

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 469 805**

51 Int. Cl.:

**A61B 5/00** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **16.04.2001 E 10011573 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **12.03.2014 EP 2322085**

54 Título: **Sensor de pulsioxímetro con función a tramos**

30 Prioridad:

**17.04.2000 US 198109 P**

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

**20.06.2014**

73 Titular/es:

**COVIDIEN LP (100.0%)  
15 Hampshire Street  
Mansfield, MA 02048, US**

72 Inventor/es:

**MANNHEIMER, PAUL D.;  
FEIN, MICHAEL C. y  
PORGES, CHARLES E.**

74 Agente/Representante:

**RIZZO, Sergio**

**ES 2 469 805 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 de pulsioxímetro con función a tramos

**ANTECEDENTES DE LA INVENCIÓN**

**[0001]** La presente invención hace referencia a sensores de oxímetros que tienen memoria.

5 **[0002]** La pulsioximetría se utiliza normalmente para medir diversas características del flujo sanguíneo incluyendo, sin carácter limitativo, la saturación de oxígeno en sangre de la hemoglobina en la sangre arterial, y el ritmo de pulsaciones sanguíneas que corresponde a la frecuencia cardíaca de un paciente. La medición de estas características se ha logrado mediante el uso de un sensor no invasivo que hace pasar la luz a través de una parte del tejido del paciente donde la sangre perfunde el tejido, y detecta de manera fotoeléctrica la absorción de luz en dicho tejido. La cantidad de luz absorbida se utiliza entonces para calcular la cantidad de componente de la sangre que se está midiendo.

10 **[0003]** La luz que pasa a través del tejido se selecciona de forma que sea de una o más longitudes de onda que son absorbidas por la sangre en una cantidad representativa de la cantidad del componente de la sangre presente en la sangre. La cantidad de luz reflejada o transmitida pasada a través del tejido variará según la cantidad cambiante del componente de la sangre en el tejido y la absorción de luz relacionada. Para medir el nivel de oxígeno en sangre, dichos sensores se han provisto de fuentes de luz y fotodetectores que están adaptados para operar a dos longitudes de onda diferentes, según las técnicas conocidas para medir la saturación de oxígeno en sangre.

15 **[0004]** Se han propuesto diversos métodos en el pasado para codificar información en sensores, incluyendo sensores de pulsioxímetro, para transmitir la información de utilidad a un monitor. Por ejemplo, se muestra un mecanismo de codificación en la patente estadounidense de Nellcor nº 4.700.708. Este mecanismo hace referencia a una sonda de oximetría óptica que utiliza un par de diodos emisores de luz (LEDs) para dirigir la luz a través del tejido perfundido por la sangre, con un detector que recoge la luz que no ha sido absorbida por el tejido. La operación depende del conocimiento de la longitud de onda de los LEDs. Puesto que la longitud de onda de los LEDs puede variar de un dispositivo a otro, se sitúa una resistencia de codificación en el sensor siendo el valor de la resistencia el correspondiente a la longitud de onda real de al menos uno de los LEDs. Cuando el instrumento del oxímetro se enciende, determina primero el valor de la resistencia y así los coeficientes de cálculo de la saturación adecuados para el valor de las longitudes de onda de los LEDs en la sonda.

20 **[0005]** Se han propuesto también otros mecanismos de codificación en las patentes estadounidenses nº 5.259.381, 4.942.877, 4.446.715, 3.790.910, 4.303.984, 4.621.643, 5.246.003, 3.720.177, 4.684.245, 5.645.059, 5.058.588, 4.858.615 y 4.942.877. La patente '877 en particular revela el almacenamiento de una variedad de datos en una memoria de un sensor de pulsioximetría, incluyendo los coeficientes para una ecuación de saturación para oximetría.

25 **[0006]** Los sensores de pulsioxímetros de Nellcor están codificados con un valor de resistencia (RCAL) que corresponde a la longitud de onda o longitudes de onda del/de los LED/-s en el emisor, como se describe en la patente nº 4.700.708. Los instrumentos de pulsioxímetro de Nellcor leen este valor de codificación de la resistencia y lo utilizan como un indicador a una tabla de consulta que contiene el conjunto adecuado de coeficientes para ese sensor para calcular la saturación de oxígeno arterial ( $SpO_2$ ). La función que convierte la ratio R (también conocida como la "ratio de ratios" o "rat-rat") de modulación de la señal IR y rojo medida en un valor de saturación *calculado* se deriva de la forma básica de la ley de Lambert-Beer:

$$R = \frac{\ln(I_1 / I_2)_{red}}{\ln(I_1 / I_2)_{ir}} = \frac{S \cdot \beta_{O_2Hb}^{red} + (1-S) \cdot \beta_{Hb}^{red}}{S \cdot \beta_{O_2Hb}^{ir} + (1-S) \cdot \beta_{Hb}^{ir}} = \frac{S \cdot c_1 + (1-S) \cdot c_2}{S \cdot c_3 + (1-S) \cdot c_4} \quad (1)$$

30 donde  $I_1$  e  $I_2$  se refieren a las señales de luz detectadas en dos puntos diferentes en el ciclo cardíaco, y  $\beta$ s se refiere a las propiedades de absorción de la luz características de la hemoglobina oxigenada y desoxigenada. Cuando se resuelve para la saturación (S), el resultado toma la siguiente forma:

$$SpO_2 = S \cdot 100 = \frac{c_1 - c_4 \cdot R}{(c_1 - c_4) \cdot R + (c_2 - c_1)} \cdot 100.$$

(2)

- 5 [0007] La ecuación 2 puede simplificarse más para requerir únicamente tres constantes (por ejemplo, dividiendo cada constante por  $c_2$ ), pero se usará como se muestra para el resto de la descripción. Aunque se basen en la teoría, las cuatro constantes  $c_1$ - $c_4$  se determinan de forma empírica. Los valores teóricos de las constantes son insuficientes principalmente debido a la complejidad de dispersión de la luz y óptica del sensor. Los valores de los conjuntos de constantes ( $c_1$  hasta  $c_4$ ) varían con cada bin de codificación de la resistencia (cada "bin" corresponde a un margen de diferentes longitudes de ondas de LED caracterizadas). Se proporcionan múltiples conjuntos de coeficientes (bins) en una tabla de consulta en los oxímetros de Nellcor. Cuando los valores de  $SpO_2$  calculados según la Ec. 2 son inferiores al 70%, se utiliza un valor revisado de  $SpO_2$  usando una función lineal:

$$SpO_2 = c_5 - c_6 \cdot R, \quad (3)$$

- 15 donde ambos  $c_5$  y  $c_6$  varían con el valor de codificación de la resistencia. Se ha descubierto que esta función lineal ajusta mejor el  $SpO_2$  (la saturación de oxígeno arterial medida por el pulsioxímetro) con el  $SaO_2$  (el valor real de saturación de oxígeno arterial, medido directamente en una muestra de sangre) en observaciones realizada a bajas saturaciones.

- 20 [0008] Una limitación de este método es que la correcta calibración del sensor de pulsioxímetro puede lograrse únicamente si la relación entre la ratio de modulación de la señal (R) y la  $SaO_2$  de la sangre se ajusta a uno de los conjuntos de coeficientes de calibración precodificados.

[0009] Otra limitación de este método es que la relación entre R y  $SaO_2$  del sensor de pulsioximetría puede no ser lineal en un región de baja saturación, o que el punto de corte puede no estar situado de manera óptima en el 74%  $SpO_2$ .

- 25 [0010] Otra limitación más del método de esta técnica precedente es que la relación funcional entre la verdadera saturación de oxígeno arterial y las señales medidas puede no ajustarse a una sola función en el espectro completo del margen de medición.

- 30 [0011] Además, el documento WO 93/06775 revela un sensor de oxímetro extracorporeal que comprende un emisor de luz para dirigir luz al trayecto del torrente sanguíneo de un paciente; un detector de luz montado para recibir la luz de dicho trayecto del torrente sanguíneo de un paciente; y una memoria que almacena diferentes fórmulas para determinar la saturación de oxígeno en diferentes márgenes de valores de saturación de oxígeno.

#### SUMARIO DE LA INVENCION

[0012] Se define un sistema según la invención en la reivindicación 1. En las reivindicaciones dependientes se definen algunas características preferidas.

- 35 [0013] La presente invención aprovecha una memoria en el sensor para proporcionar un rendimiento mejorado. Se almacenan múltiples conjuntos de coeficientes. Los múltiples conjuntos se aplican a diferentes márgenes de valores de saturación para proporcionar un mejor ajuste rompiendo la relación de R a  $SpO_2$  en diferentes trozos, descritos cada uno por una función diferente. Las diferentes funciones pueden ser también acordes a diferentes fórmulas respectivas para determinar la saturación de oxígeno.

- 40 [0014] El sensor también puede almacenar un punto de corte variable entre las dos funciones usadas para la saturación de oxígeno. Las dos funciones podrían ser bien fórmulas separadas o bien la misma fórmula con

diferentes coeficientes. Esto permite la optimización a un valor diferente del valor de corte del 70% de la técnica precedente.

**[0015]** En otro aspecto de la presente invención, el sensor puede almacenar más de un punto de corte para crear más de dos funciones que describen la relación de R a SpO<sub>2</sub>.

5 **[0016]** En otro aspecto más de la presente invención, se utiliza una función spline, con corte de la relación de R a SpO<sub>2</sub> en un número arbitrario de regiones.

**[0017]** En un modo de realización, los coeficientes almacenados en la memoria del sensor corresponden a una curva no lineal para valores de saturación bajos por debajo del 70% u otro(s) punto(s) de corte.

10 **[0018]** Cada uno de los métodos descritos aquí mejoran el ajuste entre la función matemática seleccionada y la saturación de oxígeno arterial cortando la relación en subconjuntos de el margen medido completo y determinando los coeficientes óptimos para cada margen. El ajuste de spline, en este contexto, corta de forma similar el margen de medición completo en subconjuntos para describir de forma eficiente la relación numérica entre el parámetro del tejido subyacente de interés y las señales reales que se usan para estimar su valor.

15 **[0019]** Para una mejor comprensión de la naturaleza y ventajas de la invención, se hará referencia a la siguiente descripción en conjunción con los dibujos adjuntos.

#### BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

##### **[0020]**

20 La Fig. 1 es un diagrama de bloques de un sistema de pulsioxímetro que incorpora la presente invención.

La Fig. 2 es un gráfico de R (ratio de modulación de señal) frente a la saturación de oxígeno (SaO<sub>2</sub>).

La Fig. 3 es un diagrama de los contenidos de una memoria del sensor según la invención.

La Fig. 4 es un gráfico de saturación de oxígeno frente a R para ilustrar el modo de realización de ajuste de spline o curva a un conjunto predefinido de nudos.

25 Las Figuras 5A, 5B, 6A y 6B son gráficos que ilustran el ajuste de curva mejorado de los modos de realización de la invención frente a la técnica precedente.

#### DESCRIPCIÓN DE LOS MODOS DE REALIZACIÓN ESPECÍFICOS

##### Monitor/lector de sensor

30 **[0021]** La Fig. 1 es un diagrama de bloque de un modo de realización de la invención. La Fig. 1 muestra un pulsioxímetro 17 (o lector de sensor) que está conectado a un sensor no invasivo 15 unido al tejido del paciente 18. La luz de los LEDs 14 del sensor pasa por el tejido del paciente 18 y tras ser transmitida a través o reflejarse desde el tejido 18 la luz es recibida por un fotosensor 16. Se pueden usar dos o más LEDs dependiendo del modo de realización de la presente invención. El fotosensor 16 convierte la energía recibida en una señal eléctrica, que se introduce después en el amplificador de entrada 20.

**[0022]** Se pueden usar fuentes de luz distintas de los LEDs. Por ejemplo, se pueden usar láseres, o podría usarse una fuente de luz blanca con filtros de longitud de onda adecuada bien en el extremo de transmisión o bien en el extremo de recepción.

40 **[0023]** La Unidad de Procesamiento de Tiempo (TPU, en inglés) 48 envía señales de control a la unidad de LED 32, para activar los LEDs, normalmente de forma alterna. De nuevo, según el modo de realización, la unidad puede controlar dos o cualquier número adicional de LEDs deseados.

**[0024]** La señal recibida del amplificador de entrada 20 se pasa a través de dos canales diferentes mostrados en el modo de realización de la Fig. 1 para dos longitudes de onda diferentes. De modo alternativo, podrían usarse tres canales para tres longitudes de onda diferentes, o N canales para N longitudes de onda. Cada canal incluye un conmutador analógico 40, un filtro de paso bajo 42, y una convertidor de analógico a digital (A/D) 38. Las líneas de control de la TPU 48 seleccionan el canal apropiado en el momento en el que el LED correspondiente 14 está siendo accionado, en sincronización. Un módulo de series en cola (Queued Serial Module, QSM) 46 recibe los datos digitales de cada uno de los canales por medio de las líneas de datos 79. La CPU 50 transfiere los datos desde el QSM 46 a la RAM 52 a medida que el QSM 46 se llena periódicamente. En un modo de realización, el QSM 46, la TPU 48, la CPU 50 y la RAM 52 son parte de un circuito integrado, como un microcontrolador.

Memoria del sensor

**[0025]** El sensor 15, que incluye el fotodetector 16 y los LEDs 14, tiene un memoria 12 del sensor asociada al mismo. La memoria 12 está conectada a la CPU 50 en el lector del sensor o monitor 17. La memoria 12 podría empacarse en un cuerpo del sensor 15 o en un enchufe eléctrico conectado al sensor.

5 **[0026]** La Fig. 2 es un ejemplo de un gráfico de la ratio de ratios (R) en el eje X frente a la saturación de oxígeno (SaO<sub>2</sub>) en el eje Y. Se muestra un punto de corte 52. En la técnica precedente, se predefinió el punto de corte del 70% en el software del monitor. A la derecha del punto de corte (saturaciones de oxígeno de entre 70-100%) se usó una fórmula con cuatro coeficientes. A la izquierda del punto de corte en la técnica precedente, se usó una ecuación lineal con dos coeficientes. La presente invención proporciona una mayor flexibilidad y exactitud  
10 utilizando una fórmula no lineal de la parte de la curva a la izquierda del punto de corte 52. Mediante el uso de un chip de memoria en el propio sensor, es posible almacenar estos coeficientes en el chip de memoria, así como los coeficientes separados para valores de saturación superiores.

15 **[0027]** En otro modo de realización de la invención, el punto de corte 52 puede almacenarse en el chip de memoria, y puede elegirse para optimizar el ajuste de curva para los dos conjuntos de coeficientes. En otras palabras, puede obtenerse un mejor ajuste a las dos curvas si el punto de corte es 68%, por ejemplo. En un modo de realización alternativo, pueden usarse múltiples puntos de corte y curvas. Además, en lugar de usar la misma fórmula, pueden usarse fórmulas diferentes para las secciones diferentes en otro modo de realización.

20 **[0028]** La Fig. 3 ilustra los contenidos de la memoria del sensor 12 de la Fig. 1. Como se muestra, en una primera sección de la memoria 54 se almacena un primer conjunto de coeficientes. Una segunda parte de memoria 56 almacena un segundo conjunto de coeficientes. Finalmente, en una tercera sección de memoria 58, se almacena el punto de corte 52. Se pueden almacenar diferentes combinaciones de estos elementos en diferentes memorias. Por ejemplo, podría excluirse el punto de corte de algunas, y en otras podría proporcionarse un punto de corte con solo un conjunto de coeficientes (con el otro conjunto de coeficientes en el monitor). Alternativamente, el punto de corte puede determinarse por un número modelo del sensor que se  
25 almacena en la memoria, o algún otro valor de identificación.

Ecuación β:

30 **[0029]** En un modo de realización, se utiliza una forma mejorada de la función curvilínea. En lugar de usar la Ec. 3 (lineal) en la región de saturación inferior, se usa la Ec. 2 (no lineal) para ambas las regiones de saturación superiores e inferiores. El punto de corte que define cuando cambiar los coeficientes de un conjunto de la región superior a un conjunto de la región inferior se define mediante otro coeficiente. El punto de corte puede programarse bien como un valor de R, o bien como un valor de SpO<sub>2</sub>. Con el punto de corte definido como un valor de R, el algoritmo pasa a ser:

$$SpO_2 = \frac{b - d \cdot R}{(c - d) \cdot R + (b - a)} \cdot 100 \begin{cases} R \leq c_s : a = c_1, b = c_2, c = c_3, d = c_4 \\ R > c_s : a = c_6, b = c_7, c = c_8, d = c_9 \end{cases} \quad (4)$$

35 Ajuste de curva

**[0030]** El ajuste de curva a múltiples regiones sigue la misma metodología que el ajuste a una sola región. Dicho simplemente, los datos se dividen en regiones separadas y se determinan los coeficientes para cada región de forma separada. En el mercado hay programas de software disponibles, (por ejemplo, Mathcad, (Mathsoft, Inc, Cambridge, MA). El proceso también puede encontrarse en, por ejemplo, Data Reduction and Error Analysis for  
40 the Physical Sciences (Philip Beviyton, McGraw-Hill, New York 1969, Ch. 11 - Least squares fit to an arbitrary function).

Ajuste de spline

45 **[0031]** Un modo de realización alternativo utiliza un ajuste de spline (curva), o interpolación de orden superior o lineal a un conjunto prefdefinido de SpO<sub>2</sub> frente a valores de R ("nudos"). Un "nudo" es un término de la técnica en el ajuste de spline que se refiere a un par x-y que corresponde a un nodo en una línea, con un número de dichos nudos definiendo la línea. El ajuste de spline es una técnica de interpolación.

**[0032]** Por ejemplo, los valores de  $R$  en valores específicamente definidos de  $SpO_2$  se almacenan en la memoria del sensor. Este sería un ejemplo de lo anterior:

<b>R=</b>	<b>a</b>	<b>b</b>	<b>c</b>
5 $SpO_2=$	100	95	90

**[0033]** Alternativamente, aunque de forma menos preferible, la variable independiente podría intercambiarse:

10      R =	0,5	0,6	0,7
$SpO_2 =$	<b>x</b>	<b>y</b>	<b>z</b>

a) Solo los valores en negrita (p.ej.,  $a$ ,  $b$  y  $c$ ) necesitan almacenarse con valores espaciados preseleccionados y fijos de  $SpO_2$  (espaciados de forma equitativa o no). O, alternativamente, valores preseleccionados de  $R$ .

15      b) Un método alternativo almacena en la memoria del sensor los valores de  $SpO_2$  (mínimo) y  $SpO_2$  (máximo) del margen de spline, el número de nudos que estarán definidos, y la secuencia de valores definidos de  $R$  para estos nudos.

c) Otro método alternativo podría almacenar el  $SpO_2$  y el valor  $R$  asociado para cada nudo.

20      Para cada una de estas opciones, el instrumento usaría un algoritmo de ajuste de spline, preferiblemente un spline cúbico, para determinar el  $SpO_2$  en el valor de  $R$  medido según los valores almacenados (una alternativa podría ser un algoritmo de interpolación de orden superior o lineal).

25      **[0034]** La Fig. 4 ilustra el método de spline cúbico. La Fig. 4 es un gráfico de saturación de oxígeno frente a  $R$  para un emisor de sensor concreto. Por lo tanto, en lugar de almacenar los coeficientes como en el método de la técnica precedente, los valores de la saturación de oxígeno o  $R$  reales se calculan y almacenan en la memoria del sensor para las características del sensor concreto (p.ej., longitudes de onda del emisor). Cuando el oxímetro mide el nivel de señal del detector de luz, éste determina un valor de saturación de oxígeno determinando el punto en la curva asociado al valor de  $R$  calculado entre dos de los puntos de muestra mostrados en la Fig. 4.

30      **[0035]** Existe un equilibrio entre el número de nudos definidos y la cantidad de memoria requerida para almacenarlos. Muy pocos nudos requieren muy poca memoria de almacenamiento, pero pueden no describir de forma adecuada la relación funcional; demasiados definen en exceso la curva y consumen más memoria. Los inventores han descubierto que los nudos espaciados un 5%-10% dan resultados adecuados.

Cálculo de spline cúbico:

35      **[0036]** El proceso de interpolación de spline cúbico es conocido para aquellos con experiencia en la técnica. Intrínseco al uso del método de spline es que el valor de  $R$  necesita determinarse primero antes de ser traducido a la  $SpO_2$ . El proceso preferido de interpolación de spline puede lograrse usando las funciones proporcionadas en Mathcad, y trata los puntos extremos con funciones cúbicas. Hay disponibles otras referencias para las interpolaciones de spline cúbico.

40      **[0037]** El proceso de encontrar las coordenadas de los nudos en datos empíricos con una cantidad significativa de ruido puede exigir un paso adicional. Los programas de ajuste de curva básicos disponibles en el mercado pueden usarse (sigmaPlot, o TableCurve, o Mathematical por ejemplo) para determinar la aproximación funcional de mejor ajuste de los datos. Alternativamente, se puede llevar a cabo un ajuste de mínimos cuadrados de una función analítica seleccionada de forma arbitraria y escoger los valores de  $R$  en las localizaciones del nudo (valores de  $SaO_2$ ). La función analítica puede ser un polinomio a trozos que solapan (p.ej., lineal o parabólico), o la ecuación curvilínea de Ec. 1 o Ec. 4. Otro enfoque es llevar a cabo una selección de mínimos cuadrados de los nudos directamente.

- 5 **[0038]** La Figura 5A muestra el ajuste de curva convencional de la técnica precedente, en el que se usa una relación lineal por debajo del 70% de saturación, con un enfoque curvilíneo por encima del 70%. El error residual debido al ajuste imperfecto del R real para la respuesta de SaO<sub>2</sub> del enfoque curvilíneo por encima del 70% de saturación se ilustra mediante la curva 60, mientras que el error residual del enfoque de interpolación lineal por debajo del 70% se ilustra mediante los puntos 62. La Figura 5B ilustra el uso de ajustes curvilíneos en ambas regiones, usando una curva curvilínea diferente 64 por debajo del 70%. En este ejemplo, se proporciona un ajuste muy mejorado. En ambas figuras, la línea de puntos más pequeña 66 corresponde al uso de un solo ajuste curvilíneo a lo largo de ambas regiones, que tampoco resulta tan exacto, teniendo una característica de error muy superior en comparación con las curvas de la invención, 64 y 60 de la Figura 5B.
- 10 **[0039]** La Figura 6A y 6B muestra una pluralidad de nudos como círculos 70 en los gráficos. La línea de puntos 72 de la Figura 6A ilustra un ajuste de interpolación lineal a estos nudos, que muestra un resultado propenso al error residual con múltiples curvas. En la Figura 6B, por otra parte, la presente invención que usa un método de ajuste de spline cúbico proporciona una línea de puntos 74 que presenta un ajuste más exacto a los nudos 70.
- 15 **[0040]** Como entenderán aquellos con experiencia en la técnica, la presente invención puede ponerse en práctica en otros modos de realización específicos sin salir de las características esenciales de la misma. Por ejemplo, puede usarse cualquier función para las fórmulas para determinar la saturación de oxígeno, no solo las descritas. Para una memoria del sensor limitada, la representación de la función puede comprimirse. Puede utilizarse cualquier representación de una función. Los coeficientes de calibración pueden basarse en más o
- 20 diferentes características además de la longitud o longitudes de onda de los LED del sensor. Por ejemplo, otras características del emisor de LED o características del diseño del sensor pueden ser factores en los coeficientes de calibración del sensor.
- [0041]** Además, la fórmula para calcular la saturación de oxígeno puede ser una función de más de la ratio de ratios; por ejemplo, podrían usarse otras variables de entrada como la fuerza de la señal, niveles de luz y señales de múltiples detectores.
- 25 **[0042]** La descripción anterior pretende ser ilustrativa, pero no limitativa, del ámbito de la invención que se expone en las reivindicaciones siguientes.

30

35

40

**Reivindicaciones**

- 5 1. Un sensor de oxímetro (15) que comprende: un emisor de luz (14) para dirigir luz a un paciente; un detector de luz (16) montado para recibir la luz proveniente de dicho paciente; y una memoria (12) que almacena coeficientes para su uso en al menos una fórmula para determinar la saturación de oxígeno, incluyendo dichos coeficientes al menos un primer conjunto de coeficientes y un segundo conjunto de coeficientes, donde el primer y el segundo conjunto de coeficientes se aplican a diferentes márgenes de valores de saturación de oxígeno.
2. El sensor de oxímetro(15) de la reivindicación 1, en el que dichos coeficientes dependen de una longitud de onda media de dicho emisor de luz (14).
- 10 3. El sensor de oxímetro (15) de la reivindicación 1 ó 2, en el que dicha memoria (12) almacena además un valor que indica un punto de corte de señal entra dichos primer y segundo conjunto de coeficientes.
4. El sensor de oxímetro (15) de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que dicho primer y segundo conjunto de coeficientes se usan en fórmulas diferentes.
5. El sensor de oxímetro (15) de la reivindicación 6, en el que dichas diferentes fórmulas son fórmulas no lineales.
- 15 6. El sensor de oxímetro (15) de la reivindicación 5, en el que dichas diferentes fórmulas son fórmulas lineales.
7. El sensor de oxímetro (15) de cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el que al menos un tercer conjunto de coeficientes es almacenado en dicha memoria (12) para un tercer margen de dichos valores de saturación.

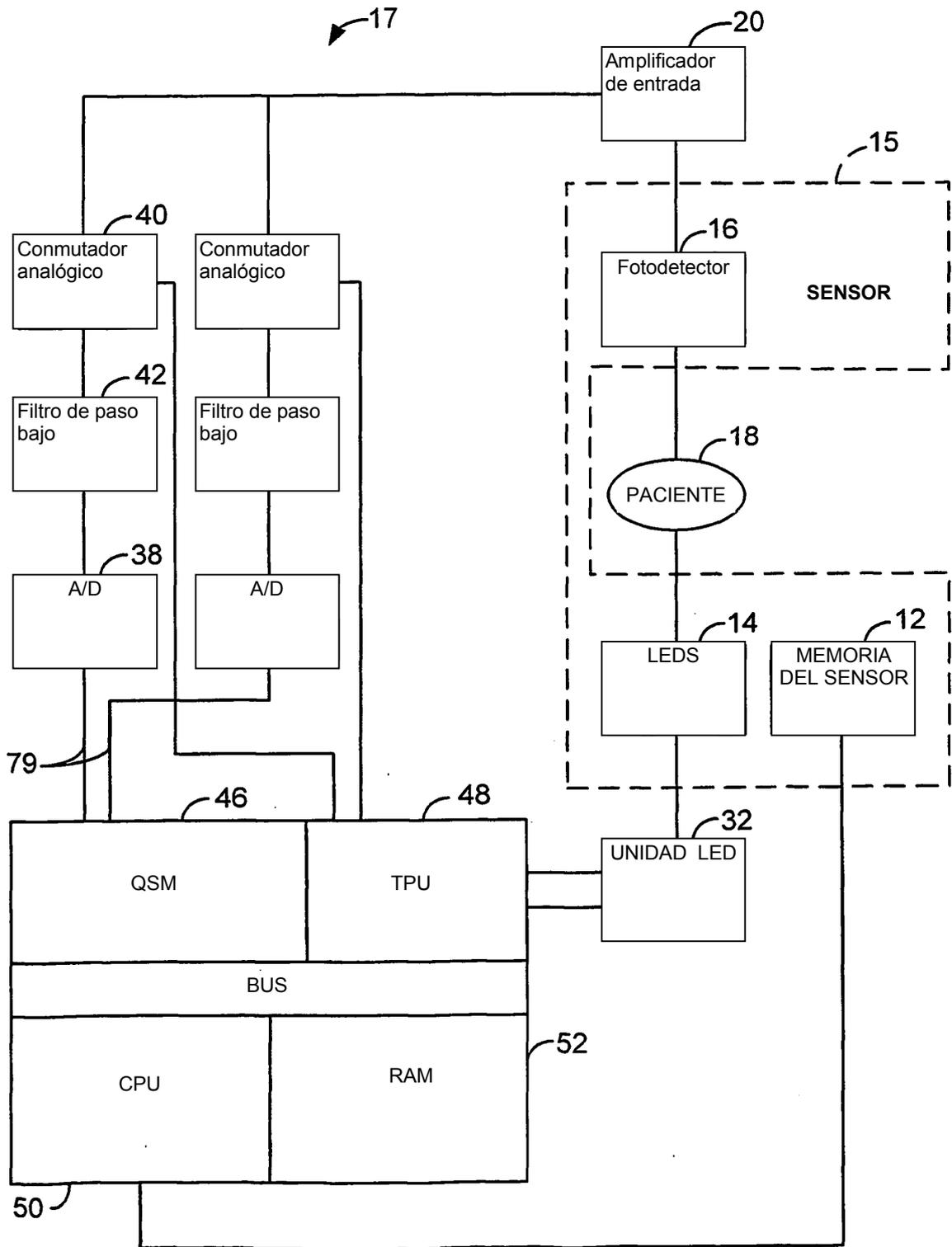


FIG. 1.

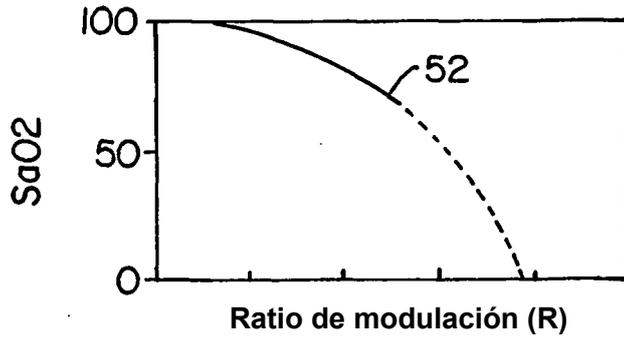


FIG. 2.

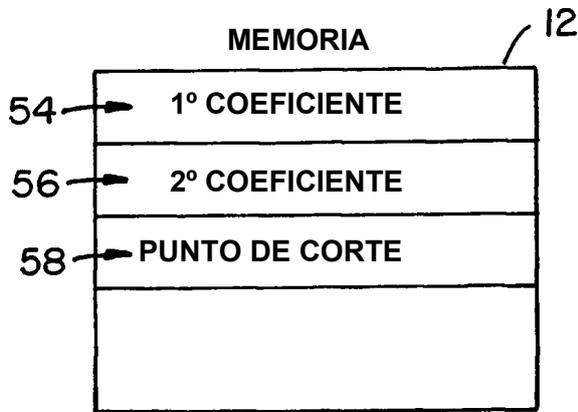


FIG. 3.

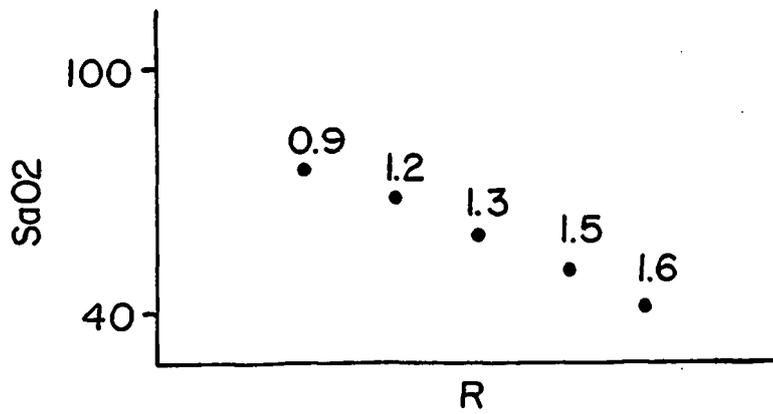


FIG. 4.

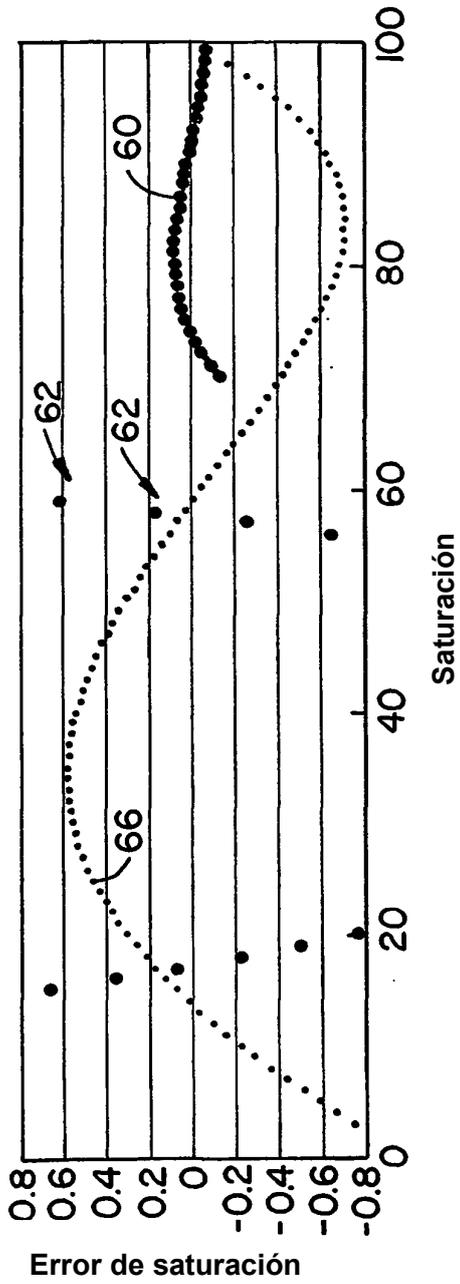


FIG. 5A.

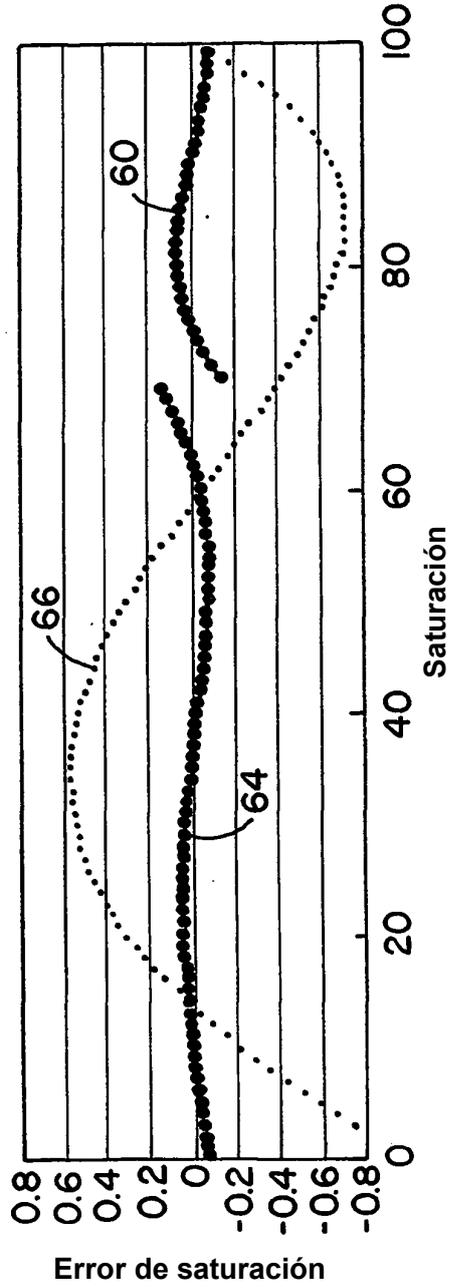
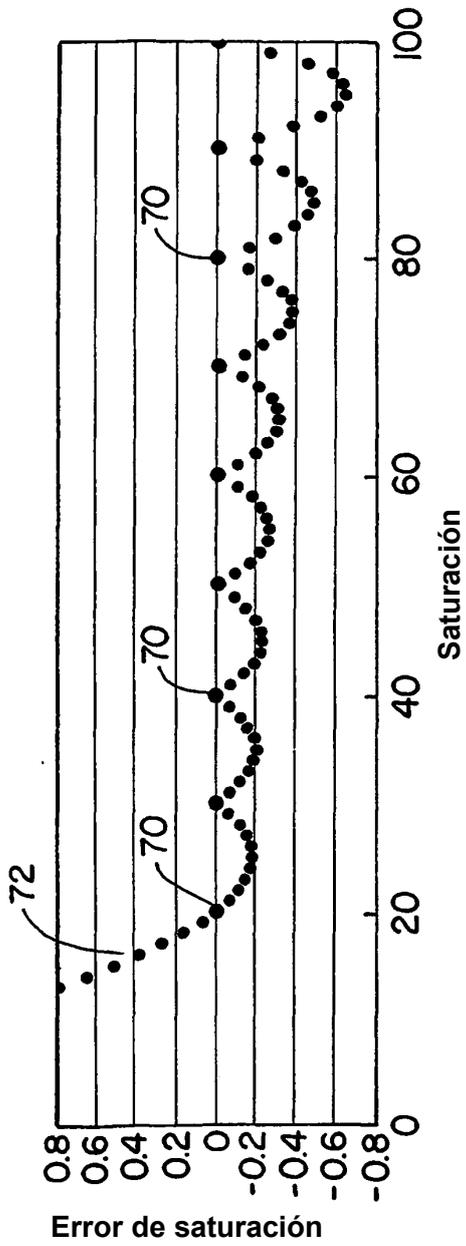
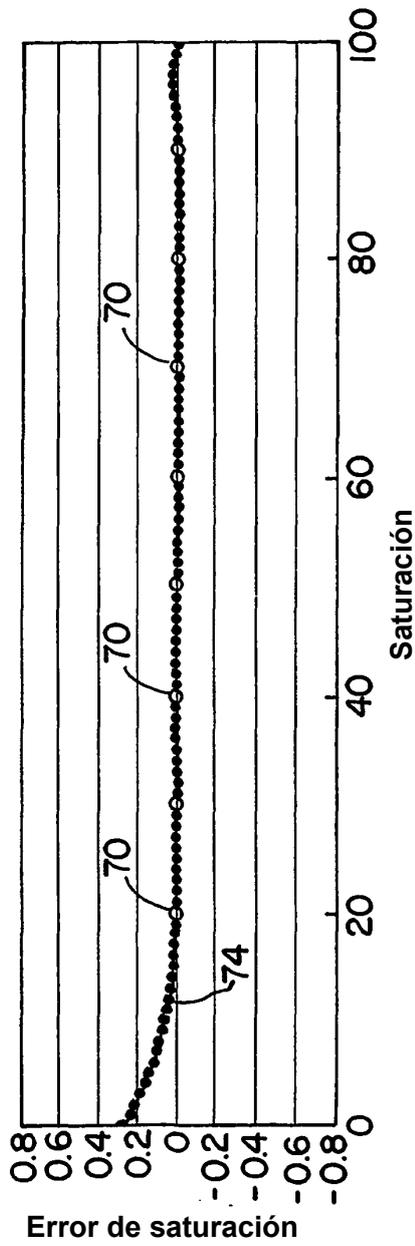


FIG. 5B.



**FIG. 6A.**



**FIG. 6B.**