (1) de sensor según cualquiera de las reivindicaciones 1 - 11, en el que el al menos un sensor óptico interactúa con un sistema (9, 10) de detector óptico.

Fig. 1

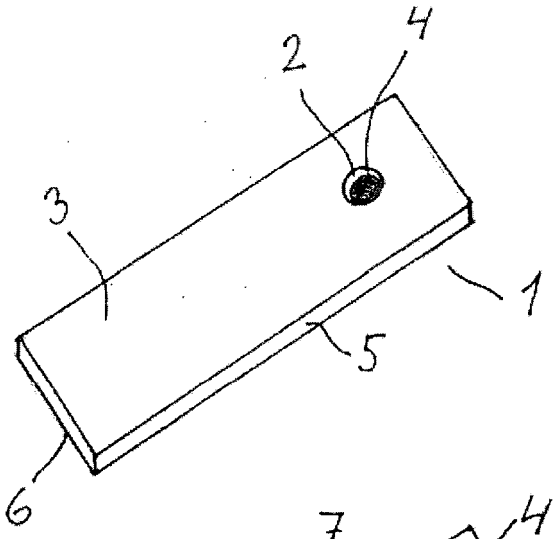

Fig. 2

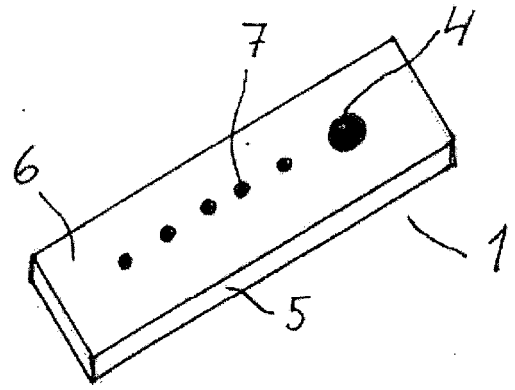

Fig. 3

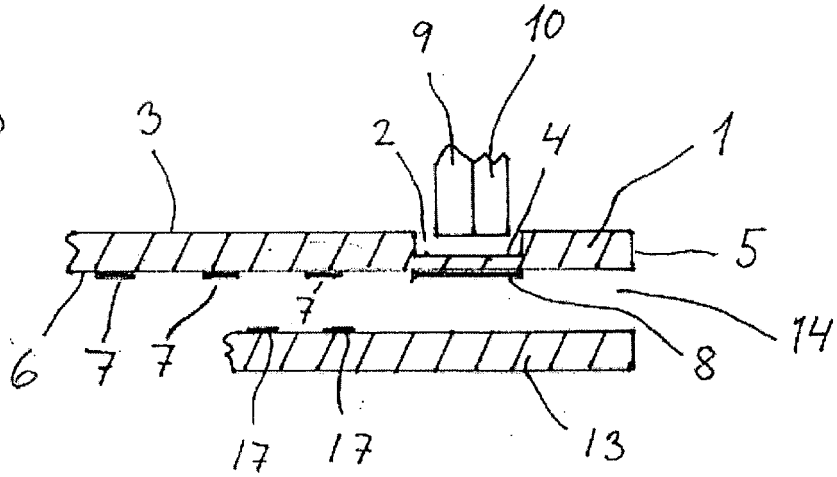

Fig. 4

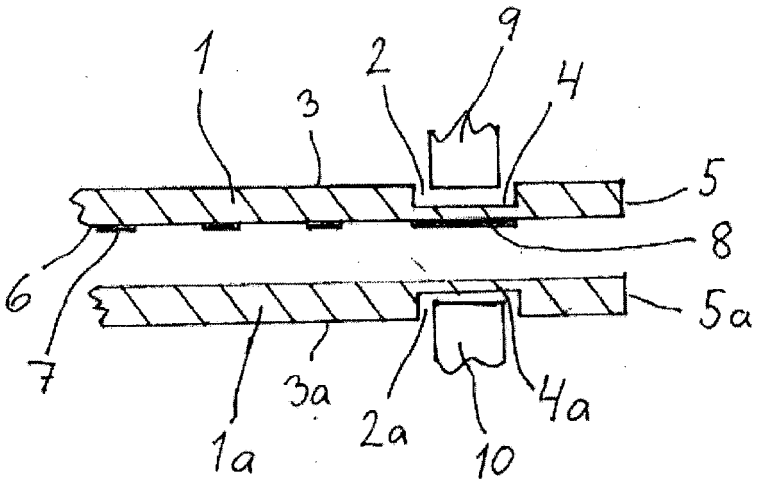
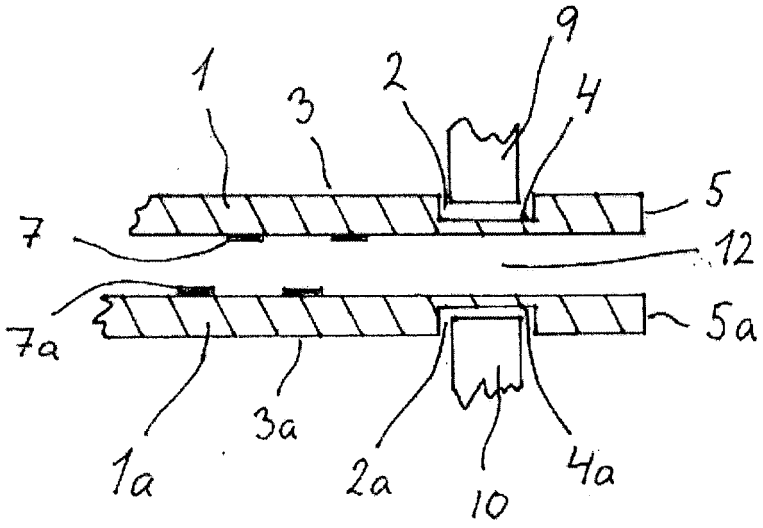
Fig. 5