



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 330 196**

51 Int. Cl.:

A61B 5/00 (2006.01)

G01J 3/10 (2006.01)

G01N 21/31 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **02012382 .4**

96 Fecha de presentación : **04.06.1996**

97 Número de publicación de la solicitud: **1238627**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **11.09.2002**

54 Título: **Sensor médico y sistema de información.**

30 Prioridad: **07.06.1995 US 478493**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
07.12.2009

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
07.12.2009

73 Titular/es: **Masimo Corporation**
40 Parker
Irvine, California 92618, US

72 Inventor/es: **Diab, Mohammed K.;**
Kiani-Azarbayjany, Esmail;
Ragsdale, Charles Robert y
Lepper, James M., Jr.

74 Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 330 196 T3

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

Sensor médico y sistema de información.

5 Antecedentes de la invención

Ámbito de la invención

10 La presente invención se refiere en general a calibración más efectiva y uso de diodos emisores de luz. Más particularmente, la presente intención se refiere a una sonda médica para monitorización no invasiva de un constituyente en la sangre.

Descripción de la técnica relacionada

15 Los diodos emisores de luz (LEDs) se usan en muchas aplicaciones. En determinadas aplicaciones, se requiere el conocimiento de la longitud de onda particular de funcionamiento del LED para obtener mediciones precisas. Una de dichas aplicaciones es la oximetría no invasiva usada convencionalmente para monitorizar la saturación de oxígeno arterial.

20 En procedimientos convencionales de oximetría para determinar la saturación de oxígeno arterial, se transmite energía luminosa desde LEDs, teniendo cada uno una longitud de onda respectiva, a través de tejido humano que llevar sangre. Generalmente, los LEDs son parte de un sensor unido a un sistema de oxímetro. En el uso común, el sensor está unido a un dedo o a un lóbulo de oreja. La energía luminosa, que es atenuada por la sangre, es detectada con un fotodetector y analizada para determinar la saturación de oxígeno. Constituyentes y características adicionales de la sangre, tales como la saturación de carboxihemoglobina y la disgregación pueden ser monitorizadas utilizando LEDs adicionales con longitudes de onda adicionales.

30 La patente de EEUU un número 4.653.898 para New, Jr., y otros, describe un oxímetro de impulsos que utiliza dos LEDs para proporcionar energía luminosa incidente de dos longitudes de onda diferentes, pero seleccionadas cuidadosamente.

35 En oxímetros convencionales, la longitud de onda de cada LED en un sensor debe ser conocida con precisión para calcular con exactitud la saturación de oxígeno. Sin embargo, los sensores son desmontables del sistema de oxímetro para permitir la sustitución o desinfección.

40 Cuando un sensor es sustituido, los LEDs del nuevo sensor pueden tener una longitud de onda ligeramente diferente para la corriente de excitación predeterminada del LED debido a tolerancias de fabricación. En consecuencia, los oxímetros convencionales permiten indicar al oxímetro la longitud de onda particular de los LEDs para un sensor dado. En un sistema conocido, se usa una resistencia para codificar cada LEDs de transmisión. La resistencia es seleccionada para tener un valor indicativo de la longitud de onda del LED. El oxímetro lee el valor de resistencia en el sensor y utiliza el valor de la resistencia para determinar la longitud de onda real de los LEDs. Éste procedimiento de calibración se describe en la patente de EEUU número 4.621.643 cedida para Nellcor, Inc. Dicho sensor de la técnica anterior se representa en la Figura 1.

45

Sumario de la invención

50 La presente invención es especificada por las características que las reivindicaciones. En oxímetros convencionales que proporcionan una indicación de la longitud de onda de funcionamiento de cada LED para cada sensor, los sistemas de oxímetros están programados para realizar los cálculos deseados para varias longitudes de onda. Esto complica el diseño de los sistemas de oxímetro y, por tanto, añade gastos al sistema de oxímetro. En consecuencia, sería ventajoso proporcionar sensores que exhiban las mismas características de longitud de onda entre sensores.

55 Además, los sensores convencionales requieren un LED adicional para cada longitud de onda adicional deseada. Para sensores sustituibles, cada LED puede añadir un coste total adicional significativo debido al gran número de sensores que se usa en hospitales y similar. Por lo tanto, sería deseable proporcionar un sensor que proporcione más de una longitud de onda desde un solo LED.

60 Se ha observado que muchos LEDs exhiben una desviación de longitud de onda como respuesta a un cambio en la corriente de excitación, voltaje de excitación, temperatura u otros parámetros de ajuste tales como la luz dirigida sobre el LED. La presente invención implica un método mejorado y un aparato para calibrar LEDs utilizando esta desviación de longitud de onda. Además, la presente intención implica utilizar la desviación de longitud de onda para permitir que un solo LED proporcione más de una longitud de onda de funcionamiento. La adición de una longitud de onda proporciona la capacidad de monitorizar parámetros adicionales en un medio en prueba sin añadir un LED. En oximetría, esto permite la monitorización de constituyentes adicionales en la sangre sin añadir LEDs adicionales al sensor del oxímetro.

65

ES 2 330 196 T3

La presente invención implica también una aplicación de la desviación de longitud de onda en LEDs para obtener datos fisiológicos con relación a la saturación de oxígeno en la sangre sin saber la longitud de onda de funcionamiento precisa de un LED en el sensor.

5 Una red de transmisión de luz ajustada para transmitir energía luminosa a una longitud de onda preseleccionada tiene una fuente de corriente configurada para proporcionar una corriente de fuente preseleccionada con un diodo emisor de luz acoplado a la fuente de corriente. El diodo emisor de luz es del tipo que exhibe una desviación en la longitud de onda con una desviación en un parámetro de ajuste seleccionado. Ventajosamente, el parámetro de ajuste es la corriente de excitación o el voltaje de excitación. Una resistencia de sintonización con entada en paralelo con el diodo emisor de luz tiene un valor seleccionado para extrae al menos una primera parte de la corriente de fuente preseleccionada de forma que una segunda parte de la corriente de fuente preseleccionada pase a través del diodo emisor de luz. La segunda parte de la corriente preseleccionada de fuente está seleccionada para provocar que el diodo emisor de luz genere energía luminosa de una longitud de onda preseleccionada.

15 En la presente realización, la red de transmisión de luz ajustada también comprende un detector sensible a la energía luminosa desde el diodo emisor de luz para generar una señal de salida indicativa de la intensidad de la energía luminosa.

20 Para pre calibrar un sensor generador de luz, se determina un primer nivel de corriente que pasa a través de una fuente de luz según se requiera para hacer funcionar la fuente de luz en una longitud de onda preseleccionada. Después se define un segundo nivel de corriente. El segundo nivel de corriente es mayor que el primer nivel de corriente. El segundo nivel de corriente forma una corriente de excitación. Después se selecciona una resistencia que cuando está acoplada en paralelo con la fuente de luz forma una red de fuente de luz ajustada. La resistencia se selecciona de forma que cuando está conectada en paralelo con la fuente de luz, extrae una cantidad suficiente de corriente de excitación de manera que el primer nivel de corriente pasa a través de la fuente de luz.

30 Para proporcionar dos longitudes de onda desde un solo diodo emisor de luz, se selecciona un diodo emisor de luz del tipo que exhibe una desviación de longitud de onda con un cambio en la corriente de excitación a través del diodo emisor de luz para un intervalo de corrientes de excitación. Una fuente de energía eléctrica está acoplada al diodo emisor de luz para proporcionar las corrientes de excitación. El diodo emisor de luz es excitado con un primer nivel de corriente de excitación en el intervalo de corriente de excitación para provocar el diodo emisor de luz se vuelva activo y funcione en una primera longitud de onda como respuesta al primer nivel de las corrientes de excitación. El diodo emisor de luz es excitado entonces con un segundo nivel de corriente de excitación en el intervalo de corriente de excitación y diferente del primer nivel de corriente de excitación para provocar que el diodo emisor de luz se vuelva activo y funcione en una segunda longitud de onda como respuesta al segundo nivel de corriente de excitación.

40 En una realización en la que el diodo emisor de luz está configurado para transmitir energía luminosa a un medio en pruebas, mientras el diodo emisor de luz está funcionando en una primera longitud de onda, se transmite luz como una primera energía luminosa en la primera longitud de onda a través del medio en pruebas. La primera longitud de onda se elige para una primera característica determinada de atenuación de la energía luminosa cuando se propaga a través del medio en pruebas. La energía luminosa atenuada se mide desde el diodo emisor de luz con un fotodetector. Además, mientras el diodo emisor de luz está funcionando en la segunda longitud de onda, se transmite energía luminosa en la segunda longitud de onda a través del medio en pruebas. La segunda longitud de onda se elige para una segunda característica de atenuación predeterminada de la energía luminosa cuando se propaga a través del medio en pruebas. La energía luminosa atenuada se mide en la segunda longitud de onda desde el diodo emisor de luz.

50 En una realización ventajosa, el sensor es usado para determinar la saturación de oxígeno en la sangre, y el medio en pruebas comprende una parte del cuerpo humano que tiene flujo de sangre. En esta realización la fuente de energía está acoplada a un segundo diodo emisor de luz que funciona en una tercera longitud de onda distinta de las longitudes de onda primera y segunda. Además, el cambio de longitud de onda entre las longitudes de onda primera y segunda tiene un valor preseleccionado. La tercera energía luminosa transmitida en la tercera longitud de onda a través del medio en pruebas, y la tercera energía luminosa se mide después de la propagación a través del medio en pruebas. Basándose en las mediciones, se determina la saturación de oxígeno en la sangre.

55 En una realización, también se pueden determinar parámetros adicionales a la saturación de oxígeno relacionados con el medio en pruebas cuando la primera longitud de onda tiene un valor conocido, y el cambio en longitud de onda entre las longitudes de onda primera y segunda tiene un valor preseleccionado. En esta realización, el valor de la segunda longitud de onda está determinado, y se calcula otro parámetro con relación a la sangre. En una realización, el otro parámetro es la saturación de carboxihemoglobina. Alternativamente, otro parámetro es la dispersión. Incluso otro parámetro es la metahemoglobina.

65 Ventajosamente, el primer diodo emisor de luz está ajustado con una resistencia de sintonización de forma que el cambio en longitud de onda para un cambio creciente en la corriente se equilibre con un cambio preseleccionado de longitud de onda. Preferiblemente, el ajuste implica la colocación de la resistencia de sintonización en paralelo con el primer diodo emisor de luz, y seleccionar el valor de la resistencia de sintonización para provocar que el primer diodo emisor de luz primero exhiba el cambio preseleccionado para el cambio creciente en la corriente.

ES 2 330 196 T3

Un aspecto de la presente invención proporciona un sensor de oxímetro que tiene un primer dispositivo emisor de luz configurado para generar una luz con una primera longitud de onda conocida con una resistencia en paralelo con el primer dispositivo emisor de luz. Preferiblemente, el dispositivo emisor de luz comprende un diodo emisor de luz. En una realización, la resistencia comprende una resistencia de codificación que tiene un valor indicativo del primer valor de longitud de onda conocido. El valor de la resistencia de codificación es suficientemente grande de forma que la resistencia de codificación extrae con efectividad corriente insignificante durante el funcionamiento activo del primer dispositivo emisor de luz.

En otra realización, la resistencia comprende una resistencia de seguridad que tiene un valor indicativo de que el sensor del oxímetro es de un tipo predeterminado. Además, el valor de la resistencia de seguridad es suficientemente alto de forma que la resistencia de seguridad extrae con efectividad corriente insignificante durante el funcionamiento activo del primer dispositivo emisor de luz.

El diodo emisor de luz puede funcionar en una longitud de onda preseleccionada dentro de un intervalo de longitudes de onda. Un diodo emisor de luz es seleccionado de forma que exhibe una desviación de longitud de onda como respuesta a un cambio en la corriente de excitación dentro de un intervalo de corrientes de excitación y que excita al diodo emisor de luz con una primera corriente de excitación. La longitud de onda del diodo emisor de luz durante el funcionamiento en la primera corriente de excitación se mide y, si el diodo emisor de luz no está funcionando en la longitud de onda preseleccionada, la corriente de excitación es ajustada dentro del intervalo de corriente de excitación hasta una segunda corriente de excitación de forma que el diodo emisor de luz funcione en la longitud de onda preseleccionada.

En una realización, el sensor está configurado para transmitir y detectar luz. El sensor tiene al menos un elemento emisor de luz, teniendo el elemento emisor de luz una emisión con una longitud de onda de transmisión centroide. El sensor tiene además fotodetectores primero y segundo, la emisión del elemento emisor de luz está dentro de la respuesta de los fotodetectores primero y segundo. Un miembro que dirige la luz está configurado para dirigir la luz desde el al menos un elemento emisor de luz a los fotodetectores primero y segundo. Un filtro situado entre el segundo fotodetector y el al menos un elemento emisor de luz tiene una banda de transición seleccionada para abarcar la longitud de onda de transmisión centroide.

En una realización, el sensor comprende un sensor de oxímetro y el al menos un elemento emisor de luz comprende diodos emisores de luz primero y segundo. Ventajosamente, el primer diodo emisor de luz tiene una longitud de onda centroide en el intervalo rojo y el segundo diodo emisor de luz tiene una longitud de onda centroide en el intervalo infrarrojo. Ventajosamente, el filtro tiene una banda de transición que abarca la longitud de onda centroide del primer diodo emisor de luz.

En una realización ventajosa, el miembro de direccionamiento de luz comprende una esfera óptica de integración que tiene los fotodetectores primero y segundo situados alrededor de la esfera para recibir partes substancialmente equivalentes de luz desde el al menos un elemento emisor de luz.

En otra realización, el miembro de direccionamiento de luz comprende un miembro divisor de rayo situado para dividir sustancialmente igual luz desde el al menos un miembro emisor de luz y para dirigir partes sustancialmente iguales de la luz a los fotodetectores primero y segundo.

45 **Breve descripción de los dibujos**

La Figura 1 representa una sonda de oxímetro calibrada de la técnica anterior;

La Figura 2 representa una gráfica representativa que ilustra la relación entre coeficientes de extinción de tres constituyentes de la sangre con respecto a las longitudes de onda de transmisión de la luz transmitida a través de la sangre;

Las Figuras 3A y 3B representan características ejemplares de LED;

La Figura 4A representa una representación de un sensor de oxímetro sintonizado.

La Figura 4B de representa un sistema de oxímetro con un dígito para la monitorización;

Las Figuras 5A y 5B representan un diagrama representativo de una realización de una resistencia para usar de acuerdo con la presente invención;

La Figura 6 representa el efecto promediado en la longitud de onda de dos LEDs simultáneamente activos con longitudes de onda de transmisión cercanas;

La Figura 7 representa una realización de un sensor de oxímetro;

Las Figuras 8 y 8A representan realizaciones ejemplares de sensores de oxímetro calibrados mejorados;

ES 2 330 196 T3

La Figura 9A y 9B representan sensores de realizaciones alternativas; relacionados para detectar la longitud de onda de diodos emisores de luz;

Las Figuras 10A, 10B, 10C y 10D representan gráficas relacionadas con el aspecto de detención de longitud de onda; y

Las Figuras 11 y 11A representan gráficas de curvas de respuesta de filtros para varios filtros de acuerdo con el aspecto de detección de longitud de onda;

Las Figuras 12 - 15 representan cuatro configuraciones distintas de sonda para usar con la presente invención.

Descripción detallada de la realización preferida

La presente invención tiene aplicación al uso de sondas médicas y LEDs en general. Sin embargo, se facilita el entendimiento con la siguiente descripción de la aplicación de los principios de la presente invención a la oximetría.

Las ventajas de técnicas no invasivas para monitorizar la saturación del oxígeno arterial (u otros constituyentes) de un paciente son bien conocidas. En oximetría, la luz con una longitud de onda conocida es transmitida a través de un medio (por ejemplo un dígito humano tal como un dedo) en pruebas. La energía luminosa es absorbida parcialmente y dispersada por los constituyentes que constituyen el medio cuando la luz se propaga a través del medio. La absorción y dispersión de la energía luminosa por cualquier constituyente dado depende de la longitud de onda de la luz que pasa a través del constituyente, además de varios otros parámetros. La absorción por un constituyente está caracterizada por lo que se conoce como coeficiente de extinción.

La Figura 2 representa una gráfica ejemplar 100 de la relación entre el coeficiente de extinción del tres posibles constituyentes de la sangre con respecto a la longitud de onda de la luz. Específicamente, una primera curva 102 ilustra la relación entre el coeficiente de extinción de oxihemoglobina (hemoglobina oxigenada) con respecto a la longitud de onda de transmisión; una segunda curva 104 ilustra a la relación entre el coeficiente de extinción de hemoglobina reducida con respecto a la longitud de onda de transmisión; y una tercera curva 106 ilustra la relación entre el coeficiente de extinción de carboxihemoglobina (hemoglobina que contiene monóxido de carbono) con respecto a la longitud de onda de transmisión. Esta relación se entiende bien en la técnica. Se requiere una longitud de onda para cada constituyente separado en el medio. Las longitudes de onda usadas para oximetría se eligen para maximizar la sensibilidad de la medición (por ejemplo, saturación de oxígeno, etc.). Estos principios se entienden bien en la técnica.

La amplitud de la energía incidente en un medio homogéneo que tiene al menos un constituyente en pruebas está relacionada aproximadamente con la amplitud de la energía transmitida a través del medio como sigue:

$$I = I_0 e^{-\sum_{i=1}^N d_i \varepsilon_i c_i} \quad (1)$$

donde I_0 es la energía incidente en el medio, I es la señal atenuada, d_i es el espesor del constituyente número i a través del cual pasa la energía luminosa, ε_i es el coeficiente de extinción (o absorción) del constituyente número i a través del cual pasa la energía luminosa (longitud del recorrido óptico del constituyente i), y c_i es la concentración del constituyente número i en el espesor d_i . Como se entiende bien en la técnica, esta relación básica se utiliza para obtener la saturación de oxígeno usando técnicas convencionales de oximetría.

Debe entenderse que la ecuación anterior está simplificada con fines de explicación. Otros factores tales como dispersión múltiple también contribuyen a la atenuación resultante de la energía luminosa. La dispersión múltiple se describe en un documento de Joseph M. Schmitt titulado, "Análisis Simple de Difusión de Fotones de los Efectos de la Dispersión Múltiple en Oximetría por Impulsos" (Simple Photon Diffusion Analysis of the Effects of Multiple Scattering on Pulse Oximetry), Transiciones IEEE en Ingeniería Biomédica (IEEE Transactions on Biomedical Engineering), vol. 38, n° 12, Diciembre de 1991.

Sin embargo, con una finalidad de descripción adicional, se utilizará la ecuación simplificada (1). En procedimientos basados en tecnología de oximetría, la precisión de la medición fisiológica se ve impactada por la precisión de la longitud de onda de los LEDs de transmisión ya que, como se representa en la Figura 2, el coeficiente de extinción es dependiente de la longitud de onda del LED de transmisión. Para obtener la saturación de oxígeno, se utilizan típicamente dos LEDs, uno en el intervalo de longitud de onda roja y otro en el intervalo de longitud de una infrarroja, para obtener la medición de saturación para un paciente. Además, como se expone en la ecuación (1), el coeficiente

de extinción es una variable crítica en la ecuación. En consecuencia, es importante que el oxímetro esté provisto con información como la longitud de onda específica de los LEDs de transmisión para el sensor. Sin embargo, la longitud de onda de diferentes LEDs, aunque estén fabricados para una longitud de onda específica, varía para la misma corriente de excitación de LED a LED debido a tolerancias de fabricación.

5

LEDs sintonizados en longitud de onda

Cada LED en un sensor puede estar sintonizado de forma que las longitudes de onda de funcionamiento para LEDs no varían significativamente de sensor a sensor. La sintonización se realiza utilizando la desviación de longitud de onda exhibida en muchos LEDs como respuesta a un cambio en la corriente de excitación. Las Figuras 3A y 3B ilustran este principio de cambio de longitud de onda en dos gráficas. La gráfica 110 de la Figura 3A representa (con una curva 112) la corriente en un eje vertical frente al voltaje en el eje horizontal para un LED típico. La gráfica 110 de la Figura 3A se entiende bien en la técnica. En la zona con referencia entre el eje indicado A y B, justo más allá del saliente de la curva 112, la longitud de onda de determinados LEDs se desvía de una forma sustancialmente lineal como respuesta a un cambio correspondiente en el voltaje o corriente de excitación. La cantidad de desviación de longitud de onda por cambio incremental en la corriente de excitación difiere típicamente para cada LED (diseñado para la misma longitud de onda), justo como la longitud de onda de funcionamiento para cada LEDs (diseñado para una longitud de onda específica) varía para la misma corriente de excitación de LED a LED.

20

La Figura 3B representa una gráfica 120 de ejemplo de la longitud de onda de un LED como respuesta a la corriente de excitación en la zona del saliente representado en la Figura 3A. Esta gráfica representa en una curva 122 una desviación de longitud de onda de ejemplo para un LED en el intervalo rojo como respuesta a cambios en la corriente de excitación. La pendiente de la curva 122 representada en la Figura 3B varía de LED a LED como lo hace el intervalo de longitud de onda. Sin embargo, para LEDs convencionales usados en oximetría de sangre, una desviación creciente en la corriente de excitación a través de los LEDs provoca algo de desviación creciente en la longitud de onda. Como esta relación es sustancialmente lineal en la zona justo más allá del saliente de la curva 112 representada en la Figura 3A, en una realización preferida, la desviación se obtiene en la zona más allá del saliente. La gráfica de la Figura 3B no pretende representar todos LEDs, sino meramente representar una posible desviación de longitud de onda correspondiente a un cambio particular en la corriente de excitación.

30

En consecuencia, una forma de obtener una longitud de onda seleccionada es excitar los LEDs con la corriente necesaria para obtener la longitud de onda. Sin embargo, dicha realización requeriría un diseño de oxímetro que varíe la corriente de excitación de LED para cada sensor.

35

En una realización ventajosa, para evitar la complejidad añadida del diseño del sistema de oxímetro, una resistencia está situada en paralelo con un LED para ajustar la corriente de excitación a través del LED hasta un nivel que dará lugar a una longitud de onda seleccionada. En dicha realización, el sistema de oxímetro está diseñado para funcionar en la longitud de onda seleccionada para cada LED en el sensor. Y, el oxímetro sólo necesita proporcionar una corriente de excitación fija. En consecuencia, en una realización, el diseño del oxímetro es más simple porque no necesita tener en cuenta variaciones de longitud de onda de sensor a sensor. El oxímetro puede ser diseñado simplemente para funcionar en las longitudes de onda seleccionadas y tener una corriente de excitación fija.

40

Cada sensor de LED manufacturado para el oxímetro es sintonizado, usando la desviación de longitud de onda, de tal forma que los LEDs en el sensor generan luz a unas longitudes de onda seleccionadas para el oxímetro. La Figura 4 representa una realización de un sensor sintonizado 150, conectado a un sistema 152 de oxímetro de ejemplo.

45

El sensor 150 está ilustrado con una primera fuente 160 de luz y una segunda fuente 170 de de luz, típicamente LEDs. Una primera resistencia 162 de sintonización conectada en paralelo con el primer LED 160 forma una primera red 164 de LED sintonizado. Similarmente, una segunda resistencia 172 de sintonización está conectada en paralelo con el segundo LED 170 para formar una segunda red 174 de LED sintonizado. El sensor 150 comprende además un fotodetector 180. Una fuente de energía en el sistema de oxímetro, tal como un excitador 182 de LED, está acoplada a las redes 164, 174 de LED sintonizado para proporcionar una corriente de excitación predeterminada en la entrada de las redes 164, 174 de LED sintonizado. Ventajosamente, el excitador 182 de LED proporciona corriente sólo a una de las redes 164, 174 de LED sintonizado en cualquier momento dado. El fotodetector 180 está acoplado para recibir y acondicionar al circuito 184 en el sistema 152 de oxímetro. En funcionamiento, el fotodetector recibe la energía luminosa atenuada y responde con una señal de salida que representa la intensidad de la energía luminosa alternativa. El sistema 152 de oxímetro comprende además un controlador 190 con recursos de soporte y una pantalla 192. El sistema de oxímetro recibe las señales obtenidas desde el sensor 150 y analizar las señales para determinar información con relación al medio por el que la energía luminosa ha sido transmitida. Debe entenderse que el sistema de oxímetro se representa de forma simplificada con fines de descripción. Los sistemas de oxímetro son bien conocidos en la técnica. Un sistema de oxímetro posible comprende el sistema de oxímetro descrito en la publicación internacional número WO 96/12435 publicada el 2 mayo 1996. Otros sistemas de oxímetro son bien conocidos y pueden ser diseñados para funcionar en las longitudes de onda seleccionadas.

65

Como se representa en la Figura 4B, para oximetría, un medio típico puede incluir un dedo 200 ó un lóbulo de oreja, como se conoce bien en la técnica. Medios tales como el dedo y el lóbulo de oreja comprenden típicamente varios constituyentes tales como piel, tejido, músculo, sangre arterial y sangre venosa (teniendo cada uno varios

ES 2 330 196 T3

constituyentes) y grasa. Cada constituyente absorbe y dispersa energía luminosa de una longitud de onda particular de forma diferente debido a diferentes coeficientes de extinción. En funcionamiento general, el primer LED 162 emite luz incidente como respuesta a la corriente de excitación desde el excitador 182 de LED. La luz se propaga a través del medio en pruebas. Cuando la luz transmitida se propaga a través del medio, es parcialmente absorbida por el medio.
5 La luz atenuada emergente desde el medio es recibida por fotodetector 180. El fotodetector 180 produce una señal eléctrica indicativa de la intensidad de la energía luminosa atenuada incidente en el fotodetector 180. Esta señal es proporcionada al sistema 152 de oxímetro, que analiza la señal para determinar las características de un constituyente seleccionado del medio a través del cual ha pasado la energía luminosa.

10 Ahora se explica la sintonización haciendo referencia al primer LED 160. La sintonización es aplicable también al segundo LED 172. Como se ha explicado antes, como respuesta a una corriente de excitación particular, LEDs diferentes responden con diferentes longitudes de onda, incluso aunque los LEDs fueran fabricados para generar la misma longitud de onda. La sintonización del primer LED 160 implica determinar la cantidad de corriente requerida para hacer funcionar el primer LED 160 con una longitud de onda seleccionada y ajustar la corriente a través del
15 primer LED 160 para obtener la longitud de onda seleccionada.

Por ejemplo, valores típicos de funcionamiento para LEDs de rojo usados en intervalo de oximetría entre 645 nm y 670 nm. Para una realización particular de un oxímetro, el oxímetro puede estar diseñado para funcionar con una longitud de onda seleccionada dentro de ese intervalo, ejemplo, 670 nm. Sin embargo, los LEDs manufacturados para producir la longitud de onda seleccionada de 670 nm implican tolerancias de fabricación típicamente en el
20 intervalo de ± 2 -10 nm para la misma corriente de excitación. Sin embargo, para un LED típico usado en oximetría, la corriente de excitación puede ser variada para obtener la longitud de onda de salida deseada para el LED. Por ejemplo, como se ilustra en la Figura 3B, el LED representado tiene una longitud de onda de funcionamiento de 660 nm para la corriente de excitación típica de 50 mA. Si la corriente de excitación es aumentada hasta aproximada-
25 mente 85 mA, la longitud de onda de funcionamiento se hace la longitud de onda seleccionada del presente ejemplo (670 nm). La presente invención toma ventaja de la desviación de longitud de onda observada en respuesta a un cambio de corriente de excitación para sintonizar cada LED para obtener la longitud de onda seleccionada, tal como 670 nm.

30 Con fines de explicación, el primer LED 160 está definido para exhibir la longitud de onda característica representada en la Figura 3B. Para sintonizar el primer LED 160, la corriente de excitación desde el enrutador 182 se asume que está ajustada previamente o fijada. En la presente realización, la corriente de excitación es preferiblemente algo mayor que la corriente de excitación necesaria para excitar el primer LED 160 (por ejemplo 100 mA o más). Esto es porque la primera resistencia 162 de ajuste lleva algo de la corriente de excitación fija desde el excitador 182 de LEDs.
35 La primera resistencia 162 de sintonización está seleccionada para extraer una cantidad apropiada de la corriente de excitación fija para ajustar la cantidad de corriente que fluye a través del primer LED para dar lugar a la longitud de onda de salida seleccionada. En el presente ejemplo, la resistencia es elegida para llevar aproximadamente 15 mA (de los 100 mA desde el excitador 182 de LED) para reducir la corriente a través del primer LED 160 hasta aproximadamente
40 85 mA para obtener la longitud de onda seleccionada de 670 nm. En consecuencia, cada LED puede ser excitado con la misma corriente de excitación fija desde el excitador 182 de LED, incluso la corriente a través de cualquier LED particular difiere de acuerdo con el valor de la resistencia de sintonización asociada. De esta manera, el excitador 182 de LEDs puede ser diseñado para proporcionar la misma corriente de excitación fija para cada sensor conectado al oxímetro. El sistema 152 de oxímetro está diseñado así para hacer sus cálculos basándose en la suposición de que las correspondientes longitudes de onda permanecen constantes de sensor a sensor.
45

Un método particular ventajoso para seleccionar la resistencia de sintonización implica el uso de una resistencia de sustrato semiconductor, tal como la resistencia 210 representada en la Figura 5A y 5B. La resistencia 200 representada en la Figura 5A comprende un sustrato 212 de semiconductor, una plaquita 214 de revestimiento resistivo y conductores 216, 218 de conexión. En una realización de un LED 220 que se puede sintonizar (por ejemplo, un LED que exhibe
50 desviación de longitud de onda con cambio de corriente de excitación) está conectado en paralelo con la resistencia 210 de sustrato semiconductor. La corriente de excitación fija (preestablecida) es aplicada entonces con una fuente 222 de corriente a la red formada por la resistencia 210 de sustrato y el LED 220 que se puede sintonizar. Se mide la longitud de onda de funcionamiento del LED 220 que se puede sintonizar. Preferiblemente, la resistencia de sustrato inicial tiene menos resistencia de la que sería necesaria para obtener la longitud de onda de salida deseada. Se usa un láser para trazar en la plástica resistiva 214, como se representa por la línea 224 en la Figura 5B. La línea trazada 224
55 retira de forma efectiva una parte de la plástica resistiva 214, y por tanto aumenta la resistencia de la plástica resistiva 214 restante, como se conoce bien en la técnica. Usando láser, el aumento de resistencia puede ser controlado con mucha precisión. La plaquita resistiva 214 puede ser recortada por láser hasta que la corriente a través del LED 220 que se puede sintonizar genere la longitud de onda de funcionamiento seleccionada. El par resultante resistencia/LED forma una red de LED sintonizado. Este método de ajuste es ventajoso debido a la precisión y el bajo costo resultante del LED sintonizado.
60

También se pueden usar otros métodos para seleccionar la primera resistencia 162 de sintonización, tal como calcular la desviación de longitud de onda para un cambio de corriente dado para el primer LED 160, y después seleccionar
65 la resistencia apropiada para provocar que fluya la cantidad correcta de corriente a través del LED para obtener la longitud de onda de funcionamiento seleccionada. Similarmente, se puede usar un potenciómetro. Preferiblemente, cada LED para cada sensor está sintonizado de una manera similar forma que la longitud de onda de funcionamiento es una longitud de onda de funcionamiento para el sensor. Por ejemplo, un oxímetro de dos longitudes de onda en fun-

ES 2 330 196 T3

cionamiento puede haber seleccionado longitudes de onda para los dos LEDs de 670 nm y 905 nm. Para cada sensor, un primer LED es sintonizado para la longitud de onda seleccionada de 670 nm, y un segundo LED está sintonizado para la longitud de onda seleccionada de 905 nm.

- 5 Con seguridad, la sintonización implica usar el principio de desviación de longitud de onda en un LED para sintonizar cada LED para obtener una longitud de onda de funcionamiento respectiva.

10 Debe entenderse que para algunos LEDs, la tolerancia de fabricación puede estar demasiado lejos de la longitud de onda seleccionada respectiva para permitir el uso de la desviación en longitud de onda para sintonizar apropiadamente el LED; o la desviación de longitud de onda puede ser insuficiente para obtener la longitud de onda seleccionada. En una realización, dichos LEDs no serían utilizados, y se considerarían fuera de tolerancia. Alternativamente, si la desviación de longitud de onda obtenible no es suficiente para permitir una sintonización apropiada, también es posible usar dos LEDs que tengan longitudes de onda muy cercanas entre sí y cerca de la longitud de onda seleccionada. Un LED tiene una longitud de onda por debajo de la longitud de onda seleccionada y un LED tiene una longitud de onda por encima de la longitud de onda seleccionada. Como ilustra la gráfica de la Figura 8, cuando dos LEDs están ambos activos y situados uno junto al otro, la luz desde los dos LEDs se combina para formar una longitud de onda combinada que es la longitud de onda promedio de los dos LEDs. La longitud de onda combinada tiene un intervalo de longitud de onda más amplio, pero tiene un promedio conocido. Preferiblemente, para una sintonización fina de la longitud de onda promedio, la desviación de longitud de onda de uno o ambos de dos LEDs puede ser utilizada usando resistencias de sintonización como se ha descrito antes de forma que la longitud de onda promedio es la longitud de onda seleccionada. En consecuencia, dos LEDs (preferiblemente sintonizados como un par) se pueden usar para obtener la longitud de onda seleccionada para el funcionamiento en un oxímetro dado.

25 Como otra alternativa, si no hay disponible suficiente desviación de longitud de onda para permitir la sintonización de todos LEDs a las longitudes de onda seleccionadas, se pueden usar una pocas longitudes de onda seleccionadas. Por ejemplo, para determinar la saturación de oxígeno, las longitudes de onda roja seleccionadas pueden ser 660 nm, 670 nm y 680 nm. Las longitudes de onda infrarroja seleccionadas pueden ser 900 nm, 920 nm y 940 nm, independientes de las longitudes de onda roja. Cada sensor se sintonizaría usando la resistencia de sintonización descrita antes de forma que los LEDs infrarrojo y rojo funcionen en una de las longitudes de onda infrarroja y roja seleccionadas, respectivamente. Entonces se proporcionaría un indicador en el sensor, o el conector unido al sensor, para permitir que el oxímetro determine cuál de las longitudes de ondas seleccionadas está presente en el sensor unido al oxímetro. Alternativamente se puede proporcionar un dispositivo de detección de longitud de onda con el oxímetro con el sistema de oxímetro para determinar cuál de las longitudes de onda seleccionadas está presente en un sensor unido al sistema de oxímetro. Aunque esta realización requiere algunos medios para que el oxímetro determine cuál de las longitudes de onda seleccionadas está presente en el sensor unido, las longitudes de ondas seleccionadas son precisas de sensor a sensor.

40 *LED de dos longitudes de onda*

En una realización se usa el principio de desviación de longitud de onda en un LED para un cambio dado en la corriente, para usar un solo LED para proporcionar dos longitudes de onda de funcionamiento. Esto es ventajoso al hacer mediciones fisiológicas, tales como mediciones de oximetría de sangre, ya que para cada longitud de onda adicional añadida, puede ser medida la saturación de un constituyente adicional en la sangre. Por ejemplo, con un oxímetro de dos longitudes de onda, sólo la relación de uno de los dos constituyentes respecto al total de dos constituyentes (por ejemplo saturación de oxígeno) puede ser monitorizada con precisión. Si la saturación de oxígeno es monitorizada con dos longitudes de onda, otros constituyentes que están significativamente presentes en la sangre afectan a la medición de la saturación de oxígeno.

50 Si un constituyente adicional presente en la sangre tiene un efecto significativo en la lectura de saturación de oxígeno para un paciente en particular, el fallo al detectar el constituyente puede ser perjudicial para el paciente. Un ejemplo de un constituyente que, cuando está presente en la sangre, impactará significativamente en la lectura de saturación de oxígeno proporcionada por un oxímetro de dos longitudes de onda es el monóxido de carbono. Esto es debido a la magnitud del coeficiente de extinción para la carboxihemoglobina (representada en la curva 106 de la figura 2) se aproxima al coeficiente de extinción de la oxihemoglobina (representada la curva 102 de la Figura 2) para energía luminosa en el intervalo de 660 nm. Por lo tanto, la carboxihemoglobina puede ser detectada como oxihemoglobina. Esto lleva a una indicación falsa de la saturación de oxígeno (es decir, sobre estimación) en la sangre usando un oxímetro de dos longitudes de onda. De esta manera, el físico que atiende puede fallar al detectar la falta de oxígeno y el aumento de monóxido de carbono en el paciente. Si se proporciona una longitud de onda de transmisión adicional en el sensor, el oxímetro puede monitorizar otro constituyente, tal como carboxihemoglobina.

65 El principio de desviación de longitud de onda en un LED se utiliza para excitar un LED con dos niveles de corriente de excitación apropiados para proporcionar dos longitudes de onda distintas. En su forma más simple, esto se consigue excitando primero un LED (que exhibe desviación de longitud de onda con el cambio de corriente de excitación) con una primera corriente de excitación conocida con una primera longitud de onda conocida y excitando después él mismo LED con la segunda corriente de excitación conocida a la segunda longitud de onda conocida.

ES 2 330 196 T3

La Figura 7 representa una realización ventajosa de un sensor 250 para mediciones de oximetría en la sangre acoplado a un sistema 252 de oxímetro. El sensor 250 comprende un primer LED 254 y un segundo LED 256. Para la oximetría en la sangre el primer LED 254 funciona preferiblemente en el intervalo de longitud de onda roja y el segundo LED 258 funciona preferiblemente en el intervalo de longitud de onda infrarroja. El sensor 250 comprende además un fotodetector 258. El fotodetector 258 está acoplado al circuito 262 de recepción y acondicionamiento. El sistema de oxímetro está bajo el control de un controlador 264 y tiene una pantalla 266. Como se entiende bien en la técnica, un excitador 260 de LEDs excita sucesivamente los LEDs 254, 256 con una corriente de excitación predeterminada. El fotodetector 258 detecta la energía luminosa, atenuada por el medio en pruebas. El oxímetro 252 recibe y analiza la señal desde el fotodetector 258 para determinar información relacionada con el medio a través del cual ha sido transmitida la energía luminosa. Como con la realización de la Figura 4, sistema 252 de oxímetro está representado de forma simplificada. Sistemas de oxímetro apropiados incluyen el sistema descrito en la publicación internacional número WO 96/12435, publicada el 12 mayo de 1996. En la técnica también existen otras pantallas bien conocidas. El sistema 252 de oxímetro está modificado de acuerdo con la presente invención para excitar el LED de desviación como se describe a continuación.

En el presente ejemplo para oximetría de sangre, el primer LED 254 es el LED de desviación y se usa para proporcionar dos longitudes de onda. Para proporcionar con precisión dos longitudes de onda, se utiliza el principio de desviación de longitud de onda. De acuerdo con una realización, se evalúan LEDs en el momento en que se fabrica un sensor y se proporciona un indicador en el sensor que puede ser leído por el sistema 252 de oxímetro para indicar el cambio de corriente de excitación necesario para efectuar una desviación deseada en la longitud de onda. Los indicadores pueden comprender una resistencia en el sensor o un conector en el sensor, una memoria en el sensor o el conector del sensor, o un dispositivo similar. Alternativamente, el indicador puede proporcionar una indicación al oxímetro de la cantidad de desviación de longitud de onda que se obtiene debido a un cambio de corriente de excitación preestablecida. Otra alternativa es proporcionar un detector 268 de longitud de onda para el oxímetro, que permita al sistema 252 de oxímetro detectar la longitud de onda de transmisión de un LED activo. Detectores de longitud de onda, tales como un monocrómetro, son bien conocidos en la técnica. Sin embargo, monocrómetros convencionales son caros y voluminosos. Esta descripción establece una solución más práctica para detectar longitud de onda más adelante. En esta realización, el excitador 260 de LEDs cambia la corriente de excitación hasta que se obtiene la longitud de onda deseada, utilizando el detector 268 de longitud de onda para monitorizar la longitud de onda.

En una realización preferida que permite un diseño de oxímetro más simple, para proporcionar con precisión dos longitudes de onda con un solo LED tal como el primer LED 254, una red 270 de una resistencia 272 de sintonización de pendiente y el primer LED 254 es ajustado en pendiente de forma que un cambio preseleccionado en la corriente excitación (ΔI) que entra en la primera red de pendiente ajustada, provoca una desviación preseleccionada en la longitud de onda ($\Delta \lambda$) en el primer LED 254. En otras palabras, como se describe en la Figura 3B, cada LED exhibe una pendiente inherente de la curva 122. Sin embargo, la pendiente de esta curva a menudo difiere de LED a LED, incluso para LEDs especificados para una longitud de onda particular. Para que un oxímetro sea diseñado para simplicidad al obtener una desviación de longitud de onda preseleccionada de forma repetida, es ventajoso tener la desviación ($\Delta \lambda$) de longitud de onda preseleccionada para cada primer LED en diferentes sensores correspondiente al mismo cambio (ΔI) de corriente de excitación preseleccionada. En consecuencia, es deseable que el primer LED (para el presente ejemplo) en diferentes ondas responda con el mismo cambio preseleccionado en longitud de onda para el mismo cambio en corriente de excitación proporcionada por el excitador 260 de LED. En otras palabras, es ventajoso que la pendiente de la curva 100 representada en la Figura 3B sea la misma para cada red de LED correspondiente, ya que no es típicamente la misma para cada LED individual. De esta manera, el oxímetro está diseñado para excitar los LEDs con dos niveles de corriente de excitación, en los que los dos niveles de corriente de excitación están preseleccionados y permanecen constantes de sensor a sensor.

Justo cuando la primera resistencia 162 de sintonización sintoniza el primer LED 160 a una longitud de onda seleccionada particular para una corriente de excitación seleccionada, una resistencia de sintonización dependiente, tal como la resistencia 272 de ajuste de pendiente, puede ser usada para alterar la pendiente de la curva 122 exhibida por la red de LED correspondiente particular (por ejemplo, la primera red 270 de LED con pendiente ajustada). En la mayoría de casos, la resistencia 272 de ajuste de pendiente, si se usa para alterar la pendiente, no puede ser usada también para sintonizar la longitud de onda precisa del primer LED 254. Sin embargo, pueden ser utilizados otros métodos y procedimientos para indicar al oxímetro que longitud de onda particular de funcionamiento del primer LED para una corriente de excitación dada. Por ejemplo, un indicador (tal como una resistencia o un dispositivo de memoria de bajo coste) puede ser proporcionado con el sensor 250 que puede ser leído por el oxímetro 252, dicho indicador proporciona la longitud de onda de funcionamiento inicial de la red 270 del LED con pendiente ajustada.

El ajuste de pendiente puede conseguirse de la misma manera que se ha descrito antes con respecto a la resistencia 210 de sustrato de semiconductor. Sin embargo, la resistencia de sustrato funciona como la resistencia de ajuste de pendiente en vez de una resistencia de sintonización de longitud de onda (es decir, la resistencia de sustrato es ajustada por provocar un cambio preseleccionado en la longitud de onda para un cambio preseleccionado en la corriente de excitación para la red de LED/resistencia). En otras palabras, para el primer LED 254, la resistencia 210 de sustrato representada en la Figura 5A y 5B está acoplada al primer LED 254 para formar la resistencia 272 de ajuste de pendiente. Se usa un láser para recortar la resistencia hasta que el cambio preseleccionado en la corriente de excitación para la red 270 da lugar al cambio preseleccionado en longitud de onda en el primer LED 254.

ES 2 330 196 T3

Debería observarse que si hay LEDs disponibles que exhiben la misma desviación de longitud de onda con respecto al mismo cambio en la corriente de excitación, la primera resistencia 272 de ajuste de pendiente es innecesaria.

Para determinar la saturación de oxígeno, el segundo LED 256 funciona a una longitud de onda de infrarrojos fija (por ejemplo, 805 nm). Preferiblemente, si los LEDs de infrarrojos exhiben tolerancias de fabricación, los LEDs de infrarrojos pueden ser sintonizados usando una resistencia 274 de sintonización, de la misma manera que la resistencia 162 de sintonización de la Figura 4, para funcionar a la longitud de onda de infrarrojos seleccionada. Con un segundo LED sintonizado 258 (infrarrojos) y un primer LED 254 con pendiente ajustada (configurado para proporcionar dos longitudes de onda), se pueden tomar mediciones en tres longitudes de onda usando el sensor 250.

En uso, el sensor 250 de la Figura 7 es excitado primero con una corriente de excitación inicial para provocar que el primer LED 254 genere energía luminosa de una primera longitud de onda (por ejemplo 660 nm). La señal atenuada a esta primera longitud de onda es detectada por el fotodetector 258 y recibida por el oxímetro 252. A continuación, el primer LED 254 de pendiente ajustada es excitado con una nueva corriente de excitación variada por el cambio preseleccionado en la corriente de excitación para provocar que la desviación de longitud de onda preseleccionada obtenga una segunda longitud de onda (por ejemplo 675). Siempre y cuando la longitud de onda inicial se proporcione al sistema 252 de oxímetro, y la pendiente (cambio en longitud de onda debido al cambio en corriente) de la primera red 270 de LED es ajustada apropiadamente para equipararse con la pendiente preseleccionada, la segunda longitud de onda también será una cantidad conocida. Se toma una tercera medición excitando el segundo LED 256 y recibiendo la señal atenuada con el fotodetector 258. Las mediciones son almacenadas en el sistema 252 de oxímetro. Basándose en las tres mediciones tomadas, puede ser determinada la saturación arterial de dos constituyentes de sangre (por ejemplo, oxihemoglobina y carboxihemoglobina), proporcionando así información más precisa con relación a la constitución fisiológica de la sangre de un paciente en pruebas.

En un sistema de oxímetro en el que se desea la monitorización del monóxido de carbono y oxígeno, la primera longitud de onda puede ser 660 nm., la segunda longitud de onda puede ser 675 nm. ó 680 nm. y la tercera longitud de onda será una longitud de onda de infrarrojos tal como 900 nm. ó 905 nm. Con estas tres longitudes de onda proporcionadas por dos LEDs, se puede determinar la saturación tanto de hemoglobina como carboxihemoglobina en la sangre. El uso de dos LEDs para realizar mediciones a tres longitudes de onda reduce el costo del sensor, lo que es particularmente ventajoso si el sensor es desechable o sustituible.

Además de los usos descritos antes, debería observarse el principio de desviación de longitud de onda descrito antes puede ser usado para obtener una longitud de onda adicional con un LED.

Mediciones sin información precisa de longitud de onda

Un aparato y método miden la saturación de un constituyente seleccionado en un medio en pruebas (por ejemplo, oxihemoglobina en la sangre) sin saber la longitud de onda operacional precisa de un LED. Si la desviación de longitud de onda para un LED es conocida para un cambio conocido en corriente de excitación, la longitud de onda de funcionamiento para el LED no es necesario que sea conocida si también hay disponible otra información, como se explicará más adelante.

Como se ha explicado antes, obtener una desviación de longitud de onda conocida para un cambio seleccionado en la corriente puede conseguirse ajustando LEDs actualmente existentes, de forma que los LEDs reaccionan a un cambio preseleccionado en la corriente de excitación (ΔI) con un cambio preseleccionado en longitud de onda ($\Delta \lambda$). Alternativamente, si hay disponibles LEDs que tienen un cambio que se puede repetir (de LED a LED) para un cambio seleccionado en la corriente, esos LEDs pueden ser usados sin ajuste. Un entendimiento de esto se explica con referencia a la determinación de saturación de oxígeno arterial usando dos oxímetros de dos longitudes de onda.

Como se ha explicado antes, la Figura 2 representa una gráfica que ilustra la relación entre el coeficiente de extinción típico para tres constituyentes de la sangre con respecto a la longitud de onda de transmisión de la luz transmitida a través de la sangre. Con la finalidad de determinar la saturación de oxígeno, la primera curva 102 y la segunda curva 104 son de interés.

Como se ilustra por la primera curva 102, el coeficiente de extinción de la oxihemoglobina para la luz transmitida entre aproximadamente 685 nm (indicado como λ_1 en la gráfica) y 890 nm (indicado como λ_2 en la gráfica) es sustancialmente constante (más claro cuando el eje Y de la Figura 2 no es un eje en escala logarítmica). Cuando la luz dentro de ese mismo intervalo (es decir λ_1 λ_2) es transmitida a través de hemoglobina reducida (la segunda curva 104), el coeficiente de extinción de la hemoglobina reducida exhibe una relación sustancialmente lineal como función de la longitud de onda de transmisión. Estas propiedades conocidas de constituyentes en la sangre se utilizan en el aparato y método de la presente intención para obtener información relacionada con la saturación de oxígeno (u otra saturación de constituyente) de la sangre sin conocer la longitud de onda particular de uno de los dos LEDs.

Asumiendo que la luz incidente está representada por la letra I_0 y la señal atenuada está representada por I , la señal atenuada está representada por la ecuación (1) anterior. En otras palabras, para el sensor 250 de LED de la Figura 7, la señal atenuada I es recibida por los fotosensores 258 y es una función de la transmisión ambiente, como se establece en la ecuación (1).

ES 2 330 196 T3

Cuando se transmite luz de longitud de onda λ a través de tejido con sangre que contiene dos formas de hemoglobina (oxihemoglobina y hemoglobina reducida), la ecuación (1) puede ser expandida para estos dos constituyentes de la sangre:

$$I = I_0 \left(e^{-\sum_{j=1}^n \varepsilon_j d_j c_j} \right) (e^{-d\varepsilon_{1\lambda} c_1}) (e^{-d\varepsilon_{2\lambda} c_2}) \quad (2)$$

En la que:

d es el espesor del medio.

$\varepsilon_{1\lambda}$ es el coeficiente de absorción de la hemoglobina reducida a longitud de onda λ ,

$\varepsilon_{2\lambda}$ es el coeficiente de absorción de oxihemoglobina a longitud de onda λ ,

c_1 es la concentración de hemoglobina reducida,

c_2 es la concentración de oxihemoglobina,

ε_j es el coeficiente de absorción de la capa j de material atenuante (que no incluye oxihemoglobina ni hemoglobina reducida),

d_j es el espesor de la capa j de material de atenuación (que no incluye oxihemoglobina y hemoglobina reducida)

c_j es la concentración de la capa j de material atenuante (que no incluye oxihemoglobina ni hemoglobina reducida).

La ecuación (2) se puede expresar adicionalmente como sigue:

$$S = \ln \left(\frac{I}{I_{BL}} \right) = -d(\varepsilon_{1\lambda} c_1 + \varepsilon_{2\lambda} c_2) \quad (3)$$

donde:

$$I_{BL} = I_0 \left(e^{-\sum \varepsilon_j d_j c_j} \right) = \text{línea - base}$$

s es un valor obtenido midiendo I con el fotodetector y calculando la relación de I con I_{BL} después de tomar el logaritmo natural.

Para determinar la saturación de oxígeno, en la que la luz es transmitida a una primera longitud de onda λ_1 de rojos, la ecuación (3) se expresa como sigue:

$$S_1 = \ln \left(\frac{I}{I_{BL}} \right) \Big|_{\lambda_1} = -d(\varepsilon_{1\lambda_1} c_1 + \varepsilon_{2\lambda_1} c_2) \quad (4)$$

ES 2 330 196 T3

Cuando la que la luz es transmitida en una longitud de onda λ_{IR} de infrarrojo, la ecuación (3) se expresa como sigue:

$$S_{IR} = \ln\left(\frac{I}{I_{BL}}\right) \Big|_{\lambda_{IR}} = -d(\epsilon_{1\lambda_{IR}} c_1 + \epsilon_{2\lambda_{IR}} c_2) \quad (5)$$

Cuando la longitud de onda λ_1 y la longitud de onda λ_{IR} son ambas conocidas, se puede determinar la saturación de oxígeno, como se sabe bien en la técnica. Ésto se ilustra brevemente con la derivación siguiente:

$$sea \quad N_1 = \frac{S_1}{d} \quad y \quad N_2 = \frac{S_{IR}}{d} \quad (6)$$

Las ecuaciones (4) y (5) se convierten en:

$$N_1 = C_2 \epsilon_{2\lambda_1} + C_1 \epsilon_{1\lambda_1} \quad (8)$$

$$N_2 = C_2 \epsilon_{2\lambda_{IR}} + C_1 \epsilon_{1\lambda_{IR}}$$

En notación matricial, las ecuaciones (7) y (8) se convierten:

$$A = \begin{pmatrix} \epsilon_{2\lambda_1} & \epsilon_{1\lambda_1} \\ \epsilon_{2\lambda_{IR}} & \epsilon_{1\lambda_{IR}} \end{pmatrix} \quad X = \begin{pmatrix} C_2 \\ C_1 \end{pmatrix} \quad B = \begin{pmatrix} N_1 \\ N_2 \end{pmatrix}$$

$$A \cdot X = B \Rightarrow \begin{pmatrix} \epsilon_{2\lambda_1} & \epsilon_{1\lambda_1} \\ \epsilon_{2\lambda_{IR}} & \epsilon_{1\lambda_{IR}} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} C_2 \\ C_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} N_1 \\ N_2 \end{pmatrix} \quad (9)$$

$$o: \begin{pmatrix} C_2 \\ C_1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \varepsilon_{2\lambda_1} & \varepsilon_{1\lambda_1} \\ \varepsilon_{2\lambda_{IR}} & \varepsilon_{1\lambda_{IR}} \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} N_1 \\ N_2 \end{pmatrix}$$

$$Por\ lo\ que: \begin{pmatrix} C_2 \\ C_1 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{(\varepsilon_{1\lambda_{IR}} N_1 - \varepsilon_{1\lambda_1} N_2)}{(\varepsilon_{2\lambda_1} \varepsilon_{1\lambda_{IR}} - \varepsilon_{1\lambda_1} \varepsilon_{2\lambda_{IR}})} \\ \frac{(-\varepsilon_{2\lambda_1} N_1 - \varepsilon_{2\lambda_1} N_2)}{(\varepsilon_{2\lambda_1} \varepsilon_{1\lambda_{IR}} - \varepsilon_{1\lambda_1} \varepsilon_{2\lambda_{IR}})} \end{bmatrix} \quad (10)$$

Como se entiende bien en la técnica, la saturación de oxígeno está definida por la relación siguiente:

$$oxígeno: SAT = \frac{C_2}{C_2 + C_1} \Rightarrow \frac{1}{SAT} = \frac{C_2 + C_1}{C_2}$$

$$o: \frac{1}{SAT} = 1 + \frac{C_1}{C_2} \quad (11)$$

$$Por\ lo\ que: \frac{C_1}{C_2} = \frac{\frac{(-\varepsilon_{2\lambda_1} N_1 + \varepsilon_{2\lambda_1} N_2)}{(\varepsilon_{2\lambda_1} \varepsilon_{1\lambda_{IR}} - \varepsilon_{1\lambda_1} \varepsilon_{2\lambda_{IR}})}}{\frac{(\varepsilon_{1\lambda_{IR}} N_1 - \varepsilon_{1\lambda_1} N_2)}{(\varepsilon_{2\lambda_1} \varepsilon_{1\lambda_{IR}} - \varepsilon_{1\lambda_1} \varepsilon_{2\lambda_{IR}})}}$$

$$sustituyendo: N_1 = \frac{S_1}{d} \quad y \quad N_2 = \frac{S_{IR}}{d}$$

y multiplicando el numerador y el denominador por -1:

$$y \text{ simplificando: } \frac{C_1}{C_2} = \varepsilon_{2\lambda_1} \frac{\left(\frac{S_1}{d} - \frac{S_{IR}}{d} \right)}{\left(-\varepsilon_{1\lambda_{IR}} \frac{S_1}{d} + \varepsilon_{1\lambda_1} \frac{S_{IR}}{d} \right)}$$

multiplicando numerador y denominador por d:

$$\frac{C_1}{C_2} = \varepsilon_{2\lambda_1} \frac{(S_1 - S_{IR})}{(-\varepsilon_{1\lambda_{IR}} S_1 + \varepsilon_{1\lambda_1} S_{IR})} \quad (12)$$

Sustituyendo la ecuación (12) dentro de la ecuación (11) anterior:

$$\frac{1}{SAT} = \varepsilon_{2\lambda_1} \frac{(S_1 - S_{IR})}{(-\varepsilon_{1\lambda_{IR}} S_1 + \varepsilon_{1\lambda_1} S_{IR})} + 1$$

$$simplificando: \frac{1}{SAT} = \frac{(\varepsilon_{2\lambda_1} S_1 - \varepsilon_{2\lambda_1} S_2 - \varepsilon_{1\lambda_{IR}} S_1 + \varepsilon_{1\lambda_1} S_2)}{-\varepsilon_{1\lambda_{IR}} S_1 + \varepsilon_{1\lambda_1} S_2}$$

y finalmente:

$$SAT = \frac{(\varepsilon_{1\lambda_{IR}} S_1 + \varepsilon_{1\lambda_1} S_2)}{(-\varepsilon_{2\lambda_1} S_1 + \varepsilon_{2\lambda_1} S_2 + \varepsilon_{1\lambda_{IR}} S_1 - \varepsilon_{1\lambda_1} S_2)} \quad (13)$$

cuando la longitud de onda λ_1 y λ_{IR} son ambas conocidas, los coeficientes de extinción $\varepsilon_{1\lambda_1}$, $\varepsilon_{2\lambda_1}$, $\varepsilon_{1\lambda_{IR}}$ y $\varepsilon_{2\lambda_{IR}}$, para los constituyentes correspondientes λ_1 y λ_{IR} también son conocidos. Como se ha explicado antes S_1 y S_{IR} se pueden obtener midiendo I e I_0 y tomando el logaritmo natural de esta relación en las diversas longitudes de onda durante el funcionamiento. En consecuencia, todas las variables de la ecuación de saturación son conocidas u obtenibles por medio de medición.

Sin embargo, si las longitudes de onda para los LEDs de transmisión no se conocen específicamente, los coeficientes de extinción ε no se conocerán. La saturación de oxígeno puede ser computada sin conocer la longitud de onda precisa de uno de los LEDs. Con fines de descripción en esta memoria, el LED en el intervalo de rojos es elegido con fines de ilustración. El LED de rojos puede ser ajustado para exhibir una desviación de longitud de onda preseleccionada, incluso aunque la longitud de onda precisa pueda no ser conocida. En consecuencia, el LED de rojo puede ser excitado con dos corrientes de excitación diferentes para obtener dos longitudes de onda diferentes, la desviación entre las que está preseleccionada y conocida. Sin embargo, como se ha explicado antes, la longitud de onda precisa puede ser desconocida sin ninguna indicación de al menos la longitud de onda de inicio. Siempre y cuando se conozca la desviación de longitud de onda preseleccionada, la longitud de onda inicial no es necesario que sea conocida.

En una aplicación en la que los coeficientes de extinción varían con respecto a desviaciones en longitudes de onda en el orden de 1-3 nm, sería posible determinar la longitud de onda sin información anterior con relación a la longitud de onda o a la desviación de longitud de onda. Esto se conseguiría calculando la medición deseada (por ejemplo, saturación de oxígeno) en varias (por ejemplo, dos o más) corrientes de excitación diferentes de LED y usando el cambio en la medición con relación a un grupo de datos generados empíricamente (es decir, curvas) de mediciones con respecto a longitudes de onda para determinar la longitud de onda del LED.

Si se utiliza la desviación de longitud de onda preseleccionada, el sistema de oxímetro puede hacer mediciones en tres longitudes de onda λ_1 , λ_2 y λ_{IR} . Por tanto, se obtiene una tercera ecuación además de las ecuaciones (3) y (4).

Cuando la luz es transmitida a una segunda longitud de onda roja λ_2 , la ecuación (3) se expresa como sigue:

$$S_2 = \ln\left(\frac{I}{I_{BL}}\right) \Big|_{\lambda_2} = -d(\varepsilon_{1\lambda_2} c_1 + \varepsilon_{2\lambda_2} c_2) \quad (14)$$

Como se representa en la Figura 2, en el intervalo de 650 nm-700 nm, el coeficiente de extinción no cambia significativamente. Más particularmente, en el intervalo de λ_1 , $\lambda_2 = 685$ nm, 690 nm,

$$\varepsilon_{2\lambda_2} \cong \varepsilon_{2\lambda_1} \quad (15)$$

Además de esto dentro del mismo intervalo,

$$\varepsilon_{1\lambda_2} = (\varepsilon_{1\lambda_1} - \Delta\varepsilon_1) \quad (16)$$

$\Delta\varepsilon_1$ es conocido para una desviación de longitud de onda conocida en el intervalo descrito, ya que el cambio en el coeficiente de extinción $\Delta\varepsilon_1$ es sustancialmente lineal.

Sustituyendo las ecuaciones (14) y (15) en la ecuación (4), (5) y (14) da lugar a las siguientes ecuaciones:

$$S_1 = -d(\varepsilon_{1\lambda_1} c_1 + \varepsilon_{2\lambda_2} c_2) \quad (17)$$

$$S_{IR} = -d(\varepsilon_{1\lambda_{IR}} c_1 + \varepsilon_{2\lambda_{IR}} c_2) \quad (18)$$

$$S_2 = -d \left((\varepsilon_{1\lambda_1} - \Delta\varepsilon_1) c_1 + \varepsilon_{2\lambda_2} c_2 \right) \quad (19)$$

5 como se ha explicado antes, s_1 , s_2 y s_{IR} se calculan midiendo I e I_{IR} . En consecuencia s_1 , s_2 y s_{IR} son valores conocidos. Los coeficientes de extinción ε_1 y ε_2 para el LED de longitud de onda de infrarrojos se asume que son conocidos ya que en la longitud de onda de infrarrojos de interés (por ejemplo, 850 nm-920 nm) y más particularmente 890 nm-910 nm), el coeficiente de extinción es sustancialmente constante para ambas curvas en 102 y 104. En otra realización, la precisión se mejoraría ligeramente sintonizando el LED. Los coeficientes de extinción para oxihemoglobina λ_1 y λ_2 se conocen también, siempre y cuando la longitud de onda esté en el intervalo en el que el coeficiente de extinción permanece constante. En el ejemplo actual, este intervalo está definido como 665 nm a 690 nm. Además de esto, como el cambio en el coeficiente de absorción ($\Delta\varepsilon_1$) para hemoglobina reducida es conocido para una desviación de longitud de onda conocida entre λ_1 , λ_2 igual 665 nm-690 nm, $\Delta\varepsilon_1$ también es una cantidad conocida ya que ε_1 es lineal con λ . El espesor total del medio, d, generalmente es desconocido para la mayoría de aplicaciones. Sin embargo, para la determinación de saturación de oxígeno, como se ha ilustrado antes, el espesor (d) se cancela ya que la saturación es una relación.

En consecuencia, para la determinación de la saturación de oxígeno, las ecuaciones (17), (18) y (19) proporcionan tres ecuaciones con tres incógnitas ($\varepsilon_{1\lambda_1}$, c_1 y c_2). Técnicas algebraicas que siguen estas ecuaciones (6) a (13) pueden ser aplicadas para resolver las tres ecuaciones para obtener la relación de saturación de oxígeno de $c_2/(c_1+c_2)$. En consecuencia, no es necesario conocer la longitud de onda de funcionamiento precisa del primer LED 254, siempre y cuando la longitud de onda de funcionamiento para el primer LED 254 esté en un intervalo conocido en el que un cambio preseleccionado en la corriente de excitación provoca un cambio preseleccionado en la longitud de onda, y en la que el coeficiente de extinción de un constituyente es constante y el coeficiente de extinción del segundo constituyente es sustancialmente lineal de forma que el cambio en el coeficiente de extinción para un cambio preseleccionado longitud de onda también se conoce.

En consecuencia, esto permite que el usuario obtenga datos fisiológicos sin saber la frecuencia de funcionamiento precisa de un LED.

Calibración mejorada del sensor de LED

Un aspecto de la presente invención implica una técnica de calibración mejorada para un sensor de oxímetro en el que se utiliza una resistencia para codificar el LED en vez de sintonizar el LED. Como se representa en la sonda de oxímetro calibrada de la técnica anterior de la Figura 1, una resistencia 300 de codificación utiliza un cable eléctrico de conexión separado y se conecta a un cable 304 de masa común. Con el uso siempre en aumento de sensores desechables o sustituibles, cualquier reducción en la complejidad de un sensor sustituible puede dar lugar a unos ahorros significativos de costes durante el tiempo. De acuerdo con la presente invención, las características de un LED como se representa en la Figura 3A pueden ser utilizadas para proporcionar una sonda de oxímetro calibrada o codificada con un coste más efectivo en la que la codificación o calibración se proporciona utilizando una resistencia de codificación.

De acuerdo con este aspecto de la presente invención, una de las conexiones eléctricas del LED puede ser usada también para la resistencia de codificación. La Figura 8 representa un diagrama esquemático de un sensor de oxímetro de ejemplo en el que una resistencia 332 de codificación puede ser leída usando una de las conexiones eléctricas del LED en vez de una conexión eléctrica separada. Un sensor 310 comprende un primer LED 312, un segundo LED 314 y un fotodetector 316. El primer LED 312 tiene una primera conexión eléctrica correspondiente 318; el segundo LED 314 tiene una segunda conexión eléctrica correspondiente 320; y el fotodetector 316 tiene una conexión eléctrica correspondiente 300. Cada uno de los LEDs 312, 314 y el fotodetector 316 están conectados en sus salidas a una conexión eléctrica común 330 de masa. En la presente realización, la resistencia 332 de codificación está acoplada en paralelo con el primer LED 312 ó el segundo LED 314. En esta realización, la resistencia 332 de codificación no está dispuesta para sintonizar el primer LED 212 ó para sintonizar la pendiente de la primera red de LED, sino que se proporciona como un indicador que puede ser leído por un sistema 340 de oxímetro unido. La resistencia puede ser usada para indicar la longitud de onda de funcionamiento del primer y segundo LEDs 312, 314 ó, más ventajosamente, para indicar el tipo de sonda. En otras palabras, el valor de la resistencia 332 de codificación puede ser seleccionado para indicar que la sonda es una sonda de adulto, una sonda pediátrica, una sonda neonatal, una sonda desechable o una sonda reutilizable. En una realización preferida, las resistencias de codificación pueden ser dispuestas a través de cada uno de los LEDs 312, 314 para permitir que información adicional sobre la sonda sea codificada si cables añadidos. Sin embargo, cualquier dispositivo de impedancia o resistencia podría ser usado sin ser usado en paralelo con los LEDs para codificar el cambio de longitud de onda u otra información para los LEDs.

Por ejemplo, la resistencia de codificación puede ser utilizada con fines de seguridad. En otras palabras, el valor de la resistencia de codificación y la colocación a través del LED 312 puede ser usada para asegurar que la sonda esté configurada apropiadamente para el oxímetro. Por ejemplo, la resistencia de codificación puede ser utilizada para indicar que la sonda es de un proveedor autorizado tal como una sonda estándar "Maximo", sonda "Monitorización de Paciente compañía 1", sonda de "Monitorización de Paciente compañía 2", etcétera.

ES 2 330 196 T3

Además, debe observarse que la resistencia no necesita ser un elemento pasivo. La información de codificación puede ser proporcionada también por medio de un circuito activo tal como una red de transistor, chip de memoria u otro dispositivo de identificación, por ejemplo semiconductor Dallas DS 1990 ó DS 2401 u otro chip de identificación automática.

5

Para leer la resistencia 332 de codificación, el sistema 340 de oxímetro excita la combinación primer LED 312/resistencia 332 de codificación en un primer nivel que es lo suficientemente bajo para que el LED extraiga con efectividad corriente insignificante debido a la relación exponencial entre I y V, como se ilustra en la gráfica de la Figura 3A. Como se entiende bien la técnica, el LED se vuelve activo en la zona del saliente, designada con el indicador de eje A. Por debajo del nivel de voltaje en A, el LED es efectivamente inactivo y extrae con efectividad insignificante corriente. En otras palabras, la corriente través del primer LED 312 es despreciable. Significativamente toda la corriente a través de la conexión primera eléctrica 318 fluye a través de la resistencia 332 de codificación.

15

La corriente que fluye a través de la resistencia de codificación para el voltaje aplicado es medida por el sistema de oxímetro midiendo la corriente a través de la primera conexión eléctrica 318. A su vez, el sistema 340 de oxímetro determina el valor de la resistencia 332 de codificación que está preseleccionada para indicar el tipo de sonda, la longitud de onda de funcionamiento u otros parámetros respecto a la sonda. En esencia, reduciendo el voltaje de excitación a través de la primera conexión eléctrica 318 y poniendo a tierra a un nivel bajo que no activa el primer LED 312, el primer LED 312 es retirado con efectividad del circuito eléctrico. En la presente realización, se ha encontrado que para LEDs convencionales en el intervalo de rojos e infrarrojos, 0,5 V es un voltaje particularmente ventajoso. A 0,5 V, la corriente a través del LED es generalmente menos de 1 μ A (una cantidad insignificante).

25

Preferiblemente, la resistencia 332 de codificación es elegida para ser un valor suficientemente alto que cuando el suministro de corriente a la primera conexión eléctrica 318 aumenta hasta un nivel suficiente para excitar el primer LED 312, la resistencia 332 de codificación es retirada con efectividad del primer circuito eléctrico debido a su alta resistencia comparada con la resistencia del primer LED 312 en corrientes de funcionamiento activo.

30

En consecuencia, una resistencia de codificación puede ser usada con relación a un sensor de LED de oxímetro sin la adición de un conector eléctrico exclusivo para la resistencia de codificación. Esto reduce el coste del sensor de acuerdo con la presente invención.

35

En una realización ventajosa, el oxímetro puede monitorizar la resistencia de codificación continuamente proporcionando una señal de lectura de resistencia de codificación de 0,5 V a una frecuencia diferente de la corriente de excitación del LED. Por ejemplo, si la corriente de excitación del LED se enciende y apaga a una frecuencia de 625 Hz, el voltaje de lectura de la resistencia de codificación de 0,5 V puede ser suministrado a una frecuencia mucho menor que 625 Hz, de forma que la señal de 625 Hz pueda ser filtrada con facilidad con un filtro de paso bajo con un corte significativamente por debajo de 625 Hz, pero con una banda de paso que permita que la señal de 0,5 V pase. Esto permitiría que el oxímetro supervisara continuamente la resistencia 332 de codificación en caso de un cambio en el sensor por el operador del sistema.

40

Esta realización particularmente ventajosa para usar de usar la resistencia 332 de codificación también puede ser utilizada con una configuración espalda con espalda convencional para los LEDs de infrarrojos y rojos, como es típico en oxímetros. Dicha configuración se representa en la Figura 8A. La Figura 8A es similar a la Figura 8, excepto porque el primer LED 312 y el segundo LED 314 están conectados en una configuración espalda con espalda de forma que se requiere la primera conexión eléctrica 318 y el voltaje puede ser alternado de positivo a negativo para extraer corriente a través de cualquiera de entre el segundo LED 314 o el primer LED 312. Esto elimina la necesidad de una conexión eléctrica a la sonda del oxímetro reduciendo por tanto adicionalmente el coste de la sonda. En la configuración espalda con espalda de la Figura 8A, si el segundo LED 314 es un red rojo con un codo de aproximadamente 2 V y que el segundo LED 312 es un red de LED infrarrojo (IR) con un codo de aproximadamente 1,5 V, se aplica ventajosamente un voltaje positivo a la primera conexión eléctrica 318 a aproximadamente 0,5 V para medir la resistencia 332 de codificación. Como el codo para el LED rojo es 2,0 V, una corriente muy pequeña (menos de 1 μ A) fluiría a través del LED rojo y esencialmente no fluiría corriente a través del LED infrarrojo 312 (ya que el de infrarrojo 312 está polarizado inversamente). En dicho escenario, la corriente que pasa a través de la red del primer LED 312, el segundo LED 314 y la resistencia 332 de codificación es aproximadamente igual a la corriente a través de la resistencia 332 de codificación. La resistencia de la resistencia 332 de codificación es determinada entonces fácilmente por medio de la ley de Ohms dividiendo el voltaje aplicado a la red por la corriente que fluye a través de la red. Se debe tener cuidado de asegurar el elemento (activo o pasivo) no crea ruido electromagnético que podría llevar a una relación reducida de señal de sistema a ruido.

60

Detección de la longitud de onda

65

Como se ha explicado antes, en determinadas circunstancias, es útil obtener directamente información con relación a la longitud de onda de un LED conectado a un oxímetro. Como se ilustra en la Figura 7, puede proporcionarse un detector 268 de longitud de onda. Sin embargo, un detector de longitud de onda requiere que algunas operaciones de configuración sean realizadas por el operador. En un entorno de hospital, es ventajoso simplificar el uso del oxímetro. En consecuencia, en otra realización, cada sensor de LED está configurado con una configuración de detección de lon-

ES 2 330 196 T3

gitud de onda. La Figura 9A y 9B representan diagramas de posibles realizaciones de sensores de LED configurados con filtros. Esta configuración de sensor puede ser usada para obtener la longitud de onda del LED del sensor para el sensor.

5 Como se representa en la Figura 9A, un sensor 400 comprende una red 402 de LED de transmisión, un primer fotodetector 404, un segundo fotodetector 406, un difusor 407, un divisor 408 de rayo, un filtro óptico 410 y un filtro óptico opcional 471. La red 402 de LED de transmisión, el primer fotodetector 404 y el segundo fotodetector 406 se acoplan todos a un sistema 412 de oxímetro. Un tercer fotodetector 413 está representado también en línea de puntos para ilustrar el fotodetector para la medición de oximetría. Este tercer fotodetector 413 no está descrito en la siguiente descripción que se refiere a la parte de calibración de la sonda 400 de oxímetro. La red 402 de LED de transmisión comprende preferiblemente al menos dos LEDs, uno en el intervalo de longitud de onda roja (por ejemplo, 660 nm) y uno en el intervalo de longitud de onda infrarroja (por ejemplo, 905 nm). La determinación de la longitud de onda de uno de los LEDs en la red 402 del LED usando la configuración del sensor 400 representada en la Figura 9A se describe más adelante.

15 Como se ve en la Figura 9A, la red 402 de LED transmite luz 414 que pasa primero a través del difusor 407. El difusor 407 está dispuesto ventajosamente en la primera realización para retirar la polarización de la luz ya que el divisor 408 de rayo es sensible a la luz polarizada, y la mayoría de los LEDs transmiten algún porcentaje de luz polarizada. La luz pasa después hacia el divisor 408 de rayo en el que es dividida. El divisor 408 de rayo está revestido preferiblemente con un material que es parcialmente reflectante a la luz de la longitud de onda de los LEDs de interés en la red 402 de LED. Ventajosamente, el divisor 408 de rayo refleja aproximadamente una mitad de la luz 414 y la dirige al primer fotodetector 404. El resto de la luz pasa a través del divisor 408 de rayo y a través del filtro 410 y recibida por el segundo fotodetector 406. El sistema 412 de oxímetro recibe la lectura de intensidad desde los fotodetectores primero y segundo 404, 406 y utiliza las intensidades relativas desde los fotodetectores primero y segundo 404, 406 para determinar el centroide de la longitud de onda de misión para los LEDs 402, como se explicará adicionalmente después.

20 Como se entiende bien en la técnica, obtener un divisor de rayo para dividir con precisión la luz al 50% sería muy costoso de construir. Sin embargo, no es necesario obtener una división del 50% de la luz ya que la imprecisión puede ser adaptada con calibración. En una realización en la que no se proporciona un segundo filtro 411, el sistema puede ser calibrado activando el LED infrarrojo. Esto es posible ya que el primer filtro 410 es transparente a la longitud de onda infrarroja y, por tanto, cada fotodetector 404, 406 detecta la misma señal. En dicha realización, las salidas de intensidad desde los fotodetectores primero y segundo 404, 406 puede ser comparada y equalizada por medio de constantes de calibración durante el tiempo de funcionamiento. Esto compensa la imprecisión de los fotodetectores, el divisor 408 de rayo y el difusor 407.

25 En una realización en la que no se usa infrarrojos para calibrar, los fotodetectores 404, 406, el divisor 408 de rayo y el difusor 407 pueden ser calibrados antes de la entrega con un elemento 415 de codificación activo o pasivo para cada dispositivo. Debe entenderse que la caja 415 representa uno o más elementos de codificación. También debe entenderse que se puede usar un solo elemento de codificación para todos los dispositivos ópticos dentro de la caja 515. Preferiblemente, los elementos dispuestos para calibración (aquellos dentro de la caja en línea de puntos etiquetada 515) en esta realización están situados en una posición reutilizable de la sonda de forma que los gastos aumentados no son demasiado significativos.

30 El filtro 410 también puede tener imprecisión debido a sensibilidad con la temperatura e imprecisión del proceso de fabricación. Por tanto, para calibrar la imprecisión con respecto al filtro 410 (preferiblemente un cristal de granalla) debido a desviación en la temperatura, se proporciona un detector 405 de temperatura en una realización preferida. Como la sensibilidad a la temperatura en filtros de cristal de granalla es bien conocida, detectando la temperatura, la desviación en las características del filtro también se puede terminar. Con respecto a la imprecisión en la fabricación, se puede proporcionar un elemento 415 de codificación activo o pasivo en la sonda para proporcionar información respecto la variación de una característica (banda de transición para el filtro) del filtro seleccionado (ideal).

35 Otra realización preferida que utiliza una configuración de filtro se representa en la Figura 9B. La Figura 9B representa un sensor que tiene una red 420 de LED de transmisión, un difusor 421, un fotodetector 422 y un segundo fotodetector 424. Como en la Figura 9A, se representa un tercer fotodetector 431 que representa el fotodetector usado para mediciones de oximetría. Los fotodetectores primero y segundo 422, 424 están situados en la periferia interior de una esfera óptica 426 de integración, o similar. Como se puede ver en la Figura 9B, la esfera óptica 426 de integración tiene una abertura 428 a través de la cual la luz 429 desde la red 420 de LED es dirigida para la monitorización y para la determinación de longitud de onda. La luz que entra por la abertura es reflejada por el interior de la esfera óptica 426, sin significativa absorción. Ventajosamente, el interior de la esfera óptica de integración es reflectante a las longitudes de onda de la luz desde la red 420 de LED. Además, interior de la esfera óptica 426 de integración dispersa la luz. Ventajosamente, los fotodetectores primero y segundo 422, 424 están separados lateralmente a través de la esfera óptica de integración, con la abertura 428 situada equidistante entre los fotodetectores primero y segundo 422, 424. De esta manera, cada uno de los fotodetectores primero y segundo 422, 424 recibe sustancialmente la misma cantidad de luz originada desde la red 420 de LED.

Como con la realización de la Figura 9A, el segundo fotodetector 424 tiene un filtro óptico 430 asociado de paso bajo, por el que la luz incidente en el segundo fotodetector 424 pasa antes de alcanzar el segundo fotodetector 424. En consecuencia, como la realización de la Figura 9A, el segundo fotodetector 424 en la Figura 9B recibe luz atenuada por el filtro 430 y el primer fotodetector 422 recibe luz sin atenuar por el filtro 430.

5

Como con la realización de la Figura 9A, como se entiende bien la técnica, obtener una esfera óptica de integración que integrada con precisión la luz sería costoso de producir. Sin embargo, de nuevo, no es necesario obtener una esfera de integración perfecta debido a que la imprecisión en la esfera (además de otros elementos) puede ser adaptada con calibración. Por ejemplo, el sistema de la Figura 9B puede ser calibrado activando el LED infrarrojo si no se usa filtro de infrarrojos (correspondiente al filtro 411 en la Figura 9A). Esto es posible ya que el filtro 430 es transparente a la longitud de onda de infrarrojos, y así, cada uno de los fotodetectores 422, 424 detecta señal sin filtrar (que idealmente sería la misma). En dicha realización, las salidas de intensidad desde los fotodetectores primero y segundo 422, 424 puede ser comparadas e igualadas por medio de constantes de calibración durante el tiempo de funcionamiento. Esto compensa la imprecisión en los fotodetectores, la esfera óptica y el difusor.

15

Como con la realización de la Figura 9A, si no se usa infrarrojos para calibrar, los fotodetectores 422, 424, la esfera óptica 426 y el difusor 421 puede ser calibrados antes de la entrega con elemento o elementos 400 de codificación activos o pasivos para cada dispositivo.

20

Como con la realización de la Figura 9A, el filtro 430 puede tener imprecisión debido a la sensibilidad a la temperatura e imprecisión debido a la fabricación. Por lo tanto, para calibrar la imprecisión con respecto al filtro 430 (preferiblemente de cristal de granalla) debido a desviación en tolerancias de fabricación y temperatura, se proporciona un detector 425 de temperatura en una realización preferida como con la realización de la Figura 9A. Con respecto a la imprecisión en la fabricación, se puede proporcionar un elemento 432 de codificación activo o pasivo en la sonda para proporcionar información respecto la variación de la característica (banda de transición para el filtro) seleccionada (ideal) del filtro.

25

Debe entenderse, que en una realización, se puede proporcionar un sólo elemento de memoria u otro elemento (415, 432) activo o pasivo con suficiente capacidad de identificación para proporcionar información característica para cada uno de el difusor, los fotodetectores, filtros y el divisor de rayo (o esfera óptica). Por ejemplo, un dispositivo de memoria o una red de transistor pueden ser dispuestos con varios bits de información para el dispositivo.

30

En la presente realización, con LEDs rojo (por ejemplo 640-680 nm) e infrarrojos (por ejemplo, 900-940 nm) en las redes 402, 420 de LED de las Figuras 9A y 9B, la longitud de onda del LED rojo es la más crítica para la oximetría en la sangre. En consecuencia, se desea la determinación precisa de la longitud de onda de funcionamiento centroide del LED rojo en la redes 402, 420 de LED. En este caso, los filtros 410, 430 son seleccionados ventajosamente para atenuar parcialmente la luz en el intervalo de longitud de onda roja, y pasar luz en el intervalo infrarrojo no atenuado.

35

El principio con el que los sensores de la Figura 9A y 9B puede ser usado para identificar la longitud de onda de los LEDs para estos sensores se describe ahora. Como se entiende bien la técnica, los LEDs para el uso en oximetría de sangre y similar tienen una característica de emisión similar a la curva de emisión representada por la curva 440 de la Figura 10. Como se representa en la Figura 10A el LED ideal tiene una longitud de onda centroide a λ_0 (por ejemplo, 660 nm). Sin embargo, como se entiende bien, la longitud de onda centroide real para un lote de LEDs con una longitud de onda centroide objetivo de λ_0 difiere debido a tolerancias de fabricación. Por ejemplo, la curva de emisión puede ser desviada hacia la derecha como en la curva de emisión 440A de puntos representada en la Figura 10 a. La longitud de onda centroide real es significativa en mediciones de oximetría precisas.

40

45

Los filtros 410, 430 tienen preferiblemente una respuesta como se representa por la curva 450 en la Figura 10B. Con un filtro elegido con el medio de su banda de transición seleccionada en la longitud de onda centroide objetivo, λ_0 , la banda de transición del filtro se extiende ventajosamente desde una longitud de onda anticipada inferior λ_1 a una longitud de onda anticipada superior λ_0 . El intervalo (λ_1 , λ_2) abarca preferiblemente la variación anticipada en longitudes de onda para LEDs debido a tolerancias de fabricación. En otras palabras, el intervalo de tolerancia de fabricación para LEDs fabricados que han de tener una longitud de onda de λ_0 de objetivos no debe extenderse más allá de los límites inferior o superior de la banda de transición.

55

Para LEDs que tienen una longitud de onda centroide en la zona de la banda de transición del filtro, una relación de la intensidad global detectada desde el LED del sensor sin filtrar con respecto a la intensidad del mismo LED de sensor detectada con filtrado proporciona información útil, como se explicará más adelante.

60

La Figura 10C es ilustrativa de la relación para un LED que tiene una longitud de onda justo por encima de longitud de onda objetivo λ_0 . La emisión del LED sin filtrar está representada por la curva 440A de emisión de LED. La emisión con filtrado se representa por la curva 441. La curva 441 de emisión filtrada representa la respuesta del filtro multiplicada por la emisión del LED sin filtrar como se entiende bien para emisión filtrada. La relación significativa es la relación de la zona bajo la curva 441 de emisión del LED filtrada (ilustrada con retícula) respecto al área bajo la curva 440A de emisión de LED sin filtrar. Se entenderá esta relación variará desde 0 - 1, para LEDs con un centroide en el intervalo $\lambda_1 - \lambda_2$ y asumiendo el mismo respuesta de filtro.

65

ES 2 330 196 T3

Esta relación de las dos zonas puede ser determinada desde la relación de intensidades recibidas desde los fotodetectores 404, 406 ó 422, 424 como sigue: Representemos la intensidad normalizada de la luz sin filtrar $I_L(\lambda)$ y la intensidad de la luz filtrada $I_1(\lambda)$ por las siguientes ecuaciones.

$$I_L(\lambda) = \left[\frac{1}{1 + (\lambda - I_{\lambda_{0L}})^2} \right]^2 \quad (30)$$

$$I_1(\lambda) = \left[\frac{1}{1 + e^{-(\lambda - F_{\lambda_{0F}})^2}} \right]^2$$

La energía de la luz sin filtrar según se recibe por los fotodetectores 404, 422 puede ser expresada como la integral en todo el intervalo de longitudes de onda de la emisión del LED como sigue:

$$E(\lambda_2, \lambda_1)_{(sin \ filtro)} = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} I_L(\lambda) P(\lambda) d\lambda \quad (31)$$

Donde $I_L(\lambda)$ es la emisión del LED frente a la longitud de onda (λ) y $P(\lambda)$ es la respuesta del fotodiodo frente a la longitud de onda (λ).

Por simplicidad, cuando la respuesta del fotodiodo es "1" ($P(\lambda) = 1$) en el intervalo de interés ($\lambda_1 - \lambda_2$) (en otras palabras, la luz emitida desde el LED cae dentro del intervalo de LED), la señal del primer fotodetector 404, 422 (sin filtro) será como sigue:

$$E(\lambda_2, \lambda_1)_{(sin \ filtro)} = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} I_L(\lambda) d\lambda \quad (32)$$

Similarmente, la energía de la luz recibida por el segundo fotodetector 406, 424 que ha pasado a través del filtro 410, 430 puede ser expresada como sigue:

$$E(\lambda_2, \lambda_1)_{(con \ filtro)} = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} F(\lambda) I_L(\lambda) d\lambda \quad (33)$$

ES 2 330 196 T3

si todos LEDs para un lote de sensores tienen la misma emisión pico y ancho de banda en el área de interés ($\lambda_1 - \lambda_2$), y se puede representar con la misma ecuación (30) efecto por una constante equitativa I_0 , entonces una relación normalizada de las energías se puede definir como sigue:

$$E_{(norm)} = \frac{E(\lambda_2, \lambda_1)_{(con\ filtro)}}{E(\lambda_2, \lambda_1)_{(sin\ filtro)}} = \frac{I_0 \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} F(\lambda) I_L(\lambda) d\lambda}{I_0 \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} I_L(\lambda) d\lambda}$$

$$E_{(norm)}(\lambda) = \frac{I_0 \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} F(\lambda) I_L(\lambda) d\lambda}{I_0 \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} I_L(\lambda) d\lambda} = \frac{I_0 \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} F(\lambda) I_L(\lambda) d\lambda}{constante} \quad (34)$$

La relación generalizada de la ecuación (34) es una relación del área total de la emisión de LED atenuada por filtrado (designado con una retícula en la Figura 10C), con respecto al área bajo la curva de misión del LED total.

La función $E_{(norm)}$ es unívoca y monótona en la zona ($\lambda_1 - \lambda_2$) y sólo depende de la desviación de longitud de onda centroide del LED con respecto al centro de la banda de transición, λ_0 del filtro.

En consecuencia, para un filtro con un centro de la banda de transición en λ_0 , la relación de la energía detectada por el segundo fotodetector (filtro presente) con respecto a la energía detectada por el primer fotodetector (filtro no presente) en el intervalo de longitudes de onda ($\lambda_1 - \lambda_2$), será un valor de entre 0 y 1. La relación precisa depende de la longitud de onda centroide para el LED en pruebas. Como se puede ver en la Figura 10C, cuando la longitud de onda centroide aumenta hacia λ_2 , la relación se aproxima a "1", y cuando la longitud de onda centroide se aproxima λ_1 , la relación se aproxima "0". Esta relación está representada en la Figura 10D para $\lambda_1 = 610$ nm y $\lambda_2 = 710$ nm.

En el uso, se puede calcular una relación que corresponda a cada una de las posibles longitudes de onda del LED en el intervalo ($\lambda_1 - \lambda_2$). Por ejemplo, un lote de pruebas de LEDs que representa el intervalo de longitudes de onda ($\lambda_1 - \lambda_2$) se puede usar para obtener relaciones correspondientes de la intensidad de la luz filtrada con la luz sin filtrar. Un dispositivo de detección precisa de longitud de onda, tal como un monocrómetro, puede ser usado para medir la longitud de onda centroide para cada LED probado. La longitud de onda centroide puede ser almacenada para cada LED probado asociado con la relación medida para cada LED probado. Esto lleva a una respuesta de fotodiodo normalizada, a la que se puede hacer referencia para obtener la longitud de onda de un LED que tiene una longitud de onda desconocida en el intervalo de longitud de onda ($\lambda_1 - \lambda_2$).

En otras palabras, para cualquier LED que tenga una longitud de onda centroide en el intervalo ($\lambda_1 - \lambda_2$), con un sensor como se representa en la Figura 9A y 9B, la longitud de onda del LED para el sensor puede ser determinada tomando la relación de las intensidades de los fotodetectores primero y segundo, y usando la relación para hacer referencia a la respuesta del fotodiodo normalizada para encontrar la longitud de onda. En esta realización, esto se consigue con una tabla de búsqueda almacenada en una memoria para el sistema de oxímetro. La tabla de búsqueda almacena los valores de relación correspondientes a los valores de longitud de onda asociados.

En consecuencia, con las realizaciones de sensor de las Figuras 9A y 9B, el oxímetro simplemente inicia de forma continua mediciones para fines de calibración. El oxímetro, usando el método descrito antes, calcula la relación entre las dos intensidades (filtrada y sin filtrar) y obtiene la longitud de onda respectiva para el sensor. Esto es con fines de pruebas. En consecuencia, los LEDs o cristales granallados comprados deben producir ventajosamente una relación menor de 1 y mayor de 0, de otra forma la longitud de onda del LED será indeterminable. En caso de que la relación sea igual a 1 ó cero, el sistema debe no debe funcionar o debe usar una ecuación de calibración que está más cercana al extremo (por ejemplo, para la relación = 0, se asume que la longitud de onda de 630 nm y para una relación = 1, se asume que longitud de onda es 670 nm en la presente realización).

Como se ha mencionado antes, saber la longitud de onda precisa del LED rojo en una sonda de oxímetro es generalmente más crítico que saber la longitud de onda precisa del LED infrarrojo. En consecuencia, los filtros de los sensores de las Figuras 9A y 9B son elegidos con el centro de su banda de transición, λ_0 , en el intervalo de longitud de onda roja. Como se ve de la curva de respuesta del filtro de la Figura 10B, si el centro de la banda de transición está en el intervalo rojo, la luz infrarroja no será atenuada por el filtro.

ES 2 330 196 T3

Ejemplos de respuestas preferibles de filtro se representan en la Figura 11. La Figura 11 se representa la curva de respuesta para tres filtros, adecuados para la presente invención, dependiendo de las longitudes de onda esperadas. Un primer filtro tiene el centro de su banda de transición en 645 nm, un segundo filtro tiene el centro de su banda de transición en 665 nm y un tercer filtro tiene el centro de su banda de transición en 695 nm. Otros filtros también son apropiados dependiendo de la longitud de onda centroe objetivo.

Sin embargo, debe entenderse que el principio explicado antes también se puede usar para el LED infrarrojo, si los filtros son elegidos con el centro de su banda de transición en λ_0 seleccionada en la longitud de onda de infrarrojos objetivo o anticipada (por ejemplo, 905 nm). Además, el segundo filtro 411 (Figura 9A) puede estar dispuesto como un filtro, con el centro de su banda de transición seleccionada en la longitud de onda de infrarrojos objetivo o anticipada para calibrar además el LED infrarrojo. En otras palabras, el segundo filtro 411 pasará longitudes de onda de rojos (sería transparente a la luz de LED rojo) y tendrá su banda de transición centrada alrededor de 900 ó 905 nm. Tal filtro se representa en la Figura 11A.

La detención de longitud de onda descrita antes puede ser implementada también con un sensor que tenga sólo un fotodetector y un filtro desmontable. El operador iniciaría una medición de intensidad cuando se solicite por el oxímetro sin el filtro. Después, el operador colocaría el filtro en el recorrido de la luz entre el LED y el fotodetector e iniciaría una segunda lectura. La relación de la segunda lectura con la primera lectura proporciona la relación que se usa como referencia a longitud de onda de funcionamiento.

Ejemplos de sonda

Las Figuras 12 - 14 ilustran tres sondas diferentes usadas para monitorización médica de pacientes.

La Figura 12 representa una sonda 500 de tipo envolvente con un conector asociado 502 acoplado a un cable 504 que se acopla a un sistema de oxímetro (no mostrado en la Figura 12). La Figura 12A representa el fondo del conector 502. La Figura 12B representa una vista inferior de la sonda envolvente de la Figura 12, y la Figura 12C representa una vista lateral de la sonda envolvente de la Figura 12. La sonda envolvente 500 tiene un emisor 506 de LED, un fotodetector 508 y en un extremo de una cavidad 509, un circuito flexible 510, y dedos 512 de conexión eléctrica por fricción. La sonda 500 tiene también un acceso 519 de conexión. En una realización, en la que la sonda se usaría para la sonda que se puede calibrar de la Figura 9A, la sonda envolvente alrededor tendría también un túnel 514 (Figura 12B) para canalizar algo de la luz desde el emisor 506 al conector 502. En tal realización, todos los elementos de calibración de la sonda marcados en la línea de trazos 515, 515A en las Figuras 9A y 9B están situados en una cavidad 516 (figura 12A) que recibe la luz canalizada a través de túnel 514 de luz y acoplada al conector 502 por medio de una abertura 518 en el extremo del túnel 514 de luz. Como se ve en la Figura 12A, los conectores 520 eléctricos de fricción en el conector están configurados para acoplarse con los conectores eléctricos 512 de la sonda 500 envolvente. El circuito flexible conecta los emisores 506 y el detector 508 con los dedos 512 de conexión.

En el uso, la sonda envolvente está situada en el dígito de un paciente, y el fotodetector 508 está situado opuesto al emisor 506 para recibir luz desde el emisor 506 atenuada por la transmisión a través de un medio carnoso.

La Figura 13 representa otra realización de una sonda envolvente 530 para la monitorización médica de menores. La sonda tiene una primera parte flexible 532 configurada para ser envuelta alrededor del dedo de un recién nacido. Unida a la primera parte flexible 532 hay un segundo miembro flexible que lleva emisores 534 (LEDs) y un fotodetector 536. En una realización en la que la sonda de calibración de la Figura 9A está implementada con la sonda de la Figura 13, se proporciona una fibra óptica 538 para llevar parte de la luz desde el emisor 534 a la parte 540 de conector de la sonda 530. De esta manera, el mismo conector 502 que tiene un fotodetector puede ser utilizada con la sonda de estilo de niño de la Figura 13. Alternativamente, un canal o túnel de luz puede ser usado en vez de la fibra óptica para llevar una parte de la luz desde el emisor 534 al acceso 540 de conector. El mismo conector 542 se usa para la sonda 530 de recién nacido. En consecuencia, como con la realización de la Figura 12, todos elementos de calibración en la caja 515, 515A de puntos de las Figuras 9A y 9B están situados dentro del conector 502.

La Figura 14 representa incluso otra sonda para uso en monitorización médica. La sonda de la Figura 14 comprende una sonda 550 de mordaza que se acopla por medio de un cable 552 a un acceso 554 de conector que es la misma que el acceso 540 de conector de la Figura 13 y el acceso 519 de conector de la figura 12. La sonda de mordaza lleva emisores 556 y un fotodetector 558. Con esta realización, algo de luz desde los emisores 556 entra en una fibra óptica 580 que canaliza la luz al acceso 554 de conector como en la realización de la Figura 13. De nuevo, elementos de calibraciones de sonda dentro del mismo conector 502 están contenidos preferiblemente dentro del conector 502 que es ventajosamente el mismo que el conector para las realizaciones de las Figuras 12 y 13.

Las Figuras 15 - 15D representan incluso otra realización de una sonda envolvente 600 que comprende una parte flexible envolvente 602 con un conector asociado 604 acoplado a un cable 606 que se acopla con un sistema de oxímetro (no mostrado en la Figura 15). La Figura 15 representa una vista en perspectiva de la sonda completa. La Figura 15A representa el lado inferior del conector 604. La Figura 15C se representa una vista superior de la parte 602 de envoltura y la Figura 15D representa una vista inferior de la parte 602 de envoltura. El conector 604 tiene dos partes: una parte 610 de emisor y una parte 612 de conexión. La parte 610 de emisor contiene ventajosamente los emisores (tales como LEDs) para las longitudes de onda seleccionadas. Esta parte 610 de emisor puede ser reutilizada durante

ES 2 330 196 T3

un período de tiempo, preferiblemente de semanas a meses, permitiendo por tanto un coste reducido adicionalmente de la parte 602 de envoltura que desechable después de cada uso. En otras palabras, no es necesario proporcionar emisores para cada parte 602 de envoltura. Incluso, la parte 610 de emisor está acoplada de forma desmontable a la parte 612 de conexión del conector 604, permitiendo que la parte 612 de conexión sea reutilizable durante un período de tiempo mucho más grande.

En esta realización, la parte 602 de envoltura es flexible y desechable después de cada uso con un coste muy bajo. La parte de envoltura tiene una capa flexible 626 hecha de polímero u otros materiales flexibles y tiene un acceso 614 de conector en la capa flexible 626. El acceso 614 de conector tiene conectores eléctricos 616 de fricción de dedos que están adaptados para acoplarse a los conectores eléctricos 620 (Figura 15A) de fricción de dedos en el fondo de la parte 612 de conexión del conector 604. Los conectores eléctricos 616 de fricción de dedo para la parte 602 de envoltura se acoplan con un circuito flexible 616 que se conecta a un detector 622 que está apantallado (no mostrado) para el detector 622. Dos de las conexiones se acoplan con el detector 622 y la tercera es para la pantalla que es preferiblemente un escudo Faraday convencional para proteger el detector de interferencia electromagnética y similar.

La sonda 600 de envoltura alrededor tiene una abertura 624 que proporciona una ventana para la transmisión energía luminosa desde los emisores en la parte 610 de emisor. Los emisores están situados para transmitir luz a través de una abertura 626 (figura 15) en la parte 610 de emisor que está configurada para emparejarse con la abertura 624 en la parte 602 de envoltura cuando el conector 604 está situado en el acceso 614 de conexión. Así, la luz se transmite desde los emisores en la parte 610 de emisor a través de la abertura 628 en la parte 610 de emisor y a través de la abertura 624 en la parte 602 de envoltura cuando el conector 604 está insertado dentro de la lumbrera 614 de conector y los emisores están activados.

En uso, la parte 602 de envoltura está envuelta alrededor de un dígito de un paciente (por ejemplo un dedo) y el detector 622 está situado para recibir luz transmitida a través de la abertura 624 y a través de al menos uno parte del dígito. Por ejemplo, la parte 602 de envoltura puede ser envuelta alrededor de un dedo de una manera que el detector 622 esté opuesto a la abertura 624 desde la que se transmite la energía luminosa.

En una realización, la sonda 600 se usa para la sonda que se puede calibrar de las Figuras 9A y 9B. En esta realización, la parte 612 de conexión tiene los elementos en las cajas 515 y 515A de puntos de las Figuras 9A y 9B situadas en la parte 612 de conexión. De esta manera, los elementos de calibración son reutilizables, incluso trabajan con los LEDs en la parte 610 de emisor para formar una realización que se puede calibrar. En dicha realización, los emisores están situados en la parte 610 de emisor de forma que la mayoría de la energía luminosa se transmite a través de la abertura 628 y que algo de energía luminosa se transmite a una abertura 620 de luz en el extremo de la parte 612 de conexión (Figura 15B). La parte 612 de conexión contiene los elementos de calibración representados en las cajas 515 y 515A (Figura 9A Y 9B) alojados en la parte 612 de conexión.

La Figura 15B representa una vista de extremo de la parte 612 de conexión que representa el canal 620 de luz y dos conectores eléctricos 613A, 613B que proporcionan conexiones para LEDs (rojo e infrarrojo conectados espalda con espalda en la realización actual) en la parte de emisor.

Se entenderá que el aparato y método de la presente invención pueden ser empleados en cualquier circunstancia en la que se requiere una medición de energía reflejada o transmitida, incluyendo pero no estando limitado a mediciones tomadas en un dedo, un lóbulo de oreja o un labio. Por tanto, hay numerosas otras realizaciones que serán obvias para un experto en la técnica. Además de esto, el aparato y método de la presente invención serán empleados para cualquier aplicación de LEDs que sea sensible a la longitud de onda.

ES 2 330 196 T3

REIVINDICACIONES

- 5 1. Una sonda médica para monitorización no invasiva de un constituyente en la sangre, comprendiendo dicha sonda médica:
- 10 un emisor de luz configurado para transmitir luz de al menos una longitud de onda, en el que dicha luz es atenuada después de viajar a través del medio con flujo de sangre;
- un detector configurado para recibir dicha luz atenuada; y
- un elemento de información acoplado eléctricamente en paralelo con dicho emisor de luz y configurado para indicar un tipo de paciente.
- 15 2. La sonda médica de la reivindicación 1, en la que el elemento de información es un elemento pasivo.
3. La sonda médica de la reivindicación 1, en la que el elemento información es un circuito activo.
4. La sonda médica de la reivindicación 1, en la que el tipo de paciente es un paciente pediátrico.
- 20 5. La sonda médica de la reivindicación 1, en la que el tipo de paciente es un paciente adulto.
6. La sonda médica de la reivindicación 1, en la que dicho emisor de luz es activado cuando una señal de excitación en una primera línea de señal está igual o por encima de un voltaje de activación, y en la que dicho elemento información está configurado para proporcionar información en dicha primera línea de señal cuando dicha señal de excitación está por debajo de dicho voltaje de activación.
- 25 7. La sonda médica de la reivindicación 1, en la que dicho elemento de información es un dispositivo de memoria.
8. La sonda médica de la reivindicación 1, en la que dicho elemento de información es una resistencia.
- 30 9. La sonda médica de la reivindicación 1, en la que dicho elemento de información indica una longitud de onda de funcionamiento.
- 35 10. La sonda médica de la reivindicación 1, en la que dicho elemento de información es un elemento de seguridad que indica que la sonda es de un proveedor autorizado.

40

45

50

55

60

65

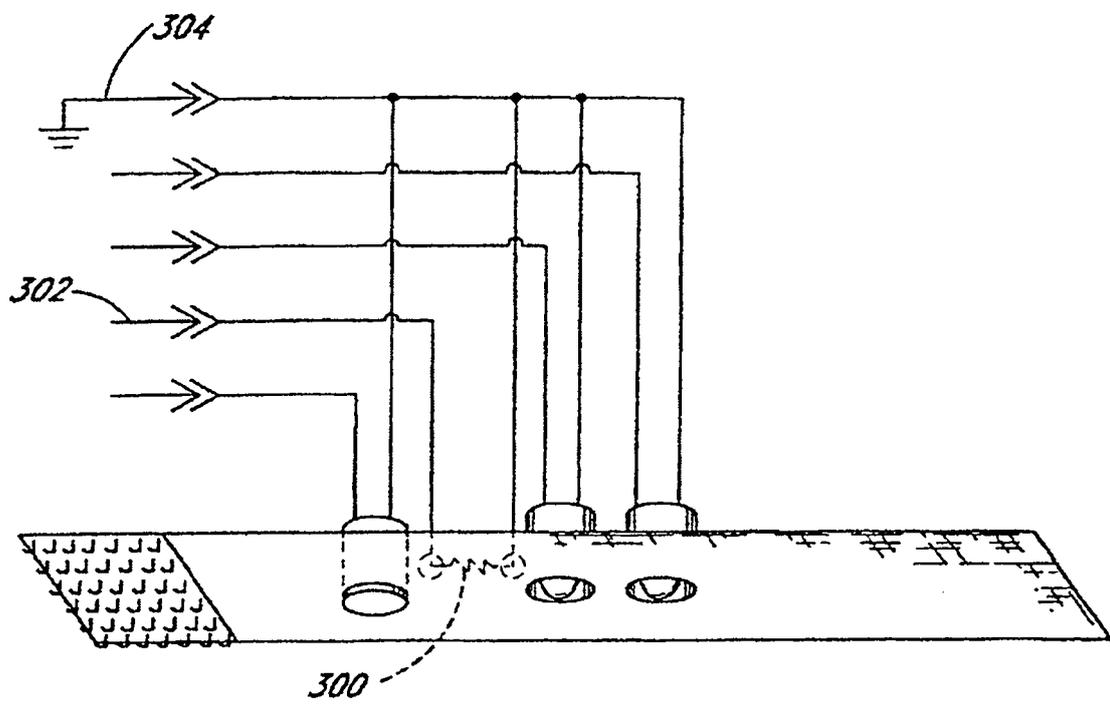
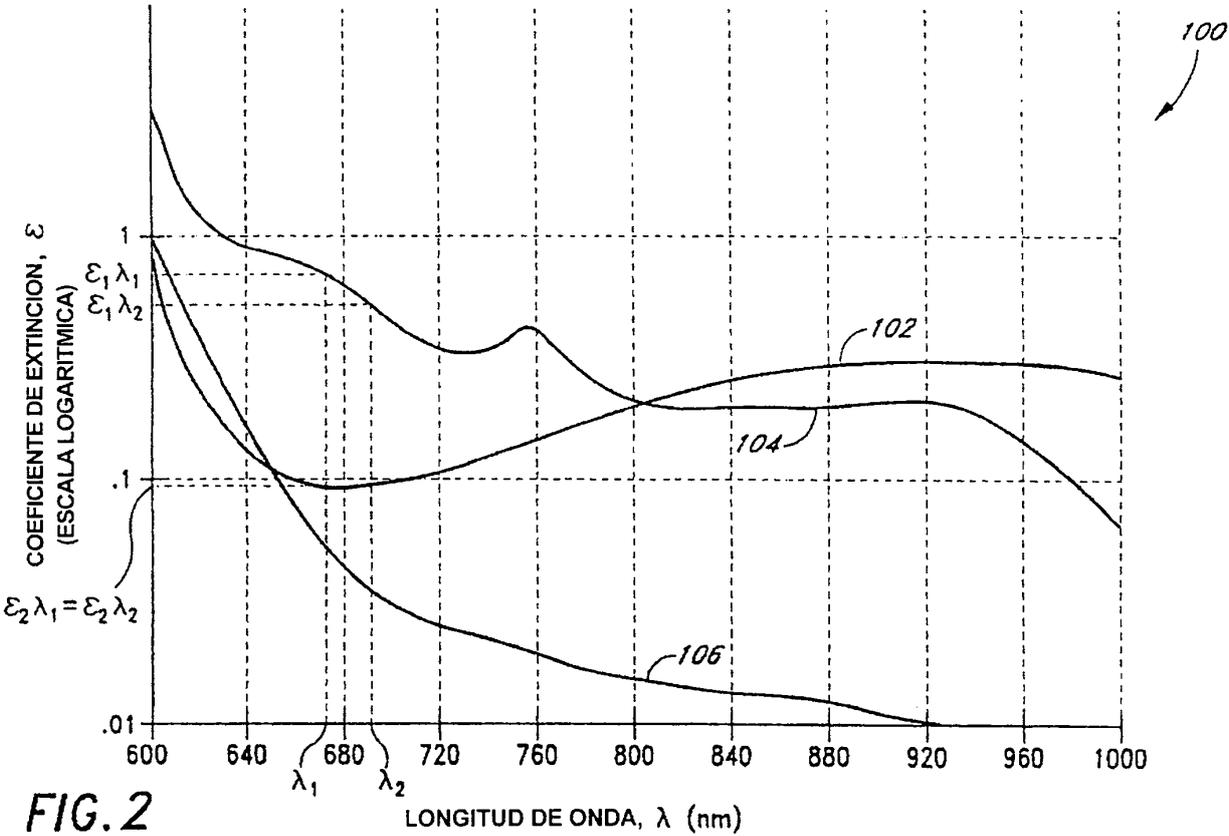


FIG. 1 (TECNICA ANTERIOR)



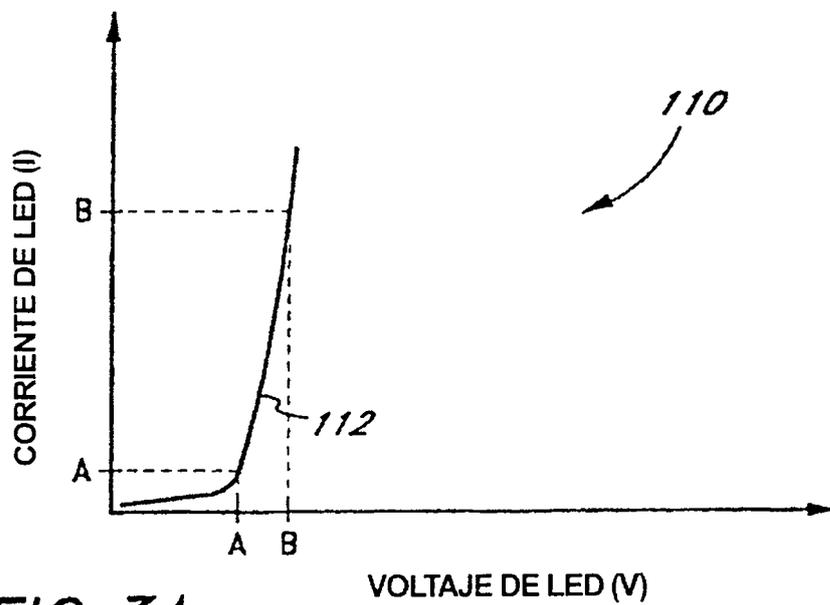


FIG.3A

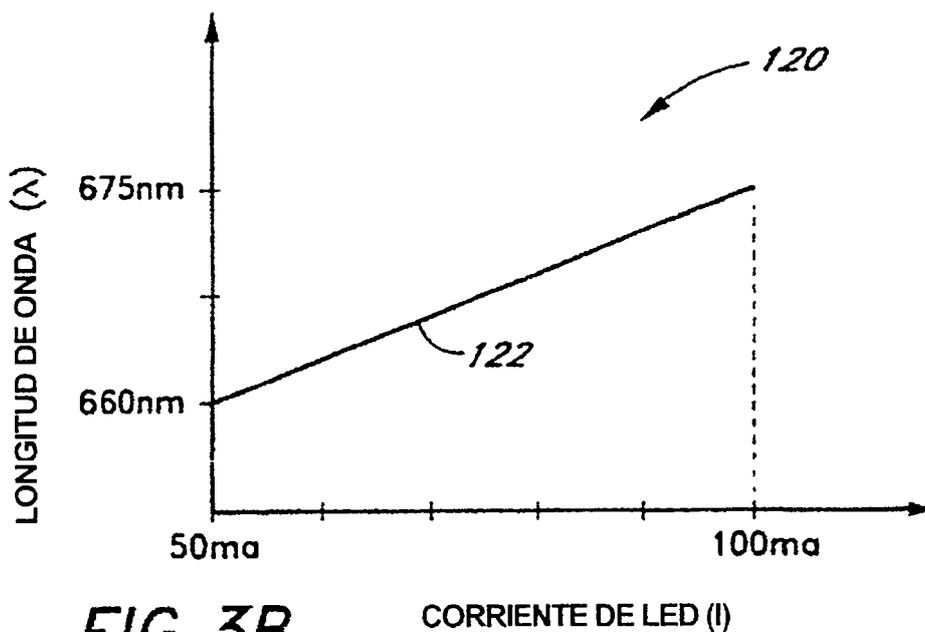
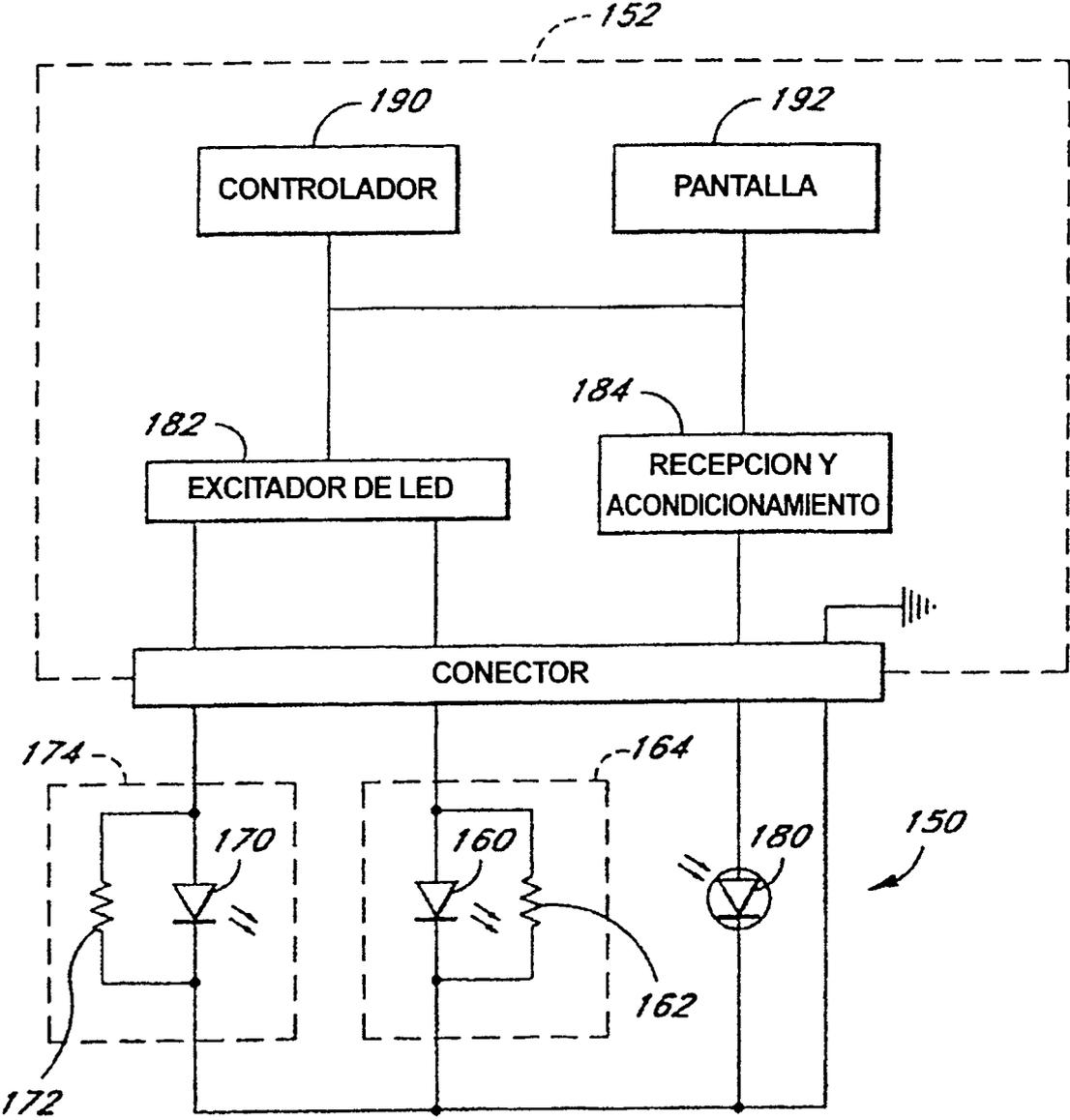


FIG.3B

FIG.4A



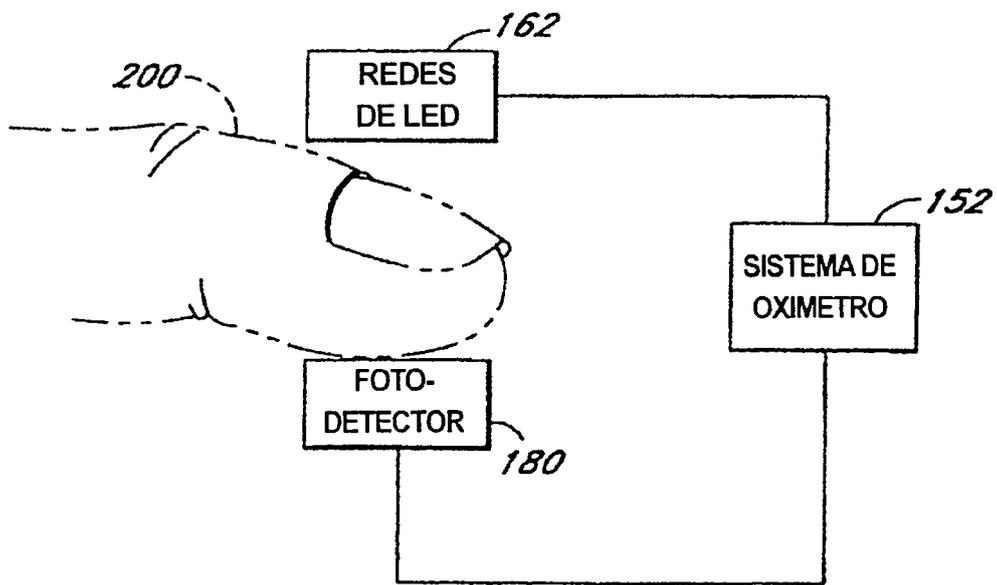


FIG.4B

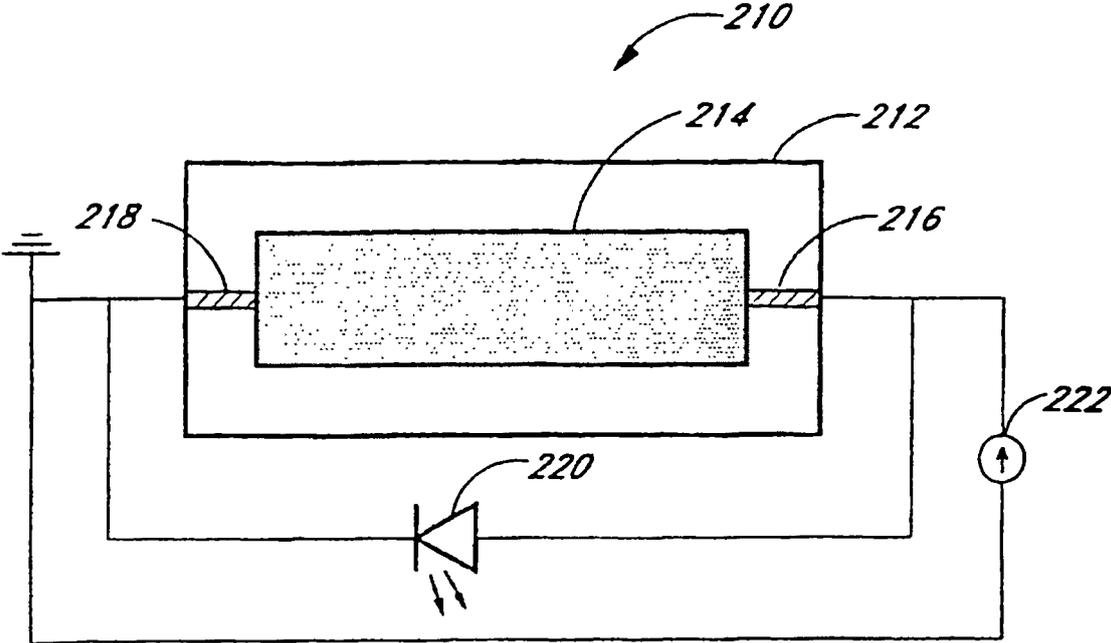


FIG. 5A

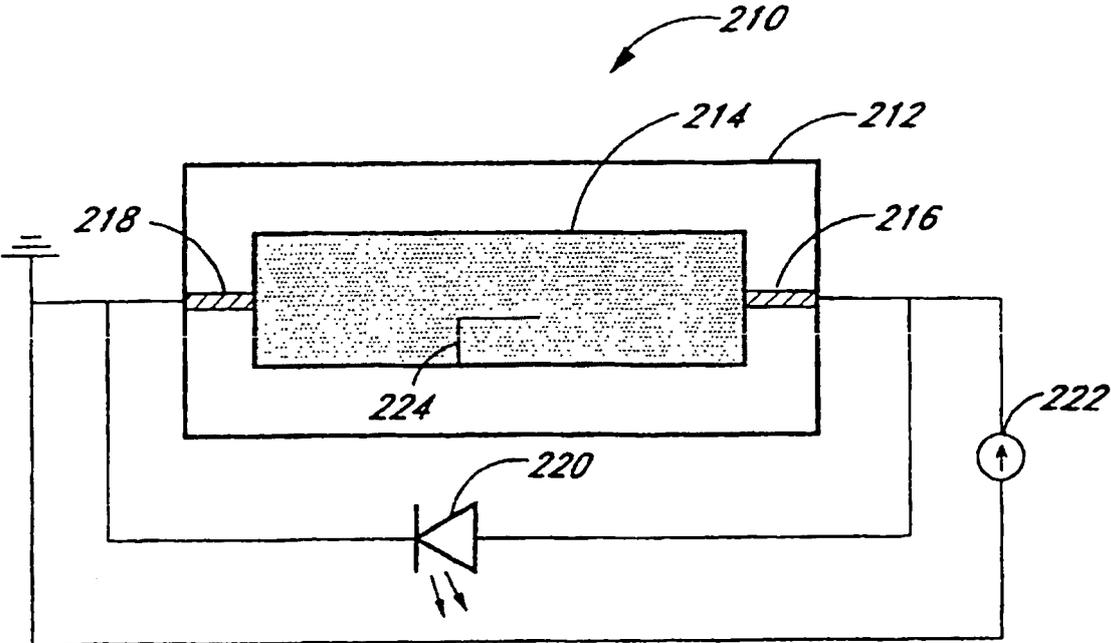


FIG. 5B

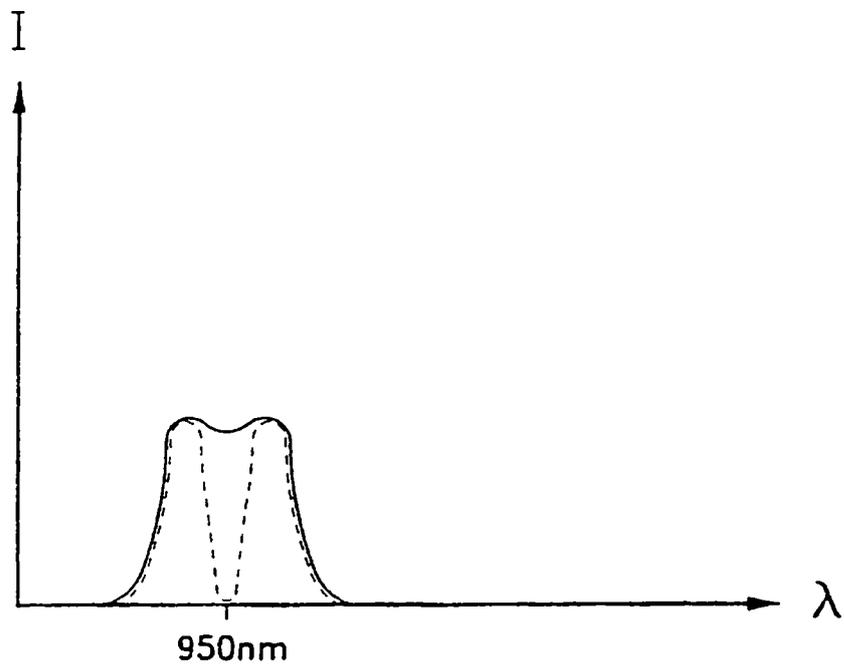


FIG. 6

FIG. 7

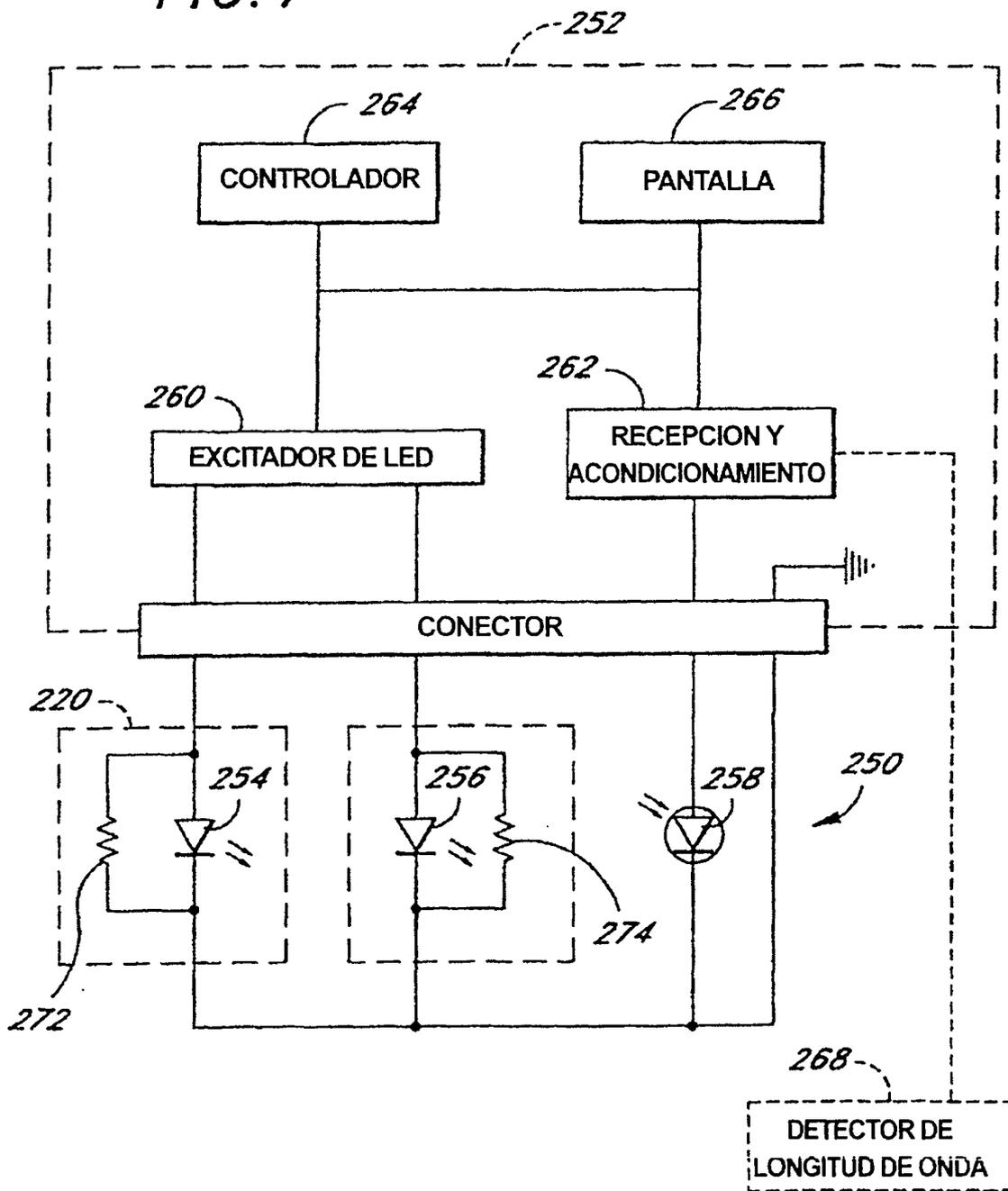


FIG. 8

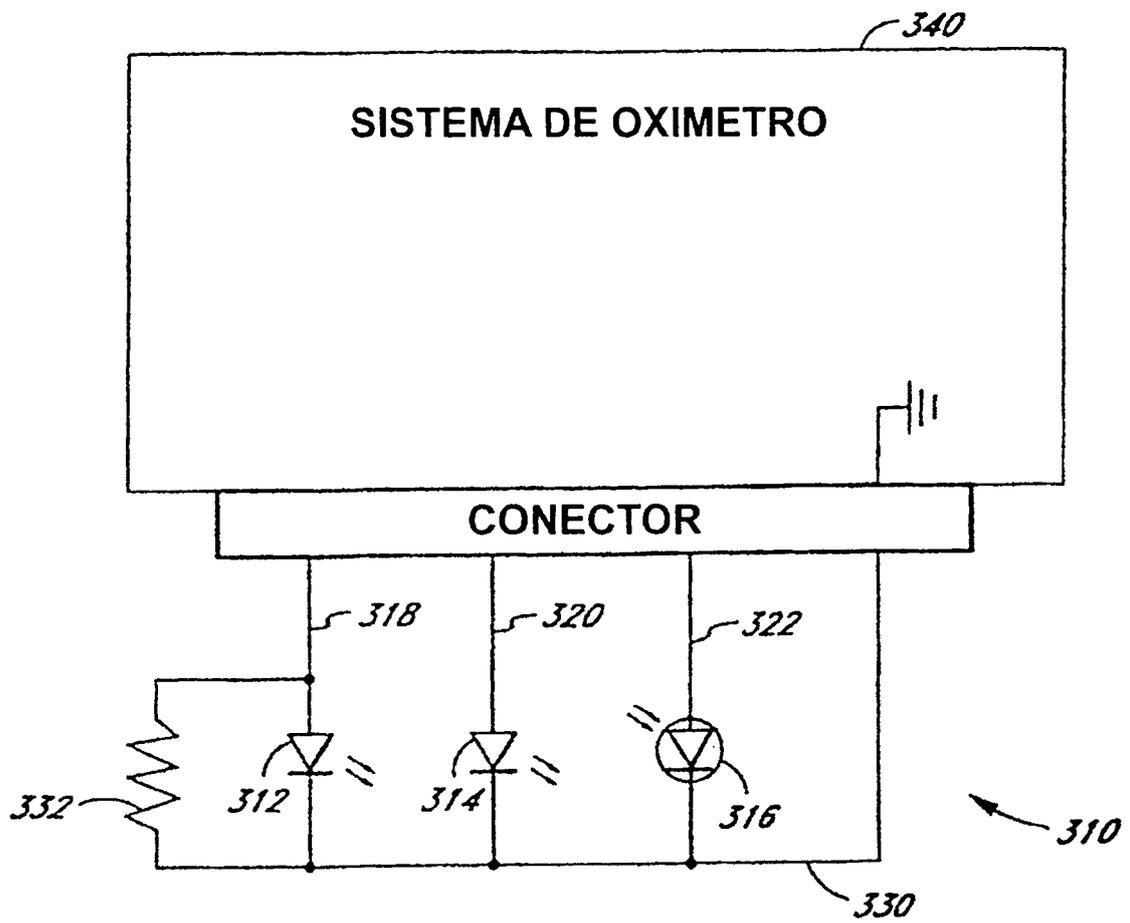


FIG. 8A

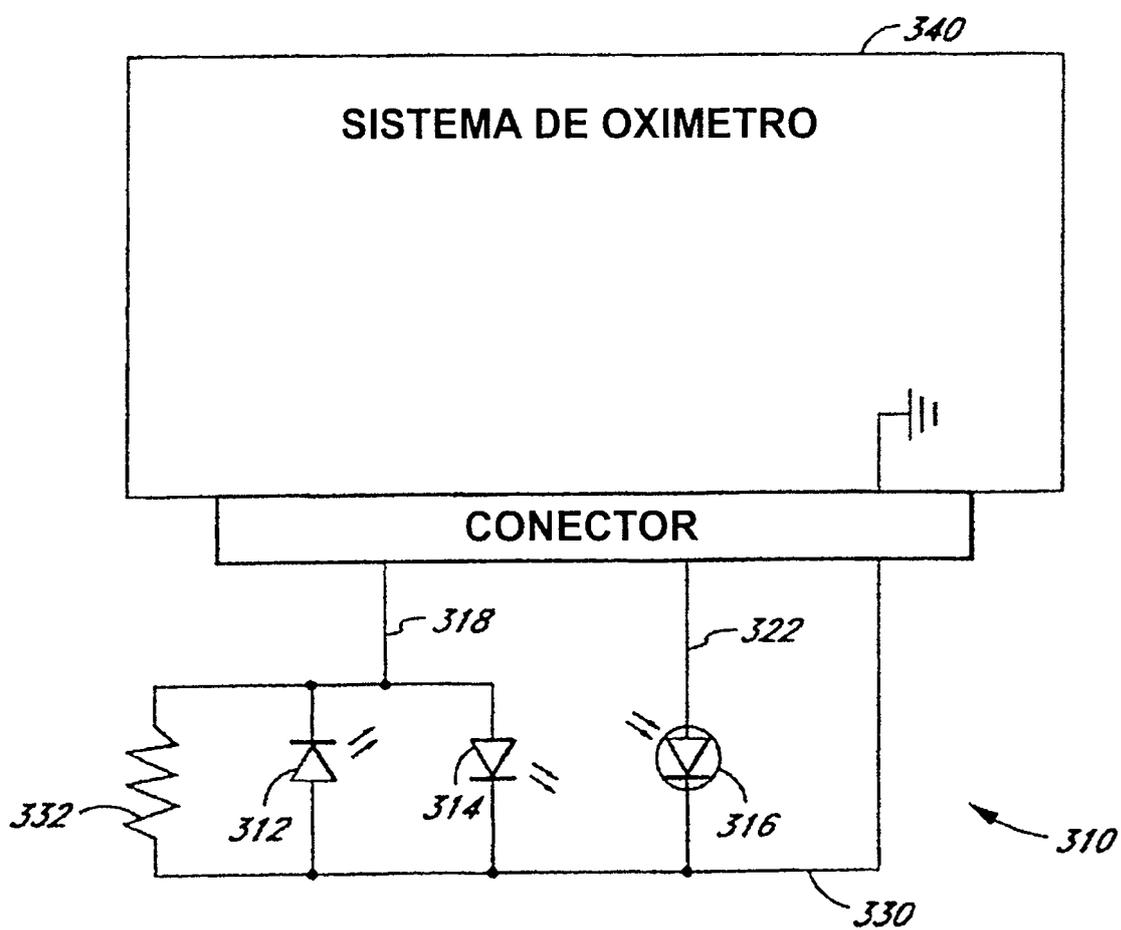


FIG. 9A

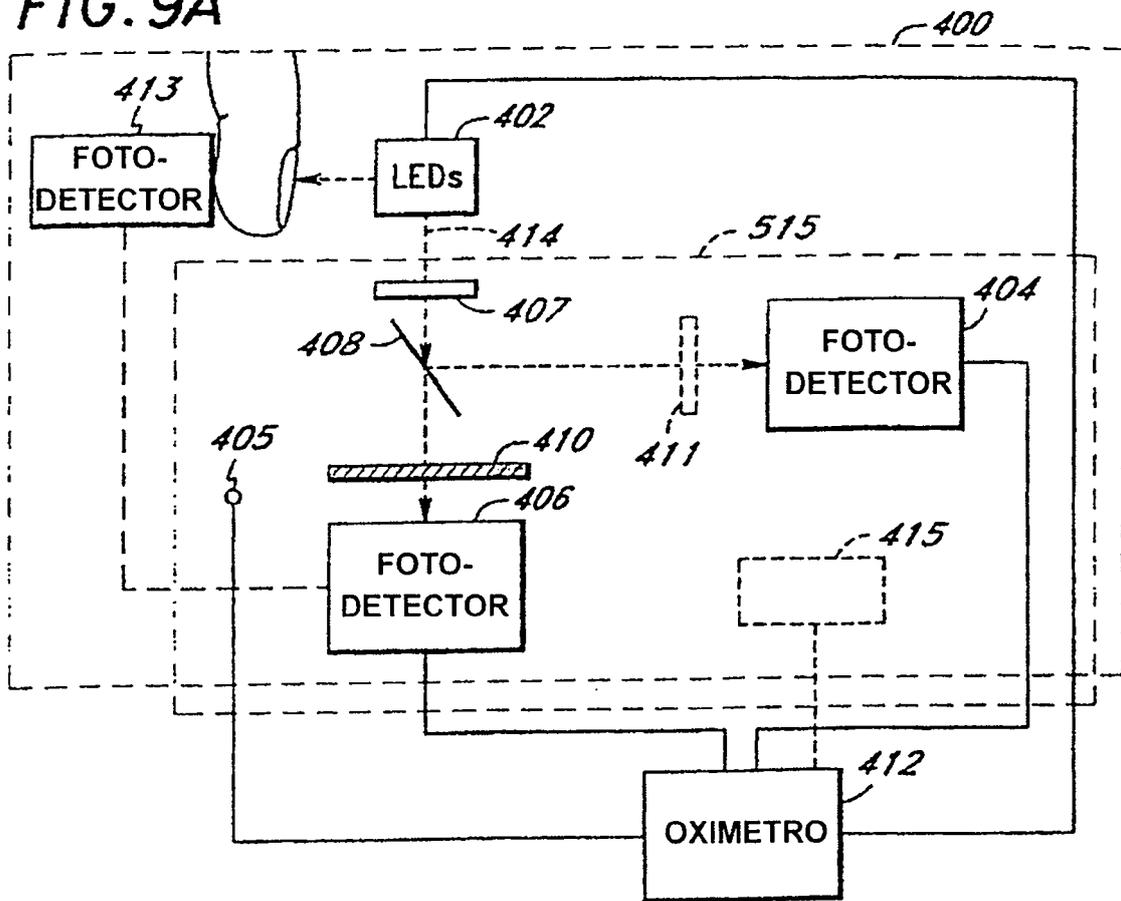


FIG. 9B

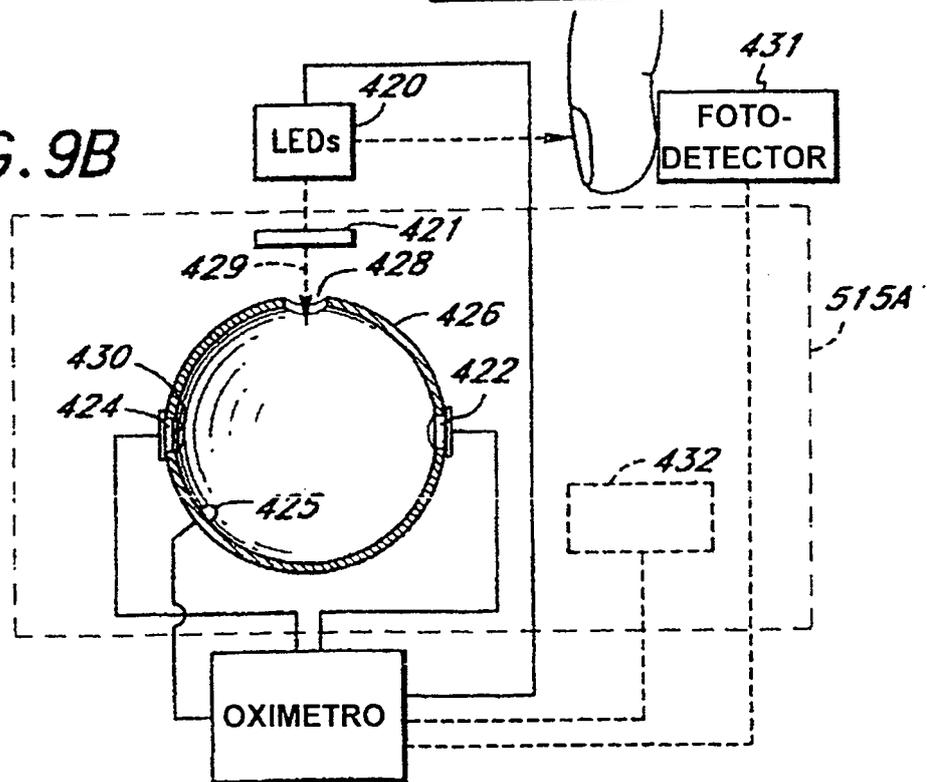


FIG. 10A

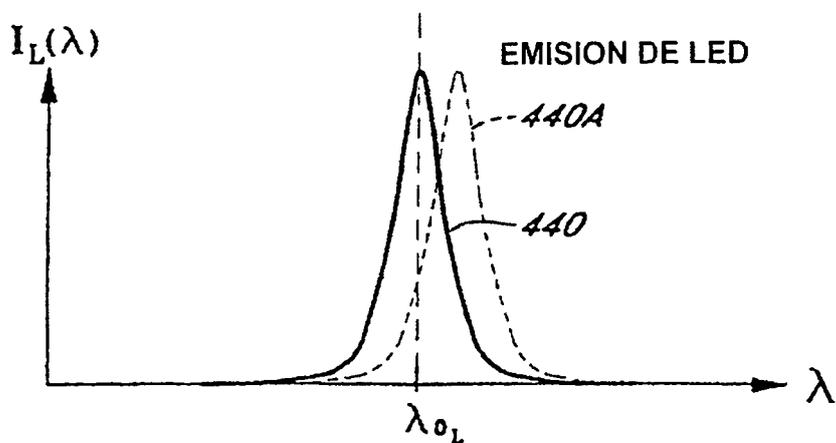


FIG. 10B

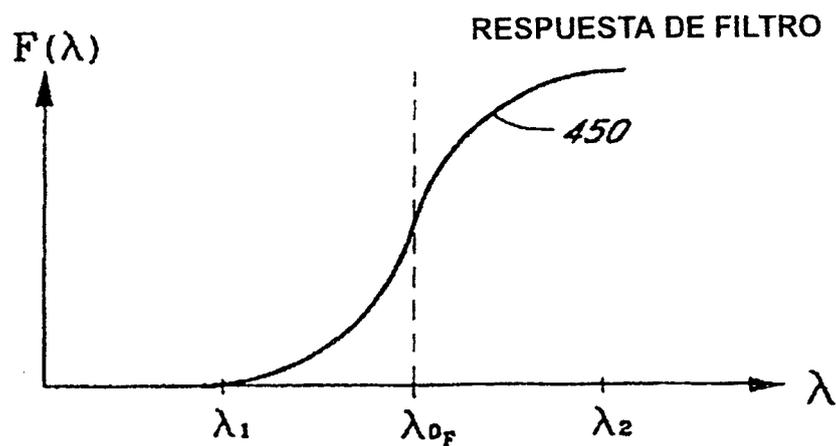


FIG. 10C

EMISION NORMALIZADA Y RESPUESTA DE FILTRO

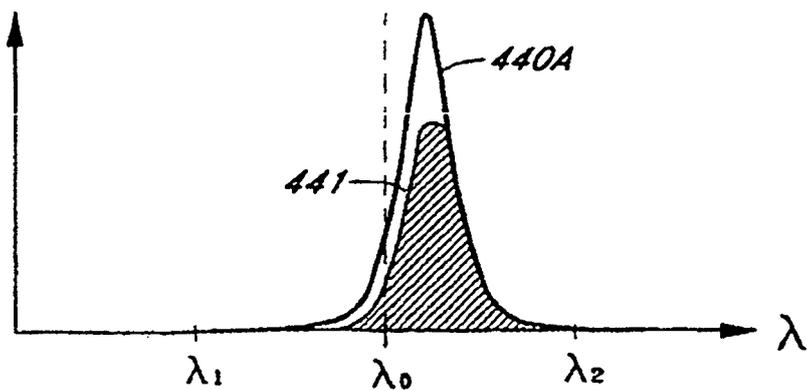


FIG. 10D

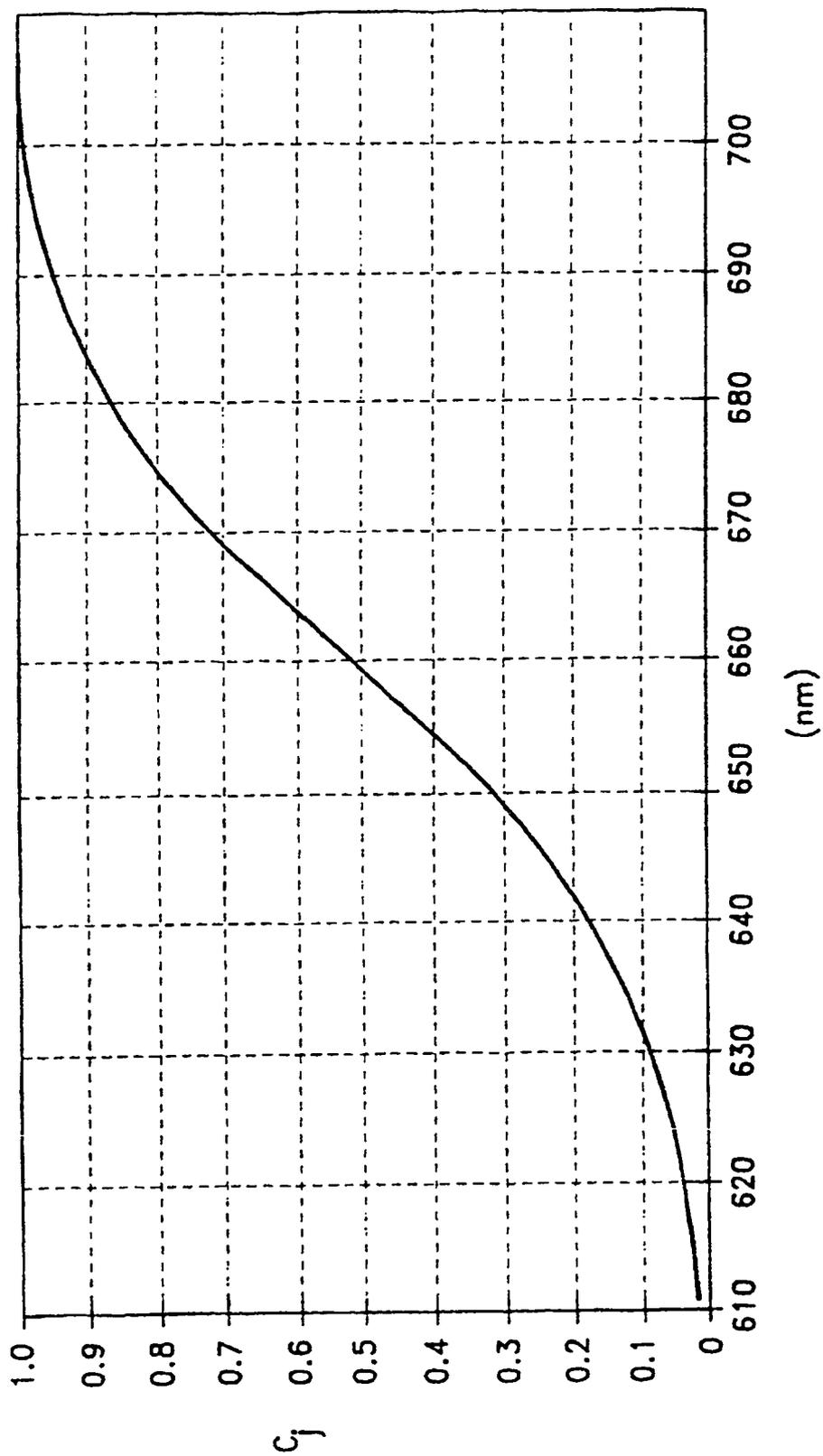


FIG. II

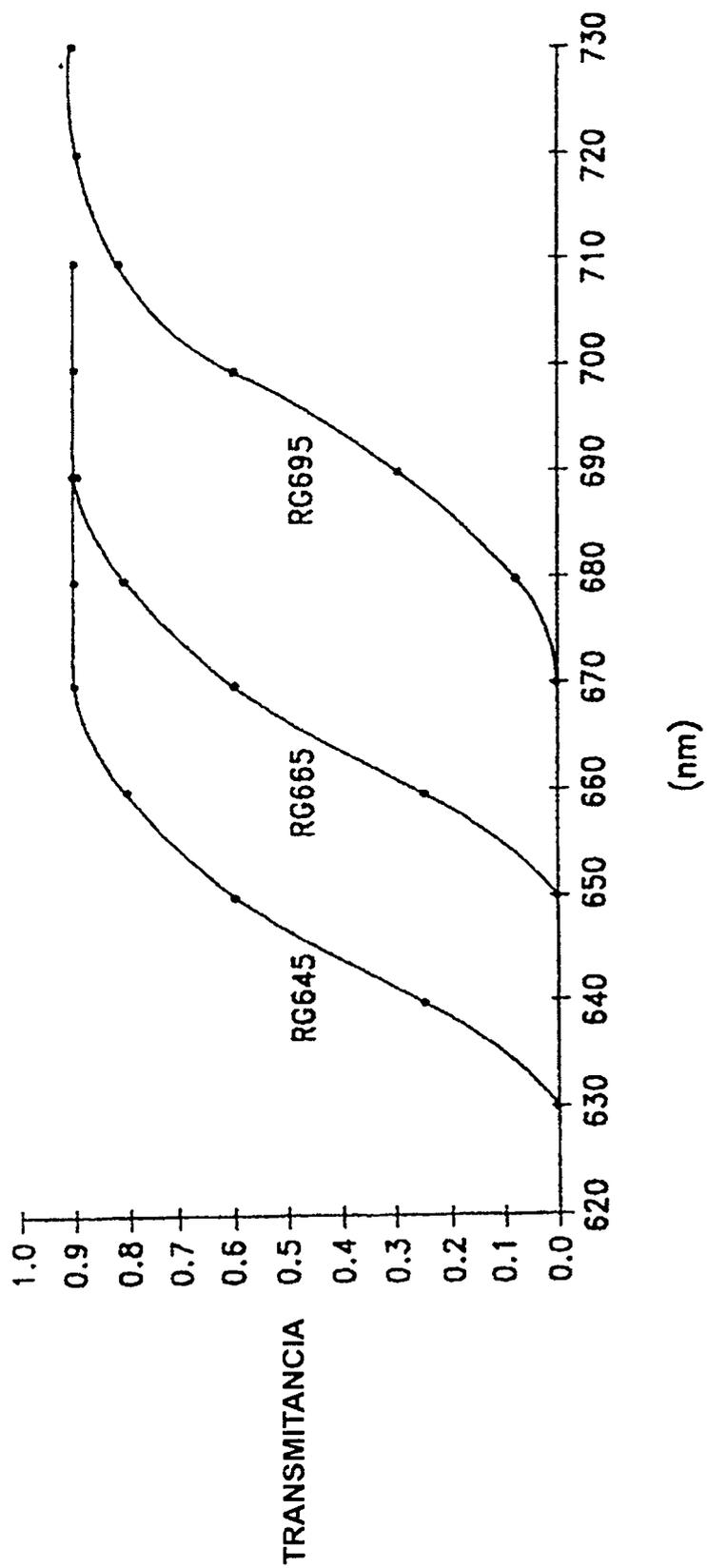
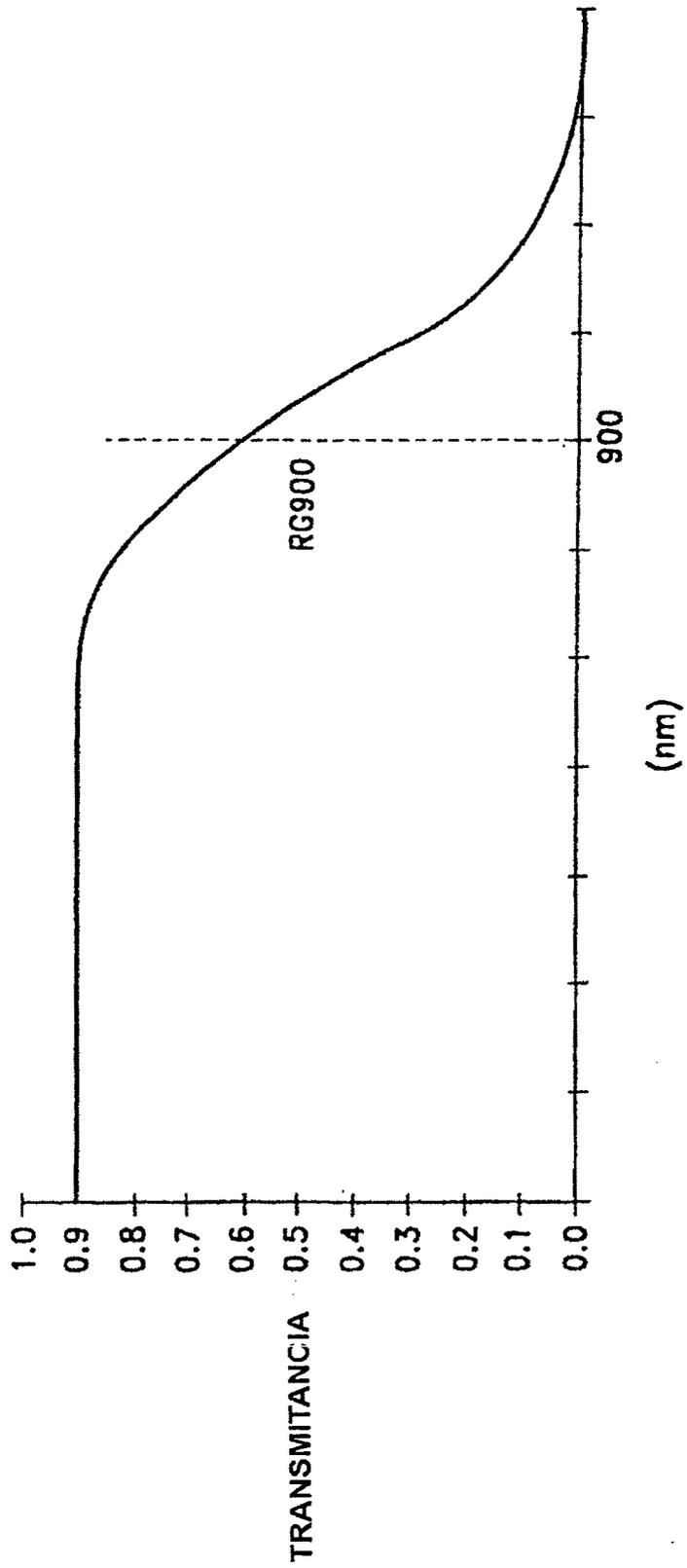


FIG. IIA



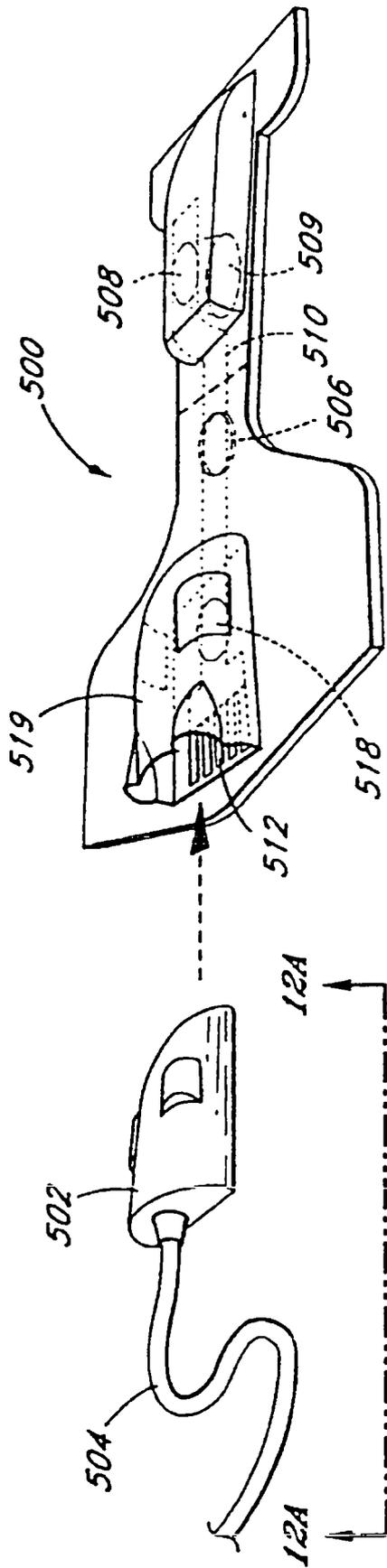


Fig. 12

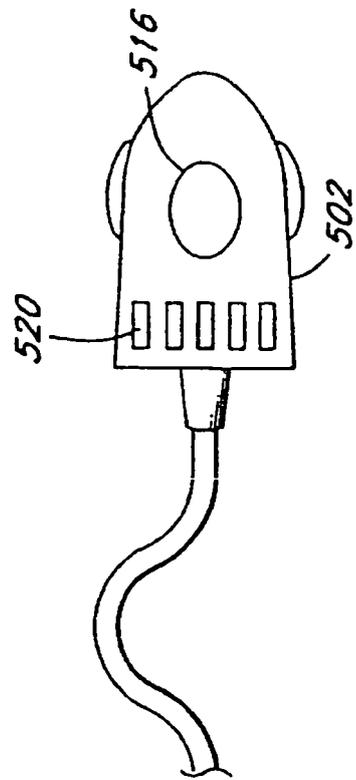


Fig. 12A

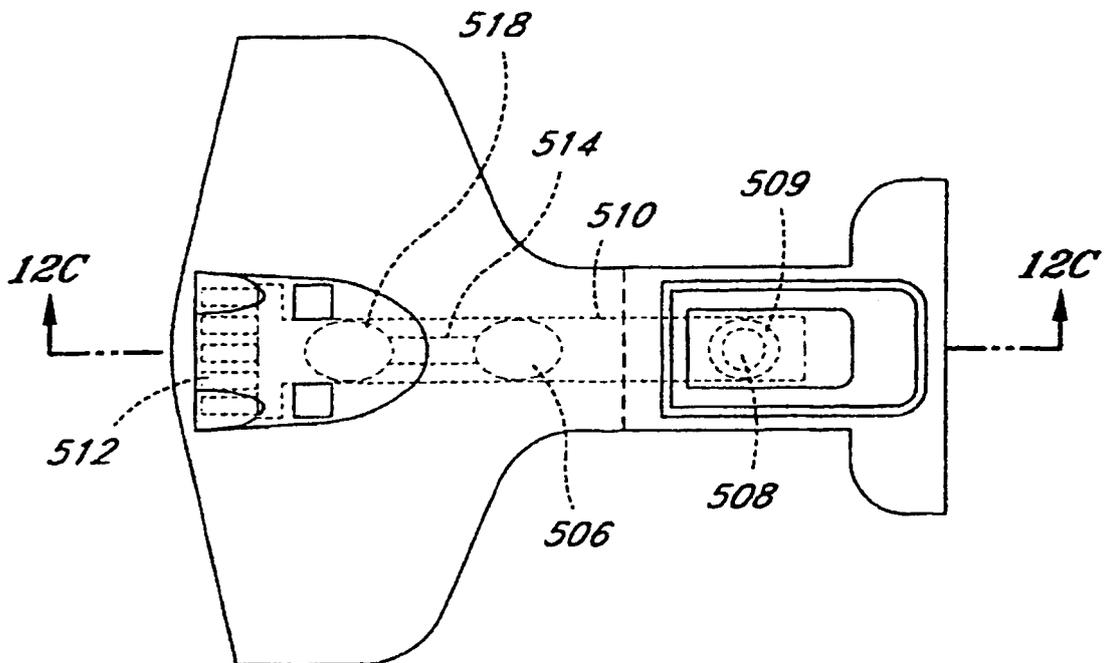


Fig. 12B

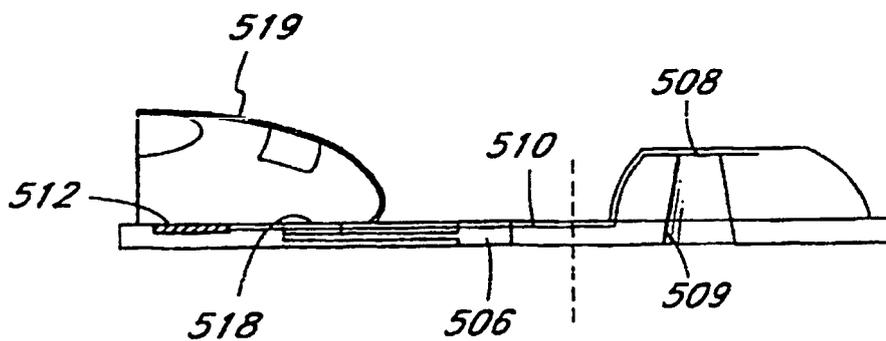
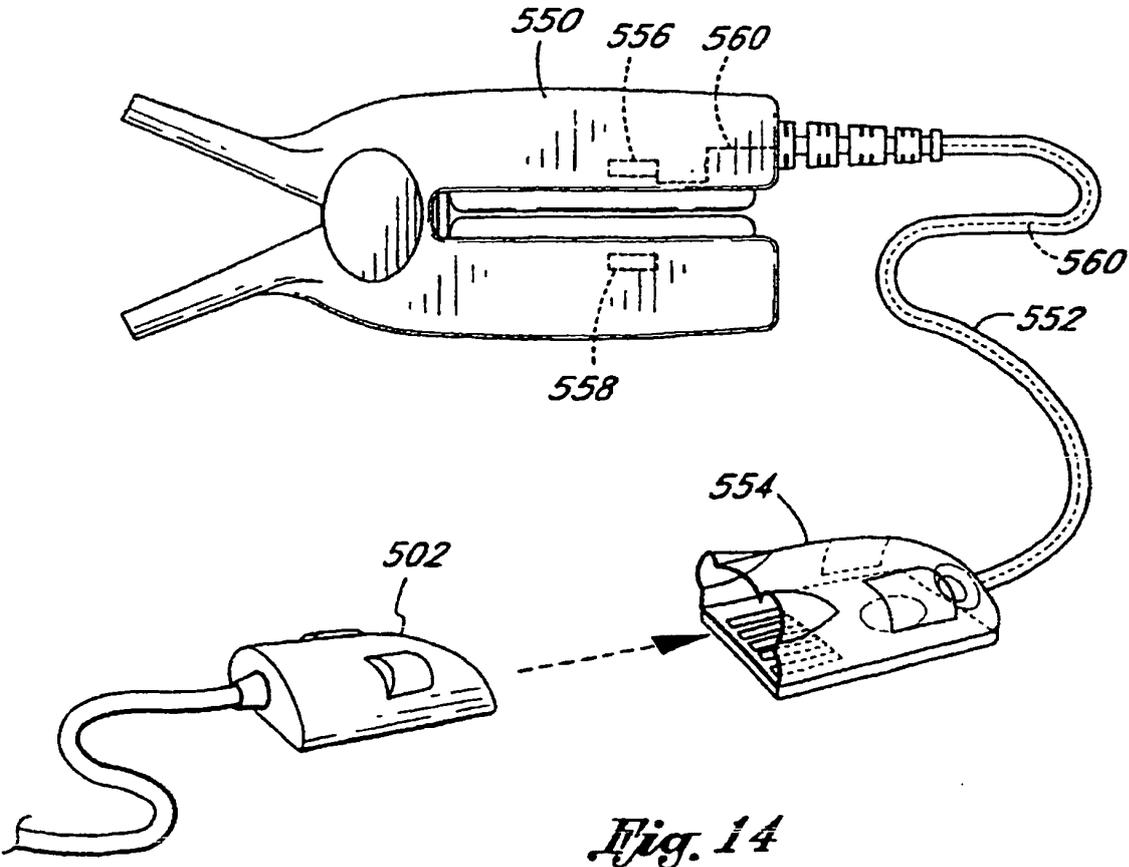
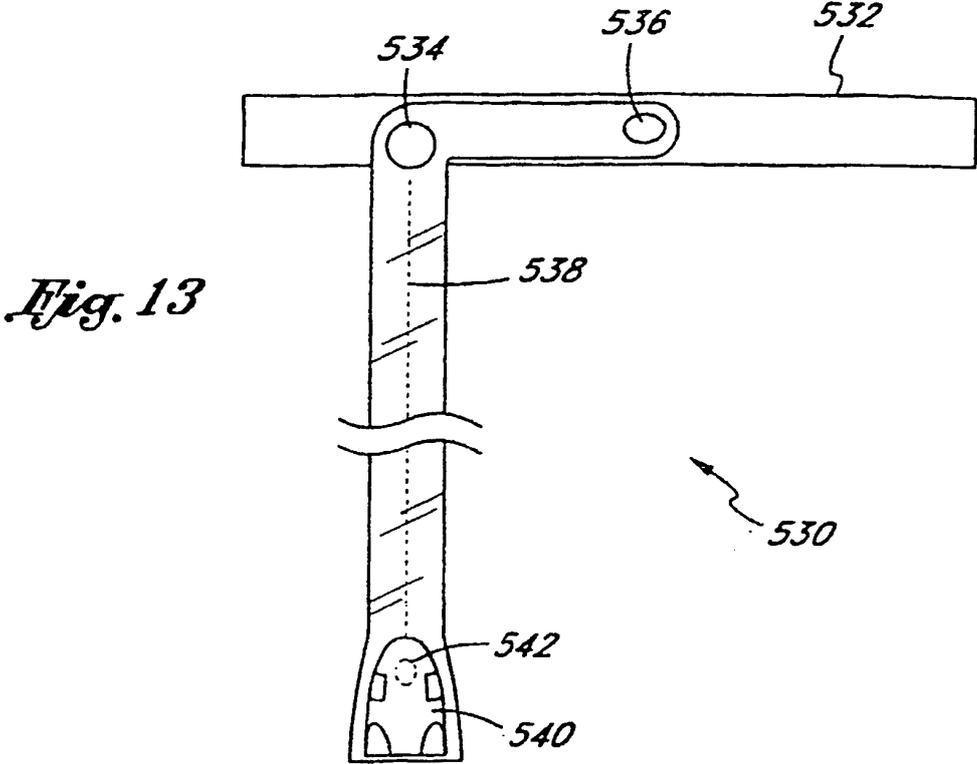


Fig. 12C



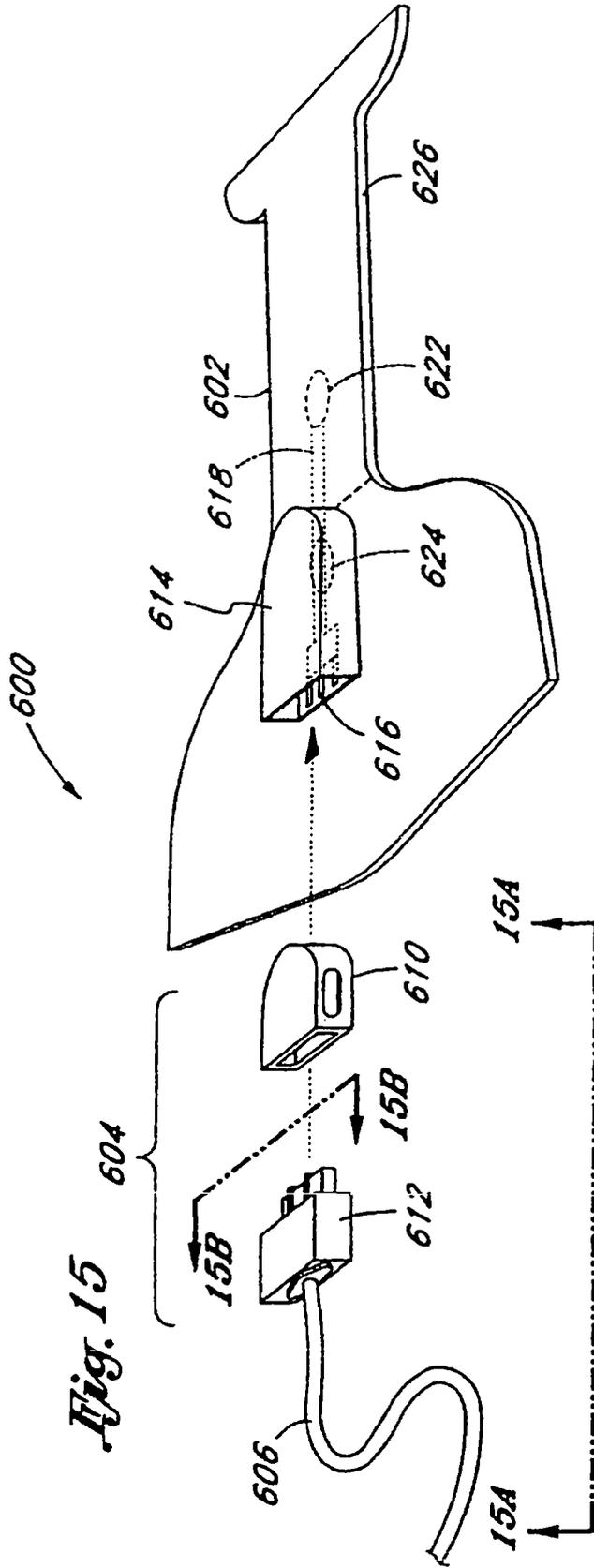


Fig. 15

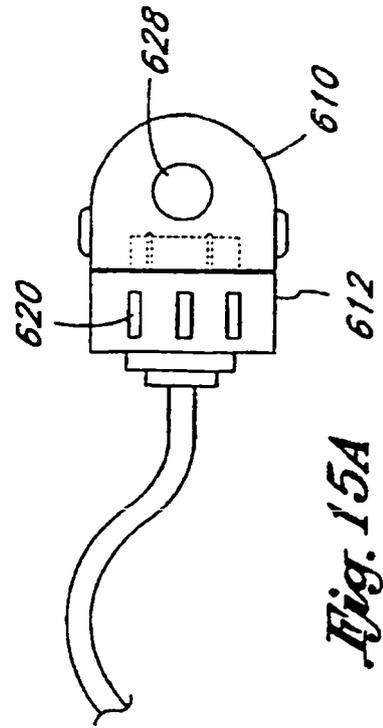


Fig. 15A

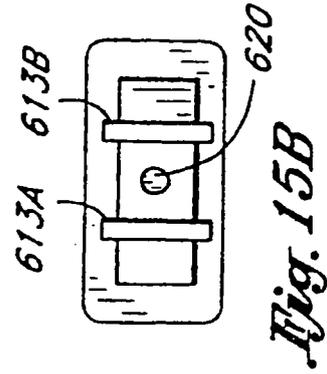


Fig. 15B

Fig. 15C

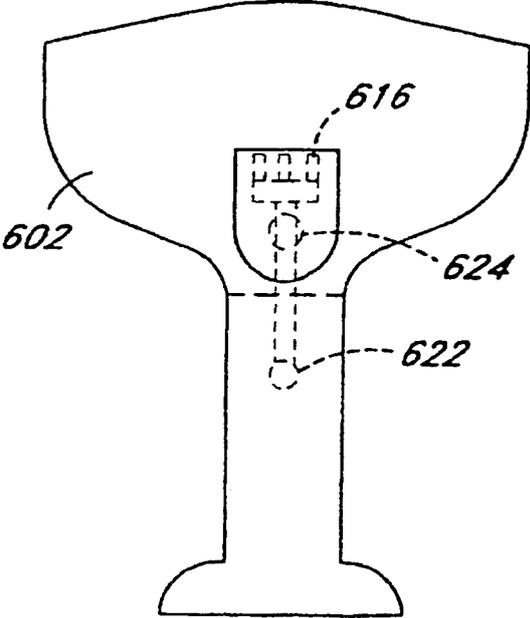


Fig. 15D

