



11234

**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO
(UNAM)**

**Facultad de Medicina de la UNAM
División de Estudios de Posgrado**

**Instituto de Oftalmología
Fundación Conde de Valenciana**

**SUSTITUCIÓN DEL SENTIDO DE LA VISIÓN
SEGUNDA FASE**

**TESIS DE POSGRADO
Para obtener la especialidad en Cirugía Oftalmológica**

**Que presenta
Dr. Gerardo Monares Zepeda**

A handwritten signature in black ink, appearing to be "René Alfredo Cano Hidalgo", written over a circular stamp or watermark.

**Asesor de Tesis
Dr. René Alfredo Cano Hidalgo**



México, D.F. Noviembre de 2003



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

ESTA TESIS NO SALE
DE LA BIBLIOTECA





Dr. Enrique Graue Wiechers
Profesor Titular del Curso

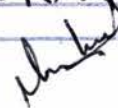
Autorizo a la Dirección General de Bibliotecas de la UNAM a difundir en formato electrónico e impreso el contenido de mi trabajo recepcional.

NOMBRE: Gerardo Monares

Zepeda.

FECHA: 22/ENE/04.

FIRMA: _____



Dr. René Alfredo Cano Hidalgo
Asesor de Tesis



Dra. Cláudia E. Murillo Correa
Jefa de Enseñanza



SUBDIVISION DE ESPECIALIZACION
DIVISION DE ESTUDIOS DE POSGRADO
FACULTAD DE MEDICINA
U.N.A.M.

INTRODUCCION

Técnica y tecnología

El diseño y realización de una retina artificial implica fundamentarse en disciplinas científicas muy diversas que parecieran inicialmente no relacionarse unas con otras. Actualmente la ingeniería en sistemas, la industria química y la oftalmología tratan desarrollar un implante visual perfecto para restituir la visión de pacientes sin percepción de luz.

La idea de fabricar una retina con semiconductores no es nueva y data de finales de la década de los sesenta. Esta época coincide con la etapa de miniaturización a pequeña escala, por lo que los resultados iniciales no fueron tan alentadores. En términos de ingeniería en sistemas electrónicos se sabe que la colocación de componentes electrónicos discretos sobre una oblea de silicio forma una estructura denominada circuito integrado. La tecnología disponible en los años 60's permitió la colocación de componentes hasta por algunas docenas de estos en cada encapsulado. Debe entenderse esto como un avance tecnológico realmente importante, ya que la miniaturización de componentes electrónicos ahorra espacio y energía en procesos industriales que requieren optimización de recursos. Lo anterior puede ejemplificarse claramente si se toma en cuenta que la era espacial solo fue posible al crear cohetes que redujeran su peso para aumentar la carga útil. Los años siguientes a 1969 marcan la evolución de la industria cibernética y transcurren dos etapas más de miniaturización logrando crear circuitos integrados que pueden contener hasta millones de componentes logrando velocidades de reloj y conmutación realmente sorprendentes. A esta tercera etapa pertenecen los nuevos diseños de retinas artificiales que pueden tener dimensiones de hasta algunos cientos de micras. (Fig. 1)

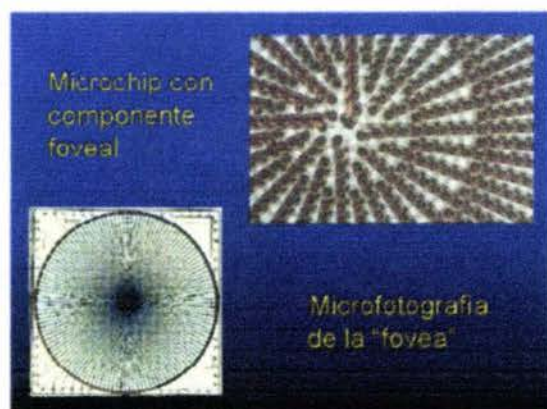


Fig 1. Diseño de retina artificial construido con una zona foveal. El microchip de apenas unos milímetros contiene una zona de fotorreceptores de mayor densidad en el centro que tratan de imitar una fovea humana. El diseño se logró con circuitos integrados del tipo CMOS. Recibe energía de los fotones que inciden sobre el chip y envía la señal a la superficie retiniana sin necesidad de fuente de alimentación interna.

De mano con la tecnología se modifican las técnicas. La cirugía de vítreo y retina ha sido transformada por la creación de instrumentos cada vez mas finos y aparatos complejos que requieren un conocimiento profundo por parte del cirujano de los principios básicos en virtud a los cuales funcionan. Ejemplificando lo anterior podemos mencionar que si bien a principios del siglo XX se intentaban cien retinopexias solamente se lograban aplicar dos retinas. En la actualidad se ha

invertido esta relación pero no se ha logrado restituir la visión perdida. El reto actual para el siglo XXI es lograr a través de algún tipo de circuito integrado, ya de semiconductor u orgánico, visión artificial útil.

Actualmente se realizan investigaciones para desarrollar un implante visual que además de lograr el objetivo anterior sea aceptado por el organismo sin lesionar el tejido receptor.

Fundamentos básicos

Para comprender el funcionamiento de un implante visual es indispensable relacionarse con algunos términos. Un transductor es un dispositivo que transforma una forma de energía en otra. En 1905 Albert Einstein describió el efecto fotoeléctrico. Este resulta del bombardeo de fotones sobre un tubo al vacío con dos placas metálicas en sus extremos a manera de cátodo y ánodo. Cuando los fotones golpean una de las placas metálicas la energía transportada por el fotón es transmitida casi enteramente al circuito eléctrico y estimula los electrones de las capas externas de valencia para saltar hacia las proximidades de otras órbitas disponibles. Es decir, el bombardeo de fotones (luz visible) vierte la energía electromagnética en el circuito eléctrico y se transforma en energía eléctrica, de modo que puede obtenerse una corriente cuantificable y proporcional a la luz que incide en el circuito. Esto es exactamente lo contrario a lo que sucede cuando se enciende una lámpara de baterías. (Fig. 2)

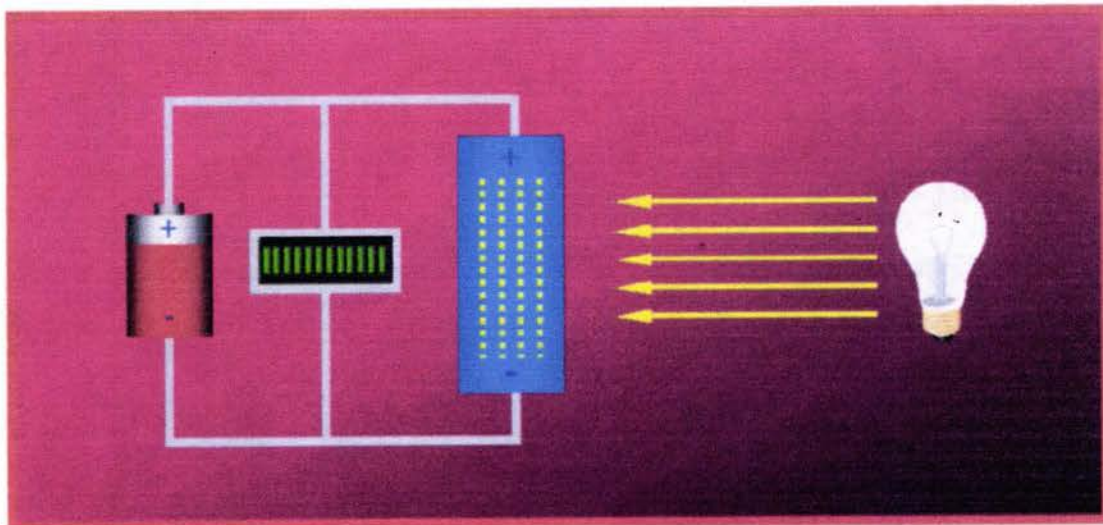
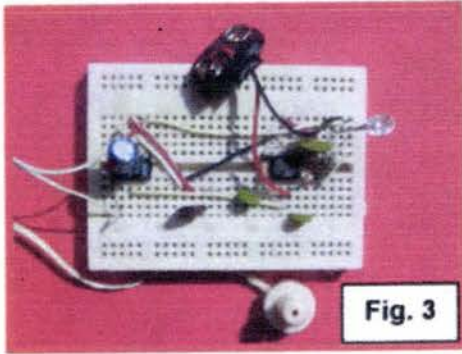


Fig. 2: Efecto fotoeléctrico. Los fotones desprenden electrones del tubo al vacío creando una corriente eléctrica medible

Puede decirse que el mecanismo de la visión al nivel molecular funciona de un modo semejante, ya que la luz que incide sobre la retina es transformada a

energía electroquímica. Los fotoreceptores de la retina -conos y bastones- pueden considerarse como pequeños fototransductores.

El transistor es un dispositivo electrónico con tres capas de silicio, una de las cuales tiene un polo diferente a las otras dos. Los detalles de su funcionamiento pueden ser estudiados en cualquier tratado de electrónica, sin embargo para fines de esta exposición puede decirse que administran la energía eléctrica a manera de pequeños amplificadores de corriente. Curiosamente todos los transistores son sensibles a la luz al menos en pequeño grado. De esta característica se ha aprovechado para el diseño de fototransistores, los cuales están diseñados específicamente para captar la luz ambiental y responder a los cambios de intensidad en microsegundos. La figura de la izquierda (Fig. 3) muestra un fototransistor con un arreglo simple de amplificadores operacionales.



La lógica de transistor transistor (TTL) es un arreglo especial de transistores que permite la conmutación rápida de los pulsos eléctricos que son enviados a través de todo el circuito. Esto es importante ya que los cambios de luz son tan rápidos que en ocasiones las fotoceldas no pueden conmutar estos cambios mientras que los transistores tienen respuestas de muy alta velocidad. Sin embargo se encuentran en circuitos integrados encapsulados en dimensiones grandes -en términos de microchips- y su utilidad es mas bien para la formulación de algún anteproyecto. Otros tipos de lógica digital como los de óxido metálico (CMOS) son mas utilizados en el diseño de implantes visuales por su bajo consumo de energía y su alta respuesta de conducción. (Fig. 4)

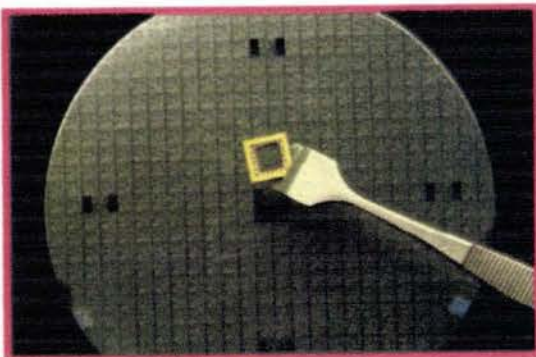


Fig. 4A: Oblea de silicio de 20 mm de diámetro conteniendo cientos de microprocesadores integrados a gran escala (ver texto)
Fig. 4B: Circuitos integrados TTL encapsulados en cubierta de plástico y cerámica.

Investigaciones

Modelos animales han permitido investigar los límites de la electroestimulación en tejidos nerviosos. En 1994 se estudiaron las respuestas eléctricas en ojos enucleados y preparados de rana toro. Se realizaron pruebas con puntas de platino, ya que éste es un excelente conductor y no es tóxico para los tejidos orgánicos, encontrando que la estimulación de la superficie interna puede mostrar una respuesta localizada. La carga eléctrica solamente estimulaba la retina de la rana toro si los dos electrodos estaban en contacto con la superficie. Si los electrodos no se apoyaban en la superficie no había respuesta detectada con los instrumentos de medición. Esto quiere decir que solamente un estímulo sobre la retina era capaz de producir una respuesta, y no un estímulo sobre el vítreo o sobre la misma retina producía una respuesta global.

Llevando mas lejos este experimento, se tomó la iniciativa de desaparecer la capa de fotorreceptores de conejos mediante una combinación de sodio y yodo, de modo que no pudiera producirse una respuesta inducida por la estimulación de las células receptoras de luz. Sin embargo la finalidad de destruir la capa de fotorreceptores era simular lo que sucede en la retinosis pigmentaria. Muchos modelos de visión artificial han trabajado con pacientes portadores de esta enfermedad debido a que si no existen conos y bastones, el delicado entramado de conexiones nerviosas está potencialmente habilitado para conducir la señal resultante. Las células bipolares, ganglionares y fibras nerviosas permanecen prácticamente inalteradas por este padecimiento. Se demostró que la electroestimulación multifocal puede ser un recurso útil para proveer de visión a pacientes con pérdida visual profunda secundaria a enfermedades que causen degeneración retiniana externa.

En 1996 se condujeron los primeros estudios para estimular visión en humanos ciegos. El objetivo de estas investigaciones era evaluar la estimulación eléctrica en pacientes con daño a la retina por degeneración macular relacionada a la edad y retinosis pigmentaria. Se incluyeron cinco pacientes a los cuales se le abordó a través de vitrectomía convencional por vía pars plana. Bajo anestesia local se colocó una sonda de prueba con electrodos de platino o de óxido de iridio, se realizaron pruebas buscando los pacientes lograr la resolución del estímulo, identificación espacial de los fosfenos, información geométrica, tamaño, duración y amplitud del estímulo recibido. Los pacientes describieron fosfenos breves que coincidieron con el tiempo de la duración del estímulo, refirieron que los fosfenos aumentaron en amplitud y duración. Cuatro pacientes lograron identificar la fuente del fosfeno en la zona correcta, pero el que no logró identificar el origen y la forma era un paciente con ceguera congénita.

Con este experimento se demuestra que ya no solo es una posibilidad si no una realidad restaurar al menos una forma de visión en pacientes sin percepción de luz, lo cual transforma a este último término en algo muy relativo. Las aplicaciones de una prótesis visual pueden funcionar en la rehabilitación de la visión periférica y

restauración limitada de la visión foveal en estados avanzados de retinosis pigmentaria y degeneración macular.

En el año 2000 se logra implantar con éxito la primera retina artificial en humanos a manera de un chip subretiniano que transforma la luz en señales electrónicas. Algunos de los investigadores involucrados son el doctor Allan Chow, Mark Humayun y Eugene de Juan.

Recientemente se ha enunciado que la colocación de implantes visuales puede resultar en degeneración de fibras nerviosas, hiperpigmentación de la retina y cambios atróficos en el epitelio pigmentado. Al parecer la construcción de paneles de silicón y electrodos de platino pueden ayudar a evitar estos sucesos.

En 2002 Alireza Moini de la universidad Adelaide, Australia, publica un libro con al menos 100 tipos diferentes de retinas artificiales.

OBJETIVO

Mostrar los resultados de la primera fase de investigación del proyecto de sustitución de la visión y los avances de la segunda fase del mismo.

JUSTIFICACION

Avanzar a la siguiente fase en humanos. Si se logran reproducir con éxito los resultados reportados en publicaciones internacionales se podrían realizar pruebas para determinar si la electroestimulación puede usarse en pacientes diabéticos sin percepción de luz para formular una propuesta de implante visual específico para este tipo de usuarios.

MATERIAL Y METODOS

Primera fase

El estudio fue de tipo descriptivo de fase I, no analítico/experimental. Se eligió a tres individuos mediante muestreo de tipo probabilístico aleatorio simple que cumplieran con los criterios de inclusión mencionados mas adelante en esta sección. A todos los pacientes se les enteró de la finalidad del estudio y firmaron de conformidad antes de ingresar al estudio.

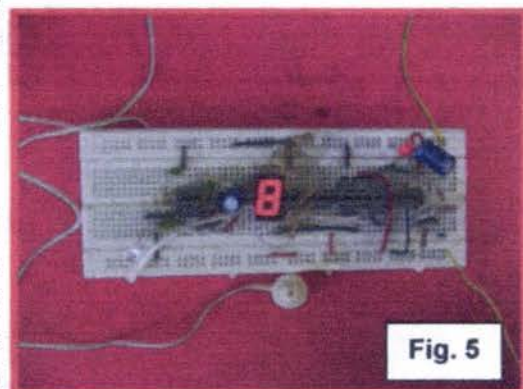
Para la construcción del transductor se eligió un fototransistor bipolar epóxico de aditamento óptico convexo con tres puntas (emisor, base larga y colector), de tipo NPN, con respuesta de 1 microsegundo. (Opcionalmente se puede utilizar un fototransistor de par Darlington). La respuesta sensorial del espectro electromagnético para éste fototransistor varia de 400 a 1000 nanómetros de longitud de onda. Esto quiere decir que es capaz de captar la luz visible y casi todas las formas de luz infrarroja. Se optó por un fototransistor y no una celda solar de silicón por que el dispositivo debía conmutar de forma rápida y confiable los cambios en la intensidad de la luz.

La señal se envía a un amplificador operacional 741 (de $\pm 18V$, disipación de 500mW, diferencial entrante de $\pm 30V$, voltaje de entrada de $\pm 15V$, temperatura operante de 0° a 70°). El modo de operación es de amplificación invertida básica. La señal obtenida es enviada a un nuevo amplificador operacional modificado para audio de la serie 386 (de $\pm 15V$, disipación de 600mW, diferencial entrante de $\pm 0.4V$, temperatura operante de 0° a 70°). La ganancia obtenida con polaridad simple es de 20, la ganancia al conectarla al capacitor de $10\mu F$ a través de las terminales 1 a 8 del circuito integrado es de 200.

El amplificador operacional 386 deriva su señal a una bocina o un auricular por medio del cual el paciente puede escuchar las señales producidas por la presencia de la luz y los colores.

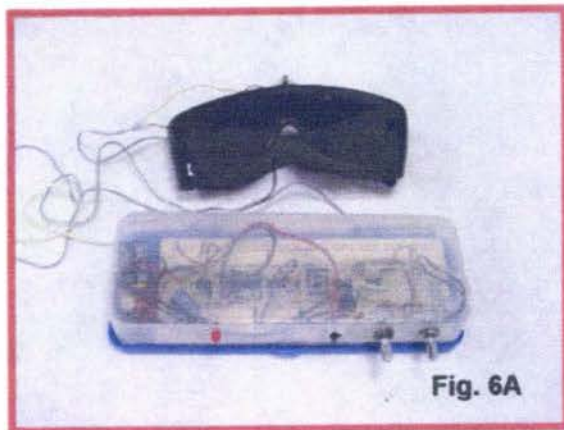
Para facilitar al usuario la orientación espacial de los objetos adicionamos al transductor un temporizador 555 para crear pulsos infrarrojos mediante un diodo electroluminiscente (LED) infrarrojo. Los pulsos infrarrojos de este circuito permiten emitir una señal constante que puede rebotar contra objetos localizados a unos metros de distancia y ser captados por el fototransistor. Esto puede compararse a la forma natural en la que los quirópteros se guían. (Fig. 5)

Para que el observador pudiera conocer el número de pulsos emitidos a libre elección del paciente (solamente para fines de ajuste del dispositivo) se colocó un contador de década (serie 74SL90) y un decodificador de



década (74SL48) unido a un arreglo de LEDs de cátodo común de 7 segmentos.

El transductor terminado fue colocado dentro de una caja de plástico y el fototransistor se montó en el puente de unos lentes oscuros para que el usuario pudiera dirigirse de frente a los objetos. (Fig. 6)



A los pacientes se les realizaron tres tipos de pruebas: 1) presencia de luz. 2) Detección de movimiento y 3) reconocimiento de colores primarios. Las pruebas de luz y movimiento se llevaron a cabo en un cuarto oscuro en donde el observador cambió con frecuencia la posición de la fuente de luz y el paciente identificó la dirección de la cual provenía. De forma análoga las pruebas de movimiento se realizaron en una habitación iluminada por una lámpara de gas de mercurio. (Luz fría). Las pruebas de color se realizaron frente a un monitor variando los colores de la pantalla. El paciente indicaba verbalmente el nombre del color. Los colores utilizados fueron el azul, rojo y verde.

Cada prueba se efectuó 15 veces por cada paciente.

Las variables y las pruebas aplicadas se muestran a continuación.

Estudio descriptivo (fase I) Prospectivo y Longitudinal

Variables ordinales:

- Percepción de luz
- Percepción de color
- Percepción de movimiento

Criterios de inclusión:

- Pacientes NPL
- Profesionales
- Sin patología auditiva Emocionalmente estables

Pruebas:

- Percepción de luz
- Percepción de movimiento

Percepción de color (Fig. 7)



Fig. 7: El transductor es utilizado en este momento por un paciente sin visión en ambos ojos. El paciente fue capaz de lograr atravesar sin bastón u otra ayuda el pasillo e identificar todas las fuentes de luz.

Segunda fase

Nuestro equipo ha diseñado un dispositivo electroestimulador basándose en los artículos reportados por el doctor Mark Humayun. Se elaboró un dispositivo generador de corriente eléctrica capaz de emitir pequeños pulsos de energía y de forma deliberada se puede variar la frecuencia y duración de los pulsos, así como la intensidad. El diseño de este aparato contempla variaciones de corriente desde 0 hasta 0.5 amperes, y frecuencias de hasta 10 veces por segundo. El diseño propuesto fue elaborado mediante circuitos integrados estandarizados de lógica de transistor-transistor. (TTL). La pantalla contiene indicadores numéricos con los siguientes datos: Amperaje, voltaje, frecuencia, número de pulsos.

La sonda de prueba tiene un diámetro pequeño y suficiente para ser introducido por una esclerotomía convencional a través de la pars plana. Contiene dos electrodos de diferente polaridad hechos en oro. El diseño de este nuevo equipo es relativamente sencillo y se ha elaborado con bloques de construcción de compuertas lógicas NAND (TTL) consistiendo de un temporizador que genera los pulsos, éste alimenta a un divisor de pulsos y finalmente a un transformador de corriente con puente rectificador en aras de no exceder 300 miliamperes por aplicación.

Consideraciones éticas:

El diseño del aparato no permite daño acústico a la membrana timpánica o al sistema nervioso central ya que los componentes de los que esta fabricado son inofensivos.

Espacio de trabajo:

Departamento de Retina y Vítreo del Instituto De Oftalmología Fundación Conde De Valenciana y CRECIDEVI.¹

Limite de tiempo:

Primera fase: Terminado. 1° marzo de 2002.

Segunda fase: Electroestimulador terminado. Las cirugías se realizarán en diciembre de 2003.

¹ Centro de rehabilitación para ciegos y débiles visuales.

RESULTADOS

En términos de razón y proporción los aciertos fueron significativamente mas frecuentes que los errores. Los gráficos 1 al 3 ilustran lo anterior evidenciando que los pacientes identifican de manera certera la presencia de luz, color y movimiento.

En cuanto a las pruebas de luz la media de aciertos fue de 13, lo que corresponde al 86.67%. La media de las pruebas de movimiento fue de 14.67 que corresponde a 97.78%. La media de las pruebas de color fue de 15, corresponde a 100%. La media del total de aciertos fue de 14.22 (94.8%).

La teoría estadística de pequeñas muestras (p.e. *t* de student, χ cuadrada, etc.) podría aplicarse fácilmente a esta serie, sin embargo el control debería ser un paciente ciego y por razones evidentes no son comparables. No son aplicables.

La finalidad del estudio – que es de tipo descriptivo – fue desarrollar el transductor y aplicarlo al paciente ciego. Lo anterior se logró.

Los resultados se muestran en las tablas y gráficos anexos. (Tabla 1, gráficos 1,2 y 3)

	ACIERTO	ERROR	TOTAL
LUZ/OSCURIDAD			
Paciente A	13	2	15
Paciente B	12	3	15
Paciente C	14	1	15
COLORES			
Paciente A	15	0	15
Paciente B	15	0	15
Paciente C	14	1	15
MOVIMIENTO			
Paciente A	15	0	15
Paciente B	15	0	15
Paciente C	15	0	15

Tabla 1. Tabla de recolección de datos

Por otro lado se ha logrado la construcción del electroestimulador que será empleado en la segunda fase del proyecto y ha sido probado y certificado dentro de los límites de seguridad propuestos por la literatura publicada internacionalmente. Las pruebas realizadas con electroforesis en gel y con amplificadores operacionales han demostrado que sus variaciones de corriente se

encuentran dentro de la desviación estándar correspondiente a un error esperado fuera del 99.5% de aciertos bajo la curva gaussiana.



Gráfico 1. Pruebas de percepción de luz.

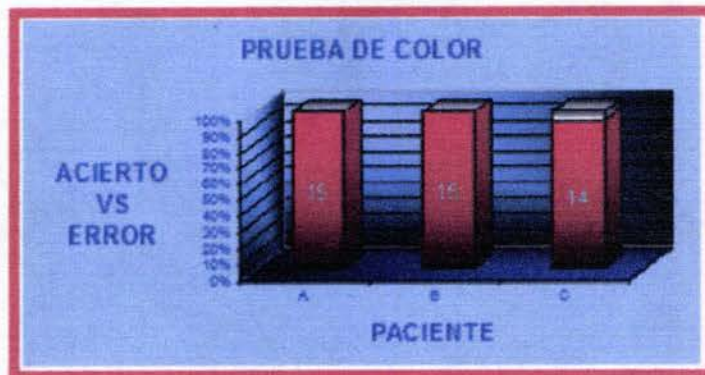


Gráfico 2. Pruebas de percepción de color.

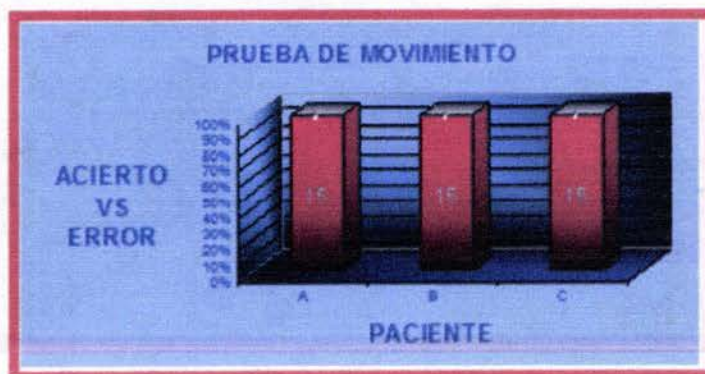


Gráfico 3. Pruebas de percepción de movimiento.

DISCUSIÓN

Con el transductor que elaboramos las señales deben ser interpretadas por el paciente. El periodo de adaptación es rápido. Lo descubrimos por que las pruebas preliminares se realizaron con residentes de nuestro instituto. En estas debíamos estar seguros de que al paciente no le ocurriría ningún daño por el uso del dispositivo. Debido a que el diseño fue propuesto por nuestro equipo conocíamos los límites de seguridad y participamos como una especie de grupo control antes de las pruebas definitivas. De esta manera observamos que en cuestión de unos minutos se aprende el sonido generado por diferentes colores, el cambio de intensidad luminosa y los movimientos que afectan la luz del entorno.

La presencia de luz se manifiesta como un sonido tenue y constante, entre más cercana es la fuente luminosa mas fuerte es el sonido. La intensidad de la luz es directamente proporcional al volumen generado por el aparato. Cuando un objeto grande se aleja o se acerca refleja la luz de una manera característica y los cambios son captados por el fototransistor como aumento o disminución de la intensidad del sonido. En condiciones adecuadas es posible detectar el movimiento a una distancia de 6 metros y contar los dedos de una mano.

Así como los colores dependen de la longitud de onda de la luz, el tono del sonido depende del número de vibraciones por minuto. El color rojo se escucha como un sonido grave de longitud de onda mayor, el color azul tiene un sonido agudo (mas alto) y el color verde un sonido intermedio. Un paciente bien entrenado puede captar la diferencia entre 7 tonos diferentes. El color negro no genera sonido, por lo que ausencia de sonido es ausencia de luz.

Algunos aparatos utilizan la sensibilidad de la lengua para captar imágenes generadas por transductores que funcionan bajo el mismo principio, pero esto resulta incómodo y poco deleitable. Otros generan impulsos que son transformados en energía cinética por pequeños dínamos sobre la piel, de manera semejante a un topo que encuentra su camino.

Chow, Humayun, De Juan, y otros autores han desarrollado retinas artificiales y las han implantado con cierto éxito en pacientes ciegos. Sin embargo no todos los pacientes son candidatos a este tipo de procedimiento, ya que se requiere de conservar la retina en relativo buen estado. Con toda seguridad un paciente con desprendimiento traccional de retina secundario a complicaciones por retinopatía diabética no sería candidato a un implante de este tipo. Tampoco lo serían pacientes con importante daño glaucomatoso. Por esta razón los implantes retinianos en este tipo de pacientes son tan solo buenos deseos.

La interpretación de señales luminosas transformadas en sonido puede ofrecer una opción mas objetiva en este momento. Sin embargo hemos propuesto que a corto plazo pueden hacerse pruebas de electroestimulación en humanos en aras de prepararnos para el diseño de una retina artificial en nuestro país dirigida a nuestro tipo de población. Nuestro equipo ha determinado realizar las pruebas

con el dispositivo de electroestimulación que ha sido creado por nosotros ya para tal fin. Referente al experimento en humanos de electroestimulación hemos decidido que se realizará en pacientes que tengan al menos un ojo con visión de NPL y que voluntariamente deseen someterse a la prueba. Todos ellos con carta de consentimiento informado debidamente revisada y firmada ante el investigador con dos testigos presentes. Se realizarán dos grupos de pacientes: Aquellos con pérdida de visión secundaria a retinopatía diabética y sus secuelas, y aquellos con pérdida de visión secundaria a otras causas (p.e. desprendimiento de retina ya aplicado). Bajo anestesia local peribulbar se realizará un abordaje para vitrectomía convencional con tres puertos, de los cuales uno servirá para introducir la sonda de prueba. Con la misma se estimulará la retina directamente sobre la mácula del ojo ciego con parámetros iniciales de 300mA y un ciclo por segundo. A partir de este momento la prueba podrá continuarse según uno de las siguientes opciones: Sin respuesta: Elevar el amperaje gradualmente hasta 0.5 amperes. Si no hay respuesta terminar la prueba. Si la hay proceder al siguiente paso; Con respuesta por arriba de 0.3 amperes: Disminuir el amperaje hasta que el estímulo sea apenas perceptible, variar la frecuencia hasta 10 pulsos por segundo y detenerse en el momento en el que el paciente refiera un estímulo constante teniendo en cuenta que la duración de cada prueba debe ser de un segundo por cada punto a probar. Se deberá continuar con el mismo valor de corriente que fue suficiente para producir un estímulo; Con respuesta debajo de 0.3 amperes: se deberá reducir el amperaje hasta que la sensación visual sea apenas perceptible por el paciente. Una vez realizado lo anterior la frecuencia se deberá variar hasta que el sujeto informe ver un estímulo continuo. Cumplido el punto anterior hemos pensado realizar pruebas dirigidas a estimular los 4 cuadrantes mayores en el ojo. (Fig. 8 y 9)

Sabemos que la respuesta del paciente será de carácter subjetivo. Por tal motivo el punto anterior dará apoyo a las observaciones hechas y en determinado momento podrá estar sujeto a pruebas estadísticas para determinar su valor. A todos los pacientes se les realizará estudio fluorangigráfico previo al estudio. Esto con el fin de evaluar las zonas isquémicas y compararlas con los puntos de prueba durante la cirugía.

La etapa quirúrgica de la segunda fase incluirá pacientes con retinopatía diabética y desprendimiento de retina reaplicado sin percepción de luz en uno o en ambos ojos, en condiciones sistémicas aptas para cirugía, con carta firmada de consentimiento informado, sin importar el tiempo de evolución. Bajo el entendimiento de que el tipo de estudio es descriptivo la respuesta del paciente siempre será categórica: "Hay o no hay luz". Estudios subsecuentes podrán determinar la intensidad y tipo de respuesta si es que esta fase justifica avanzar a las siguientes.

Finalmente, se ha mencionado que elaborar una retina artificial no puede ser el trabajo aislado de un solo investigador. Muchas son las disciplinas que han de dominarse para elaborar un dispositivo tan complejo. Si bien las fases previas como las pruebas de electroestimulación pueden realizarse con relativa facilidad,

la elaboración de un implante visual requiere de complejos cálculos de redes y circuitos que solamente los ingenieros en sistemas -en teoría- dominan, la adquisición de materiales y fabricación de minicomponentes solamente pueden ser recopilados y trabajados por ingenieros industriales, las series de algoritmos -aún de un pequeño sistema- solamente puede ser compilada por ingenieros en sistemas computacionales. La punta de esta pirámide de ciencias que termina con el implante de una retina artificial pertenece al cirujano de retina y vítreo.

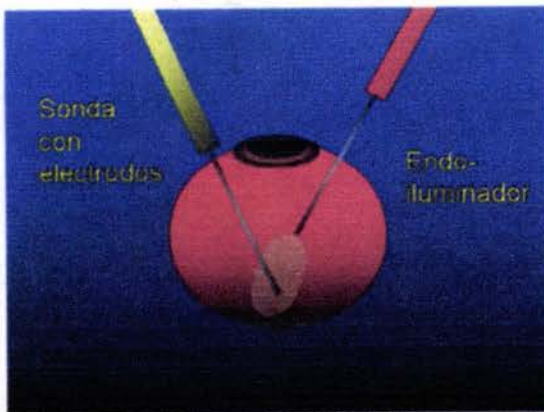


Fig 8. Abordaje convencional vía pars plana. Se planea introducir así un electrodo bipolar para la estimular a la retina con potenciales eléctricos controlados. Aproximadamente -30 mV y 300 mA.



Fig 9. Cuatro cuadrantes de prueba y un quinto cuadrante que corresponde al fondo del ojo (F). Cada zona se probará con estímulos continuos de 1 segundo y frecuencias variables, p.e. 10 pulsos por segundo

CONCLUSIONES

Creemos que es posible desarrollar este tipo de tecnología, que es fácil la adaptación del paciente y que brinda buenos resultados en el reconocimiento de la presencia de luz, color y movimiento. El reconocimiento exacto de los colores se ha logrado con éxito solamente en monitores y objetos que emiten luz propia, pero esto por sí mismo ya es un buen comienzo.

La mayoría de los oftalmólogos consideran que cuando la visión es de NPL no hay regreso de un mundo de oscuridad. Por eso es que cuando pueden salvar la visión, aunque el paciente solamente logre percepción de luz (PL), hacen todo lo posible por mantener al menos esa poca agudeza visual, ya que la diferencia entre NPL y PL puede ser como el día y la noche. Detectar la posición de los objetos mayores, así como distinguir los colores es traer al paciente de NPL a PL. La diferencia ya la hemos mencionado.

No se puede elaborar una retina artificial sin pasar por todos sus momentos evolutivos. No podemos ver lo que los otros investigadores han realizado y tomar el siguiente paso. Debemos basar nuestra experiencia en los hechos que nosotros mismos observemos. Tratar de elaborar una retina artificial es una tarea difícil que requiere de toda nuestra comprensión.

Por lo anterior proponemos que deben realizarse mas estudios al respecto y enfocar líneas de investigación al desarrollo de miniaturización de circuitos integrados biocompatibles y otros dispositivos de los cuales se pensaba que solo existirían en el futuro, por que el futuro es hoy.

BIBLIOGRAFÍA

Artículos

1. Berson EL. Sandberg MA. Rosner B, Natural course of retinitis pigmentosa over a three year interval. *AM j ophtahalmol* 1985;99;240-245
2. Chow AY. Pardue MT. Implantation of silicon chip microphotodiode arrays in to the cat subretinal space. *IEEE Transneural Syst Rehabil Eng.* 2001;9;86-95
3. Humayun M S, De Juan, Ajit B Majji. Long term hitological and electrofysiological results of an inactive epiretinal electrode array implantation in dogs. *Invest Ophthalmol Vis Sci.* 1999;40:2073-2081
4. Humayun M S, De Juan. Bipolar surface electrical stimulation of the vertebrate retina. *Arch ophthalmol* 1994;112:110-116
5. Humayun M S, De Juan. Visual perception elicited by electrical stimulation of retina in blind humans. *Arch ophthalmol* 1996;114:40-46
6. Humayun MS, De Juan. Artificial vision. *Eye* 1998;12 (pt 3b): 605-7
7. Pagon RA. Retinitis pigmentosa. *Surv Ophthalmol* 1998;33; 137-177
8. Peachey NS, Chow.- AY Subretinal implantation of semiconducted-based diodes: progress and challenges. *IEEE Transneural Syst Rehabil Eng*
9. Santos, Humayun, De Juan. Preservation of the inner retina in retinitis pigmentosa, Morphometric análisis. *Arch. Ophtalmol* 1997;115: 511-515

Libros:

10. Moini Alireza. *Vision Chips.* University of Adelaide, Australia. Kluwer Academic Publishers. 2000
11. Morris Robert. *Diseño con circuitos integrados TTL.* Texas Instruments Co. 1998
12. Morris Mano. *Lógica digital y diseño de computadoras.* Prentice Hall. 1999