



- (51) **Clasificación Internacional de Patentes:** Sin clasificar
- (21) **Número de la solicitud internacional:** PCT/MX2012/000031
- (22) **Fecha de presentación internacional:** 28 de marzo de 2012 (28.03.2012)
- (25) **Idioma de presentación:** español
- (26) **Idioma de publicación:** español
- (30) **Datos relativos a la prioridad:** MX/a/2011/001285
2 de febrero de 2011 (02.02.2011) MX
- (71) **Solicitante (para todos los Estados designados salvo US):** INSTITUTO POLITECNICO NACIONAL [MX/MX]; Edificio de la Dirección General, Av. Luis Enrique Erro s/n, Unidad Profesional Adolfo López Mateos, Col. Zacatenco, CP. 07738, México D.F. (MX).
- (72) **Inventores; e**
- (75) **Inventores/Solicitantes (para US solamente):** NIÑO DE RIVERA Y OYARZABAL, Luis [MX/MX]; Calle Calzada de la Romería No. 65-3, Colonia Colina del Sur, CP. 01430, México, D.F. (MX). ROBLES CAMARILLO, Daniel [MX/MX]; Calle Calzada de la
- (74) **Mandatario:** BLANCO SALAZAR, Claudia Alejandra; Edificio de la Dirección General, Av. Luis Enrique Erro s/n, Unidad Profesional Adolfo López Mateos, Col. Zacatenco, C.P. 07738 D.F. (MX).
- (81) **Estados designados (a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección nacional admisible):** AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) **Estados designados (a menos que se indique otra cosa, para toda clase de protección regional admisible):** ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), euroasiática (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europea (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR,

[Continúa en la página siguiente]

(54) **Title:** IMAGE ENCODING SYSTEM FOR TRANSCORNEAL ELECTRICAL STIMULATION

(54) **Título :** SISTEMA CODIFICADOR DE IMÁGENES PARA ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA TRANSCORNEAL

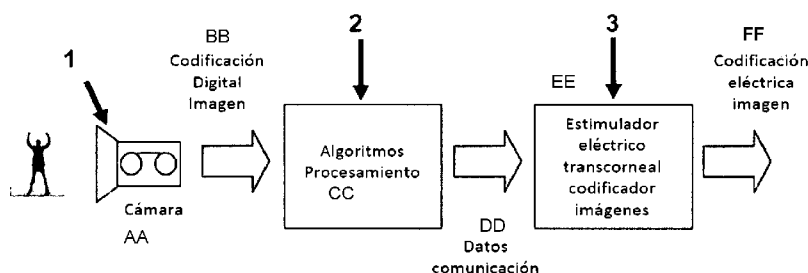


FIGURA 1

AA... Camera
BB... Digital image encoding
CC... Processing algorithms
DD... Communication data
EE... Image-encoding transcorneal electrical stimulator
FF... Electrical image encoding.

(57) **Abstract:** The invention relates to the industry involved in the manufacture of prosthesis apparatuses for the human body and, more specifically, to the industry involved in the manufacture of visual restoration aiding prostheses. The invention consists of an image encoding system for transcorneal stimulation, formed by a video camera, a processor with digital algorithms, and a device known as an electrical stimulator. The system is characterised in that the processor with digital algorithms receives the encoded image and produces a waveform therefrom, and each waveform produced represents the electrical equivalent of a pixel of the image that stimulates the eye. The waveform is established using the following equations: Polynomial. Start time. End time. VI = -8.3484+2.84852t+0.0636951t2 -O mS 22.8782 mS 0.0135417t3 + 0.000213t4 V2 = 667.98 - 28.4229t - 0.883556t2 + 22.8782 mS 60.5166 mS 0.0482479x3 - 0.00047t4 V3 - 17241.5 - 808.047t + 13.9177t2 - 60.5166 mS 84.7457 mS 0.104432t3 + 0.00028t4

(57) **Resumen:**

[Continúa en la página siguiente]



HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

— con información relativa a una petición de restablecimiento del derecho de prioridad sobre una o más reivindicaciones de prioridad (Reglas 26bis.3 y 48.2(b)(vii))

Publicada:

— sin informe de búsqueda internacional, será publicada nuevamente cuando se reciba dicho informe (Regla 48.2(g))

La presente invención está relacionada con la industria de la manufactura de aparatos prótesis para el cuerpo humano y más específicamente, la industria de manufactura de prótesis para ayuda a la reconstitución de la función del sentido de la vista, y consiste en un sistema codificador de imágenes para estimulación transcomeal formado por una cámara de video, un procesador con algoritmos digitales, un dispositivo denominado estimulador eléctrico caracterizado porque el procesador con algoritmos digitales recibe la imagen codificada y a partir de esta produce una forma de onda, y cada forma de onda producida representa el equivalente eléctrico de un píxel de la imagen que estimulará el ojo; la forma de onda estará establecida por las siguientes ecuaciones: Polinomio Tiempo de inicio Tiempo final VI = $-8.3484 + 2.84852t + 0.0636951t^2 - 0.000213t^4$ V2 = $667.98 - 28.4229t - 0.883556t^2 + 22.8782 \text{ mS}$ 60.5166 mS 0.0482479x3 - 0.00047t4 V3 = $17241.5 - 808.047t + 13.9177t^2 - 60.5166 \text{ mS}$ 84.7457 mS 0.104432t3 + 0.00028t4

SISTEMA CODIFICADOR DE IMÁGENES PARA ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA TRANSCORNEAL

CAMPO DE LA INVENCION

La presente invención está relacionada con la industria de la manufactura de aparatos protésicos para el cuerpo humano y más específicamente, la industria de manufactura de prótesis para ayuda a la reconstitución de la función del sentido de la vista.

ANTECEDENTES DE LA INVENCION

La discapacidad en México, según cifras reportadas por el censo del año 2000 muestra que a nivel nacional hay 1 millón 795 mil discapacitados. La discapacidad visual ocupa el segundo lugar en nuestro país con el 26%, es decir, para el 2008, del orden de 500 mil personas discapacitadas por baja visión o ceguera, de ellos el 28.7% son adultos y el 30.5% son adultos mayores.

Generalmente los tratamientos convencionales para afectaciones en la visión y el sistema ocular se basan en la aplicación de fármacos, en el implante de dispositivos mecánicos y ópticos por medio de cirugía, inhalación de gases combinados y cirugías de fotocoagulación, así como la combinación entre tratamientos.

Lamentablemente en la mayoría de los casos, el tratamiento es preventivo o limitadamente correctivo, en casos críticos la pérdida de la visión es permanente e irreversible.

El desarrollo de chips de visión o retinas artificiales está basado en la aplicación de señales eléctricas sobre la retina humana. El implante de chips retinianos busca la estimulación del sistema retiniano mediante matrices de micro-electrodos que portan imágenes eléctricas codificadas, con ello se pretende transmitir al cerebro imágenes, que son captadas desde

una cámara de video, y que se busca sean transmitidas al cerebro vía nervio óptico para su reconocimiento. Los chips retinianos existentes se insertan dentro del globo ocular, generalmente cerca de la región foveal, con ello se busca que el chip estimule la mayor cantidad de fotorreceptores, generalmente en una superficie no mayor de diez milímetros cuadrados, no obstante que la retina es un sistema que cubre más del 50% de la superficie de la cara interna del globo ocular.

Recientemente y de manera alternativa a la aplicación de estímulos eléctricos sobre la retina (dentro del globo ocular), hemos demostrado que es posible generar la sensación de fosfeno mediante la aplicación de señales eléctricas sobre la cornea humana y no únicamente sobre la retina. El fosfeno o efecto que se produce en el cerebro, como consecuencia de estimulación eléctrica sobre la cornea depende de los parámetros inherentes a la forma de onda que se emplea en la estimulación, es decir, su forma, frecuencia e intensidad. También hemos encontrado que el estímulo aplicado en diferentes lugares sobre la cornea produce en el sujeto sensación de cambio de lugar del fosfeno.

Las variaciones en la intensidad del potencial aplicado en la cornea son referidas como cambios en la intensidad luminosa del fosfeno, así como también, en el número de fosfenos que se producen. Lo anterior demuestra que la estimulación eléctrica que se aplica sobre la cornea se transmite a la retina, donde ésta es capaz de decodificar por sí misma los estímulos eléctricos, transmitiendo al cerebro las señales que éste identifica como fosfeno. La sensación de fosfenos descrita por los sujetos sometidos a estimulación transcorneal demuestra que existe correlación entre el lugar de la estimulación en la cornea y el lugar donde el cerebro reconoce se produjo la estimulación, de manera que la

estimulación eléctrica de patrones complejos sobre la cornea humana podrá ser reconocidos por el cerebro humano.

Actualmente se encuentran en desarrollo microchips de visión o retinas artificiales contruidos con la tecnología de los circuitos integrados sobre pequeñas obleas de silicio de hasta 4 milímetros por lado. Estos pequeños circuitos que se insertan dentro del globo ocular sobre o debajo de la retina buscando estimular la retina mediante pulsos bipolares cuya forma es de tipo rectangular. Este tipo de invenciones se encuentran descritas en las siguientes patentes: Visual restoration aiding device, Pub. No. US 2004/0127957 A y Pub No: US 2006/0074461I; Visual prosthesis and method of using same, Patent number US 5,935,155, Aug,10,199; Transretinal implant and method of manufacture, Pub No. Us 2006/0270968, Nov 30, 2006 Visual restoration aiding device, Patent No. US 7,113,828 B2, Sept 26, 2006; Retinal prótesis with side mounted inductive coil No. US 2006/0271189, Nov, 2006; Retinal Prostheis with a new configuration, No. 2007/0055336, March 8 2007.

Estudios recientes, especializados en electrofisiología de retina demuestran que la estimulación eléctrica en la retina de conejos de nueva Zelanda produce disparo e inhibición sólo de cierto tipo de células ganglionares, pero en otras, con la misma estimulación, no se produce el mismo efecto, no obstante que dichas células ganglionares se pensaban como iguales o idénticas, se ha encontrado que la estimulación se produce en grupos de células ganglionares según la frecuencia de estimulación de las señales sinusoidales de estimulación. Así el control de los parámetros de la estimulación es de gran importancia para que las células especializadas de la retina generen las señales bioquímicas que puedan ser reconocidas por el cerebro como patrones.+

BREVE DESCRIPCIÓN DEL INVENTO

La diferencia fundamental entre la presente propuesta que se pretende proteger con respecto al resto de los mecanismos de estimulación de otras retinas artificiales es que en todos los casos reportados, la estimulación que se propone se hace sobre o debajo de la retina, de manera invasiva, es decir dentro del globo ocular, mientras que en el caso de la presente solicitud de patente, la estimulación se hace sobre la cornea, es decir, fuera del globo ocular, mediante un lente de contacto sobre el cual se construye una matriz de microelectrodos que se conectan al decodificador de imágenes para estimulación transcorneal, motivo de la presente solicitud. El codificador de imágenes transforma cada pixel de todas y cada una de las imágenes que toma de una cámara de video convencional en una matriz de m por n formas de onda. En consecuencia, la diferencia con otros tipos de sistemas de visión artificiales, ojos biónicos o retinas artificiales, consiste en que en nuestra invención, el codificador de imágenes convierte a las imágenes en patrones de señales eléctricas analógicas bipolares que estimulan la superficie de la cornea mediante secuencias de señales que representan eléctricamente a una imagen o patrón visual mediante un sistema de codificación de imágenes que mediante esta solicitud se pretende proteger. En consecuencia, existe una diferencia muy importante con otras prótesis de visión artificial o retinas artificiales y la presente propuesta que se pretende proteger con esta solicitud. En el caso de la prótesis descrita en esta solicitud no se requiere la inserción de la misma dentro del globo ocular, su colocación es muy sencilla mediante un lente de contacto que se acopla con el codificador de imágenes y la cornea de las personas. Otra diferencia muy importante es el uso de formas de onda bipolares analógicas y no el uso de ondas digitales o bipolares cuadradas. Las razones fundamentales del porque usamos ondas bipolares analógicas se enuncian a continuación.

Con base en los resultados de múltiples experimentos que hemos realizado, que siguen los principios éticos internacionales, como la declaración de Helsinki, rigurosas pruebas dentro del laboratorio, ha sido diseñado y construido el presente invento, un codificador de imágenes que transforma a la imagen en su equivalente eléctrico, que mediante la interfaz adecuada estimula la cornea humana mediante señales eléctricas analógicas, controladas en frecuencia, magnitud y forma, con la finalidad de provocar sensaciones lumínicas de patrones, formas, figuras, imágenes, secuencias de video, etc, inducidas por pulsos eléctricos que estimulan la superficie externa de la cornea de pacientes con deficiencia visual y provocan una sensación de “ver”. El término de señales analógicas se refiere a la analogía que guardan las señales producidas por el codificador de imágenes para estimulación transcorneal descrito en esta solicitud con las formas de onda (forma, tiempo de duración, amplitud y frecuencia) análogas o similares a las que se registra en la cornea de las personas como respuesta al estímulo luminoso.

La estimulación mediante pequeños puntos luminosos y sus correspondientes registros eléctricos sobre la cornea son bien conocidos en los estudios de electrorretinografía. A manera de antecedente, referimos los efectos curativos de este tipo de formas de onda al aplicarse en pacientes con enfermedades de la retina los cuales están descritos con todo detalle en otra solicitud de patente hecha al Instituto Mexicano de la Propiedad Industrial, por los mismos autores de esta invención, con el nombre: “Estimulador eléctrico de tejido celular y aplicación del mismo”, el cual ha satisfecho el examen de forma, según se establece en el oficio no. 49622 de fecha 12 de julio del 2010. En esta nueva solicitud y para mayor claridad se describe la forma de onda con la que codificamos cada píxel y sus efectos al estimular la cornea humana.

Hemos encontrado que mediante estimulación eléctrica sobre la cornea de humanos es posible producir el efecto de fosfeno. Las formas de onda que utilizamos para la estimulación eléctrica de la cornea difieren en su forma y características de las tradicionales señales digitales bipolares o pulsos cuadrados usados en la estimulación de retinas por otros autores. Esta es otra diferencia importante entre otras prótesis retinianas y la que presentamos mediante la presente solicitud.

Los pacientes estimulados mediante el codificador de imágenes que hemos desarrollado, objeto de la presente solicitud, refieren sensaciones de fosfeno en función de la forma de la onda de estimulación, su amplitud y frecuencia, además refieren correlación entre el punto de estimulación sobre la cornea y el lugar donde el cerebro interpreta el fosfeno. Los resultados encontrados y su relación con la forma de onda, duración, amplitud y frecuencia, se explican a la luz de poder estimular mediante la selección adecuada de los parámetros de estimulación a sólo ciertos grupos de células de la retina, es decir podemos producir sensaciones visuales controlando los parámetros de estimulación: forma de la onda, amplitud, duración de la estimulación y frecuencia del estímulo. El control del fosfeno y su interpretación a nivel cerebral no es posible lograrlo con pulsos rectangulares convencionales, en virtud de que estos se constituyen de una suma teóricamente infinita de señales senoidales con una distribución espectral del tipo $\text{sen}(x)/x$.

El sistema objeto de la presente descripción está formado por una cámara de video, un procesador con algoritmos digitales, un dispositivo denominado estimulador eléctrico transcorneal.

Las imágenes son capturadas desde una cámara de video y procesadas mediante algoritmos digitales por medio de un procesador, enseguida son acondicionadas y codificadas usando el dispositivo electrónico denominado codificador de imágenes para estimulación eléctrica transcorneal, que la presente solicitud pretende proteger, incluyendo el modelo de la forma de onda, los algoritmos y técnicas digitales desarrollados para el procesamiento de la imagen, así como el dispositivo electrónico diseñado y construido para el procesamiento, codificación y acondicionamiento de la señal eléctrica, que será la encargada de realizar la estimulación transcorneal, e inducción de la imagen codificada, que enseguida se describe.

La tabla 1 muestra las intensidades de voltaje así como las frecuencias para las formas de onda de la figura 10 con las cuales hemos encontrado sensación de fosfenos en individuos tanto sanos como con diversas enfermedades de la retina. A partir de los resultados mostrados en la tabla 1 conocemos con exactitud las formas de onda, amplitud y frecuencia que produce sensaciones visuales

Tabla 1 Características TES para cada percepción subjetiva reportada para ambos pacientes. Un caso ojo derecho

Voltaje(Mv)	Frecuencia en Hz	Sensación reportada
330	11.8	Un fosfeno central único
340	11.8	Un fosfeno central único
350	11.8	Múltiples fosfenos
400	11.8	Fosfenos en el cuadrante inferior nasal
450	11.8	Un fosfeno único circular
350	22.3	Línea blanca en los cuadrantes inferiores
400	34.5	Línea blanca en los cuadrantes temporales

El sistema codificador de imágenes para estimulación eléctrica transcorneal, consta de tres partes principales: una cámara de video digital, con conectividad USB 2.0, resolución mínima de 486X648 píxeles y velocidad típica de captura de video de 30 cuadros por segundo. La segunda etapa del sistema es un algoritmo computacional de procesamiento de video digital, desarrollado en ambiente de MatLab 7.0 (Mathworks ©),(pudiéndose utilizar cualquier otro lenguaje de programación) el que se encarga de el procesamiento cuadro por cuadro de la secuencia de video.

El algoritmo de procesamiento se ejecuta en una computadora de propósito general o en cualquier microprocesador. La computadora o el procesador se comunican con el estimulador por medio del puerto paralelo. La tercera etapa, es el dispositivo electrónico diseñado para la interpretación de las señales generadas por la computadora.

Para una mejor comprensión del invento se pasará a hacer una descripción detallada, apoyándose en las figuras que con fines ilustrativos, más no limitativo, se anexan a la presente y se hacen formar parte integral del mismo.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

Figura 1 ilustra el sistema codificador de imágenes para estimulación eléctrica transcorneal objeto de la presente invención.

Figura 2 detalla el circuito electrónico de salida del estimulador eléctrico transcorneal codificador de imágenes.

Figura 3 muestra la fuente de voltaje que tomará energía eléctrica de corriente alterna.

Figura 4 muestra el circuito cargador de baterías que es accesorio de la presente invención.

Figura 5 ilustra el diagrama del circuito de multicanalización o “demultiplexor”

Figura 6 muestra el arreglo de fototransistores tipo MOS (AD4C111 Solid State Optonics ©), que funcionan como relevadores de estado sólido bipolar.

Figura 7 ilustra la configuración de los relevadores de estado sólido de la matriz.

Figura 8 muestra una malla de hexágonos que se sobrepondrá a la imagen que se codificará.

Figura 9 ejemplifica como se codifica cada hexágono de la malla.

Figura 10 ilustra la pantalla donde se ven los controles de la onda de estimulación transcorneal.

Figura 11 ilustra el esquema de la interfaz entre la salida del codificador de imágenes y la cornea.

Figura 12 ilustra una lente de contacto convencional de polimetilmetacrilato (PMMA) que servirá como sustrato para contener a la antena y el demodulador de la figura 11.

Figura 13 ilustra la distribución de una imagen sobre la superficie de la cornea.

Figura 14 muestra la distribución de microelectrodos sobre la cara interna de un lente de contacto.

Figura 15 ilustra el proceso de formación de los microelectrodos sobre sustrato de PMMA.

DESCRIPCIÓN DETALLADA DE LA INVENCION

El sistema estimulador eléctrico transcorneal codificador de imágenes, consta de tres partes principales: una cámara de video digital (en este caso hemos utilizado la cámara VP EYE 2.0 ©, pudiendo ser cualquier otra), con conectividad USB 2.0, resolución mínima de 486X648 píxeles y velocidad típica de captura de video de 30 cuadros por segundo (No. 1). La segunda etapa del sistema es un algoritmo computacional de procesamiento de video digital, desarrollado en ambiente de MatLab 7.0 (Mathworks ©), el que se encarga de el

procesamiento cuadro por cuadro de la secuencia de video, además de la codificación digital desde la computadora o el procesador hacia el estimulador por medio del puerto paralelo (No. 2). El algoritmo puede programarse en cualquier otro lenguaje de programación. La tercera etapa, es el dispositivo electrónico diseñado para la interpretación de las señales generadas por la computadora (No. 3). La figura 1 muestra el diagrama a bloques del sistema.

En la figura 2, se detalla el circuito electrónico del codificador de imágenes para estimulación transcorneal, con simbología americana estándar. La entrada del codificador se conecta al puerto paralelo de una computadora personal o de un procesador de propósito general. El procesador convierte la imagen que le entrega una cámara de video en una matriz de señales eléctricas que representan a la imagen procesada en su análogo eléctrico.

Mediante ocho bits de datos y cuatro bits de control unidireccionales, se logra la comunicación entre el procesador y el estimulador, para ello es necesario usar un conector DB-25 (No. 4). Cada pin del puerto debe permanecer aislado eléctricamente entre la fuente de energía propia del procesador y la fuente del estimulador, esa es la función del banco de optoaisladores (4N32), siendo uno para cada bit (No. 5). La etiqueta de voltaje No. 6, corresponde a la fuente regulada de energía del estimulador.

La figura 3 muestra la fuente de voltaje que tomará energía eléctrica de corriente alterna a 127 volts y 60 Hz. Este circuito cuenta con un conector (SK-1019) para cable de corriente polarizado (No. 7), que deriva tres líneas: una fase, el neutro y tierra física (No. 20). La fase conecta en serie con las abrazaderas para fusible americano (FUS-CIR) de un fusible tipo americano (FAME .5) con encapsulado de cristal (No. 8) de 500 mA, el neutro está en serie con el interruptor de balancín No. 9 (BTS-17), que puede conducir hasta 15 A. La

fase y el neutro conectan el devanado primario de un transformador electromagnético (TR24-1.2A) que reduce de 127 a 24 volts de corriente alterna con derivación central en el devanado secundario. La capacidad máxima de este transformador (No. 10) es de 1.2 A. El interruptor de balancín (No. 9) desconecta totalmente la energía del estimulador cuando se encuentra abierto.

A la salida del secundario del transformador No. 10 se encuentra conectado el puente de diodos rectificadores No. 12, en configuración de puente rectificador de onda completa (2W005M); la derivación central del transformador No. 10 es utilizada como referencia de 0 volts (No. 11) para disponer de una fuente rectificada bipolar.

En los nodos polarizados del puente rectificador (No. 12) se encuentran conectados dos capacitores electrolíticos de 2200 μ F/50V (No. 13) que actúan como filtros de rizado en la señal de voltaje rectificada.

En la salida positiva del puente rectificador No. 12 se ha marcado la etiqueta No. 21, que indica que esa línea de voltaje conecta con el circuito del cargador de baterías, mostrado en la figura 4. En los nodos de voltaje positivo y negativo respectivamente, se ha conectado en serie el interruptor No. 14 de palanca de dos polos-dos posiciones (S-120), que tiene la función de conectar el regulador fijo de voltaje No. 15, de 5 volts (L7805CV), que esta conectado en paralelo a un capacitor de desacoplo (No. 18) de 0.1 μ F que actúa como filtro de ruido de alta frecuencia. Al nodo de salida del regulador (No. 15), se encuentra conectada la etiqueta No. 22 que indica que esa salida de voltaje regulado TTL.

El mismo interruptor de palanca No. 14 conecta con voltaje bipolar a un regulador fijo de voltaje (L7815CV) de +15 volts (No. 16) y a un regulador fijo de voltaje (L7915CV) de -

15 volts (No. 17). A la salida de voltaje de cada regulador (No. 16 y 17) se ha conectado en paralelo contra la referencia de 0 volts, el par de diodos rectificadores No. 19 (1N4004) con capacidad máxima de corriente inversa de 1 A, están conectados en la configuración requerida para obtener una fuente bipolar regulada y simétrica. Completando el circuito, también en paralelo se encuentran conectados dos capacitores de 0.1 μF (No. 18), como filtros de ruido de alta frecuencia. En el nodo de salida de cada regulador se ha incluido una etiqueta (No. 23 y 24), que indica que esa salida de voltaje regulado bipolar.

La figura 4 muestra el circuito cargador de baterías que está gobernado por una línea digital proveniente del circuito del demultiplexor mostrado en la figura 5, indicada con el No. 25. Cada vez que esta línea presente un estado bajo digital, el circuito mantendrá los contactores internos de los tres relevadores (RAS-0610) No. 26 en posición normalmente cerrado. El opto aislador No. 27 (4N32) es el dispositivo que recibe la instrucción digital para el accionar de los relevadores electromagnéticos (No. 26), el cátodo del elemento infrarrojo esta conectado a la referencia de 0 V por medio de una resistencia de carbón de 330 ohms/0.5 W, para limitar la corriente de cebado a 15.15 mA. El colector del fototransistor infrarrojo tipo NPN del opto aislador (No. 27) se conecta a la línea de voltaje regulado de +15 V a través de una resistencia de carbón (No. 28) de 10 k ohms/0.5 W, el emisor de éste conecta con la base de un transistor tipo NPN (No. 29) para completar una configuración Darlington. El transistor No. 29 (TIP31C) conecta el colector con la salida de las tres bobinas del banco de relevadores (No. 26), mientras que el emisor se conecta a la referencia de 0 V. La resistencia de carbón (No. 30), es de 1 k ohm/0.5 W y se encuentra conectada entre la base y el emisor del transistor No. 29 para completar la estructura del divisor de tensión. Una resistencia de carbón (No. 31) de 100 ohms/0.5 W, se conecta en

serie entre la línea de voltaje de +15 V y un extremo de las bobinas del banco de relevadores, para limitar la corriente cada vez que el transistor No. 29 es cebado.

En la misma figura 4 se indica una etiqueta (No. 32) que proviene del circuito del demultiplexor de la figura 5. Ésta línea digital conecta la base del transistor No. 33 tipo NPN (C945), que tiene su colector conectado a la línea de voltaje regulado de +15 V, y su emisor conecta con la terminal positiva del zumbador piezoeléctrico No. 34 (BGD10) que puede generar una señal auditiva de 4 K Hz y 72 dB, cuando el algoritmo de control en el procesador indica el inicio de la estimulación y dos señales cuando termina o bien es cancelada. La etiqueta No. 35, que representa una línea de voltaje analógico proveniente del circuito de la fuente de voltaje de la figura 3. Este voltaje es conectado a la entrada del regulador fijo de voltaje No. 36 de +15 V (L7815CV), que funciona como voltaje de alimentación del circuito cargador de baterías. La entrada del regulador ajustable de voltaje No. 37 (LM317T) se encuentra conectada a la línea de voltaje regulado de +15 V, su terminal de salida y la terminal de ajuste de corriente se conectan entre si por medio de una resistencia variable de 100 ohms (No. 38) ajustada a 19%, para limitar la corriente del circuito cargador. En la terminal de ajuste del regulador No. 37 se conecta una terminal del contactor normalmente cerrado de un relevador del banco No. 26, que mantiene conectada la terminal positiva de la batería No. 39.

El circuito cargador de baterías se completa con el transistor No. 41 tipo PNP (TIP32C) que tiene conectado su emisor al contactor normalmente cerrado del último relevador del banco No. 26, así mismo, tiene una resistencia de carbón (No. 42) de 22 ohms/0.5 W conectada entre el emisor y la base, que limita la corriente de cebado del transistor, y un diodo emisor de luz (No. 43) polarizado directamente entre la base y el colector, de tal

modo que el LED No. 43 enciende cuando el circuito se mantiene cargando las baterías. El colector del mismo se encuentra conectado a la referencia de 0 V.

Las baterías No. 39 y 40 son baterías recargables de Níquel-Metal-Hidruro de 3.6 V y 320 mA/H, ambas se conectan en serie por medio de los contactores normalmente cerrados de los relevadores del banco No. 26, con la finalidad de recargarse como una sola. Cuando las bobinas de los relevadores se encuentran excitadas, las baterías No. 39 y 40 automáticamente se desconectan del circuito cargador descrito en el párrafo anterior para entregar entonces su voltaje acumulado como una fuente flotante bipolar de ± 3.6 V. En la misma figura 4, se indica la salida de esta fuente bipolar con las etiquetas No. 44 y 44. La conmutación entre el funcionamiento del cargador de baterías y la fuente bipolar de baterías, es gobernada por un pulso digital de control del circuito del demultiplexor de la figura 5, que se describe a continuación.

El circuito integrado No. 46 es un decodificador/demultiplexor dual 1 de 4, que como entrada de datos tiene las señales digitales indicadas como CTRL0, CTRL1, CTRL2 y CTRL3; que provienen desde el puerto de control del puerto paralelo de la computadora. En este caso las señales CTRL0 y CTRL1 son datos que indican una dirección (de 0 a 3 binario), la entrada digital CTRL2 funciona como señal de habilitación, cuando presenta un estado bajo hace que las salidas del 74LS139 (Motorola ©) mantengan el estado lógico indicado por la palabra de entrada, si la señal del CTRL2 se encuentra en alto, no importa el estado de los bits de entrada, la salida estará en alto. Estas funciones permiten controlar exclusivamente dos de los cuatro registros de dirección, que en este caso son circuitos integrados 74LS377 (Motorola ©).

El circuito integrado No. 47, es un asegurador (latch) de 4 bits tipo D (74LS77 Motorola ©), el cual permite mantener información binaria entre procesos, mientras que es direccionado con los bits de control CTRL0 y CTRL1, siendo habilitado con el bit de control CTRL3, y su salida puede realizar varias opciones lógicas, como son el pulso de reloj requerido por los registros, habilitar/deshabilitar el circuito cargador de baterías (circuito de la figura 4), o bien controlar una indicación sonora. Los circuitos integrados No. 48, No. 49, No. 50 y No. 51, son Flip-Flop's octales tipo D, (74LS377 Motorola ©). La función de estos integrados es muy importante, pues con ocho bits de datos provenientes del procesador, se puede generar una codificación de dirección tipo cartesiana, de la siguiente manera: Las salidas No. 52 y No. 53, del circuito No. 48 y No. 49 respectivamente, se encuentran etiquetadas como Dir+00 (No. 53) hasta la Dir+15 (No. 52), lo que indica que controlan un punto entre 0 y 15 que recibirá un pulso positivo, mientras que los circuitos integrados No. 50 y No. 51, tiene sus salidas designadas como Dir-00 (No. 55) hasta la Dir-15 (No. 54), que permiten elegir de igual forma un solo punto que recibirá una referencia de 0 V., con lo que se puede elegir una dirección cartesiana entre 255 puntos disponibles, que en este caso son la resolución de la matriz de estimulación. Esta matriz de la que se habla, estará controlada por un arreglo de 255 fototransistores tipo MOS bidireccionales (figura 6), que además de localizar una dirección, permiten un aislamiento óptico entre la fuente regulada que proporciona la energía de la fuente y la fuente flotante de energía, generada por las baterías (No. 39 y No. 40) en configuración bipolar, descritas previamente.

La figura 6 muestra el arreglo de fototransistores tipo MOS (AD4C111 Solid State Optronics ©), que funcionan como relevadores de estado sólido bipolar, en ésta figura, se

muestra únicamente la conexión del LED infrarrojo que ceba la fotocompuerta del fotoMOS. Cada etiqueta desde la Dir+00 hasta la Dir+15, están conectadas en serie con una resistencia de carbón de $1.5\text{ k}\Omega$ que limita la corriente que circula a través del LED en valor de 3.3 mA , puesto que en cualquier momento solo se encontrará activo un solo relevador, no es necesario conectar una resistencia por elemento.

El funcionamiento de la matriz, se describe a continuación: Como ya fue descrito anteriormente, la salida de los Flip-Flop's de la figura 5 controla una posición cartesiana, por ejemplo, si es necesaria la conmutación del relevador de estado sólido activado con el LED denominado D009 (No. 56), la etiqueta denominada Dir+15 (No. 57) debe tener un estado lógico alto ($+5\text{ V}$), lo que provoca que toda la línea de LEDs infrarrojos (desde D001 hasta D016) tengan 5 volts en su ánodo, mientras tanto todas las demás (desde Dir+00 hasta Dir+14) deberán tener el estado lógico bajo (0 V).

Ahora bien, para poder encender el LED No. 56, es necesario que su cátodo tenga 0 volts, por lo que la etiqueta denominada Dir-08 (No. 58) debe tomar el estado lógico bajo (0 V) y todas las etiquetas negativas (Dir-XX) deberán mantener el estado lógico alto (5 V), con lo que se logra que únicamente la columna (vertical) de la etiqueta No. 58, mantenga cerrado el circuito de los cátodos de todos los LEDs con el valor de 0 volts.

Estas condiciones proporcionan 5 volts a toda una fila y a toda una columna, con lo que solamente en la intersección de estas (en el LED No. 56) se presente una diferencia de potencial capaz de encender solo un LED; activando así solo un relevador de estado sólido, de acuerdo a la configuración mostrada en la figura 7.

MODELO DEL GENERADOR DE ONDAS. El sistema de codificación de imágenes para estimulación trabscoreal se basa en la síntesis de formas de onda, cuya forma es igual a las que se registran sobre la superficie de la cornea medidas en electro-retinografía multifocal ERGM. Los sistemas de ERGM emiten pequeños puntos luminosos que inciden en diferentes puntos de la retina, para cada estimulación luminosa es posible conocer la respuesta natural que el complejo retiniano da a la estimulación luminosa puntual, esta respuesta es un potencial sobre la cornea cuya característica es la de una señal analógica bipolar cuya forma es la que se aprecia en la figura 10. El generador de formas de onda analógicas bipolares con las que estimulamos la cornea es un sistema que mediante el uso de filtros adaptables reproduce cualquier forma de onda analógica bipolar que se requiera, en particular tiene la capacidad de sintetizar ondas bipolares analógicas idénticas a las registradas en la cornea después de una estimulación puntual.

Las formas de onda analógicas bipolares se sintetizan para que cada una de ellas represente cada pixel o grupos de pixeles de la imagen eléctrica, que se desea poner como patrón eléctrico sobre la cornea bajo estimulación.

El sistema generador de estímulos analógicos bipolares sintetiza cada señal a partir del modelo matemático que los autores de la presente solicitud han desarrollado. El modelado matemático desarrollado permite la descripción matemática de tales formas de onda mediante un conjunto de polinomios, a partir de los cuales se hace la síntesis o reproducción de las formas de onda registradas en la superficie de la cornea de individuos sanos obtenidas en un sistema de ERGM. La figura 10 muestra el control del generador de formas de onda base del sistema de estimulación, como se puede observar, mediante el software adecuado es posible recalcular las nuevas formas de onda con nuevos parámetros,

duración, frecuencia y amplitud. En esta pantalla definimos los parámetros de las formas de onda que el codificador de imágenes deberá producir, así es posible seleccionar diferentes parámetros para cada hexágono de la malla. Es posible seleccionar diferentes tiempos de duración de la señal, modificar los tiempos de subida y de bajada de la onda, cambiar su frecuencia. Esta herramienta del sistema hace que el sistema de codificación de imágenes para estimulación transcorneal sea muy versátil pudiendo hacer los ajustes necesarios para asegurar la forma precisa, incluso, para cada persona, que asegure que ésta percibe efectos luminosos.

Mediante técnicas de minimización del error de aproximación se encontraron las leyes de variación que permiten encontrar los coeficientes óptimos de tres polinomios que dividen la señal bajo estudio en tres zonas diferentes. La Tabla 2 muestra un ejemplo de los polinomios encontrados para una sola excitación luminosa puntual. El sistema es capaz de sintetizar mediante este procedimiento cada píxel en su equivalente eléctrico con la forma de onda sintetizada. Cada punto de una imagen captada en una cámara de video, se convierte en un conjunto de señales sintetizadas por el modelo matemático que hemos desarrollado. La síntesis de cada señal se lleva a cabo mediante un filtro digital del tipo de respuesta finita al impulso, cuyos coeficientes son estimados mediante un algoritmo de mínimos cuadrados normalizado NLMS. El algoritmo de ajuste de pesos se muestra en la siguiente ecuación.

El modelo matemático de la onda bipolar generada para estimulación transcorneal la modelamos y representamos mediante un grupo de tres polinomios lineales que describen una curva bipolar de voltaje cuya forma de onda se muestra en la figura 10, donde cada

polinomio es evaluado de forma continua contra el tiempo. A continuación se indican los polinomios y se enuncian los intervalos de tiempo para cada uno de ellos:

Tabla 2

Polinomio	Tiempo de inicio	Tiempo final
$V1 = -8.3484 + 2.84852t + 0.0636951t^2 - 0.0135417t^3 + 0.000213t^4$	0 mS	22.8782 mS
$V2 = 667.98 - 28.4229t - 0.883556t^2 + 0.0482479t^3 - 0.00047t^4$	22.8782 mS	60.5166 mS
$V3 = 17241.5 - 808.047t + 13.9177t^2 - 0.104432t^3 + 0.00028t^4$	60.5166 mS	84.7457 mS

Estas ecuaciones representan matemáticamente las formas de onda que se obtienen sobre la superficie de la cornea humana sana, en los estudios de electroretinografía, en los que se registra el potencial sobre la cornea como respuesta a un pequeño estímulo luminoso puntual sobre la superficie de la retina. Ese mismo conjunto de tres polinomios pero con los coeficientes específicos para cada tejido, son suficientes para modelar o representar los potenciales que deberán estimular grupos específicos de células de la retina. De esta forma el sistema de codificación cuenta con la capacidad de producir diferentes formas de onda que permitan determinar con precisión cuales deben ser los parámetros de estimulación

SISTEMA EN EL MODO DE RETINA ARTIFICIAL o CODIFICADOR DE IMÁGENES PARA RETINAS ARTIFICIALES: El diagrama mostrado en la figura 1 muestra el sistema que se busca proteger. La cámara de video captura imágenes, cada cuadro se codifica digitalmente y se envía al procesador de imágenes, para que éste

produzca una salida de formas de onda, donde cada forma de onda producida representa el equivalente eléctrico de un píxel de la imagen que estimulará a la retina. Como se detallará más adelante cada forma de onda podrá representar un conjunto de píxeles según se defina la resolución del sistema mediante un mallado de hexágonos a través del cual se hace pasar a la imagen como se discute a continuación.

El procesador de imágenes hace pasar a cada una de ellas a través de una malla virtual de hexágonos, como se muestra en la figura 8. Sobre cada hexágono de la malla se calcula el promedio de los valores de los píxeles que se encuentran dentro del hexágono, a partir de éste promedio se define el valor de intensidad luminosa de cada hexágono, dicha intensidad corresponderá a la amplitud de la forma de onda que se generará para representar, como se muestra en la figura 9, a cada hexágono de la imagen bajo procesamiento. La malla virtual de hexágonos tiene como función adaptarse al número de elementos de que se constituye cada imagen, es decir su resolución. El número de hexágonos está en función del número posible de micro-electrodos con los que se construya la interfaz codificador-micro-estimulador, así si el número de electrodos posibles sobre un lente de contacto es de 16, entonces el número de hexágonos de la malla lo será también de 16, es decir, si el número de elementos del micro-estimulador es 2 elevado a la n , entonces, el número de hexágonos lo será también de 2 elevado a la n , donde n es un número entero y positivo. La determinación de las amplitudes de cada onda de estimulación transcorneal se hace previa definición del tamaño de los hexágonos de la malla, lo anterior permite establecer diferentes tamaños de los hexágonos. La determinación de diferentes dimensiones de los hexágonos está de acuerdo con las distribuciones variables de fotorreceptores que se observan en las retinas biológicas que obedecen a modelos foveales.

El sistema generador de formas de onda produce por cada hexágono una forma de onda como las representadas en la figura 8. El sistema adaptable tiene capacidad para producir la forma de onda analógica bipolar con las variaciones de forma, duración y frecuencia que se le programen. La amplitud de la señal dependerá, como ya se ha dicho, del valor promedio que calcule para cada hexágono. Las variaciones de amplitud de las formas de onda analógicas bipolares es, en consecuencia, análoga a los efectos que en las retinas naturales se producen por efecto de la concentración de foto-receptores.

El sistema de procesamiento de señales genera por cada imagen tantas formas de onda como hexágonos contenga cada imagen, produciendo en consecuencia un equivalente eléctrico que se transmite a la interfaz de micro-electrodos que al hacer contacto con la cornea transmite a esta un equivalente eléctrico del patrón o de la imagen que se quiere transmitir al cerebro para su reconocimiento. La interfaz entre la salida del codificador de imágenes y el sistema de estimulación se puede hacer por dos vías, una mediante la conexión alámbrica de ambos sistemas, el codificador de imágenes y el micro-estimulador. La otra vía es mediante un simple sistema de radio frecuencia el cual modulan las señales analógicas bipolares a una frecuencia de 2.4 GHz a un sistema decodificador de señales montado sobre un lente de contacto de Poli-metil-metacrilato. Con una micro antena, el sistema de decodificación y la matriz de micro electrodos sobre la cara interna del lente de contacto.

La figura 12 muestra el detalle del lente de contacto que se emplea como sustrato para el depósito de las pistas del chip VLSI que contiene la antena y el sistema demodulador de señales de estimulación transcorneal.

Sobre la cara interna del lente de contacto se tiene una matriz de micro-electrodos que hacen contacto con la cornea, sobre cada contacto se transmite hacia la cornea una señal de excitación, el conjunto de señales sobre la cornea representan una imagen como se muestra en la figura 13.

En la figura 13 se muestra una imagen cuya distribución es de tipo foveal, es decir el mayor número de pixeles se concentra en un punto central, como ocurre en la retina biológica. La distribución foveal se logra distribuyendo a los microelectrodos con una distribución foveal sobre la cara interna de la lente de contacto. La distribución de los microelectrodos es en general lineal lineal, es decir, donde la separación de los microelectrodos es uniforme, dicha distribución corresponde a la manera como la cámara de video recoge la imagen. La mayoría de las cámaras de video capturan las imágenes con separación uniforme entre pixeles, sin embargo el sistema codificador de imágenes para estimulación transcordeal esta preparado para codificar imágenes no lineales como es el caso foveal. La figura 14 muestra la distribución de micro-electrodos colocados sobre la parte interna del lente de contacto. Así el dispositivo de contacto con la cornea está formado por un arreglo de micro-electrodos que se conecta al codificador de imágenes. Cada rectángulo en la figura representa un microelectrodo que estimula la superficie de la cornea con la señal producida a la salida del codificador de imágenes. La tecnología de microfabricación de sistemas microelectromecánicos MEMS (micro electro mechanical systems MEMS) permite la construcción de arreglos de micro contactos de platino u oro sobre sustratos de PMMA. Actualmente con la tecnología conocida como POLIMUPS se pueden construir arreglos de micro electrodos. Cada el electrodo puede tener dimensiones mínimas de hasta 5 micras por lado con separación entre ellas de cinco micras. Menores dimensiones son posibles en procesos de fabricación especiales.

La codificación de imágenes para transmitir las al cerebro vía cornea no tiene precedente en la literatura especializada, Sin embargo, Bach y Rita desarrollo un sistema de estimulación eléctrica a través de la piel, Bach y Rita pensó que si la estimulación la podía hacer debajo de la lengua las personas podrían aprender a ver. Bach y Rita baso su hipótesis en que la plasticidad del cerebro permitiría hacer posible que las personas puedan aprender a ver al través de estimulación eléctrica vía la piel de la lengua. El sistema codificador de imágenes para estimulación transcorneal que se solicita proteger en esta solicitud, tiene ventajas y diferencias importantes en relación a la propuesta de Bach y Rita. Nuestro sistema tiene la ventaja de transmitir imágenes eléctricas al cerebro vía la retina, que es una estructura del sistema nervioso especializada en codificación de señales que le transmiten los conos y los bastones. En nuestra invención utilizamos la cornea como una correa de transmisión para que las señales eléctricas lleguen a la retina y esta de manera natural realice el proceso de codificación del patrón eléctrico al estimular las células ganglionares de la retina. La piel no posee la propiedad innata de codificación de señales visuales. En el sistema de codificación para estimulación transcorneal que hemos desarrollado, la estimulación se hace mediante formas de onda análogas a las que se registran en el globo ocular, como respuesta de la retina al impulso luminoso, es decir, son formas propias del sistema ocular que reconoce y puede codificar en las células ganglionares de la retina para transmitir la información de manera natural al cerebro, situación que no ocurre en el caso de la propuesta de Bach y Rita donde la estimulación sobre la piel supone un proceso de aprendizaje mas que un proceso de identificación de patrones por la retina. Ver U.S. Patent #6,430,450. "Tongue placed tactile output device.

REIVINDICACIONES

1. Sistema codificador de imágenes para estimulación transcorneal formado por una cámara de video, un procesador con algoritmos digitales, un dispositivo denominado estimulador eléctrico caracterizado porque el procesador con algoritmos digitales recibe la imagen codificada y a partir de esta produce una forma de onda, y cada forma de onda producida representa el equivalente eléctrico de un píxel de la imagen que estimulará el ojo; la forma de onda estará establecida por las siguientes ecuaciones:

Polinomio	Tiempo de inicio	Tiempo final
$V1 = -8.3484 + 2.84852t + 0.0636951t^2 - 0.0135417t^3 + 0.000213t^4$	0 mS	22.8782 mS
$V2 = 667.98 - 28.4229t - 0.883556t^2 + 0.0482479t^3 - 0.00047t^4$	22.8782 mS	60.5166 mS
$V3 = 17241.5 - 808.047t + 13.9177t^2 - 0.104432t^3 + 0.00028t^4$	60.5166 mS	84.7457 mS

2. Sistema codificador de imágenes para estimulación transcorneal formado por una cámara de video, un procesador con algoritmos digitales, un dispositivo denominado estimulador eléctrico, tal y como se reclama en la reivindicación anterior, caracterizado porque el procesador de imágenes hace pasar a cada una de ellas a través de una malla virtual de hexágonos, y sobre cada hexágono de la malla calcula el promedio de los valores de los píxeles que se encuentran dentro del hexágono, a partir de éste promedio se define el valor de intensidad luminosa de cada hexágono, dicha intensidad corresponderá a la

amplitud de la forma de onda que se generará para representar a cada hexágono de la imagen bajo procesamiento; el número de hexágonos está en función del número posible de micro-electrodos con los que se construya la interfaz codificador-micro-estimulador, así si el número de electrodos posibles sobre la interfaz es de 16, entonces el número de hexágonos de la malla lo será también de 16.

3. Sistema codificador de imágenes para estimulación transcorneal formado por una cámara de video, un procesador con algoritmos digitales, un dispositivo denominado estimulador eléctrico, tal y como se reclama en la reivindicación anterior, caracterizado porque la interfaz es un lente de contacto y este se coloca con los electrodos haciendo contacto en la cornea.

4. Sistema codificador de imágenes para estimulación transcorneal formado por una cámara de video, un procesador con algoritmos digitales, un dispositivo denominado estimulador eléctrico, tal y como se reclama en cualquiera de las reivindicaciones anteriores, caracterizado porque el sistema de procesamiento de señales genera por cada imagen tantas formas de onda como hexágonos contenga cada imagen, produciendo en consecuencia un equivalente eléctrico que se transmite a la interfaz de micro-electrodos que al hacer contacto con la cornea transmite a esta un equivalente eléctrico del patrón o de la imagen que se quiere transmitir al cerebro para su reconocimiento.

1/9

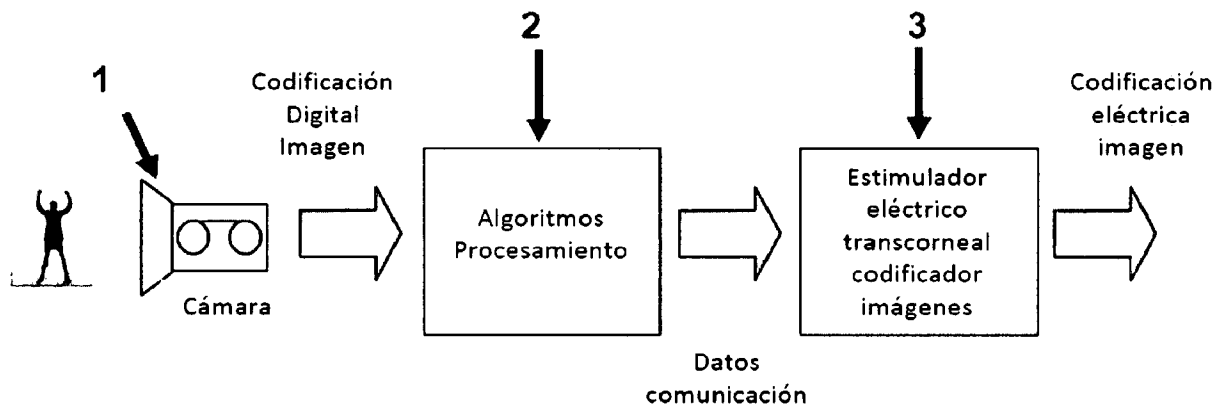


FIGURA 1

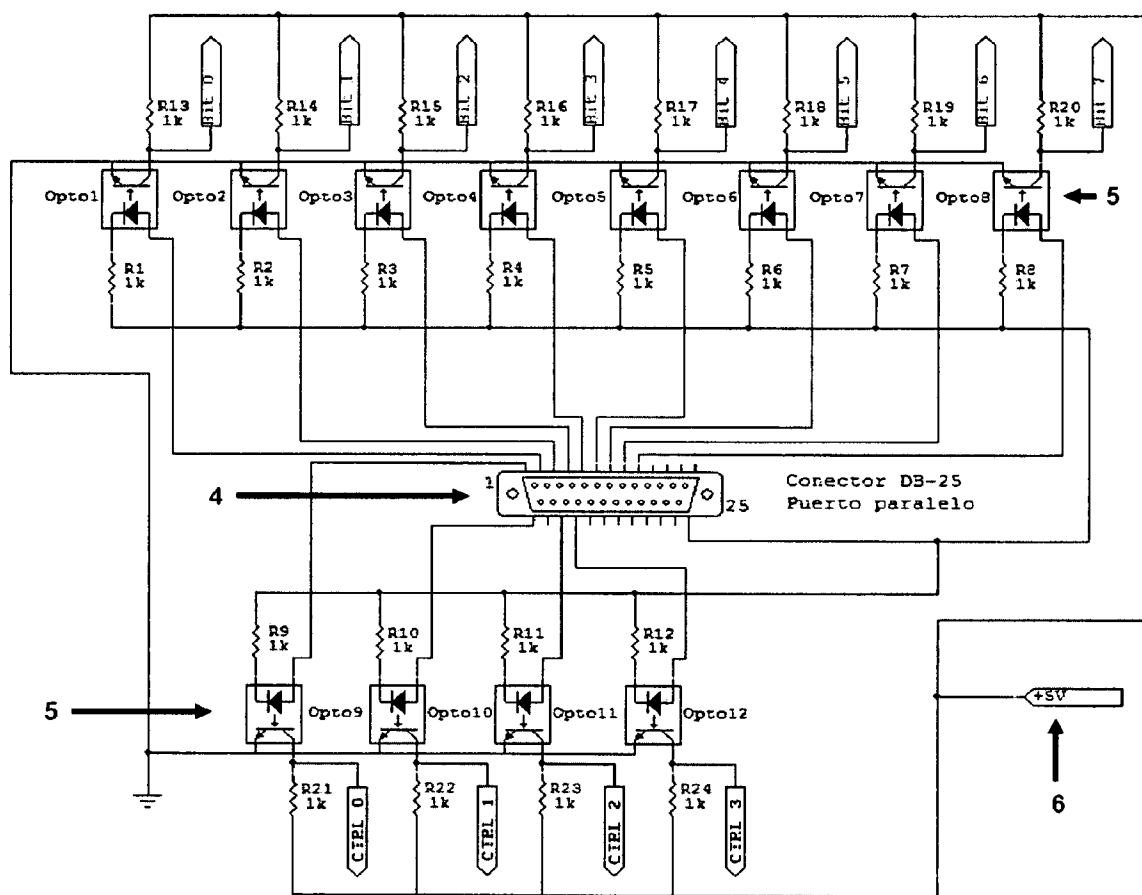


FIGURA 2

2/9

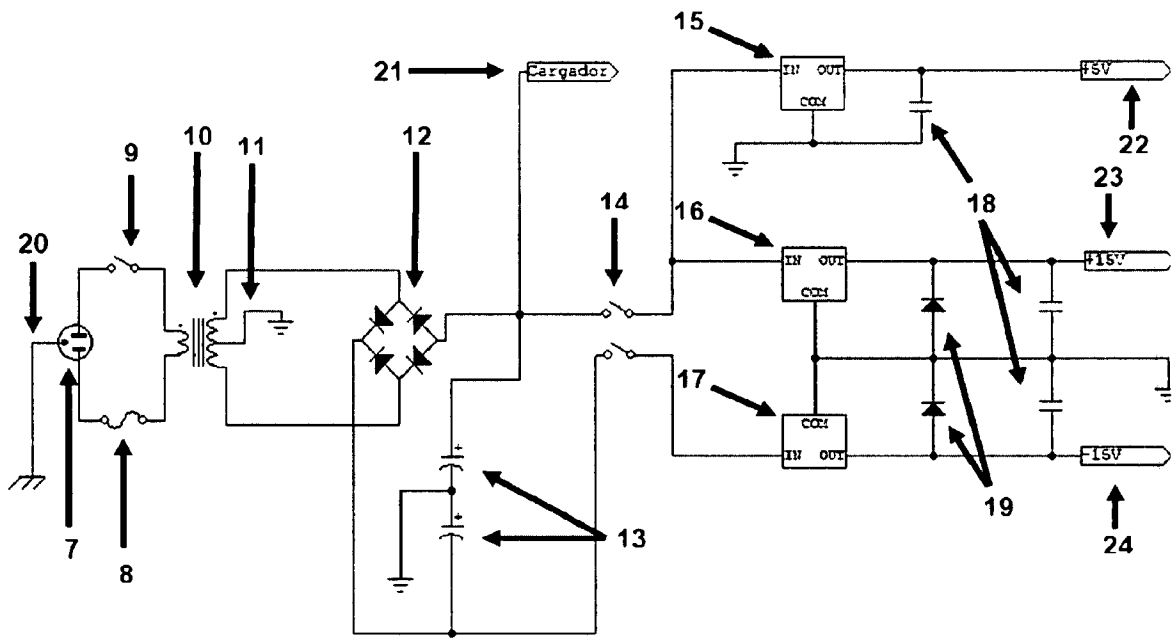


FIGURA 3

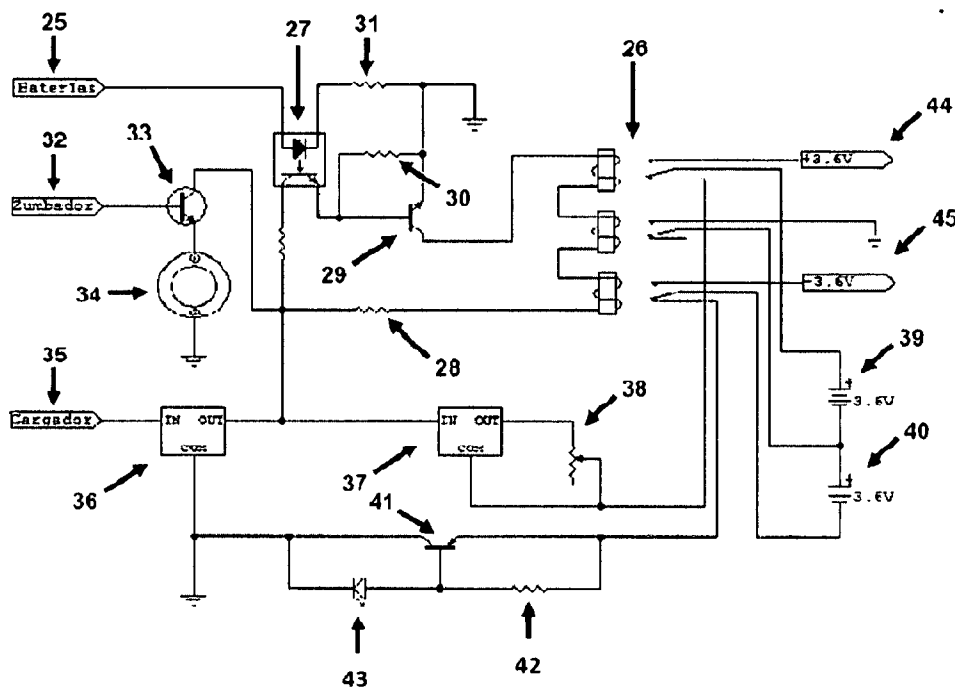


FIGURA 4

3/9

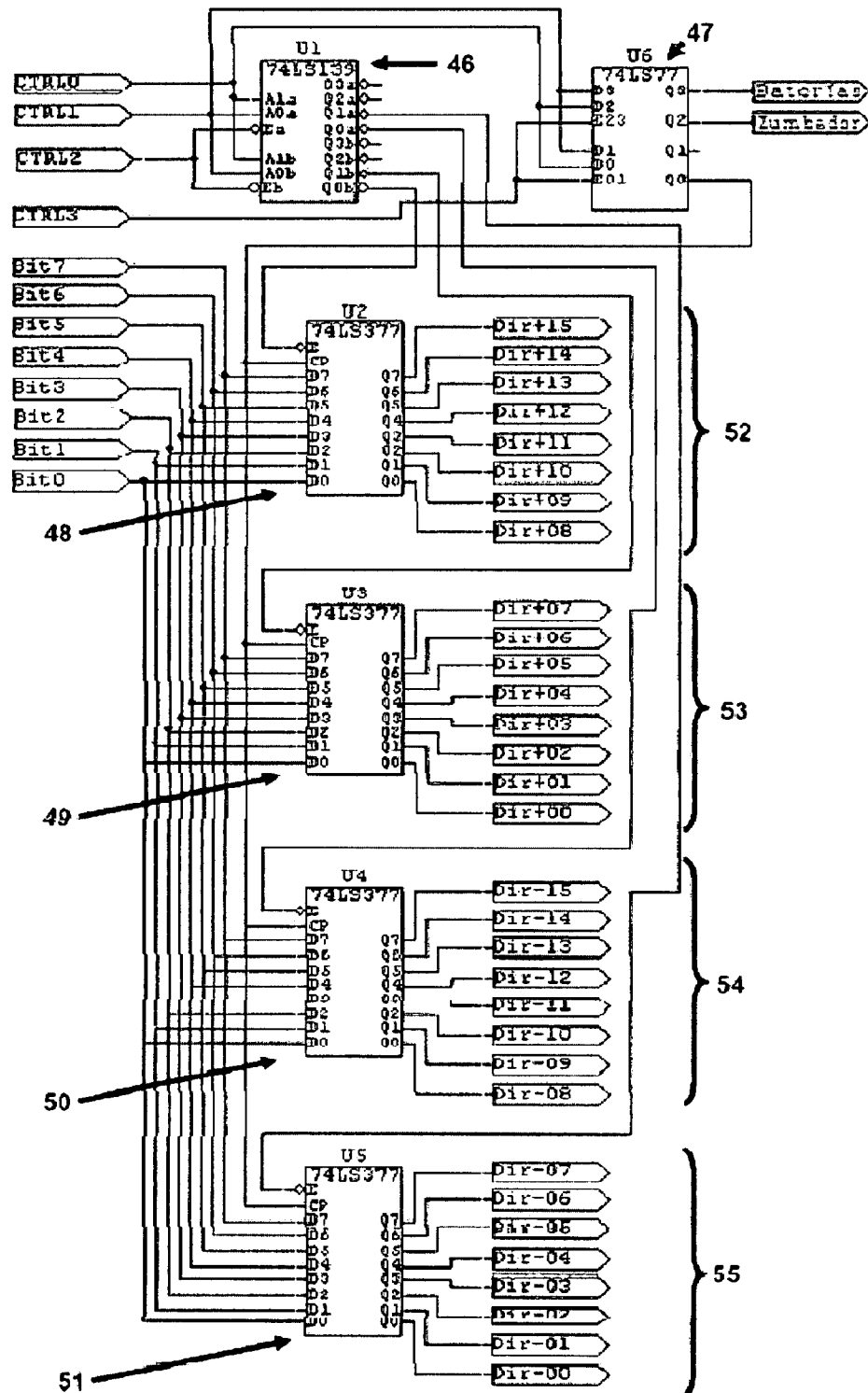


FIGURA 5

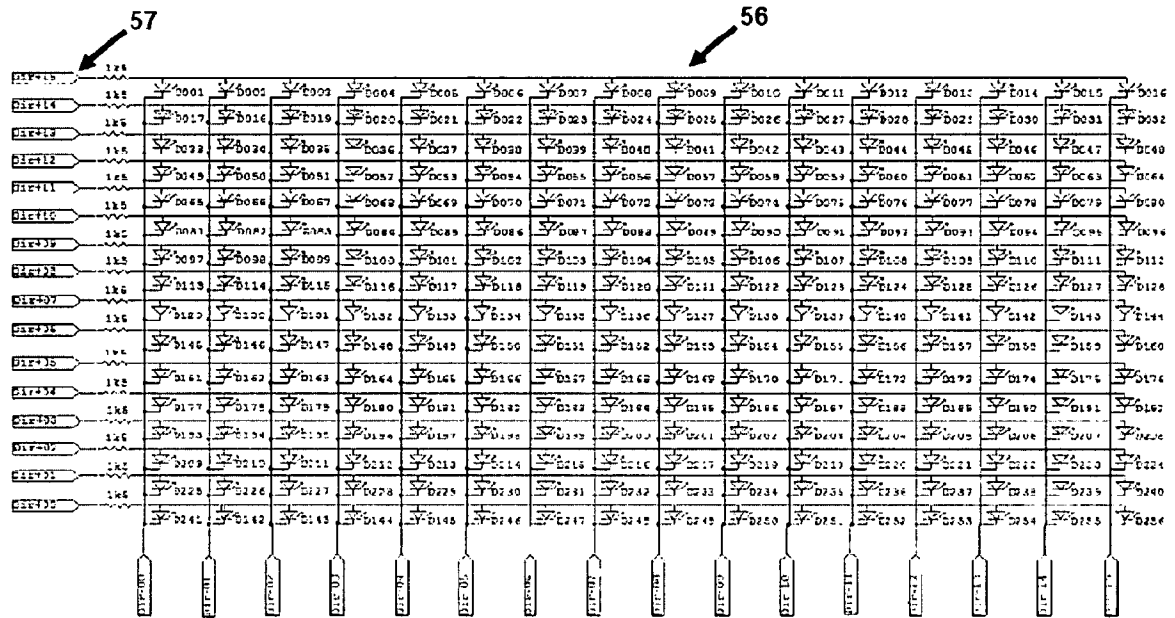


FIGURA 6

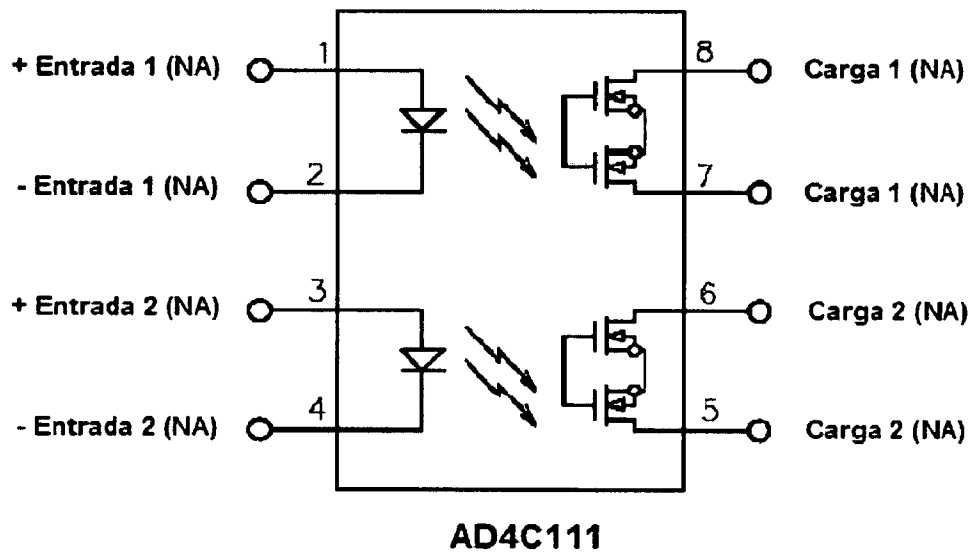


FIGURA 7

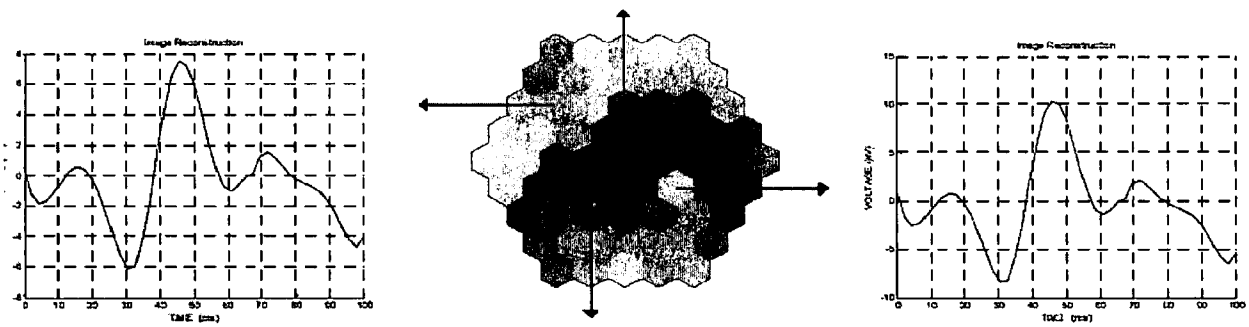


FIGURA 8

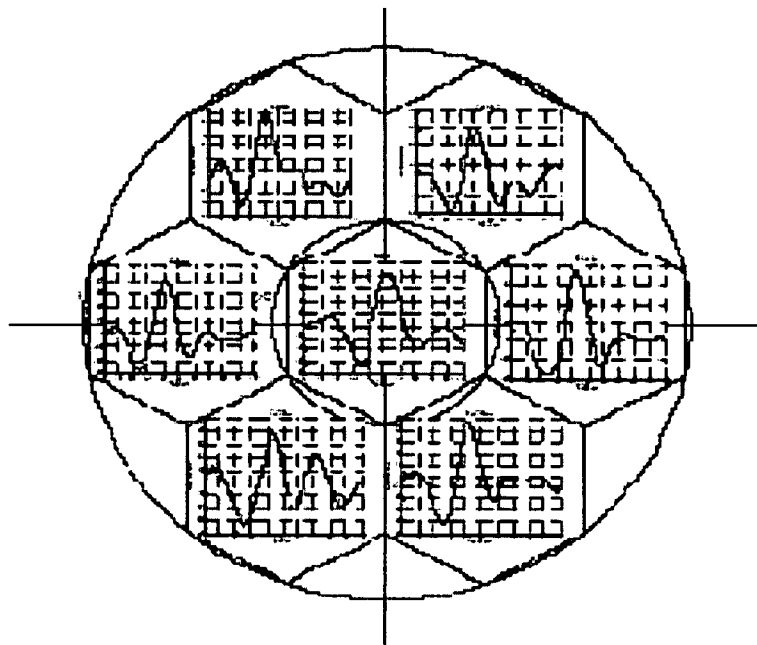


FIGURA 9

6/9

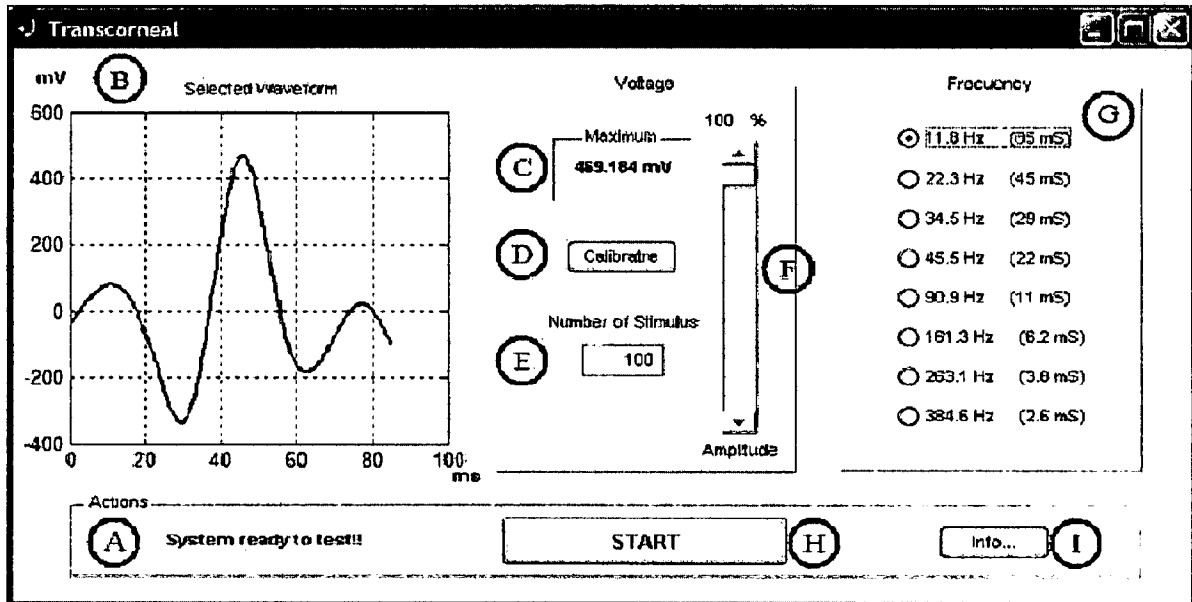


FIGURA 10

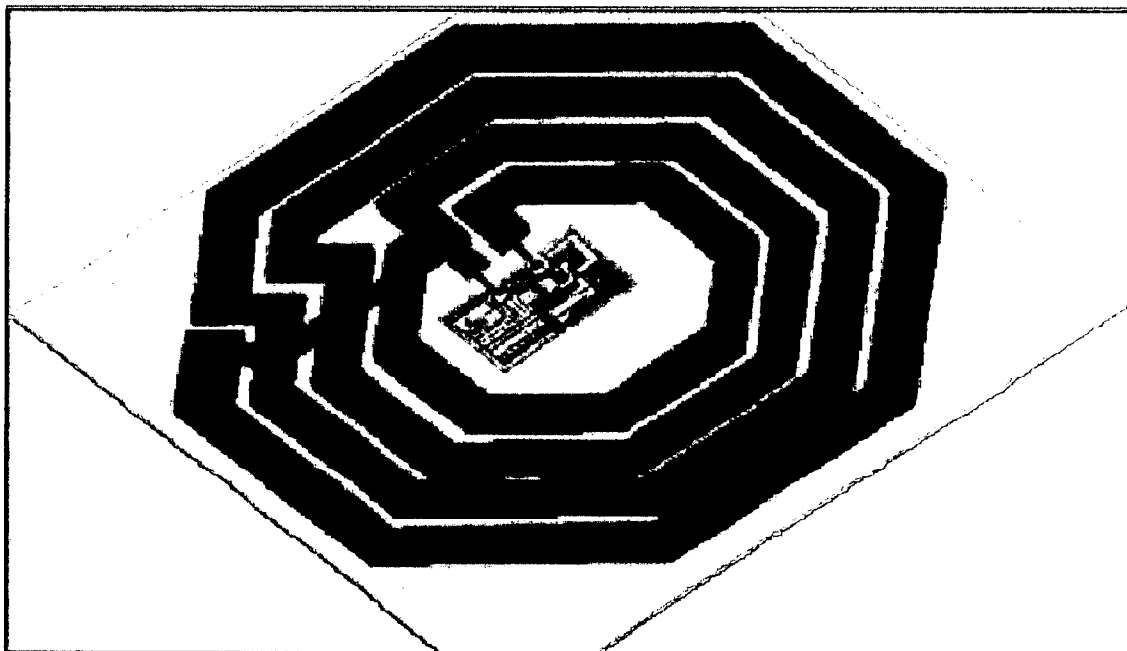


FIGURA 11

7/9

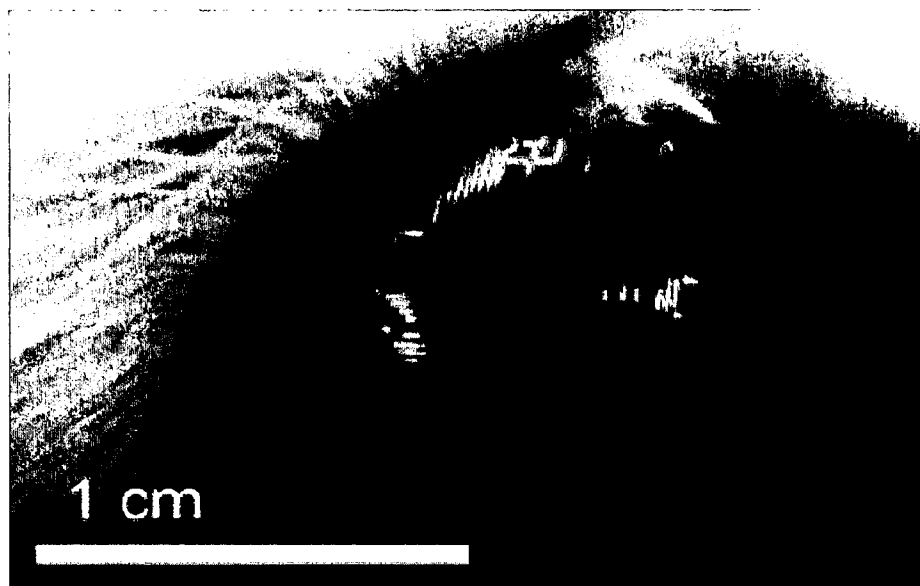


FIGURA 12

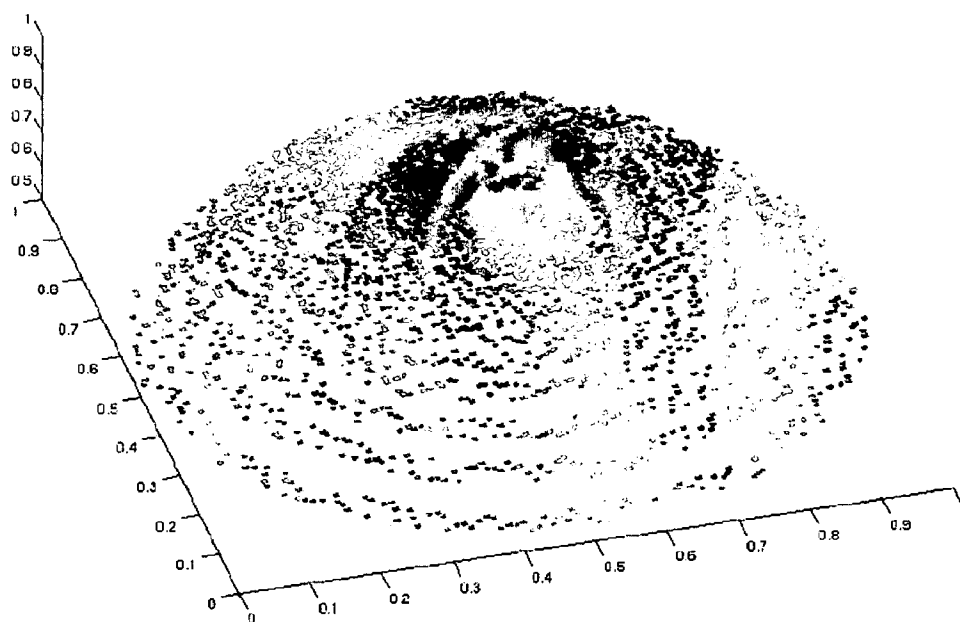


FIGURA 13



FIGURA 15