



①9



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

①1 Número de publicación: **2 311 980**

⑤1 Int. Cl.:
A61B 5/00 (2006.01)

①2

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

⑨6 Número de solicitud europea: **05723983 .2**

⑨6 Fecha de presentación : **24.02.2005**

⑨7 Número de publicación de la solicitud: **1722675**

⑨7 Fecha de publicación de la solicitud: **22.11.2006**

⑤4 Título: **Cancelación de la luz ambiental por medio de oxímetro.**

③0 Prioridad: **25.02.2004 US 787854**

④5 Fecha de publicación de la mención BOPI:
16.02.2009

④5 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
16.02.2009

⑦3 Titular/es: **Nellcor Puritan Bennett Incorporated**
4280 Hacienda Drive
Pleasanton, California 94588, US

⑦2 Inventor/es: **Petersen, Ethan;**
Shea, William y
Chew, Bradford, B.

⑦4 Agente: **Carpintero López, Mario**

ES 2 311 980 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

Cancelación de la luz ambiental por medio de oxímetro.

5 La invención se refiere a oxímetros, y de manera particular a técnicas para la cancelación de la luz ambiental en oxímetros pulsados.

10 La oximetría de pulsos es usada de manera típica para medir varias características del flujo sanguíneo, incluyendo, pero no limitándose a, la saturación del oxígeno en sangre de la hemoglobina en la sangre arterial, el volumen de las pulsaciones sanguíneas independientes que se suministran a los tejidos y el ritmo de las pulsaciones sanguíneas correspondiente a cada latido del corazón de un paciente. Las medidas de estas características se han llevado a cabo por medio de la utilización de un sensor no invasivo que dispersa la luz a través de una parte del tejido del paciente en el que la sangre se difunde en el tejido, y detecta de manera fotoeléctrica la absorción de la luz en dicho tejido. La cantidad de luz absorbida se usa después para calcular la cantidad del constituyente de sangre que se esté midiendo.

15 La luz dispersada a través del tejido se selecciona para que sea de una o de más de una longitudes de onda que sean absorbidas por la sangre en una cantidad representativa de la cantidad del constituyente sanguíneo presente en la sangre. La cantidad de luz transmitida dispersada a través del tejido variará de acuerdo con la cantidad cambiante del constituyente sanguíneo en el tejido y la absorción de luz relacionada. Para medir el nivel de oxígeno en la sangre, se ha provisto de manera típica a dichos sensores de una fuente de luz que está adaptada para generar luz de al menos dos longitudes de onda diferentes, y de fotodetectores sensibles a ambas longitudes de onda de acuerdo con técnicas conocidas para medir la saturación de oxígeno en sangre.

20 Los sensores no invasivos conocidos incluyen dispositivos que están asegurados a una parte del cuerpo, tal como un dedo de la mano, una oreja o el cuero cabelludo. En animales y en humanos, el tejido de estas partes del cuerpo está regado con sangre y la superficie del tejido es rápidamente accesible para el sensor.

25 Un problema con las medidas de oxígeno es que además de recibir la luz que estaba dirigida el tejido, el detector también detecta la luz ambiental. Se pueden hacer intentos para bloquear la luz ambiental, pero se detectará de manera típica alguna cantidad de luz ambiental. Una preocupación particular es la luz a la frecuencia de línea de alimentación de los fluorescentes o de otras luces, que es de 60 Hz en los Estados Unidos, y de 50 Hz en Europa y en otros países.

30 Como se usa de manera típica un único fotodetector, la luz de diferentes longitudes de onda, tal como roja e infrarroja, se multiplexa en el tiempo. La señal detectada se debe demultiplexar. La frecuencia de demultiplexación debe ser lo suficientemente alta de forma que sea mucho mayor que la velocidad de pulsos. Sin embargo, la elección de una frecuencia de demultiplexación también se ve afectada por la interferencia de la luz ambiental. Una cuestión es el solapamiento de los armónicos de la frecuencia de la línea eléctrica de alimentación CA. La patente de los Estados Unidos número 5.713.355 describe una técnica de alteración de la frecuencia de demultiplexación dependiendo de la cantidad de interferencia ambiental detectada en cada una de las frecuencias.

35 La patente de los Estados Unidos número 5.885.213 describe la resta de una señal oscura (luz ambiental detectada) de la señal de luz detectada. Esto se lleva a cabo dejando apagados ambos emisores de luz, tanto el de luz roja como el de luz infrarroja, entretanto encendiéndolos, de forma que una señal "oscura" supuestamente compuesta de la luz ambiental presente se pueda detectar. Ésta se puede restar de la señal deseada. Otros ejemplos de patentes que tratan de la cuestión de la luz ambiental son las patentes de los Estados Unidos números 6.385.471, 5.846.190 y 4.781.195.

40 La patente de los Estados Unidos número 6.449.501 trata del uso de un filtro de ranura para el filtrado de la frecuencia de línea. Sin embargo, la velocidad de muestreo se describe como que es fijada a dos veces la frecuencia fundamental de la interferencia de línea de alimentación eléctrica, dejando armónicos más altos de la interferencia de la línea de alimentación eléctrica como un problema, y no queda claro cómo se puede filtrar la interferencia sin el filtrado de la frecuencia de modulación. En la patente de los Estados Unidos número 4.802.486 se declara otro ejemplo de un filtro de ranura que se está usando, y que emplea un filtro de ranura para la señal EKG. La patente de los Estados Unidos número 2003/0028357 A1 usa un filtro de ranura en un oxímetro de pulso.

45 Es un objeto de la invención proporcionar un oxímetro y un procedimiento para hacer funcionar al oxímetro que sea menos susceptible a la interferencia. Este objeto se puede conseguir por medio de las características de las reivindicaciones independientes. En las reivindicaciones dependientes se caracterizan mejoras adicionales.

50 La presente invención proporciona un procedimiento de oxímetro de pulsos y un aparato de acuerdo con las reivindicaciones 1 y 7 de las reivindicaciones que se anexan que proporciona (1) un filtro de ranura a una distancia entre una frecuencia de demodulación y una frecuencia múltiplo común de las frecuencias comúnmente usadas en la línea de alimentación eléctrica (50, 60, 100 y 120) y también (2) una frecuencia de demodulación mayor que un ritmo de pulso que sea el más alto de una persona y que sea inferior a cualquiera de los armónicos de 50, 60, 100 ó 120 Hz. La invención permite de esta manera el filtrado de una fuente significativa de interferencia de luz ambiental, mientras se elige una frecuencia de demodulación óptima que evite la interferencia proveniente del filtro de ranura o de armónicos de la interferencia de la línea de alimentación eléctrica.

ES 2 311 980 T3

En una realización, el múltiplo común es 1200, con la frecuencia de demodulación 30 estando entre 5 y 20 Hz alejada de los 1200, de manera preferible aproximadamente 1211 en una realización.

A este respecto, la patente de los Estados Unidos número 5.645.060 describe la alternancia de LED a una velocidad de 1200 Hz. La patente de los Estados Unidos número 5.368.224 describe un demultiplexor sincronizado con las fuentes de luz roja e infrarroja del sensor y separando las partes roja e infrarroja de la salida del fotodetector para su procesamiento adicional por medio del oxímetro, la fundamental del demultiplexor estando separada aproximadamente de 10 a 15 Hz de la frecuencia de la alimentación de energía eléctrica CA y de los armónicos de la misma. De acuerdo con la invención, se miden las señales oscuras o la luz ambiental tanto antes como después de cada una de las longitudes de onda del emisor de luz (roja e infrarroja en una realización). En lugar de restar simplemente uno de los niveles de oscuro, se promedian los dos niveles oscuros y después se resta de la señal detectada. Esto compensa la variación en la luz ambiental durante la señal detectada, reduciendo el efecto de la interferencia de la línea de alimentación eléctrica o cualquier otra interferencia de baja frecuencia.

En un aspecto de la presente invención, el filtrado digital y la decimación se hacen en el dominio digital. Cuando existe un cambio en una configuración de la ganancia en el hardware de la etapa de entrada o en la potencia del LED, los filtros se precargan para poner valores en su memoria para que correspondan a una estimación del valor establecido de la salida en las nuevas configuraciones de ganancia o de alimentación. Esta precarga se acelera cuando hay datos válidos disponibles a la salida del filtro.

La figura 1 es un diagrama de bloques de un oxímetro que incorpora la presente invención.

La figura 2 es un diagrama de bloques de una parte de las manipulaciones digitales en una realización de la invención, incluyendo un filtro de ranura.

La figura 3 es un diagrama que ilustra los múltiples niveles oscuros que son promediados en una realización de la invención.

La figura 4 es un diagrama que ilustra la precarga del filtro digital y del decimador de acuerdo con una realización de la presente invención.

Sistema global

La figura 1 ilustra una realización de un sistema de oximetría que incorpora la presente invención. Un sensor incluye LED de luz roja y de luz infrarroja y un fotodetector. Éstos están conectados por medio de un cable a una placa. La corriente de excitación del LED es proporcionada por una interfaz de excitación del LED. La fotocorriente recibida proveniente del sensor se entrega a una interfaz I-V. Las tensiones de IR y de rojo son proporcionadas entonces a una interfaz sigma-delta que incorpora la presente invención. La salida de la interfaz sigma-delta es entregada a un microcontrolador. El microcontrolador incluye una memoria flash para un programa, y una memoria EEPROM para datos. El oxímetro incluye también un circuito integrado microprocesador conectado a una memoria flash. Finalmente, se usa un reloj y se usa una interfaz para proporcionar una calibración digital en el sensor. Un ordenador servidor de aplicaciones independiente recibe la información procesada, así como recibe una señal analógica sobre una línea para proporcionar una pantalla analógica.

Filtro de ranura

La figura 2 muestra un conversor analógico a digital que proporciona una señal digital que va a ser manipulada por parte del microcontrolador de la figura 1. El microprocesador incluiría un demodulador, cuatro etapas de filtros/decimadores, un filtro paso bajo con una ranura, así como otros bloques para la manipulación digital de las señales y el cálculo de la saturación de oxígeno como se conoce bien en la técnica. Solamente se muestra el canal rojo después de la demodulación, pero se usa un canal similar para la señal de IR.

El filtro de ranura se ocupa de la interferencia de la línea de alimentación eléctrica que, en los Estados Unidos proviene de las luces que funcionan a 60 Hz ó a 120 Hz, dependiendo de los requisitos de alimentación eléctrica. En Europa y en otras áreas se usan 50 Hz y 100 Hz. Un múltiplo común de 50, 60, 100 y 120 Hz es 1200 Hz. El ancho de banda de modulación se elige para que sea más alto que el ritmo del pulso humano más alto posible, de manera preferible mayor de 5 Hz. Al mismo tiempo, se elige para que sea inferior que cualquiera de los armónicos de las señales de interferencia de la línea de alimentación eléctrica. Se eligen veinte hercios como un límite deseable superior porque un segundo armónico de 2450 se solaparía en 2050 Hz. En una realización, la frecuencia de modulación elegida es de 1211,23 Hz. Ésta está alejada 11,23 Hz de los 1200 Hz, (dentro de un intervalo de 5 a 20 Hz). De acuerdo con esto, en una realización preferida, se proporciona un cero en el filtro de ranura a 11,23 Hz. El filtro paso bajo con ranura (46), en una realización S, es un filtro de Bessel de 8 polos con una ranura a 11,25 Hz.

La presente invención proporciona de esta manera un medio efectivo de eliminar la interferencia de la interferencia de la línea de alimentación eléctrica, tal como el rizado en las luces fluorescentes que se puede solapar sobre la señal

detectada. Aunque se han proporcionado filtros antisolapamiento en hardware antes de un demodulador, es difícil hacer que éstos sean efectivos, y de esta manera habrá alguna interferencia residual de línea en la señal detectada con la que se tratará en el dominio digital.

5 Niveles oscuros ambientales promedio para reducir la interferencia a baja frecuencia

La figura 3 ilustra otro aspecto de la presente invención, reduciendo la interferencia ambiental por medio de promediar los niveles de oscuro ambientales antes y después de un período de muestreo para tener en cuenta la interferencia a baja frecuencia proveniente de líneas de alimentación eléctrica o de otras fuentes. La figura 3 muestra una señal a una velocidad de muestreo de 2400. La línea con pendiente ascendente de la figura 3 es debida a la interferencia de la línea de alimentación eléctrica de 60 Hz. Es deseable eliminar el efecto de esta pendiente de subida (que será de bajada en otras partes de la señal de 60 Hz, ó 50 Hz, etc.).

La figura 3 muestra una señal detectada durante diferentes períodos de modulación. El nivel de la señal detectada se ilustra por medio de una línea 50. Durante un primer período oscuro 52, ni el LED rojo ni el LED IR están encendidos, permitiendo un muestreo de la luz oscura o ambiental. Después de este muestreo, durante un período de tiempo 54, se enciende el LED rojo, con una señal 50 que sube durante este período a medida que el LED rojo llega a su intensidad plena. Durante el período de tiempo 56, la señal detectada corresponde al LED rojo que está encendido.

Después de apagar el LED rojo y que la señal decaiga durante un período 58, se muestrea un segundo 10 período oscuro 60.

Posteriormente, se enciende el LED IR durante un período 62, y se muestrea durante un período 64. Se apaga y la señal decae durante un período 66, tomándose una tercera muestra oscura durante un período 68. La tercera muestra oscura corresponde también al período oscuro rápido 52, mientras el proceso se autorrepite.

Como se puede ver a partir de la figura 3, si solamente se usa uno de los niveles oscuros, se puede medir un nivel ambiental impreciso si el nivel ambiental es variable, tal como debido a una interferencia de baja frecuencia. Por medio del promediado de los períodos oscuros antes y después del período de muestreo para una longitud de onda en particular, se obtiene una medida más precisa de la señal de nivel oscuro ambiental. Por ejemplo, la interferencia ambiental durante el período de modulación rojo 56 se determina por medio de la medida de la señal oscura 1 durante el período 52 y de la señal oscura 2 durante el período 60 y promediando estas señales. De manera similar, durante el período de modulación infrarroja 64, la señal oscura 2 durante el período 60 y la señal oscura 3 durante el período 68 son promediadas y restadas de la señal IR detectada para eliminar la interferencia ambiental. Todos estos cálculos se hacen en el dominio digital por medio del microcontrolador 22 de la figura 1.

Decimación de precarga y filtros de Bessel

La figura 4 muestra otro aspecto de la presente invención en el que los filtros y el software están precargados. Antes de que la señal de entrada analógica sea procesada a través del demodulador sigma-delta y del conversor multibit analógico a digital, es amplificada de manera típica en un amplificador hardware 84. Después de procesar por medio del modulador sigma-delta 86 y de la conversión al dominio digital, es decimada para reducir la velocidad de muestras por medio de un decimador 88 y es filtrada por medio de un filtro de Bessel 88. Un controlador 92 precarga las memorias del filtro de Bessel y del decimador con una estimación de lo que debería ser el valor establecido de la salida. Esto reducirá de manera significativa el tiempo de configuración del filtro después de un cambio de paso en su entrada. Dicho cambio de paso en la entrada puede ocurrir a partir de un cambio en las configuraciones de la ganancia del amplificador 84. De manera alternativa, un cambio de paso puede ser el resultado de un cambio en el LED particular que esté siendo activado, la alimentación eléctrica del LED u otras configuraciones de la ganancia del hardware de la etapa de entrada. Como el controlador 92 estaría activando dichos cambios, tendrá el conocimiento de cuándo precargar el filtro y el decimador con los valores apropiados. Aunque éstos se muestran en la figura 4 como bloques, se comprenderá que en la realización preferida esto se hace por medio de un programa software que funciona como un controlador 92, filtro 88 y decimador 90. Esta precarga del filtro y del decimador proporciona el que los datos válidos se encuentren disponibles más pronto acortando el tiempo de configuración.

Como comprenderán los que sean expertos en la técnica, la presente invención se puede realizar en otros formatos específicos sin salirse de las características esenciales de la misma. Por ejemplo, se podrían usar más de dos longitudes de onda diferentes. De manera alternativa, se podría elegir una frecuencia de demodulación diferente. Además, el filtrado de ranura se puede hacer antes o después de otro procesamiento digital de la señal detectada. De acuerdo con esto, la anterior descripción está destinada a ser ilustrativa, pero no limitadora, del alcance de la invención que se declara en las siguientes reivindicaciones.

REIVINDICACIONES

1. Un procedimiento para hacer funcionar un oxímetro de pulsos que comprende:

la generación de manera alterna de luz a dos longitudes de onda usando una frecuencia de modulación que está a una distancia predeterminada de un múltiplo común de 50, 60, 100 y 120;

dicha distancia predeterminada siendo mayor que un ritmo de pulso más alto posible de una persona e inferior a una distancia de cualquier armónico de 50, 60, 100 ó 120;

dirigir la mencionada luz en un sitio de tejido;

detectar una señal de luz detectada dispersada en el mencionado sitio de tejido;

filtrar con un filtro de ranura la mencionada señal de luz detectada a una frecuencia en el mencionado múltiplo común, en el que la mencionada frecuencia de modulación se usa para alternar entre un primer período de luz de la mencionada primera longitud de onda que se está generando, un período oscuro de no luz que se está generando y un segundo período de luz de la mencionada segunda longitud de onda que se está generando;

estimar un primer nivel de luz ambiental en la mencionada señal de luz detectada durante el mencionado primer período por medio del promediado de una cantidad de la mencionada señal de luz detectada en los mencionados períodos oscuros antes y después del mencionado primer período;

restar el mencionado primer nivel estimado de luz ambiental de la mencionada señal de luz del primer período detectada;

estimar un segundo nivel de luz ambiental en la mencionada señal de luz detectada durante el mencionado segundo período por medio del promediado de una cantidad de la mencionada señal de luz detectada en los mencionados períodos oscuros antes y después del mencionado segundo período,

y

restar el mencionado segundo nivel estimado de luz ambiental de la mencionada señal de luz detectada del segundo período.

2. El procedimiento de la reivindicación 1, comprendiendo de manera adicional:

digitalizar la mencionada señal de luz detectada para proporcionar una señal digitalizada; y

dicho filtrado con filtro de ranura siendo realizado sobre la mencionada señal digitalizada.

3. El procedimiento de la reivindicación 1 ó de la reivindicación 2, en el que el mencionado múltiplo común es 1200.

4. El procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, en el que la mencionada distancia predeterminada está entre 5 y 20 hercios.

5. El procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, en el que la distancia predeterminada es de aproximadamente 11 hercios.

6. El procedimiento de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores, en el que el mencionado filtrado con filtro de ranura se realiza por medio de proporcionar un cero en un filtro digital a la mencionada distancia.

7. Un oxímetro de pulsos, que comprende:

al menos un emisor de luz (10);

un circuito de control (16) para generar de manera alterna luz a dos longitudes de onda desde el mencionado al menos uno, emisor de luz usando una frecuencia de modulación que está a una distancia predeterminada de un múltiplo común de 50, 60, 100 y 120;

siendo la mencionada distancia predeterminada mayor que el ritmo de pulso más alto posible de una persona e inferior a una distancia de cualquier armónico de 50, 60, 100 ó 120;

un detector para detectar una señal de luz detectada dispersada en un sitio de tejido;

ES 2 311 980 T3

un circuito de procesado para procesar la mencionada señal de luz detectada, el mencionado circuito de procesado incluyendo un filtro de ranura (46) configurado para filtrar la mencionada señal de luz detectada a una frecuencia en el mencionado múltiplo común,

el mencionado circuito de control (16) estando configurado para alternar entre un primer período de luz de la mencionada primera longitud de onda que se está generando, un período oscuro de no luz que se está generando y un segundo período de luz de la mencionada segunda longitud de onda que se está generando;

el mencionado circuito de procesado estando configurado para estimar un primer nivel de luz ambiental en la mencionada señal de luz detectada durante el mencionado primer período por medio del promediado de una cantidad de la mencionada señal de luz detectada en los mencionados períodos oscuros antes y después del primer período y para corregir la mencionada señal de luz detectada durante el mencionado primer período por medio de la resta del mencionado primer nivel estimado de luz ambiental de la luz detectada del primer período, y estimar un segundo nivel de luz ambiental en la mencionada señal de luz detectada durante el mencionado segundo período por medio del promediado de una cantidad de la mencionada señal de luz detectada en los mencionados períodos oscuros antes y después del mencionado segundo período y corregir la mencionada señal de luz detectada durante el mencionado segundo período por medio de la resta del mencionado segundo nivel estimado de luz ambiental de la mencionada luz detectada del mencionado segundo período.

8. El oxímetro de pulsos de la reivindicación 7, comprendiendo de manera adicional:

un conversor analógico a digital (40) para digitalizar la mencionada señal de luz detectada para proporcionar una señal digitalizada; y

el mencionado filtro de ranura (46) siendo un filtro digital.

9. El oxímetro de pulsos de la reivindicación 7 ó de la reivindicación 8, en el que el mencionado múltiplo común es 1200.

10. El oxímetro de pulsos de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores 7 a la 9, en el que la mencionada distancia predeterminada está entre 5 y 20 hercios.

11. El oxímetro de pulsos de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores 7 a la 10, en el que la mencionada distancia predeterminada es de aproximadamente 11 hercios.

12. El oxímetro de pulsos de acuerdo con una de las reivindicaciones anteriores 7 a la 11, en el que el mencionado filtro de ranura (46) proporciona un cero en un filtro digital a la mencionada distancia.

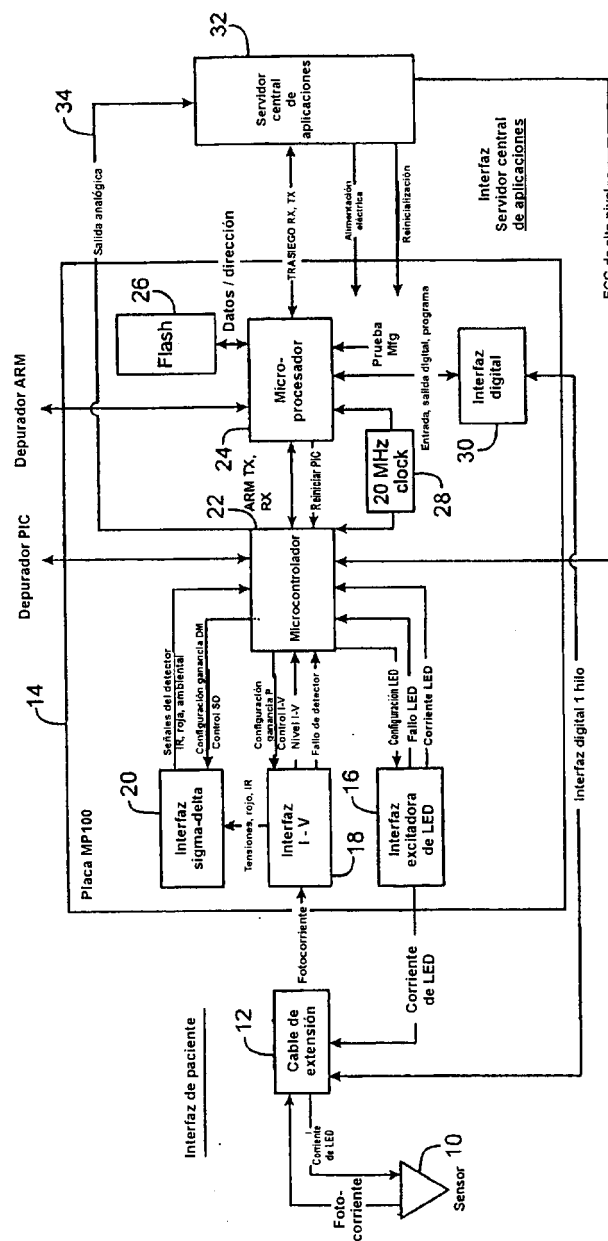


FIG. 1

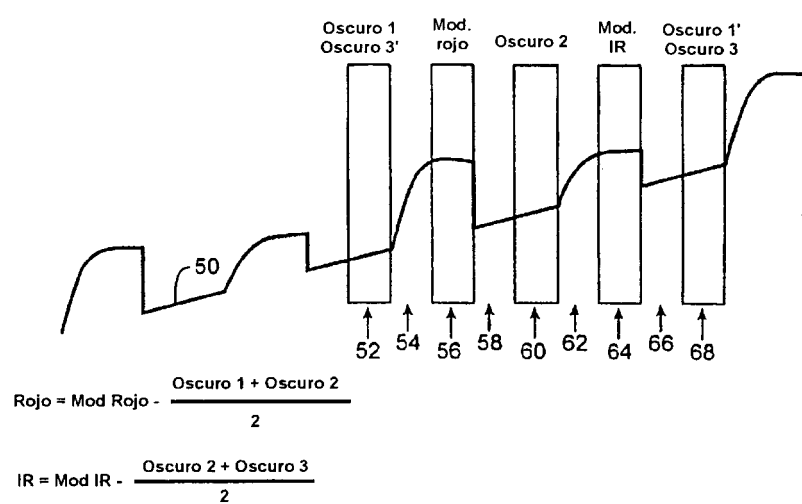


FIG. 3

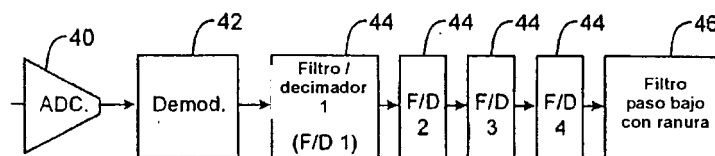


FIG. 2

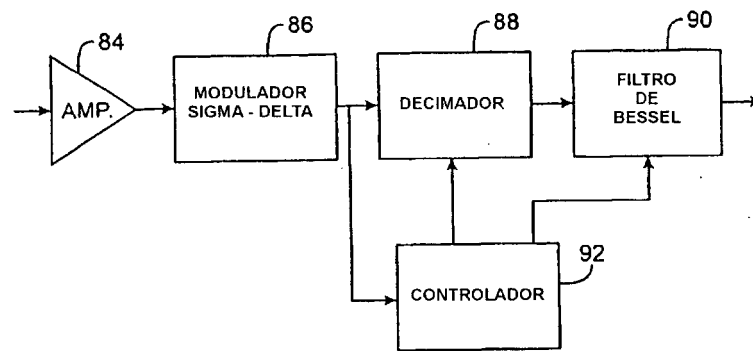


FIG. 4