



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 326 231**

51 Int. Cl.:
A61B 5/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **05723886 .7**

96 Fecha de presentación : **25.02.2005**

97 Número de publicación de la solicitud: **1722673**

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

54 Título: **Excitación de LED de oxímetro en modo conmutación con un solo inductor.**

30 Prioridad: **25.02.2004 US 787852**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
05.10.2009

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
05.10.2009

73 Titular/es: **Nelcor Puritan Bennett L.L.C.**
60 Middletown Road
North Haven, Connecticut 06473, US

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

74 Agente: **Carpintero López, Mario**

ES 2 326 231 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

Excitación de LED de oxímetro en modo conmutación con un solo inductor.

5 La presente invención se refiere a oxímetros, de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1 y, en particular, a oxímetros de pulso en circuitos de excitación de LED. Por el documento US 6,665,551 B1 se conoce un circuito excitador y un procedimiento de un sistema de excitación por corriente de un diodo emisor de luz. Por el documento US 6198405 se conoce la operación del mismo.

10 Típicamente, la oximetría de pulso se usa para medir varias características químicas de la sangre que incluyen, pero no se limitan a, la saturación de sangre - oxígeno de la hemoglobina en la sangre arterial, el volumen de las pulsaciones de sangre individuales que abastecen los tejidos, y la frecuencia de las pulsaciones de la sangre correspondientes a cada latido cardíaco de un paciente. La medición de estas características se ha realizado mediante el uso de un sensor no invasivo, que difunde luz a través del tejido del paciente donde la sangre riega el tejido y se detecta la absorción
15 de luz en el tejido. Seguidamente, se utiliza la cantidad de luz absorbida a varias longitudes de onda para calcular la cantidad del componente de sangre que se está midiendo.

La luz difundida a través del tejido se selecciona para que sea de una o más longitudes de onda que sean absorbidas por la sangre en una cantidad representativa de la cantidad del componente de la sangre presente en la sangre. La
20 cantidad de luz difundida a través del tejido puede variar en función de la cantidad de cambio de componente de la sangre en el tejido y de la absorción de luz asociada. Para la medición del nivel de oxígeno en la sangre, dichos sensores han sido dotados típicamente con una fuente de luz que está adaptada para generar luz de al menos dos longitudes de onda diferentes, y con fotodetectores sensibles a ambas longitudes de onda, de acuerdo con técnicas conocidas de medición de la saturación de oxígeno en sangre.

25 Los sensores no invasivos conocidos incluyen dispositivos que se aseguran a una parte del cuerpo, tal como un dedo, una oreja o el cuero cabelludo. En animales y seres humanos, el tejido de estas partes del cuerpo se riega con sangre y la superficie del tejido es fácilmente accesible para el sensor.

30 Las fuentes de luz, típicamente diodos emisores de luz (LED), tienen que excitarse con corriente para activarlos. Debido a la cantidad significativa de corriente necesaria, esto puede interferir con la reducción de energía consumida por un oxímetro. En la patente de EE. UU. n°. 6,226,539 se muestra una solución. En dicha solución se usa un circuito de inductor y condensador para, primero almacenar carga en una primera posición del conmutador y, seguidamente, en una segunda posición del conmutador, transmitir esa carga almacenada al LED. Se utilizan dos circuitos de inductor y
35 condensador diferentes, uno por cada LED. Sería deseable reducir el número de componentes necesarios en el circuito de esta patente.

Un objetivo de la presente invención es proveer un circuito excitador de emisor de luz para un oxímetro. Este
40 objetivo se puede lograr mediante las características de la reivindicación 1 independiente. En las reivindicaciones dependientes se caracterizan otras mejoras.

La presente invención se refiere a un circuito excitador de un emisor de luz de acuerdo con la reivindicación 1. La presente invención provee un circuito de excitación de un emisor de luz para un oxímetro que utiliza un solo inductor para excitar múltiples emisores de luz. El inductor está conectado a través de un circuito de conmutación a múltiples
45 circuitos de almacenamiento de energía, tales como condensadores. Estos se cargan alternativamente, utilizando el mismo inductor. Seguidamente, los condensadores se descargan alternativamente para activar sus correspondientes emisores de luz por medio del mismo inductor.

En otro aspecto de la presente invención, se reduce la sensibilidad magnética del circuito excitador de LED usando
50 flujo de inducción magnética que se anula en el inductor. En una realización, se usa un inductor toroidal con simetría geométrica en su flujo de inducción magnética. En otra realización, se usa un inductor blindado con bobina cerrada de doble núcleo. Esta realización tiene bobinados de ambos núcleo en serie que se usan para anular el efecto de un campo magnético externo.

55 Para una mejor comprensión de la naturaleza y ventajas de la presente invención, se hace referencia a la siguiente descripción tomada en conjunción con los dibujos adjuntos.

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

60 La figura 2 es un diagrama del circuito de excitación de un LED de acuerdo con una realización de la presente invención.

La figura 3 es un diagrama de bloques de una realización de la lógica de generación de señales de cronometraje y control del circuito de la figura 2.

65 La figura 4 es un diagrama de un inductor toroidal usado en una realización de la presente invención.

Las figuras 5 y 6 son diagramas de un inductor de doble núcleo de acuerdo con una realización de la presente invención.

5 Sistema de oxímetro

La figura 1 ilustra una realización de un sistema de oxímetro que incorpora la presente invención. Un sensor 10 incluye LED rojo e infrarrojo y un fotodetector. Estos están conectados por un cable 12 a una tarjeta 14. La corriente de excitación del LED la suministra una interfaz 16 de excitación de LED. La fotocorriente recibida del sensor se suministra a una interfaz 18 de I-V. Seguidamente, las tensiones de IR y roja se suministran a una interfaz 20 sigma-delta que incorpora la presente invención. La salida de la interfaz 20 sigma-delta se suministra a un microcontrolador 22. El microcontrolador 22 incluye memoria flash para un programa, y memoria SRAM (RAM estática) para datos. El procesador incluye también un chip 24 microprocesador conectado a una memoria 26 flash. Finalmente, se usa un reloj 28 y se dispone de una interfaz 30 para una calibración digital del sensor 10. Un servidor 32 aparte recibe la información procesada, así como recibe también una señal analógica por una línea 34 para permite una presentación analógica.

Circuito de excitación de LED

La figura 2 es un diagrama de circuito del circuito de excitación de LED de acuerdo con una realización de la invención, que forma parte de la interfaz 16 de excitación de LED de la figura 1. Un regulador 36 de tensión suministra una tensión separada del suministro de tensión al conjunto de la circuitería del oxímetro. La salida se produce como una señal de 4,5 voltios por la línea 38, fijándose el nivel mediante el divisor del resistor de retroalimentación de los resistores R89 y R90. La tensión sobre la línea 38 se suministra a un transistor Q11 de tipo FET a un inductor L6. La corriente a través del inductor L6 se suministra mediante un conmutador 40 a uno de los condensadores C65 y C66, que almacenan carga para los LED rojo e IR, respectivamente. Una señal de control de rojo/IR por la línea 42 selecciona la posición del conmutador bajo el control del procesador del oxímetro. Una puerta de PVW (modulación por ancho de pulsos) de LED de señales de control sobre la línea 44 controla la conmutación del transistor conmutador Q11.

Una vez que los condensadores están cargados, la señal de control sobre la línea 44 desconecta el conmutador Q11 y la corriente se toma bien del condensador C65 o C66, por medio del conmutador 40 y del inductor L6 bien hacia la línea 46 del ánodo rojo o hacia la línea 48 del ánodo IR por medio de los transistores Q5 y Q6, respectivamente. Una señal de “puerta roja” conecta el transistor Q5, mientras que su inversa, “puerta roja” desconecta el transistor Q7. Esta suministra corriente a través de la línea 46 del ánodo rojo a los LED 50 adosados, retornando la corriente a través del ánodo de IR al transistor Q8 y a través del resistor R10 a tierra. El transistor Q8 se conecta mediante la señal “puerta IR” mientras que la inversa de esta señal, “puerta IR” desconecta el transistor Q6. Las señales se invierten cuando el ánodo IR se va a excitar, con las señales “puerta IR” y “puerta roja”, y sus inversas, que cambian de estado, de manera que la corriente se suministra a través del transistor Q6 al ánodo IR 48 y retorna a través del ánodo 46 rojo y a través del transistor Q7 al resistor R10 y a tierra. La señal “sentido de la corriente del” se lee a fines de calibración no relevante para la presente invención.

Cuando la corriente del condensador C65 o C66 se suministra a través del inductor L6 a los LED, y la corriente se desconecta en el momento deseado, el transistor Q11 se conecta de manera que la corriente restante durante la transición se puede descargar en el condensador C64. Esto responde al hecho de que la conmutación del transistor de tipo FET no es instantánea. Posteriormente, C64 descargará su corriente a través de Q11 y del inductor L6 en los condensadores cuando se recargan.

El resistor R38 y el condensador C67 están conectados en paralelo al inductor L6 como protección contra picos de señal, y permitir una transición regular. Conectado al inductor L6 está un circuito de muestreo con un conmutador 52 controlado por una señal de retención de muestras de LED sobre la línea 54 para muestrear las señales y transmitir las a través de un amplificador 56 a una señal de “corriente de LED” sobre la línea 58 que es leída por el procesador. El amplificador 56 operacional opera entre 4,5 voltios y tierra. Así, se suministra una tensión de referencia ligeramente superior al de tierra, de 0, voltios como tensión de referencia sobre la patilla 3. Se suministra un condensador C68 de integración en paralelo con el amplificador 56. Un conmutador 60 responde a una señal “borrar la muestra de LED” para operar el conmutador y cortocircuitar el condensador entre muestras.

El circuito de muestreo y retención mide la tensión en el nodo T18, entre el condensador C69 y el inductor L6, para determinar la corriente. El condensador C69 es 1/1000 del valor de los condensadores C65 y C66. De esta manera se suministra una corriente proporcional a través de C69, que se inyecta por medio del conmutador 52 en el condensador C68 de integración para suministrar una tensión que se pueda medir en la salida del amplificador 56 sobre la línea 58. La tensión medida por el procesador sobre la línea 58 se usa como retroalimentación, variando el procesador la anchura de los pulsos enviados al transistor Q11 para variar a voluntad la cantidad de energía que se envía a los condensadores 65 y 66, y seguidamente se descarga finalmente en los LED 50. Seguidamente, un bucle de PI (Integral Proporcional) dentro del procesador controla la señal de PWM en Q11. Esto permite el control preciso de la intensidad de LED, que le permite maximizar, si se desea, sin superar los límites deseados (para evitar quemar al paciente, etc.).

ES 2 326 231 T3

En la parte izquierda inferior del diagrama se muestra una señal “de LED de 4,5 v neutralizada” que utiliza el microprocesador para desconectar el regulador 36 de tensión en ciertos casos. Por ejemplo, un diagnóstico en busca de cortos en un nuevo sensor enchufado desconectará el regulador de tensión si hay un problema en la línea de LED.

La figura 3 ilustra el procesador 22 de la figura. 1, conectado a la lógica 62 programada, que está, en la figura 1, en la interfaz 16 de excitación del LED. La lógica 62 programada suministra las diferentes señales de control usadas por el circuito de la figura 2 en respuesta a señales de cronometraje básicas del procesador de un reloj, un pulso sincrónico, y una señal de ancho de pulso.

De esta manera, la presente invención provee una mejora sobre el circuito mostrado en el patente nº 6,226,539 desplazando la posición del conmutador entre el inductor y los condensadores para eliminar la necesidad de dos inductores. Esto no solamente reduce parcialmente el coste al exigir solamente un inductor en vez de dos, sino que también permite mejor la concordancia entre las corrientes de excitación roja e IR ya que ambas usan el mismo inductor.

En otro aspecto de la invención, se reduce la sensibilidad de los circuitos de excitación de LED a las interferencias magnéticas. Estas interferencias magnéticas pueden distorsionar la forma de onda del órgano detectado. Esto se minimiza usando flujo de inducción magnética que se anula en el inductor. En una realización, este es un inductor toroidal como el mostrado en la figura 4. El inductor toroidal tiene una simetría geométrica en su flujo de inducción magnética. Otra realización usa un inductor blindado con bobina cerrada de doble núcleo, tal como el mostrado en las figuras 5 y 6. Los bobinados de ambos núcleos en serie se usan para anular el efecto de un campo magnético externo. Estos inductores de anulación de flujo de inducción magnética se pueden usar bien en el circuito de la figura 2, o en la realización del inductor doble de la técnica anterior. La figura 5 muestra el inductor de doble núcleo con una bobina 70 en un cilindro 72. Los cables están bobinados a través de separaciones 76, como se muestra en la figura 6. Un primer bobinado 78 es en el sentido de las agujas del reloj, mientras que un segundo bobinado 80 es en el sentido contrario al de las agujas del reloj. También se muestra una vista 82 desde arriba. Idealmente, la inductancia combinada en una realización es 680 uH.

La invención ilustrada en la realización de la figura 2 permite el multiplexado de corriente, a través de una topología de puente en H, para adosar LED. Alternativamente, se podría proveer un número de cargas diferente. La presente invención es ampliable hasta N cargas. La presente invención permite eficiencias significativas por medio de la reducción de componentes de apoyo, elección de componentes, y las propiedades de dispositivos de almacenamiento de condensadores e inductores de “menos pérdida”. El circuito de la figura 2 puede gestionar una variedad de caídas de tensión hacia delante a través de los LED. La tensión suministrada varía automáticamente de acuerdo con la caída de la tensión en los LED, y no consume más energía que la necesaria.

El circuito se controla dinámicamente a través de un bucle de PI en el procesador, siendo suministrada la corriente de retroalimentación por el divisor de corriente capacitiva desde cada condensador de almacenamiento (C65 y C66), que permite aislamiento. La retroalimentación se puede calibrar con un resistor de detección en línea tradicional, RIO. Además, esta técnica permite el ajuste de la corriente en pico para una óptima relación señal a ruido durante el periodo de muestreo.

El añadido de un regulador 36 lineal corriente arriba refuerza la capacidad de rechazo del suministro eléctrico, mientras que el bucle de PI incrementa la insensibilidad al suministro eléctrico (para desplazarse, P-P, sobretensión, etc.).

Como puede apreciar un experto en la técnica, la presente invención se puede realizar en otras formas concretas sin apartarse de las características esenciales de la misma. Por ejemplo, en vez de dos líneas de excitación, se podría disponer de tres líneas de excitación añadiendo otra pata a los conmutadores de transistor tipo FET conectada al inductor. Además, esta se podría ampliar hasta más de tres patas conectadas en paralelo, análogamente a la pata de Q6, Q8, y a la pata de Q5, Q7.

REIVINDICACIONES

1. Un circuito de excitación de emisor de luz de un oxímetro que comprende:

un circuito generador de tensión;

un inductor (L6) que tiene un primer nodo acoplado a dicho circuito generador de tensión a través de un conmutador (Q11); y

un primer circuito (40) de conmutación acoplado a un segundo nodo de dicho inductor (L6), en el que el conmutador (Q11) no es parte del primer circuito de conmutación;

caracterizado porque comprende además

primero y segundo condensadores (C65, C66) conectados a dicho primer circuito (40) de conmutación, de manera tal que la corriente de dicho inductor (L6) se alimenta a través de dicho primer circuito (40) de conmutación dirigiéndose dicha corriente a, respectivamente, dicho primero o dicho segundo condensador (C65, C66) cuando dicho primer circuito (40) de conmutación está en una respectiva primera o segunda posición de conmutación seleccionada, siendo capaz cada uno de dichos condensadores (C65, C66) de almacenar energía para excitar un emisor de luz;

un segundo circuito (Q5, Q6, Q7, Q8) de conmutación diferente de dicho primer circuito de conmutación acoplado al primer nodo de dicho inductor (L6); y

primera y segunda líneas de excitación de emisores de luz conectadas a dicho segundo circuito de conmutación, de manera tal que la energía almacenada por cada uno de dichos primero y segundo condensadores (C65, C66) se puede acoplar a dichas primera y segunda líneas de excitación de emisores de luz para excitar uno de dichos emisores de luz.

2. El circuito de la reivindicación 1, en el que dichas líneas de excitación están configuradas para excitar emisores de luz adosados.

3. El circuito de la reivindicación 1 o 2, en el que dicho segundo circuito de conmutación es un circuito de excitación de puente en H que incluye cuatro transistores (Q5, Q6, Q7, Q8).

4. El circuito de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, en el que dicho circuito generador de tensión es un regulador (36) de tensión separado de una fuente de tensión de un resto de dicho oxímetro.

5. El circuito de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, que comprende además un resistor (R38) y un condensador (C67) en paralelo con dicho inductor (L6) para excitar dicho emisor de luz.

6. El circuito de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, en el que dicho inductor (L6) es un flujo de inducción magnética que anula el inductor.

7. El circuito de la reivindicación 6, en el que dicho inductor (L6) es un inductor toroidal.

8. El circuito de la reivindicación 6, en el que dicho inductor (L6) es un inductor blindado de bobina cerrada de doble núcleo.

9. El circuito de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, que comprende además una muestra y un circuito de retención conectado a dicho segundo nodo de dicho inductor (L6).

10. El circuito de acuerdo con una de las reivindicaciones precedentes, que comprende además al menos un tercer circuito de almacenamiento de energía.

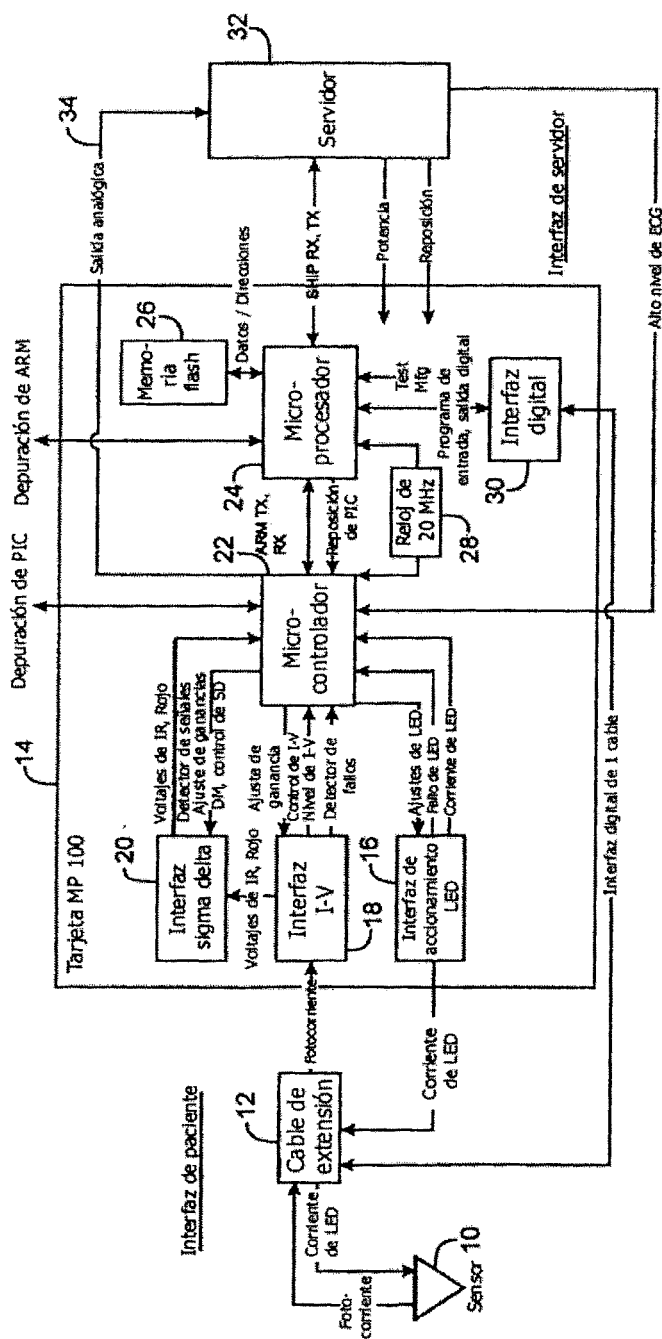


FIG. 1

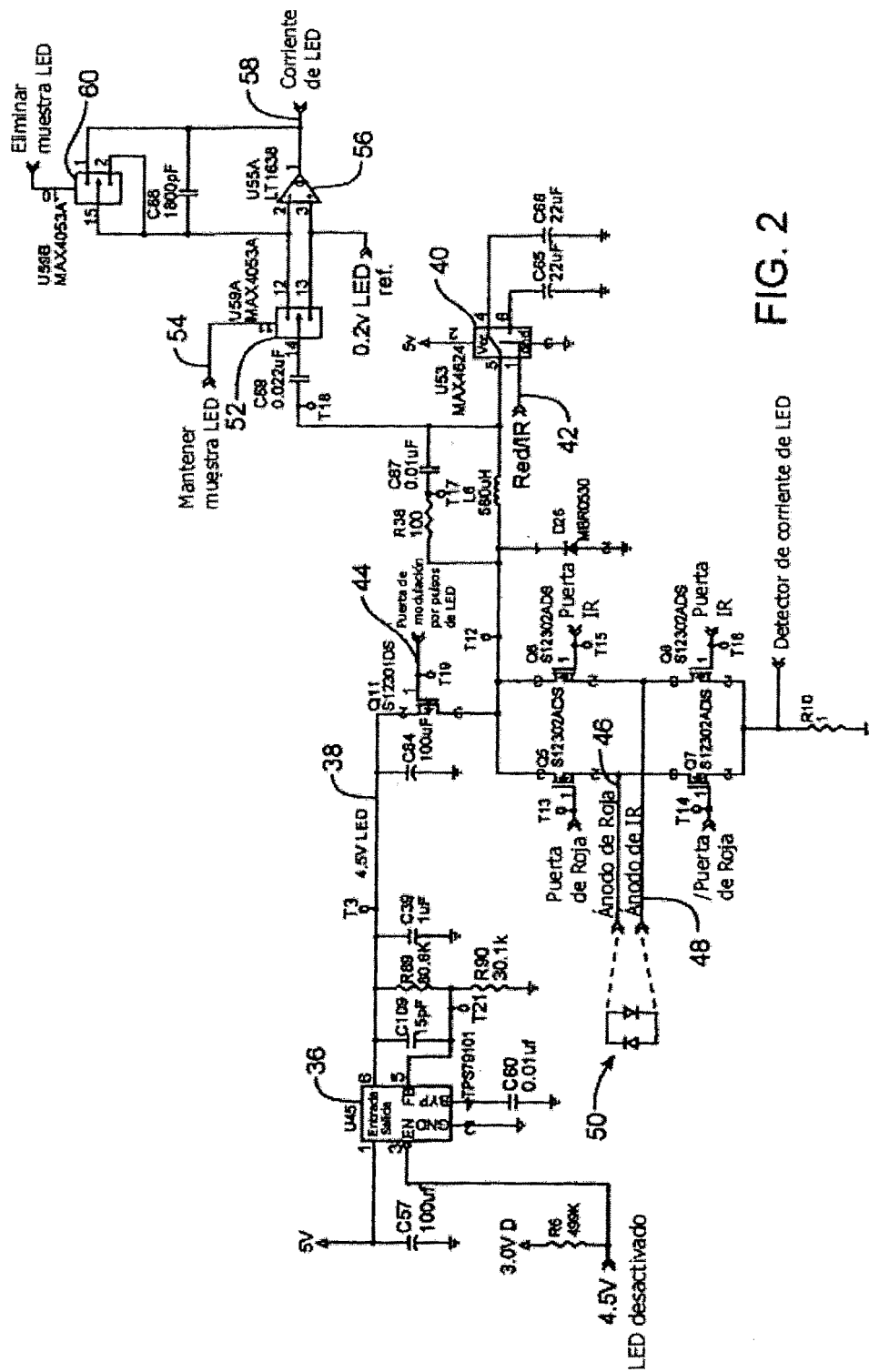


FIG. 2

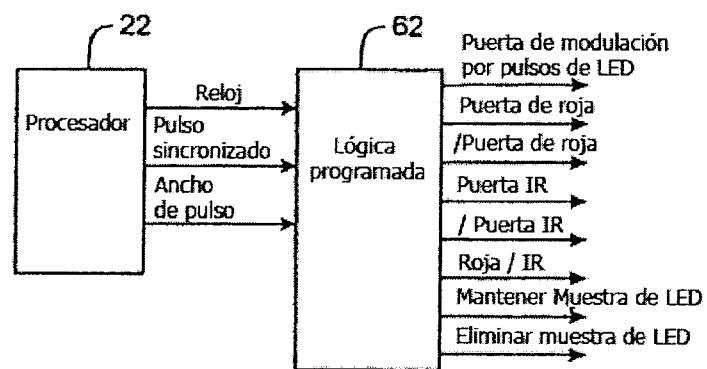


FIG. 3



FIG. 4

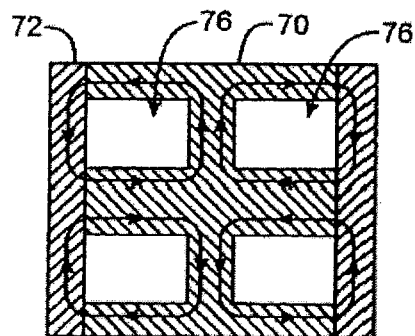


FIG. 5

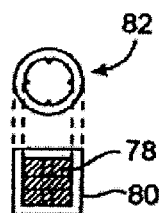


FIG. 6